



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 l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : Mohammed Amine MAHYAOUI

Étude et Réalisation D'un Stéthoscope Électronique Sans Fil

Soutenu le 28 juin 2018 devant le Jury

M.	DIB.N	MCB	Université de Tlemcen	Président
M.	ZIANI cherif Née RERBAIL.S	MCB	Université de Tlemcen	Examinateur
Melle	HABIBES.N	MAA	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	BELAID Boumedyen	MAA	Université de Tlemcen	Co- Encadreur
M.	MAHYAOUI Abbes	PDG	Sidi Bel-Abbes	Invité d'honneur

Année universitaire 2017-2018

Remerciements

Avant tous je remercierais le bon dieu qui ma donné de l'aide et de la patience pour terminer ce modeste travail.

Je tiens à exprimer mes vifs remerciements à mon père qui m'a aidé dans mon travail, et dans ces conseils, ces idées, sa sagesse et sa bonté, et ainsi que d'avoir accepté de m'aider à rédiger ce mémoire, il m'a donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. Je suis redevable d'une éducation dont je suis fier ; je tien tous le respecte pour toi père.

Je remercie ma chère mère de m'avoir soutenu avec ces belles paroles de m'encourager de me rappeler d'accepter toujours le défi avec un cœur de lion et une bravoure d'un homme , merci chère mère .

Je tiens à exprimer ma grande gratitude à mon encadreur Melle HABIBES Naima, pour avoir accepté de m'encadrer tout au long de ce travail, pour toute l'aide qu'elle ma donner physique et moral et ainsi que sa disponibilité, merci ma madame.

J'exprime ma profonde gratitude à Monsieur BELAID Boumedyen, pour avoir accepté d'être mon co-encadreur et cela pendant toute la période de ce travail, pour sa disponibilité, son amabilité, ses conseils et suggestions et pour toute l'aide morale qu'il n'a cessé de me donner, ainsi que le faite de me rappeler d'être toujours un scientifique chercheur , merci professeur , merci mon grand frère .

Je tiens également à remercier Madame ZIANI Chrif.S pour l'honneur qu'elle m'a fait de présider mon jury de soutenance je lui exprime ma profonde gratitude.

Mes remerciements s'adressent ensuite à Monsieur BENALI.R qui a aimablement accepté d'examiner et de juger ce modeste travail.

J'adresse également mes remerciements à Mes chers professeurs : Monsieur Bereksi-Reguig Fethi, Mr.Djebbari,MR.LAzouni,MR.Bouazem, , professeurs à l'université de Tlemcen pour leurs cours pédagogiques pendant mon cursus universitaire .

Enfin, j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches , a mon oncle Zoubir médecin ex militaire, Melle Ikram et Benamar , et tous mes amis, qui m'ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de ce mémoire. Merci à tous et à toutes, salut.

Dédicace

*Je dédie ce travail à mon oncle Ingénieur en Informatique
tombé au champ d'honneur.*

A notre grand scientifique du monde notre prophète
MOHAMED

sala alaho alayhi wasalam

A mon grand père technicien supérieur en mécanique

*A mon père le vieux, PDG, magistère et chercheur dans
l'agronomie*

A notre docteur de la famille Dbabe Boumadiane et
Bensalem

*A mes frères Benamar et Baha , Toute ma petite famille :
mes oncles ,*

*mes cousins et mes cousines , les femmes de mes oncles , et à
monsieur*

*A tous mes autres amis Fidèles et mes compagnons
archéologues*

Redado Aminove

Table de matière

- i Remerciement
- ii Dédicace
- iii Table de matière
- iv Listes des figures
- v Listes des tableaux
- vi introduction général

Chapitre I : Généralité sur les systèmes cardiovasculaires

I.1 Le système cardiovasculaire	(3)
I.2 Circulation sanguine	(4)
I.3- le cœur humain.....	(5)
I.3.1- anatomie général sur le cœur	(6)
I.3.2-Morphologie interne.....	(7)
a) Les oreillettes.....	(7)
b) Les ventriculesv.....	(7)
I.3.3- Structure.....	(7)
a) Le myocarde.....	(8)
b) L'endocarde	(8)
c) Le péricarde.....	(8)
I.3.4 - Fonctionnement et physiologie du cœur	(9)
A- Activité électrique du cœur	(9)
B- Activité mécanique du cœur	(9)
C- Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques	(9)
I.4- les valves cardiaques	(10)
I.5 - La pression artérielle.....	(11)
I.6- Le Rythme cardiaque (fréquence cardiaque)	(12)
I.7 - La révolution cardiaque (le cycle cardiaque)	(13)
A - la systole ventriculaire	(13)
B- la diastole ventriculaire	(13)
<i>Conclusion</i>	(14)

Chapitre II :Notions sur les appareillages De diagnostic Et de la surveillance du système cardio-vasculaire.

II.1 - Phono-cardiogramme (PCG) Et Les bruits cardiaques :.....	(16)
II.2 - Le signal PCG et la phonocardiographie:.....	(16)
II.3- <i>Les bruits cardiaques</i>	(16)
II.3.1- <i>description des sons cardiaques et quel ques pathologies:</i>	(17)
<i>Le bruit B1:</i>	(17)
<i>Le bruit B2:</i>	(18)
<i>Le bruit B3:</i>	(19)
<i>Le bruit B4:</i>	(22)
II.3.2 - <i>Tableau de caractéristiques temporaires et fréquentiels du PCG :</i>	(22)
I.4 - L'Auscultation et Les Maladies Cardiaques :.....	(23)
II.4.1 - <i>Auscultation cardiaque (définition) :</i>	(23)
II.4.2- <i>Les pathologies valvulaires:</i>	(24)
II.4.3- <i>Les souffles cardiaques</i>	(24)
II.4.4- <i>Foyer d'auscultation cardiaque et les sites d'auscultation Carotide et pulmonaire</i>	(25)
II.5 - Le Stéthoscope:.....	(27)
II.5 . 1- <i>définition :</i>	(27)
II.5.2 - <i>Histoire et évolution du stéthoscope :</i>	(28)
II.5.3- <i>constitution du stéthoscope du modèle Dr littman :</i>	(31)
A- <i>les embouts auriculaires</i>	(34)
B- <i>Tubes auriculaires</i>	(35)
C- <i>Le ressort de tension</i>	(35)
D- <i>La lyre du stéthoscope</i>	(35)
E- <i>La tubulure</i>	(36)
F- <i>La base:</i>	(36)
G- <i>Le pavillon</i>	(37)
II5.4 - <i>Principe de fonctionnement</i>	(38)
II.5.5 - <i>Utilisation du stéthoscope (choix et règles du stéthoscope) :</i>	(39)
II.5.6- <i>différents types et modèles de stéthoscope :</i>	(40)
<i>Conclusion</i>	(40)

Chapitre III : Étude théorique de notre stéthoscope électronique sans fil

III.1 - Problématique	(42)
III.2-Introduction	(43)
III.3- Descriptions des différents étages du schéma bloc du stéthoscope électronique sans fil	(43)
III.3.1 - Le capteur	(44)
A - Le Microphone	(45)
B -Types de microphone	(45)
B.1-Microphone dynamique	(46)
B.2-Microphone piézo-électrique	(46)
B.3- Microphone à Condenseur	(47)
B.4- Microphone à ruban:	(47)
B.5- Microphone Electret (ECM) :	(47)
B -Principe de fonctionnement	(47)
B.6- -Conditionnement du microphone à électret	(48)
III.3.2 - Mise en forme analogique du signal	(49)
III.3.2 .2- phase de filtrage	(50)
III.3.3- chaine de numérisation et transmission sans fil	(53)
III.3.3.1 .1- Microcontrôleur et la digitalisation du signal	(53)
III.3.3.1 .2- La carte Arduino	(55)
III.3.3.1 .3-Description de la carte Arduino uno (figure III.35)	(56)
III.3.3.1 .3-Description de la carte Arduino pro mini (figure III.37)	(58)
III.3.3.1 .4-Logiciel, Langage, Programmation carte Arduino	(59)
III.3.3.1 .5-Émission, Réception, Acquisition et Affichage	(60)
III.3.3.1 .6 - Le (émetteur / récepteur)	(64)
III.3.3.1 .7-Phase de Réception et communication (les kits men Bluetooth)	(65)
III.3.3.1 .8 -Système d' affichage	(65)
Conclusion	(65)

Chapitre IV : Généralité sur les systèmes cardiovasculaires

IV.1-Introduction.....	(67)
IV.2-Méthodologie d'Approche	(68)
IV.3-Réalisation et Conception	(69)
IV.4-Méthode utilisée et Matériels Utilisés.....	(70)
IV.4.1-description du notre schéma bloc	(70)
IV.4.2-Étage de captage du signal PCG.....	(71)
IV.2-Méthodologie d'Approche	(72)
IV.3-Réalisation et Conception	(73)
IV.4-Méthode utilisée et Matériels Utilisés.....	(74)
IV.4.3 - Mise en forme Analogique du signal.....	(75)
IV.2-Méthodologie d'Approche	(75)
IV.3-Réalisation et Conception	(75)
IV.4-Méthode utilisée et Matériels Utilisés.....	(77)
IV.4.3.1.2- Étage de filtrage.....	(78)
IV.4.3.2- Le circuit de filtre et du pré amplificateur	(78)
IV.4.3.3-Le circuit de filtre et du pré amplificateur)	(79)
IV.4.3.4-Table des valeurs des composants de cette face	(79)
IV.4.3.5-Résultat obtenu des deux étages dans la face1, et interprétation	(79)
IV.2-Méthodologie d'Approche	(81)
IV.3-Réalisation et Conception	(83)
IV.4-Méthode utilisée et Matériels Utilisés.....	(83)
IV.2-Méthodologie d'Approche	(83)
IV.3-Réalisation et Conception	(83)
IV.4-Méthode utilisée et Matériels Utilisés.....	(83)
IV.2-Méthodologie d'Approche	(84)
IV.3-Réalisation et Conception	(84)
IV.4-Méthode utilisée et Matériels Utilisés.....	(85)
IV.2-Méthodologie d'Approche	(85)
IV.3-Réalisation et Conception	(86)
IV.4-Méthode utilisée et Matériels Utilisés.....	(87)
IV.4.6-Conclusion de cette phase	(88)
IV.4.7- Mise en forme numérique du signal.....	(89)
A-phase Mise en forme numérique.....	(90)
A.2- Logiciel et commande	(90)
A.3- Structure du programme	(91)
A.4- Le programme	(91)
A.5-Les résultats obtenus numérique avant la transmission.....	(91)
A.6-Discussion sur les résultats obtenus	(92)
A.7-Comparaison entre les signaux obtenus et les signaux théoriques.....	(92)
B- transmission du signal.....	(94)
B.2-Structure du programme	(96)
B.3-Le programme final	(96)
IV.4.8-Produit Final ; Prototype Réalisé.....	(98)
IV.4.9-Phase d'acquisition (réception et affichage.....	(99)
IV.4.9.1-Affichage	(99)
IV.4.9.3-Interprétation des résultats obtenus (avec l'affichage sur le Smartphone).....	(99)
IV.4.9.4-Interprétation des résultats obtenu (avec l'affichage sur le PC).....	(100)
IV.4.9.5-Tableau de comparaison	(102)

Conclusion..... (103)
CONCLUSION GENERALE..... (104)
Bibliographie (105)
ANNEX.....(110)

Listes des figures

I.Figure I.0 : système cardio vasculaire	1
I.Figure I.1: le système artériel et le système veineux.	2
I.Figure I.2. : Le cœur se situe dans le médiastin antérieur	3
I.Figure I.3. : Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques	4 5
I.Figure. I.4. : Le cœur est formé par 4 cavités cardiaques	6
I.Figure. I.5 : Le péricarde est considéré comme un double sac qui enveloppe le cœur	7
I.Figure I.6 : Les différentes phases du potentiel d'action	8
I.Figure I.7 : image réel des valves cardiaque	8
I.Figure I.8 : Variation de la pression artérielle au cours des cycles cardiaques chez un homme au repos	10
I.Figure I.9 : Les Événements et les changements qui se produisent au cours d'un cycle cardiaque	11
Figure II.1 : Signal Phono-cardiographique normal	17
Figure II.2 : Signal PCG.	17
Figure II.3: Les valves qui produiront le premier son B1.	18
Figure II.4: tracé du bruit B1	19
Figure II.5: Les valves qui produiront le deuxième son B2	20
Figure II.6: tracé du bruit B2	20
Figure II.7: La région qui produit le troisième son B3.	21
Figure II.8: tracé du bruit B3 et B2.	21
Figure II.9 Relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque	22
Figure II.10: un home avec une crise cardiaque	22
Figure II.11: faire allusion à une auscultation Cardiaque avec un stéthoscope	23 23
Figure II.11: À gauche : valve aortique saine artificiel. À droite : valve aortique sévèrement	24
Figure II.12: la différence entre valve saine et valve sténose	24
Figure II.13:le phonocardiogramme normal et anormal qui montre les différent pathologie cardiaque	25
Figure II.14: Les Foyers d'auscultation cardiaques et carotide:	26
Figure II.15: sites d'auscultation pulmonaire	26
Figure II.17 : dessin d'un stéthoscope de Dr David Littmann	27
Figure II.19m: "Laënnec à l'hôpital Necker ausculte un phtisique devant ses élèves (1816)".	28
Figure II.20: à gauche: Les quatre modèles successifs du stéthoscope de Laennec, d'après les exemplaires du Musée Laennec de Nantes, reproduits par Roux.	29
À droite: Schémas du stéthoscope, planche 1 en fin du tome 1 de Laennec (page suivante les	30

légendes de Laennec à ces schémas).	
Figure II.21: Stéthoscope biauriculaire rigide de Comy n (1829) dont l'existence n'est pas absolument certaine.	30
Figure II.22: Modèle de Williams, schéma du B.M.J 1837. (Photo Renner)	31
Figure II.23: Stéthoscope de Cammann puis apparition d'une cloche amovible d'un diamètre différent.	31
Figure II.24: Selon Pollock en 1856 et selon Knight vers 1880.	32
Figure II.25: Modèle d'Alison ca 1858.	32
Figure II.26: Stéthoscope flexible bi-auriculaire de Constantin Paul, avec ventouse	33
Figure II.27: Stéthoscope avec amplification téléphonique et microphonique (Boudet, d'Arsonval, 1881)	33
Figure II.28: Brevet du diaphragme de Bowles N°45944 avec bouton palpeur.	34
Figure II.29: les pièces qui compose un stéthoscope du Dr Littmann	34
Figure II.30: les embouts souples et régies placé sur la lyre	35
Figure II.34 : les cercles en bleu indiquent les deux tubes auriculaires	35
Figure II.35 : le ressort de tension et les déformations sur le tube auriculaire	35
Figure II.36 : les différents modèles de lyre de stéthoscope	36
Figure II.37 : en bleu la tubulure qui relie la base du pavillon et la lyre	37
Figure II.39:la rotation de la base pour varié la plage du pavillon	37
Figure II.40: Le passage du mode haute à basse fréquence avec la cloche	37
Figure II.41: "A" est un pavillon simple face ; "B" est un pavillon double face	38
Figure II.42: indication de la cloche et la membrane ainsi que la base sur le pavillon	38
Figure II.43: différent dimension du pavillon proportionnellement à l'âge	39
Figure II.44: dessin technique qui montre le captage des sons	39
I.Figure I.0 : système cardio vasculaire	1
I.Figure I.1: le système artériel et le système veineux.	2
I.Figure I.2. : Le cœur se situe dans le médiastin antérieur	3
I.Figure I.3. : Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques	4
I.Figure. I.4. : Le cœur est formé par 4 cavités cardiaques	5
I.Figure. I.5 : Le péricarde est considéré comme un double sac qui enveloppe le cœur	6
I.Figure I.6 : Les différentes phases du potentiel d'action	7
I.Figure I.7 : image réel des valves cardiaque	8
I.Figure I.8 : Variation de la pression artérielle au cours des cycles cardiaques chez un homme au repos	8
	10

I. Figure I.9 : Les Événements et les changements qui se produisent au cours d'un cycle cardiaque	11
Figure II.1 : Signal Phono-cardiographique normal	17
Figure II.2 : Signal PCG.	17
Figure II.3: Les valves qui produiront le premier son B1.	18
Figure II.4: tracé du bruit B1	19
Figure II.5: Les valves qui produiront le deuxième son B2	20
Figure II.6: tracé du bruit B2	20
Figure II.7: La région qui produit le troisième son B3.	21
Figure II.8: tracé du bruit B3 et B2.	21
Figure II.9 Relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque	22
Figure II.10: un homme avec une crise cardiaque	22
Figure II.11: faire allusion à une auscultation	23
Cardiaque avec un stéthoscope	23
Figure II.11: À gauche : valve aortique saine artificiel. À droite : valve aortique sévèrement	24
Figure II.12: la différence entre valve saine et valve sténosée	24
Figure II.13: le phonocardiogramme normal et anormal qui montre les différences pathologiques cardiaques	25
Figure II.14: Les Foyers d'auscultation cardiaques et carotides:	26
Figure II.15: sites d'auscultation pulmonaire	26
Figure II.17 : dessin d'un stéthoscope de Dr David Littmann	27
Figure II.19m: "Laennec à l'hôpital Necker ausculte un phtisique devant ses élèves (1816)".	28
Figure II.20: à gauche: Les quatre modèles successifs du stéthoscope de Laennec, d'après les exemplaires du Musée Laennec de Nantes, reproduits par Roux.	29
À droite: Schémas du stéthoscope, planche 1 en fin du tome 1 de Laennec (page suivante les légendes de Laennec à ces schémas).	30
Figure II.21: Stéthoscope biauriculaire rigide de Comy (1829) dont l'existence n'est pas absolument certaine.	30
Figure II.22: Modèle de Williams, schéma du B.M.J 1837. (Photo Renner)	31
Figure II.23: Stéthoscope de Cammann puis apparition d'une cloche amovible d'un diamètre différent.	31
Figure II.24: Selon Pollock en 1856 et selon Knight vers 1880.	32
Figure II.25: Modèle d'Alison ca 1858.	32
Figure II.26: Stéthoscope flexible bi-auriculaire de Constantin Paul, avec ventouse	33
Figure II.27: Stéthoscope avec amplification téléphonique et microphonique (Boudet, d'Arsonval, 1881)	33

Figure II.28: Brevet du diaphragme de Bowles N°45944 avec bouton palpeur.	34
Figure II.29: les pièces qui compose un stéthoscope du Dr Littmann	34
Figure II.30: les embouts souples et régies placé sur la lyre	35
Figure II.34 : les cercles en bleu indiquent les deux tubes auriculaires	35
Figure II.35 : le ressort de tension et les déformations sur le tube auriculaire	35
Figure II.36 : les différents modèles de lyre de stéthoscope	36
Figure II.37 : en bleu la tubulure qui relie la base du pavillon et la lyre	37
Figure II.39:la rotation de la base pour varié la plage du pavillon	37
Figure II.40: Le passage du mode haute à basse fréquence avec la cloche	37
Figure II.41: "A" est un pavillon simple face ; "B" est un pavillon double face	38
Figure II.42: indication de la cloche et la membrane ainsi que la base sur le pavillon	38
Figure II.43: différent dimension du pavillon proportionnellement à l'âge	39
Figure II.44: dessin technique qui montre le captage des sons	39
<u>Liste des tableaux</u>	
Tab. II.1 : Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.	22
Tab. II.2: Caractéristiques des souffles des principales valvulopathies ainsi que les foyers d'auscultation	26
Tab. III.1: Classes de puissance	64
Tab.IV.2: des composants de la face 2	80
Tab.IV.3: des composants de la phase analogique	83
Tab.IV.3: tableau des résultats des tests de la phase analogique	84
Tab. IV.4 : tableau des valeurs obtenues sur les tests	101
Tab.IV.5: le regroupement des tests avec les résultats	102

INTRODUCTION GENERALE

La médication a été de part leur actions, ont été dans certaines tribus même vénérés.

Tout ceci démontre l'importance que revêt la santé publique, d'une part dans le développement civilisationnel tendance a mené ce secteur à utiliser de plus en plus d'équipement dans ses actes usuels et ceci d'une part pour comprendre le fonctionnement du corps humain et d'autre part apporter les Biomédical qui lui présente le profil requit pour d'une part apporter les réponses nécessaires quant à l'intégration secteur.

Ainsi c dernier a connu énormément de changement et de bouleversement notamment part l'introduction de la technologie en tant que génie même si au départ ceci est considéré comme rudimentaire.

Cette tendance a mené ce secteur à utiliser de plus en plus d'équipement dans ses actes usuels et ceci prépondérante dans la vie humaine. De ce fait la recherche scientifique s'est toujours penchée vers l'amélioration de ce secteur.

Ainsi c dernier a connu énormément près, nous remarquons que quelque soit le niveau acquit par le praticien, il reste toujours un clinicien et ne peut en aucun cas se substitue au Génie Biomédical qui lui présente le profil requit pour d'une part apporter les réponses nécessaires quant à l'intégration de la technologie dans la médecine et d'autre part soutenir d'une manière effective l'acte médical en lui-même.

A cet effet nous remarquons que de plus en plus, le médecin fait appel à la technologie par le biais des dernier a connu énormément près, nous remarquons que quelque soit le niveau acquit par le praticien, il reste toujours un clinicien et ne peut en aucun cas se substitue au Génie Biomédical qui lui présente le profil requit pour d'une part apporter les réponses nécessaires quant à l'intégration dernier a connu énormément près, nous remarquons que quelque soit le niveau acquit par le praticien, il reste toujours un clinicien et ne peut en aucun cas se substitue au Génie Biomédical qui lui présente du bruit recherché (salle encombrée, bruits externes apparents ; etc.).

Les poussées dernier a connu énormément près, nous remarquons que quelque soit le niveau acquit par le praticien, il reste toujours un clinicien et ne peut en aucun cas se substitue au Génie Biomédical qui lui présente néral de cet outil est maintenu.

Dans notre projet de fin d'étude, nous essayons humblement d'apporter notre contribution dans le lui présente le profil requit pour d'une part apporter les réponses nécessaires quant à l'intégration de la technologie dans la médecine et d'autre part soutenir d'une manière effective l'acte médical en lui-même.

icien et ne peut en aucun cas se substitue au Génie Biomédical qui lui présente le profil requit pour d'une part apporter les réponses nécessaires quant à l'intégration de la technologie dans la médecine et d'autre part soutenir d'une manière effective l'acte médical en lui-même.

A cet effet nous remarquons que de plus en plus, le médecin fait appel à la technologie par le biais des dernier a connu énormément près, nous remarquons que quelque soit le niveau acquit par le praticien, il reste toujours un clinicien et ne peut en aucun cas se substitue au Génie Biomédical qui lui présente.

CHAPITRE I :

Généralité sur les systèmes cardiovasculaires

Dans ce chapitre; nous abordons une description de l'anatomie et de la physiologie du cœur humain, ainsi que la relation du système cardio-vasculaire avec la circulation sanguine dans le corps et le rôle de la pression artérielle.

Ensuite, nous lions cette dernière avec les rythmes cardiaques ainsi que le cycle cardiaque.

I.1 Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire, aussi appelé appareil circulatoire, assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est

composé du cœur, sorte de double pompe, qui assure la circulation dans deux réseaux complémentaires : celui des artères et celui des veines dans un seul sens.

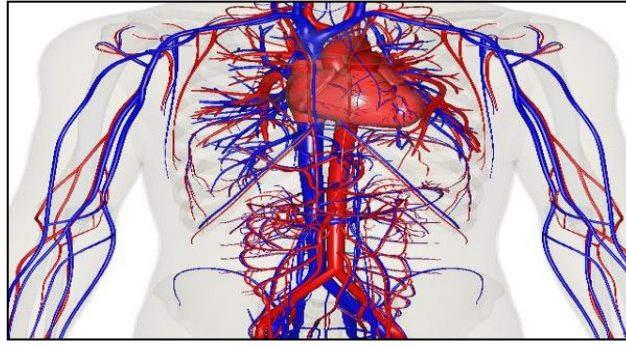


Figure 1.0 : système cardio vasculaire

I.2 Circulation sanguine

Remontant au passé; dans les environs du 15^{ième} siècle, les savants qui étudient la circulation sanguine, ont donné leur impression sur cette dernière que nous résumons comme suit :

Ils démontrent qu'il existe un circuit fermé pour la petite circulation, mais ils spéculent qu'il en est de même pour la grande circulation qui serait également un circuit fermé.

A titre d'exemple ; Harvey constate par ses observations à Padoue que :

Comme l'avait montré Ibn an-Nafis, l'idée qu'un mélange entre deux sortes de sangs différents n'est pas possible (sang purifié par le poumon, froid et sang brut, chaud).

L'hypothèse de Jean Fernel sur le lien entre la systole et l'éjection du sang est exacte.[2]

Ibn--Nafis innove, en réfutant le modèle galénique classique, pour expliquer dans son livre :

« Quand le sang a été raffiné dans cette cavité [le ventricule droit du cœur], il est indispensable qu'il passe dans la cavité gauche où naissent les esprits vitaux. Mais il n'existe pas de passage direct entre ces dernières. L'épais septum du cœur n'était nullement perforé et ne comportait pas de pores visibles ainsi que le pensaient certains, ni de pores invisibles tels que l'imaginait Galien. Au contraire les pores du cœur y sont fermés.

Ce sang de la cavité droite du cœur devait circuler, dans la veine artérielle [notre artère pulmonaire], vers les poumons. Il se propageait ensuite dans la substance de cet organe où il se mêlait à l'air. Afin que sa partie la plus fine soit purifiée et passe dans l'artère veineuse [nos veines pulmonaires] pour arriver dans la cavité gauche du cœur et y forme l'esprit vital. » [2]

*** La circulation artérielle et veineuse**

Le réseau artériel de la grande circulation est un circuit à haute pression, il conduit le sang oxygéné à travers le corps dans des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles ou capillaires artériels (Figure I.2).

Le sang, devenu pauvre en oxygène, revient au cœur dans les veines, puis est envoyé par les artères pulmonaires dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons.

Le réseau veineux est le principal réservoir de sang : il contient environ 70% du volume total, qui est de 5 à 6 litres pour un adulte.[6]

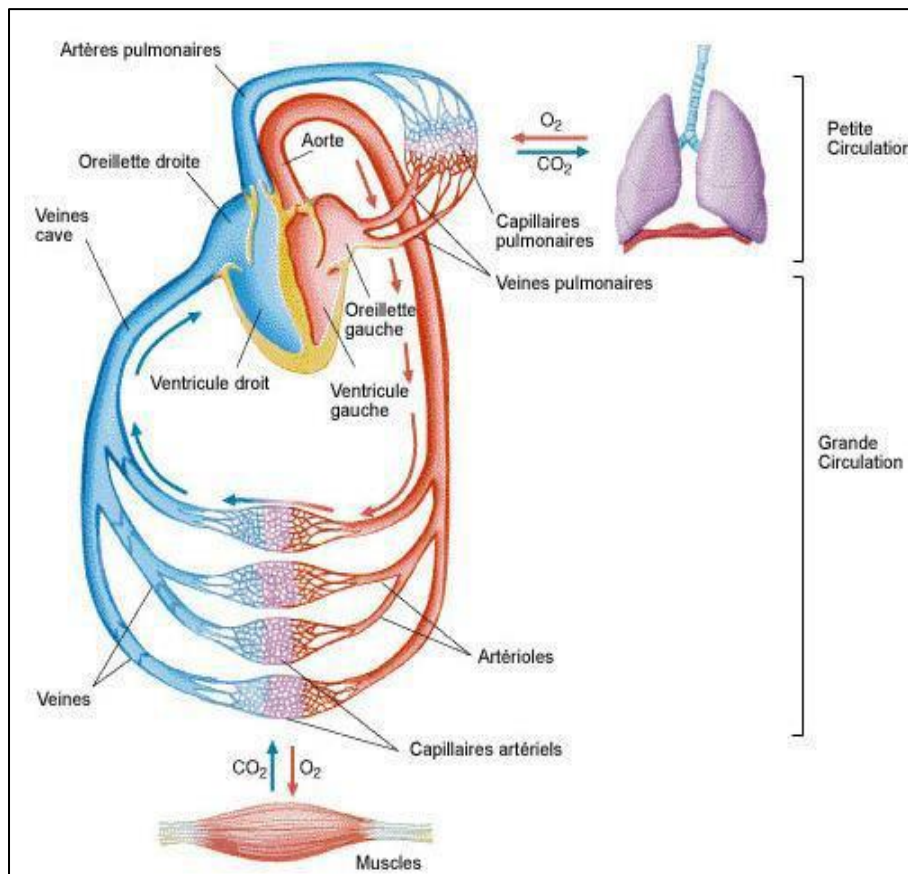


Figure I.1 : le système artériel et le système veineux.

Au sein du système cardio-vasculaire, il existe 3 types de circulation :

La grande circulation: également appelée **circulation systémique**, où le sang circule à **haute pression**, afin de pouvoir irriguer tous les organes.

La petite circulation: appelée **circulation pulmonaire**, où le sang circule à **basse pression**.

La circulation lymphatique: qui met en mouvement la lymphe. C'est une circulation à **sens unique** qui ramène l'excès de liquide vers la veine cave supérieure (sans utiliser la pompe cardiaque). [5]

I.3- le cœur humain

I.3.1- anatomie général sur le cœur

Le cœur est l'organe central du système cardiovasculaire, il agit grâce à ses contractions autonomes. Il est le moteur du système de circulation sanguine dans le corps humain, c'est le propulseur du sang oxygéné aux organes et considéré comme une pompe naturelle.

Évoluant au-delà du cadre typique de la Renaissance basé sur l'idée d'Aristote d'un lien entre macrocosme et microcosme (« *le cœur est au corps ce que le soleil est au cosmos* »).[2]

Pour prouver son hypothèse, Harvey recourt à un raisonnement quantitatif (il est ainsi le premier à introduire la méthode quantitative en médecine) :

- il mesure également la fréquence des battements cardiaques par unité de temps : 72 battements par minute
- il calcule donc que le cœur brasse 8.640 onces par heure, soit 259 kg de sang apportés à la périphérie.[3]

Il pèse d'environ 250 grammes, situé dans la partie médiane de la cage thoracique (le médiastin) délimité latéralement par les deux poumons, en avant le sternum et en arrière par la colonne vertébrale (**figure. I.4**).

Il mesure entre 14 et 16 cm pour un diamètre de 12 à 14 cm chez l'adulte et d'un volume de 50 à 60 cm³, un peu plus gros chez l'homme que chez la femme. [4]

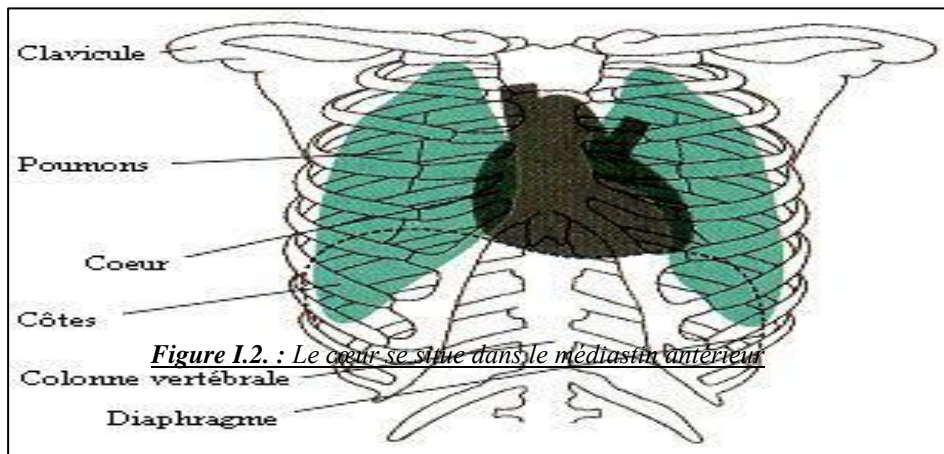
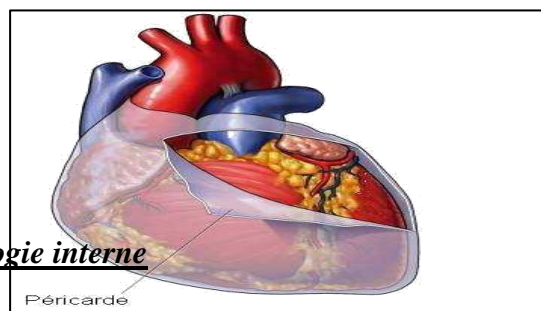


Figure I.2. : Le cœur se situe dans le médiastin antérieur



I.3.2-Morphologie interne

Le cœur est composé de **4 cavités cardiaques**: l'**oreillette droite** (notée OD), l'**oreillette gauche** (OG), le **ventricule droit** (VD) et le **ventricule gauche** (VG). [5]

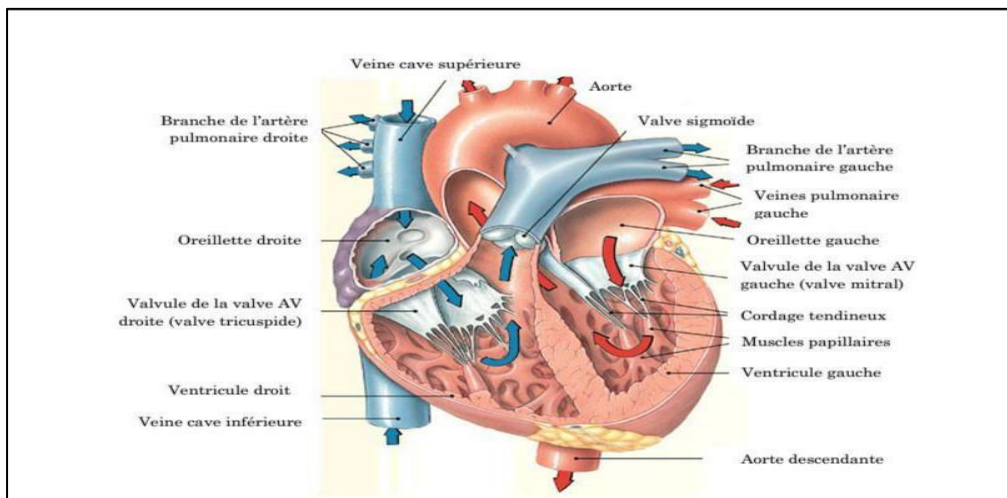


Figure I.3. : Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques

a) Les oreillettes

Les oreillettes, aussi appelées **auricules ou atriums**, sont les cavités cardiaques responsables du **recueil du sang provenant de l'organisme**. Leurs parois sont **minces et peu musclées**, mais elles possèdent une **grande capacité de dilatation**. On parle ainsi d'un rôle de **pompe "aspirante"**.

A noter que chaque oreillette n'éjecte du sang que dans le ventricule lui correspondant.

De plus, l'oreillette droite est séparée de l'oreillette gauche par une paroi appelée **septum inter-auriculaire** **recueil du sang provenant de l'organisme**. Leurs parois sont **minces et peu musclées**, mais elles possèdent une **grande capacité de dilatation**. On parle ainsi d'un rôle de **pompe**. [5]

b) Les ventricules

Les ventricules sont les cavités cardiaques responsables de l'**expulsion du sang en dehors du cœur**. Leurs parois sont **épaisses et très musclées**. On parle ainsi de **pompes refoulantes**.

Le ventricule droit est séparé du ventricule gauche par une paroi appelée **septum inter-ventriculaire**.

I.3.3- Structure

a) Le myocarde

Le **myocarde** est le **tissu musculaire du cœur**. Les cellules le composant, appelées **cardio-myocytes**, sont capables de se contracter spontanément, de manière indépendante et automatique.

Le myocarde est considéré comme un **muscle strié**, alors que **son fonctionnement est autonome**, mais seulement à 99%, les 1% restant étant du **tissu nodale**.

b) L'endocarde :

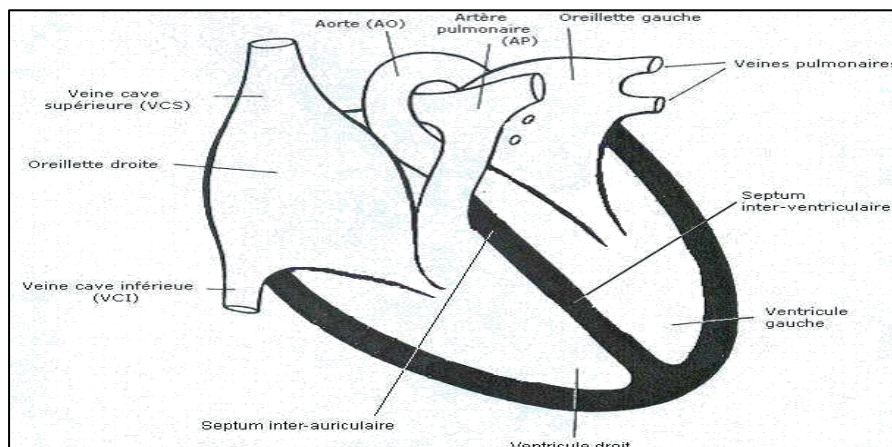
C'est une **fine membrane** qui tapisse l'intérieur du cœur.

c) Le péricarde

Cette **membrane enveloppe le cœur et la base des gros vaisseaux**. Elle est composée de **2 feuillets** :

- Le **feuillet fibreux** (ou péricarde fibreux), le plus externe et le plus épais.
- Et le **feuillet séreux**(ou péricarde séreux), le plus interne.

Ces 2 feuillets délimitent une cavité virtuelle, la **cavité péricardique**, espace de glissement qui permet le **glissement du cœur** sur les autres organes lors des mouvements cardiaques. [5]



***Figure. I.5 :** Le péricarde est considéré comme un double sac qui enveloppe le cœur*

I.3.4 - Fonctionnement et physiologie du cœur

Pour assurer la circulation du sang dans le corps humain avec une pression déterminée, le cœur passe par deux activités ; la stimulation électrique cardiaque dite l'activité électrique et le pompage du sang vers les vaisseaux sanguins d'une manière cyclique : dite l'activité mécanique.

A- Activité électrique du cœur

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires.[10]

La durée d'une contraction ventriculaire est entre 200 et 400 ms. Pour un sujet sain, le potentiel d'action a cinq phases .

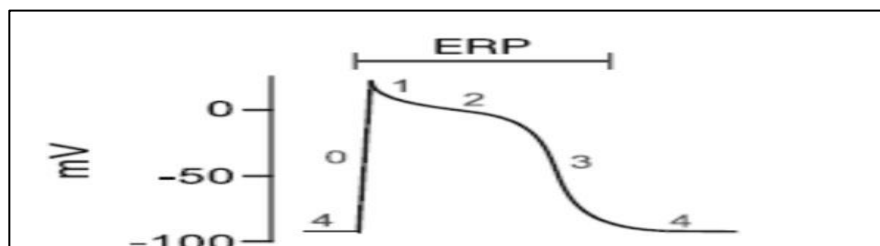


Figure I.9 Les différentes phases du potentiel d'action

C'est le nœud sinusal qui est l'origine de la stimulation électrique du cœur. Il est situé au niveau de l'oreillette droite.[11]

B- Activité mécanique du cœur

Celle-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. [10]

C- Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques

On observe au niveau des fibres myocardiques au repos, une Différence de Potentiels (DP) entre le potentiel de la surface de la membrane positif et le potentiel intérieur de la cellule.

La contraction de myocarde est précédée par une inversion de cette DP, ce phénomène constitue le potentiel d'action, qui au niveau du myocarde se prolonge pendant une partie de la contraction.

I.4- les valves cardiaques

Les valves cardiaques sont les structures anatomiques qui séparent les différentes cavités cardiaques, Elles jouent un rôle très important dans la circulation sanguine.

Ces valves qui ne doivent jamais être ouvertes en même temps, empêchent le sang de régurgiter et assurent ainsi un écoulement unidirectionnel dans le cœur.

Elles évitent les reflux lors des remplissages et vidanges de celles-ci au cours du cycle cardiaque, Leur lésion et peu conduire à l'insuffisance cardiaque. [6]

Le cœur possède quatre types de valves, on distingue les deux majeurs types:

- le premier ; qu'on les l'appel " *valves auriculoventriculaires* " et ce dernier ce devise en deux types valves on les nomme " *La valve tricuspide* et *La valve mitrale*".
- le seconde type ; on les l'appel " *valves semi-lunaires* " aussi qu'elle ce devise en deux autres types qu'on appelle " *La valve pulmonaire* et *La valve aortique* ".

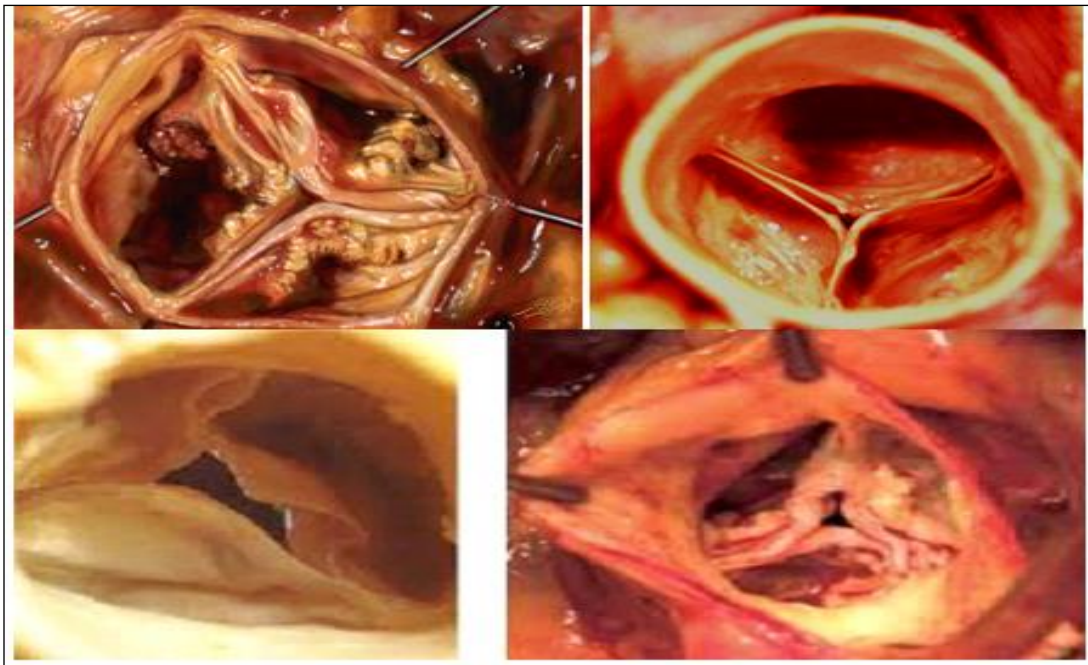


Figure I.6 : image réel des valves cardiaque .

I.5 - La pression artérielle

A chaque fois que le cœur se contracte, du sang est éjecté brusquement du ventricule dans l'artère aortique pour s'écouler ensuite dans les artères alors le sang est donc sous pression, et cette dernière est appelée la pression artérielle ou la pression artérielle systémique.

La tension ou pression artérielle (PA) a deux variables :

- La maxima ou pression systolique (PAS) qui correspond à la contraction cardiaque.
- La pression la minima ou pression diastolique (PAD) qui correspond à la diastole (relâchement du cœur ou bien la décontraction cardiaque) (voir figure 8). [7]

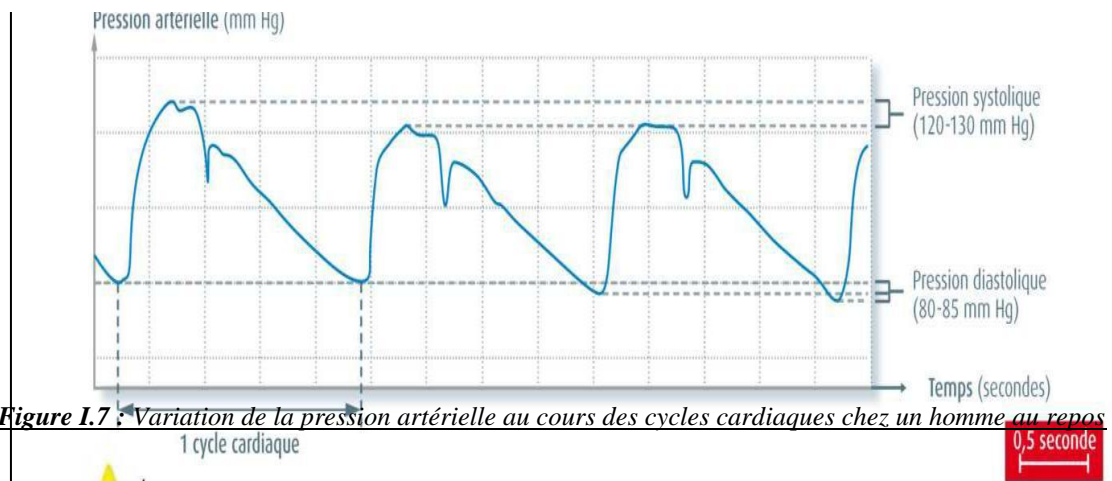
Elle s'exprime en pascal . En outre, l'unité utilisée pour la mesure de la pression artérielle est souvent en centimètres de mercure (cmHg), soit en millimètres de mercure (mmHg).

Exemple : « 14 ; 7 ». En décodant, cela veut dire :

- pression artérielle maximale : 14 cm de Hg soit 140 mm de Hg ; elle correspond à la fin de la systole cardiaque.
- pression artérielle minimale : 7 cm de Hg soit 70 mm de Hg ; elle correspond à la fin de la diastole cardiaque (voir figure 8). [7]

NB1 : La pression différentielle est comprise entre la maxima et la minima. Elle donne la sensation du pouls.

NB2 : La tension artérielle permet de surveiller l'hémodynamisme et la réaction aux traitements médicaux.



I.6- Le Rythme cardiaque (fréquence cardiaque)

Le rythme cardiaque ou fréquence cardiaque et aussi appelé les pulsations cardiaques: est le nombre de battements du cœur par unité de temps (pulsations par minute).

Il s'agit du rythme fabriqué par la succession des **bruits du cœur**. Ce rythme à l'état normal est régulier et d'une fréquence qui reste dans certaines valeurs. [13]

Il varie tout au long de la journée en fonction de nos activités: sommeil, repos méditatif, course folle ou stress. Il varie aussi sur de plus longues durées en fonction de l'âge et de notre état de santé. [14]

Plus la fréquence cardiaque augmente, plus le débit cardiaque augmente et donc plus la pression artérielle augmente. Cependant la pression artérielle est le plus souvent maintenue autour d'une valeur de référence, ce qui implique l'existence d'une boucle de régulation de la pression artérielle. [15]

NBI : *Le pouls est le battement de cœur perceptible par palpation au niveau d'une artère.*

***le débit cardiaque**

C'est la résultante du fonctionnement intégré de l'appareil cardiovasculaire.

C'est la quantité de sang qu'éjecte chaque ventricule en une minute. Il est égal au produit du volume éjecté à chaque battement (VES) par la fréquence cardiaque. Il est exprimé en litre (l) par minute. [15-16]

***Relation entre débit cardiaque, pression artérielle, et fréquence cardiaque**

La finalité du système cardiovasculaire est donc d'assurer un débit cardiaque (**Qc**), délivré à une pression artérielle (**PA**) suffisante pour assurer la perfusion des différents organes.

Les différentes composantes participant à la régulation de ce débit et de cette pression sont :

- *la force de contraction myocardique, qui influençant directement le volume d'éjection systolique (VES).*

- *la fréquence cardiaque (Fc) .Et le niveau de vasoconstriction des artères systémiques - ou « résistances artérielles systémiques » (RAS) - qui reflètent de manière simplifiée la « postcharge ».*

C'est également sur ces éléments que vont agir les principaux médicaments utilisés en cardiologie.

C'est pourquoi, afin de comprendre ultérieurement la physiologie, la physiopathologie et la thérapeutique, il faut comprendre et connaître la formule inter-reliant ces différentes composantes :

$$\mathbf{PA = Qc \cdot RAS \text{ ou encore } PA = VES \cdot FC \cdot RAS} \text{ . [16]}$$

I.7 - La révolution cardiaque (le cycle cardiaque)

La révolution cardiaque est définie comme l'ensemble des événements survenant entre deux contractions successives du cœur : la systole et la diastole, elle est caractérisée par trois phases: **la systole auriculaire, la systole Ventriculaire et la diastole.**

Autrement dit ; *L'étude de l'hémodynamique cardiaque peut être divisée en quatre phases essentielles ; la **contraction** et l'**éjection** ventriculaire constituant la **systole ventriculaire**, ensuite; la **relaxation** et le **remplissage** lors de **diastole ventriculaire**.* [17]

A - la systole ventriculaire

Elle est répartie en deux phases :

1-Contraction ventriculaire :

Cette phase est subdivisée en deux sous-phases :

a- Contraction pré-iso-volumétrique : la pression dans les ventricules augmente d'une façon rapide et devient supérieure à la pression des oreillettes, ce qui provoque la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires.

b- Contraction iso-volumétrique : les valvules auriculo-ventriculaires et sigmoïdes sont fermées. Les deux ventricules poursuivent à se contracter, et la pression devient supérieure a la pression dans les artères d'où l'ouverture des valvules sigmoïdes.

La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur correspond à l'apparition du premier groupe de vibrations acous- tiques **un son #grave.**

2-Ejection ventriculaire

L'éjection du sang ventriculaire vers les artères se réalise en trois phases ;

- a. **Phase d'éjection rapide**
- b. **Phase d'éjection lente**
- c. **Proto-diastole de Wiggers**

Quand la pression dans les ventricules devient inférieure à la pression dans les artères, La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième groupe de vibrations acoustiques, cette dernière correspond à un bruit cardiaque plus **#aigu** que le premier. [17]

B- la diastole ventriculaire

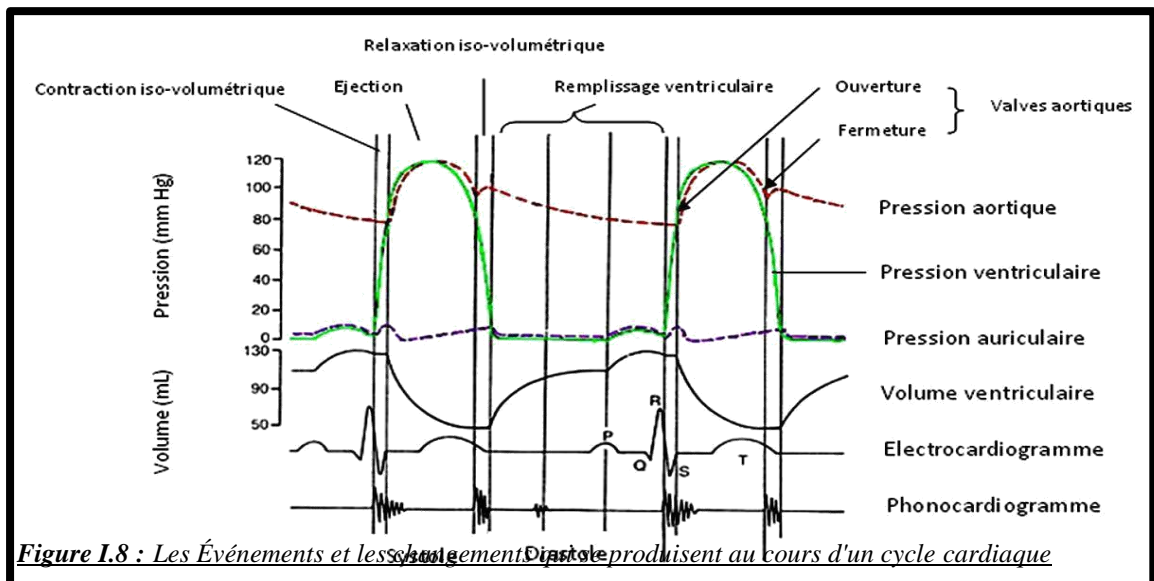
Ainsi qu'elle est divisée en deux phases :

1-La relaxation : Pendant cette phase, la pression ventriculaire continue à diminuer jusqu'à ce qu'elle devient inférieure à la pression dans les oreillettes, ce qui induit l'ouverture des valvules auriculo-ventriculaires.

2-Le remplissage

Durant cette phase, les ventricules se remplissent de sang par les oreillettes à travers les valvules auriculo-ventriculaires. Cette phase est subdivisée en quatre phases ;

1. *Phase de remplissage rapide*
2. *Phase de remplissage*
3. *Phase de Diastasis*
4. *Phase de remplissage actif.* [17]



La figure au dessus, illustre les événements successifs qui se réalisent pendant un cycle cardiaque, l'évolution temporelle de plusieurs paramètres physiologiques en relation avec le fonctionnement du cœur comme le signal électrocardiogramme ECG et les pressions intracardiaques ainsi que le signal étudié qui est le phono-cardiogramme PCG. [17]

Conclusion

On conclu de ce chapitre est que la circulation sanguine et le cœur a été étudié depuis la nuit d'étant, jusqu'à arrivé a une intégration des dispositifs médicaux, pour une auscultation et un diagnostiqué qui revaille les différent.

pour ce la , le chapitre suivant sera une généralité sur les système cardiovasculaire avec différent technique de diagnostique dans un sujet d'auscultation des bruits cardiaque .

CHAPITRE II :

Notions sur les appareillages De diagnostic Et de la surveillance du système cardio-vasculaire

Dans ce chapitre; nous allons décrire la relation entre les bruit cardiaques et la phonocardiographie et son rôle dans un diagnostic plus avancé pour l'affichage de ces bruits ;

Ainsi que l'osculation de ces derniers à travers un dispositif médical non invasif qui est le stéthoscope et son indispensabilité dans le diagnostic primaire pour les écoutes des battements et son évolution dans le domaine ingénierie médicale.

II.1 - Phono-cardiogramme (PCG) Et Les bruits cardiaques

Introduction

Le terme phonocardiographie se réfère à la technique de traçage des bruits du cœur et l'enregistrement des vibrations acoustiques cardiaques au moyen de micro-capteur.

Le traitement des bruits cardiaques en termes d'enregistrement s'avère très important pour le diagnostic des différentes pathologies cardiaques. Le signal enregistré est connu sous le nom de phono-cardiogramme (PCG).

Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires sur l'activité cardiaque. Les bruits cardiaques sont par définition des signaux non-stationnaires et sont situés dans la gamme des basses fréquences, approximativement entre 10Hz et 300Hz.

L'analyse des bruits cardiaques par auscultation, basée seulement sur l'ouïe humaine, reste insuffisante pour un diagnostic fiable des cardiopathies et pour qu'un clinicien puisse obtenir toutes les informations qualitatives et quantitatives de l'activité cardiaque.

Ces informations comme la localisation temporelle des bruits du cœur, le nombre de leurs composantes internes, leur contenu fréquentielle, l'importance des souffles diastoliques et systoliques peuvent être étudiée directement sur le signal PCG par l'utilisation de méthodes utilisant de techniques numériques du traitement de signal . [1- 2- 6].

Un phono-cardiogramme, en fait, est simplement un enregistrement des bruits cardiaques.

Le signal phono-cardiographique représente ainsi l'enregistrement acoustique de l'activité intracardiaque.

II.2 - Le signal PCG et la phonocardiographie

Généralement, le PCG est composé de deux types de sons acoustiques: les sons du cœur et les murmures cardiaques (figure II.1).

Dans un cycle cardiaque, jusqu'à quatre sons du cœur peut être trouvé: B1 ou S1, B2 ou S2, B3 ou S3 et S4 ou B4.

B1 et B2 sont normalement observées chez tous les sujets ainsi qu'ils apparaissent respectivement au début des phases systolique et diastolique (Figure II.1).

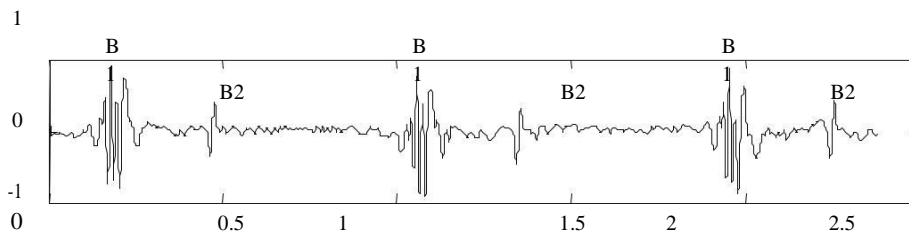


Figure II.1 : Signal Phono-cardiographique normal

Tandis que B3 et B4 sont normales chez les sujets jeunes, mais pathologique chez les personnes âgées.

Les sons du cœur sont des signaux transitoires de courte durée alors que les murmures cardiaques sont relativement plus longues et comme des signaux aléatoires.

Ils sont généralement causés par un dysfonctionnement des valves cardiaques, sauf pour les murmures innocents qui peuvent se produire pendant la systole chez des sujets jeunes avec un cœur fort et normal.

Les murmures cardiaques sont généralement séparés en deux types selon la chronologie du cycle cardiaque: Les murmures systoliques survenant entre S1 et S2 et les murmures diastoliques survenant entre B2 et B1 [6].

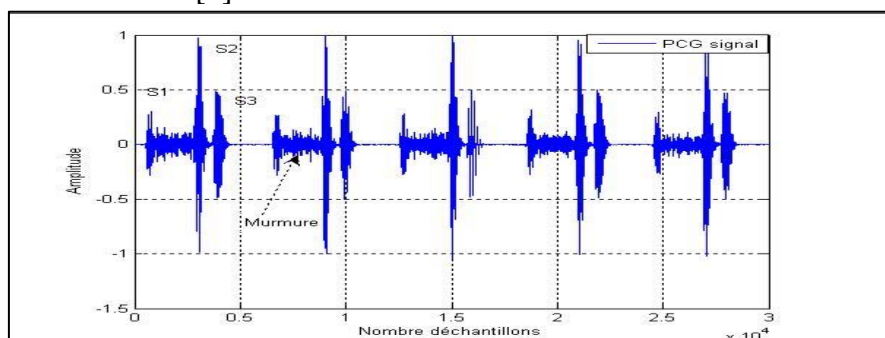


Figure II.2 : Signal PCG.

NB : Une phonocardiographie est prescrite lorsque le médecin perçoit à l'auscultation au stéthoscope des bruits anormaux. Ces bruits surajoutés peuvent être un souffle dû à un rétrécissement d'une valvule ou à une régurgitation du sang en amont de la valvule, ou encore un éclat ou un dédoublement d'un bruit dû à la fermeture retardée d'une des valvules.[10]

II.3- Les bruits cardiaques

Les bruits des battements cardiaques sont principalement des bruits de fluides (sang) et de matériaux (valves), plus précisément : Des événements dynamiques, La contraction et la relaxation des oreillettes et des ventricules; Le mouvement des valves, L'écoulement du sang, la turbulence du sang au moment de la fermeture des valves.[19]

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 entour le cœur. [17-20]

On résumant que les bruit cardiaques sont proportionnellement liés que ce soit :

- 1- par l'effet hémodynamique : la circulation du sang dans les différent cavité du cœur.
- 2- ou par l'effet dynamique : l'ouverture et la fermeture des valves cardiaque. [29]

II.3.1- description des sons cardiaques et quel ques pathologies

On distingue deux majeurs types de bruit : les bruit audible qui regroupe les B1 et B2;et l'autre inaudible recèle les bruits B3 et B4.

Le bruit B1

Le premier son cardiaque (**B1**) se produit juste après la systole ventriculaire et le résultat de la fermeture valves auriculo-ventriculaires (la valve mitrale (MC) suivi de près par la fermeture de la valve tricuspide (TC)). Il est composé de deux grandes composantes (M1) pour la valve mitrale et (T1) pour la valve tricuspide. [6]

Comme le ventricule gauche se contracte d'abord, la composante M1 se produira plus tôt. Ce délai entre M1-T1 a une importance clinique majeure et est considéré comme physiologique si moins de 30 ms chez un sujet sain, au dessus de cette valeur, il peut indiquer une rupture pathologique du B1. [6]

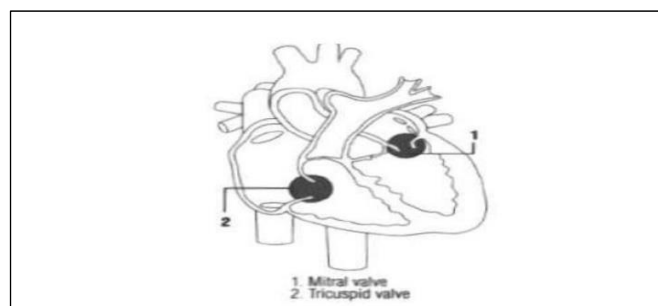


Figure II.3: Les valves qui produiront le premier son B1.

On entend une sorte "Toum" bas et peu prolongé, car il est caractérisé par sa longue durée [100 à 200 ms] par rapport aux autres sons (B2, B3, B4), son spectre de fréquence se situe principalement entre [10 à 200 Hz] , et ainsi que l'ouverture des valves sigmoïdes est inaudible.[6-18-19]

On remarque que ce bruit se divisé en quatre parties : (voir figure II.4")

-première partie: Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, elles correspondent au début de la contraction ventriculaire.

-deuxième partie : Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant aux fermetures des valvules auriculo-ventriculaires mitrale (M1) et tricuspide (T1).

- troisième partie : Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant à l'ouverture des sigmoïdes.

-quatrième partie : 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. [17]

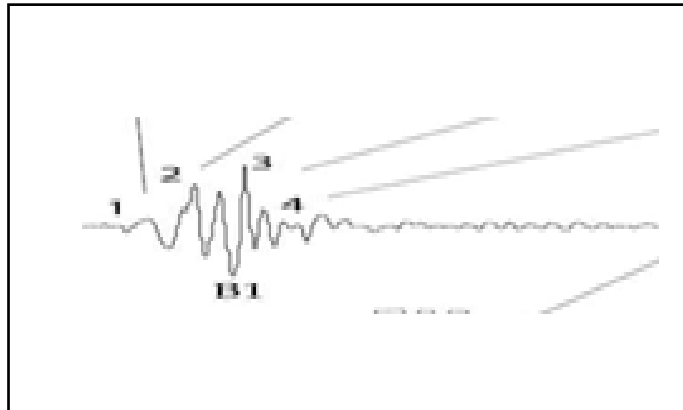


Figure II.4: tracé du bruit B1

Le bruit B2

Le deuxième bruit cardiaque (S2) est le résultat de la fermeture des valves sigmoïdes (la fermeture de la valve aortique (AC) suivis de près par la fermeture de la valve pulmonaire (PC)) (voir figure II. 5 "). [6]

Il est constitué de deux composantes **A2** et **P2** ; dont la première correspond à la fermeture de la valve aortique et la deuxième correspond à la fermeture de la valve pulmonaire.

La composante **P2** est un peu retardée par rapport à **A2** dont le retard peut correspondre à une maladie s'il est assez long.

La durée entre **A2** et **P2** dans des conditions normales (sujet sain) est inférieure à **30ms**. Cette durée est très importante pour les spécialistes pour le dépistage de certaines pathologies cardiaques lorsqu'elle est supérieure à **30ms**. Chacune des deux composantes **A2** et **P2** dure environs **50ms**. [18]

Les valves mitrale et tricuspide reste en silence ouverte. Si ces vannes sont anormaux ou sténoses, leurs ouvertures peuvent ne pas rester silencieuses. Un (opening snap) (**OS**) ou (**click**) peuvent être entendus.

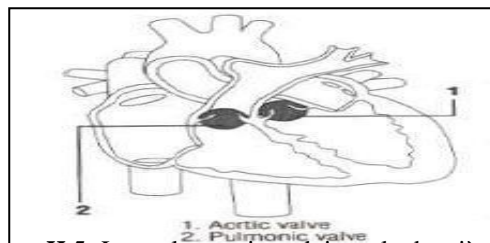


Figure II.5: Les valves qui produiront le deuxième son B2

Ce bruit est plus aigu, plus claquant de tonalité plus élevée, il est aussi plus bref, e de forme "ta" ou "tac".

On le comparant par rapport au bruit B1; Ce bruit a une amplitude supérieure à l'amplitude du bruit B1, ainsi qu'il est plus fréquentiel que l'autre, de durée plus courte environs [70 à 100ms], Sa bande de fréquence allant de 145 à 200Hz. [18]

NB: D'autre ouvrage dise qu'il occupe une bande fréquentielle de 50 à 250 HZ et une durée minimale de 80 ms. [6]

Ce dernier se divise en deux parties "voir figure II.6" :

-la premier partie : vibrations de faible amplitude non audible à cause des tourbillons sanguins précédant la fermeture des sigmoïdes.

-la premier partie : vibrations audibles de hautes fréquences dues aux fermetures des sigmoïdes aortiques et pulmonaires, 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. [17]

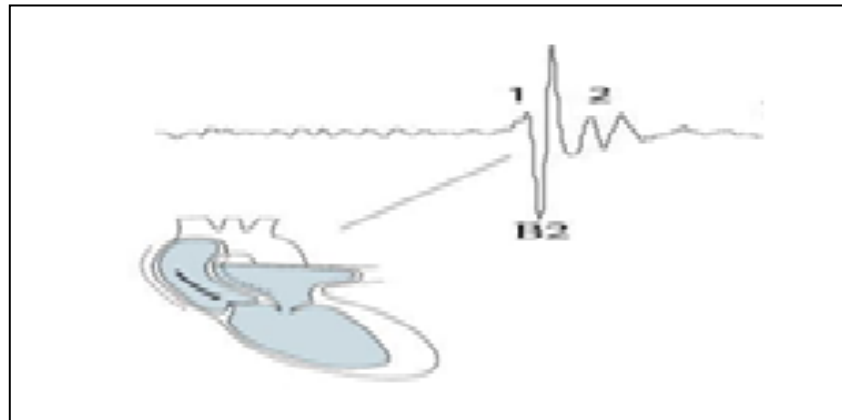


Figure II.6: tracé du bruit B2

Remarque :

Entre le premier bruit (B1) et le deuxième bruit (B2) se trouve un petit silence qui correspond à la systole ventriculaire. Et inversement, entre "B2" et "B1" se trouve le grand silence correspondant à la diastole ventriculaire.

Le bruit B3

C'est un Bruit hémodynamique, se situant au début de la phase diastolique (juste après B2), il n'est pas de la forme d'un claquement comme les deux autres bruits cardiaques précédents (B1 et B2). Mais a une vibration entraînée par le passage du sang à travers la valve (AV).

Autrement dit; que c'est un bruit d'écoulement, il correspond à la phase de remplissage rapide initiale du ventricule gauche (la vibration des ventricules lors du remplissage du sang venu des atriums), Il est bien entendu du cote gauche du cœur (apex cardiaque gauche).

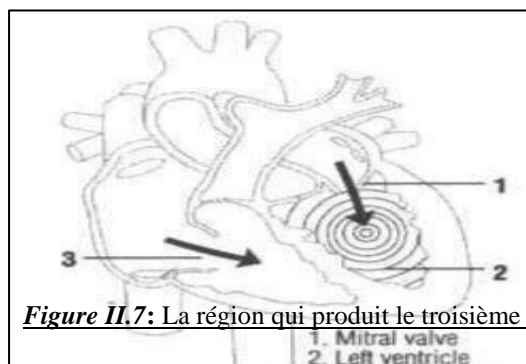


Figure II.7: La région qui produit le troisième son B3.

C'est un signal de faible fréquence et intensité. Du son "lourds" car c'est une basse fréquence de faible amplitude et dans la majorité des cas il est inaudible, il a un spectre compris entre [25 et 70 Hz] et il dure de 60 à 80 ms ; il peut même atteindre les 100 ms.

Très souvent ce bruit n'apparaît pas sur le tracé phono cardiographique, il représente une importance clinique très limitée.

Dans certains cas, chez le sujet jeune, on peut entendre dans le grand silence ce troisième bruit (B3), il peut devenir audible lorsqu'il y a augmentation du flux de remplissage : fréquence cardiaque élevée lors d'activité physique, chez le jeune enfant, le nouveau-né : 130 – 140 Hz. Ce rythme à trois temps disparaît en position debout.

La présence de B3 peut être physiologique et considéré normal pour les enfants et les adultes, mais il peut être un signe pathologique après 30 ans et les personnes âgées, il est lié à une insuffisance cardiaque ou une dilatation ventriculaire. [6-17-18-19]

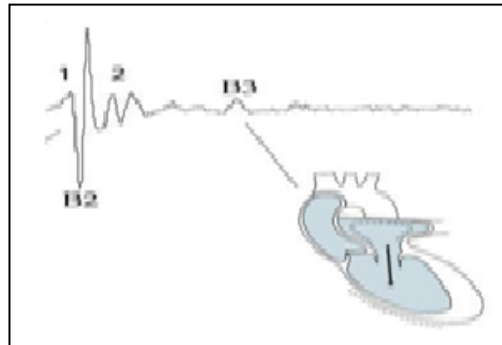


Figure II.8: tracé du bruit B3 et B2.

Le bruit B4

Le son B4 se produit à la fin de la diastole ventriculaire, c'est-à-dire après la contraction auriculaire et avant le premier son du cœur (son B1).

Il est causé par les vibrations ventriculaires après la contraction des oreillettes et des atriums durant la fin du pompage du sang vers les ventricules, de systole auriculaire: augmentation du remplissage (80 ms). [6-17-18-19].

Du même que **B3**; le **B4** est également de faible amplitude et de basse fréquence, ce bruit est inaudible mais peut en cas de pathologie constituer le bruit de galop pré-systolique. *Les bruits B3 et B4 accompagnent souvent d'autres maladies cardiaques congénitales.*

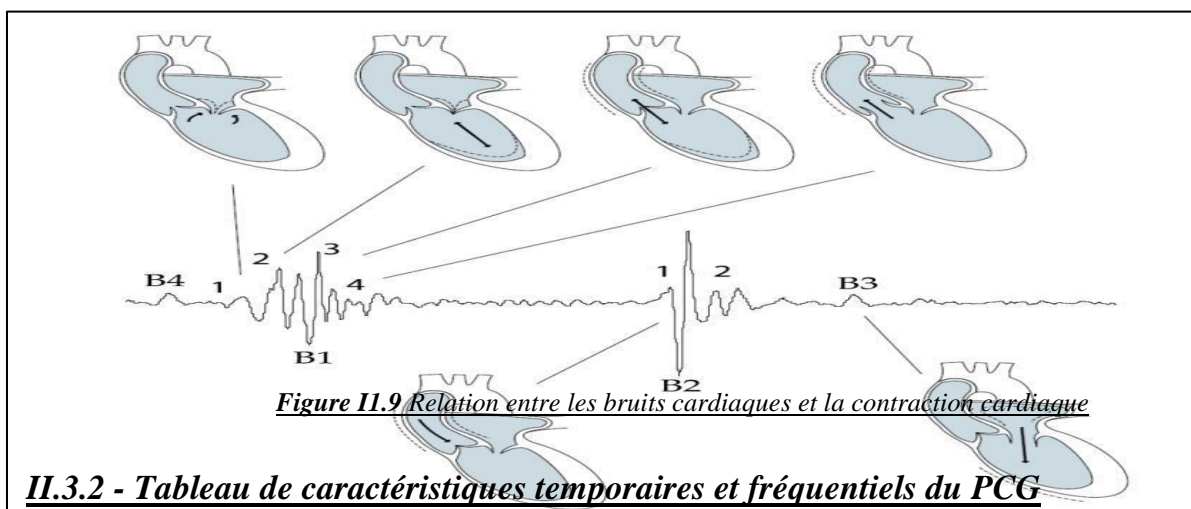


Figure II.9 Relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque

II.3.2 - Tableau de caractéristiques temporelles et fréquentielles du PCG

Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des différents bruits sont affichées dans le tableau ci-dessous [21].

Les bruits	Localité (ms)	La durée (ms)	Bande de fréq.
B1	10-50 après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
B2	280-360 après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400

Tab. II.1 : Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.

NB : certains travaux démontre que le bruit B1 peut attendre les 200ms dans son contenu temporaire

I.4 - L'Auscultation et Les Maladies Cardiaques

Les pathologies cardio-vasculaires sont vastes et constituent un handicap chez un homme ; ces anomalies se propagent d'une façon progressive et rapide dans ces dernier temps ; elles se différentient les unes des autres.

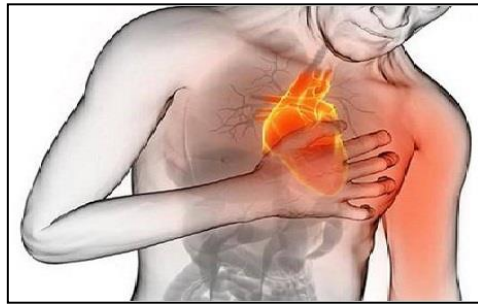


Figure II.10: un home avec une crise cardiaque

C'est pour cette raison que l'auscultation cardiaque joue un rôle très important dans l'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire.

II.4.1 - Auscultation cardiaque (définition)

C'est une des techniques les plus utiles pour le diagnostic des maladies cardiaques (valvulopathies); elle s'intéresse principalement à l'écoute des bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'intermédiaire d'un stéthoscope. [18-21]

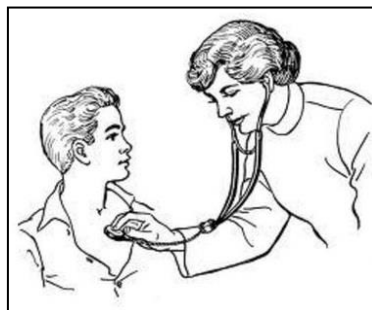


Figure II.11: faire allusion à une auscultation Cardiaque avec un stéthoscope

Cette dernière est suivie par un chemin rigoureux et fondamental à travers des sites de mesure (foyer d'auscultation), de diagnostic et de monitoring (l'affichage et la visualisation du signal PCG avec ou sans un traitement numérique).

II.4.2- Les pathologies valvulaires

Au cours d'une vie humaine, les valves s'ouvrent et se ferment environ 2.5 à 3 milliards de fois. Le volume total de sang déplacé est de l'ordre de 200 millions de litre. L'efficacité de la pompe cardiaque peut être entravée en cas de dysfonctionnement d'une des valves. Ce qui rend les anomalies les plus rencontrées liées aux valves aortique et mitrale.

Les pathologies majeures qui peuvent compromettre les fonctionnalités des valves sont la sténose et l'insuffisance cardiaques. [21]

Par exemple: une sténose aortique; qu'elle se résulte de trois conditions: soit un patient souffre d'une sténose congénitale, ou attrape une sténose par des conditions secondaires telles que les maladies cardiaques rhumatismales ou la classification idiopathique des valves (Figure II.11).



Figure II.11: À gauche : valve aortique saine artificielle. À droite : valve aortique sévèrement calcifiée

II.4.3- Les souffles cardiaques

Les souffles sont des vibrations prolongées dues à un écoulement turbulent du sang, ce sont des sons de haute fréquence résultant de la circulation sanguine turbulente.

Le flux turbulent est causé par des anomalies telles que la constriction ou les fuites des valves cardiaques, ils sont décrits selon la position dans le cycle cardiaque qui se divisent en deux ; le *Souffles systoliques* qui se produisent entre S1 et S2 qui occupent toute la systole, et le *Souffles diastoliques* qui se produisent entre S2 et S1 et sont classés comme début, milieu ou fin de diastole. [6-21]

Les souffles et les bruits cardiaques sont relativement de faible intensité, leur gamme de fréquence peut s'étendre de 10-1000Hz. . [21]

par exemple un «souffle pathologique »: une sténose aortique(SA), une maladie qui attaque le plus souvent les adultes, elle peut être au début, au milieu ou à la fin du régime systolique.

temporellement dans la phase systolique et occupe une gamme de [100-300] Hz. Un souffle généralement de forte intensité de type crescendo-décrescendo positionné

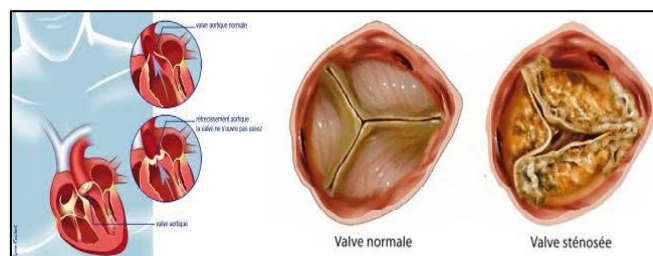


Figure II.12: la différence entre valve saine et valve sténosée

Il existe des différents souffles systoliques et diastolique a savoir La figure II.13 qui montre ainsi les différents pathologies cardiaques et leur emplacement dans le cycle cardiaque. [6]

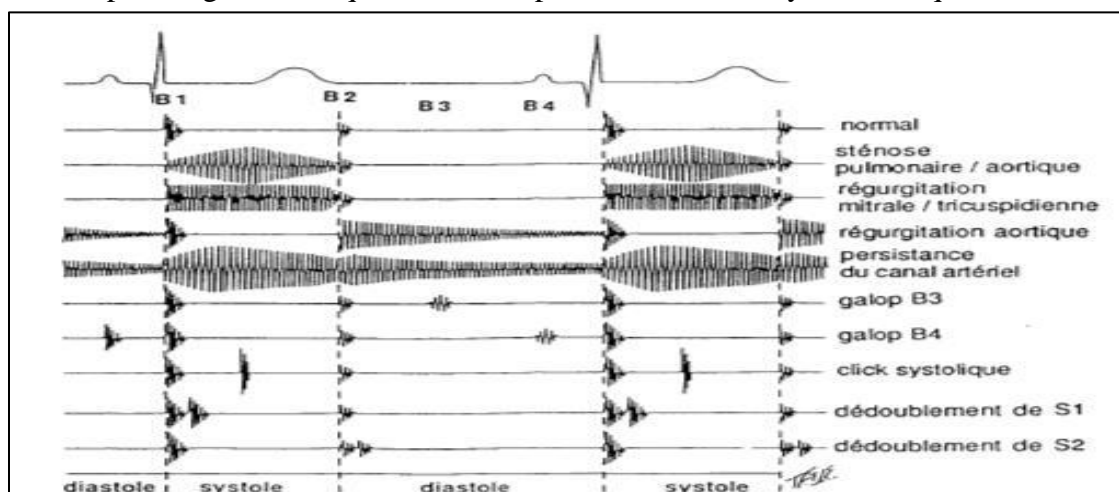


Figure II.13:le phonocardiogramme normal et anormal qui montre les différent pathologie cardiaque .

Lors d'une simple auscultation, Le système auditif humain ne peut détecter qu'une petite partie de cette gamme. Par conséquent, le traitement du signal PCG se révèle très important pour un bon diagnostic des différentes pathologies cardiaques. [21]

II.4.4-Foyer d'auscultation cardiaque et les sites d'auscultation Carotide et pulmonaire

Les foyers les plus importants utilisés pour ausculter des différents souffles cardiaques sont basés sur quatre foyer : foyer aortique, foyer pulmonaire, foyer tricuspide et foyer mitrale (Apex), ce sont les régions d'auscultation optimale.

- Région Aortique: entre le deuxième et le troisième espace intercostal. Les Sons proviennent de la valve aortique, s'entendent mieux à cet endroit. [6]

-Région pulmonaire: symétrique par rapport à la région aortique entre le deuxième espace et le troisième espace intercostal gauche. Depuis S2 est causé par la fermeture des deux valves semi-lunaires, ce son est aussi entendu mieux à cet endroit, ainsi que des murmures provenant de la valve pulmonaire.[6]

-Région tricuspide: située entre le quatrième espace et le cinquième espace intercostal, il fournit une bonne audibilité pour S1, S2 et S3, ainsi que d'autres sons provenant de la valve tricuspide. [6]

-Région Mitrale: située entre le cinquième espace et le sixième espace intercostal gauche à l'apex cardiaque.[21]

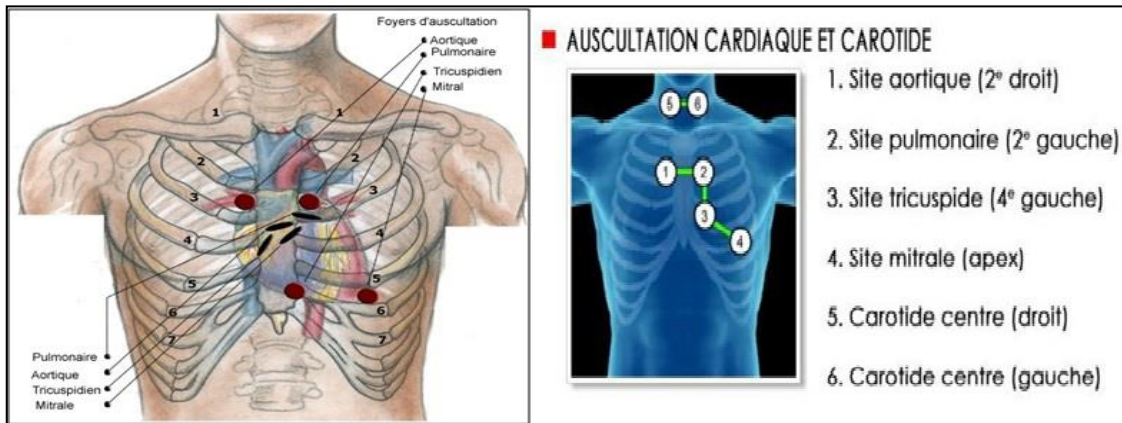


Figure II.14: Les Foyers d'auscultation cardiaques et carotide:

Tout comme la région tricuspide les deux sons S1 et S2 peuvent être entendus, cependant, S1 est généralement plus fort que S2. Lorsqu'ils sont présents, S3 et S4 sont également audibles dans cette zone. [6] Cette région vise directement la pointe du cœur (l'apex). [21]

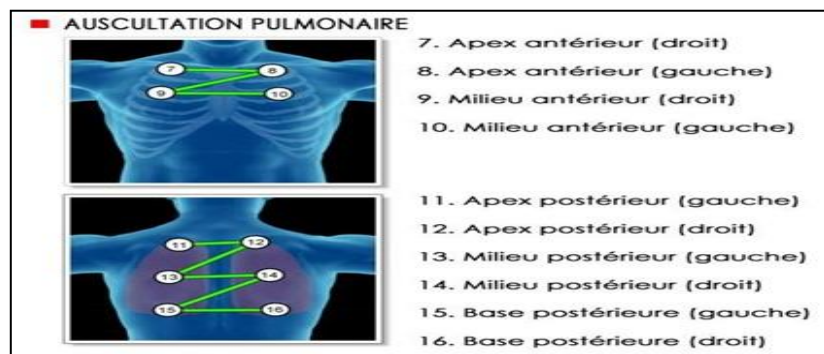


Figure II.15: sites d'auscultation pulmonaire

Valvulopathies, CIV et CIA	Chronologie	Forme	Timbre	Foyer maximal	Irradiation	Particularités
Rétrécissement aortique	Mésosystolique	Losangique	Dur et râpeux	Foyer aortique	Carotidienn e	B2 normal, diminué ou aboli
Rétrécissement mitral	Roulement diastolique	Decrescendo avec renforcement télédiastolique	Grave, grondant	Foyer mitral	Axillaire	Eclat de B1 au foyer mitral
Insuffisance aortique	Protodiastolique	Triangulaire	Doux, humé, aspiratif	Foyer aortique	Bord gauche du sternum	Mieux perçu chez un sujet penché en avant
Insuffisance mitrale	Holosystolique	Rectangulaire	En jet de vapeur, piaulant	Foyer mitral	Axillaire	Intensité non corrélée à l'importance de la fuite ; Mieux perçu en décubitus latéral gauche
CIV	Holosystolique	Rectangulaire	Rude, frémissant	Foyers mitral et tricuspide	En rayon de roue	Irradiation large
CIA	Systolique	Losangique	Doux, intensité modérée	Foyer pulmonaire	Bord gauche du sternum et inter scapulaire gauche	Dédoublement du B2 au foyer pulmonaire

Tab. II.2: Caractéristiques des souffles des principales valvulopathies ainsi que les foyers d'auscultation

L'outil usuellement utilisé dans le captage de ces bruits et le diagnostic de ces pathologie pour une routine clinique reste jusqu'à l'heure actuelle le stéthoscope.

II.5 - Le Stéthoscope

II.5 . 1-définition

C'est un petit appareil (*instrument acoustique appartenant aux dispositifs médicaux*) servant principalement dans le domaine médical, pour une utilisation par les médecins durant l'auscultation d'un patient.

Il sert à écouter les sons internes d'un corps humain (*sons produits par le cœur*), notamment le rythme cardiaque, les poumons, les intestins, et même durant la période de la grossesse de la femme (auscultation abdominal et fœtal (*utilisation du modèle stéthoscope pinard*)), ainsi que la pression artérielle. [22 - 24 - 25].

L'origine des mots "*Stéthoscope*" est grecs, "*stêthos*" qui signifie "poitrine" et "*scope*" ou "*skopein*" veut dire "observe" [22 - 24] consistait à l'époque en des feuilles de papier roulées s'améliora au fil du temps. [22].

Le stéthoscope est composé d'un dispositif qui permet de capter, d'amplifier et de transmettre le son à l'oreille du médecin qui ausculte. Il est constitué de plusieurs organes réunis qui vont donner un modèle ou une structure spécifique pour sa fonction entière. [23]

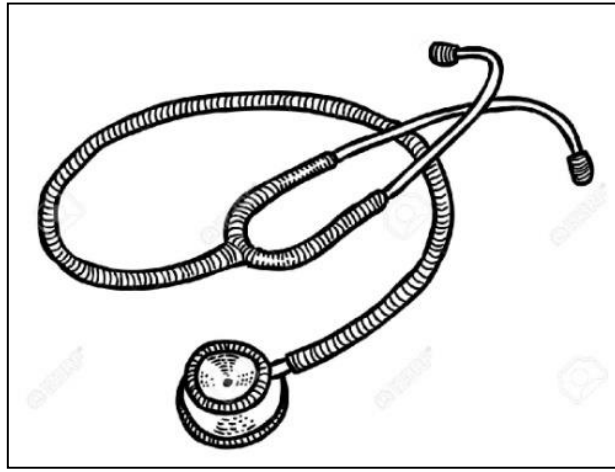


Figure II.17 : dessin d'un stéthoscope de Dr David Littmann

II.5.2 - Histoire et évolution du stéthoscope

Des papyrus datant du 17^{ème} siècle avant Jésus Christ mentionnent déjà l'écoute des sons intérieurs du corps en fonction des maladies (*voir chapitre I*).

À partir du XVII^{ème} siècle, et avec les travaux de **William Harvey** (1578- 1658), il remarque que la contraction des oreillettes se fait avant celle des ventricules.

Robert Hooke (1635-1703), un médecin Anglais, a été le premier à réaliser le potentiel du diagnostic à travers l'auscultation cardiaque :

" J'ai pu entendre très clairement les battements du cœur humain . . . qui le sait, peut être ça sera possible de découvrir le mouvement des organes internes du corps . . . par le bruit qu'ils font, peut être, on peut dé ouvrir l'état des différents organes dans le corps humain" .[21]

Léopold Auenbrugger (1722-1809), médecin autrichien. Il est l'inventeur de l'examen clinique des cavités thoraciques ou abdominales par percussion digitale immédiate. Elle consiste à frapper directement avec l'extrémité des doigts recourbés une zone du corps ; la percussion médiante se pratique avec le majeur d'une main qui frappe celui de l'autre main appliquée en regard de la zone du corps à examiner

La mesure du pouls cède la place à l'écoute du rythme cardiaque quand **Laennec** (1781 -1826) invente, en 1818, un instrument de mesure pratique qu'il nomme stéthoscope. Il a inventé une nouvelle technique médicale au XIXe siècle. [29]



C'est l'anecdote relatée p.7 de l'introduction qui aurait inspiré l'utilisation du premier instrument d'écoute à distance, elle est reprise dans beaucoup d'ouvrages d'histoire de la cardiologie :

" Je fus consulté en 1816, pour une jeune personne qui présentait des symptômes généraux de maladie du cœur, chez laquelle l'application de la main et la percussion donnaient peu de résultat à raison de l'embonpoint. L'âge et le sexe de la malade, m'interdisant l'espèce d'examen dont je viens de parler, je vins à me rappeler un phénomène d'acoustique fort connu : si l'on applique l'oreille à l'extrémité d'une poutre, on entend très distinctement, un coup d'épingle donné à l'autre bout".

Le stéthoscope consistait à l'époque en des feuilles de papier roulées, Laennec mentionnera technique de l'écoute que pour la construction de l'instrument, qu'il décrit comme suit :

"Je pris un cahier de papier, j'en formai un rouleau fortement serré dont j'appliquai une extrémité sur la région précordiale, et posant l'oreille à l'autre bout, je fus aussi surpris que satisfait d'entendre les battements du cœur d'une manière beaucoup plus nette et plus distincte que je ne l'avais jamais fait par l'application immédiate de l'oreille".



Figure II.19m: *"Laennec à l'hôpital Necker ausculte un phtisique devant ses élèves (1816)".*

Il explique aussi les dimensions de son instrument :

" [...] un plus grand diamètre ne permet pas toujours d'appliquer exactement le cylindre sur tous les points de la poitrine ; plus long, l'instrument devient difficile à maintenir dans cet état d'application exacte ; plus petit, il obligerait le médecin à prendre une position gênante".

1819, premier modèle de Laennec, remplaçant le cylindre de papier. Modèle long pour malade couché (longueur 30 c m # 1 pied), épaisseur 5 c m avec une lumière de 6 mm. [29]

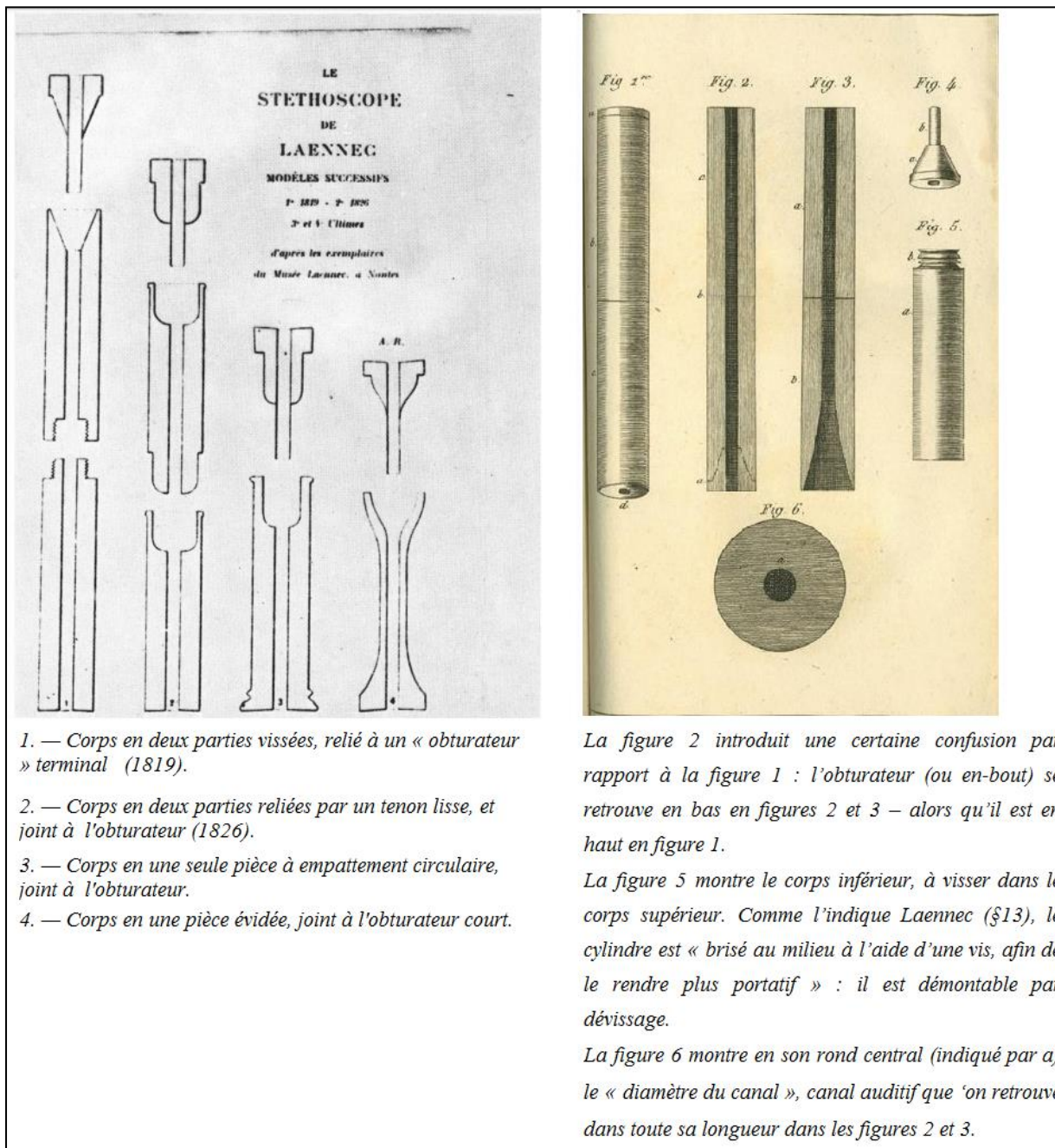


Figure II.20: à gauche: Les quatre modèles successifs du stéthoscope de Laennec, d'après les exemplaires du Musée Laennec de Nantes, reproduits par Roux.

À droite: Schémas du stéthoscope, planche 1 en fin du tome 1 de Laennec (page suivante les légendes de Laennec à ces schémas).

Utilisant un long "timber cylinder" de 37,5cm pour améliorer le confort du praticien en donnant de la souplesse au tube.

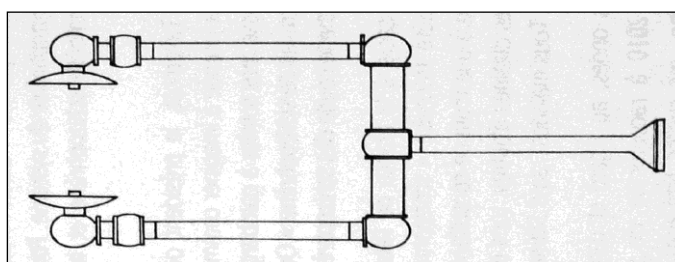


Figure II.21: Stéthoscope binaurculaire rigide de Comyn (1829) dont l'existence n'est pas absolument certaine.

En 1837, C. J. B Williams, praticien Britannique venu à La Charité en 1825 auprès de Laennec pour se former, réalise un appareil fait de deux tubes métalliques et d'une cloche en bois. Cette première

tentative d'auscultation biauriculaire reste sans lendemain en raison de la rigidité d'un matériel difficile à manipuler. [32]

Williams sera le traducteur à Londres de Laennec (*Figure II.22*). N.B Marsh., praticien de Cincinnati, reçoit en 1851 de l'état de l'Ohio un brevet d'invention pour un appareil biauriculaire à tube souple en caoutchouc des Indes.

Pour son créateur, l'auscultation biauriculaire à l'avantage d'éliminer les bruits de l'environnement en obstruant les deux conduits auditifs et son matériel est présentée à la Grande Exposition de Londres la même année. Cette tentative échoue en raison de son encombrement, de sa fragilité, des branches auriculaires rigides mal adaptées aux conduits auditifs. [33]

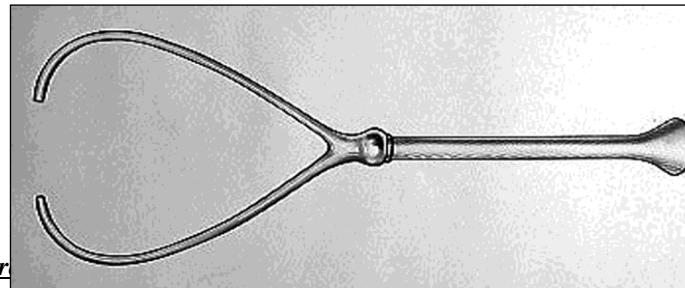


Figure II.22: Stéthoscope de Williams (d'après Williams, 1851, p. 100)

Dès 1841, **Hector Landouzy**, attirant l'attention sur les possibilités séméiologiques multiples que permet, dans le principe, l'invention de Laennec, propose un nouveau type de stéthoscope permettant à ses yeux une meilleure localisation intra-thoracique des bruits observés. [34]

En outre, il construit un stéthoscope multiple à articulations mobiles, permettant à dix étudiants à la fois d'écouter ensemble les bruits perçus.

En 1855, sous le titre *Self-adjusting stethoscope of Dr Cammann*, son inventeur présente à New-York un appareil biauriculaire à tube en caoutchouc et affirme que l'auscultation biauriculaire est plus performante. Il dit s'être inspiré de l'appareil de Marsh et du modèle à tubes multiples en gutapercha présenté en 1841 par Hector Landouzy pour l'enseignement collectif de l'auscultation. [35]

Un élastique placé entre les deux branches métalliques du stéthoscope assure son ajustement automatique aux oreilles (*self-adjusting*). Le système libère les mains du praticien et son tube souple assure à l'examineur une position confortable. Sa cloche thoracique est en ébène et ses embouts en ivoire pénètrent le conduit auditif pour isoler du bruit ambiant.

Les utilisateurs apprécient son moindre encombrement que les modèles mono-auriculaires rigides. Cammann ne prétend pas avoir inventé l'auscultation biauriculaire mais seulement d'avoir amélioré le matériel breveté par Marsh. Ne voulant pas être mêlé à la commercialisation de son appareil il ne dépose pas de brevet et le stéthoscope va longtemps porter le nom de son fabricant, le *Tieman's stethoscope* (*Figure II.23*). [36]

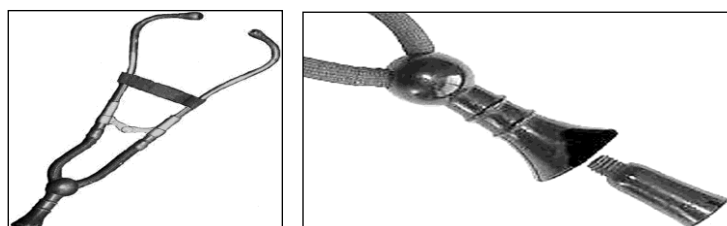


Figure II.23: Stéthoscope de Cammann puis apparition d'une cloche amovible d'un diamètre différent.

Dès 1856 J. E. **Pollock**. propose un “double self-adjusting” en ajoutant un ressort entre les deux branches. Puis, vers 1880, Knight imagine un système d’ajustement aux oreilles commandé par un mécanisme à vis (Figure II.24). [34]

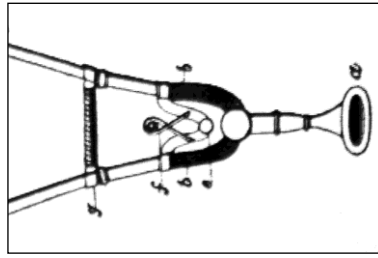


Figure II.24: Selon Pollock en 1856 et selon Knight vers 1880.

Alison est également l’inventeur d’un hydrophone, un stéthoscope rempli d’eau avec lequel il constate une meilleure transmission de l’onde sonore. Selon Alison, l’eau serait un meilleur conducteur de l’onde sonore que l’air. L’auscultation différentielle selon Alison est encore pratiquée vers 1930

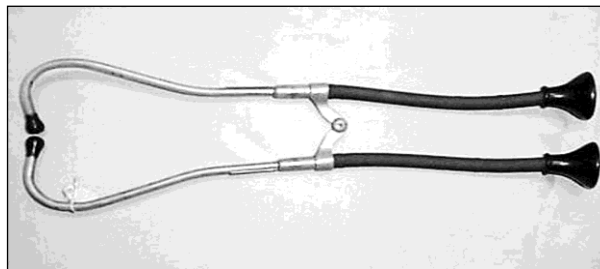


Figure II.25: Modèle d’Alison ca 1858.

En 1874 **Davis** place une lame métallique souple entre les deux branches pour les solidariser. Cette lyre équipe aujourd’hui l’ensemble des stéthoscopes. Ses tubes métalliques orientables permettent un bon ajustement des embouts aux oreilles. [36]

La période 1876-1889 est celle des travaux du docteur **Constantin Paul**; démontre que la colonne d’air du stéthoscope transmet l’onde sonore et fixe à **45cm** la longueur du tube souple pour éviter toute position inconfortable : vicieuse, incommode ou fatigante. Il compare les divers modes d’auscultation : mono et biauriculaire, collective et différentielle. [37]

Réalisé dans la période 1874-1880 son stéthoscope biauriculaire à ventouse est d’abord testé à l’École Vétérinaire d’Alfort

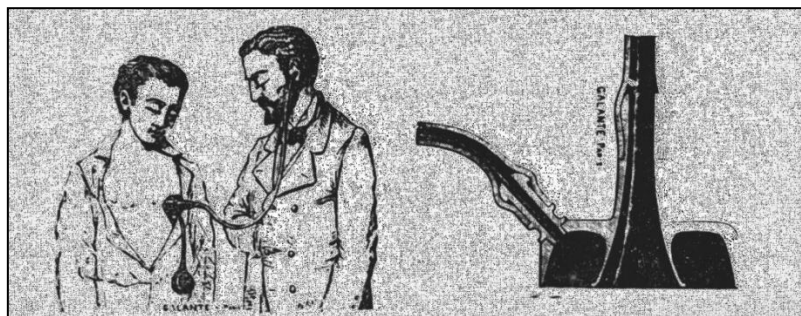


Figure II.26: Stéthoscope flexible bi-auriculaire de Constantin Paul, avec ventouse immobilisatrice (1881).

Boudet de Paris présente en 1880 un micro-stéthoscope à amplification électrique où il tente d’adapter au stéthoscope la technologie du microphone qui vient d’apparaître. Le micro-stéthoscope est collé à la peau par une ventouse selon le même procédé que Paul, son fonctionnement est difficile à comprendre et il restera au stade expérimental. [38 -39]

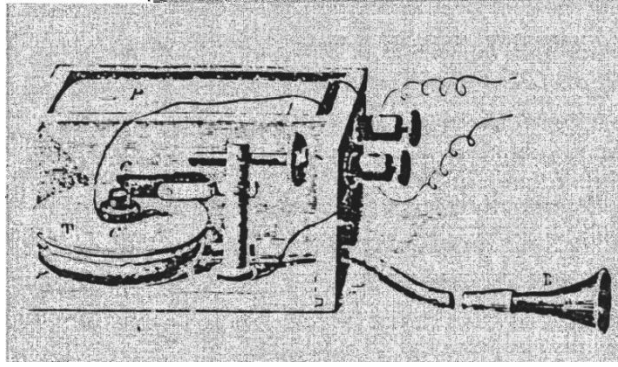


Figure II.27: *Stéthoscope avec amplification téléphonique et microphonique (Boudet, d'Arsonval, 1881).*

Il crée également un modèle biauriculaire classique non électrifié : le stéthoscope amplificateur. Un bouton explorateur circulaire capte les vibrations sonores pour les transmettre à une membrane en bakélite supposée les renforcer.

Chauveau, à la fois vétérinaire, chercheur et physiologiste, réalise en 1896 un appareil à tubes souples avec un lourd pavillon en bronze équipé ou non d'une membrane vibrante en caoutchouc. Il branche en parallèle un tube en caoutchouc d'une vingtaine de centimètres communiquant avec l'air libre. Cet appendice permettrait de conserver aux bruits leur tonalité d'origine. [40-41]

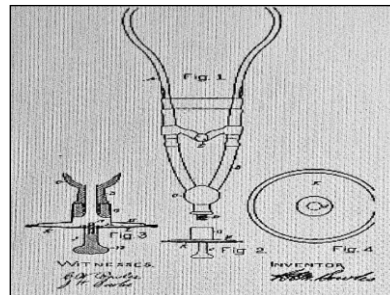


Figure II.28: *Brevet du diaphragme de Bowles N°45944 avec bouton palpeur.*

L'année 1901 est décisive. C'est la date à laquelle **Robert C. M. Bowles** ingénieur de Boston, influencé par le téléphone, reçoit un brevet d'invention pour l'utilisation d'un diaphragme vibrant placé sur le pavillon du stéthoscope.

Sa demande avait été déposée en 1894. Le diaphragme vibre au passage des sons et crée aussi une chambre acoustique qui renforce leur intensité. D'un diamètre de **51mm**, son intimité avec la paroi thoracique amplifie en priorité les sons aigus. Le pavillon plat avec son tube coudé peut être glissé sous les vêtements pour respecter la pudeur féminine (Figure II.28). [43]

Pendant un demi-siècle la société **Georges. P. PILLING. Sons Co** de Philadelphie sera le seul fabricant de ce stéthoscope qui porte la mention : Pilling spécial stéthoscope **BOWLES PATENT** June 25-01 (1901) PSL S26439 **G.P. Pilling & Son CO. Sole MFR's Philadelphia USA** (Figure II.29).



Figure II.28: Pavillon de Bowles avec sa tige coudée.

En 1926 **Howard Sprague**, médecin du Massachusetts General Hospital de Boston, imagine un stéthoscope combiné associant la capsule de Bowles et la cloche (Ford's Bell des Américains) pour analyser séparément les tonalités aiguës et graves. [42]

En 1961 **David Littmann** décrit un "**stéthoscope idéal**" dans le Journal of the American Medical Association. *Qui reste toujours utilisé de nos jours. avec un double pavillon ; pour l'une à la cloche déjà présente chez Laennec et pour l'autre à la membrane vibrante proposée à Bowles.* La membrane n'est plus en caoutchouc mais en Stif plastic. [44]



Figure II.28: Dr David Littmann et son innovation du stéthoscope double pavillon

II.5.3-constitution du stéthoscope du modèle Dr littman

Il est constituée de deux embouts auriculaires qui sont montés sur un tube auriculaire relié à un ressort de tension qui constituent une lyre, la tubulure relie la lyre et la base collée au pavillon.

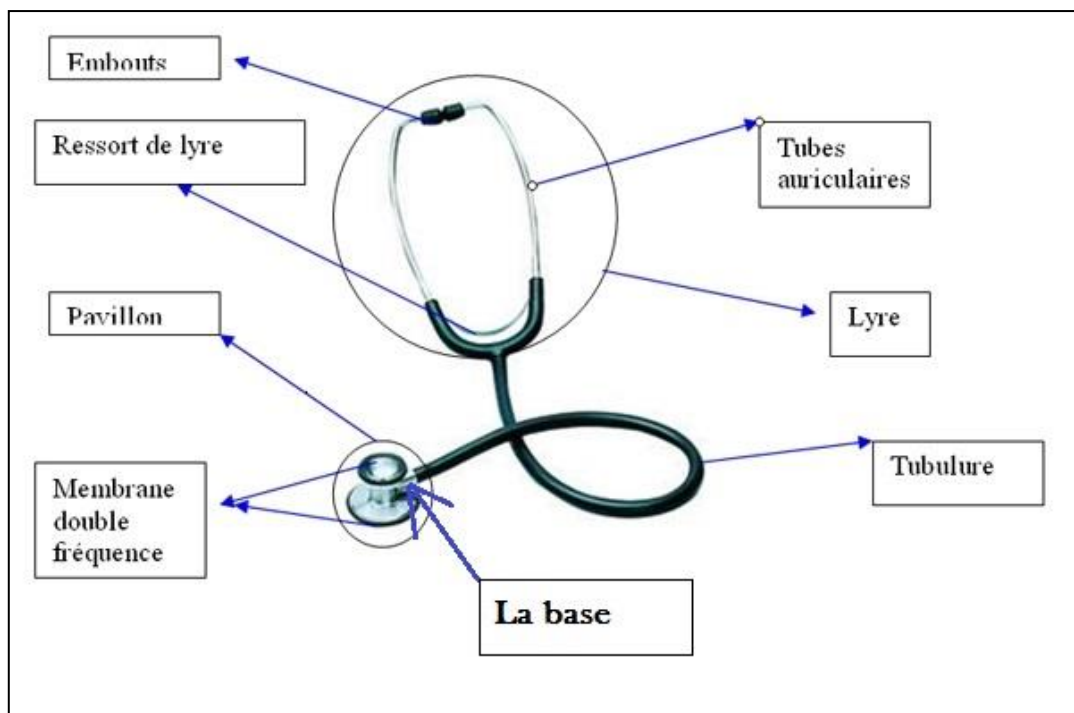


Figure II.29: les pièces qui compose un stéthoscope du Dr Littmann

A- les embouts auriculaires

Ils acheminent les sons amplifiés jusqu'au canal auditif, et favorisent une meilleure acoustique pour un écoute amélioré (Figure II.20) [26], ainsi d'isoler l'oreille des bruits ambiants, ils se retrouvent à l'une des extrémités du stéthoscope (dans la partie supérieure) et adaptés à l'anatomie du canal auditif [23-26].

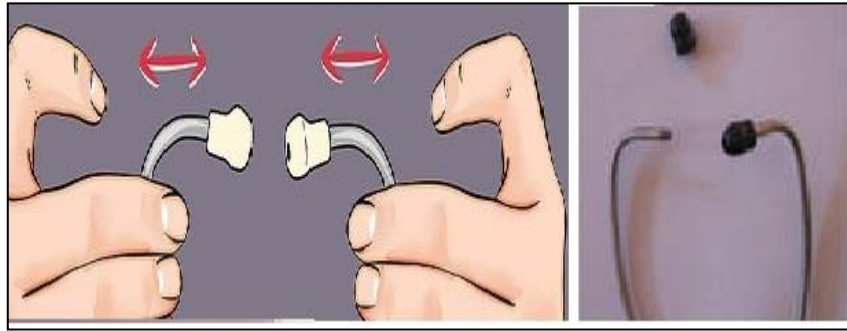


Figure II.30: les embouts souples et rigides placés sur la lyre

Certains stéthoscopes sont équipés d'embouts souples ou rigides ou souples, et ainsi qui sont escamotable, Cette caractéristique permet de respecter des règles élémentaires d'hygiène (changement d'embout entre utilisateurs, nettoyage), mais également de choisir la taille la plus adaptée à l'anatomie. Différentes tailles sont en effet souvent disponibles.

B- Tubes auriculaires

Les embouts sont vissés ou clipsés sur cette partie métallique rigide et non déformable qui vont transmettre le son vers les oreilles. Elle fait le lien entre les embouts et la tubulure souple.



Figure II.34 : les cercles en bleu indiquent les deux tubes auriculaires

C- Le ressort de tension

Le ressort de tension permet de régler l'écartement des tubes auriculaires afin de l'adapter au mieux à l'utilisateur. .



Figure II.35 : le ressort de tension et les déformations sur le tube auriculaire

D- La lyre du stéthoscope

Les embouts, les tubes auriculaires et le ressort de tension sont les éléments qui constituent ce que l'on appelle la lyre et c'est la partie métallique du stéthoscope sur laquelle s'ajuste la tubulure, elle suit un angle anatomique qui permet une adaptation parfaite aux conduits auditifs.



Figure II.36 : les différents modèles de lyre de stéthoscope

E- La tubulure

La tubulure est un tube en plastique généralement en PVC (on évite le latex en raison des risques allergiques) de longueur "42 à 75 cm", avec une forme de "Y" pour faire un lien entre la lyre et la base du pavillon, ainsi de conduire le son entre les deux.

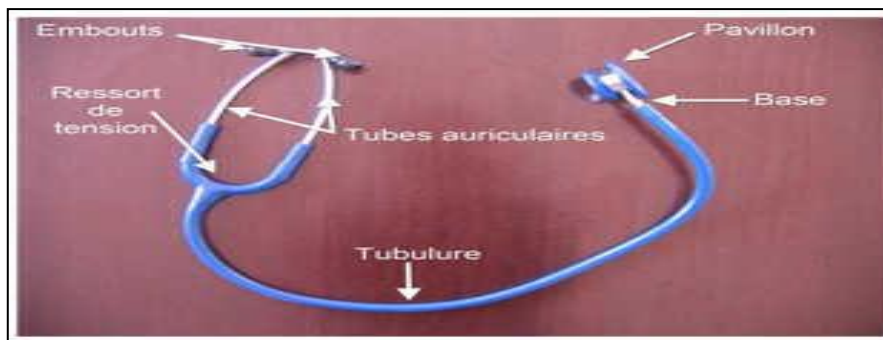


Figure II.37 : en bleu la tubulure qui relie la base du pavillon et la lyre

Certains modèles du stéthoscope de qualité (spécifiquement utilisés pour le diagnostic en cardiologie) proposent une tubulure à double conduits distincts (un pour chaque oreille) qui permet une auscultation exacte offre une qualité de son supérieure à celle des stéthoscopes à tubulure simple.

F- La base

C'est le lien entre le pavillon et la tubulure. Cette partie rigide en métal, tout comme les tubes permet avec un pouvoir rotationnel de sélectionné ou de choisir entre une écoute à la cloche ou à la membrane du pavillon.

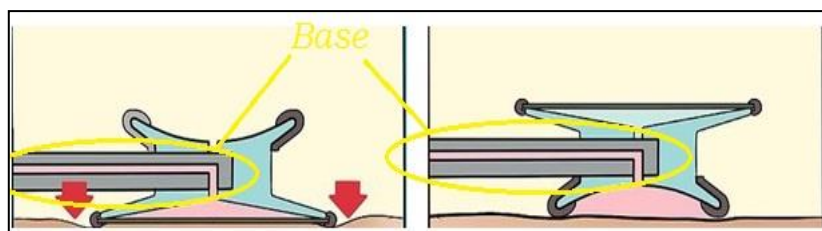


Figure II.39: la rotation de la base pour varié la plage du pavillon

Remarque :

Un son de click est entendu lors qu'on fixe sur une région (figure 40), cette possibilité existe seulement dans les stéthoscopes du modèle de Dr David Littmann ; ainsi qu'elle est trouée seulement sur un coté pour permettre de passer le son capturé dans un coté et isolé l'autre coté (figure 39).



Figure II.40: Le passage du mode haute à basse fréquence avec la cloche

G- Le pavillon

Le **pavillon** est une tige métallique de partie du stéthoscope qui se pose sur le malade, une membrane y est présente et va permettre de capturer les sons (les bruits)



Figure II.41: "A" est un pavillon simple face ; "B" est un pavillon double face

Le pavillon peut être simple sur les modèles les plus basiques de simple face pour faire capturer seulement sur cette dernière ou double face lorsqu'il y a également une cloche.

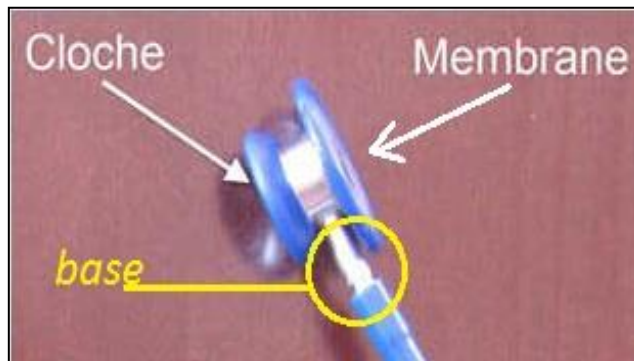


Figure II.42: indication de la cloche et la membrane ainsi que la base sur le pavillon

Il existe différents types de pavillons pour chaque modèle du stéthoscope, ainsi qu'on trouve des pavillons à différent âge (pavillon pour les bébés, les enfants et les adultes (standard) voir figure 30.

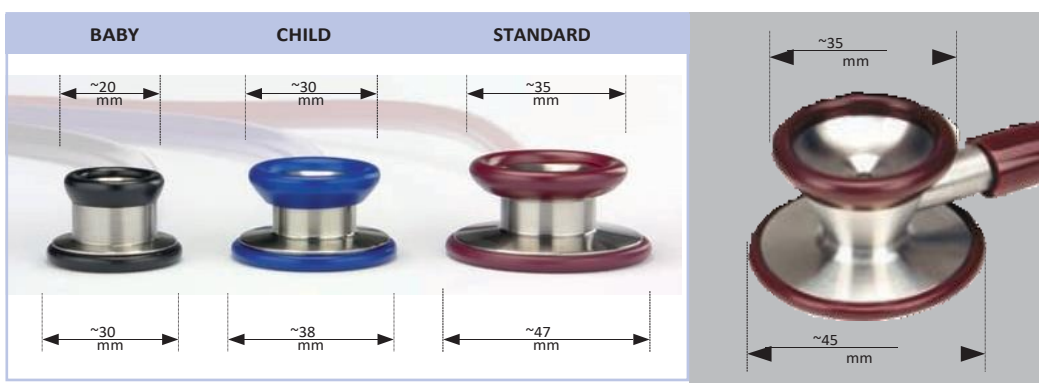


Figure II.43: différent dimension du pavillon proportionnellement à l'âge

Le côté membrane plate permet d'écouter les bruits à basse tonalité et les son les plus aigus en haute fréquence (100-1000 Hz) par exemple les bruits ventilatoires, du cœur, des poumons.

le côté cloche permettre d'écouter les son les plus grave, les bruits de basse fréquence (20-100 Hz) a titre d'exemple : certains bruits cardiaques , ainsi que sous les bandages ou au niveau de la carotide.

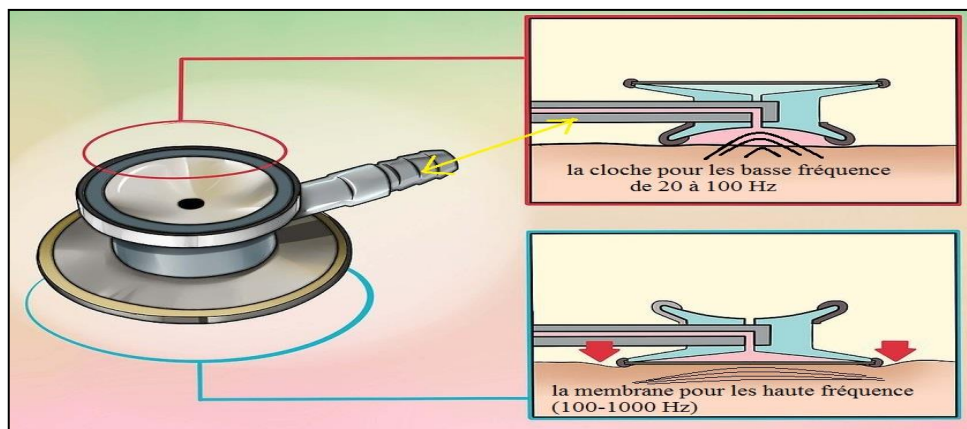


Figure II.44: dessin technique qui montre le captage des sons

II5.4 - Principe de fonctionnement

Le stéthoscope est un système de transmission et d'amplification, il est composé d'un dispositif (une interface spécifique (*membrane ou cloche "Figure II.40"*)), qui permet de capter, ensuite d'amplifier les sons par résonance et de les transmettre à l'oreille du médecin qui ausculte.

Pour réaliser une auscultation, le pavillon en métal est posé sur une partie du corps à ausculter, la membrane qui s'y trouve va capturer les vibrations sonores émises par l'être humain "**Figure II.44**".

Ensuite ; cette dernière va transmettre le son vers le la base à son tour vers la tubulure (*tube souple en plastique*) les vibrations sont longitudinales., qui va à son tour transmettre cette vibration sonore à la lyre (*une armature métallique qui amplifie les sons*), et en dernier lieu vers deux embouts que le médecin place dans ses oreilles et qui l'isole des bruits ambiants, ainsi qu'il est possible d'isoler certains bruits selon leur spectre. [23 -27]

L'architectures et les démentions des organes du stéthoscope sont appliqués sur joue un rôle sur les détections et les déformations des échos et la propagation des vibrations sonores dont ces derniers, ainsi que leurs amplitudes ; alors une explication physique est accompagner sur le principe de fonctionnement du stéthoscope.

Premier lieu ; il constitue un amplificateur acoustique (large pavillon, petits écouteurs), cela indique un principe physique connu sur la condensation des fréquences et les amplitudes sonores à titre d'exemple le principe d'entonnoir sur les échos.

En seconde lieu ; Les capteurs peuvent filtrer certaines fréquences (basses ou hautes), pour recueillir les sons plus spécifiquement aigus ou graves, selon les diagnostics à effectuer (*pour plus d'information consultez l'ANEX A*)

II.5.5 -Utilisation du stéthoscope (choix et règles du stéthoscope) :

Pour assurer une bonne utilisation de ce dispositif dans une exploration fonctionnelle cardiaque, pulmonaire, abdominale ou carotide ; il faut respecter certain normes et règles médicales et techniques. Ainsi un stéthoscope doit se porter dans un sens bien déterminé.

Le positionnement de la lyre: Lorsque la lyre est en face du porteur, les embouts sont dirigés vers l'avant, pour ainsi choisir la tension du ressort de la lyre (ni trop serré ni trop détendu) et vous devez vous assurer que les embouts sont proches de la tête.

La bonne taille et le bon ajustement des embouts: Il est important d'avoir des embouts auriculaires de la bonne taille pour avoir une bonne acoustique, et particulièrement avec des embouts souples et adaptés à la taille de l'oreille (ni trop grand ni trop petit),

Le choix des tuyaux

- Les tubes simples sont meilleurs que ceux à double tube. Lorsqu'il y a deux tubes, ceux-ci pourraient frotter l'un contre l'autre. Le bruit créé pourrait cacher le bruit du cœur .
- Le mieux serait de trouver un tube épais, court et relativement rigide, à moins que vous vouliez le porter autour du cou. Dans ce cas-là, il vaut mieux vous procurer un tube plus long.
- Assurez-vous que le tube n'a pas de fuites en tapotant sur la membrane (la partie plate sur le pavillon).

Qu'il n'y a pas d'obstruction: il est possible que de la poussière ou une fibre obstrue le conduit (il faut assurer un nettoyage).

Le joint: Les stéthoscopes contiennent un joint étanche pour transmettre les sons du corps du patient jusqu'aux oreilles du praticien.

Régler la cloche: Avec un stéthoscope double face, l'utilisateur doit ouvrir ou régler la cloche ou le diaphragme en tournant le pavillon (*il est recommandé d'en tapoter la membrane afin de vérifier que ce n'est pas le côté cloche qui est « activé »*), Si le diaphragme est ouvert, la cloche sera fermée.

Choisissez un lieu au calme pour vous en servir: Utilisez le stéthoscope dans un lieu sans bruit. Trouvez un lieu calme pour vous assurer que les bruits dans le corps que vous voulez entendre ne sont pas couverts par les bruits ambiants.

Exposez la peau du patient: Maintenez la membrane sur le cœur du patient, et écoutez le cœur pendant une minute.

***Conseil et avertissement**

Ne plongez pas le stéthoscope dans l'eau et ne l'exposez pas à une chaleur ou un froid extrême. Vous pourriez l'abimer.

Ne parlez pas dans le stéthoscope ou ne tapotez pas la membrane lorsque vous avez les embouts dans les oreilles. Vous pourriez vous abimer les oreilles selon la force à laquelle vous tapotez dessus ou parlez dedans.

Conclusion

L'innovation du stéthoscope et de la phonocardiographie ont apporté une assistance efficace au mode médical avec un diagnostic et une exploration fonctionnelle cardiovasculaire fiable.

Ce dispositif médical sous le nom du stéthoscope a suivi plusieurs améliorations depuis sa création au cours de plusieurs années. L'évolution technologique des systèmes électroniques ont influé directement sur la conception des stéthoscopes modernes, intelligents, miniatures et rapides.

dans le chapitre suivant; nous allons discuter les applications technologiques incluses dans les avancées technologiques, ainsi que le choix des composants, des techniques modernes appliquées sur un stéthoscope électronique sans fil.

CHAPITRE III :

Étude théorique du *stéthoscope* *électronique sans fil*

Tout système de mesure contient un ensemble d'éléments importants; les grandeurs physiques à mesurer sont appelées la mesurande qui est une valeur analogique non exploitable directement.[46]

Dans notre cas, la mesurande est purement physique (signal physiologique).

Le capteur est élément primaire dans une chaîne de mesure, sensible au phénomène physique qui transforme cette grandeur physique non exploitable vers une grandeur exploitable généralement d'une nature électrique. [47]

Généralement cette grandeur physique passe par l'élément primaire du cœur qui est le corps d'épreuve généralement en

III.3.1 - Le capteur

Tout système de mesure contient un ensemble d'éléments importants; les grandeurs physiques à mesurer sont appelées la mesurande qui est une valeur analogique non exploitable directement.[46]

Dans notre cas, la mesurande est purement physique (signal physiologique).

Le capteur est élément primaire dans une chaîne de mesure, sensible au phénomène physique qui transforme cette grandeur physique non exploitable vers une grandeur exploitable généralement d'une nature électrique. [47]

Généralement cette grandeur physique passe par l'élément primaire du cœur qui est le corps d'épreuve généralement en contact direct avec la mesure et le milieu ou le domaine de la mesurande, cette grandeur se traduit à une grandeur intermédiaire ensuite sera éjecté dans le transducteur (Elément sensible) pour qu'elle devienne exploitable.

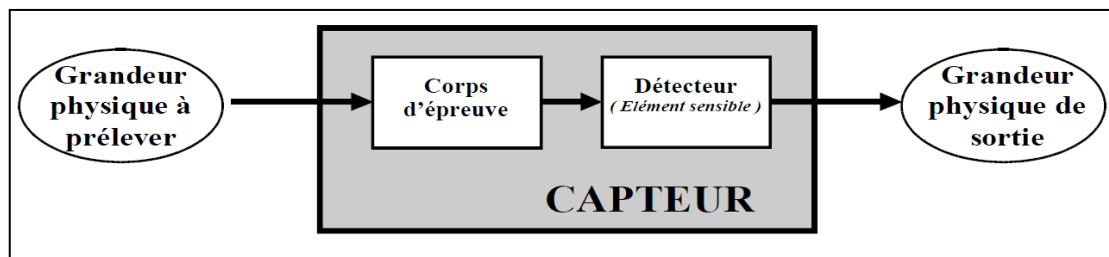


Figure III.1: schéma technique du capteur

On distingue deux types de capteur

- *Les capteurs passifs* : qui nécessitent une alimentation en énergie électrique.
- *Les capteurs actifs* : qui utilisent une partie de l'énergie fournie par la grandeur physique à mesurer.

Les caractéristiques d'un capteur sont

- *Étendue de mesure* : Valeurs extrêmes pouvant être mesurée par le capteur.
- *Résolution* : Plus petite variation de grandeur mesurable par le capteur.
- *Sensibilité* : Variation du signal de sortie par rapport à la variation du signal d'entrée.
- *Précision* : Aptitude du capteur à donner une mesure proche de la valeur vraie.
- *Rapidité* : Temps de réaction du capteur. La rapidité est liée à la bande passante.
- *Linéarité* : représente l'écart de sensibilité sur l'étendue de mesure.

Dans le domaine médical, on utilise plusieurs types de capteur ; pour notre cas, on s'intéresse au capteur électronique qui est le microphone.

B -Types de microphone

Il existe plusieurs types de microphones, à savoir les microphones électrodynamiques à bobine mobile (Microphones dynamiques), les microphones piézoélectriques microphones à ruban, les microphones à gradient de pression, les Microphone à Condenseur (statique), les microphones à électret ... etc.

B.1-Microphone dynamique

Le Microphone dynamique utilise une bobine qui est fixée à la membrane, Ce type est constitué par un diaphragme en plastique ou en métal qui est fixé à une bobine en cuivre, située dans un champ magnétique créé par un aimant. Son fonctionnement est basé sur l'induction magnétique voir figure III.3. [17 - 20]

Les microphones dynamiques sont extrêmement robustes, offrent une réponse en fréquence lisse et étendu, ne nécessitant pas une source DC externe pour leur fonctionnement. Les microphones dynamiques sont donc passifs.

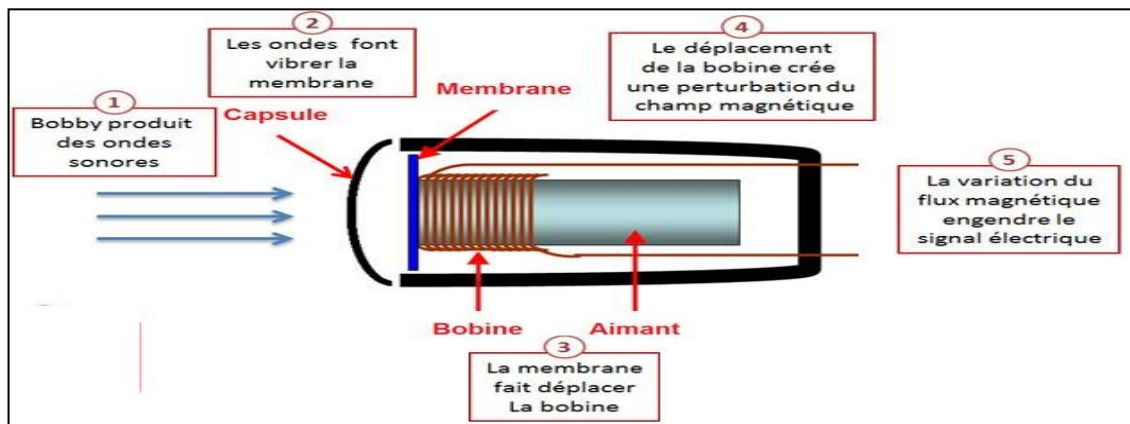


Figure III.3: schéma du microphone dynamique avec une explication

B.2-Microphone piézo-électrique

Ce type de microphone exploite la propriété piézo-électrique d'un Crystal qui va se polariser électriquement lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique (*une déformation donnant naissance à une tension électrique*).

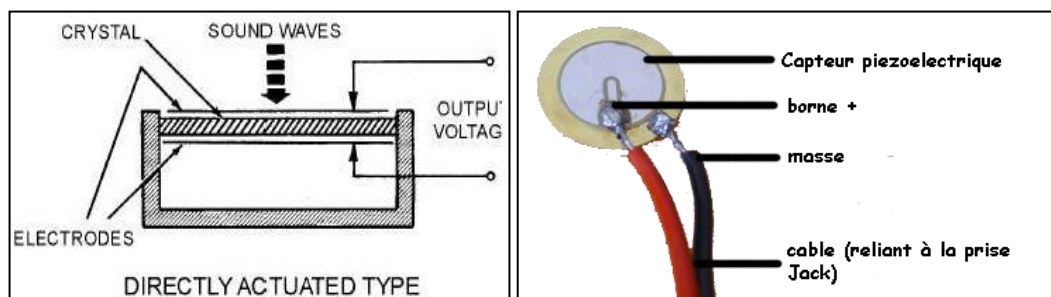


Figure III.4,5 :schéma du microphone piézoélectrique

*et
micro contacte (capteur piézoélectrique réel)*

Les vibrations détectées déforment la membrane piézoélectrique change la valeur de la capacité entre elle et une autre plaque métallique fixe, induisant un changement dans la tension de condensateur dans des conditions de charge constante (à sa sortie une tension alternative de plusieurs millivolts). [17-20]

Ce capteur doit être collé à la cage thoracique près du cœur pour pouvoir détecter les battements cardiaques (capture du signal PCG) .

B.3- Microphone à Condenseur

Ce type de microphone se compose d'une paire de plaques qui peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impacte de la pression atmosphérique.

En effet, les plaques agissent comme un condensateur sensible au son. L'une des plaques est en métal rigide fixé avec la masse. L'autre plaque est en métal ou en plastique métallisé flexible qui est chargé positivement par une source de tension externe. il convertit l'énergie acoustique en énergie électrique.[17]

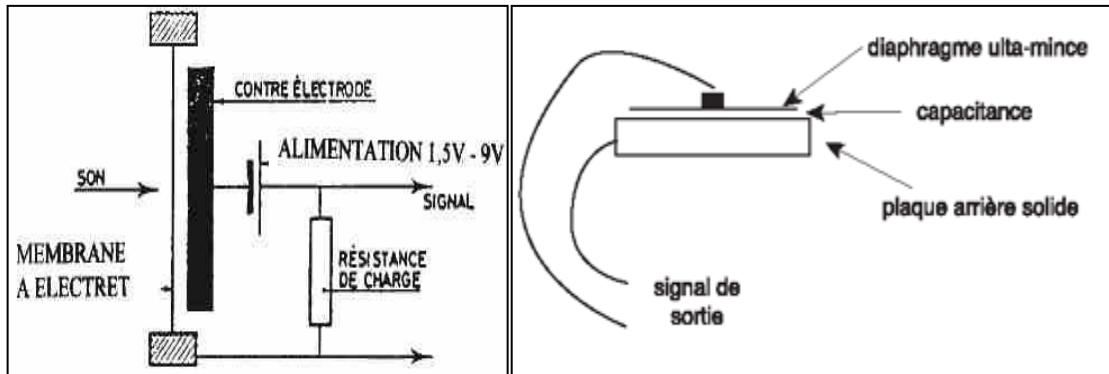


Figure III.6, 7 respective: Microphone à condensateur les deux modèle

Les microphones à condensateur sont caractérisés par un son de faible bruit et par un l'enregistrement de haute qualité.

B.4- Microphone à ruban

Les micros à ruban font partie du groupe des micros dynamiques. Ce type de micro offre des sons aigus 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.[31]

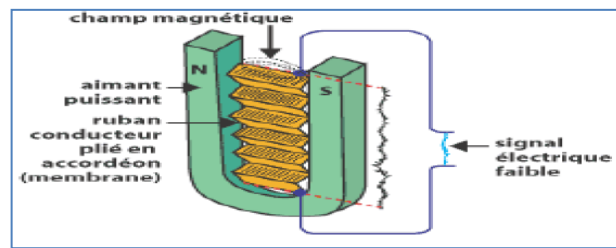


Figure III.8: schéma d'un micro à ruban

B.5- Microphone Electret (ECM)

Un microphone à condensateur électret (ECM : Electret Condenser Microphone) est une variante du microphone à condensateur.

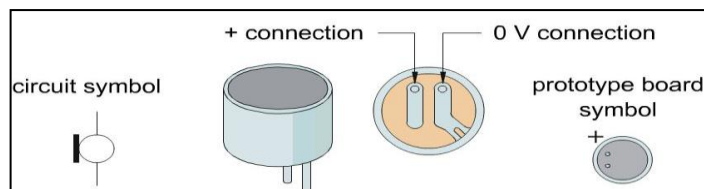


Figure III.9: ECM symbole et conception

B -Principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement du microphone à électret est presque identique à celui du microphone électrostatique. La seule différence est due au fait que la polarisation n'est plus assurée par une source de tension extérieure mais par polarisation permanente de l'un des éléments constitutifs du transducteur.

B.6- -Conditionnement du microphone à électret

Un microphone à électret possède la particularité d'être polarisé de façon permanente au moment de sa fabrication.

Autrement dit, on utilise un élément en plastique chargé de manière permanente (électret) placés en parallèle avec une plaque de métal conducteur, Au lieu d'utiliser une source de tension externe pour charger le diaphragme.



Figure III.11: *Microphone à électret réel*

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 "voir (Figure III-11). [48]

Le microphone à électret comporte un transistor à effet de champ (FET) qui joue le rôle de convertisseur courant-tension afin de rendre la tension générée exploitable.

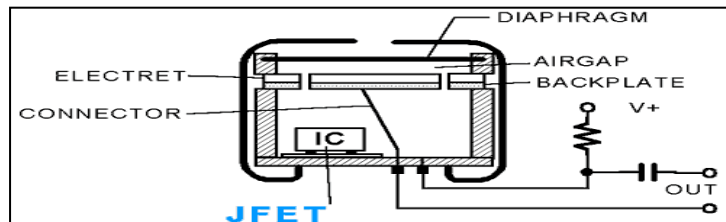


Figure III.12: *schéma technique du Microphone à électret avec FET*

Cela nécessite une alimentation externe pour fonctionner, généralement une tension DC comprise entre +4 et +10 V. Cette tension alimente le microphone à travers une résistance (1-10 K) " voir Figure III.14 ".[17]

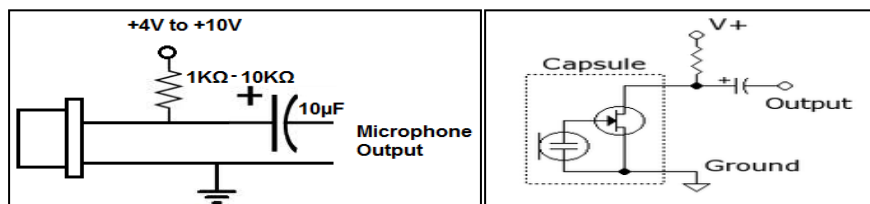


Figure III.13: *à gauche : schéma superficiel du ECM ;
à droite : schéma interne du capsule (FET et capacité)*

Il existe deux sortes de microphone électret : le Microphone électret à trois pattes et le Microphone à électret à deux pattes . [48]

	<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>

Tab. III.1: Comparaison entre les caractéristiques des microphones

III.3.2 - Mise en forme analogique du signal

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 $A_0 = \infty$, $\epsilon = 0$, On a dans ce cas $V^+ = V^-$.

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

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

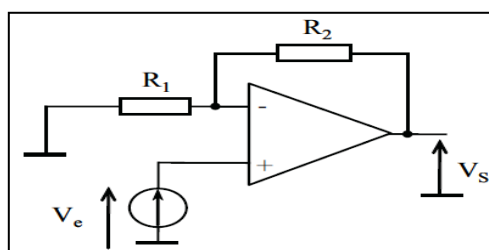


Figure III.18: Montage non inverseur

Amplificateur à transistor bipolaire NPN monté en émetteur commun:

Le transistor bipolaire est un composant électronique de la famille des transistors. Ce composant est basé sur deux jonctions PN, qui peuvent soit être placés pour former une jonction NPN ou PNP. Pour faire simple sur l'utilité du composant, il est possible de spécifier que la troisième patte de ce tripôle (composant à trois pattes) permet de contrôler le passage du courant entre les deux autres pattes.

La base du transistor bipolaire permet de commander le passage du courant à travers le composant il existait deux régimes de fonctionnement à cette commande :

- **Régime de saturation (transistor en commutation)** : bloqué ou passant. L'état est considéré comme bloqué lorsque le courant ne parcourt plus le composant. L'état est par

ailleurs considéré comme passant lorsque le courant "saturé" circule entre le collecteur et l'émetteur.

- **Régime linéaire** : ce régime permet de laisser plus ou moins passer le courant à travers le transistor. Il est utilisé lors d'une amplification.

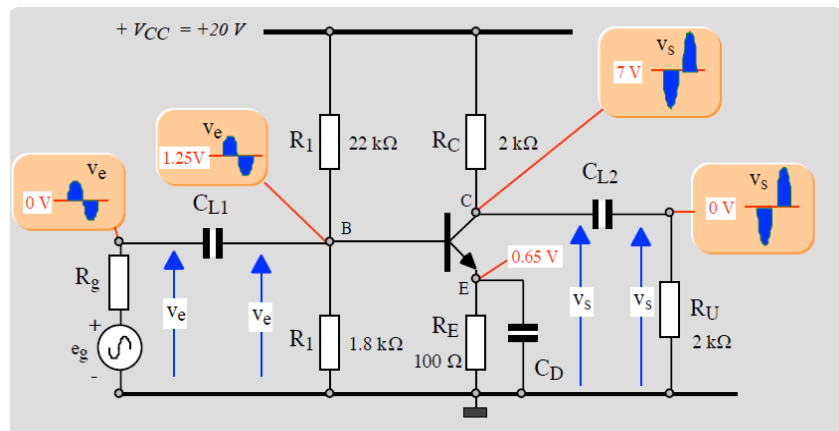


Figure III.21: Montage amplificateur en émetteur commun

III.3.2 .2- phase de filtrage

Le filtrage est une technique la plus importante dans les chaînes de mesure, de mise en forme et même dans les chaînes d'acquisition des signaux issu d'un capteur pour un objectif bien Le filtre est un dispositif électronique qui joue le rôle de frontière pour une fréquence ou bande de fréquences (passage ou blocage et même atténuation).

*. Classification des filtres

Il existe deux familles de filtre : les filtres analogiques et les filtre numériques.

De c fait, il existe des filtres passe bas, des filtres passe haut, des filtre passe bande, des filtres coupe bande, des filtres sélectifs et des filtres rejeteurs ... etc.

Il existe deux types de filtre analogique : filtre passif et filtre actif.

A-a- les filtres passif

Les filtres passifs sont réalisés autour des composants passifs (ils n'ont pas besoin d'une alimentation pour leur fonctionnements) ; se sont des impédances résistif (Z_R) ou capacitif (Z_C) ou inductif(Z_L), sont à base des composant classiques : des résistances, des capacités et des bobines.

A-a-1 filtre passe-bas passif

Un filtre passe bas ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa fréquence de coupure. Il atténue les hautes fréquences.[10]

La bande passante est la gamme de fréquence non filtrée : $BP = [0, f_C]$

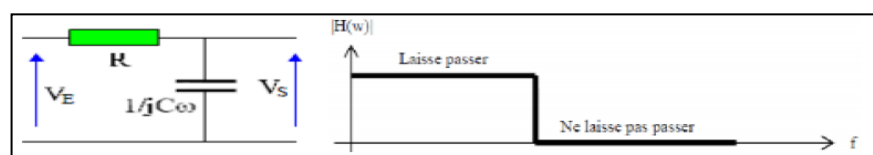


Figure III.24: filtre passe-bas

A-a-2 filtre passe-haut passif

Un filtre passe haut ne laisse passer que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure. Il atténue les bases fréquences.[10]

Ce filtre ne laisse passer que les hautes fréquences. BP = [fC, ∞[

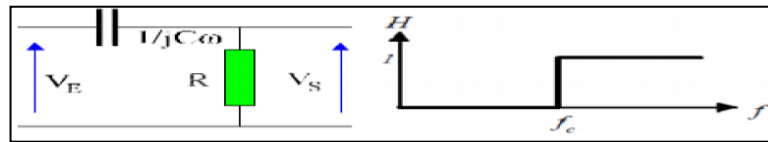


Figure III.25: filtre passe-haut

A-a-3 filtre passe-bas bande passif

Ce filtre ne laisse passer qu'une bande de fréquences. Il possède deux fréquences de coupure : la fréquence de coupure basse et la fréquence de coupure haute

On peut limiter la BP pour une seule fréquence pour utilisé un filtre sélectif

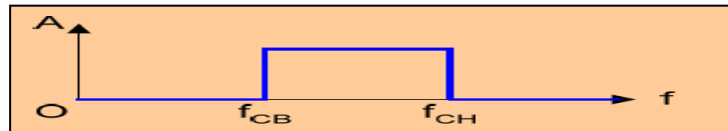


Figure III.26: filtre passe-bande

NB : filtre coupe-bande bande passif est L'inverse du filtre passe bande

A-b - les filtres actif

Ce sont des filtres à base des amplificateurs opérationnels et des composants des filtres passifs ; ils ont besoin d'une alimentation externe.

Les filtres actifs sont meilleurs que les filtres passifs, ils ont une grande sensibilité, ainsi qu'une bonne fiabilité par rapport aux autres.

ils se diffèrent selon leur ordre (1er ordre 2eme ordre ...) et sur leur structure (Structure de Rauch et structure de Sallen-Key) , ainsi de nombreuses fonctions mathématiques, appelées fonction d'approximations, pouvant répondre à l'exigence du gabarit normalisé.

Les principales fonctions d'approximations sont les suivantes: fonction de butterworth • fonction de chebychev • fonction de cauer • fonctions de Bessel.[51]

filtres actif passe-bas

Un exemple sur un filtre passe-bas premier ordre

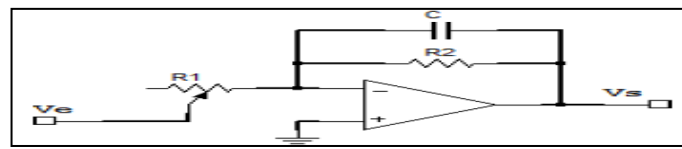


Figure III.27: filtre passe-bas 1er ordre

En basses fréquences, le condensateur dans le filtre passe-bas actif du 1er ordre agit comme circuit ouvert et un circuit fermé dans les hautes fréquences.

filtres actif passe-haut

Un exemple du filtre passe-haut deuxième ordre et premier ordre

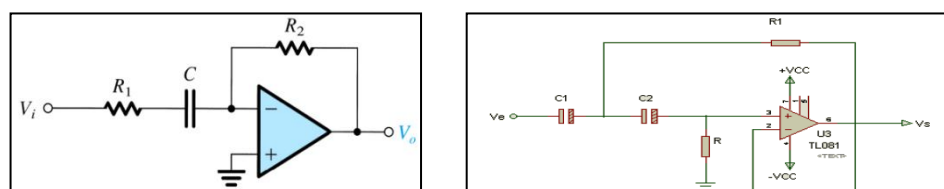


Figure III.29: filtre premier ordre, et 2eme ordre sallen-Key ordre

*. Caractéristique pour les deux type de filtre

Pour tout type de filtre, l'atténuation est toujours spécifiée par un nombre suivi de dB par octave. • 6dB par octave est un filtre du 1ereordre. • 12dB par octave est un filtre du 2éme ordre. ... etc.

Les filtres analogiques réels présentent donc une imperfection avec lesquelles il faut trouver des compromis en fonction de son application:

Les compromis fait sur ces différentes imperfections peuvent être regroupés sur un graphique appelé gabarit du filtre. Ce gabarit fixe les limites de la fonction de transfert du filtre réalisé.[51]

B- Les filtres numériques

C'est une technique de filtrage à base des algorithmes et des logiciels plus avancés avec des outils informatiques puissants. Le signal doit être codifier et numérisé afin de le filtrer.

Cela nécessite une segmentation et échantillonnage du signal (*de modifier les valeurs numérisées du signal à l'aide d'opérateurs numériques : des convertisseurs analogiques numériques, des multiplieurs, des additionneurs, etc.*).

Les fonctions mathématiques comme l'estimation la corrélation ou auto corrélation agissent sur la forme du signal afin de le purifier.

On peut même simuler ou générer un signal, ainsi de le comparer avec d'autre signaux

III.3.3.1 .3-Description de la carte Arduino uno (figure III.35)

Le système Arduino est composé de deux éléments principaux :

- le matériel : *Il s'agit d'une carte électronique basée autour d'un microcontrôleur Atmega du fabricant Atmel..*
- le logiciel permet de programmer la carte Arduino. *Il offre une multitude de fonctionnalités.*

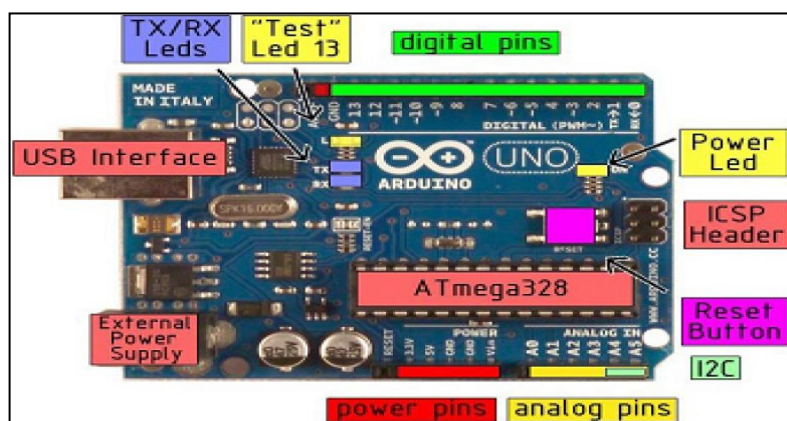


Figure III.35: une carte Arduino uno

Caractéristiques :

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

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

L'interface USB /série.

Micro contrôleur : ATmega328

Entrées analogiques = 6 (avec une résolution de 10 bits => 1024 valeurs différentes).[51]

Microcontrôleur :

La carte **Arduino UNO** repose sur un circuit intégré (un mini ordinateur appelé également microcontrôleur), Le modèle **UNO** est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur de type ATMEL de référence ATmega328.

Ce dernier est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. associée à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes :

- **Côté entrées** : des capteurs qui collectent des informations.
- **Côté sorties** : des actionneurs qui agissent sur le monde physique.[51]

Alimentation :

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

Sur les premiers modèles de cartes **Arduino**, un petit sélecteur permettait de choisir le mode mais depuis le modèle « Duemilanove », le passage de l'un à l'autre mode est automatique.[51]

Entrés/ sortie (E/S):

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 5 V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètres, etc.).
- Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux « 0 » ou « 1 » traduits par 0 ou 5 V.
- On décide du comportement de ces connecteurs (entrée ou sortie) en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme.[51]
- Des entré de masse et d'alimentation.
- Des entré de communication Transmission et Réception (Tx-Rx).

Interface USB/SERIE:

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port **USB**. [51]

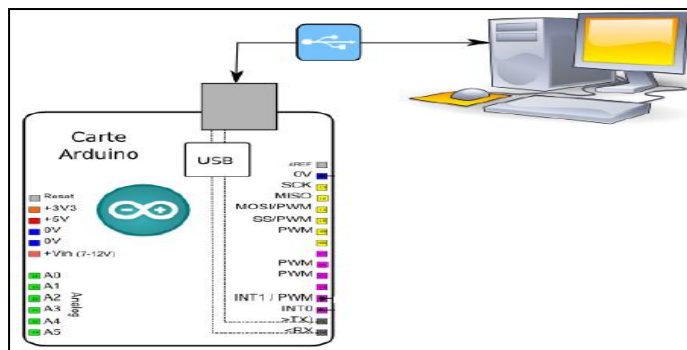


Figure III.36: Connexion USB/SERIE entre l'ARDUINO et PC.

Vérifier : permet de vérifier le programme, il actionne un module qui cherche les erreurs dans votre programme.

Télé verser : Compile le code et transfère le programme vers la carte Arduino.

Nouveau: Crée un nouveau fichier.

Ouvrir: Ouvre un fichier.

Enregistrer : Enregistre le programme. [53]

Moniteur Série : Ouvre la fenêtre du moniteur (ou terminal) série. Il est utilisé pour afficher l'information qui est envoyée par la carte **Arduino** vers l'application (habituellement par le câble USB).

Il est également possible d'établir une communication série entre la carte **Arduino** et les autres périphériques ou logiciels.[51]

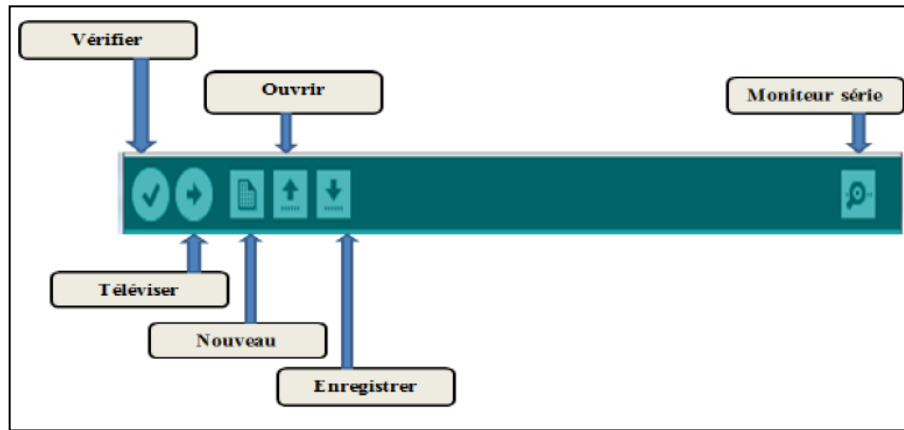


Figure III40.: Structure de différents bouton

Principe de fonctionnement :

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer sera la sélection du type de carte dans l'environnement de développement. Une sélection du port USB actif branché avec la carte Arduino. [53]

Structure d'un programme Arduino

Un programme **Arduino** comporte trois parties figure 40 :

1. La partie déclaration des variables (Optionnelle)
2. La partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup ()
3. La partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop ().[51]

II.5.2.3. 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 600 Hz 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 II.19). Les impédances Z_i sont des résistances ou des condensateurs.

La boucle de contre-réaction induit un fonctionnement linéaire de l'amplificateur opérationnel ($V_+ = V_-$).

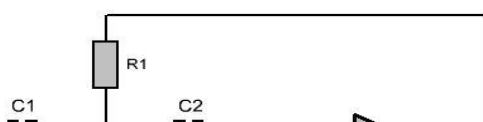


Figure II.21 : schéma électrique d'un filtre passe haut
«sallen et key» seconde ordre.(6)

□ 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:

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 :

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

$$\rightarrow \frac{2m}{\omega_c} = R_1(C_1 + C_2) \Leftrightarrow m = \frac{R_1(C_1 + C_2)}{2\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

$$\rightarrow A = 1$$

Sa réponse fréquentielle est illustrée sur la figure II.20.

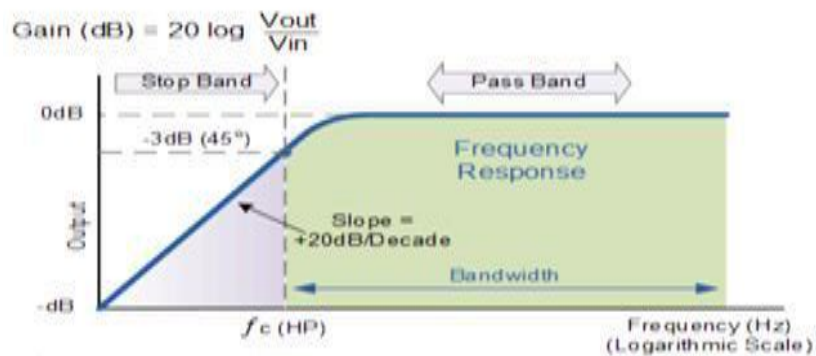


Figure II.23: Le bloc de Filtrage

II.6. Haut Parleur :

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 réalisée autour d'un haut parleur.

Le haut-parleur est une sortie audio utilisée pour écouter les bruits cardiaques. C'est un composant électromécanique, destiné à produire des sons à partir des tensions alternatifs, comprises entre 20 et 20 000 Hz. Ces tensions alternatives pourront être prélevées à la sortie de l'amplificateur.

II.6.1. 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. (7)

□ **Woofers :**

On appelle ainsi les hautparleurs 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. (7)

□ **Médium :**

Ce sont des haut-parleurs qui ont un cône de dimensions très inférieures à celles du Woofer, c'est pour quoi 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. (7)

□ **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. (7)

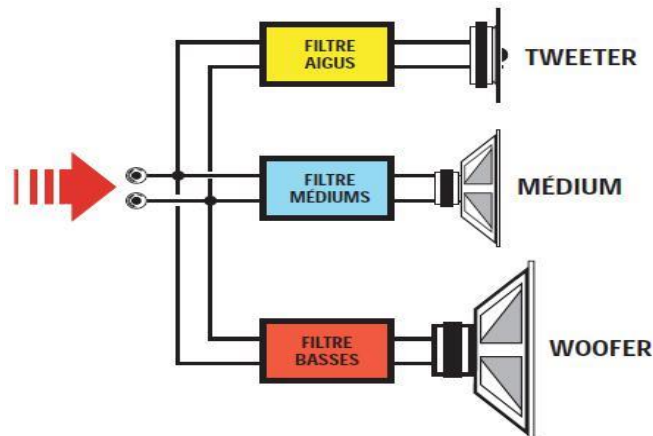


Figure II.24 : un haut parleur large bande de fréquence. (7)

Les casques (figure II.25) 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.(7)



*Figure II.25 : différents types de casques qui ont, généralement,
une impédance de 32 ou bien de 600 ohms. (7)*

I.1. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons étudiés les différents étages du circuit d'acquisition du signal PCG du

capteur jusqu'au circuit de filtrage, amplification et l'haut parleur.

Le chapitre suivant est consacré à la réalisation pratique de notre conception.

CHAPITRE IV :

Étude Pratique du *stéthoscope* *électronique sans fil*

Remontant au passé; dans les environs du 15^{ième} siècle, les savants qui étudient la circulation sanguine, ont donné leur impression sur cette dernière que nous résumons comme suit :

Ils démontrent qu'il existe un circuit fermé pour la petite circulation, mais ils spéculent qu'il en est de même pour la grande circulation qui serait également un circuit fermé.

A titre d'exemple ; Harvey constate par ses observations à Padoue que :

Comme l'avait montré Ibn an-Nafis, l'idée qu'un mélange entre deux sortes de sangs différents n'est pas possible (sang purifié par le poumon, froid et sang brut, chaud).

L'hypothèse de Jean Fernel sur le lien entre la systole et l'éjection du sang est exacte.[2]

Ibn--Nafis innove, en réfutant le modèle galénique classique, pour expliquer dans son livre :

« *Quand le sang a été raffiné dans cette cavité [le ventricule droit du cœur], il est indispensable qu'il passe dans la cavité gauche où naissent les esprits vitaux. Mais il n'existe pas de passage direct entre ces dernières. L'épais septum du cœur n'était nullement perforé et ne comportait pas de pores visibles ainsi que le pensaient certains, ni de pores invisibles tels que l'imaginait Galien. Au contraire les pores du cœur y sont fermés.*

Ce sang de la cavité droite du cœur devait circuler, dans la veine artérielle [notre artère pulmonaire], vers les poumons. Il se propageait ensuite dans la substance de cet organe où il se mêlait à l'air. Afin que sa partie la plus fine soit purifiée et passe dans l'artère veineuse [nos veines pulmonaires] pour arriver dans la cavité gauche du cœur et y forme l'esprit vital. » [2]

Le réseau artériel de la grande circulation est un circuit à haute pression, il conduit le sang oxygéné à travers le corps dans des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles ou capillaires artériels (Figure I.2).

Le sang, devenu pauvre en oxygène, revient au cœur dans les veines, puis est envoyé par les artères pulmonaires dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons.

Le réseau veineux est le principal réservoir de sang : il contient environ 70% du volume total, qui est de 5 à 6 litres pour un adulte.[6]

Remontant au passé; dans les environs du 15^{ème} siècle, les savants qui étudient la circulation sanguine, ont donné leur impression sur cette dernière que nous résumons comme suit :

Ils démontrent qu'il existe un circuit fermé pour la petite circulation, mais ils spéculent qu'il en est de même pour la grande circulation qui serait également un circuit fermé.

A titre d'exemple ; Harvey constate par ses observations à Padoue que :

Comme l'avait montré Ibn an-Nafis, l'idée qu'un mélange entre deux sortes de sangs différents n'est pas possible (sang purifié par le poumon, froid et sang brut, chaud).

L'hypothèse de Jean Fernel sur le lien entre la systole et l'éjection du sang est exacte.[2]

Ibn--Nafis innove, en réfutant le modèle galénique classique, pour expliquer dans son livre :

« *Quand le sang a été raffiné dans cette cavité [le ventricule droit du cœur], il est indispensable qu'il passe dans la cavité gauche où naissent les esprits vitaux. Mais il n'existe pas de passage direct entre ces dernières. L'épais septum du cœur n'était nullement perforé et ne comportait pas de pores visibles ainsi que le pensaient certains, ni de pores invisibles tels que l'imaginait Galien. Au contraire les pores du cœur y sont fermés.*

Ce sang de la cavité droite du cœur devait circuler, dans la veine artérielle [notre artère pulmonaire], vers les poumons. Il se propageait ensuite dans la substance de cet organe où il se mêlait à l'air. Afin que sa partie la plus fine soit purifiée et passe dans l'artère veineuse [nos veines pulmonaires] pour arriver dans la cavité gauche du cœur et y forme l'esprit vital. » [2]

* La circulation artérielle et veineuse

Le réseau artériel de la grande circulation est un circuit à haute pression, il conduit le sang oxygéné à travers le corps dans des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles ou capillaires artériels (Figure I.2).

Le sang, devenu pauvre en oxygène, revient au cœur dans les veines, puis est envoyé par les artères pulmonaires dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons.

Le réseau veineux est le principal réservoir de sang : il contient environ 70% du volume total, qui est de 5 à 6 litres pour un adulte.[6]

Ce type de microphone exploite la propriété piézo-électrique d'un Crystal qui va se polariser électriquement lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique (*une déformation donnant naissance à une tension électrique*).

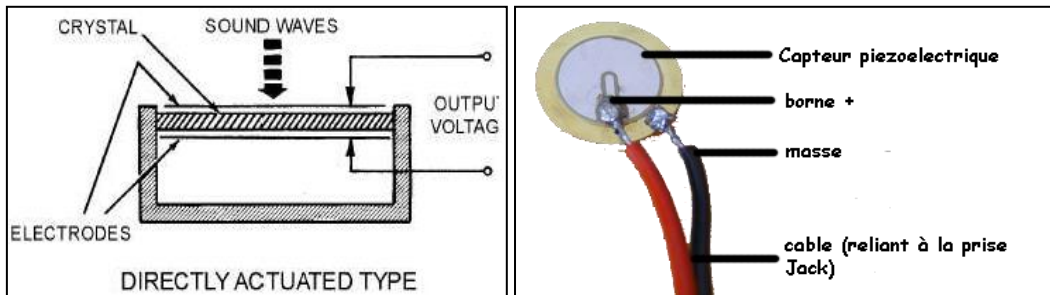


Figure III.4.5 :schéma du microphone piézoélectrique et micro contacte (capteur piézoélectrique réel)

Les vibrations détectées déforment la membrane piézoélectrique change la valeur de la capacité entre elle et une autre plaque métallique fixe, induisant un changement dans la tension de condensateur dans des conditions de charge constante (à sa sortie une tension alternative de plusieurs millivolts). [17-20]

Ce capteur doit être collé à la cage thoracique près du cœur pour pouvoir détecter les battements cardiaques (capture du signal PCG) .

B.3- Microphone à Condensateur

Ce type de microphone se compose d'une paire de plaques qui peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impacte de la pression atmosphérique.

En effet, les plaques agissent comme un condensateur sensible au son. L'une des plaques est en métal rigide fixé avec la masse. L'autre plaque est en métal ou en plastique métallisé flexible qui est chargé positivement par une source de tension externe. il convertit l'énergie acoustique en énergie électrique.[17]

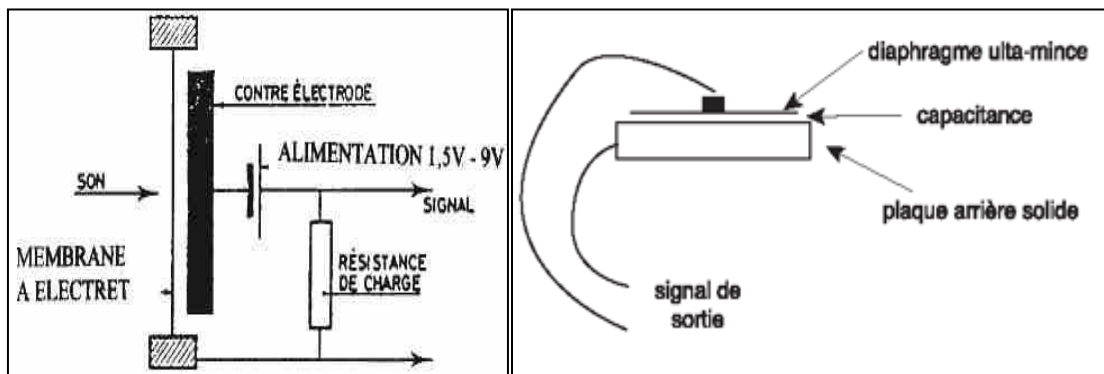


Figure III.6 , 7 respective: Microphone à condensateur les deux modèle

Les microphones à condensateur sont caractérisés par un son de faible bruit et par un l'enregistrement de haute qualité.

B.4- Microphone à ruban

Les micros à ruban font partie du groupe des micros dynamiques. Ce type de micro offre des sons aigus 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.[31]

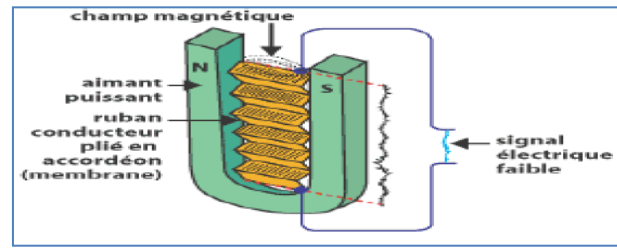


Figure III.8: schéma d'un micro à ruban

B.5- Microphone Electret (ECM)

Un microphone à condensateur électret (ECM : Electret Condenser Microphone) est une variante du microphone à condensateur.

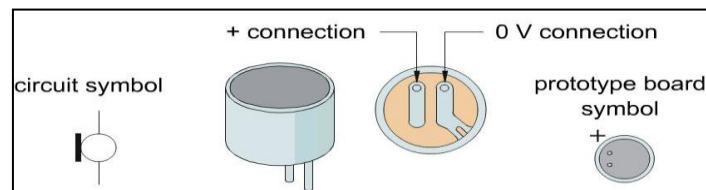


Figure III.9: ECM symbole et conception

B -Principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement du microphone à électret est presque identique à celui du microphone électrostatique. La seule différence est due au fait que la polarisation n'est plus assurée par une source de tension extérieure mais par polarisation permanente de l'un des éléments constitutifs du transducteur.

B.6- -Conditionnement du microphone à électret

Un microphone à électret possède la particularité d'être polarisé de façon permanente au moment de sa fabrication.

Autrement dit, on utilise un élément en plastique chargé de manière permanente (électret) placés en parallèle avec une plaque de métal conducteur, Au lieu d'utiliser une source de tension externe pour charger le diaphragme.



Figure III.11: Microphone à électret réel

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 "voir (Figure III-11). [48]

Le microphone à électret comporte un transistor à effet de champ (FET) qui joue le rôle de convertisseur courant-tension afin de rendre la tension générée exploitable.

Ou'il n'y a pas d'obstruction: il est possible que de la poussière ou une fibre obstrue le conduit (il faut assurer un nettoyage).

Le joint: Les stéthoscopes contiennent un joint étanche pour transmettre les sons du corps du patient jusqu'aux oreilles du praticien.

Régler la cloche: Avec un stéthoscope double face, l'utilisateur doit ouvrir ou régler la cloche ou le diaphragme en tournant le pavillon (*il est recommandé d'en tapoter la membrane afin de vérifier que ce n'est pas le côté cloche qui est « activé »*), Si le diaphragme est ouvert, la cloche sera fermée.

Choisissez un lieu au calme pour vous en servir: Utilisez le stéthoscope dans un lieu sans bruit. Trouvez un lieu calme pour vous assurer que les bruits dans le corps que vous voulez entendre ne sont pas couverts par les bruits ambiants.

Exposez la peau du patient: Maintenez la membrane sur le cœur du patient, et écoutez le cœur pendant une minute.

***Conseil et avertissement**

Ne plongez pas le stéthoscope dans l'eau et ne l'exposez pas à une chaleur ou un froid extrême. Vous pourriez l'abimer.

Ne parlez pas dans le stéthoscope ou ne tapotez pas la membrane lorsque vous avez les embouts dans les oreilles. Vous pourriez vous abimer les oreilles selon la force à laquelle vous tapotez dessus ou parlez dedans.

Le circuit imprimé correspondant à notre circuit est illustré dans la figure 3.3



Figure III.2: Vue 3D de notre circuit

Figure III.4 : Circuit imprimé et vue des composants côté cuivre

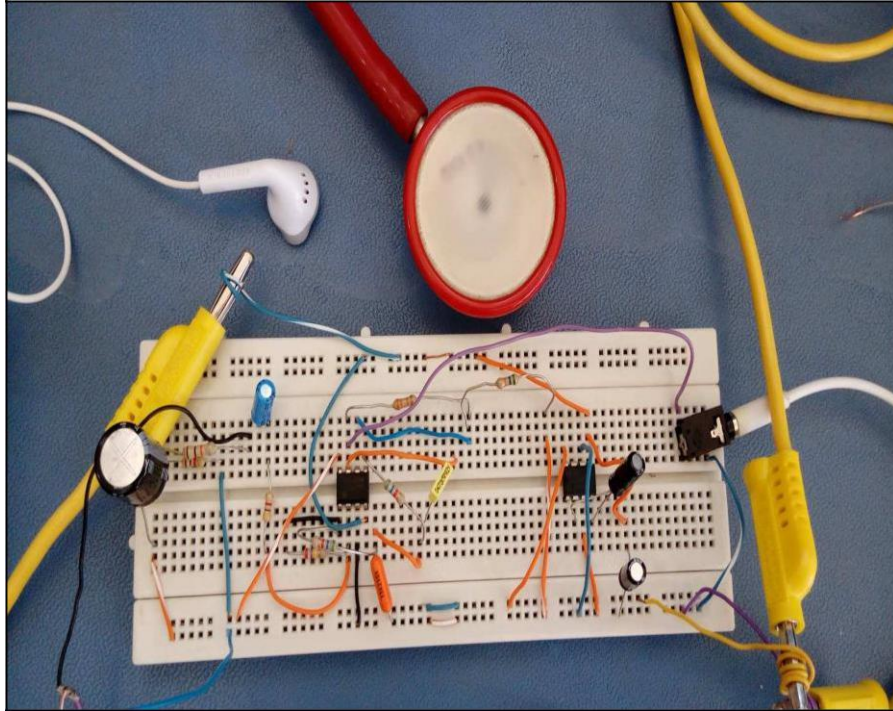


Figure III.5 : Réalisation sur Plaque d'essai

La figure 3.5 ci-dessous montre notre circuit ainsi réalisé.

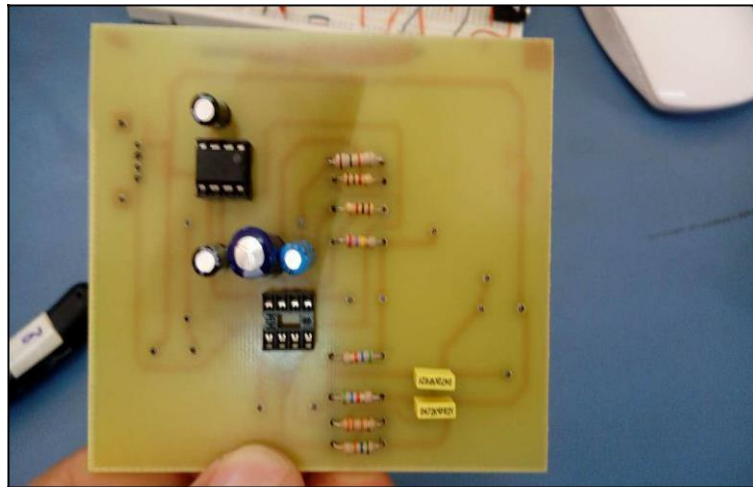


Figure III.6 : La Carte d'acquisition

La qualité du signal PCG issu sur le circuit final réalisé visualisé sur un oscilloscope digital est illustrée dans la figure 3.10

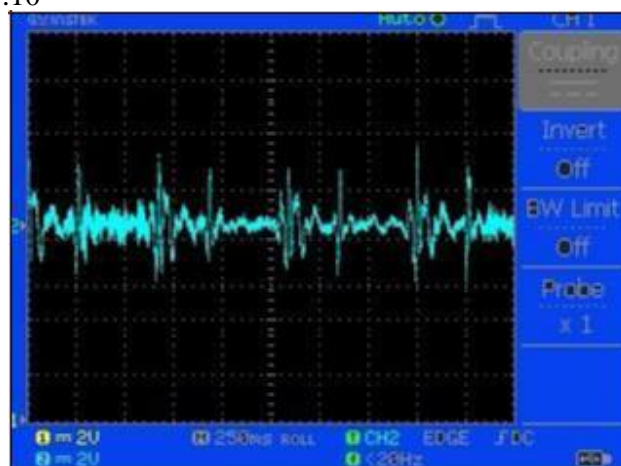


Figure III.7 : Signal PCG après l'amplification

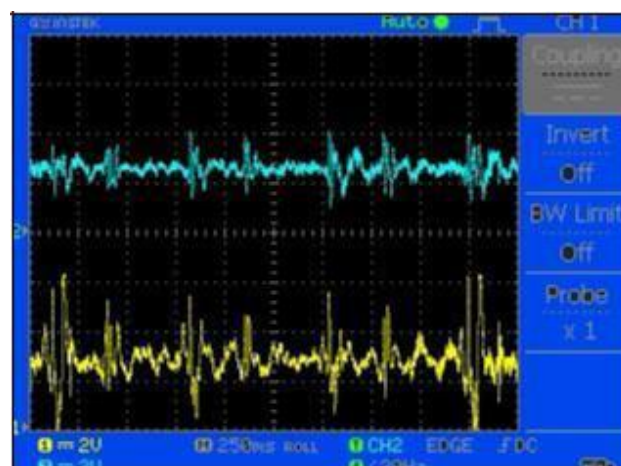


Figure III.8 : Signal PCG après le filtrage

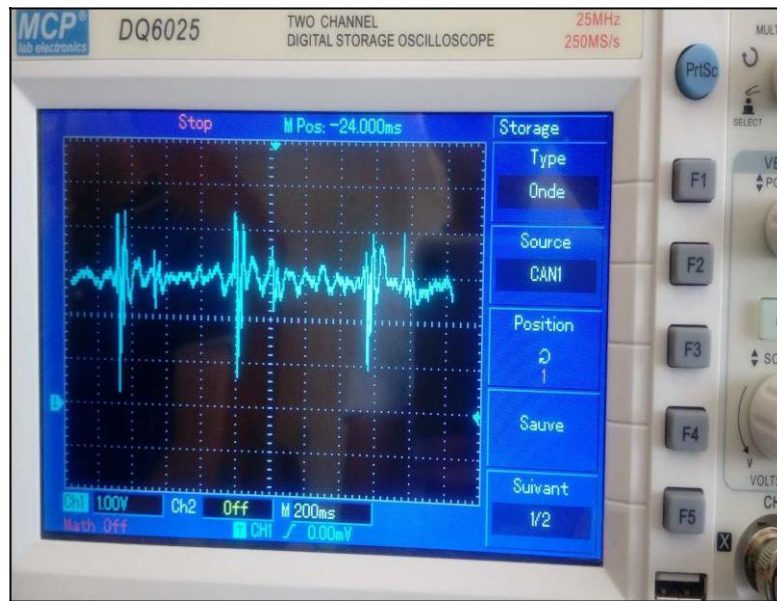


Figure III.9: Signal issu du microphone

Liste de bibliographique

[1] <http://histoire-de-coeur-tpe.e-monsite.com/pages/categorie-generale/un-peu-d-histoire.html>

[2] P. Salh hammoudi, "Le cours d'anatomie, chapitre 2 système cardio-circulatoire", 2^{ème} édition 2004

[3] P. Salh hammoudi, "Le cours d'anatomie, chapitre 1 système cardio-circulatoire", 2^{ème} édition 2004

[4] memoir battena 2015 hassan amaara

[5] P. Salh hammoudi, "Le cours d'anatomie, chapitre 3 système cardio-circulatoire", 2^{ème} édition 2004.

[6] **LAMRAOUI HASNA** , "**Caractérisation du signal phonocardiogramme** " :
Mémoire de projet de fin d'étude Master, **Université Hadj Lakhdar Batna 2**; 2015/2016

[7] **L. Guérin**, "TP mesure de la pression", **Chapitre : la pression artérielle, une grandeur régulée, Ecole Jeannine Manuel, 2013**

[8] https://fr.wikipedia.org/wiki/Pression_art%C3%A9rielle
https://fr.wikipedia.org/wiki/Bruits_de_Korotkoff

[9] http://tensoval.fr/appareils_oscillometriques.php

[10] **SI YAHIA KARIMA & KADDOUR MOKHTARIA** , "**CONCEPTION ET REALISATION D'UN DISPOSITIF D'EXPLORATION FONCTIONNELLE CARDIO-VASCULAIRE** ", mémoire de projet de fin d'étude Master , Université de Tlemcen, **15 juin 2016**

[11] *Mr Dib Nabil*, "ANALYSE temporelle et fréquentielle des différentes ondes du signal ECG en vue d'une reconnaissance de signatures de pathologies cardiaques " , Université de Tlemcen, 2008-2009

[12] <http://www.brusselsheartcenter.be/fr/chirurgie-cardiaque/interventions/chirurgie-valvulaire-et-chirurgie-de-l-aorte-thoracique.html>

[13] <http://www.docteurcliv.com/encyclopedie/le-rythme-cardiaque.aspx>

[14] http://www.jeanduperrex.ch/Site/Rythme_cardiaque.html

[15] *A. Aissaoui*, "Régulation de la Pression Artérielle, *Faculté de Médecine Université Constantine 3, Service de Physiologie Clinique et Explorations Fonctionnelles CHUC*,

[16] http://campus.cerimes.fr/cardiologie-et-maladies-vasculaires/enseignement/cardio_1/site/html/2_3.html

[17] HAMZA MOUNIR et ZIANI CHRIF SELMEN, "Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique ", Mémoire de Master, Université de Tlemcen 06/2013.

[18] **MEZIANI Fadia," Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phonocardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes", Thèse de Doctorat, Université de Tlemcen 2013**

[19] **Boudghene Stambouli Zineb," Classification des Signaux Phonocardiogrammes sur la Base de L'étude du Rapport SNR ",mémoire de MAGISTER EN ÉLECTRONIQUE BIOMEDICALE, Université de Tlemcen 2011 -2012**

[20] **"Meghraoui, Azzedine Taha · Chala, Khaled"**Etude et realisation d'un stethoscope electronique",memoire de projet de fin d'étude master , **Université de Tlemcen 10-sep-2017.**

[21] *M.Omari Tahar," Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques", mémoire de MAGISTER, Université de Tlemcen 2009*

[22] <https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/22466-stethoscope-definition>

[23] <https://www.mediprostore.com/fonctionnement-stethoscope>

[24] <https://fr.wikipedia.org/wiki/St%C3%A9thoscope>

[25] <https://fr.wikihow.com/utiliser-un-stéthoscope>

[26] <http://www.stetho.fr/fonctionnement-stethoscope.html>

[27] <https://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifsu/cours/le-stethoscope.html> [25]

[28] <https://www.decitre.fr/auteur/275628/Thomas+D+Rossing>

<https://www.decitre.fr/livres/the-physics-of-musical-instruments-9780387983745.html>

[Fletcher & Rossing-1998, p. 75].

[29] L'invention du stéthoscope, jalon essentiel de la cardiologie par Hélène Mendes Docteur d'État ès-sciences, chercheuse honoraire à l'INSERM

[30] Bereksi *reguig Fethi,"cour de licence "système de monitoring et de diagnostic médical", Université de Tlemcen 2015*

[31] **DJELDJI DJAMALEDDINE," REALISATION D'UNE PLATEFORME**

D'ANALYSE DES. BRUITS DE KOROTKOFF EN VUE DE LA MESURE", mémoire, de projet de fin d'étude master , Université de Tlemcen 2015

[32] WILLIAMS C. J. B. - in The London Medical Gazette, 351-352, 1837.

[33] COMMINS N. P. - New stethoscope, The London Medical Gazette, 4, 427-430, 1829.

[34] POLLOCK J. E. - On self-adjusting double stethoscope, the Retrospect of Practical Medicine and Surgery, Braithwaite. W, 1856, p. 94. the double self adjusting stethoscope, Lancet, 2, 175-176, 1856.

[35] CAMMANN G. P. - Self-adjusting stethoscope of Dr Cammann, New York Medical Times, 4, 1855, 140-142.

[36] DAVIS F. H. - A new form of the binaural stethoscope. The Medical Examiner, N° XIII, Vol XV, 1874, 315-317

[37] LANDOUZY H. - Mémoire sur les procédés de l'auscultation sur un nouveau stéthoscope applicable aux études cliniques, Reims, 1851.

[38] BOUDET DE PARIS M. - Note sur un nouveau stéthoscope par le Dr Boudet de Paris, Ve Frédéric Henry, Libraire-Éditeur, Paris, 1880.

[39] BOUDET DE PARIS M. - Amplification stéthoscope....The Lancet, vol. 147, 3790, 1896, 1096, .

[40] Chauveau a. - Nouveau stéthoscope à transmission aérienne, Comptes Rendus Soc de Biologie, 25 avril 1896, 410-414.

[41] D'ARSONVAL - Traité de physique biologique, Tome 1, Masson et Cie, Paris, 1901, 742.

[42] SPRAGUE H. - a new combined stethoscope chest piece, JAMA, 86, 25, 1926, 1908-1909.

[43] CUSHING H. M. - some principles of cerebral surgery, JAMA, 52, 192, 1909, 184-192.

[44] LITTMANN D. - an approach to the ideal stethoscope, JAMA, 178, 5, November 1961, 504- 505.

[45] J.E. Freeman · Albert Finney, "livre de Rossing-1990, p. 244", **1990**

[46] S.M.Debbal,"cour master 1 sur les capteurs", Université de Tlemcen 2016

[47] **Abdelghani DJEBBARI.**, "cour sur Le capteur ",2015

[48] **MEZIANE TANI** Assia et **TALEB** Asma., " CONCEPTION ET REALISATION D'UNE CARTE DE MISE EN FORME DE BRUITS CARDIAQUES", mémoire de master ,2013/2014

[49] **PHILIPPE ROUX** , *cour sur* : " **Les montage amplificateur fondamentaux a transistor bipolaire** ". 2005-06-20 15:27:30

[50] **BEREKSI REGUIG FETHI** , Hadj slimanezineedine , TAOULI Sid ahmed , BENALI Radhwane ,DIB Nabil , OMARI TAHAR : **RAPPORT GENERAL DU PROJET PNR** , Université de Tlemcen 2011-2013

[51] **BELAID Boumedyen,**" Etude et réalisation d'un Système d'Acquisition Temps Réel des Signaux EMG&EEG", Université de Tlemcen 25/2014

[52] **ASTUPS - CampusFab LECHALUPÉ Julien,**" Cours d'initiation à Arduino", Université Paul Sabatier Mai 2014

[53] **BOUADI Thinhinene Melissa,**" Réalisation d'un bio-impédancemètre",mémoire de master , Université de Tlemcen 17 /09/2017

[54]ben djema mémoir

[55] **ESKIMON et OLYTE,** " *Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation*", 2009.

[56] <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardProMini/>

[57] Polycopié ESIEE "MODULATION-DEMODULATION ANALOGIQUE" C. Berland 2005

[58] Hewlett Packard ou Agilent., "Spectrum Analysis : Amplitude and frequency Modulation ", Application Note 150-1.

[59] Support de cours "Modulations angulaires" de Marie Frénéa, ENS Cachan

[60] Etienne DURIS , **Michel VONGVILAY** , **Gabriel NGUYEN NGOC** ,**Grégory WOLOWIEC,**" informatique et réseaux 3eme anné BLUETOOTH " .

[61] **RENAU BONNET** , les profiles Bluetooth ,Décision micro 24,12/2002

[62] : **BAKOM,** Faktenblatt Wireless Local Area Networks (WLAN) & Radio Local Area Networks (RLAN), 17.3.2006

ANNEXE

ANNEXE

A

a-explication physique sur les Vibrations membranes:

Ce système vibrant à deux dimensions avec une forme circulaire, a une explication physique sur le captage et la propagation des ondes sonores.

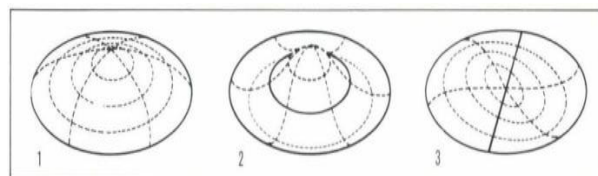


Figure 1 : vibration d'une membrane circulaire fixée à sa périphérie

Une membrane peut être représentée par un réseau de cordes orthogonales répondant aux mêmes conditions de raideur et de dissipation que la corde unidimensionnelle. Elle est caractérisée par ρS , sa masse par unité de surface (kg/m^2) et par τ , sa tension par unité de longueur (N/m).[28]

Dans le cas d'une membrane rectangulaire fixée sur son pourtour, on peut connaître les fréquences propres du système pour différentes valeurs entières de m et n divisant respectivement la longueur et la largeur de la membrane :

$$f_{mn} = \frac{c}{2} + \sqrt{\left(\frac{m}{X}\right)^2 + \left(\frac{n}{Y}\right)^2} \quad \text{avec } c = \sqrt{\frac{\tau}{\rho_s}}$$

X et Y sont les dimensions des côtés de la membrane.

Pour une membrane circulaire, les équations deviennent plus complexes. La "Figure II.33" donne les principaux modes de vibration d'une membrane circulaire idéale.

Dans le cas de membranes réelles, les fréquences observées peuvent être différentes des fréquences théoriques. Cela est dû aux phénomènes de compression de l'air, à la résistance à la courbure et à la résistance au cisaillement.[28]

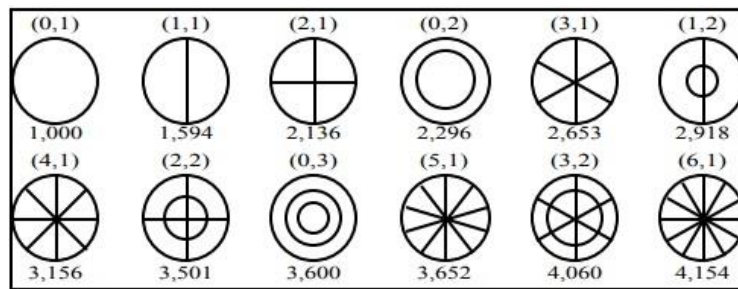


Figure 2: principaux modes de vibration d'une membrane circulaire idéale. Pour obtenir les fréquences réelles, il faut multiplier les coefficients par $2,4 2\pi r \tau \rho$, r = rayon de la membrane, ρ , sa masse surfacique, τ , sa tension par unité de surface [Fletcher & Rossing-1998, p. 75].

b- explication physique sur la Vibrations des tubes et des tuyaux:

Les instruments à vent se distinguent par la forme de leur résonateur et la nature de l'anche utilisée. Les résonateurs sont généralement coniques ou cylindriques.

On distingue deux sortes de tuyaux sonores : les tuyaux à anche qui sont toujours ouverts à l'autre extrémité et les tuyaux à embouchure de flûte qui peuvent être ouverts ou fermés à l'autre extrémité. Il se produit toujours un nœud à une extrémité fermée et un ventre à une extrémité ouverte. Dans ce dernier cas, la pression de l'air à l'extrémité ouverte est égale en permanence à la pression atmosphérique.

Un tuyau ouvert aux deux extrémités a une fréquence de vibration propre F inversement proportionnelle à la longueur L du tuyau. La formule est : $F = c/2L$ ou $\lambda = 2L$

λ est la longueur d'onde et c la célérité du son.

« Un tuyau fermé à une extrémité donne un son d'une octave plus bas qu'un tuyau ouvert de même longueur ».

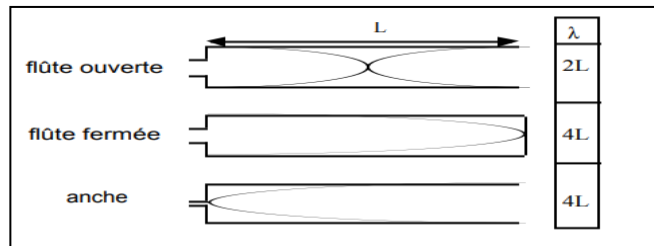


Figure 3: répartition des nœuds et des ventres dans les tuyaux cylindriques

L'impédance (le rapport de la pression sonore sur le débit d'air) d'un tube cylindrique varie avec la fréquence et favorise les harmoniques impaires

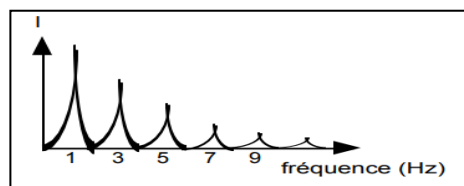


Figure 4: impédance d'un tuyau cylindrique (d'après [Jouhaneau-1994]).

Les fréquences de résonance du tube sont donc $c/4L$, $3c/4L$, $5c/4L$, etc... Seules les harmoniques impaires sont présentes.

Pour un tube conique par contre, tous les harmoniques sont présents car la propagation du son est de type sphérique. Enfin, dans le cas d'un cône évasé (cor anglais), les partiels ne sont plus harmoniques ($1f$, $1,8f$, $2,7f$, $3,6f$).[45]

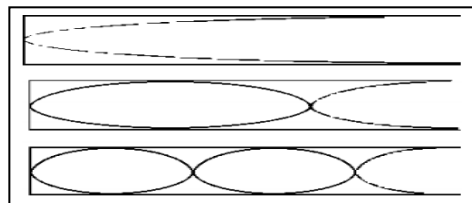


Figure 5: répartition des nœuds et des ventres des harmoniques dans un tuyau cylindrique ouvert à une extrémité

C- La réception du son au niveau de l'oreille humaine

Jusqu'à la fin du XIXe siècle, la plupart des recherches en acoustique étaient effectuées en utilisant l'oreille comme récepteur du son.

En 1830, Félix Savart donna comme limites de l'audition humaine les valeurs de 8 vibrations par seconde vers le grave et de 24000 vibrations par seconde vers l'aigu.

Actuellement on les situe respectivement à 20 Hz et 20000 Hz. Le seuil d'audibilité en intensité fut étudié par **Toepler**, **Botzmann** et **J. William Strutt Rayleigh**.

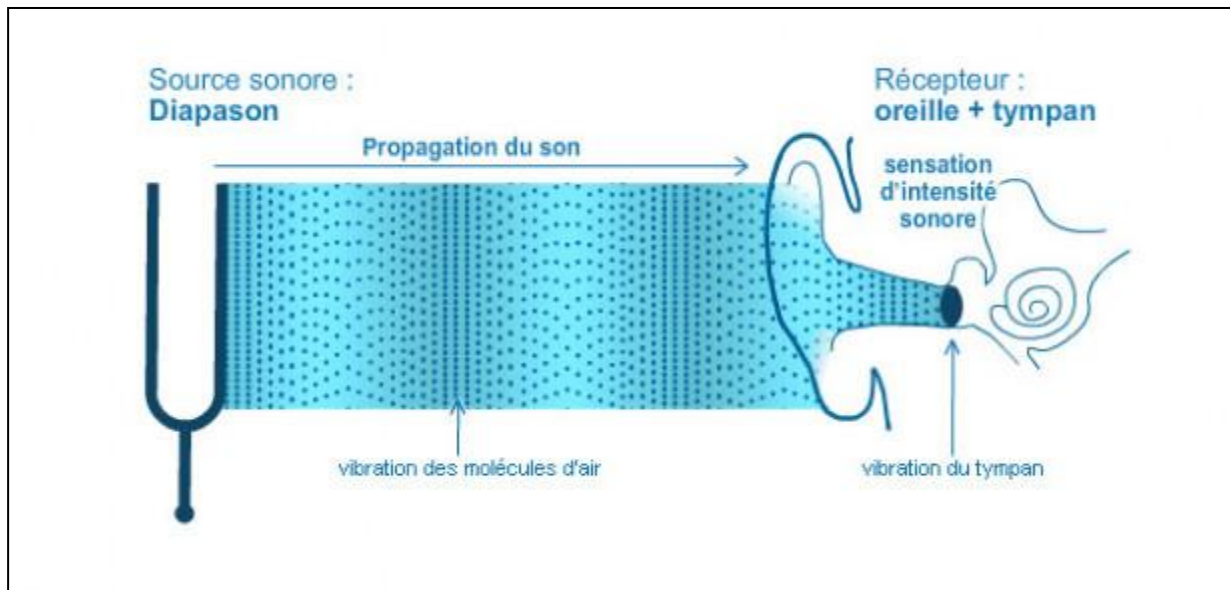


Figure II.6: Phénomène physique du son , Site du bruit, vibration dans l'oreille

ANNEXE

B

Les AOP opérationnels

Amplificateur opérationnel idéal :

C'est un composant électronique analogique sous forme d'un circuit intégré, c'est à dire qu'il est formé d'une multitude de composants électroniques élémentaires (résistances, transistors, condensateurs, diodes, etc...) formant un circuit complexe et intégrés dans un boîtier.

Il peut réaliser diverses opérations sur un signal électrique: amplification, comparaisons, soustractions, additions, déphasages, filtrages, etc...

Ce circuit est connecté à l'extérieur par des bornes de raccordement : 3 bornes fonctionnelles et 2 bornes d'alimentation.[51]

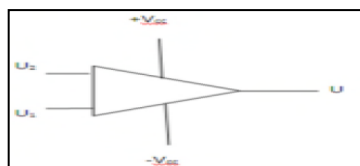


Figure III.16: AOP opérationnel

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 .

Selon les formules suivantes:

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

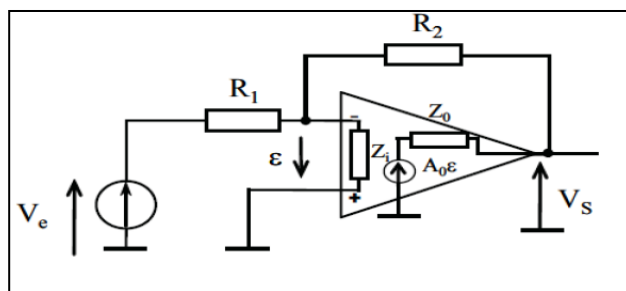


Figure III.17: Montage inverseur

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 $A_0 = \infty$, $\epsilon = 0$, On a dans ce cas $V^+ = V^-$.

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

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

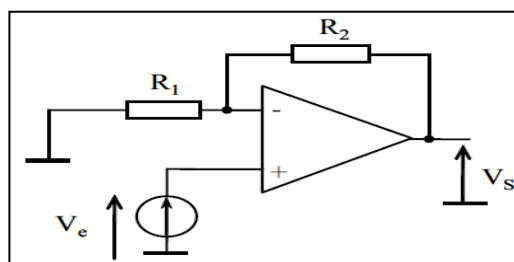


Figure III.18: Montage non inverseur

Les amplificateurs d'instrumentation:

Ce sont des amplificateurs utilisés pour une amplification en douceur car ils se caractérisent par une intégration de trois amplificateurs opérationnels dans un boîtier

En réalité, L'amplificateur d'instrumentation peut être réalisé soit de manière discrète en combinant trois amplificateurs opérationnels soit de manière intégrée.[10]

Il se caractérise par:

- TRMC ou RRMC très grand, il peut atteindre les 144db.
- Une bonne adaptation à l'entrée et une résistance négligeable à la sortie.
- Il dissipe la chaleur grâce à sa caractérisation d'amplification en douceur.
- Un gain variable.

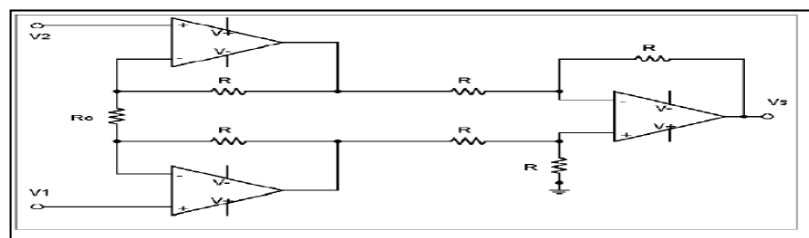


Figure III.19: Montage AOP d'instrumentation

En faisant une étude du circuit, par superposition, on obtient :

$$V_s = \left(1 + 2 \frac{R}{R_0}\right) (V_1 - V_2)$$

Un exemple :

Sur ce schéma est indiquée la valeur du potentiel par rapport à la masse de la base, de l'émetteur et du collecteur.[49]

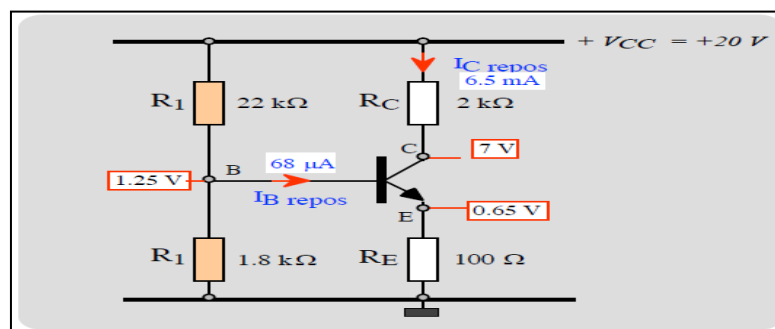


Figure III.20: transistor NPN polarisé

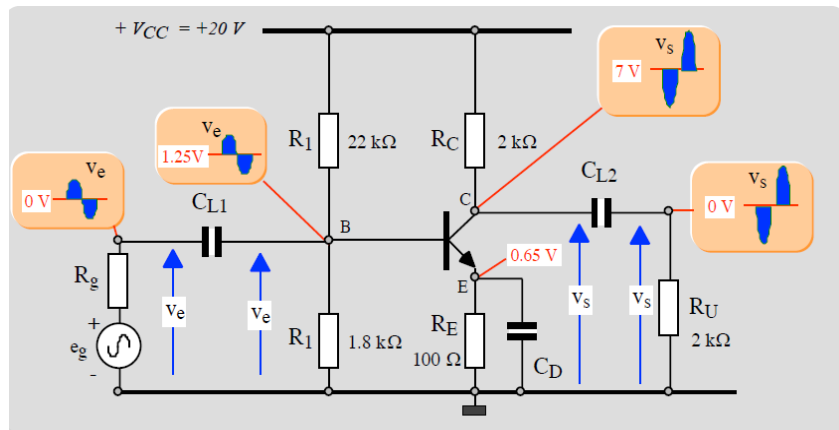


Figure III.21: Montage amplificateur en émetteur commun

On doit dans un premier temps résoudre un problème. En effet, le générateur e_g délivre une tension sinusoïdale v_e qui évolue autour de zéro volt. Cette tension ne peut pas être appliquée directement entre la base et la masse qui doit rester au potentiel de 1.25 V pour que le transistor reste correctement polarisé.

On peut aussi mettre en parallèle avec la résistance R_E une capacité C_D dite de « découplage » qui se comporte encore comme un court-circuit pour le régime sinusoïdal imposé par e_g .

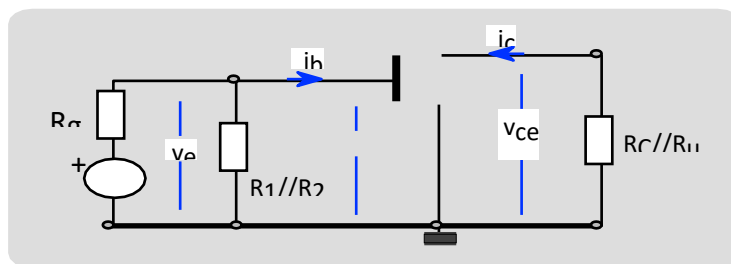


Figure III.22: Montage dynamique

Le schéma de la "Figure III.23 " conduit à définir la droite de charge dynamique du transistor liant la variation de la tension v_{ce} à celle d' i_c . Cette droite est différente de la droite de charge statique (Figure III.24). En effet :

Elle passe par le point de repos (lorsque $e_g(t)$ est nul)

Son coefficient directeur est tel que : $\Delta V_{CE} = - (R_C // R_U) \Delta I_C$.

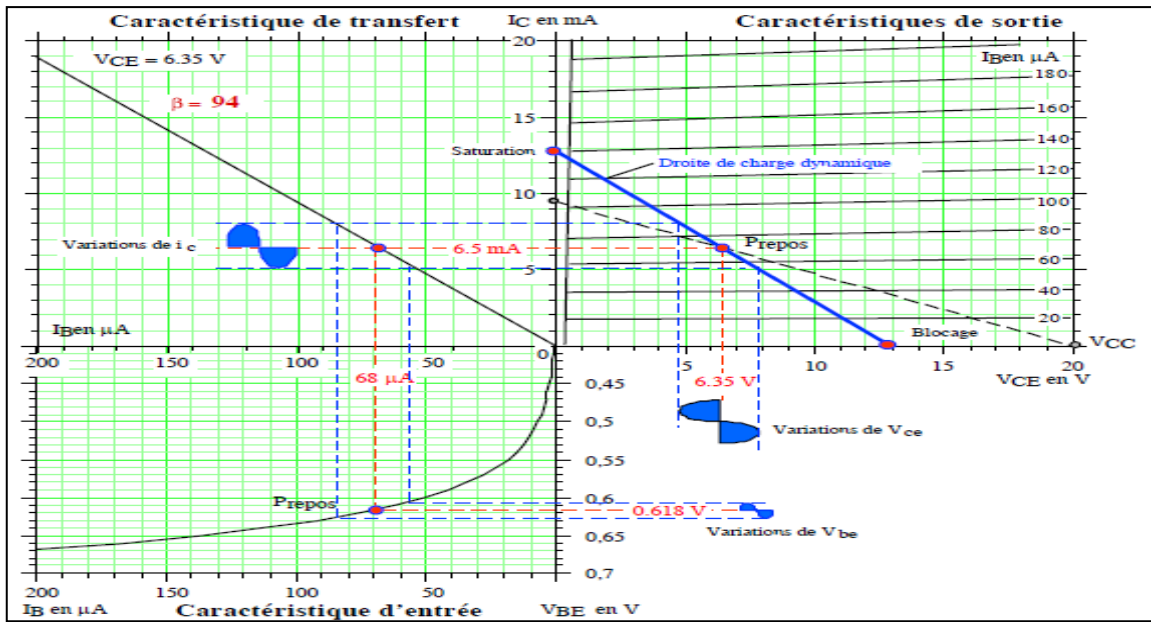


Figure III.23: illustration de l'effet amplificateur

La figure illustre avec les caractéristiques du transistor l'effet amplificateur. En effet, la variation de la tension v_{be} (égales à v_e) autour de la tension $V_{BE\text{ repos}}$ de 0.618 V, entraîne une variation du courant de collecteur autour de sa valeur de repos soit 6.5 mA. Compte-tenu de la droite de charge dynamique, on obtient des variations de la tension v_{ce} (égales à v_s) de part et d'autre de sa valeur de repos 6.35 V .[49]

La tension sinusoïdale de sortie v_s est donc en opposition de phase et d'amplitude beaucoup plus grande que celle de v_e .

En résumé, pour être en régime linéaire, on doit se contenter d'appliquer des petites variations sinusoïdales à l'entrée du montage.[49]

*** Mesure des paramètres sur les caractéristiques du transistor:**

Les paramètres r_{be} , β et r_{ce} se déterminent graphiquement autour du point de repos :

$$r_{be} = \left(\frac{dV_{BE}}{dI_B} \right)_{Prepos} \quad \beta = \left(\frac{dI_C}{dI_B} \right)_{V_{CE\text{ constant}}} \quad r_{ce} = \left(\frac{dV_{CE}}{dI_C} \right)_{I_C\text{ constant}}$$

Entre collecteur et émetteur, l'effet transistor est représenté par un générateur de courant dépendant de v_{be} ou de i_b à savoir : $[g_m \cdot v_{be}]$ ou $[\beta \cdot i_b]$.

*** Calcule des paramètres :**

Il est plus commode de calculer les paramètres r_{be} , g_m (transconductance) et r_{ce} du transistor à partir de la connaissance :

- Son courant de repos $I_C\text{ repos}$ (6.5 mA)
- Du gain en courant β
- De sa tension d'Early V_A (- 247 V) :

$r_{be} = \beta \frac{U_T}{I_C\text{ repos}} = 361\Omega$	$g_m = \frac{I_C\text{ repos}}{U_T} = 260\text{mS}$	$r_{ce} = \frac{ V_A + V_{CE\text{ repos}}}{I_C\text{ repos}} = 39\text{k}\Omega$
---	---	--

ANNEXE

C

Résumé

Ce mémoire consiste à la conception et la réalisation d'une carte électronique pour la mesure des signaux Phonocardiogrammes (PCG), Cela permet de localiser l'origine des bruits surajoutés et de détecter la valvule qui est à l'origine de la pathologie.

La mesure du signal PCG est faite à l'aide d'un capteur (microphone à électret) qui détecte notre signal, par la suite en utilise un amplificateur non inverseur

Ensuite en utilise un filtre passe bande constitué par deux filtres en cascade : Un filtre passe bas et un filtre passe haut « sallen et key» seconde ordre.

Les résultats obtenus par ce système sont des signaux de bonne qualité visualisés sur oscilloscope

Abstract

This memory consists of the design and realization of an electronic card for the measurement of the signals Phonocardiogram's (PCG), This makes it possible to locate the origin of the added noises and to detect the valve that is at the origin of the pathology.

The measurement of the PCG signal is made using a sensor (electret microphone) which detects our signal, and then uses a non-inverting amplifier.

Then it uses a band pass filter consisting of two filters in cascade: A low pass filter and a high pass filter "sallen and key" second order.

The results obtained by this system are good quality signals displayed on an oscilloscope.

ملخص

تتكون هذه الذاكرة من تصميم وتنفيذ بطاقة إلكترونية لقياس إشارات) ، مما يجعل من الممكن تحديد موقع مصدر الضجيج الإضافي وللكشف عن الصمام الموجود في أصل علم الأمراض.

يتم قياس إشارة باستخدام مستشعر (ميكروفون إلكتروني) يكشف عن إشاراتنا ، ثم يستخدم مضخمًا غير قلب

ثم يستخدم مرشح تمرير النطاق الذي يتكون من مرشحين متتاليين: مرشح تمرير منخفض وقلتر ثانٍ للمرشح ".

النتائج التي تم الحصول عليها من هذا النظام هي إشارات ذات نوعية جيدة تصور على الذبذبات