



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr 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 : DJELDJLI DJAMALEDDINE

---

**REALISATION D'UNE PLATEFORME D'ANALYSE DES  
BRUITS DE KOROTKOFF EN VUE DE LA MESURE  
DES PRESSIONS ARTERIELLES SYSTOLIQUE ET  
DIASTOLIQUE**

---

Soutenu le 15 juin 2015 devant le Jury

Mr.	KERAI Salim	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr.	KHOLKHAL Mourad	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mr.	BEREKSI REGUIG Fethi	<i>PROF</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2014-2015

# **REMERCIEMENTS**

*Mes sincères remerciements vont à l'endroit du Tout- Puisant 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 BEREKSI Reguig Fethi, Professeur à l'Université de Tlemcen qui à daigné me prendre en charge tout au long du projet, et qui a fait preuve de disponibilité chaque fois qu'il en a été besoin et pour les précieux conseils et remarques qu'il m'a fait pendant les années d'études.*

*Je remercie très vivement le jury présidé par Monsieur KERAI Salim. Maitre de Conférence CB à l'université de Tlemcen ainsi que l'examineur Monsieur KHOLKHAL Mourad. Maître Assistant CA à l'Université de Tlemcen qui m'ont fait honneur en acceptant d'examiner ce mémoire.*

*A tous ceux qui, de près ou de loin, ont apporté une pierre à l'édifice, que Dieu le leur rende au centuple! Qu'ils soient dans la joie parfaite pour s'être rendus utiles à moi !*

*Enfin, à tous ceux qui penseront à améliorer ce travail pour le progrès de la science et le bien-être des patients, je dis : Merci d'avance!*

## ***DEDICACES***

*A ma famille, à tous ces êtres chers qui s'investissent et se réjouissent du succès de leurs connaissances!*

## Résumé :

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 cardio-vasculaire et constitue l'élément de référence pour le dépistage et la prise en charge de l'hypertension artérielle. Ce modeste travail est la réalisation d'un dispositif de mesure de la pression artérielle basé sur le principe de la méthode auscultatoire. Ainsi, cette réalisation peut être aussi utilisée pour la détection du signal Phonocardiogramme traduisant l'activité cardiaque sonore.

**Mots clés :** Hypertension artérielle (HTA), Pression artérielle systolique (PAS), Pression artérielle diastolique (PAD), Pression artérielle moyenne (PAM), Bruits de Korotkoff, Carte d'acquisition Arduino, Phonocardiogramme, Matlab.

## Abstract :

The measurement of blood pressure is most likely one of the most practiced operations in everyday clinic. Its implementation allows an overall assessment of cardiovascular hemodynamics and is the reference point for the screening and management (treatment) of hypertension. This modest work is concerned with the development and realization of a device for measuring blood pressure based on the principle of the auscultatory method. The developed system can also be used to detect the phonocardiogram signal which in fact expresses heart sounds.

**Keywords:** Hypertension ( HTA ) , systolic blood pressure ( SBP ) , diastolic blood pressure ( DBP ) , mean arterial pressure ( MAP), Korotkoff sounds , acquisition Arduino , phonocardiogram , Matlab .

## خلاصة :

أصبح اليوم قياس ضغط الدم الشرياني يمثل أحد الفحوصات الطبية الأكثر استخداما على مستوى المؤسسات الاستشفائية بحيث يعتبر هذا الأخير تقييما لديناميكية الدم في القلب والأوعية الدموية والتي تعتبر مرجعا أساسيا في تشخيص وعلاج مرض ارتفاع ضغط الدم. في ذات السياق هذا العمل المتواضع يقدم قياسا آلي وغير جراحي لضغط الدم الشرياني اعتمادا على مبدأ الكشف بواسطة التسمع، كما يعتبر هذا الجهاز أداة لرسم مخطط نبضات القلب الصوتية.

الكلمات المفتاحية : ارتفاع ضغط الدم الشرياني, ضغط الدم الشرياني الانقباضي, ضغط الدم الشرياني الانقباضي, ضغط الدم الشرياني المتوسط, موجات الصوتية لكوروتكوف, بطاقة أردوينو للاستخراج المعطيات, نبضات القلب الصوتية, برنامج Matlab.

# Table des matières

Remerciement.....	1
Dédicaces.....	2
Résumé.....	3
Table des matières.....	4
Liste des figures .....	8
Liste des tableaux .....	11
Introduction générale.....	12

## Chapitre 1 : Mesure de la pression artérielle

1.1. Introduction.....	13
1.2. Définitions.....	13
1.3. Rappel anatomique de la structure cardiovasculaire .....	13
1.3.1 Cycle cardiaque.....	14
1.4. Historique.....	15
a) Première mesure de la pression artérielle (méthode non invasive) : Etienne Jules MAREY.....	16
b) Le premier Sphygmomanomètre.....	17
c) Amélioration du sphygmomanomètre, Pierre Carl Edouard POTAIN.....	17
d) Le premier sphygmomanomètre à brassard par RIVA-ROCCI.....	17
e) Premier tensiomètre électronique au poignet.....	18
1.5. Méthodes de mesure de la pression artérielle.....	18
1.5.1. Méthode auscultatoire.....	18
1.5.2. Méthode palpatoire.....	20
1.6. Les appareils de mesure automatique.....	21
1.7. La pression artérielle sanglante (PAS).....	22
1.8. Variabilité tensionnelle.....	24
1.9. Méthode adoptée pour réaliser le dispositif .....	24
1.10. Phonocardiogramme.....	25
1.10.1. Définition .....	25
1.10.2. Auscultation cardiaque .....	25
1.10.3. Description du Signal Phonocardiographique .....	26
1.10.3.1 .Bruit B1.....	27
1.10.3.2. Bruit B2 .....	27
1.10.3.3. Bruit B3 et bruit B4 .....	27
1.11. Conclusion.....	29

## Chapitre 2 : Etude et description du dispositif à réalisé

2.1. Introduction .....	30
2.2. Partie pneumatique .....	31
2.2.1. La poche gonflable et le brassard .....	31
2.2.2 Système de gonflage .....	33
2.3. Partie analogique .....	34
2.3.1. Système de détection des bruits de korotkoff .....	34

## Table des matières

2.3.1.1. Le stéthoscope .....	34
2.3.1.2. Condition d'utilisation du stéthoscope.....	35
2.3.1.3. Capteur.....	35
2.3.1.3.1. Les différentes technologies des microphones.....	36
a) Les microphones électrodynamiques.....	35
b) Les microphones électrostatiques (ou à condensateur).....	35
c) Les micros à ruban.....	37
d) Les micros a contact (accéléromètre piézoélectrique) .....	37
e) Les microphones à Electret.....	38
e.1) Câblage d'un microphone à électret.....	38
e.2) Principe de base.....	39
e.3) Alimentation d'une capsule à deux pattes.....	39
e.4) Amélioration possible.....	39
2.2.3.3 Comparaison entre les déférentes technologies des microphones.....	40
2.3.1.4. Mise en forme du signal issue du microphone.....	40
a) Amplificateur inverseur .....	41
b) Amplificateur non inverseur.....	41
c) Filtrage .....	42
c.1) Filtre passe-bas passif.....	43
c.2) Filtre actif passe-haut.....	44
d) Sortie audio.....	45
d.1) Les catégories des hauts parleurs.....	46
2.3.2. Circuit de mesure de la pression artérielle.....	48
2.3.2.1. Définition de la pression.....	48
a) Les différentes unités de pression.....	48
b) La pression atmosphérique .....	49
c) La pression relative .....	49
d) La pression absolue .....	49
e) Le vide .....	49
2.3.2.2. Capteurs de pression.....	49
a) Définition .....	49
b) Choix de la sonde.....	50
1- La grandeur et l'étendue des valeurs à mesurer.....	50
2- L'unité de mesure.....	50
3- La précision de la mesure.....	50
4- La linéarité de la mesure.....	50
5- L'hystérésis.....	50
6- La répétabilité de la mesure.....	51
7- D'autres facteurs comme la compensation de la température,... etc.....	51
c) Les capteurs de pression.....	51
c.1) capteurs capacitifs.....	51
c.1) Capteurs à mutuelle inductance.....	52

## Table des matières

c.2) capteurs piézoélectriques.....	55
2.3.2.3. Mise en forme du signal de pression du brassard.....	58
a) Caractéristiques technique d'un amplificateur d'instrumentation .....	58
1) L'impédance d'entrée .....	58
2) Gain réglable .....	58
3) L'impédance de sortie .....	58
4) Rapport de rejection mode commun(CMRR) .....	58
b) Définition de la tension en mode commun .....	58
c) Présentation de tensions issues d'un capteur .....	59
d) Décomposition de l'amplificateur d'instrumentation .....	59
d.1) Première étage (préamplificateur).....	59
d.2) Deuxième étage (amplificateur différentiel) .....	61
d.3) Montage complet .....	62
e) Gain en tension ajustable .....	62
2.4. Partie numérique .....	63
2.4.1. Carte d'acquisition.....	63
2.4.1.1. La carte ARDUINO .....	63
a) Applications .....	63
2.4.1.2. Description d'une carte ARDUINO .....	64
1) L'alimentation .....	64
2) Microcontrôleur .....	64
3) les entrés/ sorties .....	64
4) Interface USB/Série .....	65
2.4.1.2.1. Les avantages .....	65
2.4.2. Carte Arduino Uno.....	65
a) Caractéristiques .....	66
2.5. Conclusion .....	67

## Chapitre 3 : Réalisation du dispositif

3.1. Introduction .....	68
3.2. Circuit de détection des bruits de korotkoff .....	69
3.2.1. Capteur réalisé .....	69
3.2.2. Mise en forme du signal issu du capteur .....	70
3.2.2.1. Préamplification .....	71
3.2.2.2. Filtre passe bande .....	72
a) Filtre passe-bas passif.....	73
b) Le filtre passe-haut .....	73

## Table des matières

3.2.2.3	Amplification avec réglage d'offset .....	75
3.3.	Circuit de mesure de la pression du brassard .....	78
3.3.1.	Capteur de pression .....	78
3.3.2.	Amplification et compensation d'offset.....	79
3.4	Circuit d'alimentation .....	83
3.5	Conclusion .....	84

### Chapitre 4 : Interface graphique et résultat

4.1.	Introduction .....	85
4.2.	Logiciel de programmation Arduino .....	85
4.2.1	Le langage Arduino .....	86
4.3	Description du programme de numérisation de deux signaux .....	87
4.4.	Visualisation et traitement des deux signaux .....	89
4.4.1.	Définition du logiciel MATLAB .....	89
4.4.2.	Interface graphique.....	89
4.4.2.1.	Interface développé sous logiciel MATLAB .....	90
4.5.	Organigramme de l'interface graphique .....	91
4.6.	Résultats et interprétation .....	92
4.6.1	Le signal des bruits de korotkoff .....	92
4.6.1.1.	Interprétation .....	92
4.6.1.2.	Spectre du signal des bruit de korotkoff .....	92
4.6.1.3.	Interprétation du résultat .....	93
4.6.2.	Le signal phonocardiogramme .....	93
4.6.2.1.	Spectre du signal PCG .....	94
4.7.	Conclusion .....	96
	Conclusion Générale.....	97
	Annexe.....	98
	Bibliographie.....	105

## Table des figures

Figure 1.1 : anatomie du cœur et des vaisseaux associés.....	14
Figure 1.2 : Expérience du garrot ‘William Harvey’.....	15
Figure 1.3 : Premier dispositif de mesure de la pression artérielle.....	16
Figure 1.4 : Le premier sphygmomanomètre.....	16
Figure 1.5 : Le sphygmomanomètre de Edouard.....	17
Figure 1.6 : Sphygmomanomètre à brassard par RIVA-ROCCI.....	18
Figure 1.7: Le premier tensiomètre électronique.....	18
Figure 1.8 : Illustration de la méthode auscultatoire.....	19
Figure 1.9 : Tensiomètre manuelle.....	19
Figure 1.10 : Les quatre phases de la méthode auscultatoire.....	20
Figure 1.11 : Tensiomètre électronique.....	21
Figure 1.12 : La courbe oscillométrique de la pression artérielle.....	22
Figure 1.13 : Méthode invasive de la pression artérielle.....	23
Figure 1.14 : Courbe de pression artérielle intravasculaire.....	23
Figure 1.15 : Méthode adoptée dans notre dispositif.....	25
Figure 1.16 : Foyers d’auscultation.....	26
Figure 1.17 : Les deux principaux bruit du PCG.....	26
Figure 1.18 : Les quatre composants du signal PCG.....	28
Figure 2.1 : Schéma bloc proposé du dispositif de la mesure de la pression artérielle.....	30
Figure 2.2 : Les dimensions standards du brassard.....	31
Figure 2.3 : Influence de la taille de brassard sur la mesure de la pression artérielle.....	31
Figure 2.4 : disposition du brassard sue le bras.....	32
Figure 2.5 : Positionnement du stéthoscope.....	33
Figure 2.6 : La poire sphygmanométrique pour le gonflage du brassard.....	33
Figure 2.7 : schéma du micro électrodynamique.....	36
Figure 2.8 : Schéma du micro électrostatique.....	37
Figure 2.9 : schéma d’un micro à ruban.....	37
Figure 2.10 : schéma d’un micro a contact.....	37
Figure 2.11: schéma électrique d’un électret a 2 et 3 fils.....	38
Figure 2.12 : micros à électret 2 et 3 fils.....	38
Figure 2.13 : d’une capsule à deux pattes.....	39

## Table des figures

Figure 2.14 : Amélioration de l'alimentation d'une capsule a deux pattes.....	40
Figure 2.15 : Montage inverseur.....	41
Figure 2.16 : Montage non inverseur.....	42
Figure 2.17 : Schéma électrique d'un filtre passe bas passif.....	43
Figure 2.18 : Réponse fréquentielle d'un filtre passe bas.....	43
Figure 2.19 : Schéma électrique d'un filtre passe haut « sallen et key» seconde ordre.....	44
Figure 2.20 : Réponse fréquentielle d'un filtre sallen key passe bas.....	45
Figure 2.21a: Les composants internes d'un haut parleur.....	46
Figure 2.21b: Les membranes des hauts parleurs vibrent par la même fréquence du signal d'entrée.....	46
Figure 2.22 : Un haut parleur large bande de fréquence.....	47
Figure 2.23: Différents types de casques qui ont, généralement, une impédance de 32 ou bien de 600 ohms.....	47
Figure 2.24 : Différents types pressions.....	49
Figure 2.25 : Principe du capteur capacitif absolu (a) ou différentiel (b).....	51
Figure 2.26 : Quelques capteurs capacitifs.....	52
Figure 2.27 : Circuit magnétique typique.....	53
Figure 2.28 : Principe d'un capteur à inductance mutuelle.....	54
Figure 2.29 : Transducteur à inductance mutuelle.....	54
Figure 2.30 : Modèle structural de la silice.....	56
Figure 2.31 : Microphone piézoélectrique.....	57
Figure 2.32 : Exemple de coupe d'un capteur de pression commercialisé (Althen Sensortechnik, D-Kelkheim).....	57
Figure 2.33 : Présentation de tension issue d'un capteur.....	59
Figure 2.34 : Montage de préamplificateur.....	60
Figure 2.35 : Echelle des potentiels croissants.....	61
Figure 2.36 : Montage de l'amplificateur de différence.....	61
Figure 2.37 : Montage de l'amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs opérationnels.....	62
Figure 2.38 : Les différentes connexions d'une carte Arduino.....	64
Figure 2.39 : La liaison Arduino-PC par USB.....	65
Figure 2.40 Carte Arduino Uno.....	65
Figure 3.1:Schéma bloc proposé du dispositif de la mesure de la pression artérielle.....	68
Figure 3.2 : Le microphone a électret et son schéma électrique.....	69
Figure 3.3 : Capteur réalisé.....	69

## Table des figures

Figure 3.4: L'alimentation améliorée d'une capsule a deux pattes.....	70
Figure 3.5 : Brochage de TL084.....	70
Figure 3.6 : Amplificateur inverseur.....	71
Figure 3.7 : signal PCG amplifié non filtré.....	72
Figure 3.8 : signal des bruits de korotkoff amplifié non filtré.....	72
Figure 3.9 : schéma électrique du filtre passe bas.....	73
Figure 3.10 : schéma électrique du filtre passe haut « Sallen et Key» du second ordre.....	73
Figure 3.11 : le signal PCG après filtrage passe bande.....	74
Figure 3.12 : le signal des bruits de korotkoff après filtrage passe bande.....	74
Figure 3.13 : Schéma de circuit d'amplification avec réglage d'offset.....	75
Figure 3.14 : Le signal PCG avec offset.....	76
Figure 3.15 : Le signal des bruits de korotkoff avec offset.....	76
Figure 3.16 : Circuit global de detection des bruits de korotkoff est du signal PCG.....	77
Figure 3.17 : MPX2100AP.....	78
Figure 3.18 : Les caractéristiques de sortie du capteur MPX2100AP.....	79
Figure 3.19 : Le circuit global de mesure de la pression du brassard.....	82
Figure 3.20 : Circuit d'alimentation.....	83
Figure 4.1 : a)-Structure d'un programme en Arduino/b)-Les différents boutons de commande.....	86
Figure 4.2 : Structure minimale d'un programme Arduino.....	87
Figure 4.3 : Interface développé sous logiciel MATLAB.....	90
Figure 4.4: signal des bruits de korotkoff.....	92
Figure 4.5 : contenu fréquentiel du signal des bruits de korotkoff.....	92
Figure 4.6 : spectre du signal des bruits de korotkoff échantillonné.....	93
Figure 4.7: Le signal phonocardiogramme.....	93
Figure 4.8: Le contenu fréquentiel du signal PCG.....	94
Figure 4.9 : une comparaison entre le PCG obtenus et le PCG idéal.....	94
Figure 4.10: un signal PCG d'un sujet de 27 ans visualisé sur l'oscilloscope.....	95
Figure 4.11: signal des bruits de korotkoff visualisé sur l'oscilloscope.....	95
Figure 4.12: signal de pression du brassard évolue simultanément avec le signal des bruits de korotkoff visualisés sur l'oscilloscope.....	95

## Liste des tableaux

Tableau2.1: Taille du brassard selon la circonférence du bras.....	32
Tableau2.2 : Comparaison entre les différents microphones.....	40
Tableau 2.3 : Différentes unités de la pression.....	48

# Introduction générale

## INTRODUCTION GENERALE

Des données récentes de l'Organisation Mondiale de la Santé indiquent que près d'un milliard de personnes dans le monde souffrent d'hypertension artérielle (HT). En raison du vieillissement de la population, les prévisions suggèrent que ce nombre pourrait augmenter à 1,5 milliard en 2025. Comme l'HT est la plupart du temps une maladie asymptomatique, environ la moitié seulement des patients hypertendus sont au courant de leur condition et, dans plusieurs pays, un faible pourcentage de ces patients ont des pressions artérielles maîtrisées selon les valeurs cibles recommandées. Le contrôle non optimal de l'HT est responsable des deux tiers des accidents vasculaires cérébraux, de la moitié des coronaropathies ischémiques et de plusieurs cas d'insuffisance rénale nécessitant la suppléance rénale. L'HT mal maîtrisée est donc une cause importante de décès prématurés et de morbidité dans le monde, ce qui constitue un lourd fardeau social et économique.[1] Alors afin de maîtriser l'HT une mesure de cette grandeur hémodynamique est envisagée.

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 cardio-vasculaire 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 mais la question la plus souvent posée est "quelle est la méthode la plus efficace pour la mesure de la pression artérielle ?"

Plusieurs études récentes ont mis en avant les conséquences négatives des mesures approximatives ; mal mesurer la pression artérielle expose au risque de ne pas discerner les situations de contrôle insuffisant, d'hypertension masquée ou d'hypertension blous-blanche. une approximation est synonyme d'erreur sur le pronostic des patients.

C'est vrai que la méthode oscillométrique est la plus utilisée dans les systèmes de mesure automatique et généralement dans les appareils destinés à l'automesure tensionnelle en dehors du milieu médical. Alors que la plus part des utilisateurs ne font pas confiance dans ces appareils parce qu'ils sont basés sur des calculs et pourcentages issu d'une manière statistique sur le signal informationnel de la pression.

La mesure de la pression artérielle par la méthode auscultatoire reste la méthode de référence internationale et la plus préférée par les médecins. Alors pour cela notre apport est un système électronique et automatique pour la mesure de la pression artérielle basé sur la méthode auscultatoire. Il sera détaillé à travers quatre chapitres. Le premier chapitre se focalisera sur l'histoire et la problématique de la mesure de la pression artérielle, le suivant s'occupera de l'étude et la description du dispositif à réaliser. L'électronique relative à la circuiterie de notre système sera mise en exergue au chapitre trois. les algorithmes et les programme d'acquisition ainsi que les traitements liés aux signaux utiles pour la mesure de la pression artérielle avec l'interprétation des résultats obtenus seront question dans le quatrième chapitre. Une manipulation en science de travaux pratiques est proposée à la fin de ce travail.

# Chapitre 1 :

## Mesure de la pression artérielle

### **1.1. Introduction:**

Les mesures de la pression artérielle PA ont fait partie de l'examen clinique de bas dès le début de la médecine moderne .L'origine de la pression artérielle est le pompage du cœur, et sa valeur dépend du rapport entre le débit cardiaque et la résistance vasculaire systémique .par conséquent, elle est considérée comme l'une des variables physiologiques les plus importantes dans l'évaluation de hémodynamisme cardiovasculaire [2] .Cette évaluation vise généralement deux objectifs : Diagnostique et Surveillance.

### **1.2. Définitions:**

La pression artérielle correspond à la force exercée par le sang sur la paroi des artères. Elle est produite par les battements du cœur, qui en fonction de la puissance et la vitesse des battements influent sur différentes caractéristiques physiologiques dont la pression artérielle. La plupart des mesures de pression sont mesurées en pascals mais étant donnée la faible puissance exercée par la pression artérielle on la mesure en millimètres de mercure (mm Hg). La pression artérielle, ou tension artérielle, s'exprime par deux mesures différentes, la pression artérielle maximale et la pression artérielle minimale.

La pression artérielle maximale est la systole, c'est-à-dire la contraction des ventricules du cœur, et la minimale, la diastole, qui correspond au relâchement du cœur. Mais on exprime la pression artérielle avec uniquement une seule valeur, la pression artérielle moyenne, noté PAM et s'exprimant en mmHg (millimètres de mercure). Cette PAM prend en compte la pression systolique que l'on divise par trois, à laquelle on ajoute deux tiers de la diastolique, ainsi on obtient la pression artérielle moyenne. En langage courant on parle surtout de la pression systolique suivi de la pression diastolique. Chez un individu adulte en bonne santé, la pression artérielle est d'environ 12/8 cmHg, 12 étant la pression systolique et 8 la pression diastolique. Cette valeur varie énormément selon les critères de l'individu, comme l'âge, le poids, la taille, le sexe, la condition physique, mais aussi des éléments externes, comme les saisons. [3]

### **1.3. Rappel anatomique de la structure cardiovasculaire :**

Le cœur est un organe contractile situé dans le thorax, entre les poumons, et permet d'assurer la circulation sanguine .Derrière le cœur se trouvent les vaisseaux les plus importants : les deux veines caves (inférieure et supérieure), l'artère pulmonaire, l'artère aorte, comme c'est illustré sur la figure 1.1.

Le cœur est un muscle creux séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche) .Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène, et assure la circulation pulmonaire ;sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène , qui est propulsé vers la circulation systémique. Chacune des moitiés comporte une oreillette et un ventricule qui communiquent par des valves d'admission (tricuspide à droite et mitrale à gauche) qui à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule.

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 doivent jamais être ouvertes en même temps.

Les parois du cœur sont constituées par le muscle cardiaque, appelé myocarde, composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaques. Le myocarde est tapissé à l'intérieur par l'endocarde, et entouré à l'extérieur par le péricarde. Les oreillettes sont séparées par le septum interauriculaire et les ventricules par le septum interventriculaire. La paroi ventriculaire gauche et le septum sont plus importants, car elle envoie le sang vers tous les tissus où la pression est considérablement plus grande que celle de la circulation pulmonaire pompée par le ventricule droit. Contrairement à celle des ventricules, les parois des oreillettes sont très fines. [4]

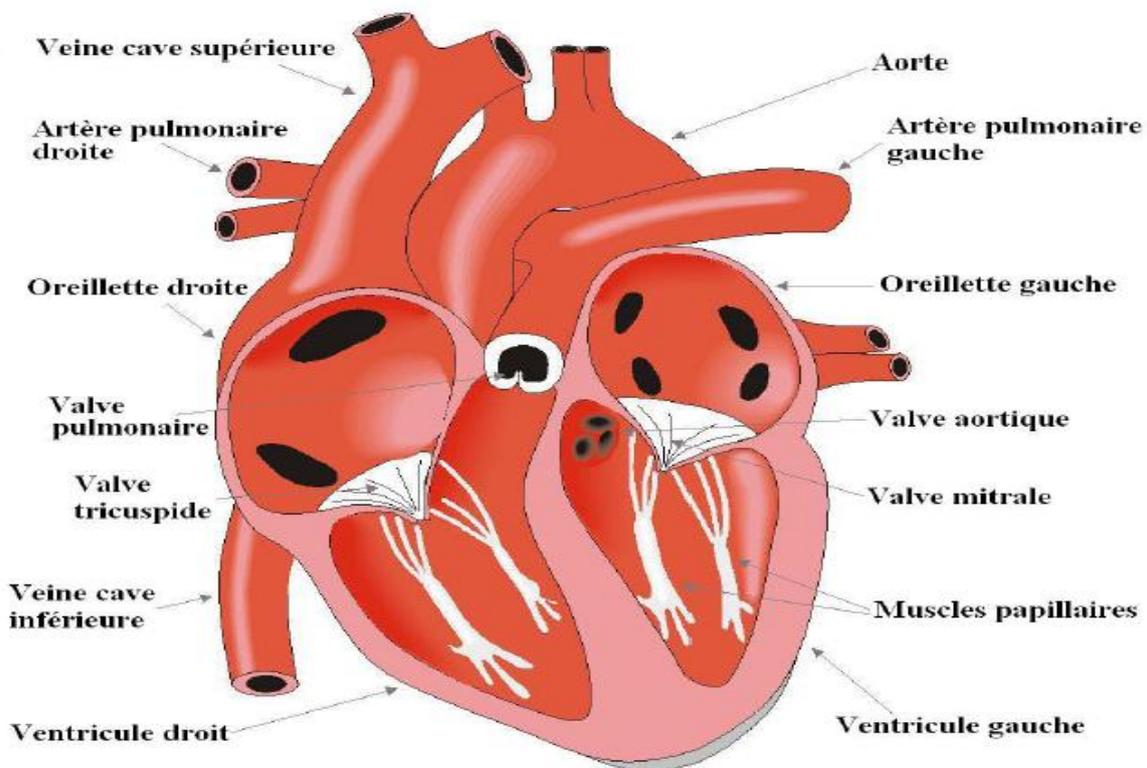


Figure 1.1 : anatomie du cœur et des vaisseaux associés [4]

Il est à noter que le fonctionnement du cœur (cycle cardiaque) peut être modifié par l'activité des nerfs du système nerveux. [4]

### 1.3.1.1. Cycle cardiaque :

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés cycle cardiaque. Celui-ci consiste en trois étapes majeures : La systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes.

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules, pulmonaire à droite et aortique à gauche se ferment.

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable. [4]

#### 1.4. Historique :

Parmi ceux qui ont écrit une page dans l'histoire de la Pression artérielle, on peut citer, William Harvey, qui fit de nombreuses découvertes au sujet de la pression artérielle grâce à ses nombreuses hypothèses souvent concluantes. On lui attribue en outre la découverte de ce circuit fermé passant par de multiples organes tout en revenant continuellement par le cœur. En effet, il émet l'hypothèse, " Les veines ramènent constamment le sang de chaque membre dans le cœur." Il va ainsi prouver cette théorie par l'expérience du garrot :

La compression du bras par un garrot peu serré en A fait ressortir les veines de l'avant-bras entraînant le gonflement des valvules B, C et D au niveau de l'avant-bras, comme illustré sur la figure 1.2.

La pression du doigt sur la veine dilatée en H, force le sang à évacuer la veine entre le point où l'on appuie (H) et la valvule (C), suivante située en direction du cœur (figure 1.2).



Figure 1.2 : Expérience du garrot 'William Harvey'. [5]

Grâce à ceci on pourra ainsi observer le flux du sang dans les veines du bras au fur et à mesure que l'on desserre le garrot. Ce qui manque à la théorie de Harvey pour que celle-ci soit complète, c'est d'expliquer la circulation du sang dans son ensemble, c'est en vérité la notion de capillaires, les plus fins et plus petits vaisseaux sanguins, invisible à l'œil nu. Mais à cette époque nous en sommes juste au tout début de la microscopie. Il n'y a donc pas encore la capacité de le déterminer, et c'est pourtant bien, les capillaires qui sont responsables des

échanges avec les tissus. « Quel est l'intérêt pour le sang qui tourne en rond de passer par les poumons ? Et d'où provient la chaleur du sang ? ». Ce bouleversement théorique oblige à une reconstruction de tout un système physiologique. [5]

Stephane Hales, né le 17 septembre 1677 dans le Kent, et mort en janvier 1961, fut physiologiste, chimiste et inventeur britannique, plus connu pour ces travaux relatifs à la circulation sanguine, où il publia en 1733 *Haemastaticks, ou la statique des animaux*. Cela fut la première expérience sur la pression artérielle, ça commencé dans la campagne anglaise au début du XVIIIe siècle par lui-même, sur des animaux vivants, dans un champ, ou une grange, on ne le sait pas. Etienne Hales fit une incision longitudinale sur l'artère d'une jument vivante d'environ 14ans photo1.1, couché au sol et attaché de façon à ce qu'elle ne soit, ni effrayé, ni agité, son cœur battant à environ 36fois par minute, elle n'était ni maigre, ni robuste. On y introduisit un tube de cuivre recourbé suivit d'un tube de verre d'une hauteur d'environ 3m pour une largeur d'approximativement 1.2cm de dans l'artère crural (situé au niveau de la cuisse) 8cm en dessous du pli de l'aîne, le sang monta dans ce tube jusqu'à atteindre une hauteur de 9pieds, et 6pouces, soit une hauteur d'environ 2.9 mètres, Etienne Hales fut par la suite des expériences de la même sorte sur d'autres animaux, par exemple, le mouton, où le sang monta à une hauteur de 6pieds et 5pouces soit 1.9m. Il en conclut que ces chiffres indiquent la « force du sang », mesurée pour la première fois, c'était donc en 1733. [5]



Photo 1.1 : Expérience de Hales

a) **Première mesure de la pression artérielle (méthode non invasive) : Etienne Jules MAREY**

En 1860, le physiologiste français Etienne Jules MAREY (1830-1904) invente les dispositifs de laboratoire rendant possible l'étude des variations de pression à l'intérieur de l'appareil circulatoire (Figure1.3.). [6]



Figure 1.3 : Premier dispositif de mesure de la pression artérielle. [6]

**b) Le premier Sphygmomanomètre**

En 1880, le professeur viennois Siegfried RITTER VON BASCH (1837-1905) invente le premier sphygmomanomètre qui permet de mesurer la pression sanguine en méthode non invasive au poignet.

Contrairement aux dispositifs d'Etienne Jules MAREY, cet appareil à l'avantage d'être utilisable par le médecin dans sa pratique quotidienne (Figure 1.4). [6]



**Figure 1.4 : Le premier sphygmomanomètre. [6]**

**c) Amélioration du sphygmomanomètre, Pierre Carl Edouard POTAIN**

En 1889, le professeur à PARIS Pierre Carl Edouard POTAIN, améliore le sphygmomanomètre de Siegfried Von BASCH. Il remplace le liquide qui transmettait la pression artérielle par de l'air.

L'appareil devient plus maniable pour mesurer la pression artérielle après l'arrêt de la circulation sanguine exercée par une contre pression et permet d'enregistrer les contractions cardiaques, artérielles et le pouls veineux (Figure1.5). [6]



**Figure 1.5 : Le sphygmomanomètre de Edouard. [6]**

**d) Le premier sphygmomanomètre à brassard par RIVA-ROCCI**

Scipione RIVA-ROCCI (1863-1939), interne et pédiatre italien, met au point en 1896 le premier sphygmomanomètre à brassard pneumatique.

Le brassard pneumatique, inventé par DUNLOP, est relié à une colonne contenant du mercure et à une poire en caoutchouc permettant de mettre en pression le brassard.

Mais la largeur du brassard (5 cm) est trop petite et ne permet pas d'avoir une mesure correcte.

Le neurochirurgien Harvey CUSHING améliorera son dispositif plus tard (Figure1.6). [6]



Figure 1.6 : Sphygmomanomètre à brassard par RIVA-ROCCI. [6]

#### e) Premier tensiomètre électronique au poignet

En septembre 1993, MATSUSHITA ELECTRIC WORKS (panasonic) invente le principe du sphygmomanomètre de Basch. Un tensiomètre compact et automatique qui se positionne autour du poignet. Ce type d'appareil a révolutionné la prise de la tension artérielle, car toute personne peut prendre sa tension seule, dans toute circonstance et sans être obligé de se déshabiller. Petit, compact et simple d'utilisation on peut l'emporter partout (Figure1.7). [6]



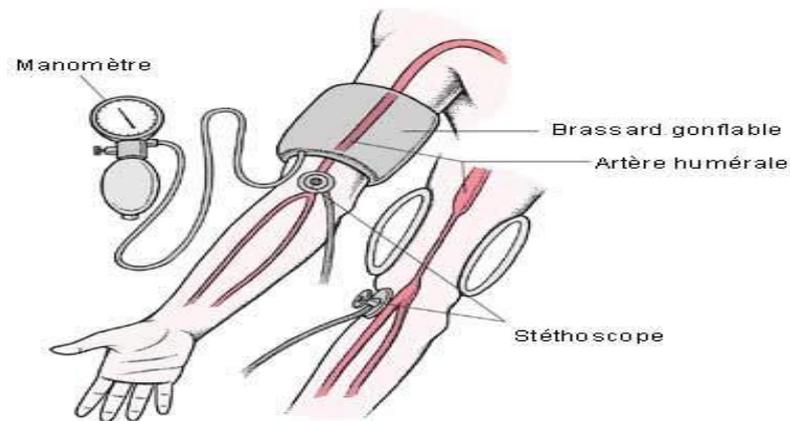
Figure 1.7: Le premier tensiomètre électronique. [6]

### 1.5. Méthodes de mesure de la pression artérielle :

Deux méthodes manuelles sont utilisées. La méthode auscultatoire et la méthode palpatoire. Il existe également des appareils automatiques et des techniques de mesure de la pression artérielle sanglante.

#### 1.5.1. Méthode auscultatoire

L'opérateur doit s'équiper d'un brassard ainsi que d'un stéthoscope. Le brassard doit être de taille adaptée à la corpulence du patient. D'une façon générale, la hauteur doit être équivalente à 40% de la longueur du bras et la circonférence de la poche gonflable doit couvrir 80% de celle du bras. Le brassard est muni d'un manomètre qui doit permettre de visualiser la pression exercée par le gonflement de la poche (Figure1.8). [7]



**Figure 1.8 : Illustration de la méthode auscultatoire. [7]**

La mesure s'effectue de préférence sur un patient au repos depuis 10 min et en décubitus dorsal. Il faut tout d'abord dégager le bras afin d'apposer le brassard sans être gêné par un vêtement. Celui-ci doit être appliqué sans bailler sur la peau du patient (il ne doit pas pouvoir glisser). La poche gonflable doit idéalement se trouver sur le trajet de l'artère humérale. Le bord inférieur du brassard doit se trouver à environ 2 cm du pli du coude (**Figure1.9**)



**Figure 1.9 : Tensiomètre manuelle. [7]**

A l'aide de la poire reliée au brassard, gonfler jusqu'à abolition du pouls radial plus 20 mmHg (sur le cadran de mesure). Puis, avec le stéthoscope placé sur le trajet de l'artère humérale (au niveau du pli du coude) guetter l'apparition d'un pouls pendant le dégonflage lent et progressif du brassard.

- Phase 1 : **Le premier battement net caractérise la valeur systolique.**
- Phase 2 : L'intensité des battements diminue et peut même parfois disparaître (c'est le trou auscultatoire).
- Phase 3 : Bruits assourdis, souffle.
- Phase 4 : **Disparition des bruits, le dernier battement correspond à la valeur diastolique.**

En pratique on ne distingue souvent que les phases une et quatre (Figure 1.10). [7]

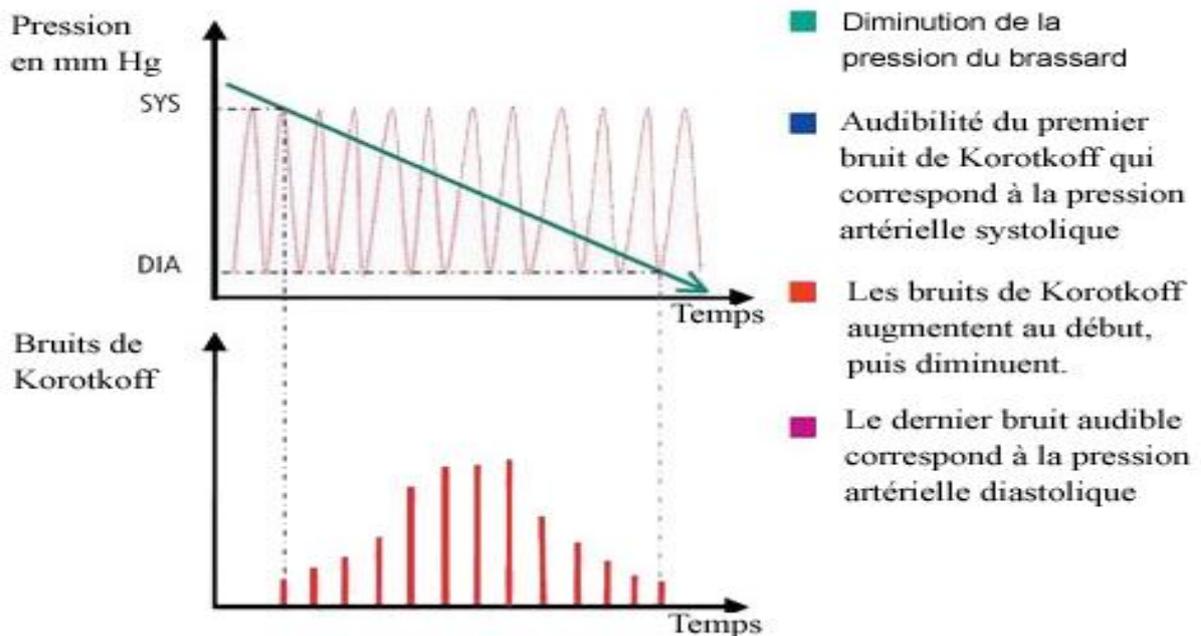


Figure 1.10 : Les quatre phases de la méthode auscultatoire. [7]

### 1.5.2. Méthode palpatoire

On procède de la même façon pour la mise en place du brassard. Le gonflage s'effectue avec les doigts placés sur le pouls radial. A l'abolition de celui-ci, le brassard est encore gonflé de 20 mmHg. Puis, la réapparition du pouls pendant la phase de déflation progressive de la poche caractérise la pression systolique. Il est impossible d'obtenir une pression diastolique avec la méthode palpatoire. Cette méthode est utile dans des situations où l'ambiance sonore empêche l'opérateur d'utiliser un stéthoscope avec succès.

Les deux méthodes peuvent être utilisées sur les différents trajets artériels. Ainsi, il est possible de mesurer la pression artérielle au niveau du poignet, de la cuisse ou de la cheville. Le brassard devant alors être adapté au site choisi pour la mesure.

Les valeurs de pression artérielle normales sont comprises entre 140 et 90 mmHg pour la pression systolique et entre 90 et 50 mmHg pour la pression diastolique. Ainsi un patient avec une PA > 140/90 mmHg est hypertendu et un patient avec une PA < 90/50 mmHg est hypotendu. Attention toutefois car il faut mettre ces chiffres en relation avec les valeurs habituelles du sujet, ses antécédents, le retentissement clinique et un éventuel traitement.

La pression moyenne est calculée. Il existe plusieurs formules de calcul, mais la plus utilisée est la formule de Lian. La PAM = (PAS + 2 x PAD) / 3. [7]

#### En pratique

\*Comme pour le pouls, il peut être nécessaire d'effectuer des mesures bilatérales, afin de révéler une éventuelle asymétrie tensionnelle.

\*En plaçant le capteur du stéthoscope en partie sous le brassard, il est possible de libérer une main de l'opérateur. Cela peut permettre par exemple, de corrélérer l'apparition d'un pouls

radial, avec les premiers battements perçus à l'oreille, et ainsi de maximiser la fiabilité de la mesure.

\* La PA répond aux lois de la physique et peut donc varier selon la position. Un test dit d'hypotension orthostatique peut être pratiqué en effectuant une mesure en décubitus dorsal, puis en position debout.

\*Les valeurs seront surestimées avec un brassard trop petit, et sous-estimées avec un brassard trop grand.

\*Une contraction musculaire peut fausser la mesure. Il en résulte une pression systolique surestimée.

\*Il faut éviter d'effectuer des mesures lorsqu'une intervention a pu altérer le drainage lymphatique du membre concerné (par exemple curage ganglionnaire).

\*Il ne faut jamais effectuer une mesure sur un bras porteur de fistule artério-veineuse.

\*La logique veut également d'éviter une mesure sur un membre à l'état cutané altéré.

\*Un chiffre élevé de PA ne signifie pas que le patient est à considérer comme hypertendu. Il faut le constater sur des mesures répétées pour évoquer une HTA. [7]

## 1.6. Les appareils de mesure automatique

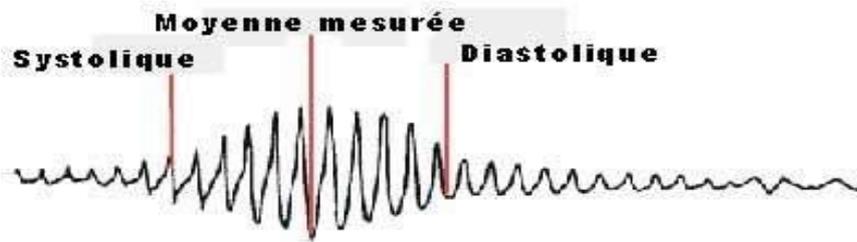
En milieu de soins intensifs, au bloc opératoire ou en réanimation, les moniteurs multiparamétriques sont équipés de fonctions permettant la mesure automatique de la pression artérielle. De nombreux modèles de tensiomètres automatiques sont également disponibles en pharmacie. [7]

### **Electrocardioscope tensiomètre électronique :**

Ces appareils n'utilisent pas le principe de la méthode auscultatoire ou palpatoire. La mesure est oscillométrique (Figure1.11). Lorsque le manchon se dégonfle, des oscillations sont enregistrées par l'appareil. Les oscillations débutent avant la valeur réelle de la systolique et prennent fin après la valeur réelle de la diastolique. Mais la valeur maximale de l'oscillation représente la valeur systolique moyenne. A partir de cette valeur et d'algorithmes développés par les fabricants, les valeurs systoliques et diastoliques sont calculées. Le gonflage et le dégonflage sont automatiquement gérés par l'appareil (Figure1.12).



**Figure 1.11 : Tensiomètre électronique. [7]**



**Figure 1.12 : La courbe oscillométrique de la pression artérielle. [7]**

Le site de mesure de référence est l'artère humérale. Les précautions concernant le brassard sont les mêmes que pour les méthodes manuelles. La surveillance du site de mesure doit en revanche être plus attentive si les mesures sont itératives. [7]

**En pratique :**

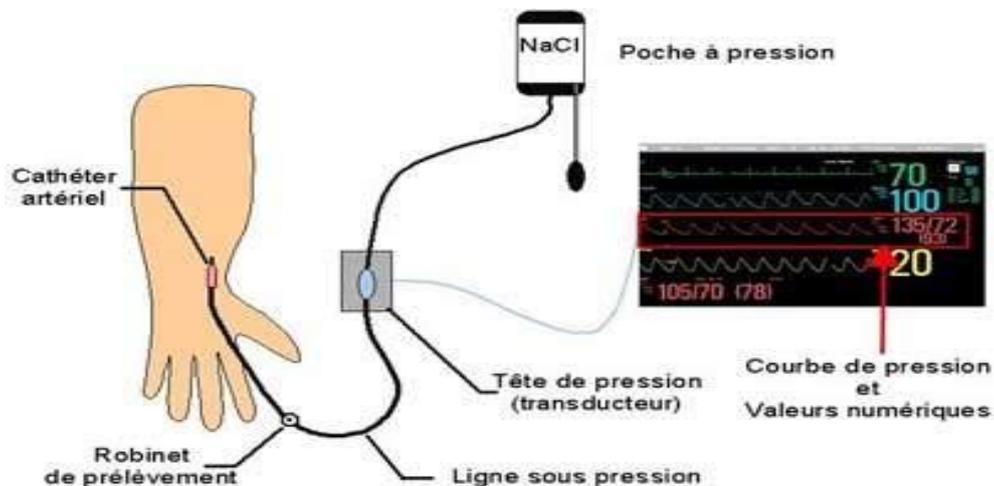
- \*Toutes les précautions et les conseils de la mesure manuelle s'appliquent à la mesure automatique.
- \*Attention aux risques de compression et d'ischémie nerveuse chez les patients dont l'état hémodynamique est précaire (mesures répétées sur un membre dont la perfusion est faible par exemple). Au besoin, varier les sites de mesure et/ou demander un avis médical pour une méthode de mesure alternative (pression sanglante).
- \*Lorsque les mesures sont difficiles à effectuer pour l'appareil, le brassard peut parfois être déplacé sur d'autres trajets artériels (radial, fémoral, poplité...). Se référer à la notice d'utilisation de l'appareil pour connaître les sites autorisés.
- \*Un bras plié ou comprimé entraînera une mesure erronée. Attention également à éviter les compressions, vrilles et obstacles sur la ligne pneumatique qui sert au gonflage et au dégonflage du brassard.
- \*Au moindre doute et même de façon routinière, il est licite de corrélérer la mesure automatique à une mesure manuelle afin de s'assurer de la qualité de la surveillance.
- \*Certains appareils sont équipés d'une fonction « ponction veineuse ». Cette fonction fait office de garrot veineux avec le brassard et permet donc de se passer du garrot classique pour effectuer un prélèvement.
- \*La fiabilité des appareils de mesure est variable selon les modèles proposés. Les appareils hospitaliers bénéficient d'un suivi de matériovigilance. [7]

**1.7. La pression artérielle sanglante (PAS)**

Cette méthode consiste en l'obtention d'une pression artérielle à l'aide d'un cathéter inséré en position intra artérielle. C'est la méthode de référence pour l'obtention de chiffres fiables, car elle permet au battement près, de déterminer une PA et ce, même dans des états hémodynamiques très précaires. La PAS est généralement mise en œuvre en milieu 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). Le geste consistant à mettre en place un cathéter. En revanche, la surveillance du dispositif dans son entier, fait partie de la prise en charge infirmière. La ligne artérielle comporte généralement un robinet qui facilite le prélèvement de sang. La surveillance biologique est donc plus aisée. Attention on n'injecte jamais de produits médicamenteux sur une voie artérielle (Figure1.13). [7]

**a) Matériel**

1. Le cathéter. Il est disponible en plusieurs calibres et plusieurs longueurs. Il doit être de calibre suffisant pour autoriser une mesure fiable, mais ne doit pas oblitérer entièrement la lumière artérielle (risque d'obstruction de l'artère).
2. Une ligne de perfusion. Celle-ci doit être courte et rigide. Il faut éliminer un maximum de connexions afin d'obtenir la mesure la plus fiable possible.
3. Un transducteur. C'est le module qui se trouve sur la ligne de perfusion et qui va transformer les impulsions mécaniques de pressions en signaux électriques qui seront envoyés au moniteur.
4. Une poche à pression dans laquelle sera placée une solution saline à 0,9%.
5. Câbles et raccords compatibles avec le moniteur. [7]

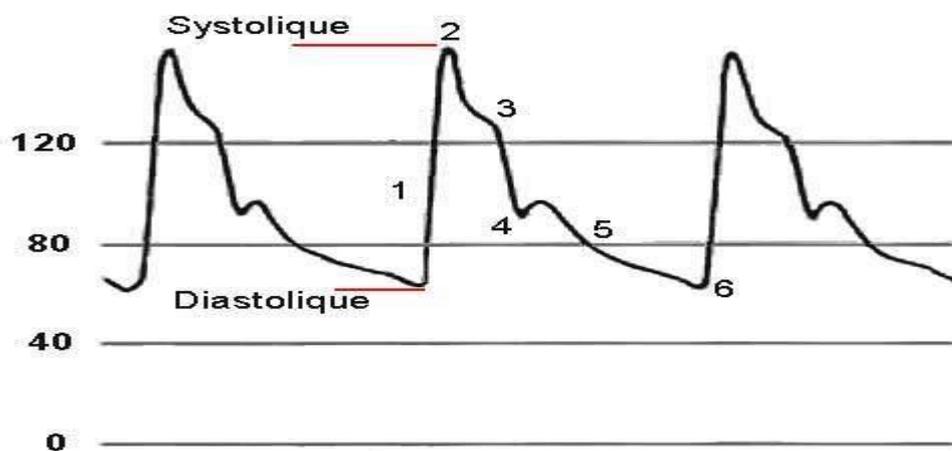


**Figure 1.13: Méthode invasive de la pression artérielle. [7]**

**b) Sites de mesure**

En théorie, n'importe quelle artère peut être cathétérisée. En pratique, les sites les plus utilisés sont les artères radiales, cubitales et fémorales.

Le moniteur affiche une courbe de pression qui reflète l'hémodynamique cardiaque ainsi que les valeurs chiffrées des mesures de systolique, diastolique et moyenne (Figure 1.14).



**Figure 1.14: Courbe de pression artérielle intravasculaire. [7]**

**c) Courbe normale :**

1. Montée en pression (éjection systolique)
2. Pic de pression systolique (valeur systolique mesurée)
3. Baisse de pression systolique (diastole ventriculaire)
4. Onde dicrote (correspond à la fermeture des valves aortiques)
5. Baisse de pression diastolique (diastole générale)
6. Pression télé diastolique (valeur diastolique mesurée)

La forme de cette courbe peut varier et son interprétation peut révéler des informations sur certaines pathologies (rétrécissement aortique, hypovolémie, insuffisance aortique...). [7]

### **1.8. Variabilité tensionnelle**

La PA est un paramètre hémodynamique présentant une grande variabilité (après les repas, pendant l'effort, selon le sexe, l'orthostatisme, après certaines émotions ....Pour cette raison, l'OMS recommande la **répétition des mesures** : 3 mesures lors de la même consultation et plusieurs consultations espacées, avant de porter un diagnostic et entreprendre éventuellement un traitement. [8]

Cependant de très rares cas d'hypertension artérielle maligne sont une urgence thérapeutique et nécessitent une hospitalisation. Ils se caractérisent par une PA très élevée (PAS pouvant atteindre 300 mmHg et par des signes fonctionnels **majeurs**: céphalées pulsatiles, phosphènes, acouphènes, insuffisance cardiaque...etc.

### **1.9. Méthode adoptée pour réaliser le dispositif**

Notre dispositif est basé sur la méthode auscultatoire dont il détermine la pression artérielle en surveillant les bruits de Korotkoff. Un brassard gonflable est placé autour de la partie supérieure du bras, à peu près à hauteur du cœur, et est relié à un système de mesure de la pression. Un pavillon (partie sensible d'un stéthoscope) d'un stéthoscope mené d'un microphone est placé sous le brassard en face à l'artère humérale, le pavillon est relié à un système de détection des bruits de korotkoff . Le brassard est ajusté et gonflé manuellement en exerçant des pressions sur une poire ou automatiquement jusqu'à ce que l'artère soit totalement comprimée (environ 30 mm Hg au-dessus de la pression systolique). Ensuite, le brassard est lentement dégonflé. Lorsque le sang recommence à circuler dans l'artère, les turbulences du flux sanguin donnent lieu à un bruit synchrone du pouls (premier bruit de Korotkoff). La pression à laquelle ce son est détecté pour la première fois correspond à la pression artérielle systolique. Le brassard continu à être dégonflé jusqu'à ce que plus aucun bruit ne puisse être détecté, le dernier bruit détecté correspondant à la pression artérielle diastolique. Voir la figure 1.15 ci-dessous.

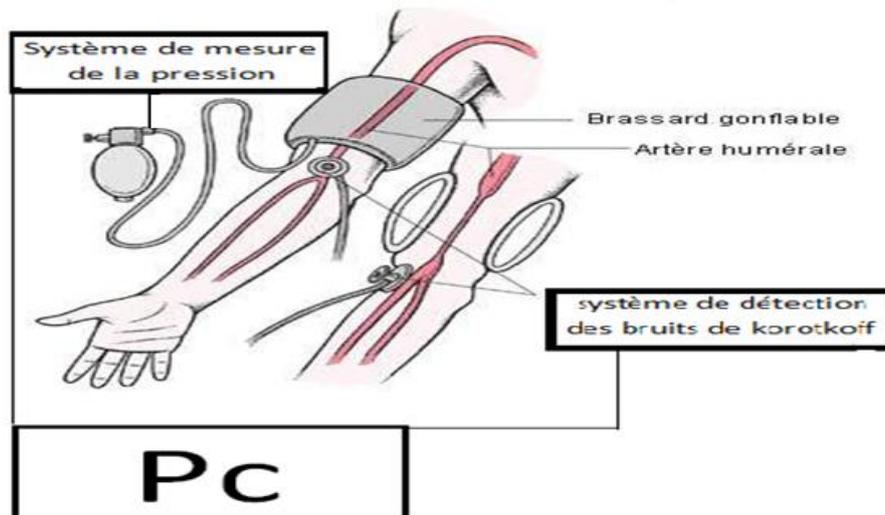


Figure : 1.15 Méthode adoptée dans notre dispositif

Alors notre dispositif est une automatisation de la méthode auscultatoire ou la détection des bruits de korotkoff et la mesure de la pression artérielle sont fait par des systèmes électroniques alors que le traitement des deux signaux est fait par un ordinateur, suite au traitement les valeurs de pressions sont déterminées. En fait, la détection des bruits de korotkoff est faite a travers un stéthoscope électronique qui est développé non seulement pour cela mais aussi il peut être utilisé pour une auscultation cardiaque : détection des bruits cardiaque le phonocardiogramme.

## 1.10. Phonocardiogramme

### 1.10.1. Définition :

Le phonocardiogramme est un enregistrement des bruits du cœur, où le signal sonore est transformé en impulsions électriques de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé. Cet examen permet de préciser ce que le cardiologue détecte à l'oreille avec son stéthoscope.

### 1.10.2. Auscultation cardiaque (Figure.1.16)

Les foyers d'auscultation cardiaque principaux ne correspondent pas à la situation anatomique des valves correspondantes:

Position 1 : 2ième espace intercostal droit (foyer aortique : FAo),

Position 2 : 2ième espace intercostal gauche (foyer pulmonaire : FP),

Position 3 : 3-4ième espace intercostal gauche au bord gauche du sternum (BGS) ou endapex,

Position 4 : pointe (Pt) ou apex (ou foyer mitral).

Position 5 : foyer tricuspide (FT).

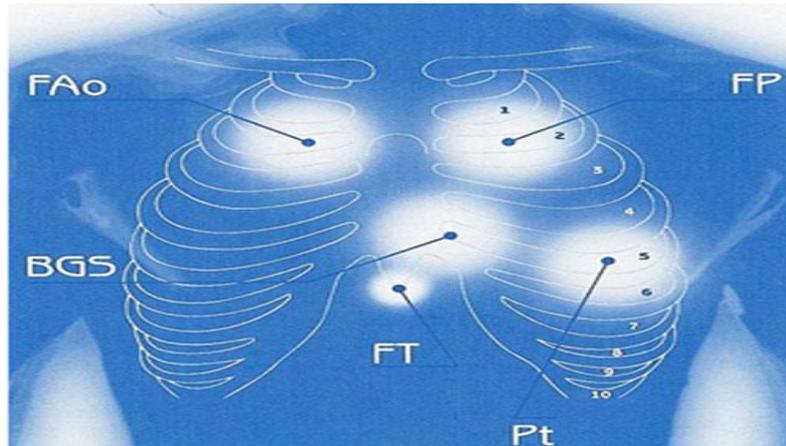


Figure 1.16: Foyers d'auscultation. [9]

Cependant, l'auscultation ne saurait se limiter à ces seules régions. En effet, des données importantes peuvent être recueillies à d'autres niveaux, la région parasternale droite, le cou (propagation des souffles aortiques), la région axillaire gauche (propagation des souffles mitraux), le creux sus sternal ou le creux épigastrique, la région sous-claviculaire gauche (canal artériel), la région inter-scapulo-vertébrale gauche (coarctation de l'aorte). [9]

### 1.10.3. Description du Signal Phonocardiographique

Les bruits cardiaques sont des ondes acoustiques résultantes des battements du cœur ainsi que du flux sanguin qui coule à travers ses cavités. Le signal enregistré est appelé phonocardiogramme PCG. Ces bruits cardiaques sont des vibrations mécaniques provoquées par la pression systolique et diastolique du myocarde, l'ouverture et la fermeture des valvules cardiaques ainsi que l'impact de l'écoulement sanguin dans la paroi ventriculaire et les différents vaisseaux sanguins qui entourent le cœur.

Ce signal peut mettre en évidence quatre bruits cardiaques notés respectivement B1, B2, B3 et B4. Les bruits B1 et B2 apparaissent respectivement au début des phases systolique et diastolique (Figure 1.17). [10]

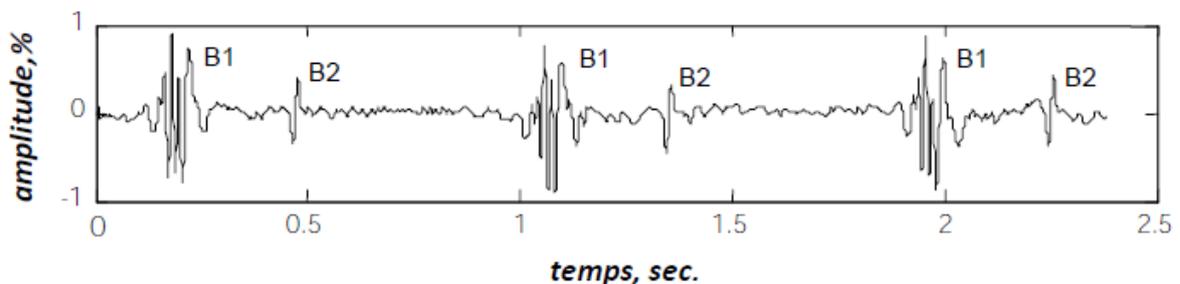


Figure 1.17: Les deux principaux bruits du PCG. [10]

Il existe quatre types de bruits cardiaques connus par B1, B2, B3 et B4, qui peuvent être auscultés et visualisés sur un signal phonocardiographique PCG.

Les bruits B1 et B2 sont les deux principaux bruits entendus dans une auscultation d'un sujet sain. L'intervalle entre le premier et le deuxième bruit définit la systole (éjection

ventriculaire), tandis que l'intervalle entre le deuxième et le premier bruit suivant définit la diastole (remplissage ventriculaire). [10]

### **1.10.3.1. Bruit B1**

Ce bruit cardiaque est caractérisé par son contenu fréquentiel de basses fréquences par rapport au bruit B2 du même cycle cardiaque. Marquant le début de la systole ventriculaire, ce bruit se trouve, en sa grande proportion en terme d'énergie, généré par la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires mitrale et tricuspide.

Le bruit cardiaque B1 est constitué par quatre groupes de vibrations, comme illustré dans la figure 1.17:

1. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, elles correspondent au début de la contraction ventriculaire.
2. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant aux fermetures des valvules auriculo-ventriculaires mitrale (M1) et tricuspide (T1).
3. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant à l'ouverture des sigmoïdes.
4. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, dues à l'écoulement turbulent du sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire, brusquement dilatée au début de l'éjection ventriculaire. [10]

### **1.10.3.2. Bruit B2**

Ce bruit cardiaque est caractérisé par son contenu acoustique de fréquences aiguës. Il est plus sec et plus claquant que le bruit B1, et de tonalité plus élevée et peut atteindre des fréquences jusqu'à 200 Hz. Il correspond aux fermetures des sigmoïdes aortique et pulmonaire. Ce deuxième bruit marque le début de la diastole ventriculaire, sa durée ne dépasse pas généralement 100 ms.

Le bruit B2 est essentiellement composé de deux groupes de vibrations comme illustré dans la figure 1.17.

1. vibrations de faible amplitude non audible à cause des tourbillons sanguins précédant la fermeture des sigmoïdes.
2. vibrations audibles de hautes fréquences dues aux fermetures des sigmoïdes aortique et pulmonaire, notées respectivement A2 et P2. Chacune des composantes A2 et P2 dure moins de 50 ms, et sont généralement séparées par un intervalle de temps de 3 à 4 ms qui augmente lors de l'inspiration. [10]

### **1.10.3.3. Bruit B3 et bruit B4**

Il y a également un troisième et un quatrième bruit cardiaque (B3 et B4) qui peuvent parfois être visibles sur un signal phonocardiogramme PCG.

Le troisième bruit B3 survient à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide, et son apparition est après le bruit B2, comme illustré dans la figure 1.18. Il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique.

Par contre, le quatrième bruit B4 débute juste avant le premier bruit B1, comme illustré dans la figure 1.18. Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire. Il n'est jamais audible normalement, et son accentuation témoigne d'une hyperactivité auriculaire, droite ou gauche (galop pré-systolique). Chez les personnes âgées de plus de 50 ans, le signal phonocardiogramme enregistre constamment (même si l'oreille ne le perçoit pas toujours) un 4ème bruit B4.

La figure 1.18 illustre un schéma qui montre les différentes composantes des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4 ainsi une illustration de leurs causes physiologiques. Uniquement le côté gauche du cœur est affiché dans cette figure. [10]

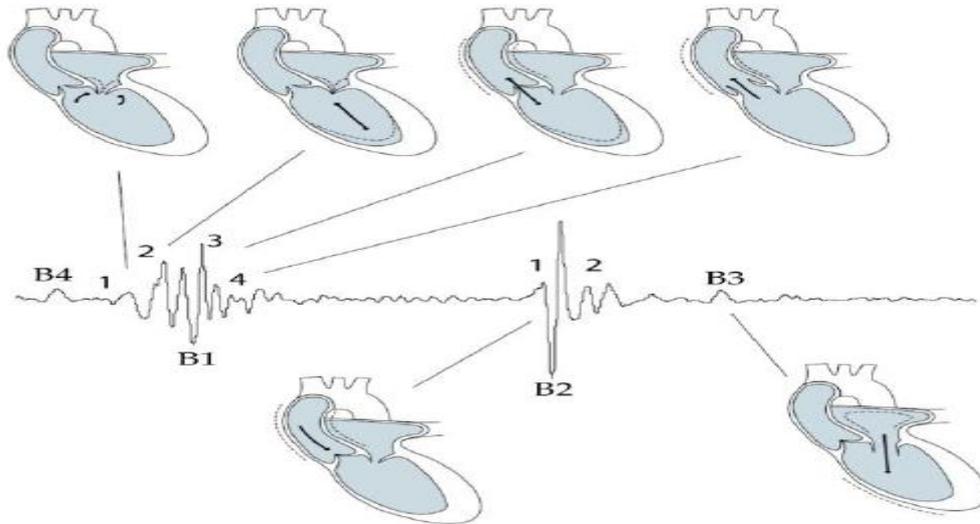


Figure 1.18: Les quatre composants du signal PCG. [10]

### **1.11. Conclusion :**

Bien mesurer la pression artérielle est un préalable indispensable à la décision médicale. Les dernières recommandations de la haute autorité de santé et des sociétés internationales d'hypertension ont codifié les places respectives des différentes méthodes disponibles, leurs méthodologies et leurs résultats..

Parmi ces méthodes, la méthode auscultatoire est considérée comme référence pour les méthodes non invasives. La validation des dispositifs basés sur les autres méthodes est faite, en comparant les résultats de mesure obtenus par rapport à celle de la méthode référence. Après avoir décrit les différentes méthodes, il convient de rappeler que notre choix à porté sur la méthode auscultatoire qu'elle va être automatisée à travers des systèmes électroniques .Par la suite nous allons nous focalisé sur l'étude de notre système de mesure de la pression artérielle.

# Chapitre 2 :

## Etude et description du dispositif à réaliser

## 2.1. Introduction :

Le dispositif de mesure de la pression artérielle qui sera réalisé dans ce projet est basé sur le principe de la méthode auscultatoire en exploitant les bruits de korotkoff .En effet, un ensemble de travaux [golden et al 1974] ont montré qu'une augmentation maximale d'amplitude de l'énergie spectrale des bruits de korotkoff à la tension artérielle systolique s'observe dans la bande de fréquence [18-26]Hz .De même une diminution maximale de l'énergie spectrale des bruits de korotkoff à la tension artérielle diastolique est observée aussi dans la bande fréquentielle [40-60]Hz [12]

Ainsi les bruits de korotkoff seront détectés à travers un système électronique qui pourrait être aussi utilisé pour détecter le signal phonocardiogramme à travers la carte son du pc ou d'autre carte d'acquisition.

Le dispositif est constitué globalement de trois grandes parties :

- ❖ Partie pneumatique : un brassard qui peut être gonflé et dégonflé d'une manière automatique par une pompe électrique et des électrovannes ou d'une manière manuelle à travers une poire sphygmométrique.
- ❖ Partie analogique : constitué de deux circuits électroniques :
  - 1- un circuit électronique à base de microphone permettant la détection des bruits de korotkoff et le signal PCG.
  - 2- un circuit électronique à base d'un capteur de pression permettant la détection du signal de la pression du brassard et l'amplifier.
- ❖ partie d'acquisition : une carte d'acquisition assure la numérisation des deux signaux provenant de la partie analogique et la communication à travers une interface d'acquisition avec le PC.

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

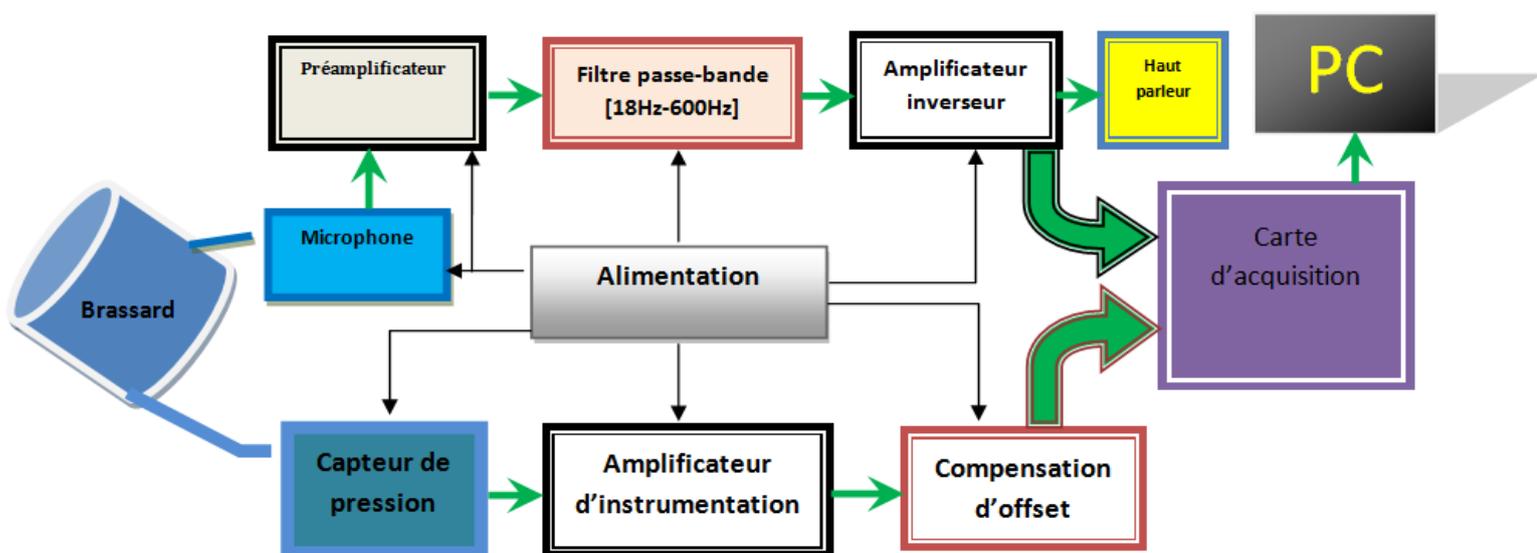


Figure 2.1:Schéma bloc proposé du dispositif de la mesure de la pression artérielle.

## 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 des obèses et des bras 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 a l'adulte doit avoir une poche gonflable de 13 a 15 cm de large sur 30 a 35 cm de long[13] , tel que c'est illustré sur les figures (2.2-2.3) ci-dessus :

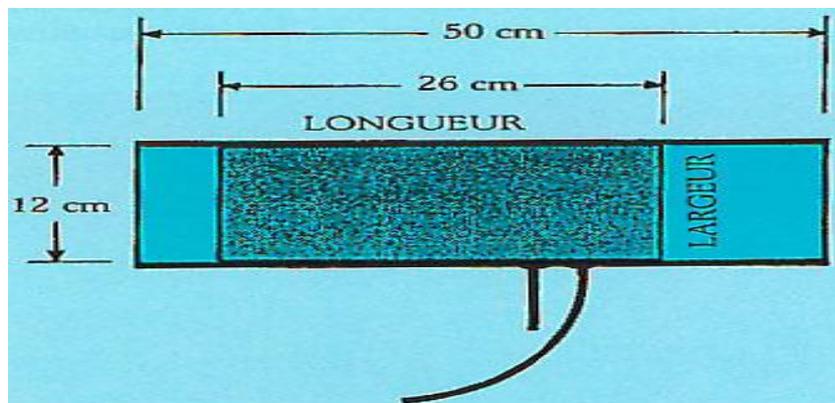


Figure 2.2: Schéma d'un brassard avec sa poche gonflable signifiée en grisé.la poche gonflable doit suffisamment grande pour que sa longueur recouvre les 2/3 de la circonférence du bras et sa largeur les 2/3 de la longueur du bras. [13]

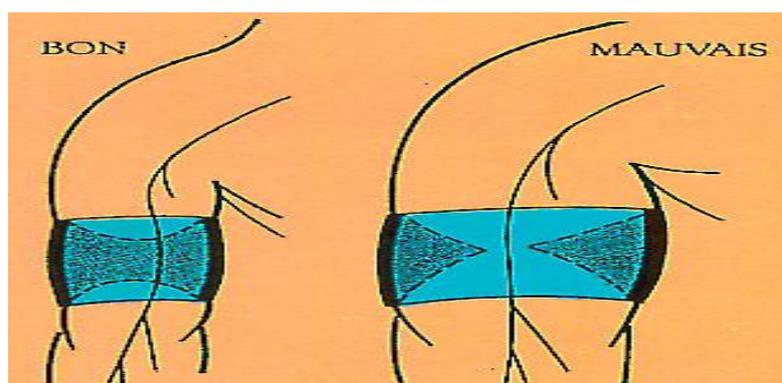


Figure 2.3 : Sur la partie droite du schéma, le brassard et la poche gonflable (en grisé) sont trop petits pour la taille du bras. La pression de la poche gonflable, trop étirée, ne s'applique plus correctement et pleinement sur l'artère humérale. L'estimation de la pression artérielle pourra ainsi être faussée, généralement surestimée. [13]

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. [13]

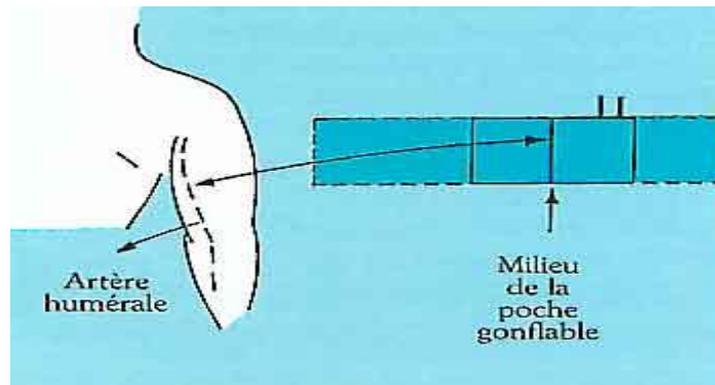
Le tableau 2.1 ci-dessous représente la taille du brassard en fonction de la circonférence du bras :

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

**Tableau2.1: Taille du brassard selon la circonférence du bras. [13]**

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. [13]



**Figure 2.4 : le milieu de la poche gonflable doit être placé sur le trajet de l'artère humérale .cela permet d'être sûr que la pression appliquée sur l'artère est bien celle qui règne dans la poche gonflable. [13]**

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 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. [13]

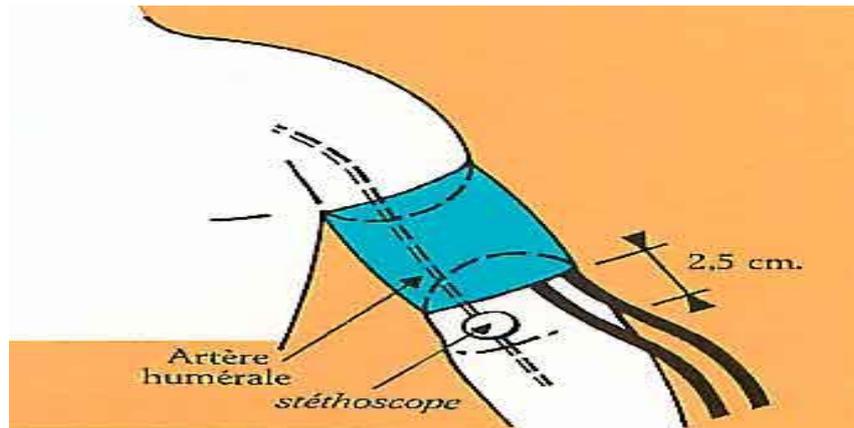


Figure 2.5 : Positionnement du stéthoscope [13].

### 2.2.2 Système de gonflage

On mesure généralement la pression dans l'artère humérale. Pour cela, le brassard est placé autour du bras et le système de détection des bruits de korotkoff sur la saignée du coude à l'emplacement où le pouls est détectable avec le bout des doigts.

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.

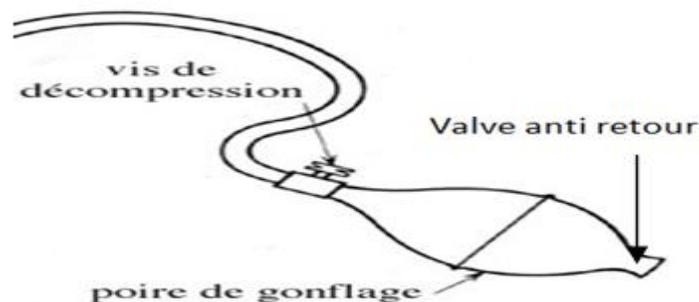


Figure 2.6 : La poire sphygmométrique pour le gonflage du brassard.

**Remarque :** il y a plusieurs type du système de gonflage qui peuvent être utilisés tels que les minicompresseurs, les pompes électriques et autres.

### **2.3. Partie analogique :**

La mesure de la pression artérielle dans notre système est basée sur le traitement du signal des bruits de korotkoff pour isoler les deux bandes fréquentielle de la systole et la diastole et attribuer les valeurs de pression correspondantes juste a l'apparition d'un signal dans la bande fréquentielle systolique c'est la pression systolique et de même pour la pression diastolique. La détection des deux signaux nécessaires dans notre application pour la mesure de la pression artérielle est faite à travers deux systèmes électroniques :

-système de détection des bruits de korotkoff qui peut être ainsi utilisé pour la détection des bruits cardiaques PCG.

-système de détection de la pression du brassard.

#### **2.3.1. Système de détection des bruits de korotkoff :**

Afin de détecter les bruits de korotkoff lors du dégonflage du brassard le stéthoscope est communément utilisé, cependant dans notre application un système électronique est développé. Pour rappel, un bref historique d'utilisation est donné dans ce qui suit.

##### **2.3.1.1. Le stéthoscope :**

Le stéthoscope est toujours l'un des instruments diagnostiques les plus importants. Au fil du temps il a énormément évolué. Apprenez un peu sur l'histoire et l'évolution du stéthoscope – à partir de son invention jusqu'à aujourd'hui.

Autrefois, les médecins mettaient leur oreille sur la poitrine du patient pour entendre le bruit du cœur. En 1816, le médecin français René Théophile Hyacinthe Laënnec essayait pour la première fois d'ausculter le bruit du cœur à l'aide d'une feuille de papier roulé en cylindre dont il appuyait une extrémité contre la poitrine d'une patiente et l'autre contre sa propre oreille. Laënnec constatait que l'auscultation était beaucoup plus simple grâce à ce cylindre en papier et commençait à promouvoir le développement du stéthoscope.

D'abord, le stéthoscope avait la forme d'un tuyau en bois. Un tel cornet acoustique avait 30 centimètres de long et deux extrémités différentes. L'une des extrémités avait la forme d'un entonnoir qui était mis sur la poitrine du patient permettant une meilleure capture du bruit. L'autre extrémité avait la forme d'un disque rond et était en contact avec l'oreille du médecin.

Grâce à la découverte de René Laënnec, l'auscultation est devenu l'une des techniques de diagnostic médicales les plus importantes.

Peu après, le cornet acoustique était perfectionné pour devenir le stéthoscope que nous connaissons aujourd'hui. Les médecins suivants contribuaient considérablement à ce développement : Josef von Škoda, Sir John Forbes et George P. Cammann. Le stéthoscope contemporain était développé en 1961 par le cardiologue allemand David Littmann.

Les étapes les plus importantes dans l'évolution du stéthoscope moderne étaient entre autre la fabrication d'un pavillon adéquat et des branches binaurales qui permettent aux médecins d'avoir les mains libres lors de l'auscultation.

Le stéthoscope standard de nos jours est un stéthoscope acoustique qui permet de transférer les sons simplement grâce à des phénomènes physiques. Le stéthoscope électronique est le perfectionnement technique du stéthoscope acoustique. Ce stéthoscope permet d'amplifier le son d'une manière électronique. Ainsi, il est possible d'écouter des bruits très faibles ou étouffés. Les stéthoscopes à amplification électronique sont utilisés pour assurer un diagnostic particulièrement précis. Quelques modèles permettent même d'enregistrer les résultats de l'auscultation et de les transférer sur un ordinateur. Ainsi on peut comparer les résultats d'examens individuels exactement.

L'évolution du stéthoscope, à partir du cornet acoustique jusqu'au stéthoscope électronique, permettait un diagnostic de plus en plus précis. Aujourd'hui on ne peut plus se passer du stéthoscope moderne.

des représentations temporelles et spectrales du signal. [11]

### **2.3.1.2. Condition d'utilisation du stéthoscope**

Les conditions d'examen à respecter lors de l'auscultation afin de profiter des meilleures performances acoustiques :

- L'environnement doit être le plus silencieux possible et à température agréable
- Utiliser un stéthoscope de qualité pour un diagnostic viable
- S'assurer du bon état du stéthoscope
- Utiliser un stéthoscope dont la longueur de la tubulure est optimale
- Utiliser des embouts auriculaires adaptés à vos oreilles
- Nettoyer et désinfecter votre stéthoscope régulièrement et en particulier après chaque patient [9]

### **2.3.1.3. Capteur :**

Un **capteur** est un dispositif transformant l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable, telle qu'une tension électrique, une hauteur de mercure, une intensité ou la déviation d'une aiguille. On fait souvent (à tort) la confusion entre *capteur* et transducteur : le *capteur* est *au minimum* constitué d'un transducteur. Les capteurs sont les éléments de base des systèmes d'acquisition de données. Leur mise en œuvre est du domaine de l'instrumentation. Pour la réalisation d'un stéthoscope électronique un capteur appelé microphone transformant le son en une tension électrique est indispensable.

Les microphones, sont des composants capables de capter toutes les vibrations sonores produites par un bruit, une voix ou un instrument musical et de les convertir en une tension électrique qui devra ensuite être amplifiée de façon appropriée. En fait, ils font exactement le contraire d'un haut-parleur qui, lui, convertit en vibrations sonores les tensions alternatives fournies par un amplificateur. Tous les microphones, comme tous les haut-parleurs, sont pourvus d'une membrane qui, frappée par un son, vibre en produisant ainsi une tension alternative de quelques millivolts dont la fréquence est parfaitement identique à celle de la source sonore. [14]

### 2.3.1.3.1. Les différentes technologies des microphones :

#### a) Les microphones électrodynamiques

Ces micros, aussi appelés plus simplement *micros dynamiques*, ont une technologie dite *passive* qui ne nécessite pas d'alimentation extérieure.

Ils sont équipés d'une **membrane** (ou diaphragme) (voir figure 2.7) qui va capter les vibrations acoustiques de l'air, d'une **bobine métallique** et d'un **aimant**. La bobine métallique placée dans le champ magnétique de l'aimant, est solidaire de la membrane. La bobine vibre donc de la même manière que la membrane et crée donc des perturbations dans le champ magnétique de l'aimant permanent, qui lui est fixé au corps du micro.

Selon la loi de Lenz-Faraday, toute variation d'un flux magnétique induit un courant électrique. Ici, le courant est induit aux bornes de la bobine et peut donc être récupéré. [15]

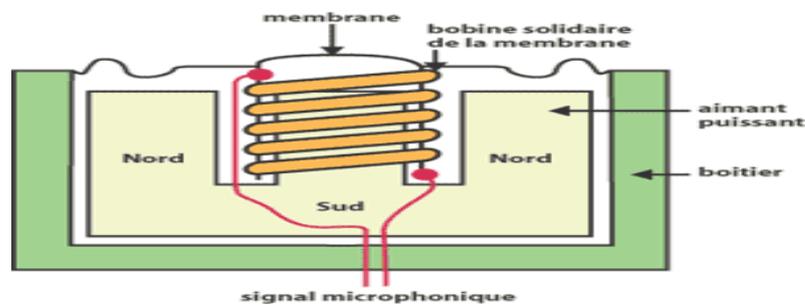


Figure 2.7 : schéma du micro électrodynamique. [15]

#### b) Les microphones électrostatiques (ou à condensateur) (voir figure 2.8)

Cette technologie exploite le fonctionnement d'un *condensateur*. Le condensateur est un composant électronique composé de deux plaques polarisées (électrodes) se faisant face, séparées par un isolant (ici, l'air). La variation de distance entre les plaques polarisées va modifier ce qu'on appelle la *capacité* du condensateur. Cette variation est facilement traduisible en courant électrique. Pour un micro à condensateur, la membrane va jouer le rôle d'une des deux électrodes, tandis que l'autre électrode sera fixe. On comprend facilement que la variation de la pression sonore à la surface de la membrane va la déplacer et va donc modifier la distance entre la membrane et l'électrode fixe. Un petit système électronique est ensuite chargé de transformer les variations de capacité en courant électrique.

Ce système électronique requiert une alimentation, souvent appelée « *alimentation fantôme* » (car elle transite par les mêmes conducteurs que le signal audio) et d'une valeur de 48V en tension continue. Cette alimentation sert aussi à la polarisation de la membrane. [15]

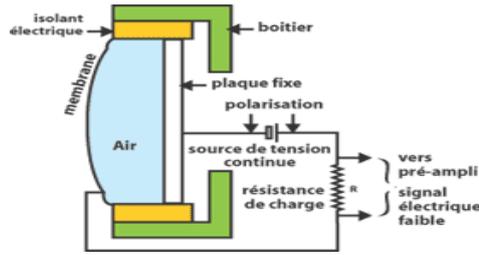


Figure 2.8 : Schéma du micro électrostatique. [15]

**c) Les micros à ruban (voir figure 2.9)**

Les micros à ruban font partie du groupe des micros dynamiques. Un ruban est placé dans le champ magnétique d'un aimant. Ce fin ruban métallique joue à la fois le rôle de membrane et de bobine. Sa vibration induit directement un courant électrique à ses bornes.

Ce type de micro offre des aiguës très doux mais souffre par contre d'un très faible niveau de sortie. Il est aussi extrêmement sensible aux chocs, au vent et aux surpressions acoustiques. Ce qui fait qu'il est de moins en moins utilisé. Il donne cependant de très bons résultats sur certains instruments comme les cordes. [15]

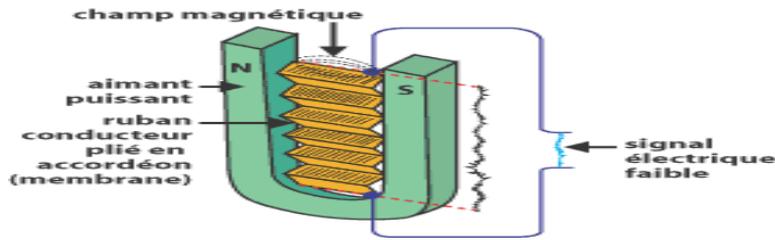


Figure 2.9 : schéma d'un micro à ruban. [15]

**d) Les micros a contact (accéléromètre piézoélectrique)**

Ils sont ainsi appelés car leur membrane s'appuie sur un cristal piézo-électrique (voir figure 2.10). Lorsque la membrane commence à vibrer, elle comprime plus ou moins ce cristal et, grâce au phénomène de la piézo-électricité, on obtient à sa sortie une tension alternative de plusieurs millivolts. Un microphone piézo-électrique fonctionne de la même façon que le pick-up d'un tourne-disque. Dans ces pick-up, le cristal piézo-électrique est comprimé et décomprimé mécaniquement par l'aiguille qui défile sur les sillons du disque. [14]

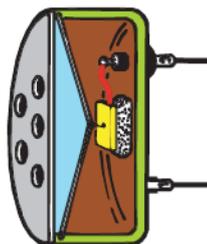
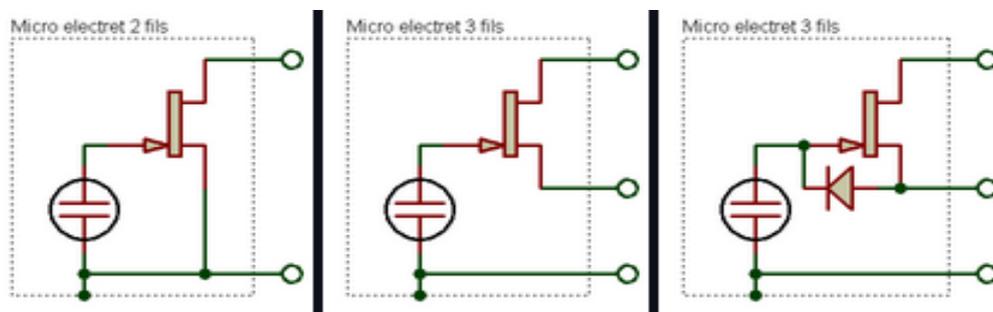


Figure 2.10 : schéma d'un micro a contact. [14]

**e) Les microphones à Electret (voir figures 2.11-2.12)**

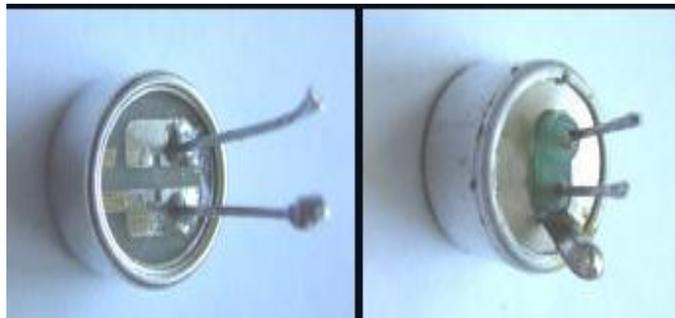
ECM = Electret Condenser Microphone

Un microphone à électret est un microphone doté d'un composant appelé Electret, qui peut être assimilé à un condensateur. Ce dernier possède la particularité d'être polarisé de façon permanente au moment de sa fabrication. Permanente en théorie, car en pratique, la polarisation diminue au fil du temps, ce qui provoque une baisse lente mais progressive de la sensibilité du micro. L'impédance de sortie du composant électret interne est très élevée, et on ne peut pas y connecter directement une charge fortement capacitive ou d'impédance trop faible. A cause de cela, il est impossible de raccorder directement la cellule à l'entrée d'un préampli "classique", surtout si le câble de liaison est de grande longueur. Pour cette raison, la capsule à électret comporte dans son boîtier même, un petit étage électronique chargé d'abaisser cette haute impédance de sortie en une impédance de sortie plus faible et donc plus facilement exploitable. On trouve deux sortes de micros électret :



**Figure 2.11: schéma électrique d'un électret a 2 et 3 fils. [16]**

Ceux à deux fils et ceux à trois fils.



**Figure 2.12 : micros à électret 2 et 3 fils. [16]**

Comme vous pouvez le constater, l'étage électronique qui accompagne le capteur se résume à un simple transistor FET, qui la plupart du temps n'apporte aucune amplification, tout en nécessitant toutefois une alimentation pour fonctionner. C'est la raison pour laquelle l'apport d'une tension continue externe est requis. Parfois, une diode de protection contre les charges électrostatiques trop importantes - qui pourraient détruire le transistor FET - est insérée dans la capsule. [16]

**e.1) Câblage d'un microphone à électret**

La façon d'alimenter la capsule électret dépend du nombre de pattes mises à disposition sur le boîtier du micro. Pour les capsules à deux pattes, la broche d'alimentation est commune à la broche de sortie, et il n'existe qu'une sorte de câblage possible. Pour les capsules à trois pattes, une patte

"spécifique" alim est prévue, mais on peut toutefois câbler le micro comme s'il s'agissait d'une capsule à deux pattes. Il peut sembler plus logique à première vue d'avoir une patte dédiée à l'alimentation, mais vous allez voir que l'alimentation d'une capsule à deux pattes reste très simple. [16]

### e.2) Principe de base

Il consiste à fournir une tension continue au microphone, tout en récupérant de ce dernier la tension alternative correspondant au signal audio. Que la capsule possède deux ou trois pattes, il y a toujours une patte qui est reliée électriquement au boîtier métallique du microphone, et qui correspond à la masse. [16]

### e.3) Alimentation d'une capsule à deux pattes

La figure 2.13 ci-dessous prouve que la capsule à deux pattes ne pose guère de problème pour son raccordement :

Un des deux fils du micro est relié à la masse (c'est celui qui est relié au boîtier métallique, fil du bas sur le schéma et sur la photo) et l'autre fil sert en même temps pour l'alimentation du microphone et la sortie BF. La résistance R1 permet de polariser le transistor FET inclus dans le microphone, alors que le condensateur C1 permet de bloquer la tension continue fournie par R1, et de ne laisser passer que le signal audio, qui est alternatif. [16]

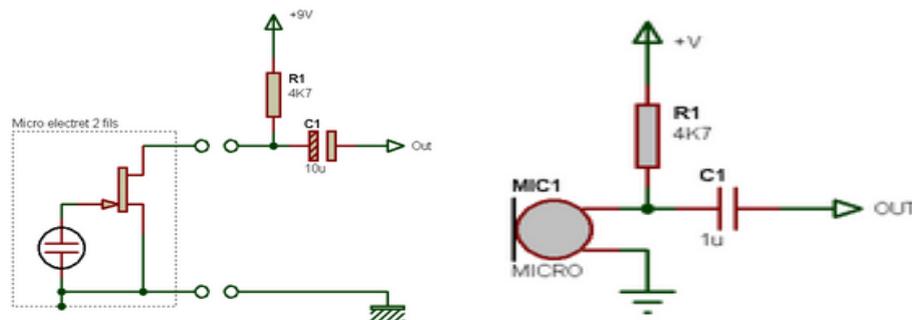


Figure 2.13 : d'une capsule à deux pattes. [16]

**Remarque :** dans un schéma électronique, la capsule électret est soit représentée par un symbole montrant son contenu, soit représentée par un symbole de microphone classique. Ainsi, le schéma suivant est totalement identique au précédent (aux valeurs de composants près).

### e.4) Amélioration possible

Le signal fourni par le micro est d'amplitude assez faible, et le préampli qui suit peut fournir un signal entaché de ronflette ou être sujet à de l'instabilité (oscillation parasite) si l'alimentation est insuffisamment filtrée / régulée. L'utilisation d'une cellule de découplage de type RC sur l'arrivée

d'alimentation du microphone, comme le montre figure 2.14 Ci dessous, permet de minimiser le risque de problèmes.

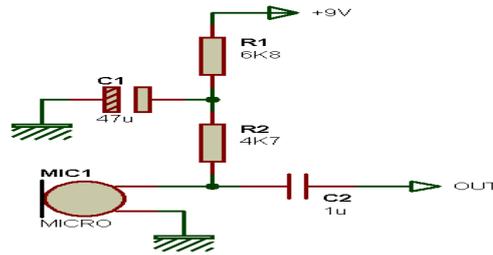


Figure 2.14 : Amélioration de l'alimentation d'une capsule a deux pattes. [16]

Selon le micro électret utilisé, et pour une tension d'alim de +12 V, la résistance R1 pourra prendre une valeur comprise entre 6,8 kΩ et 47 kΩ. Il convient donc de connaitre la consommation réelle du microphone pour choisir la valeur donneront de meilleurs résultats que d'autres. [16]

**2.2.3.3 Comparaison entre les différentes technologies des microphones :**

	<i>Microphone ECM</i>	<i>Microphone dynamique</i>	<i>Microphone piézoélectrique</i>	<i>Preference</i>
<i>Coût</i>	<i>Faible</i>	<i>faible</i>	<i>important</i>	<i>ECM/dynamique</i>
<i>Sensibilité</i>	<i>Bonne</i>	<i>faible</i>	<i>bonne</i>	<i>ECM/Piézo</i>
<i>Dimension</i>	<i>petit</i>	<i>grand</i>	<i>petit</i>	<i>ECM /Piézo</i>
<i>Bande de fréquence</i>	[20Hz-20kHz]	[50Hz-20kHz]	[10Hz-20kHz]	<i>ECM/Piézo</i>

Tableau 2.1 : Comparaison entre les différents microphones.

**2.3.1.4. Mise en forme du signal issue du microphone:**

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est de très faible niveau, de l'ordre de quelques millivolts. Il nécessite une amplification afin d'être manipulé. Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés, cependant l'ensemble utilise l'amplificateur opérationnel comme élément principal. Les deux montages généralement qui peuvent être utilisés sont : amplificateur inverseur ou l'amplificateur non inverseur. Ainsi le signal peut être très bruité une opération de filtrage est recommandé.

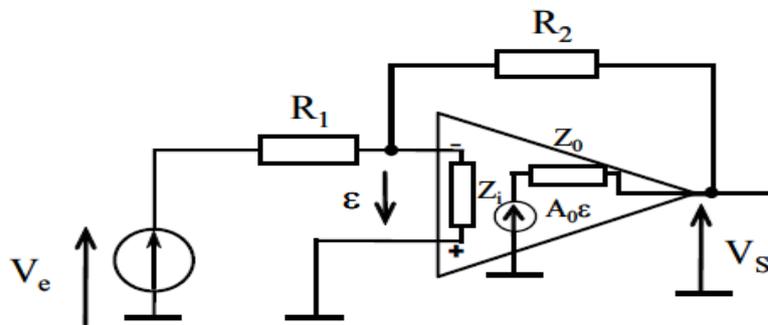
**a) Amplificateur inverseur :**

L'un des montages simple d'amplification est l'amplificateur inverseur. Dans l'étude de ce montage on considère toujours le cas d'un amplificateur opérationnel idéal :

Pour le montage de la figure 2.15 le potentiel  $V_+$  étant nul, comme  $\hat{\epsilon} = 0$ , le potentiel  $V_-$  est également nulle (masse virtuelle). Le courant  $I_1$  qui passe dans la résistance  $R_1$  est égal au courant  $I_2$  qui passe dans la résistance  $R_2$  puisque le courant  $I_-$  qui entre dans l'entrée « - » de l'amplificateur opérationnel est nul. [17]

Il vient :

$$\begin{cases} V_E = R_1 I_1 \\ V_S = -R_2 I_2 \end{cases} \Rightarrow A_V = -\frac{R_2}{R_1}$$



**Figure 2.15: Montage inverseur. [17]**

On remarque que l'amplification est fixée par un rapport de deux résistances externes dans le cas d'un amplificateur opérationnel idéal. L'impédance d'entrée est donnée par  $Z_e = R_1$  et l'impédance de sortie sera nulle. On peut remarquer qu'il s'agit d'un montage avec contre réaction de tension en courant. En appliquant les résultats de ce type de contre réaction, on obtient :

- l'amplification :  $A_V = \frac{V_S}{V_E} = -\frac{R_2}{R_1}$  ;
- l'impédance d'entrée :  $Z_e = R_1 + \frac{Z_0 + R_2}{A_0} \approx R_1$  ;
- l'impédance de sortie :  $Z_S = Z_0 \frac{A}{A_0}$ , très faible.

$Z_0$  étant l'impédance interne de sortie propre à l'amplificateur opérationnel. Pour équilibrer les courants d'entrée, on place généralement une résistance  $R_3$  dans l'entrée non inverseuse, de valeur telle que chaque entrée soit attaquée par la même impédance dynamique : [17]

$$R_3 = R_1 // R_2 = \frac{R_1 \times R_2}{R_1 + R_2}$$

**b) Amplificateur non inverseur**

le montage standard d'un amplificateur non inverseur est donné par la figure ci dessous :

Si on suppose le cas d'un amplificateur opérationnel idéal, puisque  $A_0 = \infty$ ,  $\hat{\epsilon} = 0$ , On a dans ce cas  $V_+ = V_-$ . [17]

$$\text{Or } V^+ = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V_S \quad (i^+ = i^- = 0) \quad \text{et } V^- = V_E$$

$$\text{D'où : } A_V = \frac{V_S}{V_E} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

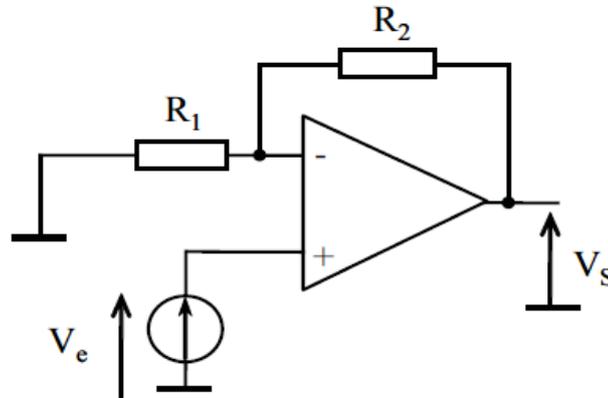


Figure 2.16: Montage non inverseur. [17]

On peut remarquer qu'il s'agit d'une contre réaction de tension en tension. La chaîne de réaction contient le pont de résistance  $R_1$ ,  $R_2$ . On applique les propriétés d'un montage avec une contre-réaction et on obtient :

- l'amplification :  $A_V = \frac{V_S}{V_E} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$  ;
- l'impédance d'entrée :  $Z_e = Z_i \frac{A_0}{A}$ , très grande ;
- l'impédance de sortie :  $Z_S = Z_0 \frac{A}{A_0}$ , très faible.

On remarque que la tension de sortie et la tension d'entrée sont en phase et que l'amplification est toujours supérieure à 1. Le montage se comporte donc comme un vrai amplificateur.

Un cas particulier de ce montage consiste à annuler la résistance  $R_2$  ce qui permet d'avoir une amplification égale à 1. C'est le montage suiveur qui est souvent utilisé comme adaptateur d'impédance avec une résistance d'entrée très élevée et une résistance de sortie très faible. [17]

### c) Filtrage :

Le filtrage est devenu l'une des étapes les plus importantes dans les circuits électronique. il consiste à extraire le signal utile d'un ensemble des signaux appelés bruits provenant de plusieurs sources telle que l'interférence électromagnétique et les courants de fuites. Il existe différents types des filtres : filtre passe-bas, passe-haut, passe-bande et filtre éjecteur. Ces circuits de filtrages se divisent en deux catégories : filtres passifs et filtres actifs. Les filtres passifs sont réalisés autour des composants passifs (c'est-à-dire ils n'ont pas besoin d'une alimentation) comme les résistances, les condensateurs et les bobines, par contre les filtre 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 par rapport aux autres. Le choix d'un filtre dans la réalisation d'un circuit dépend tout d'abord de la bande spectrale du signal traité ainsi la réponse en amplitude

(décrite a travers la bande passante et la bande de coupure) ; et de la réponse en phase (linière ou pas).

Le choix des filtres qui vont être utilisés dans notre circuit dépend des plages fréquentielles des deux signaux PCG et les bruits de korotkoff :

Pour le signal PCG les fréquences varient de 20 à 600Hz [18]

Pour les bruits de korotkoff utiles dans notre application est de 18 à 65Hz [12]

Le filtre est alors un filtre passe bande constitué par deux filtres en cascade :

- un filtre passe bas doit avoir une fréquence de coupure autour de 600Hz

Et -un filtre passe haut doit avoir une fréquence de coupure autour de 18 Hz

Ce choix des fréquences de coupures permet de garder que les deux signaux utiles.

### c.1) Filtre passe-bas passif

Le filtre passe-bas le plus simple que l'on puisse concevoir est de type passif et comporte seulement deux composants : une résistance et un condensateur. Dans le schéma (figure 2.17) qui suit, les valeurs données aux composants sont choisies de telle sorte que la fréquence de coupure se situe dans l'extrémité supérieure de la bande fréquentielle utile.

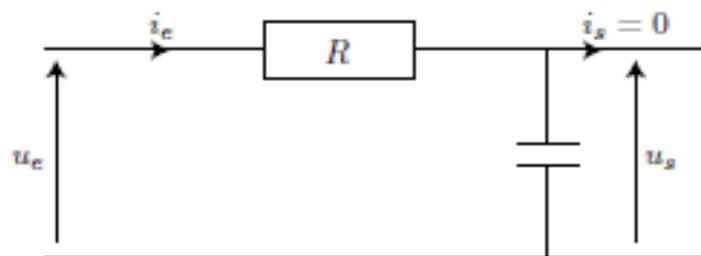


Figure 2.17 : Schéma électrique d'un filtre passe bas passif. [10]

La réponse en fréquence de ce simple filtre de type "premier ordre" est semblable illustré sur la figure 2.18 la pente d'atténuation est de 6 dB par octave (amplitude électrique 2 fois moindre à chaque fois que l'on multiplie la fréquence par deux) à partir de la fréquence de coupure, qui dépend directement de la valeur donnée aux deux composants R et C.

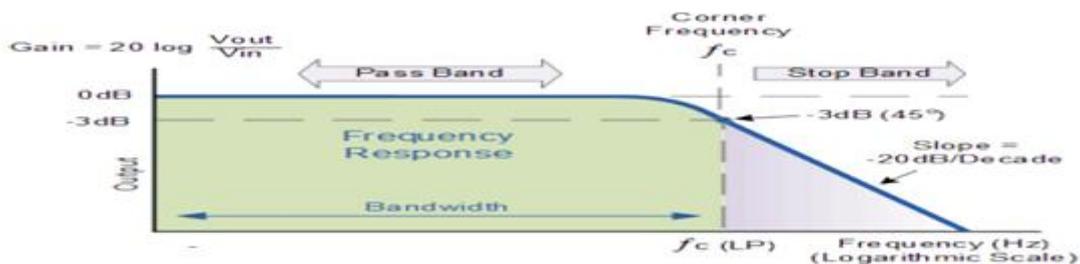


Figure 2.18 : Réponse fréquentielle d'un filtre passe bas. [10]

**Fonction de transfert :**

La fonction de transfert est définie par :

$$H(j\omega) = \frac{U_s}{U_e}$$

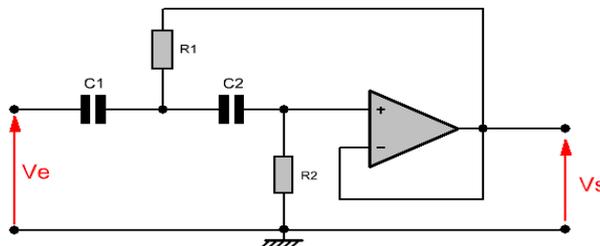
$$\frac{U_s}{U_e} = \frac{1}{R + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{1}{1 + jRC\omega}$$

$$H(j\omega) = \frac{1}{1 + j\frac{\omega}{\omega_0}}$$

**c.2) Filtre actif passe-haut :**

On avait cité auparavant que notre signal utile est dans la plage fréquentielle [ 18 600 ]Hz le premier circuit de filtrage passe bas à une fréquence de coupure de 530Hz et il est nécessaire d'utiliser un circuit de filtrage passe haut de fréquence de coupure autour de 18Hz.

Un grand nombre de filtres actifs ont la structure suivante dite de **Sallen et Key du second ordre** (figure 2.19). Les impédances Zi sont des résistances ou des condensateurs. La boucle de contre-réaction induit un fonctionnement linéaire de l'amplificateur opérationnel (V+ = V-).



**Figure2.19 : schéma électrique d'un filtre passe haut « sallen et key» seconde ordre. [10]**

**La fonction du transfert :**

La fonction de transfert normalisée H de la forme passe-haut du second ordre est donnée par l'expression ci dessous:

$$H_{PH}(j\omega) = A \frac{\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}{1 + 2mj\frac{\omega}{\omega_c} + \left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}$$

Les calculs nous donnent, en remplaçant dans l'équation générale chaque admittance par son expression :

$$\begin{aligned}
 H(j\omega) &= \frac{C_1 C_2 (j\omega)^2}{(jC_1\omega + \frac{1}{R_1})(jC_2\omega + \frac{1}{R_2}) + jC_2\omega(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_1})} \\
 &= \frac{C_1 C_2 (j\omega)^2}{\frac{jC_1\omega}{R_2} + \frac{jC_2\omega}{R_1} + \frac{1}{R_1 R_2} + \frac{jC_2\omega}{R_2} - \frac{jC_2\omega}{R_1} + C_1 C_2 (j\omega)^2} \\
 &= \frac{C_1 C_2 R_1 R_2 (j\omega)^2}{1 + R_1(C_1 + C_2)j\omega + C_1 C_2 R_1 R_2 (j\omega)^2}
 \end{aligned}$$

Ensuite, phase d'identification par rapport à la forme normalisée :

$$\begin{aligned}
 \rightarrow \frac{1}{\omega_c} &= \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2} \Leftrightarrow \omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \\
 \rightarrow \frac{2m}{\omega_c} &= R_1(C_1 + C_2) \Leftrightarrow m = \frac{R_1(C_1 + C_2)}{2\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \\
 \rightarrow A &= 1
 \end{aligned}$$

Sa réponse fréquentielle est illustrée sur la figure 2.20.

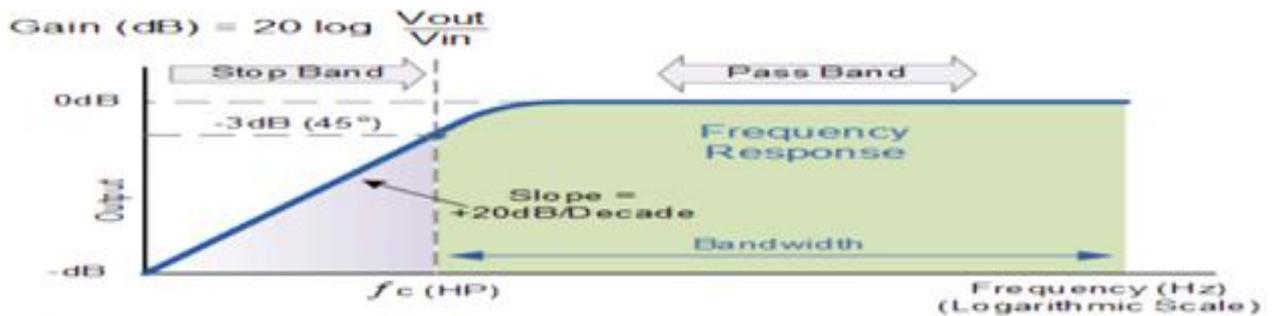


Figure 2.20 : Réponse fréquentielle d'un filtre sallen key passe bas. [10]

**d) Sortie audio :**

Le signal de bruit cardiaque une fois mise en forme est appliqué simultanément au circuit d'acquisition et a une sortie audio. Cette sortie est réalisé autour d'un haut parleur.

Le haut-parleur est un composant électromécanique, utilisé pour transformer les tensions alternatives, comprises entre 20 et 20 000 Hz en vibrations acoustiques qui, en se répandant dans l'air, seront ensuite captées par nos oreilles. Ces tensions alternatives pourront être prélevées à la sortie d'un amplificateur ou d'un radiorécepteur par exemple. Comme on peut remarquer en observant la coupe de la figure 2.21, un haut-parleur est composé d'une membrane en forme d'entonnoir, au centre et à l'arrière de laquelle est montée une bobine composée d'un certain nombre de spires. Cette bobine est libre de bouger à l'intérieur d'un noyau magnétisé. Lorsqu'elle est polarisée par une tension de polarité identique à celle de l'aimant, par exemple Nord-Nord, la

membrane est repoussée vers l'extérieur. Au contraire, si elle reçoit une polarisation opposée, par exemple Nord-Sud, la membrane est attirée vers l'intérieur.

Sachant qu'un signal basse fréquence est composé de demi-onde positives et de demi-onde négatives, lorsque la bobine reçoit ce signal, la membrane commence à osciller avec la même fréquence que la tension qui l'a excitée et produit une onde sonore.

Contrairement à ce que l'on pourrait croire, le mouvement d'oscillation de la membrane ne provoque aucun déplacement d'air, comme le feraient les hélices d'un ventilateur, mais il génère une compression et une décompression des molécules d'air qui, en vibrant, provoquent un son.



Figure 2.21a: Les composants internes d'un haut-parleur. [14]

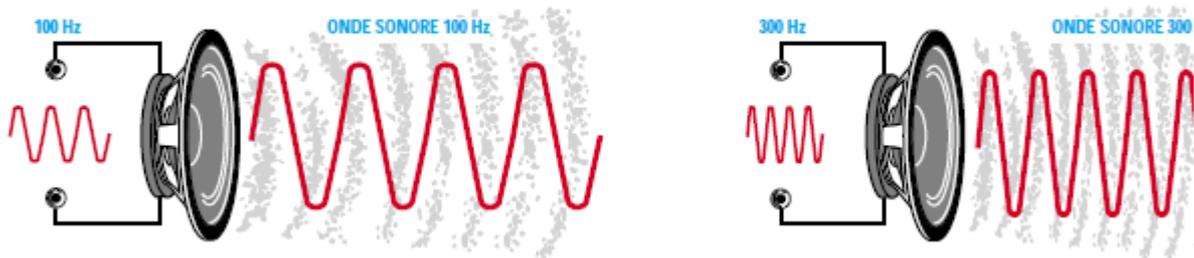


Figure 2.21b: Les membranes des hauts parleurs vibrent par la même fréquence du signal d'entrée. [14]

### d.1) Les catégories des hauts parleurs

Selon leurs dimensions et leurs puissances, les haut-parleurs sont répertoriés en quatre catégories :

- **Universels :**

On appelle ainsi tous les haut-parleurs capables de reproduire une large gamme de fréquences acoustiques allant de 70 ou 80 Hz minimum et pouvant atteindre 10 000 ou 12000 Hz maximum. Ces haut-parleurs réussissant à reproduire, avec une bonne fidélité, toutes les fréquences (basses, médiums et aiguës), sont généralement utilisés pour les récepteurs, les téléviseurs, les magnétophones, etc. [14]

- **Woofers :**

On appelle ainsi les haut-parleurs pourvus d'un cône de grandes dimensions et qui peuvent vibrer avec plus de facilité sur les fréquences des notes les plus basses. En effet, les Woofers reproduisent fidèlement toutes les fréquences acoustiques basses, en partant de 25 ou 30 Hz, jusqu'à un maximum

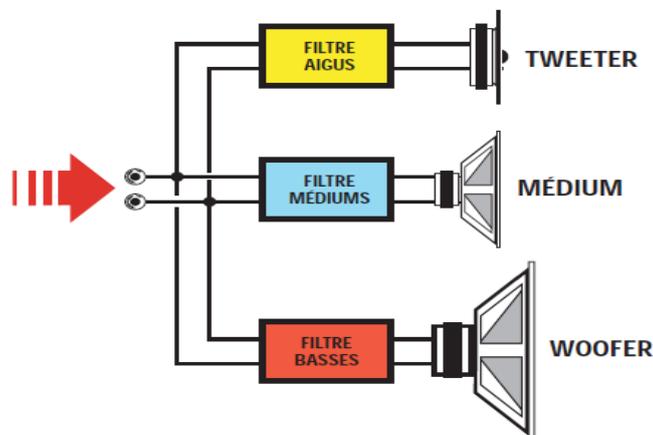
de 2500 ou 3 000 Hz. Les Woofers ne parvenant pas à reproduire les fréquences moyennes et aiguës, sont assemblés sur les enceintes hi-fi avec deux autres types de haut-parleurs appelés médium et tweeter. [14]

- **Médium :**

Ce sont des haut-parleurs qui ont un cône de dimensions très inférieures à celles du Woofer, c'est pourquoi ils peuvent vibrer avec plus de facilité sur les fréquences acoustiques moyennes, en partant de 300 ou 500 Hz, jusqu'à atteindre un maximum de 10 000 ou 12000 Hz. [14]

- **Tweeter :**

Ces haut-parleurs ont un cône très rigide et des dimensions très réduites, c'est pourquoi ils peuvent vibrer avec plus de facilité sur les fréquences aiguës, en partant de 1 500 ou 2 000 Hz, jusqu'à un maximum de 20000 ou 25000 Hz. [14]



**Figure 2.22 : un haut parleur large bande de fréquence. [14]**

Les casques (figure 2.23) ne sont rien d'autre que de minuscules haut-parleurs s'appliquant sur les oreilles pour écouter de façon individuelle le son d'une radio, d'un magnétophone ou d'un amplificateur sans déranger l'entourage.

La puissance maximale pouvant être appliquée sur un casque s'élève à environ 0,2 watt, c'est pourquoi on ne pourra donc jamais le relier directement à la sortie des amplificateurs de puissance auxquels sont habituellement connectés les haut-parleurs. On trouve sur tous les amplificateurs une prise spécialement conçue pour pouvoir relier n'importe quel type de casque. [14]



**Figure 2.23: différents types de casques qui ont, généralement, une impédance de 32 ou bien de 600 ohms. [14]**

### 2.3.2. Circuit de mesure de la pression artérielle :

Afin de mesurer la pression artérielle d'une manière automatique et précise un système électronique à base d'un capteur de pression permettant la conversion de la pression du brassard à un signal électrique est réalisé. Ce signal est acquis simultanément avec le signal des bruits de korotkoff.

#### 2.3.2.1. Définition de la pression

Un corps liquide ou gazeux enfermé dans un récipient, qu'il remplit entièrement, exerce sur toutes les parois de celui-ci une force dite de pression. La pression est une grandeur dérivée du système international. Elle est définie comme le quotient d'une force par une surface.

$$P = \frac{F}{S_{m^2}}$$

Ce quotient est indépendant de l'orientation de la surface. La pression s'exerce perpendiculairement à la surface considérée.[19]

##### a) Les différentes unités de pression

La relation  $p = dF/ds$  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.[19]

	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.

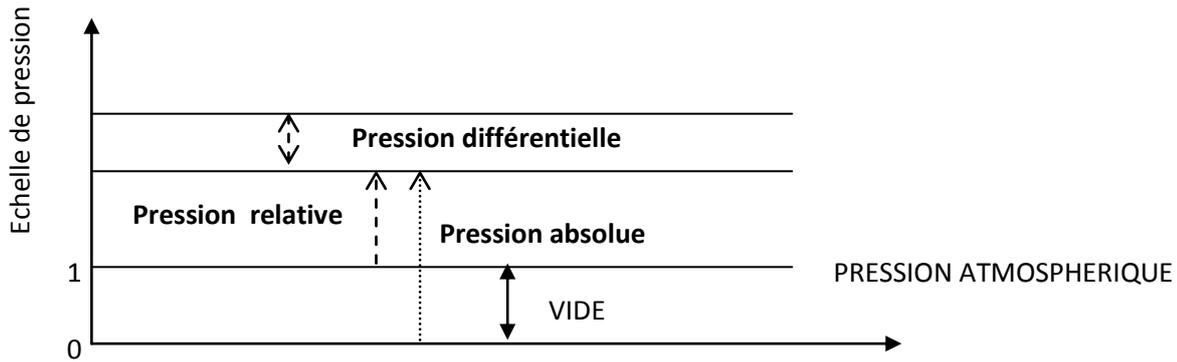


Figure 2.24 : Différents types pressions.[19]

### b) La pression atmosphérique

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).

### c) 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.

### d) 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.

**Remarque :** on peut rajouter 1 bar à la pression relative pour avoir une approximation de la pression absolue.

### e) 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. [19]

## 2.3.2.2. Capteurs de pression

### a) Définition :

Une **sonde de pression** (ou *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.

### b) Choix de la sonde

Le choix de la sonde dépend de plusieurs facteurs :

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

- L'étendue de la valeur à mesurer va influencer grandement 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 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.

#### 2- L'unité de mesure

- La sonde sera calibrée en tenant compte de la précision, de la grandeur et des unités demandées par l'utilisateur

#### 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.

#### 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. Un capteur de mauvaise qualité ne sera pas proportionnel, la relation qui lie l'entrée à la sortie sera courbe au lieu de linéaire de type  $y=mx+b$ .

#### 5- L'hystérésis

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

#### 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.

**7- D'autres facteurs comme la compensation de la température,...etc.**

- 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 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, il suffit de leur spécifier.[19]

**c) Les capteurs de pression**

Du fait de la grande diversité de conditions, de gammes et de matériels possibles lors de la mesure d'une pression, il existe de nombreux types de capteurs de pression différents.

**c.1) capteurs capacitifs**

Une solution élégante imaginée par certains constructeurs a été de transformer la déformation de la membrane sous l'effet d'une pression (ou d'une force) en une variation de capacité plutôt qu'une variation de résistance. En effet, il suffit de placer l'une des armatures d'un condensateur sur la membrane qui se déforme et l'autre sur une pièce solidaire du corps d'épreuve, mais non soumise à la déformation, comme le montre le schéma ci-dessous, pour réaliser un condensateur plan dont la capacité est en relation directe avec la pression appliquée. [20]

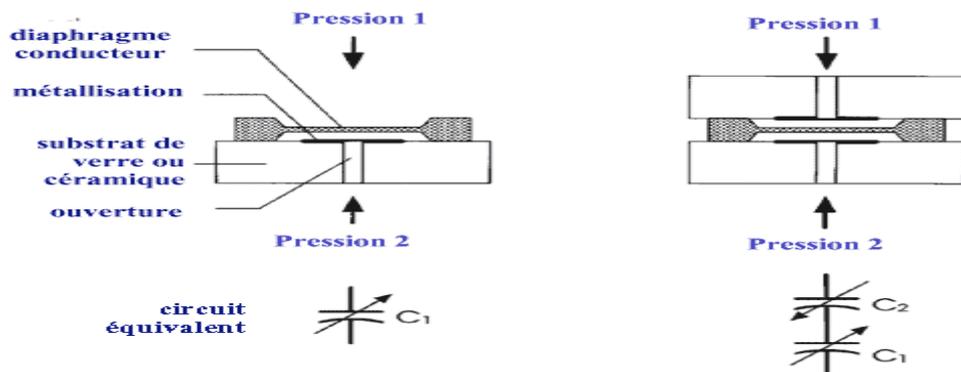


Figure 2.25: Principe du capteur capacitif absolu (a) ou différentiel (b). [20]

Il est clair qu'on peut imaginer des géométries d'armatures permettant d'obtenir la meilleure linéarité possible entre variation de capacité et variation de pression, que l'on peut mettre en oeuvre simultanément plusieurs condensateurs et donc faire un montage en pont peu sensible aux contraintes thermiques. L'intérêt habituel du montage capacitif se retrouve évidemment dans cette application, à savoir qu'on intégrera généralement ce condensateur variable dans un circuit oscillant et qu'en conséquence la mesure de pression se ramènera à une mesure de fréquence. Et l'opportunité de disposer de deux oscillateurs semblables, l'un de fréquence fixe et l'autre variant avec la pression, dont on exploite via un mélangeur la différence des fréquences permet évidemment une très grande précision puisqu'on réduit ainsi par soustraction l'importance des dérives éventuelles de chaque oscillateur pris séparément.

La figure ci-dessous montre quelques présentations de capteurs capacitifs commercialisés.



Figure 2.26. Quelques capteurs capacitifs. [20]

### c.1) Capteurs à mutuelle inductance

Une autre possibilité a aussi été exploitée dans certains environnements sévères, c'est le capteur basé sur une variation d'inductance mutuelle. En effet il arrive que ni les jauges de contrainte ni les systèmes capacitifs ne donnent satisfaction, c'est par exemple le cas dans certains environnements radioactifs (neutrons) où les particules bombardant le capteur détruisent l'élément sensible très rapidement. On sait que les colles assurant la fixation des jauges de contraintes, mais aussi les alliages constitutifs de ces jauges ou les couches minces servant d'armatures au condensateur sont en effet très rapidement détériorées par les neutrons, et dans une moindre mesure par les rayonnements  $\alpha$  et  $\gamma$  de grande énergie. Dans ce cas l'emploi d'une structure inductive peut se révéler plus fiable et surtout présenter une durée de vie plus grande. [20]

- Inductance

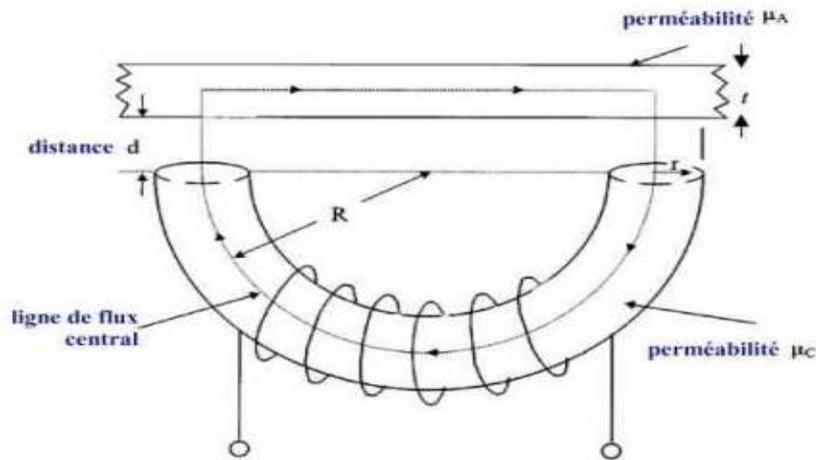


Figure 2.27: Circuit magnétique typique. [20]

Considérons un circuit magnétique typique comportant un noyau demi-torique, entouré d'un bobinage de n spires parcouru par un courant i, et refermé par une pièce magnétique située à une distance d. Supposons que les deux matériaux magnétiques ont des perméabilités différentes. On sait qu'un tel circuit magnétique est le siège d'une force magnétomotrice dont l'expression est le produit du flux par la reluctance du circuit (par analogie avec la force électromotrice d'un circuit électrique parcouru par un courant i et possédant une résistance r). on montre aisément que l'inductance L est en relation avec la reluctance du circuit puisque le flux s'exprime par :

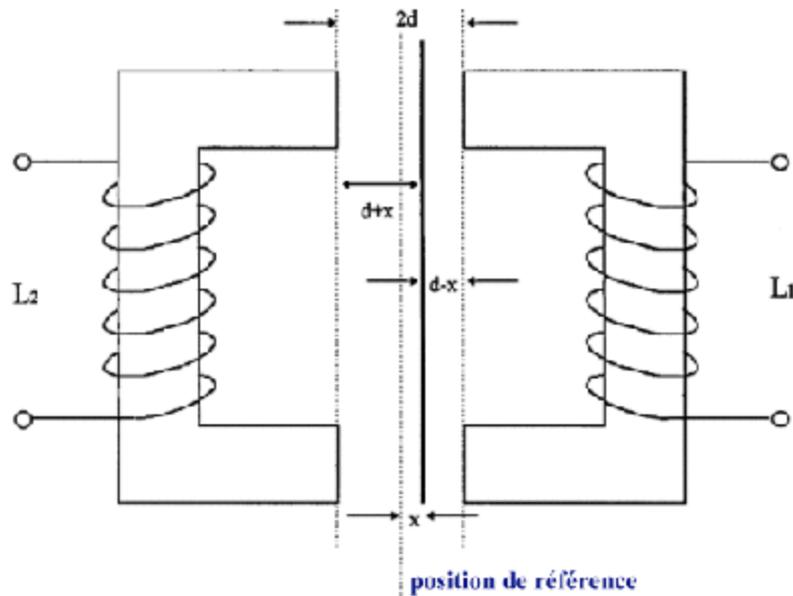
$$\phi = \frac{n^2 i}{\mathfrak{R}} = Li$$

Les reluctances en série s'ajoutent (comme les résistances)  $\mathfrak{R}_T = \mathfrak{R}_C + \mathfrak{R}_G + \mathfrak{R}_A$  les indices concernent A l'armature mobile, C le demi-tore et G la lame d'air d'épaisseur d. Seule la lame d'air est susceptible de variation (puisque d peut varier) on peut donc ramener la reluctance totale à la somme d'un terme constant et d'un terme variant avec d, soit  $\mathfrak{R}_T = \mathfrak{R}_0 + kd$  il en résulte immédiatement que l'expression de l'inductance varie avec d selon une relation que l'on peut écrire.[18]

$$L = n^2 / (\mathfrak{R}_0 + kd)$$

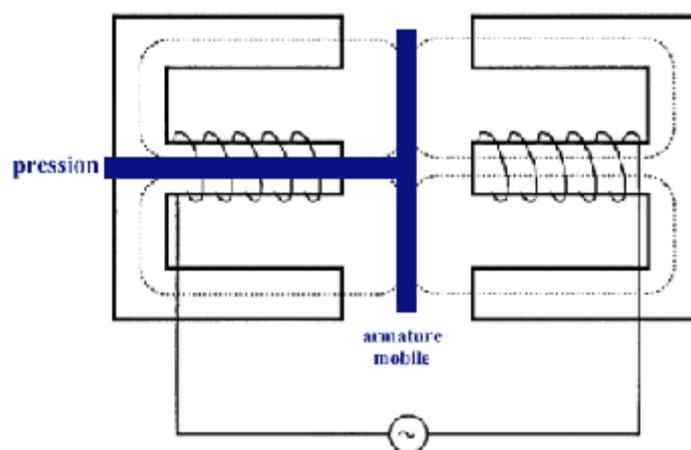
- Capteur

On va exploiter cette idée dans divers capteurs comportant non un seul bobinage mais deux symétriques par rapport à la position de référence de l'armature mobile. Cette armature sera déplacée par l'action d'un piston, de géométrie plus ou moins complexe, solidaire de la membrane du capteur : ainsi chacune des inductances variant en sens inverse, en fonction de d+x pour l'une et d-x pour l'autre, on pourra obtenir, via une connection électrique adéquate, une ddp fonction du déplacement donc de la pression.



**Figure 2.28: Principe d'un capteur à inductance mutuelle. [20]**

Ces éléments sont réalisés avec des conducteurs massifs en cuivre donc évidemment beaucoup moins sensibles au rayonnement ce qui explique leur durée de vie sensiblement accrue. L'inductance mutuelle étant directement fonction de  $L_1$  et  $L_2$  est liée au déplacement relatif, il en résulte une variation d'impédance que l'on va ici encore exploiter dans un dispositif oscillant aussi bien que dans un simple montage en tension. La figure 2.29 ci-dessous montre un exemple de réalisation pratique du cœur du capteur. La pièce mobile en bleu coulisse au cœur du noyau de la bobine de gauche et son déplacement est lié à une membrane non représentée sur la gauche. Notons que ce déplacement peut être provoqué par une pression mais aussi par une force ou même un déplacement quelconque d'une pièce. C'est donc une structure utilisable aussi bien comme capteur de déplacement, de force ou de pression.



**Figure 2.29 : Transducteur à inductance mutuelle. [20]**

Ici les deux bobinages sont montés en série et traversés par le même courant, mais au niveau du mesureur de tension on récupère évidemment une ddp différente de zéro dès lors que la pièce mobile n'est plus dans sa position de référence. [20]

### c.2) capteurs piézoélectriques

Tout d'abord une petite remarque, il ne faut pas confondre piézorésistance et piézoélectricité. Tout matériau métallique ou semi métallique est piézorésistif, c'est à dire que sa résistivité varie lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique qui induit un rapprochement ou un écartement des atomes constitutifs du matériau. Au repos la répartition des atomes constitutifs d'un métal polycristallin est statistiquement (c'est à dire macroscopiquement) régulière ce qui induit que la majeure partie de ses propriétés physiques sont isotropes et que la répartition des charges électriques positives équilibre pratiquement en tout point celle des charges négatives chaque atome constitutif étant électriquement neutre: le matériau est globalement et localement neutre.

Dans un matériau piézoélectrique de type monocristallin l'équilibre électrostatique provient du fait qu'il y a , au repos, une répartition régulière des charges négatives liées à des ions négatifs (ions dont la position est figée structurellement) généralement des atomes d'oxygène chargés deux fois moins (donc ayant complété leur dernière couche électronique à 8 électrons) et des ions positifs (eux aussi figés) de type atome métallique chargés plus (c'est à dire ayant au contraire perdu leurs électrons les plus périphériques au profit des atomes d'oxygène. Il s'agit donc d'un tout autre type de matériau s'apparentant à un diélectrique particulier et ce matériau n'est plus localement neutre et une contrainte va induire non une variation de résistivité mais une variation de la position des ions dont il résultera un déséquilibre électrostatique. Notons qu'en raison du positionnement régulier des ions dans le monocristal celui-ci est d'une grande stabilité mais aussi d'une grande rigidité : à contrainte égale un matériau piézoélectrique va donc voir ses dimensions varier beaucoup moins qu'un matériau piézorésistif. On ne pourra donc pas espérer exploiter une variation de résistivité d'un matériau piézoélectrique mais seulement une ddp induite par le déséquilibre géométrique des charges. Nous illustrons ceci plus en détail ci-dessous. [20]

#### - La piézoélectricité

La piézoélectricité découverte par Jacques et Pierre Curie en 1880 désigne la propriété qu'ont certains matériaux de développer une charge électrique proportionnelle à la contrainte qui leur est appliquée, et inversement de se déformer en fonction du champ électrique . Ce phénomène a donné lieu à diverses applications selon que l'on privilégie l'effet direct ou l'effet inverse. L'application d'un champ électrique variable induit une déformation variable et c'est typiquement l'application exploitée dans les oscillateurs à quartz. Ici c'est l'effet direct qui nous intéresse, c'est à dire la génération d'une ddp entre les deux faces d'une lame piézoélectrique soumise à une contrainte.

Pourquoi certains matériaux sont ils piézoélectriques? La réponse est immédiate si l'on examine leur structure cristalline. Il s'agit toujours de matériaux dont les cristaux ne sont pas positionnés aléatoirement mais au contraire orientés (en raison du processus de fabrication du matériau) et en outre ces cristaux ont une structure particulière. Nous allons illustrer cette caractéristique dans le cas du quartz (qui est une variété cristalline de silice) en examinant un modèle géométrique simplifié de la structure de ce cristal. Ce modèle pour des raisons pédagogiques est bidimensionnel alors que dans la réalité le cristal de quartz est tridimensionnel, mais la représentation en serait malaisée.

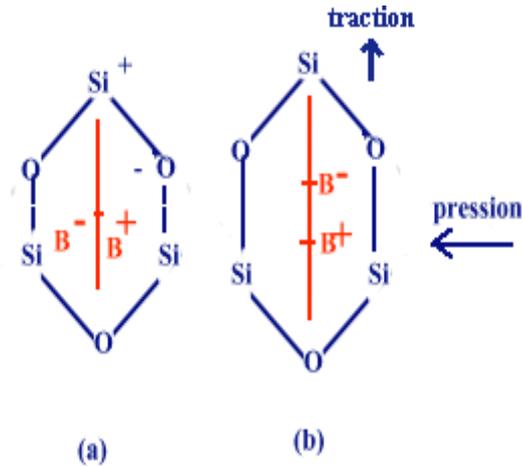


Figure 2.30: modèle structural de la silice. [20]

La structure de base de la silice peut-être schématisée par un modèle hexagonal (a). Les atomes de silicium sont chargés positivement tandis que les atomes d'oxygène sont chargés négativement. En réalité le système est tridimensionnel (pyramidal) et chaque atome de silicium est lié à 2 autres atomes d'oxygène, symétriques par rapport au plan de la figure, de telle sorte que tous les angles soient de 120°. Dans ce cas, le barycentre des charges positives et celui des charges négatives sont confondus (dans le modèle pédagogique bidimensionnel le triangle reliant les atomes de silicium est équilatéral de même que celui reliant les atomes d'oxygène et ils ont même barycentre).

Par contre si l'on exerce une pression sur le matériau (figure b) on voit alors que l'hexagone n'est plus régulier et en conséquence les barycentres des charges positives et négatives ne sont plus confondus. C'est vrai pour l'ensemble de l'échantillon et il en résulte l'apparition d'une charge négative sur la face supérieure et positive sur la face inférieure (dans le cas illustré ici) c'est à dire d'une ddp dont l'amplitude est effectivement représentative de l'amplitude de la contrainte. L'exploitation directe de cette ddp va permettre la réalisation de capteurs de pression intéressants. [20]

### - Les matériaux piézoélectriques

Le quartz est le plus connu, mais il n'est pas utilisé en pratique en capteur piézoélectrique de force ou de pression.

On lui préfère certains matériaux céramiques ferroélectriques tels le titanate de baryum (BaTiO<sub>3</sub>), le titanate zirconate de plomb (PZT) le titanate zirconate de lanthane et de plomb (PLZT) qui génèrent des ddp plus importantes, de même que certains polymères ou composites tel le fluorure de polyvinylidène (PVDF). Les polymères ont des propriétés piézo moins importantes que les céramiques, mais ils présentent l'avantage de pouvoir être réalisés en films de grande surface donc d'être destinés à certains types d'applications d'analyse des contraintes plutôt que de capteur de pression classique, ou d'hydrophones (microphone en milieu aqueux).

On a aussi récemment réalisé des matériaux composites céramiques-polymères qui associent les hautes performances des céramiques et la souplesse de mise en forme des polymères ainsi qu'une impédance réduite. [20]

### -Capteur

La figure ci-dessous montre le principe de base d'un capteur de pression réalisé à l'aide d'un diaphragme piézoélectrique utilisé typiquement comme microphone (c'est à dire capteur de pression acoustique). On a disposé en pratique de deux films piézo inversés, séparés par un diaphragme métallique, ce qui accroît la sensibilité puisque l'un des éléments sera comprimé et l'autre au contraire en extension.

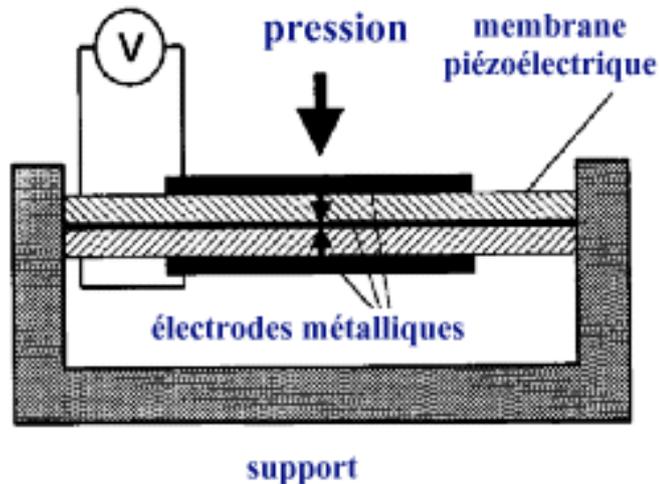


Figure 2.31; microphone piézoélectrique. [20]

En raison de la haute impédance des matériaux piézoélectriques, leur emploi comme capteurs implique la proximité de l'amplificateur, dont l'impédance d'entrée doit évidemment être très grande, afin de limiter l'influence des câbles de liaison. La tendance est d'ailleurs de plus en plus à l'intégration de l'électronique dans le boîtier capteur comme on le voit sur la photo ci-dessous. Notons que cette obligation de proximité induit un effet pervers. En effet l'effet piézoélectrique est peu sensible à la température et de ce fait une jauge piézoélectrique peut être a priori utilisée jusqu'à des températures relativement élevées puisque les céramiques utilisées ont généralement une stabilité chimique jusqu'à des températures très élevées (souvent bien au delà de 1000°C). Cependant la présence de l'électronique, du fait de la limitation du silicium à 200°C environ, à proximité immédiate de la membrane réduit quasi à néant cet avantage des capteurs piézoélectriques. [20]

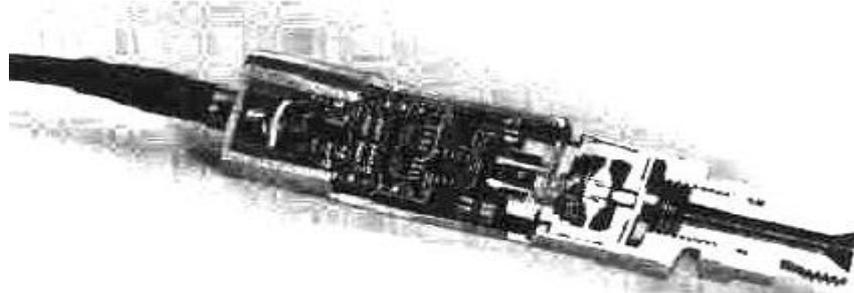


Figure 2.32: Exemple de coupe d'un capteur de pression commercialisé (Althen Sensortechnik, D-Kelkheim). [20]

### 2.3.2.3. Mise en forme du signal de pression du brassard

Le signal issu du capteur est de très faible niveau, il nécessite une amplification à travers un amplificateur d'instrumentation.

C'est un amplificateur différentiel à fort taux de réjection de mode commun d'un gain élevé et de une faible dérive en température.

#### a) Caractéristiques technique d'un amplificateur d'instrumentation :

##### 1) 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 devrait être infinie (pratiquement  $>2M\Omega$ ) pour empêcher les déséquilibre d'impédance de contact (électrodes-peau) et éviter la chute de tension.

##### 2) Gain réglable :

Une condition finale pour les amplificateurs d'instrumentation est le besoin d'étalonnage. Puisque l'amplitude du bio potentiel a besoin d'amplification, et réglage pour pouvoir augmenter le gain en cas d'un signal très faible et pour d'améliorera le TRMC.

##### 3) 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.

##### 4) Rapport de rejection mode commun(CMRR) :

Les interférences créent une tension en mode commun qui peut être éliminé si le taux de rejection en mode commun (CMRR) de l'amplificateur est élevé. Le CMRR est l'une des caractéristiques les plus importants d'un amplificateur d'instrumentation.

Il caractérise le rapport entre l'amplification différentielle et l'amplification du mode commun d'un amplificateur différentiel :

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{mc}} \quad \text{et} \quad V_s = A_d(v^+ - v^-) + A_{mc}\left(\frac{v^+ + v^-}{2}\right)$$

On définit le TRMC en (dB) par l'expression :  $\tau_{dB} = 20\log\left(\frac{A_d}{A_{mc}}\right)$

Une valeur très élevée de CMRR indique un gain différentiel  $A_d$  élevé et un gain en mode commun  $A_{mc}$  faible. [21]

#### b) 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 :

$$V_{mc} = \frac{V_A + V_B}{2}$$

On obtient ainsi les tensions :

$$V_A = V_{mc} + \frac{V_m}{2} \quad \text{et} \quad V_B = V_{mc} - \frac{V_m}{2}$$

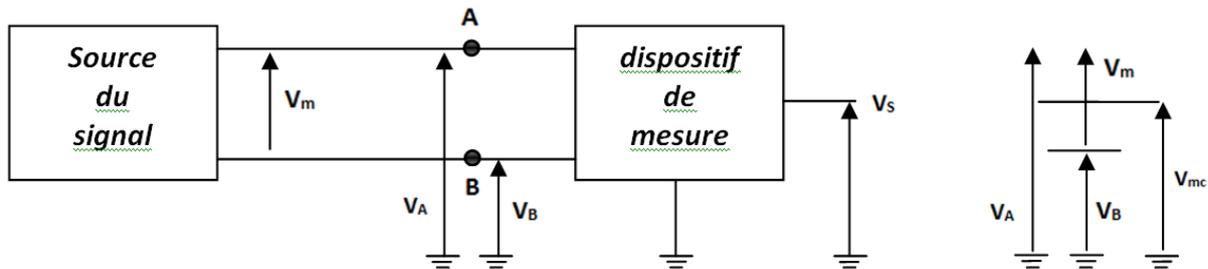


Figure2.33 : présentation de tension issue d'un capteur.

**c) 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 : l'alimentation, tension de mode commun de mesure (transmission unifilaire), et tension de mode commun de perturbations (transmission bifilaire).

**d) 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.

**d.1) Première étage (préamplificateur):**

Le préamplificateur représente la pièce la plus importante de l'amplificateur d'instrumentation elle-même puisqu'il prépare le gain réglable pour améliorer la qualité des signaux acquises. Avec une impédance d'entrée très importantes.

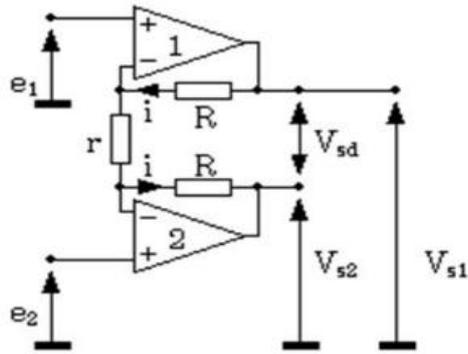


Figure 2.34 : Montage de préamplificateur.

Nous avons : (on considère les Amplificateurs Opérationnel est idéal)

$$e_1 - e_2 = r i$$

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

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

La tension de mode commun a l'entrée de montage est :

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

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

$$V_{mcs} = \frac{Vs1 + Vs2}{2}$$

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  $V_{mcs}$  :

$$V_{mcs} = \frac{Vs1 + Vs2}{2} = \frac{e_2 + e_1}{2} = V_{mce}$$

Pour mieux voir le phénomène, on peut aussi raisonner sur une échelle des potentiels croissants (voir figure2.35). [19]

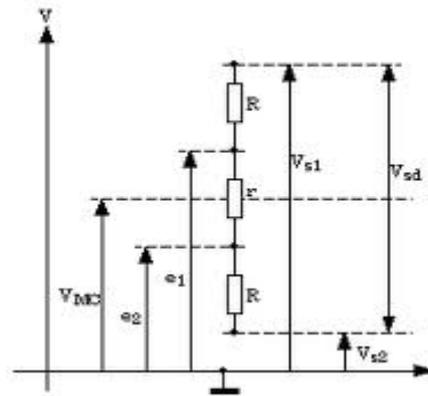


Figure2.35 : Echelle des potentiels croissants.

Sur graphique, il apparaît donc 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 de mode commun n'a pas bougé, 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. On va le faire très simplement en ajoutant un montage différentiel classique en première étape.

**d.2) Deuxième étage (amplificateur différentiel) :**

La bipolarité désirée apparaît comme tension entre les deux bornes entrées de l'amplificateur différentiel et désigné 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. Le montage est représenté la figure2.36 ci-dessous :

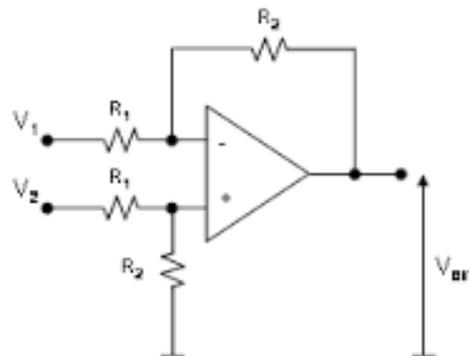
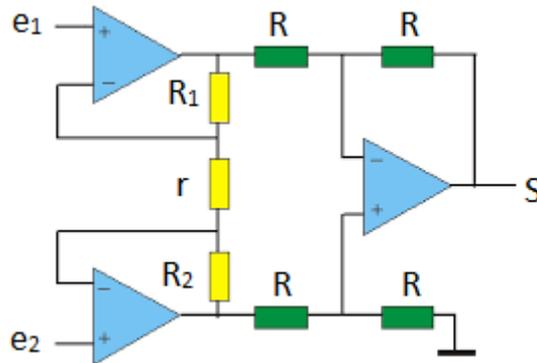


Figure2.36 : Montage de l'amplificateur de différence.

**d.3) Montage complet :**



**Figure2.37 : Montage de l'amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs opérationnels.**

**e) Gain en tension ajustable :**

Si le gain en tension du deuxième étage est égale 1 (le cas désiré). Le gain du montage global :

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

On a donc un gain réglable à l'aide d'une seule résistance (r). Ce circuit est réalisé de manière intégré (circuit intégré) permettant ainsi une très grande précision sur les résistances R ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

### 2.4. Partie numérique :

Les signaux provenant de deux circuits électroniques analogiques vont être traités de manière numérique après l'acquisition. Cette acquisition est réalisée à travers une carte de développement.

#### 2.4.1. Carte d'acquisition :

Il existe à l'heure actuelle sur le marché, un nombre incalculable de plates-formes, cartes, modules, designs de référence basés sur des microcontrôleurs dont le rôle est toujours le même : pouvoir développer et déboguer rapidement une application, une ébauche d'application ou une maquette avant de passer aux choses sérieuses, l'industrialisation. Problème, ces plates-formes matérielles, parfois onéreuses, ont surtout l'inconvénient d'être fermées, propriétaires, et parfois mal documentées. Or, dans ce domaine, depuis quelque temps, l'émergence de cartes à bas coûts issues de projets communautaires est en train de bouleverser le paysage. En fait, au même titre que les technologies open source ont profondément modifié l'économie du logiciel dans le secteur des systèmes embarqués, l'émergence d'un mouvement similaire pour le matériel pourrait aboutir à une évolution identique. Trois cartes aujourd'hui très populaires, issues d'origines diverses, symbolisent pour partie cette tendance : Arduino, Raspberry Pi et BeagleBone. Utilisées à leurs débuts par des amateurs éclairés ou pour des projets de petite envergure, elles ont pris aujourd'hui une place très importante sur le marché et sont devenues de véritables points d'entrée pour les grands distributeurs (Digi-Key, Farnell, Mouser, RS Components...) qui n'hésitent pas à les mettre en avant sur leurs catalogues.

##### 2.4.1.1. La carte ARDUINO :

Arduino (2005) est un projet créé par une équipe de développeurs Italiennes, composée de six individus : *Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti*. Cette équipe a créé le "système Arduino". C'est un outil qui va permettre aux débutants, amateurs ou professionnels de créer des systèmes électroniques plus ou moins complexes (voir la figure 2.38).

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique. [22]

##### a) Applications :

- contrôler les appareils domestiques
- fabriquer votre propre robot
- faire un jeu de lumières
- communiquer avec l'ordinateur
- télécommander un appareil mobile (modélisme) etc. [22]

Il existe plusieurs versions de l'Arduino, dont une version miniaturisée, et d'autres projets sont également en gestation. La carte dispose d'un logiciel système interne (modifiable) et des programmes utilisateur.(initiation à la mise en œuvre matérielle et logiciel de l'Arduino. [23])

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

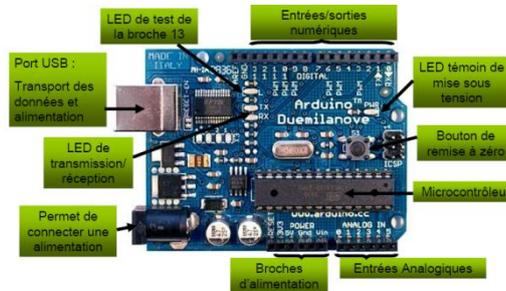


Figure 2.38 : Les différentes connexions d'une carte Arduino.

#### 1) L'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 (5V) ; 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 5V mais il doit être alimenté entre 6 et 20V. On conseille en général de l'alimenter plutôt entre 7 et 12V pour garder une marge en basse tension et éviter que le circuit ne chauffe trop (car le régulateur de tension disperse toute surtension en chaleur). Sur les premiers modèles de cartes Arduino, un petit sélecteur permettait de choisir le mode mais depuis le modèle Duemilanve, le passage de l'un à l'autre mode est automatique. [23]

#### 2) Microcontrôleur :

La carte Arduino repose sur un circuit intégré programmable (un mini ordinateur appelé également microcontrôleur), le type de ce circuit change d'une carte à une autre. Il est associée à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes. [23]

#### 3) les entrées/ sorties :

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètre, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0» ou «1» traduits par 0 ou 5V. On décide du comportement de ces connecteurs en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme. [23]

### 4) Interface USB/Série :

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur es fait de façon très simple par port USB (voir figure3.39). En outre, des bibliothèques de fonctions « clé en main » sont également fournies pour l'exploitation d'entrées/sorties courantes : gestion des E/S, Gestion des convertisseurs ADC, générateur de signaux PWM, exploitation de bus TWI/2C, exploitation de servomoteur... [23]

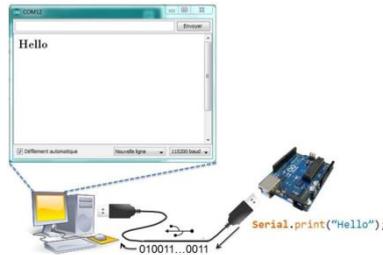


Figure 2.39 : La liaison Arduino-PC par USB.[23]

#### 2.4.1.2.1. Les avantages :

- Pas cher !
- 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 (forums, site perso etc...).
- Existence de « shield » (bouclier en français) .[23]

#### 2.4.2. Carte Arduino Uno:

La figure2.40 présente la carte Arduino Uno utilisées dans notre circuit. [24]



Figure 2.40 Carte Arduino Uno.[24]

**b) Caractéristiques :**

Micro contrôleur : 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. [24]

## **2.5. Conclusion :**

Ce chapitre nous a permis de mettre la lumière sur l'ensemble des principes physiques et électroniques qui peuvent être utilisés pour la réalisation de notre système de mesure de la pression artérielle. Notre choix parmi ces principes dépend de plusieurs paramètres telle que la disponibilité, le cout, la sensibilité ...etc.

La justification de nos choix dans cette panoplie de composants sera donnée dans le chapitre suivant .de même, les détails sur la maquette du circuit réalisé, les programmes d'acquisition et de traitement des grandeurs recueillies.

# Chapitre 3 :

## Réalisation du dispositif

### 3.1. Introduction :

Ce chapitre est consacré à la description et l'étude pratique du circuit réalisé (voire schéma bloc ci-dessous). L'étude est menée sur deux grandes parties qui vont être détaillées en termes de circuits électroniques et résultats obtenus sur les différents points tests répartis sur le dispositif réalisé.

La première partie : concerne l'étude des circuits électroniques réalisés relatifs à la partie permettant la détection des bruits de korotkoff et le phonocardiogramme .

La deuxième partie : concerne l'étude des circuits électroniques réalisés relatifs à la partie permettant la mesure de la pression du brassard.

Les deux circuits à réalisés vont permettre l'obtention des deux signaux nécessaires à la mesure de la pression.

Les deux circuits électroniques seront détaillés suivant leurs arrangement sur le schéma bloque ci-dessous (figure 3.1).

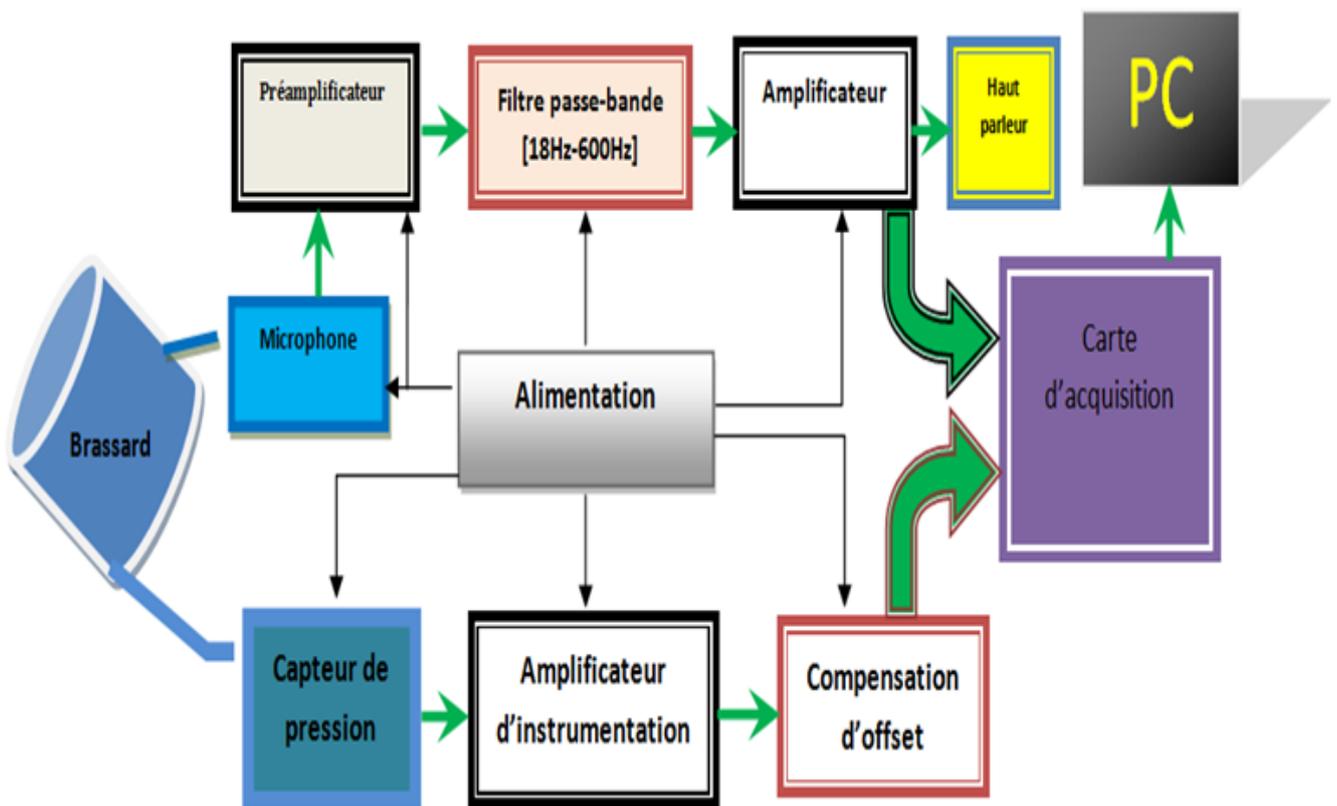


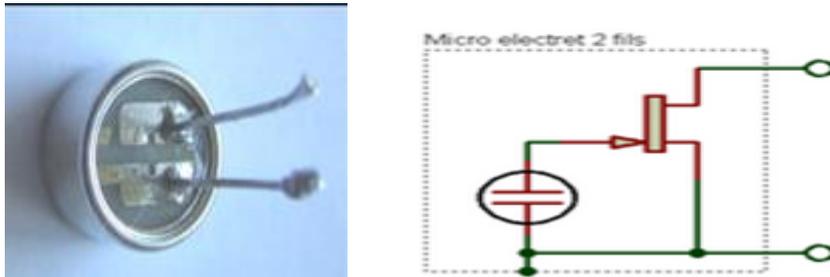
Figure 3.1:Schéma bloc proposé du dispositif de la mesure de la pression artérielle.

### 3.2. Circuit de détection des bruits de korotkoff :

Autour d'un microphone a électret notre circuit électronique est réalisé .le signal issu de ce dernier est un signal de très faible amplitude de quelques millivolts ce qui rend son amplification nécessaire, plusieurs type d'amplificateurs peuvent être utilisés tels que les simples amplificateurs inverseur, non inverseur ou les amplificateurs audio qui sont dédiés a l'amplification des signaux audio. Cependant et compte tenu que les amplificateurs ne sont pas disponibles dans le magasin du département, le circuit réalisé est un simple amplificateur inverseur .Toutefois le signal amplifié est noyé dans le bruit, une opération de filtrage est adoptée. Le circuit proposé est un filtre passe bande réalisé à travers deux filtres en cascades, un filtre passif passe bas et un filtre actif passe haut .Cependant, et pour être mise en forme pour l'acquisition à travers la carte Arduino une autre étape d'amplification avec offset est réalisée. L'ensemble de ce circuit est alimenté à travers le port USB du PC (5V).Toutefois est compte tenu que les amplificateurs sont alimentés par des tensions ( $\pm 5V$ ).l'alimentation du (-5V) est générée à partir du (5V) via le régulateur ICL7660.

#### 3.2.1. Capteur réalisé :

Le capteur utilisé est un Microphone à électret (ECM) .ce type de microphone présente des performances importantes en termes d'étendue de mesure et de sensibilité en outre il a une dimension réduite et un faible coût (**Figure3.2**).



**Figure3.2 : Le microphone a électret et son schéma électrique.**

Le signal sonore des bruits cardiaque et vasculaire est de très amplitude. Il ne peut pas être détecté clairement alors, une amplification mécanique est réalisée avant son amplification électrique. Cette amplification est accomplie à travers l'emplacement du microphone dans la tubulure faisant suite au pavillon d'un stéthoscope traditionnel (Figure3.3).



**Figure 3.3 : Capteur réalisé.**

Les microphones à électret nécessitent toujours une alimentation afin de fonctionner correctement car ils comportent un composant actif (transistor) assurant une adaptation en impédance avec l'étage qui suit et qui est généralement un préamplificateur. Le circuit adopté dans notre application pour l'alimentation de la capsule est une cellule de découplage illustrée sur la figure3.4 ci-dessous.

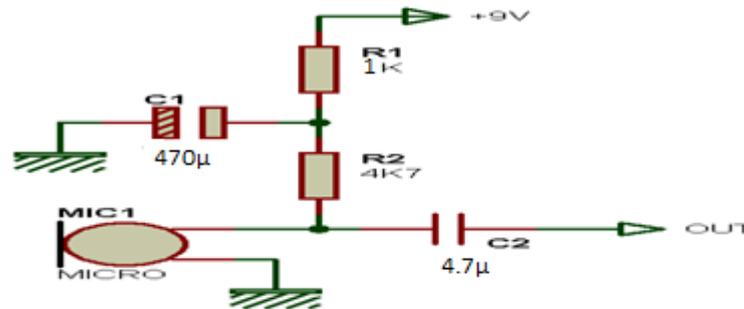


Figure3.4: L'alimentation améliorée d'une capsule a deux pattes.

L'utilisation d'une cellule de découplage de type RC sur l'arrivée d'alimentation du microphone, comme le montre la figure3.4, permet de minimiser le risque d'instabilité, bruit due à l'alimentation non filtrée et d'éliminer la composante continue.

### 3.2.2. Mise en forme du signal issu du capteur :

Comme déjà décrit précédemment, la mise en forme ensemble en une préamplification, un filtrage et une autre amplification avec offset. Ces circuits sont réalisés autour d'un amplificateur opérationnel le TL084 .Il regroupe quatre amplificateurs opérationnels sur le même boîtier permettant ainsi une intégration et une réduction des bruits. Le brochage du TL084 est donné sur la figure 3.5ci-dessous.

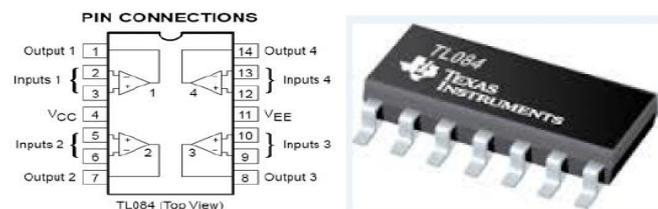


Figure3.5 : Brochage de TL084.[25]

On considère dans l'étude de ces montage que l'amplificateur opérationnel est idéal et qui se caractérise par : [17]

- Un gain en tension différentiel infini :  $AD = \infty$
- Une très grande impédance d'entrée infinie:  $Z_e = \infty$ ;
- Une impédance de sortie nulle :  $Z_S = 0$  ;
- Une bande passante:  $BP = \infty$ .

### 3.2.2.1. Préamplification :

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible, de l'ordre de quelques millivolts une préamplification est nécessaire. Le circuit réalisé est un simple amplificateur inverseur, illustré sur la figure3.6 ci-dessous.

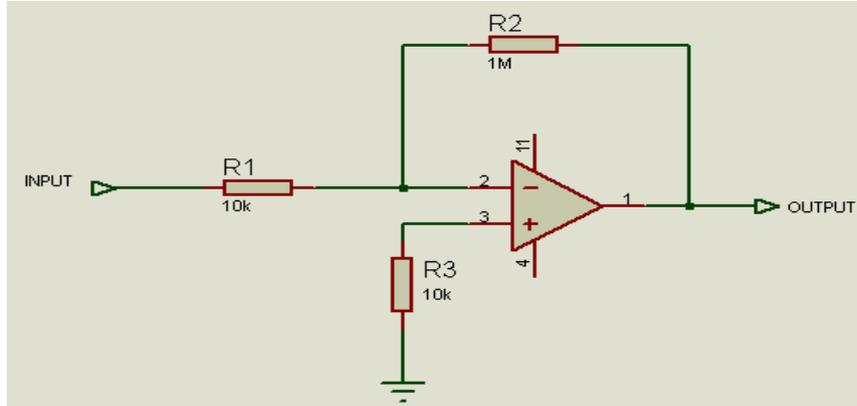


Figure3.6 : Amplificateur inverseur.

Le gain de ce montage peut être calculé par la méthode de diviseur de tension :

- Le gain :  $A = \frac{v_s}{v_e}$
- Donc  $e^- = \frac{\frac{v_s + v_e}{\frac{R_2 + R_1}{1} + \frac{1}{R_1}}}{\frac{R_2 + R_1}{1} + \frac{1}{R_1}} = \left( \frac{R_1}{R_1 + R_2} * v_s \right) + \left( \frac{R_2}{R_1 + R_2} * v_e \right)$  et  $e^+ = 0$

$$\text{On a : } e^- = e^+ \Rightarrow \frac{R_1}{R_1 + R_2} * v_s + \frac{R_2}{R_1 + R_2} * v_e = 0$$

$$\Rightarrow v_s = -\frac{R_2}{R_1} * v_e$$

Ainsi le gain de l'amplificateur est  $A = -\frac{R_2}{R_1}$

Le gain du circuit est fixé à 100 fait donc la valeur de  $R_2 = 1M\Omega$  et  $R_1 = 10K\Omega$ . Cependant  $R_3 = 10K\Omega$ , elle est approximativement égale à  $R_1 // R_2$  pour un minimum d'offset.

Les figures 3.7 et 3.8 illustrent respectivement les signaux mesurés à la sortie du préamplificateur dans le cas de détection des bruits cardiaque signal PCG et dans le cas de la détection des bruits de korotkoff. Les signaux sont ceux d'un sujet adulte 24ans de sexe masculin et de taille 1,76m, en position assise au repos.

L'amplitude est de l'ordre de 4V dans le cas du signal PCG et de l'ordre de 300mV dans le cas du signal des bruits de korotkoff.

Comme il est clairement lisible sur ces figures les signaux sont bruités. Ils sont alors filtrés à travers un filtre passe bande.

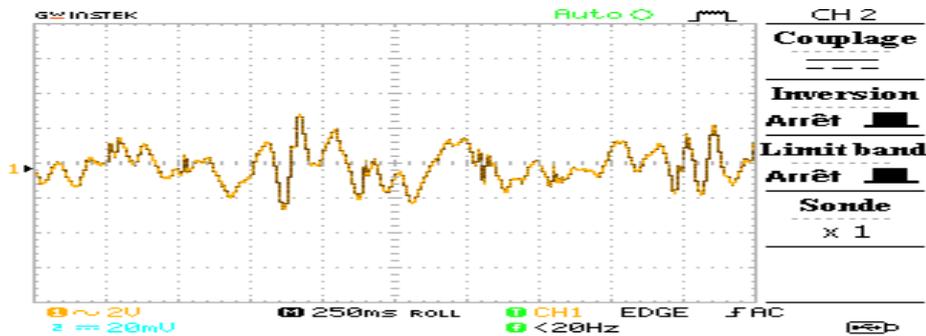


Figure3.7 : signal PCG amplifié non filtré.

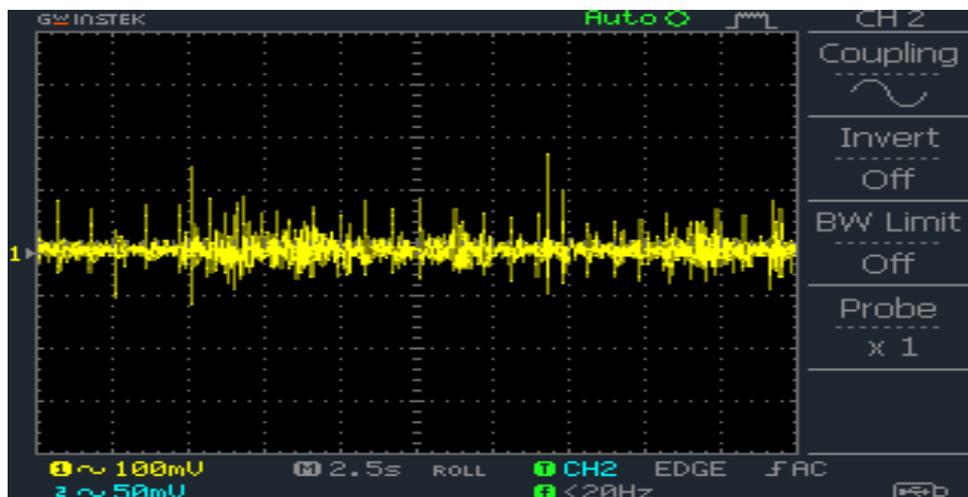


Figure3.8 : signal des bruits de korotkoff amplifié non filtré.

### 3.2.2.2. Filtre passe bande :

Le choix de filtre et de la bande passante dépend des plages fréquentielles des deux signaux PCG et des bruits de korotkoff .Il est connu que :

Pour le signal PCG les fréquences varient de 20 à 600Hz [18]

Pour les bruits de korotkoff utiles, ils varient de 18 à 65Hz [12]

Comme cela était déjà décrit précédemment le filtre passe bande est réalisé à travers une succession en cascade d'un filtre passe bas passif de fréquence de coupure de 600 Hz et d'un filtre passe haut actif de fréquence de coupure de 18Hz.

Ce choix des fréquences de coupure permet de garder les deux signaux utiles.

a) **Filtre passe-bas passif**

Pour le filtrage passe bas la fréquence de coupure dépend de la fréquence maximale du signal PCG qui est généralement autour de 250 à 300Hz pour un sujet normal et peut atteindre 500 à 600Hz pour des cas pathologiques [18]. Alors, notre filtre passe bas doit avoir une fréquence de coupure entre 500 et 600Hz. Compte tenu que la bande de coupure n'est pas très raide, un simple filtre passe bas passif est réalisé .Il s'agit du filtre RC illustré sur la (Figure3.9).

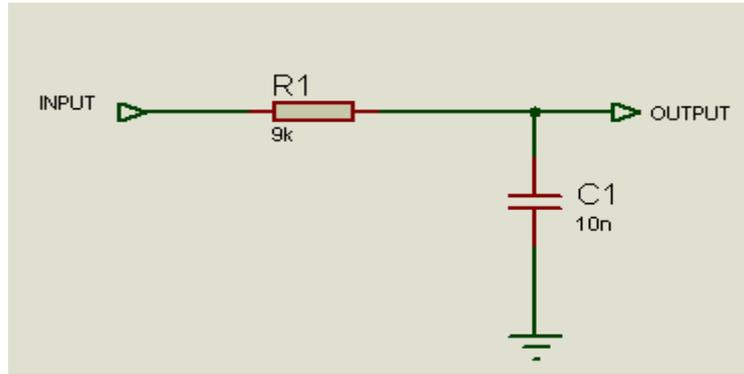


Figure 3.9 : schéma électrique du filtre passe bas.

La pulsation  $\omega_0$  du filtre est définie par la formule suivante :

$$\omega_0 = \frac{1}{R1C1}$$

La fréquence de coupure  $F_c$  (à -3 dB) quant à elle est définie par la formule suivante :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R1C1}$$

Dans notre cas la fréquence de coupure  $F_c$  est de l'ordre de 500 à 600 Hz. Alors  $R1$  est fixée à 9,1 K $\Omega$  et  $C1$  à 33nF ce qui fait une fréquence de coupure  $F_c=530$ Hz

b) **Le filtre passe-haut :**

Le choix du filtre actif dans cette réalisation est recommandé parce que la bande fréquentielle [0 - 18] Hz est très étroite .Il permet d'avoir une reponse en amplitude de forme déterminée et une coupure un peu plus raide. Parmi les structure disponible dans la littérature du domaine la structure Sallen et Key e t utilisée cette structure de filtre passe haut est illustrée sur la figure 3.10 ci-dessous.

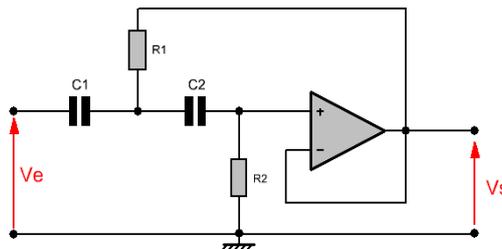


Figure3.10 : Schéma électrique du filtre passe haut « Sallen et Key» du second ordre.

Pour avoir la fréquence de coupure appropriée:

On a :

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

La fréquence de coupure est donnée

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

Dans notre cas la fréquence de coupure  $F_c$  est autour de 18 Hz. Alors  $R_1$  et  $R_2$  sont fixées à 200 K $\Omega$ ,  $C_1$  et  $C_2$  à 47nF ce qui fait une fréquence de coupure  $F_c=17$ Hz (valeur pratique). Les figures (3.11-3.12) suivantes représentent les deux signaux le PCG et les bruits de korotkoff après filtrage passe bande.

On remarque clairement sur ces figures que la succession des cardiaques est lisible particulièrement B1 et B2, de même que la succession des bruits de korotkoff. En effet, il est clair que ces bruits après une amplitude relativement élevée s'estompent correspondant aux deux bruits de mesure de la systole et la diastole.

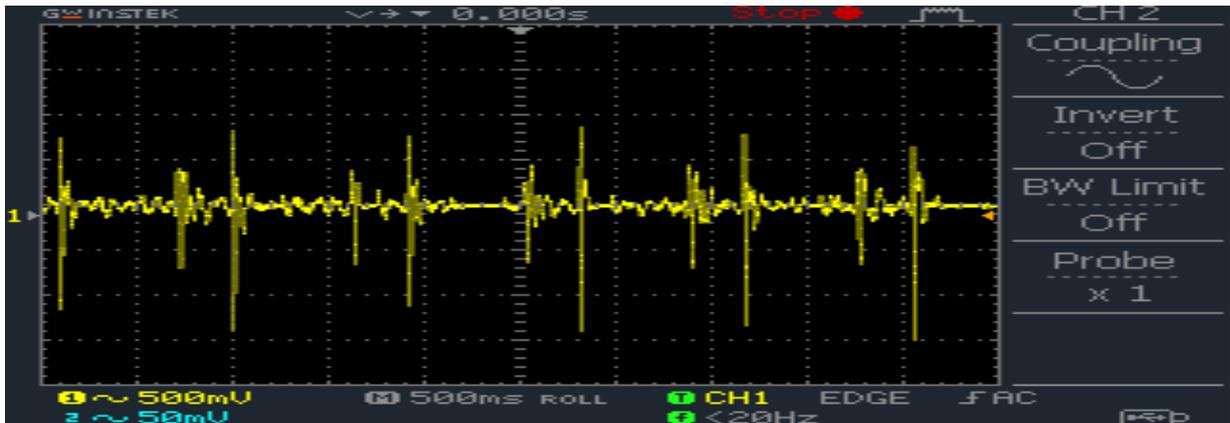


Figure 3.11 : Le signal PCG après filtrage passe bande.

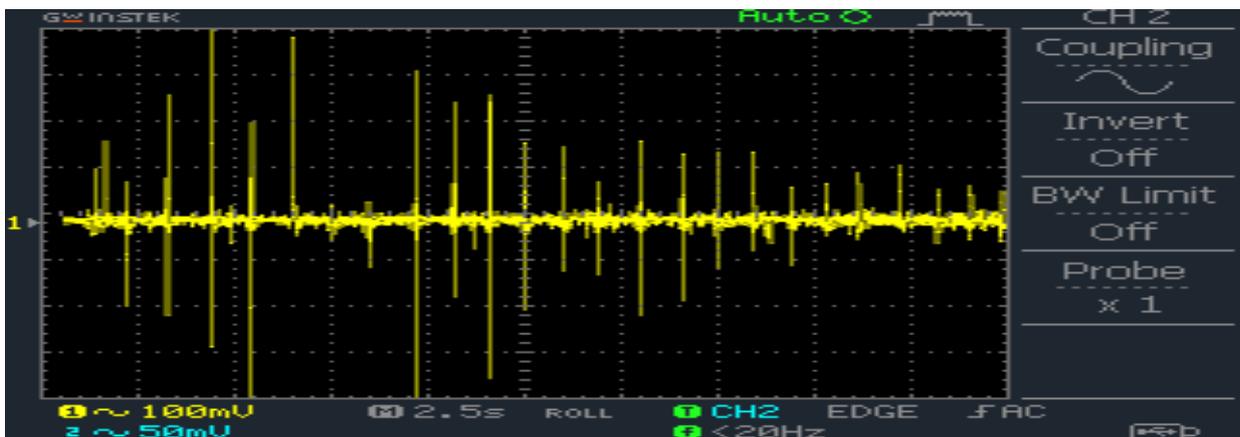
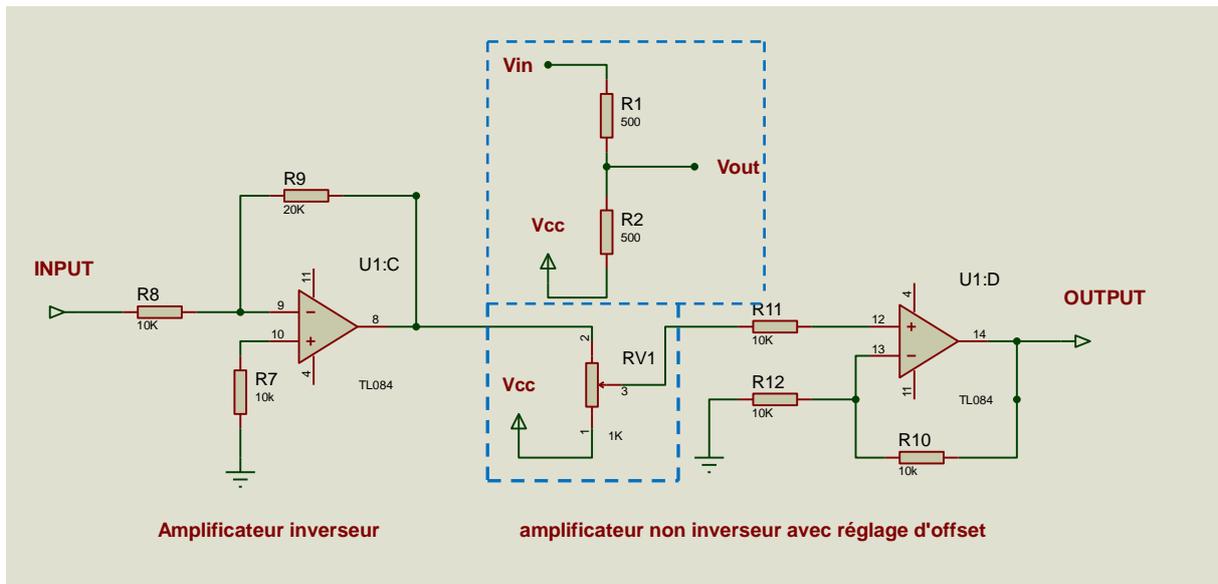


Figure 3.12 : Le signal des bruits de korotkoff après filtrage passe bande.

### 3.2.2.3 Amplification avec réglage d'offset :

Comme déjà décrit précédemment et pour permettre d'ajuster les signaux PCG et bruits de korotkoff pour être digitalisé à travers la carte Arduino. Un amplificateur avec réglage d'offset est réalisé. En fait l'amplificateur est réalisé a travers deux amplificateurs en cascade, un amplificateur inverseur avec un gain de 2 et le deuxième amplificateur non inverseur avec un gain de 2 ou l'offset peut être régler. L'offset est nécessaire compte tenu que le signal obtenue après amplification est bipolaire, cependant l'entrée de la carte Arduino, est unipolaire.

La figure3.13 illustre le schéma électrique de l'amplificateur réalisé :



**Figure3.13: Schéma de circuit d'amplification avec réglage d'offset.**

Le gain de l'amplificateur inverseur donné par  $G1 = - \frac{20 \text{ K}\Omega}{10 \text{ K}\Omega} = -2$

Et le gain de l'amplificateur non inverseur donné par  $G2 = 1 + \frac{10 \text{ k}\Omega}{10 \text{ K}\Omega} = 2$

Le réglage d'offset est obtenu à travers le diviseur de tension (R1, R2) alimenté par la tension Vcc de 5V. Ainsi en variant soit R1 ou R2 une tension contenue de valeur  $V = \frac{R1}{R1+R2} \cdot V_{cc}$  va s'additionné (+/-) à la tension relatif aux PCG ou bruits de korotkoff.

Dans le circuit réalisé (R1, R2) constituent un seul potentiomètre de 1KΩ permettant ainsi de généré une offset de 0 à  $V = 5 \times \frac{1}{1+0} = 5V$ .

Les deux signaux obtenus PCG et bruits de korotkoff sont illustré sur les figures 3.14-3.15.



Figure3.14 : Le signal PCG avec offset.

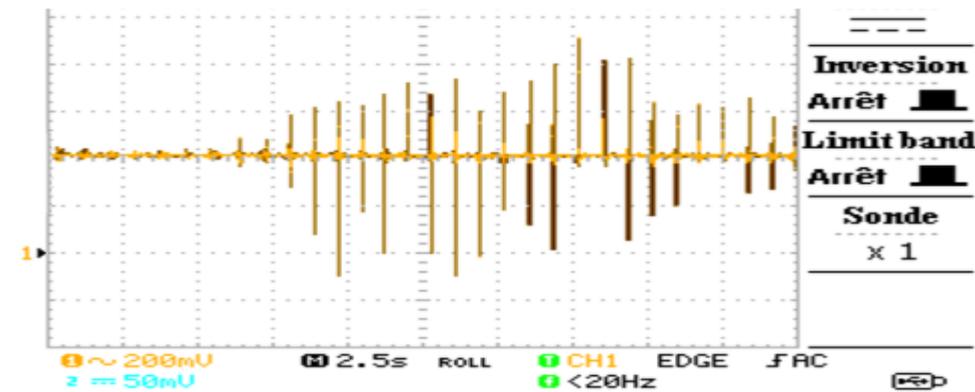


Figure3.15 : Le signal des bruits de korotkoff avec offset.

La sortie de l'amplificateur inverseur peut être directement appliquée aux haut parleurs alimenté par USB, alors que la sortie de l'amplificateur avec offset peut être appliqué à casque d'écoute de 16Ω, de bande fréquentielle de 20Hz à 20KHzet d'une puissance de 2mW.



### 3.3. Circuit de mesure de la pression du brassard :

#### 3.3.1. Capteur de pression :

Le capteur de pression est élément central de notre système de mesure de la pression artérielle. Il permet donc la transformation de la pression qui règne dans le brassard à une tension électrique. C'est un capteur actif de piézorésistif de type MPX 2100 AP Motorola dont les différentes initiales représentent respectivement :

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

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

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

**100 : Rated Pressure (100k) (pression maximale de fonctionnement).**

**A : Type of the device (Absolute)**

**P : Porting style (portatif)**

Ce capteur appartient à la série MPX 2100 AP. 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 3.17). [26]

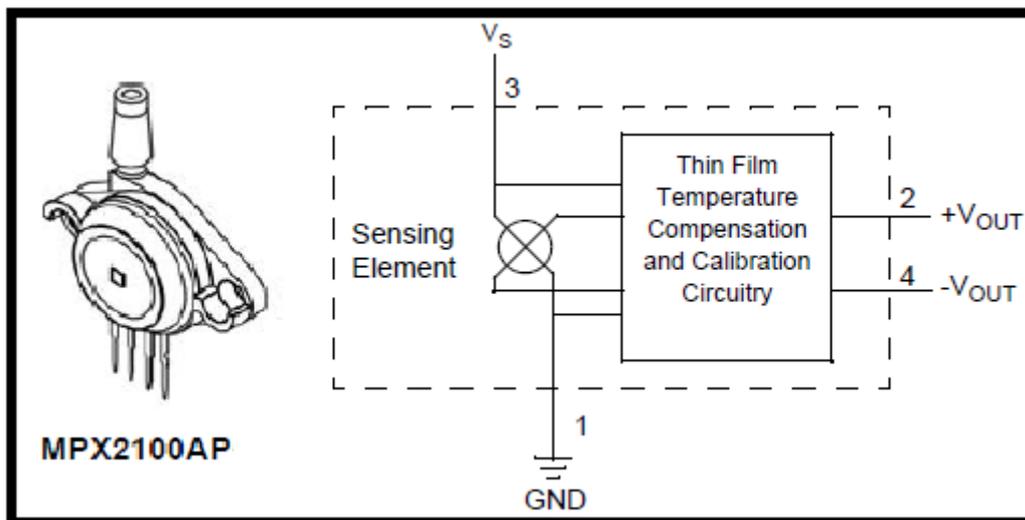


Figure 3.17 : MPX2100AP. [26]

La sortie différentielle  $V_{out}$  ( $V_{out} = V_{offset} + V_{utile}$  avec  $V_{utile} = \text{sensibilité} * \text{pression appliquée}$ ) est directement proportionnelle à la pression appliquée, avec une sensibilité de 0.4 mV/KPa.  $V_{offset}$  est la tension de la sortie différentielle quand le capteur mesure la pression de référence qui est la pression atmosphérique (voir figure 3.18)

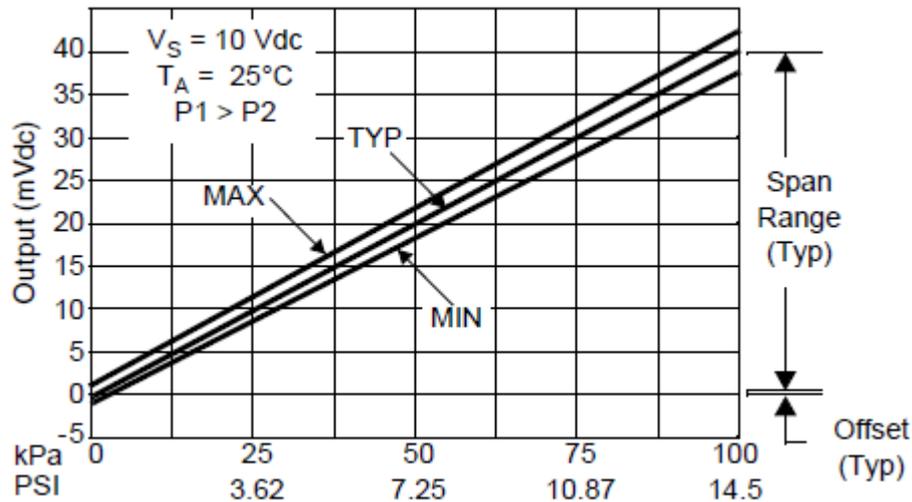


Figure3.18 : Les caractéristiques de sortie du capteur MPX2100AP.[26]

La série MPX2100 AP est caractérisée par la compensation de température, ce qui minimise les effets de la température sur la mesure de la pression. [26]

En effet, comme le montre la loi que lie la pression a la température :  $P.V=n.R.T$ , il nous fallait un capteur de pression à température compensée (c'est-à-dire dont la pression n'est pas influencée par la température ambiante) au moins dans une fourchette de températures .un capteur compensé en température entre 0 et  $+85^\circ\text{c}$ 'est idéal.

### 3.3.2. Amplification et compensation d'offset :

Le signal à la sortie du capteur de pression représente la pression différentielle à température compensée. Cependant, il est de très faible amplitude ce qui exige 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 ce qui justifie son utilisation dans notre application. Si un amplificateur avec une impédance d'entrée très basse est utilisé , il modifiera la tension de sortie du pont en chargeant la compensation établie lors de la fabrication .Le bon taux de réjection en mode commun de l'amplificateur d'instrumentation est d'autant important que tous les capteurs piézorésistifs (tel que notre MPX 2100 AP) compensent le coefficient de température d'envergure en chargeant la tension développée à travers le pont.

En alimentant le capteur avec  $V_{cc} = 12 \text{ V}$ , on prélève à ses sorties PT1 et PT2 la même tension quand le capteur est à l'air (pression atmosphérique).Mais lorsqu'on connecte ses sorties à un amplificateur à 3 ampli op avec un gain de 116, on mesure à la sortie de ce dernier une tension d'offset de  $-0.3 \text{ V}$ . Dans le but d'exploiter ce capteur pour faire une mesure correcte de la pression artérielle, il est nécessaire d'éliminer cette tension d'offset et ramener la sortie à  $0\text{V}$  quand seule la pression atmosphérique est appliquée.

Une configuration de circuit répondant à ces exigences est illustrée à la figure3.18 ci-dessous .Ce circuit est réalisé à base d'un circuit intégré (CI), le TL084. Le TL084 est un circuit

intégré contenant quatre amplificateurs opérationnels ayant chacun une entrée JFET donc avec une grande impédance d'entrée. Il offre aussi un fiable courant de polarisation d'entrée et un faible coefficient de température

Les amplificateurs opérationnels U1 : A, U1:B forment des configurations non inverseuses dont le but est de fournir une impédance d'entrée et un gain en tension élevé .Le troisième amplificateur opérationnel U1:C est utilisé comme un amplificateur différentiel à gain unitaire .La résistance qui détermine le gain est R4 parfois peut être un potentiomètre pour faire varier le gain ou une simple résistance pour un gain fixe. Pour notre application cette résistance est fixe pour un gain prédéterminé.

Les caractéristiques de l'amplificateur d'instrumentation repondent largement au capteur de pression qui lui est directement connecté.

En effet, le capteur de pression doit générer un signal d'amplitude nulle a sa sortie si aucune pression ne lui est appliquée. Il faut penser donc à ajuster le potentiomètre de l'entrée V+ de l'amplificateur U1 : D pour ramener la sortie a zéro (et cela avant l'application de pression à mesurer).Si on ne respecte pas cette contrainte, on induit une erreur systématique à la mesure .

Calculons a présent le gain de l'amplificateur d'instrumentation (a 4AOP).

L'amplificateur opérationnel U1 : A reçoit, sur son entrée non inverseuse (+),le signal différentiel Ven1

A sa sortie, il est multiplié par le gain donné par :

$$A_v = 1 + \frac{R_3}{R_4}$$

Il reçoit également le signal V<sub>en2</sub> sur son entrée avec inversion(-) en provenance de l'ampli-op U1 : B à travers R<sub>5</sub> et R<sub>4</sub>. Le signal d'entrée V<sub>en2</sub> est amplifié par l'ampli-op U1 : A avec un gain en tension égal à :

$$A_v = \frac{R_3}{R_4}$$

La tension en mode commun V<sub>mc</sub> de l'entrée directe est aussi amplifiée par le faible gain en mode commun de l'ampli-op U1 : A.

La tension de sorti totale de l'ampli-op U1 : A est :

$$A_{sorI} = \left(1 + \frac{R_3}{R_4}\right) V_{en1} - \frac{R_3}{R_4} V_{en2} + V_{mc}$$

Quant à l'ampli-op U1 : B, une étude similaire donne une tension de sortie totale de la forme :

$$A_{sor2} = \left(1 + \frac{R_5}{R_4}\right) Ven2 - \frac{R_5}{R_4} Ven1 + Vmc$$

L'ampli-op 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'ampli-op U1 : C est égale à  $V_{sor2} - V_{sor1}$ .

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + \frac{R_5}{R_4} + \frac{R_3}{R_4}\right) Ven2 - \left(1 + \frac{R_5}{R_4} + \frac{R_3}{R_4}\right) Ven1 + Vmc - Vmc$$

En prenant  $R_3 = R_5 = R$ ,

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + 2\frac{R}{R_4}\right) Ven2 - \left(1 + 2\frac{R}{R_4}\right) Ven1 + Vmc - Vmc$$

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

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + 2\frac{R}{R_4}\right) (Ven2 - Ven1)$$

L'ampli-op U1 : C possède un gain unitaire puisque  $R_6 = R_7 = R_8 = R_9 = R$  et que

$$A_v = \frac{R_7}{R_6} = \frac{R_9}{R_8} = 1$$

La sortie finale de l'amplificateur d'instrumentation (sortie de l'ampli-op) est :

$$V_{sor} = 1(Ven2 - Ven1) = \left(1 + 2\frac{R}{R_4}\right) (Ven2 - Ven1)$$

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

Le gain en boucle fermée se résume à :

$$A_{bf} = \frac{VPT3}{[Vout - (-vout)]}$$

$$A_{bf} = 1 + 2\frac{R}{R_4} \text{ ou } R_3 = R_5 = R$$

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.

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

$$R_4 = 2\frac{R}{A_{bf}} - 1$$

L'équation générale du gain est donné par :

$$A_{bf} = 1 + 2 \frac{R}{R_4}$$

$R_3=R_5=R_6=R_7=R_8=R_9=R = 27K\Omega$  et  $R_4= 1.8 K\Omega$

$$A_{bf} = 1 + \frac{2 \times 27K\Omega}{1.8K\Omega} = 31$$

Le schéma global du circuit électronique de la mesure de la pression du brassard est illustrée sur la figure 3.19 ci-dessous.

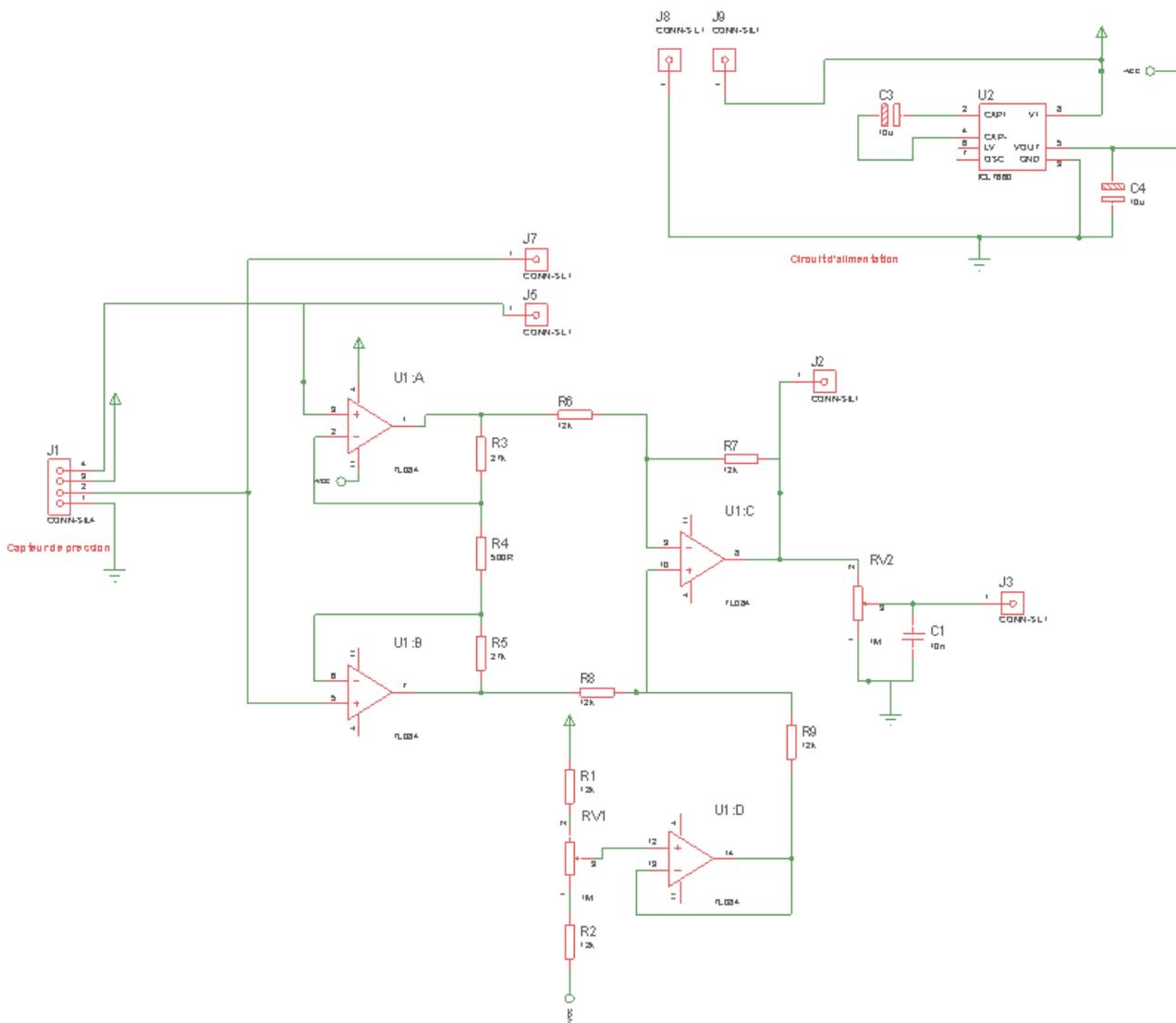


Figure3.19 : Le circuit électronique global de mesure de la pression du brassard.

### 3.4 Circuit d'alimentation :

N'importe quelle carte électronique nécessite une source d'énergie pour qu'elle puisse fonctionner normalement, soit par une alimentation stabilisée ou une alimentation isolée (pile ...etc.).

Le circuit global va être alimenté par le port USB de l'ordinateur (5V) mais l'existence des amplificateurs opérationnels exige une alimentation symétrique ( $\pm 5V$ ). Ainsi pour générer la tension de -5V à partir de 5V le circuit intégré ICL7660 :

L'ICL7660 est un circuit intégré de type CMOS, représente un convertisseur de tension à capacités commutées qui inverse une tension d'entrée positive en tension négative ou l'inverse.

Le fonctionnement est garanti à partir de 1.5V à 10V. Il délivre 10mA avec une chute de 0.5V en tension de sortie [27]. La figure3.20 ci dessous illustre le circuit réalisé.

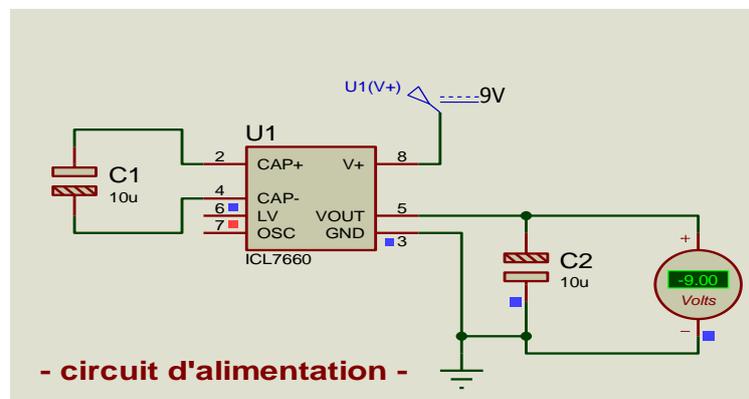


Figure3.20 : Circuit d'alimentation.

- Remarquons que la tension issue de la patte 5 (la sortie, -9V) est symétrique par rapport à la tension d'entrée (patte 8, 9V).

Remarque : le circuit de la mesure de la pression du brassard est alimenté par une petite alimentation stabilisé à base d'un transformateur, un pont de diodes, et un condensateur.

### **3.5 Conclusion :**

Après avoir détaillé les deux circuits électroniques permettant la détection des deux signaux nécessaires à la mesure de la pression artérielle on s'intéresse dans le chapitre suivant à la partie numérique et interface graphique. Les résultats obtenus par la suite seront aussi interprétés et analysés afin de les évaluer et tirer des conclusions.

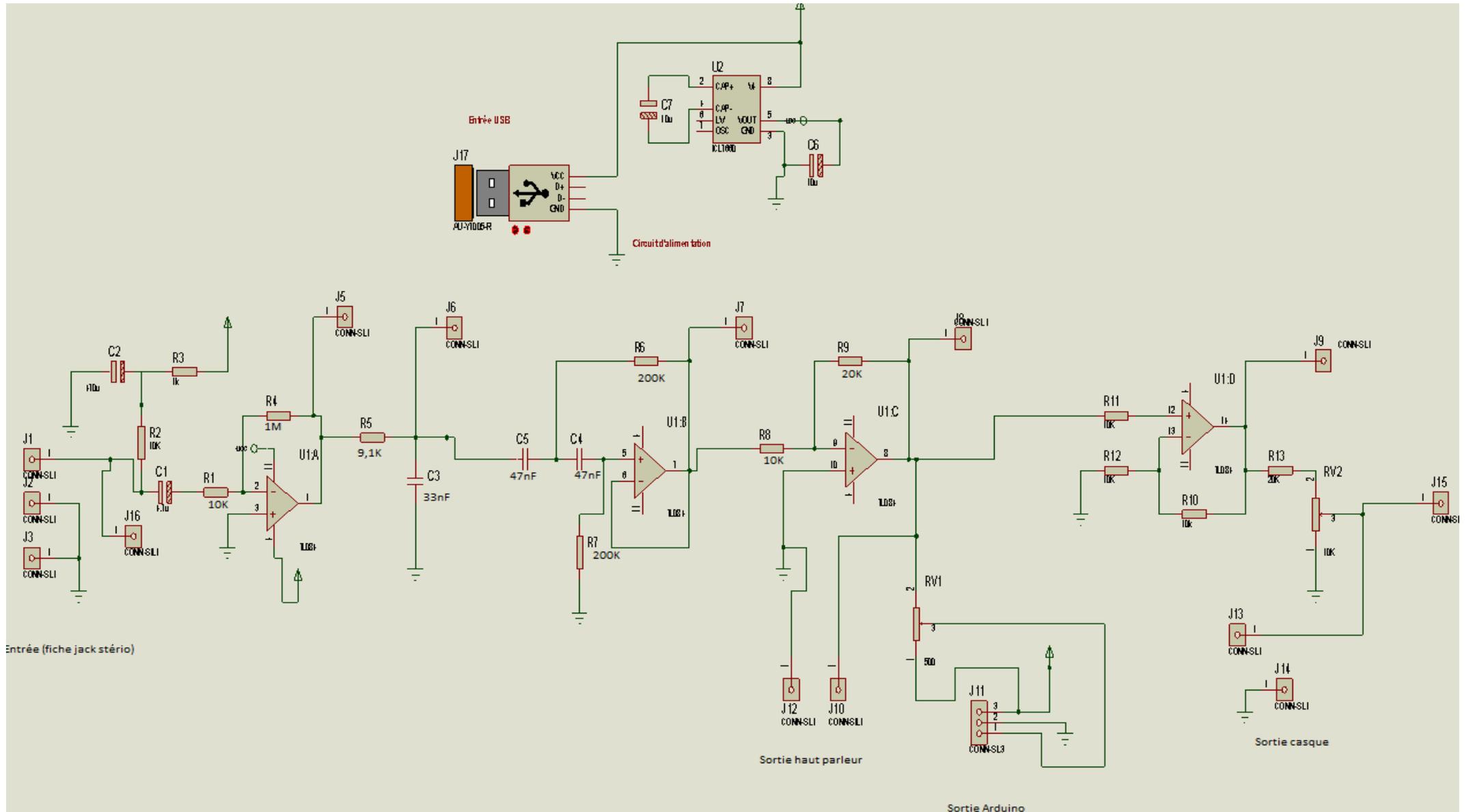


Figure 3.16 : Schéma électronique du circuit global de détection des bruits de krotkoff et du signal PCG

# Chapitre 4 :

# Interface graphique et résultats

#### **4.1. Introduction :**

Dans le chapitre précédant on a détaillé les deux circuits électroniques permettant la détection des deux signaux nécessaire a la mesure de la pression artérielle (signal des bruits de korotkoff et le signal de pression du brassard).Ce chapitre va être consacré à la digitalisation, visualisation et le traitement des deux signaux acquis.

En fait, la numérisation et l'acquisition des signaux est réalisée a travers la carte Arduino. Le choix de cette carte et sa description on été déjà fait en chapitre 2.

Cependant, avant de décrire le programme utilisé pour la numérisation de deux signaux il faut savoir quelques notions de base sur le logiciel de programmation Arduino.

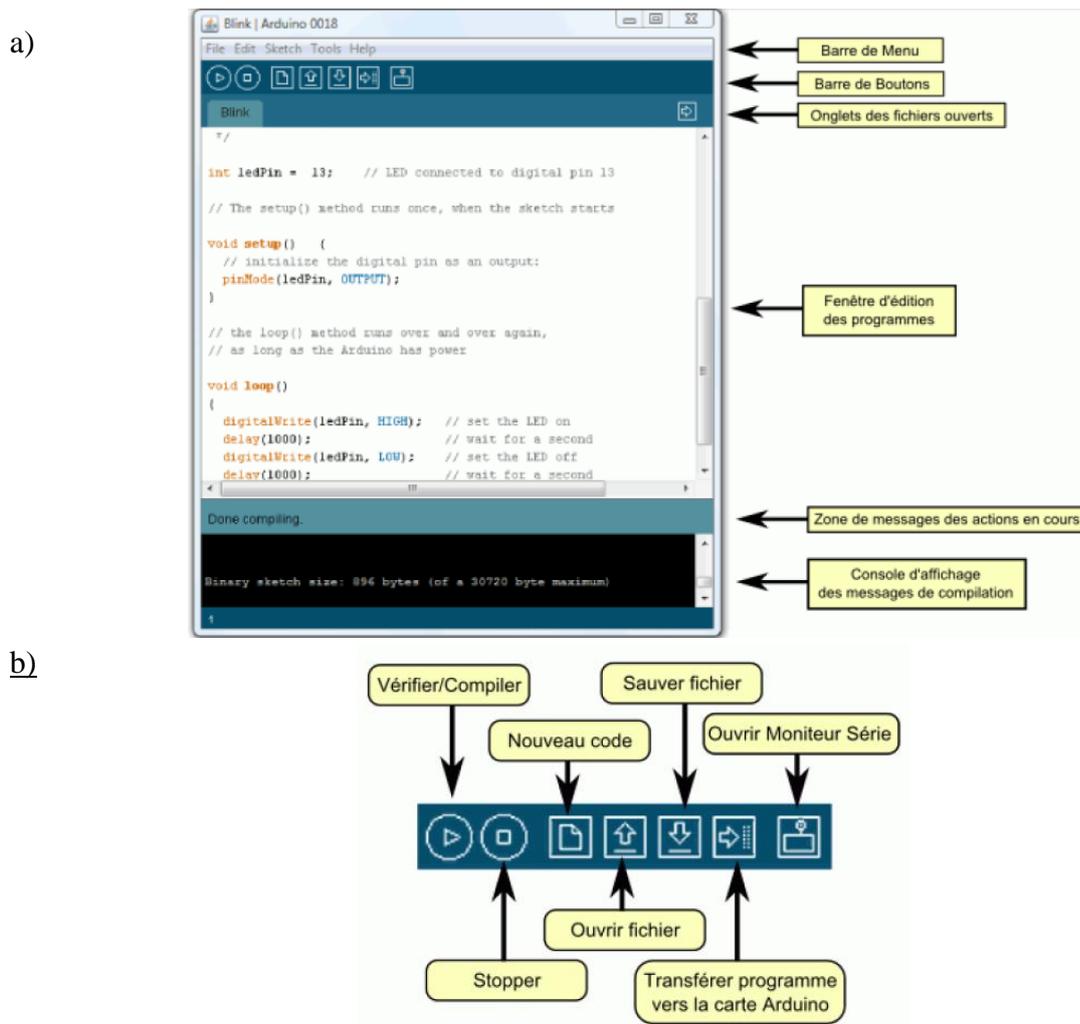
#### **4.2. Logiciel de programmation Arduino :**

Le logiciel de programmation est un logiciel gratuit téléchargeable sur le site web [Arduino.cc](http://Arduino.cc), l'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing (Figure 4.1). L'IDE (logiciel Arduino) permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino.

Le logiciel de programmation peut transférer le firmware (et le programme) a travers la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module). [23]

Les différents boutons de commande de la fenêtre Arduino sont illustrés sur la figure 4.1. Il s'agit des boutons :

- 1) Vérifier/compiler : permet la compilation et la vérification du programme d'éventuel erreurs .
- 2) Stopper : permet d'arrêter la compilation ou la téléversement .
- 3) Nouveau code: permet d'avoir une page vierge pour écrire un programme.
- 4) Ouvrir fichier : pour chercher un fichier de programme enregistré sur l'ordinateur.
- 5) Sauvegarder fichier.
- 6) Transférer programme vers la carte Arduino : permet d'envoyer le programme vers le microcontrôleur de la carte Arduino .
- 7) Ouvrir Moniteur série (voire la A).



**Figure 4.1 : a)-Structure d'un programme en Arduino/b)-Les différents boutons de commande.[23]**

A)-Le moniteur série est utilisé pour afficher l'information qui est 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. Il est également possible de régler le baudrate (vitesse de transfert des données) du moniteur série. Il est également possible d'établir une communication série entre la carte Arduino et d'autre périphériques ou logiciels. [28]

### 4.2.1 Le langage Arduino :

Le langage Arduino est très proche du C et du C++. Pour ceux dont la connaissance de ces langages est fondée (Figure 4.2). Or La syntaxe d'un langage de programmation est l'ensemble des règles d'écritures liées à ce langage. On va donc voir dans la suite quelques règles de base qui régissent l'écriture du langage Arduino.

*Les commentaires :* Ce sont des lignes de codes qui seront ignorées par le programme.

*Les points virgules :* Les points virgules terminent les instructions.

*Les accents* : Il est formellement interdit de mettre des accents en programmation. Sauf dans les commentaires.

*Les accolades* : Les accolades sont les "conteneurs" du code du programme. [22]

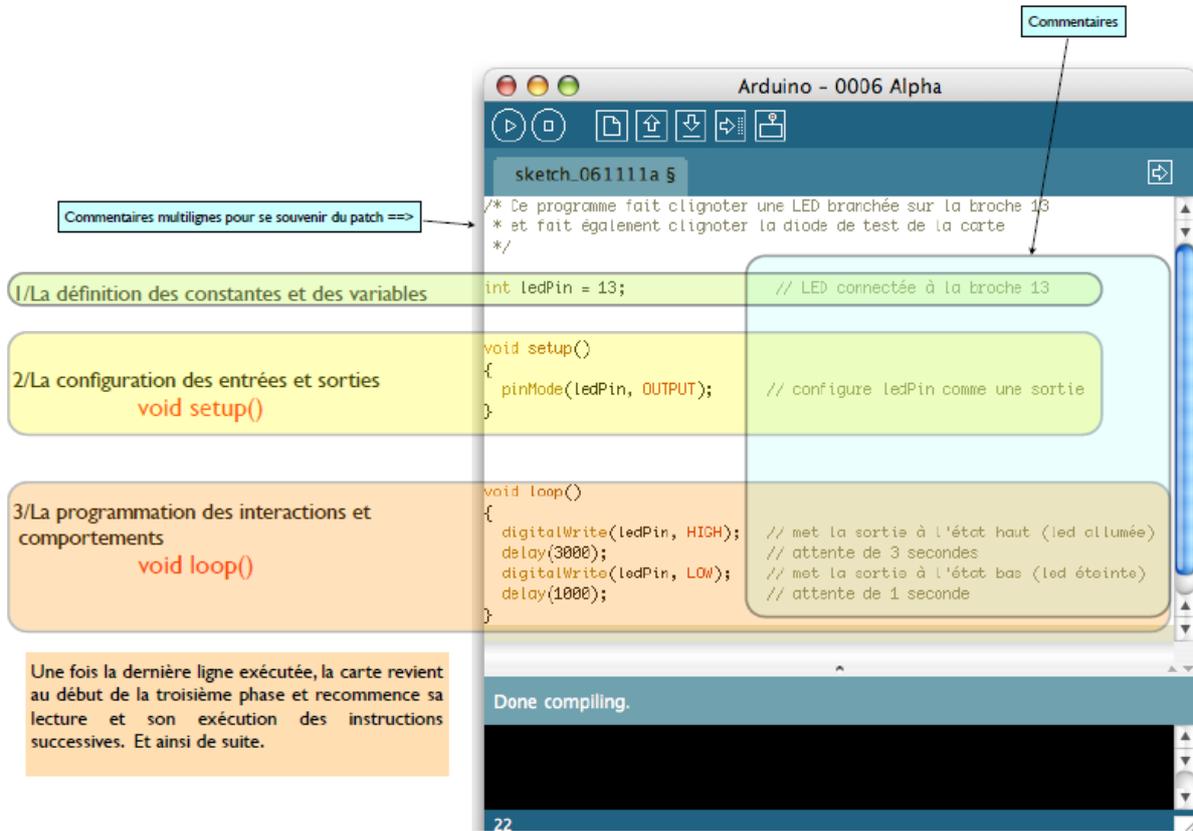


Figure 4.2 : Structure minimale d'un programme Arduino.[22]

### 4.3 Description du programme de numérisation de deux signaux :

Le programme ci-dessous permet la conversion analogique-numérique des deux signaux aux entrées analogiques  $A_0$ ,  $A_1$  de la carte Arduino. Les deux signaux digitalisés seront transmis vers le port série USB de cette dernière.

Les commentaires en orange expliquent le rôle de chaque instruction.



### Remarque :

Si la fréquence de l'un des deux signaux est très élevée par rapport à l'autre on peut prendre plusieurs échantillons devant un seul échantillon de celui ayant une faible fréquence.

La répétition  $n$  fois du programme en bleu permet d'avoir  $n$  échantillons digitalisés du signal à l'entrée ( $A_0$ ).

### **4.4. Visualisation et traitement des deux signaux :**

A travers une interface graphique développée sur le logiciel MATLAB les signaux vont être visualisés et traités.

#### **4.4.1. Définition du logiciel 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 MathWork. 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. Le langage MATLAB permet de modéliser et de résoudre des problèmes mathématiques complexes que de simples calculatrices ne peuvent résoudre. Avec MATLAB, on peut aussi bien résoudre des problèmes de mathématiques abstraites.[29]

#### **4.4.2. Interface graphique:**

Une interface graphique est formée d'une ou plusieurs fenêtres qui contiennent divers composants graphiques (*widgets*).

Les interfaces graphiques sont souvent appelées GUI d'après l'anglais *Graphical User Interface*, elles comprennent des menus, des boutons, des "ascenseurs", des cases à cocher, des listes de choix, des zones de texte. Exemple d'interface :

Il ya deux méthode pour créer une interface graphique sous MATLAB :

1<sup>er</sup> méthode : MATLAB possède l'outil GUIDE, qui permet de créer facilement des interfaces graphiques. Il suffit pour cela de taper dans la ligne de commande de MATLAB `guide` et on a alors accès à ses différentes fonctions. Pour chaque nouvelle interface créée, nous avons due réfléchir aux différentes composantes dont nous avons besoin (champs d'affichage simples, champs où l'utilisateur peut écrire, boutons, panneaux d'affichage, etc.) et les mettre en place en les sélectionnant dans la liste de composants située à gauche de la fenêtre et en déplaçant sur l'interface à créer.[30]

2<sup>ème</sup> Méthode : Toutes les fonctions sont écrites directement sur le champ Editor (sub-routing) que ce soit pour les fenêtres principales ainsi que pour les fonctions de création des composantes, c'est avec cette méthode que nous avons créé notre interface graphique.

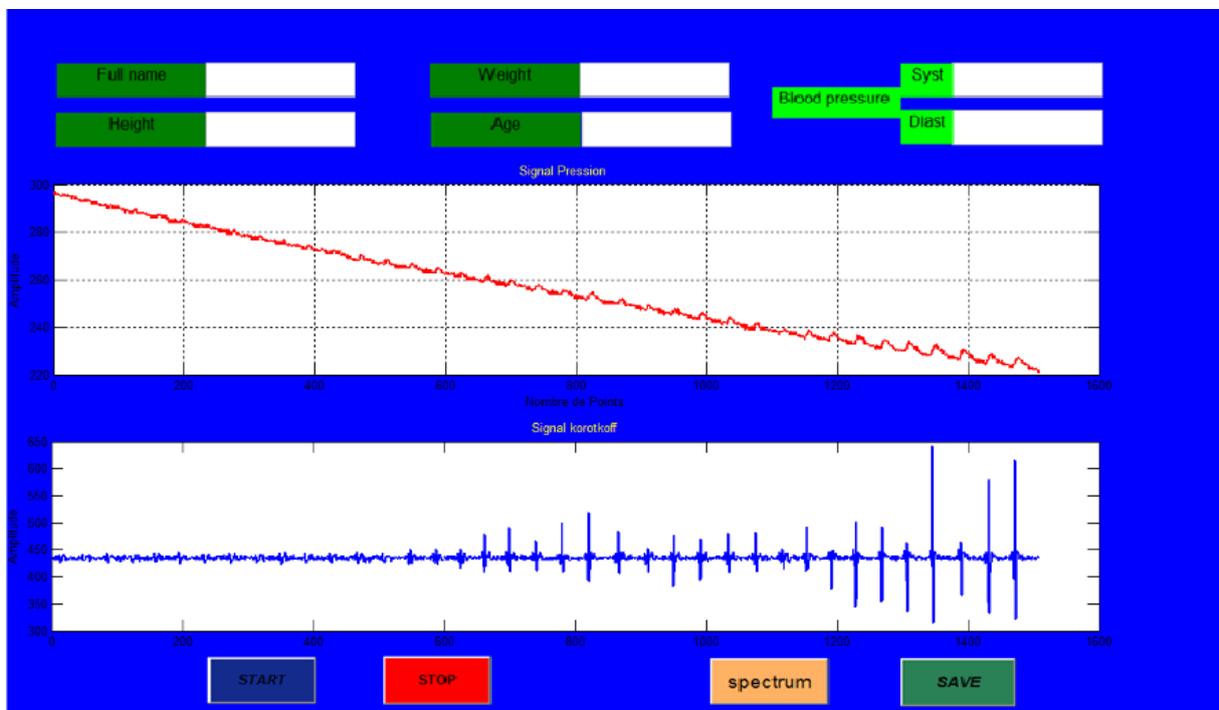
**4.4.2.1. Interface développée sous logiciel MATLAB :**

Pour mesurer la pression artérielle et visualisé les deux signaux utiles une interface graphique sous MATLAB a été développée (figure 4.3).

Cette interface peut être aussi utilisée pour la visualisation et le sauvegarde du signal PCG.

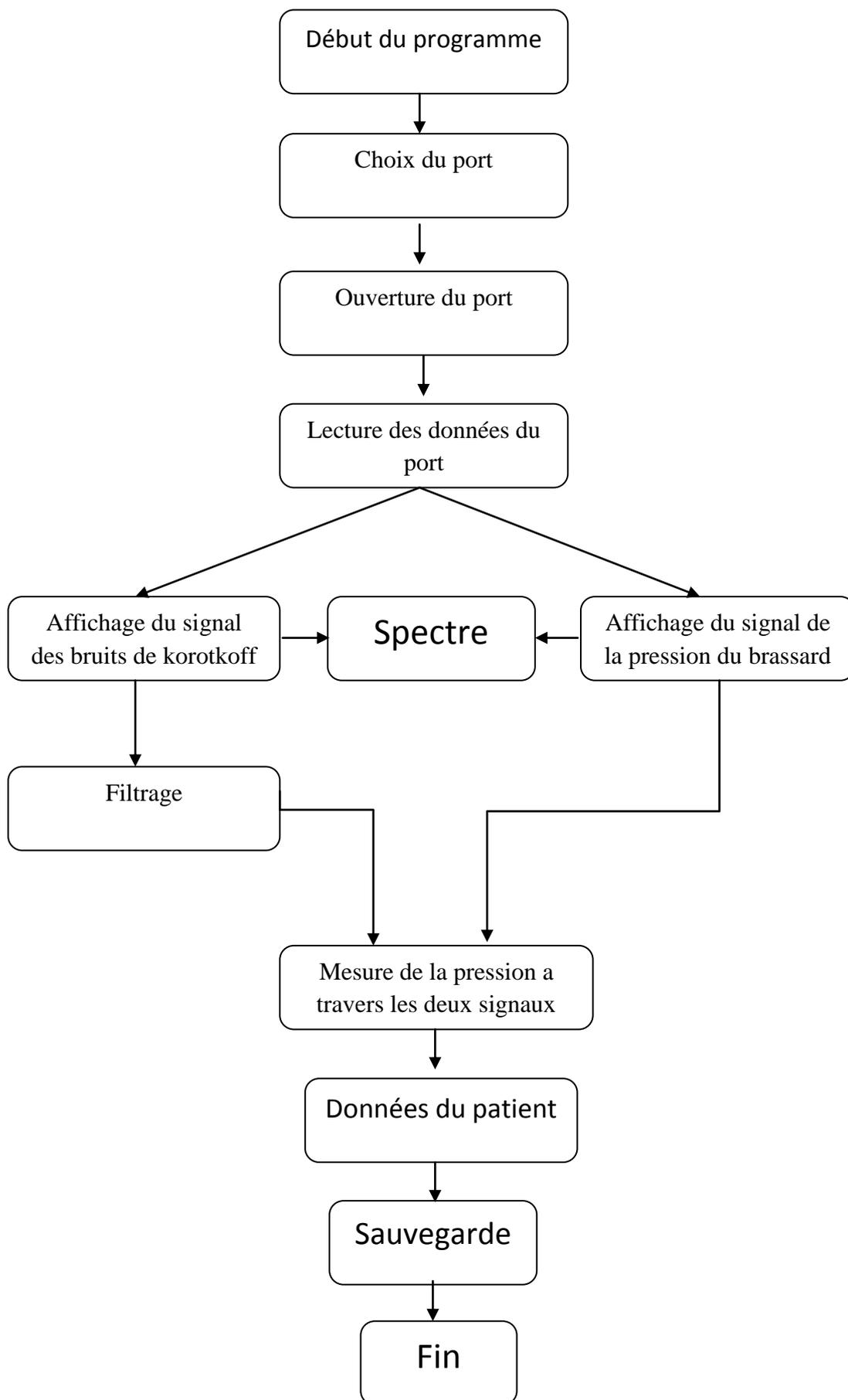
La figure suivante représente l'interface développée sur matlab et qui permet la visualisation des deux signaux utiles à la mesure de la pression artérielle.

On remarque clairement l'évolution simultanée des deux signaux utiles, celui en rouge c'est le signal de la pression du brassard et le signal en bleu c'est celui des bruits de korotkoff .Les signaux sont ceux d'un sujet adulte 24 ans, de sexe masculin et de taille 1,78m, en position repos (assise).



**Figure 4.3 : Interface développée sous logiciel MATLAB**

4.5. Organigramme de l'interface graphique :

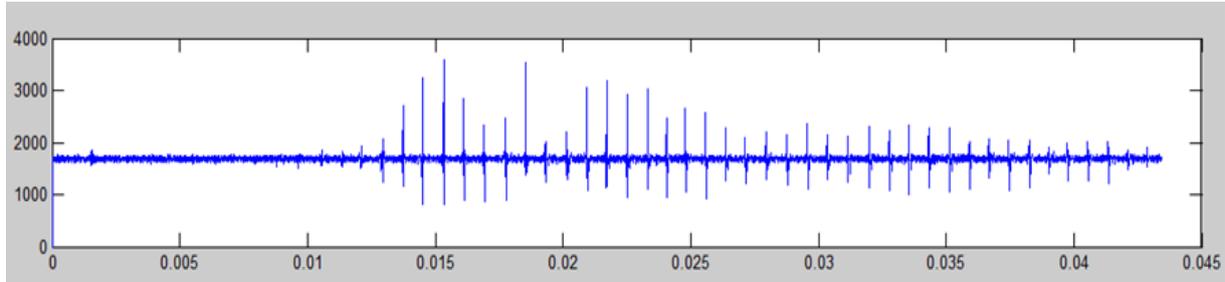


## 4.6. Résultats et interprétation :

### 4.6.1 Le signal des bruits de korotkoff :

La figure 4.4 ci-dessous montre le signal des bruits de korotkoff d'un sujet de :

Âge : 23ans , poids : 72kg, taille : 1,76m



**Figure 4.4: signal des bruits de korotkoff**

#### 4.6.1.1. Interprétation :

Lors du dégonflage du brassard on distingue trois phases :

##### -La pression artérielle inférieure à celle du brassard :

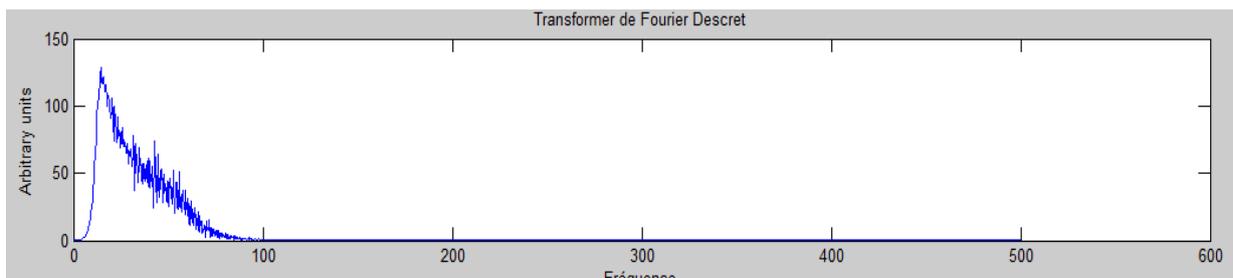
Aucune variation du signal des bruits de korotkoff (aucun son détecté), ce qui traduit l'obstruction totale de l'artère humérale ce qui empêche le passage du flux sanguin.

##### -La pression artérielle égale à la pression du brassard :

Apparition d'un signal intense en terme d'amplitude ce qui traduit les bruits intense apparus au niveau de l'artère humérale, ceci est due au passage d'un flux sanguin turbulent dans ce dernier.

-Diminution d'amplitude du signal des bruits de korotkoff au cours du dégonflage jusqu'à où **la pression du brassard devient inférieure a celle de la pression artérielle** diastolique c'est la ou on revient au silence vasculaire traduit par le passage d'un flux sanguin laminaire.

#### 4.6.1.2. Spectre du signal des bruit de korotkoff :



**Figure 4.5 : contenu fréquentiel du signal des bruits de korotkoff**

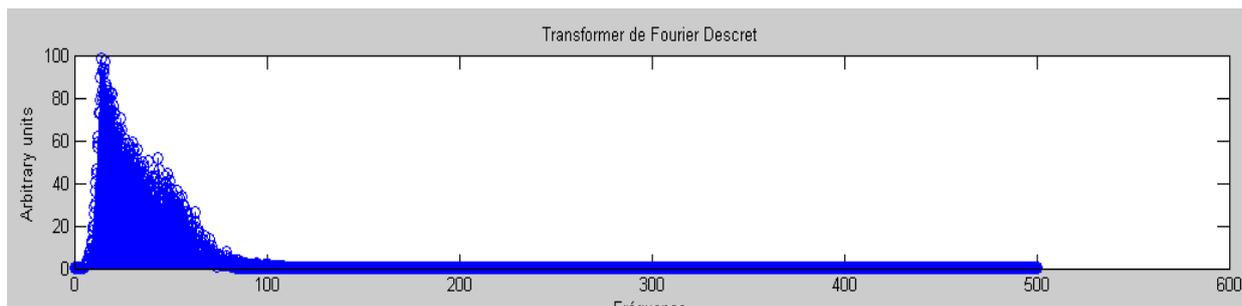


Figure 4.6 : spectre du signal des bruits de korotkoff échantillonné

### **4.6.1.3. Interprétation du résultat :**

- Dans La bande fréquentielle [15 25] Hz on observe une augmentation maximale d'amplitude d'énergie spectrale des bruits de korotkoff.
- De [26 40] Hz une diminution rapide de l'énergie spectrale.
- De [40-70] Hz diminution lent de l'énergie spectrale des bruits de korotkoff.

L'allure du spectre des bruits de korotkoff confirme les résultats de golden et Al.

### **4.6.2. Le signal phonocardiogramme :**

La figure 4.7 ci-dessous montre le signal PCG d'un sujet de :

Âge : 23ans , poids : 72kg, taille : 1,76m

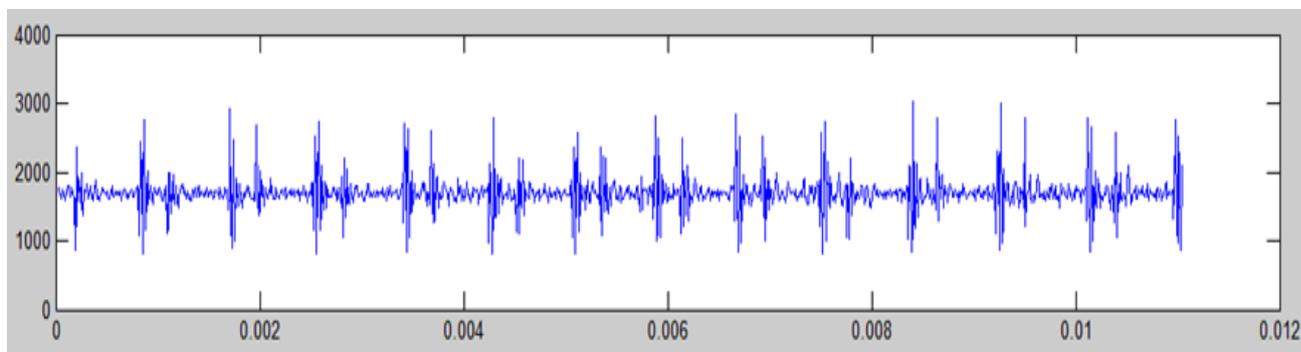


Figure 4.7: Le signal phonocardiogramme

Le signal PCG à généralement quatre composantes B1, B2, B3, B4, les deux les plus apparentes sont B1etB2 ; clairement observer sur la figure ci-dessus, et les deux autres peuvent être visualisés par un zoom.

4.6.2.1. Spectre du signal PCG :

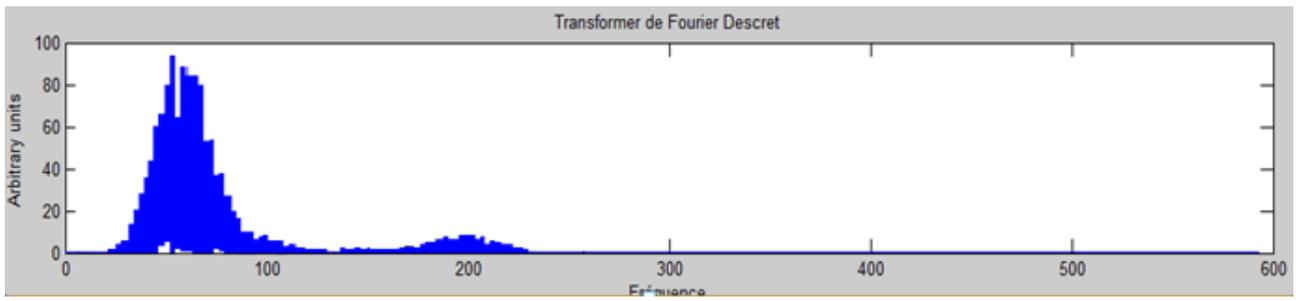


Figure 4.8: Le contenu fréquentiel du signal PCG.

L'énergie spectrale du signal PCG est importante dans la bande fréquentielle [30 90]Hz, alors qu'elle est très faible dans la bande fréquentielle [90 230]Hz.

Comparaison entre les résultats obtenus et les résultats idéals :

Le signal PCG détecté par notre système électronique est presque similaire au signal idéal.

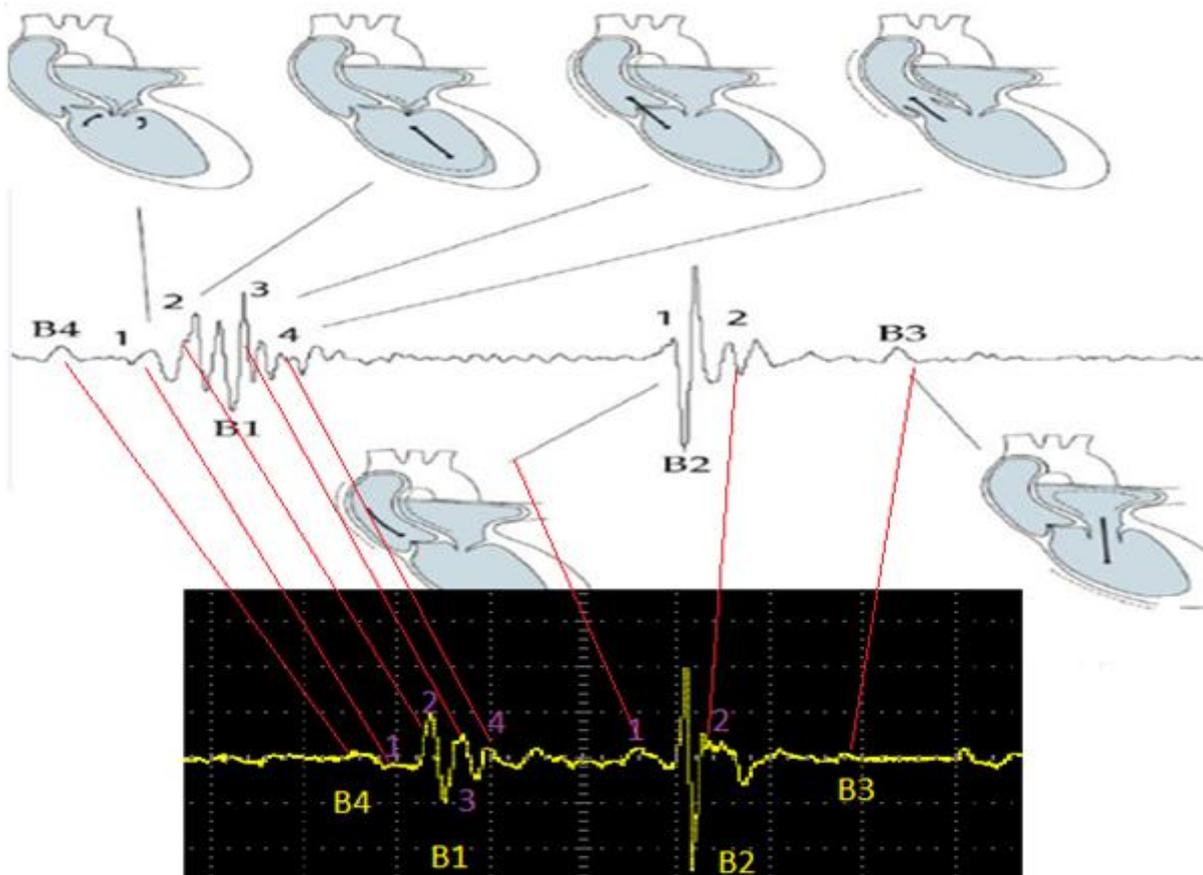


Figure 4.9 : une comparaison entre le PCG obtenu et le PCG idéal

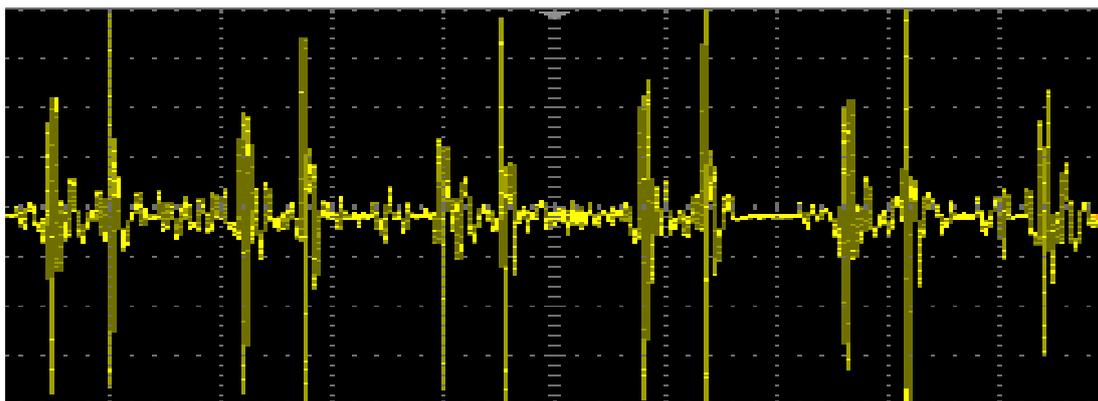


Figure 4.10: un signal PCG d'un sujet de 27 ans visualisé sur l'oscilloscope

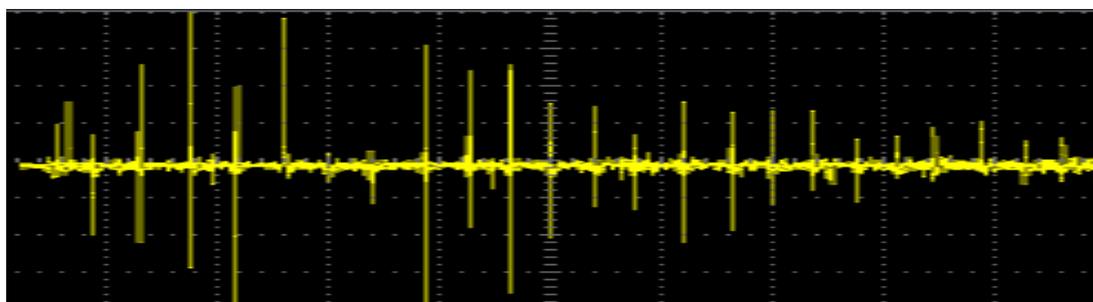


Figure 4.11: signal des bruits de korotkoff visualisé sur l'oscilloscope.

La figure 4.12 représente les deux signaux utiles à la mesure de la pression artérielle. On remarque clairement l'évolution simultanée des deux signaux utiles, celui en bleu c'est le signal de la pression du brassard et le signal en jaune c'est celui des bruits de korotkoff. Les signaux sont ceux d'un sujet adulte 24ans, de sexe masculin et de taille 1,78m, en position repos (assise).

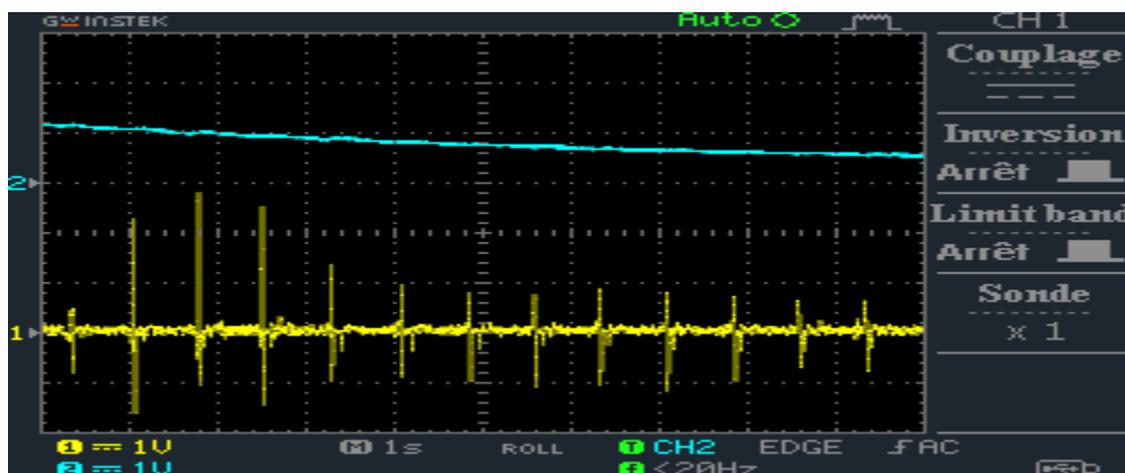


Figure 4.12: signal de pression du brassard évolue simultanément avec le signal des bruits de korotkoff visualisés sur l'oscilloscope.

**4.7. Conclusion :**

D'après Les résultats obtenus et détaillés dans ce chapitre notre système permet :

- La visualisation et le traitement des signaux utiles à la mesure de la pression artérielle ainsi que le signal phonocardiogramme.
- L'enregistrement et l'écoute des bruits physiologiques ou physiopathologiques.
- La mesure de la pression d'une manière semi-automatique.

# Conclusion générale

# Conclusion générale

L'étude qui a été menée dans ce projet de fin d'étude à porter sur différents aspects théorique et pratique sur les grandeurs physiologiques en général et la pression artérielle en particulier. En fait il a s'agit du développement pratique d'une plateforme de mesure de la pression artérielle à travers la technique des bruits de Korotkoff et du signal phonocardiogramme PCG. L'approche qui a été adoptée dans la réalisation du dispositif est celle que doit utiliser un concepteur dans la réalisation d'un système électronique : partant d'un cahier des charges, passant par l'étude des grandeurs à mesurer et la proposition d'un schéma bloc, des différents circuits électroniques qui peuvent être utilisés, jusqu'à la proposition de la réalisation.

Ainsi, L'étude et la réalisation pratique de notre système de mesure de la pression artérielle nous ont permis d'apprendre beaucoup de notions sur le plan théorique tel que les lois qui régissent l'hémodynamisme, l'anatomie et la physiologie de l'appareil cardiovasculaire humaine ainsi que sur le plan pratique, l'utilisation de l'électronique et l'informatique pour permettre de détecter et d'évaluer ces grandeurs. Sur le plan électronique ; différents circuits de mise en forme des grandeurs (bruits de korotkoff-PCG-pressions) ont été étudiés et évalués, ainsi que différentes cartes d'acquisitions et en particulier la carte Arduino qui a été utilisée avec un accent particulier à sa programmation pour l'acquisition de différentes grandeurs de manière séquentielle. Sur le plan informatique, c'est particulièrement la programmation de l'acquisition et l'affichage des grandeurs ainsi que leurs traitements qui en fait, concerne l'analyse spectrale des signaux des bruits de korotkoff et PCG.

La plateforme réalisée peut être utilisée pour des travaux pratiques sur la pression artérielle et le signal PCG. A ce sujet, une manipulation de travaux pratiques a été proposée.

Comme perspectives, nous suggérons aux intéressés de compléter ce projet particulièrement au niveau traitement du signal. Ce traitement concerne le signal des bruits de korotkoff pour permettre de séparer les bruits respectivement ceux relatifs à la systole et la diastole et de déduire la pression ces pressions à travers le signal de la pression. La plateforme réalisée permet aussi de mesurer la courbe oscillométrique. Un traitement adéquat de ce signal permettra d'avoir une autre approche de mesure des pressions systolique et diastolique : la méthode oscillatoire. Les mesures peuvent être comparées.

# Annexe

# Annexe

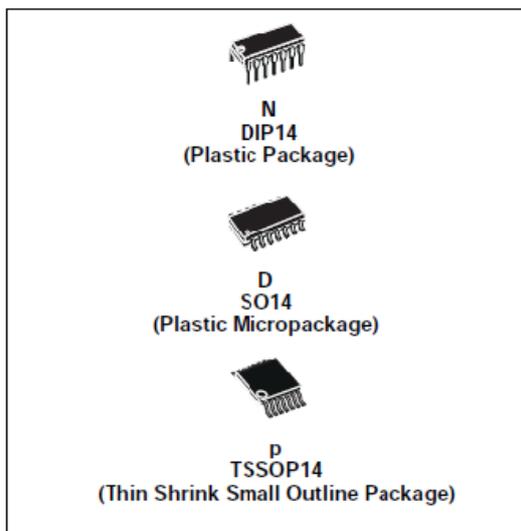
## TL084 datasheet



**TL084**  
**TL084A - TL084B**

### GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC+}$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET 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 J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET 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.

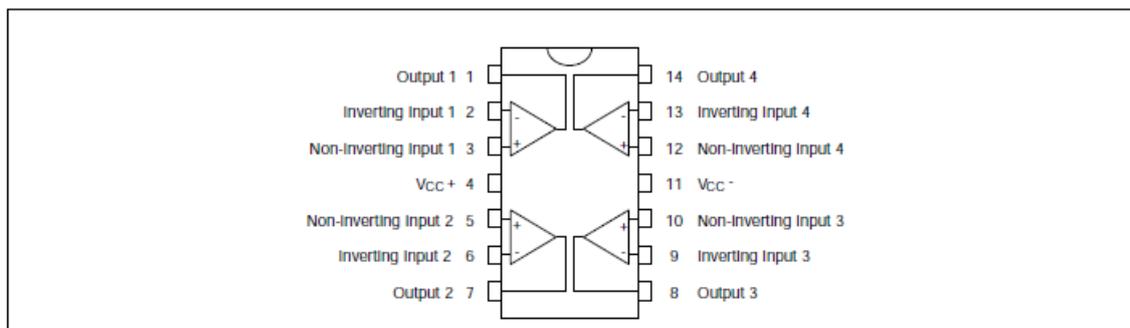
#### ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

Example : TL084CN, TL084CD

**N** = Dual in Line Package (DIP)  
**D** = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)  
**P** = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

#### PIN CONNECTIONS (top view)



# MPX 2100 datasheet

Pressure

Freescale Semiconductor

MPX2100  
Rev 10, 10/2008

## 100 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2100 series devices silicon piezoresistive pressure sensors providing a highly accurate and linear voltage output directly proportional to the applied pressure. The sensor is a single, monolithic silicon diaphragm with the strain gauge and a thin-film resistor network integrated on-chip. The chip is laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.

### MPX2100 Series

0 to 100 kPa (0 to 14.5 psi)  
40 mV Full Scale Span  
(Typical)

#### Features

- Temperature Compensated Over 0°C to +85°C
- Available in Absolute, Differential and Gauge Configurations
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- Ratiometric to Supply Voltage
- ±0.25% Linearity (MPX2100D Series)

#### Application Examples

- Pump/Motor Controllers
- Robotics
- Level Indicators
- Medical Diagnostics
- Pressure Switching
- Barometers

ORDERING INFORMATION									
Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
<b>Unibody Package (MPX2100 Series)</b>									
MPX2100A	Tray	344	•					•	MPX2100A
MPX2100D	Tray	344	•				•		MPX2100D
MPX2100AP	Tray	344B		•				•	MPX2100AP
MPX2100GP	Tray	344B		•		•			MPX2100GP
MPX2100DP	Tray	344C			•		•		MPX2100DP
MPX2100GVP	Tray	344D		•		•			MPX2100GVP
MPX2100ASX	Tray	344F		•				•	MPX2100A

#### PACKAGES



MPX2100A/D  
CASE 344-15



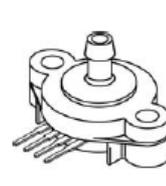
MPX2100AP/GP  
CASE 344B-01



MPX2100DP  
CASE 344C-01



MPX2100GVP  
CASE 344D-01



MPX2100ASX  
CASE 344F-01

## Pressure

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

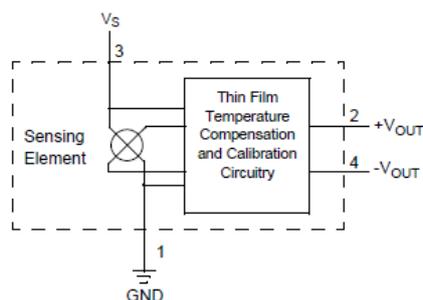


Figure 1. Temperature Compensated Pressure Sensor Schematic

### Voltage Output versus Applied Differential Pressure

The differential voltage output of the sensor is directly proportional to the differential pressure applied.

The absolute sensor has a built-in reference vacuum. The output voltage will decrease as vacuum, relative to ambient, is drawn on the pressure (P1) side.

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).

### Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics

( $V_S = 10$  Vdc,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $P1 > P2$ )

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range <sup>(1)</sup>	$P_{OP}$	0	—	100	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	$V_S$	—	10	16	Vdc
Supply Current	$I_o$	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span <sup>(3)</sup>	$V_{FSS}$	38.5	40	41.5	mV
Offset <sup>(4)</sup>	$V_{off}$	-1.0	—	1.0	mV
MPX2100D Series MPX2100A Series		-2.0	—	2.0	
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	0.4	—	mV/kPa
Linearity <sup>(5)</sup>	—	-0.25	—	0.25	% $V_{FSS}$
MPX2100D Series MPX2100A Series		-1.0	—	1.0	
Pressure Hysteresis <sup>(5)</sup> (0 to 100 kPa)	—	—	$\pm 0.1$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Hysteresis <sup>(5)</sup> (-40°C to +125°C)	—	—	$\pm 0.5$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Effect on Full Scale Span <sup>(5)</sup>	$TCV_{FSS}$	-1.0	—	1.0	% $V_{FSS}$
Temperature Effect on Offset <sup>(5)</sup>	$TCV_{off}$	-1.0	—	1.0	mV
Input Impedance	$Z_{in}$	1000	—	2500	$\Omega$

Output Impedance	$Z_{out}$	1400	—	3000	$\Omega$
Response Time <sup>(6)</sup> (10% to 90%)	$t_R$	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(7)</sup>	—	—	$\pm 0.5$	—	$\%V_{FSS}$

- 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
- 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.
- Full Scale Span ( $V_{FSS}$ ) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Offset ( $V_{off}$ ) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- 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.
- 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.
- Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

## Maximum Ratings

**Table 2. Maximum Ratings<sup>(1)</sup>**

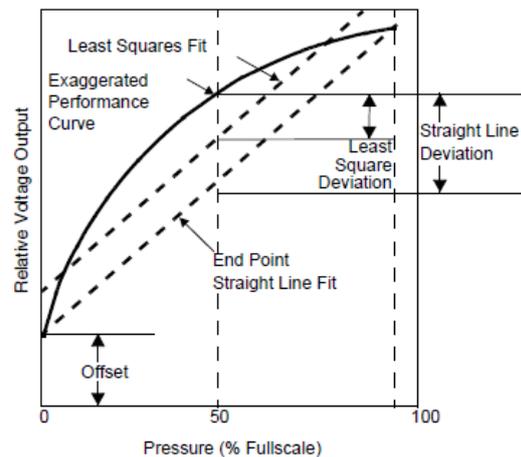
Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure ( $P_1 > P_2$ )	$P_{max}$	400	kPa
Storage Temperature	$T_{stg}$	-40 to +125	°C
Operating Temperature	$T_A$	-40 to +125	°C

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

### LINEARITY

Linearity refers to how well a transducer's output follows the equation:  $V_{out} = V_{off} + \text{sensitivity} \times P$  over the operating pressure range. There are two basic methods for calculating nonlinearity: (1) end point straight line fit (see Figure 2) or (2) a least squares best line fit. While a least squares fit gives the "best case" linearity error (lower numerical value), the calculations required are burdensome.

Conversely, an end point fit will give the "worst case" error (often more desirable in error budget calculations) and the calculations are more straightforward for the user. Motorola's specified pressure sensor linearities are based on the end point straight line method measured at the midrange pressure.



**Figure 2. Linearity Specification Comparison**

## On-Chip Temperature Compensation and Calibration

Figure 3 shows the output characteristics of the MPX2100 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.

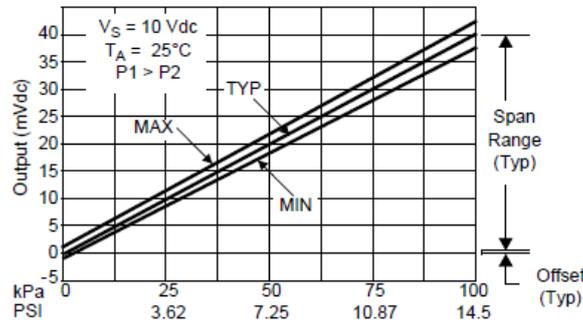


Figure 3. Output versus Pressure Differential

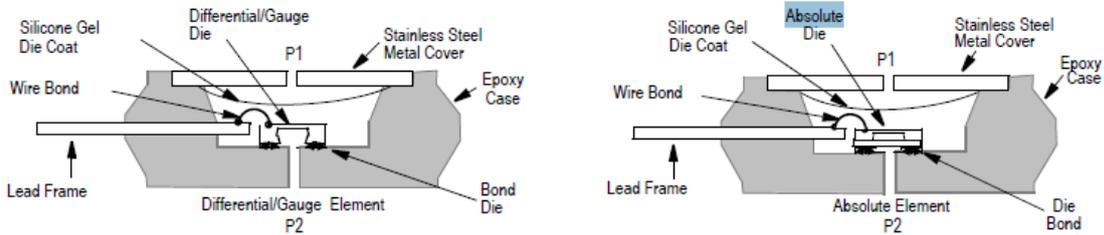


Figure 4. Cross-Sectional Diagram (not to scale)

Figure 4 illustrates the absolute sensing configuration (right) and the differential or gauge configuration 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 MPX2100 series pressure sensor operating 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.

## PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Freescale designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing the silicone gel which isolates the die. The differential or gauge sensor is designed to operate with positive differential pressure

applied,  $P1 > P2$ . The absolute sensor is designed for vacuum applied to P1 side.

The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX2100A, MPX2100D	344	Stainless Steel Cap
MPX2100DP	344C	Side with Part Marking
MPX2100AP, MPX2100GP	344B	Side with Port Attached
MPX2100ASX	344F	Side with Port Attached
MPX2100GVP	344D	Stainless Steel Cap

# ICL 7660 datasheet



## MAX1044/ICL7660

### Switched-Capacitor Voltage Converters

#### General Description

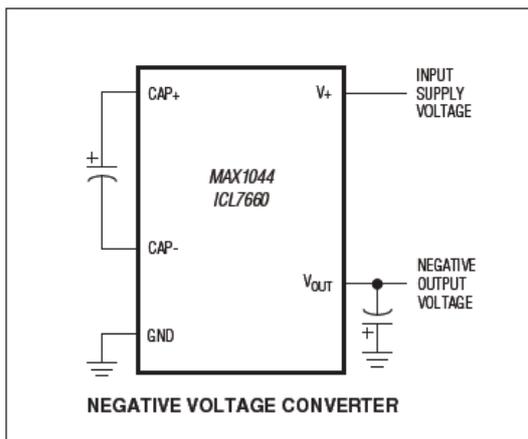
The MAX1044 and ICL7660 are monolithic, CMOS switched-capacitor voltage converters that invert, double, divide, or multiply a positive input voltage. They are pin compatible with the industry-standard ICL7660 and LTC1044. Operation is guaranteed from 1.5V to 10V with no external diode over the full temperature range. They deliver 10mA with a 0.5V output drop. The MAX1044 has a BOOST pin that raises the oscillator frequency above the audio band and reduces external capacitor size requirements.

The MAX1044/ICL7660 combine low quiescent current and high efficiency. Oscillator control circuitry and four power MOSFET switches are included on-chip. Applications include generating a -5V supply from a +5V logic supply to power analog circuitry. For applications requiring more power, the MAX660 delivers up to 100mA with a voltage drop of less than 0.65V.

#### Applications

- 5V Supply from +5V Logic Supply
- Personal Communications Equipment
- Portable Telephones
- Op-Amp Power Supplies
- EIA/TIA-232E and EIA/TIA-562 Power Supplies
- Data-Acquisition Systems
- Hand-Held Instruments
- Panel Meters

#### Typical Operating Circuit



#### Features

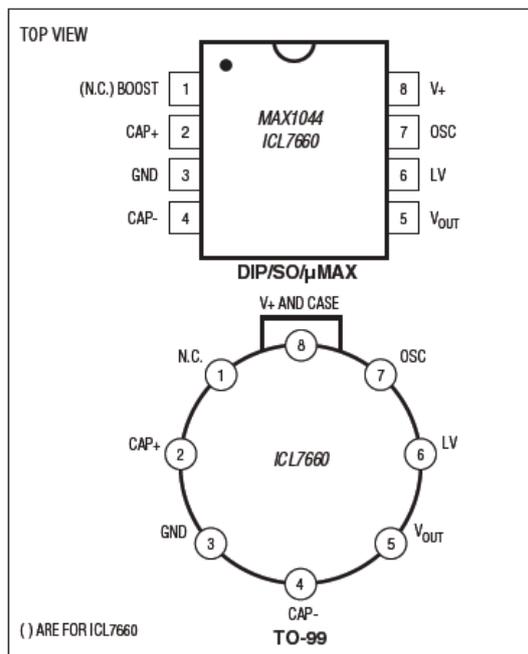
- ◆ Miniature  $\mu$ MAX Package
- ◆ 1.5V to 10.0V Operating Supply Voltage Range
- ◆ 98% Typical Power-Conversion Efficiency
- ◆ Invert, Double, Divide, or Multiply Input Voltages
- ◆ BOOST Pin Increases Switching Frequencies (MAX1044)
- ◆ No-Load Supply Current: 200 $\mu$ A Max at 5V
- ◆ No External Diode Required for Higher-Voltage Operation

#### Ordering Information

PART	TEMP. RANGE	PIN-PACKAGE
MAX1044CPA	0°C to +70°C	8 Plastic DIP
MAX1044CSA	0°C to +70°C	8 SO
MAX1044C/D	0°C to +70°C	Dice*
MAX1044EPA	-40°C to +85°C	8 Plastic DIP

Ordering Information continued at end of data sheet.  
\* Contact factory for dice specifications.

#### Pin Configurations



# Switched-Capacitor Voltage Converters

## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage ( $V_+$ to GND, or GND to $V_{OUT}$ ).....	10.5V	CERDIP (derate 8.00mW/°C above +70°C).....	640mW
Input Voltage on Pins 1, 6, and 7 .....	$-0.3V \leq V_{IN} \leq (V_+ + 0.3V)$	TO-99 (derate 6.67mW/°C above +70°C).....	533mW
LV Input Current .....	20 $\mu$ A	Operating Temperature Ranges	
Output Short-Circuit Duration ( $V_+ \leq 5.5V$ ).....	Continuous	MAX1044C_/ICL7660C_ .....	0°C to +70°C
Continuous Power Dissipation ( $T_A = +70^\circ\text{C}$ )		MAX1044E_/ICL7660E_ .....	-40°C to +85°C
Plastic DIP (derate 9.09mW/°C above +70°C) .....	727mW	MAX1044M_/ICL7660M_ .....	-55°C to +125°C
SO (derate 5.88mW/°C above +70°C).....	471mW	Storage Temperature Range .....	-65°C to +150°C
$\mu$ MAX (derate 4.1mW/°C above +70°C) .....	330mW	Lead Temperature (soldering, 10sec) .....	+300°C

Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

## ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(Circuit of Figure 1,  $V_+ = 5.0V$ , LV pin = 0V, BOOST pin = open,  $I_{LOAD} = 0mA$ ,  $T_A = T_{MIN}$  to  $T_{MAX}$ , unless otherwise noted.)

PARAMETER	CONDITIONS	MAX1044		ICL7660		UNITS	
		MIN	TYP MAX	MIN	TYP MAX		
Supply Current	$R_L = \infty$ , pins 1 and 7 no connection, LV open	$T_A = +25^\circ\text{C}$	30	200	80	175	$\mu$ A
		$T_A = 0^\circ\text{C}$ to $+70^\circ\text{C}$		200		225	
		$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$		200		250	
		$T_A = -55^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$		200		250	
	$R_L = \infty$ , pins 1 and 7 = $V_+ = 3V$		10				
Supply Voltage Range (Note 1)	$R_L = 10k\Omega$ , LV open			3.0	10.0	V	
	$R_L = 10k\Omega$ , LV to GND	1.5	10	1.5	3.5		
Output Resistance	$I_L = 20mA$ , $f_{OSC} = 5kHz$ , LV open	$T_A = +25^\circ\text{C}$	65	100	55	100	$\Omega$
		$T_A = 0^\circ\text{C}$ to $+70^\circ\text{C}$		130		120	
		$T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$		130		140	
		$T_A = -55^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$		150		150	
	$f_{OSC} = 2.7kHz$ (ICL7660), $f_{OSC} = 1kHz$ (MAX1044), $V_+ = 2V$ , $I_L = 3mA$ , LV to GND	$T_A = +25^\circ\text{C}$		325		250	
		$T_A = 0^\circ\text{C}$ to $+70^\circ\text{C}$		325		300	
			325		300		
			400		400		
Oscillator Frequency	$C_{OSC} = 1pF$ , LV to GND (Note 2)	$V_+ = 5V$	5		10	kHz	
		$V_+ = 2V$	1				
Power Efficiency	$R_L = 5k\Omega$ , $T_A = +25^\circ\text{C}$ , $f_{OSC} = 5kHz$ , LV open	95	98	95	98	%	
Voltage Conversion Efficiency	$R_L = \infty$ , $T_A = +25^\circ\text{C}$ , LV open	97.0	99.9	99.0	99.9	%	
Oscillator Sink or Source Current	$V_{OSC} = 0V$ or $V_+$ , LV open	Pin 1 = 0V		3		$\mu$ A	
		Pin 1 = $V_+$		20			
Oscillator Impedance	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$V_+ = 2V$	1.0		1.0	M $\Omega$	
		$V_+ = 5V$	100		100	k $\Omega$	

**Note 1:** The Maxim ICL7660 and MAX1044 can operate without an external output diode over the full temperature and voltage ranges. The Maxim ICL7660 can also be used with an external output diode in series with pin 5 (cathode at  $V_{OUT}$ ) when replacing the Intersil ICL7660. Tests are performed without diode in circuit.

**Note 2:**  $f_{OSC}$  is tested with  $C_{OSC} = 100pF$  to minimize the effects of test fixture capacitance loading. The 1pF frequency is correlated to this 100pF test point, and is intended to simulate pin 7's capacitance when the device is plugged into a test socket with no external capacitor. For this test, the LV pin is connected to GND for comparison to the original manufacturer's device, which automatically connects this pin to GND for ( $V_+ > 3V$ ).

# Bibliographie

## Bibliographie

- [1] Rapport de l'organisation de santé sur l'hypertension artérielle 2013 trouvable sur le site internet <http://www.who.int/fr/>.
- [2] SUBHAS CHANDRA MUKHOPADHYAY and AIME LAY-EKUAKILLE " *Advances in biomedical Sensing, Mesurment ,Instrumentation and Systems* ", Springer-Verlag Berlin heidlberg.2010.
- [3] MARIEB E, LACHAINE R PEARSON, " *Anatomie et physiologie humaines* ", adaptation de la 6eme édition américaine. France, 2005.
- [4] BENSAFIA KAHINA, " *Transmission sans fil, par voie GSM, et traitement du signal Electro-cardiographique (ECG)* ", Mémoire de Master, Université de TIZI-OUZOU, 2010-2011.
- [5] <http://pression-arterielle-tp.e-monsite.com/pages/l-histoire-de-la-mesure-de-la-pression-arterielle.html>
- [6] <http://www.tensiometre.org/category/histoire-mesure-tension-arterielle-tensiometre>.
- [7] <http://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifs/cours/cours-cardiologie-la-pression-arterielle-et-sa-mesure.html>
- [8] décret de l'organisation mondiale de santé sur la mesure de la tension artérielle (OMS), 1996 trouvable sur site internet : <http://www.who.int/fr>.
- [9] <http://www.girodmedical.com/blog/guide-dachat-stethoscope>.
- [10] HAMZA MOUNIR et ZIANI CHRIF SELMEN, " *Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique* ", Mémoire de Master, Université de Tlemcen 06/2013.
- [11] <http://www.blog.praxisdienst.fr/instruments-diagnostiques/lhistoire-du-stethoscope-linstrument-diagnostic-par-excellence>.
- [12] BEREKSI REGUIG FETHI, " *Techniques et Instrumentation d'exploration fonctionnelle* ", courede Master 2 Instrumentation biomédical, Université de Tlemcen, 2009
- [13] BNMIRA AMIR MOKHFI et NTAHORIJA JEAN, " *Conception et réalisation d'un système de monitoring de la pression artérielle* ", Mémoire de Master, Université de Tlemcen 2010.
- [14] GIUSEPPE MONTUSCHI, " *Apprendre l'électronique en partant de zéro publiés dans la revue* ", Nouva Electronica ,2009.
- [15] <http://technicien-du-son.com/les-microphones-1ere-partie-les-technologies-et-les-caracteristiques/>.
- [16] [http://www.sonelec-musique.com/electronique\\_bases\\_alim\\_micro\\_electret.html](http://www.sonelec-musique.com/electronique_bases_alim_micro_electret.html)

## Bibliographie

- [17] TAHER NEFFATI, " *Introduction à l'électronique analogique* ", Dunod, Paris, 2008.
- [18] Obaidat.M.S, Phonocardiogram signal analysis : " *Techniques and performance comparison* ". Journal of Medical Engineering & Technologie, vol 17, n° 6, pp221-227, 1993.
- [19] [www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com) .
- [20] [http://michel.hubin.pagesperso-orange.fr/capteurs/phys/chap\\_p3.htm](http://michel.hubin.pagesperso-orange.fr/capteurs/phys/chap_p3.htm).
- [21] KERAI SALIM, " *Fonctions d'électronique* ", cours de 3<sup>ème</sup> année licence EBM, Université de Tlemcen 2012.
- [22] ESKIMON et OLYTE, " *Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation* ", 2009.
- [23] JEAN NOEL MONTAGNE, " *Initiation à la mise en œuvre matérielles et logicielles de l'Arduino* ", Centre de Ressources Art Sensitif, novembre 2006.
- [24] Datasheets d'Arduino, **Arduino UNO**.
- [25] Datasheets de Texas instrument, **TL084**.
- [26] Datasheets de Motorola, **MPX2100**.
- [27] datasheets d'**ICL7660**
- [28] BELAID BOUMEDYENNE, " *Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG en temps réel* ", mémoire de Master. Université de Tlemcen ,2014.
- [29] CAROLINE FRITEYRE et GUILLAUME BOUSQUET " *projet. Interface graphique MATLAB de génération de surface pour le maillage 2D* " ,2009.
- [30] RICHARD GRIN " *interface graphique* ", Université de Nice, Version 4.5.2.2011.

## **Proposition d'une manipulation des travaux pratiques :**

Le dispositif réalisé peut être exploité pour être utilisé comme plateforme de travaux pratique permettant l'étude de la partie analogique et numérique de ce dernier.

### **1. Introduction**

Les mesures de la pression artérielle PA ont fait partie de l'examen clinique de routine dès le début de la médecine moderne .L'origine de la pression artérielle est le pompage du cœur, et sa valeur dépend du rapport entre le débit cardiaque et la résistance vasculaire systémique .par conséquent, elle est considérée comme l'une des variables physiologiques les plus importantes dans l'évaluation de l'hémodynamisme cardiovasculaire .Cette évaluation vise généralement deux objectifs : Diagnostique et Surveillance.

### **2. Objectifs généraux:**

- illustrer le cours d'exploration fonctionnelle sur l'activité hémodynamique du corps humain à travers la mesure de la pression artérielle et le signal PCG.
- acquérir une certaine pratique expérimentale électronique sur un dispositif de mesure de la pression artérielle.
- savoir comment réaliser une plate forme d'acquisition et d'analyse des différents bruits physiologiques ou physiopathologiques dans l'organisme humain.
- apprendre à représenter et interpréter les résultats obtenus et enfin en tirer des conclusions.

### **3. Etude théorique**

#### **3.1 Définitions :**

La pression artérielle correspond à la force exercée par le sang sur la paroi des artères. Elle est produite par les battements du cœur qui, en fonction de la puissance et la vitesse des battements influent sur différentes caractéristiques physiologiques dont la pression artérielle. La plupart des mesures de pression sont mesurées en pascals mais étant donnée la faible puissance exercée par la pression artérielle on la mesure en millimètres de mercure (mm Hg). La pression artérielle, ou tension artérielle, s'exprime par deux mesures différentes, la pression artérielle maximale correspondant à la pression systolique PAS et la pression artérielle minimale correspondant à la pression diastolique PAD, en faite le PAS correspond à la phase de contraction de ventricule gauche et l'éjection du sang dans l'aorte. Cependant la PAD correspond au relâchement de ventricule et la propulsion du sang dans le système vasculaire systémique.

Différents méthodes sont utilisées pour la mesure de la pression artérielle. Dans cette manipulation pratique la méthode de bruits de korotkoff est adoptée. En faite les bruits de korotkoff sont des bruits qui apparaissent dans l'artère humérale lors du changement de régime d'écoulement du sang, du régime laminaire au régime tourbillon. Ce changement est du à la compression de cette artère.

### 3.2. Description de la méthode des bruits de korotkoff :

Un brassard gonflable est placé autour de la partie supérieure du bras, à peu près à hauteur du cœur, et est relié à un système de mesure de la pression. Un pavillon (partie sensible d'un stéthoscope) d'un stéthoscope mené d'un microphone est placé sous le brassard en face à l'artère humérale, le pavillon est relié à un système de détection des bruits de korotkoff . Le brassard est ajusté et gonflé manuellement en exerçant des pressions sur une poire ou automatiquement jusqu'à ce que l'artère soit totalement comprimée (environ 30 mm Hg au-dessus de la pression systolique). Ensuite, le brassard est lentement dégonflé. Lorsque le sang recommence à circuler dans l'artère, les turbulences du flux sanguin donnent lieu à un bruit synchrone du pouls (premier bruit de Korotkoff). La pression à laquelle ce son est détecté pour la première fois correspond à la pression artérielle systolique. Le brassard continue à être dégonflé jusqu'à ce que plus aucun bruit ne puisse être détecté, le dernier bruit détecté correspondant à la pression artérielle diastolique ces bruits sont connus par bruits de korotkoff.

### 3.3. Description du dispositif :

Le dispositif réalisé (voir schéma bloc figure ci dessous) et exploité pour cette manipulation de travaux pratique est une automatisation de la méthode auscultatoire ou la détection des bruits de korotkoff et la mesure de la pression artérielle sont fait par des systèmes électroniques alors que le traitement des deux signaux est fait par un ordinateur, suite au traitement les valeurs de pressions sont déterminées. En fait, la détection des bruits de korotkoff est faite a travers un stéthoscope électronique qui est développé non seulement pour cela mais aussi il peut être utilisé pour une auscultation cardiaque : détection des bruits cardiaque le phonocardiogramme .

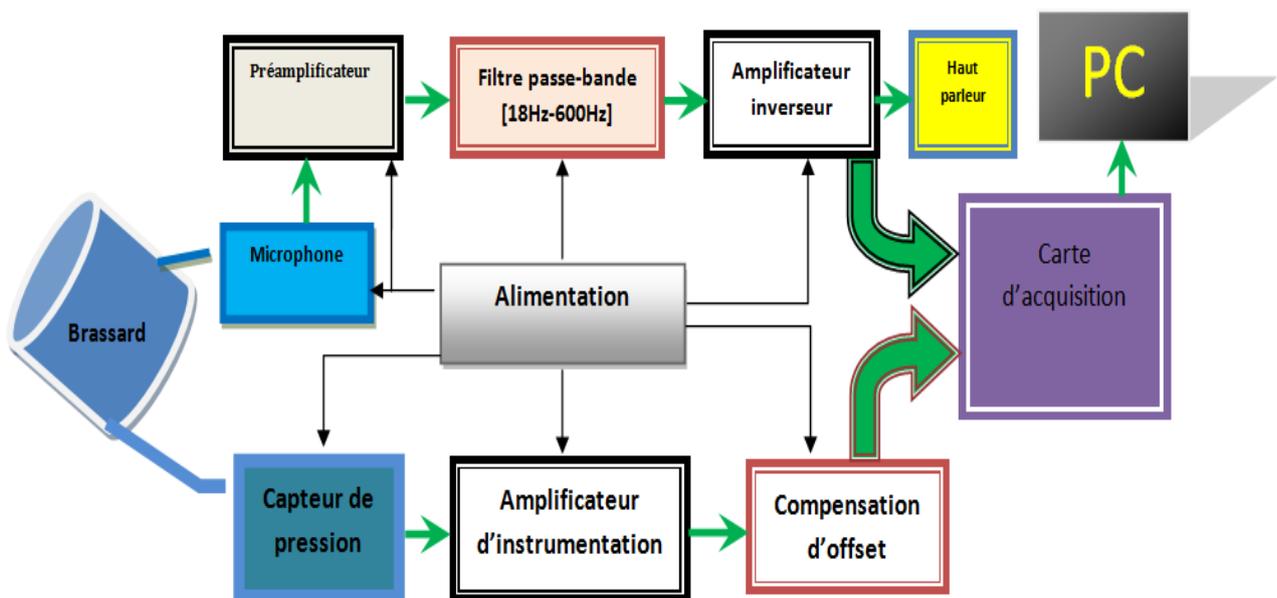


Figure1 : Schéma bloc du dispositif de la mesure de la pression artérielle

Le signal PCG : Le phonocardiogramme est un enregistrement des bruits du cœur, où le signal sonore est transformé en impulsions électriques de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé. Cet examen permet de préciser ce que le cardiologue détecte à l'oreille avec son stéthoscope.

### **3.4 Auscultation cardiaque (figure 3)**

Les foyers d'auscultation cardiaque principaux ne correspondent pas à la situation anatomique des valves correspondantes:

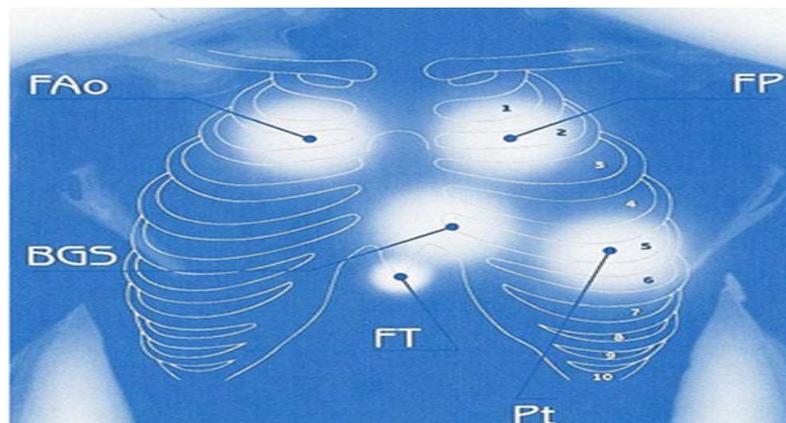
Position 1 : 2<sup>ème</sup> espace intercostal droit (foyer aortique : FAo),

Position 2 : 2<sup>ème</sup> espace intercostal gauche (foyer pulmonaire : FP ),

Position 3 : 3-4<sup>ème</sup> espace intercostal gauche au bord gauche du sternum (BGS) ou endapex,

Position 4 : pointe (Pt) ou apex (ou foyer mitral),

Position 5 : foyer tricuspide (FT).



**Figure3:Foyers d'auscultation [9]**

Cependant, l'auscultation ne saurait se limiter à ces seules régions. En effet, des données importantes peuvent être recueillies à d'autres niveaux, la région parasternale droite, le cou (propagation des souffles aortiques), la région axillaire gauche (propagation des souffles mitraux), le creux sus sternal ou le creux épigastrique, la région sous-claviculaire gauche (canal artériel), la région inter-scapulo-vertébrale gauche (coarctation de l'aorte).

### **4. Matériel utilisé :**

1-un brassard avec une poire sphgmanométrique.

2-un stéthoscope traditionnel

3-Un microphone a électret

4-capteur de pression MPX2100 AP

5-des plaques essais

6-composants électroniques

7-Oscilloscope

8-une alimentation DC

9-un GBF

10-PC Portable

## **5. Manipulation pratique**

Voir schéma bloc avec les points de testes :

### **5.1 Détection du signal PCG**

-brancher le câble USB aux PC et la carte d'acquisition des bruits de korotkoff et du signal PCG.

-brancher la fiche jack du capteur à cette carte.

-reliez le point de mesure (1) à l'oscilloscope.

-déposez la sonde du stéthoscope sur l'un des foyers d'auscultation.

-donnez l'allure du signal, quelle est son amplitude ? Que remarquez-vous ?

-relier le point de test (2) à l'oscilloscope.

-Donnez l'allure du signal, quelle est son amplitude ? Que remarquez-vous ?

-Quelle est alors le rôle de cet étage ?

-Reliez le point de test (3) à l'oscilloscope.

-Donnez l'allure du signal, quelle est son amplitude ? Et sa fréquence ?

-Quelle est le rôle de cet étage ?

-Reliez le point de test(4) à l'oscilloscope.

-Donnez l'allure du signal, quelle est son amplitude ? Et sa fréquence ?

-Quelle est le rôle de cet étage ?

-Que représente ce signal ? Mesurez la fréquence cardiaque à partir de l'oscilloscope.

-Identifiez les principales composantes de ce signal.

### **5.2 Détection du signal des bruits de korotkoff :**

-Déposez le brassard sur votre bras.

-Déposez la sonde du stéthoscope sous le brassard face à l'artère huméral

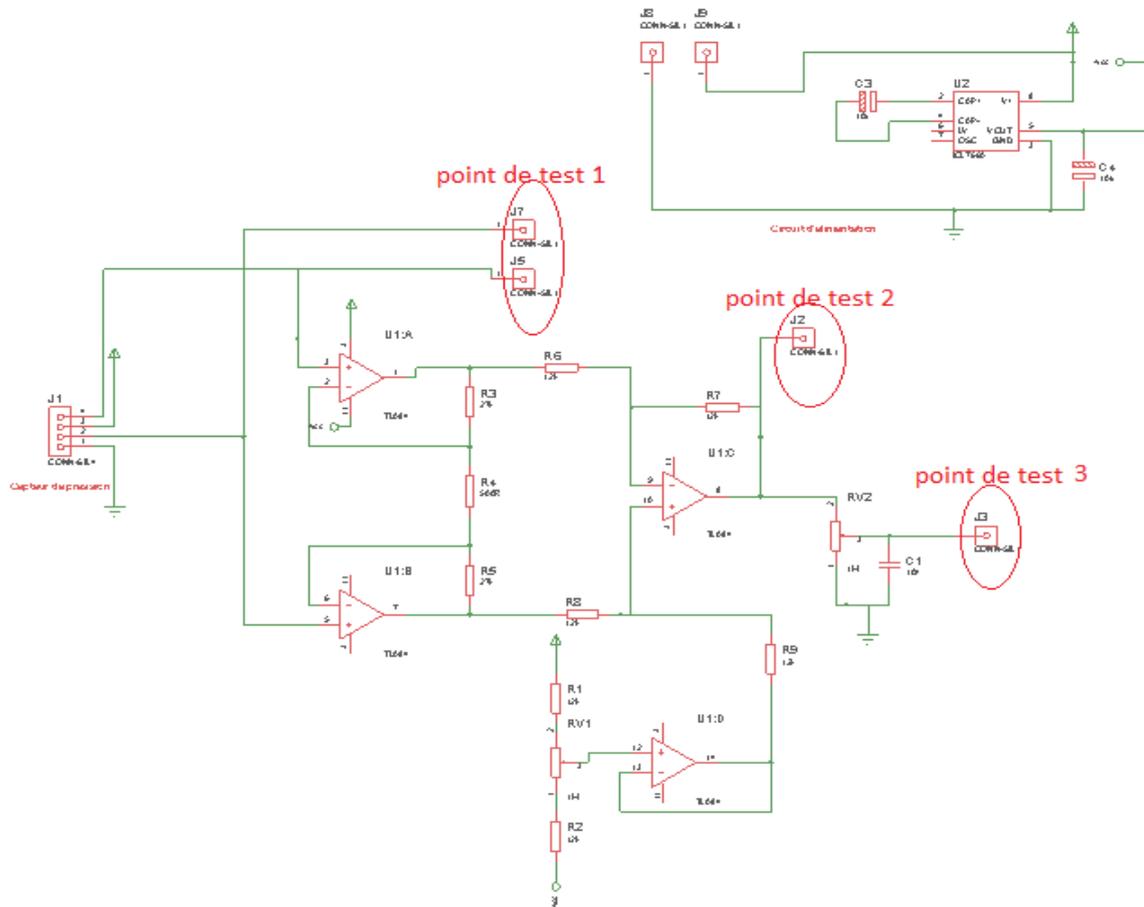
-Gonflez le brassard à une pression de 200mmHg puis dégonflez lentement



- Le même processus et répondez aux questions précédentes.

### 5.3 Détection de pression du brassard :

- Prenant la la carte électronique a base du capteur de pression :



**Figure 4 :circuit global de la mesure de la pression du brassard**

- Alimentez la carte par une tension DC=12V.
- Branchez l'entée du capteur au brassard.
- Reliez le point de teste (1) à l'oscilloscope.
- Gonflez le brassard.
- Donnez l'allure du signal, quelle est son amplitude ? Et sa fréquence ?
- Reliez le point de test (2) à l'oscilloscope.
- Donnez l'allure du signal, quelle est son amplitude ? Et sa fréquence?
- Quelle est le rôle de cet étage ?
- Reliez le point de test (3) à l'oscilloscope.
- Donnez l'allure du signal, quelle est son amplitude ? Et sa fréquence?
- Quelle est le rôle de cet étage ?

## **6. Conclusion :**

Les deux signaux détectés ce lui des bruits de korotkoff et de la pression du brassard constituent les deux signaux principaux à la mesure de la pression artérielle par la méthode auscultatoire .ainsi le circuit développé pour la détection des bruits de korotkoff permet aussi la détection des bruits cardiaques et respiratoires.

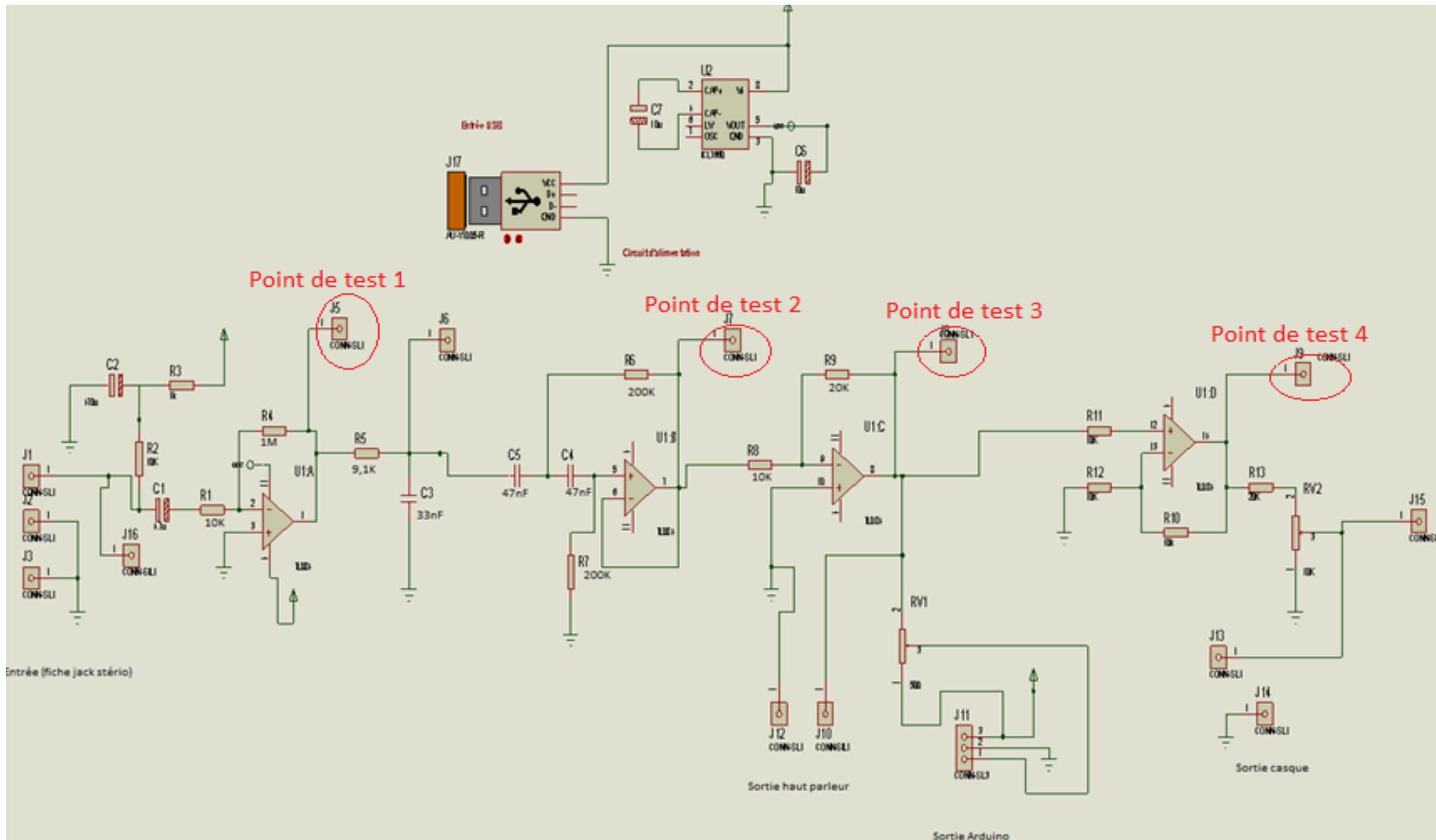


Figure 2: Schéma électronique circuit global de détection des bruits de korotkoff et du signal PCG