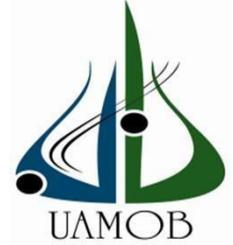




*République Algérienne Démocratique et Populaire*  
*Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique*  
*Université Akli Mohand Oulhadj – Bouira*



*Faculté des sciences et science appliquées*

*Département de : Génie électrique.*

*Mémoire de fin d'étude*

*Présenté par :*

**ARAB MOHAMED LAMINE**

**ABBAS MOHAMED AMEZIANE**

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

*Filière : Electronique*

*Spécialité : Electronique des Systèmes Embarqués*

**Intitulé du sujet :**

**Conception et réalisation d'un équipement de mesure de  
pression artérielle, taille et poids**

**Date de soutenance : 04/07/2022**

**Devant le jury composé de**

Présidente	Mme. S. BENSMAIL	UAMOB
Examineur	M. H. BENGHANIA	UAMOB
Encadreur	Mr. S. MOUDACHE	UAMOB

**Année Universitaire 2021-2022**

# *Remerciement*

Nous tenons à remercier notre Dieu, le tout puissant, de nous avoir donné la santé et la  
Volonté pour compléter ce modeste travail.

Nos remerciements les plus chaleureux vont à nos chers parents pour leurs  
Encouragements, leur patience, et leur grand soutien durant toutes ces années  
D'études.

Nos remerciements s'adressent également à Dr. MOUDACHE.S, pour son encadrement, sa  
motivation

Professionnelle, son orientation afin de donner notre mieux.

Nos profondes gratitudeux aux membres du jury qui vont évaluer ce travail de fin  
D'études.

Tous nos infinis remerciements vont à tous les enseignants qui ont contribué à notre  
Formation durant notre cursus universitaire en particulier, monsieur ISSAOUNI.S, AIT  
ABBAS.H, SAOUD.B,  
MOUDACHE.S, MEDJEDOUB.S.

Enfin, nous remercions tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce  
Mémoire

# *Dédicace*

Ce mémoire représente bien plus que de simples travaux. Ce mémoire est la finalité de cinq longues

Années d'études. C'est pourquoi nous tenons à exprimer notre reconnaissance et notre sympathie bien que nous dédions ce

travail :

*A mes chers parents, mes piliers, que dieu me les gardes*

*Que ce mémoire soit le meilleur cadeau que nous puissions vous offrir*

*A mes frères et mes sœurs que j'adore*

ABEDLKADER, HAMZA, ROMAÏSSA, LINDA, KAHINA

*A celles que nous considérons comme des frères et sœurs*

MOHAMED, TINA, KAMI, ALILO, GHURTA, KHALI SLIMAN

*Qui nous avons toujours soutenu*

*Et encouragé durant ces années d'études*

*Aux membres de notre grande famille*

*A tous ceux que nous aimons et ceux qui nous aiment*

## SOMMAIRE :

Liste de figures .....	II
Liste des tableaux .....	III
Introduction générale .....	1
<b>Chapitre I : Généralité sur la mesure de la pression artérielle, taille et poids.</b>	
Chapitre I.....	3
I.1. Introduction.....	4
I.2. Historique sur les équipements de mesure de pression artérielle, taille et poids .....	4
I.2.1. <i>Les Tensiomètres</i> .....	4
I.2.2. Les toises et balances électroniques.....	5
I.3. La pression artérielle.....	6
I.3.1. La pression artérielle systolique.....	7
I.3.2. La pression artérielle diastolique .....	7
I.3.3. La pression artérielle moyenne .....	7
a). Le débit cardiaque.....	7
b). Les résistances vasculaires .....	7
c). La pression "pulsée" ou "différentielle" .....	7
I.4 Les toises.....	7
I.5. Types de toises .....	8
I.5.1. Toise électronique .....	8
I.5.2. Toise murale .....	9
I.5.3. La toise portable.....	9
I.6. Types des balances .....	9
I.6.1. Balance électronique.....	9
I.6.2. Balance mécanique .....	10
I.7. Les avantages et les inconvénients de balance multifonction .....	10
I.7.1. Les avantages .....	10
I.7.2. Les inconvénients .....	11
I.8. Méthode de mesure de pression artérielle .....	12
I.9. Méthode de mesure de poids et de taille .....	12
❖ I.9.1. Indice de Kettle.....	12
❖ I.9.2. Selon l'âge.....	13
I.9.3. Formule de Broca.....	14
I.10. Conclusion .....	15

---

# SOMMAIRE

---

## Chapitre II : structure de l'appareil et les composants utilisés

Chapitre II .....	16
II.1. INTRODUCTION.....	17
II.2. Schéma synoptique.....	17
II.3. Description des composants utilisés .....	17
II.3.1. La carte Arduino Méga 2560 .....	17
II.3.1.1. Définition .....	18
II.3.1.2. Le microcontrôleur ATMEL ATmega2560 .....	18
II.3.2. Le logiciel Arduino IDE .....	19
II.3.2.1. Définition de logiciel .....	19
II.3.2.2. Présentation du logiciel.....	19
II.3.3. La Pompe de gonflage .....	20
II.3.3.1 Définition .....	21
II.3.4. L'Électrovanne.....	21
II.3.5. Le Capteur de Pression (MPS20N0040D).....	22
II.3.6. Amplificateur hx710b .....	23
II.3.7. Potentiomètre .....	23
II.3.7.1. Définition.....	24
II.3.8. Le Brassard .....	24
II.3.9. TRANSISTOR 2N2222.....	25
II.3.10. La cellule de charge 50Kg .....	25
II.3.11. L'amplificateur hx711 .....	26
II.3.12. Capteur ultra-son HC-SR04.....	27
II.3.13. Monnayeur électronique à multi pièces .....	28
II.3.14. Afficheur LCD i2c.....	29
II.4. Conclusion .....	30

## Chapitre III : conception et réalisation de notre appareil.

Chapitre III .....	31
III.1. Introduction .....	32
III.2. Partie conception.....	33
III.2.1. Schéma fonctionnel de notre équipement .....	33
III.3. Partie réalisation.....	34
III.3.1. Le circuit d'acquisition de hx710b .....	34
III.3.1.2. Test de capteur de pression .....	35

---

## SOMMAIRE

---

III.3.1.3. Méthode utilisée de la mesure de pression artérielle.....	36
III.3.2. Test de capteur HX711.....	37
III.3.2.1. La méthode utilisée pour la mesure de poids .....	38
III.3.3. Test de module ultra-son HC-SR04 .....	39
III.3.4. Bouton de démarrage.....	40
III.3.4.1. Monnayeur .....	40
III.4. Partie de réalisation de programme .....	41
III.4.1. Organigramme du programme .....	41
III.5. DESCRIPTION DE LA MAQUETTE.....	45
III.6. Conclusion.....	46
Références .....	48
Résumé.....	50

---

**Liste de figures :**

<b>Figure I. 1:</b> Courbe de pression artérielle.....	6
<b>Figure I. 2:</b> Toise électronique.....	8
<b>Figure I. 3:</b> Pèse personne électronique .....	9
<b>Figure I. 4:</b> Balance mécanique.....	10
<b>Figure II. 1:</b> Schéma synoptique .....	17
<b>Figure II. 2:</b> Présentation de la carte ARDUINO-MEGA.....	18
<b>Figure II. 3:</b> Broches Arduino Méga 2560.....	19
<b>Figure II. 4:</b> Présentation du logiciel .....	20
<b>Figure II. 5:</b> Pompe de gonflage.....	20
<b>Figure II. 6:</b> Électrovanne .....	21
<b>Figure II. 7:</b> Le capteur de pression MPS20N0040D .....	22
<b>Figure II. 8:</b> Amplificateur hx710b .....	23
<b>Figure II. 9:</b> Le schéma de principe du module HX710B.....	23
<b>Figure II. 10:</b> Présentation d'un potentiomètre .....	24
<b>Figure II. 11:</b> Brassard Tensoval 22 à 32 cm .....	24
<b>Figure II. 12:</b> Transistor 2n2222.....	25
<b>Figure II. 13:</b> Cellule de charge 50Kg .....	25
<b>Figure II. 14:</b> Amplificateur hx711 .....	26
<b>Figure II. 15:</b> Ultra-son HC-SR04.....	27
<b>Figure II. 16:</b> Principe de fonctionnement d'ultra son .....	28
<b>Figure II. 17:</b> Monnayeurs électroniques à multi pièces.....	28
<b>Figure II. 18:</b> Afficheur LCD i2c 16x2.....	29
<b>Figure III. 1:</b> Schéma fonctionnel de notre équipement .....	33
<b>Figure III. 2:</b> Le circuit d'acquisition de hx711 .....	34
<b>Figure III. 3:</b> Branchement du capteur vers l'arduino.....	35
<b>Figure III. 4:</b> Le schéma fritzing et la réalisation de la pression artérielle .....	36
<b>Figure III. 5:</b> Schéma fritzing et connexion de capteur de poids. ....	38
<b>Figure III. 6:</b> Test de module ultra-son.....	39
<b>Figure III. 7:</b> Test et configuration de monnayeur .....	41
<b>Figure III. 8:</b> Schéma feritzing de monnayeur .....	41
<b>Figure III. 9:</b> Programme principal.....	42
<b>Figure III. 10:</b> Sous-programme "mesure de pression artérielle" .....	43
<b>Figure III. 11:</b> Sous-programme " mesure de poids " .....	44
<b>Figure III. 12:</b> Sous-programme " mesure de taille" .....	45
<b>Figure III. 13:</b> La façade interne et externe de notre maquette .....	46

**Liste des tableaux :**

**Table I. 1:** Le résultat d'Indice de Kettle .....13  
**Table I. 2:** La taille Selon l'âge .....14  
**Table I. 3:** Le résultat de Formule de Broca .....15

**Liste d'abréviations :**

**AT :** Auto- Tensiomètres.

**AVC :** accèdent vasculaire cérébraux.

**CC:** Courant Continue.

**GND:** Ground.

**JST:** Japan Solderless Terminal.

**LCD:** Liquid-Crystal Display.

**MEMS:** Miro Electro Mechanical Systems.

**MAP:** Manifold Absolute Pressure.

**OEM:** Original Equipment Manufacturer.

**PAD :** Pression Artérielle Diastolique.

**PAS :** Pression Artérielle Systolique.

**PAM :** Pression Artérielle Moyenne.

**PWM :** Pulse Width Modulation.

**VCC :** Tension Alternative en Volt.

**VDC :** Tension Alternative en Volt.

# Introduction générale

L'hypertension artérielle est une maladie courante et dangereuse. Elle ne présente généralement aucun symptôme, mais elle peut causer de graves problèmes tels que :

Accident vasculaire cérébral, insuffisance cardiaque et rénale, pour diagnostiquer l'hypertension artérielle, une auto mesure fréquente et régulière de la pression artérielle est souvent nécessaire pour aider le médecin. Avec les progrès technologiques dont nous disposons aujourd'hui, cette tâche peut être réalisée avec une grande simplicité et autonomie.

Actuellement, le monde connaît une avance technologique considérable dans tous les secteurs et cela grâce à l'électronique qui est une science indispensable dans la vie quotidienne. Elle joue un rôle important dans le développement de l'entreprise et d'autres établissements grâce à des circuits imprimés qui sont actuellement la base de ces derniers.

Un des domaines phares est bien sûr le domaine de la santé avec l'émergence du concept. Aujourd'hui, nous sommes tous conscients de la pertinence de l'usage de l'électronique dans de nombreux dispositifs médicaux ou destinés à la santé. Les principaux avantages notés se situent au niveau de la miniaturisation, de la robotisation (chirurgie assistée par exemple), du traitement de l'imagerie, des communications d'informations de santé, etc.

Dans ce cadre nous nous sommes intéressés durant ce projet de fin d'étude à un équipement médical particulier, Ce dernier est un appareil de mesure médical utilisé pour mesurer la pression artérielle, taille et poids de manière automatique et non manuelle

L'objectif de ce projet est donc une maîtrise du fonctionnement de cette technologie de notre équipement électronique qu'est capable d'effectuer plusieurs mesures y compris la pression artérielle, taille et poids avec affichage sur un écran LCD

Ce mémoire est divisé en trois chapitres fondamentaux :

Dans le premier chapitre, nous définissons les trois grandeurs principales de notre équipement, et nous présentons également un aperçu de certains appareils de pression artérielle, taille et poids existant et de leur fonctionnement et les méthodes de mesure.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons les différents composants nécessaires et leur caractéristiques et domaines d'applications, à l'étape de mise en œuvre et une étude détaillée des composants électroniques utilisés à également sera présentée.

Le troisième chapitre est divisé en trois parties, dans la première nous présentons la conception proposée du dispositif de mesure de la pression artérielle ; taille et poids ; dans la deuxième nous présentons les différentes étapes de la mise en œuvre du matériels de l'appareil, et dans la dernière nous allons directement passer vers la partie logicielle.

# Chapitre I :

**Généralités sur la mesure de taille, poids et pression artérielle**

**I.1. Introduction :**

Notre travail fait partie d'un domaine très important dans la vie quotidienne, grâce à des Activités interdisciplinaires intégrant les sciences de l'ingénieur avec les sciences Biomédicales, qui nous permettent de contribuer d'abord à la compréhension des Systèmes vivants puis d'apporter une amélioration de la santé humaine. Dans ce chapitre nous parlons de l'équipement de mesure de pression artérielle, Taille et poids, et expliquons brièvement ces quantités et leurs méthodes de mesure.

**I.2. Historique sur les équipements de mesure de pression artérielle, taille et poids :***I.2.1. Les Tensiomètres :*

C'est en 1628 que W. Harvey a découvert la circulation sanguine. Il a démontré, en évaluant la quantité du sang éjecté par le cœur à chaque contraction, qu'en une heure le cœur déplace une masse sanguine égale à trois fois le poids du corps. C'est pourtant seulement en 1730 que la pression sanguine fut mesurée pour la première fois par S. Hales avec un manomètre relié par une canule à l'artère crurale d'un cheval. En 1828, J. L. M. Poiseuille a fait les mêmes mesures avec un manomètre à mercure dont les unités (mm ou cm de mercure) sont encore utilisées en pratique médicale, en contradiction avec le système international d'unités accepté universellement aujourd'hui. La méthode courante en pratique clinique a été inventée en 1905 par P. Korotkov. Elle consiste à mesurer au manomètre la contre-pression exercée sur une artère par un brassard gonflable tout en auscultant l'artère. [1]

Le principal avantage de cette méthode est qu'elle donne accès non plus uniquement à la pression artérielle systolique (PAS) mais également à la pression artérielle diastolique (PAD). C'est la méthode de référence qui est toujours utilisée dans notre vie quotidienne. Elle est connue également sous le nom "**méthode auscultatoire**".

L'évolution des méthodes de Mesures de la pression artérielle permet aujourd'hui de disposer de mesures automatiques. Les appareils dévolus à ces mesures automatiques ou auto- tensiomètres (AT), utilisent majoritairement la méthode dite oscillométrique. Elle utilise également un brassard et un manomètre et elle est connue depuis le début du vingtième siècle. Sa diffusion a commencé vers 1980, après la découverte d'algorithmes de calcul associés permettant l'évaluation de la pression artérielle systolique et diastolique. Les AT permettent au patient de contrôler lui-même sa tension quotidiennement. [1]

### **I.2.2. Les toises et balances électroniques :**

La toise est une unité de mesure connue depuis la plus haute Antiquité. Dans la Grèce antique elle s'appelait « orguia ». Il y a toujours exactement six pieds dans une toise. Pour un pied « normal » de 30 cm environ, cela donne une longueur approximative de 1,94 m. Cela correspond donc à la fois à la distance entre les deux bras étendus et aussi à la taille humaine. Au Canada français, son symbole officiel est T. [2]

En France uniquement puisque le « pied du roi de France » était particulièrement grand à comparer avec les mesures équivalentes partout ailleurs la toise s'était spécialisée pour mesurer la taille humaine (« Passer sous la toise »), car presque personne ne mesurait plus de six pieds-de-roi. Pour désigner la signification traditionnelle de « l'étendue des bras », on créa en France une autre « toise » que l'on appela brasses, mesurant cinq pieds-de-roi. Par ailleurs à l'époque romaine, la mesure de cinq pieds est attribuée au pas (de deux enjambées). En France, la brasses est également utilisée pour rendre la « toise marine » (fathom en anglais, Faden en allemand), bien qu'en anglais et en allemand, cette dernière mesure soit de six pieds également. [2]

Comme dans beaucoup d'autres pays, la toise fut employée en France dans la définition légale des unités de longueur. Historiquement trois toises de longueurs différentes eurent cours légal en France. [2]

Un pèse-personne est un type de balance destiné à indiquer la masse d'une personne debout, immobile sur un plateau. Les pèse-personnes modernes sont en réalité des dynamomètres, ils mesurent le poids d'une personne qu'ils affichent, pourtant, en unité de masse (kilogramme, stones ou livres...) : cette approximation est suffisante dans la plupart des cas, étant donné que la gravité ne varie pas de plus de 0,5 % sur la surface terrestre. Pour la pesée des nourrissons, les pèse-bébés sont adaptés à des masses plus petites et permettent une mesure en position couchée. [3]

Il existe plusieurs systèmes. Les modèles courants à aiguilles fonctionnent grâce à un ressort : plus le poids est important, plus le ressort se déforme, ce qui fait bouger une aiguille ou tourner un cadran. La force du ressort est adaptée au poids d'un adulte et la Précision de l'affichage diminue au fur et à mesure que l'on s'éloigne du poids moyen d'un Humain. La majorité des modèles récents sont à affichage numérique et utilisent la piézoélectricité. Les systèmes plus anciens fonctionnaient sur le principe du moment des forces : on déterminait la masse en faisant coulisser un contrepoids le long d'une barre, jusqu'à ce que la barre soit horizontale. Le principe est identique à la balance romaine. Dans la mesure où le système de contrepoids compare la masse à mesurer à une masse de référence, il mesure bien une masse et non un poids : sa mesure reste valide même si la gravité

Change. Cet avantage, perdu dans les modèles plus récents, est largement compensé par la facilité d'utilisation : leur capacité à fonctionner sur une autre planète n'a jamais vraiment été exploitée. [3]

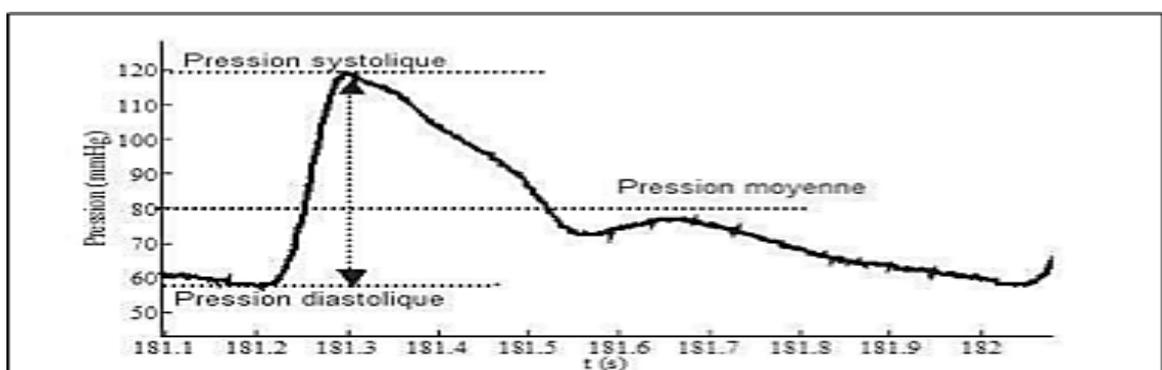
Il existe des modèles combinant une mesure d'impédance du corps afin de déterminer l'indice de masse grasse de l'utilisateur. On peut aussi connaître le taux hydrique et le pourcentage de muscle.

Certains modèles se connectent à Internet ou au réseau local du logis pour transmettre les informations à son ordinateur principal, son serveur de stockage en réseau ou sur les smartphones et tablettes<sup>1</sup>. Ils sont parfois alors employés dans la télémédecine dans le cadre, par exemple, de la surveillance d'une insuffisance cardiaque. [3]

Dans cette partie, nous expliquons les trois grandeurs demandées à mesurer avec notre équipement de mesure, sont présentés comme se suit :

### **I.3. La pression artérielle :**

La pression artérielle est une mesure de la pression ou de la force que le sang exerce sur les parois des vaisseaux sanguins appelés artères. La lecture de la pression artérielle est basée sur deux mesures. Le nombre supérieur représente la force exercée lorsque le cœur se contracte et pousse le sang (pression systolique) dans les artères, et le nombre inférieur représente la pression la plus basse car le cœur se détend entre deux battements (pression diastolique). Au niveau des artères de gros calibre (aorte, artère pulmonaire) et de moyen calibre, la courbe de la pression artérielle peut être divisée en deux composantes : une composante continue constante qui représente la pression artérielle moyenne (PAM), et une pulsation qui représente un changement autour de la pression moyenne. La valeur maximale de cette pulsation correspond à la pression artérielle systolique (PAS) et la valeur minimale correspond à la pression artérielle diastolique (PAD). La différence entre PAS et PAD représente la pression pulsée (voir figure I.1). [4]



*Figure I. 1: Courbe de pression artérielle [4]*

**I.3.1. La pression artérielle systolique :**

Elle dépend du débit d'éjection du ventricule gauche, c'est-à-dire du volume sanguin issu du cœur, de la souplesse des parois artérielles (appelée compliance artérielle), et des ondes de réflexion périphériques. Si le débit cardiaque augmente, la pression systolique augmente. L'augmentation des résistances artérielles majore la pression systolique mais aussi la pression diastolique. [1]

**I.3.2. La pression artérielle diastolique :**

Cette pression est une fonction des résistances sur les artéioles périphériques qui représentent les résistances à l'écoulement sanguin dans les petites artères. Il s'agit d'un paramètre important car cette pression reflète la manière dont les artères du cœur, artères coronaires, sont irriguées. [1]

**I.3.3. La pression artérielle moyenne :**

La pression artérielle moyenne est une pression théorique, équivalente à celle qui assurerait un débit sanguin identique dans tout l'organisme au long des cycles cardiaques. Ses principaux déterminants sont : [4]

a). **Le débit cardiaque** : Le débit cardiaque est la résultante du fonctionnement intégré de l'appareil cardiovasculaire. C'est la quantité de sang qu'éjecte chaque ventricule en une minute. Il est égal au produit du volume éjecté à chaque battement par la fréquence cardiaque. [4]

b). **Les résistances vasculaires** : (déterminées par le nombre, le calibre et le degré d'élasticité des petites artères et artéioles). [4]

c). **La pression "pulsée" ou "différentielle"** : est la différence entre la pression systolique et la pression diastolique.

La pression moyenne suppose un débit cardiaque constant. Or, avec les battements cardiaques, il existe des fluctuations qu'il faut apprécier. C'est la pression pulsée. Celle-ci est déterminée par les propriétés viscoélastiques des parois artérielles de gros et moyen calibre qui réfléchit les ondes dues au débit sanguin éjecté pendant la contraction du cœur (la systole). [4]

**I.4 Les toises :**

Utilisée dans les hôpitaux, les cabinets médicaux ou encore les écoles, la toise est un instrument de mesure qui permet de déterminer la taille des nourrissons, des enfants ou des adultes. Il existe différents modèles de toises telles que les toises transportables, électroniques ou encore murales. La

Toise se choisit selon divers critères qui comprennent la simplicité d'utilisation, la rapidité de mesure ou encore la personne à laquelle elle est destinée. [2]

### **I.5. Types de toises :**

Il existe différents types de toises pour mesurer un adulte ou un enfant. Connaître la taille d'un adulte est important pour un diététicien par exemple afin de réaliser un bilan nutritionnel (Indice de masse corporelle...) dans le cadre d'un régime.

À savoir : La taille en position debout est inférieure (environ 0.7 cm) à celle en position allongée. Validé par l'OMS concernant les normes de croissance, il est conseillé de régler les mesures en fonction de la position. [2]

#### **I.5.1. Toise électronique :**

Grâce à sa graduation précise, au millimètre près, la toise électronique permet une mesure numérique fiable. Certaines d'entre elles sont équipées de techniques de mesures à ultrasons et d'un affichage LCD avec rétro-éclairage, offrant un grand confort de lecture. Sa manipulation est aisée et rapide. Elle peut aussi présenter l'avantage d'être pliable et par conséquent être facilement transportable. Pour l'utiliser, il suffit de se positionner correctement, debout bien droit, grâce au talon de butée. Ensuite, il ne reste plus qu'à descendre le butoir jusqu'à qu'il vienne toucher la tête. Un signal sonore retentit lorsque la mesure est réalisée. Sur certaines toises électroniques, il est possible de transférer les données sans fil ou à l'aide d'un port USB pour ensuite les analyser. [2]



*Figure I. 2: Toise électronique. [2]*

**I.5.2. Toise murale :**

Le plus souvent utilisée pour une mesure de grande précision, grâce à sa graduation au millimètre, cette toise nécessite d'être accrochée à un mur. Qu'elles soient fixes ou munies d'un dérouleur, elles sont peu encombrantes et très pratiques. Elles se déclinent en modèles pour adultes et pour enfants, et permettent une lecture rapide de la taille mesurée grâce à un curseur qui se déplace le long de leur ruban. [2]

**I.5.3. La toise portable :**

Très utile par exemple pour les professionnels de santé exerçant des visites à domicile, elle se transporte facilement grâce à sa taille réduite. Aucune fixation murale n'est requise et elle peut être démontable pour plus de facilité de transport. Simple d'utilisation, légère, elle se démonte et se remonte extrêmement facilement. [2]

**I.6. Types des balances :**

Le pèse-personne est un instrument qui renseigne la masse d'un individu. Il est utilisé pour les contrôles médicaux de routine, mais aussi dans les cas de surpoids ou d'insuffisance pondérale. Cet appareil de mesure du poids est un outil de diagnostic médical indispensable en consultation généraliste ou spécialisée. [3]

**I.6.1. Balance électronique :**

Le pèse-personne électronique est celui qui se vend le plus aujourd'hui. La raison principale, est sa qualité de précision Avec le pèse-personne électronique, se peser est devenu d'un seul coup plus facile et plus fiable. Fini d'essayer de faire concorder l'aiguille sur le zéro pour être sûr(e) que le poids restitué était bien le plus juste. Fiable donc, précis, rapide, le résultat s'affiche sur l'écran comme par magie ! En plus toute la famille peut mémoriser son poids. Les nouveaux modèles s'accordent à vos couleurs, sont décorés ou unis, tellement beaux qu'ils se montrent et se mettent en évidence. [3]



*Figure I. 3 : Pèse personne électronique. [3]*

### I.6.2. Balance mécanique :

Le pèse-personne mécanique n'est pas mort, il a encore des adeptes, des fidèles qui aiment son fonctionnement. Les fabricants l'ont bien comprise et continuent de le proposer dans sa version classique ou une autre, plus design. En général on l'aime parce qu'il est robuste, facile à utiliser, sans piles, et quelquefois pour son look un peu vieillot. [3]



**Figure I. 4:** Balance mécanique. [3]

### I.7. Les avantages et les inconvénients de balance multifonction : [5]

#### I.7.1. Les avantages :

- La précision des mesures de la balance multifonction numérique. Elle est toujours plus juste que la version mécanique.
- Une lecture facile des données grâce à l'affichage à cristaux liquides, plus précis que l'affichage aiguille.
- Le design qui en fait un véritable objet de décoration capable de se fondre dans n'importe quel décor.
- Le choix de fonctionnalités utiles et diverses comme la capacité de mémoire pouvant s'adapter à plusieurs utilisateurs sur les balances dotées d'une reconnaissance automatique ou sur les modèles les plus moderne, l'affichage de pression artérielle et les battements de cœur.
- Un véritable allié santé avec les impédances mètres ou les balances connectées.
- Le prix souvent attractif au regard des fonctionnalités proposées

- Le prix modique des modèles basiques (mécaniques ou électroniques). On peut tout à fait trouver une balance simple et fiable, sans fonctionnalités si la seule donnée recherchée est le poids
- Certains modèles au plateau plus large sont prévus pour les personnes en surpoids (jusqu'à 200 kg) et en sur taille qui dépasse 2Mètres
- L'affichage vocal pour les personnes malvoyantes

La facilité d'entretien, souvent avec un simple coup d'éponge sur le plateau.

- Peut se reprogrammer pour reconnaître d'autres pièces monnaies.

### **I.7.2. Les inconvénients :**

- La portée. Les pèse-personnes électroniques supportent généralement une charge maximale moindre (150 à 180 kg) que les modèles mécaniques pouvant aller jusqu'à 200 kg. La majorité des balances numériques présentes sur le marché affiche une fourchette de portée allant de 150 kilogrammes à 180 kilogrammes maximum.
- La complexité de certains modèles. Plus une balance est innovante, et dite « intelligent », plus elle devient difficile à manipuler !
- L'autonomie parfois réduite. Un dispositif électronique fonctionne avec des piles ou une batterie, et son autonomie peut, par conséquent, s'en trouver limitée. Il ne faut pas oublier de recharger régulièrement la batterie !
- Le coût onéreux des piles qu'il faut changer souvent sur les impédances mètres ou les balances connectées.
- La qualité du support. Certains modèles ne garantissent des données précises que si la pesée a lieu sur une surface dure. Ils sont moins fiables sur des tapis moelleux ou de la moquette.
- La difficulté parfois pour les balances connectées de se connecter à l'application. Plusieurs tentatives sont souvent nécessaires et l'utilisateur n'est pas toujours reconnu. Le Bluetooth ne se déclenchant pas toujours lors de la pesée, il faut redémarrer l'appareil à vide pour la

Synchronisation avec le smartphone.

- L'incompatibilité de certaines balances connectées. Certaines sont compatibles uniquement avec un smartphone doté de la version Android 4.3 (ou plus récente) et du Bluetooth 4.0.
- La remise à « zéro » avec la roulette sur les balances mécanique avec risques d'imprécision.
- Mauvaise lisibilité de certains modèles (mécaniques ou numériques). L'affichage est souvent imprécis (aiguille) ou trop petit (cadran digital).

### **I.8. Méthode de mesure de pression artérielle :**

Elle est faite classiquement par un brassard gonflable circulaire relié à un manomètre, appelé tensiomètre ou sphygmomanomètre.

L'instrument actuel est mis au niveau du bras. Un stéthoscope est déposé au niveau du pli du coude à l'écoute de l'artère humérale. En gonflant le brassard à une pression supérieure à la pression maximale, l'artère du bras est alors occluse. On dégonfle alors celui-ci très progressivement et lorsque la pression de gonflage équivaut à la pression systolique (ou maximale), l'artère s'ouvre par intermittence ce qui se manifeste par l'apparition d'un pique de battement dans le stéthoscope ; ces Piques, appelés « bruits de Korotkoff », sont dus aux turbulences de l'écoulement du sang, gène par la pression du brassard. Des pulsations importantes sont également perceptibles par le patient et par l'examineur. Lorsque la pression du brassard devient inférieure à la pression minimale (diastolique), l'artère est alors ouverte en permanence : le flux turbulent devient laminaire et les bruits auscultatoires disparaissent. Cette méthode est appelée « contre pulsion ». Les tensiomètres électroniques sont équipés par un brassard qui se gonfle par un moteur. Ces appareils permettent des mesures répétées et la surveillance presque en temps réel de la pressionsanguine. [6]

### **I.9. Méthode de mesure de poids et de taille :**

Il existe différentes méthodes pour calculer la proportion idéale poids-taille. Dans tous les cas, il est important de retenir que, bien qu'ayant la même taille et le même poids, une personne peut avoir l'air corpulent tandis que l'autre peut avoir une allure athlétique. [7]

#### **❖ I.9.1. Indice de Kettle :**

Si l'on connaît l'indice de la masse corporelle, on peut alors diagnostiquer avec certitude l'obésité

Ou l'inverse un poids insuffisant. L'indice de Kettle est applicable aux hommes et aux femmes de 20 à 64 ans. Les résultats peuvent ne pas être judicieux dans le cas de femmes enceintes et en période d'allaitement ; il en est de même pour les sportifs professionnels, les personnes très âgées ou les adolescents de moins de 18 ans. [7]

Comment le calculer ? Il faut prendre la taille en mètres et l'élever au carré ; ensuite il faut diviser la masse du corps en kilogrammes entre le chiffre obtenu au début. Par exemple :

Pour une taille de 170 cm et un poids de 65 kg, il faudrait faire ceci :

$$65\text{kg} \div (1,7 \text{ mètres} \times 1,7 \text{ mètres}) = 22,5$$

Le résultat est ton indice. Normalement les hommes se trouvent entre 19 et 25, et les femmes entre 19 et 24. [7]

INDICE DE MASSE CORPORELLE	CLASSIFICATION	RISQUES INHÉRENTS
Moins de 18.5	Déficit de masse corporelle	Bas (risque d'autres maladies)
18.5 - 24.9	Masse corporelle normale	Normal
25.0 - 29.9	Surpoids	Élevé
30.0 - 34.9	Obésité légère	Élevé
35.0 - 39.9	Obésité moyenne	Très élevé
Mais de 40.0	Obésité morbide	Imminent

*Table I. 1 : Le résultat d'Indice de Kettle. [7]*

❖ **I.9.2. Selon l'âge :**

Il a été prouvé que le poids des hommes et des femmes augmente peu à peu avec l'âge, et qu'il s'agit d'un processus physiologique normal. Ces "petits kilos de plus " ne sont pas du surpoids. Tu peux utiliser la grille suivante pour vérifier ton poids idéal selon ton âge. [7]

TAILLE EN CM	ÂGE									
	20-29		30-39		40-49		50-59		60-69	
	SEXE									
	H	F	H	F	H	F	H	F	H	F
150	51.3	48.9	56.7	53.9	58.1	58.5	58.0	55.7	57.3	54.8
152	53.1	51.0	58.7	55.0	61.5	59.5	61.0	57.6	60.3	55.9
154	55.3	53.0	61.6	59.1	64.5	62.4	63.8	60.2	61.9	59.0
156	58.5	55.8	64.4	61.5	67.3	66.0	65.8	62.4	63.7	60.9
158	61.2	58.1	67.3	64.1	70.4	67.9	68.0	64.5	67.0	62.4
160	62.9	59.8	69.4	65.8	72.3	69.9	69.7	65.8	68.2	64.6
162	64.6	61.6	71.0	68.5	74.4	72.2	72.7	68.7	69.1	66.5
164	67.3	63.6	73.9	70.8	77.2	74.0	75.6	72.0	72.2	70.7
166	68.8	65.2	74.5	71.8	78.0	76.6	76.3	73.8	74.3	71.4
168	70.8	68.5	76.2	73.7	79.6	78.2	79.5	74.8	76.0	73.3
170	72.7	69.2	77.7	75.8	81.0	79.8	79.9	76.8	76.9	75.0
172	74.1	72.8	79.3	77.0	82.8	81.7	81.1	77.7	78.3	76.3
174	77.5	74.3	80.8	79.0	84.4	83.7	82.5	79.4	79.3	78.0
176	80.8	76.8	83.3	79.9	86.0	84.6	84.1	80.5	81.9	79.1
178	83.0	78.2	85.6	82.4	88.0	86.1	86.5	82.4	82.8	80.9
180	85.1	80.9	88.0	83.9	89.9	88.1	87.5	84.1	84.4	81.6
182	87.2	83.3	90.6	87.7	91.4	89.3	89.5	86.5	85.4	82.9
184	89.1	85.5	92.0	89.4	92.9	90.9	91.6	87.4	88.0	85.8
186	93.1	89.2	95.0	91.0	96.6	92.9	92.8	89.6	89.0	87.3
188	95.8	91.8	97.0	94.4	98.0	95.8	95.0	91.5	91.5	88.8
190	97.1	92.3	99.5	95.8	100.7	97.4	99.4	95.6	94.8	92.9

*Table I. 2: La taille Selon l'âge. [7]*

### I.9.3. Formule de Broca :

L'une des méthodes les plus populaires pour calculer le poids est la formule de Broca, car elle calcule la relation entre la taille, le poids, le type de corps (biotype) et l'âge. Pour les personnes de moins de 40 ans, cette méthode consiste à soustraire 110 à la taille mesurée en mètres (c'est-à-dire, 170 cm de taille moins 110 = 60). Si la personne a plus de 40 ans, elle ne doit soustraire que 100 unités. En outre, les personnes dont le corps est ectomorphe (voir ci-dessous) doivent soustraire 10% à cette valeur, et les personnes dont le biotype est endomorphe doivent ajouter 10% au résultat initial. [7]

HOMMES	FEMMES	BIOTYPE	CARACTÉRISTIQUES DE CE BIOTYPE
18-20 cm	15 - 17 cm	Mésomorphe	Tend à être athlétique par nature et à développer les muscles facilement. prédisposition à gagner de la masse musculaire et à ne pas accumuler de la graisse
Plus de 20 cm	Plus de 20 cm	Endomorphe	Tend à avoir une taille plus grande que les autres deux biotypes. os grands et lourds, épaules, dos et cuisses forts. jambes relativement courtes.
Moins de 18 cm	Moins de 15 cm	Ectomorphe	Tend à présenter des membres longs et une structure osseuse mince. gagne difficilement du poids et des muscles.

*Table I. 3: Le résultat de Formule de Broca. [7]*

**Comment savoir quel est mon biotype (type de corps) ?** Il suffit de mesurer avec un ruban métrique la circonférence de ton poignet.

+Il est clair que ces valeurs sont établies à titre indicatif, et ils doivent être arrondis et analysés selon le type de corps, l'âge et d'autres variables. [7]

#### **I.10. Conclusion :**

Dans ce chapitre, nous avons expliqué en détail la pression artérielle et ses différentes composantes (pressions artérielles systolique et diastolique, pression différentielle ou pulsée), et nous avons aussi expliqué brièvement les méthodes de mesure de poids et de taille et leurs appareils de mesure.

# Chapitre II :

## STRUCTURE DE L'APPAREIL ET LES COMPOSANTS UTILISES

### II.1. INTRODUCTION :

Dans le présent chapitre, nous présentons la conception proposée de notre équipement de mesure de la tension artérielle, taille et poids, y compris les différents composants nécessaires à l'étape de la production. Nous présentons également une étude détaillée des composants électroniques employés.

### II.2. Schéma synoptique :

Cette partie se base sur la conception de notre appareil représenté par : un circuit de commande qui comporte la carte Arduino Méga, ainsi qu'un monnayeur comme un bouton de démarrage, et trois blocs de mesure contenant les composants utilisés pour chaque mesure et à la sortie nous trouverons un circuit d'affichage (LCD). En exploitation de la (figure II.1)

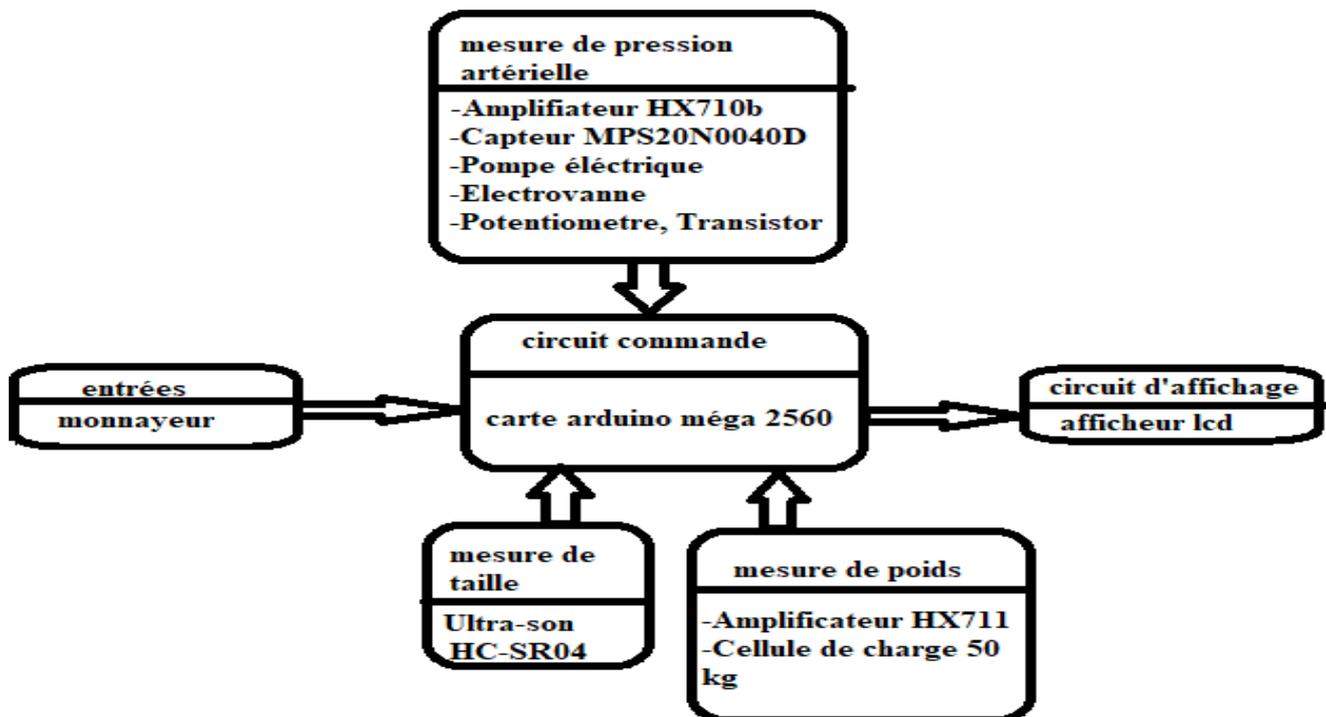


Figure II. 1 : Schéma synoptique.

### II.3. Description des composants utilisés :

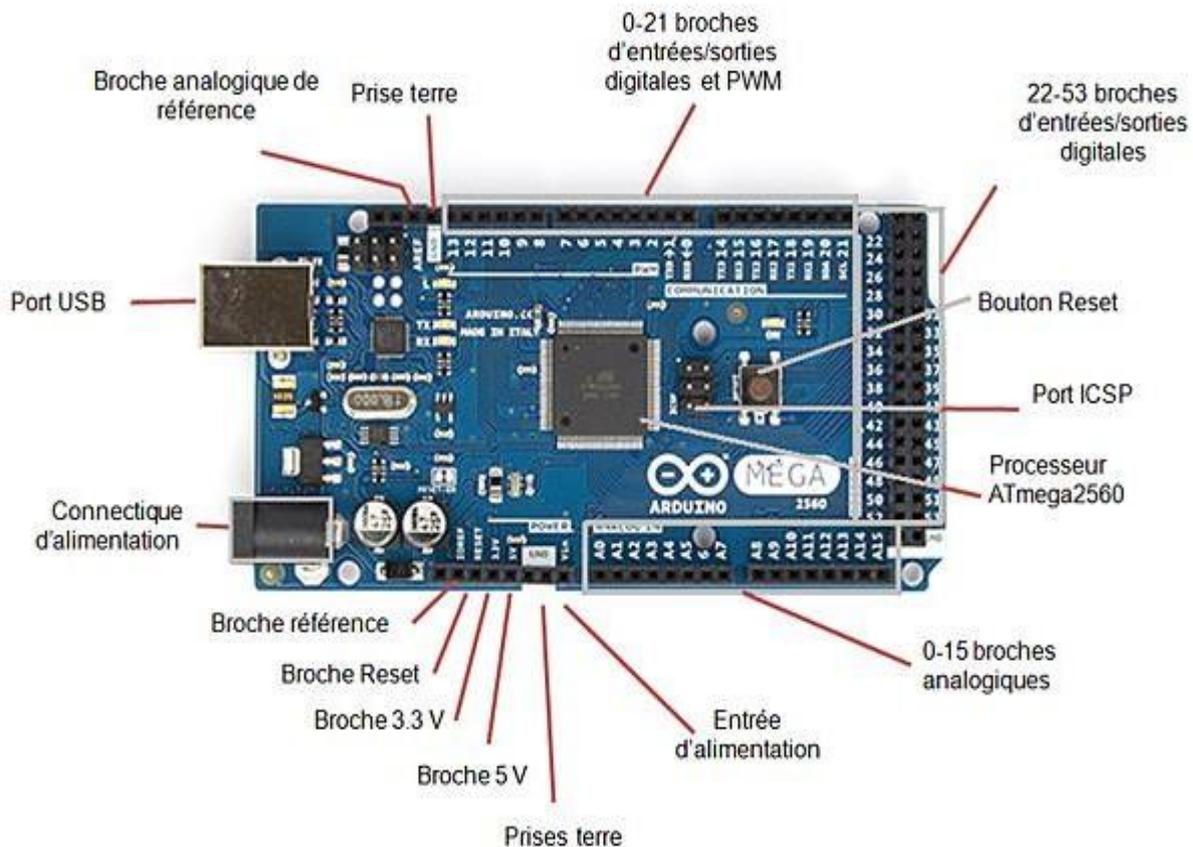
Dans cette partie nous allons présenter les composants utilisés et leurs principes de fonctionnement.

#### II.3.1. La carte Arduino Méga 2560 :

Nous nous sommes servis d'un Arduino MEGA pour gérer et contrôler les différents composants du dispositif.

### II.3.1.1. Définition :

L'Arduino Méga 2560 est une carte microcontrôleur basée sur l'ATmega2560. Il dispose de 54 broches d'entrée/sortie numériques (dont 15 peuvent être utilisées comme sorties PWM), 16 entrées analogiques, 4 UART (ports série matériels), un oscillateur à cristal 16 MHz, une connexion USB, une prise d'alimentation, un en-tête ICSP, et un bouton de réinitialisation. [8]



*Figure II. 2 : Présentation de la carte ARDUINO-MEGA.*

### II.3.1.2. Le microcontrôleur ATMEL ATmega2560 :

L'ATmega2560 est un microcontrôleur CMOS 8 bits basse consommation basé sur l'architecture RISC améliorée AVR. En exécutant des instructions puissantes en un seul cycle d'horloge, l'ATmega2560 atteint des débits approchant 1 MIPS par MHz permettant au concepteur de système d'optimiser la consommation d'énergie par rapport à la vitesse de traitement. [9]



Vous pouvez donc saisir votre programme, l'enregistrer, le compiler, le vérifier, le transférer sur une carte Arduino. [10]

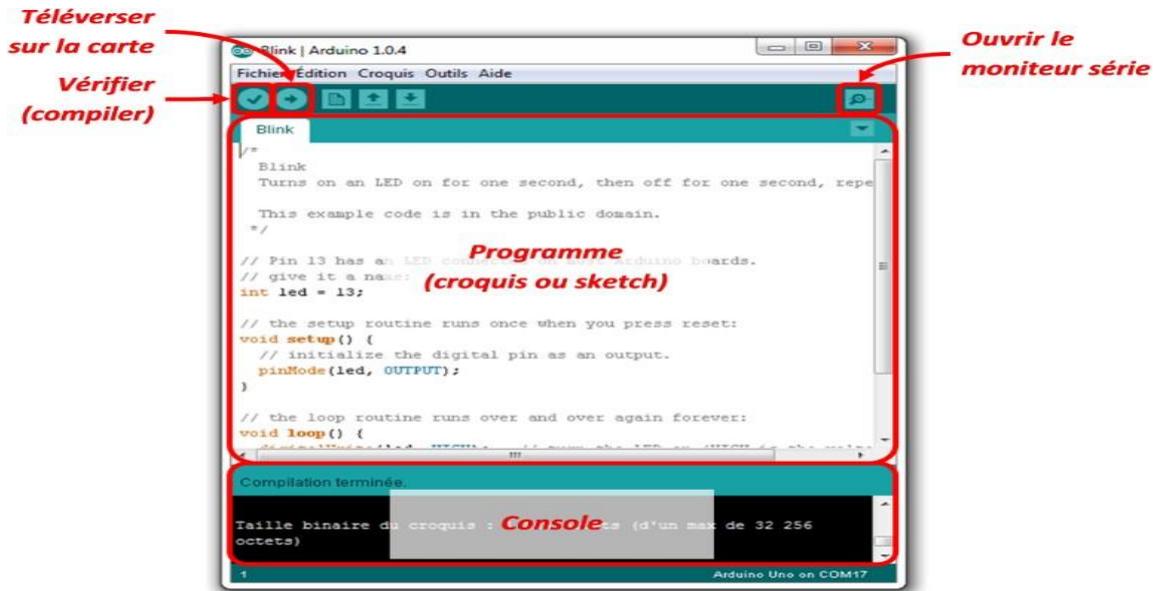


Figure II. 4 : Présentation du logiciel.

**II.3.3. La Pompe de gonflage :**

Nous avons utilisé une petite pompe. Cette dernière est reliée à un système pneumatique qui fournit de l'air au système pour gonfler le brassard. Elle est montrée dans la figure suivante

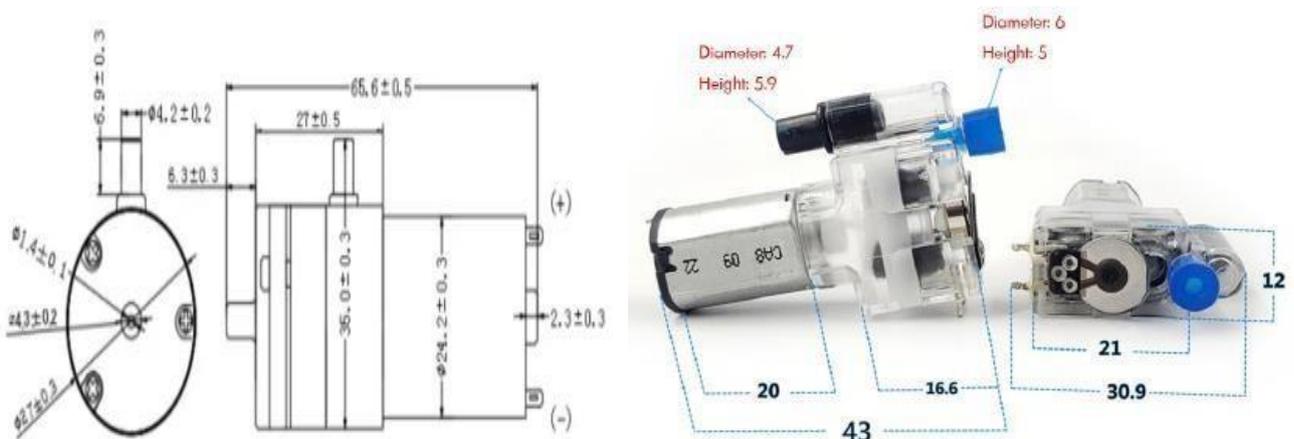


Figure II. 5 : Pompe de gonflage.

**II.3.3.1 Définition :** Une pompe à air électrique sert à pomper de l'air. Elle utilise de l'énergie électrique pour faire tourner la roue et aspirer l'air à l'intérieur de la pompe. Toutes les types de pompes ont des pièces mobiles (diaphragmes, turbines, pistons, pales, vilebrequin, etc.) pour entraîner le flux d'air. Au fur et à mesure que l'air se déplace, une zone de basse pression se forme et se remplit de plus d'air. La pompe à air est principalement utilisée pour forcer l'air dans la chambre. Nous avons utilisé cette pompe pour le gonflage du brassard. [12]

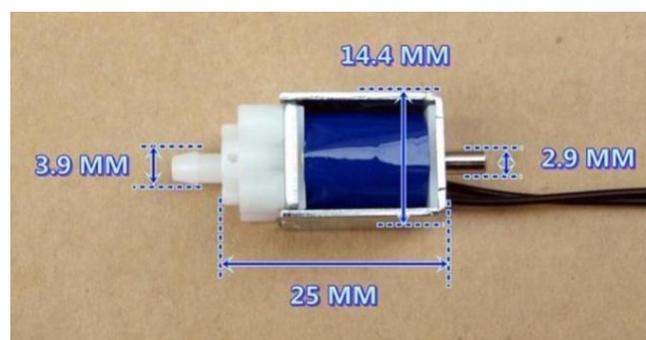
➤ **Caractéristiques techniques :**

- Spécifications du moteur : 12 \* 14 \* 20 (moteur 031)
- Tension : 6 V CC
- Courant : 0,2 A
- Poids : 15,5 g

**II.3.4. L'Électrovanne :**

Dans ce projet on a deux électrovannes, une électrovanne indépendante et autre connectée avec le moteur. Pour la commande du dégonflage du brassard nous avons utilisé les deux.

L'opération de dégonflage du brassard est divisée en deux étapes. On commence par un dégonflage lent qui nous permet d'identifier toutes les tensions, et un deuxième dégonflage rapide en utilisant les deux électrovannes pour terminer l'opération de mesure le plus vite possible afin de ne pas déranger le malade. [12]



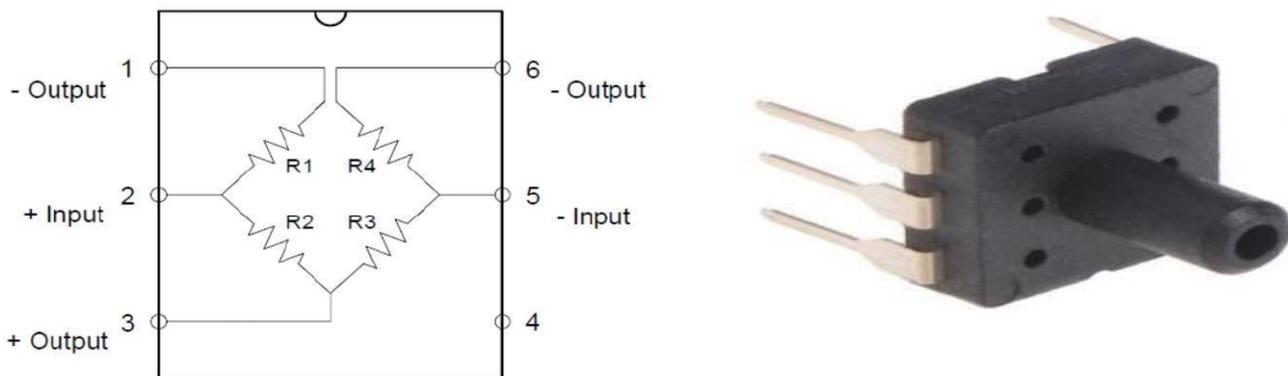
*Figure II. 6 : Électrovanne.*

➤ **Principe du fonctionnement :**

Cette électrovanne fonctionne par le principe de tout ou rien. Cette vanne est commandée par courant électrique, qui passe la bobine. Lorsqu'un courant est appliqué, un champ magnétique est créé et provoque le déplacement du piston à l'intérieur de la bobine. Selon la conception, le piston s'ouvrira lorsque l'électricité sera appliquée, ou la vanne de débit se fermera. Lorsque le courant cesse de circuler vers la bobine de vanne, il revient à son état normal.

**II.3.5. Le Capteur de Pression (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. [12]



*Figure II. 7 : Le capteur de pression MPS20N0040D.*

➤ **Principe de fonctionnement :**

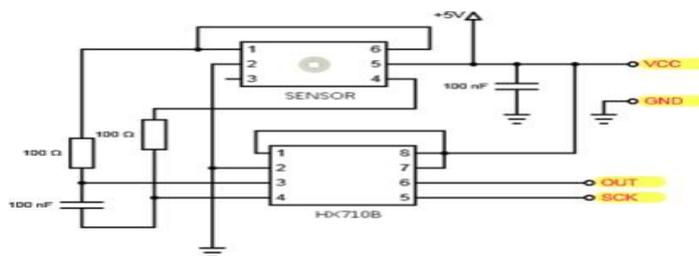
Le MPS20N0040D répond à 40 kPa sur une plage de 50 mV. Ce capteur utilisé est attaché à un Hx710B, qui est un convertisseur analogique-numérique (CAN) 24 bits et un amplificateur de signal avec une amplification définie de 128. Ainsi, lors de l'application de 5 V au capteur, nous obtenons une réponse possible de 0V - 6.4V. Sous l'hypothèse de linéarité (commune aux transducteurs de pression), la réponse du MPS20N0040D peut être approximée à l'aide d'une relation de pente et d'interception entre le signal électrique et la pression mesurée.

### II.3.6. Amplificateur hx710b :

La puce HX710B est conçue pour peser les balances et les applications de contrôle industriel pour s'interfacer directement avec un capteur de pont. Son amplificateur à faible bruit d'entrée (PGA) a un gain fixe de 128, correspondant à une tension d'entrée différentielle pleine échelle de  $\pm 20$  mV, lorsqu'une tension de référence de 5 V est connectée à la broche VREF. L'oscillateur sur puce fournit l'horloge système sans aucun composant externe. Outre son circuit de réinitialisation de mise sous tension (POR) sur puce, il simplifie l'initialisation de l'interface numérique. [13]



*Figure II. 8 : Amplificateur hx710b. [13]*



*Figure II. 9 : Le schéma de principe du module HX710B. [13]*

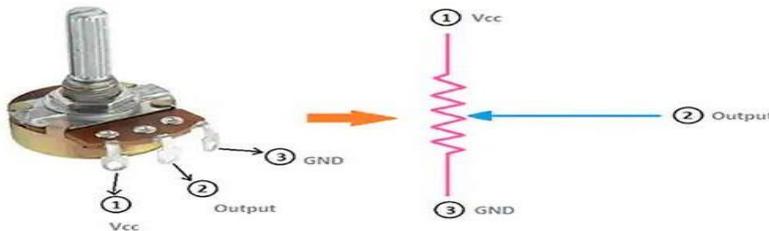
#### ➤ Principe du fonctionnement :

Le HX710B qui est un convertisseur analogique-numérique (CAN) 24 bits et un amplificateur de signal avec une amplification définie de 128, fait-il envoyer des impulsions en fonction de la tension qu'il lit. Plus le nombre d'impulsions dans une trame spécifiée est élevé, plus la tension mesurée est élevée.

### II.3.7. Potentiomètre :

Comme la tension produite par le capteur de pression est très faible, nous avons besoin d'amplifier ce signal avant de l'utiliser dans l'étape d'acquisition c'est pourquoi nous avons utilisé un potentiomètre.

**II.3.7.1. Définition :** Un potentiomètre est une résistance variable réglable manuellement à 3 bornes. Deux des bornes sont connectées aux extrémités opposées d'un élément résistif, et la troisième borne se connecte à un contact glissant, appelé essuie-glace, se déplaçant sur l'élément résistif. [14]



*Figure II. 10 : Présentation d'un potentiomètre.*

### II.3.8. Le Brassard :

Il se compose de deux parties distinctes. Tout d'abord, le brassard lui-même est composé d'une poche d'air extensible cernée par une enveloppe non élastique qui sert au maintien de la poche autour du membre du patient. Le plus souvent, la solution adoptée est celle du scratch qui présente une grande simplicité d'utilisation et un système d'attache répartissant les contraintes physiques sur la totalité de la largeur du brassard. Pour amener le signal jusqu'au capteur, les constructeurs utilisent des tubes semi rigides de façon à conduire l'onde jusqu'au capteur sans trop d'atténuation, tout en permettant une bonne manœuvrabilité pour les soignants ainsi qu'une liberté de mouvement pour le patient.

Le choix du brassard dépend principalement de la circonférence du membre qui sera utilisé pour la mesure de la pression non invasive, la figure 15 montre un brassard pour une adulte standard. (Circonférence du Bras : 22 à 32 cm). [12]



*Figure II. 11 : Brassard Tensoval 22 à 32 cm.*

**II.3.9. TRANSISTOR 2N2222 :**

Car la tension et le courant de sortie de l'ARDUINO sont très faibles, ils ne peuvent pas contrôler directement les moteurs et/et les électrovannes. Nous avons donc utilisé les transistors 2N2222 comme commutateurs électriques pour déclencher la pompe et les électrovannes.

La figure suivante montre ce transistor et son broche : [12]

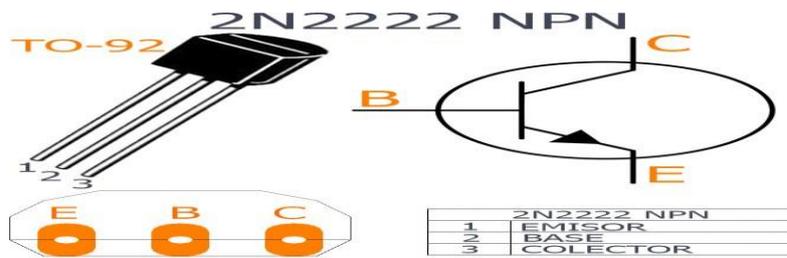


Figure II. 12 : Transistor 2n2222.

**II.3.10. La cellule de charge 50Kg :**

Cette cellule de charge à barre droite (également appelée jauge de contrainte) peut traduire jusqu'à 50 kg de pression (force) en un signal électrique. Chaque cellule de charge est capable de mesurer la résistance électrique qui change en réponse à la contrainte (par exemple, la pression ou la force) appliquée à la barre et proportionnelle à celle-ci. Avec cette jauge, vous serez en mesure de dire à quel point un objet est lourd, si le poids d'un objet change avec le temps, ou si vous avez simplement besoin de détecter la présence d'un objet en mesurant la tension ou la charge appliquée à une surface. [15]

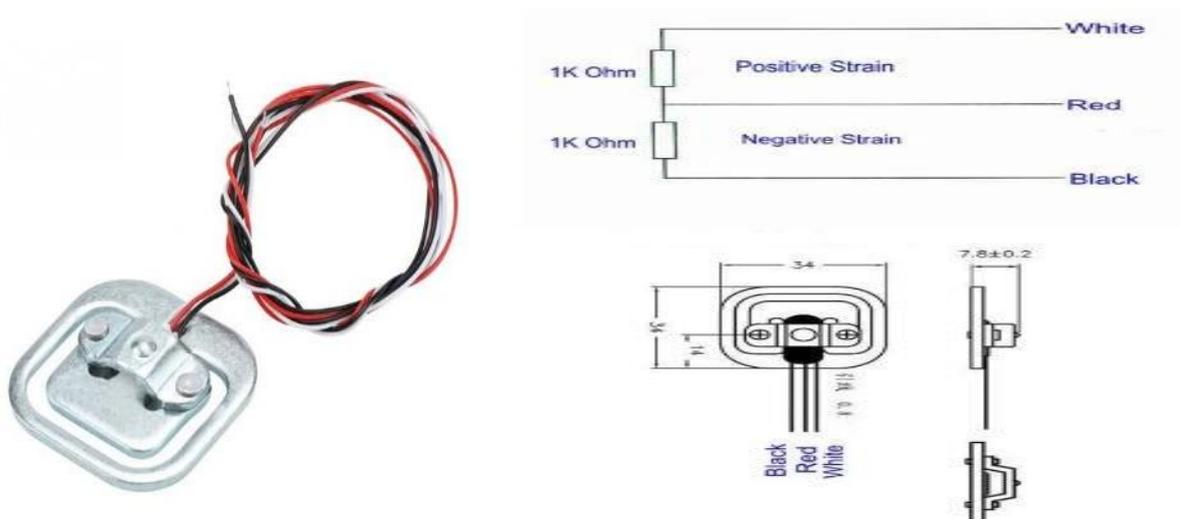


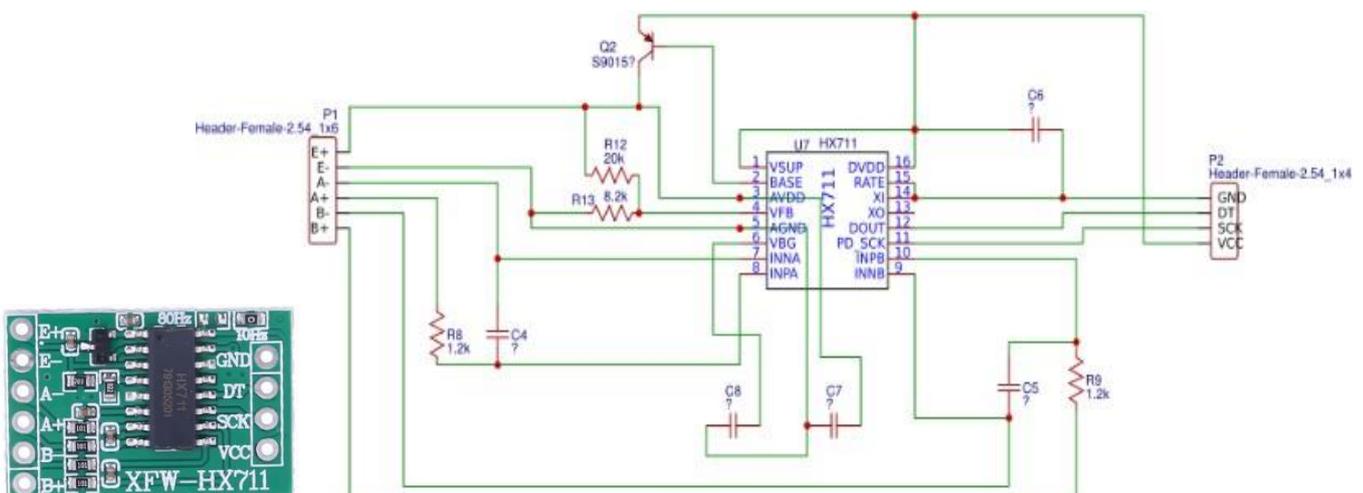
Figure II. 13 : Cellule de charge 50Kg.

➤ **Principe de fonctionnement :**

Un capteur de poids est un transmetteur qui transforme une force physique (un poids) en un signal électrique proportionnel qui peut être mesuré, converti et analysé. Lorsque la force appliquée au capteur augmente, le signal électrique change proportionnellement.

### II.3.11. L'amplificateur hx711 :

Le signal électrique émis par la cellule de pesée est très faible et nécessite une amplification spécialisée. Cet amplificateur de capteur de poids est basé sur HX711, qui se compose d'un amplificateur et d'un convertisseur analogique-numérique 24 bits de précision conçu pour les applications de balance et de contrôle industriel pour s'interfacer directement avec un capteur de pont. Comparé à d'autres puces, HX711 a non seulement quelques fonctions de base, mais contient également une intégration élevée, une réponse rapide, une immunité et d'autres fonctionnalités. La puce a réduit le coût de la balance électronique, tout en améliorant les performances et la fiabilité. L'interface d'entrée de ce module de capteur de poids est une interface de capteur utilisée, qui est compatible avec les ports d'E/S Arduino. La sortie adopte un terminal compact qui facilite la connexion du module de capteur de poids au capteur de poids. C'est le meilleur choix pour les passionnés d'électronique pour faire une petite échelle domestique. Ce module peut être combiné avec le capteur de poids de 50Kg. [3]



*Figure II. 14 : Amplificateur hx711.*

➤ **Principe de fonctionnement :**

La cellule de charge est alimentée par la puce HX711, de sorte qu'aucune autre source d'alimentation distincte n'est nécessaire. Elle produit un signal de tension analogique à la sortie en fonction du poids appliqué sur sa surface. Cette dernière convertit le signal analogique en valeur numérique et fournit des données séries à la sortie.

Le HX711 utilise une interface à deux lignes : donnée (DOUT) et horloge (SCK) pour la communication. Les broches GPIO de tous les microcontrôleurs devraient fonctionner, et de nombreuses bibliothèques ont été écrites, facilitant ainsi la lecture des données du HX711 sur 24 bits.

### II.3.12. Capteur ultra-son HC-SR04 :

Le capteur HC-SR04 utilise les ultrasons pour déterminer la distance d'un objet. Il offre une excellente plage de détection sans contact, avec des mesures de haute précision et stables. Son fonctionnement n'est pas influencé par la lumière du soleil ou des matériaux sombres, bien que des matériaux comme les vêtements puissent être difficiles à détecter. [2]

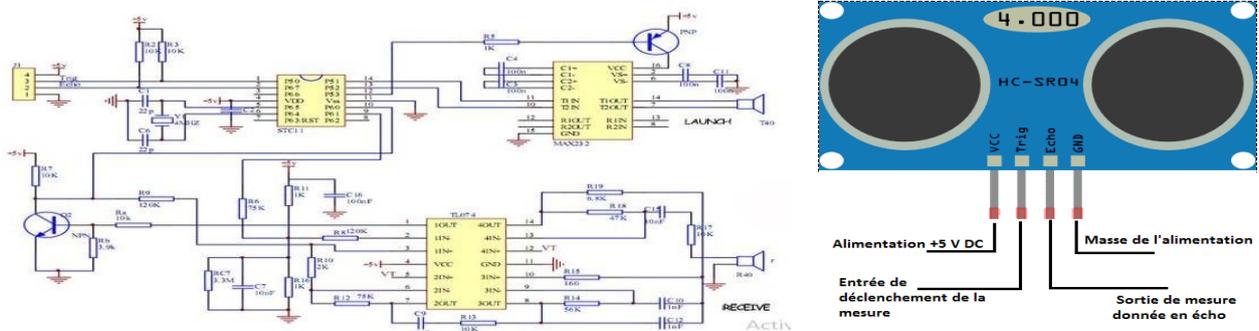


Figure II. 15 : Ultra-son HC-SR04.

➤ **Principe de fonctionnement :**

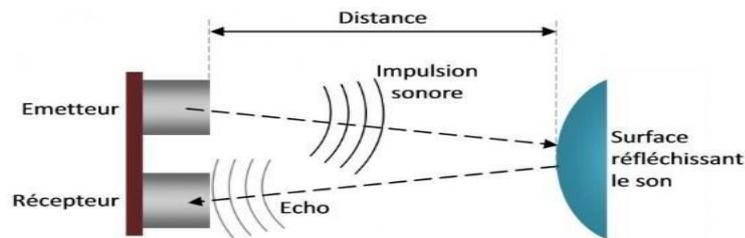
Le principe de fonctionnement du capteur est entièrement basé sur la vitesse du son. Voilà comment se déroule une prise de mesure :

- 1-On envoie une impulsion HIGH de 10µs sur la broche TRIGGER du capteur.
- 2-Le capteur envoie alors une série de 8 impulsions ultrasoniques à 40KHz.
- 3-Les ultrasons se propagent dans l'air jusqu'à toucher un obstacle et retourne dans l'autre sens vers le

Capteur.

4-Le capteur détecte l'écho et clôture la prise de mesure.

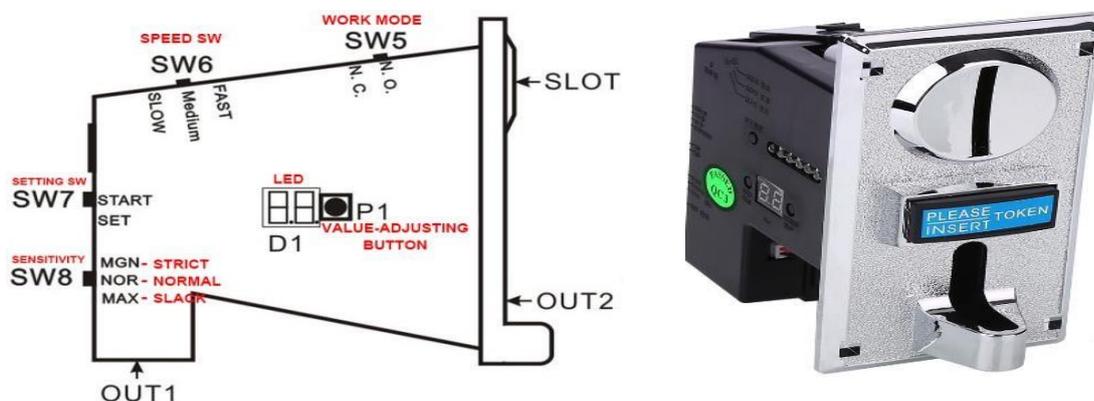
Le signal sur la broche ECHO du capteur reste à HIGH durant les étapes 3 et 4, ce qui permet de mesurer la durée de l'aller-retour des ultrasons et donc de déterminer la distance. (Distance = vitesse · temps).



*Figure II. 16 : Principe de fonctionnement d'ultra son. [16]*

### II.3.13. Monnayeur électronique à multi pièces :

Les monnayeurs électroniques sont capables de différencier plusieurs types de pièces introduites par la même fente, en général 5 ou 6. Il est généralement possible de programmer le monnayeur afin de choisir le type de pièces à reconnaître. L'identification d'une pièce par un monnayeur électronique se base sur la Forme de la pièce (diamètre, épaisseur, poids) et/ou sur ses propriétés magnétiques, ce qui permet en particulier de distinguer les pièces constituées de différents alliages. Dans le premier cas, les propriétés de la pièce sont mesurées par des capteurs optiques puis comparées à une base de données. Dans le second cas, la pièce passe entre deux bobines : la première émet un champ magnétique, et la seconde détecte le champ magnétique issu de la première. Le passage de la pièce modifie ce champ magnétique et chaque pièce possède une signature magnétique distincte, ce qui permet son identification. [17]



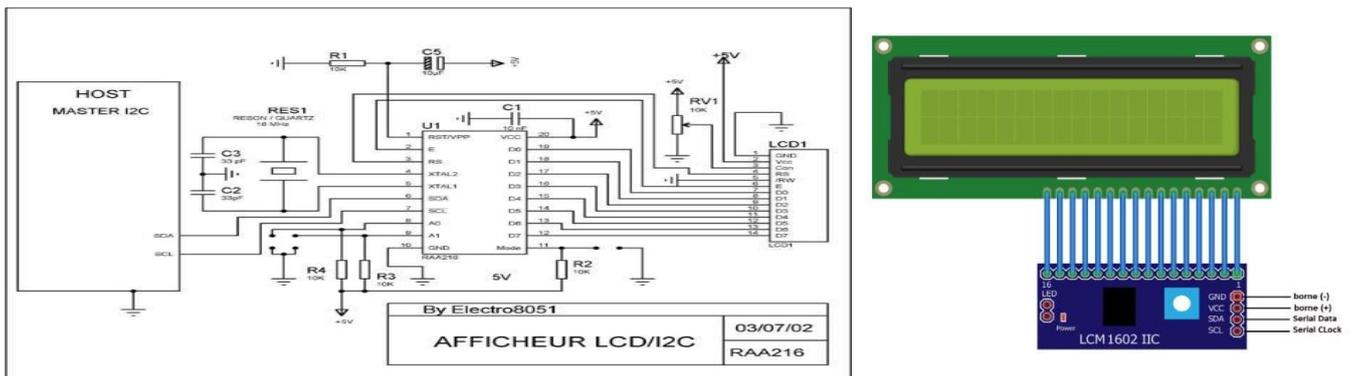
*Figure II. 17 : Monnayeurs électroniques à multi pièces.*

### ➤ Principe de fonctionnement :

Le monnayeur électronique peut être programmé pour accepter jusqu'à 8 types de pièces différents. Dorénavant nous utiliserons toujours le terme « pièces » mais il désigne aussi des jetons ou bien des pièces et des jetons ensemble. Il s'agit ici d'un monnayeur de type « à multi-impulsions », c'est à dire que, selon la valeur de la pièce acceptée, il envoie une ou plusieurs impulsions au Minuteur. À chaque impulsion qu'il reçoit, le Minuteur ajoute le temps programmé et donc une pièce qui produit «1, 2 ou plusieurs » impulsions augmente «1, 2 ou plusieurs » fois le temps programmé.

### II.3.14. Afficheur LCD i2c :

L'écran I2C LCD 1602A permet d'afficher simplement quelques informations au format texte. Cet afficheur est en particulier une interface visuelle entre un système (projet) et l'homme (utilisateur). Son rôle est de transmettre les informations utiles d'un système à un utilisateur. Il affichera donc des données susceptibles d'être exploiter par l'utilisateur d'un système. Est fréquemment utilisé dans les applications à base microcontrôleur comme Arduino et micro : bit. [18]



**Figure II. 18 :** Afficheur LCD i2c 16x2. [18]

### ➤ Présentation du bus I2c :

C'est un bus série synchrone (toute la même horloge générée par le maître) qui utilise le protocole maître / esclave. Dans ce type de protocole seul le maître a l'initiative de la communication.

Un maximum de 127 esclaves sont possibles sur un bus I2C, ce qui permet d'économiser les sorties TOR du microcontrôleur et de simplifier considérablement le câblage !

Le fil SCL => horloge générée par le maître (env 400KHz)

Le fil SDA => données Il est aussi souvent nécessaire d'alimenter le circuit esclave. [18]

➤ **Principe de fonctionnement :**

L'afficheur LCD utilisé est composé de deux lignes de 16 caractères rétro-éclairé se raccordant via le bus I<sup>2</sup>C sur un microcontrôleur (Arduino par exemple).

Le principe de fonctionnement est simple, pour visualiser un caractère, il suffit de le positionner sur le bus de donnée (codé en ASCII), de mettre RS au niveau haut (caractère), R/W au niveau bas (écriture), et de provoquer un front descendant sur l'entrée de validation de l'afficheur (E).

**II.4. Conclusion :**

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents composants constituant notre appareil de mesure de la pression artérielle, taille et poids ainsi que leurs principales caractéristiques, comme aussi nous avons parlé brièvement sur l'environnement de développement intégré (IDE) Arduino qu'il nous permet de transférer les données entre la carte mère d'un ordinateur vers des supports à mémoire.

Dans le dernier chapitre nous allons s'intéresser à la partie de conception et réalisation de notre équipement.

# Chapitre III :

**Conception et réalisation de notre équipement**

**III.1. Introduction :**

La réalisation de ce projet est subdivisée en deux parties hardware et software. La partie hardware concerne le circuit électronique à réaliser, tandis que la partie software concerne l'interface par Arduino ce dernier sera utilisé comme une unité de communication et de contrôle de nos mesures (la pression artérielle, taille et poids), comme il est utilisé comme une interface de communication et de contrôle entre le PC et l'Arduino. La partie réalisation de programme et mesure est réalisée sous le logiciel Arduino. Dans lequel, une interface sera développée, cette dernière comporte plusieurs fonctionnalités de commande et d'affichage pour la mesure de la pression artérielle systolique et diastolique, taille et poids.

Ce travail sera réalisé en trois parties comme suit :

- La première partie est la conception de système électronique.
- La deuxième partie est la réalisation de la carte.
- La troisième partie est la réalisation de programmes.

La première partie de notre projet est très importante, elle concerne la recherche des différentes structures des blocs constituant notre circuit. Ainsi que toutes les composants électroniques constituant chacun des blocs.

Dans la deuxième partie « réalisation pratique », est consacrée à la présentation des différentes étapes de la réalisation pratique de la carte d'essai jusqu'au circuit imprimé.

Dans la troisième partie qui consiste de réaliser le programme, nous intéressons d'assembler notre programme en langage « Arduino » par un organigramme explicatif qui nous permet de comprendre le principe de fonctionnement de notre équipement.

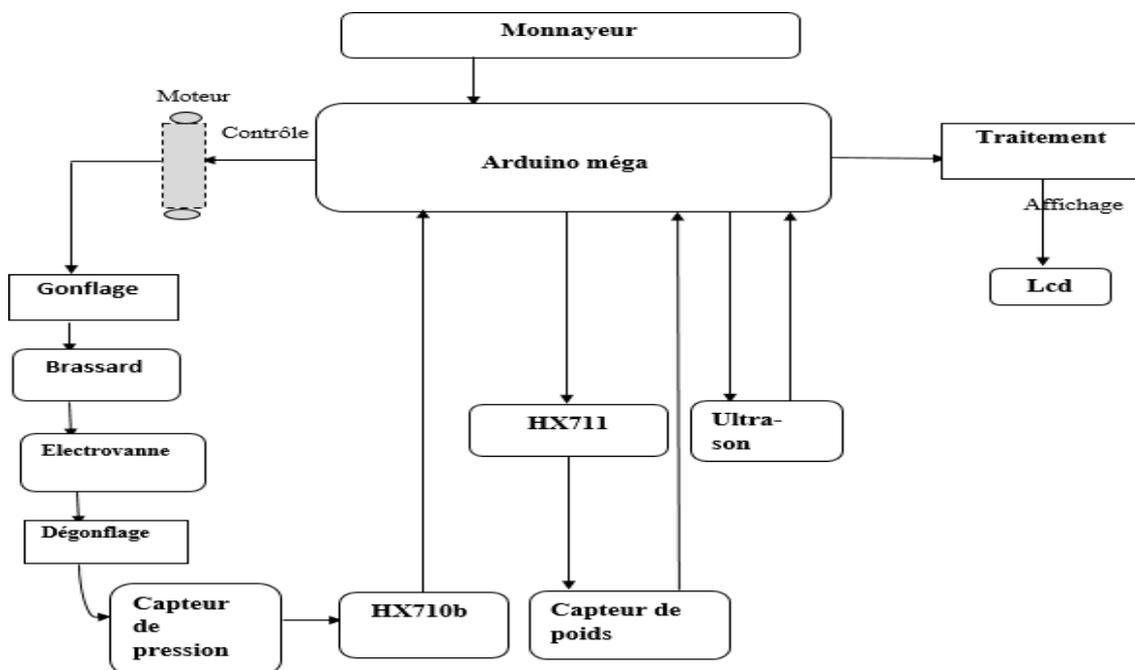
### III.2. Partie conception :

Cette partie se base sur la conception de quatre tâches essentielles de notre équipement, nous allons assembler le moyen de paiement avec les trois circuits ; dont le premier nous permet de récupérer la pression artérielle à travers un capteur de pression, et le deuxième pour la récupération de poids, ainsi que la taille et les afficher sur un écran LCD.

#### III.2.1. Schéma fonctionnel de notre équipement :

Ce schéma se base sur la conception et le principe de fonctionnement de notre équipement, alors est divisé en trois fonctionnalités de mesures :

- **Mesure de pression artérielle** : cette partie est composée d'un moteur qui fait le gonflement de brassard et une électrovanne qui dégonfle le brassard, et un amplificateur de pression at un capteur qui a un rôle convertir la pression reçue en signal électrique mesurable.
- **Mesure de poids** : cette partie contient un capteur de poids et un amplificateur HX711, avec un mode de fonctionnement est assez simple.
- **Mesure de taille** : cette partie consiste de mesurer nos tailles à l'aide des ultrasons.



*Figure III. 1 : Schéma fonctionnel de notre équipement.*

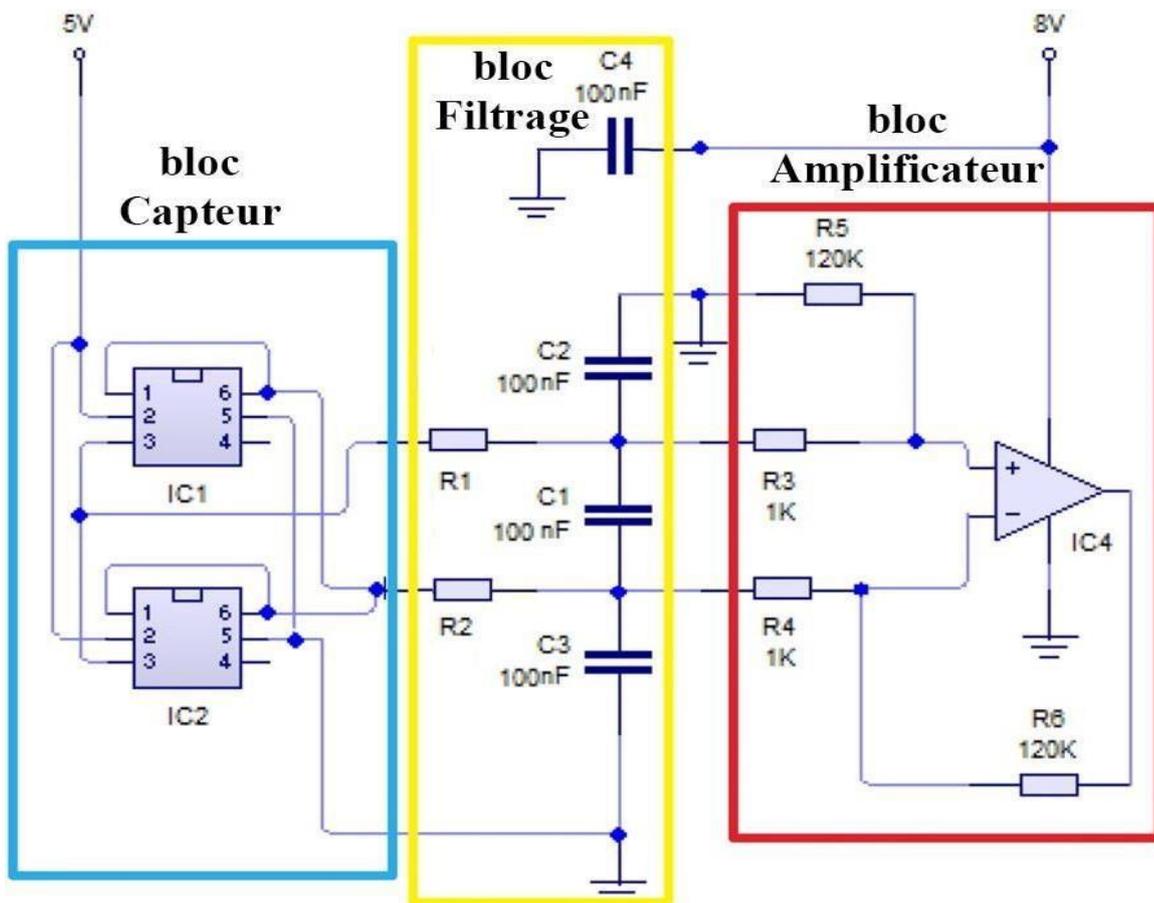
### III.3. Partie réalisation :

Dans cette partie nous venons à présenter des différentes étapes de la réalisation pratique de la carte, dans laquelle nous expliquons les trois taches demandées (la pression artérielle, taille et poids) et donner la méthode utilisée pour chaque mesure.

#### ➤ Pour la mesure de pression artérielle :

Dans cette partie nous allons présenter l'architecture d'amplificateur et son test, afin d'identifier la méthode utilisée pour la mesure de pression artérielle.

#### III.3.1. Le circuit d'acquisition de hx710b :



*Figure III. 2 : Le circuit d'acquisition de hx711.*

Comme nous pouvons le voir sur l'image, le circuit est divisé en trois parties comme suit :

**La 1<sup>ère</sup> partie :** cette partie est composée de deux capteurs de pression présentés dans le chapitre précédent. Son fonctionnement est de convertir la pression reçue en signal électrique mesurable. L'aider à utiliser deux capteurs et augmenter l'amplitude des pulsations.

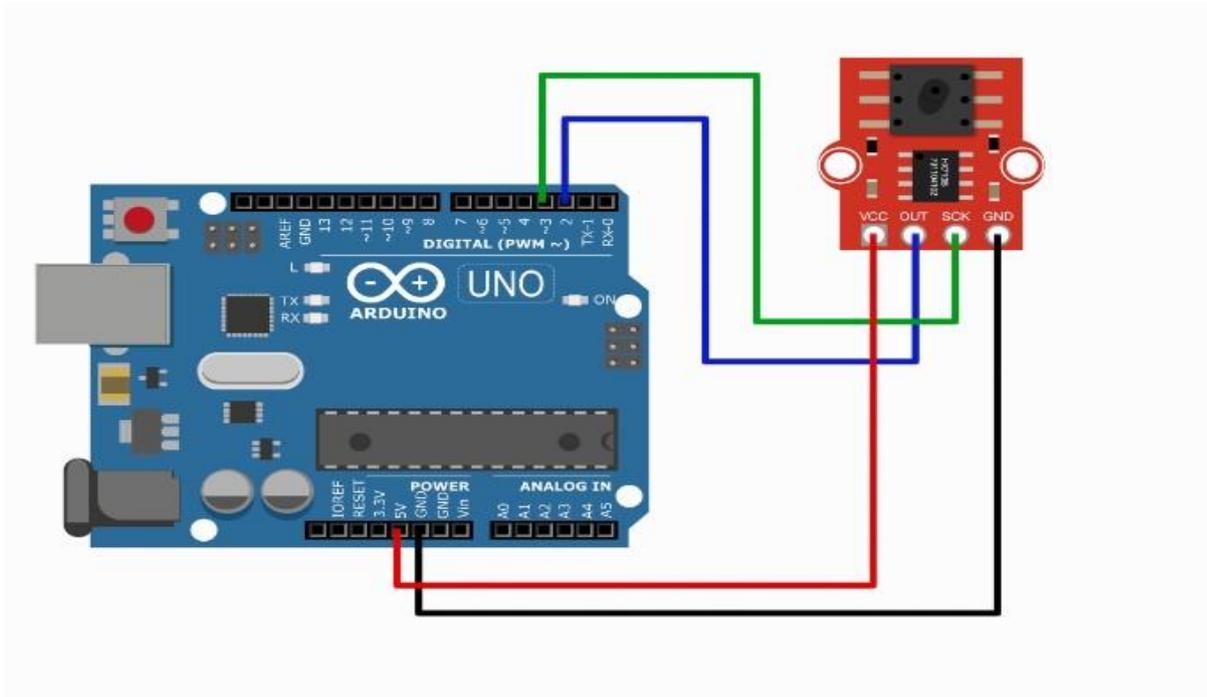
**La 2<sup>ème</sup> partie :** Cette partie est composée des filtres qui sont utilisés pour éliminer le bruit.

**La 3<sup>ème</sup> partie :** Comme le signal de sortie du capteur est très faible nous avons implémenté un stage d'amplification à base d'amplificateur opérationnelle pour amplifier le signal de sortie et le préparer pour l'acquisition et l'échantillonnage.

### III.3.1.2. Test de capteur de pression :

Avant d'utiliser le capteur, il est nécessaire de le tester afin d'identifier leurs limites de sortie, cette étape est très importante parce qu'elle nous aide à mettre en place la prochaine étape.

Dans cet essai, nous avons utilisé le capteur de pression directement avec l'Arduino comme indiqué dans la figure ci-dessous :



*Figure III. 3 : Branchement du capteur vers l'Arduino.*

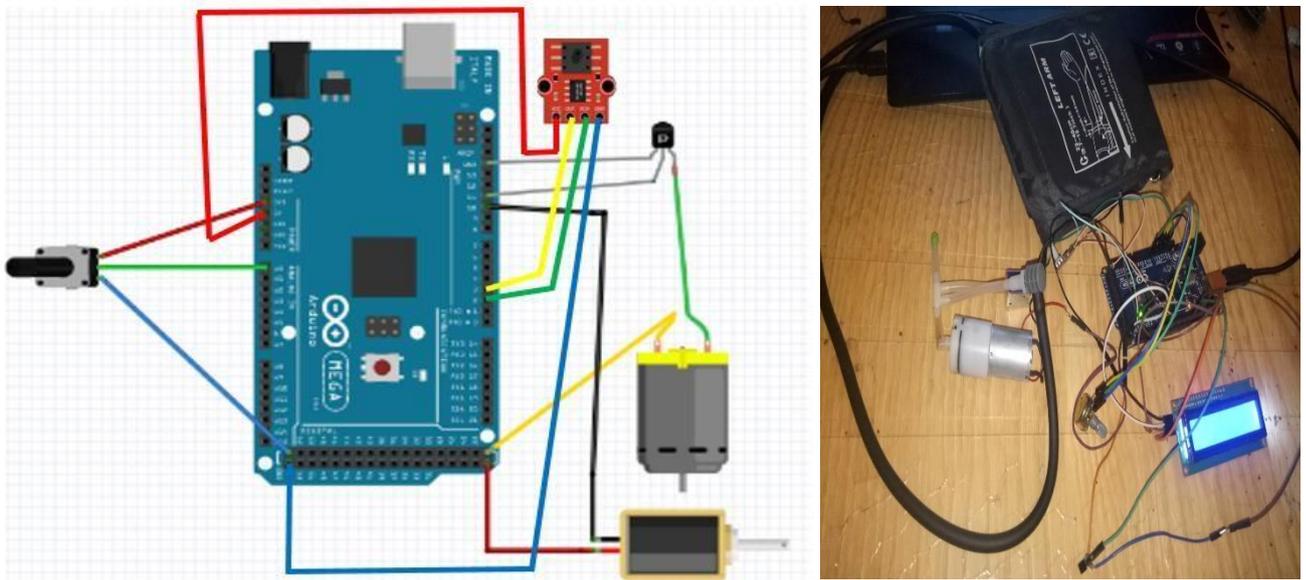
Cependant, un problème de saturation à la sortie du capteur d'environ 9mmhg a été rencontré. Cette valeur est très faible pour détecter la pression artérielle, donc cette pression se situe habituellement

Entre 11mmhg et 13mmhg pour des personnes normales, donc nous avons pensé d'ajouter un potentiomètre pour nous permettre de calibrer la tension de sortie.

### III.3.1.3. Méthode utilisée de la mesure de pression artérielle :

La pression artérielle est mesurée en déterminant deux valeurs classiques : la tension systolique (la pression la plus élevée lorsque le cœur se contracte) et la tension diastolique (la pression la plus basse lorsque le cœur se détend et se remplit de sang). Pour mesurer ces tensions, les médecins utilisent généralement la méthode du brassard.

Basant sur ce principe notre appareil procédera de la même façon et donc nous avons proposé une réalisation de fonctionnement montrée dans l'image suivante :



*Figure III. 4 : Le schéma Fritzing et la réalisation de la pression artérielle.*

Dans cette réalisation, nous avons utilisé un capteur de pression et un amplificateur pour garantir une récupération efficace de la pression artérielle systolique et diastolique, dans laquelle nous avons relié la partie de communication de cet amplificateur (SCK et OUT) respectivement vers les pins d'Arduino (3 et 2),

Et pour assurer un gonflage rapide et fiable nous devons relier le (-) de la pompe vers le collecteur

De transistor de type 2n2222, ainsi que le (+) de la pompe vers le 5v d'Arduino, et la base de transistor au pin 11 et l'émetteur vers le GND.

Et vers la fin nous avons lié de l'électrovanne qui se comporte de deux broches non polarisées dans le rôle d'effectuer un dégonflage rapide, et ces deux broches l'une se relie au pin 10 et l'autre vers le GND, comme aussi nous avons utilisé un potentiomètre pour assurer un bon calibrage de la tension de sortie.

#### III.3.1.4. Calcul du gain :

Nous avons une contre réaction négative, donc le régime linéaire  $V^+ = V^-$

Si nous mettons  $R1 = R2 = R$  et  $R3 = R4 = R'$

$$V^+ = Ve2 \frac{R^F}{R^F + R} \quad (1)$$

$$V^- = Ve1 \frac{R'}{R^F + R} + Vs \frac{R}{R^F + R} \quad (2)$$

$$Vs = \frac{R}{R'} (Ve2 - Ve1) \quad (3)$$

$$\text{Donc : } \frac{R}{R^F} = \frac{Vs}{(Ve1 - Ve2)} \text{ nous avons : } Vs = 2V \text{ et } (Ve1 - Ve2) = 0.017V \quad (4)$$

$$\frac{R}{R^F} = \frac{2}{0.017} = 117 \quad (5)$$

$R = 120 \text{ k}\Omega$  et  $R' = 1 \text{ k}\Omega$  pour un gain égal à 120 fois

#### ➤ Pour la mesure de poids :

Cette partie se base sur la réalisation de notre balance avec l'exploitation d'amplificateur hx711 et les cellules de charges de 50kg.

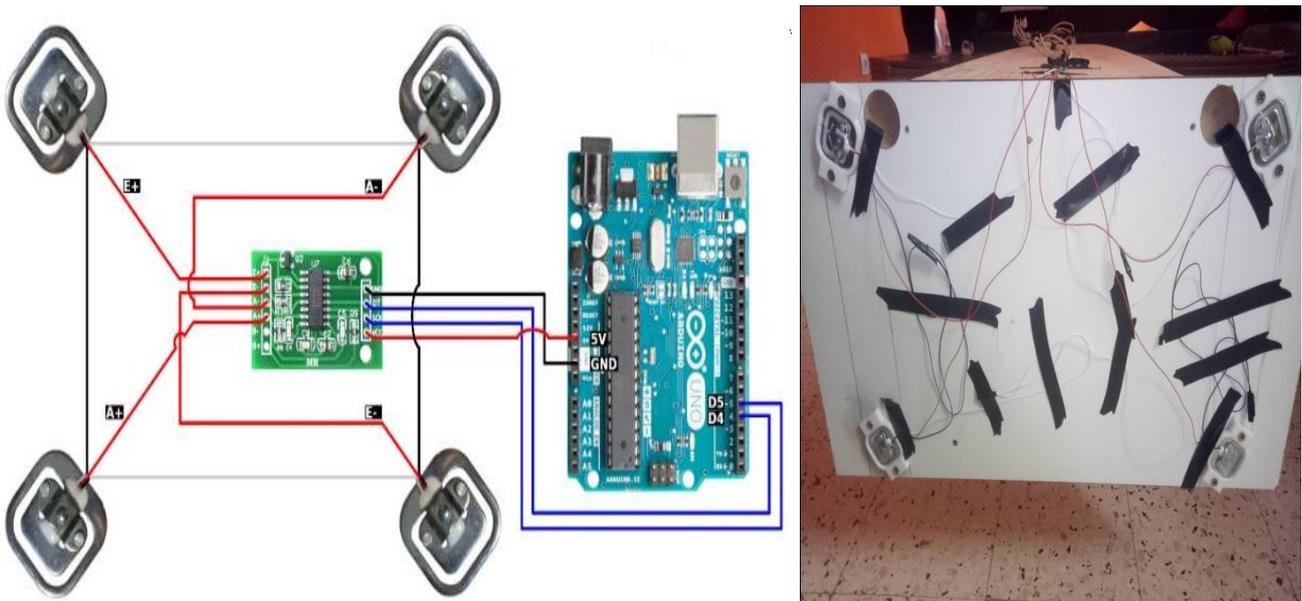
#### III.3.2. Test de capteur HX711 :

Nous ne pouvons pas tester l'amplificateur Hx711 seul, nous devons le connecter avec les quatre capteurs de force, afin que de vérifier leurs résistances pour que nous récupérons nos pèses.

#### ➤ Ce test est divisé en deux liaisons :

- Nous Liaison entre les quatre capteurs de poids.
- Nous Liaison entre l'amplificateur HX711 et les quatre capteurs de poids, afin que nous liaison à l'Arduino.

Lorsque l'assemblage est bien fait entre les composants, nous passons vers le calibrage de notre réalisation à raison de savoir le facteur de calibrage et le rajouter dans le programme global.



*Figure III. 5 : Schéma Fritzing et connexion de capteur de poids.*

### III.3.2.1. La méthode utilisée pour la mesure de poids :

Garantir une excellente connexion entre les capteurs de poids et l'amplificateur HX711 nous avons besoin de connecter d'abord avec les quatre capteurs de poids et ensuite nous passons à l'amplificateur HX711.

Nous relierons les fils noirs à l'horizontale entre les capteurs et les fils blancs à la verticale, Et le fil rouge du capteur qui se trouve en haut à gauche vers le E+ d'amplificateur et le fil rouge du capteur qui se trouve en haut à droite vers le A- d'amplificateur, Ainsi que le fil rouge du capteur placé en bas à gauche vers le A+ d'amplificateur et le capteur placé en bas à droite vers l'E- d'amplificateur.

Comme nous savons que l'amplificateur HX711 comporte deux broches de communication SCK et

OUT et deux broches d'alimentations, alors dans notre réalisation nous avons relié le SCK d'amplificateur au pin 4 d'Arduino et le OUT au pin 3, et le VCC d'amplificateur vers le 5V d'Arduino et le GND d'amplificateur vers le GND d'Arduino, comme indiqué dans la figure.

➤ **Pour la mesure de la taille :**

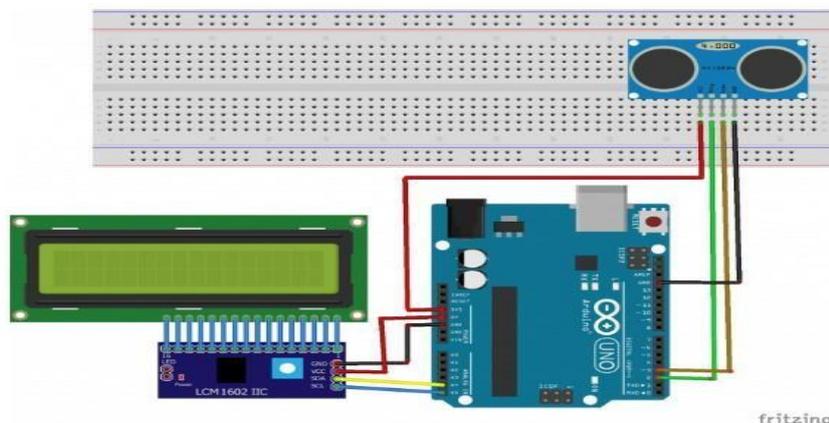
Cette partie consiste de mesurer la taille à l'aide d'un capteur ultra son HC-SR04.

### III.3.3. Test de module ultra-son HC-SR04 :

Le module ultrason HCSR04 comporte quatre broches : le VCC et GND qui vont accueillir l'alimentation (respectivement 5V et masse), nous trouvons ensuite la broche "écho" sur laquelle sera présent le signal de sortie. Enfin, une broche nommée "Trig" Cela signifie "Trigger" ou déclencheur, Nous mettons cette broche à l'état haut pendant 10 $\mu$ s vous allez déclencher le Ping pour la mesure. Un "Ping" représente le lancement d'une onde ultrason. Pour reprendre l'exemple de l'écho dans la pièce vide, le Ping correspondrait au moment où nous émettons un son en parlant.

Le signal de sortie est assez simple à exploiter. Il est initialement à 0, puis passe à 1 lorsque le Ping est envoyé. Il repasse ensuite à 0 quand l'écho est revenu au récepteur OU, s'il n'y a pas de retour durant les 30ms après l'envoi, l'onde est alors considérée perdue.

**Branchement :** Le branchement est assez simple. Nous relierons le 5V et GND à leurs broches respectives sur Arduino, nous mettons le "Trig" et "Echo" aux pins (2 et 3), est représenté par le schéma Fritzing au-dessous.



*Figure III. 6: Test de module ultra-son.*

### III.3.3.1. Principe de la mesure :

Comme nous avons dit sur l'onde, nous tirons parti du fait que l'onde sonore rebondit sur les obstacles et revient souvent vers l'expéditeur. Nous allons aussi exploiter une autre chose connue, sa vitesse.

En effet, la vitesse de déplacement d'une onde sonore dans l'air est connue depuis longtemps. Elle est d'environ 340 mètres par seconde à 25 degrés Celsius. À partir de là, si nous savons quand l'onde est partie et quand nous la recevons de nouveau (après le rebond), nous sommes en mesure de calculer un temps de vol de l'onde. Nous avons alors une durée, une vitesse, et nous pouvons en déduire une distance.

Comme l'onde fait un aller-retour (le voyage depuis l'émission de l'onde, le rebond, puis le retour sur le récepteur), il faudra diviser le temps de vol par deux pour ne considérer qu'un trajet (l'aller ou le retour). Le calcul sera alors simple. Une vitesse s'exprime par une distance divisée par un temps  $v = d/t$ , donc la distance sera la vitesse multipliée par le temps  $d = v \times t$ .

### III.3.4. Bouton de démarrage :

#### III.3.4.1. Monnayeur :

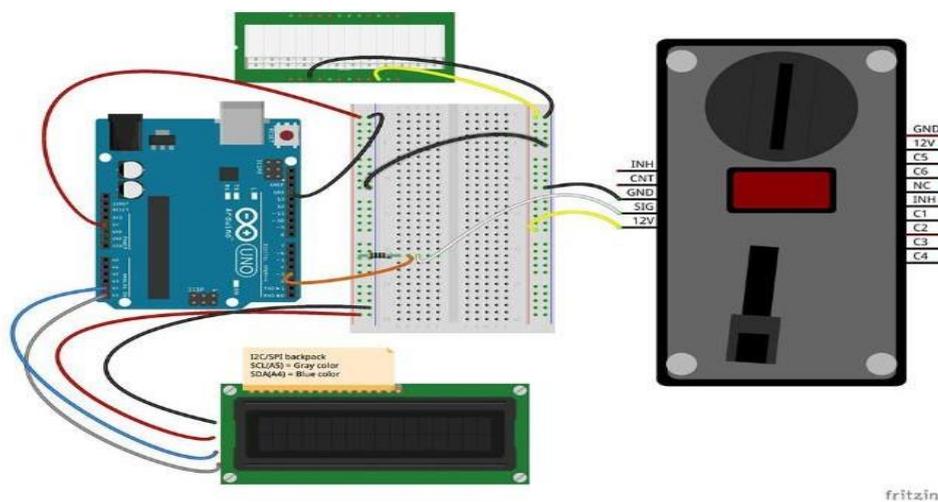
Vu l'avancement de la technologie dans le domaine médicale, alors nous avons pensé d'ajouter une Option très importante à notre appareil dans l'objectif qui permet de faire reconnaître les pièces de monnaies, Nous en parlons sur le monnayeur électronique.

Ce monnayeur électronique est constitué d'un organisme mécanique et un mode de fonctionnement électronique avancé, à son intérieur nous trouvons une mémoire qui sauvegarde les données et effectuer les opérations lancées par l'utilisateur, Et à l'extérieur nous avons quatre branches essentielles pour assurer une bonne connexion avec l'interface programmable (Arduino).

Dans notre réalisation nous avons configuré tout d'abord ce monnayeur à faire reconnaître une pièce monnaie de type (10 DA) avec une technique manuelle et traduite par un programme, ainsi que nous avons relié les deux broches d'alimentation de monnayeur (VCC ET GND) respectivement au secteur d'alimentation (12 et GND) et le GND de secteur vers le GND d'Arduino, et une broche de communication (coin) au pin 2 d'Arduino, comme indiqué dans la figure suivante :



*Figure III. 7 : Test et configuration de monnayeur.*



*Figure III. 8 : Schéma Fritzing de monnayeur.*

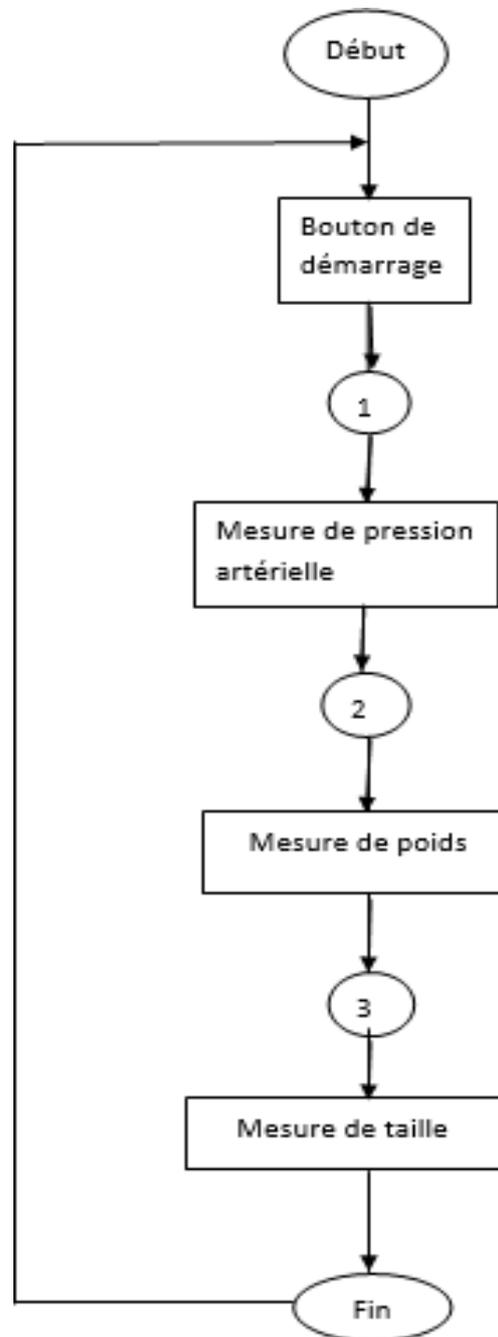
### III.4. Partie de réalisation de programme :

Vue la complexité de programme nous l'avions partagé en un ensemble de sous-programme, que nous pouvons appeler dans le programme principal.

#### III.4.1. Organigramme du programme :

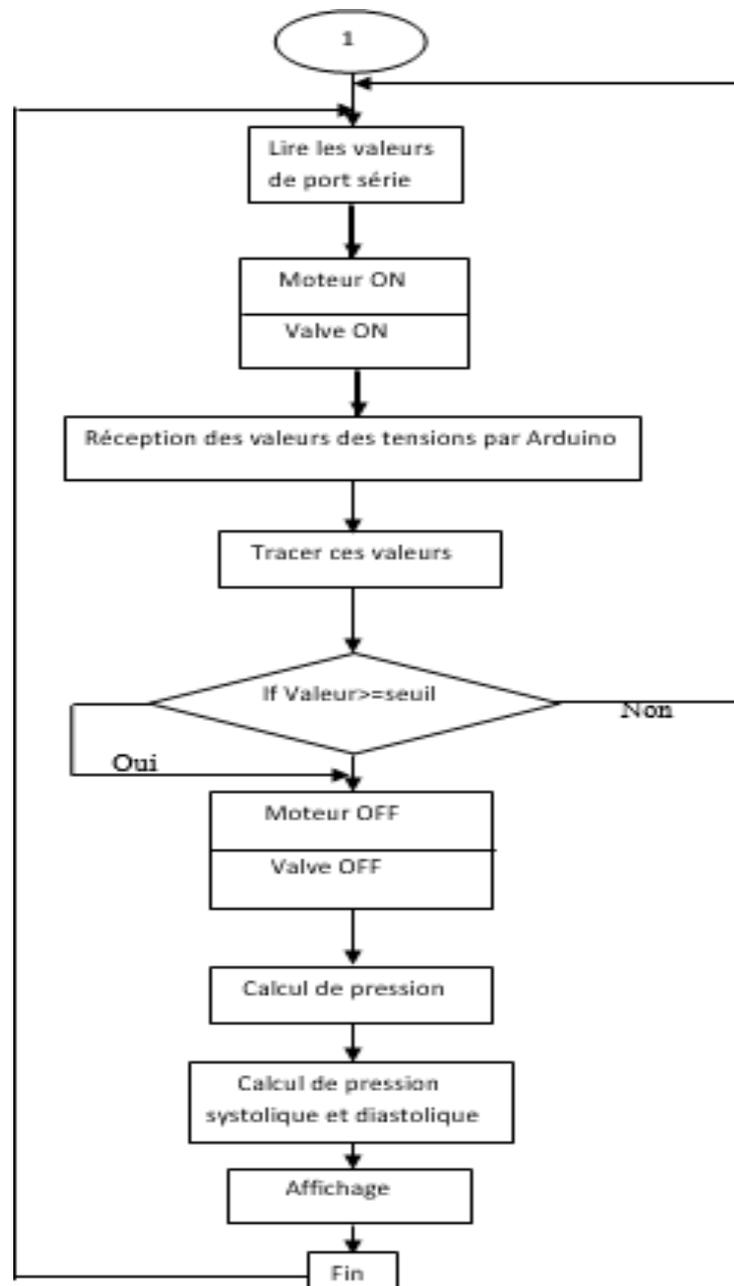
Dans cette partie, nous présenterons les trois principaux organigrammes de notre programme qui mesurent la pression artérielle, la taille et le poids

## A. Organigramme principal :



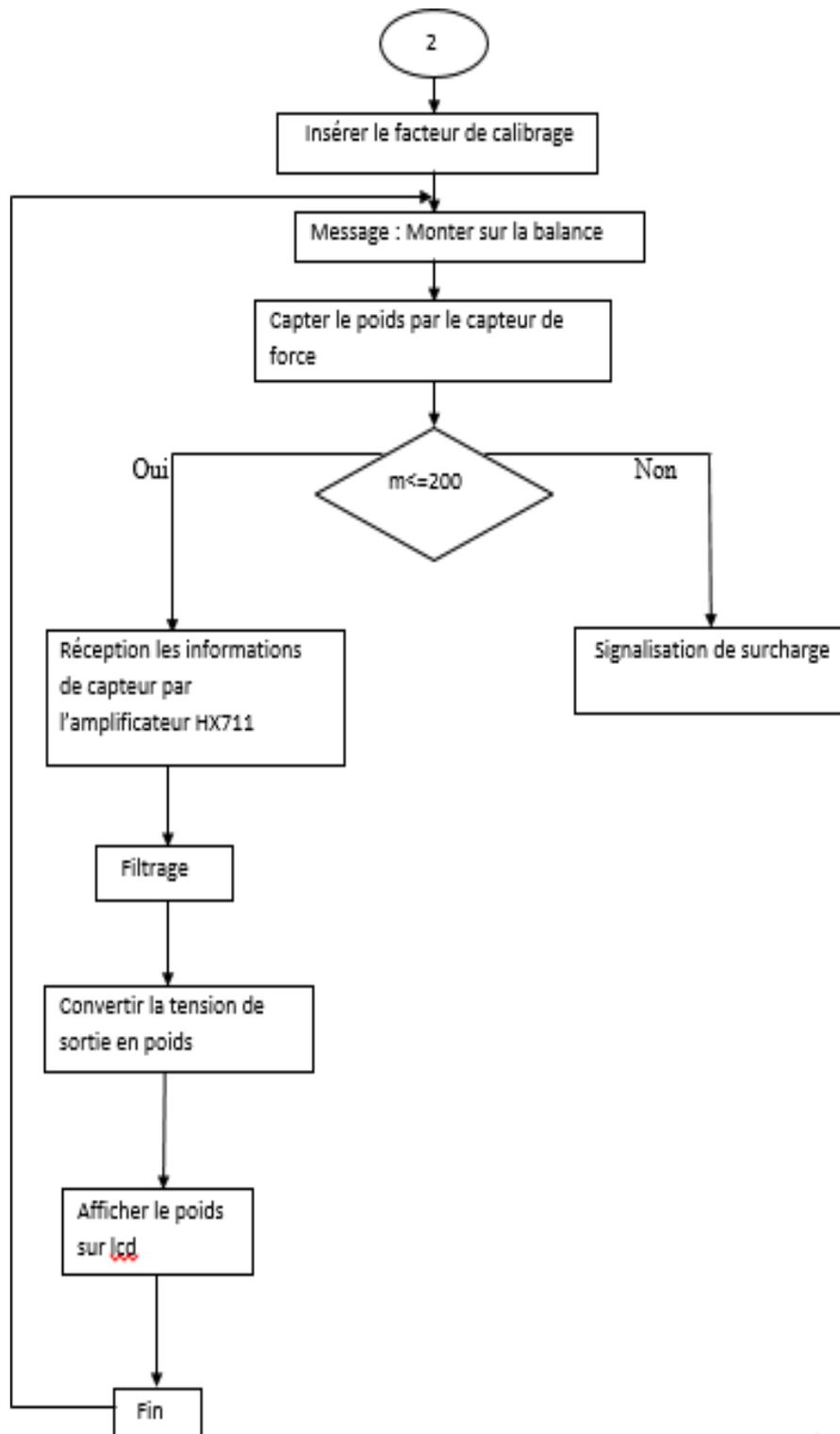
*Figure III. 9 : organigramme principal.*

B. Organigramme pour la mesure de pression artérielle :



*Figure III. 10 : un organigramme pour la mesure de pression artérielle.*

## C. Organigramme pour la mesure de poids :



*Figure III. 11 : organigramme pour la mesure de poids.*

D. Organigramme pour la mesure de taille :

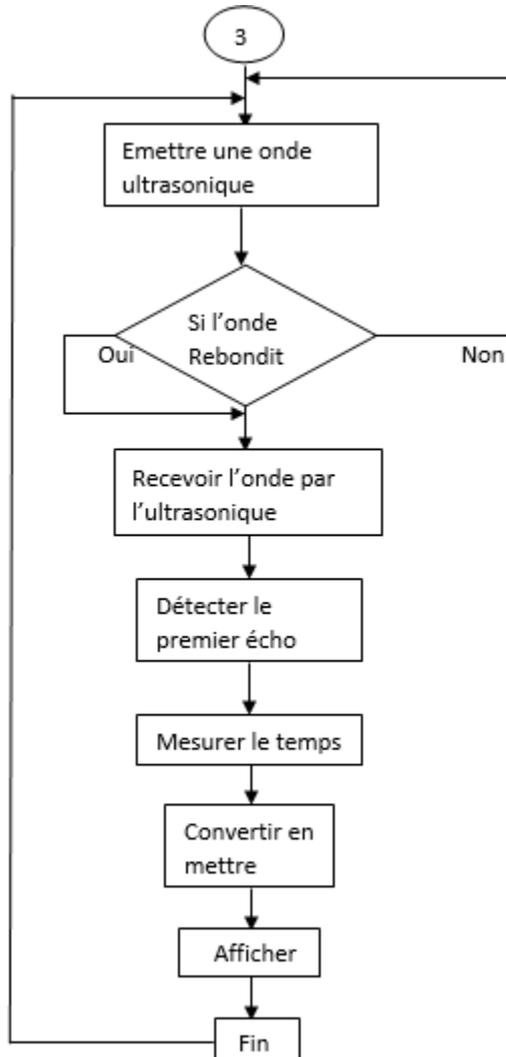


Figure III. 12 : organigramme pour la mesure de taille.

### III.5. DESCRIPTION DE LA MAQUETTE :

Elle est composée de bois, et possède un balancier qui mesure le poids sous les mesures 30cm\*50 cm, et une hauteur de 2 mètres.

Elle dispose de deux façades :

- la façade interne
- la façade externe
- ❖ **La façade interne** : où nous trouvons un monnayeur pour insérer des pièces monnaies pour avoir une permutation de mesure, et une balance qui nous permet de mesurer le poids et un brassard qui

Se gonfle et se dégonfle automatiquement afin de récupérer la pression artérielle ainsi que le module HCSR04 pour la capture d'ondes acoustiques afin d'afficher nos tailles par un afficheur LCD.

- ❖ **La façade externe** : nous trouvons notre connexion qui contient des fils électriques bien ordonnés et les composants électroniques utilisés pour récupérer chaque mesure, qu'il s'agisse de la tension artérielle, la taille ou le poids.

Ces façades sont représentées ci-dessous sous forme d'images :



*Figure III. 13 : La façade interne et externe de notre maquette.*

### III.6. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons vu la manière dont nous avons installé les différents composants pour la réalisation du dispositif. Nous avons également exposé le fonctionnement de l'appareil et les techniques utilisées pour améliorer la qualité des résultats affichés par l'appareil.

Nous avons également présenté certaines de nos expériences que nous avons rencontrées dans la réalisation du projet.

## Conclusion générale :

L'objectif principal de ce mémoire était de réaliser un appareil de mesure de la pression artérielle, taille et poids, facile à utiliser et pratique à l'aide d'une carte Arduino Méga.

Après les études et expérimentations que nous avons menées, nous avons pu obtenir des résultats satisfaisants et acquis de nouvelles connaissances en électronique. Plusieurs tests ont été effectués avec notre appareil et sur plusieurs personnes et les résultats étaient satisfaisants.

Ce projet nous a permis de développer nos connaissances et de mettre notre savoir-faire au service de la réalisation d'un projet final.

Aujourd'hui, nous allons apprendre à combiner l'électronique et la programmation, en effet nous parlons d'informatique embarquée qui est un sous-domaine de l'électronique et qui a l'habileté d'unir la puissance de la programmation à la puissance de l'électronique.

Et comme aussi nous avons parlé sur le domaine biomédical qu'est très intéressant dans notre vie quotidienne, à grâce à l'avancement de la technologie dans le domaine médical et sa combinaison avec l'électronique nous avons pu arriver à réaliser un équipement de mesure de pression artérielle, taille et poids.

Améliorations et Perspectives Futures :

A la fin nous envisagerons d'élargir en termes d'application ce projet tout en ajoutant quelques options pour la maquette, nous proposons les améliorations suivantes :

- Changer le microcontrôleur pour une meilleure fiabilité.
- Ajouter une carte mémoire afin de sauvegarder les mesures.
- Autoriser l'appareil à se connecter à Internet, à un ordinateur ou même à un téléphone afin de partager des informations.

---

## Références

- [1] F. Mouney, Thèse de doctorat en Signal, Image, Vision. Estimation de la pression artérielle par analyse de l'onde, rennes, le 24-09-2021.
- [2] NOUADRI Ilyess, BOUNAB Kamareddine, Etude et réalisation d'un télémètre à ultrasons, mémoire de fin d'étude, université de Oum El Bouaghi, année 2012-2013.
- [3] BENSABA Fatima Zohra, HADJI Hanane, Réalisation d'une balance électronique, mémoire de fin d'étude, Université Aboubakr Belkaïd-Tlemcen : Département de Génie Electrique et Electronique (GEE), année 2018-2019.
- [4] Ladane Azernour-Bonnefoy, Antoine Cremer, Jean-Jacques Mourad, le grand livre de l'hypertension artérielle , 04-11-2016.
- [5] <https://www.pese-personne.info/>. [https://www.pese-personne.info/tous-les-pese-personnes/#Le\\_pese-personne\\_partenaire\\_de\\_votre\\_poids](https://www.pese-personne.info/tous-les-pese-personnes/#Le_pese-personne_partenaire_de_votre_poids). Consulté le 10/05/2022.
- [6] E. Balestrieri, P. Daponte et S. Rapuano, « Automated non-invasive measurement of blood pressure : Standardization of calibration procedures », in : 2008 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications, IEEE, 2008, p. 124-128.
- [7] <http://www.eddenya.com/question-reponse/9985-ces-methodes-vous-aideront-a-calculer-votre-poids-ideal,>» consulté le 10/05/2022.
- [8] <http://store.arduino.cc/products/arduino-mega-2560-rev3>. Consulté le 15/05/2022.
- [9] [https://www.rhydolabz.com/components-microcontrollers-c-172\\_192/atmega256016au-microcontroller-p-1900.html](https://www.rhydolabz.com/components-microcontrollers-c-172_192/atmega256016au-microcontroller-p-1900.html). Consulté le 15/05/2022.
- [10] Christian Tavenir, « Arduino, maîtrisez sa programmation et ces cartes d'interface (Schields) » consulté le 17/05/2022.
- [11] H. W. SIMON Landranlt. « Premier pas en informatique embarquée », consulté le 17/05/2022.
- [12] BENAMEUR Rami. ALLELE AYMEN, Conception et Réalisation d'un tensiomètreélectronique, mémoire de fin d'étude, université 8 mai 1945 Guelma, 2021.
- [13] <https://www.electroschematics.com/pressure-sensor-guide/>,» consulté le 18/05/2022.
- [14] <https://datasheetspdf.com/pdf-file/996460/ETC/MPS20N0040D-S/>, » consulté le 19/05/2022.
- [15] <https://circuitjournal.com/50kg-load-cells-with-HX711.>, » consulté le 20/05/2022.

- [16] <https://www.carnetdumaker.net/articles/mesurer-une-distance-avec-un-capteur-ultrason-hc-sr04-et-une-carte-arduino-genuino/>, » consulté le 29/05/2022.
- [17] <https://www.distributeurautomatique.pro/>, » consulté le 03/06/2022.
- [18] <https://forums.futura-sciences.com/electronique/328185-afficheur-lcd-2-16-mode-seri>, » consulté le 17/05/2022.

### Résumé :

Les toises médicales sont des instruments de mesures très utilisées et importantes dans la vie quotidienne, grâce à des Activités interdisciplinaires intégrant les sciences de l'ingénieur avec les sciences Biomédicales, qui nous permettent de contribuer d'abord à la connaissance des systèmes vivants et ensuite à l'amélioration de la santé humaine, Cet appareil est conçu pour être utilisé dans des polycliniques et les pharmacies. Il peut également être utilisé dans tous les milieux médicaux ou à domicile.

Ce projet a objectif de concevoir et de réaliser un appareil de mesure médical utilisé pour mesurer la pression artérielle, taille et poids de manière automatique avec un moyen de paiement par les biais de la carte Arduino Mega 2560, et les afficher sur un afficheur LCD.

En guise d'introduction, nous avons expliqué comment mesurer la pression artérielle, la taille et le poids et les leurs déférentes types d'appareils de mesure, il a été nécessaire de présenter les différents composants utilisés dans notre circuit de conditionnement, Ensuite nous avons présenté l'algorithme de mesure de la pression artérielle, taille et poids ainsi que le fonctionnement de l'interface.

Ce projet nous a permis de développer nos connaissances et de mettre notre expertise au service de la mise en œuvre d'un projet final.

### ملخص

تستخدم قضبان الارتفاع الطبية على نطاق واسع وأدوات قياس مهمة في الحياة اليومية، وذلك بفضل الأنشطة متعددة التخصصات التي تدمج العلوم الهندسية مع العلوم الطبية الحيوية، والتي تسمح لنا بالمساهمة أولاً في معرفة الأنظمة الحية ثم تحسين صحة الإنسان، تم تصميم هذا الجهاز الاستخدامات في العيادات والصيدليات. يمكن استخدامه أي ضا في أي إعدادات يهدف هذا المشروع إلى تصميم وإنتاج جهاز قياس طبي يستخدم لقياس ضغط الدم والطول والوزن بشكل طبيبة أو منزلية على سبيل المقدمة شرحنا كيفية قياس ضغط .آلي مع وسيلة دفع من خلال بطاقة أرد وينو ميكا وعرضها على شاشة لسيدي الدم والطول والوزن وأنواعها المختلفة من أجهزة القياس، كان من الضروري تقديم المكونات المختلفة المستخدمة في دائرة التكييف الخاصة بنا، ثم قدمنا خوارزمية لقياس ضغط الدم والطول والوزن وكذلك تشغيل الواجهة سمح لنا هذا المشروع بتطوير معرفتنا ووضع خبراتنا في خدمة تنفيذ مشروع نهائي .

### **Abstract:**

Medical height rods are widely used and important measuring instruments in daily life, thanks to interdisciplinary activities integrating engineering sciences with biomedical sciences, which allow us to contribute first to the knowledge of living systems and then to the improvement of human health, this device is designed for use in polyclinics and pharmacies. It can also be used in any medical or home settings.

This project aims to design and produce a medical measuring device used to measure blood pressure, height and weight automatically with a means of payment through the arduino mega card, and display them on an LCD display.

By way of introduction, we explained how to measure blood pressure, height, weight, and their different types of measuring devices, it was necessary to present the different components used in our conditioning circuit, then we have presented the algorithm for measuring blood pressure, height and weight as well as the operation of the interface.

This project allowed us to develop our knowledge and put our expertise at the service of the implementation of a final project.

**Mots clés :** toises médicale, LCD, pression artérielle, pèse personne.