

Dédicaces

***J**e dédie ce modeste travail,*

***A** tous ceux qui me sont chers,*

***Q**uant à **mes parents, ma famille**, je leur adresse mes plus chaleureux remerciements. Leur soutien moral tout au long de mes études m'a permis de tenir bon dans les moments Difficiles. Qu'ils soient certains de toute ma reconnaissance et de tout mon amour.*

***J**e ne pourrais pas oublier **mon binôme Khaled** qui m'a accompagné et ma soutenue durant cette période. Je lui adresse toute ma reconnaissance pour notre amitié.*

***A**insi **mes amies**, Pour le soutien qu'ils m'ont toujours apporté.*

***A**mes collègues de promotion,*

*:**Q**u'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance*

Azzeddine

Dédicaces

À la plus belle créature que Dieu a créée sur terre,,

À cet source de tendresse, de patience et de générosité,,

À ma mère ! A mon père,,

À tous mes frères et sœurs, tout ma famille,,

À tous mes amis et collègues,,

À tous les étudiants de la promotion 2016/2017 Option : Génie Biomédical,,

À tous ceux qui, par un mot, m'ont donné la force de continuer ...

Khaled

Remerciements

Nous remercions ALLAH le tous puissant de nous avoir aidé et donner la volonté de mener à terme ce présent travail.

En préambule à ce mémoire, je souhaitais adresser mes remerciements les plus sincères aux personnes qui m'ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire ainsi qu'à la réussite de cette formidable année universitaire.

Nous tenons à remercier sincèrement Monsieur KHOLKHAL Mourad qui, en tant que encadreur de mémoire, s'est toujours montré à l'écoute et très disponible tout au long de la réalisation de ce mémoire, ainsi que pour l'inspiration, l'aide et le temps qu'il a bien voulu nous consacré et sans qui ce mémoire n'aurait jamais vu le jour

Nous tenons à exprimer nous plus vifs remerciements à Messieurs les membres du jury.

- *À Monsieur TAOULI Sid Ahmed pour honneur qu'il nous fait en acceptant la présidence du jury.*
- *À Monsieur DIB Nabil pour avoir accepté d'examiner ce travail.*

Merci 

Sommaire

RÉSUMÉ	I
ABSTRACT	I
LISTE DES FIGURES	IV
LISTE DES TABLEAUX	VI
INTRODUCTION GÉNÉRALE VII	

CHAPITRE I ■ ■ ■ Phonocardiographie Et Bruits Cardiaques

I.1. INTRODUCTION.....	1
I.2. ANATOMIE DU CŒUR HUMAIN :.....	1
I.3. LES DIFFÉRENTES PHASES DE CYCLE CARDIAQUE.....	4
I.3.1. LA SYSTOLE VENTRICULAIRE: SE DÉROULE EN DEUX PHASE.....	4
I.4. PHONOCARDIOGRAMME.....	5
I.4.1. DÉFINITION:.....	5
I.4.2. TECHNIQUE :.....	5
I.5. L'INSUFFISANCE CARDIAQUE (IC).....	10
I.6. CARACTÉRISTIQUES TEMPORELLES ET FRÉQUENTIELLES DU SIGNAL PCG.....	12
I.7. CONCLUSION :.....	13

CHAPITRE II ■ ■ ■ Etude et Réalisation du Stéthoscope

Electronique

II.1. INTRODUCTION:.....	14
II.2. ÉVOLUTION DU STÉTHOSCOPE:.....	15
II.3. CONDITION D'UTILISATION DU STÉTHOSCOPE:.....	16
II.4. LE CAPTEUR :.....	16
II.4.1. LE MICROPHONE À CONDENSEUR (STATIQUE) :.....	17
II.4.2. MICROPHONES DYNAMIQUES :.....	18
II.4.3. MICROPHONES PIÉZOÉLECTRIQUES :.....	18
II.4.4. MICROPHONES ÉLECTRET :.....	19
II.4.5. ALIMENTATION D'UNE CAPSULE À DEUX PATTES.....	21
II.5. MISE EN FORME DU SIGNAL :.....	22
II.5.1. AMPLIFICATEUR NON INVERSEUR :.....	23

II.5.2.	<i>FILTRAGE</i> :	24
II.5.2.1.	<i>CLASSIFICATION DES FILTRES</i> :	24
<h1>Sommaire</h1>		
II.5.2.2.	<i>FILTRE PASSE-BAS PASSIF</i>	28
II.5.2.3.	<i>FILTRE ACTIF PASSE-HAUT</i> :.....	29
II.6.	<i>HAUT PARLEUR</i> :	31
II.6.1.	<i>LES CATÉGORIES DES HAUTS PARLEURS</i>	31
II.7.	<i>CONCLUSION</i> :	33

CHAPITRE III ■ ■ ■ Résultats et discussion

III.1	<i>INTRODUCTION</i> :.....	34
III.2	<i>PROTEUS</i>	34
III.3	<i>MESURES ET INTERPRÉTATIONS</i> :	36
III.4	<i>CONCLUSION</i> :.....	39
<i>CONCLUSION GÉNÉRALE</i>		
<i>BIBLIOGRAPHIE</i>		41

Liste des Figures

Chapitre 1 : Phonocardiographie et bruits cardiaques

Figure I.1: Description anatomique du Cœur	2
Figure I.2: <u>Remplacement des Valves Cardiaques</u>	3
Figure I.3: Les différentes phases de la révolution cardiaque.....	5
Figure I.4: Le stéthoscope.....	6
Figure I.5: les foyers d'auscultation.....	7
Figure I.6: Signal Phonocardiographique normal.....	8
Figure I.7 : Représentation schématique des signaux ECG et PCG d'un sujet normal.....	9
Figure I.8: Spectre des bruits cardiaques.....	12

Chapitre 2 : Etude de Stéthoscope Electronique

Figure II.1 : Le schéma bloc du Stéthoscope électronique.....	15
Figure II.2 : microphone à condensateur.....	17
Figure II.3 : microphone dynamique.....	18
Figure II.4 : microphone piézoélectriques	18
Figure II.5 : microphone électret	19
Figure II.6 : microphone électret à capsule de deux pattes et de trois pattes.....	19
Figure II.7 : microphone électret à deux pattes.....	20
Figure II.8 : Alimentation d'une capsule à deux pattes.....	21
Figure II.9 : Amélioration de l'alimentation.....	21
Figure II.10 : Brochage du TL072.	22
Figure II.11 : Amplificateur non-inverseur.....	23
Figure II.12: Le bloc de l'amplification.....	23
Figure II.13. Filtre passif.....	25
Figure II.14. Filtre actif.....	25
Figure II.15. Filtre passe bas.....	26
Figure II.16. Filtre passe haut.....	26
Figure II.17. Filtre passe bande.....	27
Figure II.18. Filtre rejecteur.....	27
Figure II.19 : Schéma électrique d'un filtre passe bas passif.	28
Figure II.20 : Réponse fréquentielle d'un filtre passe bas.	28
Figure II.21 : schéma électrique d'un filtre passe haut « sallen et key» seconde ordre.....	29
Figure II.22 : Réponse fréquentielle d'un filtre « sallen et key» passe bas.	30
Figure II.23: Le bloc de Filtrage.....	31
Figure II.24 : un haut parleur large bande de fréquence.	32

<i>Figure II.25 : différents types de casques qui ont, généralement, une impédance de 32 ou bien de 600 ohms.</i>	33
---	----

Chapitre 3 : Présentation des résultats obtenus

<i>Figure III.1 : Schéma de simulation en PROTEUS</i>	35
<i>Figure III.2: Vue 3D de notre circuit</i>	36
<i>Figure III.3 Circuit imprimé de circuit mise en forme PCG</i>	36
<i>Figure III.4 : Circuit imprimé et vue des composants côté cuivre</i>	37
<i>Figure III.5 : réalisation sur Plaque d'essai</i>	37
<i>Figure III.6 : La Carte d'acquisition</i>	38
<i>Figure III.7 : Signal PCG après l'amplification</i>	38
<i>Figure III.8 : Signal PCG après le filtrage</i>	38
<i>Figure III.9: Signal issu du microphone</i>	38

Liste des tableaux

Tableau I.1: Caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques12

Tableau II.1: Comparaison de caractéristiques selon le type des microphones20

Introduction Générale

Les maladies cardiovasculaires figurent parmi les principales causes de décès et d'invalidité acquise. A ce titre, elles constituent l'une des principales priorités de la santé publique dans le monde industrialisé.

Les maladies cardiaques et vasculaires restent la première cause de mortalité en monde où les maladies cardiaques constituant l'une des causes principales d'invalidité et de décès et leur apparition augmentent avec l'âge. Même si les connaissances acquises en cardiologie sont grandes, le cœur n'a pas encore dévoilé tous ses secrets.

La plupart des décès cardiaques se produisent à l'extérieur des milieux hospitaliers et de nouvelles stratégies sont nécessaires pour détecter, dès que possible, l'apparition d'anomalies cardiaques.

Le PhonoCardioGramme (PCG) est l'enregistrement des bruits générés par l'activité du muscle cardiaque. Il est riche en informations en relation avec l'hémodynamique cardiovasculaire.

Le signal PCG est un moyen peu coûteux permettant de véhiculer l'information physiologique cardiaque sous forme de vibration acoustique. Avec une analyse judicieuse par des techniques de traitement du signal, ce signal peut alors constituer un outil efficace d'aide au diagnostic médical.

L'acquisition et le traitement du signal PCG sont très utiles pour le médecin et le patient car elle permet de stocker des centaines de mesures pour une utilisation ultérieure ou en addition avec le signal ECG pour un diagnostique complet.

Les stéthoscopes souvent utilisés par les médecins sont des dispositifs acoustiques purement passifs qui permettent d'ausculter les bruits générés par le cœur.

Ce mémoire est réparti en trois chapitres :

Le premier chapitre fait l'objet d'un rappel sur l'anatomie du cœur et son fonctionnement et la phonocardiographie et ses caractéristiques temporelles et fréquentielles.

Le Chapitre II consiste à étudier les différents étages électroniques permettant la réalisation du stéthoscope électronique.

Le troisième chapitre est consacré aux résultats obtenus à partir de la carte que nous avons réalisée.

On clôture notre mémoire par une conclusion générale.

Chapitre 1

Phonocardiographie et bruits cardiaques

1.1.Introduction

L'activité cardiaque fait l'objet, depuis longtemps, de différentes études, notamment le premier test effectué par les cardiologues envers leurs patients et l'auscultation des battements cardiaques par l'intermédiaire d'un stéthoscope ordinaire. Par conséquent le traitement des bruits cardiaques en termes d'enregistrements s'avère très important pour le diagnostic de différentes pathologies cardiaques. Le signal enregistré est connu sous le nom de Phonocardiogramme (PCG).

La phonocardiographie offre une visualisation graphique des signaux d'auscultation, permettant l'observation clinique des bruits cardiaques caractérisés par des fréquences en dehors de la plage normale de l'audition humaine (1).

Dans ce chapitre, nous présentons la phonocardiographie avec un aperçu sur l'origine des bruits cardiaques en décrivant l'hémodynamique cardiaque.

1.2.Anatomie du Cœur humain :

Le cœur est un organe musculaire de la taille d'un poing, situé entre les poumons au milieu de la poitrine, derrière et légèrement à gauche du sternum.

Le cœur mesure de 14 à 16 cm et son diamètre de 12 à 14cm. Sa taille est d'environ 1.5 fois la taille du poing fermé de la personne. Son volume vaut environ 50 à 60cm³. Un peu moins gros chez la femme que chez l'homme.

Le cœur pompe le sang à travers le réseau des artères et des veines appelé le système cardiovasculaire.

Notre cœur a 4 chambres, Les chambres supérieures sont appelées les oreillettes gauche et droite, et les chambres inférieures sont appelées les ventricules gauche et droite. Le mur qui sépare les oreillettes et les ventricules en cœur droit et cœur gauche est appelé le septum.

Les parois de la chambre du ventricule gauche sont seulement d'environ un demi-pouce d'épaisseur, mais ils ont assez de force pour pousser le sang à travers la valve aortique et dans votre corps.

- L'oreillette droite reçoit le sang des veines et le pompe vers le ventricule droit.
- Le ventricule droit reçoit du sang de l'oreillette droite et le pompe vers les poumons, où il est chargé d'oxygène.
- L'oreillette gauche reçoit du sang oxygéné des poumons et le pompe vers le ventricule gauche.
- Le ventricule gauche (la chambre la plus forte) pompe du sang riche en oxygène au reste du corps. Les contractions vigoureuses du ventricule gauche créent notre tension artérielle.

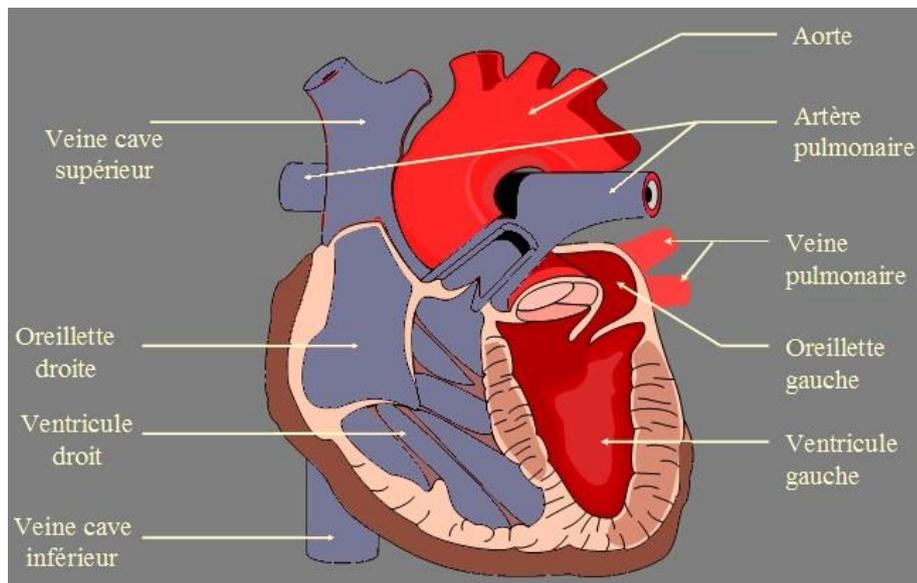


Figure I.1: Description anatomique du Cœur

Les artères coronaires courent le long de la surface du cœur et fournissent du sang riche en oxygène au muscle cardiaque.

➤ Les valves cardiaques

Les valves cardiaques séparent les différentes cavités du cœur, et empêchent le sang de refluer.

Quatre valves régulent le flux sanguin à travers le cœur:

- La valve tricuspide régule le flux sanguin entre l'oreillette droite et le ventricule droit.
- La valve pulmonaire contrôle le flux sanguin du ventricule droit dans les artères pulmonaires, qui transportent le sang vers les poumons pour récupérer de l'oxygène.
- La valve mitrale laisse le sang riche en oxygène de poumons passer de l'oreillette gauche dans le ventricule gauche.
- La valve aortique ouvre la voie pour le sang riche en oxygène de passer du ventricule gauche dans l'aorte, la plus grande artère de corps.(2)

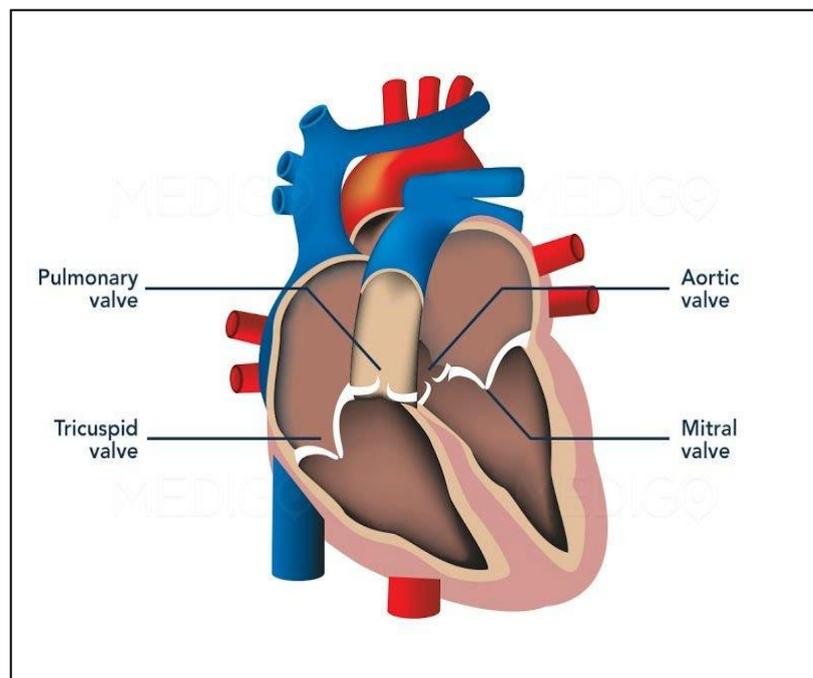


Figure I.2: Remplacement des Valves Cardiaques

1.3. Les différentes phases de cycle cardiaque

Le cycle cardiaque est l'ensemble des phénomènes qui affectent le cœur entre deux systoles atriales successives. Celle-ci consiste en deux étapes: la systole ventriculaire et la diastole.

Au début du cycle cardiaque le sang remplit les oreillettes droites et gauches grâce aux veines caves et pulmonaires.

I.3.1. la systole ventriculaire: se déroule en deux phases

➤ Contraction iso-volumétrique :

Cette phase initiale de la contraction ventriculaire ferme les valvules auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) et élève la pression intra-ventriculaire jusqu'à ce que les valvules sigmoïdes (aortiques et pulmonaires) s'ouvrent : ventricules et artères forment alors une chambre commune.

➤ La phase d'éjection :

Le sang contenu dans les ventricules est chassé, d'abord rapidement, puis à vitesse décroissante lorsque la quantité de sang à éjecter se réduit.

A la fin de l'éjection, les sigmoïdes se referment, car la pression dans les ventricules devient inférieure à la pression artérielle.

1.3.2. La diastole ventriculaire: comprend deux phases :

➤ La phase de relaxation: (très courte)

la pression dans les ventricules, vides de sang, s'abaisse pour devenir inférieure à celle des oreillettes.

Puis les valvules auriculo-ventriculaires s'ouvrent.

➤ La phase de remplissage ventriculaire :

Correspondant à la plus grande partie de la diastole. Celle-ci se fait en trois temps:

- Remplissage rapide initial.
- Remplissage lent: l'égalisation des pressions entre les oreillettes et ventricules ralentit la vitesse de l'écoulement sanguine.

- Remplissage rapide terminal: la systole auriculaire chasse le sang qui reste dans les oreillettes, dans les ventricules, et un nouveau cycle cardiaque peut reprendre. (3)

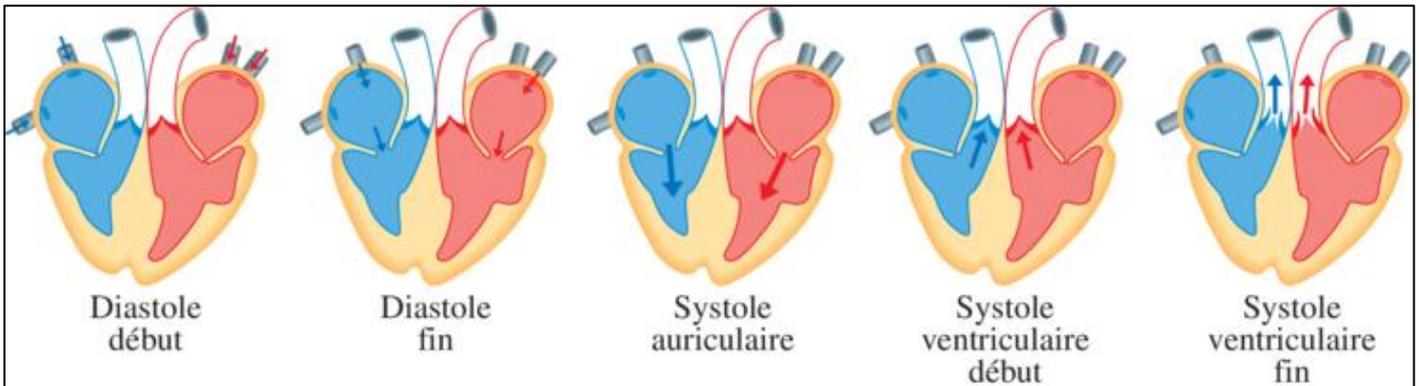


Figure I.3 : Les différentes phases de la révolution cardiaque

1.4. Phonocardiogramme

1.4.1. Définition :

Le Phonocardiogramme est l'examen qui a pour but d'enregistrer les bruits normaux ou pathologiques du cœur et de les visualiser par un graphique, où le signal sonore est transformé en impulsions électriques de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé.

Cet examen d'étudier les différents temps de la révolution cardiaque. Il a un grand intérêt didactique.

1.4.2. Technique :

La phonocardiographie consiste à placer sur la poitrine du patient, à la hauteur du cœur, un petit microphone qui amplifie les sons et les transforme en courant électrique dont les variations sont enregistrées.

I.4.3. Auscultation cardiaque :

L'auscultation c'est une technique d'écoute des sons produits par les organes et les vaisseaux du corps, à l'aide d'un stéthoscope, pour le diagnostic de la maladie du cœur.



Figure I.4: Le stéthoscope

Les zones où les sons du cœur sont mieux entendus sont appelées zone (foyers) d'auscultation :

- Position 1 (foyer aortique FAO):
Il se situe légèrement en dessous de l'extrémité interne de la clavicule droite au niveau du 2ème espace intercostal droit.
- Position 2 (foyer pulmonaire FP):
Il se situe légèrement sous l'extrémité de la clavicule gauche au niveau du 2ème espace intercostal gauche.
- Position 3 (foyer mitral FM):
Situé à la pointe du cœur (repéré à la palpation de la partie gauche du thorax), il correspond à la valve mitrale au niveau du 5ème espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire
- Position 4 (foyer tricuspide FT):
Placé en dedans du foyer mitral, il correspond à la valve tricuspide au niveau du 4ème espace intercostal gauche, à la xiphoïde.

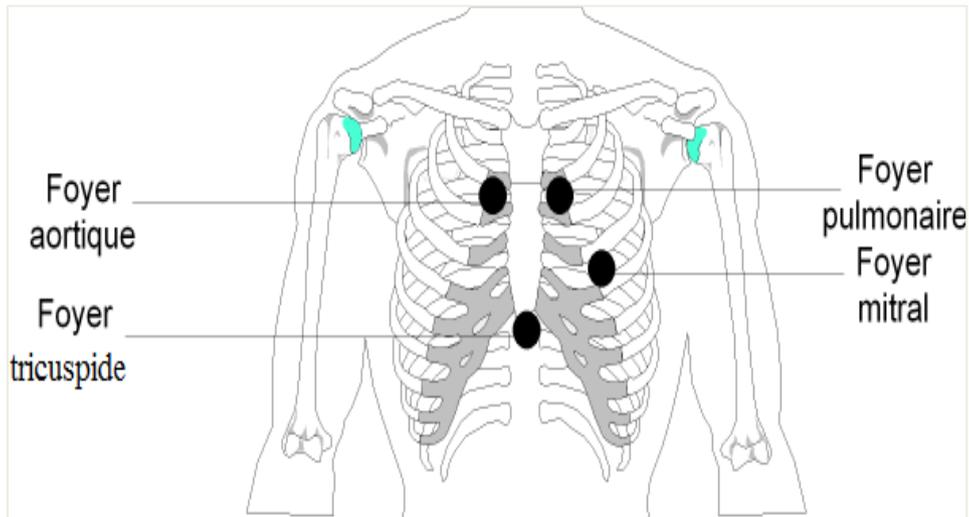


Figure 1.5: les foyers d'auscultation

L'auscultation ne doit pas se limiter à ces 4 foyers principaux, car il convient d'ausculter aussi : (zones intermédiaires)

- la paroi latérale gauche et l'aisselle afin de suivre la propagation des bruits mitraux.
- les bords latéraux du sternum.
- la base du cou afin de déceler la propagation des bruits aortiques
- la région sous-claviculaire gauche (canal artériel).
- la région intervertébrale gauche (coarctation de l'aorte).

L'enregistrement graphique des sons liés à l'action de pompage du cœur est appelé Phonocardiogramme.

Ces sons sont produits par des vibrations placées dans le sang à l'intérieur du cœur par la fermeture soudaine des valves, le mouvement de la paroi du cœur, la fermeture des murs et la turbulence et la fuite du flux sanguin.

I.4.4. Les bruits cardiaques de base

Quatre bruits sont formés par la révolution d'un cœur sain : B1, B2, B3 et B4. Les deux premiers sont audibles lors de l'auscultation avec un stéthoscope alors que les deux suivants ne sont objectivables que sur un enregistrement cardiophonographique.

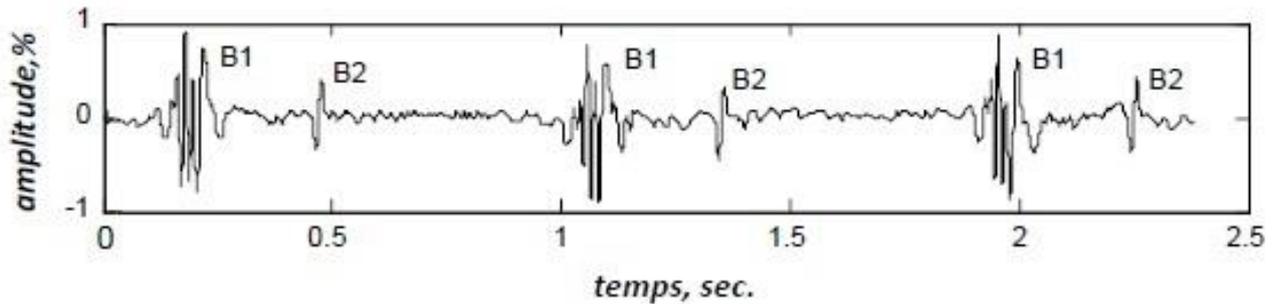


Figure I.6: Signal Phonocardiographique normal

Bruit 1 :

Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire et à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (mitrale tricuspide). Il marque le début de la systole qui est contemporaine du pouls carotidien. (4)

- Il est dû à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires
- Il s'entend surtout à la pointe
- Il est assez sourd, grave.

Bruit 2 :

Situé à la fin de la systole ventriculaire Ce deuxième bruit se dédouble à l'inspiration chez le sujet normal (5)

- Il est dû surtout à la fermeture des sigmoïdes aortiques et pulmonaires
- Il s'entend surtout à la base
- Il est plus bref et plus sec que le B1
- Il marque le début de la diastole ventriculaire

Le B1 et le B2 sont séparés par 2 silences :

- Entre B1 et B2 : petit silence correspondant à la systole
- Entre B2 et le B1 suivant : grand silence correspondant à la diastole.

Bruit 3 :

Il s'enregistre fréquemment chez le sujet jeune. Son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur. Le 3ème bruit physiologique disparaît en position debout. Ce bruit est distension brutale du muscle ventriculaire sous l'effet de l'afflux du sang auriculaire.

Bruit 4 :

Il est exceptionnellement enregistré chez le sujet normal. Il s'enregistre à la pointe du cœur et souvent entre la pointe et le sternum. Ce bruit est la traduction de la contraction des oreillettes.

RQ : Les sons troisième et quatrième sont appelés sons diastoliques et sont généralement inaudible chez l'adulte normal, mais sont généralement entendus chez les enfants et les sportifs.

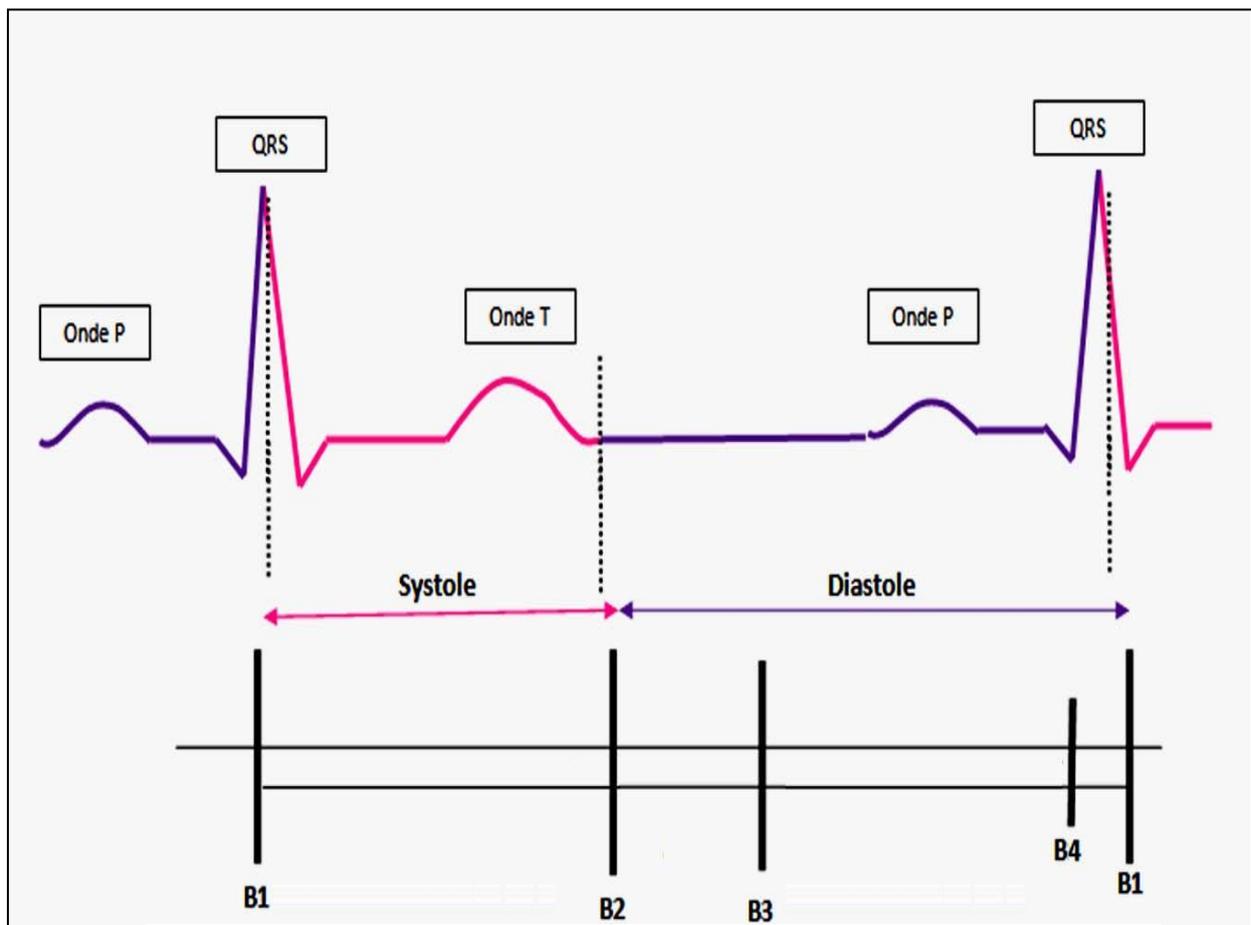


Figure I.7: Représentation schématique des signaux ECG et PCG d'un sujet normal

1.5. L'insuffisance cardiaque (IC)

I.5.1. Définition :

L'insuffisance cardiaque est cette incapacité du cœur à pomper suffisamment de sang nécessaire aux besoins de l'organisme.

L'IC désigne un mauvais fonctionnement des valves cardiaques. Les valves cardiaques permettent d'éviter que le sang circule dans le mauvais sens.

Elle survient généralement chez des individus dont la santé est fragilisée depuis plusieurs années par des troubles cardiaques ou respiratoires ou par de l'hypertension.

Habituellement, l'insuffisance cardiaque atteint l'un ou l'autre des 2 ventricules, le droit ou le gauche. Dans certains cas, il peut arriver que les 2 ventricules soient touchés (insuffisance cardiaque globale).

I.5.2. Symptômes :

Les symptômes de l'insuffisance cardiaque ne sont pas toujours évidents. Aux premiers stades de l'insuffisance cardiaque, certaines personnes ne présentent aucun symptôme.

D'autres peuvent mettre des symptômes comme la fatigue ou la difficulté à respirer sur le compte de la vieillesse.

Mais quelquefois les symptômes de l'insuffisance cardiaque sont plus évidents.

À cause de l'incapacité du cœur à alimenter efficacement les organes (comme les reins et le cerveau), il se peut que vous éprouviez un certain nombre de symptômes, comme :

- Une difficulté à respirer
- Un gonflement des pieds et des jambes
- Un manque d'énergie, un sentiment de fatigue
- Une difficulté à dormir la nuit à cause de problèmes respiratoires
- Un gonflement de l'abdomen, une perte d'appétit
- Une toux accompagnée de mucosités
- Des troubles de la mémoire

I.5.3. Insuffisance cardiaque gauche :

L'insuffisance cardiaque gauche est l'incapacité du ventricule gauche à apporter un débit sanguin suffisant pour remplir les besoins de l'organisme, en cas d'effort puis au repos. Elle se caractérise par des difficultés respiratoires avec une accumulation de fluides dans les poumons.

Elle concerne la valve aortique ou la valve mitrale.

➤ Une insuffisance mitrale :

Définie comme un reflux anormal de sang du ventricule gauche vers l'oreillette gauche lorsque le ventricule gauche se contracte. Cette maladie correspond à la perte d'étanchéité de la valve mitrale.

➤ L'insuffisance aortique:

Est la fermeture incomplète des valvules aortiques, entraînant une incontinence de l'appareil valvulaire à ce niveau, et aboutissant à un reflux (régurgitation) de sang de l'aorte vers le ventricule gauche, au moment de la diastole (quand le cœur se remplit).

I.5.4. Insuffisance cardiaque droite :

L'insuffisance cardiaque droite se définit par une faiblesse du ventricule droit qui peine à pomper le sang et se traduit par l'accumulation de liquide dans les jambes et les chevilles, un gonflement du ventre, des sensations de lourdeur et des problèmes digestifs et hépatiques. Les causes sont multiples : maladie pulmonaires chroniques, séquelles de tuberculose, Hypertension artérielle.

Elle concerne la valve pulmonaire ou la valve tricuspide.

➤ l'insuffisance tricuspide:

Est un trouble dans lequel la valve tricuspide du cœur ne se ferme pas correctement, causant des flux de sang vers l'arrière (fuite) dans la chambre supérieure droite du cœur (oreillette) lorsque la cavité cardiaque inférieure droite (ventricule) se contracte.

➤ L'insuffisance pulmonaire :

Cet état pathologique détermine un reflux de sang artériel pulmonaire vers le ventricule droit due à l'absence d'étanchéité de la valvule, susceptible d'aboutir à une dilatation de ce ventricule droit.

I.5.5. Insuffisance cardiaque global :

Pour compenser sa défaillance, le cœur va essayer de réagir en accélérant son rythme et en distendant ses cavités provoquant ainsi une perte d'étanchéité des valvules. Le pouls est accéléré, irrégulier. L'auscultation fait entendre un bruit de galop (rythme à 3 temps) et un souffle systolique.

I.6. *Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG*

Le tableau suivant présente les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG : (6)

Les bruits	Localité (ms)	La durée (ms)	Bande de fréquence (Hz)
S1	10-50ms après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
S2	280-360 ms après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400
S3	440-460 ms après le pic R dans l'ECG ou 120-180 ms après la clôture des valves sigmoïdes	40-80	15-60
S4	40-120 ms après l'onde P dans l'ECG	30-60	15-45

Tableau I.1: Caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques

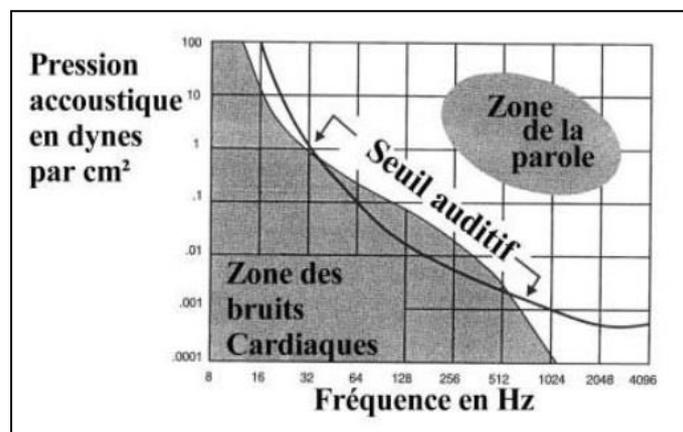


Figure I.8: Spectre des bruits cardiaques.

Les bruits cardiaques occupent une zone non-audible par l'être humain en basses Fréquences et en basses magnitude.

Comme le montre la figure (9), seule une petite partie des sons cardiaques sont dans la gamme d'audibilité humaine (de 20Hz jusqu'à 20kHz). Cela signifie que nos oreilles sont incapables de bien entendre ces sons et par conséquent, ne pas être en mesure d'analyser les détails généraux afin de diagnostiquer correctement le patient. Nous avons donc besoin d'amplifier ces sons à écouter et interpréter correctement.

Pour cette raison, l'utilisation d'un stéthoscope démontre la nécessité d'une bonne auscultation des sons cardiaques.

1.7. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons introduit quelques notions générales sur l'anatomie du cœur. Nous avons décrit les différents bruits cardiaques, leurs formes, leur origine de formation, ainsi que leur caractéristique temporelles et fréquentielles.

Le chapitre suivant présente l'étude des différents blocs qui constituent notre circuit.

Chapitre 2

Etude et réalisation du Stéthoscope Electronique

II.1. Introduction:

L'auscultation des bruits générés par le cœur au moment de ses contractions est l'une des méthodes les plus couramment utilisées par les médecins pour diagnostiquer les maladies cardiovasculaires et respiratoires. L'outil d'auscultation le plus répandue dans le domaine cardiologique est le Stéthoscope.

Un médecin expérimenté peut diagnostiquer un large éventail d'anomalies cardiovasculaires, y compris les sténoses mitrale et aortique ainsi que les souffles systoliques, mais de nombreuses anomalies sont souvent manquées en raison d'une incapacité à appliquer une écoute sélective parmi les différentes composantes qui accompagnent le cycle cardiaque, ou une incapacité naturelle à détecter les fréquences en dehors de la gamme de l'audition humaine.

Ce chapitre est consacré à l'étude des différents blocs de notre stéthoscope électronique dédié à la détection des bruits cardiaques sous forme d'un signal électrique connu par le signal phonocardiogramme PCG. Ce stéthoscope digital est constitué principalement de :

- Capteur : Un microphone.
- Mise en forme
 - Un amplificateur.
 - Un filtre passe-bas.
 - Un filtre passe-haut
- Haut parleur.

Dans notre cas nous avons opté pour le schéma bloc suivant :

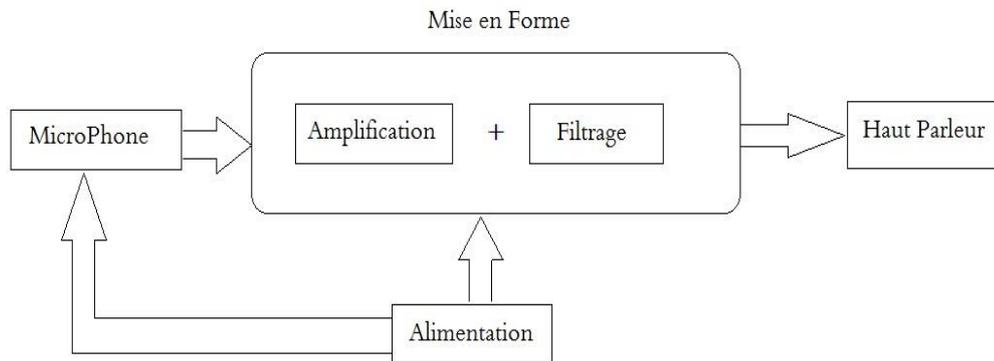


Figure II.1 :Le schéma bloc du Stéthoscope électronique

II.2. Évolution du stéthoscope:

Un stéthoscope permet aux médecins de capter, ou d'écouter les sons dans la poitrine. La forme initiale de l'écoute des sons de poitrine était connue sous le nom de percussion et d'auscultation.

Dans sa forme la plus ancienne, l'auscultation (l'acte d'écouter) a été réalisée avec l'oreille.

Le développement du stéthoscope a redéfini les examens médicaux. Les médecins n'ont pas tardé à mettre en pratique l'utilisation de l'appareil médical pour écouter d'autres parties du corps. La capacité d'amplifier les sons des poumons, du cœur et de l'ensemble de la poitrine a considérablement réduit la quantité de cas qui ont été mal diagnostiqués et s'est révélé être une aide géniale au domaine médical. Dans les années 40, la société Rappaport et Sprague a encore amélioré la conception globale du stéthoscope et a créé un dispositif à deux faces qui pourrait être utilisé à des fins respiratoires et cardiologiques.

Le stéthoscope a connu plus de changements dans les années 60 et 70 lorsque le professeur David Littmann de Harvard Medical School a conçu un stéthoscope plus léger avec un son acoustique amélioré. Au fur et à mesure que les découvertes scientifiques continuaient d'étendre les matériaux disponibles pour la construction, la flexibilité et la texture des stéthoscopes ont également changé. Comme beaucoup de médecins sont vus porter un stéthoscope autour du cou, il est important qu'ils soient légers, confortables et durables. Les stéthoscopes sont souvent symboliques du domaine médical et la plupart des personnes les associent à des professionnels de la santé.

Les stéthoscopes d'aujourd'hui continuent d'évoluer alors que les professionnels de la santé peuvent maintenant choisir entre les stéthoscopes acoustiques et électroniques.

Alors que les stéthoscopes acoustiques restent un dispositif médical populaire, les stéthoscopes électroniques offrent plusieurs avantages. Ces stéthoscopes fonctionnent en convertissant les ondes sonores acoustiques en données électriques. Le principal avantage des stéthoscopes électroniques par rapport à l'acoustique, c'est qu'ils peuvent amplifier les sons faibles souvent non entendus par l'oreille ou le stéthoscope acoustique seul.

Comme la science continue de faire des progrès, il est sans aucun doute que d'autres changements, si mineurs soient-ils, viendront éventuellement au stéthoscope moderne actuellement utilisé. (1)

II.3. Condition d'utilisation du stéthoscope:

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

- L'environnement doit être le plus silencieux possible et à une température agréable.
- Utiliser un stéthoscope de qualité pour un diagnostic viable.
- S'assurer du bon état du stéthoscope.
- Nettoyer et désinfecter votre stéthoscope régulièrement et en particulier après chaque patient.

II.4. Le capteur :

Un capteur est un dispositif transformant l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable. La qualité de la mise en forme est basée essentiellement sur le choix judicieux du capteur ayant des performances raisonnables en termes de rapidité, d'étendue de mesure, de sa résolution, sa sensibilité et de sa précision...

Dans notre projet, le capteur utilisé est appelé « Microphone », C'est un instrument capable de transformer les ondes sonores en une énergie électrique, utilisés pour enregistrer et transmettre du son.

Le microphone est constitué essentiellement d'une membrane fine, légère, élastique.

Lorsque les vibrations sonores percutent la membrane du microphone, elle oscille autour de sa position initiale.

Les vibrations de la membrane seront converties en un signal électrique qui sera amplifié et filtré.

Le mode exact de fonctionnement peut être différent selon le microphone. On distingue plusieurs types de microphones, notamment : les microphones dynamiques, statiques, piézoélectriques, et à électret.

Ces capteurs ont une bonne réponse dans bande des hautes fréquences qui est tout à fait adéquate pour les sons du corps humains. Par contraire, c'est la réponse dans les basses fréquences qui est le principal inconvénient de ces capteurs ultrasonores.

II.4.1. Le Microphone à Condenseur (statique) :

Condenseur signifie condensateur, un composant électronique qui stocke de l'énergie sous la forme d'un champ électrostatique. Ce type de microphone, qui utilise un condensateur pour convertir l'énergie acoustique en énergie électrique, nécessitent une alimentation d'une batterie ou d'une source externe pour la polarisation des deux armatures du condensateur.

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

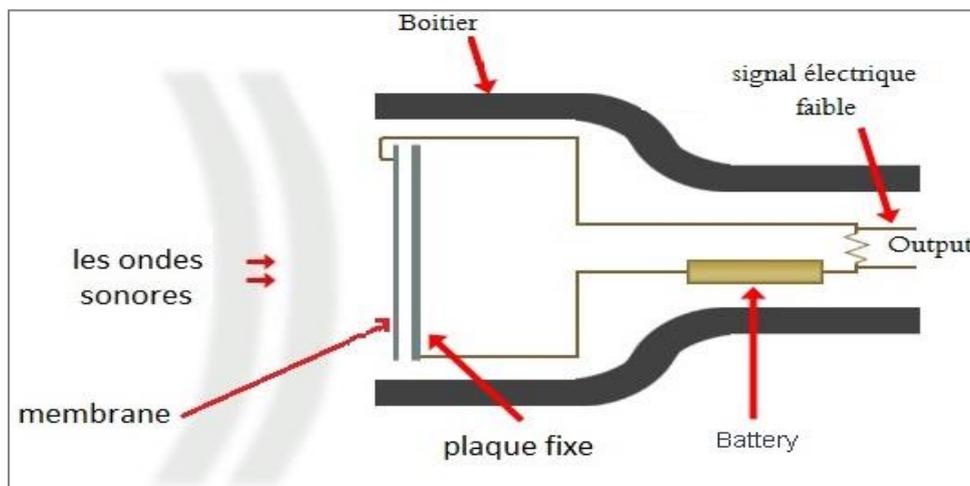


Figure II.2 : microphone à condensateur

II.4.2. Microphones dynamiques :

Le Microphone dynamique utilise une bobine qui est fixée à la membrane. Le fonctionnement est basé sur l'induction magnétique: Comme une bobine est déplacée par un courant magnétique créé par un aimant. Ainsi, la membrane vibre, la bobine crée donc des perturbations dans le champ magnétique de l'aimant permanent et donc génère de courant électrique. Les microphones dynamiques sont donc passifs.

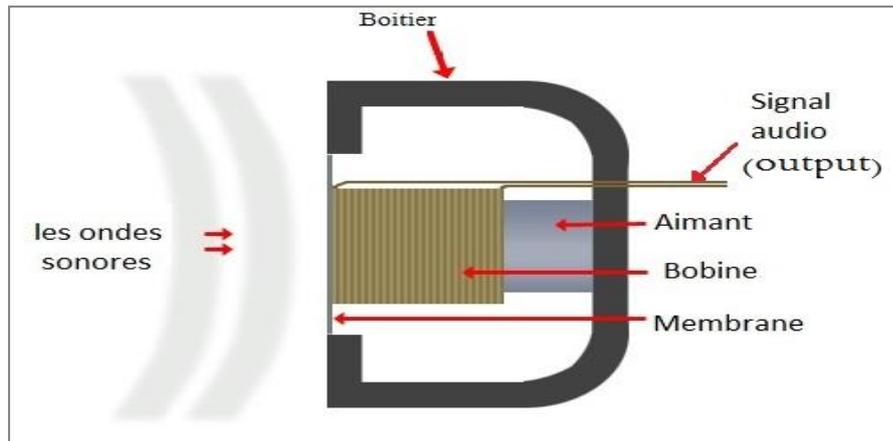


Figure II.3 : microphone dynamique

II.4.3. Microphones piézoélectriques :

Appelée aussi microphone à contact. Ce type de microphone est basé sur l'effet piézoélectrique, qui stipule que lorsqu'une force appliquée sur certains matériaux, induit une déformation donnant naissance à une tension électrique.

Les vibrations détectées déforment la membrane piézoélectrique change la valeur de la capacité entre elle et une autre plaque métallique fixe, induisant à sa sortie une tension alternative de plusieurs millivolts.

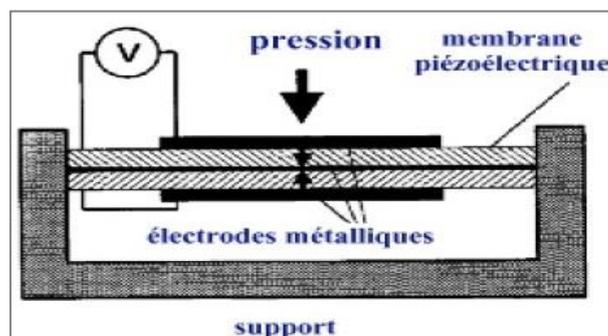


Figure II.4 : microphone piézoélectriques

II.4.4. Microphones électret :

Un microphone à condensateur électret est une variante du microphone à condensateur. Au lieu d'utiliser une source de tension externe pour charger le diaphragme, il utilise un élément en plastique chargé de manière permanente (électret) placés en parallèle avec une plaque de métal conducteur.(2)

La pression sonore déplace l'une de ses plaques. Le mouvement de la plaque change la capacité. La plupart des microphones électret ont un amplificateur FET intégré dans leur petit amplificateur. Cela nécessite une alimentation externe pour fonctionner, généralement une tension DC comprise entre +4 et +10 V. Cette tension alimente le microphone à travers une résistance (1-10 K). Ces microphones sont petits, ont une excellente sensibilité, une large réponse en fréquence et un coût très faible.

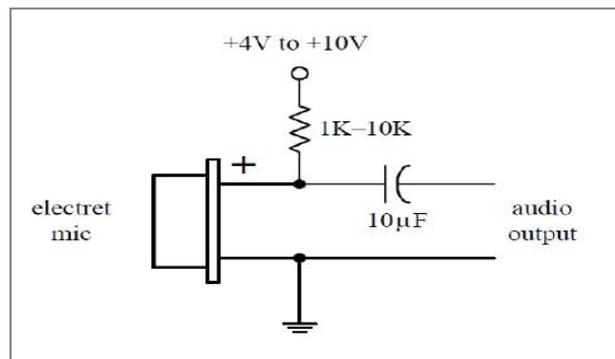


Figure II.5 : microphone électret

On trouve deux sortes de micros électret, Ceux à deux fils et ceux à trois fils.

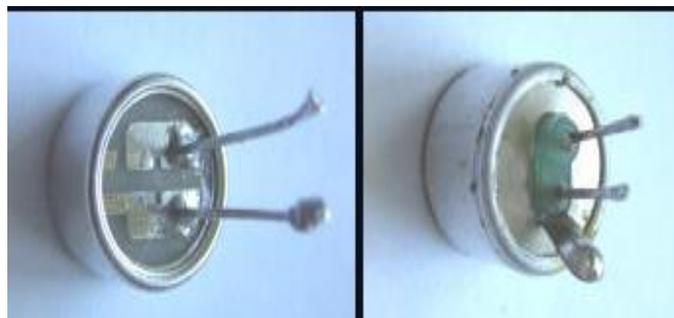


Figure II.6 : microphone électret à capsule de deux pattes et de trois pattes

Le tableau suivant montre une étude comparative des caractéristiques des trois types de microphones :

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

Table II.1: Comparaison de caractéristiques selon le type des microphones

D'après ces caractéristiques, nous avons opté pour les microphones à électret (ECM) à deux pattes (Figure II.7). Ce choix est basé sur les performances importantes en termes d'étendue de mesure et de la sensibilité qu'il présente, ainsi par la grande disponibilité de ce type de capteur dans le magasin de composants électroniques au niveau de la faculté de Technologie de notre université.

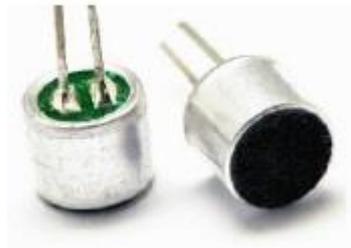


Figure II.7 : microphone électret à deux pattes

II.4.5. Alimentation d'une capsule à deux pattes

Pour cela il faut fournir une tension continue (DC) au microphone, tout en récupérant de ce dernier la tension alternative correspondant au signal audio. Il y a toujours une patte qui est reliée électriquement au boîtier métallique du microphone, et qui correspond à la masse.

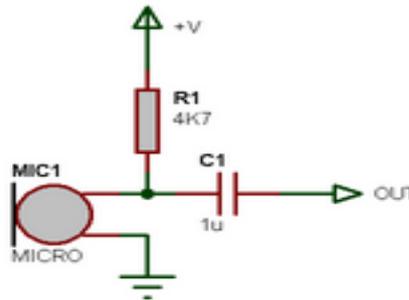


Figure II.8 : Alimentation d'une capsule à deux pattes

UN des deux fils du micro est relié à la masse et l'autre fil sert en même temps pour l'alimentation du microphone et la sortie BF. La résistance R1 permet de polariser le transistor FET inclus dans le microphone, alors que le condensateur C1 permet de bloquer la tension continue fournie par R1, et de ne laisser passer que le signal audio, qui est alternatif. (3)

➤ Amélioration possible :

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

L'utilisation d'un découplage de type RC sur l'arrivée de l'alimentation du microphone, permet de minimiser le risque de problèmes.

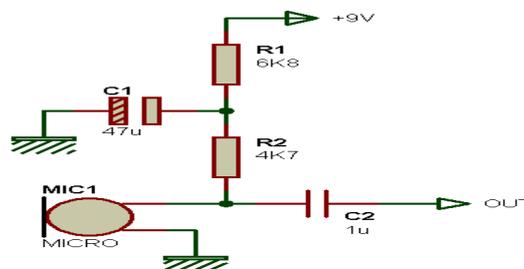


Figure II.9 : Amélioration de l'alimentation

Selon le micro électret utilisé, et pour une tension d'alim de +12 V, la résistance R1 pourra prendre une valeur comprise entre 6,8 k Ω et 47 k Ω . Il convient donc de connaître la consommation réelle du microphone pour choisir la valeur donneront de meilleurs résultats que d'autres. (3)

II.5. Mise en forme du signal :

Sachant que le signal sonore détecté par le microphone est de très faible amplitude et ne peut pas être détectée clairement, pour cela il nécessite un étage d'amplification, ensuite un étage de filtrage pour traiter le signal bruité.

Dans ce cadre notre choix s'est porté sur le TL072, à cause de sa disponibilité au niveau du labo. (Voir sa fiche technique en annexe).

L'amplitude du signal à la sortie du capteur est de l'ordre du milli volts , donc le gain de notre amplificateur doit d'être de l'ordre de 1000.

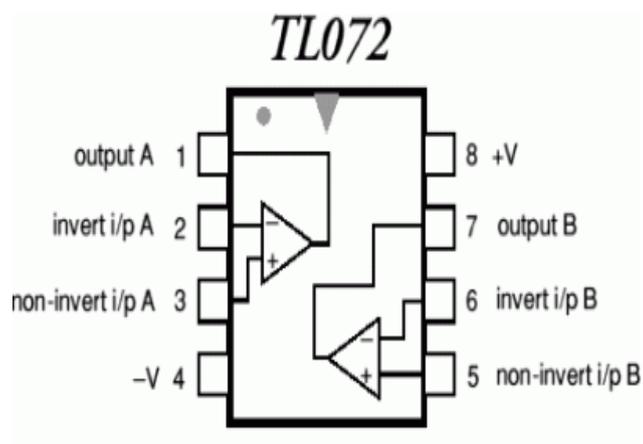
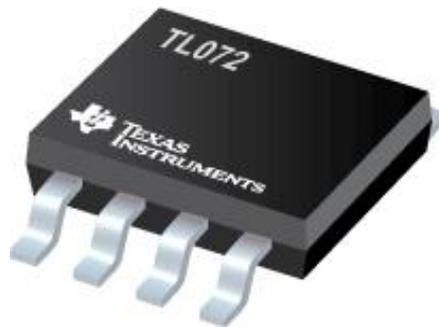


Figure II.10 : Brochage du TL072.

II.5.1. Amplificateur non inverseur :

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

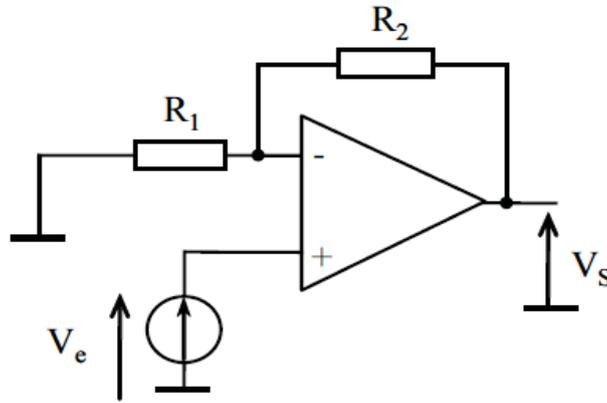


Figure II.11 : Amplificateur non-inverseur

Nous avons : (on considère les Amplificateurs Opérationnel est idéal) $V^+ = V^-$

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

$$\text{D'où } A_V = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Avec : V_e (signal d'entrée), V_s (signal de sortie), A_V (gain en tension de l'amplificateur).

La Figure II.11 montre le bloc de l'amplification utilisé.

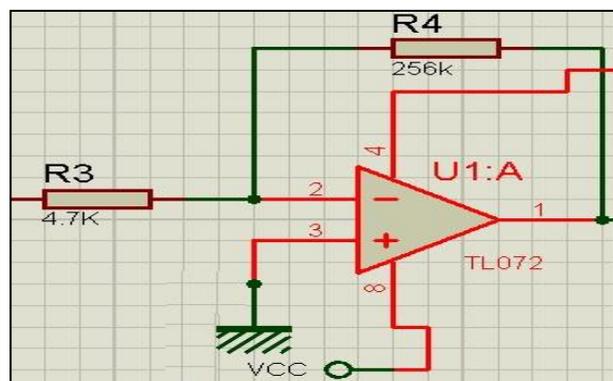


Figure II.12: Le bloc de l'amplification

II.5.2. Filtrage :

Le signal issu du capteur est infecté par les bruits de mesure. Pour remédier à ce problème, nous avons utilisé le filtrage, qui permet d'éliminer les bruits et garder le signal utile.

Le signal phonocardiographique est affecté par l'ambiance acoustique de la salle dans laquelle l'enregistrement est effectué. En plus, les circuits électroniques utilisés pour la mise en forme capte l'interférence du réseau électrique à la fréquence 50Hz. Un étage de filtrage est alors indispensable pour filtrer le signal phonocardiographique de ces éventuelles sources de bruit.

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
- Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert $T(j\omega)$ déterminant le rapport V_s/V_e des tensions d'entrée et de sortie. Pratiquement, un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse, amplitude/fréquence et phase/fréquence

II.5.2.1. Classification des filtres :

On peut classer les filtres suivant la forme de leur fonction de transfert ou par le comportement des éléments qui composent le filtre.

Dans ce cadre de mise en forme, nous pouvons distinguer deux types de filtres ; les filtres numériques et les filtres analogiques.

➤ **Les filtres numériques :**

Requièrent une numérisation préalable du signal d'entrée dont il faut modifier les valeurs numérisées à l'aide d'opérateurs numériques (multiplieurs, additionneurs, éléments à retard).

Cette appellation correspond également à des algorithmes de filtrage numérique s'exécutant sur ordinateur, et ce après acquisition. (4)

➤ **Les filtres analogiques :**

Agissent directement sur le signal analogique d'entrée et utilisent des composants analogiques ; à savoir des résistances, des condensateurs et des bobines. (4).

➤ **Filtre passifs :**

Un filtre passif se caractérise par l'usage exclusif de composants passifs (résistances, condensateur, bobines). Par conséquent, ils ne peuvent qu'atténuer en partie des signaux, mais pas les amplifier.

Les résistances les plus simples sont basées sur de circuits RC, RL, LC ou circuit RLC.



Figure II.13. Filtre passif

➤ **Filtres actifs :**

Un filtre actif est constitué de dipôles passifs linéaires, et de composants actifs linéaires : transistors, amplificateurs opérationnels. Ils nécessitent donc une source d'énergie pour fonctionner. Ce type de filtre convient bien aux signaux de faible amplitude et de faible puissance. Les filtres actifs sont donc largement utilisés dans l'instrumentation médicale et en électronique de toutes sortes. (5)

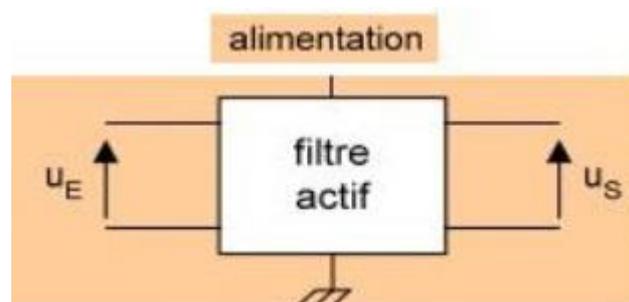


Figure II.14. Filtre actif

➤ **Différents types de filtres analogiques :**

Les filtres les plus courants sont les suivants :

- Filtre passe-bas.
- Filtre passe-haut.
- Filtre passe-bande.
- Filtre rejeteur (filtre coupe bande).

La fréquence de coupure : La fréquence de coupure pour des filtres réels est la fréquence pour laquelle l'amplitude de sortie est à 1/ 2 de la valeur maximale :

$$|H(j\omega_c)| = (1/\sqrt{2}) H_{\max}$$

✓ **Filtre passe Bas :**

Un filtre passe bas ne laisse passer que les fréquences au dessous de sa fréquence découpure.

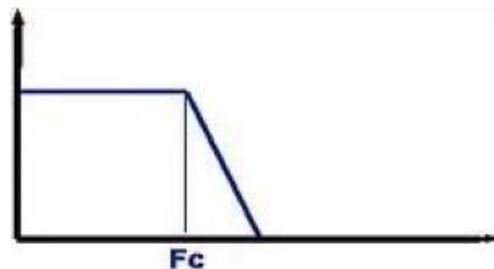


Figure II.15. Filtre passe bas

✓ **Filtre passe haut:**

Un filtre passe haut ne laisse passer que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure. Il atténue les basses fréquences. La figure suivante présente la réponse en amplitude d'un filtre passe haut.

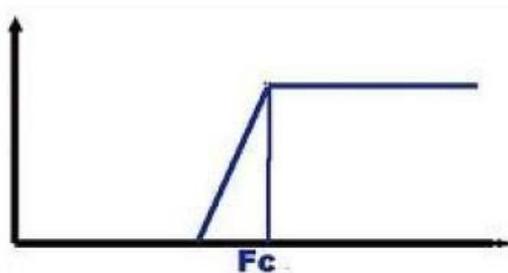


Figure II.16. Filtre passe haut

✓ Filtre passe bande :

Un filtre passe bande ne laisse passer qu'une certaine bande de fréquences et atténue tout ce qui est au-dessus et en-dessous des deux fréquences de coupure.

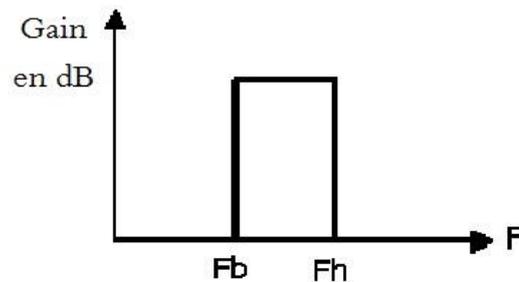


Figure II.17. Filtre passe band

✓ Filtre rejeteur :

Un filtre rejeteur, aussi appelé coupe-bande, est le complémentaire du passe bande. Il atténue une plage de fréquence.

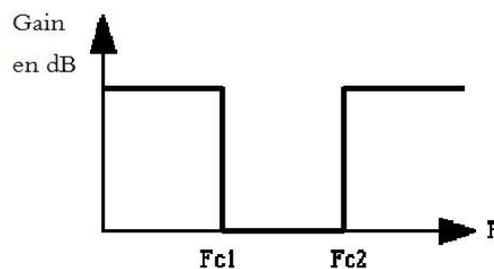


Figure II.18. Filtre rejeteur

Le choix des filtres qui vont être utilisés dans notre circuit dépend de la plage fréquentielle de signal PCG qui varie de 20 à 600Hz

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

- un filtre passe bas doit avoir une fréquence de coupure autour de 600Hz
- un filtre passe haut doit avoir une fréquence de coupure autour de 18 Hz

Ce choix des fréquences de coupures permet de garder que le signal utile.

II.5.2.2. *Filtre passe-bas passif*

Le filtre passe-bas le plus simple que l'on puisse concevoir est de type passif et comporte seulement deux composants : une résistance et un condensateur.

Dans le schéma (figure II.17) qui suit, les valeurs données aux composants sont choisies de telle sorte que la fréquence de coupure se situe dans l'extrémité supérieure de la bande fréquentielle utile.

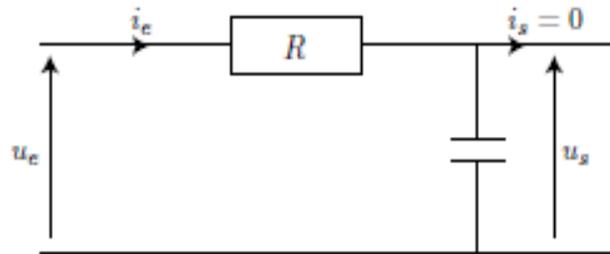


Figure II.19 : Schéma électrique d'un filtre passe bas passif. (6)

La réponse en fréquence de ce simple filtre de type "premier ordre" est semblable illustré sur la figure II.18, la pente d'atténuation est de 6 dB par octave (amplitude électrique 2 fois moindre à chaque fois que l'on multiplie la fréquence par deux) à partir de la fréquence de coupure, qui dépend directement de la valeur donnée aux deux composants R et C.

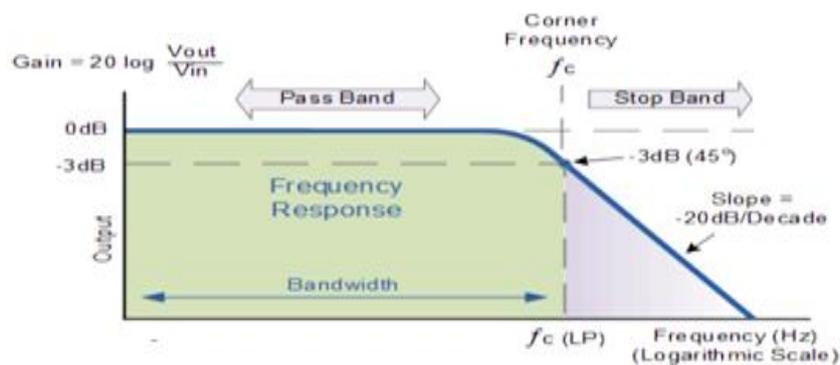


Figure II.20 : Réponse fréquentielle d'un filtre passe bas. (6)

- Fonction de transfert :

La fonction de transfert est définie par :

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

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

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

II.5.2.3. Filtre actif passe-haut :

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

Un grand nombre de filtres actifs ont la structure suivante dite de Sallen et Key du second ordre (figure II.19). Les impédances Z_i sont des résistances ou des condensateurs.

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

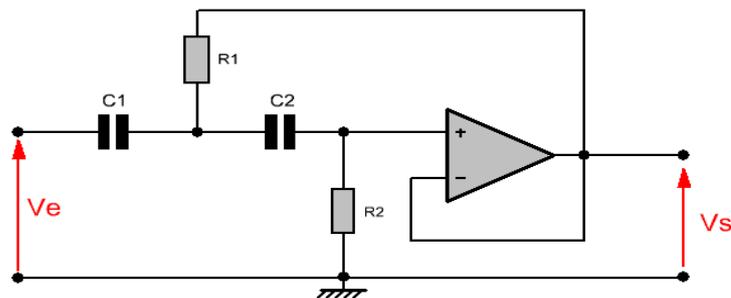


Figure II.21 : schéma électrique d'un filtre passe haut « sallen et key » seconde ordre.(6)

- La fonction du transfert :

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

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

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

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

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

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

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

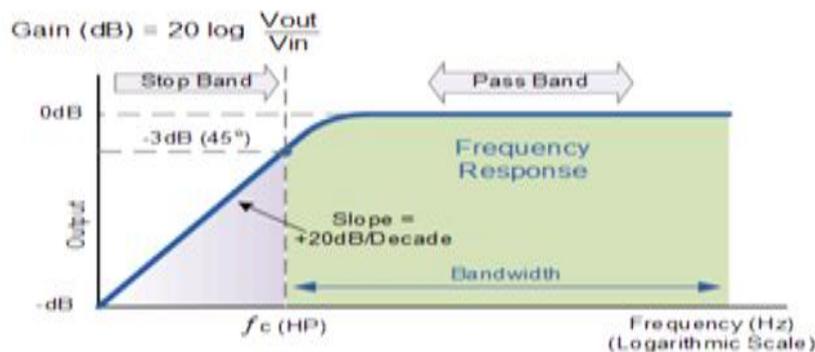


Figure II.22 : Réponse fréquentielle d'un filtre « sallen et key » passe bas. (6)

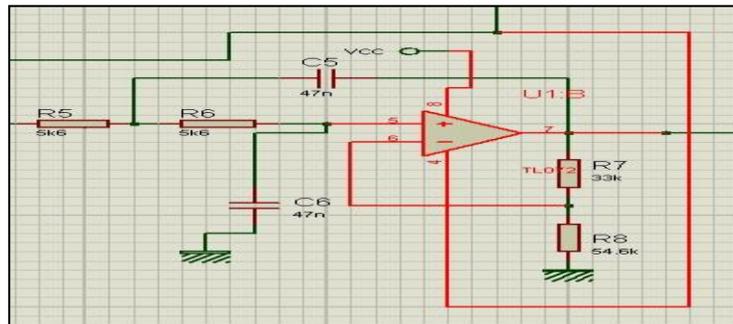


Figure II.23: Le bloc de Filtrage

II.6. Haut Parleur :

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

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

II.6.1. Les catégories des hauts parleurs

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

➤ Universels :

On appelle ainsi tous les haut-parleurs capables de reproduire une large gamme de fréquences acoustiques allant de 70 ou 80 Hz minimum et pouvant atteindre 10 000 ou 12000 Hz maximum. Ces haut-parleurs réussissant à reproduire, avec une bonne fidélité, toutes les fréquences (basses, médiums et aiguës), sont généralement utilisés pour les récepteurs, les téléviseurs, les magnétophones, etc. (7)

➤ Woofer :

On appelle ainsi les hautparleurs pourvus d'un cône de grandes dimensions et qui peuvent vibrer avec plus de facilité sur les fréquences des notes les plus basses. En effet, les Woofer reproduisent fidèlement toutes les fréquences acoustiques basses, en partant de 25 ou 30 Hz, jusqu'à un maximum de 2500 ou 3 000 Hz.

Les Woofers ne parvenant pas à reproduire les fréquences moyennes et aiguës, sont assemblés sur les enceintes hi-fi avec deux autres types de haut-parleurs appelés médium et tweeter. (7)

➤ **Médium :**

Ce sont des haut-parleurs qui ont un cône de dimensions très inférieures à celles du Woofer, c'est pour quoi ils peuvent vibrer avec plus de facilité sur les fréquences acoustiques moyennes, en partant de 300 ou 500 Hz, jusqu'à atteindre un maximum de 10 000 ou 12000 Hz. (7)

➤ **Tweeter :**

Ces haut-parleurs ont un cône très rigide et des dimensions très réduites, c'est pourquoi ils peuvent vibrer avec plus de facilité sur les fréquences aiguës, en partant de 1 500 ou 2 000 Hz, jusqu'à un maximum de 20000 ou 25000 Hz. (7)

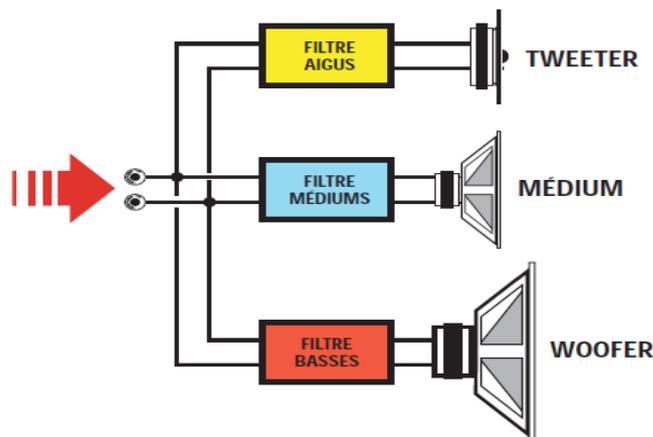


Figure II.24 : un haut parleur large bande de fréquence. (7)

Les casques (figure II.25) ne sont rien d'autre que de minuscules haut-parleurs s'appliquant sur les oreilles pour écouter de façon individuelle le son d'une radio, d'un magnétophone ou d'un amplificateur sans déranger l'entourage.

La puissance maximale pouvant être appliquée sur un casque s'élève à environ 0,2 watt, c'est pourquoi on ne pourra donc jamais le relier directement à la sortie des amplificateurs de puissance auxquels sont habituellement connectés les haut-parleurs.

On trouve sur tous les amplificateurs une prise spécialement conçue pour pouvoir relier n'importe quel type de casque.(7)



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

1.1. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons étudiés les différents étages du circuit d'acquisition du signal PCG du capteur jusqu'au circuit de filtrage, amplification et l'haut parleur.

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

Chapitre 3

Résultats et discussion

III. 1 Introduction:

Dans ce chapitre, on va présenter des résultats obtenus par la réalisation du dispositif de détection des battements cardiaques. Ainsi, on va faire un ensemble de tests sur les différents blocs constituant le dispositif.

Dans le but de réaliser notre carte, nous avons utilisé un logiciel pour nous aider : PROTEUS (Simulation de circuits).

III. 2 PROTEUS

Le logiciel PROTEUS est un outil convivial facile à apprendre. Il permet de simuler le fonctionnement des circuits électroniques comme s'ils étaient réalisés. Il reconnaît et simule beaucoup de composants électroniques simples (résistances, capacités, transistors, circuits intégrés...) et programmables (microcontrôleur PIC, Afficheurs, Clavier...), électriques (relais, moteurs,...) et les systèmes définies par leurs fonctions de transfert.

Il a aussi des instruments de mesures tels que le Voltmètre, l'Ampèremètre, Oscilloscopes, Terminal virtuel...

Pour la réalisation de schéma, nous avons commencé par faire une simulation de notre travail sur PROTEUS avant de débiter la réalisation.

La Figure III.1 représente le schéma de simulation de notre réalisation.

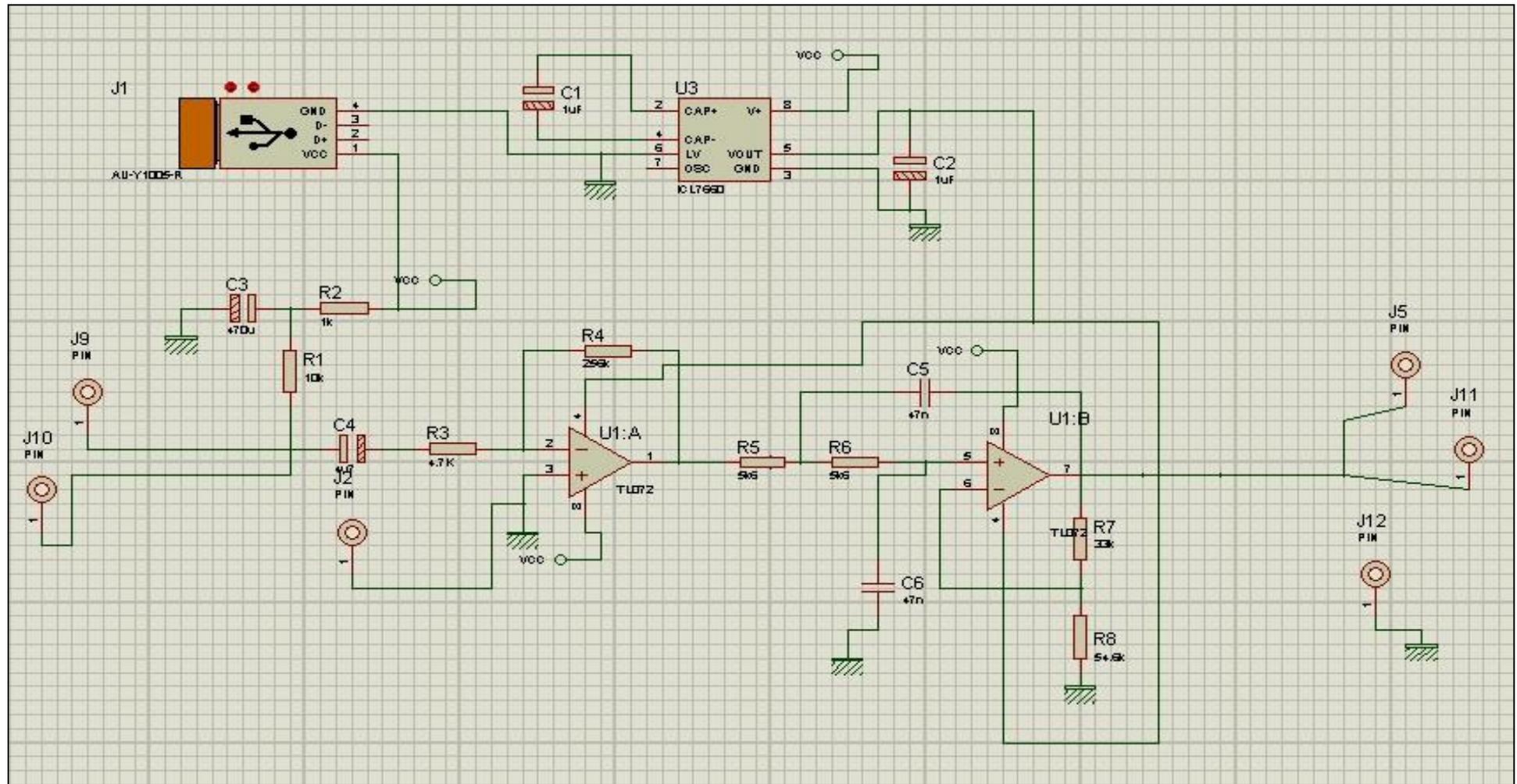


Figure III.1 : Schéma de simulation en PROTEUS.

III. 3 Mesures et interprétations :

Notre carte est réalisée en prévoyant trois points de tests. Ces points tests sont disposés tel que l'utilisateur peut étudier le signal à la sortie de chaque bloc.

Après avoir placé le microphone, on a récupéré le signal PCG.

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



Figure III.2: Vue 3D de notre circuit

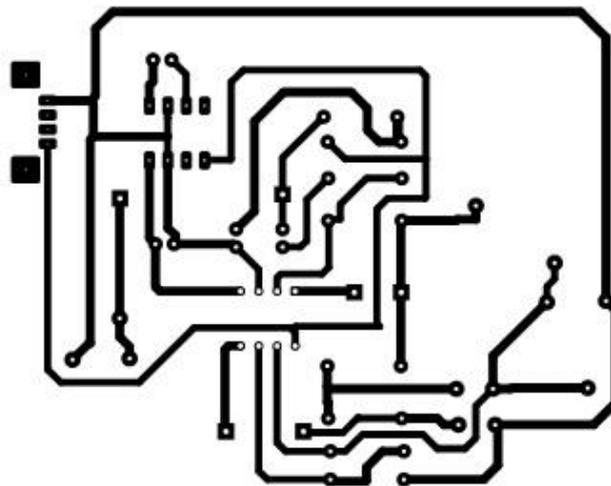


Figure III.3 : Circuit imprimé de circuit mise en forme PCG

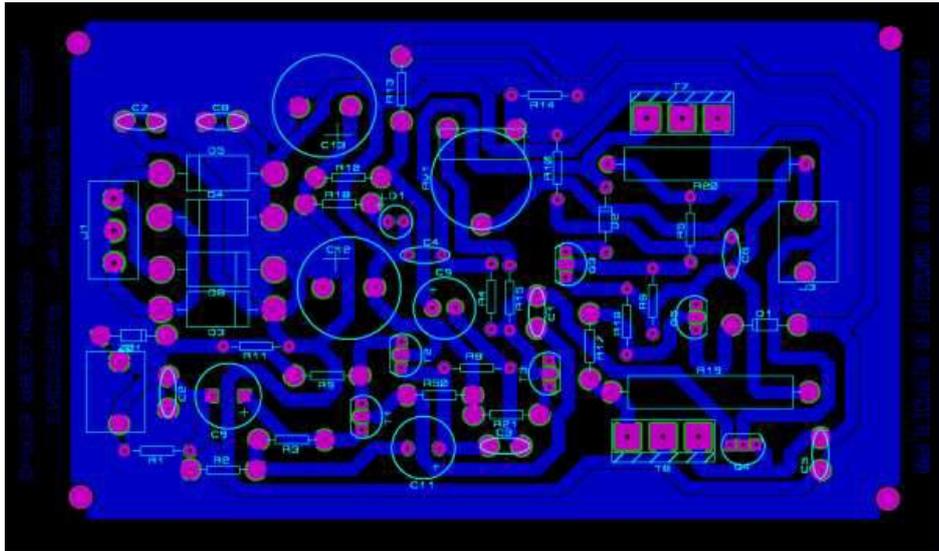


Figure III.4 : Circuit imprimé et vue des composants côté cuivre

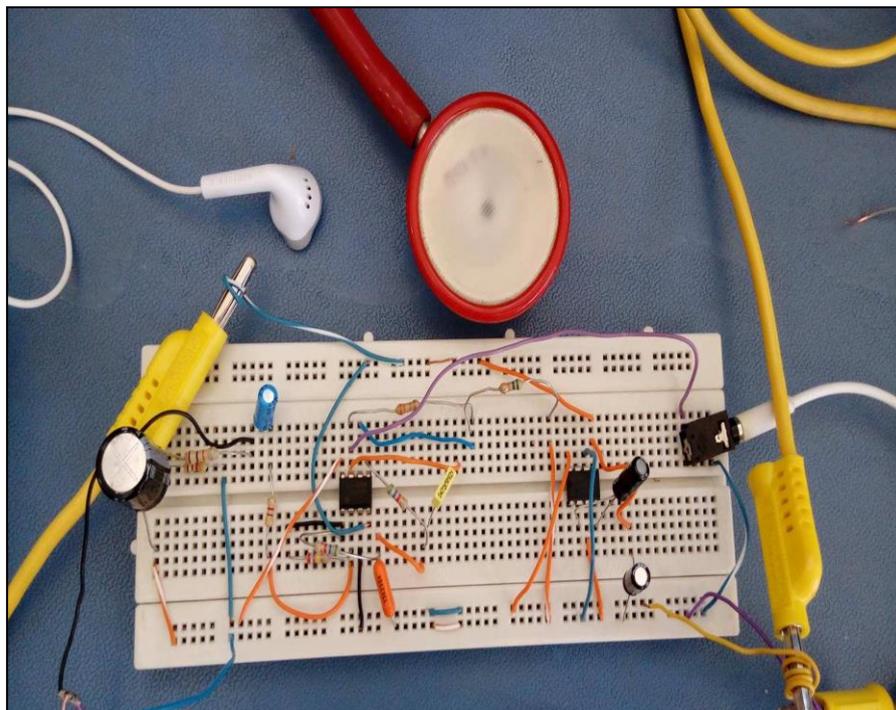


Figure III.5 : Réalisation sur Plaque d'essai

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

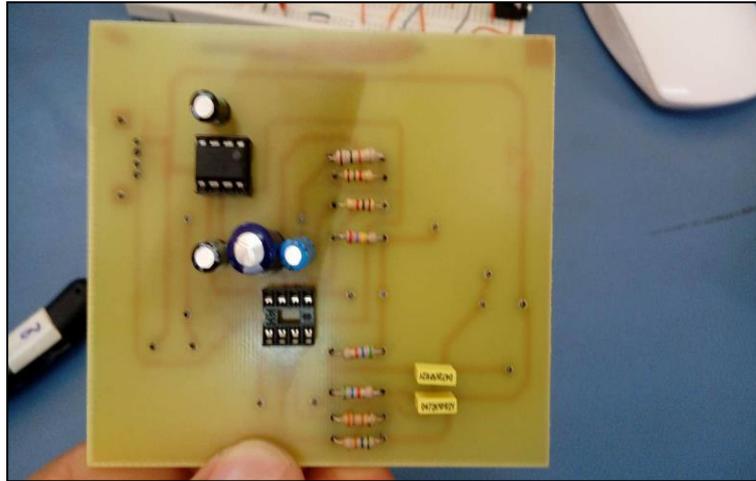


Figure III.6 : La Carte d'acquisition

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

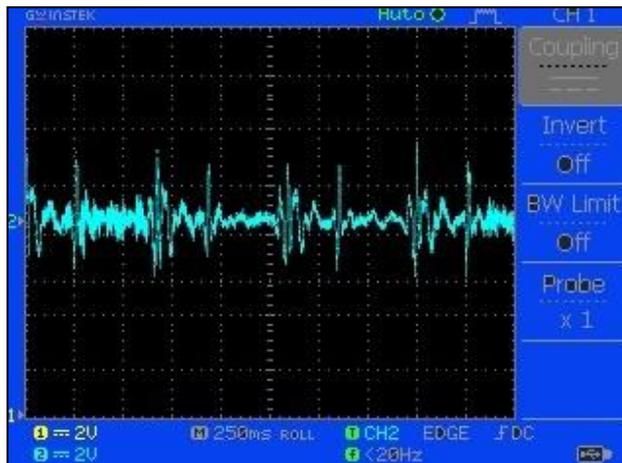


Figure III.7 : Signal PCG après l'amplification

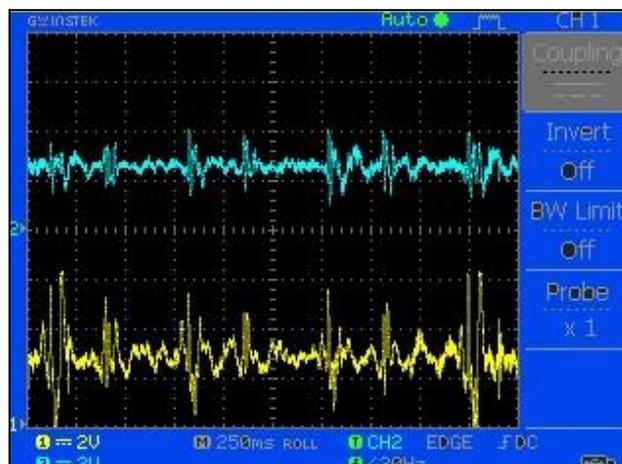


Figure III.8 : Signal PCG après le filtrage

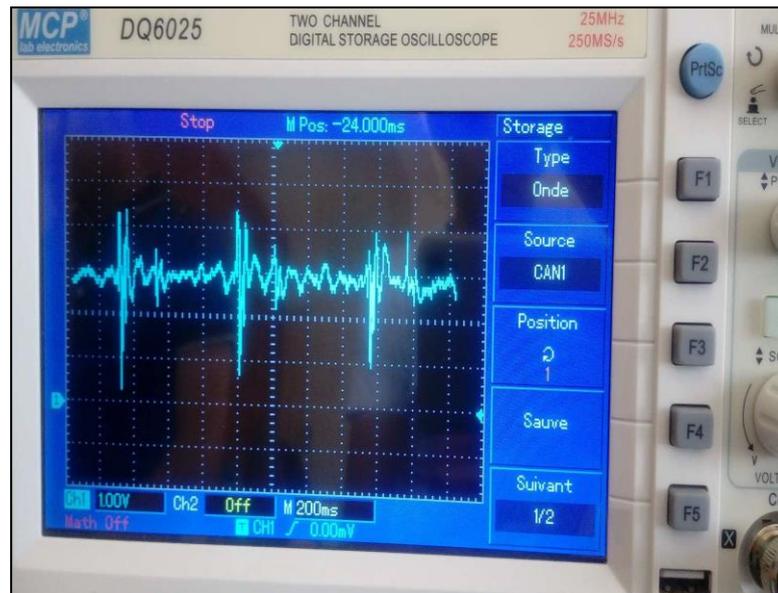


Figure III.9: Signal issu du microphone

III. 4 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté la partie analogique de notre stéthoscope électronique développé permettant la mise en forme du signal Phonocardiogramme PCG.

Nous avons aussi présenté les résultats de mesure de signal PCG sur notre circuit. Les mesures ont été effectuées sur plusieurs sujets.

Conclusion Générale

Ce projet nous a permis donc véritablement de mieux connaître et apprécier pratiquement les notions fondamentales de l'instrumentation jusque là restées théoriques telles que l'amplification, le filtrage et les problèmes reliés aux mesures électriques.

Dans le cadre de notre projet, notre but était de faire l'étude et la réalisation pratique d'un stéthoscope électronique.

En premier lieu une étude théorique sur les capteurs a été achevée par le choix du capteur utile à notre réalisation. Plusieurs testes pratiques en suite, on été mises en place en vue d'avoir, tout d'abord le conditionnement du capteur, la récupération du signal sa mise en forme passant par l'amplification, un filtrage après lequel on a récupéré en aval notre signal utile.

Ce projet, s'inscrit dans le cadre de détection des battements cardiaques. Sans aucun doute, notre montage est loin d'être parfait ; des améliorations seraient donc possibles pour réaliser un circuit plus performant.

Bibliographie

- (1) A. N. Pelech, "*The physiology of cardiac auscultation*," *Pediatr Clin North Am*, vol. 51, pp. 1515-1535, 2004
- (2) « Anatomie du Coeur et du Système Cardio-Vasculaire » 2016 disponible sur le net : <http://dentistes-algeriens.blogspot.com/2016/12/anatomie-du-coeur-et-du-systeme-cardio-vasculaire-cours.html>
- (3) « Sémiologie et pathologie cardiovasculaires », Clinique cardiologique chu de grenoble,disponile sur le net : <http://www-sante.ujfgrenoble.fr/sane/cardiocd/cardio/chapitre/301.html>
- (4) *Le coeur en action*, éditions Sanofi- Synthelabo [DeBakey, 1997].
- (5) Pr Hervé Le Breton, CHU Rennes, Cours sémiologie PCEM, 2Vendredi 17 Septembre 2010.
- (6) HAMZA MOUNIR et ZIANI CHRIF SELMEN, "Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique ", Mémoire de Master, Université de Tlemcen 06/2013.
- (7) Nursing CE Anytime, Anywhere. January 5, 2014 " Evolution of the Stethoscope"
- (8) M.Omari Tahar, « *Etude de degré de sévérité pathologique des sténoses aortiques* », thèse de magister, Université de Tlemcen, p 101, 2009.
- (9) http://www.sonelec-musique.com/electronique_bases_alim_micro_electret.html
- (10) Bouzid Asma et CHERGUI Ahlem "CARTE ELECTRONIQUE DE MISE EN FORME ET D'ACQUISITION DES SIGNAUX PHONOCARDIOGRAPHIQUES THORACIQUES », PFE Master , Université de Tlemcen.2016
- (11) FARHAN AMR ABDOU AHMED et ALDJABERI MAJDI JABER " *Etude et réalisation d'un électrocardiographe a trois dérivations*" . Mémoire de Master- université de TLEMEN, 2012-2013.
- (12) GIUSEPPE MONTUSCHI, "*Apprendre l'électronique en partant de zéro publiés dans la revue* ", Nouva Electronica ,2009.



TL072

LINEAR INTEGRATED CIRCUIT

LOW NOISE DUAL J-FET OPERATIONAL AMPLIFIER

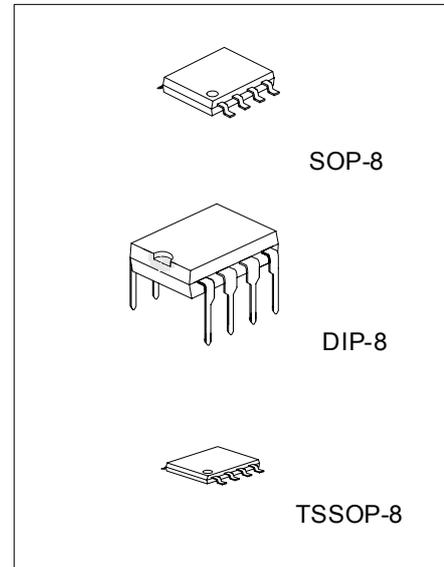
DESCRIPTION

The UTC TL072 is a high speed J-FET input dual operational amplifier. It incorporates well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The device features high slew rates, low input bias and offset current, and low offset voltage temperature coefficient.

FEATURES

- *Low power consumption
- *Wide common-mode (up to V_{CC+}) and differential voltage range
- *Low input bias and offset current
- *Low noise $e_n = 15nV / \sqrt{Hz}$ (typ)
- *Output short-circuit protection
- *High input impedance J-FET input stage
- *Low harmonic distortion:0.01%(typ)
- *Internal frequency compensation
- *Latch up free operation
- *High slewrate:16V/ μs (typ)

www.DataSheet4U.com



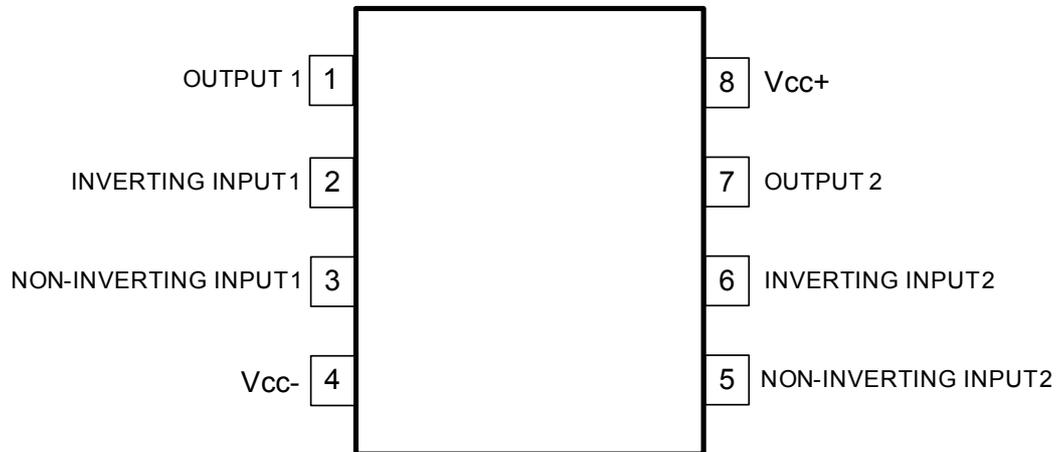
*Pb-free plating product number: TL072L

ORDERING INFORMATION

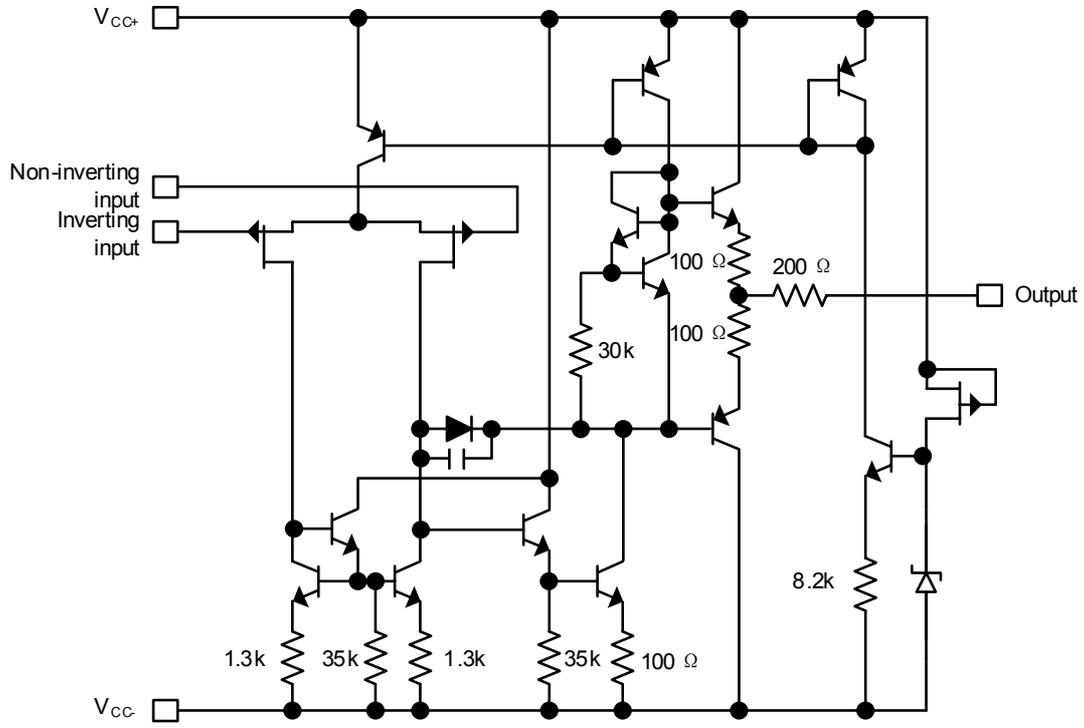
Order Number		Package	Packing
Normal	Lead Free Plating		
TL072-D08-T	TL072L-D08-T	DIP-8	Tube
TL072-P08-R	TL072L-P08-R	TSSOP-8	Tape Reel
TL072-P08-T	TL072L-P08-T	TSSOP-8	Tube
TL072-S08-R	TL072L-S08-R	SOP-8	Tape Reel
TL072-S08-T	TL072L-S08-T	SOP-8	Tube

<p>TL072L-D08-T</p> <p>(1)Packing Type (2)Package Type (3)Lead Plating</p>	<p>(1) R: Tape Reel, T: Tube (2) D08: DIP-8, P08: TSSOP-8, S08: SOP-8 (3) L: Lead Free Plating Blank: Pb/Sn</p>
--	---

■ PIN CONFIGURATIONS



■ BLOCK DIAGRAM



■ ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (Ta=25°C)

PARAMETER	SYMBOL	RATINGS	UNIT
Supply Voltage (note 1)	V _{CC}	±18	V
Input Voltage (note 2)	V _{IN}	±15	V
Differential Input Voltage (note 3)	V _{I(DIFF)}	±30	V
Power Dissipation	P _D	680	mW
Output Short-Circuit Duration (Note 4)		Infinite	
Operating Temperature	T _{OPR}	0 ~ +70	°C
Storage Temperature	T _{STG}	-65 ~ +150	°C

Notes: 1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC-} and V_{CC+}.

2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
5. Absolute maximum ratings are those values beyond which the device could be permanently damaged. Absolute maximum ratings are stress ratings only and functional device operation is not implied.

■ UTC TL072 C ELECTRICAL CHARACTERISTICS

($V_{CC}=\pm 15V$, $T_a=25^\circ C$, $T_{MIN}=0^\circ C$, $T_{MAX}=70^\circ C$, unless otherwise specified)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
Input Offset Voltage	$V_{I(OFF)}$	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$		3	10	mV
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			13	mV
Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	D_{vio}	$R_S=50\Omega$			10		$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current*	$I_{I(OFF)}$	$T_a=25^\circ C$			5	100	pA
		$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$				10	nA
Input Bias Current*	$I_{I(BIAS)}$	$T_a=25^\circ C$			20	200	pA
		$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$				20	nA
Input Common Mode Voltage	$V_{I(COM)}$			± 11	-12~+15		V
Output Voltage Swing	V_{OPP}	$R_L=10k\Omega$	$T_a=25^\circ C, R_L=2k\Omega$	10	12		V
			$T_a=25^\circ C, R_L=10k\Omega$	12	13.5		v
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}, R_L=2k\Omega$	10			V
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}, R_L=10k\Omega$	12			V
Large Signal Voltage Gain	A_{vd}	$R_L=10k\Omega, V_{OUT}=\pm 10V$	$T_a=25^\circ C$	25	200		V/mV
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	15			V/mV
Gain Bandwidth Product	GB_W	$T_a=25^\circ C, R_L=10k\Omega, C_L=100pF$		2.5	4		MHz
Input Resistance	R_{IN}				10^{12}		Ω
Common Mode Rejection Ratio	CMR	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$	70	86		dB
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	70			dB
Supply Voltage Rejection Ratio	SVR	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$	70	86		dB
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	70			dB
Supply Current	I_{CC}	no load	$T_a=25^\circ C$		1.4	2.5	mA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			2.5	mA
Channel Separation	V_{01}/V_{02}	$A_v=100, T_a=25^\circ C$			120		dB
Output Short-circuit Current	I_{OS}	$T_a=25^\circ C$		10	40	60	mA
		$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$		10		60	mA
Slew Rate	SR	$V_{IN}=10V, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C, \text{unity gain}$		8	16		V/ μs
Rise Time	t_R	$V_{IN}=20mV, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C, \text{unity gain}$			0.1		μs
Overshoot Factor	K_{ov}	$V_{IN}=20mV, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C, \text{unity gain}$			10		%
Total Harmonic Distortion	THD	$A_v=20dB, f=1kHz, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C, V_{OUT}=2V_{pp}$			0.01		%
Phase Margin	ϕ_m				45		Degrees
Equivalent Input Noise Voltage	eN	$R_S=100\Omega, f=1KHz$			15		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

*The Input bias currents are junction leakage currents, which approximately double for every $10^\circ C$ increase in the junction temperature.

■ UTC TL072 AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

($V_{CC}=\pm 15V$, $T_a=25^\circ C$, $T_{MIN}=0^\circ C$, $T_{MAX}=70^\circ C$, unless otherwise specified)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
Input Offset Voltage	$V_{I(OFF)}$	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$		3	6	mV
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			7	mV
Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	D_{vio}	$R_S=50\Omega$			10		$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current*	$I_{I(OFF)}$		$T_a=25^\circ C$		5	100	pA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			4	nA
Input Bias Current*	$I_{I(BIAS)}$		$T_a=25^\circ C$		20	200	pA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			20	nA
Input Common Mode Voltage	$V_{I(COM)}$			± 11	$-12 \sim +15$		V
Output Voltage Swing	V_{OPP}	$R_L=10k\Omega$	$T_a=25^\circ C, R_L=2k\Omega$	10	12		V
			$T_a=25^\circ C, R_L=10k\Omega$	12	13.5		V
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}, R_L=2k\Omega$	10			V
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}, R_L=10k\Omega$	12			V
Large Signal Voltage Gain	A_{vd}	$R_L=10k\Omega, V_{OUT}=\pm 10V$	$T_a=25^\circ C$	50	200		V/mV
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	25			V/mV
Gain Bandwidth Product	GB_W	$T_a=25^\circ C, R_L=10k\Omega, C_L=100pF$		2.5	4		MHz
Input Resistance	R_{IN}				10^{12}		Ω
Common Mode Rejection Ratio	CMR	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$	80	86		dB
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	80			dB
Supply Voltage Rejection Ratio	SVR	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$	80	86		dB
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	80			dB
Supply Current (no load)	I_{CC}		$T_a=25^\circ C$		1.4	2.5	mA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			2.5	mA
Channel Separation	V_{01}/V_{02}	$(A_v=100, T_a=25^\circ C)$			120		dB
Output Short-circuit Current	I_{OS}		$T_a=25^\circ C$	10	40	60	mA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	10		60	mA
Slew Rate	SR	$V_{IN}=10V, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C$, unity gain		8	16		V/ μs
Rise Time	t_R	$V_{IN}=20mV, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C$, unity gain			0.1		μs
Overshoot Factor	K_{ov}	$V_{IN}=20mV, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C$, unity gain			10		%
Total Harmonic Distortion	THD	$A_v=20dB, f=1kHz, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C, V_{OUT}=2V_{pp}$			0.01		%
Phase Margin	ϕ_m				45		Degrees
Equivalent Input Noise Voltage	e_N	$R_S=100\Omega, f=1KHz$			15		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

*The Input bias currents are junction leakage currents, which approximately double for every $10^\circ C$ increase in the junction temperature.

■ UTC TL072 BC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

($V_{CC}=\pm 15V$, $T_a=25^\circ C$, $T_{MIN}=0^\circ C$, $T_{MAX}=70^\circ C$, unless otherwise specified unless otherwise specified)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
Input Offset Voltage	$V_{I(OFF)}$	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$		1	3	mV
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			5	mV
Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	D_{vio}	$R_S=50\Omega$			10		$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current*	$I_{I(OFF)}$		$T_a=25^\circ C$		5	100	pA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			4	nA
Input Bias Current*	$I_{I(BIAS)}$		$T_a=25^\circ C$		20	200	pA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			20	nA
Input Common Mode Voltage	$V_{I(COM)}$			± 11	-12~+15		V
Output Voltage Swing	V_{OPP}	$R_L=10k\Omega$	$T_a=25^\circ C, R_L=2k\Omega$	10	12		V
			$T_a=25^\circ C, R_L=10k\Omega$	12	13.5		V
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}, R_L=2k\Omega$	10			V
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}, R_L=10k\Omega$	12			V
Large Signal Voltage Gain	A _{vd}	$R_L=10k\Omega, V_{OUT}=\pm 10V$	$T_a=25^\circ C$	50	200		V/mV
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	25			V/mV
Gain Bandwidth Product	GB _W	$T_a=25^\circ C, R_L=10k\Omega, C_L=100pF$		2.5	4		MHz
Input Resistance	R_{IN}				10^{12}		Ω
Common Mode Rejection Ratio	CMR	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$	80	86		dB
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	80			dB
Supply Voltage Rejection Ratio	SVR	$R_S=50\Omega$	$T_a=25^\circ C$	80	86		dB
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	80			dB
Supply Current	I_{CC}	no load	$T_a=25^\circ C$		1.4	2.5	mA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$			2.5	mA
Channel Separation	V01/V02	(A _v =100, $T_a=25^\circ C$)			120		dB
Output Short-circuit Current	I _{os}		$T_a=25^\circ C$	10	40	60	mA
			$T_{MIN} \leq T_a \leq T_{MAX}$	10		60	mA
Slew Rate	SR	$V_{IN}=10V, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C,$ unity gain		8	16		V/ μs
Rise Time	t _r	$V_{IN}=20mV, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C,$ unity gain			0.1		μs
Overshoot Factor	K _{ov}	$V_{IN}=20mV, R_L=2k\Omega, C_L=100pF, T_a=25^\circ C,$ unity gain			10		%
Total Harmonic Distortion	THD	A _v =20dB, f=1kHz, $R_L=2k\Omega, C_L=100pF,$ $T_a=25^\circ C, V_{OUT}=2V_{pp}$			0.01		%
Phase Margin	ϕ_m				45		Degrees
Equivalent Input Noise Voltage	e _N	$R_S=100\Omega, f=1KHz$			15		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

*The Input bias currents are junction leakage currents, which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

■ PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1. Voltage Follower

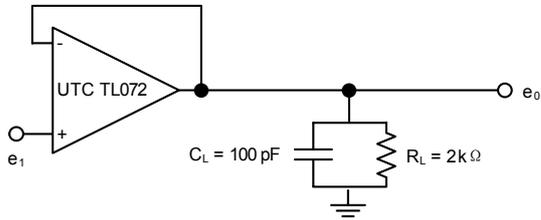
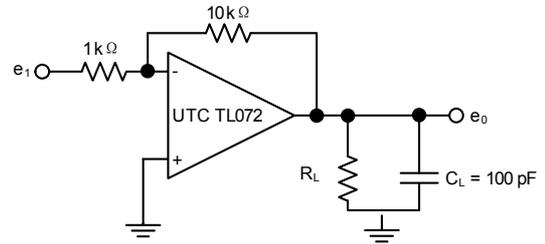
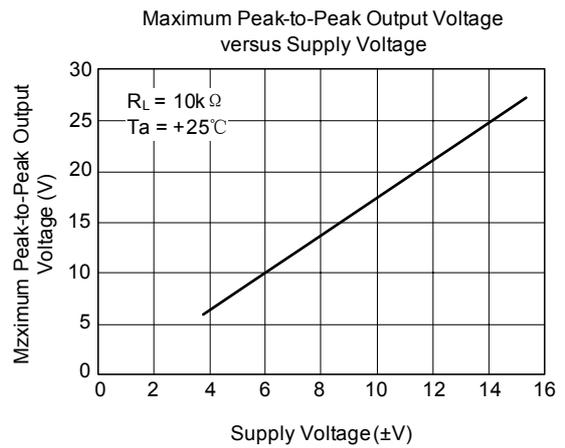
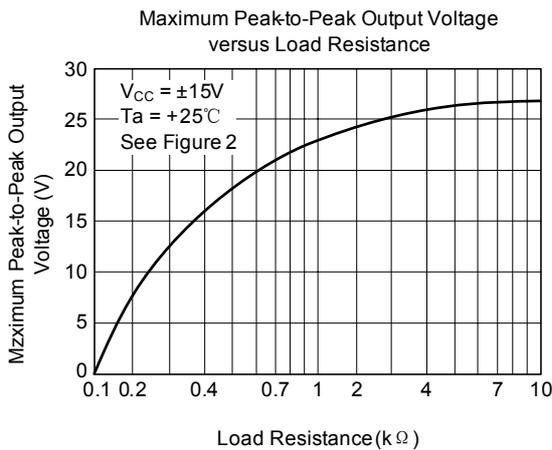
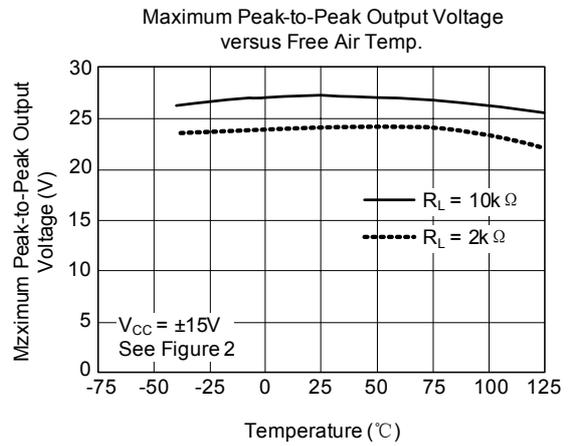
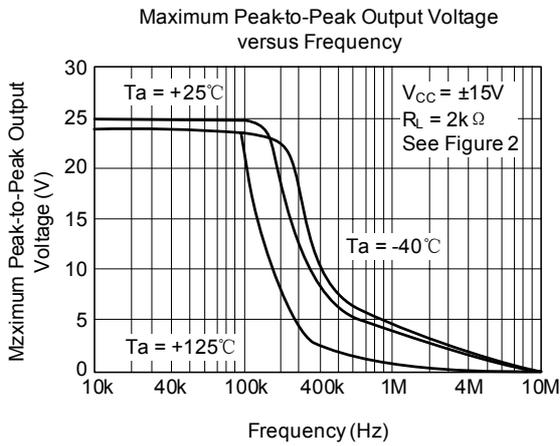
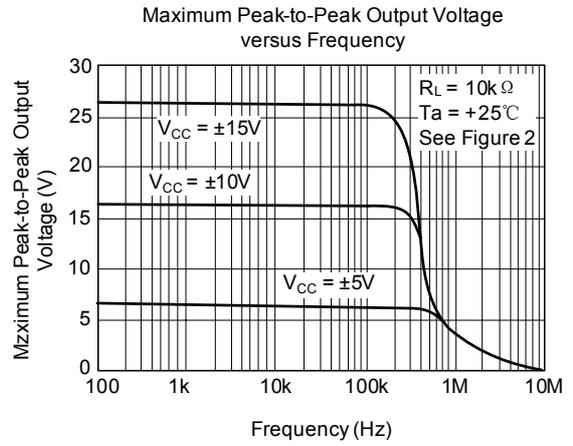
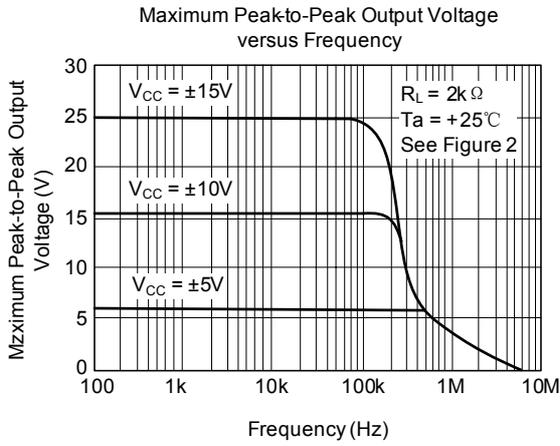


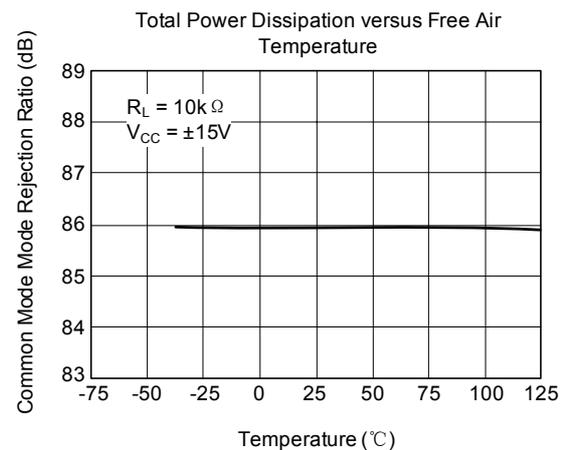
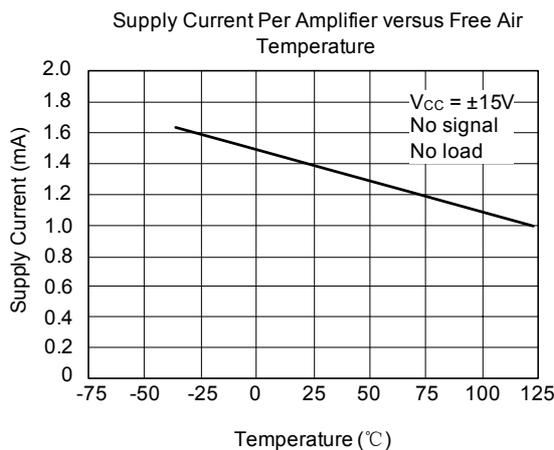
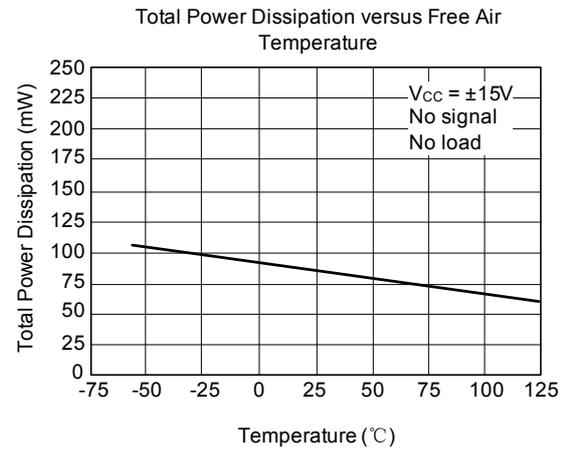
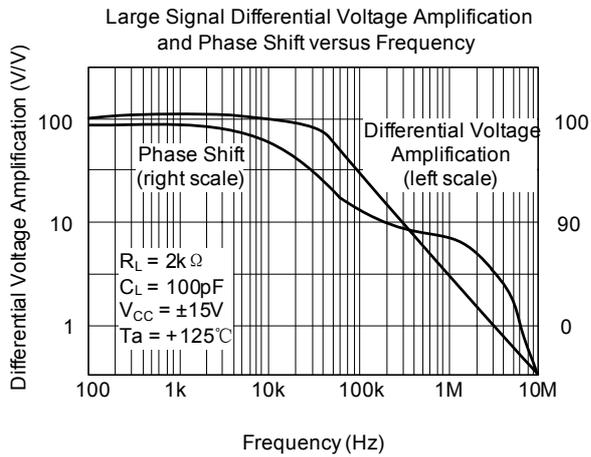
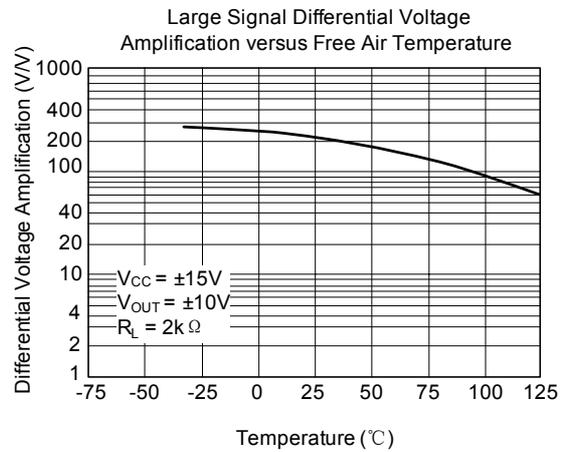
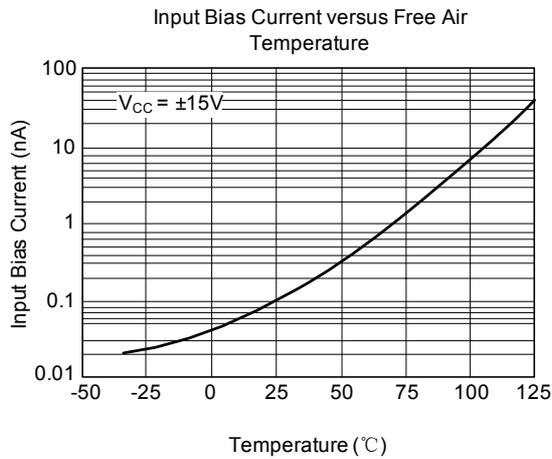
Figure 2. Gain-of-10 Inverting Amplifier



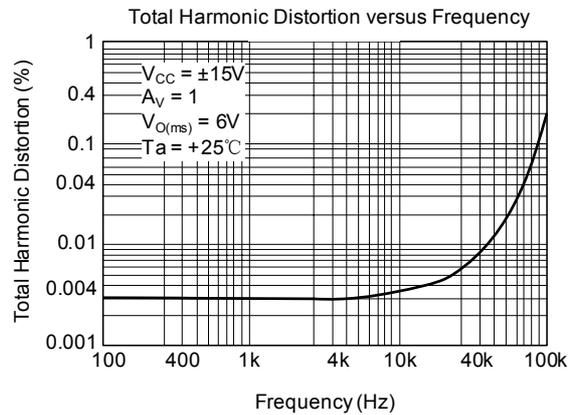
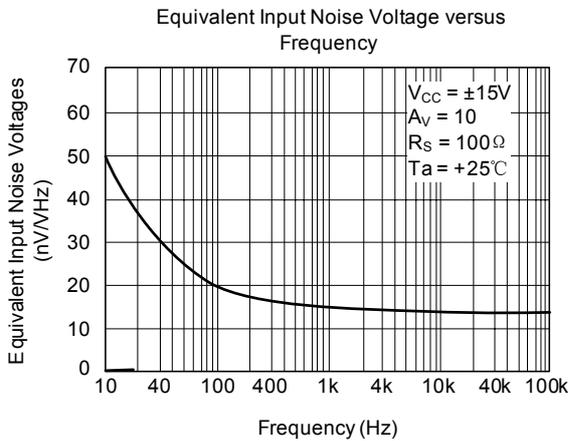
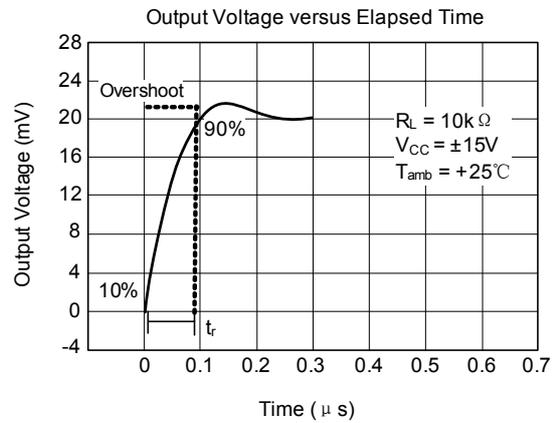
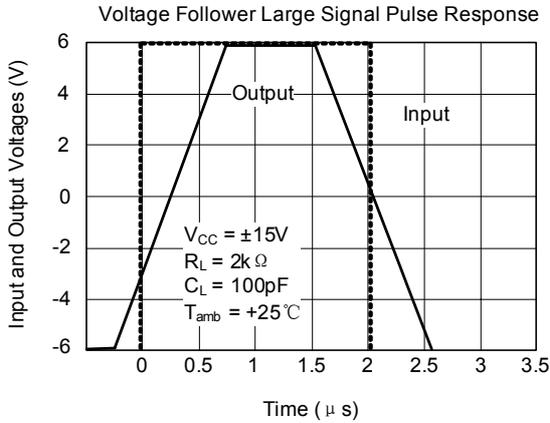
■ TYPICAL CHARACTERISTICS



■ TYPICAL CHARACTERISTICS(Cont.)



■ TYPICAL CHARACTERISTICS(Cont.)



UTC assumes no responsibility for equipment failures that result from using products at values that exceed, even momentarily, rated values (such as maximum ratings, operating condition ranges, or other parameters) listed in products specifications of any and all UTC products described or contained herein. UTC products are not designed for use in life support appliances, devices or systems where malfunction of these products can be reasonably expected to result in personal injury. Reproduction in whole or in part is prohibited without the prior written consent of the copyright owner. The information presented in this document does not form part of any quotation or contract, is believed to be accurate and reliable and may be changed without notice.

CMOS Voltage Converters

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

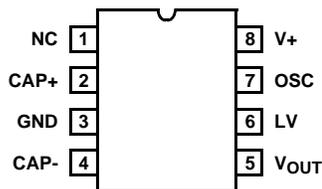
Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This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

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

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

Pinouts

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



Features

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

Applications

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

Ordering Information

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

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

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

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

ICL7660, ICL7660A

Absolute Maximum Ratings

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

Operating Conditions

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

Thermal Information

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

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

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

NOTE:

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

Electrical Specifications ICL7660 and ICL7660A, V+ = 5V, T_A = 25°C, C_{OSC} = 0, Test Circuit Figure 11 Unless Otherwise Specified

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

ICL7660A, V+ = 3V, T_A = 25°C, OSC = Free running, Test Circuit Figure 11, Unless Otherwise Specified

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

ICL7660, ICL7660A

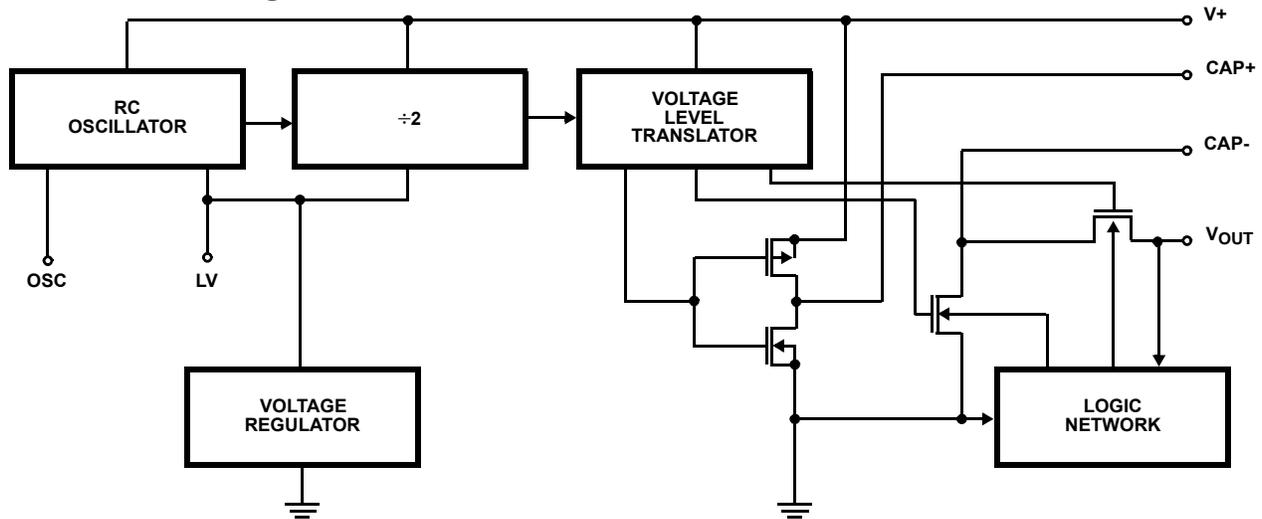
Electrical Specifications ICL7660 and ICL7660A, $V_+ = 5V$, $T_A = 25^\circ C$, $C_{OSC} = 0$, Test Circuit Figure 11
Unless Otherwise Specified (Continued)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	ICL7660			ICL7660A			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Voltage Conversion Efficiency	V_{OUTEFF}	$V_+ = 3V, R_L = \infty$	-	-	-	99	-	-	%
		$T_{MIN} < T_A < T_{MAX}$	-	-	-	99	-	-	%
Power Efficiency	P_{EFF}	$V_+ = 3V, R_L = 5k\Omega$	-	-	-	96	-	-	%
		$T_{MIN} < T_A < T_{MAX}$	-	-	-	95	-	-	%

NOTES:

- Connecting any input terminal to voltages greater than V_+ or less than GND may cause destructive latchup. It is recommended that no inputs from sources operating from external supplies be applied prior to "power up" of the ICL7660, ICL7660A.
- Derate linearly above $50^\circ C$ by $5.5mW/^\circ C$.
- In the test circuit, there is no external capacitor applied to pin 7. However, when the device is plugged into a test socket, there is usually a very small but finite stray capacitance present, of the order of 5pF.
- The Intersil ICL7660A can operate without an external diode over the full temperature and voltage range. This device will function in existing designs which incorporate an external diode with no degradation in overall circuit performance.

Functional Block Diagram



Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11)

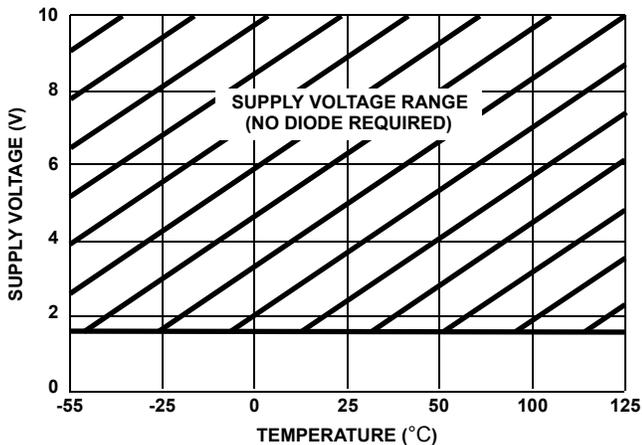


FIGURE 1. OPERATING VOLTAGE AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

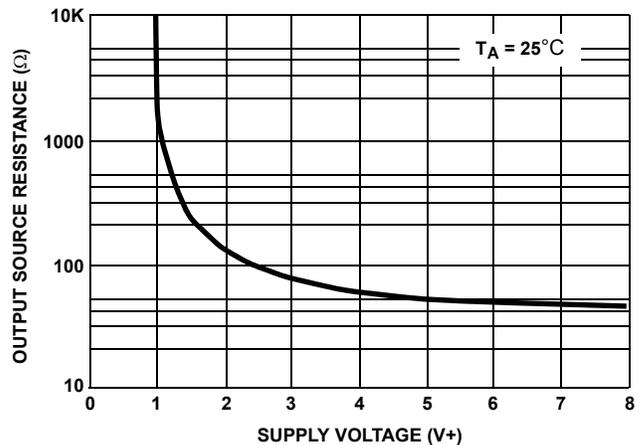


FIGURE 2. OUTPUT SOURCE RESISTANCE AS A FUNCTION OF SUPPLY VOLTAGE

Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11) (Continued)

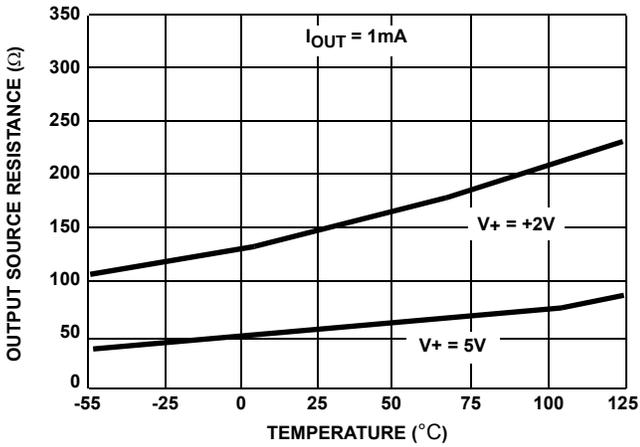


FIGURE 3. OUTPUT SOURCE RESISTANCE AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

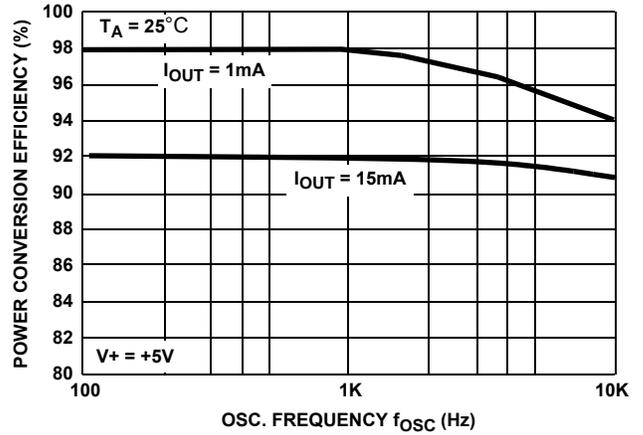


FIGURE 4. POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF OSC. FREQUENCY

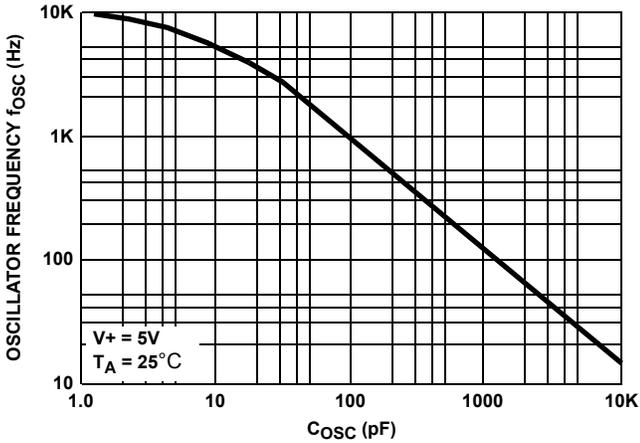


FIGURE 5. FREQUENCY OF OSCILLATION AS A FUNCTION OF EXTERNAL OSC. CAPACITANCE

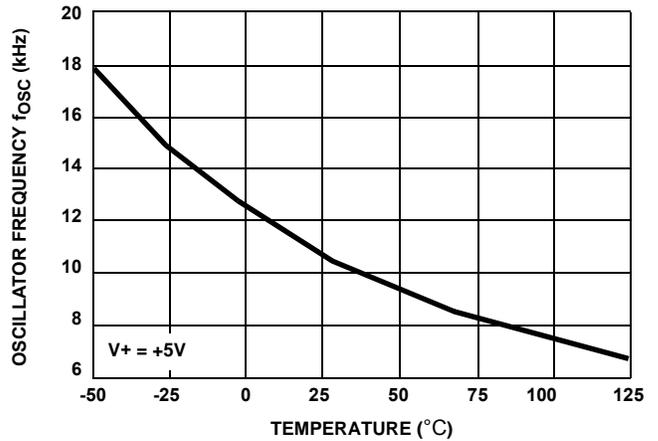


FIGURE 6. UNLOADED OSCILLATOR FREQUENCY AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

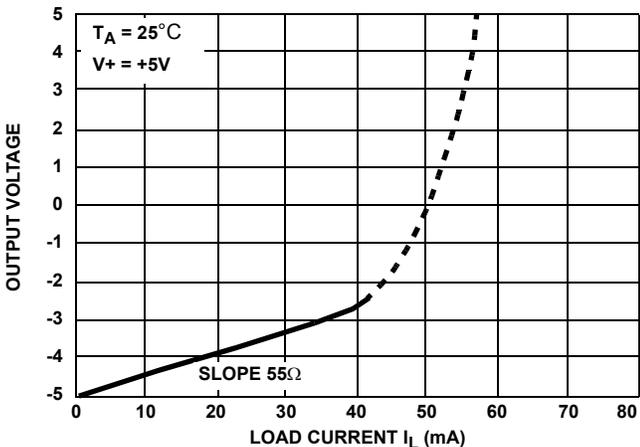


FIGURE 7. OUTPUT VOLTAGE AS A FUNCTION OF OUTPUT CURRENT

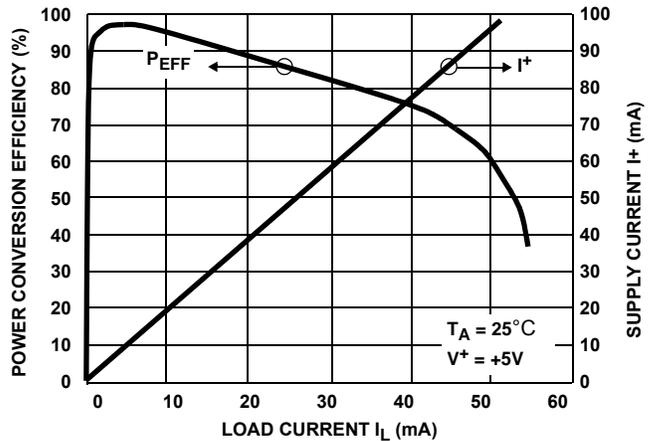


FIGURE 8. SUPPLY CURRENT AND POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF LOAD CURRENT

Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11) (Continued)

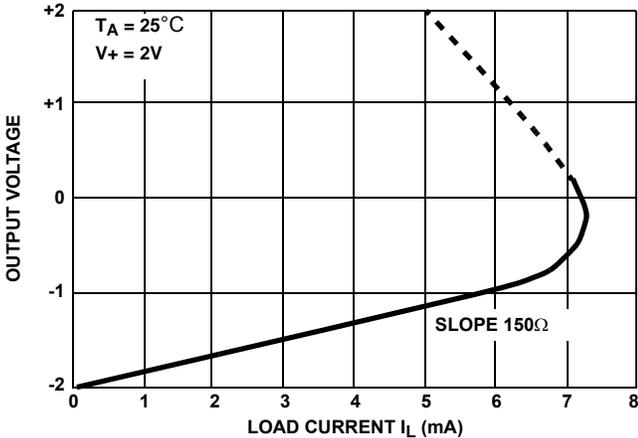


FIGURE 9. OUTPUT VOLTAGE AS A FUNCTION OF OUTPUT CURRENT

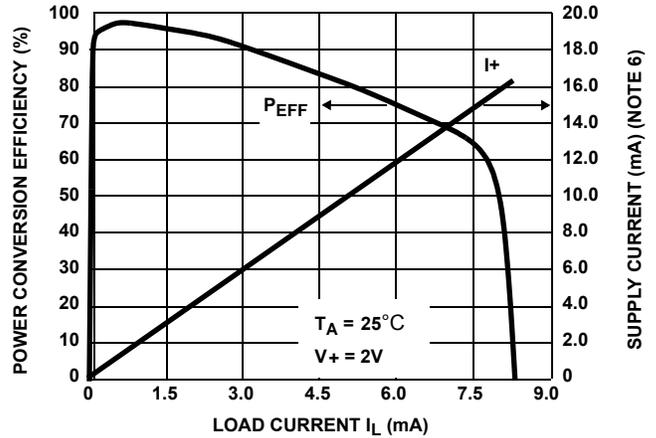
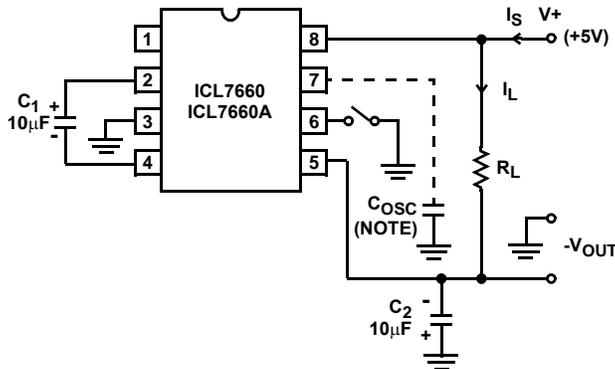


FIGURE 10. SUPPLY CURRENT AND POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF LOAD CURRENT

NOTE:

- These curves include in the supply current that current fed directly into the load R_L from the $V+$ (See Figure 11). Thus, approximately half the supply current goes directly to the positive side of the load, and the other half, through the ICL7660/ICL7660A, to the negative side of the load. Ideally, $V_{OUT} \approx 2V_{IN}$, $I_S \approx 2I_L$, so $V_{IN} \times I_S \approx V_{OUT} \times I_L$.



NOTE: For large values of C_{OSC} (>1000pF) the values of C_1 and C_2 should be increased to 100µF.

FIGURE 11. ICL7660, ICL7660A TEST CIRCUIT

Detailed Description

The ICL7660 and ICL7660A contain all the necessary circuitry to complete a negative voltage converter, with the exception of 2 external capacitors which may be inexpensive 10µF polarized electrolytic types. The mode of operation of the device may be best understood by considering Figure 12, which shows an idealized negative voltage converter. Capacitor C_1 is charged to a voltage, $V+$, for the half cycle when switches S_1 and S_3 are closed. (Note: Switches S_2 and S_4 are open during this half cycle.) During the second half cycle of operation, switches S_2 and S_4 are closed, with S_1 and S_3 open, thereby shifting capacitor C_1 negatively by $V+$ volts. Charge is then transferred from C_1 to C_2 such that the voltage on C_2 is exactly $V+$, assuming ideal switches and no load on C_2 . The ICL7660 approaches this ideal situation more closely than existing non-mechanical circuits.

In the ICL7660 and ICL7660A, the 4 switches of Figure 12 are MOS power switches; S_1 is a P-Channel device and S_2 , S_3 and S_4 are N-Channel devices. The main difficulty with this approach is that in integrating the switches, the substrates of S_3 and S_4 must always remain reverse biased with respect to their sources, but not so much as to degrade their "ON" resistances. In addition, at circuit start-up, and under output short circuit conditions ($V_{OUT} = V+$), the output voltage must be sensed and the substrate bias adjusted accordingly. Failure to accomplish this would result in high power losses and probable device latchup.

This problem is eliminated in the ICL7660 and ICL7660A by a logic network which senses the output voltage (V_{OUT}) together with the level translators, and switches the substrates of S_3 and S_4 to the correct level to maintain necessary reverse bias.

The voltage regulator portion of the ICL7660 and ICL7660A is an integral part of the anti-latchup circuitry, however its inherent voltage drop can degrade operation at low voltages. Therefore, to improve low voltage operation the "LV" pin should be connected to GROUND, disabling the regulator. For supply voltages greater than 3.5V the LV terminal must be left open to insure latchup proof operation, and prevent device damage.

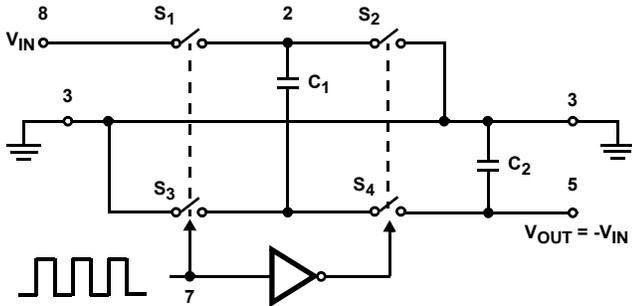


FIGURE 12. IDEALIZED NEGATIVE VOLTAGE CONVERTER

Theoretical Power Efficiency Considerations

In theory a voltage converter can approach 100% efficiency if certain conditions are met.

1. The driver circuitry consumes minimal power.
2. The output switches have extremely low ON resistance and virtually no offset.
3. The impedances of the pump and reservoir capacitors are negligible at the pump frequency.

The ICL7660 and ICL7660A approach these conditions for negative voltage conversion if large values of C₁ and C₂ are used.

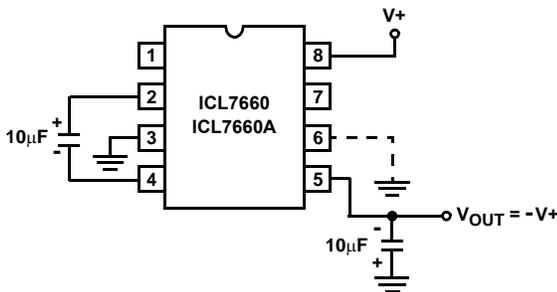


FIGURE 13A. CONFIGURATION

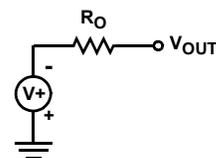


FIGURE 13B. THEVENIN EQUIVALENT

FIGURE 13. SIMPLE NEGATIVE CONVERTER

ENERGY IS LOST ONLY IN THE TRANSFER OF CHARGE BETWEEN CAPACITORS IF A CHANGE IN VOLTAGE OCCURS. The energy lost is defined by:

$$E = \frac{1}{2} C_1 (V_1^2 - V_2^2)$$

where V₁ and V₂ are the voltages on C₁ during the pump and transfer cycles. If the impedances of C₁ and C₂ are relatively high at the pump frequency (refer to Figure 12) compared to the value of R_L, there will be a substantial difference in the voltages V₁ and V₂. Therefore it is not only desirable to make C₂ as large as possible to eliminate output voltage ripple, but also to employ a correspondingly large value for C₁ in order to achieve maximum efficiency of operation.

Do's And Don'ts

1. Do not exceed maximum supply voltages.
2. Do not connect LV terminal to GROUND for supply voltages greater than 3.5V.
3. Do not short circuit the output to V+ supply for supply voltages above 5.5V for extended periods, however, transient conditions including start-up are okay.
4. When using polarized capacitors, the + terminal of C₁ must be connected to pin 2 of the ICL7660 and ICL7660A and the + terminal of C₂ must be connected to GROUND.
5. If the voltage supply driving the ICL7660 and ICL7660A has a large source impedance (25Ω - 30Ω), then a 2.2µF capacitor from pin 8 to ground may be required to limit rate of rise of input voltage to less than 2V/µs.
6. User should insure that the output (pin 5) does not go more positive than GND (pin 3). Device latch up will occur under these conditions. A 1N914 or similar diode placed in parallel with C₂ will prevent the device from latching up under these conditions. (Anode pin 5, Cathode pin 3).

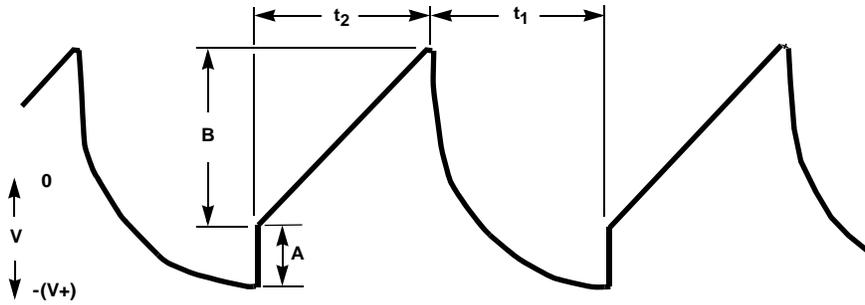


FIGURE 14. OUTPUT RIPPLE

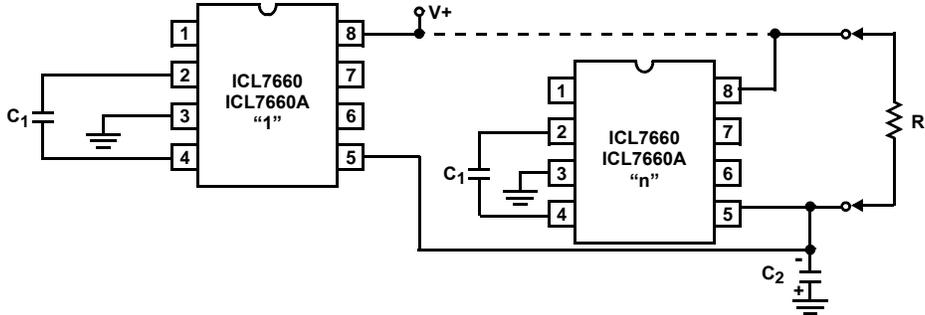


FIGURE 15. PARALLELING DEVICES

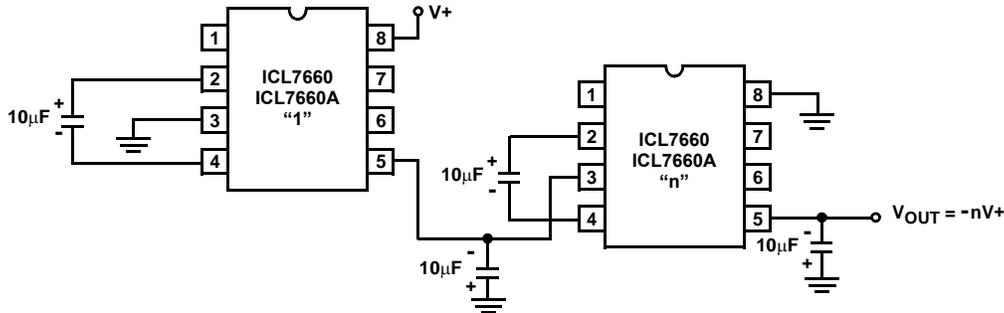


FIGURE 16. CASCADING DEVICES FOR INCREASED OUTPUT VOLTAGE

Typical Applications

Simple Negative Voltage Converter

The majority of applications will undoubtedly utilize the ICL7660 and ICL7660A for generation of negative supply voltages. Figure 13 shows typical connections to provide a negative supply negative (GND) for supply voltages below 3.5V.

The output characteristics of the circuit in Figure 13A can be approximated by an ideal voltage source in series with a resistance as shown in Figure 13B. The voltage source has a value of $-V+$. The output impedance (R_O) is a function of the ON resistance of the internal MOS switches (shown in Figure 12), the switching frequency, the value of C_1 and C_2 , and the ESR (equivalent series resistance) of C_1 and C_2 . A good first order approximation for R_O is:

$$R_O \cong 2(R_{SW1} + R_{SW3} + ESR_{C1}) + 2(R_{SW2} + R_{SW4} + ESR_{C1}) +$$

$$R_O \cong 2(R_{SW1} + R_{SW3} + ESR_{C1}) + \frac{1}{(f_{PUMP})(C1)} + ESR_{C2}$$

$$(f_{PUMP} = \frac{f_{OSC}}{2}, R_{SWX} = \text{MOSFET switch resistance})$$

Combining the four R_{SWX} terms as R_{SW} , we see that:

$$R_O \cong 2(R_{SW}) + \frac{1}{(f_{PUMP})(C1)} + 4(ESR_{C1}) + ESR_{C2}$$

R_{SW} , the total switch resistance, is a function of supply voltage and temperature (See the Output Source Resistance graphs), typically 23Ω at 25°C and 5V. Careful selection of C_1 and C_2 will reduce the remaining terms, minimizing the output impedance. High value capacitors will reduce the $1/(f_{PUMP} \cdot C_1)$ component, and low ESR capacitors will lower the ESR term. Increasing the oscillator frequency will reduce the $1/(f_{PUMP} \cdot C_1)$ term, but may have the side effect of a net increase in output impedance when $C_1 > 10\mu\text{F}$ and there is no longer enough time to fully charge the capacitors

every cycle. In a typical application where $f_{OSC} = 10\text{kHz}$ and $C = C_1 = C_2 = 10\mu\text{F}$:

$$R_O \cong 2(23) + \frac{1}{(5 \cdot 10^3)(10^{-5})} + 4(ESR_{C1}) + ESR_{C2}$$

$$R_O \cong 46 + 20 + 5(ESR_C)$$

Since the ESRs of the capacitors are reflected in the output impedance multiplied by a factor of 5, a high value could potentially swamp out a low $1/(f_{PUMP} \cdot C_1)$ term, rendering an increase in switching frequency or filter capacitance ineffective. Typical electrolytic capacitors may have ESRs as high as 10Ω .

$$R_O \cong 2(23) + \frac{1}{(5 \cdot 10^3)(10^{-5})} + 4(ESR_{C1}) + ESR_{C2}$$

$$R_{O'} \cong 46 + 20 + 5(ESR_C)$$

Since the ESRs of the capacitors are reflected in the output impedance multiplied by a factor of 5, a high value could potentially swamp out a low $1/(f_{PUMP} \cdot C_1)$ term, rendering an increase in switching frequency or filter capacitance ineffective. Typical electrolytic capacitors may have ESRs as high as 10Ω .

Output Ripple

ESR also affects the ripple voltage seen at the output. The total ripple is determined by 2 voltages, A and B, as shown in Figure 14. Segment A is the voltage drop across the ESR of C_2 at the instant it goes from being charged by C_1 (current flow into C_2) to being discharged through the load (current flowing out of C_2). The magnitude of this current change is $2 \cdot I_{OUT}$, hence the total drop is $2 \cdot I_{OUT} \cdot eSR_{C2}V$. Segment B is the voltage change across C_2 during time t_2 , the half of the cycle when C_2 supplies current to the load. The drop at B is $I_{OUT} \cdot t_2/C_2V$. The peak-to-peak ripple voltage is the sum of these voltage drops:

$$V_{RIPPLE} \cong \left[\frac{1}{2(f_{PUMP})(C_2)} + 2(ESR_{C2}) \right] I_{OUT}$$

Again, a low ESR capacitor will reset in a higher performance output.

Paralleling Devices

Any number of ICL7660 and ICL7660A voltage converters may be paralleled to reduce output resistance. The reservoir capacitor, C_2 , serves all devices while each device requires its own pump capacitor, C_1 . The resultant output resistance would be approximately:

$$R_{OUT} = \frac{R_{OUT} \text{ (of ICL7660/ICL7660A)}}{n \text{ (number of devices)}}$$

Cascading Devices

The ICL7660 and ICL7660A may be cascaded as shown to produced larger negative multiplication of the initial supply voltage. However, due to the finite efficiency of each device, the practical limit is 10 devices for light loads. The output voltage is defined by:

$$V_{OUT} = -n(V_{IN}),$$

where n is an integer representing the number of devices cascaded. The resulting output resistance would be approximately the weighted sum of the individual ICL7660 and ICL7660A R_{OUT} values.

Changing the ICL7660/ICL7660A Oscillator Frequency

It may be desirable in some applications, due to noise or other considerations, to increase the oscillator frequency. This is achieved by overdriving the oscillator from an external clock, as shown in Figure 17. In order to prevent possible device latchup, a $1k\Omega$ resistor must be used in series with the clock output. In a situation where the designer has generated the external clock frequency using TTL logic, the addition of a $10k\Omega$ pullup resistor to $V+$ supply is required. Note that the pump frequency with external clocking, as with internal clocking, will be $1/2$ of the clock frequency. Output transitions occur on the positive-going edge of the clock.

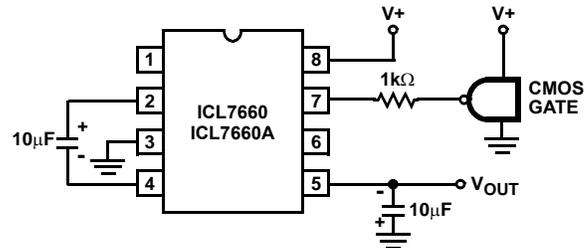


FIGURE 17. EXTERNAL CLOCKING

It is also possible to increase the conversion efficiency of the ICL7660 and ICL7660A at low load levels by lowering the oscillator frequency. This reduces the switching losses, and is shown in Figure 18. However, lowering the oscillator frequency will cause an undesirable increase in the impedance of the pump (C_1) and reservoir (C_2) capacitors; this is overcome by increasing the values of C_1 and C_2 by the same factor that the frequency has been reduced. For example, the addition of a 100pF capacitor between pin 7 (OSC) and $V+$ will lower the oscillator frequency to 1kHz from its nominal frequency of 10kHz (a multiple of 10), and thereby necessitate a corresponding increase in the value of C_1 and C_2 (from $10\mu\text{F}$ to $100\mu\text{F}$).

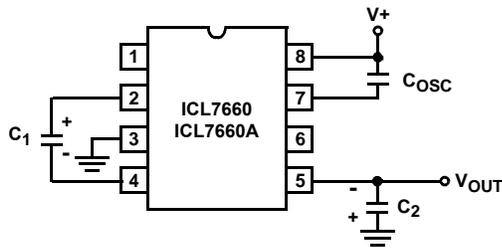


FIGURE 18. LOWERING OSCILLATOR FREQUENCY

Positive Voltage Doubling

The ICL7660 and ICL7660A may be employed to achieve positive voltage doubling using the circuit shown in Figure 19. In this application, the pump inverter switches of the ICL7660 and ICL7660A are used to charge C_1 to a voltage level of $V+ - V_F$ (where $V+$ is the supply voltage and V_F is the forward voltage drop of diode D_1). On the transfer cycle, the voltage on C_1 plus the supply voltage ($V+$) is applied through diode D_2 to capacitor C_2 . The voltage thus created on C_2 becomes $(2V+) - (2V_F)$ or twice the supply voltage minus the combined forward voltage drops of diodes D_1 and D_2 .

The source impedance of the output (V_{OUT}) will depend on the output current, but for $V+ = 5V$ and an output current of 10mA it will be approximately 60Ω .

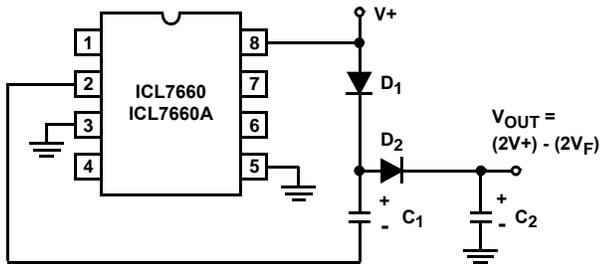


FIGURE 19. POSITIVE VOLT DOUBLER

Combined Negative Voltage Conversion and Positive Supply Doubling

Figure 20 combines the functions shown in Figures 13 and Figure 19 to provide negative voltage conversion and positive voltage doubling simultaneously. This approach would be, for example, suitable for generating +9V and -5V from an existing +5V supply. In this instance capacitors C_1 and C_3 perform the pump and reservoir functions respectively for the generation of the negative voltage, while capacitors C_2 and C_4 are pump and reservoir respectively for the doubled positive voltage. There is a penalty in this configuration which combines both functions, however, in that the source impedances of the generated supplies will be somewhat higher due to the finite impedance of the common charge pump driver at pin 2 of the device.

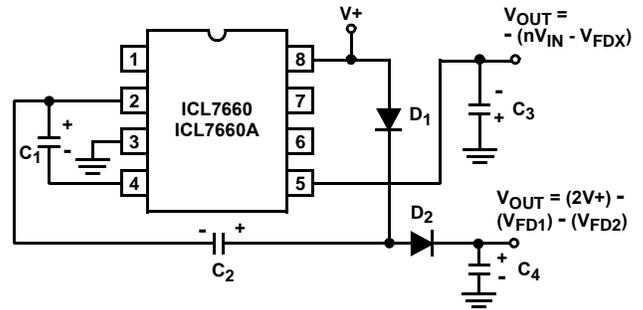


FIGURE 20. COMBINED NEGATIVE VOLTAGE CONVERTER AND POSITIVE DOUBLER

Voltage Splitting

The bidirectional characteristics can also be used to split a higher supply in half, as shown in Figure 21. The combined load will be evenly shared between the two sides. Because the switches share the load in parallel, the output impedance is much lower than in the standard circuits, and higher currents can be drawn from the device. By using this circuit, and then the circuit of Figure 16, +15V can be converted (via +7.5, and -7.5) to a nominal -15V, although with rather high series output resistance ($\sim 250\Omega$).

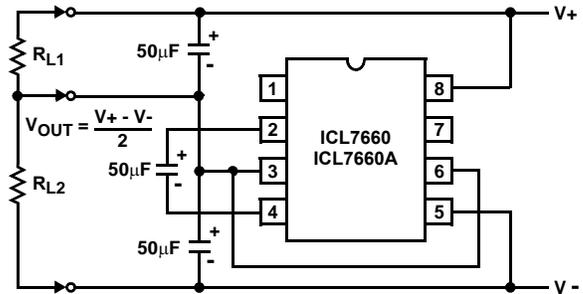


FIGURE 21. SPLITTING A SUPPLY IN HALF

Regulated Negative Voltage Supply

In some cases, the output impedance of the ICL7660 and ICL7660A can be a problem, particularly if the load current varies substantially. The circuit of Figure 22 can be used to overcome this by controlling the input voltage, via an ICL7611 low-power CMOS op amp, in such a way as to maintain a nearly constant output voltage. Direct feedback is inadvisable, since the ICL7660s and ICL7660As output does not respond instantaneously to change in input, but only after the switching delay. The circuit shown supplies enough delay to accommodate the ICL7660 and ICL7660A, while maintaining adequate feedback. An increase in pump and storage capacitors is desirable, and the values shown provides an output impedance of less than 5Ω to a load of 10mA.

Other Applications

Further information on the operation and use of the ICL7660 and ICL7660A may be found in AN051 "Principals and Applications of the ICL7660 and ICL7660A CMOS Voltage Converter".

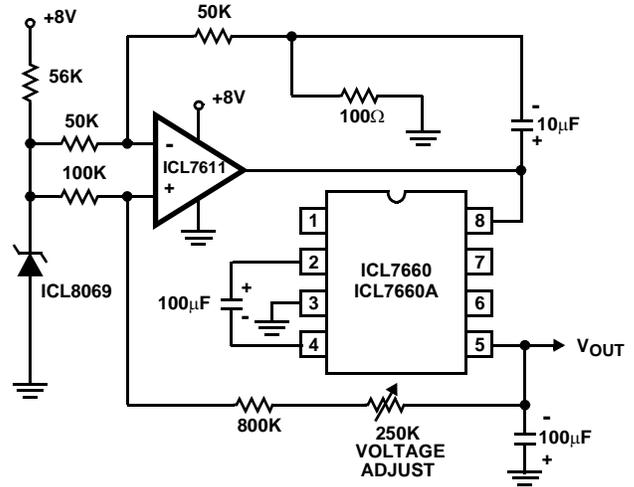


FIGURE 22. REGULATING THE OUTPUT VOLTAGE

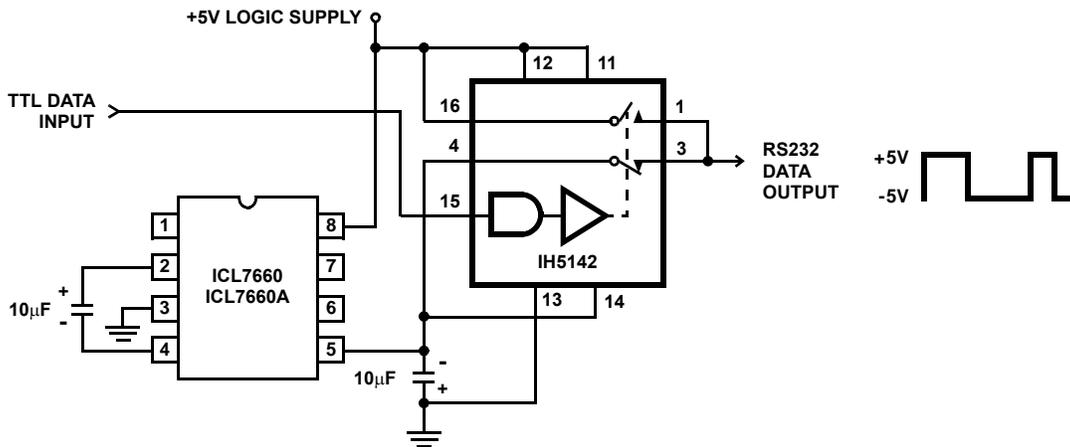


FIGURE 23. RS232 LEVELS FROM A SINGLE 5V SUPPLY

All Intersil U.S. products are manufactured, assembled and tested utilizing ISO9000 quality systems. Intersil Corporation's quality certifications can be viewed at www.intersil.com/design/quality

Intersil products are sold by description only. Intersil Corporation reserves the right to make changes in circuit design, software and/or specifications at any time without notice. Accordingly, the reader is cautioned to verify that data sheets are current before placing orders. Information furnished by Intersil is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Intersil or its subsidiaries for its use; nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Intersil or its subsidiaries.

For information regarding Intersil Corporation and its products, see www.intersil.com

Résumé

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

La mesure du signal PCG est faite à l'aide d'un capteur (microphone à électret) qui détecte notre signal, par la suite en utilise un amplificateur non inverseur TL072.

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

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

Abstract

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

The measurement of the PCG signal is made using a sensor (electret microphone) which detects our signal, and then uses a non-inverting amplifier TL072.

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

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