

SOMMAIRE

Introduction générale.....	5
Chapitre I : généralité sur le stéthoscope	
I-1- Introduction.....	7
I-2-Définition et description du stéthoscope.....	7
I-2-1 Les embouts	8
I-2-2 Les tubes auriculaires	9
I-2-3 La tubulure.....	9
I-2-4 La base	10
I-2-5 Le pavillon	10
I-3- Destination de l'appareil.....	10
I-4- Historique.....	11
I-4-1 Le premier stéthoscope.....	11
I-4-2 Une révolution médicale.....	12
I-5-Modernisation du matériel	14
I-5-1- Stéthoscope Doppler	14
I-5-2-Stéthoscope obstétrical.....	15
I-5-3-Stéthoscopes électronique.....	15
I-6- Auscultation cardiaque.....	15
I-6-1-Le cœur	16
I-6-2- Structure du cœur	16
I-6-3-Le battement cardiaque.....	17
I-6-4-Le réseau de conduction électrique	18
I-7- Le cycle cardiaque.....	18
I-7-1-L' électrocardiogramme'ECG).....	20

I-7-2-Les ondes P, QRS et T	20
I-7-3- Les segments de l'ECG	22
I-8- Les bruits cardiaques et leur auscultation.....	23
I-8-1- La détection des bruits et des souffles par sonde.....	23
I-8-2–Bruits cardiaques normaux.....	24
I-9- Conclusion.....	24

Chapitre II : conception et réalisation d'un stéthoscope

II-1- Introduction	25
II-2- La chaine d'acquisition.....	27
II-3- Le premier étage (étage d'entrée).....	29
II-3- 1- Le capteur piézoélectrique.....	29
II-3-2- L'adaptation.....	31
II-4- Le deuxième étage (filtrage).....	32
II-4-1 L'amplificateur opérationnel MC 1458.....	32
II-4-2 Le filtrage	34
II-4-2-1 Définition	35
II-4-2-2 Filtre passe-haut	35
II-4-2-3- Filtre passe-bas	36
II-5- Le troisième étage	37
II-5-1- L'amplificateur LM 386.....	37
II-5-1-1 Définition	38
II-5-1-2 Caractéristiques.....	38
II-5-1-3 Commande de gain.....	38
II-5-1-4 Polarisation d'entrée	39
II-6- Conclusion	39

CHAPITRE III : système d'affichage

III-1- Introduction	40
III-2-Circuit d'adaptation.....	42
III-2-1- Transistor monté en inverseur de tension.....	42
III-2-2- Inverseur logique (NON).....	43
III-3-Mise en forme (trigger).....	43
III-3-1- Principe.....	43
III-3-2 – trigger de base.....	44
III-4- démarrage de comptage.....	47
III-4-1- Principe de fonctionnement.....	47
III-4-2- Anti-rebonds.....	48
III-5- circuit monostable 4001	48
III-5-1- Principe de fonctionnement.....	49
III-5-2-Technologie de réalisation.....	50
III-6-L'Autorisation de comptage	51
III-7-Les Compteur	52
III-7-1- Définition.....	52
III-7-2-Type de Compteur Asynchrone et synchrone.....	53
III-7-2-1- Compteur synchrone.....	53
III-7-2-2 Les compteurs Asynchrones.....	53
III-7-2-2-1- A l'aide de bascules D.....	53
III-7-2-2-2- Compteur à l'aide de bascules JK.....	54
III-7-3- LES COMPTEURS LE7490.....	55

III-8- DÉCODEURS CORRESPONDANT.....	58
III-8-1- Définition et principe.....	58
III-8- CONCLUSION.....	61

CHAPITRE IV : RESULTAT ET INTERPRETATION

IV-1-Introduction	62
IV-2- Liste des composants.....	62
IV-3- Les caractéristiques des pulsations cardiaques.....	66
IV -4- Mesures et interprétations.....	66

CONCLUSION GENERALE.....	71
---------------------------------	-----------

INTRODUCTION GENERALE

Le corps humain peut être considéré comme un instrument de musique, générateur de certains sons caractéristiques. Lors de l'auscultation, le médecin ou le professionnel de santé se met alors à l'écoute du corps du patient, de ses caractéristiques et de ses dysfonctionnements sonores qu'il perçoit avec son stéthoscope.

Alors que notre travail consiste à étudier et analyser ce stéthoscope électronique.

Par un rappel du rôle de l'écoute depuis Hippocrate jusqu'à Laënnec, ou par l'énumération des diverses améliorations qu'a subi l'objet, du cylindre en bois de hêtre jusqu'au stéthoscope électronique. Cet objet, à l'origine monaural, inventé par René Théophile Laënnec au début du XIX^{ème} siècle, devenu au-delà du simple outil un véritable symbole de la personne qui soigne, constitue ce pont évident entre les techniques du son et les techniques médicales. La capacité à écouter différents stimuli auditifs qu'offre cet outil d'exploration a marqué une étape importante dans l'histoire de la médecine moderne, constituant encore aujourd'hui une technique essentielle lors de l'examen clinique

Ainsi que notre travail se présente comme suit :

Premier chapitre : Ce chapitre est consacré à la définition de stéthoscope, son historique et son utilisation. Puis en définit l'organe (cœur), ces différentes fonctions et bruits, et son cycle cardiaque.

Deuxième et troisième chapitre : ce chapitre est consacré à l'étude des différents circuits électroniques du stéthoscope.

En fin, en quatrième chapitre : dans ce chapitre nous allons présenter les différents résultats de la réalisation pratique.

Au cours de ce travail, nous nous sommes intéressé à la réalisation du stéthoscope électronique aux propriétés électriques dans le domaine de santé moderne. Cette étude consiste à faire une analyse sur les conceptions de stéthoscope, on va parler de signaux cardiographiques et des bruits auditifs. Nous nous sommes intéressés particulièrement à étudier la réalisation d'un stéthoscope au mode numérique.

CHAPITRE I

Généralité sur le stéthoscope

CHAPITRE I :

GENERALITE SUR LE STETHOSCOPE

I-1- INTRODUCTION :

Une des premières questions qui m'est apparue fut : « Quel élément relie la perception sonore avec le milieu ou les techniques médicales ? » La réponse fut simple : le stéthoscope.

L'expérience auditive de l'écrivain ou du chercheur que fut Laennec, tant musicale que naturelle, va s'avérer extrêmement utile quant à la description d'un stimulus sonore dans ce traité. Le seul outil qu'il possède alors pour expliquer ces phénomènes est l'explication de ce ressenti. Toutefois, si l'on s'intéresse à la description d'un stimulus auditif dans le cadre d'une application médicale, on peut aisément remonter l'histoire de la médecine jusqu'à sa genèse. Bien que la paternité et la gloire du stéthoscope reviennent à ce médecin breton du début du XIXe siècle, l'analyse des phénomènes sonores produits par le corps humain est quant à elle, pratiquée depuis le début de la médecine, notamment par Hippocrate.

I-2-DEFINITION ET DESCRIPTION :

Un **stéthoscope** (du grec **stêthos** (στῆθος), "poitrine", et **scope** du grec ancien "skopein" (σκοπεῖν), « observer ») est un instrument médical acoustique, utilisé pour l'auscultation, c'est-à-dire l'écoute des sons internes au corps humain. Le stéthoscope, qui est mis au point en 1810 par le médecin français René Laennec, est un instrument utilisé pour détecter et étudier les sons qui se produisent dans l'organisme.

Les stéthoscopes sont des outils simples pourtant efficaces qui permettent à des médecins d'écouter les bruits internes dans le corps d'un patient. Les médecins peuvent utiliser des stéthoscopes pour écouter le cœur d'un patient, les intestins, la respiration, et l'écoulement de sang. Le stéthoscope est un système de transmission et d'amplification des sons par résonance. Son principe est relativement simple. A l'aide d'une interface spécifique (membrane ou cloche), un son est capté, puis transmis sur une faible distance jusqu'aux oreilles de l'utilisateur. Traditionnellement, le son est transmis de façon aérienne via un conduit. La dernière génération de stéthoscopes est électronique et utilise un système de microphone et de hauts parleurs pour transmettre les sons. Le stéthoscope est composé des parties suivantes :

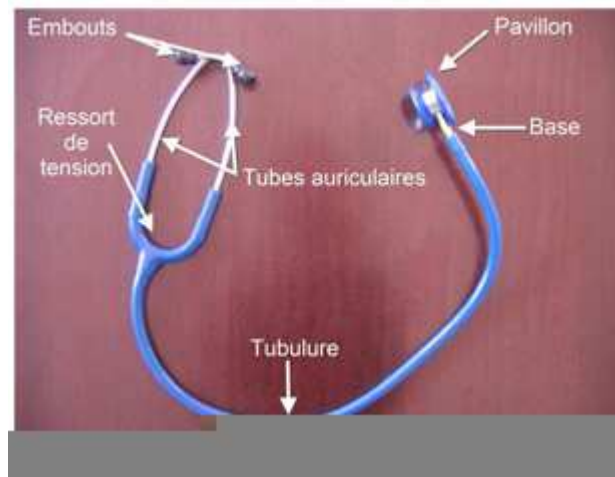


Figure1 : Un stéthoscope électronique

I- 2-1 - Les embouts :



Figure2 : Les embouts

Ce sont les parties qui vont se loger au niveau du pavillon auditif de l'utilisateur. Souples (plus confortables) ou rigides, ils sont généralement amovibles soit par un système de clips, soit avec un pas de vis. 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. Il est important d'utiliser des embouts de qualité et adaptés, dans la mesure où l'étanchéité du montage présume de la qualité d'écoute des bruits.

I-2-2 Les tubes auriculaires :

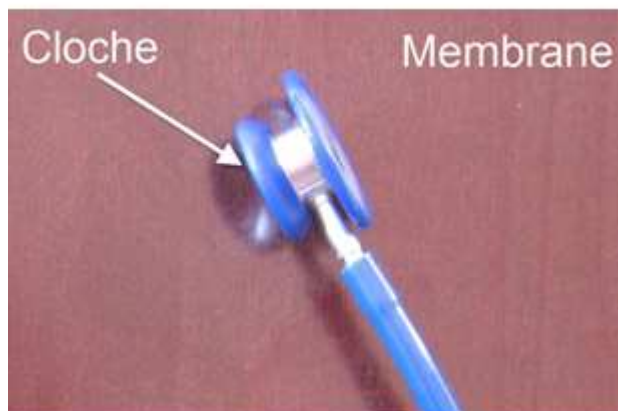


Figure3 : Les tubes auriculaires

Les embouts sont vissés ou éclipés sur cette partie métallique rigide et non déformable. Elle fait le lien entre les embouts et la tubulure souple. Les tubes sont solidarisés par un ressort de tension qui permet de régler l'écartement de ces derniers afin de l'adapter au mieux à l'utilisateur. On peut ainsi les croiser pour resserrer l'écart entre les embouts ou au contraire les écarter afin d'améliorer le confort.

Les embouts, les tubes auriculaires et le ressort de tension sont les éléments qui constituent ce que l'on appelle la lyre du stéthoscope. Cette partie ressemble effectivement à l'instrument de musique du même nom.

I-2-3 La tubulure :

Entre la lyre et le pavillon se trouve un tube souple généralement en PVC (on évite le latex en raison des risques allergiques). Sur les stéthoscopes de qualité, cette tubulure est double. C'est à dire que dans le même tuyau, on trouvera deux conduits distincts (un pour chaque oreille) qui procurent une meilleure qualité d'écoute.

I-2-4 La base :

C'est le lien entre le pavillon et la tubulure. Cette partie rigide, tout comme les tubes permet sur certains modèles de choisir entre une écoute à la cloche ou à la membrane du pavillon.

I-2-5 Le pavillon :

Même si toutes les parties d'un stéthoscope sont importantes, celle-ci est probablement la plus sensible. C'est la qualité du pavillon et de ses parties amovibles (les membranes) qui font en grande partie la qualité d'écoute des bruits. Le pavillon peut être simple sur les modèles les plus basiques ou double lorsqu'il y a également une cloche. Le côté membrane permet d'écouter les bruits à haute fréquence (bruits ventilatoires par exemple) et le côté cloche les bruits à basse fréquence (certains bruits cardiaques).

I-3- DESTINATION DE L'APPAREIL :

Le stéthoscope est une sorte de cornet acoustique qu'on applique sur la poitrine d'un malade et aussi sur le trajet des artères, sur l'utérus en état de grossesse, pour reconnaître les sons qui s'y produisent.

Les stéthoscopes sont principalement utilisés pour écouter le battement de cœur d'une personne. Les médecins peuvent entendre n'importe quel colmatage ou mouvement irrégulier dans les intestins avec des stéthoscopes. Ces derniers sont également utilisés pour détecter à l'oreille les artères bloquées et les irrégularités de respiration. Les stéthoscopes sont des outils essentiels qui permettent à des médecins de détecter tous les bruits irréguliers dans le corps d'un patient, les laissant diagnostiquer et traitent des problèmes avant qu'ils deviennent plus sérieux.

Le stéthoscope est aussi de nos jours utilisé par le mécanicien qui lui fournit un rapide et une manière simple pour localiser des bruits dans des moteurs ou des roulements et d'autres pièces mobiles. C'est un instrument idéal pour indiquer exactement la vibration peu commune des fuites suspectées (valves, anneau de piston, garnitures, etc.). Il fournit rapidement des informations pertinentes et totalement fiables sur les bruits (cognement, battement, frottement, etc.) audibles uniquement en phase de sollicitation mécanique.

I-4- HISTORIQUE :

L'évaluation des sons émis par le corps humain, pour autant que les documents en notre possession nous laissent en juger, remonte à l'Égypte ancienne. Des papyrus datant du 17ème siècle avant Jésus Christ mentionnent déjà l'écoute des sons intérieurs du corps en fonction des maladies. C'est jusqu'au début du 19ème siècle que les médecins examinent leurs patients

de façon directe, c'est à dire l'oreille collée au thorax afin de percevoir les bruits internes. C'est ce que l'on appelle l'auscultation immédiate.

Le stéthoscope a été inventé en 1816 par le médecin français René Laennec. Un jour qu'il devait ausculter une jeune femme souffrant de troubles cardiaques, ce médecin n'osa pas poser la tête contre le sein de la patiente pour écouter son cœur. Par pudeur, il demanda un cahier qu'il enroula et posa sur la poitrine de la patiente. Il fut alors surpris de constater que non seulement cela lui permet d'écouter les bruits internes sans toucher la patiente, mais également que ces bruits sont perçus fortement et clairement. L'observation médiate était née.

I-4-1 Le premier stéthoscope

Par la suite, le docteur Laennec perfectionna son invention et lui donna le nom de "stéthoscope", du grec *stethos*, "poitrine" et *scope*, "examiner".

Conscient de l'utilité et du caractère pratique de cet instrument pour l'écoute des sons internes du corps humain (battements de cœur, respiration et épanchements), il perfectionna sa découverte en fabriquant le premier stéthoscope (dérivé littéralement des mots grecs « voir » et « thorax ») en bois après avoir construit plusieurs modèles en papier.

Après plusieurs modifications successives, il mit au point un cylindre de bois creux qu'il baptisa "stéthoscope" en 1818. Le 15 août 1819, il publia le livre *De l'auscultation médiate* dans lequel il présenta ce nouveau moyen d'auscultation et décrivit les bruits caractéristiques des grandes pathologies cardiaques et pulmonaires, comme les râles crépitant et sibilants.



Figure 4 : Auscultation médiate avec un stéthoscope

I-4-2 Une révolution médicale

Le stéthoscope a été inventé le 17 février 1816 en France, par le docteur René Laennec. Il ne s'agissait alors que d'une simple liasse de papiers roulés, permettant d'éloigner l'oreille du médecin de son patient pour des raisons de pudeur, mais aussi d'efficacité. Il créa ainsi l'auscultation *médiate* par opposition à l'auscultation immédiate où il avait la tête collée à la poitrine du patient. Sa première description écrite de son système remonte au 8 mars 1817. Laennec en construisit secondairement plusieurs modèles en bois.

L'usage du stéthoscope a été introduit et diffusé en Grande-Bretagne dès 1825 par Stokes, et s'est très rapidement étendu dans le monde entier. Malgré son aspect très rudimentaire, cet instrument a créé une véritable révolution dans le diagnostic des maladies cardiaques et pulmonaires. Si son usage n'a pas changé, le stéthoscope a beaucoup évolué. Le modèle en a été amélioré vers 1830 par Pierre Piorry qui construisit un adaptateur en ivoire du côté auriculaire. Vers la même époque, un tube flexible relie le pavillon à l'écouteur mais le modèle rigide va encore persister quelques décennies. Pierre Adolphe Piorry donna une forme évasée au stéthoscope. On retrouve encore aujourd'hui cette forme typique pour les stéthoscopes fœtaux (dit stéthoscopes de Pinnard). De rigide, le stéthoscope passera également à flexible en 1832. La partie évasée étant reliée à celle appliquée au patient par un tuyau souple.

Les premières ébauches de stéthoscopes biauriculaires furent réalisées dès 1829 par Nicholas Comins mais restèrent à l'état de croquis. Ce n'est qu'en 1851 que le premier modèle commercial fait son apparition. Le tube était en caoutchouc mais cette solution s'avéra fragile et dut être abandonnée. Un second modèle, plus rigide, vit le jour en 1852 à base de tubes métalliques. C'est aussi la première fois que la partie en contact avec le patient est recouverte d'un diaphragme. Ce modèle fragile, fut supplanté en 1852 par une évolution plus robuste.

Vers 1870, des stéthoscopes différentiels apparaissent : deux pavillons, montés chacun sur un tube et connectés à une oreille, devaient permettre de comparer l'auscultation à deux endroits différents. Il a fallu attendre encore un siècle pour que le Dr David Littmann invente le stéthoscope contemporain, en 1961. Ce modèle avec un double pavillon réversible et biauriculaire est toujours utilisé de nos jours par les professionnels de santé.

Le 1^{er} stéthoscope du monde est aujourd'hui à Nantes car René Laennec (1781-1826) qui en est l'inventeur a vécu à Nantes, place du Bouffay notamment de 1788 à 1800. L'un de ses descendants a légué une partie de ses objets et manuscrits originaux, dont le célèbre stéthoscope à l'école de médecine. Aujourd'hui, une salle d'exposition les met enfin en valeur au dernier étage de la fac de Pharmacie



Figure 5 : Stéthoscope du Dr Littmann

I-5-MODERNISATION DU MATERIEL :

Actuellement, le stéthoscope comporte un ou deux pavillons, une pièce métallique pourvue d'une membrane que l'on applique sur la peau du patient. Cette gaine soumise en vibration par les sons corporels est reliée par un ou deux tubes souples aux embouts que le médecin place dans ses oreilles.

La rigidité du système a été maintenue au niveau auriculaire avec une armature métallique : la lyre. C'est en quelque sorte un amplificateur acoustique (large pavillon, petits écouteurs). Ce capteur filtre à certaines fréquences les sons spécifiquement aigus ou graves, selon les diagnostics à effectuer.

De nos jours, des modèles à amplification électronique ont été construits sans beaucoup de succès commercial.

I-5-1- Stéthoscope Doppler

Le stéthoscope doppler fonctionne comme un stéthoscope classique mais optimise l'exploration des artères car il permet de déterminer l'index de pression systolique (pression au moment de l'éjection du sang par le cœur) facilitant ainsi le dépistage d'une atteinte artérielle (artériopathie).

I-5-2-Stéthoscope obstétrical

Le stéthoscope obstétrical, quant à lui, ressemble relativement à celui du stéthoscope de Laennec c'est-à-dire au premier stéthoscope fabriqué au monde, à la différence qu'il est le plus souvent constitué en métal. Le stéthoscope obstétrical permet d'écouter le cœur du fœtus à travers la paroi abdominale de la mère. Depuis l'utilisation de l'échographie fœtale, le stéthoscope obstétrical est de moins en employé.

I-5-3-Stéthoscopes électroniques

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

Les stéthoscopes numériques sont des produits assistés par ordinateur qui peut lire les vibrations sonores, ou les signaux acoustiques. Ces stéthoscopes peuvent mémoriser un son et ce son peut être joué encore et encore. Le son stocké peut être envoyé à un autre collègue au cas où vous voulez son avis.

I-6-AUSCULTATION CARDIAQUE :

Le stéthoscope est particulièrement utilisé dans l'auscultation cardiaque qui fait partie intégrante de l'examen clinique du patient.

Cette auscultation permet d'analyser le rythme cardiaque (fréquence, irrégularité). Trois types d'anomalies peuvent être détectés par un stéthoscope : les anomalies des bruits physiologiques, des bruits surajoutés et des souffles cardiaques.

I-6-1-Le cœur :

Dans le corps humain, le cœur se trouve un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum. Il est l'élément central du système cardiovasculaire.

I-6-2- Structure du cœur :

Le cœur se compose de quatre chambres :

L'atrial ou oreillettes en haut, et les ventricules en bas (figure 6). Il propulse le sang grâce aux contractions de son tissu musculaire, le myocarde. Une cloison musculaire épaisse, le septum divise le cœur en deux morceaux. Chaque côté, droit et gauche, est composé de deux cavités : l'oreillette et le ventricule reliés entre eux par une valve qui assure un passage unidirectionnel du sang.

Le sang dépourvu d'oxygène par son passage dans le corps entre dans l'oreillette droite par deux veines, la veine cave supérieure et la veine cave inférieure. Le sang passe ensuite vers le ventricule droit. Celui-ci la pompe vers les poumons par l'artère pulmonaire. Après avoir rejeté le dioxyde de carbone aux poumons et être pourvu d'oxygène, le sang passe par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. De là, le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre principale, ayant pour but d'envoyer le sang par l'aorte vers toutes les parties du corps sauf les poumons.

Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des oreillettes, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang. Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour forcer le sang à travers tout le corps contre la pression corporelle tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons.

Bien que les ventricules se trouvent en bas des oreillettes, les deux vaisseaux par lesquels le sang quitte le cœur [l'artère pulmonaire et l'aorte] se trouve en haut du cœur. La paroi du cœur est composée de muscles qui ne se fatiguent pas. Elle consiste en trois couches distinctes.

Le premier est l'épi carde qui se compose d'une couche de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. La deuxième est l'épais myocarde où muscle cardiaque. A l'intérieur se trouve l'endocarde, une couche additionnelle de cellules épithéliales et de tissu conjonctif.

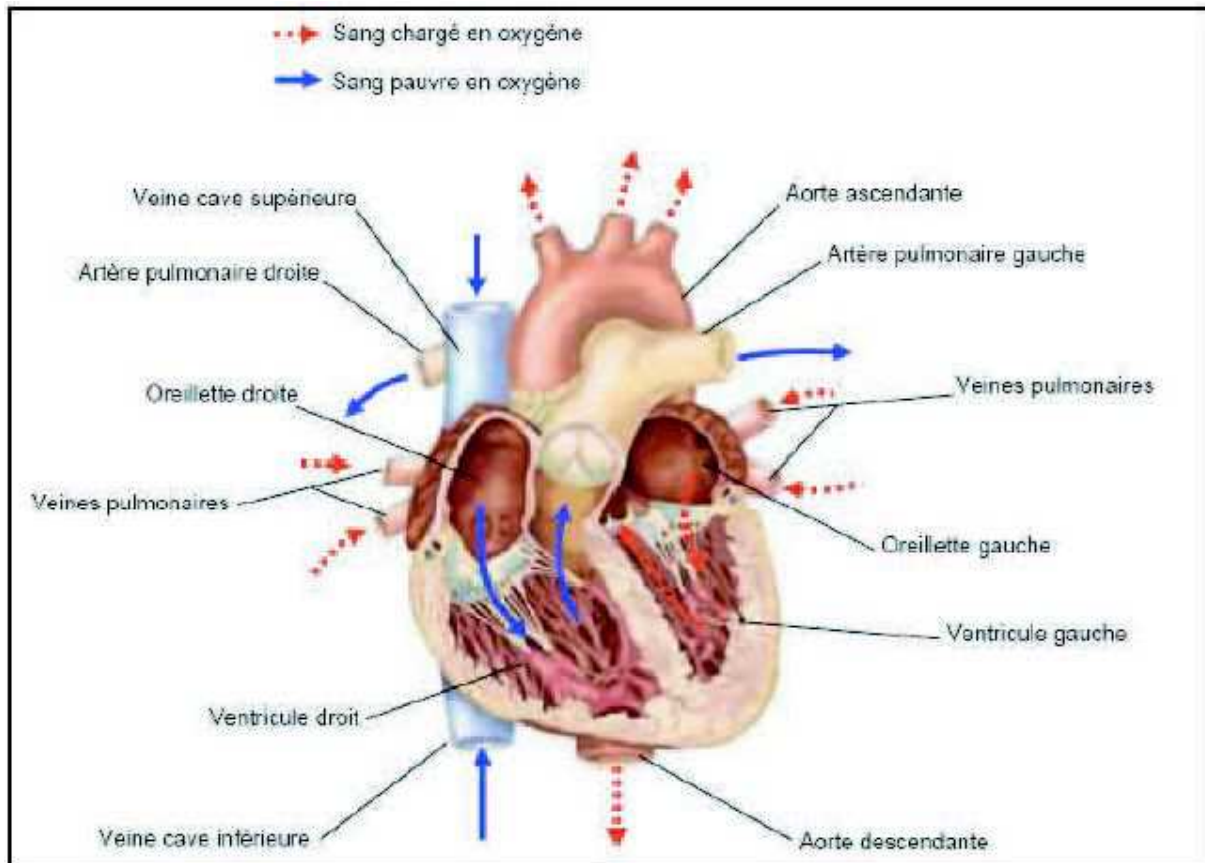


Figure 6 : Schéma fonctionnel du cœur

I-6-3-Le battement cardiaque :

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'évènements collectivement appelés la révolution cardiaque. 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 atrio-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur.

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes (la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche) se ferment. Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

I-6-4-Le réseau de conduction électrique :

Lors d'une activité cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde part du nœud sinusal [ou nœud de KEITH & FLACK]. Cette stimulation électrique transite par le nœud auriculo-ventriculaire [ou nœud d'ASCHOFF-TAWARA] avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c'est-à-dire le faisceau de HIS, les branches de TAWARA et le réseau terminal de PURKINJE (figure 7).

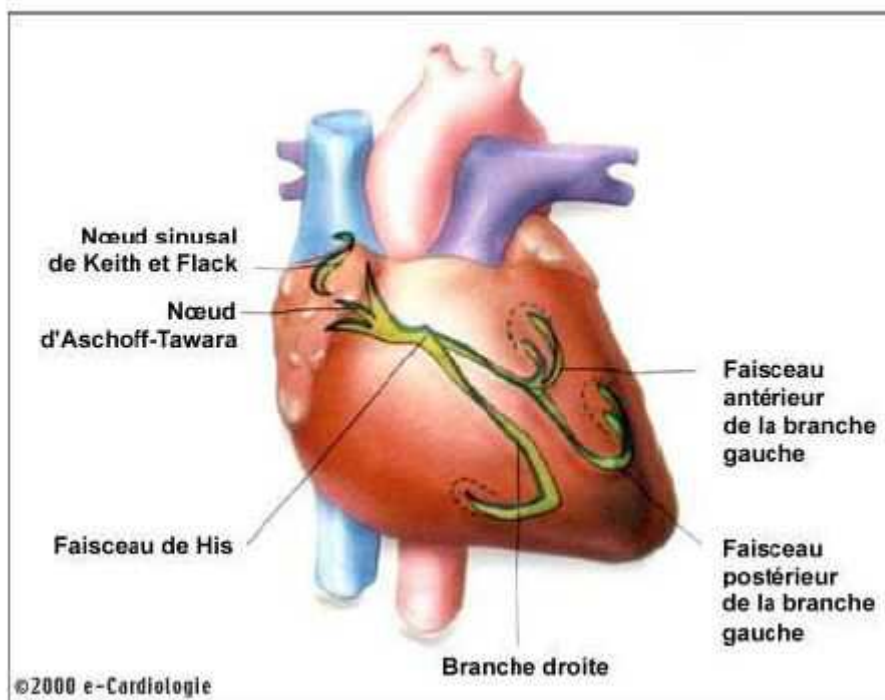


Figure 7 : schéma du cœur et de son réseau de conduction électrique.

I-7 LE CYCLE CARDIAQUE :

Les quatre cavités sont groupées deux par deux et travaillent de façon à peu près synchrone, le décalage entre les cavités droites et gauches étant de l'ordre du centième de seconde.

Chaque ventricule se remplit de son oreillette et se vide de son artère (aorte ou pulmonaire) à travers deux orifices munis de valves, étanches pendant leur période de fermeture : Valve auriculo-ventriculaire de remplissage, valve sigmoïde d'éjection. Le cœur travaille de façon cyclique peut être divisé en sept phases (figure 8) :

- phase de contraction iso volumétrique
- phase de réjection rapide
- phase d'éjection lente
- phase de relaxation iso volumétrique
- phase de remplissage ventriculaire rapide
- phase de remplissage ventriculaire lent
- phase de contraction auriculaire

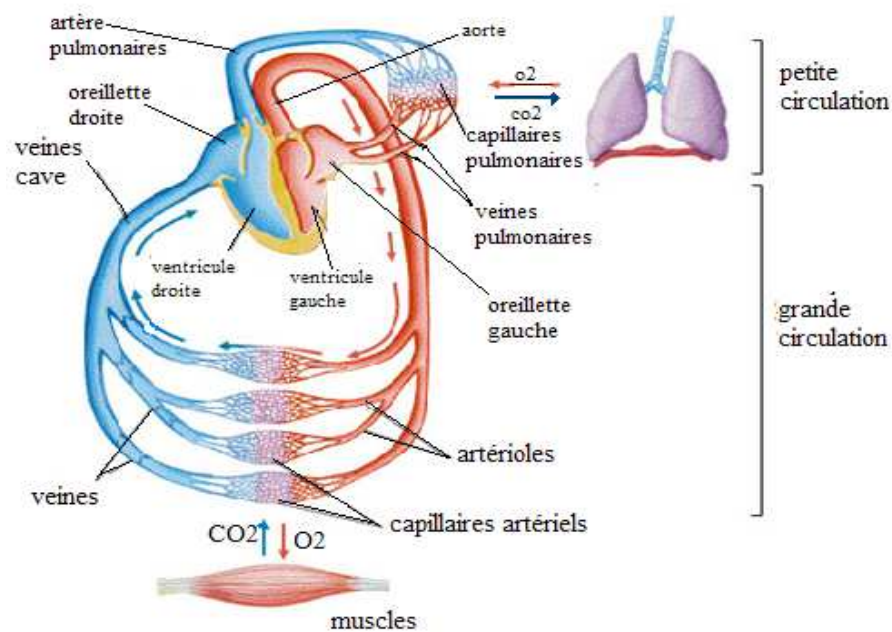


Figure 8 : Cycle cardiaque

Le pouls est la perception par palpation du flux sanguin dans les artères. La prise de pouls consiste à comprimer légèrement une artère contre un os avec les doigts à travers la peau. La pulpe des doigts permet de sentir les gonflements de l'artère dus à l'augmentation de la pression artérielle par la contraction du cœur (systole). La prise de pouls est la manière la plus simple d'évaluer le rythme cardiaque. Le médecin peut écouter le pouls à l'aide d'un stéthoscope : La présence d'un souffle inconstant témoigne du rétrécissement de l'artère.

Le pouls moyen est d'environ :

1. 120 pulsations par minute pour un nourrisson
2. 100 pulsations par minute pour un enfant entre 1 et 8 ans
3. 60 à 80 pulsations par minute pour un adulte.

I-7-1-L'électrocardiogramme (ECG):

Dans le cœur, le sang s'écoule des veines vers les oreillettes, des oreillettes vers les ventricules et des ventricules vers les artères. Les phases mécaniques du cycle cardiaque correspondent à des modifications électriques bien précises qui peuvent être recueillies pour donner un tracé ECG.

Le cycle cardiaque est le suivant :

- La diastole : Le sang circule des oreillettes vers les ventricules. Une contraction auriculaire termine le remplissage ventriculaire : C'est la fin de la diastole (phase qui se termine par l'onde P sur l'ECG).
- La systole : L'excitation électrique du cœur atteint alors les ventricules qui vont se contracter (ondes QRS sur l'ECG). Le sang est éjecté hors du cœur vers l'aorte et l'artère pulmonère (phase qui se termine par l'onde T).

I-7-2-Les ondes P, QRS et T :

Chaque cycle de dépolarisation/repolarisation du cœur correspond au passage du courant électrique, chez le sujet sain, des oreillettes vers les ventricules qui se contractent dans ce même ordre.

Sur le plan électrocardiographie, cela se traduit par l'enregistrement toujours dans le même ordre de différentes ondes : P, Q, R, S, T. (fig. 9)

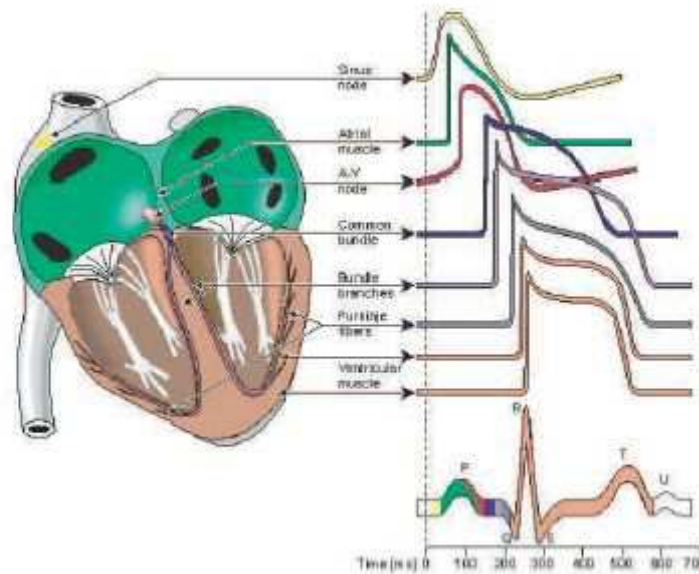


Figure 9 : Propagation des ondes électro cardiographiques

En fixant les électrodes à la surface du corps du patient, on enregistre donc des phénomènes électriques relatifs au parcours du potentiel d'action, dont les étapes sont successivement (fig10) :

- La dépolarisation des oreillettes depuis le nœud sinusal vers le nœud atria-ventriculaire qui se traduit par une déflexion sur l'ECG, est caractérisée par l'onde P. C'est une onde de petite amplitude, arrondie, parfois diphasique. Le rythme physiologique est dit sinusal. Dans ce cas, les ondes P auriculaires précèdent régulièrement les complexes ventriculaires QRS. L'intervalle P-Q est un court segment isoélectrique qui sépare l'onde P du complexe ventriculaire. La dépolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG normal car elle est masquée par la dépolarisation ventriculaire. Sa durée est de l'ordre de 90ms et d'amplitude inférieure ou égale à 20mv.

- La dépolarisation ventriculaire est indiquée par l'onde QRS ou complexe QRS. Par définition, l'onde Q est la première onde négative, l'onde R la première onde positive du complexe et l'onde S la première onde négative après l'onde R. sa durée normale est comprise entre 85 et 95ms.

- L'onde T correspond au courant de dépolarisation des ventricules. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

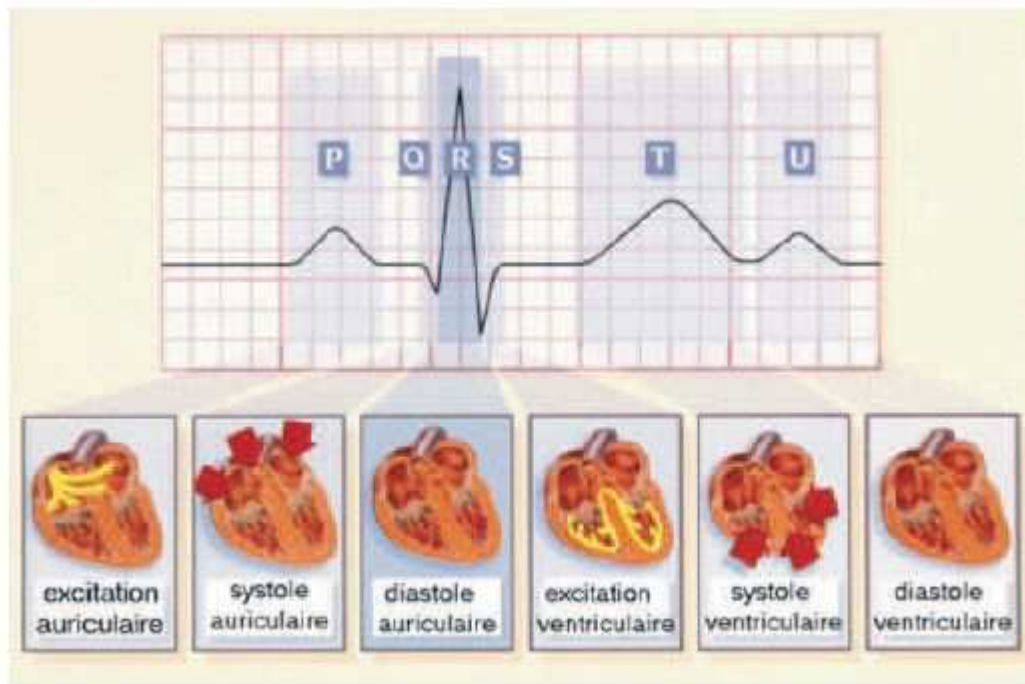


Figure 10 : Étapes successives de dépolarisation/répolarisation du cœur.

I-7-3- Les segments de l'ECG :

Les intervalles et segments du tracé électrocardiographique sont des paramètres importants, permettant d'évaluer si l'espace entre deux événements électriques, est normal ou pas.

-L'intervalle P-R : (ou P-Q) correspond au délai entre la dépolarisation de l'oreillette et celle du ventricule. C'est le temps de propagation de l'onde de dépolarisation à travers les oreillettes, le nœud atrio-ventriculaire, le faisceau de HIS et le réseau de PURKINJE, jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires. Sa durée est comprise entre 120 et 180ms

-L'intervalle Q-T : correspond au temps de systole ventriculaire qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

-Le segment S-T : correspond à la phase de repolarisation ventriculaire, phase durant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées : il n'y a donc pas à priori de propagation électrique, le segment est alors isoélectrique. Sa durée est de l'ordre de 300 à 400ms

-L'intervalle R-R : sépare les sommets de deux ondes R successives et représente la fréquence instantanée.

I-8-LES BRUITS CARDIAQUE ET LEUR AUSCULTATION :

Le cœur produit surtout des bruit et sons musicaux (souffle musicaux). Leurs fréquences dépassent rarement 100Hz. Ils sont donc situés dans la zone de moindre sensibilité pour l'oreille humaine.

Pour arriver à enregistre ou détecter ces bruits (normaux pour un sujet saint et pathologique en cas de maladie), on adopte soit un test primaire appelé auscultation soit par la détection du signal après conversion de l'énergie sonore en une énergie électrique.

L'auscultation se pratique à l'aide d'un stéthoscope posé aux différents foyers, au besoin directement à l'oreille. De cette façon mieux les basses fréquences (bruits de galop, roulements) car l'oreille les collecte dans une zone plus large à la fois et elle permet la fusion de perception tactiles et auditives.

I-8-1- La détection des bruits et des souffles par sonde

Les bruits et les souffles recueillis par sonde intracardiaque se propagent dans la direction du courant sanguin qui leur a donné naissance.

Cependant pour arriver à la paroi thoracique ou on les enregistre, ils doivent traverser plusieurs couches de tissus différents.

La comparaison du son recueilli par sonde intracardiaque et par microphone à la paroi thoracique montre que la transmission est :

-Instantanée : Le décalage est inférieure à 0,5ms.

-Fidèle : On retrouve les mêmes fréquences et la même morphologie des bruits et des souffles.

-Focalisée : L'énergie sonore est maximum au point de projection de la source émettrice sur la paroi thoracique, à condition que les tissus interposés soient bons conducteurs : c'est le cas du tissu osseux.

-Atténuée : elle diminue en raison inverse du carré de la distance parcourue. Si on considère la détection des bruits pour un sujet saint, le tracé des cycles enregistré démontre des bruits cardiaques normaux.

I-8-2-Bruits cardiaques normaux

L'auscultation clinique du cœur normal permet de percevoir deux bruits B1 et B2 de bande passante entre 30 et 80Hz ; il n'est pas rare chez l'enfant de percevoir un troisième bruit dit physiologique pour distinguer de bruit de galop de même chronologie.

I-9- CONCLUSION :

Le stéthoscope est utilisé par le corps médical ou paramédical pour écouter les battements cardiaques, le murmure respiratoire, les bruits abdominaux ou fœtaux, les pouls lors de la prise de la tension artérielle, etc. C'est un outil quotidien dans la pratique infirmière

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

Cet appareil non intrusif, n'ayant aucun effet secondaire sur les patients à part une légère sensation de froid pendant l'auscultation, lors de son contact avec la peau est devenu l'indispensable du docteur.

Les stéthoscopes électroniques proposent des modes d'auscultation similaires aux appareils traditionnels, mais avec des systèmes d'amélioration et de filtration des sons. L'amplification est meilleure, les bruits ambiants sont filtrés et parasitent ainsi moins l'écoute. Ce système de filtre permet également d'isoler des sons spécifiques (certains bruits cardiaques) ce qui facilite les investigations du thérapeute. Ils disposent également d'un écran LCD qui affiche diverses informations, comme la fréquence cardiaque

CHAPITRE II

et conception réalisation du systeme

CHAPITRE II :

CONCEPTION ET REALISATION D'UN STETHOSCOPE

II-1- INTRODUCTION :

Le dossier médical est devenu une exigence déontologique, puis légale. Et aujourd'hui, la médecine, comme de nombreuses autres disciplines, ne peut se priver de l'outil informatique susceptible de donner à ce dossier une nouvelle dimension. Les performances de ces nouveaux moyens de stockage, d'organisation, de communication de l'information ne peuvent qu'inciter les médecins à les utiliser dans leur pratique quotidienne pour une gestion optimale de leurs dossiers et dans l'intérêt de leurs patients.

Le stéthoscope électronique permet à l'auscultation de franchir le pas de l'ère du numérique.

Les performances acoustiques exceptionnelles du stéthoscope électronique font de l'auscultation, une expérience unique. Les expériences cliniques montrent qu'il rend plus facile la détection des galops et des sons pulmonaires anormaux. Son interface simplifiée facilite l'auscultation.

Augmenter, traiter et enregistrer les sons selon les techniques les plus récentes des innovations numériques, ce sont les atouts du stéthoscope électronique.

Les stéthoscopes électroniques sont conçus pour capter les sons difficiles à entendre provenant du cœur et d'autres parties du corps. Ces stéthoscopes comprennent un pavillon qui inclut un capteur (exemple un microphone) et des amplificateurs à faible bruit. Trois modes de réponse de fréquences permettent, généralement, une auscultation optimale du cœur et des poumons – cloche, membrane et gamme étendue.

Le stockage et l'enregistrement numériques des sons sont offerts sur plusieurs pistes distinctes. La lecture instantanée des sons enregistrés peut se faire à vitesse normale ou à demi- vitesse. Les données de sons enregistrés par le stéthoscope électronique peuvent être transmises par infrarouge à un autre stéthoscope électronique ou à un ordinateur personnel.

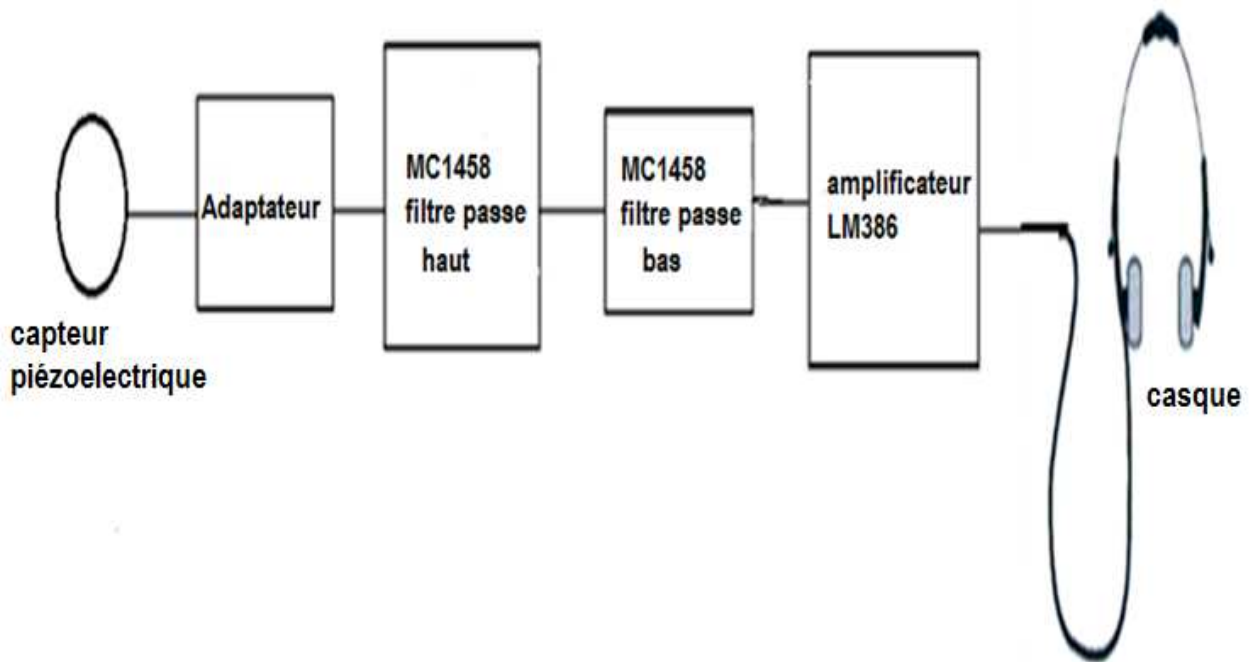


Figure11 : Schéma synoptique d'un Stéthoscope électronique.

Dans un stéthoscope acoustique, les sons sont captés par une membrane et transmis aux oreilles par un tube flexible en caoutchouc ou en plastique. La qualité de la membrane, la longueur du tube, les déviations dans la tubulure, etc. peuvent causer une distorsion du son. En outre, le son ne peut pas être amplifié, et les bruits externes ne peuvent pas être filtrés.

Avec un stéthoscope électronique les sons sont captés à l'aide d'un microphone situé derrière la membrane dans le pavillon. Les sons sont alors amplifiés et transmis par des fils aux haut-parleurs situés à l'intérieur des embouts auriculaires. Il n'y a donc aucune distorsion et l'utilisateur peut régler lui-même le degré d'amplification du son. En plus, un filtrage électronique permet d'éliminer de nombreux sons externes, comme ceux créés par les mouvements de la main, les frottements et le bruit ambiant.

On s'intéresse dans ce chapitre, à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique d'un stéthoscope électronique.

II-2- LA CHAINE D'ACQUISITION :

La figure 12 illustre le système d'acquisitions globales d'un Stéthoscope électronique ou Cardiophone, destiné à l'écoute de la pulsation cardiaque. Bien sûr cette dernière est nettement amplifiée et l'écoute se fait dans un casque à écouteurs. Cet instrument va nous permettre de distinguer les différents sons provenant du cœur, ou alors de réaliser à partir du muscle cardiaque un générateur d'effets sonores. L'objectif principal de ce stéthoscope (ou ce circuit) est principalement d'amplifier le son des battements du cœur et peut aussi servir à écouter les bruits produits par la respiration (inspiration et expiration). Cet instrument peut servir également à écouter les sons inhérents à la déglutition, à la toux (encore le poumon !) ou aux mouvements des viscères à l'intérieur du corps.

Avec un stéthoscope électronique, les sons sont captés à l'aide d'un capteur (exemple : un piézoélectrique ou un microphone à électret) situé derrière la membrane dans le pavillon. Les sons sont alors amplifiés et transmis aux haut-parleurs situés à l'intérieur des embouts auriculaires. Il n'y a donc aucune distorsion et l'utilisateur peut régler lui-même le degré d'amplification du son. En plus, un filtrage électronique permet d'éliminer de nombreux sons externes, comme ceux créés par les mouvements de la main, les frottements et le bruit ambiant.

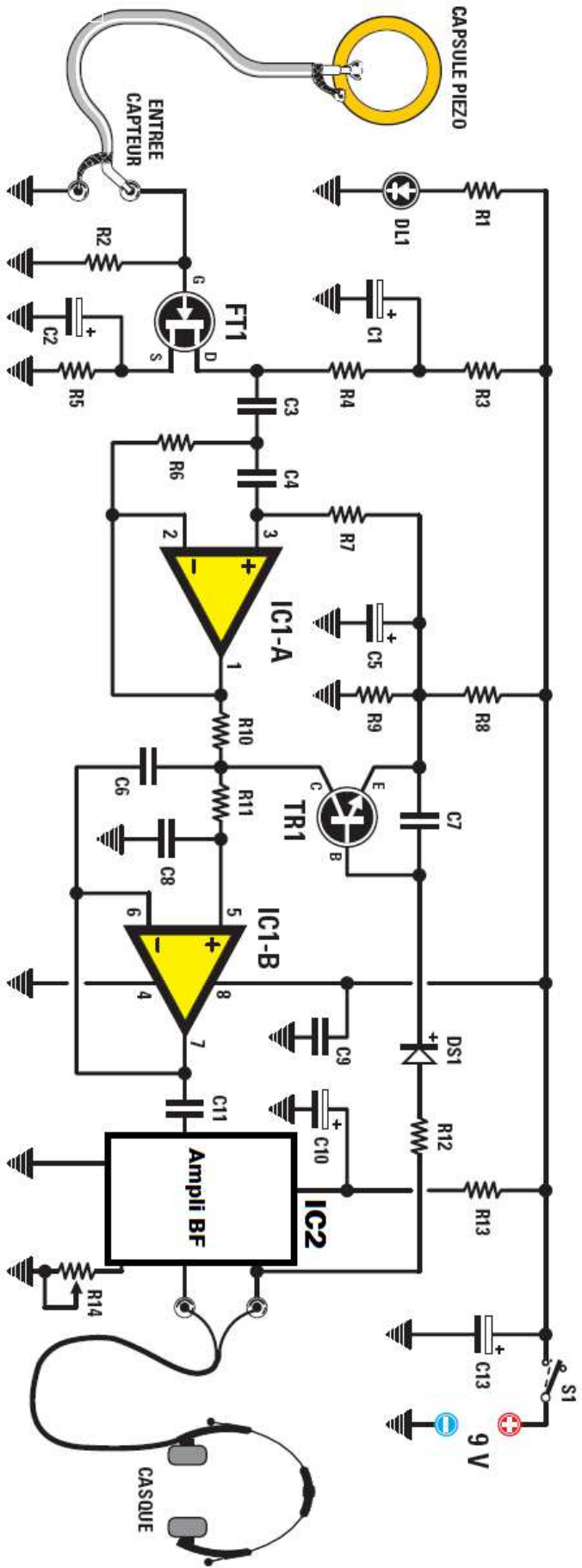


Figure 12 : Shéma du Circuit Electrique

DL1 LED, DS1 1N4150, FT1 FET BF245, TR1..... NPN BC547,
IC1..... LM1458, IC2..... LM386, S1..... interrupteur sur R14
CSQ Casque 8 ou 32 ohms, CAP..... Capsule piézoélectrique

Notre circuit du stéthoscope électronique est composé de trois étages :

- Le premier étage, comprenant un capteur piézoélectrique et un adaptateur d'impédance assuré par un transistor à effet de champ.
- Le deuxième étage est un circuit de filtrage basé sur un amplificateur opérationnel MC1458, composé de deux filtres : un filtre passe haut et suivi d'un filtre passe bas.
- Le troisième étage à base d'un circuit intégré le LM386 qui est un amplificateur audio basses fréquences servant à amplifier le son sortant vers un casque d'écouteur.

II-3- PREMIER ETAGE (Etage d'Entrée) :

Les sons provenant du cœur et d'autres parties du corps sont détectés par un capteur piézoélectrique en forme de disque qui transforme le signal sonore en signal électrique qui sera ensuite amplifié.

II-3- 1- LE CAPTEUR PIEZOELECTRIQUE :

Nous avons arrêté notre choix sur un petit disque piézoélectrique car il permet d'obtenir une réponse en fréquence correcte et produit un son bien net, sans bruits de fond. Au-delà du transducteur, le secret d'une bonne reproduction est lié aussi à un filtrage efficace du signal afin de ne reproduire que les fréquences nécessaires (les battements du cœur occupent une bande de fréquences allant de 20 à 400 Hz).

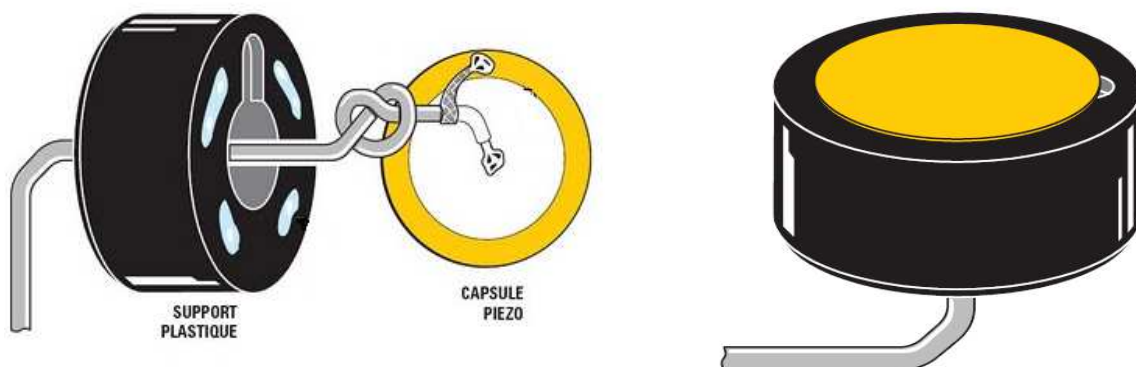


Figure 13 : capteur piézoélectrique

Piézo vient du mot grec "piezein», qui signifie «squeeze» ou «appliquer une certaine pression." Qu'ils prennent forme comme un transducteur ou capteur, les composants piézo-électriques fonctionnent tous comme le résultat d'un certain degré de pression physique qui leur sont imposées. La plupart des dispositifs piézo sont piézo-électrique ou piézo-résistif,

Le capteur piézoélectrique est utilisé en tant que détecteur de chocs, de vibrations ou de percussions. Il capte les vibrations mécaniques qui se transmettent dans un matériau. Ce capteur fonctionne en analogique donc perçoit des différences entre les chocs forts et les coups faibles.



Figure 14 : Capteur piézoélectrique accompagné de son montage d'amplification avec potentiomètre de réglage.

La piézoélectricité (du grec piézein presser, appuyer) est la propriété que possèdent certains corps de se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique et réciproquement de se déformer lorsqu'on leur applique un champ électrique. Les deux effets sont indissociables. Le premier est appelé effet piézoélectrique *direct* ; le second effet piézoélectrique *inverse*. Cette propriété trouve un très grand nombre d'applications dans l'industrie et la vie quotidienne. De manière plus générale, l'effet direct peut être mis à profit dans la réalisation de capteurs (capteur de pression etc.) ; la contrainte appliquée créant un signal électrique, tandis que l'effet inverse permet de réaliser des actionneurs (injecteurs à commande piézoélectrique en automobile, nano manipulateur...).

Les matériaux piézoélectriques sont très nombreux. Le plus connu est sans doute le quartz, toujours utilisé aujourd'hui dans les montres pour créer des impulsions d'horloge

Notre capteur comporte une carte électronique qui permet de choisir la sensibilité du capteur et de l'adapter à diverses situations.

Deux diamètres de disques piézo sont possibles : 4,1 cm et 2 cm. Leur sensibilité est équivalente, la différence de taille prend son intérêt selon les surfaces et les objets à équiper.

Essentiellement, l'effet piézo-électrique est simplement le résultat d'un piézo soulignant élément de cristal, céramique, matière ou biologique à générer une charge ou une tension.

L'effet piézoélectrique est linéaire. La quantité de génération de charge est proportionnelle à la quantité de contrainte placée sur le matériau piézo-électrique. Fait intéressant, cet effet est réversible (Figure 15.). Appliquer une charge à la matière piézo génère une réponse mécanique ou une impulsion.

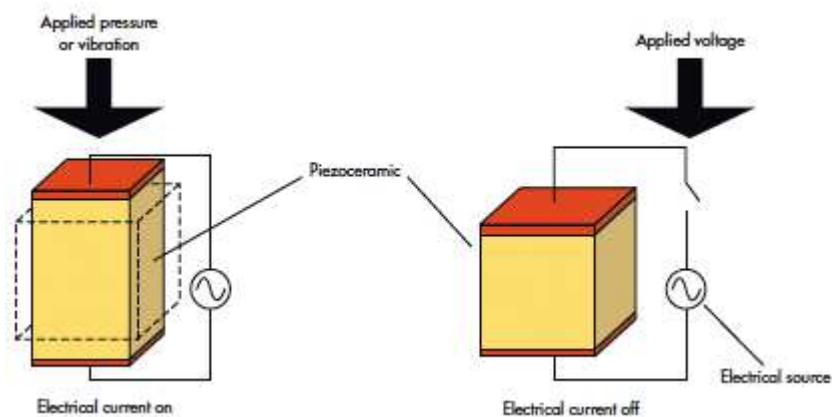


Figure15 : la quantité de contrainte placée sur le matériau piézo-électrique

Est-il préférable d'utiliser un disque piézo ou un microphone électret pour à une telle application ?

Le disque piezzo a une bande passante plus restreinte que le micro électret, il permet de faire un premier filtrage. Le boîtier en plastique a surtout un rôle pratique, pour pouvoir plaquer le micro sur la poitrine sans tenir directement les fils.

II-3-2- L'ADAPTATEUR D'IMPEDANCE :

Le signal provenant du disque piézoélectrique est envoyé à la grille du transistor FET FT1 (le BF245 : transistor à effet de champs, JFET-Canal N), dont la fonction est d'adapter l'impédance du capteur avec l'impédance d'entrée de l'amplificateur opérationnel IC1/A (MC1458 : Amplificateur Opérationnel double).

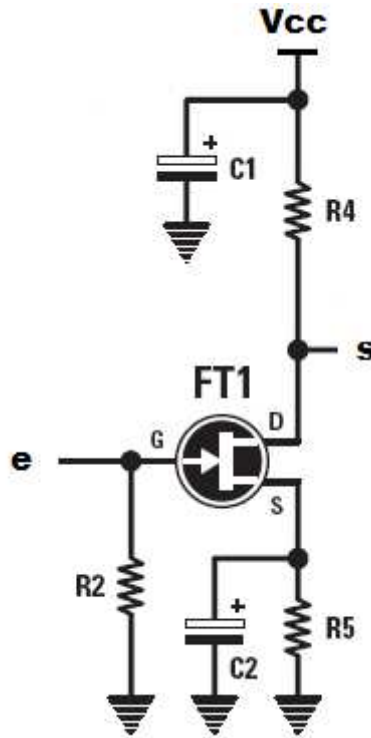


Figure 16 : Adaptateur d'impédance.

Par rapport à un transistor bipolaire (NPN ou PNP), il présente l'intérêt d'avoir une grande impédance d'entrée (supérieure au mégohm), ce qui le rend intéressant dans certains montages (étage d'entrée d'un radiorecepteur, détecteur d'électricité statique...). Plus précisément, cette résistance d'entrée est la résistance de fuite de la jonction grille-source (GS) polarisée en inverse. La capacité d'entrée du transistor est faible (quelques picofarads). Cette résistance d'entrée élevée et cette faible capacité d'entrée donnent aux transistors à effet de champ des caractéristiques proches de celles des tubes à vide.

II-4- DEUXIEME ETAGE (Filtrage) :

II-4-1- L'AMPLIFICATEUR OPERATIONNEL MC 1458 :

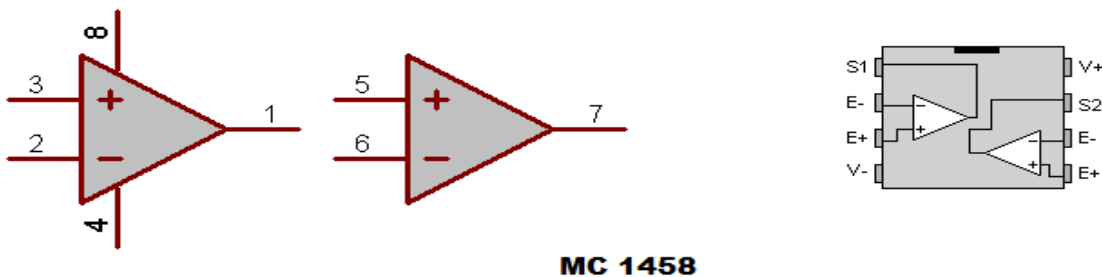


Figure 17 :L'Amplificateur Opérationnel MC 1458

Définition :

Le MC 1458 est un double amplificateur opérationnel avec deux AOP comportant :

- une protection contre les courts circuits
- une plage de tension différentielle et en mode commun importante
- une compensation en fréquence inutile
- une faible consommation

La plage de tension d'entrée ; en mode commun et l'absence de verrouillage rendent ces amplificateurs parfaitement adaptés aux applications de suiveurs de tension. Ces circuits sont protégés contre les courts circuits et la compensation en fréquence interne assure une bonne stabilité sans composants externes.

Le MC 1458 peut fonctionner de 0 °C à 75°C.

Idéalement, l'amplificateur opérationnel devrait présenter les caractéristiques suivantes :

- *Un gain de tension en tension infini
- * Une bande passante infinie
- *Une impédance d'entrée infini (circuit ouvert)
- *Son impédance de sortie est nulle

➤ **Taux de réjection en mode commun :**

Un taux de réjection en mode commun (CMRR) infinie n'est jamais atteint mais un bon ampli opérationnel peut posséder une valeur de CMRR très élevés. Un CMRR élevé permet d'éliminer presque complètement les signaux d'interférence à la sortie.

Le taux de réjection en mode commun est définit par :

$$\text{CMRR} = A_{bo} / A_{mc}$$

A_{bo} : le gain d'amplificateur en boucle ouverte

A_{mc} : le gain d'amplificateur en mode commun

Il est exprimé en décibels selon la formule suivante :

$$\text{CMRR} = 20 \log (A_{bo} / A_{mc})$$

➤ **La fonction de sortie de l'amplificateur :**

On va prendre les courants des deux entrées (inverseurs et non inverseurs)

$$I_+ = I_- = 0$$

L'impédance d'entrée :

L'impédance d'entrée de l'amplificateur non inverseur peut être déterminée comme suivant :

La tension d'entrée s'exprime selon la formule suivante :

$$V_{en} = V_d + V_r$$

En substituant V_r par BV_{sor} $V_{en} = V_d + BV_{sor}$

Puisque $V_{sor} = A_{bo}V_d$ (A_{bo} désigne le gain en boucle ouverte de l'ampli-op

$$V_{en} = V_d + A_{bo}BV_d = (1 + A_{bo}B) V_d$$

En substituant maintenant V_d par $I_{en}Z_{en}$: $V_{en} = (1 + A_{bo}B) I_{en}Z_{en}$

Où Z_{en} est l'impédance d'entrée en boucle ouverte $V_{en}/I_{en} = (1 + A_{bo}B) Z_{en}$

- Donc : $Z_{en} = (1 + A_{bo}B) Z_{en}$

Cette équation illustre que l'impédance d'entrée de cette configuration d'amplificateur de sortie non inverseur est beaucoup plus élevée que l'impédance d'entrée interne de l'ampli sans circuit non inverseurs.

Dans notre montage le transistor TR1 (Le BC 547 : transistor bipolaire NPN), a pour fonction de limiter le signal de sortie afin qu'en cas de choc sur le capteur le signal n'atteigne pas un niveau intolérable pour l'oreille.

II-4-2- LE FILTRAGE :

Le signal ECG ainsi amplifié, peut être noyé dans différentes sources de bruit, ainsi un filtre est nécessaire.

Ce filtre est réalisé à base de l'amplificateur opérationnel MC 1458, compte tenu de ces caractéristiques qui sont presque idéales.

Dans notre étage on utilise deux filtres : un filtre passe-bas pour bloquer toutes les fréquences supérieures à 400 Hz et un filtre passe-haut pour bloquer toutes les fréquences inférieures à 20 Hz. Seule les fréquences du battement du cœur passent, car elles sont situées entre ces deux fréquences.

II-4-2-1- Définition :

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques pour :

- ◆ Modifier son spectre de fréquence et donc sa forme
- ◆ Modifier sa phase et donc sa forme
- ◆ Extraire une partie de l'information liée à ce signal
- ◆ Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables I
- ◆ Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles

II-4-2-2-Filtre passe-haut :

Une filtre passe haut ne laisser que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure. Il atténue les bases fréquences

Le signal présent sur le drain de FT1 est envoyé à l'entrée non inverseuse d'IC1/A configuré pour constituer avec C3-C4 et R6-R7 un filtre passe-haut, afin de bloquer toutes les fréquences inférieures à 20 Hz.

Il est constitué d'un filtre Passe-Haut du 2^{ième} ordre à structure de SALLEN et KEY.

La fonction de transfert : $T_f = V_{out}/V_{in}$

$$T_f = T_0 \cdot (j\omega / \omega_0)^2 / (1 + 2jm\omega / \omega_0 + (j\omega / \omega_0)^2)$$

$$T_0 = 1$$

$$m = C1.C2$$

$$\omega_0 = 1 / \sqrt{(R1.R2.C1.C2)^2}$$

$$f_0 = 1/2\pi \sqrt{(R1.R2.C1.C2)^2}$$

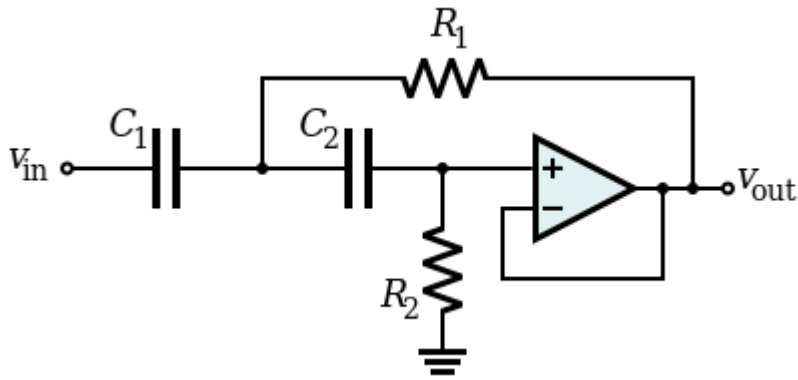


Figure 18 : Filtre passe-haut.

Pour les valeurs suivantes concernant le montage :

$C3 = C4 = 100\text{nf}$, $R6 = 56\text{ K}\Omega$, $R7 = 100\text{ K}\Omega$: la fréquence de coupure f_0 est égale à environ 20Hz.

II-4-2-3-Filtre passe-bas :

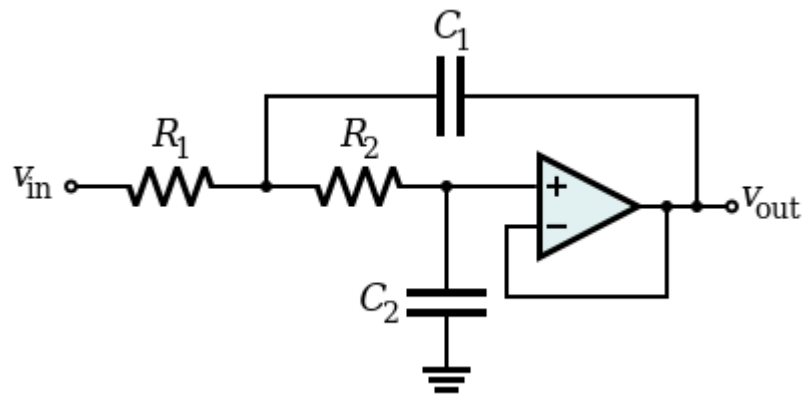


Figure 19 : Filtre passe-bas.

De la broche de sortie d'IC1/A le signal est transmis à l'entrée non-inverseuse d'IC1/B, avec R10-R11 et C6-C8 constitue un filtre Passe-Bas bloquant toutes les fréquences supérieures à 400 Hz.

Il est constitué d'un filtre Passe-Bas du 2^{ième} ordre à structure de SALLEN et KEY.

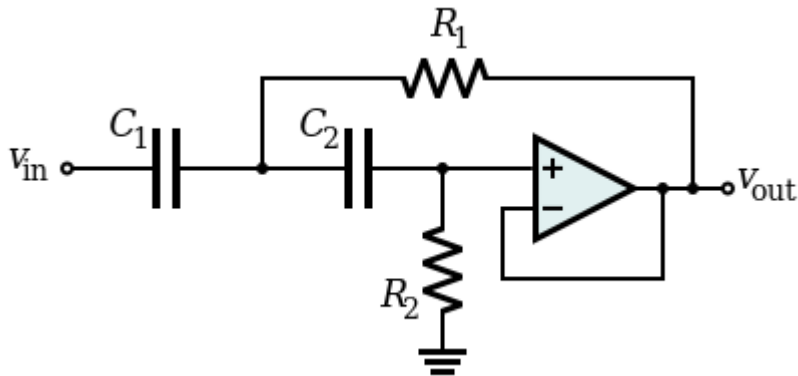
La fonction de transfert : $Tf = V_{out}/V_{in}$

$$T_f = T_0 / (1 + 2j\omega / \omega_0 + (j\omega / \omega_0)^2)$$

$$T_0 = 1$$

$$m = C_1.C_2$$

$$\omega_0 = 1 / \sqrt{(R_1.R_2.C_1.C_2)^2} \quad \text{Donc} \quad f_0 = 1 / 2\pi \sqrt{R_1.R_2.C_1.C_2}$$



Pour les valeurs suivantes concernant le montage :

$C_6 = 6,8 \text{ nf}$, $C_8 = 3,3 \text{ nf}$, $R_{10} = R_{11} = 82 \text{ K}\Omega$: la fréquence de coupure f_0 est égale à environ 400 Hz.

Comme le montre le schéma du circuit électrique de la figure 11, IC1/A et IC1/B sont des amplificateurs opérationnels à gain unitaire. C'est IC2 (LM386) qui amplifie le signal de sortie au niveau du casque d'écoute.

II-5- TROISIEME ETAGE (Amplification) :

II-5-1- L'amplificateur LM 386 :

Le signal de sortie présent sur la broche 7 de IC1/B est appliqué à l'entrée de broche 2 de IC2 pour être amplifié. Sur la patte 5 se trouve le signal de sortie acheminé vers le casque d'impédance comprise entre 8 et 32 Ohms. Le potentiomètre monté en diviseur de tension à l'entrée, permet de régler le volume

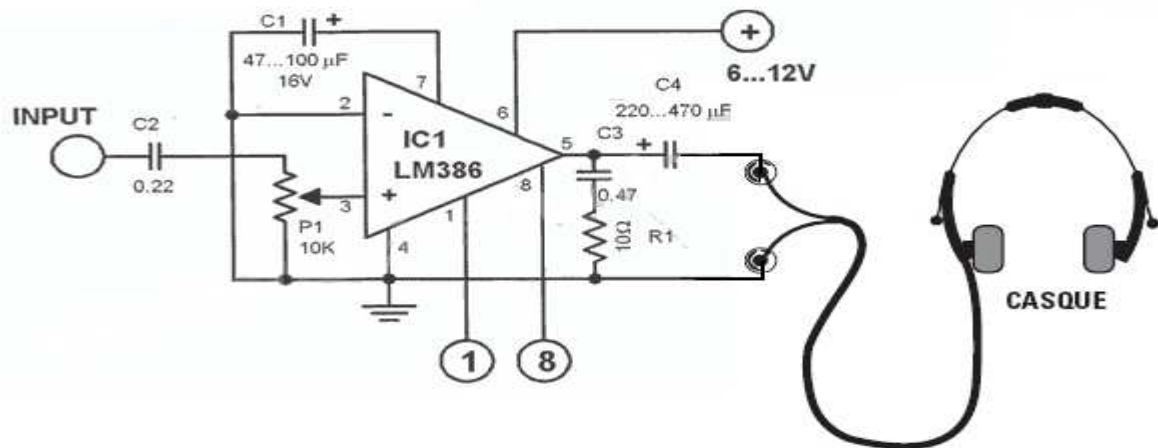


Figure20 : Amplificateur basse fréquence (LM 386)

II-5-1-1 Définition :

Le LM 386 est un amplificateur ampli audio de puissance destiné aux applications à faible tension d'alimentation. Le gain est préfixé à 20 pour minimiser le cout des composants extérieurs mais il est possible d'atteindre un gain de 200 à l'aide d'une résistance et d'un condensateur extérieure connecté entre les broches 1 et 8.

Les entrées sont référencées par rapport à la masse, tandis que la sortie est automatiquement polarisée à la moitié de la tension d'alimentation. La puissance consommée au repos n'est que de 24 mW lorsqu'on utilise une alimentation de 6 volts, ce qui rend le LM 386 idéal pour le fonctionnement sur pile.

II-5-1-2 Caractéristiques :

- *fonctionnement sur pile
- *composants extérieures réduits au minimum
- *large plage de tension d'alimentation 4V -12V ou 5V-18V
- *Faible courant de repos 4 mA
- *gain de tension de 20 à 200
- *Entrée référencées par la masse
- *Point de repos de la tension de sortie situé automatiquement à la moitié de la tension d'alimentation
- *Faible distorsion
- *Boitier DIL 8 broches

II-5-1-3 Commande de gain

Deux broches (1 et 8) permettent la commande du gain et rendent le LM386 très souple.

Si elles sont laissées en l'air, la résistance de 1,35 K fixe le gain à 20 (26dB). Si on place une résistance en série avec le condensateur, le gain peut atteindre 200 (46dB). Si on place une résistance en série avec le condensateur, on peut fixer le gain de 20 à 200. Cette commande de gain peut également être réalisée par le couplage capacitif d'une résistance (ou d'un FET) entre la broche 1 et la masse.

On peut connecter des composants externes en parallèle avec les résistances de réaction interne pour adapter le gain et la réponse en fréquence à une application particulière.

Par exemple, il est possible de compenser la mauvaise réponse aux fréquences basses d'un haut-parleur en agissant sur la boucle de réaction en fonction de la fréquence.

Pour un renforcement effectif des basses de 6Db : $R=10\text{ k}$ la plus faible est $R= 10\text{k}$. Pour garder une bonne stabilité de fonctionnement, si la broche 8 est laissée en l'air. Si les broches 1 et 8 sont découplées on peut descendre jusqu'à 2K. Ceci est dû au fait que l'amplificateur n'est compensé que pour des gains en boucle fermée supérieure à 9.

II-5-1-4- Polarisation d'entrée :

Le schéma interne du LM 386 montre que les deux entrées sont polarisées à la masse par une résistance de 50KΩ. Le courant de base des transistors d'entrées en l'air est d'environ 12,5 mV.

Si la résistance de la source continue qui commande le LM386 est supérieure à 250KΩ,

Celle-ci augmente légèrement (environ 2,5 mV sur l'entrée, 50mV sur la sortie). Si la résistance de la source continue est inférieure à 140KΩ on peut diminuer le décalage en connectant l'entrée inutilisée à la masse.

Pour les résistances de source comprise entre ces deux valeurs il est possible d'éliminer le décalage en connectant une résistance entre l'entrée inutilisée et la masse et d'une valeur égale à celle de la source. Tous les problèmes de décalage sont bien sûr limités, si l'entrée est couplée par un condensateur.

Lorsqu'on utilise le LM 386 avec des gains plus élevés il faut découpler l'entrée inutilisée pour éviter une diminution du gain et une instabilité possible. Pour cela il suffit de lui connecter un condensateur de 0,1μF ou de la court-circuiter à la masse, suivant la résistance de source de l'entrée de commande.

II-6- CONCLUSION :

Une étude exhaustive de différents circuits constituant les différents blocs du dispositif qu'on a réalisé était faite. Cette étude était particulièrement portée sur le choix de composants, permettant de répondre aux différentes caractéristiques auxquelles un stéthoscope doit répondre. Les caractéristiques, comme le gain des amplificateurs, les bandes passantes des filtres, les filtres, ou encore du patient étaient étudiées.

CHAPITRE III

Le système de comptage et affichage

CHAPITRE III :

COMPTAGE ET AFFICHAGE

III-1- INTRODUCTION :

Dans ce chapitre on s'intéresse à faire la description des différents circuits qu'on a réalisé pour développer notre système d'affichage qui permet d'afficher le nombre des battements du cœur pendant la période qu'on a choisi.

Le circuit réalisé s'inspire du schéma bloc du système d'affichage (Figure 21) qui regroupe les différentes parties citées ci-dessous:

- Adaptateur.
- Mise en forme.
- Anti-rebond.
- Monostable.
- Porte "AND" du circuit intégré de la série TTL7408.
- Décodeur et afficheur à sept segments.

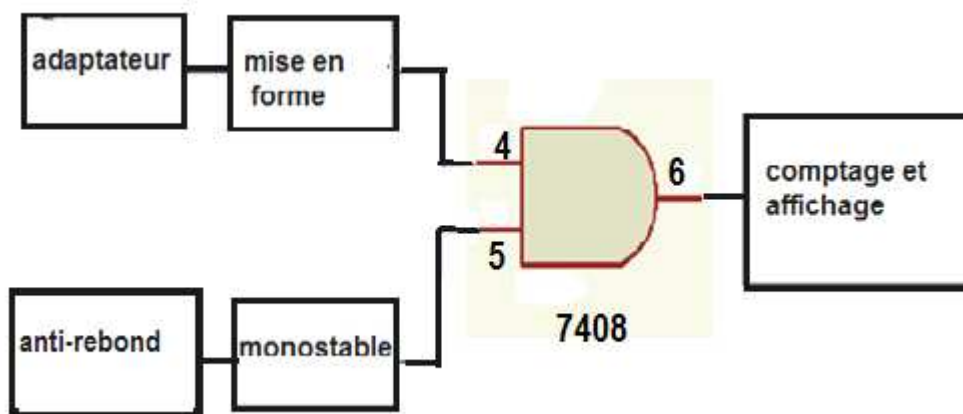


Figure21: Schéma synoptique du circuit de comptage et affichage.

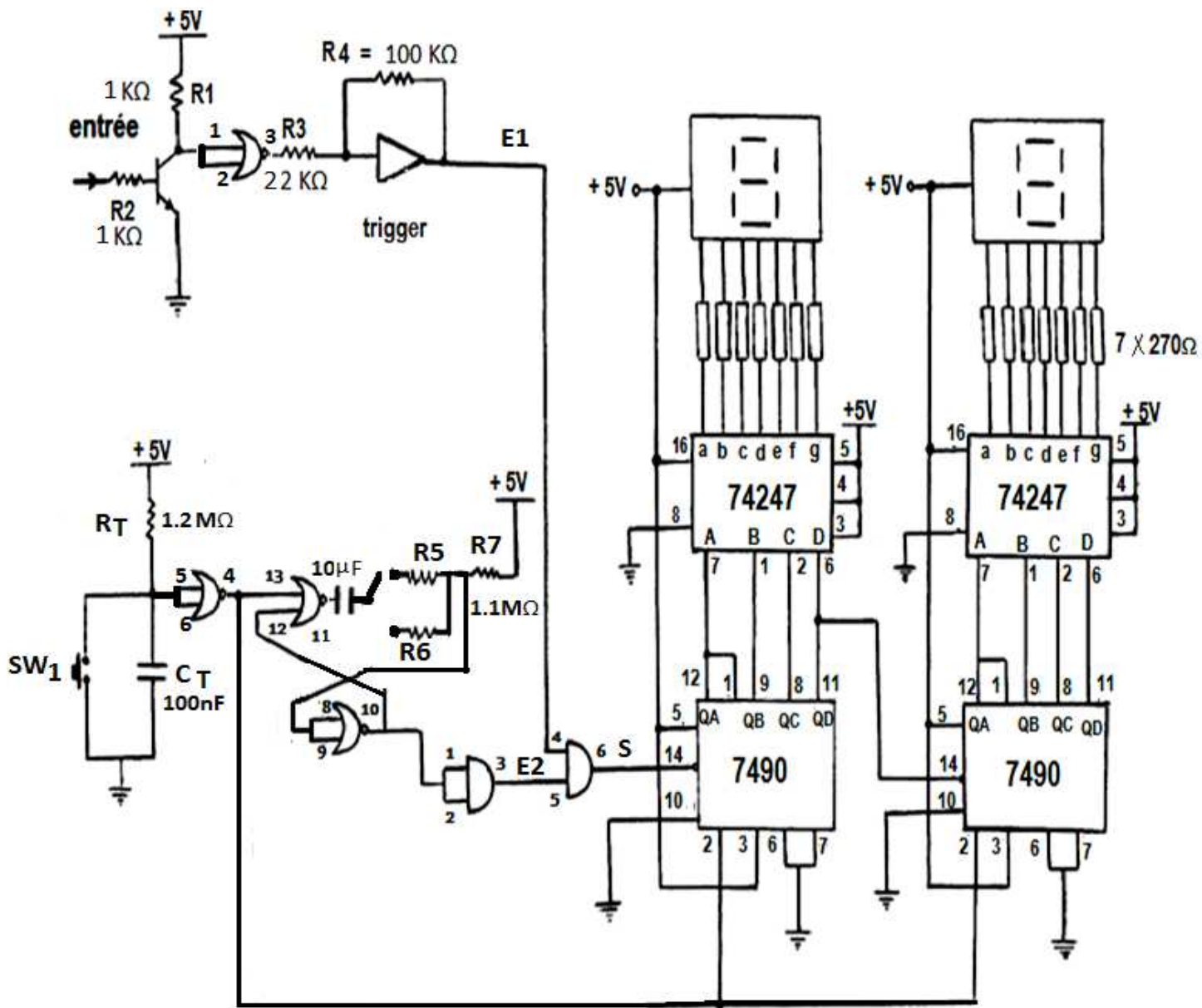


Figure22 : Schéma Electrique du comptage et affichage.

III-2- CIRCUIT d'ADAPTATION :

III-2-1- Transistor monté en inverseur de tension :

Ce montage, de type collecteur commun, présente le même intérêt que le inverseur de tension réalisé avec un AOP. Il permet de bénéficier d'une haute impédance d'entrée et d'une faible impédance de sortie. Il peut donc constituer une interface intéressante pour épauler une sortie dont l'impédance de source est trop grande et facilement perturbée. Son gain est très proche de l'unité (grosso-modo de 0.999), mais il faut bien comprendre que l'intérêt d'un tel montage ne réside pas dans son gain.

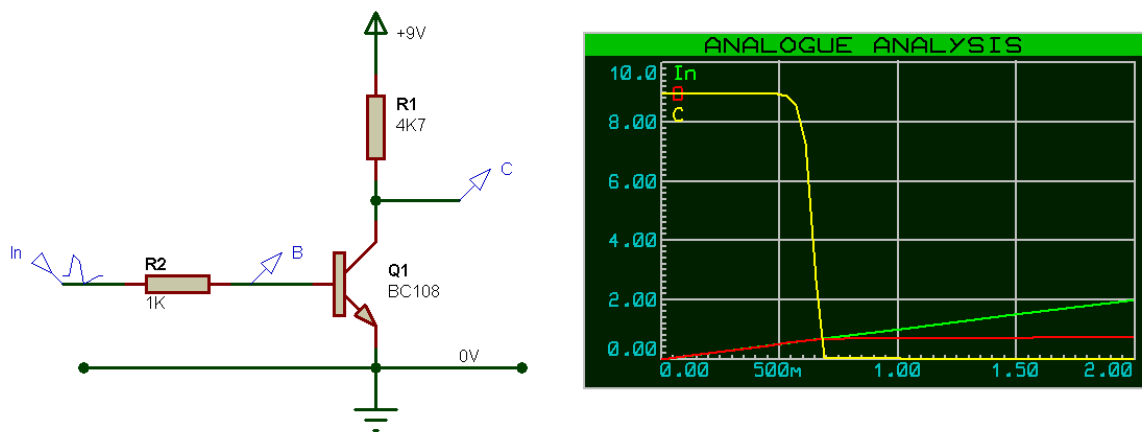


Figure 23 : schéma et signal de l'inverseur de tension

Dans le schéma qui précède, on applique le signal à "renforcer" sur la base du transistor, et on recueille le signal "fortifié" sur son émetteur. Comme le transistor est polarisé pour être constamment "passant", la tension entre base et émetteur reste constante, d'environ 0,6 à 0,7 V. Cette chute de tension se répercute bien sûr sur la sortie, qui sera alors toujours inférieure de 0,6 V à la tension d'entrée. Mais ne nous mélangeons pas les pinceaux : si la tension de sortie Out est inférieure de 0,6 V à la tension d'entrée In, l'amplitude de la tension de sortie Out reste quasiment identique à l'amplitude du signal d'entrée.

Il n'y a là qu'un simple décalage (offset) de tension continue. **Avertissement** : Si la résistance d'émetteur est reliée à la masse, comme c'est le cas dans le montage présenté ici avec R2, toute tension inférieure à 0,6 V présentée à l'entrée In ne sera pas répercutée à la sortie Out ! Si vous voulez utiliser ce genre de montage pour un signal BF

évoluant autour de 0 V (et qui possède donc des alternances positives et des alternances négatives).

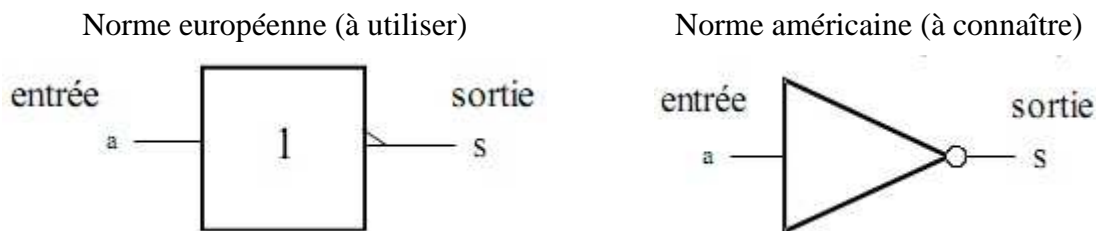
Remarque : Pourquoi ne rencontrons-nous pas plus souvent un tel montage, s'il est si pratique ? Tout simplement parce que depuis l'avènement des AOP, dont certains présentent une impédance d'entrée de plusieurs centaines de M Ohms, le transistor s'est un peu trouvé "à la traîne". Mais il faut bien admettre que parfois un seul petit transistor peut largement suffire pour adapter des impédances à un endroit donné, sans qu'il soit nécessaire à tout prix de sortir l'AOP dernier cri.

III-2-2- Inverseur logique (NON) :

Pour récupérer le même signal qu'à l'entrée on doit inverser le signal par une porte « NAND » inverseuse. Cette porte est réalisée à partir du quart du circuit intégré CD4001. La sortie est un signal logique d'environ 5 volts.

L'équation de l'opération NON (inversion logique) s'écrit : $S = \bar{a}$ (lire : **S = a barre**)



Symbole



III-3-MISE EN FORME (trigger) :

Avant de procéder au comptage, on doit mettre le signal en forme avec un Trigger de Schmitt à base d'une porte « AND ».

III-3-1- Principe :

Le symbole suivant ( ou ) indique qu'un circuit logique possède un cycle d'hystérésis.





 symbolise un trigger non inverseur.
 symbolise un trigger inverseur.

Figure 24 : circuit logique avec hystérésis (Trigger de Schmitt)

III-3-2 - TRIGGER DE BASE

Dans le trigger de la figure 25, deux résistances R1 et R2 sont associées à un buffer.

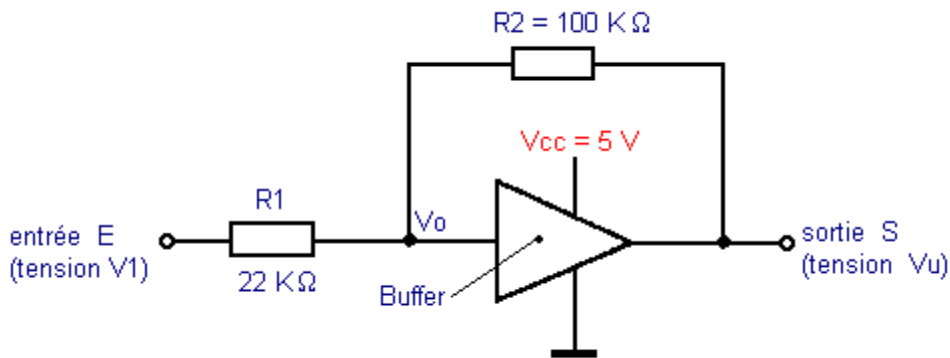


Figure 25 : trigger de schmitt

Les deux résistances sont montées en pont diviseur de tension. L'entrée buffer a une résistance très élevée, de l'ordre de quelques dizaines de $M\Omega$ (en technologie CMOS). L'effet de ce buffer sera donc négligé sur le pont diviseur de tension. Pour cela, R1 et R2 auront des valeurs assez grandes. Par exemple, $R1 = 22\text{ kW}$ et $R2 = 100\text{ k}\Omega$

Dans ce cas, nous avons la relation ^① suivante :

$$V_o = (V_1 - V_u) \frac{R_2}{R_1 + R_2} + V_u \quad \textcircled{1}$$

Appliquons à l'entrée E le signal indiqué à la figure 26.

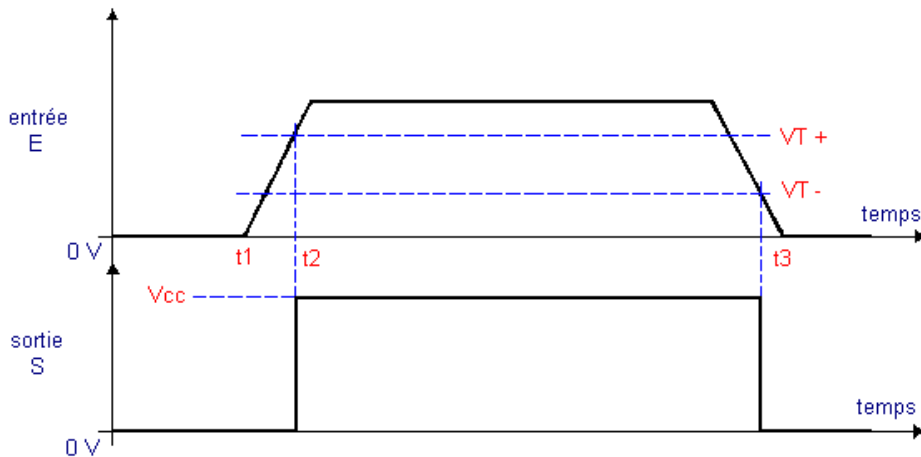


Figure 26 : entrée et sortie de trigger de schmitt

Au départ, $V_1 = V_u = 0$ volt. Au fur et à mesure que V_1 augmente, la tension d'entrée du buffer V_o augmente aussi et V_u reste nul. En effet, il faut que V_o atteigne $V_{cc} / 2$ pour que la sortie S bascule au niveau H.

La tension V_1 nécessaire au basculement du buffer est la tension de Seuil supérieur V_{T+} .

A partir de la relation $\textcircled{1}$ précédente, exprimons cette tension V_1 de Basculement.

Juste avant le basculement, la tension V_o est donc égale à $V_{cc} / 2$ et la tension de sortie V_u est encore nulle. Remplaçons V_o et V_u par leur valeur dans l'équation (1).

La tension V_1 de basculement que l'on appelle V_{T+} est donc donnée par la relation $\textcircled{2}$

$$V_1 \text{ basculement} = V_{T+} = \frac{R_1 + R_2}{R_2} \times \frac{V_{cc}}{2} \quad \textcircled{2}$$

Si l'on remplace dans le cas présent R_1 et R_2 par leur valeur et sachant que la tension d'alimentation est de 5 volts, on obtient une tension de basculement

De :

$$V_{T+} = \frac{22 \times 10^3 + 100 \times 10^3}{100 \times 10^3} \times \frac{5}{2} \cong 3,05 \text{ volts}$$

Ceci est donc la valeur du seuil supérieur.

Tant que la tension V_1 restera supérieure à la tension de seuil inférieur V_{T-} , la sortie S restera

$$V_{T-} = V_{cc} - \frac{V_{cc}}{2} \frac{(R_1 + R_2)}{R_2} \quad (3)$$

au niveau H (donc à la tension V_{cc}).

Remplaçons R_1 , R_2 et V_{cc} par leur valeur numérique :

$$V_{T-} = 5 - \frac{5}{2} \frac{(22 \times 10^3 + 100 \times 10^3)}{100 \times 10^3} \cong 1,95 \text{ volt}$$

Le seuil inférieur est donc de 1,95 volt.

L'hystérésis vaut $(V_{T+}) - (V_{T-}) = 3,05 - 1,95 = 1,1$ volt.

Il serait par ailleurs possible d'augmenter la valeur de l'hystérésis en prenant une valeur pour R_1 supérieure à 22 k Ω .

III-4- DEMARRAGE DE COMPTAGE :

Il est réalisé à partir d'un circuit à antirebond.

III-4-1- Principe de fonctionnement :

Dans le montage présenté à la figure 27, il s'agit de délivrer une impulsion de tension sans que se manifeste un phénomène de rebond à la fermeture du contact.

A la fermeture de l'interrupteur, il y a rebondissement des contacts, mais le condensateur C limite les variations de potentiel au point V_c et l'hystérésis du trigger permet de conserver le niveau logique H en sortie.

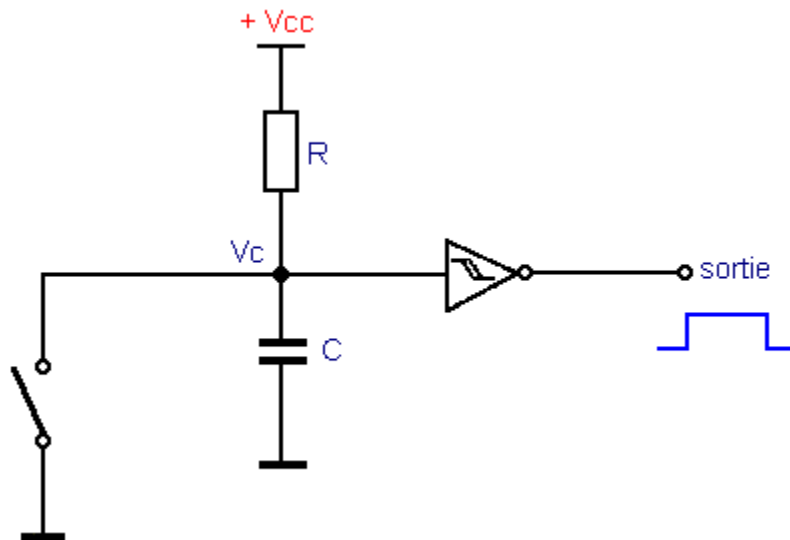


Figure27 : Circuit anti-rebond.

III-4-2- Anti-rebonds

C_T et R_T constituent un petit filtre anti-rebonds : les boutons poussoirs et les interrupteurs ont en effet la fâcheuse manie de délivrer une suite d'impulsions parasites quand on les actionne, ce qui n'est que rarement recherché. Pour en comprendre le fonctionnement, imaginons simplement comment sont les choses à l'état de repos.

Au repos, SW_1 est ouvert. Le condensateur C_T se charge à travers de R_T . La tension au point commun $R_T - C_T$ est donc de 5V (niveau 1). En actionnant SW_1 , le condensateur est subitement court-circuité et se décharge. La sortie active passe à l'état bas, et c'est la sortie suivante qui prend la relève. Comme C_T va mettre un certain temps pour se recharger, les rebonds de SW_1 ne seront pas vus par le circuit, car "absorbés" par C_T , pas encore chargé (la tension au point commun $R_T - C_T$ correspond encore à un niveau logique bas, qui redescend lentement vers le niveau logique haut).

III-5- CIRCUIT MONOSTABLE :

En actionnant le bouton poussoir SW_1 une impulsion brève négative apparaît au point $R_T C_T$. Cette impulsion doit être inversée par une porte NAND (1/4 de CD4001) qui va servir en même temps ; de déclencher le monostable pour créer la durée de comptage et de remettre les compteurs à zéro.

III-5-1- Principe de fonctionnement :

Le circuit logique équivalent du monostable est formé de deux portes NOR comme indiqué sur le schéma suivant :

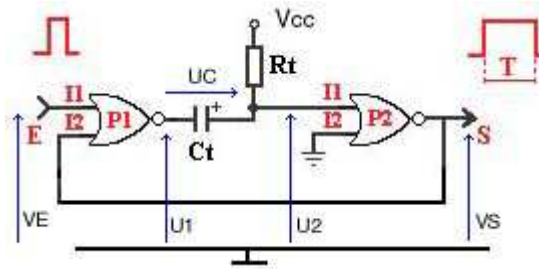


Figure 28 : circuit logique du monostable

Initialement le signal d'entrée du monostable est nul, soit $E = 0$.

1) L'entrée I1 de P2 est à 1 et l'entrée I2 de P2 est à 0. La sortie de P2 est alors à 0.

2) Les entrées I1 et I2 de P1 sont donc toutes deux à 0, donc la sortie de P1 est à 1.

La sortie du monostable est à l'état stable, soit $S=0$.

3) Puis l'entrée reçoit une impulsion de niveau 1. La sortie de P1 passe à 0 et le condensateur fait passer l'information sur l'entrée I1 de P2, qui passe à 0.

4) La sortie de P2 passe alors à 1, de même que l'entrée I2 de P1. L'état de l'entrée En 'a donc plus d'influence sur la sortie de P1 qui reste à 0.

5) Le condensateur Ct commence alors à se charger à travers Rt : La tension U2 monte. Quand celle-ci atteint une valeur suffisante pour faire basculer P2 ($V_{cc}/2$), la sortie S passe à 0, et le monostable se retrouve dans son état stable.

A	B	S
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1

Table de vérité

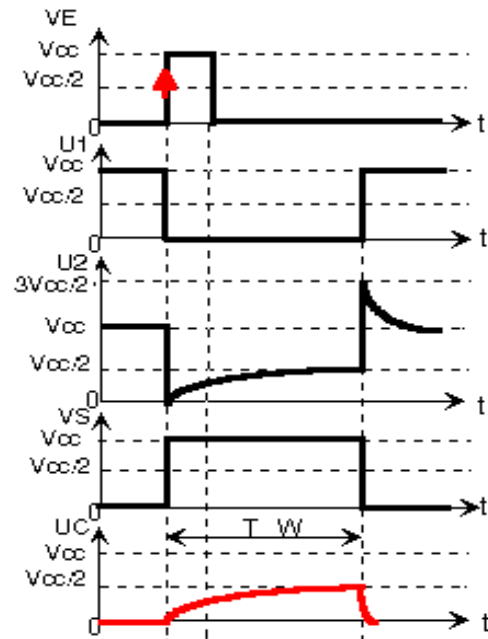


Figure 29 : table de vérité et chronogramme du monostable

Calcul de Tw

Le temps pendant lequel le monostable reste à l'état haut est égal au temps de charge du condensateur Ct. On a alors :

$$U_c = V_{cc}(1 - \exp(-\frac{t}{RtC_t}))$$

Le monostable repasse à son état stable lorsque $U_c = V_{cc}/2$. Ainsi, le temps TW de maintien à l'état quasi stable est :

$$TW = RtC_t \ln 2$$

On doit réaliser deux temps de mesure de 30 et 60 secondes. Pour cela on fixe C et on calcule R.

1^{er} cas : Tw = 30s, C est fixée à 100µf le calcul donne : R = 212 KΩ

2^{ième} cas : Tw = 60s, C est fixée à 100µf le calcul donne : R = 424 KΩ

III-5-2-Technologie de réalisation

On peut réaliser des circuits multivibrateurs monostables à l'aide :

- d'AOP
- de portes logique TTL ou CMOS
- de circuits spécialisés (74121, LM555, LM 358)

Notre réalisation s'est limitée à l'utilisation de deux portes NAND du circuit logique de technologie CMOS le CD4001.

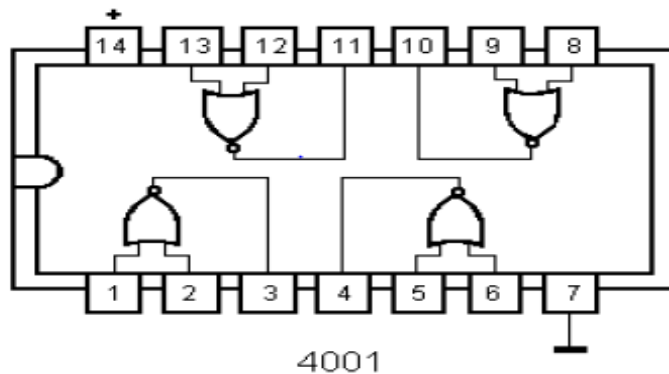


Figure 30 : circuit logique 4001

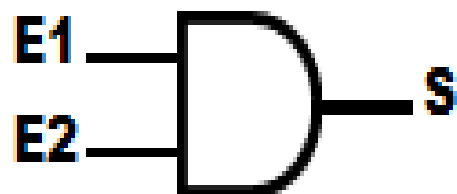
Le circuit intégré 4001 fait partie de la série des circuits intégrés 4000 utilisant la technologie CMOS.

Ce circuit est composé de quatre portes logiques indépendantes NON-OU à deux entrées. Chaque porte possède un buffer en sortie. Et dispose d'une entrée de commande ON et d'une entrée de commande OFF. Ce type de bascule est aussi parfois appelée Flip-Flop

III-6-L'AUTORISATION DE COMPTAGE :

Cette partie est constituée autour d'une porte « AND » du circuit intégré de la série TTL 7408 un quadruple « ET » logiques, qui reçoit sur ses entrées, les impulsions à compter du stéthoscope présent sur la sortie du circuit de mise en forme et de l'impulsion de la durée de comptage présente à la sortie du monostable.

A	B	S
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1



E1 : représente les impulsions cardiaques à comptées.

E2 : la sortie du monostables représentant la durée du comptage.

On a alors le Chronogramme suivant :

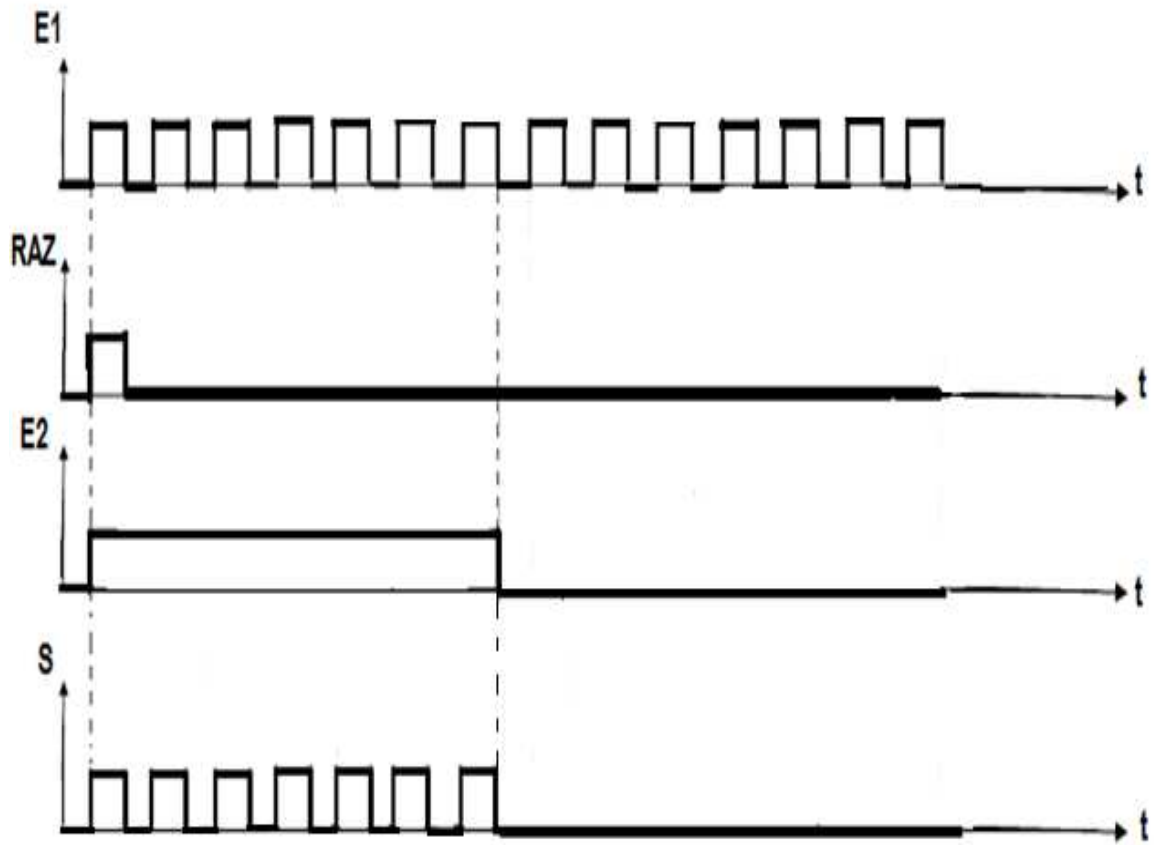


Figure 31 : chronogramme des impulsion à Compter.

III-7-LES COMPTEURS :

III-7-1- Définition :

Un compteur est un ensemble de bascules qui servent à compter les impulsions mises en entrées (Horloge). Le comptage peut-être fait dans différents codes : Binaires, B.C.D., Gray, Complémenté, ...

Chaque chiffre binaire nécessite une bascule :

Si on compte de 0 à 1_{10} : 1 bascule ;

Si on compte de 0 à 3_{10} : 2 bascules ;

Si on compte de 0 à 7_{10} : 3 bascules ;

Si on compte de 0 à $(2^n - 1)_{10}$: n bascules ;

Exemple : Si on veut compter de 0 à 12 combien faut-il de bascules ?

Réponse : 4 bascules : $(2^4 - 1)_{10} = 15 > 12$; $(2^3 - 1)_{10} = 7 < 12$

III-7-2- Type de compteurs Asynchrones et Synchrones :

III-7-2-1- Compteur Synchrone :

Sur un compteur branché en mode synchrone, toutes les entrées d'horloges des bascules sont reliées ensemble à l'entrée d'horloge du montage.

Avantages : Toutes les bascules commutent en même temps

Inconvénients : A cause des décalages temporels, ne va pas haut en fréquence

III-7-2-2 Les compteurs Asynchrones:

III-7-2-2-1- A l'aide de bascules D :

Si on réalise le schéma suivant :

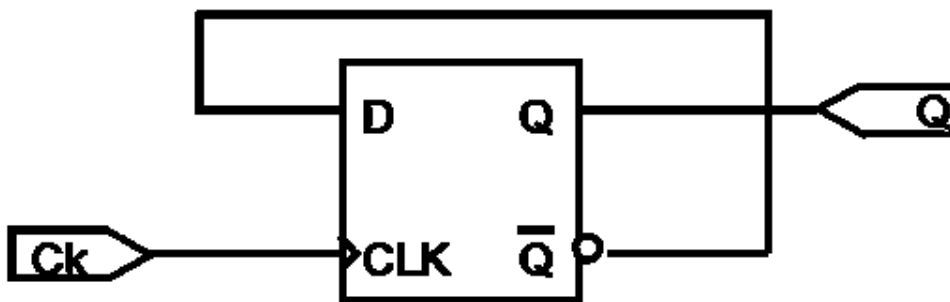


Figure 32 : schéma d'un compteur asynchrone à l'aide de bascule D

On a alors les chronogrammes suivants :

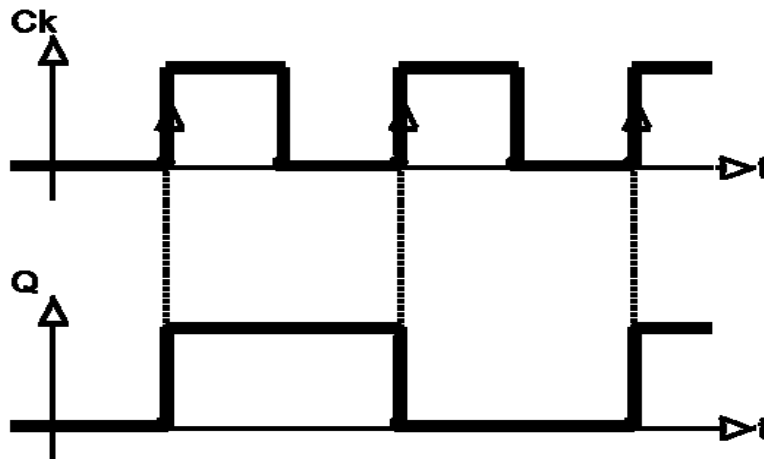


Figure 33 : chronogramme du compteur à l'aide d'une bascule D

On obtient un montage de base de Diviseur par 2 de la fréquence d'horloge d'entrée.

III-7-2-2-2- Compteur à l'aide de bascules JK :

Si on réalise le schéma suivant :

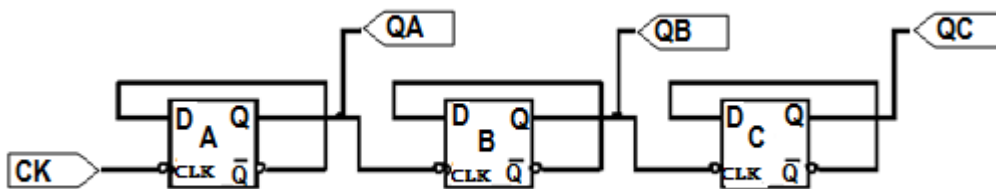


Figure 34 : compteur à l'aide d'une bascule JK.

On a alors les chronogrammes suivants:

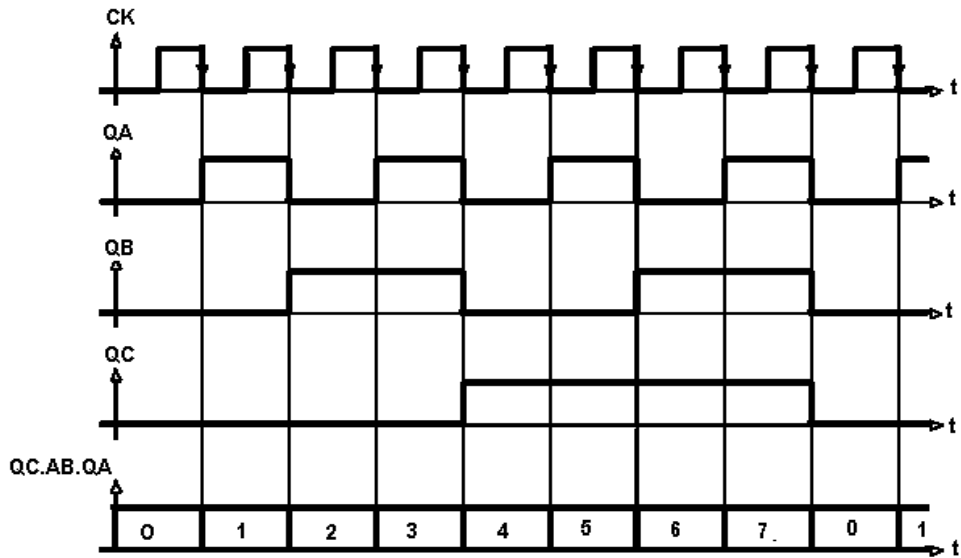


Figure 35 : chronomètre d'un compteur à l'aide d'une bascule JK

On remarque que si l'on prend les sorties QC.QB.QA, on obtient le nombre de fronts D'horloge que l'on a eue en entrée, on a donc réalisé un compteur.

III-7-3- LES COMPTEURS (TTL 7490) :

Le compteur 7490 est un compteur asynchrone décimal (composé de 4 bascules JK)

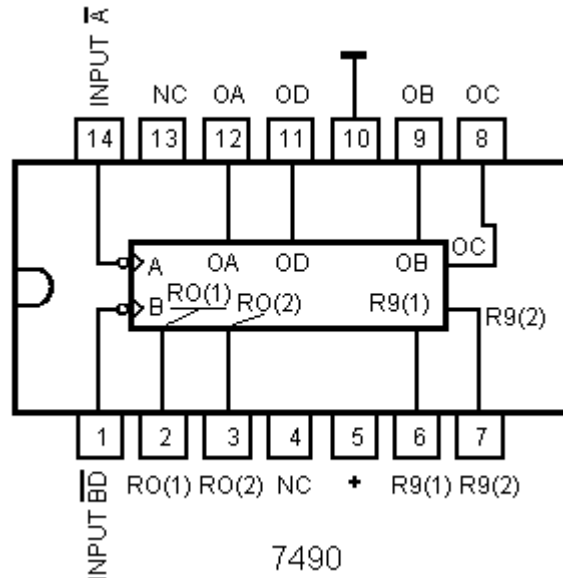


Figure 36 : brochage du compteur 7490

Le compteur est réalisé en technologie TTL. Son brochage est donné à la figure 35. Le symbole «NC» signifie «non connecté».

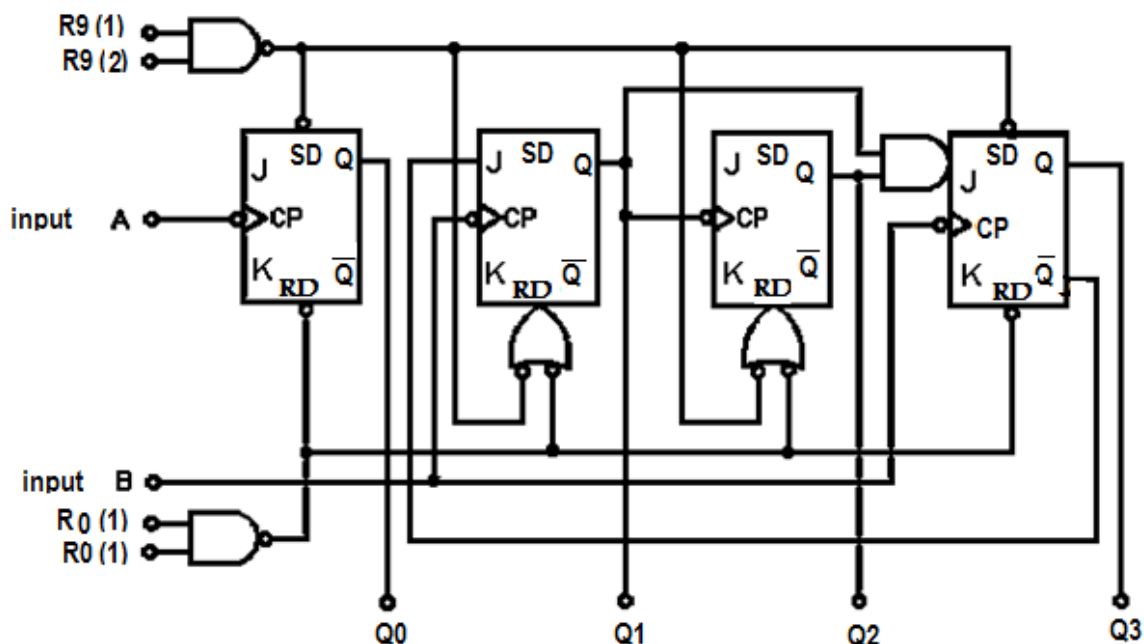


Figure 37 : Schéma du Compteur intégré TTL 7490.

- Ce circuit comporte deux sections. Une section diviseur par 2 et une section diviseur par 5.
- Il est possible soit de les utiliser séparément, soit de les réunir ensemble pour obtenir un compteur BCD modulo 10 ou bien d'un diviseur par 10.
- La première section diviseur par 2 est constituée par la première bascule JK dont l'entrée d'horloge est notée «INPUT A» et la sortie «Q0». Les entrées J et K non câblés sur le schéma sont toutes rattachées au niveau logique H.
- La deuxième section comporte les trois bascules JK suivantes. L'entrée d'horloge est notée «INPUT B» et les trois sorties sont Q1, Q2 et Q3. Cette troisième sortie Q3 délivre un signal divisé par 5 par rapport au signal d'horloge appliqué à l'entrée «INPUT B».
- Ce compteur modulo 5 utilise le code binaire.
- Pour obtenir un compteur modulo 10 en code BCD, il suffit de relier la sortie Q0 à l'entrée INPUT B. La sortie Q0 qui divise par deux la fréquence d'horloge commande elle-même la section diviseur par 5. Il est donc possible de recueillir un signal en sortie Q3 dont la fréquence est le 1 / 10ème de celle de l'horloge.
- La table de vérité de la figure 36 permet de préciser le fonctionnement général de ce compteur.

R0 (1)	R0 (2)	R9 (1)	R9 (2)	Q3	Q2	Q1	Q0
1	1	0	X	0	0	0	0
1	1	X	0	0	0	0	0
X	X	1	1	1	0	0	1
X	0	X	0	Comptage			
0	X	0	X	Comptage			
0	X	X	0	Comptage			
X	0	0	X	Comptage			

Figure 38 : Table de vérité relative au fonctionnement du compteur 7490.

- Les deux entrées R9 (1) et R9 (2) permettent de repositionner le compteur à l'état 9. Ces entrées sont prioritaires sur les entrées de remise à zéro (R0 (1) et R0 (2)).
- SD est l'entrée de mise à «1» et RD est l'entrée de mise à «0».
- Il existe une deuxième possibilité de raccorder les deux sections. C'est de relier la sortie Q3 à l'entrée «INPUT A». Ceci permet de recueillir un signal dont la fréquence vaut toujours le 1 / 10ème de celle de l'horloge mais cette fois-ci, le signal possède un rapport cyclique égal à 1 / 2. Ceci apparaît sur la figure 36.

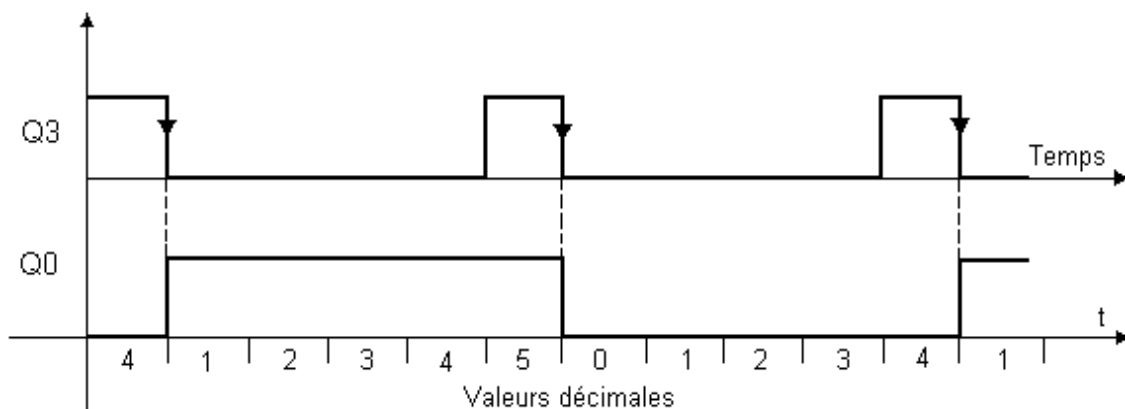


Figure 39: Signaux issus des sortie Q3 et Q0 quand Q3 est raccordée à INPUT A

- . Le compteur obtenu compte comme suit : 0, 1, 2, 3, 4, 8, 9, A, B, C.
-
- BCD _Par contre, avec ce raccordement, les quatre sorties n'utilisent pas le code

III-8- DÉCODEURS 74247 :

III-8-1- Définition et principe :

Avec les décodeurs 4 vers 10 et 4 vers 16, il est possible de connaître l'état d'un compteur en reliant par exemple une LED à chaque sortie et en inscrivant à côté de chacune d'elle le chiffre décimal ou hexadécimal qu'elle représente. La figure 41 montre un décodeur 4 vers 10 à sorties actives à l'état 0 avec son réseau de LED associé.

Cette méthode est cependant peu pratique car elle nécessite l'usage de 10 ou de 16 LED et que la valeur numérique de l'état du compteur n'est pas vraiment affichée en clair. C'est pourquoi, il a été créé des circuits plus complexes offrant la possibilité d'afficher directement les signes correspondants. Ces circuits sont appelés afficheurs ou en anglais «display».

Le terme afficheur ou «display» désigne tout circuit permettant d'afficher en clair une valeur numérique ou alphanumérique. La diode LED est l'élément le plus simple des afficheurs, il permet en effet de visualiser un seul bit.

Il existe également des afficheurs spécialisés tels que les cadrans de montres Numériques. Les écrans vidéo permettent également d'afficher des informations.

Toutefois, il existe un type de circuit permettant d'afficher des informations en code décimal ou hexadécimal au moyen d'une matrice de 7 segments constitués de 7 diodes LED, c'est pourquoi nous appellerons ces afficheurs, afficheurs 7 segments.

L'afficheur à 7 segments permet de reproduire les signes 0 à 9 et A à F, il comporte également un point appelé DP (de «Décimal Point» en anglais) qui n'est autre que l'équivalent de notre virgule décimale.

Chaque segment est désigné par une lettre a, b, c, d, e, f, g et le point par D.P.

La figure 39 représente un afficheur 7 segments complets dans son boîtier.



Figure 40 : afficheur à sept segments dans son boîtier

En commandant convenablement l'allumage de certains segments, on visualise les nombres désirés.

Pour visualiser un zéro, on allumera les segments a, b, c, d, e, f. Pour visualiser un 1, on allumera les segments b, c et pour un 2, les segments a, b, g, e, d par exemple.

Dans les afficheurs à cathode commune pour allumer un segment, il est nécessaire d'appliquer sur les anodes correspondant au signe choisi une tension positive afin que les diodes correspondantes s'allument.

A titre d'exemple, la figure 40 donne le brochage d'un afficheur à anodes communes de marque Monsanto, ainsi que sont schéma équivalent.

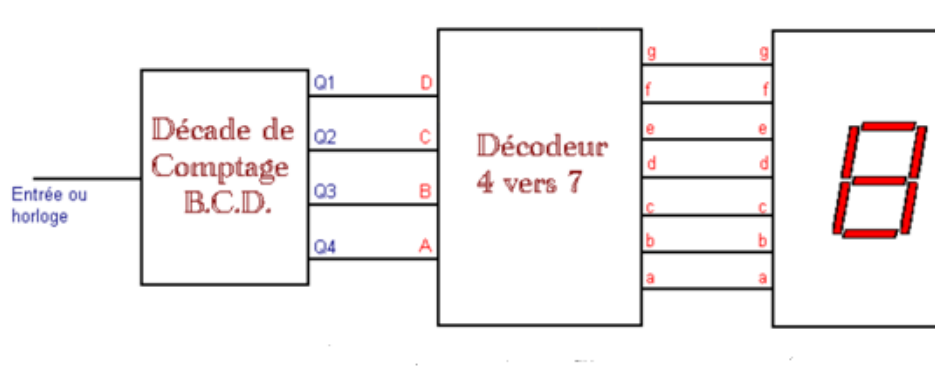


Figure 41 : brochage d'un afficheur anode commun

Il est clair que l'on ne peut commander un afficheur de ce type directement avec les sorties d'un compteur binaire ; en effet, celui-ci requiert une commande spéciale pour faire apparaître le chiffre décimal choisi. Il convient donc d'intercaler entre ces deux circuits un décodeur 4 vers

Nous avons à faire dans notre réalisation à un décodeur 4 vers 7 pour lequel nous pouvons dresser la table de vérité.

Sachant que les entrées correspondant aux segments a, b, c, d, e, f, g seront par exemple, à 0 (cas d'un afficheur à anode commune) pour un segment illuminé et 1 pour un segment éteint, nous pouvons établir une correspondance entre le code binaire représentatif du chiffre décimal choisi et la combinaison nécessaire pour le visualiser.

Ainsi, par exemple pour afficher le code 410 soit 01002, il faut éclairer les segments f, g, b, c.

Nous pouvons dire que dans ce cas, les entrées d, e, a sont égales à 0 et les entrées f, g, b, c sont égales à 1.

La figure41 représente la table de vérité d'un décodeur 74247 vers 7 segments nécessaires pour commander un afficheur à anodes communes (sortie active à l'état 0).

Nombre décimal	Code BCD				Sorties						
	D	C	B	A	a	b	c	d	e	f	g
0	L	L	L	L	ON	ON	ON	ON	ON	ON	OFF
1	L	L	L	H	OFF	ON	ON	OFF	OFF	OFF	OFF
2	L	L	H	L	ON	ON	OFF	ON	ON	OFF	ON
3	L	L	H	H	ON	ON	ON	ON	OFF	OFF	ON
4	L	H	L	L	OFF	ON	ON	OFF	OFF	ON	ON
5	L	H	L	H	ON	OFF	ON	ON	OFF	ON	ON
6	L	H	H	L	OFF	OFF	ON	ON	ON	ON	ON
7	L	H	H	H	ON	ON	ON	OFF	OFF	OFF	OFF
8	H	L	L	L	ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON
9	H	L	L	L	ON	ON	ON	OFF	OFF	ON	ON

ON = transistor saturé (niveau 0)
 OFF = transistor bloqué (niveau 1)

Figure42: table de vérité d'un décodeur 74247 avec afficheur à 7 segments

On note ici les sorties ON et OFF car ce sont des sorties à collecteur ouvert (ON allume le segment, OFF l'éteint) d'où l'usage de résistances extérieures.

Il existe également des décodeurs (7447 TTL par exemple) dont les sorties sont actives à 1 pour commander les afficheurs à cathode commune.

Généralement, les 4 bits du code BCD sont indiqués par les lettres A, B, C, D où D est le bit le plus significatif de poids 23, tandis que celui le moins significatif a un poids de 20.

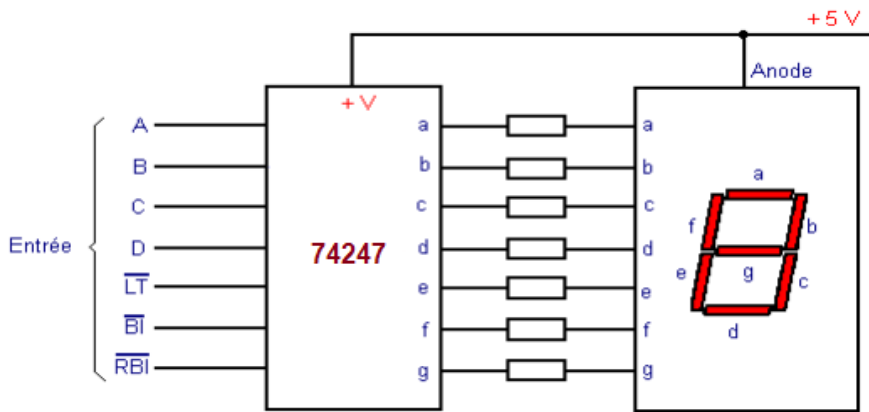


Figure43 : décodeur 74247 avec afficheur 7 segments

Ce décodeur dispose de sorties à collecteurs ouverts autorisant une liaison directe avec des afficheurs à anode commune. Des entrées supplémentaires sont aussi prévues:

LT ou «lampe test» qui permet de vérifier le fonctionnement de l'afficheur en allumant tous les segments si BI est à l'état 1.

BI / RBO ou «blinking input» qui permet l'effacement des segments de l'afficheur quelque soit l'état des autres entrées.

RBI ou «ripple blanking input» qui permet l'effacement des 0 à gauche si A, B, C, D sont à 0.

III-8- CONCLUSION :

Une description très détaillée des différents blocs qui constituent un système d'affichage était faite. Différentes solutions des méthodes ou des circuits permettant la réalisation de ces différents blocs ont été étudiées, souvent illustrées par des montages. Cette étude va nous permettre de faire le meilleur choix des circuits le développement et la réalisation de notre appareil.

CHAPITRE IV

résultat et interprétation

CHAPITRE IV :

RESULTAT ET INTERPRETATION

IV-1-Introduction :

Dans ce chapitre, une étude pratique détaillée du dispositif qu'on a réalisé est faite. Cette étude pratique est menée par un ensemble de tests sur les différents étages constituant le dispositif.

Ces tests sont accomplis en connectant le dispositif (le capteur piézoélectrique) au sujet, et prendre les différentes mesures sous forme de niveaux des potentiels et de morphologies des signaux, sur les différents points de tests prévus sur notre dispositif. En fait, la localisation de ces différents points tests est choisie de telle sorte que l'utilisateur puisse étudier et par conséquent dépanner s'il le faut.

En plus de ces mesures, la présentation d'une manipulation de travaux pratiques est faite. Cette manipulation permet à l'étudiant d'étudier pratiquement les différents blocs d'un stéthoscope électronique ; et de comprendre un tel dispositif qui constitue un outil incontournable dans le diagnostic médical en cardiologie.

IV-2-Liste des composants

R1 1 K Ω

R2 1 M Ω

R3 1 K Ω

R4 4,7 K Ω

R5 4,7 K Ω

R6 56 K Ω

R7 100 K Ω

R8 10 K Ω

R9 10 K Ω

R10 82 K Ω

R11 82 k Ω

R12 10 K Ω

R13 10 Ω
R14 1 M Ω pot. lin.
C1..... 10 μ F électrolytique
C2..... 10 μ F électrolytique
C3..... 100 nF polyester
C4..... 100 nF polyester
C5..... 10 μ F électrolytique
C6..... 6,8 nF polyester
C7..... 470 nF polyester
C8..... 3,3 nF polyester
C9..... 100 nF polyester
C10 100 μ F électrolytique
C11 1 μ F polyester
C12 100 nF polyester
C13 100 μ F électrolytique
DL1 LED
DS1 1N4150
FT1 FET BF245
TR1..... NPN BC547
IC1..... LM1458
IC2..... LM386
S1..... interrupteur sur R14
CSQ Casque 8 ou 32 ohms
CAP..... Capsule piézoélectrique

Sauf spécification contraire, toutes les résistances sont des 1/4 W à 5 %.

On a réalisé notre circuit imprimé dans une plaque imprimé pour obtenir un circuit imprimé, et notre plaque est réalisée dans la figure suivante. Et elle est suivi par notre circuit imprimé.

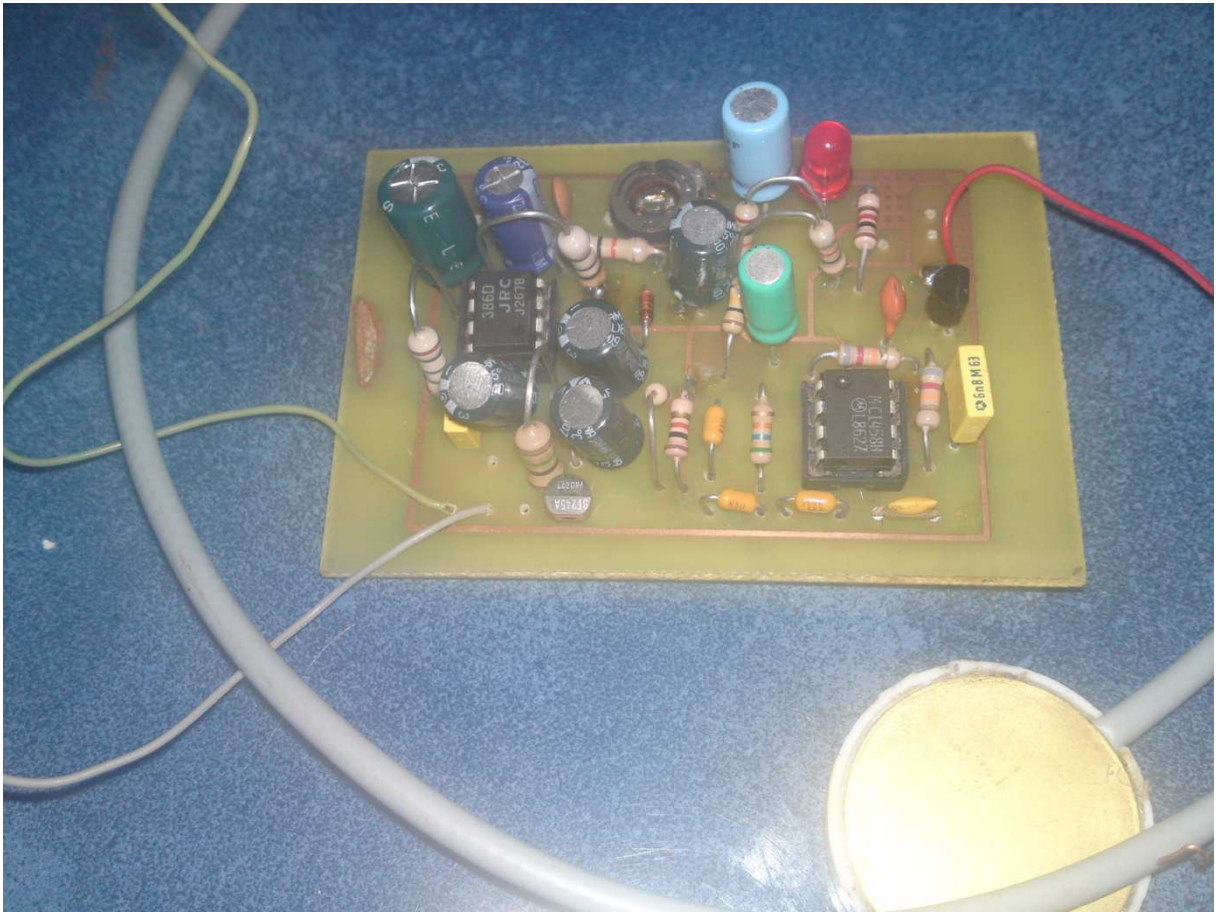


Figure 44 : circuit électronique réalisé

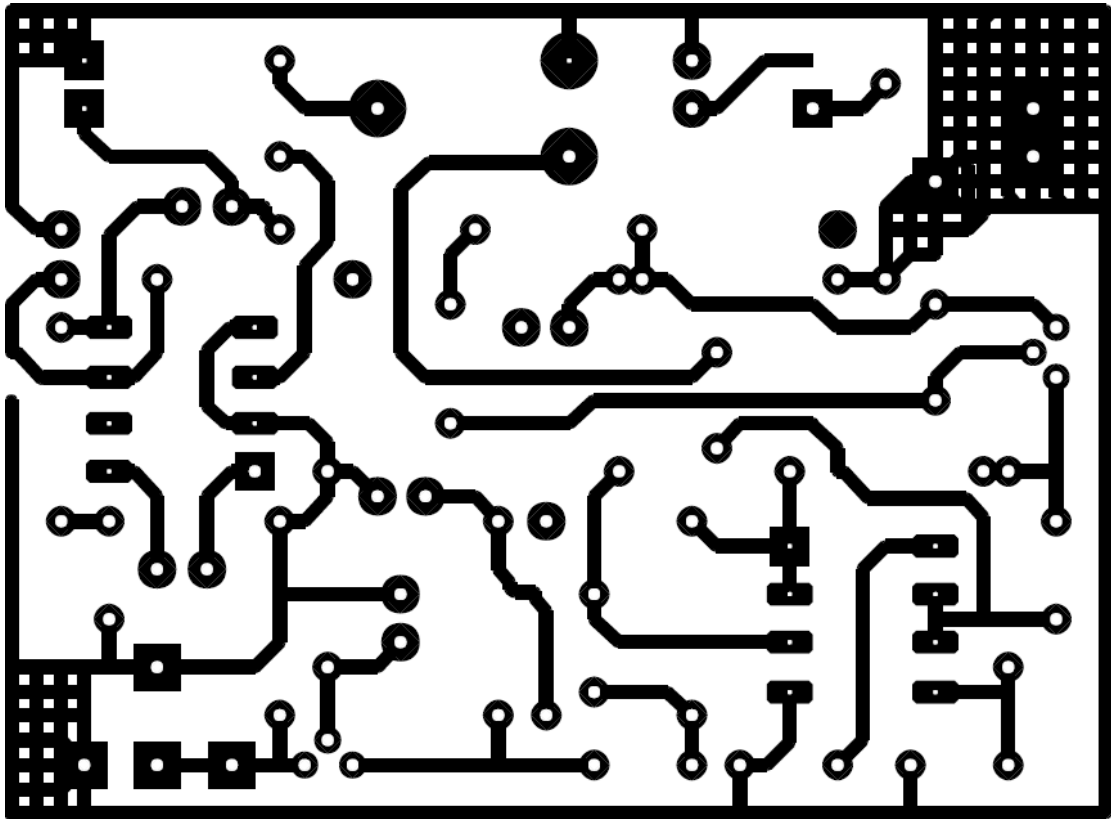


Figure 45 : circuit imprimé du circuit électrique

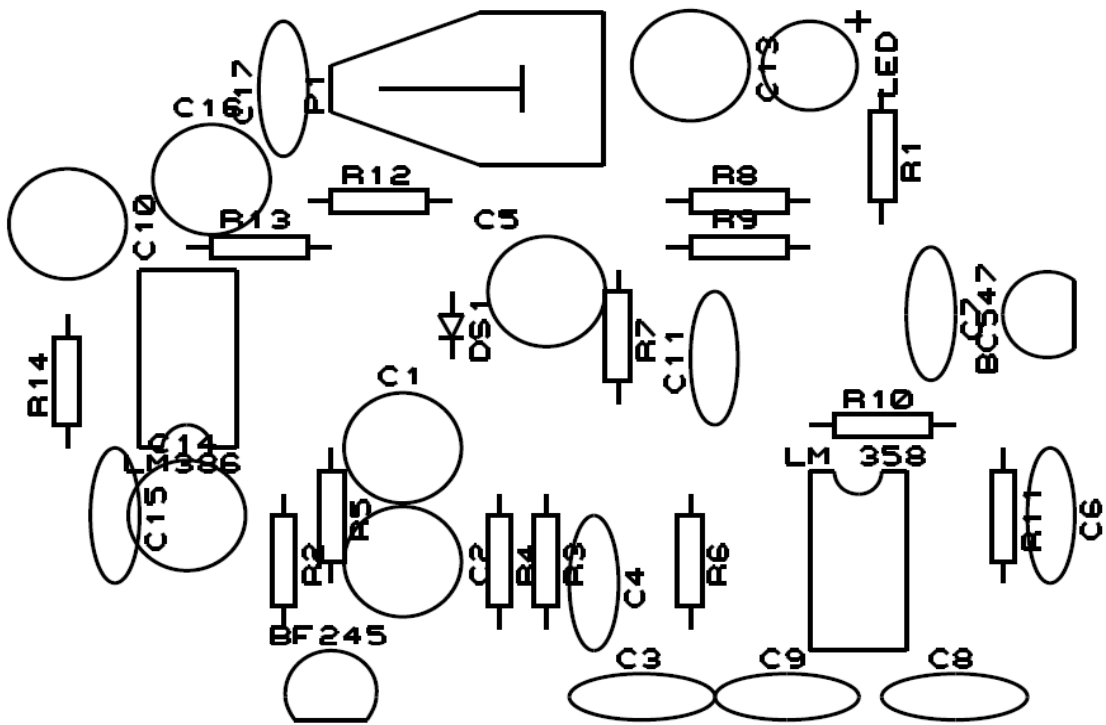


Figure 46 :Implantation des composants

IV-3- Les caractéristiques des pulsations cardiaques

Avec ce cardiophone nous allons pouvoir apprendre à distinguer facilement les sons venant du cœur, c'est-à-dire les sons produits par les battements, lesquels ont lieu au rythme de la fermeture des valvules.

Le premier son que l'on entend dans la pulsation est une sorte de bas et peu prolongé il est causé par la fermeture de la valvule mitrale et de la valvule tricuspide. Le second est un plus haut et plus bref causé par la fermeture des valvules aortique et pulmonaire.

Chez les sujets jeunes et normaux, il est possible d'entendre en outre un troisième son, plus bas, dû à l'irruption du sang pendant le remplissage rapide du ventricule.

Pour satisfaire votre curiosité, nous ajoutons que la durée du premier son est d'environ 30 seconde et que sa fréquence est comprise entre 25 et 45 Hz ; le second dure quelque 15 seconde et sa fréquence est autour de 50 Hz.

IV-4- Mesures et interprétations :

Notre carte est réalisée en prévoyant trois points tests et une signalisation sonore. Ces points tests sont disposés tel que l'utilisateur peut étudier le signal à la sortie de chaque bloc. Après avoir placé le capteur, et les relié à la carte, on a récupéré les signaux suivants:

1-Le signal provenant du disque piézoélectrique est envoyé à la grille (gâte) du FET FT1, dont la fonction est d'adapter l'impédance du capteur avec l'impédance d'entrée de l'amplificateur IC1/A(LM1458) Le signal capté est de faible amplitude et se trouve noyé dans des bruit, avec des amplitudes faibles et qui sont égales à 100mV.

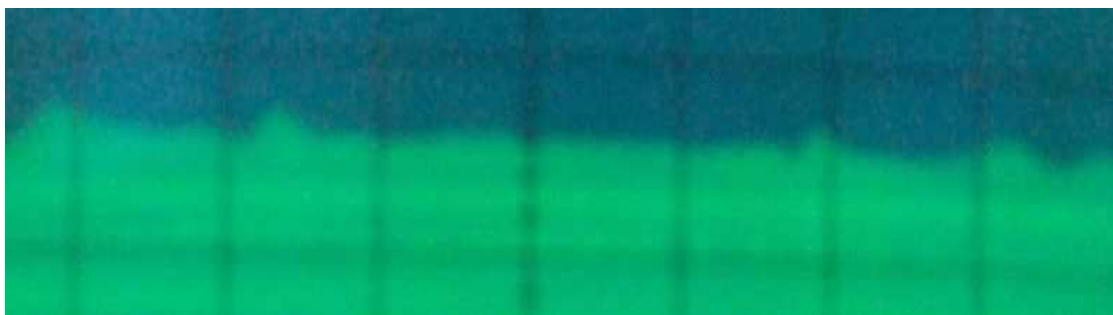


Figure 47 : schéma du premier signal

2- On souhaite amplifier le signal utile et réduire les parasites.

Pour cela, on utilise un montage amplificateur associé à un filtre.

Le signal présent sur le drain de FT1 est envoyé à l'entrée non inverseuse d'IC1/A, configuré pour constituer avec C3-C4 et R6-R7 un filtre passe-haut, afin de bloquer toutes les fréquences inférieures à 20 Hz. De la broche de sortie d'IC1/A le signal est transmis à l'entrée non-inverseuse d'IC1/B lequel, avec R10-R11 et C6-C8 constitue un filtre passe-bas bloquant toutes les fréquences supérieures à 400 Hz., IC1/A et IC1/B sont des amplificateurs opérationnels à gain unitaire. Ce signal est amplifier par rapport au premier signal.

Alors qu'à la sortie de l'amplificateur en largeur d'impulsion, le signal modulé à haute fréquence, est donné sur la figure

On récupère un signal carré, de niveau de $\pm 5V$, et de période qui est égale à 0,072s. Avec une largeur d'impulsion modulée en fonction de l'amplitude de signal ECG.

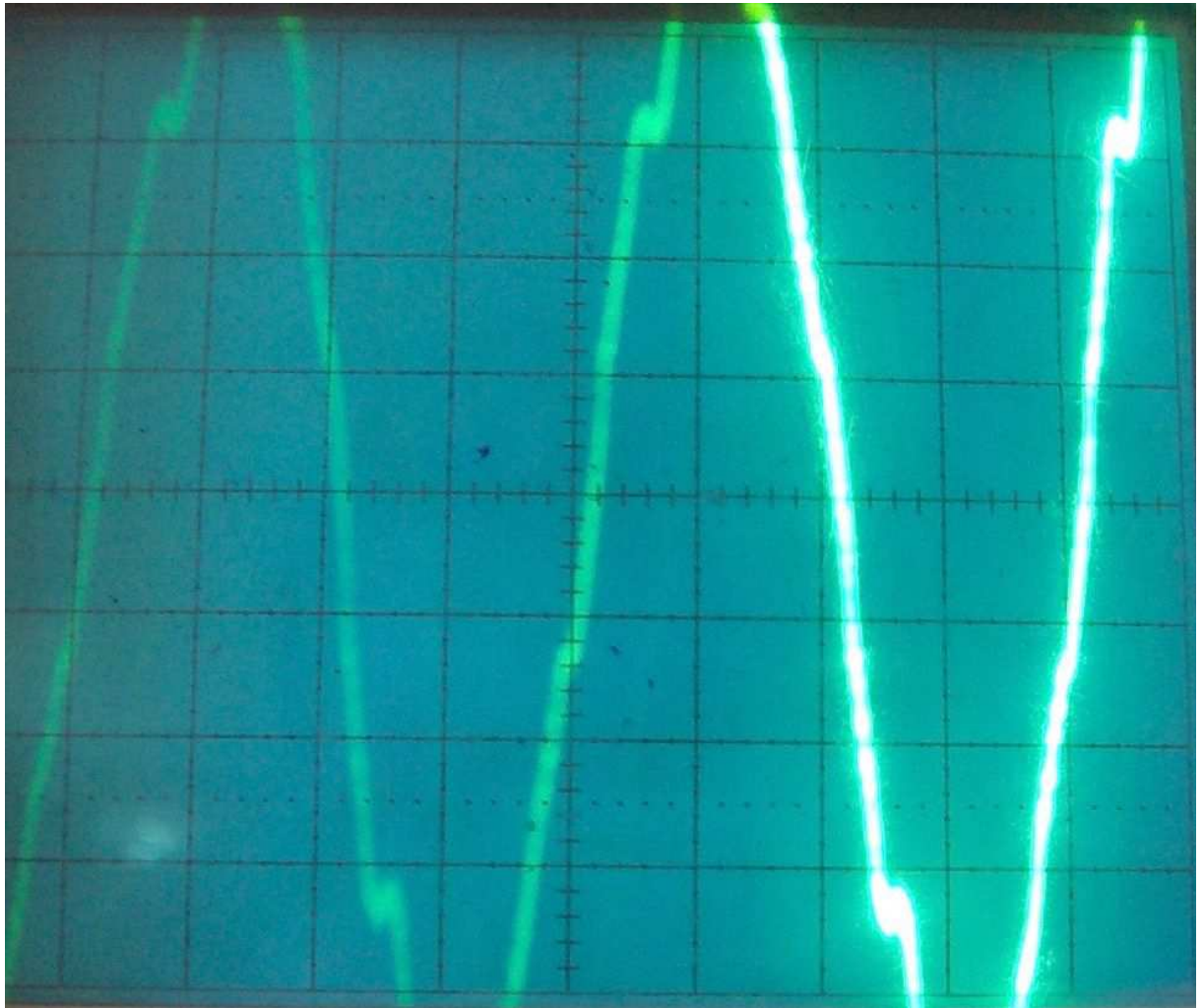


Figure 48 : signal de la deuxième partie

3-C'est IC2 LM386 qui amplifie le signal d'environ 30 dB.

Sur ses broches 5 et 8 se trouve le signal de sortie, acheminé vers le jack femelle destiné à recevoir le jack audio mâle du casque d'impédance comprise entre 8 et 32 ohms. Le potentiomètre R14, monté sur la broche 4 de IC2, permet de régler le volume ; le transistor TR1 a pour fonction de limiter le signal de sortie afin qu'en cas de choc sur le capteur le signal n'atteigne pas un niveau intolérable pour l'oreille

Pour ce type de montage on peut utiliser comme alimentation une pile de 9 V couplé avec le potentiomètre de volume, permet de couper l'alimentation.

Alors qu'à ce point On obtient un signal plus clair et non bruité.

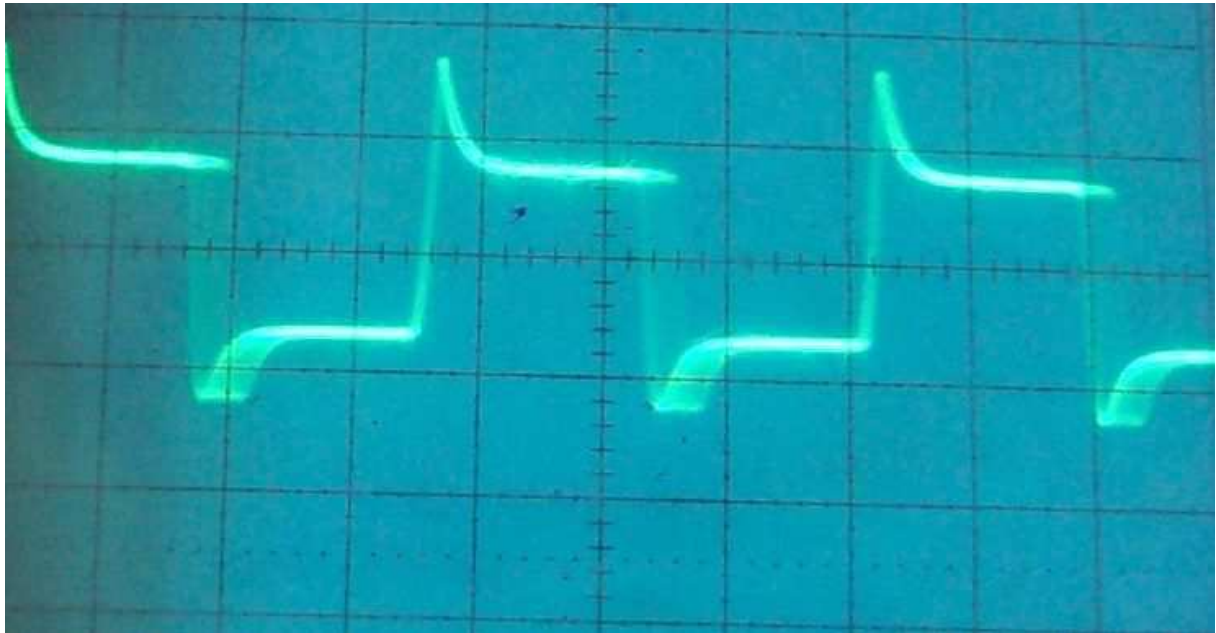


Figure 49 : signal de la troisième partie

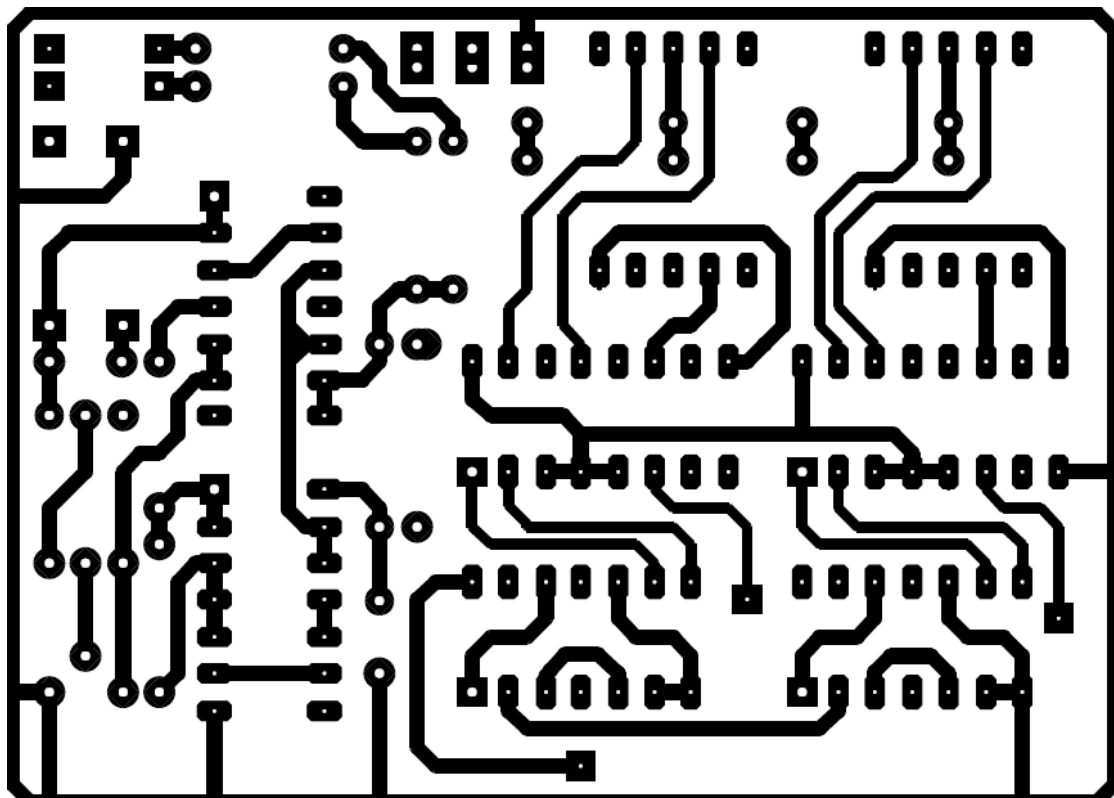


Figure 50 : circuit imprimé du système de comptage et d'affichage

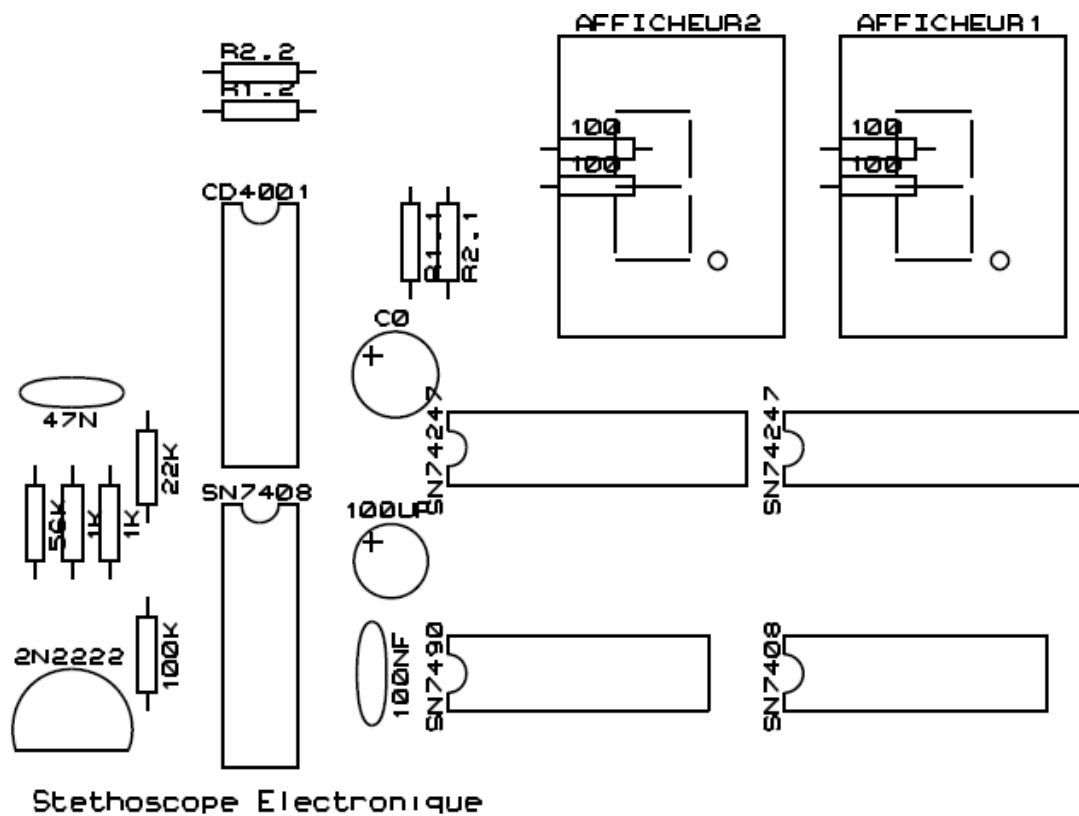


Figure 51 : Schéma d'implantation



Figure 52 : circuit imprimé du système de comptage et d'affichage

CONCLUSION GENERALE :

Ce travail a été élaboré dans le laboratoire d'électronique biomédicale dans lequel on a essayé de réaliser des circuits qui permet de présenter un stéthoscope électronique

La première partie de ce circuit est réalisée à base des amplificateurs, LM 386 et MC1458 sont les composants actifs les plus importants dans les systèmes analogiques.

La deuxième partie est essentiellement constituée de circuits logiques.

Le stéthoscope électronique que nous avons réalisé et constitué par:

- Un circuit d'amplificateur opérationnelle MC 1458: pour voir le signal électrocardiogramme.
- Un circuit de filtrage : un filtre passe bas et un filtre passe haut 20 Hz à 400 Hz , supprimant ainsi les variations de la ligne de base (<0.5 Hz) et les bruits du myogramme (>50 Hz).
- Un système de comptage et d'affichage : pour afficher le nombre du battement du cœur pendant une durée de soit de 30 secondes ou soit de 60 secondes.

Pendant la réalisation pratique, le problème délicat qu'on a rencontré c'est au niveau du capteur. Il est difficile de trouver de bons composants qui s'appliquent aux normes d'utilisation.

Le reste du ont donnés de bon résultats. Un seul réglage peut être apporté au niveau de l'amplification du d'entrée du capteur par le potentiomètre R14.

L'avantage de cette réalisation, est que notre stéthoscope peut être mis dans une petite boîte avec une alimentation en pile de 9 volts qu'on peut emporter en se déplacent.

Liste des figures

Chapitre 1 : Généralité sur le stéthoscope

Figure -1 : un stéthoscope électrique.....	8
Figure -2: les embouts.....	8
Figure -3 : les tubes auriculaires	9
Figure-4 : Auscultation médiate avec un stéthoscope en bois	12
Figure -5 : Stéthoscope du Dr Littmann	14
Figure-6 : Schéma fonctionnel du coeur	17
Figure-7 : schéma du cœur et de son réseau de conduction électrique.....	18
Figure-8 : cycle cardiaque.....	19
Figure 9 : Propagation des ondes électro cardiographiques.....	21
Figure 10 : Étapes successives de dépolarisation/dépolarisation du cœur.....	22

Chapitre 2: Conception et réalisation

Figure 11 : schéma synoptique du circuit électrique.....	26
Figure 12 : schéma du circuit électrique.....	27
Figure13 : capteur piézoélectrique.....	29
Figure 14 : capteur piézoélectrique à compagne de son montage d'amplification avec b potentiomètre de réglage.....	30
Figure 15 : la quantité de contrainte placée sur le matériau piézo-électrique.....	31
Figure16 : adaptation d'impédance.....	32
Figure 17 :l'amplificateur MC 1458.....	32
Figure 18 : filtre passe haut.....	36
Figure 19 : filtre passe-bas.....	36
Figure 20 : LM 386.....	37

Chapitre 3 : Système d'affichage

Figure21: Schéma synoptique du circuit de comptage et affichage.	40
Figure22 : Schéma Electrique du comptage et affichage.....	41
Figure 23 : schéma et signal du suiveur de tension.....	42

Figure 24 : circuit logique avec hystérésis.....	44
Figure 25 : trigger de schmitt.....	44
Figure 26 : entrée et sortie de trigger de schmitt.....	45
Figure 27 : trigger de schmitt obtenue avec trois portes NAND.....	46
Figure 28 : circuit logique de monostable.....	49
Figure 29 : table de vérité et chronogramme du monostable.....	50
Figure 30 : monostable 4001.....	51
Figure 31 : chronogramme des impulsion à Compter.....	52
Figure 32 : schéma d'un compteur asynchrone à l'aide de bascule D.....	53
Figure 33 : chronogramme du compteur à l'aide d'une bascule D.....	54
Figure 34 : compteur à l'aide d'un bascule JK.....	54
Figure 35 : chronomètre d'un compteur à l'aide d'une bascule JK.....	55
Figure 36 : brochage du TTL 7490.....	55
Figure 37 : schéma d'un compteur 7490.....	56
Figure 38 : table de vérité reliée au compteur 7490.....	57
Figure 39 : signaux issue relié à la sortie Q0.Q3.....	57
Figure 40 : afficheur à sept segments dans son boitier.....	59
Figure 41 : brochage d'un afficheur anode commun.....	59
Figure 42 : table de vérité d'un décideur à 7 segments.....	60
Figure 43 : décodeur 7447 avec afficheur 7 segments.....	61

CHAPITRE V : RESULTAT ET INTERPRETATION

Figure 44 : circuit électrique réalisé.....	64
Figure 45 : circuit imprimé.....	65
Figure 46 : implémentation des composants.....	65
Figure 47 : schéma du premier signal.....	66
Figure 48 : signal du deuxième partie.....	68
Figure 49 : signal du troisième partie.....	69
Figure 50 : circuit imprimé du système de comtage et d'affichage.....	69
Figure 51 : Schéma d'implantation.....	70
Figure 52 : circuit imprimé de système de comptage et d'affichage.....	70

ANNEXE

MC 1458

MC 1458

AMPLIFICATEURS OPERATIONNELS D'USAGE GENERAL

VALEURS LIMITES ABSOLUES :

Tension d'alimentation continue : $\pm 18V$
 Tension d'entrée en mode différentiel : $\pm 30V$
 Tension d'entrée : $\pm 15V$
 Durée du court-circuit en sortie : illimitée
 Puissance dissipée par le boîtier : 1000mW (DIP)
 800mW (TO)
 Température - Ambiante de fonctionnement : $0^{\circ}C$ à $+70^{\circ}C$

CARACTERISTIQUES :

- Tension de décalage à l'entrée : 2mV
- Courant de décalage à l'entrée : 20nA
- Courant de polarisation : 80nA
- Taux de réjection dû aux alimentations : $30\mu V/V$

Code : MC458T (To)
 Code : MC458D (8 br)

- Taux de réjection en mode commun : 90dB
- Courant fourni par les alimentations : 2,3mA
- Pente maximale du signal en sortie : $0,8V/\mu s$

APPLICATIONS :

- Générateurs de fonctions
- Alimentations
- Système de détection de présence
- Correcteurs de tonalité
- Instruments portables

BOITIER :

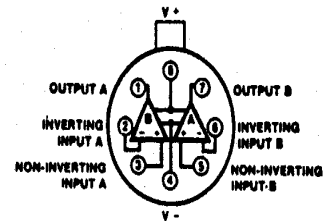
DIP 8 broches

EQUIVALENCE :

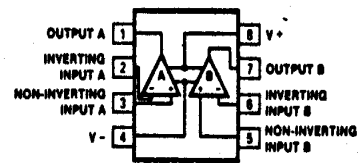
LM 1458 H (NATIONAL)
 SN 72558 L (TEXAS)
 CA 1458 T (RCA)

LM 1458 N (NATIONAL)
 SN 72558 P (TEXAS)
 XR 1458 (EXAR)

BROCHAGE :



MC 458 T



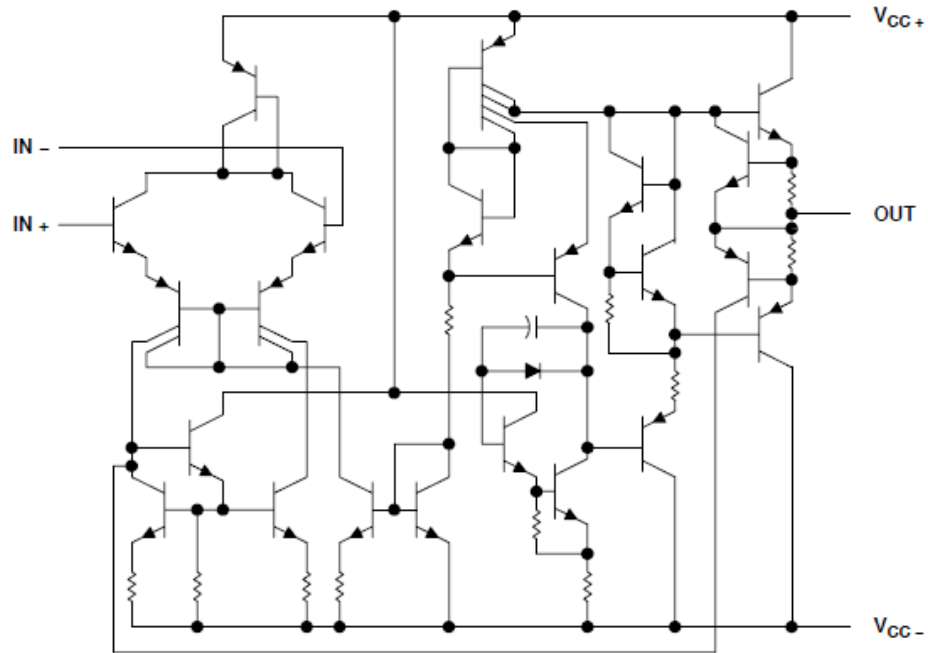
MC 458 D

electrical characteristics at specified free-air temperature, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	MC1458			MC1558			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_O = 0$	25°C	1	6	1	5	mV	
		Full range	7.5		6			
I_{IO} Input offset current	$V_O = 0$	25°C	20	200	20	200	nA	
		Full range	300		500			
I_{IB} Input bias current	$V_O = 0$	25°C	80	500	80	500	nA	
		Full range	800		1500			
V_{ICR} Common-mode input voltage range		25°C	±12	±13	±12	±13	V	
		Full range	±12		±12			
V_{OM} Maximum peak output voltage swing	$R_L = 10\text{ k}\Omega$	25°C	±12	±14	±12	±14	V	
	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	Full range	±12		±11			
	$R_L = 2\text{ k}\Omega$	25°C	±10	±13	±10	±13		
	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	Full range	±10		±10			
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega, V_O = \pm 10\text{ V}$	25°C	20	200	50	200	V/mV	
		Full range	15		25			
B_{OM} Maximum-output-swing bandwidth (closed loop)	$R_L = 2\text{ k}\Omega, A_{VD} = 1, V_O \geq \pm 10\text{ V}, \text{THD} \geq 5\%$	25°C	14		14		kHz	
B_1 Unity-gain bandwidth		25°C	1		1		MHz	
ϕ_m Phase margin	$A_{VD} = 1$	25°C	65		65		deg	
		Gain margin	25°C	11		11		
r_i Input resistance		25°C	0.3	2	0.3*	2	M Ω	
r_o Output resistance	$V_O = 0, \text{ See Note 9}$	25°C	75		75		Ω	
C_i Input capacitance		25°C	1.4		1.4		pF	
z_{ic} Common-mode input impedance	$f = 20\text{ Hz}$	25°C	200		200		M Ω	
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICR}\text{ min}, V_O = 0$	25°C	70	90	70	90	dB	
		Full range	70		70			
k_{SVS} Supply-voltage sensitivity ($\Delta V_{IO}/\Delta V_{CC}$)	$V_{CC} = \pm 9\text{ V to } \pm 15\text{ V}, V_O = 0$	25°C	30	150	30	150	$\mu\text{V/V}$	
		Full range	150		150			
V_n Equivalent input noise voltage (closed loop)	$A_{VD} = 100, R_S = 0, f = 1\text{ kHz}, \text{BW} = 1\text{ Hz}$	25°C	45		45		nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	
I_{OS} Short-circuit output current		25°C	±25	±40	±25	±40	mA	
I_{CC} Supply current (both amplifiers)	$V_O = 0, \text{ No load}$	25°C	3.4	5.6	3.4	5	mA	
		Full range	6.6		6.6			
P_D Total power dissipation (both amplifiers)	$V_O = 0, \text{ No load}$	25°C	100	170	100	150	mW	
		Full range	200		200			
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation		25°C	120		120		dB	

TABLE ELECTRIQUE DU MC 1458 ET 1558

schematic (each amplifier)



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

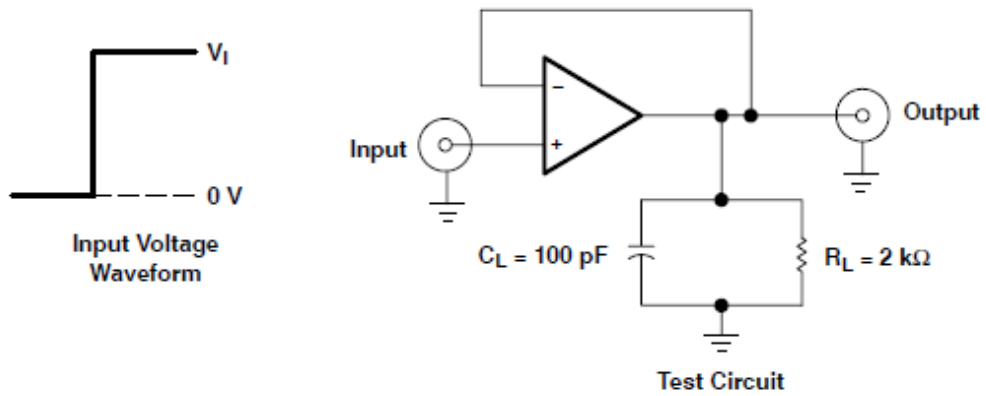


Figure 1. Rise-Time, Overshoot, and Slew-Rate Waveform and Test Circuit

LM 386

LM 386

AMPLIFICATEUR DE PUISSANCE AUDIO BASSE TENSION

VALEURS LIMITES ABSOLUES :

Tension d'alimentation :

- LM 386 N 15V
- LM 386 N - A 22V

Puissance d'entrée LM 386 A :

1,25W

Puissance dissipée LM 386 :

660mW

Tension d'entrée :

0,4V

Température de fonctionnement :

0°C à +70°C

- Amplificateurs pour lecteur de cassette portable
- Communications
- Circuit de son de télévision
- Commande de ligne
- Commande ultrasonique
- Commande de petits servos
- Convertisseurs de puissance

BOITIER :

DIP 8 broches

CARACTERISTIQUES :

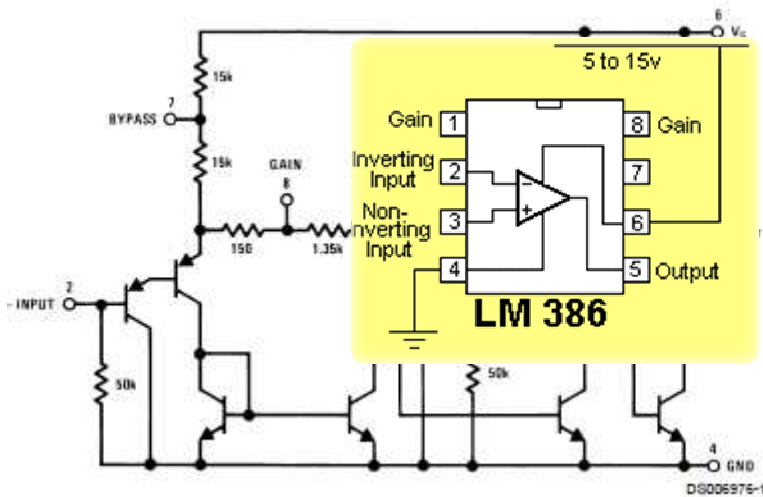
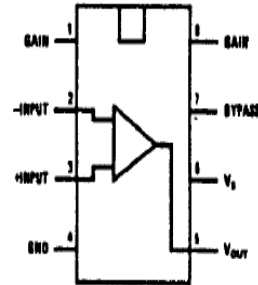
- . Fonctionnement sur pile
- . composants extérieurs réduits au minimum
- . Large plage de tensions d'alimentation 4V - 12V ou 5V - 18V
- . Faible courant de repos 4mA
- . Gain en tension de 20 à 200
- . Entrées référencées par la masse
- . Point de repos de la tension de sortie situé automatiquement à la moitié de la tension d'alimentation
- . Faible distorsion

APPLICATIONS :

- . Amplificateurs radio AM - FM

Code : LM386

BROCHAGE :



BROCHAGE DU LM 386

Electrical Characteristics (Notes 1, 2)

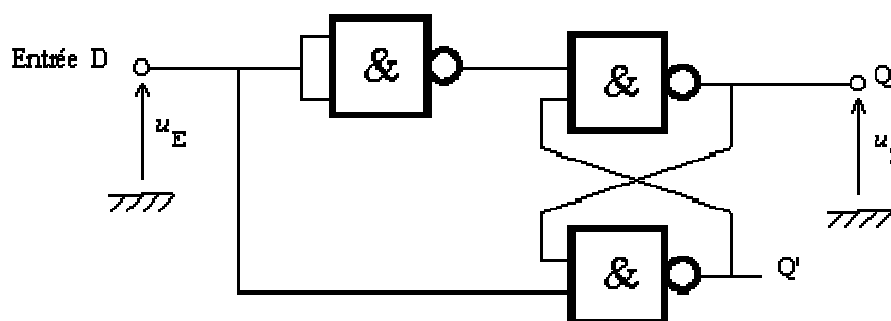
$T_A = 25^\circ\text{C}$

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
Operating Supply Voltage (V_S) LM386N-1, -3, LM386M-1, LM386MM-1 LM386N-4		4 5		12 18	V V
Quiescent Current (I_Q)	$V_S = 6\text{V}, V_{IN} = 0$		4	8	mA
Output Power (P_{OUT}) LM386N-1, LM386M-1, LM386MM-1 LM386N-3 LM386N-4	$V_S = 6\text{V}, R_L = 8\Omega, \text{THD} = 10\%$ $V_S = 9\text{V}, R_L = 8\Omega, \text{THD} = 10\%$ $V_S = 16\text{V}, R_L = 32\Omega, \text{THD} = 10\%$	250 500 700	325 700 1000		mW mW mW
Voltage Gain (A_V)	$V_S = 6\text{V}, f = 1\text{kHz}$ 10 μF from Pin 1 to 8		26 46		dB dB
Bandwidth (BW)	$V_S = 6\text{V}$, Pins 1 and 8 Open		300		kHz
Total Harmonic Distortion (THD)	$V_S = 6\text{V}, R_L = 8\Omega, P_{OUT} = 125\text{mW}$ $f = 1\text{kHz}$, Pins 1 and 8 Open		0.2		%
Power Supply Rejection Ratio (PSRR)	$V_S = 6\text{V}, f = 1\text{kHz}, C_{BYPASS} = 10\mu\text{F}$ Pins 1 and 8 Open, Referred to Output		50		dB
Input Resistance (R_{IN})			50		k Ω
Input Bias Current (I_{BIAS})	$V_S = 6\text{V}$, Pins 2 and 3 Open		250		nA

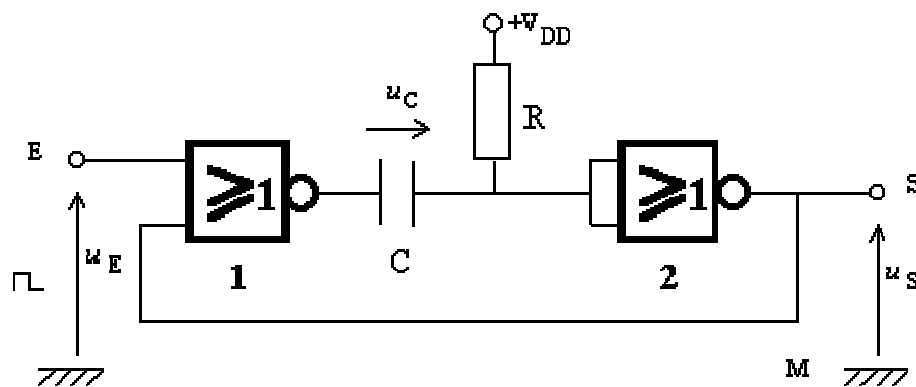
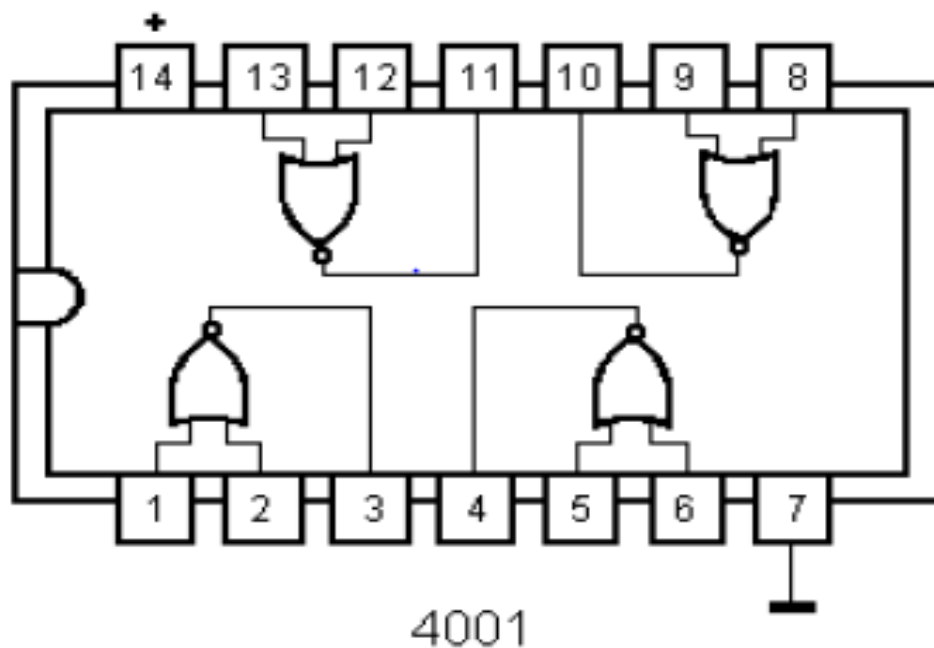
TABLE ELECTRIQUE DU LM 386



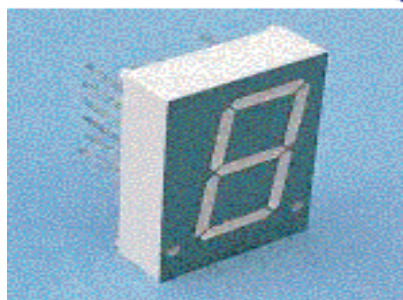
CIRCUIT 4001



Circuits intégrés CMOS montage monostable



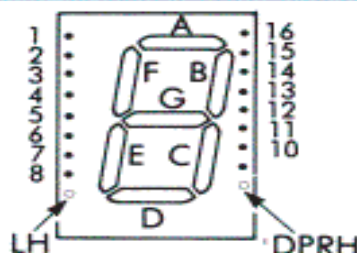
Afficheurs 7 segments 20,3 mm



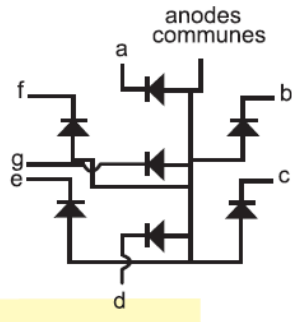
- Points décimaux à droite et à gauche.
- Forte intensité lumineuse.
- Face avant grise, segment blanc.

Spécifications techniques

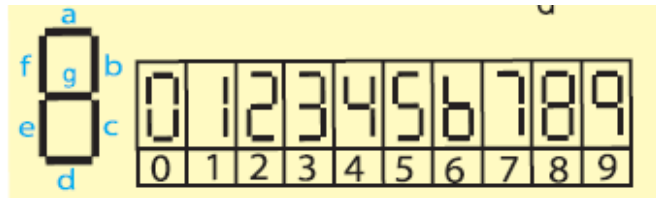
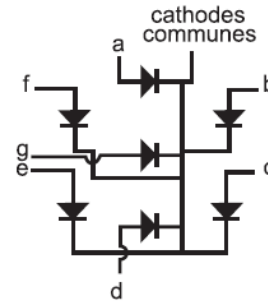
Dimensions (mm): L 27,7 x l 20,0
 Hauteur: 8,4 mm sans les broches
 Pas entre les 2 rangées: 15,24 mm
 Pas entre les broches: 2,54 mm
 Couleur: rouge haut rendement
 Intensité lumineuse par digit: 2,2 mcd (typ.)
 Température d'utilisation: -40°C à +85°C



afficheur à anode commune



afficheur à cathode commune



L'afficheur 7 segments permet d'afficher les 10 chiffres décimaux. Ces dispositifs sont utilisés dans les appareils à affichage numérique (calculatrice, multimètre numérique, etc...).

DECODEUR 7447

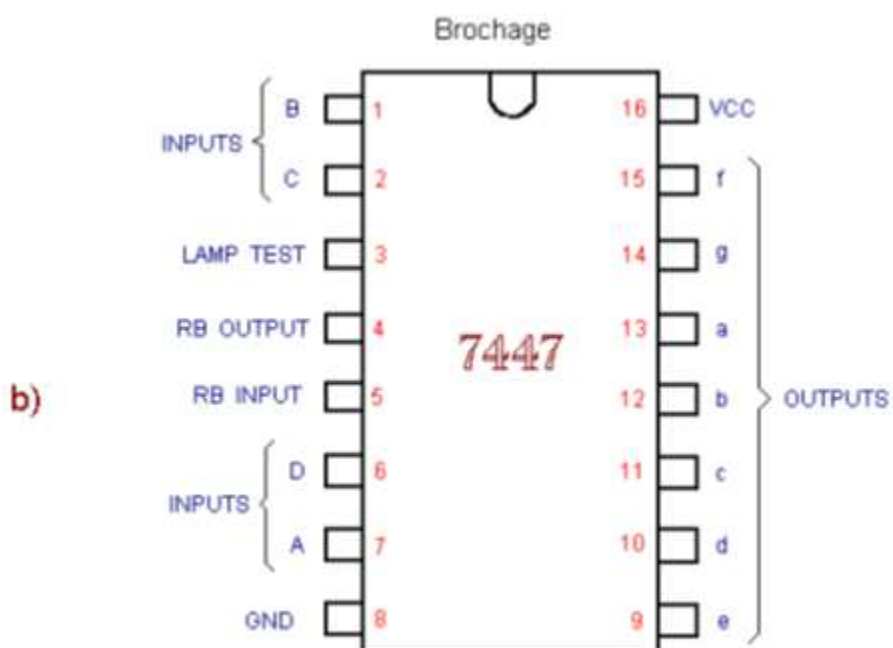
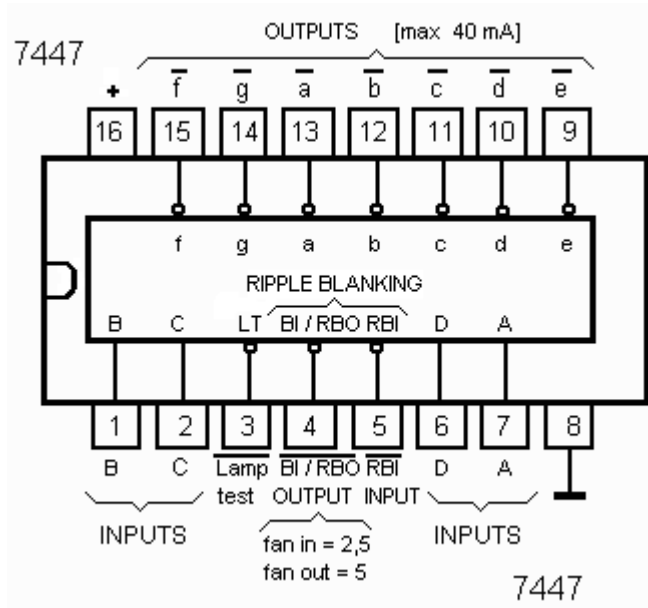


Fig. 38. - Table de vérité a) et brochage b) d'un décodeur 4 vers 7 de type 7447.

BIBLIOGRAPHI

- [1] François-Benoît Vialatte « Aide au diagnostic d'anomalies cardiaques » Université Pierre et Marie Curie, Paris VI, Année 2001-2002
- [2] B. Surawicz, "abnormalities, in: Comprehensive Electro cardiology", Mac Farlane P.W, Lawrie TDV Eds, Pergamon Press 1, pp. 511-563, 1989.
- [3] Aline Cabasson, "Analyse des périodes P-P et P-R dans les électrocardiogrammes", Université Nice Sophia Antipolis, pp.15-16, 2005.
- [4] CHERRAK Omar et TAHIR Fethi : « Réalisation d'un amplificateur d'instrument électro physiologique application en télé électrocardiographie » université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, Année 2010-2011
- [5] Texas Instruments Incorporated 1995 <http://html.alldatasheet.fr/html-pdf/28864/TI/TLC274/20/1/TLC274.html>.
- [6] Mémoire Conception et réalisation de circuit de mise en forme de biopotentiels du Talbi Zakaria juin 2008
- [7] mémoire étude et réalisation d'un électrocardiographe du gouizi khadidja et benmoulay hadj Mohamed 2007
- [8] M.Fernandez Chimeno and R.Pallas-Areny. A comprehensive model for power line Interference in biopotential measurements. IEEE Trans.Instrum.Meas. 49[3], 535-540. 2000.
- [9] R.Pallas-Areny. On the reduction of interference due common mode voltage in Two-electrode biopotential amplifiers. IEEE Trans.Biomed.Eng. BME-33, 1043-1046.1986
- [10] physiologie.envt.fr/spip/IMG/pdf/cycle_cardiaque_pdf.pdf · PDF file
- [11] <http://foulon.chezalice.fr/Alie%202.000/DATAS/MODULE1/TermNorm>.
- [12] <http://foulon.chez-alice.fr/Alie%202.000/DATAS/MODULE1/CalcFc.htm>
- [13] <http://www-sante.ujf-grenoble.fr/SANTE/CardioCD/cardio/illustrations/010307.gif>

Résumé

L'invention concerne un stéthoscope électronique possédant un transducteur de vibrations, un amplificateur, un dispositif de casque d'écoute et au moins un filtre numérique permettant d'établir au moins une fonction de transfert d'impulsion correspondant à au moins un type de stéthoscope acoustique. Ainsi, les signaux entendus correspondront à ceux appris et de la sorte, les avantages d'une amplification plus importante et de l'élimination de sources de bruit pourront être pleinement mis à profit. On peut également compenser une éventuelle perte auditive chez un docteur. De plus, avec certains modes de réalisation stéréoscopiques, les répartitions de fréquence sonore peuvent être transformées en répartitions sonores temporelles ou spatiales perceptibles à l'utilisateur et facilitant par exemple, la détection de souffles cardiaques et la prise de la pression sanguine.

Abstract

The invention relates to an electronic stethoscope having a vibration transducer, an amplifier, a headphone device and at least one digital filter to establish at least one impulse transfer function corresponding to at least a type of stethoscope acoustics. Thus, the signals correspond to those heard and learned this way, the benefits of greater amplification and elimination of noise sources can be fully exploited. We can also compensate for any hearing loss in a doctor. In addition, with certain modes of stereoscopic embodiment, the audio frequency distributions can be converted into sound patterns temporal or spatial noticeable to the user and facilitating, for example, the detection of heart murmurs and taking blood pressure.

ملخص

يتعلق الاختراع إلى سماعة الطبيب الإلكترونية جود محول اهتزاز، مكبر للصوت، جهاز سماعة الرأس وفلتر رقمي واحد على الأقل لإنشاء واحد على الأقل وظيفة نقل دفعة الموافق على الأقل نوع من سماعة الطبيب الصوتيات. وهكذا، فإن إشارات مماثلة لتلك سمعت وعلمت بهذه الطريقة، وفوائد أكبر والتضخيم، والقضاء على مصادر الضوضاء يمكن استغلالها بالكامل. ويمكننا أيضا تعويض عن أي فقدان السمع في الطبيب. وبالإضافة إلى ذلك، مع وسائط معينة من تجسيد مجسمة، يمكن تحويل توزيعات تردد الصوت إلى أنماط الصوت الزمانية أو المكانية ملحوظ للمستخدم وتسهيل، على سبيل المثال، والكشف عن لغط القلب وأخذ ضغط الدم.