

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
People's Democratic Republic of Algeria

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
Ministry of Higher Education and Scientific Research

جامعة سعد دحلب البلدة  
SAAD DAHLAB University of BLIDA

كلية التكنولوجيا  
Faculty of Technology  
قسم الإلكترونيك  
Department of Electronics



Mémoire de fin d'études  
En vue de l'obtention du diplôme de Master  
En Génie Electronique

Spécialité : Electronique des systèmes embarqués

Présente par :

Chabane Anis

**THEME**

Conception et réalisation d'un tensiomètre  
et oxymètre embarqués contrôlés par le  
**ATMEGA328**

Supervise par :

Mme.Bougherira Hamida

Année académique 2023-2024

## Remercîment

Avant tout, je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Allah Tout-Puissant pour m'avoir accordé la force, la patience et la sagesse nécessaires pour mener à bien ce travail. Sans Sa bénédiction et Sa guidance, ce mémoire n'aurait pas été possible. Je remercie sincèrement ma famille, qui a été mon pilier tout au long de cette aventure académique.

À mes parents, pour leur amour inconditionnel leurs prières incessantes, et leur soutien moral et financier. Vous avez toujours cru en moi et m'avez encouragé à poursuivre mes rêves, même dans les moments de doute. À mes frères et sœurs, pour leur encouragement constant, leur compréhension et leur soutien. Vos mots d'encouragement et vos actes de gentillesse m'ont souvent remonté le moral et m'ont donné la force de continuer.

Je tiens également à exprimer ma profonde reconnaissance à ma promotrice, Mme Bougherira Hamida. Merci pour votre encadrement précieux, vos conseils avisés, et votre disponibilité sans faille. Votre expertise et votre rigueur scientifique ont été des éléments clés dans l'orientation de ce travail. Votre soutien et vos encouragements m'ont permis de surmonter les défis rencontrés au cours de ce projet. Vous avez su guider mes recherches et m'ouvrir de nouvelles perspectives, et pour cela, je vous en suis infiniment reconnaissant.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude aux membres du jury pour le temps précieux qu'ils ont consacré à évaluer ce projet. Votre expertise, vos commentaires constructifs.

Je souhaite aussi remercier chaleureusement mes amis. À vous tous, qui avez partagé avec moi les moments de stress, de doute, mais aussi de joie et de réussite. Votre camaraderie, vos encouragements et votre aide précieuse ont été d'un grand soutien tout au long de ce parcours. Merci pour les discussions stimulantes, les conseils, et surtout pour votre amitié. Vous avez rendu ce chemin beaucoup plus agréable et supportable.

Enfin, je voudrais remercier tous ceux qui de près ou de loin ont contribué à la réalisation de ce mémoire. Vos encouragements votre aide et votre soutien ont été indispensables et ont contribué à la réussite de ce projet. À tous, je vous exprime ma plus profonde gratitude et vous dédie ce mémoire.

## Résumé

Ce mémoire porte sur la conception et la réalisation d'un tensiomètre et d'un oxymètre de pouls tous deux contrôlés par un microcontrôleur ATMega 328. L'étude comprend une vue globale sur l'anatomie et le système cardiovasculaire, les principes de fonctionnement des tensiomètres et leur évolution technologique, ainsi que les méthodes de mesure de la pression artérielle. De plus, le mémoire examine la conception et l'implémentation d'un oxymètre de pouls, un dispositif permettant de mesurer la saturation en oxygène du sang et la fréquence cardiaque. L'objectif principal est de développer des dispositifs précis, fiables et faciles à utiliser, en tenant compte de leur portabilité et du confort de l'utilisateur.

## Mots clés

Tensiomètre, Oxymètre de pouls, ATMega 328, Électronique des systèmes embarqués, Pression artérielle, Saturation en oxygène, Fréquence cardiaque, Conception, Implémentation.

## Abstract

This thesis focuses on the design and implementation of a blood pressure monitor and a pulse oximeter both controlled by an ATMega 328 microcontroller. The study includes a global view of the anatomy and of the cardiovascular system, the operating principles and technological evolution of blood pressure monitors, and the methods for measuring blood pressure. Furthermore, the thesis explores the design and implementation of a pulse oximeter, a device that measures blood oxygen saturation and heart rate. The primary objective is to develop accurate, reliable, and user-friendly devices, considering their portability and user comfort.

## Keywords

Blood pressure monitor, Pulse oximeter, ATMega 328, Embedded Systems Electronics, Blood pressure, Oxygen saturation, Heart rate, Design, Implementation.

## الملخص

دقيق متحكم بواسطة فيهما التحكم يتم النبضي التأكسج ومقياس الدم ضغط لقياس جهاز وتنفيذ تصميم على الأطروحة هذه تركز قياس لأجهزة التكنولوجي والتطور التشغيل ومبادئ، الوعائي القلبي والجهاز الوعائي القلبي الجهاز لتشريح شاملة نظرة الدراسة وتتضمن يقيس جهاز وهو، النبضي التأكسج مقياس وتنفيذ تصميم الأطروحة تستكشف، ذلك على علاوة. الدم ضغط قياس وطرق، الدم ضغط في الأخذ مع، الاستخدام وسهلة وموثوقة دقيقة أجهزة تطوير في الأساسي الهدف ويتمثل. القلب ضربات ومعدل بالأكسجين الدم تشبع المستخدم وراحة حملها سهولة الاعتبار.

## المفتاحية الكلمات

معدل، الأكسجين تشبع، الدم ضغط، المدمجة الأنظمة إلكترونيات، ATMega 328، النبضي التأكسج مقياس، الدم ضغط قياس جهاز التنفيذ، التصميم، القلب ضربات

# Table des matières

## Chapitre I

<b>1. Introduction</b> .....	3
<b>2. Anatomie et physiologie du cœur</b> .....	3
2.1 La pression sanguine et le débit sanguin .....	4
2.2 La fréquence cardiaque.....	5
<b>3. Le Tensiomètre</b> .....	7
3.1 Histoire et évolution des tensiomètres.....	8
3.2 Principe de fonctionnement.....	9
3.3 Fonctionnement d'un tensiomètre électronique .....	10
<b>4. Mesure de la pression artérielle</b> .....	10
4.1 Pression Artérielle.....	10
4.2 La mesure systolique .....	11
4.3 La mesure diastolique.....	12
4.5 Pression Artérielle Moyenne.....	13
4.6 Lectures PAM.....	13
<b>5. Valeurs normales de la pression artérielle</b> .....	14
5.1 L'hypertension .....	14
5.2 L'hypotension .....	14
5.3 Débit cardiaque .....	14
<b>6. Oxymètre de pouls</b> .....	15
6.1 Fonctionnement de l'oxymètre de pouls .....	15
6.2 Signification des mesures.....	16
<b>7. Étude des composants et matériel électronique nécessaires au projet</b> .....	16
<b>8. Choix des Composants</b> .....	17
8.1 Le microcontrôleur L'ATMEGA328P.....	17
<b>8.1.1 Caractéristiques générales de L'ATMEGA328P</b> .....	17
8.2 Capteur de pression MPX2050DP (pour le premier test).....	18
<b>8.2.1 Principale caractéristique du MPX2050DP</b> .....	19
8.3 Capteur de pression US9111-006S (pour le deuxième test) .....	20
<b>8.3.1 Principale caractéristique du US9111-006S</b> .....	21
8.4 La micro-pompe à air .....	21
8.5 Mini électrovanne électrique .....	22

8.6 Amplificateur opérationnels AD620 .....	23
8.7 Amplificateur opérationnels OPA2277 .....	24
8.8 Capteur d'oxymètre MAX30100 .....	25
8.9 L'écran OLED.....	26
8.10 L'écran LCD .....	27
<b>9. Conclusion .....</b>	<b>27</b>
<b>Introduction.....</b>	<b>29</b>
<b>Chapitre II</b>	
<b>1. schéma synoptique .....</b>	<b>29</b>
<b>2. Description et Fonctionnement du Circuit Analogique du tensiomètre .....</b>	<b>31</b>
2.1. Fonctionnement du circuit du tensiomètre .....	31
<b>2.1.1 Amplificateur AD620 .....</b>	<b>32</b>
<b>2.1.2 Filtrage et amplification avec OPA2277 .....</b>	<b>32</b>
<b>3. Description et Fonctionnement de circuit de commande de moteur et de vanne.....</b>	<b>35</b>
3.1 Circuit de commande de la vanne .....	35
<b>3.1.1 Fonctionnement en Détail.....</b>	<b>36</b>
3.2 Circuit de commande de la pompe.....	36
<b>3.2.1 Fonctionnement en Détail.....</b>	<b>37</b>
<b>4. Description et Fonctionnement de circuits de l'ATMEGA328 .....</b>	<b>38</b>
4.1 Description des composants et leur fonction .....	39
4.2 Fonctionnement du circuit.....	39
<b>5. Description et Fonctionnement de circuits de l'oxymètre.....</b>	<b>40</b>
5.1. Description des composants et leur fonction.....	41
5.2. Communication I2C.....	41
5.3. Fonctionnement du circuit.....	41
<b>6. Description et Fonctionnement de circuits de l'afficheur LCD .....</b>	<b>42</b>
6.1. Détails des connexions.....	42
6.2. Fonctionnement du circuit.....	43
<b>7. Le schéma global des circuits .....</b>	<b>43</b>
<b>8. Le schéma global d'alimentation.....</b>	<b>45</b>
8.1. Description et Fonctionnement du circuit supérieur.....	46
<b>8.1.1. Description des composants et des connexions .....</b>	<b>46</b>
<b>8.1.2. Fonctionnement du Circuit .....</b>	<b>47</b>

8.2. Description et Fonctionnement du circuit inférieure .....	48
<b>8.2.1. Détail du Circuit et Son Fonctionnement</b> .....	48
<b>8.2.2. Fonctionnement du Circuit</b> .....	49
8.3. Calcul de la Tension de Sortie (10V).....	50

## **Chapitre III**

<b>Introduction</b> .....	52
<b>1. Conception des PCB</b> .....	52
1.1 Caractéristiques Principales d'Easy EDA .....	52
1.2 Intégration entre Easy EDA et JLCPCB.....	55
<b>2. Présentation de la PCB principale</b> .....	56
<b>3. Présentation du PCB d'alimentation</b> .....	58
<b>4. Programmation à l'aide d'Arduino IDE</b> .....	61
4.1 L'organigramme du programme.....	62
<b>4.1.1 tester le fonctionnement du PCB d'alimentation</b> .....	64
<b>4.1.2 tester l'affichage sur l'écran OLED</b> .....	65
<b>4.1.3 tester le bon fonctionnement du capture et valve et pompe</b> .....	67
<b>5. le montage final</b> .....	68
<b>6. Conclusion</b> .....	69

## Table des figures

### Chapitre I

Figure I. 1 anatomie du cœur .....	4
Figure I. 2 la pression sanguine .....	5
Figure I. 3 La méthode R pour calculer la F.C.....	6
Figure I. 4 un tensiomètre traditionnel .....	7
Figure I. 5 Charles Laubry qui prend la tension à Emile Spengler .....	8
Figure I. 6 Tensiomètre bras automatique .....	9
Figure I. 7 un oxymètre de pouls.....	15
Figure I. 8 les pourcentage SpO2.....	16
Figure I. 9 microcontrôleur ATmega328P .....	17
Figure I. 10 le capteur de pression MPX2050DP .....	18
Figure I. 11 structure interne du capteur .....	19
Figure I. 12 Sortie par rapport à la différence de pression .....	19
Figure I. 13 capteur de pression US9111-066S .....	20
Figure I. 14 Schéma de Connexion du Capteur de Pression US9111-006S .....	21
Figure I. 15 La micro-pompe à air MAP-AM-265.....	22
Figure I. 16 Mini électrovanne électrique.....	22
Figure I. 17 Amplificateur AD620 .....	24
Figure I. 18 Amplificateur OPA2277 .....	24
Figure I. 19 le module MAX30100 .....	25
Figure I. 20 L'écran OLED .....	26
Figure I. 21 l'écran LCD .....	27

### Chapitre II

Figure II. 1 Schéma synoptique de l'appareil .....	30
Figure II. 2 circuit analogique du tensiomètre .....	31
Figure II. 3 Premier filtre passe-bande .....	32
Figure II. 4 Deuxième filtre passe-bande .....	33
Figure II. 5 sortie finale du circuit.....	34
Figure II. 6 circuit de commande vanne et moteur .....	35
Figure II. 7 circuit de l'ATmega328.....	38
Figure II. 8 circuit de l'oxymètre.....	40
Figure II. 9 circuits de l'afficheur LCD .....	42
Figure II. 10 Le schéma global des circuits .....	44
Figure II. 11 schéma global d'alimentation .....	45
Figure II. 12 circuit supérieur d'alimentation.....	46
Figure II. 13 circuit inférieure d'alimentation .....	48

### Chapitre III

Figure III. 1 capture d'écran d'un schéma avec la fenêtre de simulation ouverte .....	52
Figure III. 2 Capture d'écran de la bibliothèque de composants.....	53
Figure III. 3 Capture d'écran de la fenêtre de génération de fichiers Gerber .....	54

Figure III. 4 Capture d'écran montrant l'intégration avec JLCPCB.....	55
Figure III. 5 Schéma et routage du PCB.....	56
Figure III. 6 Vue de dessus de la disposition du PCB sans composants .....	57
Figure III. 7 Rendu 3D du PCB avec composants .....	57
Figure III. 8 Schéma et routage du PCB d'alimentation .....	58
Figure III. 9 Vue de dessus de la disposition du PCB d'alimentations sans composants .....	59
Figure III. 10 Rendu 3D du PCB d'alimentation avec composants.....	59
Figure III. 11 assemblage des PCB et composants électroniques .....	60
Figure III. 12 Interface de l'IDE Arduino .....	61
Figure III. 13 L'organigramme du programme .....	63
Figure III. 14 tester le bon fonctionnement de notre PCB d'alimentation .....	64
Figure III. 15 affichage sur OLED.....	66
Figure III. 16 le montage final de l'appareil .....	68

## Liste des tables

Table 1 les valeurs moyennes de la TAS pour (homme/femme) .....	11
Table 2 les valeurs moyennes de la TAD pour (homme/femme).....	12
Table 3 les différent valeur et leur indication .....	13

## Liste des abréviations

DC : Analog to Digital Converter (Convertisseur Analogique-Numérique)

ATmega 328 : Un microcontrôleur de la famille AVR d'Atmel

CMOS: Complementary Metal-Oxide-Semiconductor

DC: Direct Current (Courant Continu)

EEPROM: Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory

GND: Ground (Masse)

I2C: Inter-Integrated Circuit

IC: Integrated Circuit (Circuit Intégré)

LCD: Liquid Crystal Display

LED: Light Emitting Diode

MCU : Microcontroller Unit

OLED: Organic Light Emitting Diode

PCB: Printed Circuit Board (Carte à Circuit Imprimé)

PDM: Pulse Density Modulation



PWM: Pulse Width Modulation (Modulation de Largeur d'Impulsion)

RAM: Random Access Memory

ROM: Read-Only Memory

SPI: Serial Peripheral Interface

UART: Universal Asynchronous Receiver-Transmitter

USB : Universal Serial Bus

Signes et Symboles

V : Volt (unité de tension électrique)

A : Ampère (unité de courant électrique)

$\Omega$  : Ohm (unité de résistance électrique)

$\mu\text{f}$  : Microfarad (unité de capacité électrique)

mA : Milliampère (unité de courant électrique)

KHz : Kilohertz (unité de fréquence)

$^{\circ}\text{C}$  : Degré Celsius (unité de température)

Hz : Hertz (unité de fréquence)

% : Pourcentage

## Introduction générale

Au cours des dernières décennies la technologie médicale a progressé à un rythme accéléré en raison de l'introduction de dispositifs de suivi de la santé de plus en plus complexes et précis. Deux des appareils de surveillance mentionnés dans cette thèse sont le tensiomètre et l'oxymètre de pouls, ces appareils sont utilisés respectivement pour mesurer la pression artérielle et la saturation en oxygène du sang.

Cette étude spécifique abordera la création de ces deux appareils leur conception leur fonction et leur production.

Le tensiomètre est un outil qui permet de calculer la tension artérielle. C'est un élément essentiel de la santé cardiovasculaire. Sa réalisation repose sur une compréhension globale de la dynamique des fluides, de l'électronique, et de la programmation qui garantit la mesure précise et fiable des objets.

De plus, la conception d'un tensiomètre doit prendre en compte des facteurs tels que la facilité d'utilisation la portabilité et le confort de l'utilisateur.

Cette thèse discutera plus en détail de la création de ces dispositifs, en commençant par une étude de la littérature concernant la technologie existante et en terminant par la conception et le test de prototypes fonctionnels.

Nous espérons que cette étude facilitera une meilleure compréhension de ces dispositifs médicaux cruciaux et favorisera des innovations supplémentaires en technologie médicale.

# Chapitre I

---

*Anatomie du cœur et étude des composants et matériel électronique*

---

## 1. Introduction

Dans ce chapitre nous explorerons en détail l'anatomie et la physiologie du cœur en commençant par une description de sa structure et de son fonctionnement.

Nous examinerons également la circulation du sang à travers les différentes cavités cardiaques et les mécanismes qui régulent cette circulation.

Enfin nous discuterons des aspects physiologiques de la pression sanguine et de la fréquence cardiaque ainsi que de leur importance pour le maintien de la santé cardiovasculaire. Cette introduction vise à fournir une compréhension approfondie de la structure et du fonctionnement du cœur posant ainsi les bases pour les dispositifs de mesure de la pression artérielle et de la saturation en oxygène du sang, nécessaires à la réalisation de notre projet, tensiomètre et oxymètre embarqué.

## 2. Anatomie et physiologie du cœur

Le cœur est une armature musculaire située dans la cage thoracique adjacente au sternum et déplacée vers la gauche chez la majorité des individus.

Son volume est environ 1,5 fois la taille de la main de la personne un mur solide sépare le cœur en deux parties distinctes : la gauche et la droite.

Chaque partie comporte deux cavités une oreillette et un ventricule celles-ci sont reliées par une valve. Le cœur fonctionne comme une pompe, cette pompe est entraînée par ses contractions constantes et propulse le sang dans tout le corps, ce qui assure l'apport d'oxygène à tout l'organisme. Chaque jour le cœur transporte environ 8 000 litres de sang.

Quatre valvules cardiaques localisé entre les oreillettes et les ventricules d'un côté et à la sortie des ventricules de l'autre côté éviter le sang de revenir dans le mauvais sens lorsque les valvules sont fermées. La fermeture des valves génère le son familier du battement de cœur. [1]

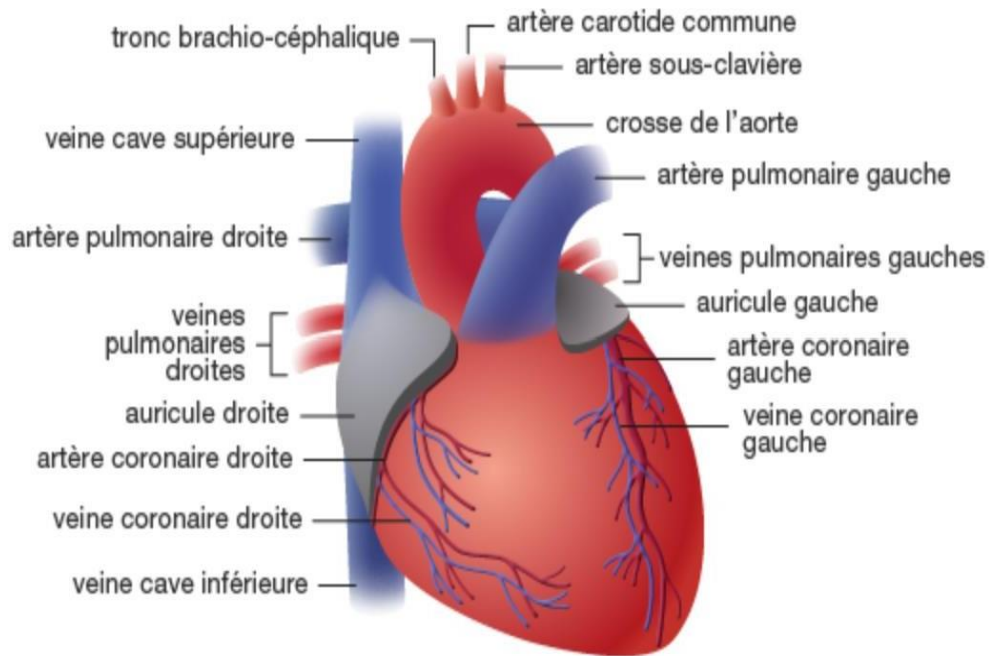


Figure I. 1 anatomie du cœur

## 2.1 La pression sanguine et le débit sanguin

Pour qu'un liquide circule dans un circuit fermé comme le réseau artériel capillaire et veineux il doit être propulsé par une pompe et il doit y avoir une différence de pression présente dans le système.

La pression dans l'aorte fluctue à chaque battement cardiaque mais c'est la pression artérielle moyenne (PAM) qu'il est le plus important de retenir car elle est responsable de l'acheminement du sang vers les tissus. Il est important de comprendre qu'à mesure que le sang circule dans les vaisseaux sanguins la pression diminue progressivement.

Cette diminution de pression est nécessaire à la circulation continue du sang dans tout le système et est maintenue par un gradient de pression d'environ 120 mm Hg. [5]

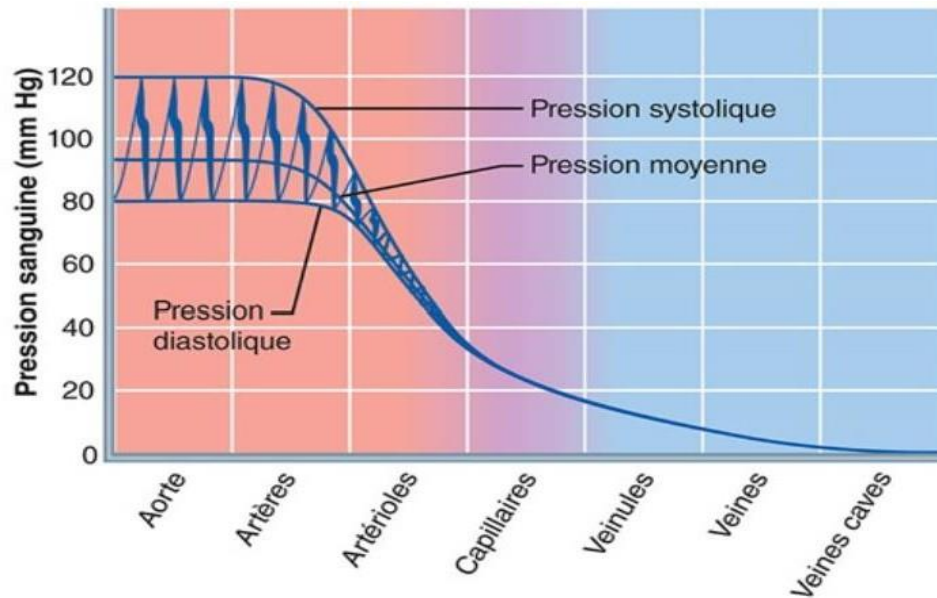


Figure I. 2 la pression sanguine

## 2.2 La fréquence cardiaque

La fréquence est notée en cycles par minutes (ou battements/min.). Lorsque les mécanismes de commandes normaux sont défectueux d'autres régions peuvent prendre les commandes et initier une dépolarisation. On appelle ces pacemakers des pacemakers ectopiques.

Différentes façons peuvent être utilisées pour calculer la F.C.

### Pour un rythme régulier :

Repérez une onde R qui tombe sur un trait gras

Comptez 300, 150, 100, 75, 60, 50 pour chacun des traits gras qui suivent

L'endroit où tombe l'onde R suivante détermine la F.C

Si la 2<sup>ème</sup> onde R tombe entre deux chiffres il s'agit de diviser par 5 la différence des valeurs des deux traits gras pour connaître la valeur de chaque ligne

**Pour un rythme régulier :**

Mesurer le nombre de petits carreaux entre 2 ondes R et diviser ce nombre par 1500.

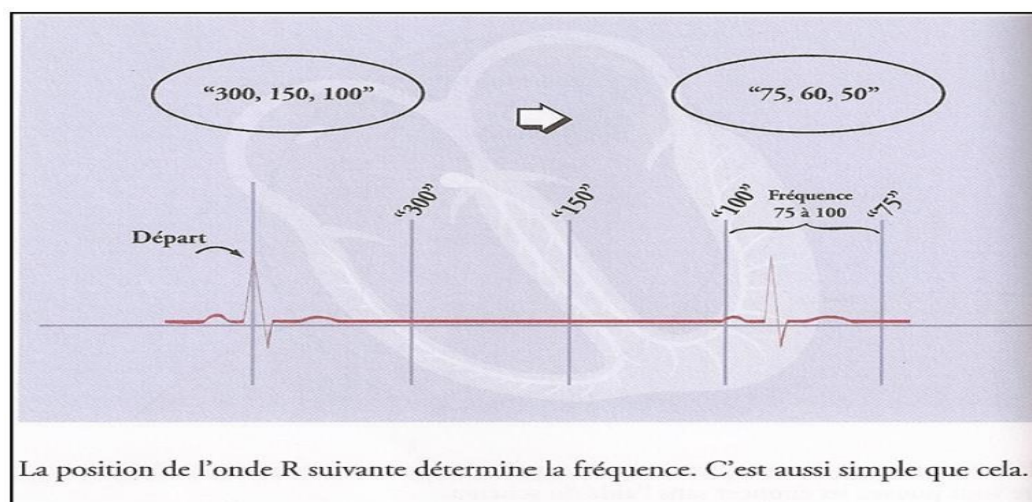


Figure I. 3 La méthode R pour calculer la F.C

### 3. Le Tensiomètre

Le tensiomètre est un appareil médical utilisé pour mesurer la pression artérielle. Il existe deux types principaux : manuels et électroniques automatiques.

Les tensiomètres manuels nécessitent l'utilisation d'un brassard gonflable, d'un manomètre et d'un stéthoscope pour mesurer la pression.

Les tensiomètres électroniques automatiques sont plus simples à utiliser, car ils ne nécessitent pas de stéthoscope. Ils utilisent un brassard gonflable et un écran pour afficher les lectures de pression. Pour des mesures précises. [8]



Figure I. 4 un tensiomètre traditionnel



### 3.1 Histoire et évolution des tensiomètres

L'histoire des tensiomètres, également connus sous le nom de sphygmomanomètres, est fascinante et témoigne des avancées de la médecine dans la compréhension et la mesure de la pression artérielle. Voici un bref aperçu de leur évolution :

**1733** : Stephen Hales est le premier à visualiser la pression artérielle en insérant un tube en verre dans l'artère d'un cheval et en mesurant la hauteur du sang dans le tube.

**1828** : Jean Léonard Marie Poiseuille améliore cette méthode en utilisant un manomètre à mercure, qu'il appelle hémato dynamomètre. [9]

**1876** : Samuel Siegfried Karl von Basch invente le sphygmomanomètre, qui utilise la force compressive d'un réservoir de caoutchouc empli d'eau relié à une jauge à mercure.

**1889** : Pierre Carl Potain améliore l'appareil en remplaçant l'eau par de l'air.

**1896** : Scipione Riva-Rocci crée un prototype plus proche des tensiomètres modernes avec un brassard circulaire gonflable. [10]

**1905** : Nikolaï Korotkov ajoute l'auscultation avec un stéthoscope pour des mesures plus précises, permettant de diagnostiquer l'hypertension.

**1907** : Le premier tensiomètre moderne, le « Vaquez », est développé, marquant une étape importante dans le diagnostic médical.

Au fil du temps, les tensiomètres ont continué à évoluer, passant des modèles manuels aux modèles numériques automatiques, devenant un outil indispensable en médecine. [2]

Ces appareils ont grandement facilité la mesure de la pression artérielle, permettant un suivi plus précis et plus pratique pour les professionnels de santé et les patients.



*Figure I. 5 Charles Laubry qui prend la tension à Emile Spengler [2]*

### 3.2 Principe de fonctionnement

À l'aide d'un stéthoscope le tensiomètre manuel est utilisé pour détecter la pulsation du rythme cardiaque dans les artères. Cela permet d'enregistrer la pression systolique qui indique une pression élevée sur le manomètre.

Le rythme cardiaque passe à un état indétectable pour ensuite reprendre le son dans le stéthoscope, tandis que le manomètre capture la pression artérielle la plus basse enregistrée connue sous le nom de pression artérielle diastolique.

Pour garantir des mesures précises de la tension artérielle il est essentiel d'ajuster correctement la taille du brassard en fonction de la mesure de votre bras en trouvant un équilibre entre être ni trop serré ni trop lâche.

Les médecins utilisaient fréquemment cet instrument manuel quelque peu obsolète, considéré comme un tensiomètre professionnel. Alors que les progrès de la technologie numérique ont révolutionné le domaine médical les tensiomètres ont connu une évolution significative. De nos jours l'utilisation de tensiomètres automatiques ou électroniques est devenue presque monnaie courante.



*Figure I. 6 Tensiomètre bras automatique [7]*

### **3.3 Fonctionnement d'un tensiomètre électronique**

En appliquant une pression sur votre poignet/bras le brassard se contractera et détectera la tension artérielle dans cette zone. Pour y parvenir le brassard comprime l'artère, interrompant temporairement le flux sanguin.

Ensuite, vous pouvez relâcher lentement la pression à l'aide de la valve pour écouter le retour du pouls. La mesure résultante représente la pression artérielle systolique. La force qui propulse le sang des cavités cardiaques vers les artères est connue sous le nom de pression maximale. Lorsque la fréquence cardiaque ralentit et qu'aucun son n'est audible la pression enregistrée est appelée pression diastolique, qui représente la pression minimale pendant la relaxation cardiaque. Il est important de noter que la pression artérielle se mesure en millimètres de mercure (mm Hg). Dans le cas de la lecture de la tension artérielle, il est d'usage de noter d'abord la pression systolique suivie de la pression diastolique

Par exemple, une lecture de 12/7 indique une pression systolique de 12 mm Hg et une pression diastolique de 7 mm Hg. [7]

## **4. Mesure de la pression artérielle**

### **4.1 Pression Artérielle**

La pression artérielle également appelée tension artérielle représente la force exercée par le sang pompé par le cœur contre les parois des artères. C'est un élément essentiel pour assurer la circulation sanguine dans tout le corps.

Elle se caractérise par deux mesures : la pression artérielle systolique qui correspond à la valeur maximale lorsque le cœur se contracte et la pression artérielle diastolique qui représente la valeur minimale lorsque le cœur se relâche entre deux battements.

Les mesures de la pression artérielle sont exprimées en millimètres de mercure (mm Hg) et sont notées par deux nombres :

→ Le chiffre du haut (le plus élevé) est la pression du sang lorsque le cœur se contracte = pression ou tension systolique

→ Le chiffre du bas (le moins élevé) est la pression du sang dans les artères quand le cœur se relâche = pression ou tension diastolique

## 4.2 La mesure systolique

La pression systolique correspond à la pression maximale exercée par le sang sur les parois des artères. Cette pression est mesurée lorsque le cœur se contracte et expulse le sang dans l'aorte

Les parois des artères se tendent en réponse à cette pression et la mesure de la pression systolique est obtenue de manière indirecte en évaluant la pression nécessaire pour contrebalancer la pression exercée par le sang. En moyenne la pression systolique se situe entre 120 et 130 mm Hg mais elle peut varier.

Une pression systolique inférieure à la normale est qualifiée d'hypotension, tandis qu'une pression systolique supérieure à la normale est qualifiée d'hypertension.

Valeurs moyennes de la tension artérielle systolique		Valeurs moyennes de la tension artérielle systolique	
Âge	Tension (en mmHg)	Âge	Tension (en mmHg)
20-29 ans	107	20-29 ans	101
30 - 39 ans	111	30 - 39 ans	105
40 à 49 ans	115	40 à 49 ans	108
50 - 59 ans	118	50 - 59 ans	116
60-69 ans	120	60-69 ans	120
70 -79 ans	123	70 -79 ans	128

**L'homme** **femme**

Table 1 les valeurs moyennes de la TAS pour (homme/femme)

### 4.3 La mesure diastolique

La pression diastolique est la pression minimale exercée sur les parois des artères, elle correspond à la phase du repos du cœur.

Sur un tensiomètre automatique il s'agit de la mesure de la pression ou le capteur positionné dans le brassard ne capte plus d'oscillations (on parle de tensiomètre oscillométrique), signifiant que le sang coule de manière fluide.

Valeurs moyennes de la tension artérielle diastolique		Valeurs moyennes de la tension artérielle diastolique	
Âge	Tension (en mmHg)	Âge	Tension (en mmHg)
20-29 ans	69	20-29 ans	66
30 - 39 ans	74	30 - 39 ans	69
40 à 49 ans	77	40 à 49 ans	70
50 - 59 ans	78	50 - 59 ans	72
60-69 ans	75	60-69 ans	71
70 -79 ans	70	70 -79 ans	70

**L'homme** **femme**

Table 2 les valeurs moyennes de la TAD pour (homme/femme)

## 4.5 Pression Artérielle Moyenne

La pression artérielle moyenne (PAM) est une mesure cruciale de la santé cardiovasculaire représentant la pression moyenne dans les artères d'une personne au cours d'un cycle cardiaque. Elle est calculée à partir des lectures de la pression artérielle systolique et diastolique offrant ainsi un indicateur plus précis de la perfusion des organes que la mesure de la pression artérielle systolique ou diastolique seule.

La formule de calcul de la PAM est : 
$$PAM = \frac{[(2 \times PAD) + PAS]}{3}$$

Cette formule tient compte du fait que la diastole dure plus longtemps que la systole, et contribue donc davantage à la pression globale dans les artères. [4]

### Exemple :

Si un patient a une pression artérielle systolique de 130 mm Hg et une pression artérielle diastolique de 75 mm Hg, sa PAM serait calculée comme :

$$PAM = \frac{[(2 \times 75) + 130]}{3} = 93,33 \text{ mm Hg}$$

## 4.6 Lectures PAM

Une plage normale de pression artérielle moyenne (PAM) est généralement considérée comme étant entre 70 et 100 mm Hg. Des valeurs de PAM faibles généralement inférieures à 60 mm Hg peuvent indiquer une circulation sanguine insuffisante vers les organes et les tissus pouvant entraîner des lésions ou une défaillance des organes.

À l'inverse des valeurs élevées de PAM généralement supérieures à 110 mm Hg peuvent indiquer un risque accru d'accidents vasculaires cérébraux, de crises cardiaques et d'autres complications cardiovasculaires.

	Systole	Diastole
tension optimale	115 à 120	75 à 80
hypertension légère	140 à 160	90 à 100
modérée	160 à 180	100 à 110
sévère	180 ou plus	110 ou plus
hypotension	100 ou moins	70 ou moins

*Table 3 les défèrent valeur et leur indication*

## 5. Valeurs normales de la pression artérielle

### 5.1 L'hypertension

L'hypertension artérielle est une maladie "silencieuse" qui ne se manifeste par aucun symptôme extérieur, mais elle peut s'avérer lourde de conséquences.

D'où l'importance d'une mesure régulière de la tension chez les personnes à risque. L'hypertension peut à terme entraîner une fatigue du muscle cardiaque et une fragilisation des artères.

### 5.2 L'hypotension

Contrairement à l'hypertension, l'hypotension est généralement transitoire et n'est pas liée à une pathologie. On considère d'ailleurs qu'une tension basse est le signe d'une bonne condition physique.

L'hypotension peut être la conséquence d'une fatigue d'une déshydratation d'un levé trop rapide.

Elle peut s'accompagner d'un étourdissement, allant même jusqu'à l'évanouissement dans les cas les plus extrêmes. L'élimination de la cause permet généralement de "soigner" le symptôme.

### 5.3 Débit cardiaque

Le débit cardiaque est le volume de sang expulsé par chaque ventricule, par unité de temps. Il est égal au produit de la fréquence cardiaque par le volume d'éjection systolique, il est exprimé en l/min ou ml/min.

Voici comment il est mesuré :

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

**Mesure du débit cardiaque :** Comme pour toute mesure de débit il s'agit de mesurer le volume fourni par l'appareil étudié (ici le cœur) par unité de temps. On utilise généralement la méthode de dilution d'un index.

**Mesure de débit cardiaque par thermodilution :** Réalisée à l'aide d'un cathéter de Swan-Ganz cette technique permet de déterminer le débit cardiaque de façon indirecte.

**Mesure par imagerie :** Elle se fait par la détermination du volume d'éjection systolique.

**Mesure par doppler cardiaque :** C'est la méthode la plus simple et la plus usitée.

## 6. Oxymètre de pouls

L'oxymètre de pouls permet de mesurer de façon continue la quantité d'oxygène qui circule dans les artères. On parle de saturation artérielle en hémoglobine (molécule qui transporte l'oxygène vers les tissus). Quand l'hémoglobine transporte l'oxygène on dit qu'elle est

« Saturée en oxygène ».

Il est utilisé pour mesurer le rythme cardiaque et le taux d'oxygène transporté par le sang.

**Avantage :** c'est un examen non invasif car il ne fait appel à aucune injection ni aucun prélèvement sanguin. [3]



Figure I. 7 un oxymètre de pouls [3]

### 6.1 Fonctionnement de l'oxymètre de pouls

L'oxymètre de pouls fonctionne en émettant des faisceaux de lumière à travers les tissus. Deux types de lumière sont utilisés : une lumière rouge et une lumière infrarouge. L'hémoglobine chargée en oxygène absorbe davantage de lumière infrarouge et devient plus perméable à la lumière rouge lorsqu'elle libère de l'oxygène.

Cet appareil est généralement placé sur un doigt un orteil, le nez, un lobe d'oreille ou la main ou le pied chez les jeunes enfants pour mesurer la saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène (SpO2).

Cette valeur indique le pourcentage d'hémoglobine saturée en oxygène dans le sang et elle est utilisée pour surveiller la santé respiratoire. L'oxymètre de pouls affiche également le pouls et la fréquence cardiaque.



## 6.2 Signification des mesures

La saturation en oxygène normale pour une personne en bonne santé se situe généralement entre 95% et 100% SpO<sub>2</sub>. Une valeur inférieure à 95% est considérée comme une hypoxémie indiquant un niveau insuffisant d'oxygène dans le sang.

La saturation artérielle en oxygène (SaO<sub>2</sub>) normale varie légèrement en fonction de l'âge. Chez un jeune adulte elle est généralement entre 96% et 98% tandis que chez une personne de plus de 70 ans, elle est d'environ 95%. Une saturation entre 90% et 93% est considérée comme médiocre et en dessous de 90% la personne est en désaturation ce qui correspond à une hypoxémie.

Chez les enfants, une SpO<sub>2</sub> normale est généralement supérieure à 95%. Un taux de SpO<sub>2</sub> inférieur à 94% chez un enfant est considéré comme un critère de gravité et nécessite une hospitalisation.



Figure I. 8 les pourcentage SpO<sub>2</sub> [3]

## 7. Étude des composants et matériel électronique nécessaires au projet

Après avoir examiné les diverses méthodes de mesure de la pression sanguine, nous avons opté pour l'oscillométrie dans notre projet.

Dans cette méthode de l'air est pompé dans le brassard jusqu'à 60 mm Hg au-dessus de la pression systolique normale (120 mm Hg).

Ensuite, l'air est progressivement relâché du brassard. Pendant ce processus de petites oscillations apparaissent en particulier au moment de la pression systolique.

Un microcontrôleur est utilisé pour détecter le début de ces oscillations et enregistrer la pression dans le brassard.

Ensuite, nous observons la diminution de la pression dans le brassard jusqu'à ce que ces oscillations disparaissent marquant ainsi la phase diastolique. À ce stade la valeur de la pression dans le brassard est enregistrée.

## 8. Choix des Composants

### 8.1 Le microcontrôleur L'ATMEGA328P

Le choix du microcontrôleur est une étape cruciale dans la conception de tout système embarqué. Parmi les nombreux microcontrôleurs disponibles sur le marché j'ai opté pour l'ATmega328 pour plusieurs raisons spécifiques à mon projet. Son architecture RISC avancée sa facilité de programmation et sa compatibilité avec Arduino en font un choix idéal pour mon application.

L'ATMEGA328P est un microcontrôleur CMOS à faible puissance 8 bits basé sur l'architecture AVR RISC améliorée avec de nombreuses broches et fonctions.

Il fonctionne généralement à une fréquence de 16 MHz et dispose de plusieurs broches d'entrée/sortie pour interagir avec d'autres composants.

Son utilisation est répandue dans les projets électroniques les dispositifs IoT, les robots et bien d'autres applications. [6]

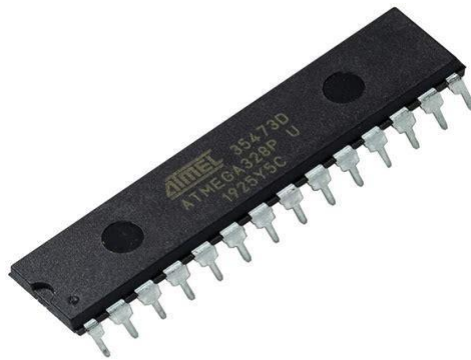


Figure I. 9 microcontrôleur ATmega328P

#### 8.1.1 Caractéristiques générales de L'ATMEGA328P

- Nombre de broches : 28
- Mémoire Flash : 32 ko (programmable par interface série)
- Mémoire Données EEPROM : 1 ko
- Mémoire RAM : 2 ko
- 32 registres de travail d'accès rapide pour l'ALU
- Ports parallèles : 3, avec 23 broches E/S

- Fréquence d'horloge : 16 Mhz (maxi tolérée = 20 Mhz)
  - Donc : 16 cycles d'horloge par microseconde
- Périphériques internes
  - 6 convertisseurs Analogique/Numérique 10 bits, comparateur analogique
  - 1 timer 16 bits (T1), 2 timers 8 bits (T0, T2)
  - 6 canaux PWM, 1 chien de garde (*watchdog*)
  - SPI, USART, I2C
- 26 interruptions
- 5 modes d'économie d'énergie

## 8.2 Capteur de pression MPX2050DP (pour le premier test)

J'ai opté pour le capteur de pression le MPX2050DP. Est un capteur de pression en silicium à double port compensé en température et étalonné.

Le capteur de pression piézorésistif de la série MPX2050 fournit une tension de sortie linéaire très précise et directement proportionnelle à la pression appliquée. Le capteur est un simple diaphragme de silicium monolithique avec une jauge de contrainte et un réseau de résistance couche mince intégrée sur la puce.

La puce est découpée au laser pour un étalonnage et une compensation de température précise.

- Jauge de contrainte à cisaillement silicium unique
- Linéarité  $\pm 0,25\%$

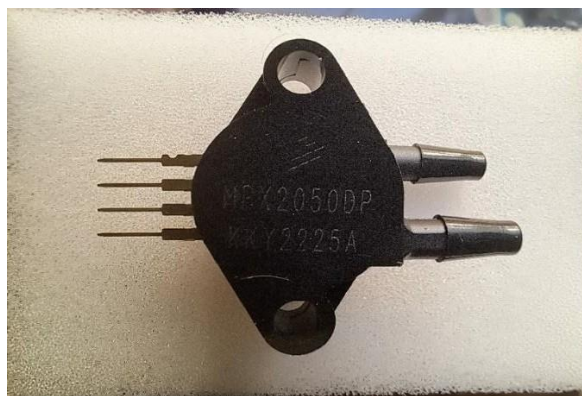


Figure I. 10 le capteur de pression MPX2050DP

Cette figure affiche un schéma bloc de la structure interne de la puce de capteur de pression autonome.

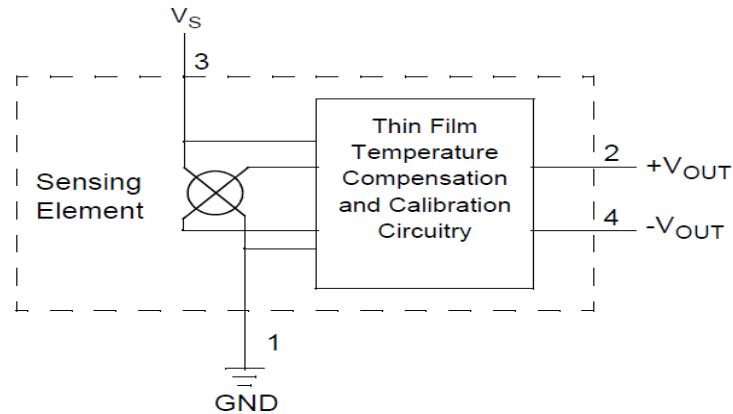


Figure I. 11 structure interne du capteur

### 8.2.1 Principale caractéristique du MPX2050DP

**Plage de mesure de pression :** Le MPX2050DP peut mesurer des pressions allant de 0 à 50 kPa (0 à 7,25 psi). Cela le rend adapté aux applications où des mesures de pression relativement basses sont nécessaires.

**Sensibilité :** Sa sensibilité est de 45 mV/kPa, ce qui signifie que la tension de sortie du capteur varie de 45 mV pour chaque kilopascal de changement de pression.

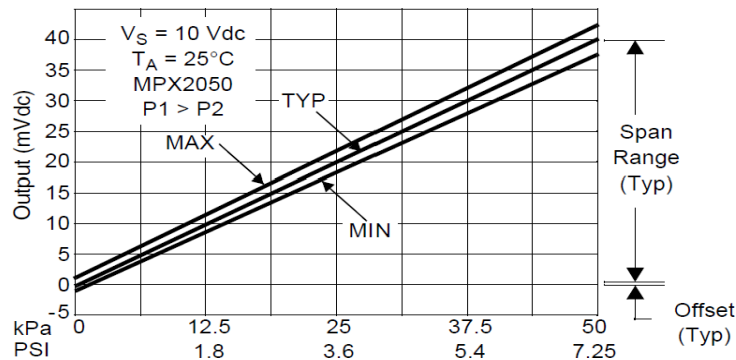


Figure I. 12 Sortie par rapport à la différence de pression

**Courant de fonctionnement :** Le courant de fonctionnement du capteur est de 6 mA ce qui est relativement faible ce qui en fait un choix efficace du point de vue de la consommation d'énergie.

**Température de fonctionnement :** Il peut fonctionner dans une plage de température assez étendue, allant de -40 à 125°C ce qui le rend adapté à une variété d'environnements.

**Précision :** Sa précision est spécifiée à  $\pm 2,5\%$  de la pleine échelle. Cela signifie que la mesure de pression peut avoir une erreur allant jusqu'à 2,5% de la pleine échelle du capteur.

**Type de sortie :** Le MPX2050DP fournit une sortie analogique ce qui signifie que la pression mesurée est convertie en une tension proportionnelle en sortie du capteur.

**Boîtier :** Il est disponible dans un boîtier double en DIP ce qui le rend relativement facile à intégrer dans des circuits électroniques.

Ces caractéristiques font du MPX2050DP un capteur polyvalent pour de nombreuses applications de mesure de pression notamment dans l'automobile l'industrie les applications **médicales** et bien d'autres encore.

### 8.3 Capteur de pression US9111-006S (pour le deuxième test)

Le capteur de pression US9111-006S est un capteur piézorésistif conçu pour mesurer la pression avec précision. Il fonctionne en utilisant une membrane flexible intégrée avec des résistances piézorésistives. Lorsque la pression est appliquée sur la membrane elle se déforme ce qui modifie la résistance électrique des éléments piézorésistifs. Cette variation de résistance est convertie en un signal électrique proportionnel à la pression appliquée.



Figure I. 13 capteur de pression US9111-066S

Cette figure affiche le Schéma de Connexion et définition des Broches d'un Pont de Wheatstone pour le Capteur de Pression :

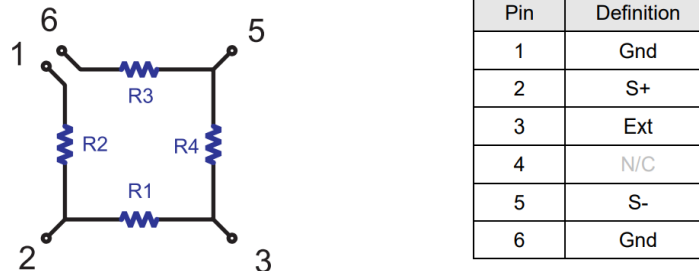


Figure I. 14 Schéma de Connexion du Capteur de Pression US9111-006S

### 8.3.1 Principale caractéristique du US9111-006S

Plage de mesure : 0 à 6 psi (0 à 41.4 kPa) Capable de mesurer des pressions relatives et absolues.

Signal de sortie : Tension analogique proportionnelle à la pression appliquée.

Précision typique :  $\pm 0.25\%$  à  $\pm 0.5\%$  de la pleine échelle (FS).

Plage de température de fonctionnement :  $-40^{\circ}\text{C}$  à  $+125^{\circ}\text{C}$ .

Tension d'alimentation : Typiquement 3V à 5V DC. Faible consommation d'énergie.

### 8.4 La micro-pompe à air

Le MAP-AM-265 est un micro moteur de pompe à air fabriqué par Mitsumi Electronics Corp.

Voici quelques-unes de ses caractéristiques principales :

**Type de moteur :** Moteur à courant continu avec micro pompe à air.

**Tension nominale :** 6.0V

**Plage de tension :** 5.0~7.0V

**Temps de pressurisation :** 11.5 secondes ou moins pour ajouter une pression de 0 à 300mmHg à un réservoir de 500cc à la tension nominale (DC 6V).

**Consommation de courant :** 430mA ou moins lors de l'ajout de pression de 0 à 300mmHg à un réservoir de 500cc à la tension nominale (DC 6V).

**Fuite d'air :** 3.0mmHg/min ou moins diminution de la pression 30 secondes après l'arrêt de la pompe à un réservoir de 500cc jusqu'à  $40 \pm 10\text{mmHg}$  et  $300 \pm 10\text{mmHg}$ .

**Pression maximale** : 400mmHg ou plus<sup>2</sup>.

**Bruit** : 55.0dB ou moins, bruit à 30cm de la pompe.

Ces caractéristiques font du MAP-AM-265 un choix idéal pour les applications nécessitant une pompe à air compacte et efficace comme les moniteurs de pression artérielle.



*Figure I. 15 La micro-pompe à air MAP-AM-265*

## 8.5 Mini électrovanne électrique

Une mini électrovanne électrique est un dispositif qui contrôle le débit d'un fluide (liquide ou gaz) en ouvrant fermant ou modulant partiellement le passage du fluide à travers un orifice.



*Figure I. 16 Mini électrovanne électrique*

**Marque :** MITSUMI

**Modèle :** R-14

**Type :** Normalement ouvert

**Taille :** 20\*15.2\*13mm

**Utilisation de fluides :** Air/gaz

**Tension nominale :** DC 6V

**Gamme de tension :** DC 4.0-7.2V

**Courant nominal :** 60 ± 10% mA

**Impédance CC :** 100 ± 10% Ω

**Pression maximale d'utilisation :** 350 mm Hg

**pression commune :** 0-300 mm Hg

## 8.6 Amplificateur opérationnels AD620

L'AD620 est un amplificateur de mesure de haute précision, à faible coût, qui nécessite seulement une résistance externe pour définir des gains de 1 à 10 000.

Facilité d'utilisation : Il permet de définir des gains de 1 à 10 000 avec une seule résistance externe.

Plage de tension d'alimentation : Il a une large plage de tension d'alimentation allant de ±2,3 V à ±18 V.

Faible consommation d'énergie : Il a une faible consommation d'énergie, avec un courant d'alimentation maximum de 1,3 mA.

Faible bruit : Il a un faible bruit de tension d'entrée de 9 nV/√Hz à 1 kHz et un bruit de 0,28 μV p-p dans la bande de 0,1 Hz à 10 Hz.

L'AD620 parfaitement adapté pour les applications médicales telles que les électrocardiogrammes et les tensiomètres non invasifs.



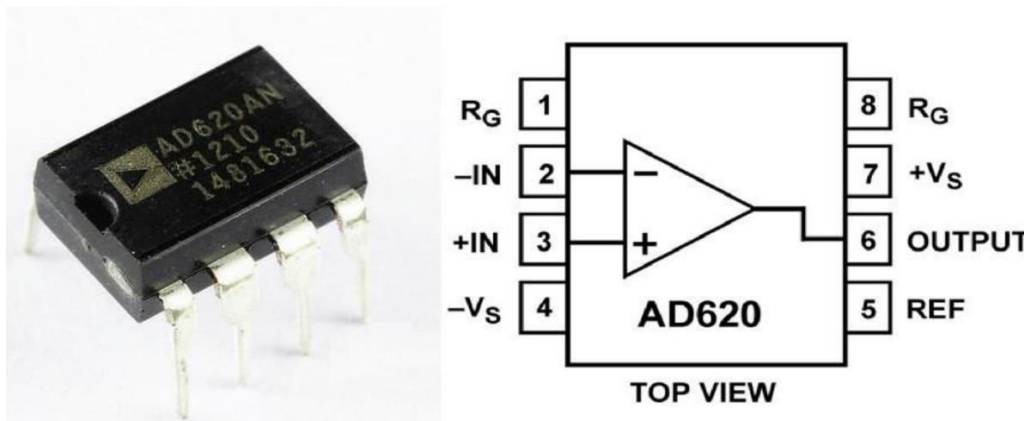


Figure I. 17 Amplificateur AD620

### 8.7 Amplificateur opérationnels OPA2277

L'OPA2277 est un amplificateur opérationnel de haute précision fabriqué par Texas Instruments.

Il est idéal pour une utilisation dans les systèmes d'acquisition de données de précision les amplificateurs de transducteur les amplificateurs de pont et les mesures de température.

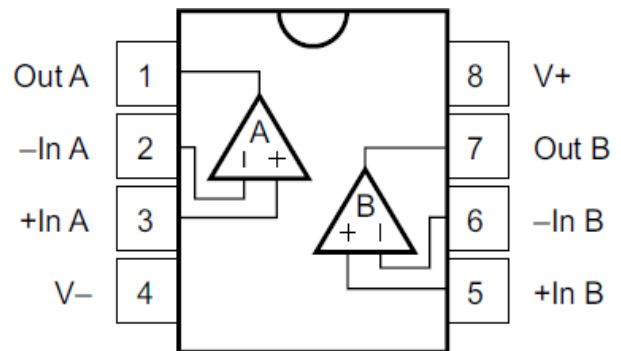


Figure I. 18 Amplificateur OPA2277

Voici quelques-unes de ses caractéristiques principales :

Ultra-faible tension de décalage : 10  $\mu$ V.

Gain en boucle ouverte élevé : 134 dB.

Rejet élevé du mode commun : 140 dB.

Rejet élevé de l'alimentation : 130 dB.

Faible courant de polarisation : 1 nA maximum.

Large plage d'alimentation :  $\pm 2$  à  $\pm 18$  V.

Faible courant de repos : 800  $\mu$ A par amplificateur

## 8.8 Capteur d'oxymètre MAX30100

Le MAX30100 est un capteur biométrique qui est utilisé pour mesurer la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène (SpO<sub>2</sub>) en temps réel. Il combine deux LED une rouge et une infrarouge ainsi qu'un photodétecteur.

Le module MAX30100 utilise une interface I2C à deux fils pour communiquer avec la carte Arduino.

Il dispose d'une adresse I2C fixe pour les opérations de lecture et d'écriture. En connecter le module à n'importe quelle broche I2C de notre microcontrôleur.



Figure I. 19 le module MAX30100

Il fonctionne avec des alimentations de 1,8V et 3,3V.

Il dispose d'un taux d'échantillonnage programmable et d'un courant LED pour les économies d'énergie.

Il a une capacité de haute fréquence d'échantillonnage et une capacité de sortie de données rapide.

Il intègre une annulation de la lumière ambiante.

Il a un courant de veille ultra-faible ( $0,7\mu\text{A}$ , typ).

Il est contenu dans un petit boîtier de  $5,6\text{mm} \times 2,8\text{mm} \times 1,2\text{mm}$

## 8.9 L'écran OLED

Pour afficher les résultats acquise par notre MAX30100 en utiliser un écran OLED (Organic Light-Emitting Diodes en français Diode électroluminescente organique) est un type d'écran qui utilise des diodes électroluminescentes organiques pour afficher une image ou un texte [OL](#)



*Figure I. 20 L'écran OLED*

Voici les avantages et caractéristiques principales :

Les écrans OLED ont une belle qualité d'image des couleurs plus vives et meilleur contraste.

Ça économise de l'Énergie.

Ils sont également une durabilité de vie d'environ 22 ans.

Ces caractéristiques font des écrans OLED une option de choix pour de nombreux appareils électroniques.

## 8.10 L'écran LCD

On a aussi les résultats de notre tensiomètre a affiché et pour cela on utiliser l'écran LCD 1604 est un module d'affichage qui peut afficher jusqu'à 16 caractères sur 4 lignes [LC](#)



*Figure I. 21 l'écran LCD*

Pour afficher des informations sur cet écran LCD on a besoin de relier un certain nombre de broches à une plaque de prototypage (breadboard) et à un microcontrôleur.

## 9. Conclusion

Nous avons décrit dans ce chapitre le principe de fonctionnement du tensiomètre et de l'oxymètre de pouls. Nous avons choisi les composants nécessaires à leur implémentation. Dans le chapitre suivant nous décrivons les circuits que nous avons élaboré, ainsi que les algorithmes de programmations de notre système.

## **Chapitre II**

---

### **Etude et conception du tensiomètre et l'oxymètre de pouls**

---

## Introduction

Dans ce chapitre nous allons examiner en détail les divers circuits impliqués dans la conception et la réalisation de notre appareil médicale. Un instrument de mesure précis et fiable nécessite une intégration soignée de plusieurs composants électroniques chacun jouant un rôle crucial pour assurer la précision la sensibilité et la robustesse de l'appareil.

Nous commencerons par une description générale de l'architecture du système en expliquant comment chaque sous-système contribue au fonctionnement global. Ensuite nous explorerons en profondeur les circuits spécifiques.

### 1. schéma synoptique

Le schéma fonctionnel ci-dessous illustre le fonctionnement général de l'appareil. L'utilisateur n'a qu'à appuyer sur un bouton ON/OFF et l'appareil démarre. Le microcontrôleur (ATmega 328) joue un rôle central en contrôlant plusieurs composants :

**Contrôle de la pompe et de la valve :** Le microcontrôleur gère le fonctionnement de la pompe à air utilisée pour gonfler le brassard ainsi que de la valve qui contrôle le dégonflage du brassard.

**Acquisition des données :** Deux capteurs sont utilisés pour mesurer la pression sanguine le capteur MAX30100 et le capteur MPX2050DP pour la mesure de la pression artérielle. Le microcontrôleur récupère les données de ces capteurs.

**Affichage des résultats :** Les résultats des mesures sont affichés sur deux types d'écrans : un afficheur LCD et un écran OLED. Le microcontrôleur contrôle l'affichage des données sur ces deux écrans.

**Interaction avec l'utilisateur :** Un bouton ON/OFF est utilisé pour démarrer et arrêter l'appareil. Le microcontrôleur gère cette interaction.

En résumé, le microcontrôleur ATmega 328 est essentiel au fonctionnement de l'appareil, en contrôlant la pompe, la valve, en récupérant les données des capteurs MAX30100 et MPX2050DP et en affichant les résultats sur les écrans LCD et OLED, tout en gérant l'interaction avec l'utilisateur via le bouton ON/OFF.

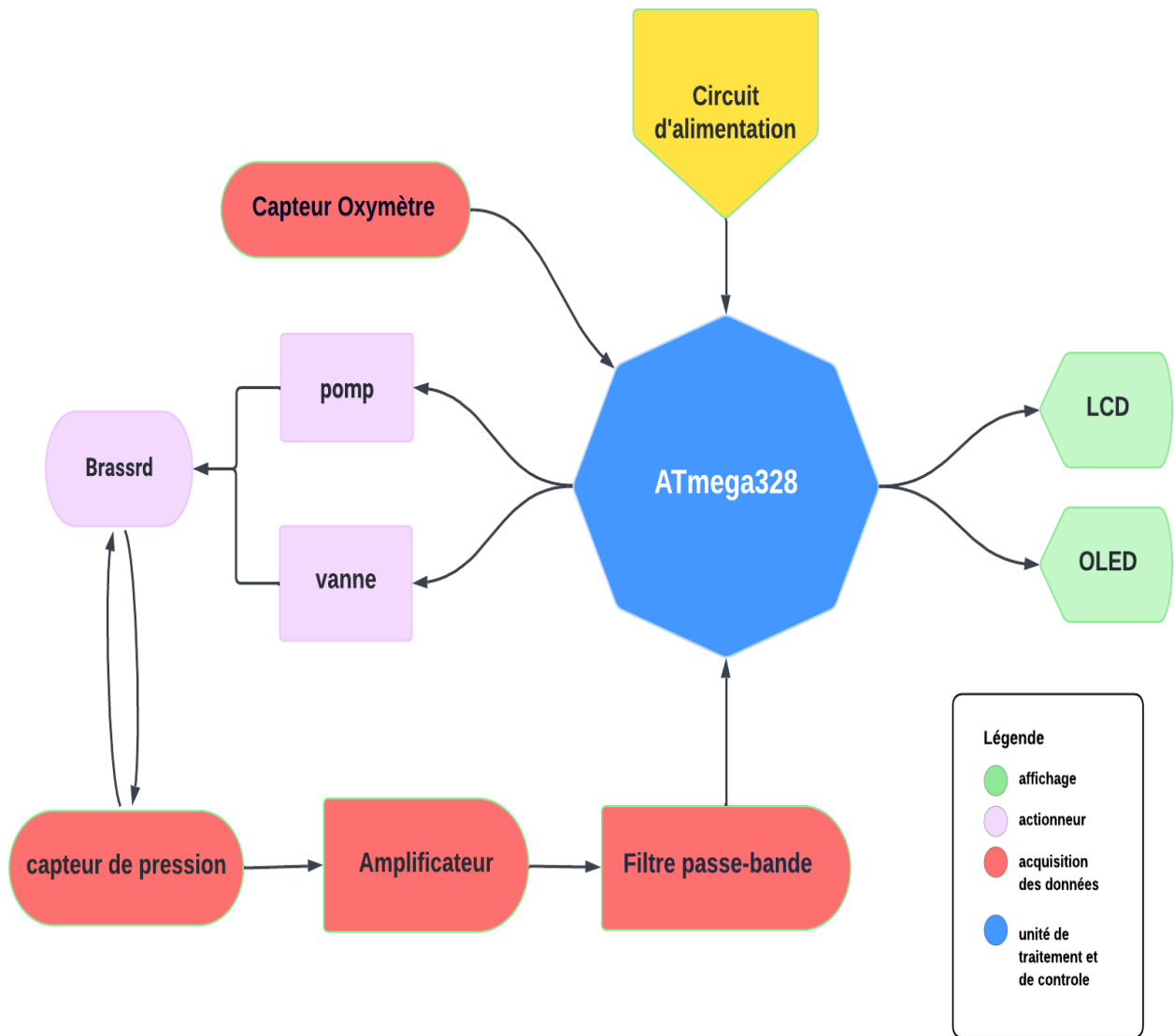


Figure II. 1 Schéma synoptique de l'appareil

## 2. Description et Fonctionnement du Circuit Analogique du tensiomètre

Ce schéma présente un circuit analogique conçu pour mesurer la tension en utilisant un amplificateur d'instrumentation (AD620ARZ) et des amplificateurs opérationnels (OPA2277UA).

Ce type de circuit est souvent utilisé pour des applications de mesure de signaux faibles où une précision élevée est requise.

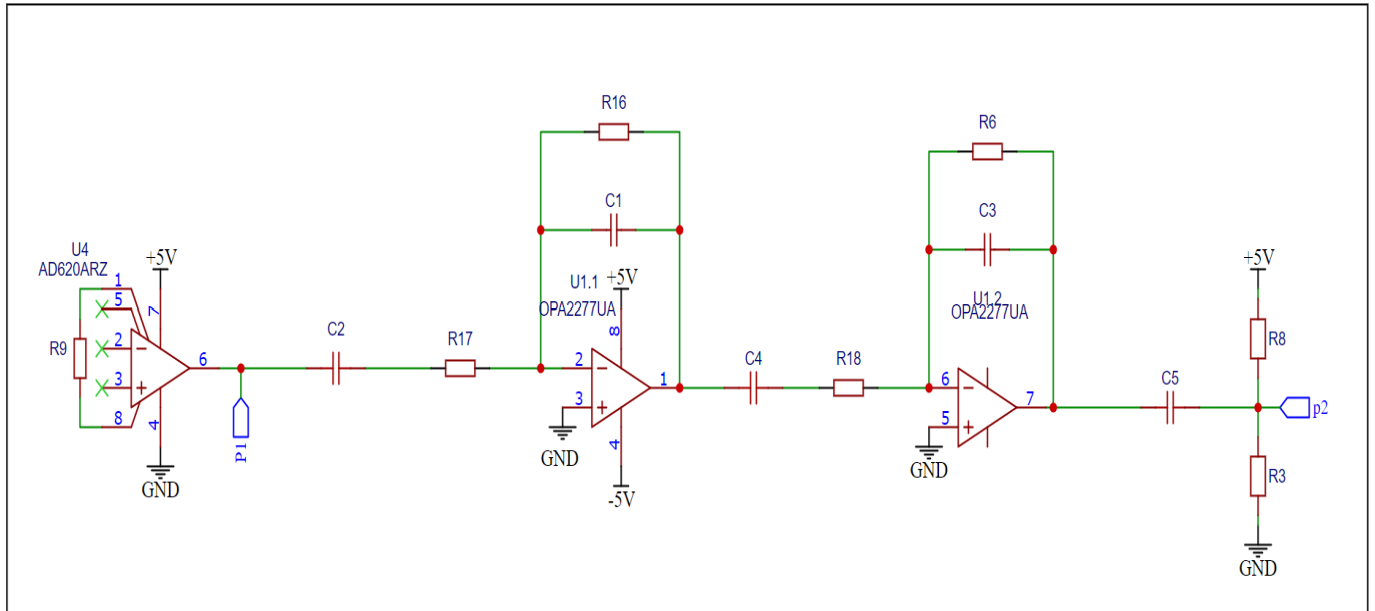


Figure II. 2 circuit analogique du tensiomètre

### 2.1. Fonctionnement du circuit du tensiomètre

- 1) **Amplification Initiale** : Le signal d'entrée différentiel est amplifié par l'amplificateur d'instrumentation AD620ARZ. Le gain élevé permet d'amplifier les petits signaux tout en rejetant les bruits de mode commun.
- 2) **Filtrage et Pré amplification** : Le signal amplifié passe par un filtre passe-bas pour éliminer les bruits de haute fréquence avant d'être amplifié par le premier op-amp OPA2277.
- 3) **Amplification Finale** : Le signal passe par une deuxième étape de filtrage et d'amplification assurée par le deuxième op-amp OPA2277 pour obtenir le gain total nécessaire.
- 4) **Conditionnement de la Sortie** : Le signal amplifié est finalement filtré pour éliminer toute composante continue résiduelle avant d'être divisé et fourni à la sortie.



### 2.1.1 Amplificateur AD620

**U4 (AD620ARZ)** : Cet amplificateur d'instrumentation est utilisé pour amplifier la différence de tension entre ses entrées (+) et (-) venant du capteur de pression MPX2050DP tout en rejetant les tensions communes.

**R9** : Cette résistance détermine le gain de l'amplificateur d'instrumentation selon la formule  $G=1+\frac{49.4k\Omega}{RG}$  Ici la valeur de notre résistance est de  $1K\Omega$  donc le Gain sera de 50,4.

Les bornes 2 et 3 reçoivent le signal différentiel de la part du capteur de pression MPX2050DP. La borne 5 est connectée à une tension d'alimentation positive (+5V) et la borne 4 est reliée à la masse (GND).

### 2.1.2 Filtrage et amplification avec OPA2277

#### 1) Première étape (Premier filtre passe-bande)

**C2** : Ce condensateur est utilisé pour découpler l'étage précédent et bloquer toute composante continue indésirable.

**R17** : Cette résistance forme, avec C2 un filtre passe-bas pour atténuer les hautes fréquences indésirables.

**U1.1 (OPA2277UA)** : Ce premier amplificateur opérationnel (op-AMP) est configuré en amplificateur inverseur.

- **R16 et C1** : Ils déterminent le gain en courant continu et la bande passante de l'amplificateur.
- **R17** : Utilisée comme résistance de retour.

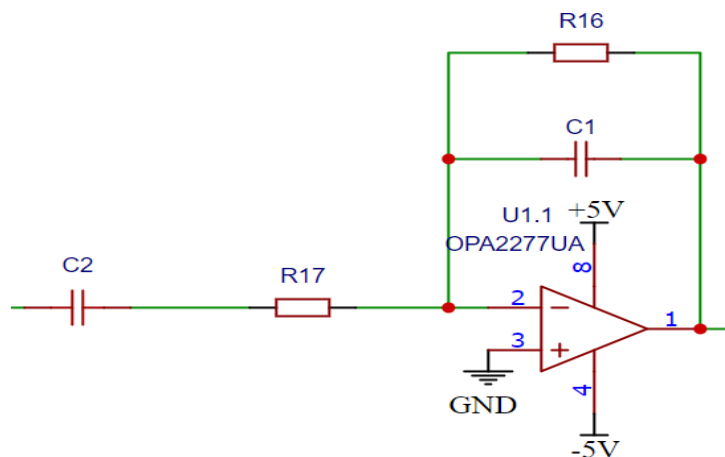


Figure II. 3 Premier filtre passe-bande

La fréquence de coupure inférieure :  $\frac{1}{2\pi(47\mu F)(10k)} = 0,338 \text{ Hz}$

La fréquence de coupure la plus élevée :  $\frac{1}{2\pi(220nF)(120k)} = 6,842 \text{ Hz}$

## 2) Deuxième étape (Deuxième filtre passe-bande)

**C4** : Ce condensateur est utilisé pour coupler les deux étages d'amplification et bloquer toute composante continue indésirable.

**R18** : Cette résistance forme avec C4 un autre filtre passe-bas.

**U1.2 (OPA2277UA)** : Le deuxième amplificateur opérationnel est configuré de manière similaire à U1.1 pour fournir une amplification supplémentaire.

- **R6 et C3** : Ils déterminent le gain et la bande passante du second amplificateur.
- **R18** : Utilisée comme résistance de retour.

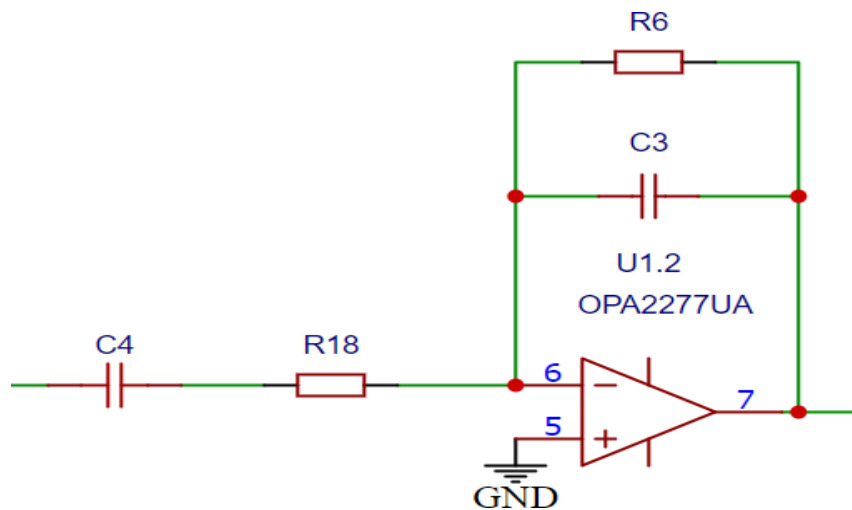


Figure II. 4 Deuxième filtre passe-bande

La fréquence de coupure inférieure :  $\frac{1}{2\pi(47\mu F)(10k)} = 0,338 \text{ Hz}$

La fréquence de coupure la plus élevée :  $\frac{1}{2\pi(22nF)(330k)} = 18,9 \text{ Hz}$

### 3) Sortie du circuit

**C5** : Ce condensateur final bloque toute composante continue résiduelle avant la sortie.

**R8 et R3** : Ces résistances forment un diviseur de tension pour la sortie.

La sortie finale du circuit est marquée par les points **P2** (sortie) et **GND** (masse).

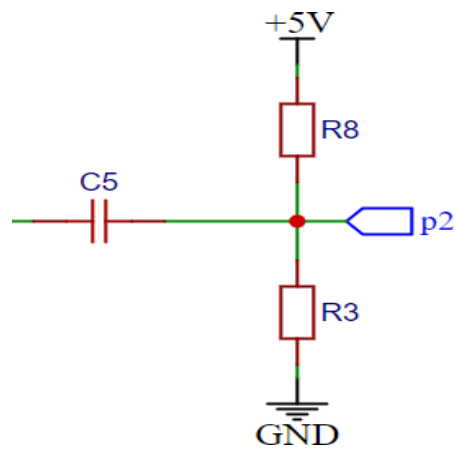


Figure II. 5 sortie finale du circuit

### 3. Description et Fonctionnement de circuit de commande de moteur et de vanne

Ce schéma montre les circuits de commande de moteurs et de vannes utilisant des transistors MOSFET pour contrôler des charges inductives (comme des moteurs et des vannes électromagnétiques) avec des signaux de commande provenant d'un microcontrôleur MCU.

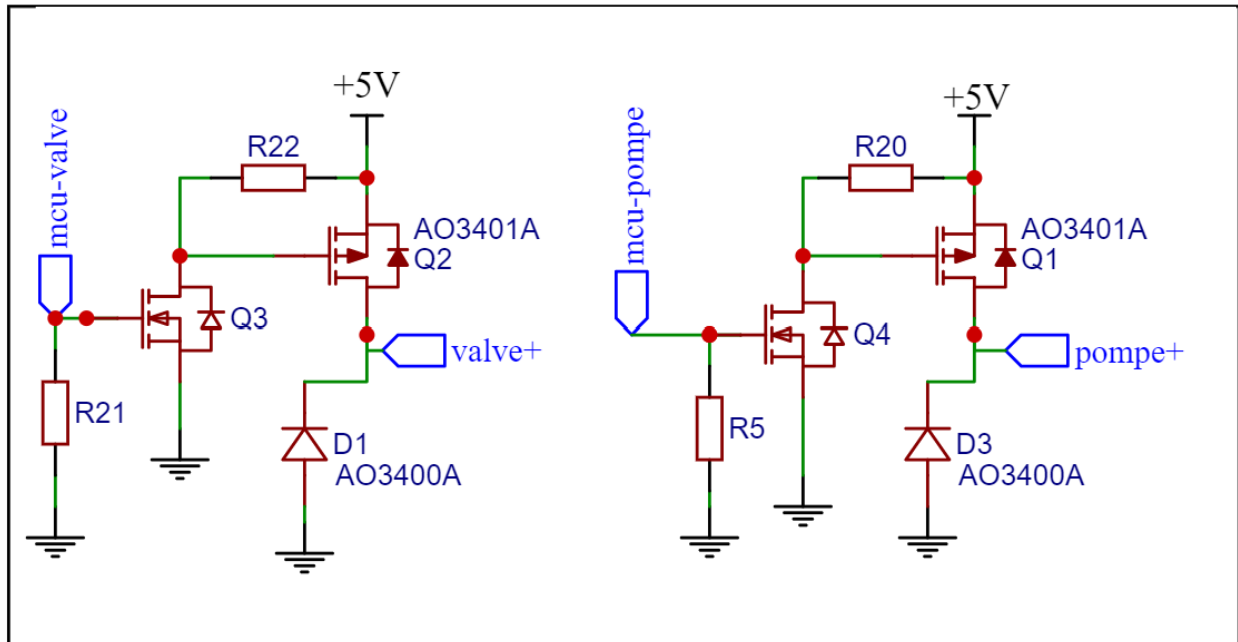


Figure II. 6 circuit de commande vanne et moteur

#### 3.1 Circuit de commande de la vanne

**Q2** : MOSFET P-Channel utilisé pour alimenter la vanne.

**Q3** : MOSFET N-Channel pour amplifier le signal de commande provenant du microcontrôleur.

**R22** : Résistance de pull-up pour la grille de Q2.

**R21** : Résistance de pull-down pour s'assurer que la grille du MOSFET Q3 est bien à la masse lorsque le microcontrôleur ne fournit pas de signal.

**D1** : Diode de roue libre pour protéger contre les surtensions générées par la charge inductive de la vanne.

**mcu-valve** : Entrée de commande provenant du microcontrôleur pour activer ou désactiver la vanne.

- **valve+** : Connexion à la vanne positive.

### 3.1.1 Fonctionnement en Détail

#### Signal de Commande :

Lorsque le microcontrôleur envoie un signal haut à l'entrée mcu-valve la base de Q3 reçoit ce signal via la résistance de pull-down R21 ce qui active Q3.

Lorsque Q3 est activé il relie la grille du MOSFET Q2 à la masse à travers la résistance R22 ce qui abaisse la tension de la grille de Q2.

#### Activation du MOSFET :

La grille de Q2 étant abaissée (près de 0V) le MOSFET P-Channel Q2 conduit permettant le passage du courant de la source (5V) vers le drain (la vanne).

Le courant traverse la vanne l'activant.

#### Protection contre les Surtensions :

La diode D1 protège Q2 contre les surtensions générées par l'inductance de la vanne lorsqu'elle est désactivée cela empêche les surtensions de détruire le MOSFET.

## 3.2 Circuit de commande de la pompe

**Q1** : MOSFET P-Channel utilisé pour alimenter la pompe.

**Q4** : MOSFET N-Channel utilisé pour amplifier le signal de commande provenant du microcontrôleur.

**R20** : Résistance de pull-up pour la grille de Q1.

**R5** : Résistance de pull-down pour la grille de Q4.

**D3** : Diode de roue libre pour protéger contre les surtensions générées par la charge inductive de la pompe.

**mcu-pompe** : Entrée de commande provenant du microcontrôleur pour activer ou désactiver la pompe.

**Pompe+** : Connexion à la pompe positive.

### **3.2.1 Fonctionnement en Détail**

#### **Signal de Commande :**

Lorsque le microcontrôleur envoie un signal haut à l'entrée mcu-pompe la base de Q4 reçoit ce signal via la résistance de pull-down R5 ce qui active Q4.

Lorsque Q4 est activé il relie la grille du MOSFET Q1 à la masse à travers la résistance R20 ce qui abaisse la tension de la grille de Q1.

#### **Activation du MOSFET :**

La grille de Q1 étant abaissée (près de 0V), le MOSFET P-Channel Q1 conduit permettant le passage du courant de la source (5V) vers le drain (la pompe).

Le courant traverse la pompe l'activant.

#### **Protection contre les Surtensions :**

La diode D3 protège Q1 contre les surtensions générées par l'inductance de la pompe lorsqu'elle est désactivée cela empêche les surtensions de détruire le MOSFET.

Ce schéma montre une méthode efficace pour contrôler des dispositifs à haute puissance à l'aide de signaux de commande à faible puissance provenant d'un microcontrôleur tout en assurant une protection adéquate contre les surtensions.

#### 4. Description et Fonctionnement de circuits de l'ATMEGA328

Ce schéma montre le circuit de base pour le microcontrôleur ATmega328 comprenant les connexions d'alimentation le circuit de réinitialisation et le cristal d'oscillateur.

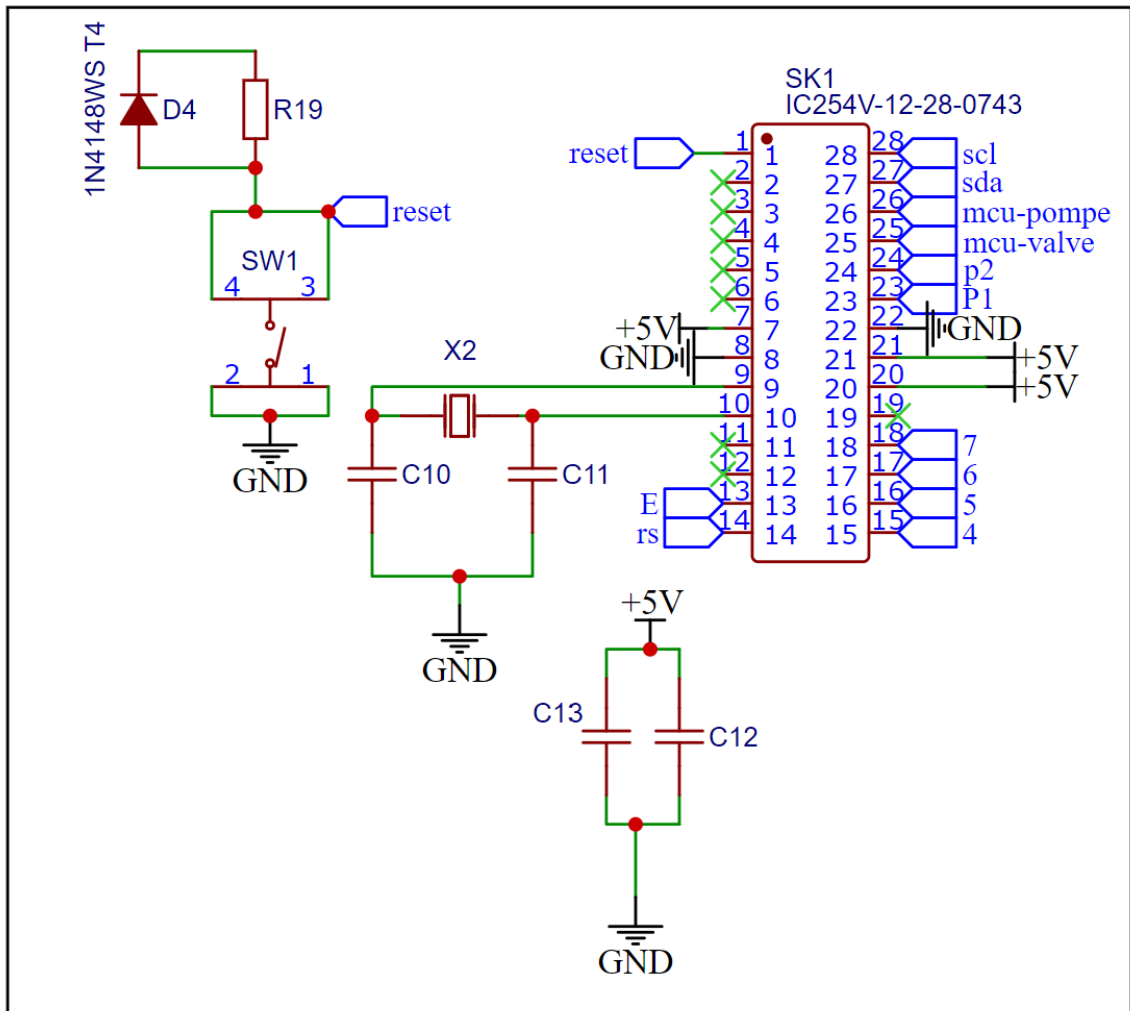


Figure II. 7 circuit de l'ATmega328

## 4.1 Description des composants et leur fonction

**ATmega328** : Microcontrôleur utilisé pour gérer les différentes tâches dans le circuit Il a 28 broches et nécessite une alimentation de +5V pour fonctionner.

**X2 (Quartz 16MHz) et C10, C11 (22pF) :**

**X2** : Cristal oscillateur de 16 MHz pour fournir l'horloge nécessaire au fonctionnement du microcontrôleur.

**C10, C11** : Condensateurs de découplage pour stabiliser l'oscillation du cristal.

**SW1 (Bouton poussoir)** : Bouton de réinitialisation pour remettre le microcontrôleur à zéro. Lorsqu'on appuie sur SW1 il connecte la broche de réinitialisation (reset) à la masse (GND) déclenchant ainsi une réinitialisation du microcontrôleur.

**R19 (10k $\Omega$ )** : Résistance de pull-up pour maintenir la broche de réinitialisation à un niveau haut (+5V) lorsqu'il n'y a pas de pression sur le bouton de réinitialisation évitant ainsi une réinitialisation accidentelle.

**D4 (Diode 1N4148WS T4)** : Diode utilisée pour protéger le circuit contre les surtensions éventuelles qui pourraient survenir lors de la réinitialisation.

**C12, C13 (100nF)** : Condensateurs de découplage placés entre l'alimentation (+5V) et la masse (GND) pour filtrer les bruits électriques et stabiliser la tension d'alimentation.

## 4.2 Fonctionnement du circuit

**Alimentation** : Le circuit est alimenté par une tension de +5V cette tension est appliquée à plusieurs broches du microcontrôleur (broches 7 et 20). Les condensateurs C12 et C13 servent à stabiliser cette tension.

**Horloge** : Le quartz X2 de 16 MHz et les condensateurs C10 et C11 forment le circuit d'horloge du microcontrôleur. Le quartz fournit une fréquence stable de 16 MHz nécessaire pour le bon fonctionnement du microcontrôleur.

**Réinitialisation** : Le bouton poussoir SW1 lorsqu'il est enfoncé connecte la broche de réinitialisation (broche 1) à la masse ce qui réinitialise le microcontrôleur.

La résistance R19 maintient la broche de réinitialisation à un niveau haut lorsqu'il n'y a pas de pression sur le bouton et la diode D4 protège contre les surtensions.



**Broches d'E/S :** Les broches du microcontrôleur sont disponibles pour être connectées à nous périphériques. Les étiquettes comme scl, sda, mcu-pompe, mcu-valve, p1, p2, etc. indiquent les connexions possibles pour les périphériques externes.

En résumé ce circuit est un montage de base pour un microcontrôleur ATmega328 fournissant les éléments nécessaires pour son fonctionnement stable et offrant des connexions pour diverses applications externes.

## 5. Description et Fonctionnement de circuits de l'oxymètre

Ce circuit est conçu pour intégrer un capteur d'oxymètre et un écran OLED avec un microcontrôleur permettant la mesure et l'affichage des niveaux d'oxygène dans le sang et de la fréquence cardiaque.

Les composants sont alimentés par une tension de 5V et communiquent avec le microcontrôleur via le bus I2C en utilisant des lignes partagées ce qui simplifie le câblage et la gestion des données.

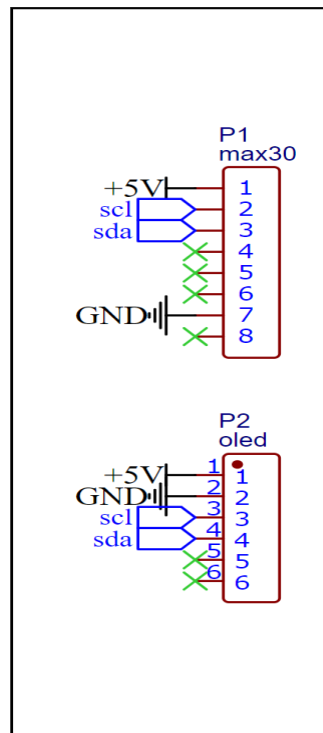


Figure II. 8 circuit de l'oxymètre

## 5.1. Description des composants et leur fonction

### P1 (max30100) et P2 (oled) :

**+5V** : Alimentation du capteur d'oxymètre et de l'écran OLED fournissant une tension de 5V.

**GND** : Masse du capteur d'oxymètre et l'écran OLED.

**SCL** : Ligne de l'horloge série partagée pour la communication I2C entre le microcontrôleur et le capteur et l'écran.

**SDA** : Ligne de données série partagée pour la communication I2C entre le microcontrôleur et le capteur et l'écran.

## 5.2. Communication I2C

Le capteur d'oxymètre (connecté à P1) et l'écran OLED (connecté à P2) communiquent avec le microcontrôleur via le bus I2C.

Les lignes SCL (horloge) et SDA (données) sont partagées entre les deux composants et le microcontrôleur permettant une communication série bidirectionnelle.

L'I2C est un protocole de communication qui permet à plusieurs périphériques de partager les mêmes lignes de données et d'horloge en utilisant des adresses uniques pour chaque périphérique pour éviter les conflits.

## 5.3. Fonctionnement du circuit

Le microcontrôleur envoie des signaux d'horloge SCL et de données SDA sur le bus I2C.

L'oxymètre envoie les données de mesure SpO2 et rythme cardiaque au microcontrôleur via les lignes I2C.

Le microcontrôleur traite ces données et les envoie à l'écran OLED via les mêmes lignes I2C pour les afficher.

## 6. Description et Fonctionnement de circuits de l'afficheur LCD

Ce circuit montre comment connecter un module LCD à une source de 5V gérer le contraste via un diviseur de tension alimenter le rétroéclairage à travers une résistance et contrôler l'affichage à l'aide de broches de commande et de données.

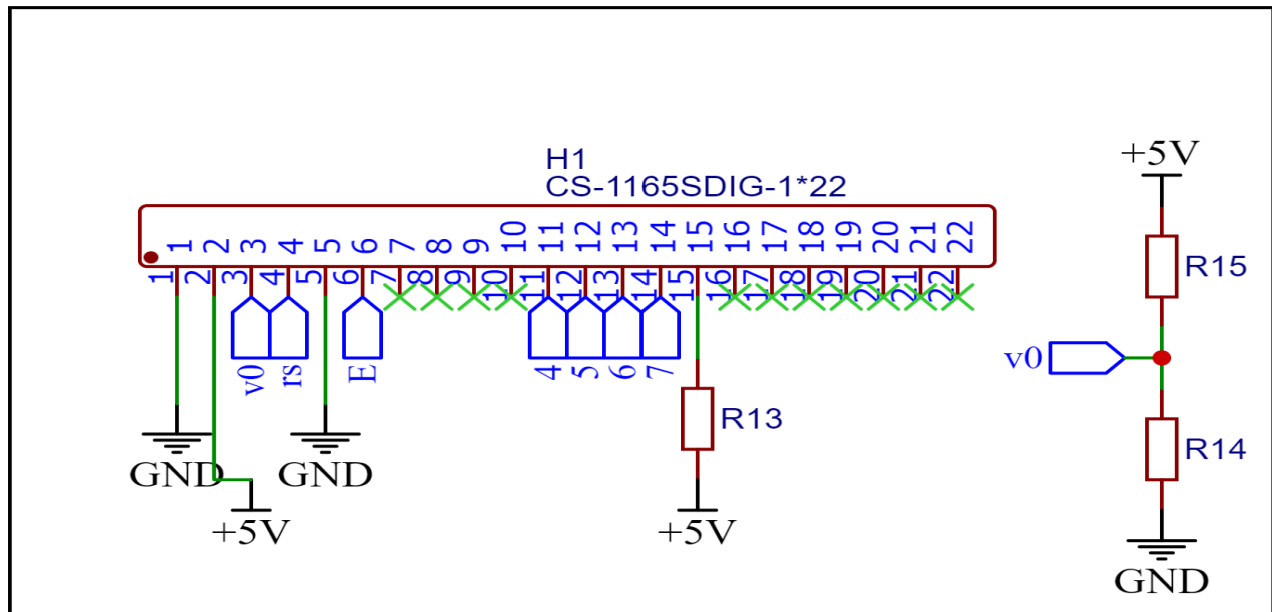


Figure II. 9 circuits de l'afficheur LCD

### 6.1. Détails des connexions

- 1 (VSS)** : Connexion à la masse (GND).
  - 2 (VDD)** : Connexion à +5V.
  - 3 (V0)** : Contrôle de contraste de l'écran LCD. Il est connecté à un point de tension diviseur (via R14 et R15) pour ajuster le contraste.
  - 4 (RS)** : Sélection du registre (commande ou données).
  - 5 (R/W)** : Lecture ou écriture (souvent connecté à la masse pour l'écriture seulement).
  - 6 (E)** : Enable, pour activer la communication avec le LCD.
  - 7 à 14 (D0 à D7)** : Broches de données pour la communication en mode 8 bits.
  - 15 à 16 (LED+ et LED-)** : Connexion pour le rétroéclairage LED de l'écran. La broche 15 est connectée à +5V via R13 et la broche 16 est connectée à la masse.
- Les autres broches ne sont pas utilisées ou sont des broches de données supplémentaires pour d'autres configurations de communication (4 bits ou 8 bits).

## 6.2. Fonctionnement du circuit

### Alimentation :

L'écran LCD est alimenté en 5V (broche 2) et connecté à la masse (broche 1).

Le rétroéclairage est également alimenté par une connexion 5V à travers la résistance R13, ce qui limite le courant pour protéger les LED internes.

### Contrôle du contraste :

Le contraste de l'écran est ajusté via une tension sur la broche V0 (broche 3), obtenue par un diviseur de tension formé par les résistances R14 et R15. Ces résistances divisent la tension 5V pour fournir une tension appropriée à la broche V0, permettant d'ajuster le contraste de l'affichage.

### Commande et données :

Les broches 4, 5 et 6 (RS, R/W, E) sont utilisées pour contrôler l'écran, déterminer si les données sont des commandes ou des informations à afficher, et pour activer la communication avec le LCD.

Les broches de données (7 à 14) permettent la transmission des informations à afficher sur l'écran.

## 7. Le schéma global des circuits

Ce schéma représente un système électronique complexe intégrant plusieurs sous-circuits pour diverses fonctions.

Autour d'un microcontrôleur ATmega328 utilisé pour contrôler divers périphériques et capteurs le circuit comprend des modules pour l'amplification et le filtrage des signaux analogiques des drivers MOSFET pour le contrôle des moteurs et des vannes électromagnétiques une interface LCD pour l'affichage des données et une interface oxymètre pour mesurer le taux d'oxygène dans le sang avec un affichage OLED.

Il intègre également un convertisseur buck-boost pour générer des tensions stabilisées de +5V et -5V à partir d'une alimentation principale assurant une distribution stable de l'alimentation à tous les composants.

Le système utilise des diodes des résistances des condensateurs et des inducteurs pour protéger et stabiliser les signaux et les alimentations permettant ainsi un fonctionnement fiable et précis des différentes fonctions contrôlées par le microcontrôleur.

## Chapitre II : Etude et conception du tensiomètre et l'oxymètre de pouls

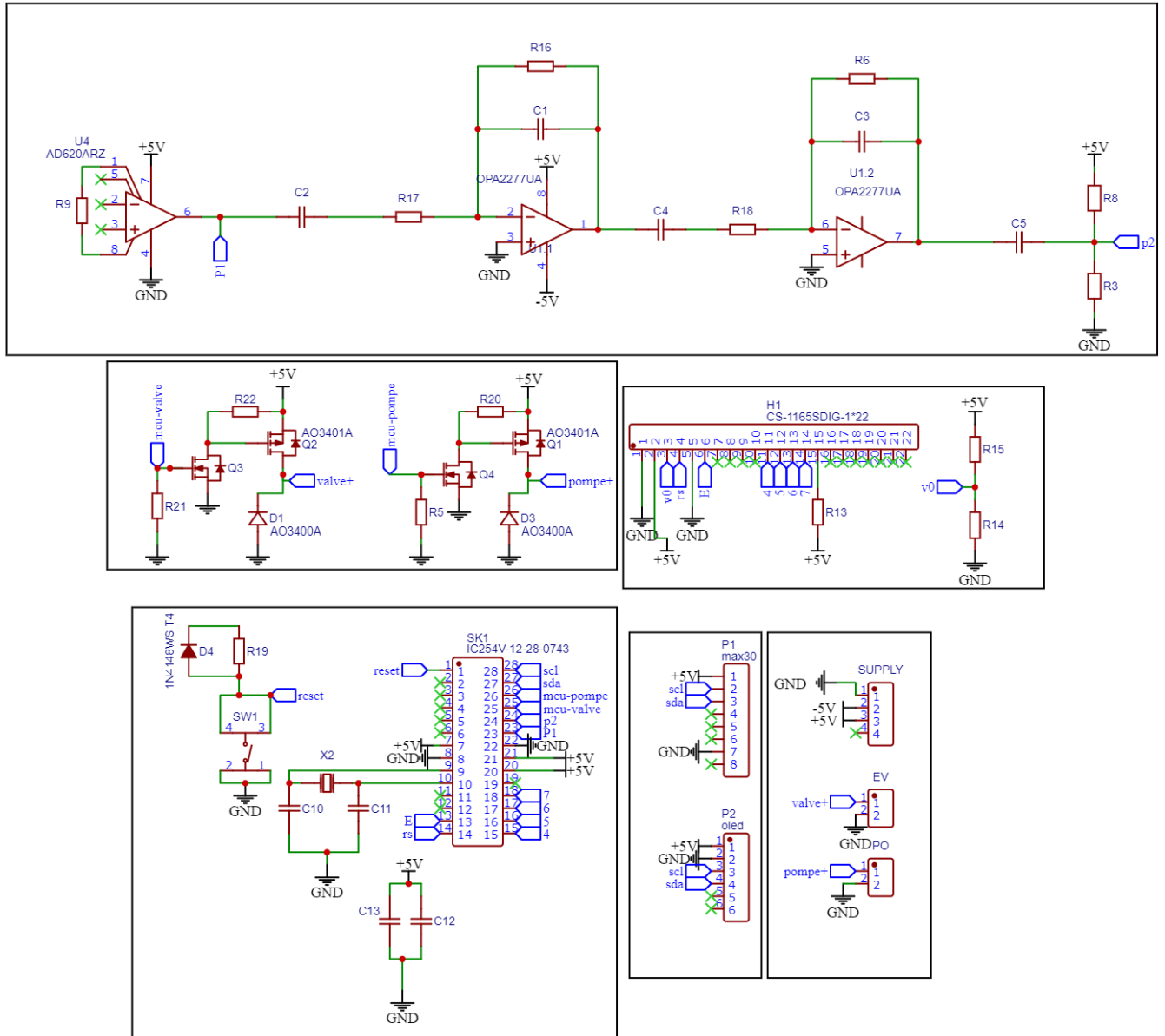


Figure II. 10 Le schéma global des circuits

## 8. Le schéma global d'alimentation

Ce schéma montre un système d'alimentation complet qui utilise deux batteries de 9V pour fournir des tensions régulées de +5V et -5V et 10V à différents composants. Les régulateurs 7805 et LM7905 sont utilisés pour la régulation et un convertisseur boost est utilisé pour générer 10V à partir de +5V. Des diodes et des condensateurs sont utilisés pour la protection et le filtrage des tensions.

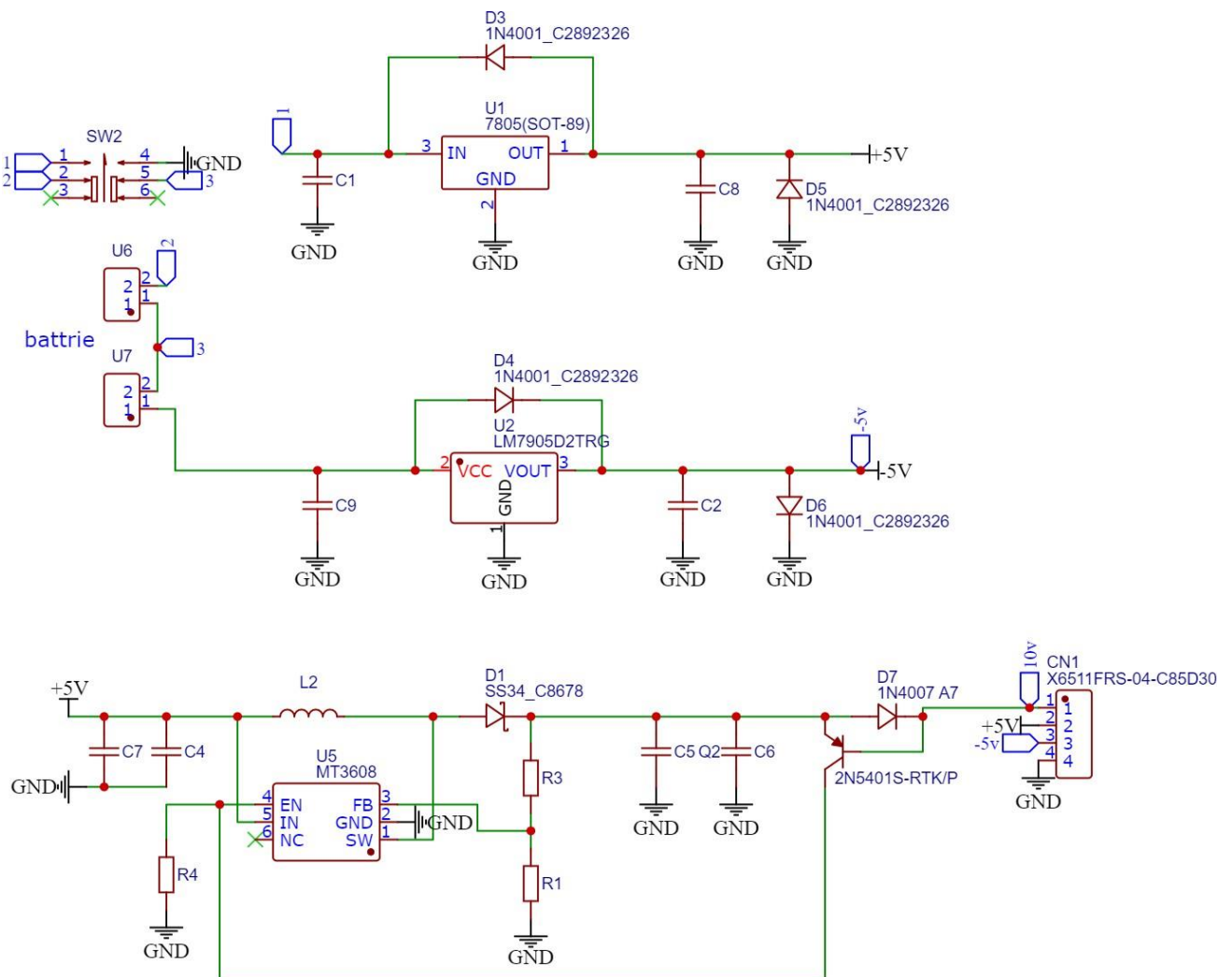


Figure II. 11 schéma global d'alimentation

## 8.1. Description et Fonctionnement du circuit supérieur

Ce schéma représente un circuit d'alimentation régulée avec des sorties de +5V et -5V à partir de deux batteries de 9V. Le circuit utilise des régulateurs de tension pour fournir des tensions stabilisées.

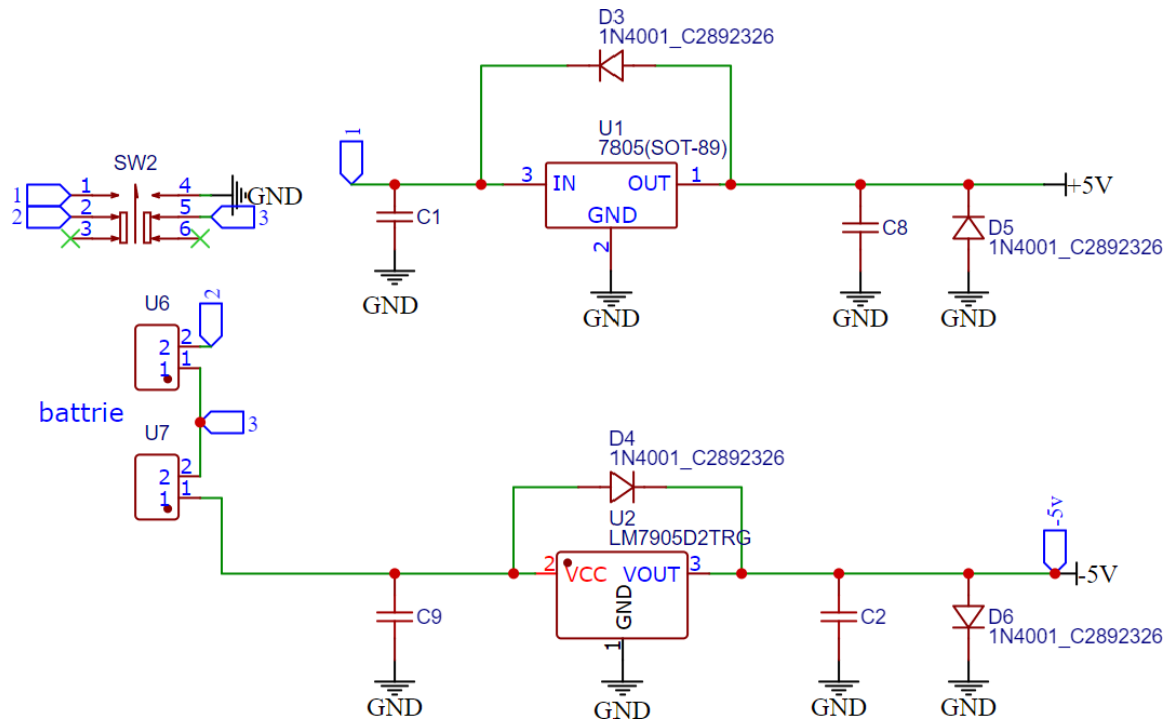


Figure II. 12 circuit supérieur d'alimentation

### 8.1.1. Description des composants et des connexions

#### Connecteur Batterie :

**U6 et U7** : Connecteurs pour la batterie fournissant l'entrée de tension au circuit.

#### Régulation de Tension Positive +5V :

**D3 (1N4001)** : Diode pour protéger contre les inversions de polarité.

**U1 (7805)** : Régulateur de tension positive 5V.

**Pin 1 (IN)** : Entrée de tension non régulée (après D3).

**Pin 2 (GND)** : Connexion à la masse.

**Pin 3 (OUT)** : Sortie régulée de +5V.

**C1** : Condensateur de filtrage à l'entrée pour lisser les variations de tension.

**C8** : Condensateur de filtrage à la sortie pour stabiliser la tension régulée.

**D5** : Diode pour protéger contre les surcharges ou les courts-circuits à la sortie de +5V.

**Régulation de Tension Négative -5V :**

**D4 (1N4001)** : Diode pour protéger contre les inversions de polarité.

**U2 (LM7905)** : Régulateur de tension négative -5V.

**C9** : Condensateur de filtrage à l'entrée pour lisser les variations de tension.

**C2** : Condensateur de filtrage à la sortie pour stabiliser la tension régulée.

**D6 (1N4001)** : Diode pour protéger contre les surcharges ou les courts-circuits à la sortie de -5V.

**Interrupteur SW2 :**

Un interrupteur pour contrôler la connexion de la batterie au reste du circuit.

### 8.1.2. Fonctionnement du Circuit

**Alimentation des Batterie :**

- La batterie connectée à U6 et U7 fournit l'alimentation brute au circuit.
- L'interrupteur SW2 permet de connecter ou de déconnecter la batterie pour contrôler l'alimentation du circuit.

**Protection Contre les Inversions de Polarité :**

- Les diodes D3 et D4 protègent le circuit contre les inversions accidentelles de polarité des batteries évitant ainsi d'endommager les composants régulateurs de tension.

**Régulation de Tension Positive +5V :**

- La tension brute de la batterie passe par la diode D3 et le condensateur C1 pour lisser les variations.
- Le régulateur U1 (7805) régule cette tension pour fournir une sortie stabilisée de +5V.
- Le condensateur C8 stabilise davantage la sortie pour une alimentation propre.
- La diode D5 protège contre les surcharges à la sortie de +5V.

**Régulation de Tension Négative -5V :**

- La tension brute de la batterie passe par la diode D4 et le condensateur C9 pour lisser les variations.
- Le régulateur U2 (LM7905) régule cette tension pour fournir une sortie stabilisée de -5V.
- Le condensateur C2 stabilise davantage la sortie pour une alimentation propre.
- La diode D6 protège contre les surcharges à la sortie de -5V.



## 8.2. Description et Fonctionnement du circuit inférieure

Ce circuit utilise le MT3608 pour élever une tension de 5V à une tension de 10V en utilisant un inducteur pour stocker et transférer l'énergie une diode pour redresser la sortie et des condensateurs pour filtrer et stabiliser la tension.

Les résistances R1 et R3 sont dimensionnées pour établir la tension de sortie désirée via le retour de tension (feedback).

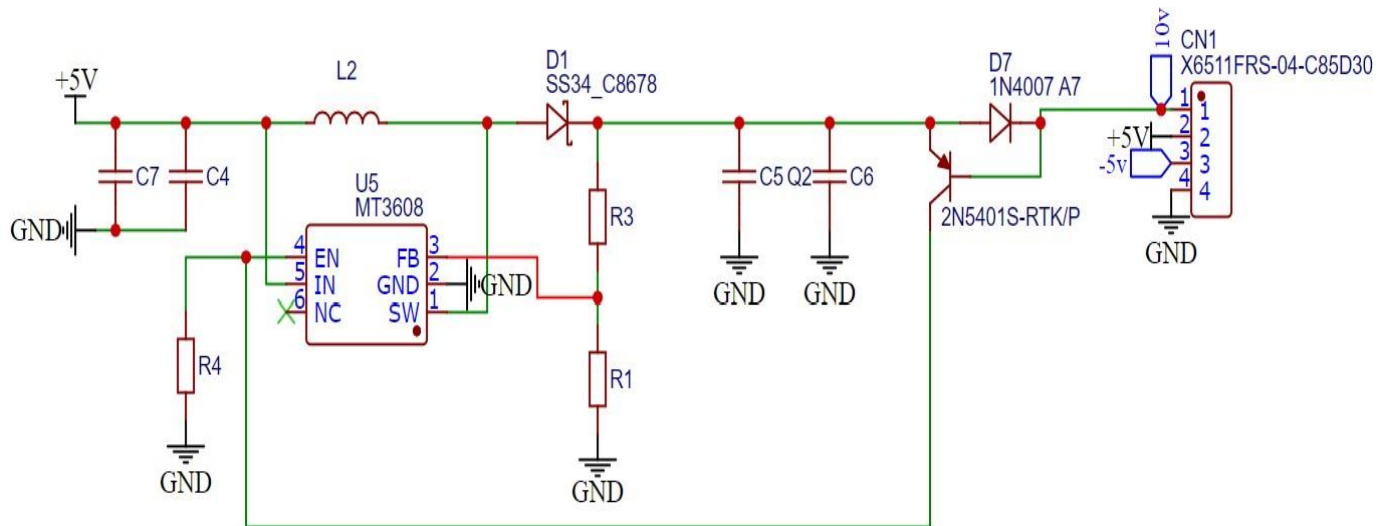


Figure II. 13 circuit inférieure d'alimentation

### 8.2.1. Détail du Circuit et Son Fonctionnement

**MT3608 (U5)** : C'est un convertisseur boost qui élève la tension d'entrée à une tension de sortie plus élevée. Les broches sont les suivantes :

**IN** : Entrée de la tension d'alimentation (+5V).

**GND** : Terre.

**SW** : Commutateur pour l'inducteur.

**FB** : Entrée de retour pour réguler la tension de sortie.

**EN** : Broche d'activation connectée à la terre via R4 pour activer le circuit.

**NC** : Pas de connexion.

**Inducteur (L2)** : 22  $\mu\text{H}$  utilisé pour stocker et transférer l'énergie.

**Diode (D1)** : SS34 diode Schottky pour redresser la sortie.

**Condensateurs (C4, C5, C6, C7)** : Filtrage de la tension pour lisser la sortie et stabiliser l'entrée.

**Résistances (R1, R3, R4)** : Pour établir les conditions de fonctionnement et la rétroaction.

**Diode de protection (D7)** : 1N4007 pour protection contre l'inversion de polarité.

**Transistor (Q2)** : 2N5401 pour des applications de commutation.

### 8.2.2. Fonctionnement du Circuit

**Entrée et Activation** : Le circuit est alimenté par +5V à l'entrée la broche EN (Enable) du MT3608 est reliée à la terre via une résistance de 10 k $\Omega$  (R4) ce qui active le régulateur.

**Boosting** : Le MT3608 fonctionne en mode boost. Lorsqu'il est activé le courant circule à travers l'inducteur (L2) et le switch interne du MT3608 (SW) permettant à l'inducteur de stocker de l'énergie magnétique.

**Commutation et Redressement** : Lorsque le switch interne s'ouvre l'énergie stockée dans l'inducteur est transférée à travers la diode Schottky (D1) vers le condensateur de sortie (C5 et C6) augmentant ainsi la tension de sortie.

**Régulation** : La broche de feedback (FB) du MT3608 surveille la tension de sortie via le diviseur de tension composé de R1 et R3. Cette tension est comparée à une référence interne pour ajuster le cycle de travail (Duty cycle) du switch afin de maintenir une tension de sortie stable.

**Filtrage** : Les condensateurs de sortie (C5 et C6) filtrent les ondulations de la tension de sortie fournissant une tension continue stable. Les condensateurs d'entrée (C4 et C7) stabilisent l'entrée pour éviter les fluctuations.

### 8.3. Calcul de la Tension de Sortie (10V)

Pour obtenir une tension de sortie de 10V à partir de 5V la formule suivante est utilisée pour déterminer les valeurs des résistances R1 et R3 :

$$V_{out} = V_{ref} \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right)$$

Le MT3608 a une référence de tension interne  $V_{ref}$  de 0.6V.

En substituant les valeurs :

$$V_{out} = 0.6V \left(1 + \frac{47k\Omega}{3k\Omega}\right)$$

$$V_{out} = 0.6V(1 + 15.67)$$

$$V_{out} = 10V$$

Ce calcul montre que le diviseur de tension formé par R1 et R3 est correctement dimensionné pour obtenir une sortie de 10V.

## **Chapitre III**

---

### **PCB avec implémentation et résultat**

---

## Introduction

Dans notre dernier chapitre nous présenterons les résultats finaux des cartes PCB ainsi que les plateformes et logiciels utilisés pour la conception et le développement ainsi que les programmes que nous avons développés.

Nous expliquerons également les étapes de fabrication et d'assemblage du PCB et nous fournirons une analyse des tests et validations effectués sur l'ensemble du système.

## 1. Conception des PCB

Pour la conception et réalisation des PCB j'ai opté pour un logiciel qui est pratique pour ce type de travaille son nom EASY EDA.

Easy EDA est un logiciel de conception de circuits électroniques en ligne qui permet de créer des schémas des PCB (circuits imprimés) et des simulations de circuits. Conçu pour être accessible aussi bien aux débutants qu'aux professionnels Easy EDA offre une multitude de fonctionnalités qui facilitent la conception et le prototypage de projets électroniques.

### 1.1 Caractéristiques Principales d'Easy EDA

#### Conception de Schémas :

**Interface Intuitive** : Easy EDA propose une interface utilisateur intuitive qui simplifie la création et l'édition de schémas électroniques.[11]

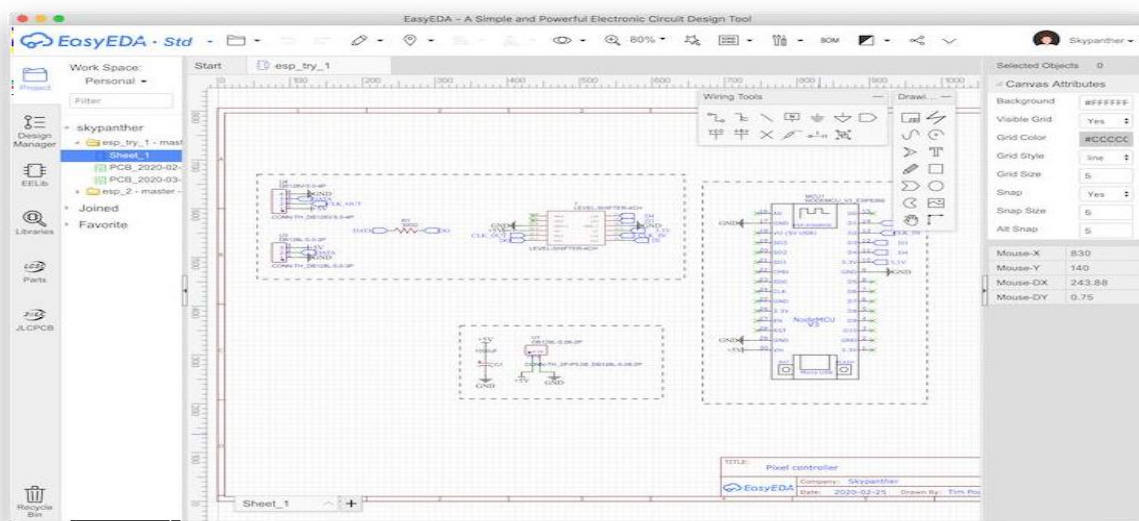


Figure III. 1 capture d'écran d'un schéma avec la fenêtre de simulation ouverte

**Bibliothèque de Composants :** Le logiciel dispose d'une vaste bibliothèque de composants électroniques incluant des symboles et des empreintes pour de nombreux composants couramment utilisés.

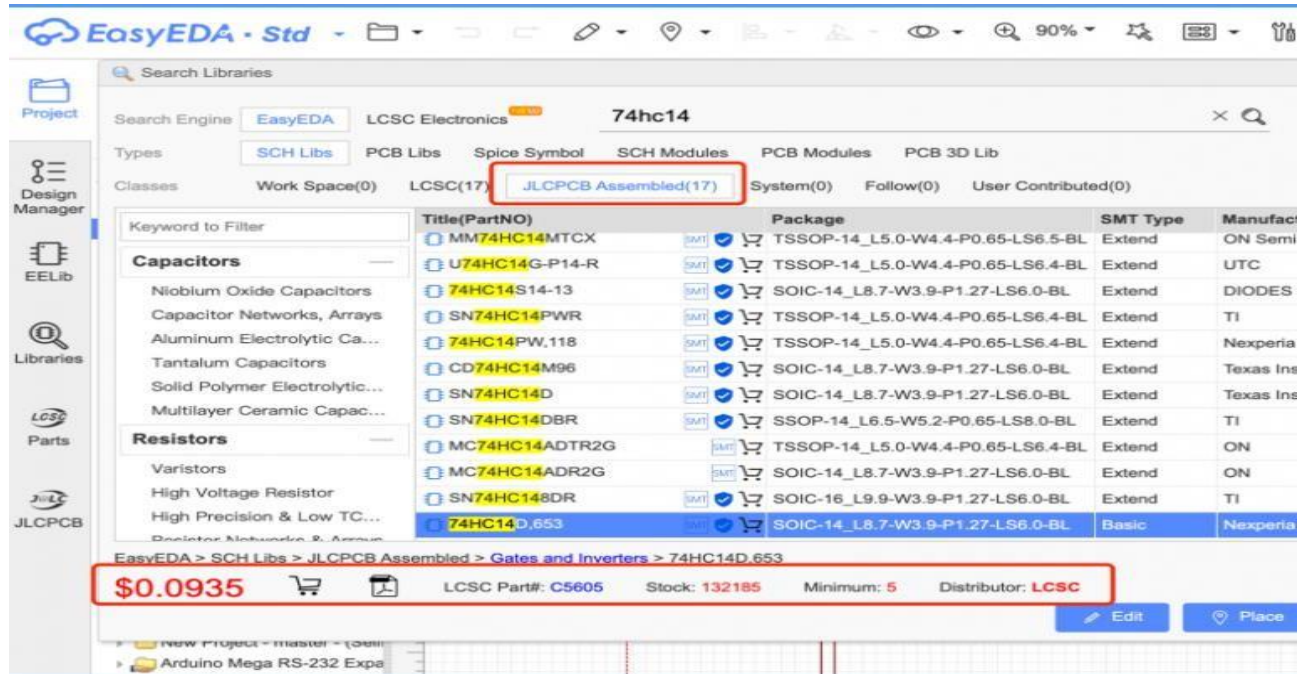


Figure III. 2 Capture d'écran de la bibliothèque de composants

**Collaboration en Temps Réel :** Les utilisateurs peuvent collaborer sur des projets en temps réel partageant et modifiant les schémas simultanément.

**Routing Automatique et Manuel :** Easy EDA offre des outils de routage automatique et manuel pour créer des tracés de PCB précis et optimisés.

**Visualisation 3D :** Les utilisateurs peuvent visualiser leur PCB en 3D pour vérifier l'agencement des composants et s'assurer qu'il n'y a pas de conflits physiques.

**DRC (Design Rule Check) :** Easy EDA intègre des vérifications de règles de conception pour détecter et corriger les erreurs potentielles avant la fabrication.

**Génération de Fichiers Gerber :** Easy EDA génère des fichiers Gerber standards nécessaires pour la fabrication des PCB.

**Top Side** Select the parts you want to assemble on your boards. Cannot use more than 10 kinds of Extended parts for each order.

Total 37 parts detected, of which 27 parts to be confirmed, 8 parts not selected.

Uploaded BOM Data			Review Matched Parts			
Designator	Name	Footprint	Matched Part Detail	Qty	Unit Price	Operate
D9,D10	ZMM2V2	LL-34	ZMM2V2 LL-34 Extended Part C8852	2	\$0.0189	confirmed
D5,D6,D7,D8,D3,D4,D11,D12	MBR0530T1G	SOD-123	MBR0530T1G SOD-123 Extended Part C82046	8	\$0.0699	confirmed
U5	74HC74D.653	SOIC-14_150MIL	74HC74D SOIC-14_3.9x8.7x1.27P Extended Part C27597	1	\$0.1557	confirmed
U6	LM311DR	SOIC-8_150MIL	LM311DR SOIC-8_3.9x4.9x1.27P Extended Part C12597	1	\$0.2208	confirmed
Q1,Q2	NCE30D2519K	TO-252-4	NCE30D2519K TO-252-4 Extended Part C216790	2	\$0.1414	confirm
U1	UCC27524DR	SOIC-8_L4.9-W3.9-P1.27-LS6.0-BL	UCC27524DR SOIC-8_3.9x4.9x1.27P Extended Part C485729	1	\$1.1406	confirm
C13	100u	CASE-D_7343	100uF(107) ±10% 16V CASE-D_7343 Extended Part C129274	1	\$0.4595	confirmed
C3,C4	10uF	0805	10uF (106) ±10% 25V X5R 0805 Basic Part C19850	2	\$0.0318	confirmed

Figure III. 3 Capture d'écran de la fenêtre de génération de fichiers Gerber

**Service de Fabrication Intégré :** Easy EDA propose des services de fabrication de PCB directement depuis leur plateforme facilitant le passage de la conception à la production.

## 1.2 Intégration entre Easy EDA et JLCPCB

JLCPCB est un service de fabrication de PCB très réputé offrant des solutions économiques et de haute qualité pour produire des cartes de circuits imprimés.[12]

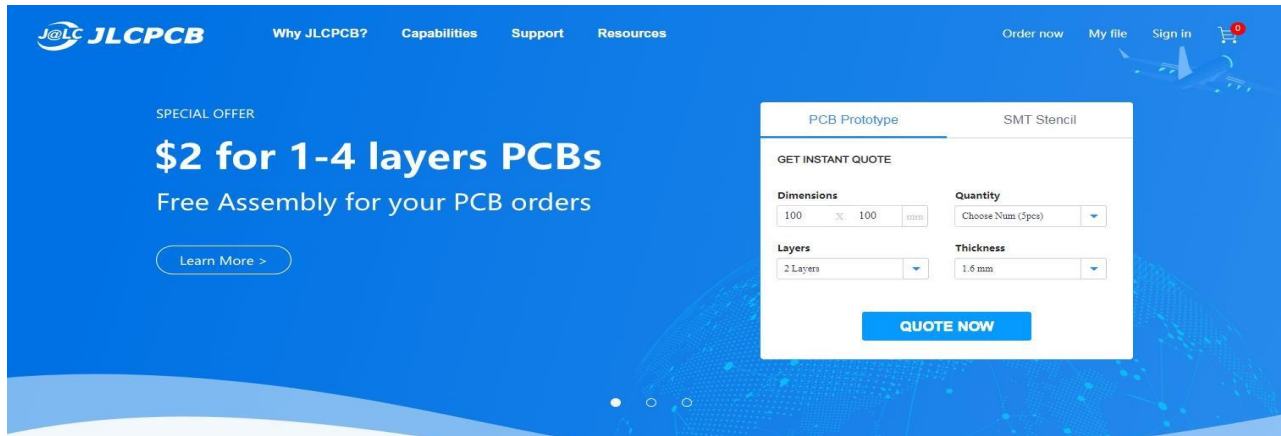


Figure III. 4 Capture d'écran montrant l'intégration avec JLCPCB

L'intégration entre Easy EDA et JLCPCB rend le processus de conception et de fabrication des PCB extrêmement fluide et efficace.

- Les utilisateurs conçoivent leurs schémas et PCB dans Easy EDA en utilisant les outils de conception et les bibliothèques de composants disponibles.
- Une fois la conception terminée les fichiers Gerber nécessaires pour la fabrication sont générés directement depuis Easy EDA.
- Les fichiers Gerber peuvent être téléchargés et commandés directement sur le site de JLCPCB. Easy EDA propose un lien direct vers JLCPCB facilitant la transition de la conception à la production.
- JLCPCB fabrique les PCB selon les spécifications fournies et les livre rapidement à l'adresse indiquée.

En résumé Easy EDA et JLCPCB offrent ensemble une solution puissante et intégrée pour la conception et la fabrication de circuits imprimés simplifiant le processus pour nous les ingénieurs électroniques et les amateurs.



## 2.Présentation de la PCB principale :

Les figures ci-dessous montre la disposition de notre circuit imprimé (PCB) qui fait la taille de 9x8cm conçue à l'aide d'un logiciel de conception de PCB (EASY EDA).

- Les lignes rouges représentent les pistes en cuivre de la couche supérieure.
- Les lignes bleues représentent les pistes en cuivre de la couche inférieure.
- Il y a divers composants placés sur le PCB marqués avec des désignations telles que R (résistances), C (condensateurs) et D (diodes).
- Les connecteurs étiquetés "SUPPLY", "P1" et "P2" indiquent les points de connexion pour l'alimentation et d'autres composant.

La conception inclut également des vias et des trous traversants permettant de relier les différentes couches du PCB. L'agencement réfléchi des pistes et des composants démontre une attention aux détails essentielle pour assurer la fonctionnalité et la fiabilité du circuit électronique.

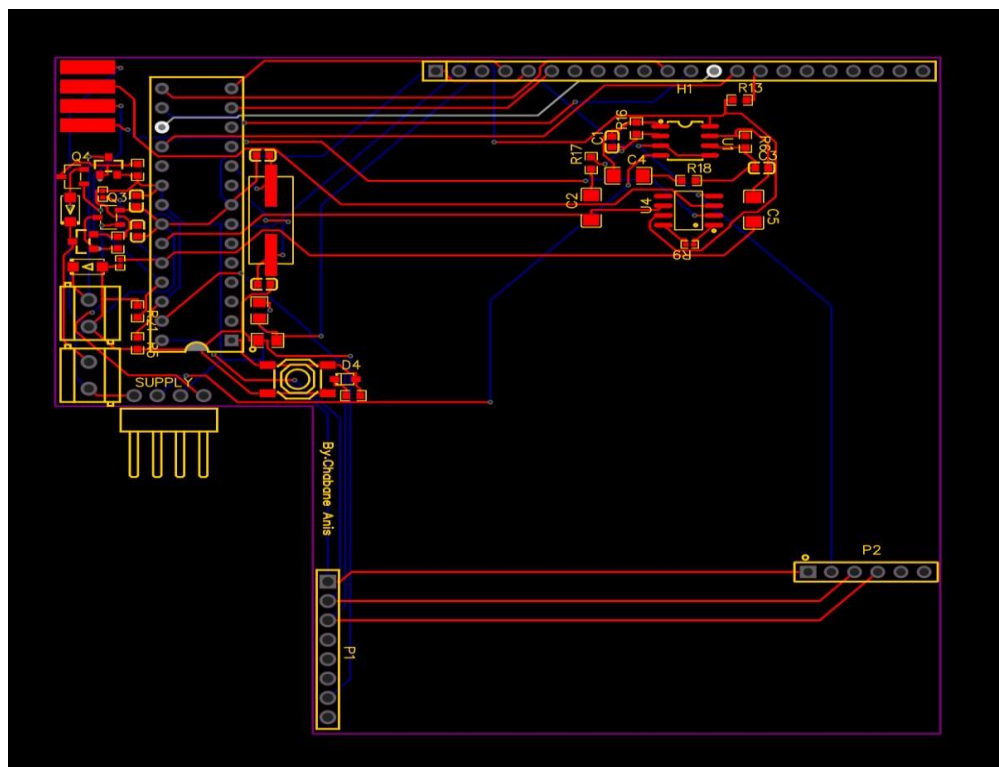


Figure III. 5 Schéma et routage du PCB

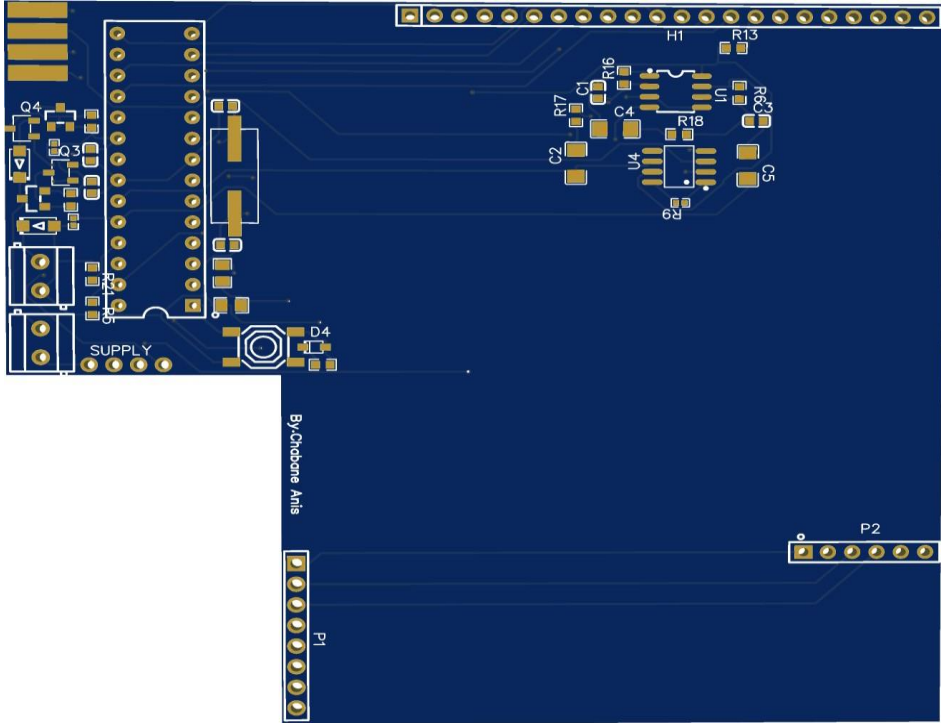


Figure III. 6 Vue de dessus de la disposition du PCB sans composants

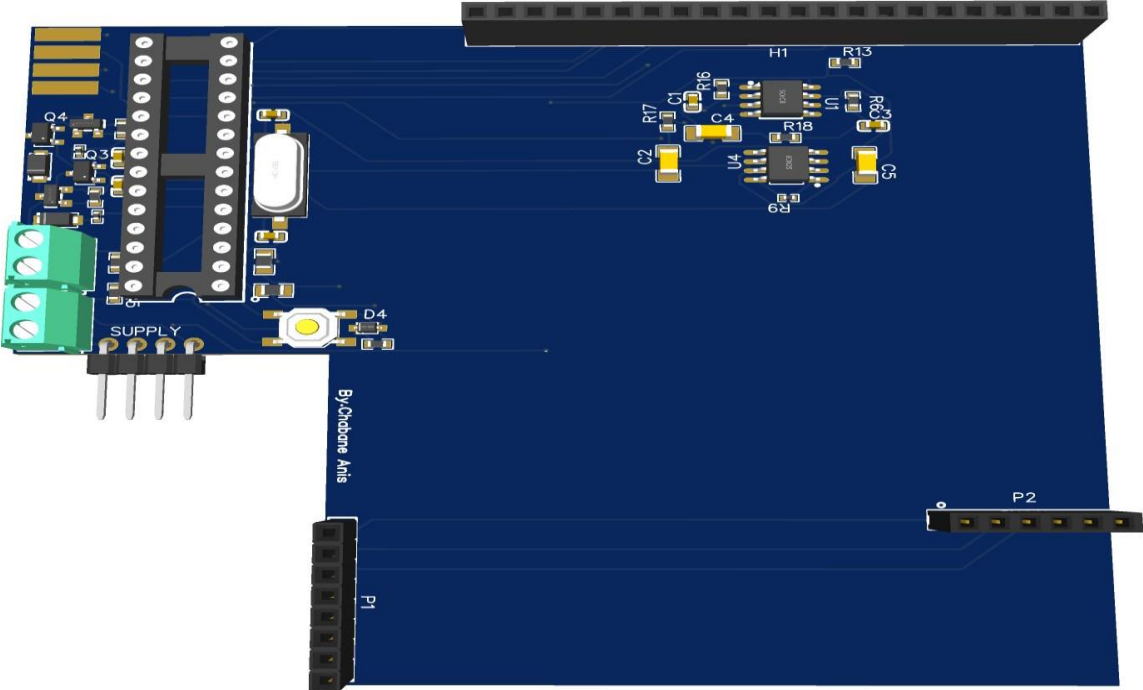


Figure III. 7 Rendu 3D du PCB avec composants

### 3. Présentation du PCB d'alimentation

Ce circuit imprimé d'alimentation de taille 4x2cm présente une disposition soignée avec plusieurs composants critiques pour la gestion et la distribution de l'alimentation.

#### Composants principaux :

- Circuits intégrés : Placés au centre du circuit ce IC est le MT3608.
- Condensateurs : Disposés autour des IC les condensateurs SMD aident à filtrer et stabiliser la tension d'alimentation.
- Résistances : Utilisées pour ajuster les valeurs de tension et de courant dans le circuit.
- Inductances : présentes pour filtrer les bruits électriques et stabiliser l'alimentation.

#### Routage des pistes :

- Pistes jaunes : Représentent les connexions sur la couche supérieure reliant les composants entre eux.
- Pistes bleues : Représentent les connexions sur la couche inférieure offrant des chemins alternatifs et réduisant les interférences.
- Vias : Petits trous métallisés permettant de relier les pistes entre les différentes couches.

#### Connecteurs :

- Connecteurs d'alimentation : En bas du circuit deux connecteurs utilisés pour l'alimentation.

Ce PCB d'alimentation est conçu avec précision intégrant divers composants SMD pour transformer réguler et distribuer efficacement l'alimentation électrique tout en minimisant les interférences et en stabilisant les tensions de sortie.

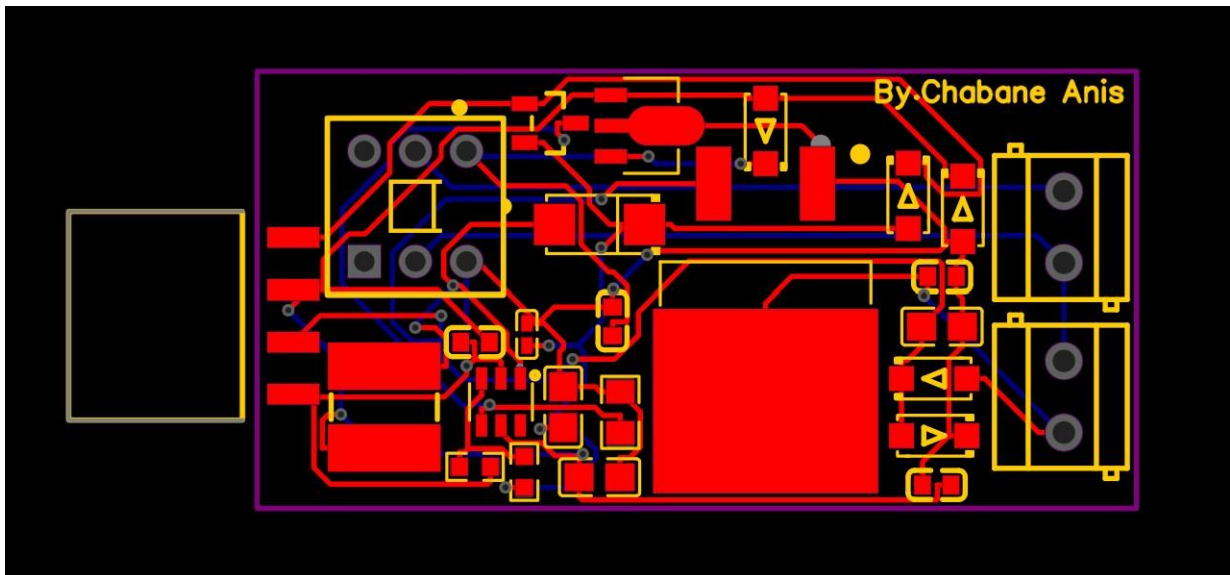


Figure III. 8 Schéma et routage du PCB d'alimentation

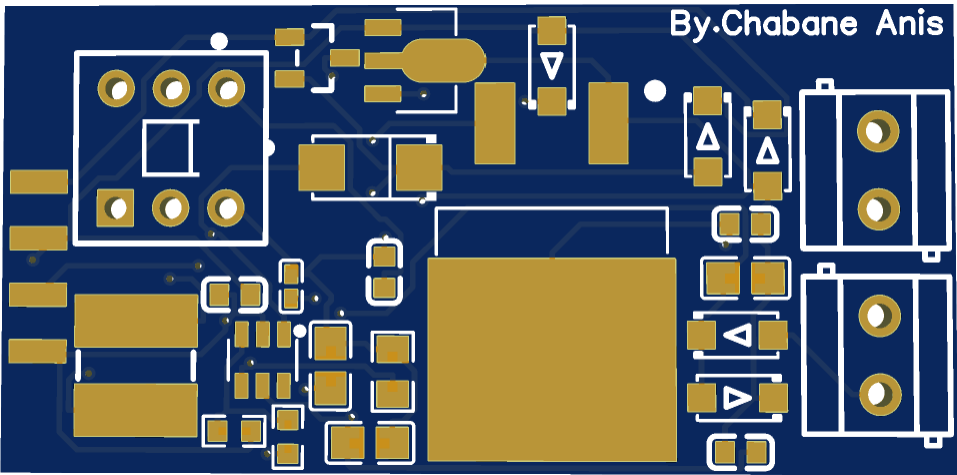


Figure III. 9 Vue de dessus de la disposition du PCB d'alimentations sans composants

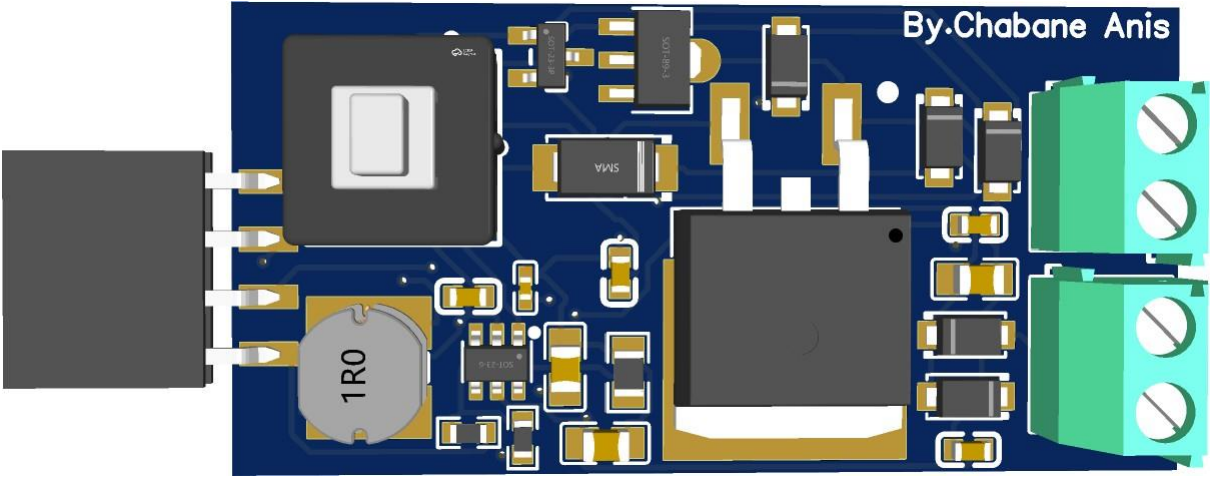


Figure III. 10 Rendu 3D du PCB d'alimentation avec composants

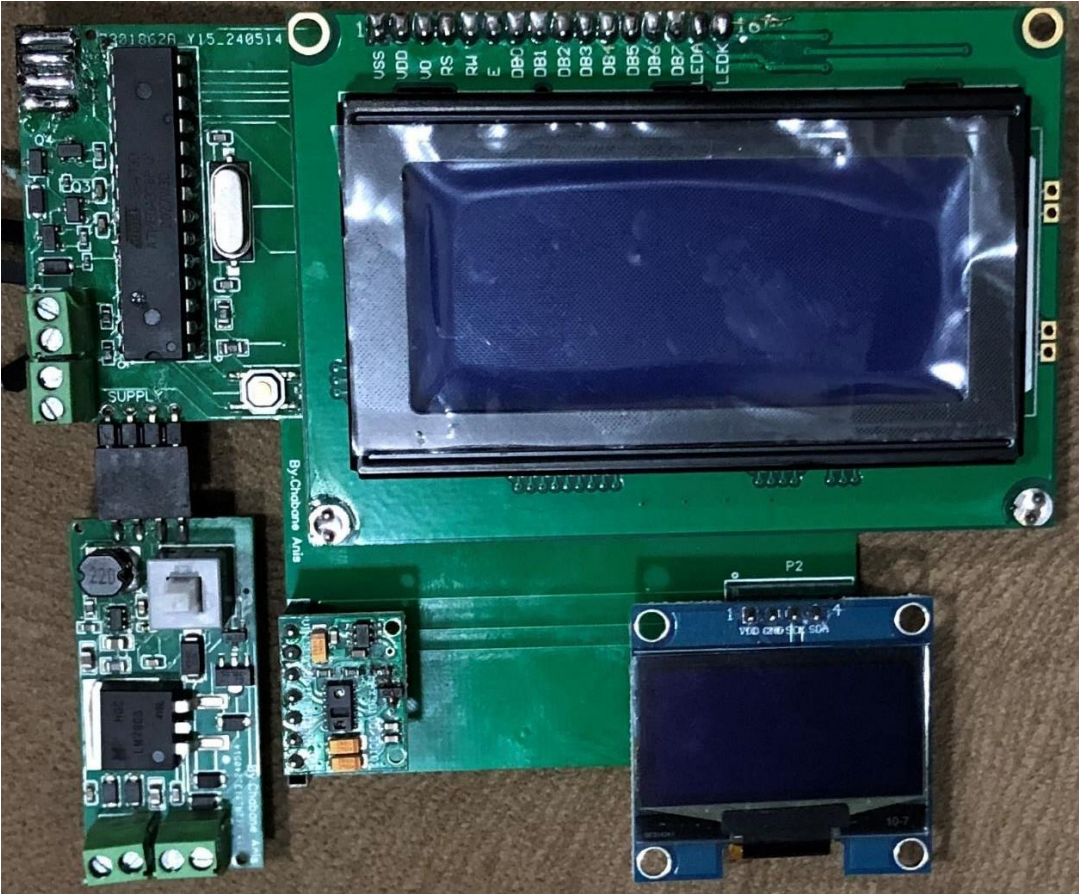


Figure III. 11 assemblage des PCB et composants électroniques

## 4. Programmation à l'aide d'Arduino IDE

L'IDE Arduino est un environnement de développement intégré simple et convivial conçu pour la programmation des microcontrôleurs Arduino.

L'interface principale de l'IDE Arduino se compose de plusieurs parties :

**Barre de Menus** : Contient des options comme Fichier, Édition, Croquis, Outils, et Aide.

**Barre d'Outils** : Boutons pour les actions courantes : Nouveau, Ouvrir, Enregistrer, Télécharger, Vérifier, Moniteur Série.

**Zone de Codage** : C'est ici que vous écrivez vos programmes (croquis).

**Console de Sortie** : Affiche les messages de compilation les erreurs et autres informations.

**Panneau de Statut** : Montre l'état actuel (par exemple, la compilation en cours, le téléversement, etc.).

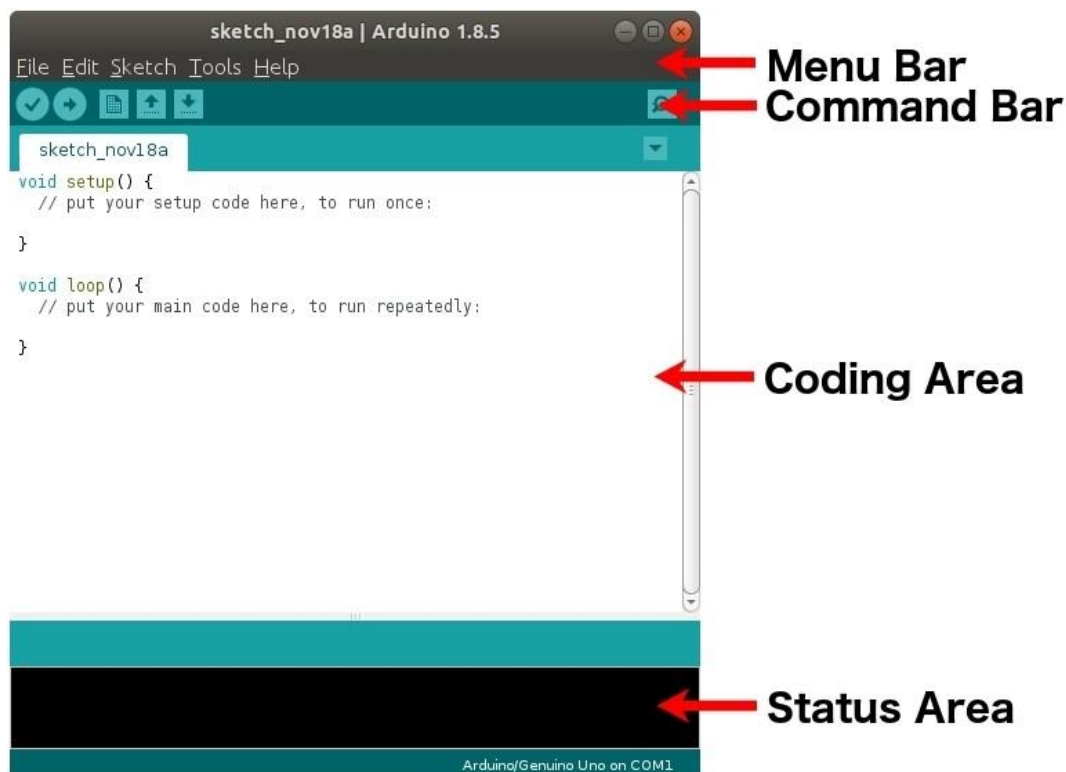


Figure III. 12 Interface de l'IDE Arduino



## 4.1 L'organigramme du programme

Cet organigramme présente le processus de fonctionnement intégré d'un système de mesure de la pression artérielle et de la saturation en oxygène du sang. Le système se compose de deux dispositifs médicaux principaux : un tensiomètre et un oxymètre de pouls.

Le tensiomètre mesure la pression artérielle systolique et diastolique tandis que l'oxymètre de pouls évalue la saturation en oxygène du sang (SpO2) et le rythme cardiaque.

Le diagramme est divisé en deux sections principales :

**Le Tensiomètre** : décrit le flux de travail pour la mesure de la pression artérielle depuis l'initialisation du système jusqu'à l'affichage des résultats.

**L'Oxymètre de Pouls** : détaille le processus de configuration de détection de mesure et d'affichage des données relatives au rythme cardiaque et à la saturation en oxygène.

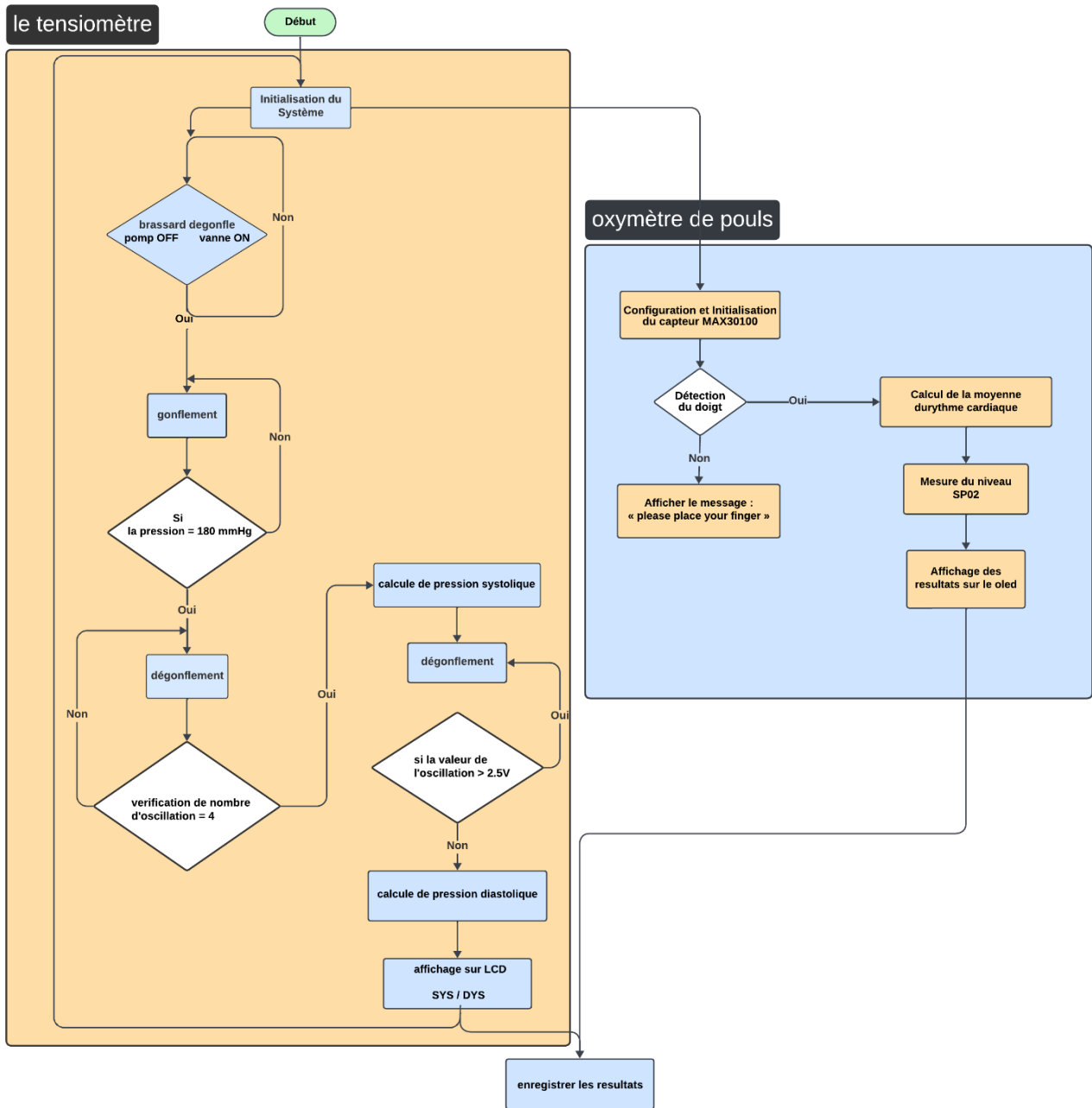


Figure III. 13 L'organigramme du programme



### 4.1.1 tester le fonctionnement du PCB d'alimentation

Ce code en C pour Arduino lit une valeur analogique a partir de notre PCB d'alimentation pour ensuite la convertir en tension et l'affiche via le port série.

```
1 float Volt;
2
3 void setup() {
4   Serial.begin(9600); // Initialisation de la communication série à 9600 bauds
5 }
6
7 void loop() {
8   // Lire la valeur analogique de la broche A0
9   int analogValue = analogRead(A0);
10
11   // La formule de conversion est basée sur une référence de tension de 5V et une plage de 0 à 1023 pour les valeurs analogiques
12   Volt = (analogValue * 15.0 / 1023.0) + 1.5;
13
14   // Afficher la tension sur le moniteur série
15   Serial.println(Volt);
16
17   delay(500);
18 }
```

Voici comment le teste a été fait :

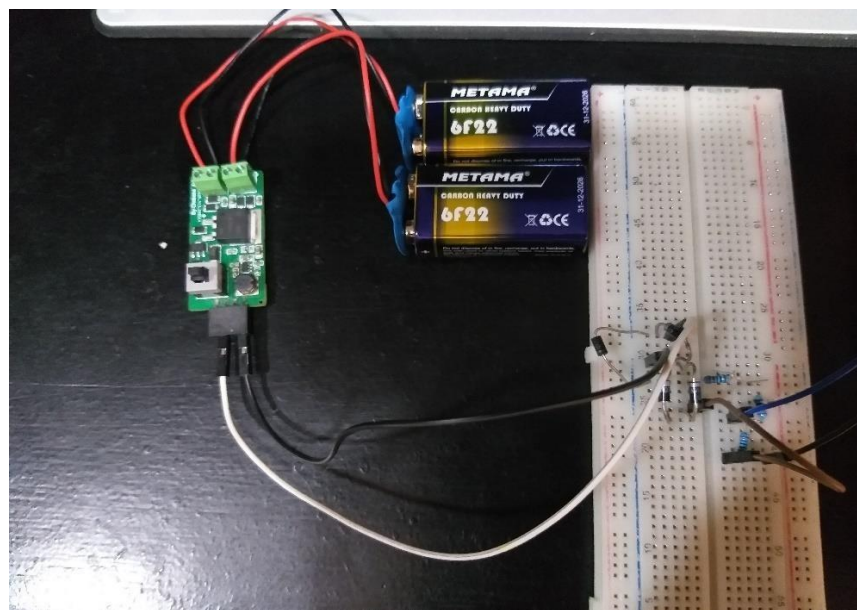


Figure III. 14 tester le bon fonctionnement de notre PCB d'alimentation

### 4.1.2 tester l'affichage sur l'écran OLED

Ce code consiste à afficher des données vitales telles que la pression artérielle et la saturation en oxygène du sang, sur un écran OLED.

La fonction Oled est conçue pour présenter ces informations de manière claire et accessible. En utilisant la bibliothèque u8g2 nous pouvons afficher les valeurs mesurées de la pression systolique (SYS), de la pression diastolique (DYS), de la saturation en oxygène (SpO2) et du rythme cardiaque (BPM) sur l'écran OLED.

```
1 void Oled() {
2     u8g2.clearBuffer(); // Efface le tampon de l'écran
3     |
4     u8g2.setFont(u8g2_font_ncenR08_tr); //définir la police
5
6     char buffer[10]; // Tampon pour la conversion des entiers en chaînes de caractères
7
8     // Conversion et affichage de la pression systolique (SYS)
9     char str1[10] = "SYS: ";
10    sprintf(buffer, "%d", SYS);
11    strcat(str1, buffer);
12
13    // Conversion et affichage de la pression diastolique (DYS)
14    char str2[10] = "DYS: ";
15    sprintf(buffer, "%d", DYS);
16    strcat(str2, buffer);
17
18    // Conversion et affichage de la saturation en oxygène (Spo2)
19    char str3[10] = "Spo2: ";
20    sprintf(buffer, "%d", Spo2);
21    strcat(str3, buffer);
22
23    // Conversion et affichage du rythme cardiaque (Bpm)
24    char str4[10] = "Bpm: ";
25    sprintf(buffer, "%d", Bpm);
26    strcat(str4, buffer);
27
28    // Affichage des chaînes de caractères sur l'écran OLED
29    u8g2.drawStr(10, 20, str1); // Affiche la pression systolique
30    u8g2.drawStr(10, 45, str2); // Affiche la pression diastolique
31    u8g2.drawStr(80, 20, str3); // Affiche la saturation en oxygène
32    u8g2.drawStr(80, 45, str4); // Affiche le rythme cardiaque
33
34    u8g2.sendBuffer(); // Envoie le contenu du tampon à l'écran
35 }
```

### Chapitre III : PCB avec implémentation et résultat

Voici le résultat de ce code :

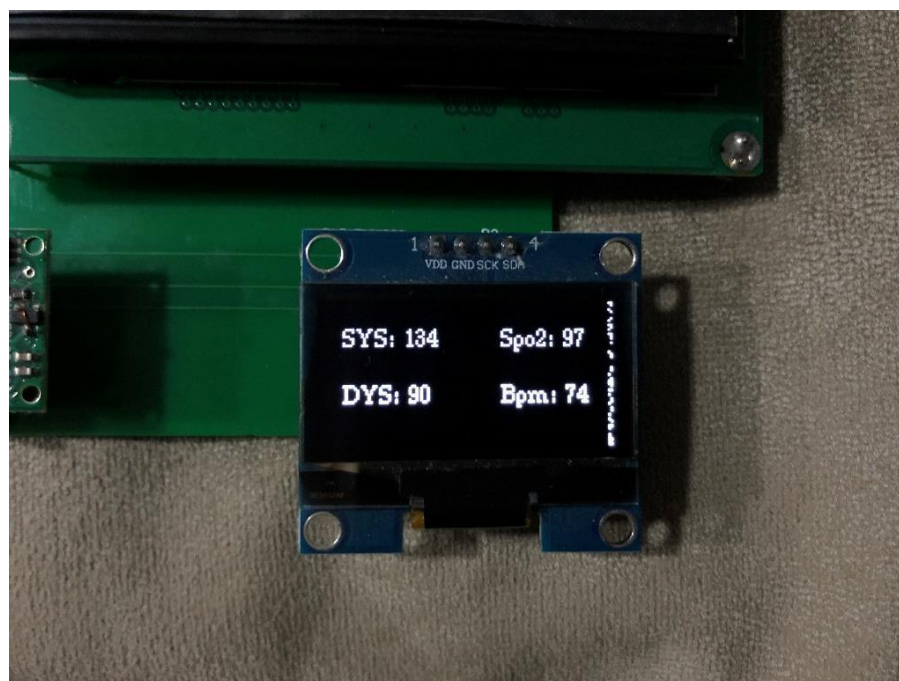
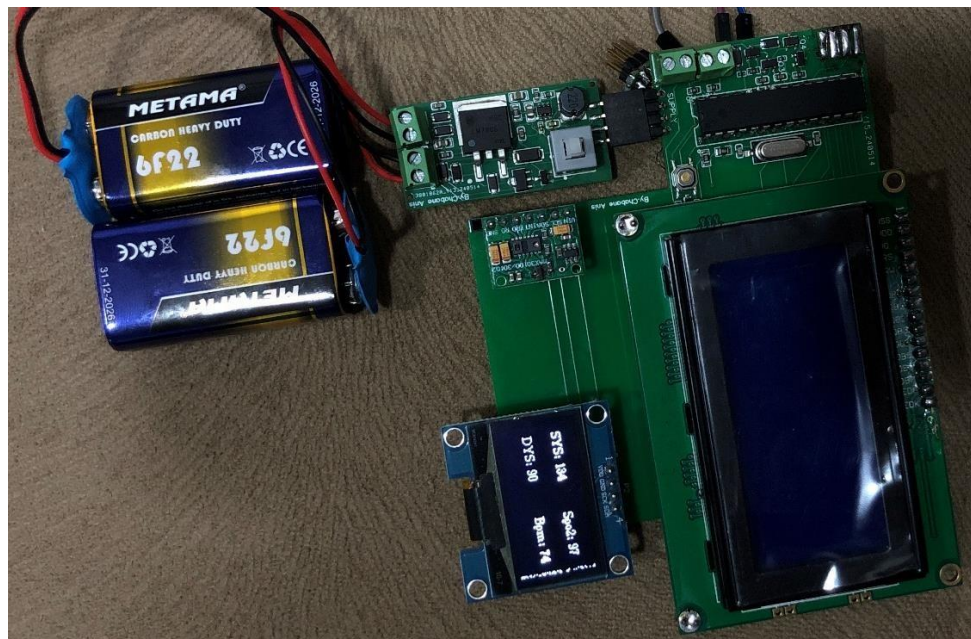


Figure III. 15 affichage sur OLED

### 4.1.3 tester le bon fonctionnement du capture et valve et pompe

Ce code permet de contrôler la pompe et la valve pour mesurer la pression en utilisant le capteur de pression connecté à la broche A0. Le système commence par activer la pompe pendant 3 secondes, puis ferme la valve. Ensuite dans la boucle principale il lit la valeur analogique, la convertit en tension, puis en pression, et affiche la tension sur le moniteur série.

```
1  #define on 1
2  #define off 0
3  // Constantes
4  const int K = 9375; // Coefficient de conversion pour la pression
5  const int Gain = 248; // Gain du capteur
6  // Variables globales
7  float pression = 0;
8  float volt = 0;
9  float analogValue;
10 const int valvePin = 15;
11 const int pumpPin = 14;
12 // Fonction pour contrôler la valve
13 void EV(bool state) {
14     digitalWrite(valvePin, !state); // Inverse l'état pour la valve
15 }
16 // Fonction pour contrôler la pompe
17 void PM(bool state) {
18     digitalWrite(pumpPin, state);
19 }
20
21 void setup() {
22     Serial.begin(9600);
23     pinMode(pumpPin, OUTPUT);
24     pinMode(valvePin, OUTPUT);
25
26     PM(on);
27     delay(3000);
28     EV(off);
29 }
30
31 void loop() {
32     analogValue = analogRead(A0);
33     volt = (analogValue * 1000.0 * 3.3) / 1023.0; // Conversion de la valeur analogique en tension (mV)
34     volt = volt / Gain; // Ajustement de la tension selon le gain
35     pression = K * volt; // Conversion de la tension en pression
36
37     Serial.println(volt); // Affichage de la tension sur le moniteur série
38 }
```



## 5. le montage final

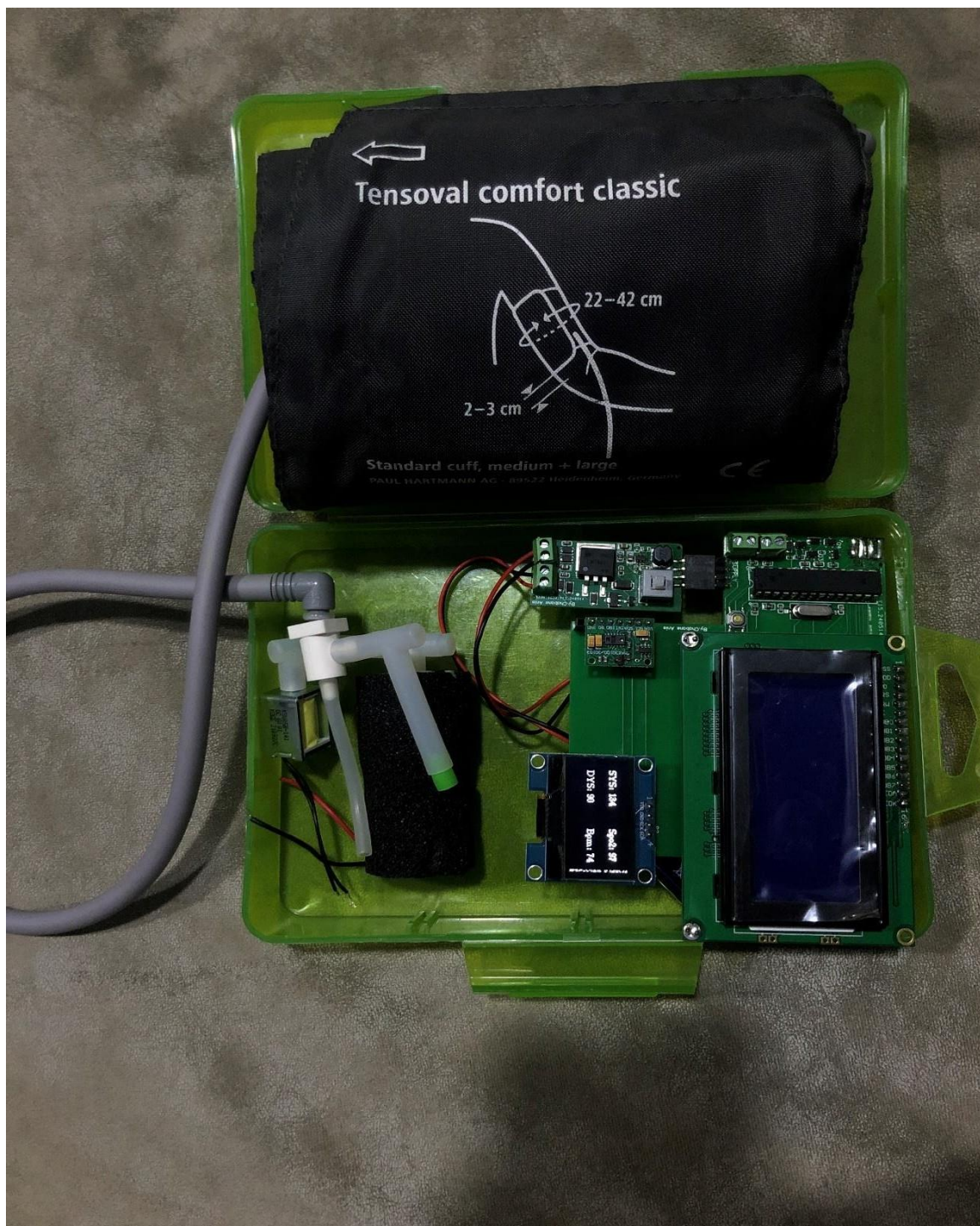


Figure III. 16 le montage final de l'appareil

## **6. Conclusion**

La conception et la réalisation du PCB pour notre système de mesure de la pression artérielle et de la saturation en oxygène ont permis de développer un dispositif fiable et fonctionnel. En intégrant les composants nécessaires tels que les capteurs, le microcontrôleur, et les affichages, nous avons créé ce système capable de fournir des mesures et d'afficher les résultats de manière claire et intuitive.

Ce chapitre a mis en évidence les étapes clés de la conception et la fabrication et aux tests du PCB. Les résultats obtenus démontrent la validité de notre approche et la robustesse de notre conception. Des améliorations futures pourraient se concentrer sur l'optimisation de la précision des mesures et l'amélioration de l'interface utilisateur. En somme, cette étape de conception du PCB constitue un fondement solide pour le développement continu de notre projet de système de mesure biomédicale.

## Conclusion générale

En conclusion, ce mémoire intitulé "Conception et réalisation d'un tensiomètre et oxymètre embarqués contrôlés par l'ATMEGA328" a permis de développer un dispositif médicaux fiables et portables, destinés à mesurer la pression artérielle et la saturation en oxygène du sang. Le projet a débuté par une étude théorique sur l'anatomie du cœur et les différent pression , ainsi que sur les principes de fonctionnement des tensiomètres et des oxymètres de pouls. Cette étude a fourni les bases nécessaires pour comprendre les exigences techniques et médicales de ces dispositifs.

La sélection des composants a été une étape cruciale. Le microcontrôleur ATMEGA328P a été choisi pour sa compatibilité avec les systèmes embarqués, ses capacités de traitement et sa facilité de programmation. Les capteurs de pression MPX2050DP et US9111-006S ont été sélectionnés pour leurs précisions et leurs gammes de mesure adaptées. De même, le capteur d'oxymètre MAX30100 a été choisi pour sa capacité à mesurer la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque de manière fiable.

La conception des circuits électroniques a été réalisée avec soin pour garantir la précision des mesures. Le circuit analogique du tensiomètre intègre des amplificateurs opérationnels AD620 et OPA2277 pour une amplification et un filtrage précis des signaux. Le circuit de commande des moteurs et des vannes utilise des MOSFET pour contrôler les charges inductives, assurant ainsi une gestion efficace de la pompe à air et des électrovannes.

La partie logicielle a également été un élément clé du projet. Le microcontrôleur ATMEGA328P a été programmé pour gérer les différents composants, collecter les données des capteurs et afficher les résultats sur des écrans OLED et LCD. L'utilisation du bus I2C a permis une communication efficace entre le microcontrôleur et les différents périphériques, simplifiant ainsi le câblage et la gestion des données.

La réalisation des prototypes a inclus la conception et la fabrication de cartes PCB à l'aide du logiciel EasyEDA. Ce logiciel a facilité la création des schémas, le routage des circuits et la génération des fichiers Gerber nécessaires à la fabrication des PCB. Les tests des prototypes ont confirmé la fiabilité des dispositifs, validant ainsi les choix de conception et les algorithmes de traitement des données.

Ce mémoire a démontré la faisabilité de développer des dispositifs médicaux embarqués performants en utilisant des composants électroniques standards et des techniques de conception modernes. Les résultats obtenus ouvrent la voie à des améliorations futures et à des applications potentielles dans le domaine de la santé mobile, où la portabilité et la précision des mesures sont

essentielles. En outre, ce projet contribue à l'innovation technologique en offrant des solutions de surveillance de la santé accessibles et efficaces, répondant aux besoins croissants de suivi médicale

## Bibliography

- [1] Admin. (2011, 19 février). *Débit cardiaque : facteurs et régulation*. Médecine-Cours.  
[https://medecine-cours.com/2011/02/debit-cardiaque-facteurs-et-regulation.html#google\\_vignette](https://medecine-cours.com/2011/02/debit-cardiaque-facteurs-et-regulation.html#google_vignette)
- [2] Contributeurs aux projets Wikimedia. (2024, 13 mai). *Tensiomètre*.  
<https://fr.wikipedia.org/wiki/Tensiom%C3%A8tre>
- [3] Glover-Bondeau, A. (2021, 29 juin). *Oxymètre de pouls : comment ça marche ?*  
<https://www.passeportsante.net/>. <https://www.passeportsante.net/materiel-medical?doc=oxymetre-pouls-ca-marche>
- [4] Guide de la pression artérielle. (2023, 31 juillet). *Pression artérielle moyenne (PAM) - Guide de la pression artérielle*. Guide de la Pression Artérielle. <https://pression-arterielle.fr/pression-arterielle-moyenne/>
- [5] Harrigan, D., & Verville-Fiset, J. (s. d.). *Chapitre 2 – La physiologie cardiovasculaire*. Pressbooks. <https://ecampusontario.pressbooks.pub/tr1annee/chapter/chapitre-3/>
- [6] Limited, A. (s. d.). *Guide complet du microcontrôleur ATMEGA328P AVR*.  
<https://www.allelcoelec.fr/blog/comprehensive-guide-to-the-atmega328p-avr-microcontroller.html>
- [7] Matthieu. (2020, 25 mars). *Comment fonctionne un tensiomètre ? - guide-tensiometre*. Guide-tensiometre. <https://guide-tensiometre.com/comment-fonctionne-un-tensiometre/>



[8] Poulet, S. (2021, 8 juin). *Tensiomètre : définition, rôle, utilisation ?*

<https://www.passeportsante.net/>. <https://www.passeportsante.net/materiel-medical?doc=tensiometre-definition-role-utilisation>

[9] Rédaction, L. (s. d.). *1896 : invention du tensiomètre par Rocci*. Futura. [https://www.futura-](https://www.futura-sciences.com/sante/photos/medecine-histoire-medecine-23-images-649/medecine-1896-invention-tensiometre-rocci-3688/)

[sciences.com/sante/photos/medecine-histoire-medecine-23-images-649/medecine-1896-invention-tensiometre-rocci-3688/](https://www.futura-sciences.com/sante/photos/medecine-histoire-medecine-23-images-649/medecine-1896-invention-tensiometre-rocci-3688/)

[10] Smithee, E. (2024, 9 avril). Le tensiomètre : un outil indispensable en médecine. *Emergency*

*Live*. <https://www.emergency-live.com/fr/Actualit%C3%A9s/le-tensiom%C3%A8tre-un-outil-indispensable-en-m%C3%A9decine/>

[11] Conception des circuit easyeda

<https://easyeda.com/fr>

[12] Fabrication de PCB jlcpcb

<https://jlcpcb.com/>

Annex



Operating Characteristics

**Table 1. Operating Characteristics**  
( $V_S = 10$  Vdc,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $P_1 > P_2$ )

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range <sup>(1)</sup>	$P_{OP}$	0	—	50	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	$V_S$	—	10	16	Vdc
Supply Current	$I_o$	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span <sup>(3)</sup>	$V_{FSS}$	38.5	40	41.5	mV
Offset <sup>(4)</sup>	$V_{off}$	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	0.8	—	mV/kPa
Linearity <sup>(5)</sup>	—	-0.25	—	0.25	% $V_{FSS}$
Pressure Hysteresis <sup>(5)</sup> (0 to 50 kPa)	—	—	$\pm 0.1$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Hysteresis <sup>(5)</sup> (-40°C to +125°C)	—	—	$\pm 0.5$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Effect on Full Scale Span <sup>(5)</sup>	$TCV_{FSS}$	-1.0	-	1.0	% $V_{FSS}$
Temperature Effect on Offset <sup>(5)</sup>	$TCV_{off}$	-1.0	-	1.0	mV
Input Impedance	$Z_{in}$	1000	-	2500	$\Omega$
Output Impedance	$Z_{out}$	1400	-	3000	$\Omega$
Response Time <sup>(6)</sup> (10% to 90%)	$t_R$	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(7)</sup>	—	—	$\pm 0.5$	—	% $V_{FSS}$

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
2. Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.
3. Full Scale Span ( $V_{FSS}$ ) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
4. Offset ( $V_{off}$ ) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
5. Accuracy (error budget) consists of the following:  
 Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using end point method, over the specified pressure range.  
 Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.  
 Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.  
 TcSpan: Output deviation at full rated pressure over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.  
 TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.
6. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
7. Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

## MAX30100

## Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health

### General Description

The MAX30100 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor sensor solution. It combines two LEDs, a photodetector, optimized optics, and low-noise analog signal processing to detect pulse oximetry and heart-rate signals.

The MAX30100 operates from 1.8V and 3.3V power supplies and can be powered down through software with negligible standby current, permitting the power supply to remain connected at all times.

### Applications

- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices
- Medical Monitoring Devices

### Benefits and Features

- Complete Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor Solution Simplifies Design
  - Integrated LEDs, Photo Sensor, and High-Performance Analog Front -End
  - Tiny 5.6mm x 2.8mm x 1.2mm 14-Pin Optically Enhanced System-in-Package
- Ultra-Low-Power Operation Increases Battery Life for Wearable Devices
  - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
  - Ultra-Low Shutdown Current (0.7 $\mu$ A, typ)
- Advanced Functionality Improves Measurement Performance
  - High SNR Provides Robust Motion Artifact Resilience
  - Integrated Ambient Light Cancellation
  - High Sample Rate Capability
  - Fast Data Output Capability

*Ordering Information* appears at end of data sheet.

### System Block Diagram

