



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

pour obtenir le Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

présenté par : FERRAH Karima

---

**CARTE DE MISE EN FORME ET  
D'ACQUISITION DE LA PRESSION  
ARTERIELLE**

---

**Soutenu le 16 juin 2016 devant le Jury**

M. HADJ SLIMANE Zineddine	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M. KHOLKHAL Mourad	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examinateur
M. DJEBBARI Abdelghani	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

**Année universitaire 2015-2016**

## REMERCIEMENTS

*Mes sincères remerciements vont à l'endroit du Tout- Puissant Miséricordieux de qui je tiens la science, de la sagesse et le labeur qui ont présidé à la réalisation de ce modeste travail.*

*J'exprime ma profonde reconnaissance à mon respectueux encadreur en la personne de Monsieur DJEBBARI Abdelghani, pour sa patience, ces précieux conseils, sa présence et son pragmatisme qui a donné un sens à ce travail.*

*Je remercie très vivement le jury présidé par Monsieur HADJ SLIMANE Zine Eddine ainsi que l'examinateur Monsieur KHOLKHAL Mourad qui m'a fait honneur en acceptant d'examiner ce mémoire.*

*Merci ensuite aux responsables du laboratoire d'électronique pour leur accueil.*

*Je tiens à exprimer ma reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont d'une manière ou d'une autre apporté leur soutien.*

*Enfin, j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches et amis, qui m'ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de ce mémoire.*



## *DEDICACES*

*Je dédie ce mémoire:*

*A ma petite famille qui a toujours été là pour moi, qu'elle trouve dans ce travail toute ma reconnaissance.*

*A ma mère qui a été inquiète toujours pour moi et qui a su toujours me donner l'espoir pour continuer ce travail.*

*A ma petite sœur Nerimen*

*A mon frère Fouad*

*A ma belle-mère et ma belle-sœur Lobna*

*A mon fiancé Seif Eddine pour sa patience avec moi pour accomplir ce travail*

*A mes cher amis et proche*

*Karima*

# Sommaire

Remerciements.....	<i>i</i>
Dédicace.....	<i>ii</i>
Résumé.....	<i>iii</i>
Sommaire .....	<i>iv</i>
Liste des figures .....	<i>viii</i>
Liste des tableaux .....	<i>x</i>
Introduction générale.....	11
<b>Chapitre 1 : La pression artérielle et sa mesure .....</b>	<b>12</b>
1.1. Introduction.....	12
1.2. Appareil cardio-vasculaire.....	12
1.2.1. Structure de l'appareil cardio-vasculaire.....	12
a. Le cœur.....	13
b. Les vaisseaux sanguins.....	13
• Les artères.....	14
- Aorte.....	14
- Artères pulmonaires.....	15
- Les artérioles.....	15
• Les capillaires.....	15
- Les capillaires continus.....	15
- Les capillaires fenêtrés.....	15
- Les capillaires discontinus.....	15
- Les lits capillaires.....	15
• Les veinules .....	15
• Les veines.....	16
1.2.2. Circulation sanguine.....	16
1.2.3. Cycle cardiaque.....	17
1.3. Définition de la pression artérielle.....	18
1.3.1. Pression artérielle systolique (PAS).....	19
1.3.2. Pression artérielle diastolique (PAD).....	19
1.3.3. Pression artérielle moyenne (PAM).....	19
1.3.4. Pression pulsée (PP) ou différentielle.....	19
1.4. Moyens et méthodes de mesure de la PA.....	19
1.4.1. Méthode invasive.....	20
1.4.1.1. Mesure invasive par un capteur extravasculaire.....	20
1.4.1.2. Mesure invasive par un capteur intravasculaire.....	21
1.4.2. Méthodes non-invasives.....	21
1.4.2.1. Mesure auscultatoire.....	21
a. Principe et technique.....	22
1.4.2.2. Méthode oscillométrique.....	22
1.5. Conditions de mesure.....	24

1.5.1.	Point de référence pour la mesure de la pression.....	24
1.5.2.	L'observateur .....	25
1.5.3.	Le patient.....	25
1.5.4.	La position.....	26
1.5.5.	Les croissances de ma mesure.....	26
1.6.	L'intérêt clinique de la mesure de la pression artérielle.....	26
1.7.	Conclusion.....	26
<b>Chapitre 2: Carte de mise en forme et d'acquisition.....</b>		<b>28</b>
2.1.	Introduction.....	28
2.2.	Partie pneumatique.....	29
2.2.1.	La poche gonflable et le brassard.....	29
2.2.2.	Système de gonflage.....	31
2.3.	Partie analogique.....	31
2.3.1.	Concept de la pression.....	31
2.3.1.1.	Les différentes unités de pression.....	32
2.3.1.2.	Terminologie de la pression.....	32
	• Le vide.....	32
	• La pression atmosphérique.....	32
	• La pression absolue.....	33
	• La pression relative.....	33
	• La pression différentielle.....	33
2.3.2.	Capteur de pression.....	33
a.	Définition.....	33
b.	Choix du capteur.....	33
	1. La grandeur et l'étendue des valeurs à mesurer.....	33
	2. L'unité de mesure.....	34
	3. La précision de la mesure.....	34
	4. La linéarité de la mesure.....	34
	5. L'hystérésis.....	34
	6. La répétabilité de la mesure.....	34
	7. Autres caractéristiques.....	34
c.	Principe.....	35
d.	Les types de capteur de pression.....	35
	• Capteur de pression potentiométrique.....	35
	• Capteur de pression a jauge de contrainte.....	35
	• Capteur de pression piézoélectrique.....	36
	• Autres capteurs de pression.....	37
2.3.3.	Conditionnement et mise en forme de signal.....	37
A.	Amplification.....	37
A.1.	Caractéristiques technique d'un amplificateur d'instrumentation.....	37
	• L'impédance d'entrée.....	37
	• Gain réglable.....	38
	• L'impédance de sortie.....	38
	• Taux de réjection du mode commun(TRMC).....	38
A.2.	Définition de la tension en mode commun.....	38

A.3. Présentation de tensions issues d'un capteur.....	39
A.4. Décomposition de l'amplificateur d'instrumentation.....	39
• Première étage (préamplificateur).....	39
• Deuxième étage (amplificateur différentiel).....	40
• Montage complet.....	41
A.5. Gain en tension ajustable.....	41
B. Filtrage du signal informatif.....	41
• Les filtres passifs.....	41
• Les filtres actifs.....	41
B.1. Filtre passe haut passif.....	42
B.2. Filtre passe-bas actif.....	42
• Filtre passe bas actif du 1 <sup>er</sup> ordre .....	42
• Filtre passe bas actif du 2 <sup>ème</sup> ordre.....	43
- Filtre actif passe bas 2 <sup>ème</sup> ordre du type Sallen-Key.....	43
2.4. Partie numérique.....	44
2.4.1. Acquisition de signal issu de circuit électronique.....	44
2.4.1.1. Présentation de la carte Arduino .....	44
2.4.1.2. Description d'une carte ARDUINO UNO.....	45
a. Les avantages.....	45
b. Caractéristiques.....	45
b.1. Microcontrôleur .....	46
b.2. Alimentation.....	46
b.3. Entrés/ sorties.....	46
b.4. Interface USB/Série.....	46
c. Environnement de développement intégré.....	47
c.1. Moniteur Série.....	48
c.2. Langage de programmation (machine).....	49
c.3. Structure d'un programme Arduino.....	49
2.4.2. Visualisation et traitement des signaux.....	49
2.4.2.1. Environnement MATLAB.....	50
2.4.2.2. Interface graphique.....	50
2.5. Conclusion.....	50
<b>Chapitre 3: Mise en forme des pressions dynamique et statique.....</b>	<b>51</b>
3.1. Introduction.....	51
3.2. Circuit de détection de la pression du brassard (statique).....	51
3.2.1. Capteur de pression .....	52
3.2.2. Amplification et compensation d'offset.....	53
3.3. Circuit de détection de la pression du signal oscillométrique (AC).....	61

3.3.1. Filtre passe haut passif.....	62
3.3.2. Suiveur.....	64
3.3.3. Filtre passe bande.....	65
a. Filtre passe bas actif 1 <sup>er</sup> ordre.....	65
b. Filtre passe bas 2 <sup>ème</sup> ordre de type Sallen_Key.....	67
3.3.4. Réglage d'offset.....	68
3.4. Circuit d'alimentation.....	69
3.5. Conclusion.....	73
<b>Chapitre 4 : Acquisition des pressions dynamique et statique.....</b>	<b>74</b>
4.1. Introduction.....	74
4.2. Acquisition des pressions dynamique et statique .....	74
4.3. Estimation des pressions systolique et diastolique .....	75
4.4. Interface graphique.....	76
4.6. Conclusion.....	79
Conclusion générale.....	80
<b>Bibliographie.....</b>	<b>81</b>
<b>Annexe 1 - Manipulation pratique.....</b>	<b>82</b>
<b>Annexe 2 - Fiches techniques.....</b>	<b>88</b>

## Liste des figures

<b>Figure 1.1</b> : Représentation schématique du système cardio-vasculaire.....	12
<b>Figure 1.2</b> : Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.....	13
<b>Figure 1.3</b> : Types de vaisseaux sanguins et structure de leurs parois.....	14
<b>Figure 1.4</b> : les différentes phases du cycle cardiaque.....	17
<b>Figure 1.5</b> : Courbe de la pression artérielle dans l'aorte ascendante.....	19
<b>Figure 1.6</b> : Mesure invasive par un cathéter relié à un transducteur de pression externe.....	20
<b>Figure 1.7</b> : Méthode invasive intravasculaire.....	21
<b>Figure 1.8</b> : détection des sons de Korotkoff, phase de dégonflage.....	22
<b>Figure 1.9</b> : Représentation schématique des pressions statique (brassard) et dynamique.....	23
<b>Figure 1.10</b> : Courbe oscillométrique de la pression artérielle.....	24
<b>Figure 2.1</b> : Schéma bloc du dispositif de la mesure de la pression artérielle.....	28
<b>Figure 2.2</b> : Schéma d'un brassard avec sa poche.....	29
<b>Figure 2.3</b> : positionnement du brassard sur le bras.....	29
<b>Figure 2.4</b> : positionnement de la poche gonflable sur l'artère humérale.....	30
<b>Figure 2.5</b> : Positionnement du stéthoscope.....	30
<b>Figure 2.6</b> : La poire sphygmométrique pour le gonflage du brassard.....	31
<b>Figure 2.7</b> : Différents types pressions.....	33
<b>Figure 2.8</b> : Capteur de pression potentiométrique.....	35
<b>Figure 2.9</b> : principe d'un capteur de pression à jauge de contrainte.....	36
<b>Figure 2.10</b> : Capteur de pression piézoélectrique.....	37
<b>Figure 2.11</b> : tensions issues d'un capteur.....	38
<b>Figure 2.12</b> : Montage du préamplificateur.....	39
<b>Figure 2.13</b> : Echelle des potentiels croissants.....	40
<b>Figure 2.14</b> : Montage de l'amplificateur de différence.....	40
<b>Figure 2.15</b> : Amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs opérationnels.....	41
<b>Figure 2.16</b> : Configuration d'un filtre passe haut passif du type RC.....	42
<b>Figure 2.17</b> : Réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut passif.....	42
<b>Figure 2.18</b> : Filtre passe-bas actif 1 <sup>er</sup> ordre.....	43
<b>Figure 2.19</b> : Filtre passe-bas du type Sallen-Key à gain unitaire (K=1).....	44
<b>Figure 2.20</b> : Filtre passe bas du type Sallen-Key avec un gain K.....	44
<b>Figure 2.21</b> : Carte Arduino Uno.....	45
<b>Figure 2.22</b> : Connexion USB/SERIE entre l'ARDUINO et PC.....	47
<b>Figure 2.23</b> : Interface de l'environnement de développement intégré de Arduino.....	48
<b>Figure 2.24</b> : Onglets de l'interface Arduino.....	48
<b>Figure 2.25</b> : Structure d'un programme Arduino.....	49
<b>Figure 3.1</b> : Schéma synoptique de la carte de mise en forme des pressions dynamique et statique.....	51
<b>Figure 3.2</b> : Schéma du capteur pression MPX2010DP.....	52
<b>Figure 3.3</b> : Caractéristique de sortie du capteur MPX2010DP.....	53
<b>Figure 3.4</b> : Brochage du capteur MPX2010DP.....	54
<b>Figure 3.5</b> : Tensions de sortie du capteur au niveau des pattes PT1 et PT2.....	54
<b>Figure 3.6</b> : Amplificateur d'instrumentation à trois A3 amplificateurs opérationnels.....	55
<b>Figure 3.7</b> : Brochage de TL084.....	55
<b>Figure 3.8</b> : Circuit de réglage d'offset.....	56

<b>Figure 3.9 :</b> Signal issu du capteur avant et après l'amplificateur d'instrumentation avec réglage d'offset.....	56
<b>Figure 3.10:</b> Amplificateur d'instrumentation avec réglage d'offset .....	57
<b>Figure 3.11 :</b> Circuit de mise en forme branché avec le capteur MPX2010DP .....	58
<b>Figure 3.12 :</b> Signal à la sortie du capteur et signal à la sortie de l'étage d'amplification avec réglage d'offset .....	60
<b>Figure 3.13 :</b> Signal à la sortie de l'étage de l'amplification d'instrumentation avec réglage d'offset .....	60
<b>Figure 3.14 :</b> Circuit de filtrage du signal oscillométrique .....	62
<b>Figure 3.15 :</b> Circuit le filtrage du signal oscillométrique .....	62
<b>Figure 3.16:</b> Schéma électrique du filtre passe-haut passif .....	63
<b>Figure 3.17 :</b> Réponse fréquentielle du filtre passe-haut du 1 <sup>er</sup> ordre simulé dans l'environnement Multisim .....	63
<b>Figure 3.18:</b> Signal oscillométrique avant et après filtrage passe-bas passif du 1 <sup>er</sup> ordre .....	64
<b>Figure 3.19 :</b> Schéma électrique de l'amplificateur opérationnel (TL81) monté en suiveur .....	64
<b>Figure 3.20 :</b> Signaux oscillométriques avant (jaune) et après (bleu) le circuit suiveur .....	65
<b>Figure 3.21 :</b> Schéma électrique du filtre passe bas actif du 1 <sup>er</sup> ordre .....	66
<b>Figure3.22 :</b> Signal oscillométrique avant (en jaune) et après (en bleu) filtrage actif du 1 <sup>er</sup> ordre .....	66
<b>Figure 3.23 :</b> Schéma électrique du filtre passe-bas Sallen-Key .....	67
<b>Figure 3.24 :</b> Signaux oscillométriques avant (en jaune) et après (en bleu) le filtre passe-bas Sallen-Key .....	67
<b>Figure 3.25 :</b> Schéma du circuit d'offset aux entrées analogiques de la carte Arduino Uno .....	68
<b>Figure 3.26 :</b> Signaux oscillométriques à l'entrée et à la sortie du circuit d'offset .....	69
<b>Figure3.27:</b> Circuit d'alimentation $\pm 5V$ .....	70
<b>Figure 3.28 :</b> photo du circuit d'alimentation $\pm 5V$ .....	70
<b>Figure3.29 :</b> Schéma électronique global du circuit de détection .....	71
<b>Figure 3.30 :</b> Circuit de mise en forme des pressions dynamique et statique .....	72
<b>Figure 3.31:</b> Signaux oscillométriques représentant les pressions dynamique et statique.....	72
<b>Figure 3.32 :</b> Le circuit imprimé du circuit global de la mesure de la pression artérielle.....	72
<b>Figure 3.33:</b> le signal issu du brassard et le signal oscillométrique a la sortie du circuit globale.....	72
<b>Figure 4.1 :</b> Acquisition de données à travers la carte Arduino Uno des signaux AC et DC dans MATLAB .....	74
<b>Figure 4.2 :</b> Interface graphique d'acquisition des pressions dynamique et statique .....	76
<b>Figure 4.3 :</b> Fonctionnalités de l'interface graphique d'acquisition .....	76
<b>Figure 4.4 :</b> Acquisition des pressions dynamique et statique dans MATLAB .....	77
<b>Figure 4.5 :</b> Estimation des pressions systolique et diastolique dans MATLAB .....	77
<b>Figure 4.6 :</b> Estimation des pressions systolique et diastolique dans MATLAB .....	78

## Liste des tableaux

<b>Tableau 2.1:</b> Taille du brassard selon la circonférence du bras.....	30
<b>Tableau 2.2 :</b> Différentes unités de la pression.....	32

## INTRODUCTION GENERALE

L'hypertension artérielle (HTA) serait responsable de la majorité des décès cardiovasculaires dans le monde. Le risque d'une complication cardiovasculaire, chez les patients porteurs d'une HTA, est déterminé par le niveau des pressions artérielles (PA) à côté de la présence ou l'absence d'atteintes organiques ou d'autres facteurs de risque tels que le diabète, le tabac, la dyslipidémie, etc. Ces facteurs modifient le risque cardiovasculaire de façon indépendante et leur évaluation doit être réalisée chez tout hypertendu. Par voie de conséquences, la mesure des pressions systolique et diastolique devient une mesure vitale pour tout individu, en particulier les personnes atteintes d'hypertension artérielle.

La mesure de la pression artérielle constitue très vraisemblablement l'un des gestes les plus pratiqués en clinique quotidienne. Sa réalisation permet une appréciation globale de l'hémodynamique cardiovasculaire et constitue l'élément de référence pour le dépistage et la prise en charge de l'hypertension artérielle.

Il existe différentes méthodes pour mesurer la pression artérielle. Plusieurs études récentes ont mis en avant les conséquences négatives des mesures approximatives. Une mesure erronée de la pression artérielle expose l'individu atteint d'HTA à ne pouvoir contrôler suffisamment son hypertension, à dévaluer ou à surestimer les vraies valeurs de sa pression artérielle. Cette mesure de pression artérielle et un geste quotidien de personnes atteintes d'HTA afin de réguler la prise de médicaments au cours de la journée.

La méthode auscultatoire est la méthode de référence internationale et la plus préférée par le corps médical. Cependant, la méthode oscillométrique est très répandue dans les systèmes de mesure automatique dans les appareils d'automesure tensionnelle en dehors du milieu médical. Cette technique est basée sur des calculs et pourcentages issus des pressions dynamiques et statique.

Alors pour cela notre apport est un système électronique automatique de mesure de la pression artérielle basé sur la méthode oscillométrique. La conception et réalisation de ce système de mesure de la pression artérielle sera présentée dans ce mémoire sous forme de quatre chapitres.

Le premier chapitre se focalisera sur la problématique de la mesure de la pression artérielle. Dans le deuxième chapitre, nous présenterons l'étude et la description de la carte de mise en forme à réaliser. L'électronique de notre système sera mise en exergue dans le troisième chapitre. Les algorithmes et programmes d'acquisition ainsi que les traitements liés aux signaux utiles pour la mesure de la pression artérielle seront présentés dans le quatrième chapitre. Une manipulation pratique est proposée en annexe.

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

### 1.1. Introduction

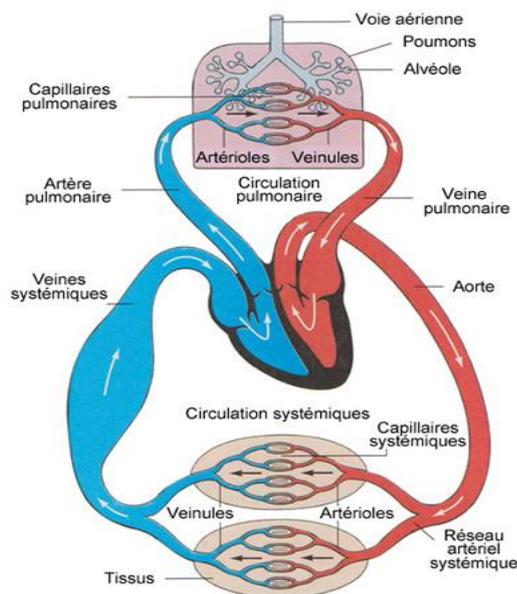
La mesure de la pression artérielle (PA) est fondamentale dans un examen clinique en médecine. La pression artérielle est une suite du pompage du sang par le cœur, et sa valeur dépend du rapport entre le débit cardiaque et la résistance vasculaire systémique. Par conséquent, la pression artérielle est considérée comme l'une des variables physiologiques les plus importantes dans l'évaluation de l'hémodynamique cardiovasculaire [1]. Cette évaluation permet le diagnostic et la surveillance de patients. Dans ce chapitre, nous définissons la PA à travers une présentation du système cardiovasculaire. Les méthodes et techniques exploitées pour des mesures de pression sont également étudiées.

### 1.2. Appareil cardio-vasculaire

L'appareil cardio-vasculaire ou système circulatoire est l'ensemble des structures anatomiques destinée à véhiculer le sang et la lymphe dans tout l'organisme, en échangeant les aliments, les déchets et les gaz dans les cellules du corps.

#### 1.2.1. Structure de l'appareil cardio-vasculaire

L'appareil cardio-vasculaire est constitué d'une pompe (le cœur), et de conduits (les vaisseaux), assurant un transport du sang en circuit apparemment fermé, comprenant successivement le cœur, les artères, le réseau capillaire et les veines. Il existe à chaque niveau des échanges entre le sang et la paroi. Au niveau des capillaires, du fait de leur paroi extrêmement fine, les échanges entre le compartiment vasculaire et le compartiment interstitiel deviennent majeurs, comme illustré sur la Figure 1.1.



**Figure 1.1** : Représentation schématique du système cardio-vasculaire

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

### a. Le cœur

Le cœur est un organe qui propulse le sang dans l'appareil circulatoire grâce ou contraction de sa paroi musculaire appelé myocarde. C'est un muscle creux séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche). Chacune d'elle comporte deux cavités, une oreillette et un ventricule qui communiquent entre elles par des valves de sens unique (tricuspide à droite et mitrale à gauche) qui à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule, comme illustré sur la Figure 1.2.

Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et aorte (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire, respectivement. Les valves d'admission et d'échappement empêchent le liquide de refluer, et ne sont jamais ouvertes en même temps.

La paroi cardiaque présente trois couches, de la superficie à la profondeur

- Le péricarde : (péri : autour), un sac à trois feuillets qui entoure et protège le cœur. Il permet au cœur de rester confiné à sa position dans le médiastin, tout en lui laissant assez de liberté de mouvement pour qu'il puisse se contracter vigoureusement et rapidement.
- Le myocarde : (couche médiane) : qui est le tissu musculaire cardiaque, forme la majeure partie de la paroi du cœur, et est responsable de son action de pompage. Les fibres musculaires cardiaques (cellules) sont des fibres involontaires, striées et ramifiées
- L'endocarde (couche interne) [2].

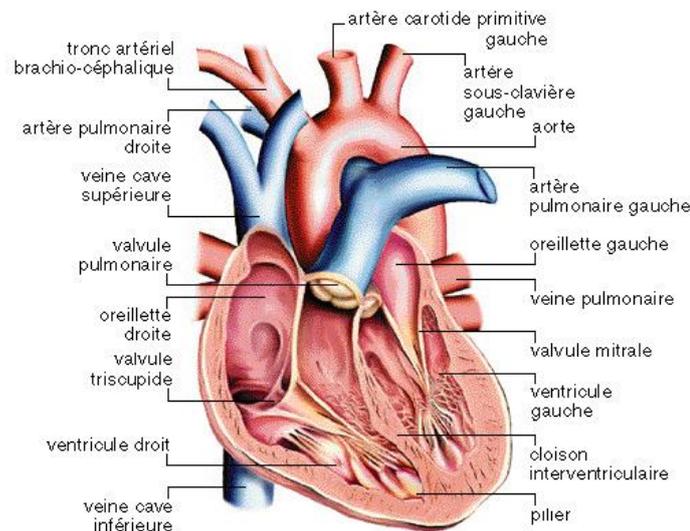


Figure 1.2 : Anatomie du cœur et des vaisseaux associés

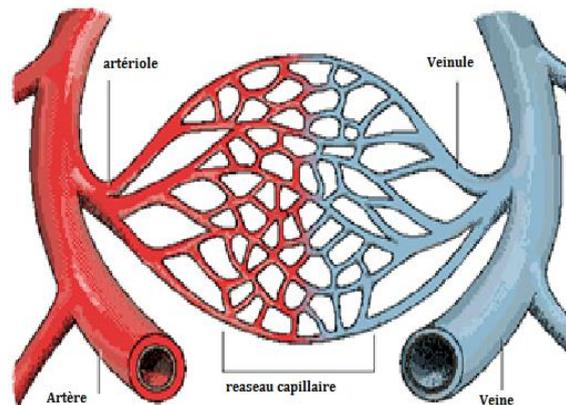
### b. Les vaisseaux sanguins

Les vaisseaux sanguins sont des conduits qui appartiennent à la circulation sanguine et qui transportent le sang dans l'organisme. Les veines (qui transportent le

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

sang des organes vers le cœur) et les artères (qui transportent le sang du cœur vers les organes) sont principalement distinguées. Cela forme le système « vasculaire »; les capillaires qui permettent la diffusion des gaz et des nutriments entre le sang et les tissus ; les lymphatiques, qui prennent naissance directement dans les tissus pour rejoindre ensuite le réseau veineux. Les vaisseaux sanguins existent en divers calibres [3], comme illustré la Figure 1.3



**Figure 1.3 :** Types de vaisseaux sanguins et structure de leurs parois

- **Les artères**

Les artères sont les vaisseaux sanguins transportant le sang du cœur aux poumons et aux autres organes. Leur paroi élastique amortit les élévations de la pression.

Les artères sont de trois types en fonction de leur fonction. **Les artères élastiques**, possèdent beaucoup de fibres d'élastine et de collagène, ont pour rôle de s'opposer à une trop forte variation du rayon, ce qui permet de réduire l'extensibilité de la paroi. **Les artères musculaires**, contiennent en majorité des fibres musculaires et possèdent une limitante élastique interne et externe très visible. **Les artères musculo-élastiques**, contiennent à la fois des fibres musculaires capables de se contracter, et de l'élastine. La tension exercée sur les parois vasculaires est la somme d'une composante musculaire (dépend de la vasomotricité), et d'une composante élastique (dépend du rayon de la paroi) [3].

En fonction de leurs tailles, les artères sont classées en :

- **Aorte**

L'aorte est la plus large des artères systémiques. Elle quitte le cœur au niveau de l'orifice de sortie du ventricule gauche (orifice aortique). Son élasticité naturelle lui permet d'amortir les importantes élévations de pression lors de la période de contraction cardiaque (systole ventriculaire) puis le retour élastique de cette même paroi pendant la période de repos cardiaque (diastole ventriculaire) permet de conserver dans le réseau artériel une pression minimale (ou pression diastolique) [3].

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

### - Artères pulmonaires

L'artère pulmonaire est issue du ventricule droit et, par ses branches, délivre du sang pauvre en oxygène aux deux poumons. Sa paroi est considérablement plus fine et fragile que celle de l'aorte [3].

### - Les artérioles

Les artérioles sont des artères de petit calibre (diamètre inférieur à 0.5 mm) amenant le sang dans les capillaires. Leur paroi est innervée par le système nerveux sympathique et peut ainsi se contracter, entraînant à la fois une réduction du flux sanguin tissulaire et une augmentation de la résistance à l'écoulement sanguin. Cette augmentation des résistances dites périphériques induit directement une élévation de la pression artérielle [3].

### • Les capillaires

Les capillaires sont les plus petits vaisseaux sanguins dont la paroi est extrêmement fine (0.5  $\mu\text{m}$ ). Ils mesurent entre 8 et 10  $\mu\text{m}$  de diamètre, soit juste ce qu'il faut pour laisser passer les globules rouges. Leur structure est donc parfaitement adaptée à la réalisation de leur rôle: les échanges de substance entre le sang et le liquide interstitiel. Il existe 3 types de capillaire : les capillaires continus, les capillaires fenêtrés, les capillaires discontinus [4].

- **Les capillaires continus** : ce sont les capillaires les plus répons dans le corps et les moins perméables
- **Les capillaires fenêtrés** : ils sont très semblables aux capillaires continus sauf en un point les cellules sont percées de pores ovales, les fenestrations.

Cette particularité augmente considérablement la perméabilité des capillaires ce qui favorisent les échanges avec le milieu interstitiel. On trouve dans les régions où l'absorption ou la formation de substrat est importante comme par exemple dans l'intestin ou dans les reins.

- **Les capillaires discontinus** : ce sont les capillaires les plus perméables. Ils se trouvent à des endroits bien particuliers tels que le foie, la moelle osseuse ou la rate. Ces capillaires permettent aux cellules sanguines de passer du sang aux tissus environnants et vice versa [4]
- **Les lits capillaires** : les capillaires ont tendance à se regrouper en réseaux appelés lits capillaires. La circulation du sang entre une artériole et une veinule se fait donc via ces lits. On appelle ce phénomène la microcirculation [4].

### • Les veinules

Les veinules ont un diamètre qui varie entre 8 et 100  $\mu\text{m}$  et sont formées par l'union des capillaires. Ils sont présents à la sortie des lits capillaires, sont extrêmement

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

poreuses de telle sorte que le plasma sanguin et les globules blancs traversent aisément leur paroi [5].

### • Les veines

Une veine est un vaisseau qui permet le transport du sang de la périphérie (organes ou tissus) vers le cœur (retour veineux) :

- des poumons vers le cœur : les veines transportent le sang riche en dioxygène afin qu'il soit redistribué dans l'organisme dans la circulation systémique (ou « grande circulation »). Il s'agit des veines pulmonaires ;
- des autres organes vers le cœur : les veines transportent le sang pauvre en dioxygène et chargé en dioxyde de carbone, afin qu'il soit « retraité » par les poumons dans la circulation pulmonaire (ou « petite circulation »). Il s'agit de toutes les autres veines.

Leur compliance est 24 fois supérieure à celle des artères. Ces veines peuvent donc contenir de grands volumes à de faibles pressions. Elles contiennent des valvules qui imposent le sens de circulation du sang et empêchant les retours. Les parois des veines sont élastiques.

En fonction de leurs fonctions on peut distinguer deux types de veines, *Les veines de moyen calibre* ce sont des veines de diamètre inférieur ou égal à 1 cm, elles possèdent le système de valves (ou valvules), empêchant la circulation veineuse à contre-sens et donc s'opposant à la force de gravité qui pousse le sang vers les membres inférieurs. *Les veines de gros calibre*, ce sont les veines les plus proches du cœur, de diamètre supérieur à 1 cm. Elles comprennent les veines caves inférieure et supérieure [5].

### 1.2.2. Circulation sanguine

On distingue la circulation systémique (grande circulation) et la circulation pulmonaire (petite circulation). La circulation systémique recharge les muscles et organes en dioxygène et en nutriments. La circulation pulmonaire assure la ré-oxygénation du sang par les poumons et élimine par ceux-ci du dioxyde de carbone (hématose).

Dans la grande circulation, le ventricule gauche expulse le sang via l'aorte vers les capillaires des différents organes où s'effectuent divers échanges. L'aorte est une artère élastique et épaisse capable de résister aux hautes pressions lors de la contraction cardiaque. Son élasticité contribue à la restitution d'un débit continu alors que les contractions cardiaques sont discontinues. Le sang est ensuite ramené au cœur droit via les veines caves supérieure et inférieure.

Dans la petite circulation, le ventricule droit propulse le sang via l'artère pulmonaire vers les poumons. Le ventricule droit est moins épais que le ventricule gauche car il doit seulement assurer la vascularisation d'une partie restreinte du corps.

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

Ainsi, dans la circulation systémique, les artères apportent du sang oxygéné aux tissus et les veines ramènent du sang appauvri en oxygène vers le cœur ; dans la circulation pulmonaire, les artères pulmonaires transportent du sang pauvre en oxygène et les veines pulmonaires du sang riche en oxygène [6].

### 1.2.3. Cycle cardiaque

Le cycle cardiaque se réfère à un rythme cardiaque complet de sa génération au début du prochain battement, et comprend donc la diastole, systole et la pause intermédiaire. La fréquence du cycle cardiaque est décrite par la fréquence cardiaque, qui est généralement exprimée en battements par minute (bpm). Chacun de ses battements entraîne une séquence d'événements qui consiste en quatre étapes majeures: la contraction isovolumique, l'éjection ventriculaire, la relaxation isovolumique et le remplissage ventriculaire, comme illustré la Figure 1.4.

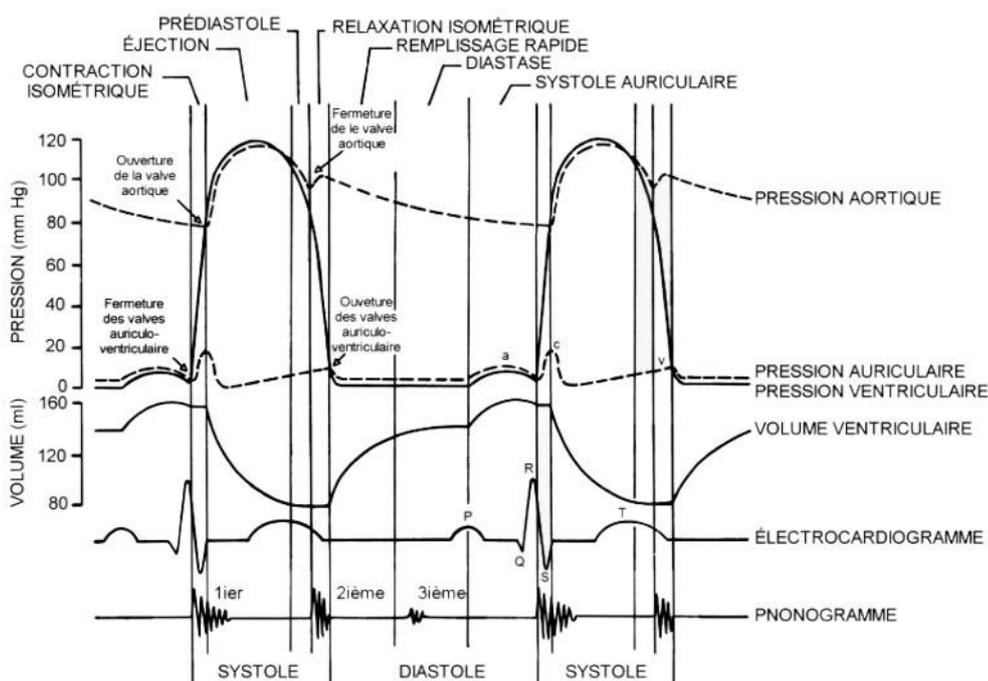


Figure 1.4 : les différentes phases du cycle cardiaque

La première phase, "contraction isovolumique", met fin à la diastole et survient lorsque les ventricules sont entièrement remplis de sang. Cette phase initiale de la contraction ventriculaire ferme les valves auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) et élève la pression intra-ventriculaire jusqu'à ce que les valves aortique et pulmonaire s'ouvrent pour que les ventricules et artères forment une même cavité.

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

Dans la deuxième phase, "éjection ventriculaire", le sang contenu dans les ventricules est chassé rapidement lorsque la pression ventriculaire dépasse celle dans l'aorte et l'artère pulmonaire. Par voie de conséquence, les valves pulmonaire et aortique s'ouvrent ce qui permet l'éjection du sang hors des ventricules. A la fin de l'éjection ventriculaire, les valves aortique et pulmonaire se referment car la pression ventriculaire sera inférieure à la pression artérielle.

Au cours de la troisième phase, la "relaxation isovolumique", la pression ventriculaire diminue rapidement au dessous de la pression auriculaire, ce qui provoque l'ouverture de la valve mitrale. Le ventricule se remplit rapidement. C'est la phase de remplissage ventriculaire passif qui surgit au cours de la phase diastolique. Ensuite ce remplissage ralentit, donnant naissance à une contraction auriculaire qui survient au cours de la systole sous forme d'un remplissage actif.

La quatrième phase, "remplissage ventriculaire", est subdivisée en deux phases élémentaires, l'une dite remplissage lent et l'autre remplissage rapide. Le remplissage lent consiste en l'égalisation des pressions entre les oreillettes et ventricules ce qui ralentit la vitesse de l'écoulement sanguin. Le remplissage rapide correspondant à la systole auriculaire qui assure la contraction des oreillettes. Le sang restant dans les oreillettes est chassé dans les ventricules. Par voie de conséquence, une élévation transitoire de la pression auriculo-ventriculaire surgit, et un nouveau cycle peut reprendre [5].

### 1.3. Définition de la pression artérielle

La tension artérielle correspond à la force exercée par le sang sur les parois artérielles quand le sang traverse les artères. Ces derniers jouent un rôle important dans l'approvisionnement de nutriments de tout l'organisme. Elles conduisent le sang du cœur vers les différents tissus et fournissent l'oxygène nécessaire à la survie des différentes cellules.

A chaque contraction du cœur, le sang est chassé avec force des cavités cardiaques et propulsé dans ses conduits. Pour remplir leur fonction de manière satisfaisante, ils doivent rester souples et non obstrués.

La pression artérielle, ou la tension artérielle, s'exprime par deux mesures différentes, une valeur maximale et une valeur minimale. La valeur la plus élevée de la pression s'appelle la pression systolique (PS), produite quand le cœur se contracte (contraction du ventricule gauche VG) et éjecte le sang dans l'aorte. La pression diastolique (PD) représente la valeur la plus basse, correspond à la phase de relaxation du ventricule gauche (VG) et la propulsion de sang dans le système vasculaire.

Il existe d'autres paramètres important pour exprimer la tension artérielle dont la pression différentielle (PP : pulse pressure) qui est la différence entre PS et PD, exprimée par (1.1) ;

$$PP = PS - PD \quad (1.1)$$

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

La pression moyenne (PM) est la moyenne de la pression pendant un cycle cardiaque [7] (Figure 1.5).

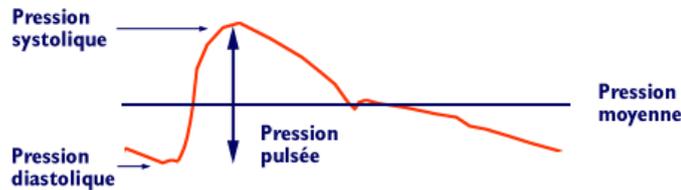


Figure 1.5 : Courbe de la pression artérielle dans l'aorte ascendante

### 1.3.1. Pression artérielle systolique (PAS)

LA PAS correspond à la pression artérielle mesurée lors de la systole, c'est-à-dire lors de la contraction du ventricule gauche (VG) où le sang est expulsé en dehors du cœur. La PAS c'est la pression qui règne dans l'aorte durant la phase d'éjection jusqu'à une valeur maximale.

### 1.3.2. Pression artérielle diastolique (PAD)

La PAD correspond à la pression qui règne dans les vaisseaux durant la diastole et la phase de mise en tension (valve aortique fermée) jusqu'à une valeur minimale.

### 1.3.3. Pression artérielle moyenne (PAM)

La mesure des pressions PS et PD est courante dans la routine clinique. La PM a une importance particulière dans quelques situations, parce qu'elle représente la force d'entraînement de la perfusion périphérique. La PS et la PD peuvent varier de manière significative dans tout le système artériel tandis que la PM est généralement uniforme.

La pression artérielle moyenne peut être calculée en intégrant la tension artérielle par rapport au temps. Quand seulement PS et PD sont disponibles, la PM est estimée par la formule empirique (1.2) [7]:

$$PM = PD + PP/3 \quad (1.2)$$

avec PP représente la pression différentielle.

### 1.3.4. Pression pulsée (PP) ou différentielle

La pression différentielle est caractérisée par la différence entre les pressions systolique et diastolique (PAS-PAD). Elle est fonction du volume éjectionnel systolique (VES) et de la compliance des artères.

## 1.4. Moyens et méthodes de mesure de la PA

La mesure de la pression artérielle peut se faire soit d'une manière invasive directement dans l'artère soit de manière non invasive.

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

### 1.4.1. Méthode invasive

On obtient la pression artérielle à l'aide d'un cathéter inséré en position intra artérielle, c.-à-d. directement dans l'artère. C'est la méthode de référence qui permet d'obtenir des mesures fiables de la PA. La mesure invasive est généralement mise en œuvre en milieu médical spécialisé lorsque la surveillance de la pression artérielle doit être la plus précise possible (risque de fortes variations, utilisation de drogues vasoactives, techniques chirurgicales particulières) [8].

La méthode invasive permet la mesure de la pression à l'intérieur de la cavité du cœur en utilisant des capteurs extravasculaire ou intravasculaire.

#### 1.4.1.1. Mesure invasive par un capteur extravasculaire

Une ouverture est faite dans la peau du patient et un cathéter est introduit dans le système de circulation. Un cathéter est un tube ouvert utilisé pour coupler la pression à l'intérieur du patient à un capteur. Les points les plus communs d'ouverture sont situés au niveau du cou, le bras ou l'aîne, car ces emplacements ont de grandes veines et artères qui sont proches de la surface de la peau.

Le cathéter est rempli d'une solution saline et relié à un capteur de pression externe, comme illustré sur la Figure 1.6. Le cathéter transmet la pression au capteur externe. Le boîtier du capteur de pression permet au cathéter d'être régulièrement rincé avec la solution saline pour empêcher le sang de coaguler à l'extrémité ouverte du tube (les caillots dans le système de circulation peuvent obstruer le flux de sang et causer des dommages au cerveau ou à la fonction des poumons). Le boîtier de capteur permet également un raccordement d'une source de pression de référence tenant compte du calibrage du capteur [8].

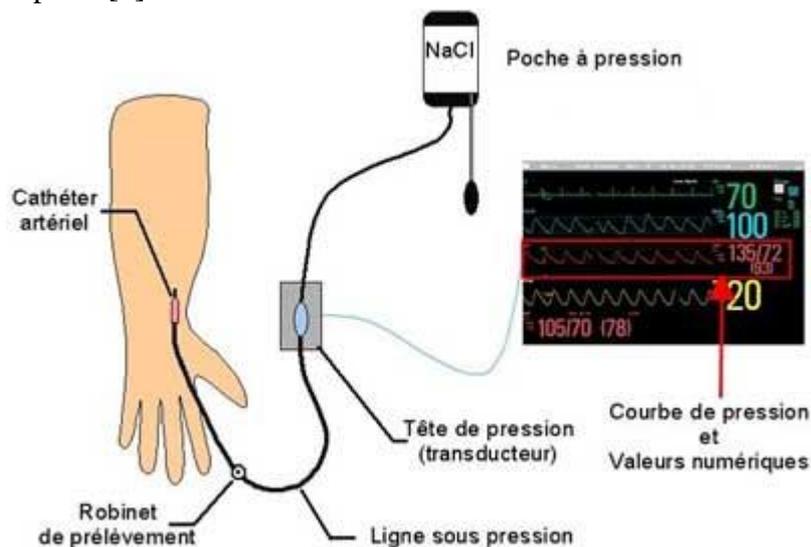


Figure 1.6 : Mesure invasive par un cathéter relié à un transducteur de pression externe

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

Le tube du cathéter doit être très flexible et conforme pour suivre les pressions mesurées qui peuvent le faire tordre, ce qui affecte les mesures. Un autre problème technique avec des cathéters est la présence de corps étrangers ou de bulles d'air dans le tube qui peuvent dégrader le fonctionnement du système. Ces bulles dans le cathéter se compriment quand la pression augmente et affecte la pression mesurée par le capteur [8].

### 1.4.1.2. Mesure invasive par un capteur intravasculaire

Dans ce cas, le capteur est monté au bout d'un cathéter introduit dans la peau du patient et donc mesure directement la tension artérielle en ce point. Le cathéter utilisé dans cette méthode est de type fibre optique, le principe consiste à illuminer le diaphragme (la partie du capteur sensible à la pression) et mesurer son déplacement dû à la variation de la pression à travers la lumière réfléchiée détectée par un photodétecteur [9] (Figure 1.7).

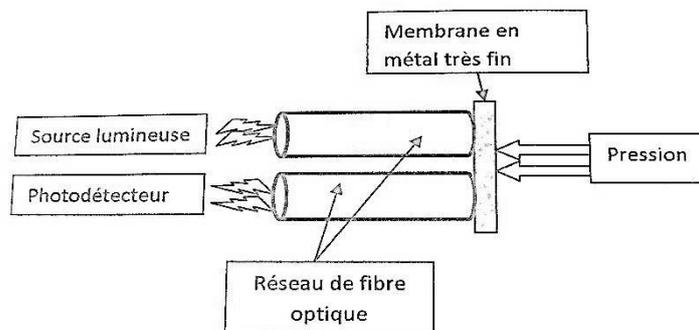


Figure 1.7 : Méthode invasive intravasculaire

### 1.4.2. Méthodes non-invasives

Les méthodes non-invasives sont des méthodes indirectes, parce que le corps n'est pas directement impliqué dans le processus. L'emplacement le plus commun pour la mesure indirecte est l'avant-bras car il contient l'artère brachiale qui est l'artère la plus proche du cœur. D'autres emplacements peuvent être utilisés pour cette mesure, comme l'artère radiale, le doigt, etc. Les emplacements périphériques tels que le poignet, bien que commodes pour l'usage, peuvent donner une pression systolique beaucoup plus élevée que les lieux d'exploration brachiales et cela en raison des phénomènes de disparité d'impédance et ondes réfléchissantes [1].

Il y a plusieurs méthodes de mesure non invasive qui diffèrent selon le principe physique utilisé pour détecter les pressions systolique, diastolique et moyenne.

#### 1.4.2.1. Mesure auscultatoire

La méthode auscultatoire décrite par Korotkoff, en 1905, est celle utilisée en clinique. Devenu l'instrument incontournable de toute consultation, le tensiomètre est

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

composé d'un brassard muni d'un manchon gonflable, relié à un manomètre qui permet de mesurer la pression.

### a. Principe et technique

La PA est mesurée au bras, sur le trajet de l'artère humérale. Un brassard gonflable entourant le bras est utilisé afin de comprimer l'artère. Ce brassard est relié à un manomètre gradué en mmHg. Placé autour du bras et gonflé à une pression légèrement supérieure à la PAS, le brassard interrompt le passage du sang dans l'artère du bras. Le brassard est dégonflé lentement afin de lire les pressions systolique et diastolique.

Un stéthoscope placé sur le battement de l'artère humérale au pli du coude, permet d'ausculter les bruits de Korotkoff qui apparaissent et disparaissent lors du passage de la valeur de la pression du brassard coïncide avec les pressions PAS et PAD, respectivement. La mesure clinique de la PA est indirecte, déduite d'une auscultation artérielle et d'une lecture de pression sur un manomètre, ce qui la rend totalement subjective [9].

On sépare ces bruits en 5 phases (figure 1.8) :

- Phase I : Première apparition d'un bruit clair, répétitif, qui coïncide avec la perception d'un pouls palpable, correspond parfaitement à la pression systolique intra-artérielle
- L'intensité des battements diminue et peut même parfois disparaître au niveau de la phase II et III (c'est le trou auscultatoire)
- Phase IV : Bruits assourdis et doux
- Phase V : Disparition des bruits (circulation sanguine normale), correspond la pression diastolique

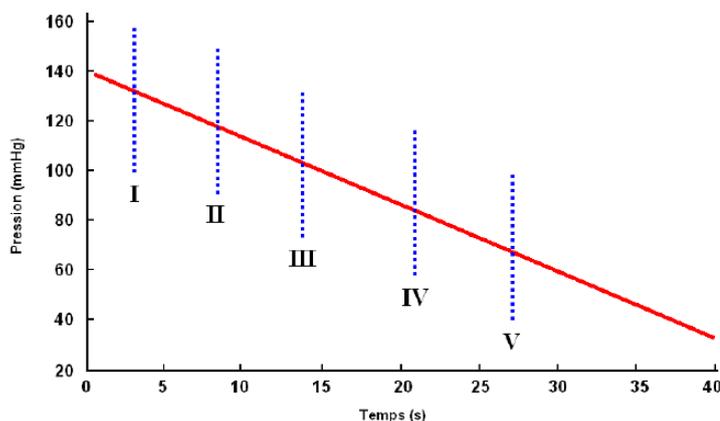


Figure 1.8 : détection des sons de Korotkoff, phase de dégonflage

### 1.4.2.2. Méthode oscillométrique

La technique oscillométrique de mesure de la pression artérielle a été mise au point par Marey en 1876. Elle est basée sur l'observation que des oscillations sont enregistrées dans la poche gonflable du sphygmomanomètre lors de son dégonflage. Les oscillations débutent avant la réelle valeur de la pression systolique et se poursuivent au-delà de la pression diastolique mais l'amplitude maximum des oscillations

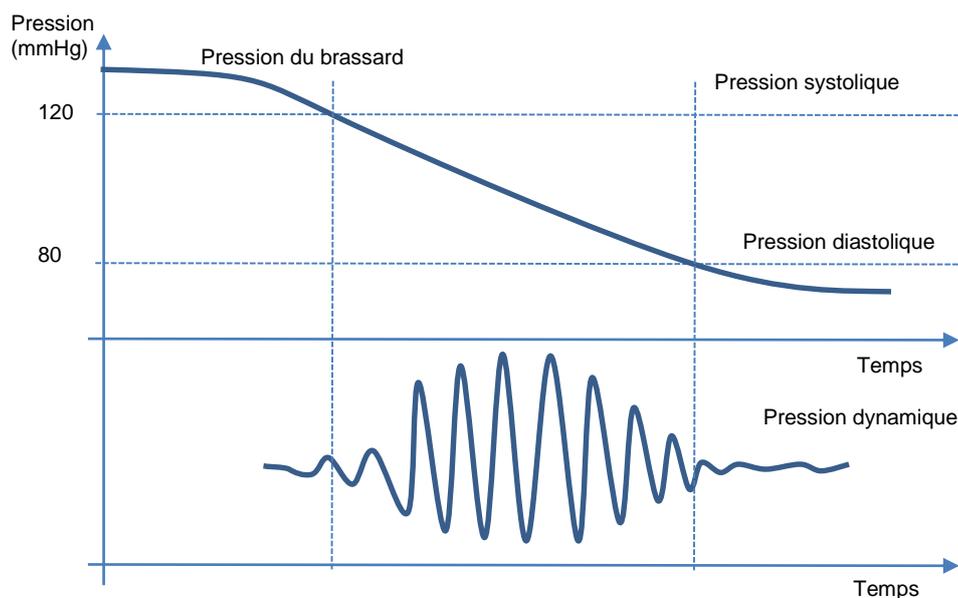
# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

correspond à la pression artérielle moyenne PAM qui peut ainsi être mesurée directement par cette méthode. Comme la pression moyenne n'est pas un paramètre très utilisé en pratique clinique, il est nécessaire d'estimer la valeur de la PAS et de la PAD en utilisant des méthodes de calcul automatisées à partir de la valeur de cette pression moyenne.

Le principe de la mesure de la PA utilisant la technique oscillométrique est lié à la transmission de l'impulsion intra-artérielle au brassard occlusif entourant le membre. Un brassard placé autour du bras supérieur et qui est rapidement gonflé à environ 30 mm Hg au-dessus de la tension artérielle systolique, occluant la circulation du sang dans l'artère brachiale.

La pression dans le brassard est mesurée par une sonde. La pression est alors graduellement diminuée, souvent par palier de 5 à 8 mmHg. Le signal oscillométrique est détecté et traité à chaque étape de décomposition. La pression du brassard peut être évacuée linéairement d'une façon semblable à la méthode auscultatoire conventionnelle (Figure 1.9).



**Figure 1.9** : Représentation schématique des pressions statique (brassard) et dynamique

Les oscillations de pression artérielle sont superposées à la pression du brassard quand le vaisseau sanguin n'est plus entièrement bouché. La séparation de ces oscillations superposées est accomplie par les filtres qui extraient les signaux correspondants.

Dans le cas de la méthode oscillométrique conventionnelle, lorsque le brassard se dégonfle, des oscillations apparaissent. Ces derniers débutent avant la valeur réelle de la pression systolique et prennent fin après la valeur réelle de la pression diastolique. La valeur maximale de l'oscillation représente la valeur systolique moyenne (Figure 1.10).

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

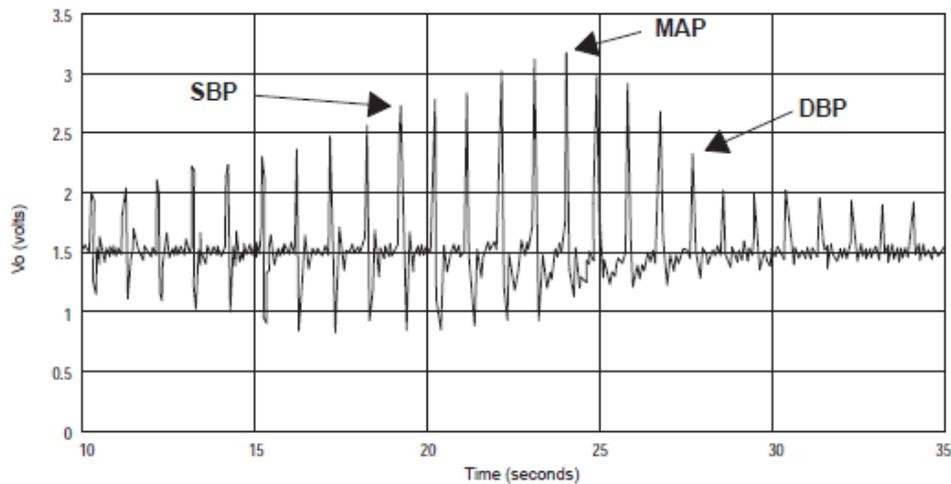


Figure 1.10 : Courbe oscillométrique de la pression artérielle

A partir de cette valeur et d'algorithmes dédiés, les valeurs systoliques et diastoliques sont calculées. Les algorithmes utilisés pour détecter les pressions systolique et diastolique diffèrent d'un dispositif à un autre.

L'un des avantages de cette méthode est qu'aucun capteur ne doit être placé au-dessus de l'artère brachiale, de sorte que le placement du brassard ne soit pas à risque.

D'autres avantages potentiels de la méthode oscillométrique pour la surveillance ambulatoire sont qu'elle est moins influencée par les bruits externes (mais pas aux vibrations mécaniques de basse fréquence), et que la manchette peut être enlevée et remplacée par le patient [10].

### 1.5. Conditions de mesure

Au cours de la mesure de la pression artérielle, certaines règles générales s'imposent afin d'obtenir des valeurs correctes. Ces règles s'appliquent à la mesure habituelle de mesure, et s'appliquent également lors des mesures à effectuer dans le cadre de ce projet.

#### 1.5.1. Point de référence pour la mesure de la pression

La pression atmosphérique est appliquée continuellement et uniformément sur le corps d'un être humain. Un transducteur qui mesure une pression relative à l'atmosphère n'est affecté par le changement de la pression atmosphérique. Cependant quand un transducteur qui mesure la pression absolue est utilisé, les variations de la pression atmosphérique devraient être considérées d'où la nécessité de calibrer fréquemment la mesure par rapport à la pression atmosphérique. Due à la force gravitationnelle, la pression à un site spécifique peut changer quand il y a un changement de la posture selon l'équation de Bernoulli :

$$p_t = p + \rho g h + \frac{1}{2} \rho v^2 \quad (1.3)$$

avec

**$p_t$**  : pression totale du fluide (mmHg)

**$p$**  : pression statique locale du fluide (mmHg)

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

**$\rho$**  : masse volumique du fluide (sang humain 1 056 - 1 066 kg/m<sup>3</sup>)

**$g$**  : accélération de la gravité ( $\approx 9.81$  m/s<sup>2</sup>)

**$h$**  : hauteur par rapport à la référence (m)

**$v$**  : vélocité du fluide (circulation du sang dans les vaisseaux en moyenne 20 cm/s)

Il est alors recommandé dans les mesures cliniques de la pression que le patient soit dans une position confortable. Le point de référence sur lequel la pression est nulle est utilisé pour déterminer le niveau approprié de l'emplacement du traducteur. Il y a un site dans le système cardiovasculaire où la pression reste presque constante indépendamment de la position.

La pression artérielle du côté droit du corps est la pression la plus stable par rapport aux changements de position. Cette caractéristique est importante dans le maintien de la stabilité de la circulation quand une personne se déplace. Tant que la pression est mesurée au même niveau que l'oreillette droite, les variations de la pression dues aux changements de position restent très faibles.

La mesure de la pression artérielle prise, en routine clinique, au niveau de la partie supérieure du bras est adéquate compte tenu que la partie supérieure du bras d'une personne est maintenue au même niveau que l'oreillette droite et est acceptée comme référence pour la mesure des pressions.

Le point de référence est localisé au centre du 4<sup>ème</sup> espace intercostal et la jonction du cartilage costal et à la moitié de la longueur face-dos du thorax (10 cm environ). La veine centrale est située dans le thorax proche du cœur, et la pression dans l'espace intra thoracique est proche de la pression atmosphérique indépendamment de la position prise par le patient. La pression externe appliquée à la veine centrale et l'oreillette droite est donc stable par conséquent l'action de pompage du cœur reste stable [10].

### 1.5.2. L'observateur

Lors d'une mesure manuelle, l'observateur doit être bien entraîné à la technique. Il doit avoir une audition satisfaisante pour bien entendre des bruits faibles et avoir une bonne vue pour lire les graduations depuis le manomètre.

### 1.5.3. Le patient

Le patient doit être installé de manière confortable, et rester calme, depuis plusieurs minutes et en présence du médecin. On doit enlever tout vêtement éventuellement constrictif au niveau du bras. Les muscles du bras doivent être relâchés et l'avant-bras soutenu pour que la fossette cubitale soit au niveau du cœur, repéré approximativement par la 4<sup>ème</sup> espace intercostal près du sternum.

En position assise, si l'avant-bras est posé sur une table, aucun ajustement n'est nécessaire. En position allongée, il faut le surélever par un coussinet pour mettre la fossette cubitale au niveau du cœur.

# Chapitre 1

## La pression artérielle et sa mesure

### 1.5.4. La position

La position recommandée par l'organisation mondiale de la santé (OMS) pour la mesure de la pression artérielle pour le dépistage et le suivi d'une hypertension artérielle est la position assise. Toutefois, la mesure peut se faire sur un patient en position couchée, ce qui apporte une information diagnostique équivalente à la position assise.

La mesure en position debout a pour objectif de détecter une éventuelle hypotension orthostatique. Cette recherche sera effectuée systématiquement lors de la première visite et lorsque l'interrogatoire ou le contexte pathologique fait suspecter une hypotension orthostatique ainsi que chez la personne âgée, chez laquelle elle est plus fréquente [10].

### 1.5.5. Les croissances de ma mesure

Les croissances de la mesure de la pression artérielle doivent se faire, si possible à distance de tout évènement favorisant une augmentation des chiffres attentionnels. Les circonstances les plus documentées sont l'émotion, l'exposition au froid, les efforts physique, le repas, la consommation de tabac dans la demi-heure précédente, la douleur, la réplétion vésicale.

## 1.6. L'intérêt clinique de la mesure de la pression artérielle

Les valeurs des pressions sanguines renseignent sur l'état des vaisseaux donc de leur capacité à irriguer en sang les organes. Le sang servant aussi de transporteur d'oxygène aux organes, son débit qui se traduit par des niveaux de pressions renseigne sur le degré d'oxygène systémique et partant de là, de la capacité pulmonaire. Les insuffisances cardiaque et rénale peuvent aussi être mises en évidence à partir de ces mesures.

La connaissance des pressions artérielles systolique, diastolique et moyenne a une valeur pronostique. Les médecins utilisent le plus souvent la pression artérielle maximale (systolique) et minimale (diastolique) pour estimer l'état cardiovasculaire des patients.

La tension est un bon indicateur de santé. De plus, l'hypertension est silencieuse et sans symptômes. Aussi, la vérification régulière de la pression artérielle est importante pour surveiller l'état général d'un individu dans un contexte de prévention, et pour surveiller l'efficacité de son traitement de l'hypertension dans le cas d'un patient hypertendu [10].

## 1.7. Conclusion

La tension artérielle est une grandeur physiologique de référence en cardiologie. Son importance capitale motive les scientifiques à aboutir à développer des systèmes de mesure fiable. Ainsi, dans ce chapitre, nous avons décrit différentes méthodes de mesure de la pression artérielle dans leur contexte invasif et non-invasif.

# Chapitre 1

---

## La pression artérielle et sa mesure

Dans les chapitres suivants, nous allons présenter les circuits de mise en forme et d'acquisition permettant la mesure de la pression artérielle, et ce en se basant sur la méthode oscillométrique, technique non invasive par excellence.

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

#### 2.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons décrire et analyser le schéma bloc du dispositif que nous avons développé et qui permet la mesure automatique de la pression artérielle par la méthode oscillométrique.

Le dispositif est constitué de trois grandes parties :

- Partie pneumatique : constitué d'un brassard qui peut être gonflé et dégonflé d'une manière manuelle à travers une poire sphygmomanométrique.
- Partie analogique : constitué d'un capteur de pression permettant la détection de la pression du brassard et la convertir en signal électrique, en utilisant un ensemble de circuit d'amplification et de filtrage.
- Partie numérique : une carte multifonction du type Arduino Uno qui assure la numérisation du signal provenant de la partie analogique et la communication à travers le port USB avec un micro-ordinateur.

Le dispositif proposé sera réalisé selon le schéma bloc donné sur la Figure 2.1 ci-dessous.

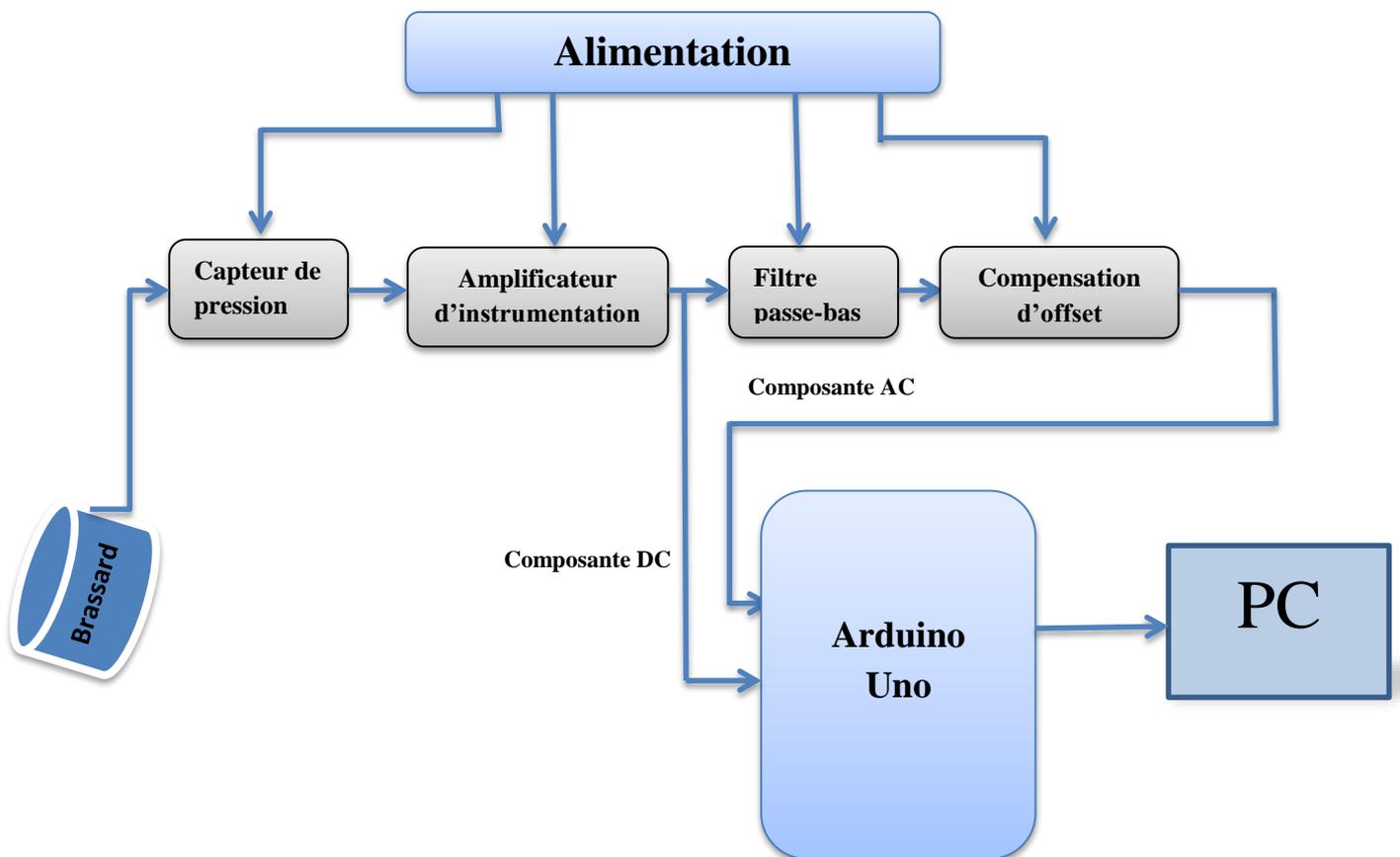


Figure 2.1 : Schéma bloc du dispositif de la mesure de la pression artérielle.

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

## 2.2. Partie pneumatique

### 2.2.1. La poche gonflable et le brassard :

Une poche gonflable est incluse dans un brassard .Les dimensions doivent être adaptées à la circonférence du bras afin que la pression qui règne dans la poche soit bien celle qui s'exerce sur l'artère à comprimer. Si la poche gonflable est trop étroite, la pression sera surestimée. C'est le cas des gros bras de personnes obèses et des bras de personnes très musclés. Si la poche est trop large et trop longue, la pression artérielle pourra être sous-estimée .Pour permettre une bonne mesure de la pression artérielle, il est recommandé que la poche recouvre les 2/3 de la longueur du bras et les 2/3 de sa circonférence. Ce qui fait qu'un brassard destiné à l'adulte doit avoir une poche gonflable de 13 à 15 cm de large sur 30 à 35 cm de long [10], tel qu'illustré sur les Figures 2.2 et 2.3 ci-dessus :

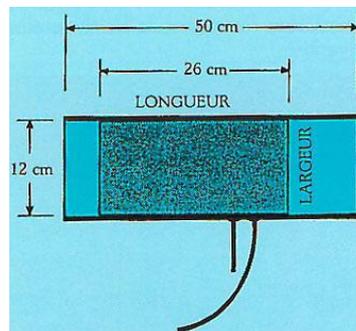


Figure 2.2: Schéma d'un brassard avec sa poche [10]

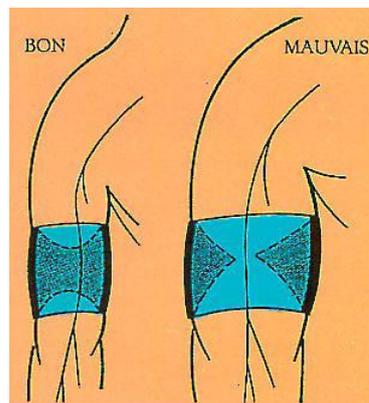


Figure 2.3 : positionnement du brassard sur le bras [10]

En pratique courante, il est recommandé de disposer de 3 brassards avec des tailles de poche gonflable différentes. La commercialisation du brassard comportant deux ou trois poches gonflables (type Bicuff ou Tricuff) permet de simplifier le problème du choix de la taille du brassard ; bien que leur utilisation ne soit pas toujours facile, leur emploi peut être conseillé [10].

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

Le tableau 2.1 ci-dessous représente la taille du brassard en fonction de la circonférence du bras :

Circonférence du bras en (cm)	Largeur du brassard en (cm)	Longueur du brassard en (cm)
>20 cm	Largeur entre 8 et 11	Longueur entre 13 et 20
<33 cm	Largeur entre 11 et 13	Longueur entre 20 et 28
>33 cm	Largeur entre 16 et 20	Longueur entre 32 et 42

**Tableau 2.1: Taille du brassard selon la circonférence du bras [10].**

Pour espérer de bonnes mesures, il faut respecter un minimum de conditions :

- Repérer la zone de battement maximal de l'artère humérale au pli du coude.
- Installer le brassard (Figure 2.4) en s'assurant que le centre de la poche gonflable est positionné en regard du trajet de l'artère humérale, et que le bord inférieur du brassard reste 2 à 3 cm au-dessus du pli du coude [10].

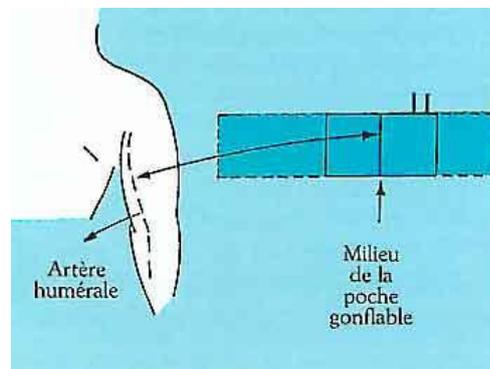


Figure 2.4 : positionnement de la poche gonflable sur l'artère humérale [10].

Le bord inférieur du brassard doit être au moins de 2.5 cm au-dessus du pli du coude. Cela laisse libre la fossette cubitale sur laquelle est appliquée le stéthoscope, afin qu'il n'ait pas de contact ni avec le brassard, ni avec les tubulures. Tout contact du stéthoscope avec le brassard ou les tubulures pourrait faire percevoir des bruits parasites et induire en erreur l'observateur qui pourrait les confondre avec les bruits de Korotkoff [10].

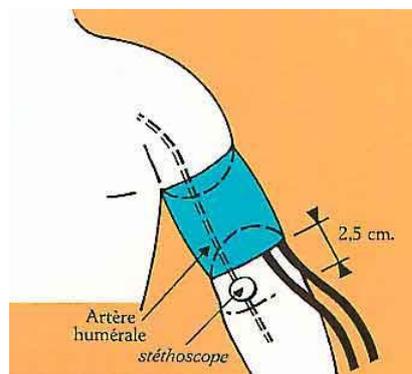


Figure 2.5 : Positionnement du stéthoscope [10].

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

#### 2.2.2 Système de gonflage

On mesure généralement la pression dans l'artère humérale. Pour cela, on place le brassard autour du bras pour qu'on puisse détecter les oscillations due à la compression de l'artère humérale.

Dans notre cas, on utilise un système de gonflage manuel qui est constitué d'une poire sphygmométrique que l'on comprime.

On gonfle le brassard avec la poire sphygmométrique, valve fermée, jusqu'à une valeur de quelque 130 à 140 mm d'Hg pour interrompre la circulation dans l'artère humérale. La poire sphygmométrique (Figure 2.6): c'est un système mécanique simple permettant le gonflage et le dégonflage du brassard à travers deux valves. Lorsque la valve à vis placée en haut de la poire est totalement fermée, la compression de la poire sphygmométrique permet d'expulser l'air vers le brassard puis la poire comprimée se gonfle elle-même en aspirant l'air à travers la deuxième valve anti-retour placée en bas, et le même processus se répète pour atteindre la pression voulue.

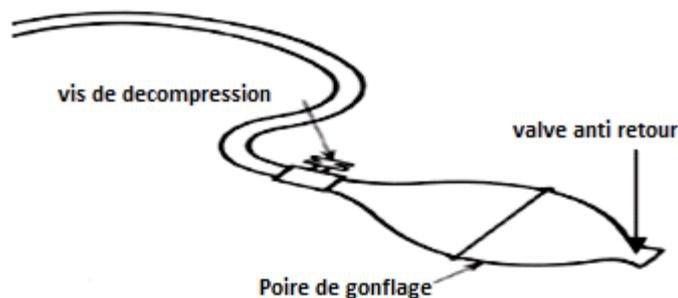


Figure 2.6 : La poire sphygmométrique pour le gonflage du brassard

Comme il existe des systèmes de gonflage manuel, on peut trouver des systèmes de gonflage automatique tel que les mini compresseurs, les mini pompes et autres.

### 2.3. Partie analogique

#### 2.3.1. Concept de la pression

Avant d'étudier les capteurs de pression, il faut tout d'abord bien connaître le concept de la pression. En effet, la pression est la force par unité de surface qu'un liquide ou un gaz exerce sur ses environnements. La pression est non seulement un paramètre important pour la régulation des processus, mais également comme mesure indirecte pour d'autre paramètre [10].

$$P = \frac{F(N)}{S(m^2)}$$

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

#### 2.3.1.1. Les différentes unités de pression

La relation  $P = \frac{dF}{dS}$  définit, à la fois, la pression et l'unité de pression en tant qu'unité dérivée. Cette unité, le pascal (Pa), correspond dans le Système International (S.I.) à une pression uniforme exerçant sur une surface de un mètre carré, une force totale de un newton. La pression d'un pascal étant relativement faible on utilise de préférence pour la mesure des pressions dans l'industrie son multiple le bar valant  $10^5$  pascals [10].

	pascal (Pa)	bar (b)	atmosphère
(1 pascal)	1	$10^{-5}$	$9,869 \cdot 10^{-6}$
(1 bar)	$10^5$	1	0,987167
(1 kgf/cm <sup>2</sup> )	98039	0,9803	0,968
(1 atmosphère)	101 325	1,0133	1
(1 cm d'eau)	98,04	$980 \cdot 10^{-6}$	$968 \cdot 10^{-6}$
(1 mm de Hg)	133	$1,333 \cdot 10^{-3}$	$1,316 \cdot 10^{-3}$
(1 mb)	102	$10^{-3}$	$987 \cdot 10^{-6}$
(1 inch Hg.)	$3,386 \cdot 10^3$	$33,86 \cdot 10^{-3}$	$33,42 \cdot 10^{-3}$
(1 psi)	6892	$68,9 \cdot 10^{-3}$	$68 \cdot 10^{-3}$
(1 torr)	133	$1,33 \cdot 10^{-3}$	$1,316 \cdot 10^{-3}$

Tableau 2.2 : Différentes unités de la pression.

#### 2.3.1.2. Terminologie de la pression

Certain nombre de termes sont employés dans la mesure de la pression ou pour spécifier et caractériser les capteurs de pression.

- **Le vide**

Le vide est une pression inférieure à la pression atmosphérique. Le vide parfait correspond théoriquement à une pression absolue nulle. Il ne peut être atteint, ni dépassé. Quand on s'en approche, on parle alors de vide poussé [10].

- **La pression atmosphérique**

Correspond à la pression terrestre, due au poids des gaz dans l'atmosphère terrestre. La pression atmosphérique moyenne au niveau de la mer, à 15 °C, est de 1013 mbar. Elle peut varier, de  $\pm 25$  mbar, avec la pluie ou le beau temps. Elle est fonction de l'altitude (hydrostatique) [10].

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

- **La pression absolue**

C'est la pression réelle, dont on tient compte dans les calculs sur les gaz. Elle est comptée à partir de zéro.

- **La pression relative**

C'est la différence de pression par rapport à la pression atmosphérique. C'est la plus souvent utilisé, car la plupart des capteurs, soumis à la pression atmosphérique, mesurent en relatif. Pour mesurer en absolu, il leur faut un vide poussé dans une chambre dite de référence. Exemple : La pression de gonflage d'un pneu de voiture [10].

- **La pression différentielle**

La pression mesurée par rapport à une autre considérée comme référence, et est exprimée par la différence entre les deux valeurs, notée  $\Delta p$ .

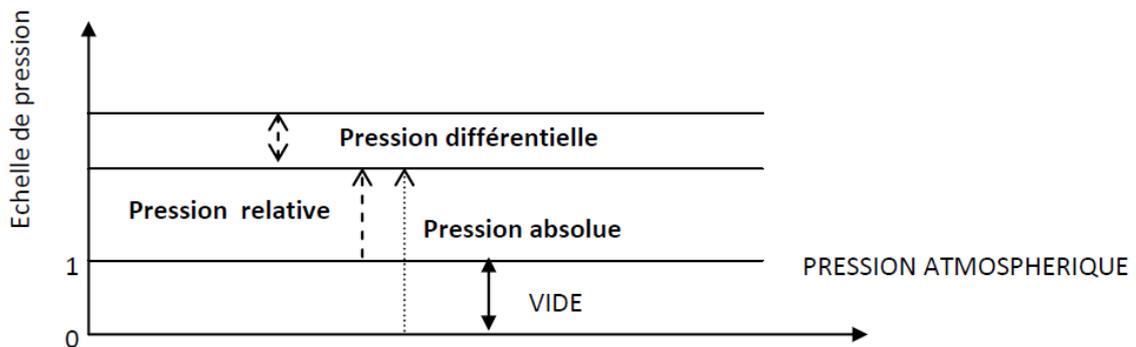


Figure 2.7 : Différents types pressions

### 2.3.2. Capteur de pression

#### a. Définition

Un capteur de pression est un dispositif destiné à convertir les variations de pression en variations électriques. L'unité de pression fournie par la sonde peut être exprimée en différentes unités, telle que bar, pascal, etc. [10].

#### b. Choix du capteur

Le choix du capteur dépend de plusieurs facteurs ;

##### 1. La grandeur et l'étendue des valeurs à mesurer

L'étendue de la valeur à mesurer va influencer considérablement le choix de l'instrument qui sera utilisé. Il est important de faire une sélection de capteurs ayant une étendue de mesure plus grande que la pression prévue à mesurer incluant les pics, les pulsations et autres comportements attendus de la pression. Une étendue beaucoup plus grande que les besoins de l'application forcera l'utilisation d'un capteur de plus grande capacité disposant de moins de précision. Une étendue plus petite que les besoins de

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

l'application va quant à elle engendrer de fausses lectures fournies par le capteur si la pression est supérieure à sa capacité. De plus, les pics de pression risquent d'endommager le capteur et le rendre inutilisable [9].

#### **2. L'unité de mesure**

Le capteur sera calibré en tenant compte de la précision, de la grandeur et des unités demandées par l'utilisateur [9].

#### **3. La précision de la mesure**

La précision d'un capteur est le pourcentage d'erreur de son signal de sortie par rapport à la vraie valeur (mesurande). Plus la précision d'un capteur est grande, plus son coût est important. C'est pourquoi il est essentiel de connaître la précision nécessaire pour l'application afin de réduire les coûts [9].

#### **4. La linéarité de la mesure**

La linéarité est également un facteur dont il faut tenir compte. Elle se traduit par la proportionnalité entre le signal d'entrée et celui de sortie. Un capteur de qualité disposera d'une sortie proportionnelle à l'entrée pouvant être représentée par une droite. La relation qui lie l'entrée à la sortie sera linéaire [9].

#### **5. L'hystérésis**

L'hystérésis d'un capteur doit également être pris en considération. Il correspond à la différence de pression entre le signal de sortie d'un même mesurande dépendant si elle est prise lors d'une valeur montante ou descendante [9].

#### **6. La répétabilité de la mesure**

La répétabilité peut elle aussi influencer le choix d'un capteur, car elle indique l'aptitude de ce capteur à reproduire le même signal de sortie lorsqu'une même pression y est appliquée avec les mêmes conditions et la même direction [9].

#### **7. Autres caractéristiques**

En plus de tous ces facteurs dont il faut tenir compte, il faut également considérer les effets de la température sur un capteur de pression. La pression est proportionnelle à la température ; il est donc très important d'en tenir compte lors du choix d'un capteur de pression.

En effet, la température est généralement la principale source d'erreur lorsqu'il faut mesurer une pression. Il faut s'assurer de connaître les conditions d'utilisation du système et d'utiliser des capteurs qui compensent les variations de température. Une autre solution consiste à utiliser un capteur calibré pour la température d'utilisation du système. Un bon

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

capteur doit donc être parfaitement testé et compensé selon l'étendue de température de l'application.

Le type de fluide à mesurer peut influencer le choix du capteur principalement lorsqu'il faut mesurer la pression d'un élément corrosif qui pourrait endommager les éléments internes du capteur. Les fournisseurs peuvent généralement fournir des capteurs résistants aux milieux agressifs [9].

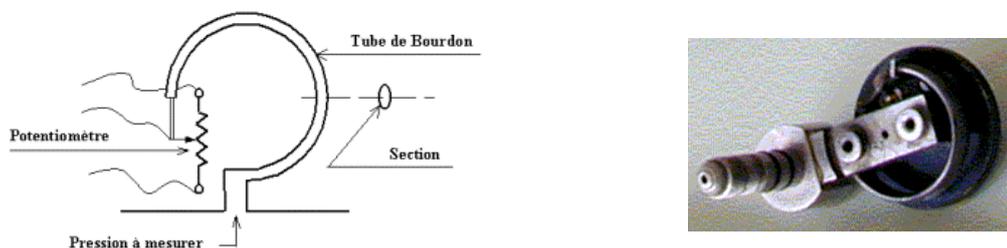
#### c. Principe

Dans les capteurs utilisés, l'effet de pression provoque la déformation d'une pièce mécanique généralement métallique. Cette déformation doit rester dans le domaine d'élasticité mécanique de la pièce. Le matériau qui la constitue doit présenter un minimum de rémanence et rester, le moins possible, sensible aux variations de température. Cette déformation mécanique est mesurée par un transducteur qui la traduit en variation d'une valeur électrique [9].

#### d. Les types de capteur de pression

- **Capteur de pression potentiométrique**

Quand l'intérieur d'un tube de bourdon est soumis à une pression supérieure à la pression ambiante, le tube se déforme ; Sa section s'arrondit ce qui tend à dérouler le tube (comme lorsque vous soufflez dans un mirliton !). Cette déformation est utilisée pour déplacer le curseur d'un potentiomètre linéaire aux bornes duquel une tension constante est appliquée. La tension recueillie entre le curseur et le point commun du montage varie proportionnellement avec la différence de pression qui existe entre le tube de bourdon et le milieu ambiant. Le transducteur ainsi constitué a l'inconvénient d'avoir précision limitée mais l'avantage d'avoir une réponse linéaire, d'être économique et de fournir un signal de sortie de niveau élevé sous faible impédance (Figure 2.8) [9].



**Figure 2.8** : Capteur de pression potentiométrique

- **Capteur de pression à jauge de contrainte**

C'est la méthode la plus utilisée pour mesurer la pression. Bien que ces capteurs aient une faible sensibilité, ils sont robustes, relativement simples, possèdent d'excellentes caractéristiques de linéarité et d'hystérésis dans une grande gamme de température. Ils

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

mesurent la différence entre la pression à mesurer appliquée au capteur et la pression interne du capteur. Comme généralement le vide est fait à l'intérieur du capteur celui-ci mesure la pression absolue qui lui est appliquée. La construction de ces capteurs dépend de la pression maximum qui leur est appliquée :

Pour une pression inférieure à 100 Kg/cm<sup>2</sup> deux jauges de contrainte mesurent la déformation (élastique bien sûr) d'un soufflet qui s'allonge ou d'un diaphragme qui se bombe en fonction de la pression appliquée entre l'extérieur et l'intérieur du capteur.

Dans le cas de pressions supérieures les deux jauges de contrainte mesurent la déformation de la paroi d'un tube dont l'intérieur est soumis à la pression à mesurer.

La résistance des deux jauges de contrainte varie en fonction de leur déformation et donc de la pression

Deux autres jauges sont ajoutées dans le capteur de telle sorte qu'elles soient à la même température que les deux premières mais sans être soumises aux déformations dues à l'effet de pression. La résistance des 4 jauges varie également en fonction de la température. Un montage en pont permet d'obtenir la somme des variations dues à la pression et d'annuler celles dues à l'effet de température. Il subsiste néanmoins une légère influence de la température qui peut être réduite, soit par un circuit électronique de compensation, soit en mesurant la température du capteur et en utilisant un algorithme de calcul de correction (Figure 2.9).

Ces erreurs dues à l'effet de température peuvent être réduites par des circuits de compensation électronique. Il est ainsi possible d'obtenir des capteurs ayant une précision totale de 0,1 % PE (PE : pleine échelle ; 100kg/cm<sup>2</sup>) [9].

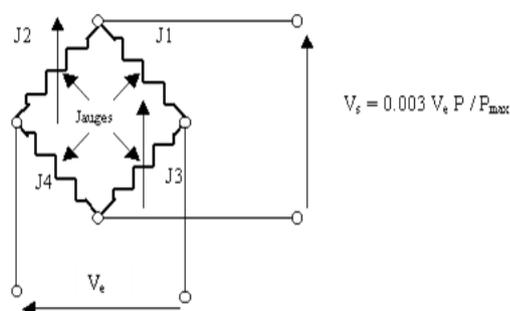


Figure 2.9 : principe d'un capteur de pression à jauge de contrainte

- **Capteur de pression piézoélectrique**

S'il est correctement taillé et bien orienté par rapport à son axe cristallographique, un morceau de quartz ou un céramique polycristallin produira une petite charge électrique quand elle est tendue. Les sondes piézoélectrique n'exigent aucune puissance externe et sont employées pour des mesures dynamiques. Ces sondes ont des fréquences normales très hautes et sont à faible bruit.

La plupart des accéléromètres sont piézoélectriques en raison de leur réponse à haute fréquence. Les accéléromètres piézoélectriques sont disponibles avec des réponses en fréquence s'étendant de 1 Hz à 200 kHz. Des capteurs piézoélectrique de pression sont

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

généralement utilisés pour mesurer les changements très rapides de pression, tels que des ondes de choc des explosions ou d'un transitoire de pression très rapide. Les capteurs piézoélectriques sont très utilisés dans l'industrie des microphones (Figure 2.10) [9].

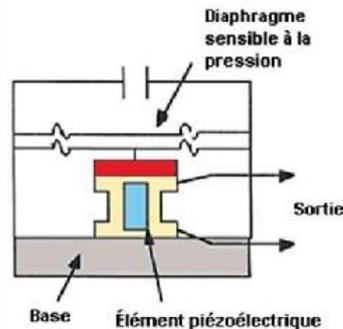


Figure 2.10 : Capteur de pression piézoélectrique

- **Autres capteurs de pression**

Les capteurs de pression à corde vibrante (ou cylindre vibrant) ont une fréquence de résonance qui varie avec la pression. Ils ont l'avantage d'avoir un signal de sortie mesurable avec précision. Celle-ci ainsi que la linéarité sont cependant limitées. Leurs propriétés mécaniques et électriques varient avec la température. Ils ne sont plus (ou peu) utilisés.

Les capteurs de pression à capacité variable : Ces capteurs ont l'avantage d'avoir une linéarité et une résolution excellentes ainsi qu'une très faible dérive dans le temps. Leurs principaux défauts sont d'être sensibles à la température et de nécessiter une électronique compliquée [9].

### 2.3.3. Conditionnement et mise en forme de signal

Le signal issu du capteur est un signal de très faible niveau (faible amplitude, faible fréquence). Il a besoin d'une mise en forme à travers un circuit électronique (amplification et filtrage), c'est l'étage de conditionnement. Ce dernier est un dispositif qui assure la conversion de la grandeur électrique de sortie du capteur en une grandeur électrique exploitable.

#### A. Amplification

Dans la plupart des cas, l'amplificateur d'instrumentation est le bon choix surtout quand on a un signal de très faible niveau.

Alors, c'est un amplificateur différentiel à taux de réjection du mode commun (TRMC) et à gain élevés et d'une faible dérive en température.

#### A.1. Caractéristiques technique d'un amplificateur d'instrumentation

- **L'impédance d'entrée**

Puisque nous avons des déséquilibres d'impédance de source physiologique, principalement provoqués par des électrodes, l'impédance d'entrée de l'amplificateur

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

devrait être infinie (pratiquement  $>2M\Omega$ ) pour empêcher les déséquilibres d'impédance de contact (électrodes-peau) et éviter la chute de tension [7,8].

- **Gain réglable :**

Le gain de l'amplificateur d'instrumentation est réglable à travers la valeur de la résistance  $R_g$ . Ce réglage permet d'adapter ce circuit aux différents signaux physiologiques selon le niveau de leur amplitude [7,8].

- **L'impédance de sortie**

L'impédance de sortie est très faible (quelques  $10^{-12}\Omega$ ) pour permettre d'attaquer sans problème des modules situés en aval.

- **Taux de réjection du mode mode commun (TRMC)**

Les interférences créent une tension en mode commun qui peut être éliminée si le taux de réjection en mode commun (TRMC) de l'amplificateur d'instrumentation est élevé. Le TRMC est l'une des caractéristiques les plus importantes d'un amplificateur d'instrumentation. Il caractérise le rapport entre l'amplification différentielle et l'amplification du mode commun d'un amplificateur différentiel :

$$TRMC = 20 \log \frac{A_d}{A_{mc}} \quad \text{et} \quad V_s = A_d((V_+) - (V_-)) + A_{mc} \left( \frac{(V_+) + (V_-)}{2} \right)$$

Une valeur très élevée du TRMC indique un gain différentiel  $A_d$  élevé et un gain en mode commun  $A_{mc}$  faible [7,8].

### A.2. Définition de la tension en mode commun

La tension de mesure ( $V_m$ ) issue d'un capteur est une tension différentielle entre deux conducteurs (A et B) :  $V_m = V_A - V_B$ .

On définit la tension de mode commun  $V_{mc}$  comme étant la tension commune à  $V_A$  et  $V_B$  et qui ne contient pas d'information. Ainsi on posant [7,8] :  $V_{mc} = \frac{V_A + V_B}{2}$

On obtient ainsi les tensions :  $V_A = V_{mc} + \frac{V_m}{2}$  et  $V_B = V_{mc} - \frac{V_m}{2}$

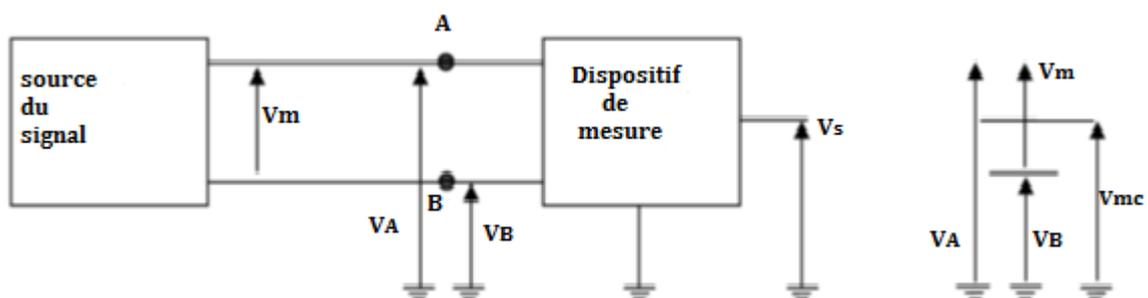


Figure 2.11: tensions issues d'un capteur

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

#### A.3. Présentation de tensions issues d'un capteur :

La tension  $V_{mc}$  est commune à  $V_A$  et  $V_B$ . Elle peut être très supérieure à  $V_m$ . Faire une mesure de bonne précision revient à éliminer ou rejeter cette tension de mode commun de manière à extraire la tension  $V_m$  (tension différentielle de mesure) tout en étant indépendant de  $V_{mc}$  (tension de mode commun). Cette tension ( $V_{mc}$ ) peut avoir plusieurs origines ; à savoir l'alimentation, la tension de mode commun de masse (transmission unifilaire), et tension de mode commun de perturbations (transmission bifilaire) [7,8].

#### A.4. Décomposition de l'amplificateur d'instrumentation

L'amplification différentielle peut réaliser à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs classiques et de quelques résistances [7,8].

- **Première étage (préamplificateur)**

Le préamplificateur prépare le gain réglable pour améliorer la qualité des signaux acquis à une impédance d'entrée très élevée.

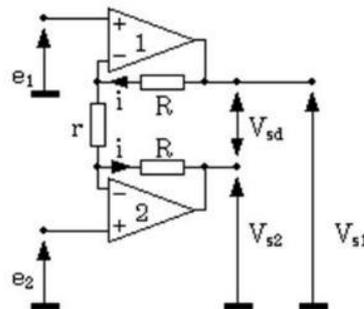


Figure 2.12 : Montage du préamplificateur

Nous avons : (Amplificateur Opérationnel considéré idéal)

$$e_1 - e_2 = r i$$

$$V_{sd} = (2R + r) i$$

$$V_{sd} = (e_1 - e_2) \left( 2R + \frac{r}{r} \right)$$

La tension de mode commun à l'entrée du montage est :

$$V_{mce} = \frac{e_2 + e_1}{2}$$

D'autre part, le mode commun en sortie vaut :

$$V_{mcs} = \frac{(V_{s1} + V_{s2})}{2}$$

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

On peut calculer les valeurs de  $V_{s1}$  et  $V_{s2}$  facilement :

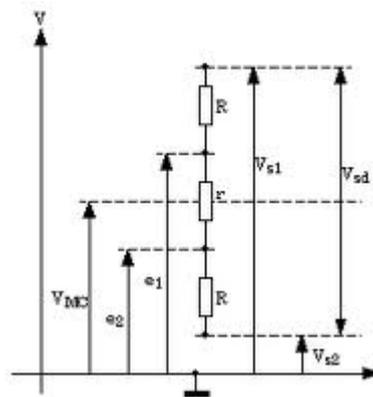
$$V_{s1} = e_1 + Ri$$

$$V_{s2} = e_2 - Ri$$

On peut déduire la valeur de la tension de mode commun en sortie  $V_{mcs}$  :

$$V_{mcs} = \frac{Vs1 + Vs2}{2} = \frac{(e2 + e1)}{2} = Vmce$$

Sur une échelle des potentiels croissants, ces tensions sont représentées comme illustré sur la Figure 2.12 .

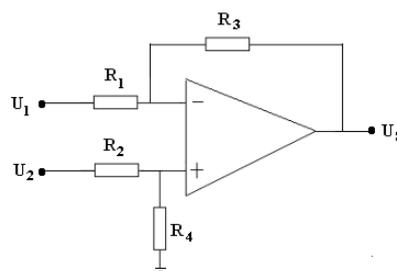


**Figure2.13** : Echelle des potentiels croissants.

Sur la Figure 2.12, il apparait clairement que le potentiel de mode commun est le même à l'entrée et à la sortie du montage. En fait, il faut remarquer que si la tension du mode commun n'a pas changé, la tension différentielle a été amplifiée du facteur  $(2R+r)/r$ , qui peut être très élevé. Pour rendre ce montage utilisable, il va falloir se débarrasser du mode commun, et référencer le signal de sortie  $V_{sd}$  à la masse. Un montage différentiel et d'assurer cette fonction [7,8].

- **Deuxième étage (amplificateur différentiel)**

Les deux tensions aux bornes des entrées de l'amplificateur différentiel sont désignées sous le nom de signal différentiel. La tâche principale de l'amplificateur différentiel est de rejeter la tension de mode commun créée par les interférences [7,8]. Le montage est représenté la Figure2.13.



**Figure2.14** : Montage de l'amplificateur de différence

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

- **Montage complet**

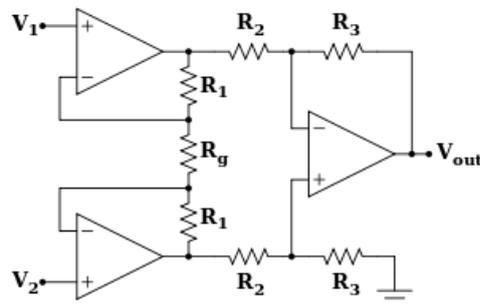


Figure 2.15: Amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs opérationnels

#### A.5. Gain en tension ajustable

Si le gain en tension du deuxième étage est égal 1, alors le gain du montage global devient ;

$$V_s = (e_1 - e_2) \left(1 + \frac{2R_1}{R_g}\right)$$

On a donc un gain réglable à l'aide d'une seule résistance  $R_g$ .

Ce circuit peut être réalisé de manière intégré (circuit intégré) permettant ainsi une très grande précision sur les résistances  $R$  ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

### B. Filtrage du signal informatif

Le plus souvent les signaux issus d'un capteur sont bruités ou comportent des fréquences indésirables, il est donc nécessaire d'utiliser un (ou des) dispositif(s) de filtrage.

Le filtrage est une forme de traitement du signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques, qui modifient son spectre de fréquence et/ou sa phase et donc sa forme temporelle.

On classe les filtres en deux grandes familles : analogique et numérique. Le filtrage s'applique à des signaux représentés sous forme analogique (filtres analogiques), ou sous forme numérique après échantillonnage du signal (filtres numériques).

Les filtres analogiques se divisent eux même en deux :

- **Les filtres passifs** sont réalisés autour des composants passifs (c'est-à-dire qu'ils n'ont pas besoin d'alimentation) comme les résistances, les condensateurs et les bobines.
- **Les filtres actifs** : sont conçus autour d'un amplificateur opérationnel. Les filtres actifs sont meilleurs que les filtres passifs, ils ont une grande sensibilité ainsi qu'une bonne fiabilité.

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

D'une manière générale, le type de filtre qui va être utilisé dépend des bandes fréquentielles des signaux.

Dans ce présent projet, puisque il s'agit de la mesure du signal de pression artérielle qui possède une bande fréquentielle allant de 0.5 Hz jusqu'à 2.5 Hz, nous envisageons d'utiliser un filtre passif passe-haut du type RC, un filtre passe-bas actif et un filtre passe bas de structure Sallen-Key.

#### B.1. Filtre passe haut passif

Le condensateur C laisse passer les fréquences les plus élevées et atténué fortement les basses fréquences. Le courant continu (DC) est bloqué.

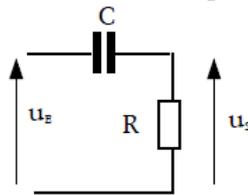


Figure 2.16 : Configuration d'un filtre passe haut passif du type RC

La transmittance du filtre passe-haut du premier ordre s'écrit alors :  $T = \frac{1}{1-j\frac{\omega_0}{\omega}}$

Avec  $\omega_0 = \frac{1}{RC}$  et  $\omega = 2\pi f$

Si l'on représente la courbe d'atténuation du signal en fonction de la fréquence, on obtient le graphe de la Figure 2.17 [7,8].

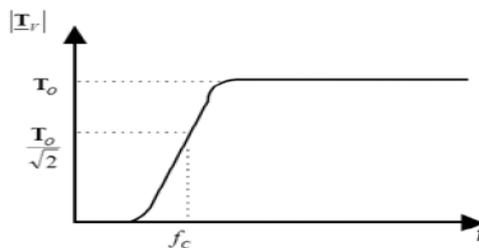


Figure 2.17 : Réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut passif

#### B.2. Filtre passe-bas actif

Un filtre passe-bas est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences supérieures à la fréquence de coupure. Il pourrait également être appelé filtre coupe-haut.

Il est également possible de réaliser un filtre passe-bas avec un circuit actif. Cette option permet d'ajouter du gain au signal de sortie, afin d'obtenir une amplitude supérieure à 0 dB dans la bande passante [7,8].

- **Filtre passe bas actif du 1<sup>er</sup> ordre**

Un filtre passe-bas du premier ordre est caractérisé par sa fréquence de coupure  $f_c$ . La fonction de transfert du filtre est obtenue en dénormalisant le filtre passe-bas normalisé

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

en remplaçant  $\omega$  par  $\frac{\omega}{\omega_c}$ , ce qui donne la fonction de transfert suivante :  $H(j\omega) = \frac{v_0}{v_i} = \frac{k}{1+j\frac{\omega}{\omega_c}}$  ou  $v_i$  est le signal d'entrée et  $v_0$  est le signal de sortie,

avec  $\omega = 2\pi f$  et  $\omega_c = 2\pi f_c$

Plusieurs configurations permettent d'implémenter ce genre de filtre [7,8].

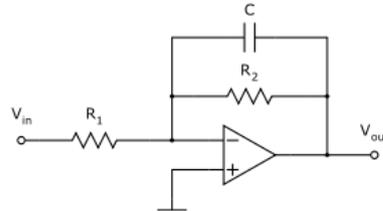


Figure 2.18 : Filtre passe-bas actif 1<sup>er</sup> ordre

Dans la configuration présentée en Figure 2.18, la fréquence de coupure se définit comme suit :

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad \text{Ou} \quad \omega_c = \frac{1}{R_2 C}$$

En utilisant les propriétés des amplificateurs opérationnels, et les impédances des éléments, on obtient la fonction de transfert suivante :

$$H(j\omega) = \frac{v_0}{v_i} = \frac{-R_2}{R_1} \cdot \frac{1}{1+jR_2 C \omega}$$

En basses fréquences, le condensateur C agit comme un circuit ouvert, ce qui est confirmé par le fait que le terme de droite de l'équation précédente tend vers 1. La formule simplifiée ainsi obtenue nous donne le gain dans la bande passante :

$$H(\omega)_{\omega \ll \omega_c} = \frac{v_o}{v_i} = \frac{-R_2}{R_1}$$

En hautes fréquences, le condensateur agit comme un circuit fermé et le terme de droite tend vers 0, ce qui fait tendre la formule vers zéro.

$$H(\omega)_{\omega \gg \omega_c} = \frac{v_o}{v_i} \simeq 0$$

- **Filtre passe bas actif du 2<sup>ème</sup> ordre**

Un filtre passe-bas du second ordre est caractérisé par sa fréquence propre  $f_0$  et par le facteur de qualité Q. Il est représenté par la fonction de transfert suivante [7,8] :

$$H(j\omega) = \frac{v_o}{v_i} = \frac{K}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + j\frac{\omega}{\omega_0} \frac{1}{Q}}$$

Plusieurs types de filtres existent pour réaliser un filtre actif du deuxième ordre.

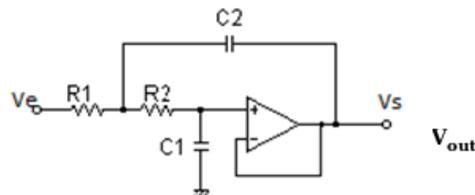
- **Filtre actif passe bas 2<sup>ème</sup> ordre du type Sallen-Key**

Le filtre Sallen-Key est l'une des configurations les plus communes pour le filtre de second ordre (à deux pôles) se fait à l'aide d'un montage avec un amplificateur

## Chapitre 2

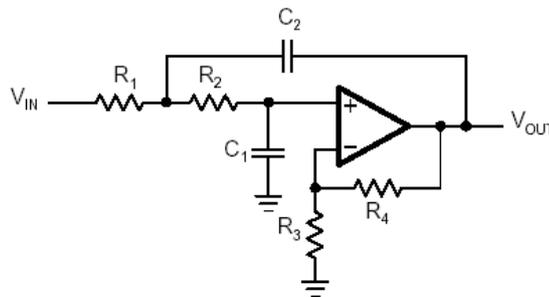
### Carte de mise en forme et d'acquisition

opérationnel. Parmi les montages les plus courants celui qui présente deux circuits RC passe bas, le premier circuit RC comprend R1C1 et le second circuit comprend R2C2. Illustré à la Figure 2.19. Ce circuit est monté en suiveur à un gain unitaire ( $K=1$ ).



**Figure 2.19** : Filtre passe-bas du type Sallen-Key à gain unitaire ( $K=1$ ).

Si l'on veut ajouter un gain au filtre actif du second ordre, on peut choisir plusieurs configuration monté en non inverseur, comme illustré sur la Figure 2.20.



**Figure 2.20** : Filtre passe bas du type Sallen-Key avec un gain K.

Dans ce cas, le gain est donné par  $K = 1 + \frac{R4}{R3}$

## 2.4. Partie numérique

Le signal provenant du circuit électronique analogique va être traité de manière numérique après l'acquisition. La digitalisation, visualisation en temps réel et le traitement du signal acquis est à effectuer à travers une carte Arduino et une interface graphique développée dans un environnement Matlab.

### 2.4.1. Acquisition de signal issu de circuit électronique

La carte multifonction Arduino Uno est dotée de plusieurs caractéristiques utiles à notre présent projet. Nous avons utilisé les fonctionnalités d'acquisition de cette carte multifonction.

#### 2.4.1.1. Présentation de la carte Arduino Uno

Arduino est une plateforme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation. Cet environnement matériel et logiciel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe. La carte Arduino permet d'étendre les capacités de relations humain/machine ou environnement/machine. Arduino est un projet en source ouverte ce

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

qui lui permet d'être constamment maintenu par une communauté d'utilisateurs et de concepteurs en pleine expansion [11].

Il existe plusieurs types de cartes. Dans ce présent projet, nous avons utilisé une carte **Arduino** du type **Uno** (Figure 2.21).

#### 2.4.1.2. Description d'une carte ARDUINO UNO :

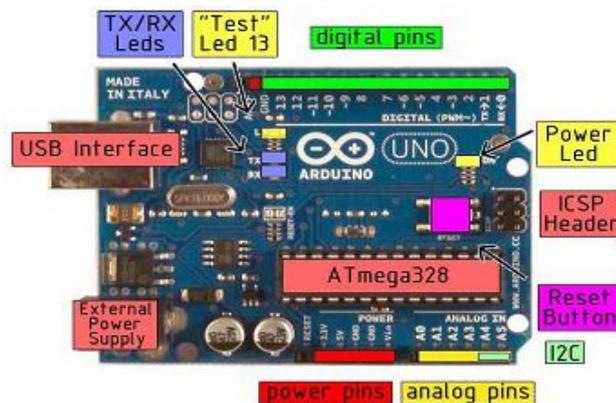


Figure 2.21 : Carte Arduino Uno

#### a. Les avantages

- prix relativement réduit
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : tourne sous Windows, Macintosh et Linux.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne
- Existence de « **shield** » (boucliers en français) : ce sont des cartes supplémentaires qui se connectent sur le module **Arduino** pour augmenter les possibilités comme par exemple : afficheur graphique couleur, interface Ethernet, GPS, etc... [11].

#### b. Caractéristiques :

Microcontrôleur : ATmega328.

Tension d'alimentation interne = 5V.

Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.

Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.

Entrées analogiques = 6.

Courant max par broches E/S = 40 mA.

Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.

Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader.

Mémoire SRAM 2 KB.

Mémoire EEPROM 1 KB.

Fréquence horloge = 16 MHz.

Dimensions = 68.6mm x 53.3mm [11].

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

---

#### b.1. Microcontrôleur :

La carte Arduino Uno est basée essentiellement sur un microcontrôleur du type ATmega328 de Atmel. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être effectuée en langage C. Il dispose d'entrées et de sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes :

- **Entrées** : des capteurs qui collectent des informations.
- **Sorties** : des actionneurs qui agissent sur le monde physique [11].

#### b.2. Alimentation

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents : lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port **USB** de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5 V). Lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome. Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5 V mais il doit être alimenté entre 6 et 20 V [11].

#### b.3. Entrées/ sorties

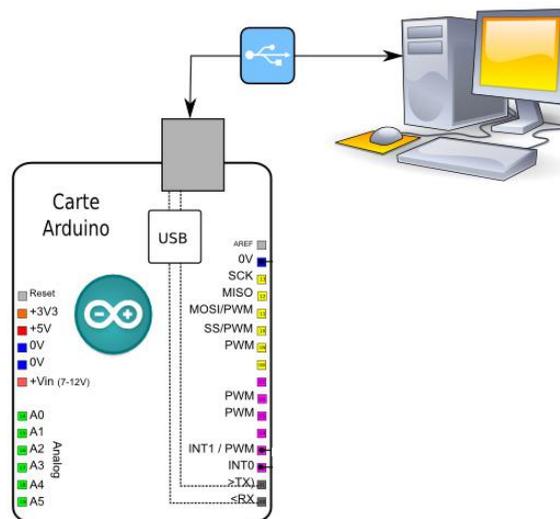
C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte **Arduino** Uno est dotée de : six entrées analogiques et de 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variant entre 0 et 5 V pouvant provenir de capteurs. Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux « 0 » ou « 1 » traduits par 0 ou 5 V. On décide du comportement de ces connecteurs (entrée ou sortie) en général dans l'initialisation du programme chargé dans le microcontrôleur [11].

#### b.4. Interface USB/Série

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. Des bibliothèques de fonctions sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes, à savoir la gestion des E/S, la gestion du convertisseur ADC, la génération de signaux PWM (Pulse width modulation), l'exploitation du bus TWI/I2C, l'exploitation de servomoteurs [11].

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition



**Figure 2.22 :** Connexion USB/SERIE entre l'ARDUINO et PC.

### c. Environnement de développement intégré

L'environnement de développement intégré (IDE) servant à programmer la carte Arduino Uno dispose d'une interface simple. L'IDE de Arduino nous permet de créer et éditer un programme qui sera compilé puis téléversé sur la carte Arduino. Ainsi, lorsque nous apportons des changements sur le code, ces changements ne seront effectifs qu'une fois le programme téléversé sur la carte.

L'installation de l'interface de programmation Arduino est relativement simple et possible sur les plates-formes Windows, Mac OS X et Linux. Puisque Arduino s'appuie sur Java, il est nécessaire que la machine virtuelle Java soit installée sur le système d'exploitation. Elle l'est normalement sur Mac OS X mais il est possible que sous Windows ou Linux, il soit demandé de l'installer au cours du processus d'installation de la carte Arduino [11].

L'interface de l'environnement de développement intégré (IDE) de Arduino est illustré sur la Figure 2.23. Elle comporte ;

1. Un menu
2. Une barre d'actions
3. Un ou plusieurs onglets correspondant aux programmes ouverts
4. Une fenêtre de programmation
5. Une console qui affiche les informations et erreurs de compilation et de téléversement du programme [11].

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

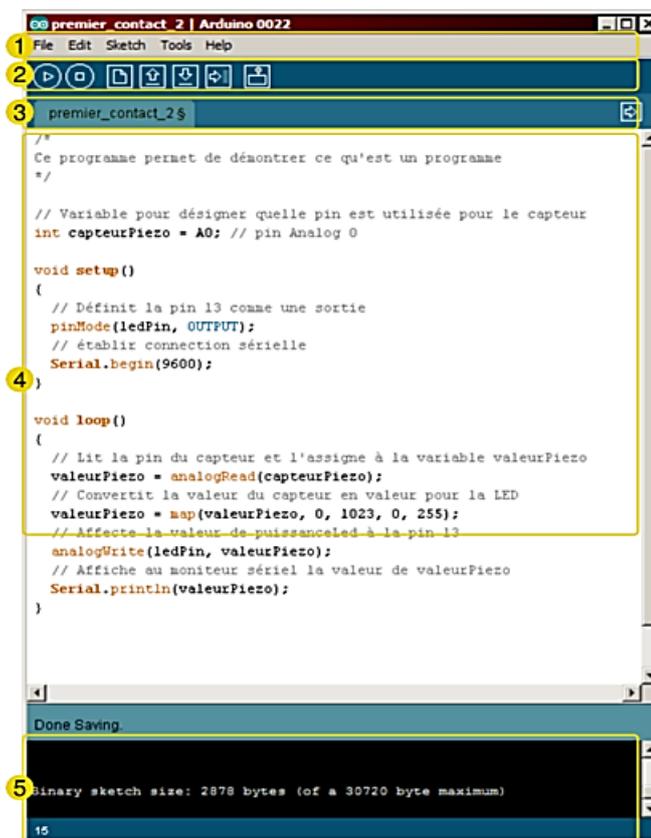


Figure 2.23 : Interface de l'environnement de développement intégré de Arduino

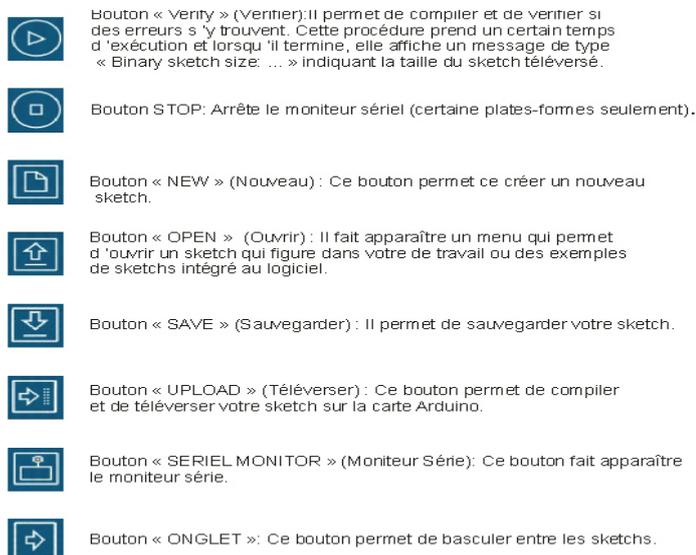


Figure 2.24 : Onglets de l'interface Arduino.

### c.1. Moniteur Sériele

Le moniteur sériele est utilisé pour afficher l'information envoyée par la carte Arduino vers l'application (habituellement par le câble USB). Il permet aussi d'envoyer de l'information à la carte Arduino. Pour ce faire, il suffit d'écrire du texte dans le champ situé en haut de la fenêtre et d'appuyer sur le bouton « Send ». Bien évidemment, avant

## Chapitre 2

### Carte de mise en forme et d'acquisition

de pouvoir procéder à cette étape, il est judicieux de prévoir un programme approprié, prêt à recevoir cette information. Il est également possible de régler le Baud rate du moniteur sériel, qui précise à quelle vitesse le transfert des données s'effectuera. Il est également possible d'établir une communication sérielle entre la carte Arduino et d'autres périphériques ou logiciels [11].

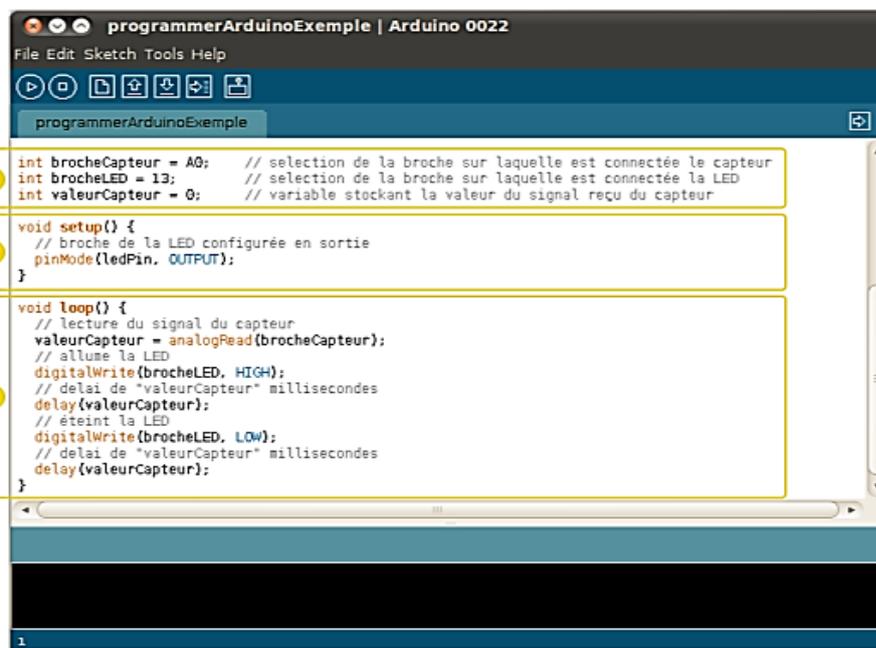
### c.2. Langage de programmation (machine)

Un langage de programmation est un langage permettant à un être humain d'écrire un ensemble d'instructions (code source) qui seront directement converties en langage machine grâce à un compilateur. L'exécution d'un programme Arduino s'effectue de manière séquentielle [11].

### c.3. Structure d'un programme Arduino

Un programme Arduino comporte trois parties :

- La partie déclaration des variables (optionnelle)
  - La partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup ()
  - La partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop ()
- Dans chaque partie d'un programme sont utilisées différentes instructions issues de la syntaxe du langage Arduino [11] (figure 2.25).



```
programmerArduinoExemple | Arduino 0022
File Edit Sketch Tools Help
programmerArduinoExemple

1 int brocheCapteur = A0; // selection de la broche sur laquelle est connectée le capteur
  int brocheLED = 13; // selection de la broche sur laquelle est connectée la LED
  int valeurCapteur = 0; // variable stockant la valeur du signal reçu du capteur

2 void setup() {
  // broche de la LED configurée en sortie
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

3 void loop() {
  // lecture du signal du capteur
  valeurCapteur = analogRead(brocheCapteur);
  // allume la LED
  digitalWrite(brocheLED, HIGH);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
  // éteint la LED
  digitalWrite(brocheLED, LOW);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
}
```

Figure 2.25 : Structure d'un programme Arduino

### 2.4.2. Visualisation et traitement des signaux

A travers une interface graphique développée dans un environnement Matlab, les signaux seront visualisés et traités.

### 2.4.2.1. Environnement MATLAB

MATLAB est un nom désignant à la fois un langage de programmation et un environnement de développement, qui a été développé et commercialisé par l'entreprise américaine The MathWorks. MATLAB est très utilisé à la fois dans la recherche et l'industrie, mais aussi dans l'éducation, les calculs numériques et le développement de projets [12].

### 2.4.2.2. Interface graphique

Une interface graphique est formée d'une ou plusieurs fenêtres qui contiennent divers composants graphiques. Dans Matlab, l'outil GUIDE permet de créer des interfaces graphiques. Pour chaque nouvelle interface créée, différentes composantes (champs d'affichage simples, champs où l'utilisateur peut écrire, boutons, panneaux d'affichage, etc.) sont à utiliser pour confectionner l'interface à créer [11].

## 2.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons mis de la lumière sur l'ensemble des principes physiques et électroniques permettant la réalisation du système de mesure de la pression artérielle que nous avons développé (brassard, capteur de pression, conditionnement et circuits numériques).

Notre choix parmi ces principes dépend de plusieurs paramètres telle que la disponibilité, le coût, la sensibilité, etc. Dans le chapitre suivant, des détails sur la maquette du circuit réalisé, les programmes d'acquisition et de traitement des grandeurs recueillies seront présentés.

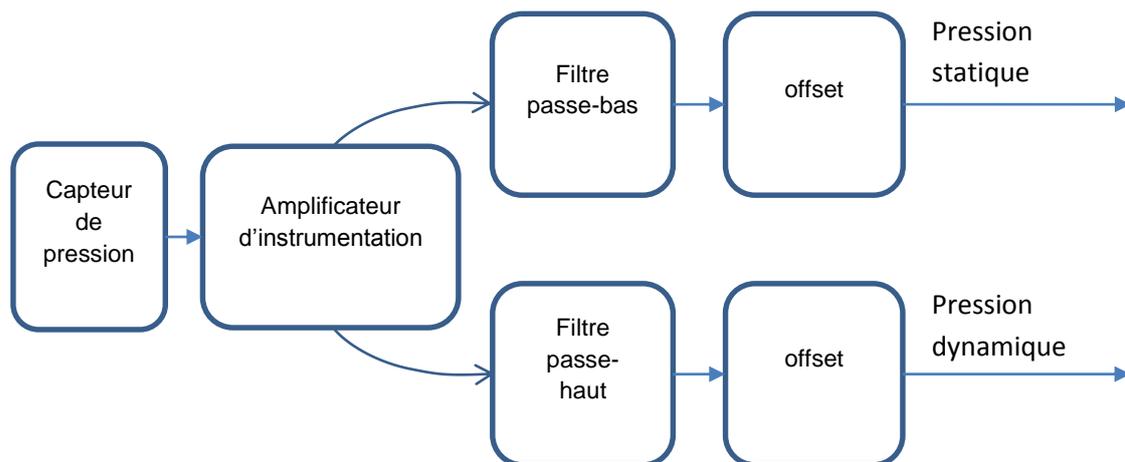
#### 3.1. Introduction

Après avoir décrit et étudié de manière générale le dispositif à utiliser à la mesure de la pression artérielle, nous allons présenter les circuits électroniques permettant la mise en forme des pressions dynamique et statique.

Afin de mieux suivre l'évolution de la conception du circuit de mise en forme, nous avons rajouté les différents écrans d'oscilloscope numérique illustrant les signaux de sortie de chacun de ces circuits élémentaires.

En effet, la prise de pression artérielle par la méthode oscillométrique, nécessite d'extraire le signal oscillométrique connu aussi comme pression dynamique et le signal de la pression du brassard connu aussi comme pression statique.

Le circuit qui va permettre l'obtention des pressions dynamique et statique nécessaires à la mesure de la pression artérielle sera réalisé selon le schéma synoptique illustré sur la Figure 3.1.



**Figure 3.1:** Schéma synoptique de la carte de mise en forme des pressions dynamique et statique

#### 3.2. Circuit de détection de la pression statique

L'élément clés du circuit de mise en forme analogique que nous avons développé est le capteur de pression. Il permet la transformation de la pression du brassard en signal électrique. Le signal issu du capteur est un signal de très faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts. Une amplification de ce signal s'avère alors indispensable.

Parmi les différents types d'amplificateurs, nous avons opté pour un amplificateur d'instrumentation [13] vu ces qualités incontournables vis-à-vis de la mise en forme de

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

signaux physiologiques. L'amplificateur d'instrumentation réalisé est à un réglage d'offset pour ramener la sortie à zéro si aucune pression ne lui est appliquée [13].

#### 3.2.1. Capteur de pression

Le capteur utilisé est capteur piézorésistif du type MPX2010DP de Motorola dont les différentes initiales représentent respectivement :

**M: Category: Qualified Standard (norme homologuée).**

**PX : Pressure sensor (capteur de pression).**

**2 : characteristics : Temperature compensated (capteur a température compensée).**

**010 : Rated Pressure (10kPa) (pression maximale de fonctionnement).**

**D: Type of the device (differential).**

**P: Porting style (portatif).**

Ce capteur appartient à la série MPX 2010 GP cette série représente les capteurs de pression piézorésistifs conçus sur un substrat en silicium fournissant une tension fortement précise et linéaire, directement proportionnelle à la pression appliquée. L'élément senseur est un diaphragme monolithique de silicium doté d'une jauge de contrainte et couche mince de résistances intégrées ajustées au laser (voir Figure 3.2, et fiche technique en annexe).

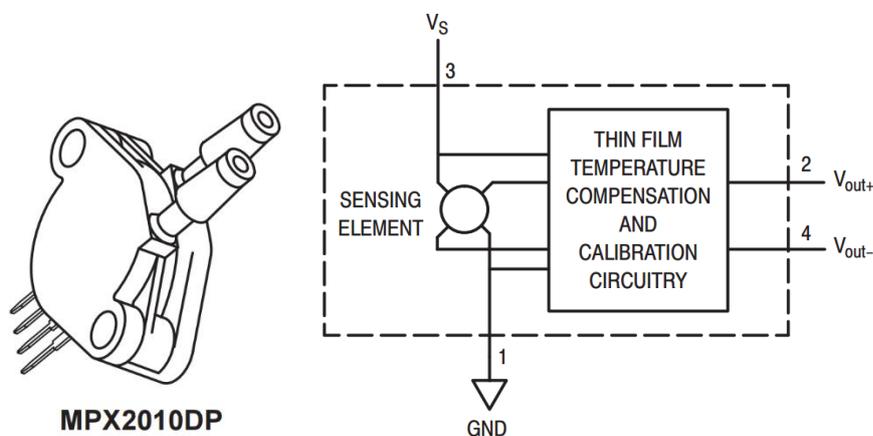


Figure 3.2 : Schéma du capteur pression MPX2010DP

Nous allons utiliser une seule entrée de pression du capteur pour la mesure de la pression du brassard. La sortie différentielle  $V_{out}$  telle que

$$V_{out} = V_{offset} + V_{utile} \quad \text{avec} \quad V_{utile} = \text{sensibilité} \times \text{pression appliquée}$$

est directement proportionnelle à la pression appliquée, avec une sensibilité de 2.5 mV/kPa. La tension  $V_{offset}$  est la tension de la sortie différentielle quand le capteur mesure la pression de référence qui est la pression atmosphérique (Figure 3.3).

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

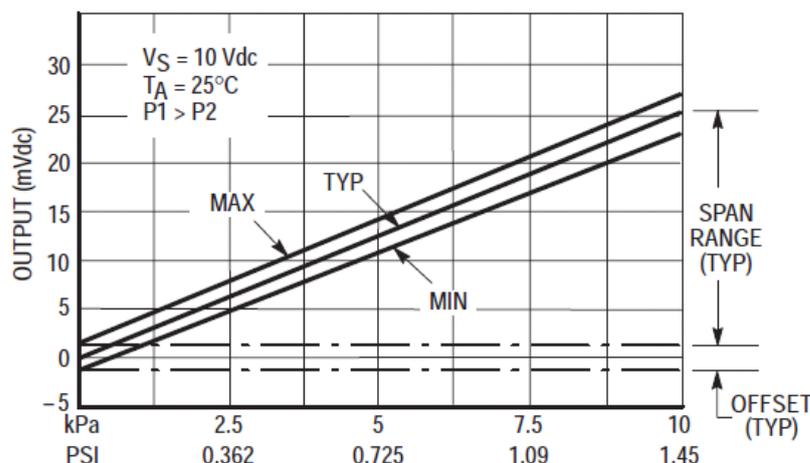


Figure 3.3 : Caractéristique de sortie du capteur MPX2010DP

La série MPX2010 DP est caractérisée par la compensation de température, ce qui minimise les effets de la température sur la mesure de la pression.

En effet, comme le montre la loi de la thermodynamique liant la pression à la température :  $P.V = n.R.T^1$ , ce choix de capteur à température compensée est très bien justifié, et ce afin d'avoir une pression qui n'est pas influencée par l'effet de la température.

### 3.2.2. Amplification et compensation d'offset

Le signal à la sortie du capteur de pression représente la pression différentielle à température compensée. Cependant, ce signal est d'une amplitude très faible (40mv pour une pression de 380mmHg) ce qui requiert une amplification. Les entrées différentielles et la grande impédance d'entrée font de l'amplificateur d'instrumentation une configuration d'amplification idéale pour les capteurs de pression à température compensée. Le taux de réjection en mode commun (TRMC) de l'amplificateur d'instrumentation assure un bon rapport signal sur bruit.

En alimentant le capteur à une tension d'alimentation  $V_{cc} = 5V$ , nous prélevons à ses sorties PT1 et PT2 la même tension quand le capteur est à l'air (pression atmosphérique) (Figure 3.5).

<sup>1</sup> P est la pression du gaz (en Pa) ; V est le volume occupé par le gaz (en  $\text{m}^3$ ) ; n est la quantité de matière (en mole) ; R est la constante universelle des gaz parfaits :  $R = 8,3144621 \text{ J}\cdot\text{K}^{-1}\cdot\text{mol}^{-1}$ , T est la température absolue (en Kelvin).

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

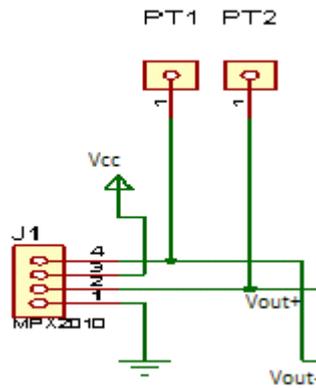


Figure 3.4 : Brochage du capteur MPX2010DP

La Figure 3.5 suivante illustre les tensions mesurées à partir des pâtes 4 (PT1) et 2 (PT2) du capteur de pression MPX2010DP, et ce sans avoir branché le brassard.

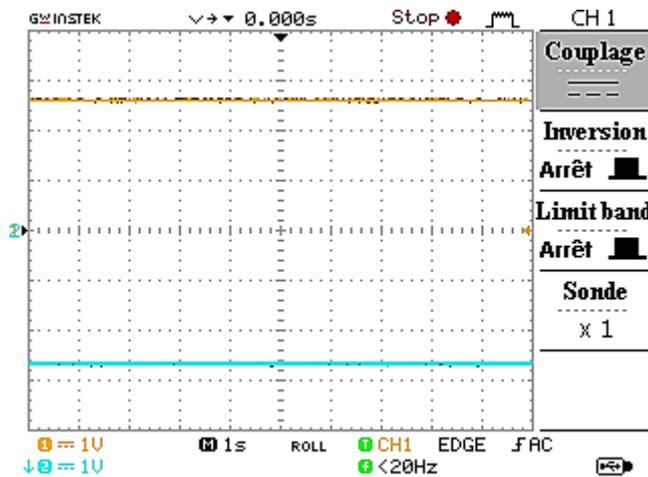
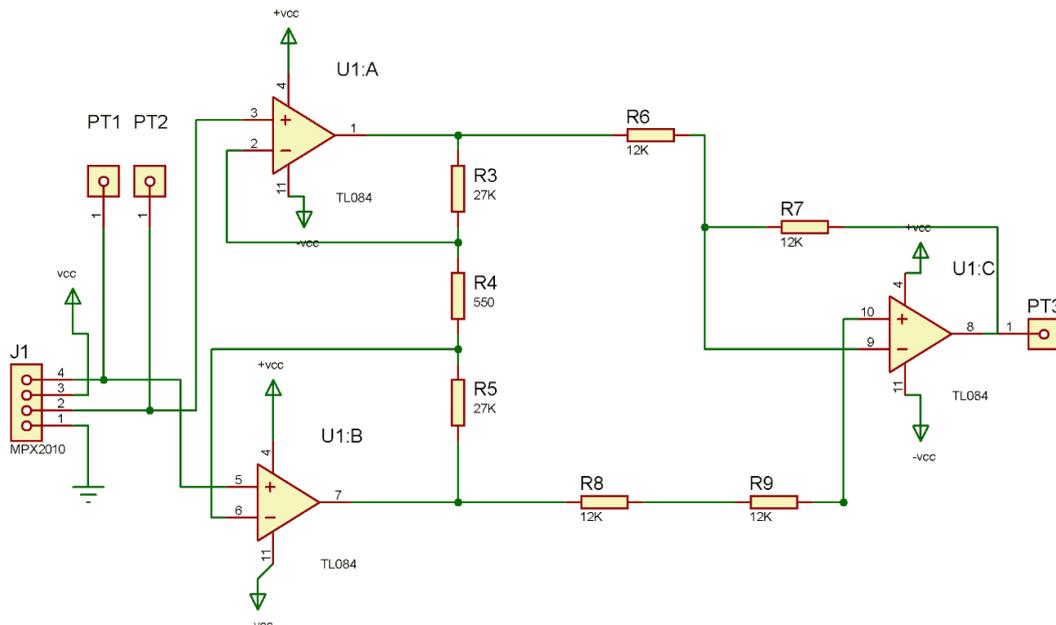


Figure 3.5 : Tensions de sortie du capteur au niveau des pattes PT1 et PT2.

En connectant les sorties du capteur MPX2010DP à un amplificateur d'instrumentation [13], à base de trois amplificateurs opérationnels, comme illustré sur la Figure 3.6, nous pouvons mesurer à la sortie PT3 une tension d'offset de  $-0.3\text{V}$ .

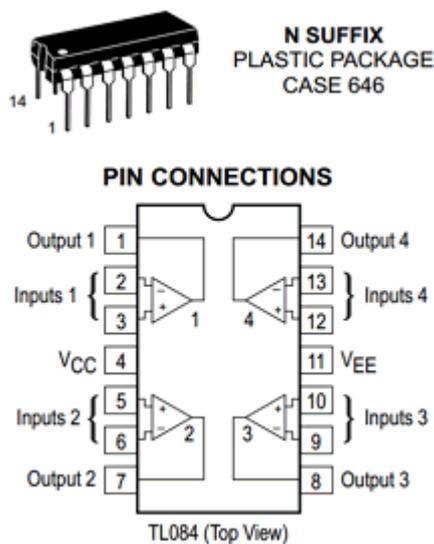
## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique



**Figure 3.6 :** Amplificateur d'instrumentation à trois A3 amplificateurs opérationnels

Ce circuit est réalisé à base d'un circuit intégré du type TL084. C'est un circuit intégré contenant quatre amplificateurs opérationnels ayant chacun une entrée JFET à une impédance d'entrée élevée. Il offre aussi un faible courant de polarisation d'entrée et un faible coefficient de température (figure 3.7).



**Figure 3.7 :** Brochage du TL084

Comme illustré sur la Figure 3.6, les amplificateurs opérationnels U1A, U1:B forment des configurations non-inverseuses dont le but est de fournir une impédance d'entrée et un gain en tension élevés. Le troisième amplificateur opérationnel U1C est utilisé comme un amplificateur différentiel à gain unitaire. La résistance qui détermine

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

le gain est R4 parfois remplacé par un potentiomètre pour faire varier le gain. Pour notre application, cette résistance est fixe pour un gain prédéterminé.

Le capteur de pression doit générer un signal d'amplitude nulle à sa sortie si aucune pression ne lui est appliquée. Dans le but d'exploiter ce capteur pour faire une mesure correcte de la pression artérielle, il est nécessaire d'éliminer la tension d'offset et ramener la sortie à 0V quand seule la pression atmosphérique est appliquée.

Afin de pallier une erreur systématique de mesure, il faut ajuster le potentiomètre à l'entrée V+ de l'amplificateur U1D (Figure 3.8) pour ramener la sortie à zéro, et ce avant l'application de pression à mesurer.

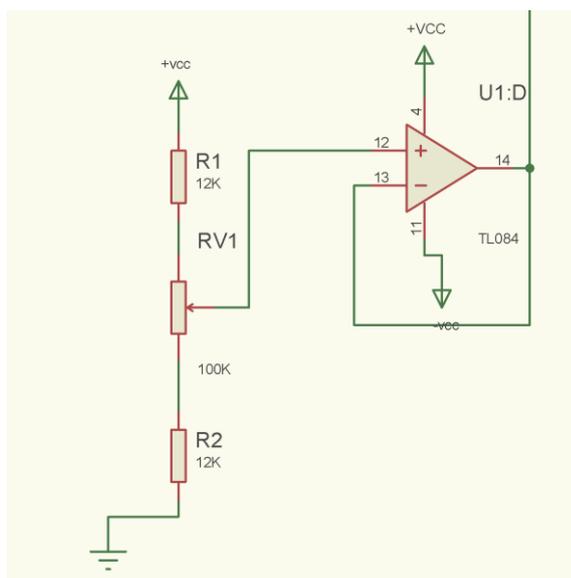


Figure 3.8 : Circuit de réglage d'offset

Les mesures illustrées sur la Figure 3 9 exprimant les sorties de l'amplificateur d'instrumentation [13] avec réglage d'offset montre clairement l'intérêt de cette configuration d'ajustement du signal de sortie.

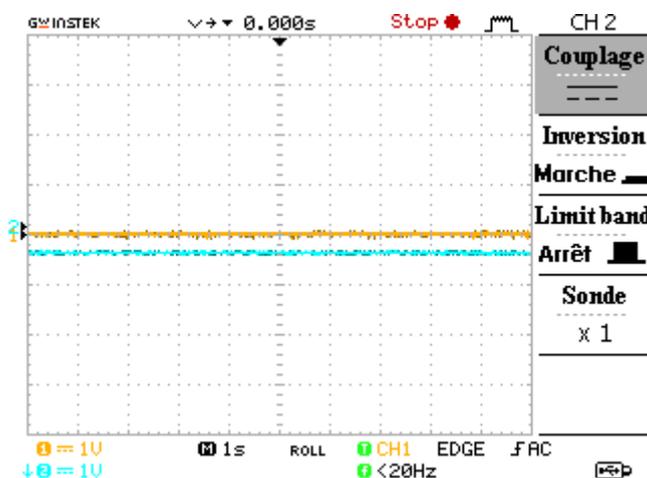


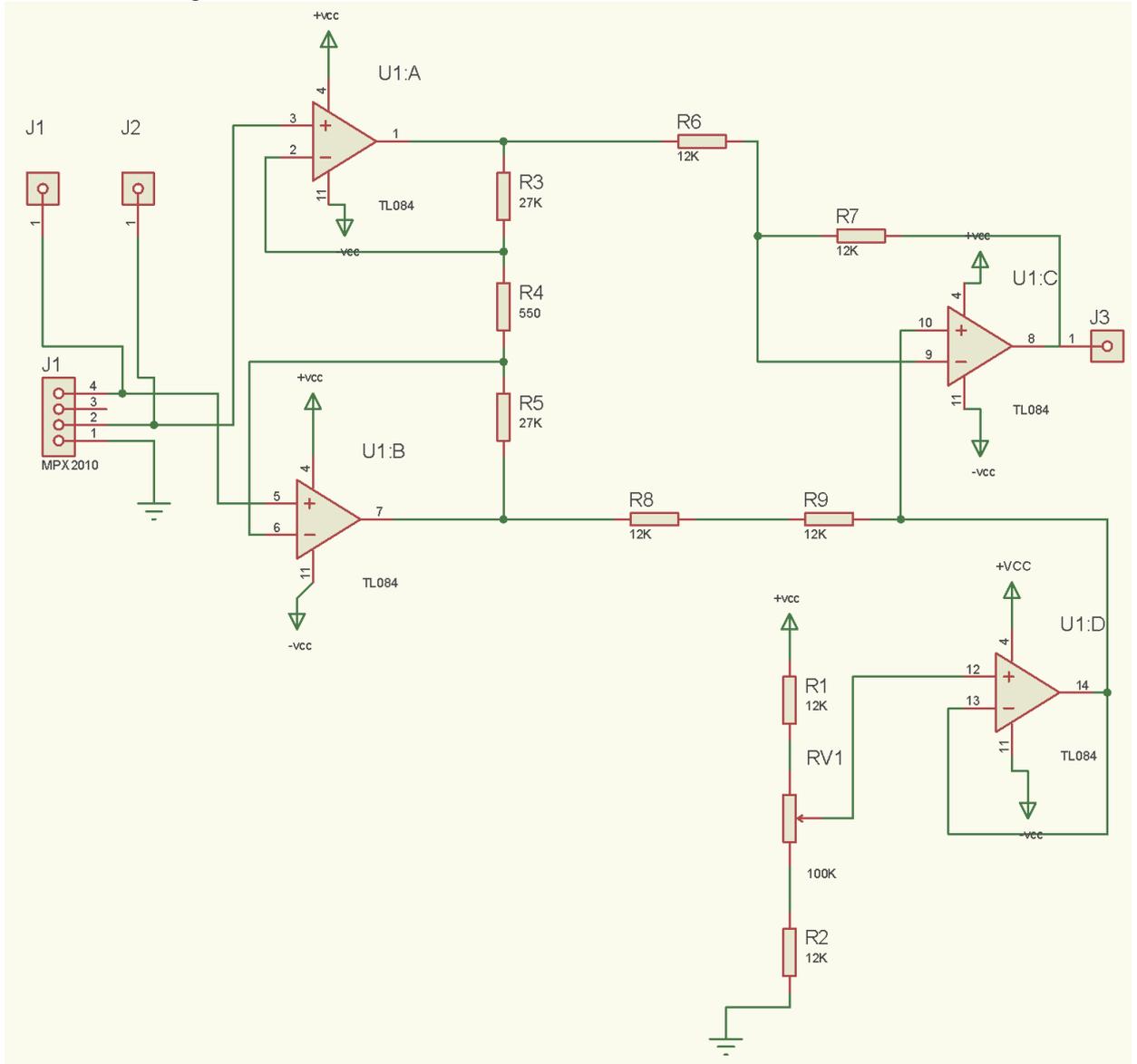
Figure 3.9 : Signal issu du capteur avant et après l'amplificateur d'instrumentation avec réglage d'offset ; signal bleu : avec offset, signal jaune : sans offset

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

Comme illustré sur la Figure 3.9, nous observons que les signaux en bleu (avec offset) et en jaune (sans offset) se rapprochent considérablement suite aux réglages effectués par le potentiomètre offset.

Le schéma global du circuit électronique de la mesure de la pression du brassard est illustré sur la Figure 3.10.



**Figure 3.10:** Amplificateur d'instrumentation avec réglage d'offset

La Figure 3.10 illustre une photo du circuit de mise en forme analogique, que nous avons réalisé dans le cadre de ce projet de fin d'études, basé sur l'amplificateur d'instrumentation [13] avec réglage d'offset branché avec le capteur de pression MPX2010DP.

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique



Figure 3.11 : Circuit de mise en forme branché avec le capteur MPX2010DP

#### Gain de l'amplificateur d'instrumentation

Calculons le gain de l'amplificateur d'instrumentation [13] à quatre amplificateurs opérationnels. Considérons le schéma de la Figure 3.10.

L'amplificateur opérationnel U1:A reçoit, sur son entrée non inverseuse (+), le signal différentiel  $V_{en1}$ . A sa sortie, il est multiplié par le gain donné par :

$$Av = 1 + \frac{R3}{R4}$$

Il reçoit également le signal  $V_{en2}$  sur son entrée avec inversion(-) en provenance de l'amplificateur opérationnel U1:B à travers  $R5$  et  $R4$ . Le signal d'entrée  $V_{en2}$  est amplifié par l'amplificateur opérationnel U1:A avec un gain en tension égal à :

$$Av = \frac{R3}{R4}$$

La tension en mode commun  $V_{mc}$  de l'entrée directe est aussi amplifiée par le faible gain en mode commun de l'amplificateur opérationnel U1:A. La tension de sortie totale de l'amplificateur opérationnel U1:A est :

$$V_{sor1} = \left(1 + \frac{R3}{R4}\right)V_{en1} - \frac{R3}{R4}V_{en2} + V_{mc}$$

Quant à l'amplificateur opérationnel U1:B, une étude similaire donne une tension de sortie totale de la forme :

$$V_{sor2} = \left(1 + \frac{R5}{R4}\right)V_{en2} - \frac{R5}{R4}V_{en1} + V_{mc}$$

L'amplificateur opérationnel U1:C reçoit  $V_{sor1}$  sur l'une de ses entrées et  $V_{sor2}$  sur l'autre. Par conséquent, la tension différentielle dirigée vers l'amplificateur opérationnel U1:C est égale à  $(V_{sor2} - V_{sor1})$ , telle que ;

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + \frac{R5}{R4} + \frac{R3}{R4}\right) V_{en2} - \left(1 + \frac{R5}{R4} + \frac{R3}{R4}\right) V_{en1} + V_{mc} - V_{mc}$$

En prenant  $R_3 = R_5 = R$ , nous obtenons ;

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + 2 \frac{R}{R4}\right) V_{en2} - \left(1 + 2 \frac{R}{R4}\right) V_{en1} + V_{mc} - V_{mc}$$

Comme les tensions en mode commun sont égales ( $V_{mc}$ ), elles s'annulent entre elles. A partir du gain différentiel, nous obtenons l'expression pour calculer l'entrée différentielle dirigée vers l'amplificateur opérationnel U1:C :

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + 2 \frac{R}{R4}\right) (V_{en2} - V_{en1})$$

L'amplificateur opérationnel U1:C possède un gain unitaire puisque  $R_6 = R_7 = R_8 = R_9 = R$  et que

$$A_v = \frac{R7}{R6} = \frac{R9}{R8} = 1$$

La sortie finale de l'amplificateur d'instrumentation est  $V_{sor}$ , telle que ;

$$V_{sor} = 1(V_{sor2} - V_{sor1}) = \left(1 + 2 \frac{R}{R4}\right) (V_{en2} - V_{en1})$$

Avec  $V_{en1} = -V_{out}(\text{Pin4, PT1})$ ,  $V_{en2} = +V_{out}(\text{Pin2, PT2})$  du capteur et  $V_{sor} = V_{PT3}$ .

Le gain est donné par ;

$$Abf = \frac{V_{PT3}}{[V_{out} - (-V_{out})]}$$

$$Abf = 1 + 2 \frac{R}{R4}$$

avec  $R_3 = R_5 = R$

Cette équation démontre que le gain différentiel de l'amplificateur d'instrumentation peut être déterminé par la résistance externe  $R_4$  lorsque  $R_3$  et  $R_5$  possèdent des valeurs fixes connues [13].

Ceci peut nous aider à la calculer  $R_4$  une valeur de gain en tension désirée en utilisant l'équation suivante :

$$R4 = 2 \frac{R}{Abf} - 1$$

Dans notre application, nous avons considéré les valeurs de résistances suivantes ;

**$R_3 = R_5 = R_6 = R_7 = R_8 = R_9 = R = 27k\Omega$  et  $R_4 = 550 \Omega$**

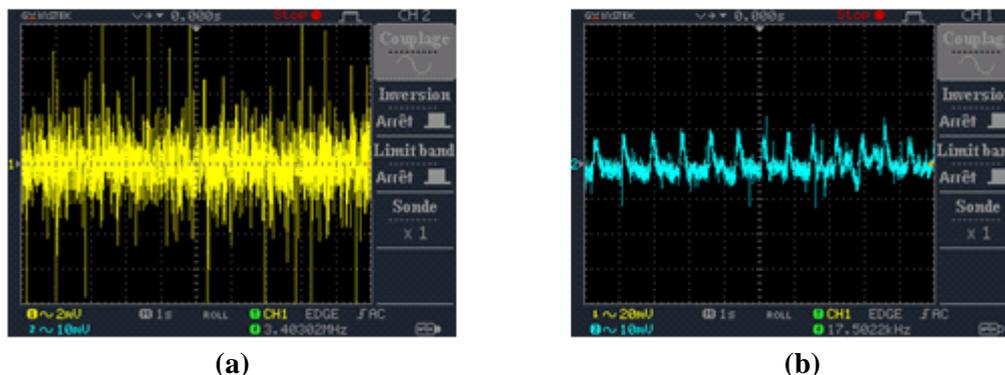
Ce qui permet à aboutir à une valeur de gain égal à ;

$$Abf = 1 + \frac{2 * 27k\Omega}{550} = 100$$

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

Afin de montrer l'intérêt de l'amplification du signal issu du capteur, nous considérons la visualisation de la sortie du capteur (PT2 ou PT4) et la sortie des étages d'amplification et de en (PT3).

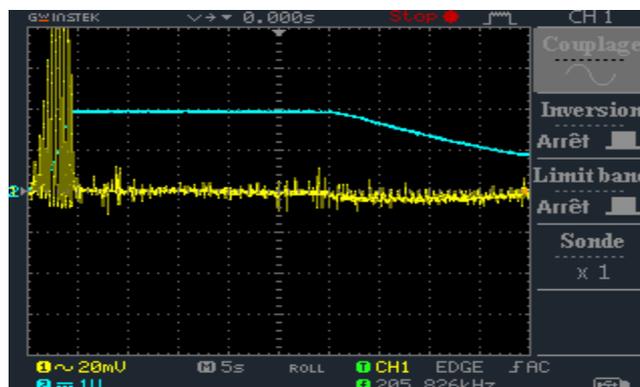


**Figure 3.12 :** (a) Signal à la sortie du capteur et (b) signal à la sortie de l'étage d'amplification avec réglage d'offset

Comme illustré sur la Figure 3.12(a), le signal issu du capteur est de très faible amplitude et trop bruité. Après mise en forme, et comme illustré sur la Figure 3.12, nous constatons l'intérêt majeur de l'amplification avec offset. Le bruit dont était sujet le signal à la sortie du capteur est considérablement réduit.

Le signal, illustré en Figure 3.12(b) à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation avec réglage d'offset, est que celui de la Figure 3.12(a) à la sortie du capteur de pression à un rapport signal sur bruit meilleur.

Le signal en bleu sur la Figure 3.13 représente la pression au niveau du brassard dans les phases de gonflage et de dégonflage. Le signal en jaune sur la même figure représente les oscillations de pression obtenues à la sortie de l'étage d'amplification d'instrumentation avec réglage d'offset.



**Figure 3.13 :** Signal à la sortie de l'étage de l'amplification d'instrumentation avec réglage d'offset

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

En installant un sujet adulte, de sexe féminin, de poids d'environ 60 kg, en position assise, au repos, et en gonflant le brassard jusqu'à 200 mmHg, nous obtenons un signal (en couleur bleu sur la Figure 3.13) montrant la pression décroissante du brassard.

Nous constatons l'existence d'oscillations superposées sur le signal décroissant bleu à une très faible amplitude aux alentours de 40 mV. C'est le signal de la pression dynamique qui requiert une mise en forme en termes d'amplification et de filtrage. Cette mise en forme permettra de préparer cette pression dynamique à la phase d'acquisition de données à une amplitude couvrant le domaine de 0 jusqu'à 5V des entrées analogiques de la carte Arduino Uno.

### 3.3. Circuit de détection de la pression dynamique

Le signal à la sortie de l'amplificateur, comporte deux signaux d'intérêt pour la mesure de la pression artérielle ; à savoir le signal qui représente la pression du brassard, connu également comme pression statique (composante DC), et la pression dynamique (composante AC) qui traduit les battements cardiaques sous forme de pression recueillis à partir du signal de pression statique même.

La composante AC est bruitée et est superposée au signal DC mais son amplitude est 100 fois plus faible que celle du signal DC. Le signal oscillométrique prend son origine dans les battements de l'artère sous le brassard tandis que la composante DC est directement digitalisée sans filtrage.

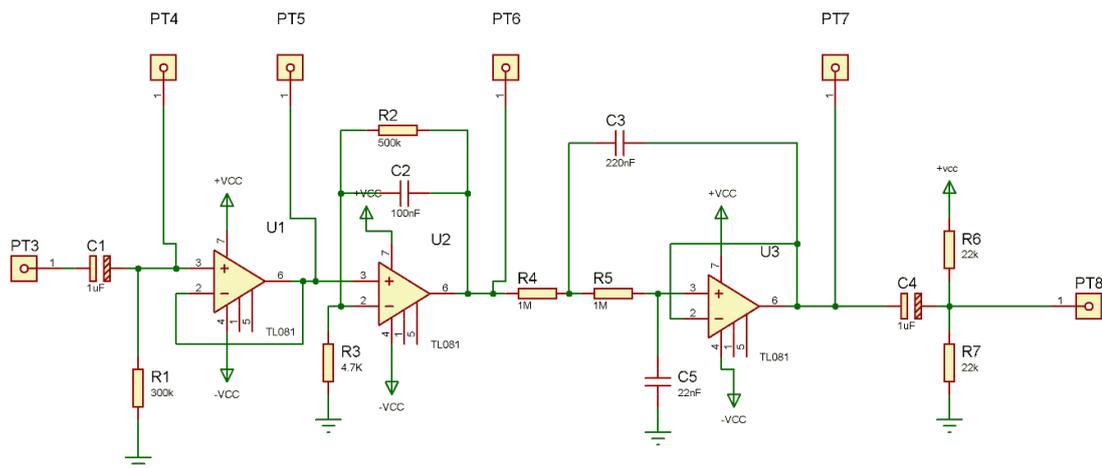
Le signal oscillométrique varie selon la fréquence cardiaque. La bande fréquentielle de la composante AC est d'une fréquence qui varie de 0.5Hz à 2.5Hz.

Il est clair qu'une telle bande est susceptible d'être affectée par des bruits de différentes natures, telles que l'influence du réseau électrique, le bruit de fond des composants, le mouvement du patient, d'où la nécessité de filtrer ce signal pour améliorer le rapport signal sur bruit (SNR : Signal to Noise Ratio).

Afin de mettre en forme le signal oscillométrique, un circuit analogique de mise en forme comportant amplification et filtrage a été réalisé, et est illustré sur la Figure 3.14.

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique



**Figure 3.14 :** Circuit de filtrage du signal oscillométrique

La Figure 3.15 illustre une photo du circuit de filtrage illustré sur la Figure 3.14 que nous avons réalisé dans ce présent projet.



**Figure 3.15 :** Circuit le filtrage du signal oscillométrique

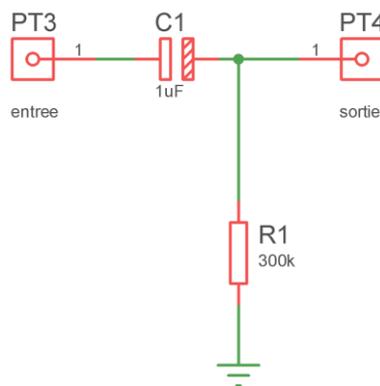
Ce circuit est réalisé à base de circuit intégré TL81. Dans les sections suivantes, nous détaillerons les différentes parties de cet étage de filtrage.

#### 3.3.1. Filtre passe-haut passif

À la sortie de l'étage d'amplification (PT3) on a utilisé d'abord un filtre passe haut passif de type RC [14], comme illustré sur la Figure 3.14. Ce circuit permet d'atténuer la composante continue du signal oscillométrique représentant la pression dynamique.

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique



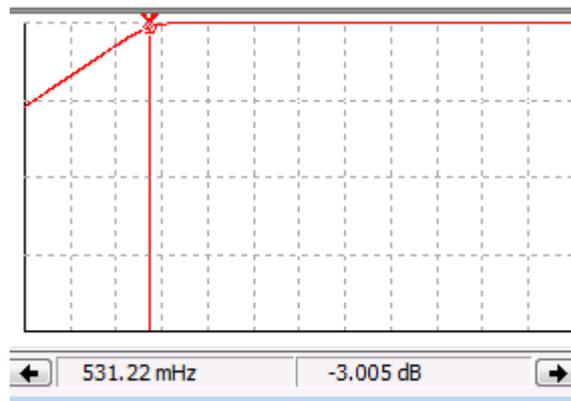
**Figure 3.16:** Schéma électrique du filtre passe-haut passif

La fréquence de coupure de ce filtre est donnée par [14] :

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad \text{telle que : } R_1 = 300\text{k } \Omega \text{ et } C_1 = 1\mu\text{F.}$$

alors  $f_c = 0.531\text{Hz}$  .

La réponse fréquentielle du filtre passe-haut passif (Figure 3.16) utilisé est illustrée sur la Figure 3.17. Cette courbe est le résultat de simulation faite dans l'environnement Multisim de simulation de circuits électroniques. A  $-3\text{dB}$  de cette réponse fréquentielle, nous obtenons une fréquence de coupure parfaitement conforme à la fréquence de coupure calculée ; qui est de l'ordre de  $531.22\text{mHz}$ .

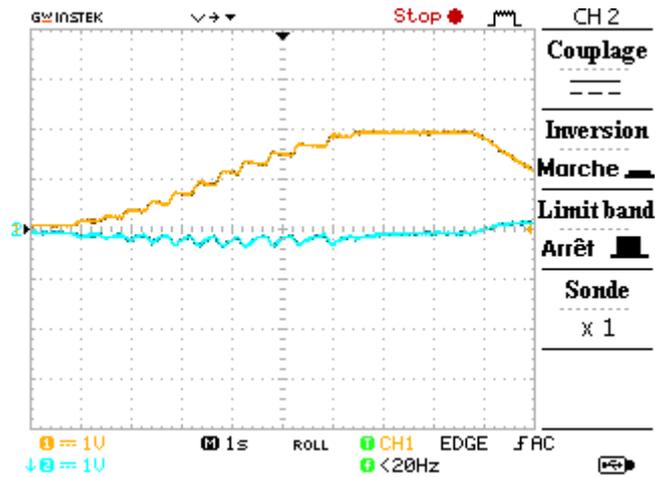


**Figure 3.17 :** Réponse fréquentielle du filtre passe-haut passif du 1<sup>er</sup> ordre simulé dans l'environnement Multisim

La Figure 3.18 montre bien l'élimination de la composante continue du signal oscillométrique. En effet, le signal en bleu est la reproduction du signal en jaune sans composante continue, et ce suite au filtrage effectué par le filtre passe-bas passif du 1<sup>er</sup> ordre de la Figure 3.16.

## Chapitre 3

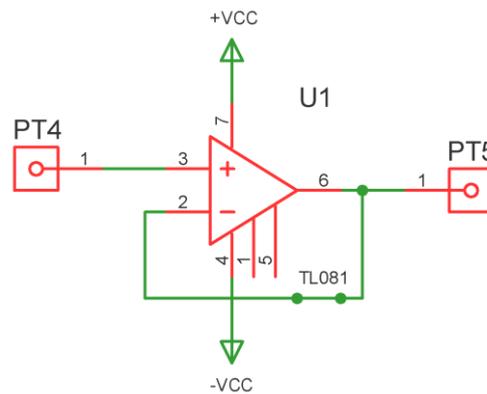
### Mise en forme des pressions dynamique et statique



**Figure 3.18:** Signal oscillométrique avant (en jaune) et après (en bleu) filtrage passe-bas passif du 1<sup>er</sup> ordre

#### 3.3.2. Suiveur

Un amplificateur opérationnel à base du circuit intégré TL81 monté un suiveur assure l'adaptation d'impédance entre PT4 et PT5 comme illustré sur la Figure 3.19.

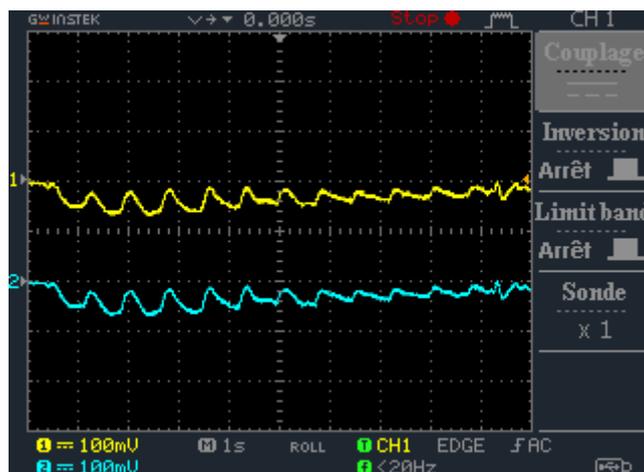


**Figure 3.19 :** Schéma électrique de l'amplificateur opérationnel (TL81) monté en suiveur

La figure suivante ce sont deux signaux prendre à travers l'oscilloscope à l'entrée et à la sortie du suiveur.

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique



**Figure 3.20 :** Signaux oscillométriques avant (jaune) et après (bleu) le circuit suiveur

Il est à noter que des signaux en PT4 (signal en jaune) et en PT5 (signal en bleu) sont identiques. Toutefois, l'adaptation d'impédance à la sortie du suiveur est assurée à un courant de sortie amélioré.

#### 3.3.3. Filtre passe-bande

La conception du filtre passe-bande se base essentiellement sur le contenu du signal oscillométrique, et plus en particulier sur la fréquence cardiaque. Par voie de conséquence, une bande de fréquentielle qui varie entre 0,5 jusqu'à 2,5Hz, et ce pour préserver la composante AC du signal oscillométrique.

Comme cela était déjà décrit dans le chapitre 2, le filtre passe bande est réalisé à travers une mise en cascade d'un filtre passe-bas actif du 1<sup>er</sup> ordre de fréquence de coupure de 3.18 Hz et d'un autre filtre passe-bas actif du 2<sup>ème</sup> ordre du type Sallen-Key de fréquence de coupure de 2.3Hz [14]. Ce choix de fréquences de coupure permet de préserver l'information utile dans le signal oscillométrique.

##### a. Filtre passe bas actif 1<sup>er</sup> ordre

Le choix du filtre actif dans cette réalisation est recommandé parce que la bande fréquentielle [0.5 – 2.5] Hz est très étroite. Il permet d'avoir une réponse en amplitude à une coupure plus raide. Le schéma électrique de ce filtre est montré à la Figure 3.21 [14].

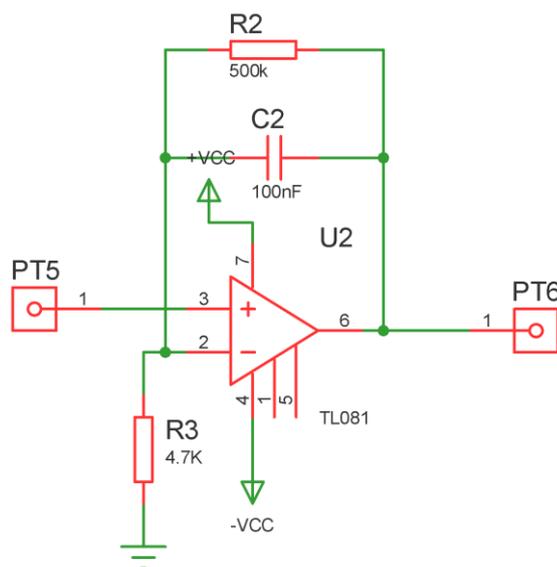
La fréquence de coupure  $f_c$  de ce filtre passe-bas actif du 1<sup>er</sup> ordre est calculée à partir des valeurs de C2 et R2 comme suit [14] ;

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \text{ telle que } R_2 = 500\text{k}\Omega \text{ et } C_2 = 100\text{nF}$$

alors,  $f_c = 3.18 \text{ Hz}$

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique



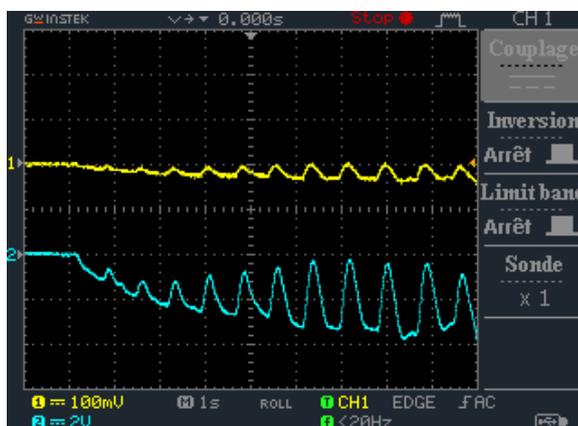
**Figure 3.21** : Schéma électrique du filtre passe bas actif du 1<sup>er</sup> ordre.

Ce filtre passe-bas actif du 1<sup>er</sup> ordre joue le rôle également d'un amplificateur. Son gain  $A$  est calculé à partir des valeurs des résistances  $R2$  et  $R3$  comme suit [14] ;

$$A = 1 + \frac{R2}{R3}$$

En considérant les valeurs de  $R2 = 500k \Omega$  et  $R3 = 4,7k \Omega$ , nous obtenons un gain  $A=107,38$ .

La Figure 3.22 montre bien un signal oscillométrique (en bleu en PT6) meilleur en termes d'amplification et de filtrage, et ce par rapport au signal oscillométrique avant filtrage (en jaune en PT5). Le signal à la sortie du filtre actif occupe deux divisions à un calibre de 2V, ce qui correspond à 4V en crête-à-crête, tandis que le signal original (en jaune) occupe la moitié d'une division à un calibre de 100mV, soit 50mV de tension en crête-à-crête.



**Figure 3.22** : Signal oscillométrique avant (en jaune) et après (en bleu) filtrage actif du 1<sup>er</sup> ordre

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

#### b. Filtre passe-bas 2<sup>ème</sup> ordre du type Sallen-Key

Nous avons rajouté ce filtre passe-bas du type Sallen-key [14] (Figure 3.23) pour atténuer davantage les oscillations de hautes fréquences pouvant affecter la qualité du signal oscillogramme représentant la pression dynamique.

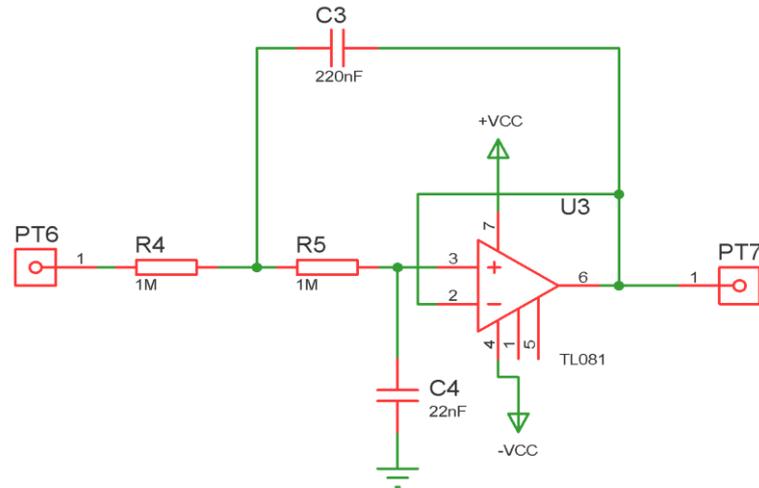


Figure 3.23 : Schéma électrique du filtre passe-bas Sallen-Key

Ce filtre avec sa fréquence de coupure de 2.3Hz nous permet de cadrer étroitement la plage fréquentielle du signal oscillogramme entre 0.5 et 2.5 Hz. Cette fréquence de coupure est donnée par ;

$$\text{Alors, } f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_4 R_5 C_3 C_4}} \text{ avec } R_4=R_5=1\text{M}\Omega, C_3=220\text{nF}, C_4=22\text{nF}.$$

Le signal de sortie (en bleu) de ce filtre est illustré sur la Figure 3.24.

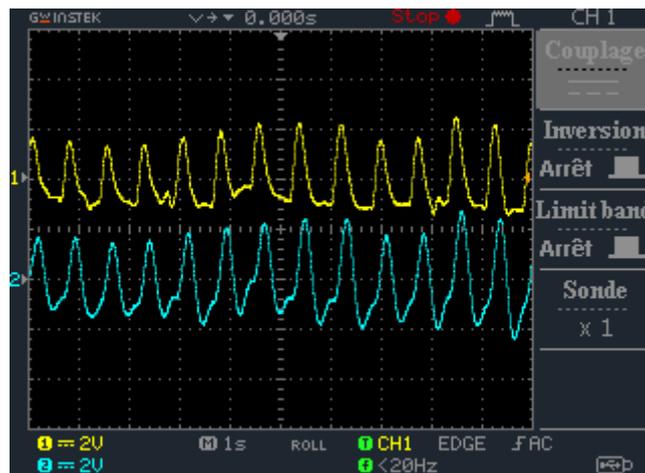


Figure 3.24 : Signaux oscillogrammes avant (en jaune) et après (en bleu) le filtre passe-bas Sallen-Key

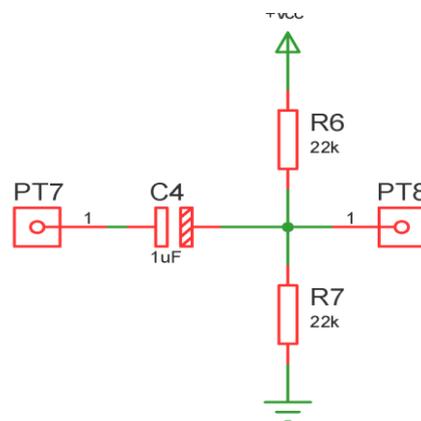
## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique

Nous constatons que le signal à la sortie du filtre Sallen-Key est légèrement différent par rapport au signal à son entrée. Ceci s'explique par le fait que certaines composantes de hautes fréquences en relation avec d'éventuels mouvements du sujet pouvant affecter le signal oscillométrique sont atténués afin de mettre en exergue les oscillations en pure relation avec la pression dynamique.

#### 3.3.4. Réglage d'offset

Afin de pouvoir acquérir le signal oscillométrique, représentant la pression dynamique, par les entrées analogiques de la carte Arduino Uno, nous procédons à rajouter une tension d'offset de 2.5V à ce signal. Le circuit de la Figure 3.25 assure cette fonction d'offset.



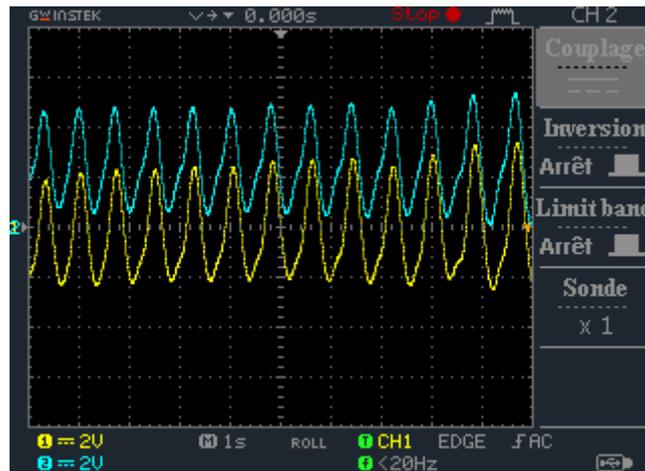
**Figure 3.25:** Schéma du circuit d'offset aux entrées analogiques de la carte Arduino Uno

Un condensateur  $C4=1\mu\text{F}$  permet d'éliminer toute composante continue préalable. La tension d'offset est assurée par le pont diviseur de tension R6-R7, à  $22\text{k}\Omega$  chacune, qui permet obtenir exactement 2.5V rajoutée au signal oscillométrique, sachant que  $V_{cc}=5\text{V}$ .

Le signal à la sortie de cet étage d'offset est illustré sur la Figure 3.26.

## Chapitre 3

### Mise en forme des pressions dynamique et statique



**Figure 3.26 :** Signaux oscillométriques à l'entrée (jaune) et à la sortie (bleu) du circuit d'offset

Le signal oscillométrique en bleu sur la Figure 3.26 est bien porté par une composante continue de 2.5V. La forme de ce signal dispose d'une morphologie identique à celle du signal oscillométrique (en jaune) à l'entrée de ce circuit d'offset.

Nous obtenons alors un signal cadré entre 0 et 5V et centré à 2.5V. C'est une forme favorable à une acquisition à l'une des entrées analogiques de la carte Arduino Uno.

### 3.4. Circuit d'alimentation

Afin d'assurer une nature ambulatoire à la carte de mise en forme et d'acquisition réalisée, nous avons mené cette carte par une alimentation de  $\pm 5V$ .

Ce circuit d'alimentation est à base d'un transformateur, un pont de diodes, et un condensateur, deux diodes (D3 et D4) utilisé pour nous permettre de basculer entre la tension délivrée par la pile batterie de 9V d'un coté, et le secteur d'un autre coté. Au cours d'une utilisation normale, ce circuit utilise le secteur. Si l'on a une coupure soudaine de tension du secteur, alors la diode D3 sera automatiquement bloquée et D4 sera passante pour permettre à la pile batterie de prendre le relais et assurer l'alimentation du circuit.

Le circuit de mise en forme analogique que nous avons développé requiert une alimentation de  $\pm 5V$ . Le circuit d'alimentation du secteur fait appel à un régulateur de tension LM7805 qui permet la régulation de tension à 5V.

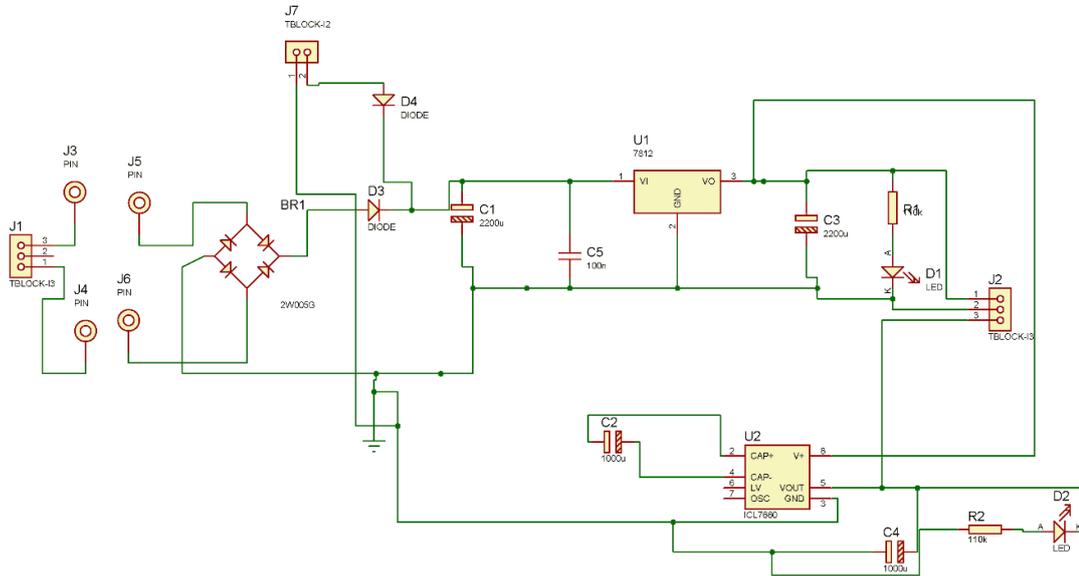
Lors d'une coupure soudaine de l'alimentation puisée du secteur, c'est la pile batterie qui assure l'alimentation de  $\pm 5V$  du circuit de mise en forme. La tension négative  $-5V$  est assurée par un convertisseur de tension du type ICL7660.

Le convertisseur de tension ICL7660 est un circuit intégré CMOS. C'est un convertisseur de tension à capacités commutées qui inverse une tension d'entrée

## Chapitre 3

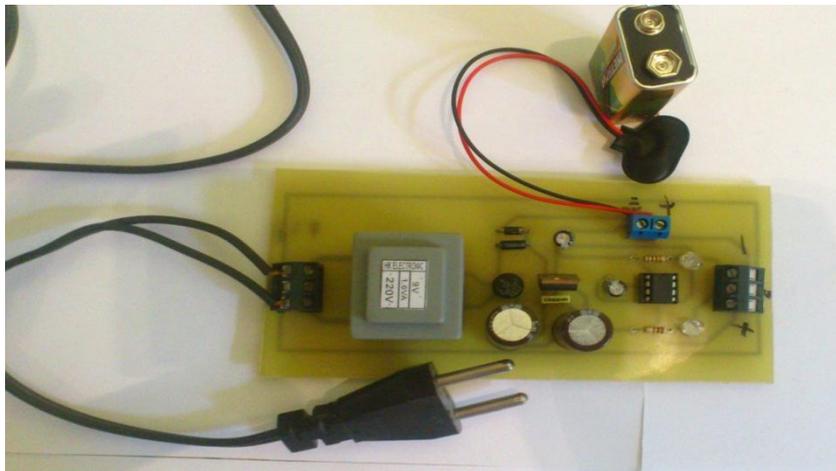
### Mise en forme des pressions dynamique et statique

positive en tension négative ou inversement, ce qui nous permette d'assurer la tension négative  $-5V$ . Le schéma d'alimentation réalisé est illustré sur la Figure 3.27.



**Figure 3.27** : Circuit d'alimentation  $\pm 5V$

La photo du circuit réalisé est illustrée sur la Figure 3.28.



**Figure 3.28** : photo du circuit d'alimentation  $\pm 5V$

La Figure 3.29 illustre le schéma global du circuit de mise en forme des pressions dynamique et statique que nous avons réalisé dans le cadre de ce projet.

# Chapitre 3

## Mise en forme des pressions dynamique et statique

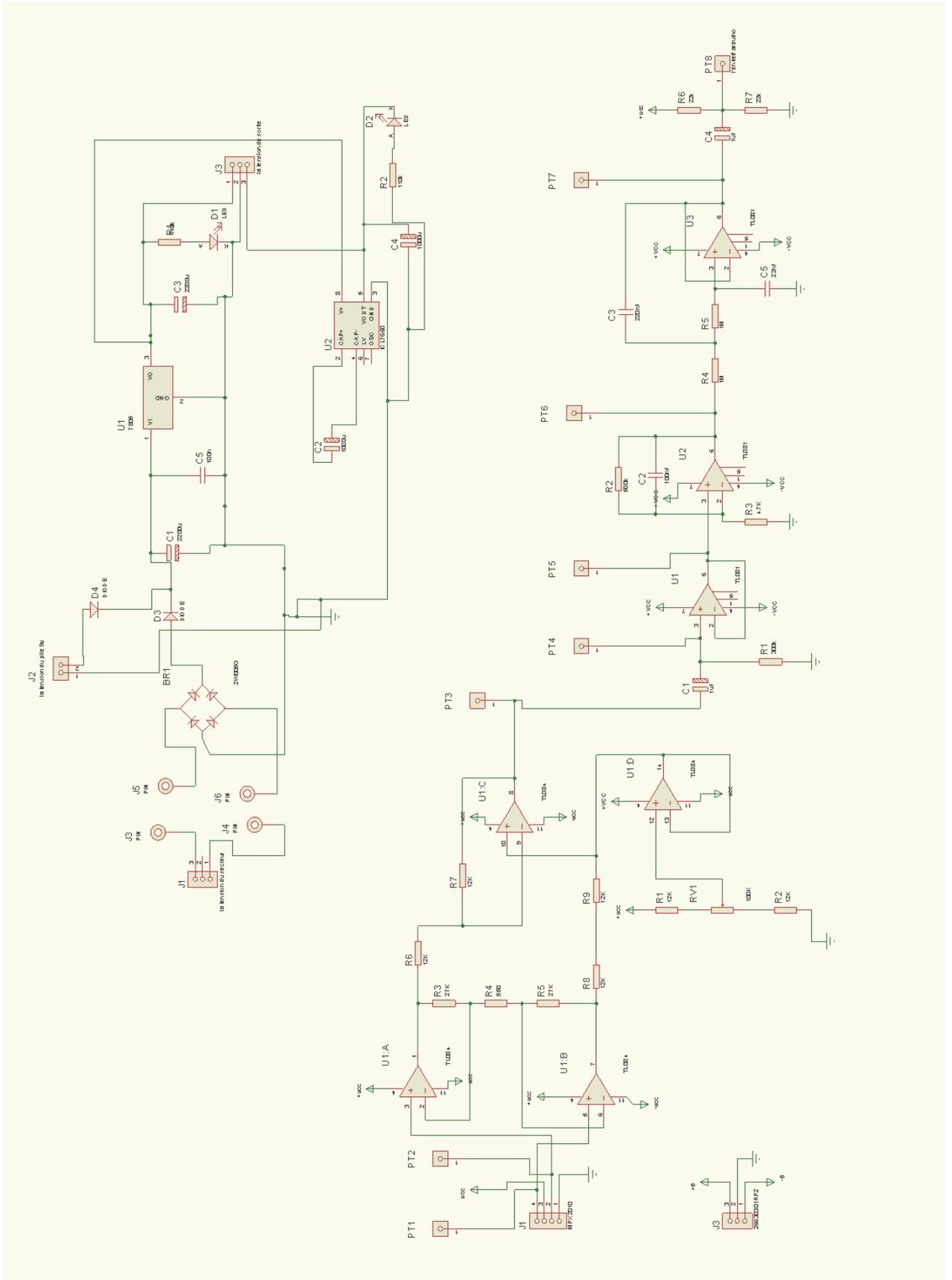
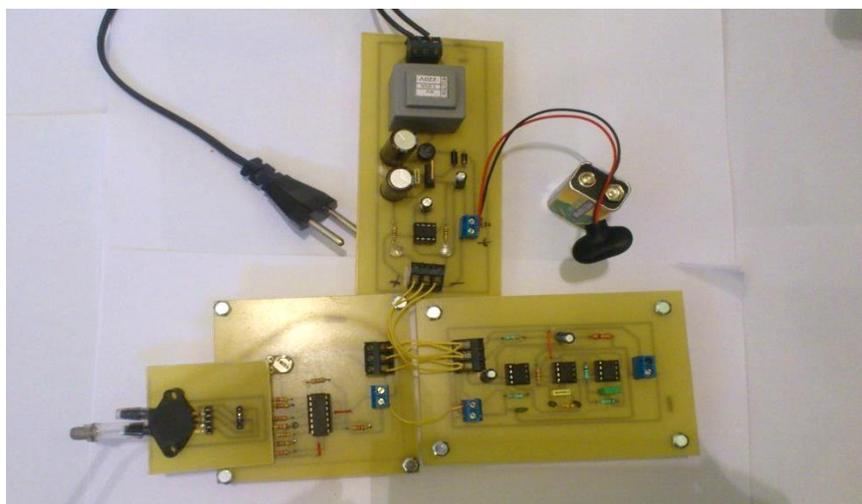


Figure 3.29: Schéma électronique global du circuit de détection des pressions dynamique et statique

## Chapitre 3

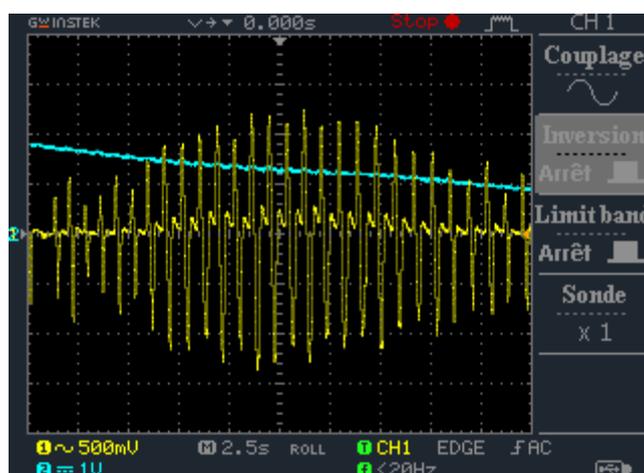
### Mise en forme des pressions dynamique et statique

Sur la Figure 3.30 est illustrée une photo du circuit de mise en forme que nous avons réalisé dans le cadre de ce projet. Ce circuit est câblé en entier, allant du capteur, du circuit de mise en forme analogique ; à savoir les circuits d'amplification instrumentation avec réglage d'offset, et de filtrage, et le circuit d'alimentation d'une tension de  $\pm 5V$  assurée par le secteur et une pile batterie de 9V.



**Figure 3.30** : Circuit de mise en forme des pressions dynamique et statique

Après mise en forme, ce circuit nous permet d'obtenir des signaux oscillogrammes représentant les pressions dynamique et statique, comme illustré sur la Figure 3.31. C'est l'aboutissement de tout un processus de mise en forme analogique d'amplification et de filtrage adapté à la nature des signaux obtenus à partir du capteur de pression MPX2010DP.



**Figure 3.31** : Signaux oscillogrammes représentant les pressions dynamique (en jaune) et statique (en bleu) à la sortie de la carte de mise en forme analogique  
Sujet de sexe masculin, 24 ans, 70kg, à la position assise

Ce paramétrage étudié des étages d'amplification et de filtrage nous ont permis d'aboutir à des signaux de très bonne qualité.

#### 3.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conçu, étudié, et réalisé des circuits de mise en forme analogique de signaux oscillométriques représentant les pressions dynamique et statique en vue de la mesure de la pression artérielle systolique et diastolique d'un individu.

L'élément clé de ce circuit de mise en forme est le capteur de pression MPX2010DP qui assure une réponse linéaire favorisant un signal de sortie en parfaite corrélation avec la pression délivré par le brassard au cours de son gonflage et dégonflage.

Deux étages fondamentaux de mise en forme ont été réalisé à savoir les étages d'amplification et de filtrage. La fonction d'amplification est assurée à travers un amplificateur d'instrumentation à réglage d'offset, qui permet d'aboutir à des signaux oscillométriques bénéficiant d'un taux de réjection en mode commun assurant un bon rapport signal sur bruit. L'étage de filtrage assure de cadrer ces signaux oscillométriques dans une bande fréquentielle allant de 0.5 à 2.5Hz, ce qui favorise une meilleure mise en forme en termes de filtrage de ces signaux représentant les pressions dynamique et statique.

## Chapitre 4

### Acquisition des pressions dynamique et statique

#### 4.1. Introduction

Dans le chapitre précédant, nous avons détaillé les deux circuits électroniques permettant la détection des deux signaux nécessaires à la mesure de la pression artérielle ; à savoir le signal de pression du brassard (DC) et le signal oscillométrique (AC).

Dans ce chapitre, nous allons présenter les résultats de la mise en forme et de l'acquisition des signaux de pression dynamique et statique. Le traitement de ces deux signaux nous permettra d'estimer les pressions systolique et diastolique.

#### 4.2. Acquisition des pressions dynamique et statique

L'acquisition et la numérisation des signaux AC et DC, représentant les pressions dynamique et statique respectivement, mesurés par les circuits décrits dans les chapitres précédents consiste à utiliser la carte Arduino Uno comme une carte d'acquisition de données.

Un programme d'acquisition compilé et téléversé au préalable dans la carte Arduino Uno permet de lire continuellement les échantillons des signaux AC et DC en simultané. Cette acquisition se déroule en respectant une fréquence d'échantillonnage assez élevée à respecter le contenu spectral de ces signaux de nature basse fréquence.

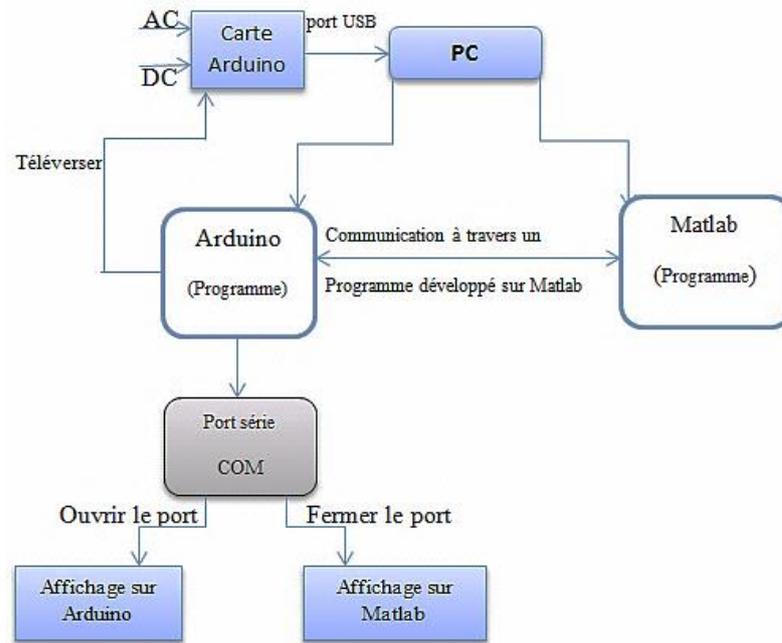
Les deux signaux AC et DC, représentant respectivement les pressions dynamique et statique, sont injectés dans les entrées analogiques A0 et A1 de la carte multifonction Arduino Uno. Le port USB (Universal Serial Bus) est configuré à envoyer les données à 9600 baud. Le port USB est ouvert pendant l'acquisition de données.

Cette communication à travers le port USB permet d'envoyer les 10 bits acquis par l'ADC de la carte Arduino Uno pour qu'ils soient reçus dans un environnement MATLAB. En respectant la configuration de la carte Arduino Uno faite dans la routine « setup » du programme que nous avons chargé dans la carte Arduino Uno, nous avons développé un script d'acquisition de données assurant la réception de ces signaux de pressions dynamique et statique. Afin de vulgariser l'utilisation de la fonction d'acquisition que nous avons développée, nous avons regroupé ses fonctionnalités dans une interface graphique.

La Figure 4.1 illustre la communication entre la carte Arduino Uno comme étant une carte d'acquisition d'un côté, avec son interlocuteur dans le micro-ordinateur qui est l'environnement MATLAB. Cette communication entre ces deux entités est assurée par le port série USB.

## Chapitre 4

### Acquisition des pressions dynamique et statique



**Figure 4.1 :** Acquisition de données à travers la carte Arduino Uno des signaux AC et DC dans MATLAB

### 4.3. Estimation des pressions systolique et diastolique

Après avoir reçu dans MATLAB les pressions dynamique et statique, un algorithme d'estimation de pression systolique et diastolique est implémenté. Cet algorithme est basé sur une estimation empirique basée sur la méthode oscillométrique.

Selon cette méthode, la pression systolique est située au point où les oscillations systoliques ( $O_s$ ) sont à un pourcentage fixe des oscillations maximum ( $O_m$ ) de la pression moyenne. Le rapport systolique de détection est  $O_s/O_m$ . De même, la pression diastolique peut être trouvée comme pourcentage fixe des oscillations maximum en  $O_d/O_m$ . Nous avons considéré 60% comme rapport systolique et diastolique sur la courbe de la pression dynamique.

Initialement, le maximum et le minimum de la pression dynamique sont localisés. Ensuite l'algorithme localise 60 % de ce gradient de pression au niveau de l'enveloppe de la pression dynamique. En accord avec ce pourcentage, deux instants sont détectés depuis la pression dynamique, qui sont ensuite projetés vers la courbe de la pression statique, ce qui permet de détecter les pressions systolique et diastolique.

## Chapitre 4

### Acquisition des pressions dynamique et statique

#### 4.4 Interface graphique

Les fonctionnalités développées dans le cadre de ce projet de fin d'étude ont été regroupées dans une interface graphique développée sous MATLAB. Ces principales fonctionnalités sont essentiellement centrées autour de l'acquisition des pressions dynamique et statique et leur traitement. Ces fonctionnalités consistent en l'acquisition des pressions dynamique et statique, l'enregistrement des fichiers de données, l'ouverture de ces fichiers de données déjà enregistrés, et l'estimation des pressions systolique et diastolique par une approche oscillométrique.

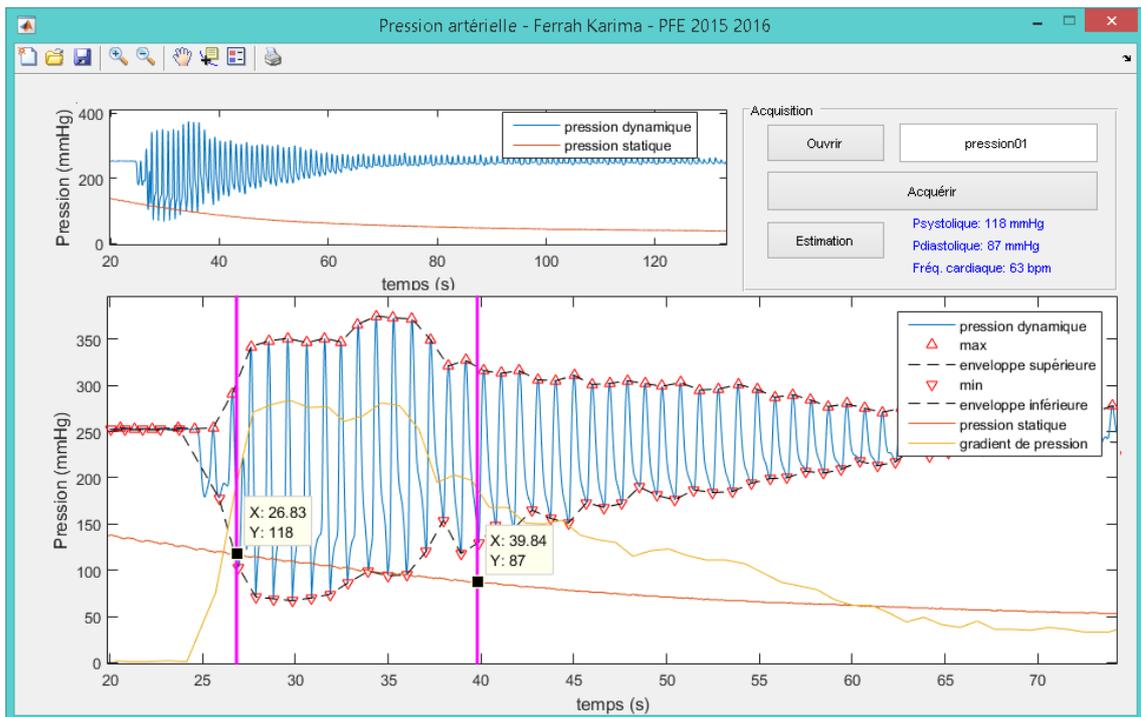


Figure 4.2 : Interface graphique d'acquisition des pressions dynamique et statique

Comme illustré sur la Figure 4.2, il est à noter la qualité des signaux de pression dynamique et statique obtenus. C'est la mise en forme analogique à travers des circuit d'amplification et de filtrage développés dans le cadre de ce projet qui nous a permis d'aboutir un rapport signal sur bruit assez satisfaisant.

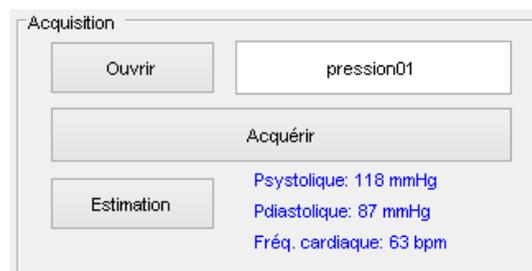


Figure 4.3 : Fonctionnalités de l'interface graphique d'acquisition

## Chapitre 4

### Acquisition des pressions dynamique et statique

Comme illustré sur la Figure 4.3, les fonctionnalités de l'interface graphique d'acquisition sont regroupées dans un cadre nommé « Acquisition » en haut à droite de l'interface. Trois boutons nommés « Ouvrir », « Acquérir », et « Estimation » permettent l'ouverture des fichiers de données, l'acquisition des pressions dynamique et statique, et l'estimation des pressions systolique et diastolique.

Après avoir placé le brassard sur le bras et en respirant normalement, tout en évitant de parler ou de bouger, nous lançons l'acquisition des pressions dynamique et statique. Les signaux acquis des pressions dynamique et statique illustrés sur la Figure 4.4 et comme illustré sur l'interface graphique en Figure 4.2, sont d'un rapport signal sur bruit convenable pour l'estimation des pressions systolique et diastolique.

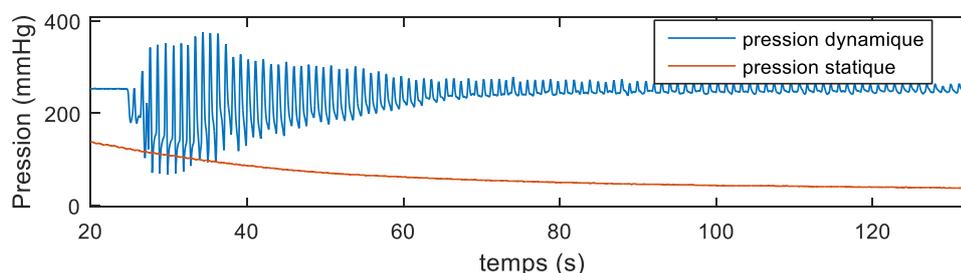


Figure 4.4 : Acquisition des pressions dynamique et statique dans MATLAB

Un algorithme d'estimation des pressions systolique et diastolique a été développé dans le cadre de ce projet fin d'études. Cet algorithme permet un balayage des pressions dynamique et statique à travers une approche empirique pour assurer cette estimation. Un pourcentage de 60 % du gradient de pression entre le maximum et le minimum de la pression dynamique permet de localiser les instants d'apparition des bruits de Korotkoff qui coïncident avec les pressions systolique et diastolique sur la pression statique qui est en décroissance suite au dégonflage du brassard.

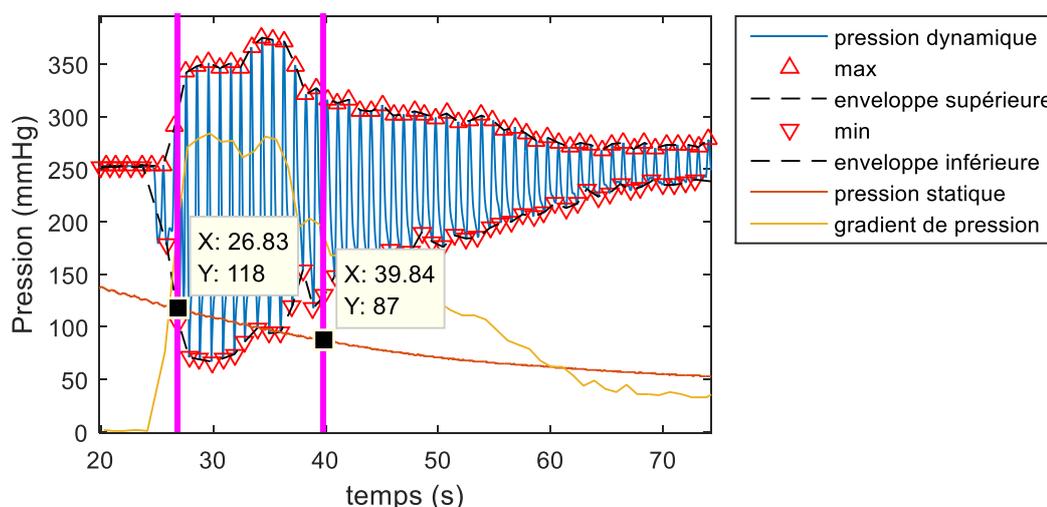


Figure 4.5 : Estimation des pressions systolique et diastolique dans MATLAB

## Chapitre 4

### Acquisition des pressions dynamique et statique

La recherche de la pression systolique se fait dans la direction croissante du temps, tandis que la recherche de la pression diastolique se fait dans le sens décroissant du temps. Cette approche nous permet d'éviter les éventuelles fluctuations de la pression dynamique. Ces fluctuations de pression peuvent être dues aux variations du rythme de respiration ou à certaines conditions physiologiques lors de l'enregistrement.

L'algorithme d'estimation des pressions systolique et diastolique nous permet d'aboutir au résultat de la Figure 4.5 qui montre clairement, avec des lignes verticales en violet, la détection des instants d'apparition des bruits de Korotkoff qui coïncident avec les pressions systolique et diastolique.

L'enveloppe de la pression dynamique est utilisée pour l'estimation des pressions systolique et diastolique. Cette enveloppe est obtenue en détectant les pics maximums et minimums de la pression dynamique, comme illustré sur la Figure 4.5 sous forme de un triangle en couleur rouge (voir la légende de la figure). Il est à noter que la courbe dénommée gradient de pression sur la légende de la Figure 4.5 représente la différence entre les pressions des maxima et les pressions des minima détectés depuis la courbe de la pression dynamique.

Une autre donnée significative de l'état de santé du cœur du patient est le rythme cardiaque. Le rythme cardiaque est obtenu en divisant 60 par la durée moyenne du cycle cardiaque en secondes. Le rythme cardiaque sera alors exprimé en battements par minute (bpm). C'est la moyenne des cycles cardiaques détectés entre les maxima et les minima de la pression dynamique.

Pour ce sujet normal (Figure 4.5), nous obtenons les valeurs de 118 mmHg pour la pression systolique et 87 mmHg pour la pression diastolique, et un rythme cardiaque de 63 bpm.

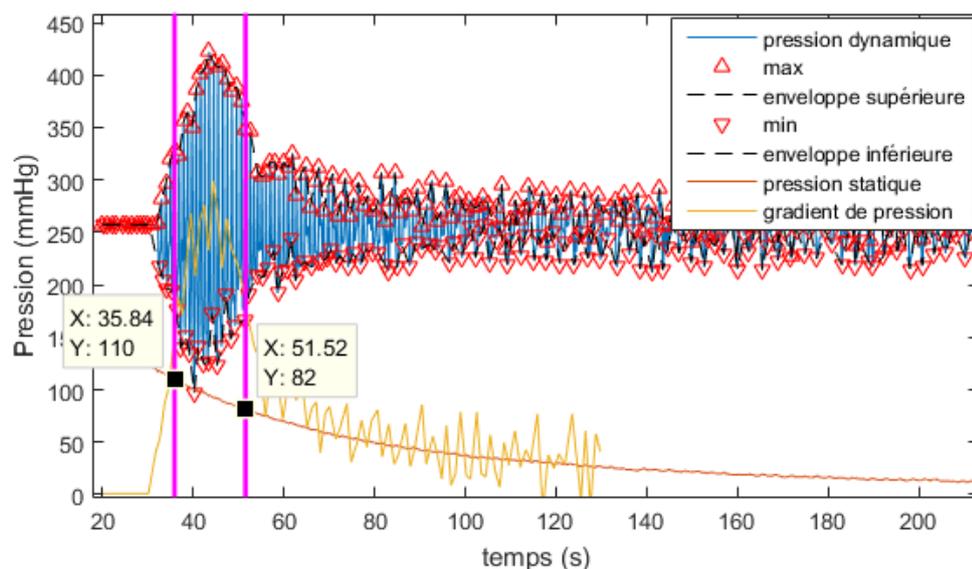


Figure 4.6 : Estimation des pressions systolique et diastolique dans MATLAB

## Chapitre 4

---

### Acquisition des pressions dynamique et statique

D'autres sujets ont fait l'objet d'estimation des pressions systolique et diastolique par l'intermédiaire du système que nous avons développé. A titre d'exemple, la Figure 4.6 illustre les courbes des pressions dynamique et statique traitées par notre algorithme d'estimation des pressions systolique et diastolique. Pour ce sujet normal, nous obtenons une pression systolique de 110 mmHg, et une pression diastolique de 82 mmHg, et un rythme cardiaque de 70 bpm.

#### 4.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les résultats d'acquisition des pressions dynamique et statique, et d'estimation des pressions systolique et diastolique.

La mise en forme analogique présentée en chapitre 3 nous a assuré un rapport signal sur bruit convenable. L'acquisition de données présentée dans ce présent chapitre nous a permis d'aboutir à des signaux de qualité.

Ces données numérisées ont été traités dans un environnement MATLAB par un algorithme que nous avons développé qui permet l'estimation des pressions systolique et diastolique. Cet algorithme permet également d'estimer le rythme cardiaque calculé à partir de la moyenne des durées des cycles cardiaques détectés depuis la pression dynamique.

# Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'études, nous avons étudié les aspects théoriques et pratiques en relation avec l'estimation de la pression artérielle par la méthode oscillométrique. Ce présent projet consiste à la conception et la réalisation d'une carte de mise en forme et d'acquisition des pressions dynamique et statique, et ce en vue de l'estimation des pressions systolique et diastolique d'un individu.

La carte de mise en forme et d'acquisition des pressions dynamique et statique est fondamentalement formée de parties ; à savoir une partie analogique et une partie numérique.

La partie de mise en forme analogique permet de détecter un signal électrique à la sortie du capteur de pression MPX2010DP et de mettre en forme ce signal en termes d'amplification et de filtrage au profit d'une partie numérique servant à assurer l'acquisition de données. L'amplification de la pression dynamique a été assurée par un amplificateur d'instrumentation à réglage d'offset. Cette technique permet de récupérer un signal sans composante continue et de pouvoir rejeter la tension en mode commun, ce qui permet d'aboutir à signal de bon rapport signal sur bruit. Ensuite, une étape de filtrage s'avère indispensable afin de cadrer le signal oscillométrique représentant la pression dynamique entre 0.5 et 2.5Hz. Cette étape de filtrage permet d'améliorer davantage la qualité du signal oscillométrique à la sortie de la partie de mise en forme analogique.

La partie numérique, formée essentiellement par la carte Arduino Uno, permet l'acquisition des pressions dynamique et statique en simultané, et ce à travers des entrées analogiques A0 et A1 de cette carte multifonction.

Deux étapes de programmation sont à accomplir afin de pouvoir récupérer des signaux oscillométriques de pressions dynamique et statique sous forme de fichier de données.

La première étape de programmation consiste à élaborer un programme écrits en langage C dans l'environnement de développement intégré de Arduino tout en bénéficiant de ses bibliothèques diverses. Ce code permettra l'acquisition des signaux oscillométriques par la carte Arduino et leur envoi à travers le port USB vers un micro-ordinateur.

La deuxième étape de programmation est élaborée dans un environnement Matlab. Dans cet environnement, très riche en boites à outils (toolboxes) permettant un traitement très avancé, nous récupérons les signaux oscillométriques des pressions dynamique et statique dans un fichier de données. Cette acquisition est accomplie à travers une interface graphique, que nous avons développée, permettant d'acquérir, d'enregistrer, et d'ouvrir ces fichiers de données contenant les signaux de pressions dynamique et statique. Cette interface graphique assure une fonctionnalité d'estimation des pressions systolique et diastolique, ainsi que du rythme cardiaque.

Une manipulation pratique est proposée afin de pouvoir assimiler l'électronique associée au circuit de mise en forme des pressions dynamique et statique.

## Bibliographie

- [1] S. C. Mukhopadhyay and A. Lay-Ekuakille, *Advances in biomedical sensing, measurements, instrumentation and systems*. Springer, 2010.
- [2] M. Bakehe and others, *Système Cardiovasculaire I*. Xlibris Corporation, 2013.
- [3] K. L. Moore and A. F. Dalley, *Anatomie médicale: aspects fondamentaux et applications cliniques*. De Boeck Supérieur, 2001.
- [4] E. N. Marieb, R. Lachâine, K. Hoehn, and L. Moussakova, *Anatomie et physiologie humaines*. Pearson; ERPI, 2010.
- [5] J. E. Hall, *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- [6] F. Boustani, *La circulation du sang. Entre Orient et Occident, l’histoire d’une découverte*. Philippe Rey, 2014.
- [7] J. G. Webster and H. Eren, *Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook: Spatial, Mechanical, Thermal, and Radiation Measurement*, vol. 1. CRC press, 2014.
- [8] L. Nokes, D. Jennings, T. Flint, and B. Turton, *Introduction to medical electronics applications*. Butterworth-Heinemann, 1995.
- [9] J. D. Bronzino, *Biomedical engineering handbook*, vol. 2. CRC Press, 1999.
- [10] R.-G. Asmar, *Méthodes de mesure de la pression artérielle*. Springer, 1991.
- [11] J.-D. Warren, J. Adams, and H. Molle, *Arduino for robotics*. Springer, 2011.
- [12] L. Young, “Encyclopedia of MATLAB: Science and Engineering-Volume VII,” 2015.
- [13] C. Kitchin and L. Counts, *A designer’s guide to instrumentation amplifiers*. Analog Devices, 2006.
- [14] A. B. Williams and F. J. Taylor, *Electronic filter design handbook*. McGraw-Hill, 1995.

## Annexe 1 – Manipulation pratique

# Manuel d'utilisation

---

## d'une manipulation pratique

### 1. But de la manipulation

Le but de ce travail pratique est de mesurer les pressions systolique, diastolique et moyenne par la méthode oscillométrique. Il faut également étudier leurs variations en fonction du sujet test de son état (repos ou après un effort).

### 2. Introduction

La mesure de la pression artérielle (PA) est fondamentale dans un examen clinique en médecine. La pression artérielle est une suite du pompage du sang par le cœur, et sa valeur dépend du rapport entre le débit cardiaque et la résistance vasculaire systémique. Par conséquent, la pression artérielle est considérée comme l'une des variables physiologiques les plus importantes dans l'évaluation de l'hémodynamique cardiovasculaire. Cette évaluation permet le diagnostic et la surveillance de patients.

### 3. Objectifs généraux:

- acquérir une certaine pratique expérimentale électronique sur un dispositif de mesure de la pression artérielle.
- savoir comment réaliser une plateforme d'acquisition et d'analyse de la pression artérielle dans l'organisme humain.
- apprendre à représenter et interpréter les résultats obtenus et enfin en tirer des conclusions.

### 4. Etude théorique

#### 4.1. Définitions :

La tension artérielle correspond à la force exercée par le sang sur les parois artérielles quand le sang traverse les artères. Ces derniers jouent un rôle important dans l'approvisionnement de nutriments de tout l'organisme. Elles conduisent le sang du cœur vers les différents tissus et fournissent l'oxygène nécessaire à la survie des différentes cellules.

A chaque contraction du cœur, le sang est chassé avec force des cavités cardiaques et propulsé dans ses conduits. Pour remplir leur fonction de manière satisfaisante, ils doivent rester souples et non obstrués.

La pression artérielle, ou la tension artérielle, s'exprime par deux mesures différentes, une valeur maximale et une valeur minimale. La valeur la plus élevée de la pression s'appelle la pression systolique (PS), produite quand le cœur se contracte (contraction du ventricule gauche VG) et éjecte le sang dans l'aorte. La pression diastolique (PD) représente la valeur la plus basse, correspond à la phase de relaxation du ventricule gauche (VG) et la propulsion de sang dans le système vasculaire.

Les valeurs extrêmes de la pression artérielle sont rigoureusement régies par les standards de l'Organisation Mondiale de la Santé qui stipulent que :

- Pression artérielle normale de l'adulte : PA < 140-90 mmHg.
- Hypertension artérielle : PAS  $\geq$  140 mmHg et/ou PAD  $\geq$  90 mmHg.

# Manuel d'utilisation

---

## d'une manipulation pratique

### 4.2. Méthode de mesure de la pression artérielle

Elles sont groupées en deux catégories :

- Les méthodes invasives qui utilisent un cathéter : dans ce procédé, une incision est faite dans la peau du patient et un cathéter est introduit dans le système de circulation.
- Les méthodes non invasives : ici les principes les plus utilisés sont l'auscultation, l'oscillométrie, la pléthysmographie, les ultrasons, la méthode par impédance.

Dans cette manipulation pratique la méthode oscillométrique est adoptée. En fait les oscillations sont apparues dans l'artère humérale lors du changement de régime d'écoulement du sang, du régime laminaire au régime tourbillon. Ce changement est dû à la compression de cette artère.

#### 4.2.1. Description de la méthode oscillométrique

Le principe de la mesure de la PA utilisant la technique oscillométrique est lié à la transmission de l'impulsion intra-artérielle au brassard occlusif entourant le membre. Un brassard placé autour du bras supérieur et qui est rapidement gonflé à environ 300 mm Hg au-dessus de la tension artérielle systolique, occluant la circulation du sang dans l'artère brachiale.

La pression dans le brassard est mesurée par une sonde. La pression est alors graduellement diminuée, souvent par palier de 5 à 8 mmHg. Le signal oscillométrique est détecté et traité à chaque étape de décomposition. La pression du brassard peut être évacuée linéairement d'une façon semblable à la méthode auscultatoire conventionnelle.

Dans le cas de la méthode oscillométrique conventionnelle, lorsque le brassard se dégonfle, des oscillations apparaissent. Ces dernières débutent avant la valeur réelle de la pression systolique et prennent fin après la valeur réelle de la pression diastolique. La valeur maximale de l'oscillation représente la valeur systolique moyenne.

### 4.3. Description du dispositif

Le dispositif réalisé (voir schéma bloc figure ci-dessous) et exploité pour cette manipulation de travaux pratiques est une automatisation de la méthode oscillométrique de la mesure de la pression artérielle se fait par un système électronique alors que le traitement du signal est fait par un ordinateur, suite au traitement les valeurs de pressions sont déterminées.

# Manuel d'utilisation d'une manipulation pratique

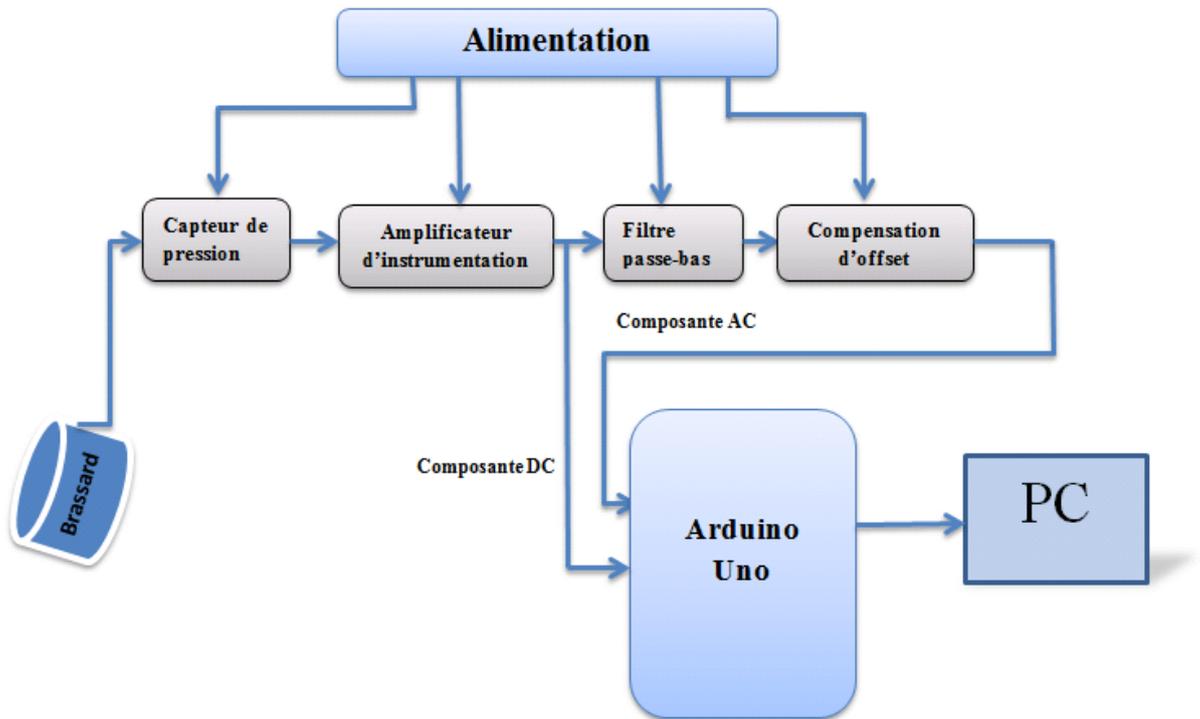


Figure 1 : Schéma bloc du dispositif de la mesure de la pression artérielle.

## 5. Manipulation

Avant aboutir à la manipulation il faut d'abord respecter certain nombre de facteurs pour un bon déroulement de la mesure de la pression artérielle :

- L'usage d'un brassard adapté à la circonférence du bras.
- L'observateur doit bien se placer pour une bonne lecture.
- En vue d'éviter les effets de stress, le sujet test doit être au repos et mis en confiance

### 5.1. Matériel utilisé

- un brassard avec une poire sphgmanométrique.
- capteur de pression MPX2010.
- une carte électronique de mise en forme.
- Oscilloscope
- une alimentation DC
- PC Portable.
- une carte d'acquisition Arduino Uno.
- un câble USB.

# Manuel d'utilisation d'une manipulation pratique

## 5.2. Détection de la pression artérielle

Prenant le la carte électronique globale de la mesure de la pression artérielle.

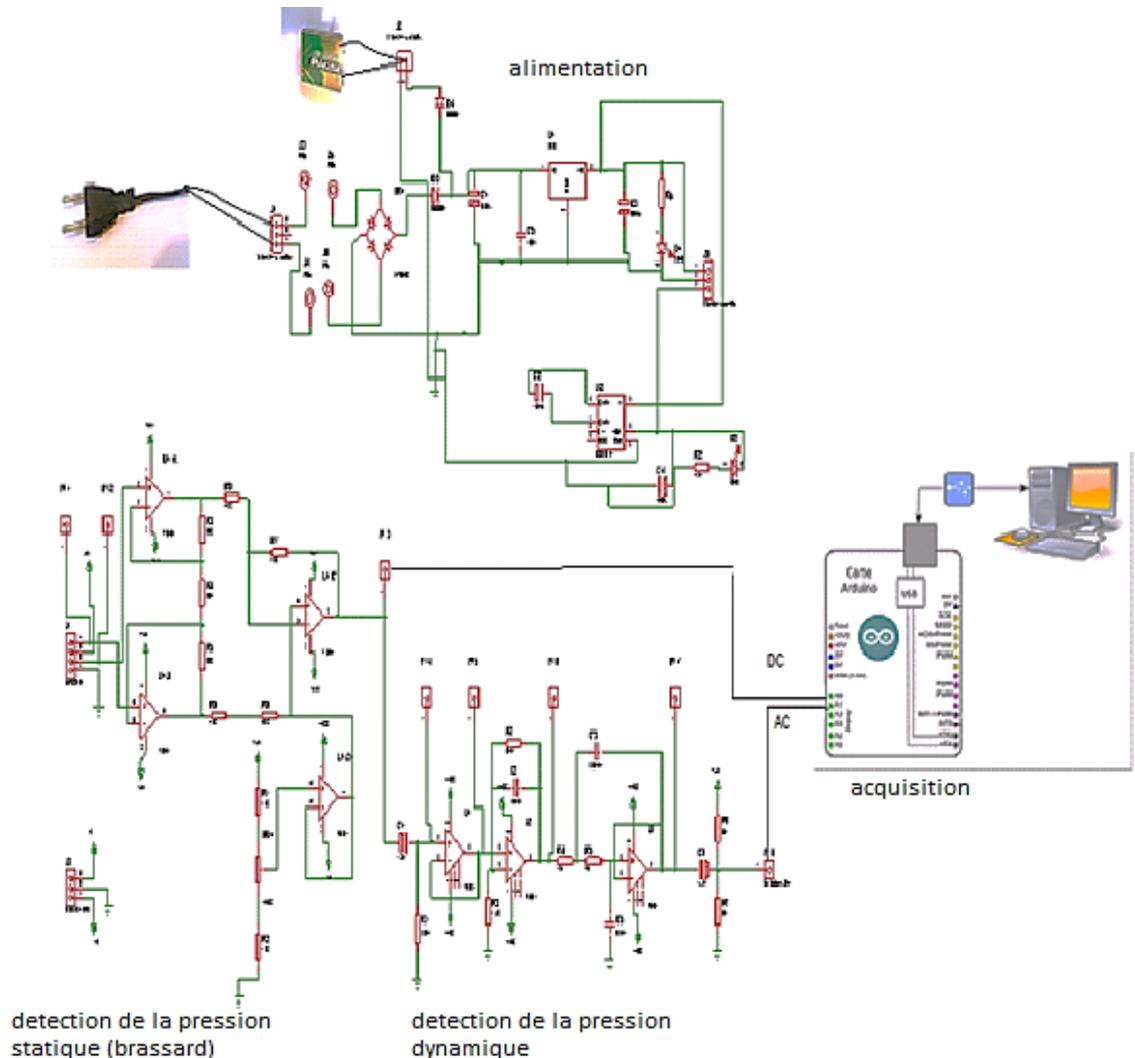


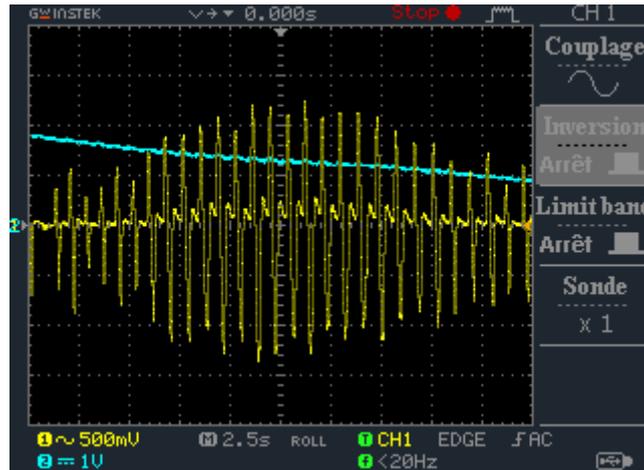
Figure 2 : le schéma électrique global de la mesure de la pression artérielle.

### • Etapes à suivre

- Brancher le brassard à l'entrée du capteur qui est relié à une carte électronique de mise en forme comme illustre le schéma avant.
- Brancher la carte Arduino Uno au PC avec le câble USB et vérifier est ce que la sortie de étage de détection de la pression du brassard (PT3) et la sortie de l'étage de détection de la pression dynamique (PT8) sont bronché successivement au A0 et A1 de la carte.
- Lancer le programme Arduino et le téléverser dans la carte (en vérifiant le choix du port, la vitesse d'envoyer les donnée et la nature de la carte utilisé).
- Alimenter la carte Arduino et le circuit de mise en forme avec une alimentation de (5V,-5V), en utilisant soit le secteur soit la pile.
- Relier les sorties du PT3 et PT8 de circuit électronique à l'oscilloscope.

## Manuel d'utilisation d'une manipulation pratique

- Placer le brassard au niveau du bras, en prenant en considération les circonstances décrit avant.
- Commencer à gonfler le brassard jusqu'à arriver à une pression lue sur le manomètre de 200 mmHg.
- Dégonfler le brassard lentement et après un certain temps on aura le tracer de la courbe oscillométrique avec le tracer dégonflage du brassard.
- On remarque sur l'allure du signal qu'il a une pic maximal de la pression dynamique, noter la car elle correspond à la pression moyenne (figure 3).



**Figure 3** : le signal issu du brassard et le signal oscillométrique à la sortie du circuit globale.

- A travers un programme développé sur Matlab, évaluer la pression systolique et diastolique en prélevant les pressions dynamique et statique localisées à environs 60% du gradient de pression entre le maximum et le minimum de la pression dynamique.

### 6. Conclusion

Les deux signaux détectés celui de la pression du brassard (statique) et de la pression dynamique, constituent les deux signaux principaux à la mesure de la pression artérielle (systolique et diastolique) par la méthode oscillométrique.

## Annexe 2 – Fiches techniques

# 10 kPa On-Chip Temperature Compensated & Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2010/MPXV2010G series silicon piezoresistive pressure sensors provide a very accurate and linear voltage output — directly proportional to the applied pressure. These sensors house a single monolithic silicon die with the strain gauge and thin-film resistor network integrated on each chip. The sensor is laser trimmed for precise span, offset calibration and temperature compensation.

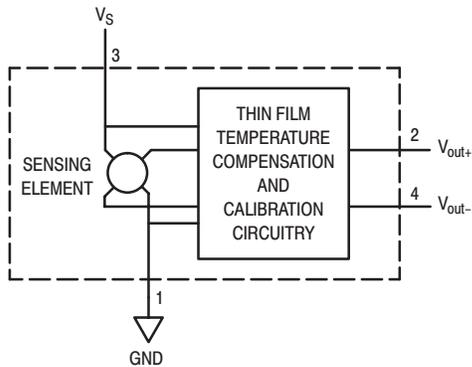
### Features

- Temperature Compensated over 0°C to +85°C
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options

### Application Examples

- Respiratory Diagnostics
- Air Movement Control
- Controllers
- Pressure Switching

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.



**Figure 1. Temperature Compensated and Calibrated Pressure Sensor Schematic**

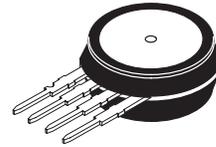
### VOLTAGE OUTPUT versus APPLIED DIFFERENTIAL PRESSURE

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P1) relative to the vacuum side (P2). Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P2) relative to the pressure side (P1).

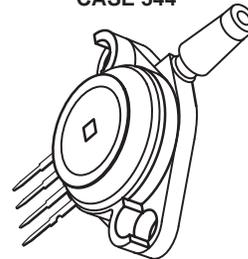
**Preferred** devices are Motorola recommended choices for future use and best overall value.

REV 9

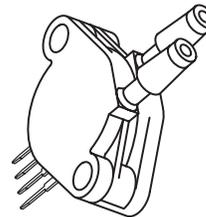
### UNIBODY PACKAGE



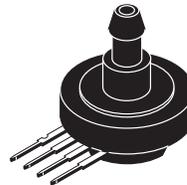
**MPX2010D  
CASE 344**



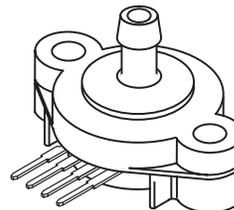
**MPX2010GP  
CASE 344B**



**MPX2010DP  
CASE 344C**



**MPX2010GS  
CASE 344E**



**MPX2010GSX  
CASE 344F**

### PIN NUMBER

1	Gnd	3	V <sub>S</sub>
2	+V <sub>out</sub>	4	-V <sub>out</sub>

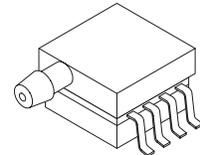
NOTE: Pin 1 is noted by the notch in the lead.

## MPX2010 MPXV2010G SERIES

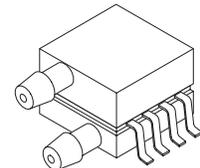
Motorola Preferred Device

**COMPENSATED  
PRESSURE SENSOR**  
 0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)  
**FULL SCALE SPAN: 25 mV**

### SMALL OUTLINE PACKAGE SURFACE MOUNT



**MPXV2010GP  
CASE 1369**



**MPXV2010DP  
CASE 1351**

### PIN NUMBER

1	Gnd	5	N/C
2	+V <sub>out</sub>	6	N/C
3	V <sub>S</sub>	7	N/C
4	-V <sub>out</sub>	8	N/C

NOTE: Pin 1 is noted by the notch in the lead.

Freescale Semiconductor, Inc.

**MAXIMUM RATINGS**(NOTE)

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P <sub>max</sub>	75	kPa
Storage Temperature	T <sub>stg</sub>	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T <sub>A</sub>	-40 to +125	°C

NOTE: Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

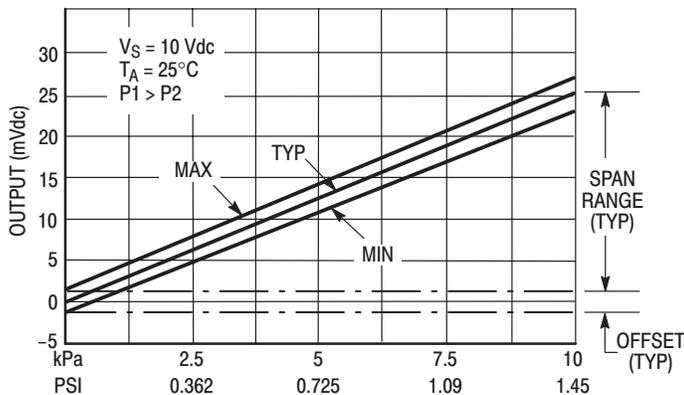
**OPERATING CHARACTERISTICS** (V<sub>S</sub> = 10 Vdc, T<sub>A</sub> = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range <sup>(1)</sup>	P <sub>OP</sub>	0	—	10	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	V <sub>S</sub>	—	10	16	Vdc
Supply Current	I <sub>o</sub>	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span <sup>(3)</sup>	V <sub>FSS</sub>	24	25	26	mV
Offset <sup>(4)</sup>	V <sub>off</sub>	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	ΔV/ΔP	—	2.5	—	mV/kPa
Linearity <sup>(5)</sup>	—	-1.0	—	1.0	%V <sub>FSS</sub>
Pressure Hysteresis <sup>(5)</sup> (0 to 10 kPa)	—	—	±0.1	—	%V <sub>FSS</sub>
Temperature Hysteresis <sup>(5)</sup> (-40°C to +125°C)	—	—	±0.5	—	%V <sub>FSS</sub>
Temperature Effect on Full Scale Span <sup>(5)</sup>	TCV <sub>FSS</sub>	-1.0	—	1.0	%V <sub>FSS</sub>
Temperature Effect on Offset <sup>(5)</sup>	TCV <sub>off</sub>	-1.0	—	1.0	mV
Input Impedance	Z <sub>in</sub>	1000	—	2550	Ω
Output Impedance	Z <sub>out</sub>	1400	—	3000	Ω
Response Time <sup>(6)</sup> (10% to 90%)	t <sub>R</sub>	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(7)</sup>	—	—	±0.5	—	%V <sub>FSS</sub>

NOTES:

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<sub>FSS</sub>) 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<sub>off</sub>) 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.

**ON-CHIP TEMPERATURE COMPENSATION and CALIBRATION**

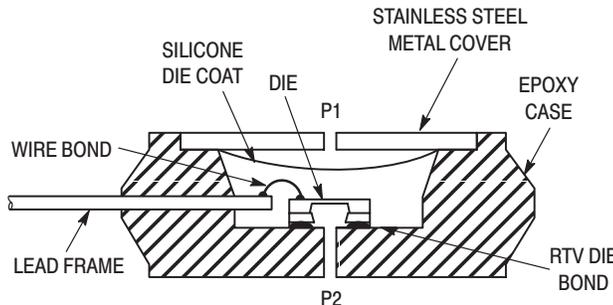


**Figure 2. Output versus Pressure Differential**

Figure 2 shows the output characteristics of the MPX2010/MPXV2010G series at 25°C. The output is directly proportional to the differential pressure and is essentially a straight line.

The effects of temperature on full scale span and offset are very small and are shown under Operating Characteristics.

This performance over temperature is achieved by having both the shear stress strain gauge and the thin-film resistor circuitry on the same silicon diaphragm. Each chip is dynamically laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.



**Figure 3. Unibody Package — Cross-Sectional Diagram (not to scale)**

Figure 3 illustrates the differential/gauge die in the basic chip carrier (Case 344). A silicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPX2010/MPXV2010G series pressure sensor oper-

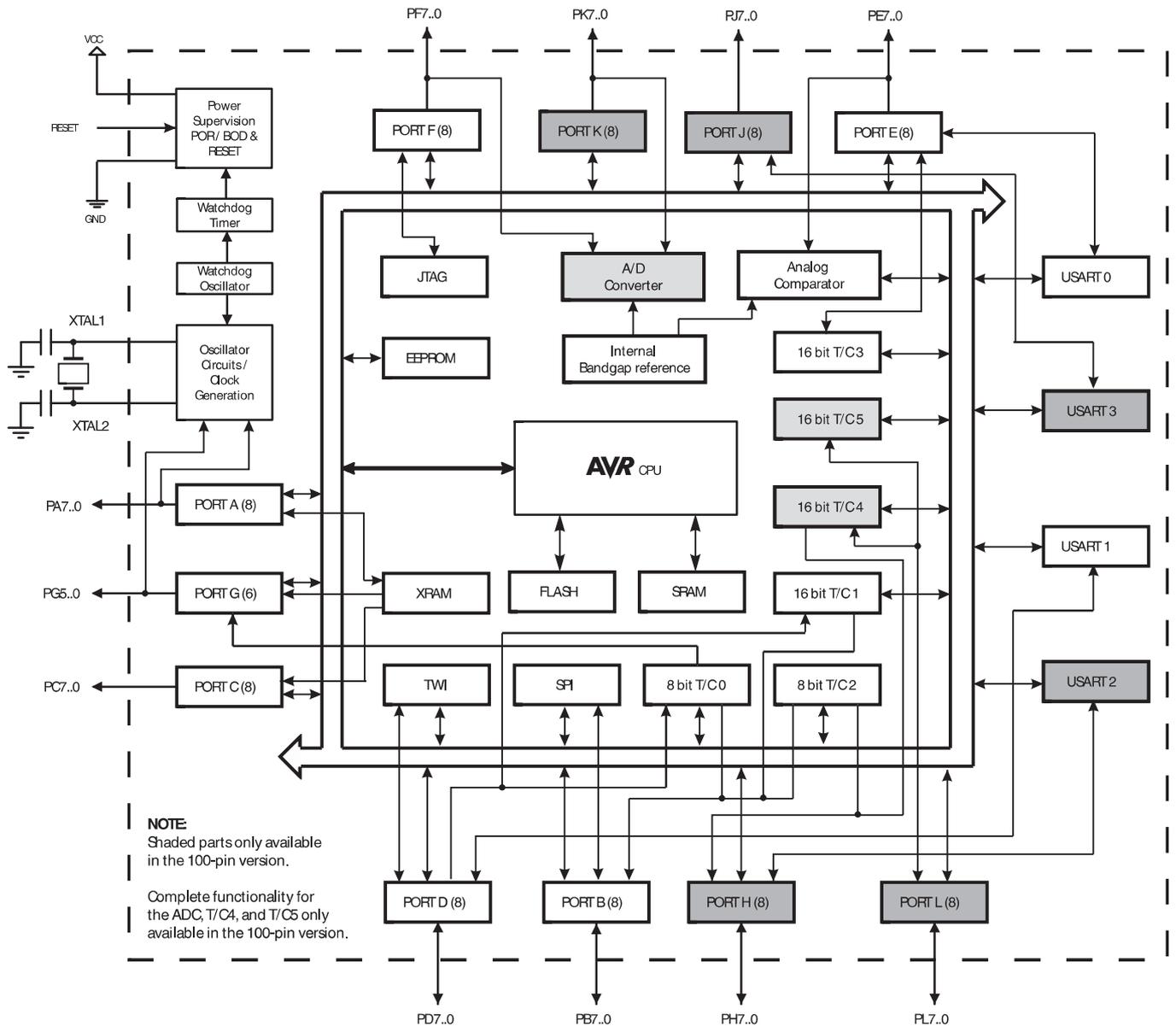
ating characteristics and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media other than dry air may have adverse effects on sensor performance and long term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

## 2. Overview

The ATmega640/1280/1281/2560/2561 is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega640/1280/1281/2560/2561 achieves throughputs approaching 1 MIPS per MHz allowing the system designer to optimize power consumption versus processing speed.

### 2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



The Atmel® AVR® core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the Arithmetic Logic Unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting architecture is more code efficient while achieving throughputs up to ten times faster than conventional CISC microcontrollers.

## 2.2 Comparison Between ATmega1281/2561 and ATmega640/1280/2560

Each device in the ATmega640/1280/1281/2560/2561 family differs only in memory size and number of pins. [Table 2-1](#) summarizes the different configurations for the six devices.

**Table 2-1.** Configuration Summary

Device	Flash	EEPROM	RAM	General Purpose I/O pins	16 bits resolution PWM channels	Serial USARTs	ADC Channels
ATmega640	64KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega1280	128KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega1281	128KB	4KB	8KB	54	6	2	8
ATmega2560	256KB	4KB	8KB	86	12	4	16
ATmega2561	256KB	4KB	8KB	54	6	2	8

## 2.3 Pin Descriptions

### 2.3.1 VCC

Digital supply voltage.

### 2.3.2 GND

Ground.

### 2.3.3 Port A (PA7..PA0)

Port A is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port A output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port A pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port A pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port A also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 75](#).

### 2.3.4 Port B (PB7..PB0)

Port B is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port B output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port B pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port B pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port B has better driving capabilities than the other ports.

Port B also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 76](#).

### 2.3.5 Port C (PC7..PC0)

Port C is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port C output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port C pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port C pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port C also serves the functions of special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 79](#).

### 2.3.6 Port D (PD7..PD0)

Port D is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port D output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port D pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port D pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port D also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 80](#).

### 2.3.7 Port E (PE7..PE0)

Port E is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port E output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port E pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port E pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port E also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 82](#).

### 2.3.8 Port F (PF7..PF0)

Port F serves as analog inputs to the A/D Converter.

Port F also serves as an 8-bit bi-directional I/O port, if the A/D Converter is not used. Port pins can provide internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port F output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port F pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port F pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running. If the JTAG interface is enabled, the pull-up resistors on pins PF7(TDI), PF5(TMS), and PF4(TCK) will be activated even if a reset occurs.

Port F also serves the functions of the JTAG interface.

### 2.3.9 Port G (PG5..PG0)

Port G is a 6-bit I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port G output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port G pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port G pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port G also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/1281/2560/2561 as listed on [page 86](#).

### 2.3.10 Port H (PH7..PH0)

Port H is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port H output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port H pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port H pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port H also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 88](#).

### 2.3.11 Port J (PJ7..PJ0)

Port J is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port J output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port J pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port J pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running. Port J also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 90](#).

### 2.3.12 Port K (PK7..PK0)

Port K serves as analog inputs to the A/D Converter.

Port K is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port K output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port K pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port K pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port K also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 92](#).

### 2.3.13 Port L (PL7..PL0)

Port L is a 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port L output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port L pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port L pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Port L also serves the functions of various special features of the ATmega640/1280/2560 as listed on [page 94](#).

### 2.3.14 $\overline{\text{RESET}}$

Reset input. A low level on this pin for longer than the minimum pulse length will generate a reset, even if the clock is not running. The minimum pulse length is given in “[System and Reset Characteristics](#)” on [page 360](#). Shorter pulses are not guaranteed to generate a reset.

### 2.3.15 XTAL1

Input to the inverting Oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

### 2.3.16 XTAL2

Output from the inverting Oscillator amplifier.

### 2.3.17 AVCC

AVCC is the supply voltage pin for Port F and the A/D Converter. It should be externally connected to  $V_{CC}$ , even if the ADC is not used. If the ADC is used, it should be connected to  $V_{CC}$  through a low-pass filter.

### 2.3.18 AREF

This is the analog reference pin for the A/D Converter.

## 26. ADC – Analog to Digital Converter

### 26.1 Features

- 10-bit Resolution
- 1 LSB Integral Non-linearity
- $\pm 2$  LSB Absolute Accuracy
- 13 $\mu$ s - 260 $\mu$ s Conversion Time
- Up to 76.9kSPS (Up to 15kSPS at Maximum Resolution)
- 16 Multiplexed Single Ended Input Channels
- 14 Differential input channels
- 4 Differential Input Channels with Optional Gain of 10 $\times$  and 200 $\times$
- Optional Left Adjustment for ADC Result Readout
- 0V -  $V_{CC}$  ADC Input Voltage Range
- 2.7V -  $V_{CC}$  Differential ADC Voltage Range
- Selectable 2.56V or 1.1V ADC Reference Voltage
- Free Running or Single Conversion Mode
- Interrupt on ADC Conversion Complete
- Sleep Mode Noise Canceler

The ATmega640/1280/1281/2560/2561 features a 10-bit successive approximation ADC. The ADC is connected to an 8/16-channel Analog Multiplexer which allows eight/sixteen single-ended voltage inputs constructed from the pins of Port F and Port K. The single-ended voltage inputs refer to 0V (GND).

The device also supports 16/32 differential voltage input combinations. Four of the differential inputs (ADC1 & ADC0, ADC3 & ADC2, ADC9 & ADC8 and ADC11 & ADC10) are equipped with a programmable gain stage, providing amplification steps of 0 dB (1 $\times$ ), 20 dB (10 $\times$ ) or 46 dB (200 $\times$ ) on the differential input voltage before the ADC conversion. The 16 channels are split in two sections of 8 channels where in each section seven differential analog input channels share a common negative terminal (ADC1/ADC9), while any other ADC input in that section can be selected as the positive input terminal. If 1 $\times$  or 10 $\times$  gain is used, 8 bit resolution can be expected. If 200 $\times$  gain is used, 7 bit resolution can be expected.

The ADC contains a Sample and Hold circuit which ensures that the input voltage to the ADC is held at a constant level during conversion. A block diagram of the ADC is shown in [Figure 26-1 on page 269](#).

The ADC has a separate analog supply voltage pin, AVCC. AVCC must not differ more than  $\pm 0.3$ V from  $V_{CC}$ . See the paragraph “[ADC Noise Canceler](#)” on [page 275](#) on how to connect this pin.

Internal reference voltages of nominally 1.1V, 2.56V or AVCC are provided On-chip. The voltage reference may be externally decoupled at the AREF pin by a capacitor for better noise performance.

The Power Reduction ADC bit, PRADC, in “[PRR0 – Power Reduction Register 0](#)” on [page 55](#) must be disabled by writing a logical zero to enable the ADC.

## TL081 Wide Bandwidth JFET Input Operational Amplifier

### General Description

The TL081 is a low cost high speed JFET input operational amplifier with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). The device requires a low supply current and yet maintains a large gain bandwidth product and a fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The TL081 is pin compatible with the standard LM741 and uses the same offset voltage adjustment circuitry. This feature allows designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM741 designs.

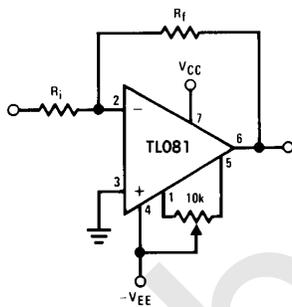
The TL081 may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample-and-hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The device has low noise and offset voltage drift, but for applications where these requirements

are critical, the LF356 is recommended. If maximum supply current is important, however, the TL081C is the better choice.

### Features

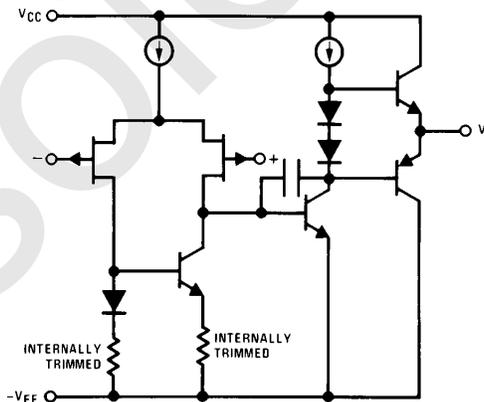
■ Internally trimmed offset voltage	15 mV
■ Low input bias current	50 pA
■ Low input noise voltage	25 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
■ Low input noise current	0.01 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
■ Wide gain bandwidth	4 MHz
■ High slew rate	13 V/ $\mu\text{s}$
■ Low supply current	1.8 mA
■ High input impedance	$10^{12}\Omega$
■ Low total harmonic distortion $A_V = 10$ , $R_L = 10\text{k}$ , $V_O = 20\text{ Vp-p}$ , $\text{BW} = 20\text{ Hz} - 20\text{ kHz}$	<0.02%
■ Low 1/f noise corner	50 Hz
■ Fast settling time to 0.01%	2 $\mu\text{s}$

### Typical Connection



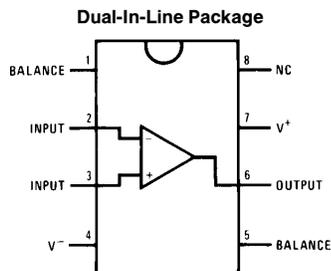
TL/H/8358-1

### Simplified Schematic



TL/H/8358-2

### Connection Diagram



TL/H/8358-4

Order Number TL081CP  
See NS Package Number N08E

## Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	±18V
Power Dissipation (Notes 1 and 6)	670 mW
Operating Temperature Range	0°C to +70°C
T <sub>J(MAX)</sub>	115°C
Differential Input Voltage	±30V

Input Voltage Range (Note 2)	±15V
Output Short Circuit Duration	Continuous
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	260°C
θ <sub>JA</sub>	120°C/W
ESD rating to be determined.	

## DC Electrical Characteristics (Note 3)

Symbol	Parameter	Conditions	TL081C			Units
			Min	Typ	Max	
V <sub>OS</sub>	Input Offset Voltage	R <sub>S</sub> = 10 kΩ, T <sub>A</sub> = 25°C Over Temperature		5	15 20	mV mV
ΔV <sub>OS</sub> /ΔT	Average TC of Input Offset Voltage	R <sub>S</sub> = 10 kΩ		10		μV/°C
I <sub>OS</sub>	Input Offset Current	T <sub>J</sub> = 25°C, (Notes 3, 4) T <sub>J</sub> ≤ 70°C		25	100 4	pA nA
I <sub>B</sub>	Input Bias Current	T <sub>J</sub> = 25°C, (Notes 3, 4) T <sub>J</sub> ≤ 70°C		50	200 8	pA nA
R <sub>IN</sub>	Input Resistance	T <sub>J</sub> = 25°C		10 <sup>12</sup>		Ω
A <sub>VOL</sub>	Large Signal Voltage Gain	V <sub>S</sub> = ±15V, T <sub>A</sub> = 25°C V <sub>O</sub> = ±10V, R <sub>L</sub> = 2 kΩ Over Temperature	25 15	100		V/mV V/mV
V <sub>O</sub>	Output Voltage Swing	V <sub>S</sub> = ±15V, R <sub>L</sub> = 10 kΩ	±12	±13.5		V
V <sub>CM</sub>	Input Common-Mode Voltage Range	V <sub>S</sub> = ±15V	±11	+15 -12		V V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	R <sub>S</sub> ≤ 10 kΩ	70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 5)	70	100		dB
I <sub>S</sub>	Supply Current			1.8	2.8	mA

## AC Electrical Characteristics (Note 3)

Symbol	Parameter	Conditions	TL081C			Units
			Min	Typ	Max	
SR	Slew Rate	V <sub>S</sub> = ±15V, T <sub>A</sub> = 25°C		13		V/μs
GBW	Gain Bandwidth Product	V <sub>S</sub> = ±15V, T <sub>A</sub> = 25°C		4		MHz
e <sub>n</sub>	Equivalent Input Noise Voltage	T <sub>A</sub> = 25°C, R <sub>S</sub> = 100Ω, f = 1000 Hz		25		nV/√Hz
i <sub>n</sub>	Equivalent Input Noise Current	T <sub>J</sub> = 25°C, f = 1000 Hz		0.01		pA/√Hz

**Note 1:** For operating at elevated temperature, the device must be derated based on a thermal resistance of 120°C/W junction to ambient for N package.

**Note 2:** Unless otherwise specified the absolute maximum negative input voltage is equal to the negative power supply voltage.

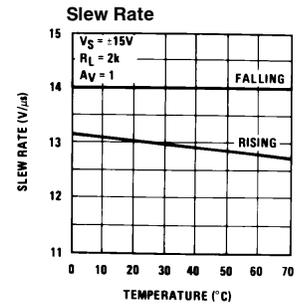
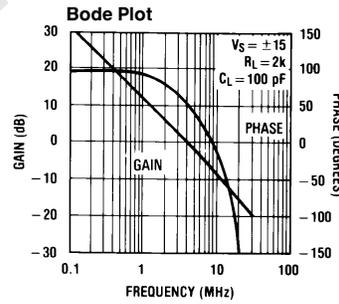
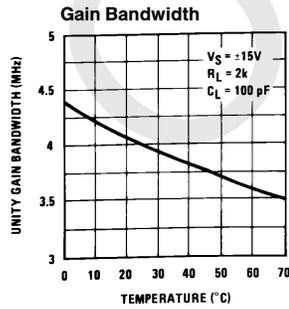
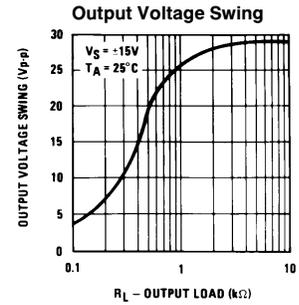
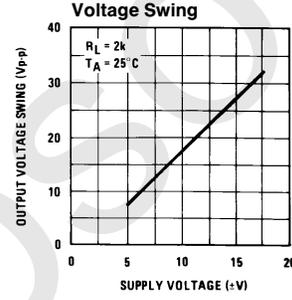
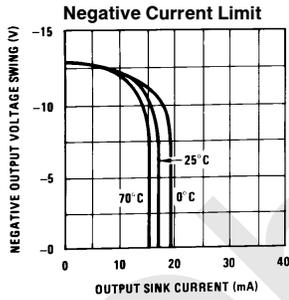
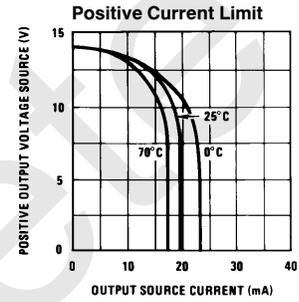
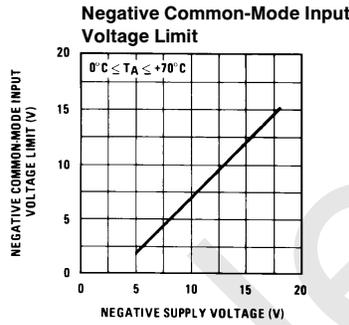
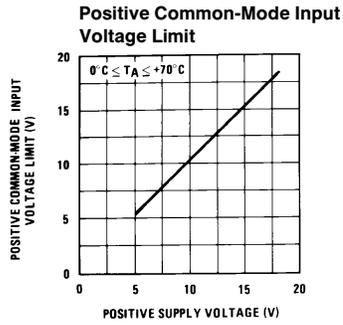
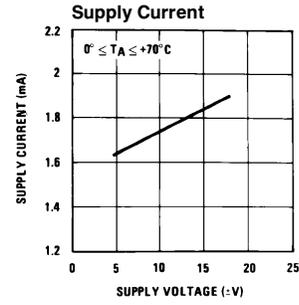
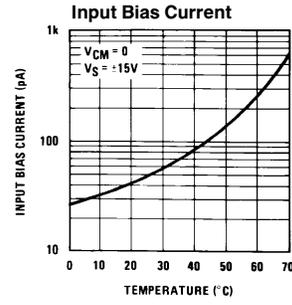
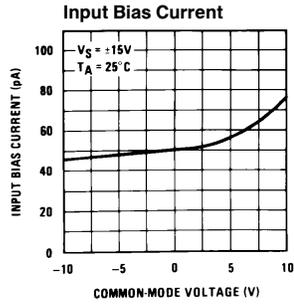
**Note 3:** These specifications apply for V<sub>S</sub> = ±15V and 0°C ≤ T<sub>A</sub> ≤ +70°C. V<sub>OS</sub>, I<sub>B</sub> and I<sub>OS</sub> are measured at V<sub>CM</sub> = 0.

**Note 4:** The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature, T<sub>J</sub>. Due to the limited production test time, the input bias currents measured are correlated to junction temperature. In normal operation the junction temperature rises above the ambient temperature as a result of internal power dissipation, P<sub>D</sub>. T<sub>J</sub> = T<sub>A</sub> + θ<sub>JA</sub> P<sub>D</sub> where θ<sub>JA</sub> is the thermal resistance from junction to ambient. Use of a heat sink is recommended if input bias current is to be kept to a minimum.

**Note 5:** Supply voltage rejection ratio is measured for both supply magnitudes increasing or decreasing simultaneously in accordance with common practice from V<sub>S</sub> = ±5V to ±15V.

**Note 6:** Max. Power Dissipation is defined by the package characteristics. Operating the part near the Max. Power Dissipation may cause the part to operate outside guaranteed limits.

# Typical Performance Characteristics



TL/H/8358-5

## CMOS Voltage Converters

The Intersil ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

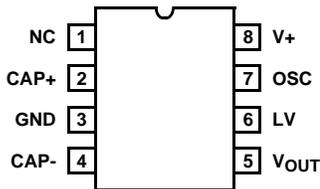
Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This assures latchup free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overdriven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.5V to +10.0V for the ICL7660 and +3.5V to +12.0V for the ICL7660A), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

## Pinouts

ICL7660, ICL7660A  
(8 LD PDIP, SOIC)  
TOP VIEW



## Features

- Simple Conversion of +5V Logic Supply to ±5V Supplies
- Simple Voltage Multiplication ( $V_{OUT} = (-) nV_{IN}$ )
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
  - ICL7660 . . . . . 1.5V to 10.0V
  - ICL7660A . . . . . 1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range
- Pb-Free Plus Anneal Available (RoHS Compliant)

## Applications

- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized  $\mu$ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

**Ordering Information**

<b>PART NUMBER</b>		<b>TEMP. RANGE (°C)</b>	<b>PACKAGE</b>	<b>PKG. DWG. #</b>
ICL7660CBA*	7660CBA	0 to 70	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660CBAZ* (See Note)	7660CBAZ	0 to 70	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15
ICL7660CBAZA* (See Note)	7660CBAZ	0 to 70	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15
ICL7660CPA	7660CPA	0 to 70	8 Ld PDIP	E8.3
ICL7660CPAZ ( See Note)	7660CPAZ	0 to 70	8 Ld PDIP** (Pb-free)	E8.3
ICL7660ACBA*	7660ACBA	0 to 70	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660ACBAZA* (See Note)	7660ACBAZ	0 to 70	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15
ICL7660ACPA	7660ACPA	0 to 70	8 Ld PDIP	E8.3
ICL7660ACPAZ (See Note)	7660ACPAZ	0 to 70	8 Ld PDIP** (Pb-free)	E8.3
ICL7660AIBA*	7660AIBA	-40 to 85	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660AIBAZA* (See Note)	7660AIBAZ	-40 to 85	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15

\*Add "-T" suffix to part number for tape and reel packaging.

\*\*Pb-free PDIPs can be used for through hole wave solder processing only. They are not intended for use in Reflow solder processing applications.

NOTE: Intersil Pb-free plus anneal products employ special Pb-free material sets; molding compounds/die attach materials and 100% matte tin plate termination finish, which are RoHS compliant and compatible with both SnPb and Pb-free soldering operations. Intersil Pb-free products are MSL classified at Pb-free peak reflow temperatures that meet or exceed the Pb-free requirements of IPC/JEDEC J STD-020.

# ICL7660, ICL7660A

## Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	
ICL7660	+10.5V
ICL7660A	+13.0V
LV and OSC Input Voltage	-0.3V to (V+ +0.3V) for V+ < 5.5V (Note 2) (V+ -5.5V) to (V+ +0.3V) for V+ > 5.5V
Current into LV (Note 2)	20µA for V+ > 3.5V
Output Short Duration (V <sub>SUPPLY</sub> ≤ 5.5V)	Continuous

## Operating Conditions

Temperature Range	
ICL7660C, ICL7660AC	0°C to 70°C
ICL7660AI	-40°C to 85°C

## Thermal Information

Thermal Resistance (Typical, Note 1)	$\theta_{JA}$ (°C/W)	$\theta_{JC}$ (°C/W)
PDIP Package*	110	N/A
SOIC Package	160	N/A
Maximum Storage Temperature Range	-65°C to 150°C	
Maximum Lead Temperature (Soldering, 10s)	300°C (SOIC - Lead Tips Only)	

\*Pb-free PDIPs can be used for through hole wave solder processing only. They are not intended for use in Reflow solder processing applications.

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

### NOTE:

- $\theta_{JA}$  is measured with the component mounted on an evaluation PC board in free air.

## Electrical Specifications ICL7660 and ICL7660A, V+ = 5V, T<sub>A</sub> = 25°C, C<sub>OSC</sub> = 0, Test Circuit Figure 11 Unless Otherwise Specified

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	ICL7660			ICL7660A			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Supply Current	I+	R <sub>L</sub> = ∞	-	170	500	-	80	165	µA
Supply Voltage Range - Lo	V <sub>L</sub> +	MIN ≤ T <sub>A</sub> ≤ MAX, R <sub>L</sub> = 10kΩ, LV to GND	1.5	-	3.5	1.5	-	3.5	V
Supply Voltage Range - Hi	V <sub>H</sub> +	MIN ≤ T <sub>A</sub> ≤ MAX, R <sub>L</sub> = 10kΩ, LV to Open	3.0	-	10.0	3	-	12	V
Output Source Resistance	R <sub>OUT</sub>	I <sub>OUT</sub> = 20mA, T <sub>A</sub> = 25°C	-	55	100	-	60	100	Ω
		I <sub>OUT</sub> = 20mA, 0°C ≤ T <sub>A</sub> ≤ 70°C	-	-	120	-	-	120	Ω
		I <sub>OUT</sub> = 20mA, -55°C ≤ T <sub>A</sub> ≤ 125°C	-	-	150	-	-	-	Ω
		I <sub>OUT</sub> = 20mA, -40°C ≤ T <sub>A</sub> ≤ 85°C	-	-	-	-	-	120	Ω
		V+ = 2V, I <sub>OUT</sub> = 3mA, LV to GND 0°C ≤ T <sub>A</sub> ≤ 70°C	-	-	300	-	-	300	Ω
		V+ = 2V, I <sub>OUT</sub> = 3mA, LV to GND, -55°C ≤ T <sub>A</sub> ≤ 125°C	-	-	400	-	-	-	Ω
Oscillator Frequency	f <sub>OSC</sub>		-	10	-	-	10	-	kHz
Power Efficiency	P <sub>EF</sub>	R <sub>L</sub> = 5kΩ	95	98	-	96	98	-	%
Voltage Conversion Efficiency	V <sub>OUT EF</sub>	R <sub>L</sub> = ∞	97	99.9	-	99	99.9	-	%
Oscillator Impedance	Z <sub>OSC</sub>	V+ = 2V	-	1.0	-	-	1	-	MΩ
		V = 5V	-	100	-	-	-	-	kΩ

## ICL7660A, V+ = 3V, T<sub>A</sub> = 25°C, OSC = Free running, Test Circuit Figure 11, Unless Otherwise Specified

Supply Current (Note 3)	I+	V+ = 3V, R <sub>L</sub> = ∞, 25°C	-	-	-	-	26	100	µA
		0°C < T <sub>A</sub> < 70°C	-	-	-	-	-	125	µA
		-40°C < T <sub>A</sub> < 85°C	-	-	-	-	-	125	µA
Output Source Resistance	R <sub>OUT</sub>	V+ = 3V, I <sub>OUT</sub> = 10mA	-	-	-	-	97	150	Ω
		0°C < T <sub>A</sub> < 70°C	-	-	-	-	-	200	Ω
		-40°C < T <sub>A</sub> < 85°C	-	-	-	-	-	200	Ω
Oscillator Frequency (Note 3)	f <sub>OSC</sub>	V+ = 3V (same as 5V conditions)	-	-	-	5.0	8	-	kHz
		0°C < T <sub>A</sub> < 70°C	-	-	-	3.0	-	-	kHz
		-40°C < T <sub>A</sub> < 85°C	-	-	-	3.0	-	-	kHz

## General purpose JFET quad operational amplifier

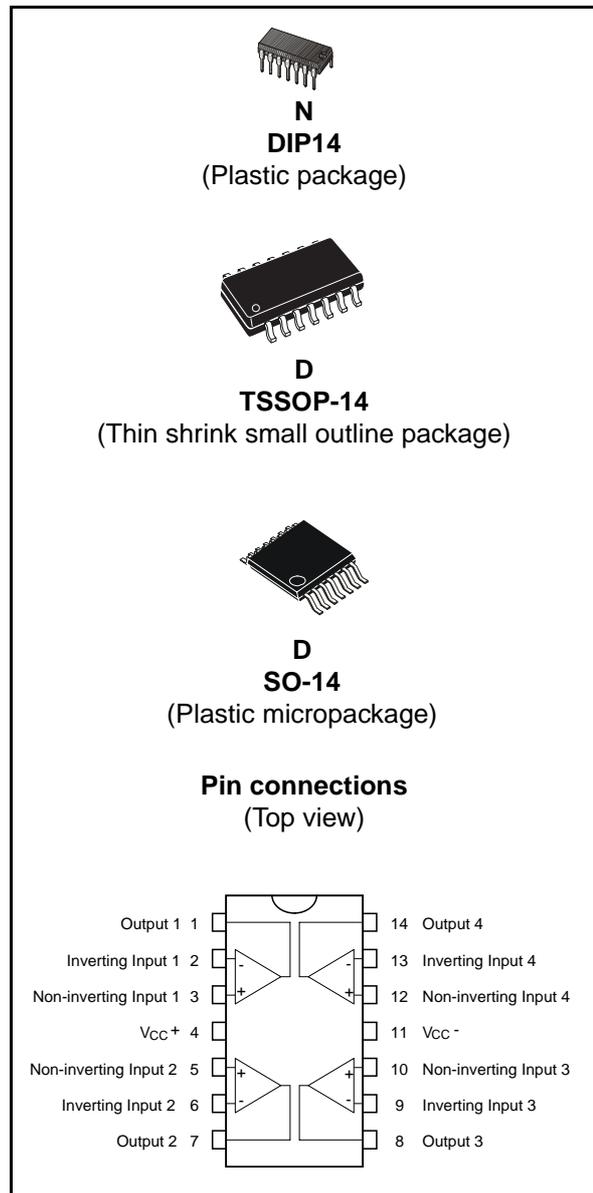
### Features

- Wide common-mode (up to  $V_{CC^+}$ ) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Internal frequency compensation
- Latch up free operation
- High slew rate: 16V/ $\mu$ s (typ)

### Description

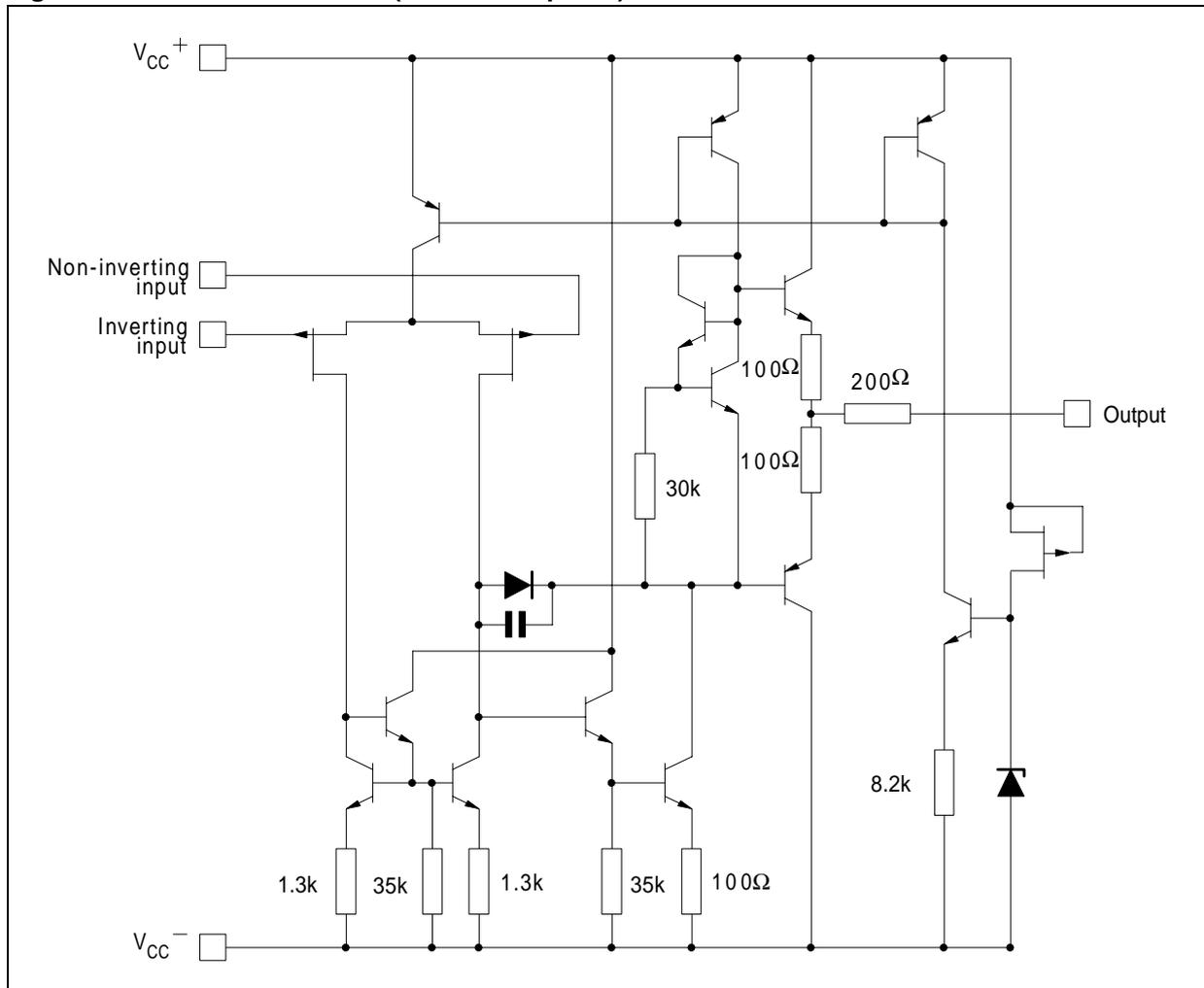
The TL084, TL084A and TL084B are high-speed JFET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.



# 1 Schematic diagram

Figure 1. Circuit schematics (for each amplifier)



## 2 Absolute maximum ratings and operating conditions

**Table 1. Absolute maximum ratings**

Symbol	Parameter	Value			Unit
		TL084M, AM, BM	TL084I, AI, BI	TL084C, AC, BC	
$V_{CC}$	Supply voltage <sup>(1)</sup>	±18			V
$V_i$	Input voltage <sup>(2)</sup>	±15			V
$V_{id}$	Differential input voltage <sup>(3)</sup>	±30			V
$R_{thja}$	Thermal resistance junction to ambient <sup>(4) (5)</sup>				°C/W
	SO-14	105			
	DIP14	80			
	TSSOP14	100			
$R_{thjc}$	Thermal resistance junction to case <sup>(4) (5)</sup>				°C/W
	SO-14	31			
	DIP14	33			
	TSSOP14	32			
$P_{tot}$	Power dissipation	680			mW
	Output short-circuit duration <sup>(6)</sup>	Infinite			
$T_{oper}$	Operating free-air temperature range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
$T_{stg}$	Storage temperature range	-65 to +150			°C
ESD	HBM: human body model <sup>(7)</sup>	1000			V
	MM: machine model <sup>(8)</sup>	150			
	CDM: charged device model <sup>(9)</sup>	1500			

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between  $V_{CC}^+$  and  $V_{CC}^-$ .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. Short-circuits can cause excessive heating and destructive dissipation.
5.  $R_{th}$  are typical values.
6. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
7. Human body model: 100pF discharged through a 1.5kΩ resistor between two pins of the device, done for all couples of pin combinations with other pins floating.
8. Machine model: a 200pF cap is charged to the specified voltage, then discharged directly between two pins of the device with no external series resistor (internal resistor < 5Ω), done for all couples of pin combinations with other pins floating.
9. Charged device model: all pins plus package are charged together to the specified voltage and then discharged directly to the ground.

**Table 2. Operating conditions**

Symbol	Parameter	TL084M, AM, BM	TL084I, AI, BI	TL084C, AC, BC	Unit
$V_{CC}$	Supply voltage range	6 to 36			V
$T_{oper}$	Operating free-air temperature range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C

### 3 Electrical characteristics

Table 3.  $V_{CC} = \pm 15V, T_{amb} = +25^{\circ}C$  (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI,AM,BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
$V_{io}$	Input offset voltage ( $R_S = 50\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$		3	10		3	10	mV
	TL084		3	6				
	TL084A		1	3				
$V_{io}$	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			13			13	mV
	TL084			7				
	TL084A			5				
$DV_{io}$	Input offset voltage drift		10			10		$\mu V/^{\circ}C$
$I_{io}$	Input offset current $T_{amb} = +25^{\circ}C$		5	100		5	100	pA nA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			4			4	
$I_{ib}$	Input bias current <sup>(1)</sup> $T_{amb} = +25^{\circ}C$		20	200		30	200	pA nA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			20			20	
$A_{vd}$	Large signal voltage gain ( $R_L = 2k\Omega, V_o = \pm 10V$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$	50	200		25	200		V/mV
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	25			15			
SVR	Supply voltage rejection ratio ( $R_S = 50\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$	80	86		70	86		dB
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80			70			
$I_{CC}$	Supply current, no load $T_{amb} = +25^{\circ}C$		1.4	2.5		1.4	2.5	mA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$			2.5			2.5	
$V_{icm}$	Input common mode voltage range	$\pm 11$	+15 -12		$\pm 11$	+15 -12		V
CMR	Common mode rejection ratio ( $R_S = 50\Omega$ ) $T_{amb} = +25^{\circ}C$	80	86		70	86		dB
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80			70			
$I_{os}$	Output short-circuit current $T_{amb} = +25^{\circ}C$	10	40	60	10	40	60	mA
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10		60	10		60	
$\pm V_{opp}$	Output voltage swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$	10	12		10	12		V
	$R_L = 2k\Omega$	12	13.5		12	13.5		
	$R_L = 10k\Omega$	10			10			
	$T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	12			12			
SR	Slew rate ( $T_{amb} = +25^{\circ}C$ ) $V_{in} = 10V, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, \text{unity gain}$	8	16		8	16		V/ $\mu s$

## Résumé

Des équipements non invasifs pour mettre en évidence les cardiopathies se sont multipliés au cours de ces dernières années. L'étude des variations en termes de pressions artérielles systolique et diastolique constitue un outil majeur dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires.

Dans ce projet, la solution proposée consiste en une mesure automatique et non invasive de la pression artérielle basée sur la méthode oscillométrique conçue autour d'un capteur de pression, d'une carte électronique de mise en forme, d'une carte Arduino Uno et des programmes pour l'acquisition et le traitement.

**Mots clés:** pression artérielle moyenne (PAM), pression artérielle systolique (PAS), pression artérielle diastolique (PAD), Oscillométrie, Carte d'acquisition Arduino, Matlab.

## Abstract

Non-invasive equipment to highlight the cardiovascular diseases multiplied during last years. The study of variation in terms of systolic and diastolic blood pressures is a major tool in the diagnosis of cardiovascular diseases.

In this project, the proposed solution is an automatic measurement and noninvasive blood pressure system based on the oscillometric method, which is built around a pressure sensor, a shaping electronic card, an Arduino Uno card and programs for acquisition and processing.

**Keywords:** mean arterial pressure (MAP), systolic blood pressure (SBP), diastolic blood pressure (DBP), Oscillometry, acquisition card Arduino, Matlab.

## خلاصة

المعدات غير الجراحية المستخدمة لتشخيص أمراض القلب والأوعية الدموية تقدمت بشكل كبير خلال السنوات الأخيرة دراسة تغيرات الضغط الشرياني (الضغط الشرياني المتوسط ، الضغط الشرياني الانقباضي والانقباضي ) تعتبر الأكثر استخداما لتشخيص أمراض القلب والشرايين.

الحل المقترح في هذا المشروع يقدم قياس آلي وغير جراحي للضغط الشرياني اعتمادا على مبدأ مقياس التموجات . هذا العمل مصمم على ما يلي حساس الضغط، دائرة تشكيل الإشارة، بطاقة ارد وينو و برنامج ما تلاب للحصول على المعطيات و معالجتها.

**الكلمات المفتاحية :** الضغط الشرياني المتوسط , الضغط الشرياني الانقباضي , الضغط الشرياني الانقباضي , التردد القلبي , مقياس التموجات , بطاقة ارد وينو و برنامج ما تلاب .