



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par : -Ould Amara Ahlem
-Tighezi Messaouda

CIRCUIT DE MISE EN FORME DU SIGNAL PCG

Soutenu le 14 juin 2015 devant le Jury

M.	DEBAL	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M	KHOLKHAL	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M.	DIB NABIL	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2014-2015

Remerciement

- ♣ **Un grand remerciement à ALLAH de nous avoir donné le pouvoir, le courage et la volonté à fin de parvenir à finaliser ce travail.**
- ♣ **Un immense remerciement à notre prophète MOHAMMED paix et bénédiction sur lui.**
- ♣ **Nous adressons nos remerciements, en particulier à notre encadreur Mr DIB NABIL d'accepter de nous encadrer ainsi pour ses grands efforts, sa rigueur, sa disponibilité et ses remarques précieuses qui ont contribuées efficacement à l'avancement de ce travail.**
- ♣ **De même nous tenons à remercier le président et les membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce modeste travail.**
- ♣ **Et nous profitons, à cette occasion d'exprimer notre gratitude à tous nos professeurs qui ont contribué sérieusement à faire réussir notre formation.**
- ♣ **Merci à tous les membres du laboratoire GBM.**

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

♥ A mes chers parents, à leur grand sacrifice

Ma très chère sœur petite NESRINE

Mes oncles et mes tantes

♥ A toute la famille TIGHEZI, BRAHIMI et FARAJI

**♥ A tous ceux qui m'ont aidé de loin ou de près durant
ma vie universitaire**

**♥ Sans oublier mes amies : MARIA, HASSIBA, SARA,
MERIEM, CHAIMA et NAWEL, AMINA, ZAKIA**

**♥ Ainsi qu'à toute la promotion INB
2014-2015**

AHLEM

Dédicace

Je dédie ce modeste travail :

♥ A ma chère mère mon cher père, mes frères, mes sœurs, mes oncles et mes tantes

♥ A toute la famille OULD AMARA, ARRABE, LORDJANE et BENALLA ABDELLA.

♥ A mes amies : FATIMA, HASSIBA, MARIA, ZAKIA, AMINA, NASIRA et SIHAM

♥ A toute ma promotion INB

MESSAOUDA

Table des matières

Chapitre 1 : notions fondamentales sur la phonographie

1.1 Introduction	1
1.2 Anatomie du cœur	1
1.2.1 La structure interne du cœur.....	1
1.2.1.1 Cavités et valves cardiaques.....	Erreur ! Signet non défini.
1.3 Localisation du cœur	Erreur ! Signet non défini.
1.4 Le trajet du sang dans les cavités cardiaques	Erreur ! Signet non défini.
1.5 Révolution cardiaque.....	Erreur ! Signet non défini.
1.5.1 Remplissage ventriculaire : de la méso-diastole à la télé-diastole	Erreur ! Signet non défini.
1.5.2 Systole ventriculaire	Erreur ! Signet non défini.
1.5.3 Relaxation iso-volumétrique : proto-diastole	Erreur ! Signet non défini.
1.6 Le signal phonocardiogramme	Erreur ! Signet non défini.
1.6.1 Définition d'un phonocardiogramme ..	Erreur ! Signet non défini.
1.6.2 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG	Erreur ! Signet non défini.
1.7 Auscultation	Erreur ! Signet non défini.
1.7.1 Définition des bruits cardiaques	Erreur ! Signet non défini.
1.7.2 Caractéristiques des bruits cardiaques.	Erreur ! Signet non défini.
1.7.2.1 L'intensité.....	Erreur ! Signet non défini.
1.7.2.2 la fréquence	Erreur ! Signet non défini.
1.7.2.3 Rapports chronologiques.....	Erreur ! Signet non défini.
1.7.2.4 Timbre	Erreur ! Signet non défini.
1.8 Les bruits cardiaques : normaux et pathologiques	Erreur ! Signet non défini.
1.8.1 Premier bruit du cœur (B1)	Erreur ! Signet non défini.
1.8.2 Deuxième bruit du cœur (B2).....	Erreur ! Signet non défini.
1.8.3 Les bruits systoliques surajoutés :	Erreur ! Signet non défini.
1.8.4 Les bruits diastoliques surajoutés.....	Erreur ! Signet non défini.
1.8.4.1 Claquement d'ouverture mitrale (COM)	Erreur ! Signet non défini.
1.8.4.3 Claquement d'ouverture tricuspide (COT)	Erreur ! Signet non défini.

- 1.8.5 Troisième bruit physiologique **Erreur ! Signet non défini.**
- 1.8.6 Galop proto-diastolique **Erreur ! Signet non défini.**
- 1.8.7 Galop de sommation..... **Erreur ! Signet non défini.**
- 1.8.8 Galop proto-diastolique d'origine péricardique **Erreur ! Signet non défini.**
- 1.8.9 Frottement péricardique **Erreur ! Signet non défini.**
- 1.8.10 Quatrième bruit cardiaque (Galop pré-systolique ou bien galop atrial) **Erreur ! Signet non défini.**
- 1.9 Les souffles cardiaques **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.1 Définition **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.2 Types des souffles cardiaque..... **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.2.1 Souffles d'éjection..... **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.2.2 Souffles holo-systoliques de régurgitation **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.2.3 Souffles partiels de régurgitation **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.2.4 Souffles de remplissage diastoliques (roulements diastoliques) **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.2.5 Souffles de régurgitation diastoliques des valves sigmoïdes **Erreur ! Signet non défini.**
 - 1.9.2.6 Souffles continus **Erreur ! Signet non défini.**
- 1.10 Conclusion..... **Erreur ! Signet non défini.**

Chapitre 2 : Etude du circuit de mise en forme.

- 2.1 Introduction **Erreur ! Signet non défini.**
- 2.2 Schéma bloc général..... **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.2.1 Le capteur **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.2.2 Les microphones **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.2.2.1 Le Microphone a contact (accéléromètre piézoélectrique) **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.2.2.2 Le Microphone à Condenseur **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.2.2.3 Microphone Dynamique : **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.2.2.4 Microphone à électrets (ECM :Electret Condenser Microphone) **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.3.1 Etage d'amplification **Erreur ! Signet non défini.**
 - 2.3.2 Etage du filtrage **Erreur ! Signet non défini.**

2.3.2.1 Définition d'un filtre	Erreur ! Signet non défini.
2.3.2.2 les types des filtres	Erreur ! Signet non défini.
2.3.3 Circuit de séparation de deux bruits B1 et B2	Erreur ! Signet non défini.
2.4 Conclusion.....	Erreur ! Signet non défini.

Chapitre 3 : Développement et réalisation du circuit de mise en forme

3.1 Introduction	Erreur ! Signet non défini.
3.2 Le circuit réalisé	Erreur ! Signet non défini.
3.2.1 Le capteur	Erreur ! Signet non défini.
3.2.2 Le circuit de mise en forme.....	Erreur ! Signet non défini.
3.3 Circuit de séparation des bruits cardiaques B1 et B2 :	Erreur ! Signet non défini.
3.4 Conclusion.....	Erreur ! Signet non défini.

Résumé

Résumé

Le signal phonocardiogramme est l'enregistrement des bruits cardiaques, en utilisant un microphone placé sur la paroi thoracique du sujet. Ce signal nous fournit des informations précieuses sur l'activité mécanique du cœur. Malheureusement, ce signal est un signal à faible amplitude et il est souvent contaminé par des parasites. Ceci donne nécessité à développer un circuit de mise forme afin de mieux visualiser ce derniers. Un tel circuit présente l'objectif de ce projet de fin d'étude.

En plus un circuit de séparation des deux bruits constituant le signal PCG a été réalisé.

Introduction générale

Introduction générale

L'homme a toujours cherché le meilleur outil d'exploitation de son activité cardiaque afin de diagnostiquer les maladies cardio-vasculaires. Actuellement, il existe plusieurs moyens permettant d'examiner l'activité cardiaque du patient, notamment le signal phonocardiogramme (PCG) qui représente l'un des premiers tests effectués par le cardiologue à l'égard de son patient par une simple auscultation.

Le signal PCG est un enregistrement sonore qui traduit l'activité mécanique du cœur. Ce simple test surmonte les limitations auditives de l'homme et permet de représenter chaque événement cardiaque par un bruit. Il est composé de deux ondes appelées B1 et B2.

L'activité cardiaque fait l'objet des différentes études ainsi que l'auscultation des battements cardiaques par l'intermédiaire d'un stéthoscope ordinaire. Par conséquent le traitement des bruits cardiaques en termes d'enregistrement s'avère très important pour le diagnostic des différentes pathologies cardiaques.

Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires des activités sonores quant à la chronologie des signes pathologiques dans la révolution cardiaque, en les situant par rapport aux bruits normaux du cœur. En conditions

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal phonocardiogramme.

normales, il produit deux bruits (B1 et B2) pendant chaque cycle cardiaque. Deux autres bruits (B3 et B4) ayant des amplitudes nettement moins importantes que les deux premiers, apparaissent parfois au niveau du cycle cardiaque par effet de pathologie ou d'âge.

Malheureusement, ces bruits sont des signaux à faible amplitudes et ils sont souvent accompagnés par des bruits parasites. Ceci implique la nécessité d'utiliser un circuit de mise en forme du signal PCG. Un tel circuit fait l'objectif de ce projet de fin d'étude.

Le présent manuscrit est constitué de trois chapitres.

Le premier chapitre traite les notions fondamentales sur le cœur, tout en détaillant l'anatomie et la révolution cardiaque ainsi qu'un aperçu sur la phonocardiographie.

Le deuxième chapitre présente une étude théorique du circuit de mise en forme.

Le dernier chapitre est consacré pour la réalisation pratique de notre projet de fin d'étude. Dans ce chapitre, nous allons discuter et interpréter les résultats et les tests prélevés dans les étages précédents ainsi que l'étude théorique et pratique du circuit de séparation des bruits B1 et B2.

Chapitre 1 :

Notions fondamentales
sur
la phonocardiographie

1.1 Introduction

Ce chapitre représente certaines notions fondamentales sur la phonocardiographie. L'anatomie du cœur, la révolution cardiaque ainsi qu'un aperçu sur les bruits et les souffles cardiaques sont décrits. Ces notions apparaissent très importantes pour mieux comprendre l'auscultation cardiaque.

1.2 Anatomie du cœur

1.2.1 La structure interne du cœur [1]

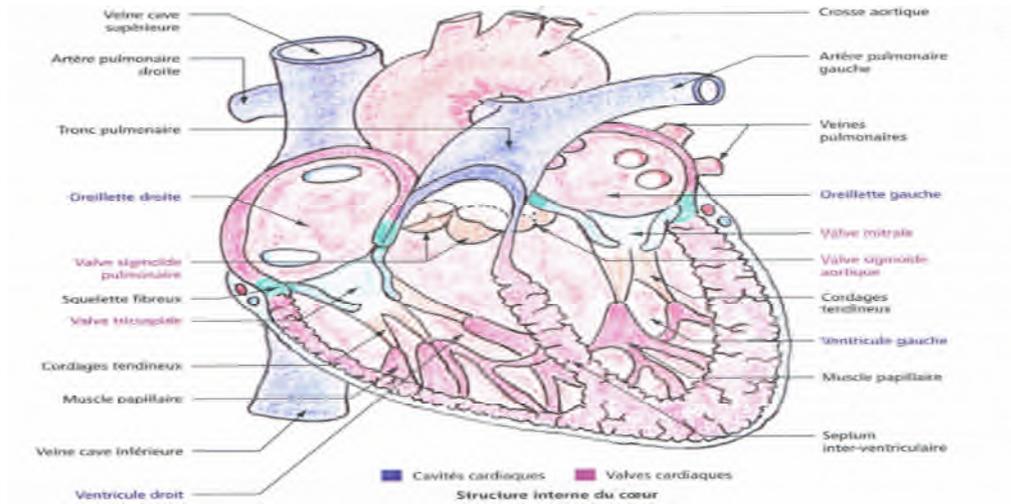
Le cœur est un organe creux contenant le sang. Il est pourvu de quatre cavités séparées par des structures appelées valves, aisément observables lorsque l'on réalise une coupe frontale de cet organe.

1.2.1.1 Cavités et valves cardiaques

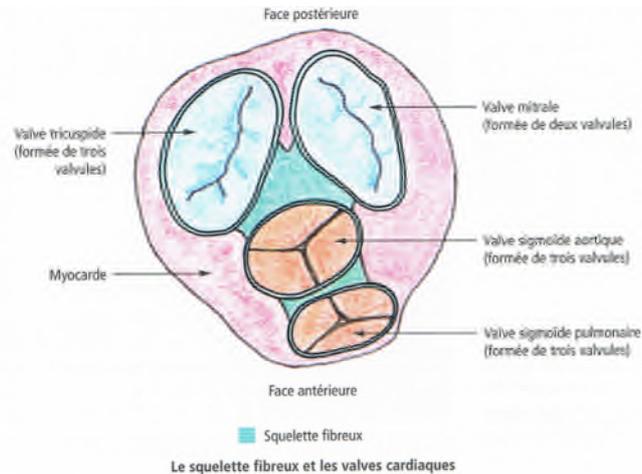
A. Les cavités cardiaques

Les cavités cardiaques font référence aux deux oreillettes situées dans la partie supérieure et deux ventricules localisés dans la partie inférieure du cœur **figure1**.

3
Circuit de mise en forme du signal PCG



(a)



(b)

Figure 1.1 : Structure interne du cœur : (a) coupe frontale (b) squelette fibreux et valves cardiaques.

Les oreillettes(ou atriums)

Les oreillettes correspondent à de petites cavités, à paroi mince, dotées chacune d'un prolongement aplati et plissé appelé auricule (permettant

d'accroître le volume de chaque oreillette). Chaque oreillette est en relation avec des vaisseaux sanguins dits afférents (des veines). En conséquence, les oreillettes constituent le point d'arrivée du sang en provenance de la circulation pulmonaire ou systémique.

Les ventricules

Grande cavité à paroi épaisse, la surface interne des ventricules est pourvue de saillies musculaire nommées muscle papillaires (ou piliers). Ces derniers sont reliés aux valves auriculo-ventriculaire au moyen de structures appelées cordages tendineux. Les ventricules sont en relation avec des vaisseaux sanguins dits efférents (des artères). Les ventricules constituent les points de départ du sang vers la circulation pulmonaire ou systémique ; en d'autres termes, ce sont les véritables « pompes » du cœur.

Les septums (ou cloisons)

Chaque oreillette se communique exclusivement avec le ventricule situé du même côté ; c'est pourquoi il est usuel de parler du « cœur droit » et du « cœur gauche ». Ainsi, les deux oreillettes sont séparés l'une de l'autre par un septum inter-auriculaire, tandis que les deux ventricules sont séparés par un septum inter-ventriculaire. D'un point de vue histologique, les septums sont formés par le myocarde.

B. Les valves cardiaques

Insérées sur quatre anneaux continus de tissu conjonctif (le squelette fibreux), les valves cardiaques jouent le rôle de « clapet » s'ouvrant ou se fermant au cours de l'activité cardiaque figure 1.1.

Les valves auriculo-ventriculaires

Localisées entre une oreillette et son ventricule, les valves auriculo-ventriculaires ont la forme d'un entonnoir qui s'enfonce dans les ventricules. Elles sont constituées de lames flexibles appelées valvules (ou cuspidés) qui sont reliées aux muscles papillaires par les cordages tendineux. Ce dispositif, très spécifique, empêche leur éversion

lorsque les ventricules se contractent .Ainsi, elles s’opposent au reflux du sang des ventricules vers les oreillettes.

Les valves sigmoïdes

Localisées entre un ventricule et son vaisseau efférent, les valves sigmoïdes sont formées de trois valvules semi-lunaires en forme de pochette ; elles s’opposent au reflux du sang des vaisseaux efférents vers les ventricules lorsque ces derniers sont au repos.

L’organisation interne du cœur peut être résumée par le tableau 1.1 :

	Cœur droit	Cœur gauche
Vaisseaux afférents	Veines caves supérieure et inférieure Sinus coronarien	Veines pulmonaires
Cavité cardiaque supérieure (base)	Oreillette droite	Oreillette gauche
Valve auriculo-ventriculaire	Valve tricuspide (formée de 3 valvules)	Valve mitrale (formée de 2 valvules)
Cavité cardiaque inférieure (apex)	Ventricule droite	Ventricule gauche
Valve sigmoïde	Valve sigmoïde pulmonaire (formée de 3 valvules)	Valve sigmoïde aortique (formée de 3 valvules)
Vaisseaux efférents	Tronc pulmonaire qui se ramifie en deux artères pulmonaire	Aorte

Tableau 1.1 Eléments constitutifs du cœur droit et du cœur gauche.

1.3 Localisation du cœur [2]

Le cœur est logé à l’intérieur du médiastin, la cavité centrale du thorax. Il s’étend obliquement de la deuxième côte au cinquième espace intercostal, il repose sur la face supérieure du diaphragme, à l’avant de la colonne vertébrale et à l’arrière de sternum ; latéralement, il est bordé et partiellement recouvert par les poumons.

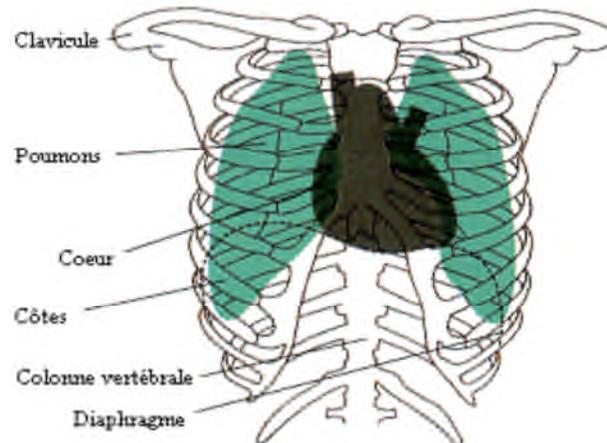


Figure1.2 : Localisation du cœur.

1.4 Le trajet du sang dans les cavités cardiaques [1]

Qu'il s'agisse du cœur droit ou du cœur gauche, le trajet du sang au sein des cavités cardiaques est toujours vertical en empruntant successivement figure 1.3 :

- Un vaisseau afférent (veine) ;
- Une oreillette ;
- Un ventricule ;
- Un vaisseau efférent (artère).

L'immutabilité de ce trajet est en relation avec l'ouverture et la fermeture des valves cardiaques, qui dépendent de la pression régnant dans les cavités cardiaques au cours de l'activité cardiaque.

Le sang non hématosé (riche en dioxyde de carbone) étant exclusivement recueilli par le cœur droit afin d'être acheminé vers les poumons.

Le sang hématosé (riche en oxygène) étant exclusivement recueilli par

7

Circuit de mise en forme du signal PCG

le cœur gauche afin d'être distribué à l'ensemble des cellules de notre organisme.

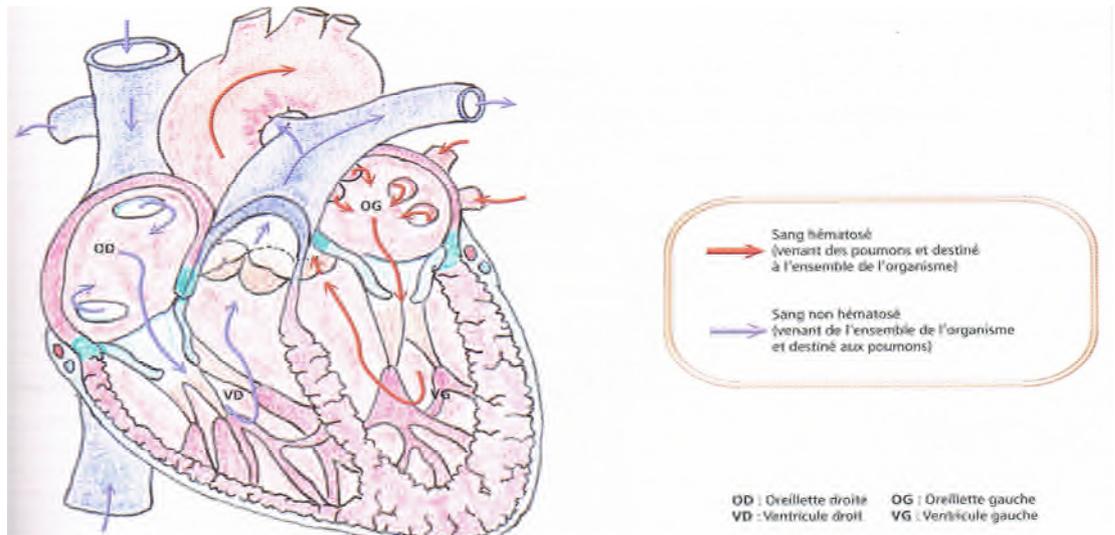


Figure 1.3 Trajet du sang dans les cavités cardiaques.

1.5 Révolution cardiaque [2]

La révolution cardiaque est marquée par des variations successives de la pression et du volume sanguin à l'intérieur du cœur. Comme le sang circule sans interruption, il nous faut, pour expliquer son trajet dans le cœur, choisir arbitrairement un point de départ. Admettons donc qu'il se situe entre la méso-diastole (milieu de la diastole) et la télé-diastole (fin de la diastole). Le cœur est complètement décontracté, les oreillettes et les ventricules sont au repos. La figure 1. 4 montre ce qui se passe à partir de ce moment dans le côté gauche du cœur.

1.5.1 Remplissage ventriculaire : de la méso-diastole à la télé-diastole

La pression est basse à l'intérieur des cavités cardiaques et le sang provenant de la circulation s'écoule passivement dans les oreillettes et, par les valves auriculo-ventriculaires ouvertes, dans les ventricules. Les valves de l'aorte et du tronc pulmonaire sont fermées. Les ventricules se remplissent à environ 70% pendant cette période, et les cuspidés des valves auriculo-ventriculaires commencent à monter vers la position fermée. Tout est alors prêt pour systole auriculaire. Suivant la dépolarisation des parois auriculaires (onde P de l'électrocardiogramme), les oreillettes se contractent (la droite très légèrement avant la gauche) et compriment le sang qu'elles contiennent. La pression auriculaire s'élève faiblement mais soudainement, et le sang résiduel (les 30% manquants) est éjecté dans les ventricules. A ce stade, les ventricules ont atteint la fin de leur diastole et le sang qu'ils renferment constitue le maximal qu'ils retiendront au cours de la révolution cardiaque. Ce volume est appelé volume télé-diastolique (VTD). Ensuite, les oreillettes se relâchent et les ventricules se dépolarisent (complexe QRS de l'électrocardiogramme). La diastole auriculaire se maintient jusqu'à la fin de la révolution cardiaque.

1.5.2 Systole ventriculaire

Au moment où les oreillettes se relâchent, les ventricules commencent à se contracter (le gauche très légèrement avant le droit). Leurs parois compriment le sang qu'ils renferment, et la pression ventriculaire s'élève abruptement, fermant ainsi les valves auriculo-ventriculaires. Pendant une fraction de seconde, toutes les issues des ventricules sont fermées, et le volume du sang y reste constant ; c'est la phase de contraction iso-volumétrique. La pression ventriculaire continue de

monter et elle finit par dépasser la pression qui règne dans les grosses artères émergeant des ventricules. La phase de contraction iso-volumétrique se termine quand les valves de l'aorte et du tronc pulmonaire s'ouvrent, expulsant ainsi le sang dans l'aorte et le tronc pulmonaire. Pendant cette phase d'éjection ventriculaire, la pression atteint normalement 120 mm Hg dans l'aorte.

1.5.3 Relaxation iso-volumétrique : proto-diastole

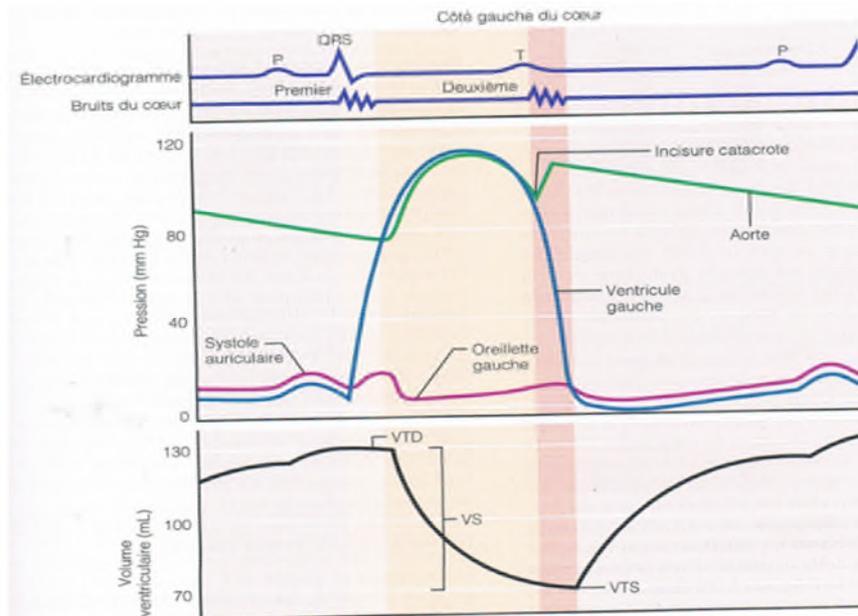
Durant la proto-diastole (début de la diastole), la courte phase suivant l'onde T, les ventricules se relâchent. Comme le sang qui y est demeuré, constituant maintenant le volume télé-systolique(VTS), n'est plus comprimé, la pression ventriculaire chute, et le sang contenu dans l'aorte et dans le tronc pulmonaire reflue vers les ventricules, fermant ainsi les valves de l'aorte et du tronc pulmonaire. La fermeture de la valve de l'aorte cause une brève élévation de la pression aortique puisque le sang refluant rebondit contre les cuspidés de la valve ; ce phénomène donne lieu à ce qu'on appelle l'incisure cata-rote. Une fois de plus, les ventricules sont entièrement clos.

Pendant toute la systole ventriculaire, les oreillettes sont en diastole. Elles se remplissent de sang et la pression s'y élève. Lorsque la pression exercée sur la face auriculaire des valves auriculo-ventriculaires dépasse celle qui règne dans les ventricules, les valves auriculo-ventriculaires s'ouvrent et le remplissage ventriculaire, la phase 1, recommence. La pression auriculaire atteint son point le plus bas et la pression ventriculaire commence à s'élever, ce qui complète la révolution.

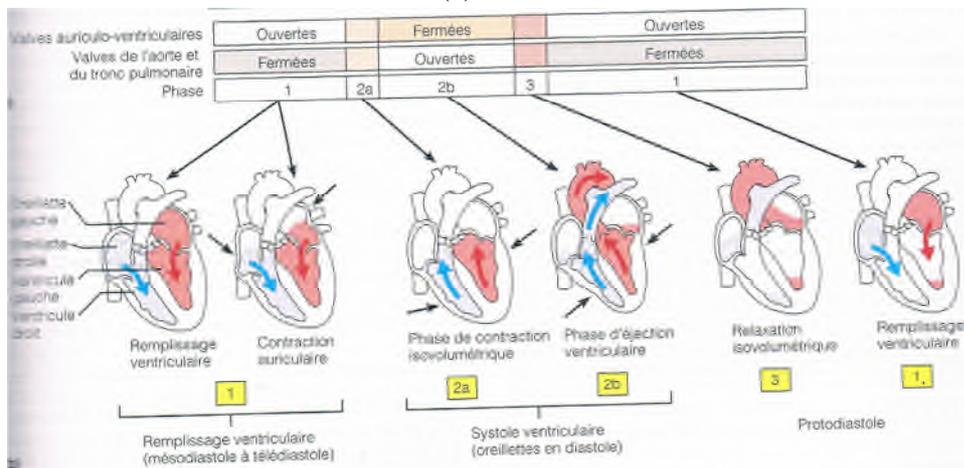
En supposant que le cœur bat 75 fois par minute, la durée de la révolution cardiaque est d'environ 0.8 s, soit 0,1 s pour la systole auriculaire, 0,3 s pour la systole ventriculaire et 0,4 s pour la période de relâchement complète, ou phase de quiescence.

Deux points importants sont à retenir : (1) la circulation du sang dans le cœur est entièrement régie par des variations de pression ; et (2) le sang suit un gradient de pression, c'est-à-dire qu'il s'écoule toujours des régions de haute pression vers les régions de basse pression, empruntant pour ce faire n'importe quelle ouverture disponible. D'autre part, les variations de pression résultent de l'alternance des contractions et des relâchements du myocarde ; elles provoquent l'ouverture des valves cardiaque, qui orientent la circulation du sang.

Le côté droit du cœur se trouve dans la même situation que le côté gauche, sauf en ce qui a trait à la pression la circulation pulmonaire s'effectue à basse pression, comme en témoigne la faible épaisseur du myocarde dans le ventricule droit. Ainsi, les pressions systoliques et diastoliques dans l'artère pulmonaire sont normalement de 24 et de 8 mm Hg respectivement par comparaison avec les valeurs systémiques de 120 et de 80 mm Hg qu'on observe dans l'aorte. Néanmoins, les deux côtés du cœur expulsent le même volume de sang à chaque battement.



(a)



(b)

Figure 1.4 : révolution cardiaque dans le côté gauche du cœur : (a) électrocardiogramme mis en corrélation avec le graphique des variations de pression et celui de la variation de volume. Les bruits du cœur sont aussi indiqués en fonction du temps. (b) schémas du cœur montrant les phases 1 à 3 de la révolution.

1.6 Le signal phonocardiogramme

1.6.1 Définition d'un phonocardiogramme [3]

Un phonocardiogramme est un examen simple, complètement indolore avec un nom compliqué. Phono signifie simplement son ; cardiogramme signifie que c'est un enregistrement de l'activité du cœur qui est reporté sur une bande d'enregistrement en papier. Un phonocardiogramme, en fait, est simplement un enregistrement des bruits cardiaques

1.6.2 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG [5]

Comme déjà vu précédemment, pour chaque anomalie cardiaque correspond un signal PCG pathologique bien spécifique, où les caractéristiques fréquentielles et temporelles diffèrent d'un cas à un autre. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des différents bruits sont affichées sur le tableau ci-dessous.

Les bruits	Localité (ms)	La durée (ms)	Bande de fréquence (Hz)
B1	10-50 après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
B2	280-360 après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400
B3	440-460 après le pic R dans l'ECG ou 120-180 après la clôture des valves sigmoïdes	40-80	15-60
B4	40-120 après l'onde P dans l'ECG	30-60	15-45

Tableau 1.2 : Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des bruits cardiaques.

Les bruits cardiaques sont essentiellement des sons de fréquences basses à faible niveau. Comme le montre la figure 1.5, seule une petite partie des sons cardiaques se trouvent dans la plage d'audibilité humaine. Cela signifie que nos oreilles sont incapables d'entendre correctement ces sons et donc nous ne serons pas en mesure d'analyser les moindres détails répandus afin de diagnostiquer le patient

correctement. Donc, nous devons amplifier ces sons pour entendre et interpréter correctement.

Pour cette raison l'utilisation d'un stéthoscope s'avère une nécessité pour une bonne auscultation des bruits cardiaques.

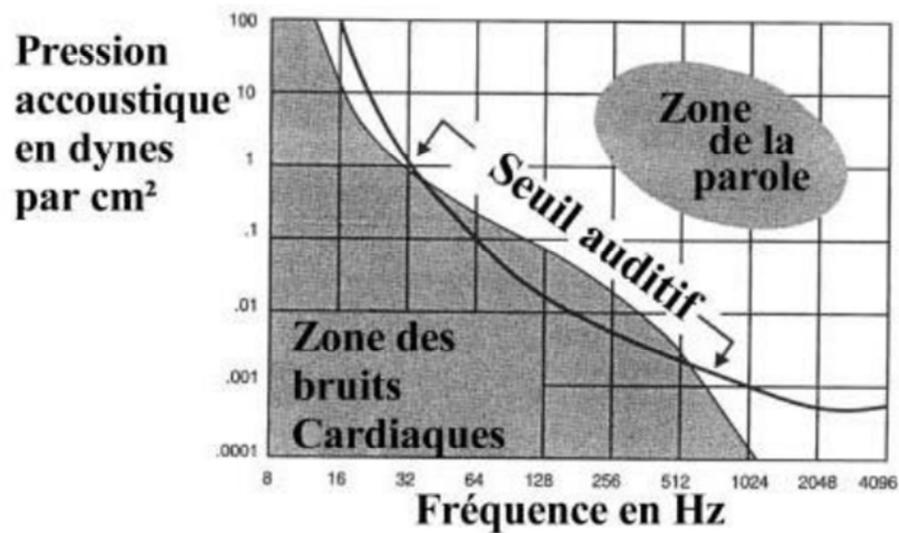


Figure 1.5 : Spectre des bruits cardiaques.

1.7 Auscultation [4]

Une approche systématique de l'auscultation du cœur de chaque patient s'impose. On se concentre d'abord sur les bruits en commençant par le premier. Après les deux bruits physiologiques aux différents points d'auscultation, on cherche d'éventuels bruits supplémentaires, avant de se concentrer sur les souffles.

1.7.1 Définition des bruits cardiaques

Les bruits sont des vibrations audibles de brève durée, et dont leurs intensités, fréquences et la chronologie varient. Ils émanent de la mise en tension plus ou moins brusque d'un élément du cœur, souvent associée à l'accélération ou à la décélération de la colonne sanguine.

1.7.2 Caractéristiques des bruits cardiaques.

Certains paramètres sont utilisés pour caractériser les bruits cardiaques.

1.7.2.1 L'intensité

Elle peut être faible (par ex. en cas d'emphysème ou d'obésité à cause d'une mauvaise transmission) ou forte (par ex. chez les enfants). On parle d'accentuation d'un bruit quand son intensité est supérieure à la normale (par ex. la composante aortique du 2^e bruit en cas d'hypertension systémique).

1.7.2.2 la fréquence

Elle varie entre les basses et les hautes fréquences. Les basses fréquences naissent au niveau de grandes structures qui sont mises en vibration par une tension minimale (par ex. 3^e et 4^e bruits cardiaques). Les hautes fréquences sont dues à la mise en vibration de petites structures exposées à de plus grandes tensions (par ex. 2^e bruit cardiaque).

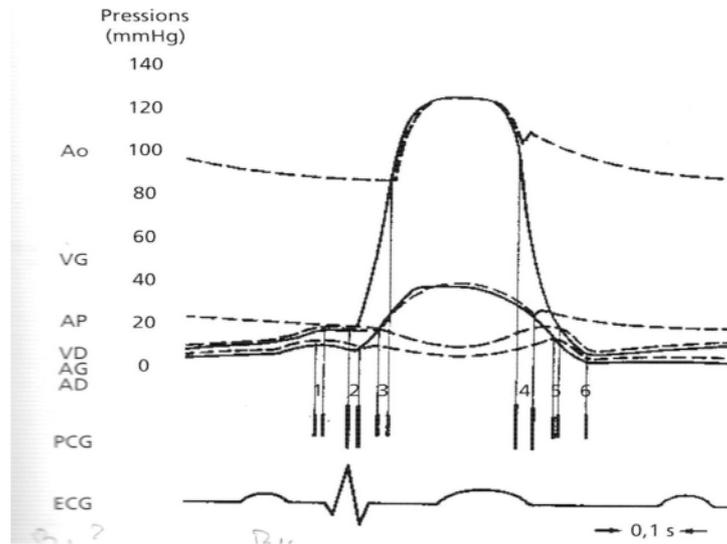


Figure 1.6 : Schéma synoptique des pressions et des bruits cardiaques [4].

- 1 : Galop pré-systolique (4^e bruit)
 - 2 : 1^e bruit (fermeture atrio-ventriculaire)
 - 3 : Clic d'éjection
 - 4 : 2^e bruit (fermeture sigmoïdienne avec deux composantes bien audibles)
 - 5 : Ouverture atrio-ventriculaire(en cas de sténose mitrale : claquement d'ouverture)
 - 6 : Galop proto-diastolique (3^e bruit)
- Ao : pression aortique
 AP : pression artère pulmonaire
 VG : pression ventricule gauche
 VD : pression ventricule droit
 AG : pression atrium gauche
 AD : pression atrium droit
 PCG : phonocardiogramme
 ECG : électrocardiogramme

1.7.2.3 Rapports chronologiques

Ils renseignent sur la séquence des différentes composantes des bruits cardiaques (dédoublement serré, large, variable, fixe, paradoxal).

1.7.2.4 Timbre

Le timbre est issu de la réunion des fréquences des intensités d'un son.

Cliniquement, on caractérise le timbre par certains termes descriptifs, par exemple « claqué ».

1.8 Les bruits cardiaques : normaux et pathologiques

1.8.1 Premier bruit du cœur (B1)

Le premier bruit cardiaque (B1) est constitué de deux composantes : la première est attribuée à la fermeture mitrale (M1) et la seconde à la fermeture tricuspidiennne (T1). Cette théorie valvulaire a été remise en question à la suite de travaux expérimentaux. Il est admis que les vibrations correspondant au premier bruit proviennent surtout de la mise sous tension de la valve mitrale, des parois du ventricule gauche et de son contenu sanguin.

Le début du premier bruit survient 0,04 à 0,07 s après le début de l'onde Q de l'ECG (temps de transformation). Un allongement de l'intervalle Q-B1 se rencontre dans la sténose mitrale. Il est dû au temps que met la pression ventriculaire pour dépasser la pression atriale anormalement élevée avant que la valve mitrale se ferme.

L'intensité du premier bruit dépend essentiellement de trois éléments :

- La position des valves atrio-ventriculaires au début de la contraction ventriculaire ;

- La vitesse de montée de la pression ventriculaire ;

- L'état anatomique des valves atrio-ventriculaires.

1.8.2 Deuxième bruit du cœur (B2)

On considère que le second bruit est dû à la fermeture des valves sigmoïdes. Cette explication s'est révélée utile en pratique. En fait, le deuxième bruit résulte de vibrations survenant au niveau de la paroi des gros vaisseaux, de leur contenu sanguin et des valves sigmoïdes au moment de la décélération du flux sanguin.

Le temps d'éjection ventriculaire droite d'un cœur normal est un peu plus long que celui du ventricule gauche. De ce fait, la composante du deuxième bruit correspondant à la fermeture pulmonaire (P2) suit à un intervalle variant de 0.02 à 0.04s la composante attribuée à la fermeture aortique (A2). Le dédoublement inspiratoire est dû à l'augmentation du retour veineux, respectivement à la diminution de l'impédance à l'éjection du ventricule droit, qui prolonge le délai de l'onde réfléchie, ce qui retarde la fermeture de la valve pulmonaire. En expiration, le dédoublement est souvent trop serré pour qu'il soit décelé à l'auscultation.

1.8.3 Les bruits systoliques surajoutés :

Il s'agit de bruits de haute fréquence appelés « clics ». On appelle clic proto-systolique le bruit d'éjection. Sa genèse est attribuée à l'augmentation brusque de la tension dans la paroi de l'aorte et de l'artère pulmonaire au début de l'éjection. On a pu démontrer qu'en cas de sténose valvulaire aortique et de sténose pulmonaire, le clic proto-systolique naît du mouvement d'ouverture des valves sigmoïdes altérées. Le bruit d'éjection aortique se rencontre en cas d'anévrisme de l'aorte ascendante, de coarctation de l'aorte, d'hypertension artérielle avec dilatation de l'aorte ascendante, de sténose valvulaire aortique et d'insuffisance aortique. Le bruit d'éjection pulmonaire s'entend dans la sténose valvulaire pulmonaire, dans l'hypertension pulmonaire et dans l'hyperthyroïdie.

Les clics méso- et télé-systoliques sont dus à une atteinte de la valve mitrale et éventuellement tricuspide.

1.8.4 Les bruits diastoliques surajoutés

1.8.4.1 Claquement d'ouverture mitrale (COM)

Chez le sujet normal, l'ouverture des valves atrio-ventriculaires se fait

silencieusement. L'apparition d'un claquement d'ouverture mitrale s'explique par deux mécanismes. D'une part, la modification de l'état anatomique de la valve (épaississement et rétrécissement). D'autre part, un mouvement d'inversion des feuilles valvulaires d'une position convexe vers l'atrium gauche pendant la systole ventriculaire à une position concave vers l'atrium pendant l'arrivée du sang dans le ventricule gauche.

Le COM peut disparaître en présence de valves totalement rigides. C'est un bruit de haute fréquence, séparé de 0.04 à 0.12 s de la composante aortique du second bruit.

1.8.4.2 Claquement d'ouverture tricuspide (COT)

D'intensité plus faible que le COM, il est en général plus tardif que son homologue. Il se peut que le rétrécissement mitral soit associé à un rétrécissement tricuspide, de sorte que le claquement d'ouverture tricuspide est masqué par le roulement diastolique du rétrécissement mitral, qui peut ainsi échapper à l'auscultation.

1.8.5 Troisième bruit physiologique

Au cours de la phase rapide de remplissage ventriculaire (dont la fin se situe de 0.12 à 0.20 d'A2), l'augmentation rapide du volume provoque une brusque mise sous tension de la valve mitrale, de ses cordages et des muscles papillaires. Les vibrations qui en résultent correspondent au troisième bruit, de basse fréquence, perçu à l'auscultation. Ce bruit est physiologique chez les enfants et les jeunes adultes. En général, seul le troisième bruit physiologique d'origine gauche est audible (à l'apex). Son intensité varie au cours du cycle respiratoire ; elle augmente en expiration, en raison d'un remplissage ventriculaire gauche accru. Le troisième bruit est synchrone au sommet de l'onde de remplissage rapide protodiastolique dans l'apexogramme.

1.8.6 Galop proto-diastolique

L'examen de malades porteurs d'une valve mitrale artificielle montre que le galop proto-diastolique disparaît après le remplacement de la valve. De ce fait, la genèse du bruit de remplissage est aujourd'hui attribuée à des vibrations prenant naissance au niveau des feuillets mitraux, des cordages et des muscles papillaires.

1.8.7 Galop de sommation

Quand la fréquence cardiaque dépasse 100 battements par minute, la superposition d'un galop proto-diastolique et d'un galop systolique peut donner naissance à un seul bruit, dont l'intensité sera plus grande que celle de ses deux composantes : c'est le galop de sommation.

1.8.8 Galop proto-diastolique d'origine péricardique

C'est le signe classique d'une péricardite constrictive. Il survient 0.04 à 0.12 s après la composante aortique du 2^e bruit et coïncide donc approximativement avec le claquement d'ouverture mitrale dont il se distingue par deux éléments : sa fréquence est moins haute et il varie en fonction du cycle respiratoire. Il s'inscrit avant le début du plateau de la courbe de pression ventriculaire.

1.8.9 Frottement péricardique

Dans l'évolution d'une péricardite, le frottement à trois temps, de timbre rude, est pathognomonique et correspond aux trois mouvements principaux du cœur : contraction atriale, contraction ventriculaire et phase de remplissage rapide proto-diastolique du ventricule.

1.8.10 Quatrième bruit cardiaque (Galop pré-systolique ou bien galop atrial)

Le quatrième bruit est dû principalement à des vibrations des valves et de leur appareil de soutien pendant le remplissage ventriculaire pré-systolique.

Le quatrième bruit n'est que rarement perçu chez le sujet normal. En cas d'allongement de l'espace P-R et dans le bloc atrio-ventriculaire complet, on retrouve fréquemment des bruits atriaux de faible intensité, suivant le commencement de l'onde P de l'ECG d'environ 0.25 s. En présence d'un espace P-R normal, un 4^e bruit survenant 0.10 à 0.20 s après le commencement de l'onde P peut être le signe d'une diminution de la compliance myocardique.

On rencontre un 4^e bruit cardiaque gauche dans l'hypertension artérielle, les cardiopathies ischémiques, surtout après un infarctus antérieur, dans les cardiomyopathies et la sténose aortique. Dans la sténose valvulaire aortique, un gradient systolique supérieur à 70 mmHg s'accompagne toujours du 4^e bruit.

Le 4^e bruit est parfois présent dans la surcharge chronique en volume, sans que la résistance au remplissage ventriculaire soit élevée (anémie sévère, hyperthyroïdie). La présence du 4^e bruit est inhabituelle en cas d'insuffisance mitrale chronique. Cependant, il apparaît souvent dans l'insuffisance mitrale d'évolution rapide due à une rupture de cordage. Un 4^e bruit d'origine droite se retrouve surtout en cas de surcharge chronique en pression du ventricule droit. Il augmente à l'inspiration.

Les bruits cardiaques normaux et pathologiques sont illustrés sur la figure 1.7.

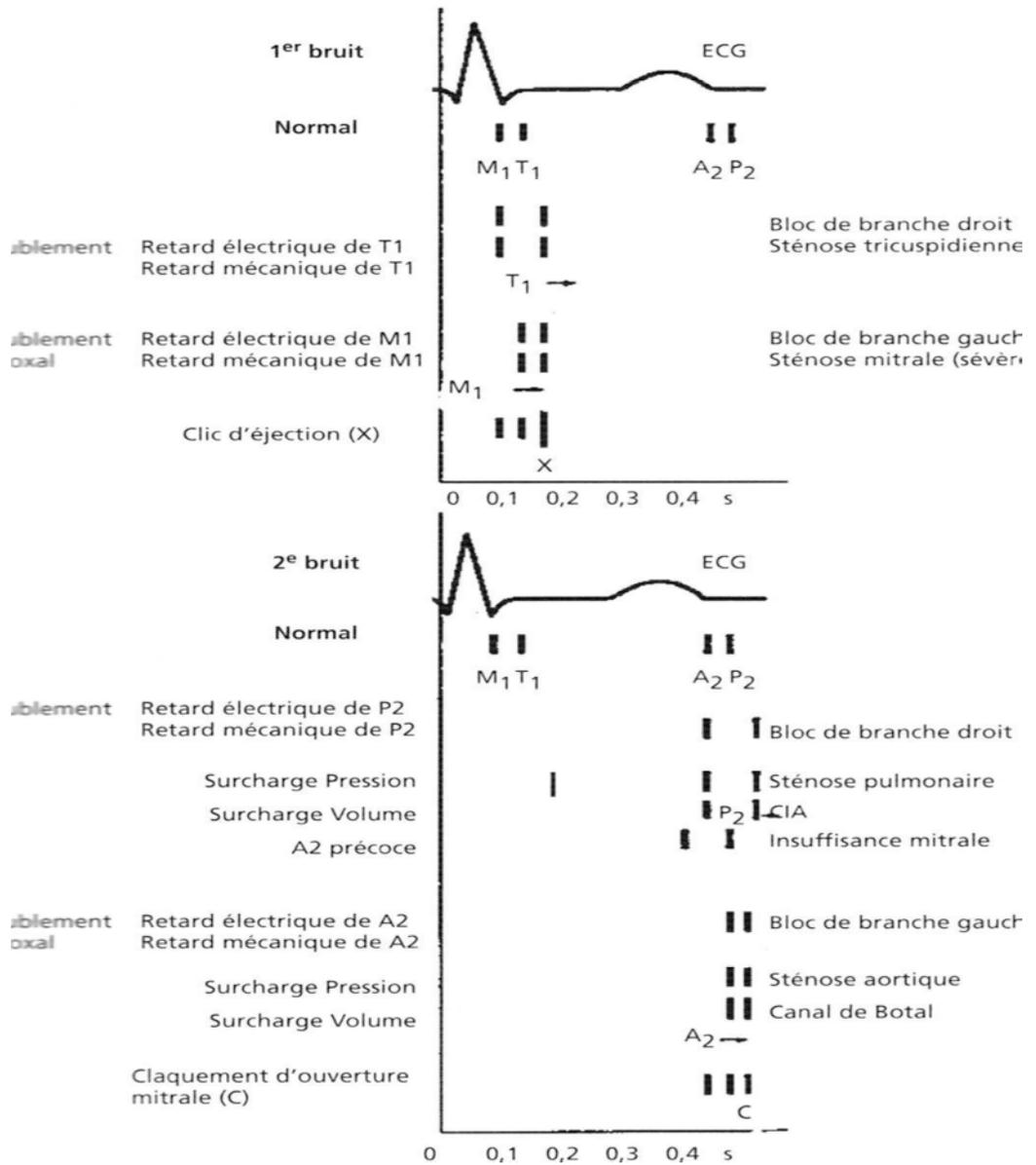


Figure 1.7 : Bruits cardiaques normaux et pathologiques [4].

1.9 Les souffles cardiaques

1.9.1 Définition

Les souffles se caractérisent par une durée prolongée de vibration audible dont l'intensité, la fréquence et la chronologie varient. Ils témoignent d'une turbulence de l'écoulement sanguin (tourbillons). La valeur critique à laquelle apparaît une turbulence dans un tube d'un diamètre $2r$ est déterminée par le nombre de Reynolds R . Si R dépasse un seuil, il y a turbulence :

$$\frac{v \times r \times d}{\eta} > R \quad (1.1)$$

Avec :

V : vitesse,

r : rayon du tube,

d : densité du fluide,

η : la viscosité du fluide,

R : Le nombre critique de Reynolds ($R = 1000$ pour le sang).

Une obstruction localisée à l'écoulement sanguin ou une brusque augmentation du diamètre vasculaire peut même en présence d'une vitesse sanguine normale, donner lieu à des turbulences et donc faire apparaître les souffles.

Les souffles ont leur maximum d'intensité à l'endroit où ils prennent naissance et ils se propagent dans le sens du courant sanguin qui les engendre.

Un souffle cardiaque peut être caractérisé par :

- Son intensité (puissance acoustique)

Degré 1 : souffle très léger ; s'entend difficilement ; souffle que l'on doit rechercher attentivement.

Degré 2 : souffle léger que l'on entend immédiatement en posant le stéthoscope.

Degré 3 : souffle d'intensité moyenne.

Degré 4 : souffle d'intensité forte.

Degré 5 : souffle très fort, mais que l'on n'entend plus en éloignant le stéthoscope du thorax.

Degré 6 : souffle très fort, audible à distance, le stéthoscope ne touchant pas la paroi thoracique.

- Sa fréquence

Elle varie entre fréquences basses (rétrécissement mitral) et fréquences hautes (par ex. insuffisance aortique). Les souffles de fortes intensité et de basse fréquence sont perceptibles à la palpation (par ex. communication inter ventriculaire, sténose, pulmonaire, sténose aortique).

- Sa Forme (morphologie)

Elle caractérise l'intensité temporelle du souffle.

- Le Rapports chronologiques

Ils renseignent sur la place du souffle dans la systole ou dans la diastole, par ex. souffle proto-systolique (souffle d'éjection), souffle holo-systolique (souffle de régurgitation).

- Le Timbre

Il est fonction de l'ensemble des vibrations et de leur intensité. Cette notion clinique est caractérisée par certains termes descriptifs comme par exemple « rude ».

1.9.2 Types des souffles cardiaques [4]

1.9.2.1 Souffles d'éjection

Il s'agit de souffles dus en général au passage du sang à travers les valves semi-lunaires. Ils apparaissent au moment où la pression ventriculaire dépasse la pression diastolique pulmonaire ou aortique. Ils sont donc distants du premier bruit et se termine bien avant le 2^e bruit du ventricule correspondant. En général, les souffles d'éjection ont une forme losangique. Les souffles fonctionnels d'éjection ont leur maximum d'intensité dans le premier tiers de la phase d'éjection. Leur intensité décroît ensuite rapidement.

Quand le degré de sténose valvulaire est modéré, le maximum d'intensité des souffles d'éjection se situe avant le milieu de la phase d'éjection. Dans les sténoses serrées, il se déplace vers la fin de la phase d'éjection. Le maximum d'intensité des souffles d'éjection coïncide avec la plus grande vitesse d'écoulement.

1.9.2.2 Souffles holo-systoliques de régurgitation

Ils sont dus au passage du sang d'une cavité à haute pression dans une cavité à basse pression. Les exemples classiques sont : l'insuffisance mitrale, l'insuffisance tricuspidiennne et la communication interventriculaire.

Dans de telles atteintes, le début et la durée du souffle sont conditionnés par le gradient de pressions.

1.9.2.3 Souffles partiels de régurgitation

Un souffle télésystolique commençant souvent par un clic traduit une insuffisance mitrale modérée. Il s'agit d'une forme particulière

d'insuffisance mitrale consécutive soit à une anomalie du tissu valvulaire et/ou à un allongement des cordages, soit à une contraction insuffisante du muscle papillaire.

Dans ces formes d'insuffisance mitrale, l'anomalie hémodynamique typique consiste en une régurgitation du sang dans l'atrium gauche qui ne survient qu'en fin de systole, au moment où la diminution de la taille ventriculaire n'est pas accompagnée d'un raccourcissement approprié du muscle papillaire.

1.9.2.4 Souffles de remplissage diastoliques (roulements diastoliques)

Ils sont dus soit à un débit sanguin augmenté à travers une valve atrio-ventriculaire normale, soit au passage d'un volume sanguin normal à travers une valve rétrécie. Ces roulements sont tributaires des phases principales du remplissage ventriculaire. Ils sont audibles en début de diastole, après l'ouverture des valves atrio-ventriculaires, et en fin de diastole lors de la contraction atriale.

Les roulements diastoliques d'origine droite augmentent en inspiration. Ce signe permet de différencier un roulement tricuspide d'un roulement mitral. Les souffles de remplissage sont de basse fréquence, d'où leur nom de « roulement ».

1.9.2.5 Souffles de régurgitation diastoliques des valves sigmoïdes

Il s'agit de souffles de haute fréquence. Pour leur détection, il faut se servir de la membrane du stéthoscope ; le patient est assis, se penche en avant et stoppe sa respiration après expiration. C'est par cette procédure que l'on risque le moins de manquer une insuffisance aortique.

1.9.2.6 Souffles continus

Ils sont dus au passage continu du sang tant en systole qu'en diastole d'un système à haute pression dans un système à basse pression. On peut rencontrer des souffles continus en cas de coarctation de l'aorte et en présence d'une augmentation de débit dans les artères bronchiques. Le bruit de rouet « de bourdon » est un souffle continu perçu à l'auscultation de la région sous-claviculaire chez des sujets jeunes et asthéniques. Maximal dans la proto-diastole, il prend naissance dans les veines au moment de leur entrée dans le thorax. Ce bruit augmente pendant l'inspiration et disparaît pendant la manœuvre de Valsalva.

1.10 Conclusion

Dans ce chapitre, l'anatomie et fonctionnement du cœur associé sont décrits. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG sont aussi discutées. Ces notions apparaissent importantes lors de la réalisation du circuit de mise en forme du signal PCG.

Le chapitre suivant est consacré à l'étude du schéma bloc du circuit de mise en forme d'un signal PCG et son principe de fonctionnement.

Chapitre 2 :
**Etude du circuit de mise
en forme**

2.1 Introduction

Le signal PCG détecté sur la partie thoracique d'un sujet à travers un stéthoscope nécessite un circuit électronique de mise en forme. Ce circuit est essentiellement constitué de deux étages. Un premier étage est

consacré pour amplifier le signal PCG détecté tandis que le deuxième étage sert pour filtrer les différents bruits contaminant le signal utile. Ce deuxième chapitre est consacré pour étudier un tel circuit.

2.2 Schéma bloc général

Le circuit de mise en forme du signal phonocardiogramme est illustré sur la figure 2.1. Il est constitué principalement des éléments suivants :

- Un stéthoscope
- Un Microphone
- Etage d'amplification
- Etage de filtrage
- Un circuit de séparation des deux bruits B1 et B2.

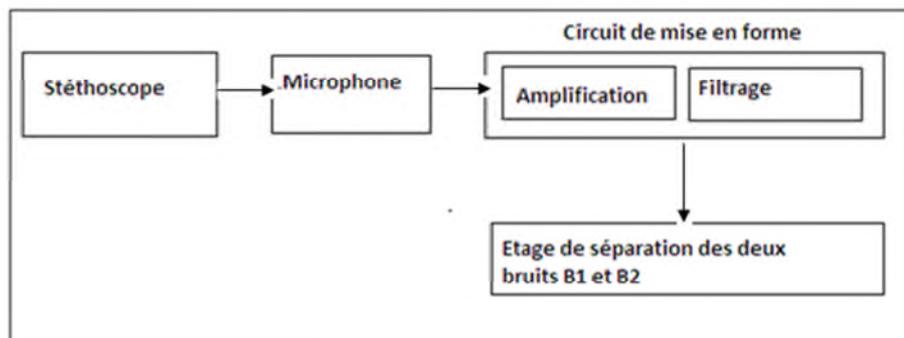


Figure 2.1 Circuit de mise en forme et du traitement du signal PCG

2.2.1 Le capteur

Le capteur constitue le premier élément de la chaîne d'acquisition. Dans notre cas, ce dernier est obtenu en insérant un microphone à électret (ECM) à l'extrémité de la tubulure d'un stéthoscope. Le capteur réalisé est

représenté sur la figure 2.2.

En effet, ce capteur convertit le signal acoustique à un signal électrique qui serait amplifié et filtré par la suit.

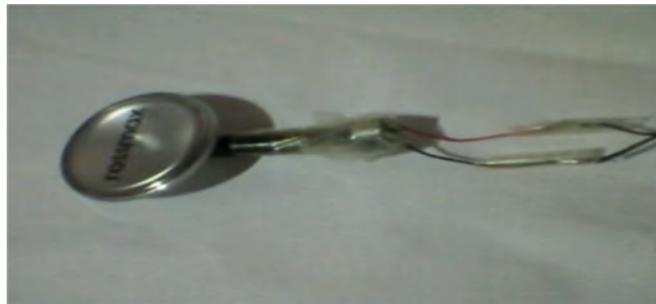


Figure 2.2 Le capteur réalisé.

2.2.2 Les microphones [6]

2.2.2.1 Le Microphone a contact (accéléromètre piézoélectrique)

Ce type de microphone exploite la propriété piézoélectrique d'un Crystal qui se polarise électriquement lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique (Fig. 2.3).

Le principe est de détecter la variation des vibrations d'un solide (dans ce cas, la paroi thoracique) et au lieu des variations de la pression de l'air. Ce capteur doit être collé à la cage thoracique près du cœur pour pouvoir détecter les mouvements des vibrations dû aux battements cardiaques.

Les vibrations détectées déforment la membrane piézoélectrique. En plus, elles changent la valeur de la capacité entre la membrane et une autre plaque métallique fixe. Ce changement dans la valeur de la capacité introduit un changement dans la tension.

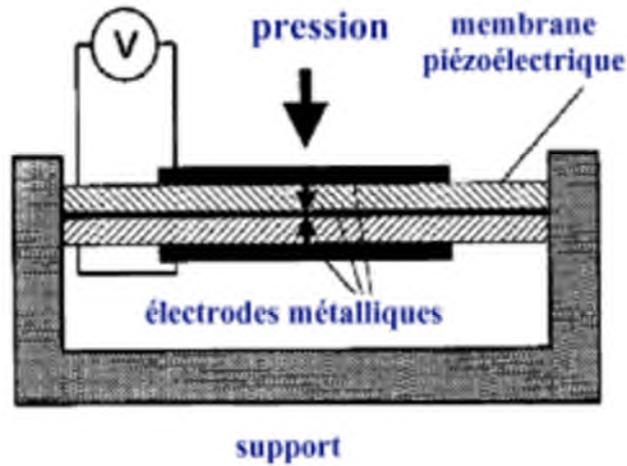


Figure 2.3 : Un microphone piézoélectrique.

2.2.2.2 Le Microphone à Condensateur

Ce type de microphone se compose d'une paire de plaques qui peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impact de la pression atmosphérique (Fig. 2.4). En effet, les plaques agissent comme un condensateur sensible au signal acoustique. L'une des plaques est en métal rigide fixé avec la masse.

L'autre est en métal ou en plastique métallisé flexible. Cette dernière est chargée positivement par une source de tension externe. Ce type de microphone possède deux caractéristiques fondamentales : une bonne qualité d'enregistrement et une faible sensibilité aux bruits.

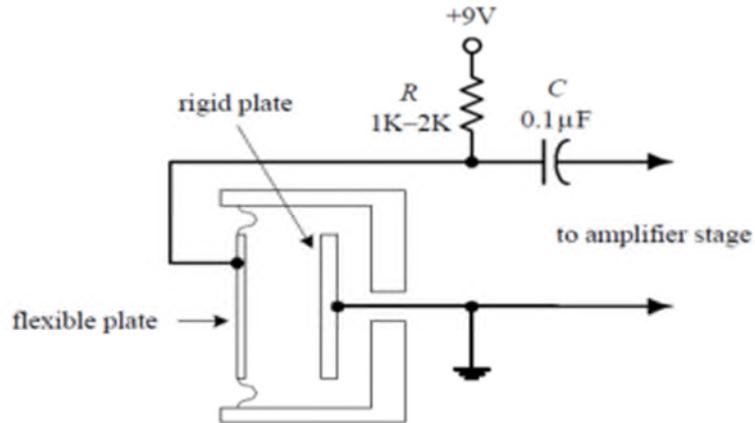


Figure 2.4 Le microphone à condensateur.

2.2.2.3 Microphone Dynamique :

Un microphone dynamique est constitué d'un diaphragme en plastique ou en métal, une bobine en cuivre et un aimant (Fig. 2.5). Le diaphragme est fixé à une bobine en cuivre située dans un champ magnétique créé par un aimant. Les ondes de pression sonore qui percutent le diaphragme provoquent son déplacement. Le déplacement du diaphragme entraîne à son tour un déplacement de la bobine. Les variations magnétiques qui en résultent se traduisent par des variations électriques correspondant généralement aux variations physiques de l'onde sonore d'origine. Les microphones dynamiques sont extrêmement robustes, offrent une réponse en fréquence lisse et étendue, ne nécessitent pas une source DC externe pour leur fonctionnement.

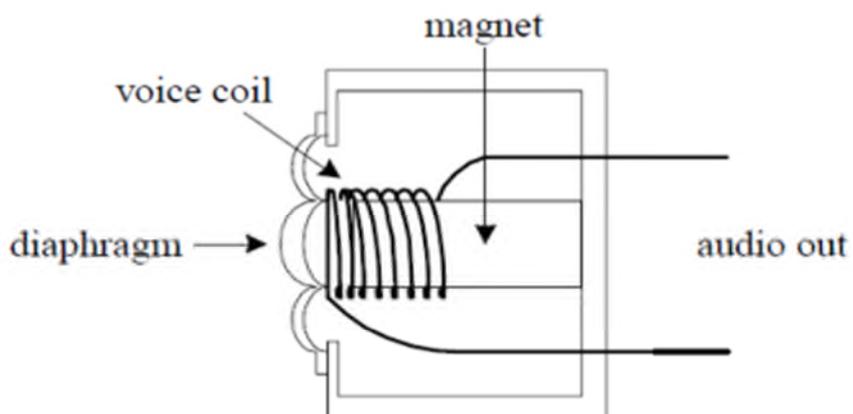


Figure 2.5 Le microphone dynamique.

2.2.2.4 Microphone à électrets (ECM :Electret Condenser Microphone)

Son apparition et son emploi sont assez récent. Ce microphone appartient à la famille des microphones à condensateur.

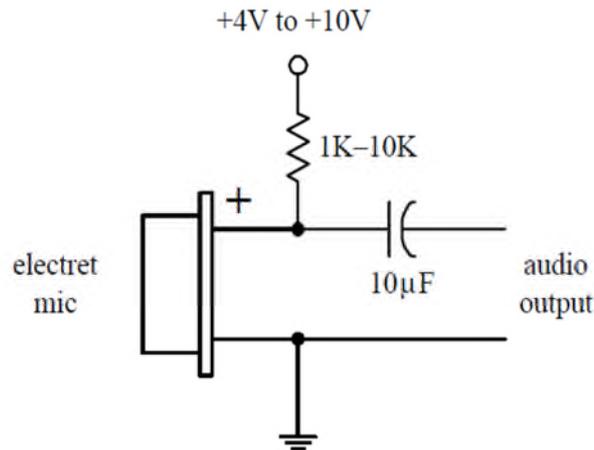


Figure 2.6 Le microphone à électret.

Le microphone à électret supprime la nécessité d'une alimentation à tension élevée et nécessite généralement une tension DC comprise entre +4 et +10 V. Cette tension alimente le microphone à travers une résistance dont sa valeur est comprise entre 1 à 10 K (Fig. 2.6). L'âme de ce microphone est constituée par le film électret très mince (5 à 10 μm). Il est métallisé sur une face et repose sur la surface, volontairement rugueuse d'une grille métallique.

Cette surface irrégulière procure quelques points de contact, espacés entre lesquels la distance moyenne film électret-grille est de quelques microns. Cette disposition permet au film de vibrer sous l'effet des ondes sonores.

L'ensemble forme un microphone à condensateur dans lequel la membrane conductrice est remplacée par la face métallisée du film électret, cependant que la grille tient lieu d'armature fixe.

Le champ électrique nécessaire au fonctionnement est produit par le film électret. Pour exploiter la variation de capacité, il reste nécessaire de passer par une résistance de charge de valeur élevée, suivi d'un préamplificateur à haute impédance d'entrée. Ce préamplificateur et un

circuit intégré débutant par un transistor à effet de champ.

Le tableau 2.1 montre une étude comparative des trois types de microphones.

	Microphone ECM	Microphone dynamique	Microphone piézoélectrique	Préférence
Coût	Réduit	Réduit	Important	ECM/Dynamique
sensibilité	Bonne	Faible	Bonne	ECM/ Piézo
dimension	Petite	Grande	Petite	ECM/Piézo
Bande de fréquence	20Hz-20 KHz	50Hz-20 KHz	10 Hz-20 KHz	ECM/Piézo

Tableau 2.1 Comparaison entre les caractéristiques des microphones.

2.3 Mise en forme du signal PCG

Les signaux physiologiques sont des signaux à faibles amplitudes. Ils sont souvent contaminés par des bruits de différentes natures. Ceci implique un circuit de mise en forme est incontournable. Un étage d'amplification et d'autre de filtrage sont alors indispensables.

2.3.1 Etage d'amplification

L'amplification du signal PCG est assurée en utilisant un amplificateur opérationnel. Cet amplificateur appartient à la famille TL081.

La figure 2.7 représente la configuration d'un amplificateur opérationnel idéal. Un OP L'A.O est représenté dans les schémas électroniques, par un triangle muni de cinq bornes. La polarisation des transistors qui

composent le circuit intégré, est assuré par deux sources de tension continue, de polarité inversée ($+V_{cc}$ ou $-V_{cc}$), la valeur courante de V_{cc} étant de 15V. Les deux bornes d'entrée de l'A.O, sont les deux bornes inverseuse (-) et non inverseuse (+) de l'amplificateur de différence. En réalité, un OP est constituée de deux étages : étage d'entrée et un autre de sortie. L'étage d'entrée est un amplificateur de différence et le deuxième étage est un amplificateur de basse impédance de sortie.

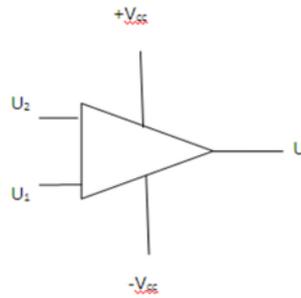


Figure 2.7 Amplificateur opérationnel.

Dans ce projet de fin d'étude, l'amplificateur opérationnel utilisé est le TL081 monté comme un amplificateur non inverseur. Le schéma de cet amplificateur est illustré sur la figure 2.8.

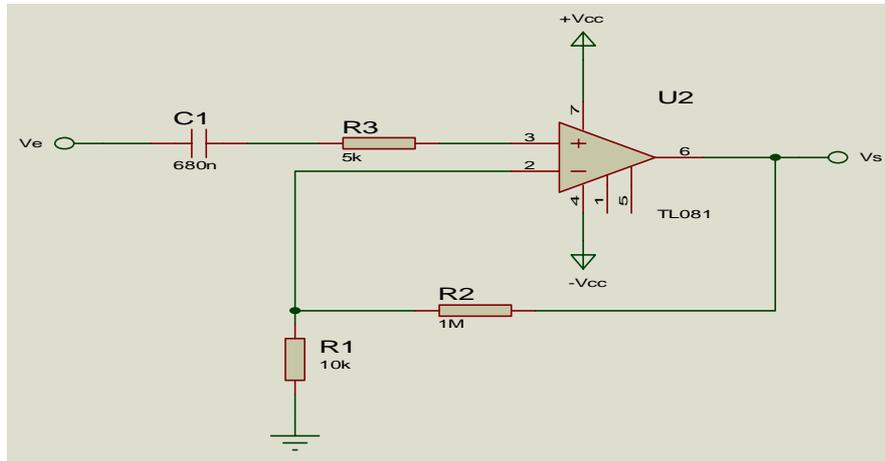


Figure 2.8 Amplificateur non inverseur.

Le gain en tension de cet amplificateur peut être exprimé par l'équation suivante :

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.1)$$

2.3.2 Etage du filtrage [7]

2.3.2.1 Définition d'un filtre

Un filtre c'est un dispositif pour faire passer une bande de fréquence, tandis qu'il en atténue une autre. Cette fonction permet de séparer les signaux utiles des signaux parasites, et éliminer les signaux d'interférences, aussi les filtres peuvent donner d'autre modification aux signaux.

2.3.2.2 les types des filtres

On distingue deux types de filtres :

Filtre actif

Il est réalisé avec des résistances, des condensateurs, et des amplificateurs opérationnels. Le filtre actif est facile à être accorder.

Filtre passif

Il est réalisé avec des résistances, des inductances, et des condensateurs. Il n'a pas de gain en puissance. Le filtre passif est relativement difficile à accorder.

Choix des filtres

Dans ce projet de fin d'étude, l'étage du filtrage est constitué d'un filtre passe bas passif du premier ordre et d'un filtre passe haut actif du deuxième ordre dit de « filtre de Sallen Key ».

Les figures 2.9 et 2.10 représentent respectivement les schémas électriques de ces deux filtres.

Dans le cas du filtre passe bas, et dans le but de trouver sa fonction de transfert $H(j\omega)$ on utilise le principe d'un diviseur de tension. En utilisant ce principe, on peut écrire que :

$$\overline{u_s(t)} = \frac{\overline{Z_2}}{\overline{Z_1} + \overline{Z_2}} \overline{u_e(t)}$$

$$\frac{\overline{u_s(t)}}{\overline{u_e(t)}} = \frac{\overline{Z_2}}{\overline{Z_1} + \overline{Z_2}}$$

Avec :

$$\begin{aligned}\bar{Z}_2 &= \frac{1}{jC\omega} \\ \bar{Z}_1 &= R\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{\bar{u}_s(t)}{\bar{u}_e(t)} &= \frac{\frac{1}{jC\omega}}{R + \frac{1}{jC\omega}} \\ H(j\omega) = \frac{\bar{u}_s(t)}{\bar{u}_e(t)} &= \frac{\frac{1}{jC\omega}}{R + \frac{1}{jC\omega}} \\ H(j\omega) = \frac{\bar{u}_s(t)}{\bar{u}_e(t)} &= \frac{1}{jCR\omega + 1}\end{aligned}\quad (2.2)$$

En électronique, la fonction de transfert est souvent exprimée en fonction de la fréquence f au lieu de la pulsation ω . En plus, on fait souvent apparaître la fréquence réduite : $\frac{f}{f_0}$. f_0 est appelée la fréquence de coupure :

$$\omega = 2\pi f \text{ Ce qui implique que : } f = \frac{\omega}{2\pi}$$

$$\omega_0 = 2\pi f_0 \text{ Ce qui donne : } f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \text{ Ce qui implique que } RC = \frac{1}{2\pi f_0}$$

Reprenons une autre fois la fonction de transfert du circuit RC en tenant compte des deux expressions précédentes :

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

$$H(j\omega) = \frac{1}{j\left(\frac{1}{2\pi f_0}\right)(2\pi f) + 1}$$

$$H(j\omega) = \frac{1}{j\left(\frac{1}{2\pi f_0}\right)(2\pi f) + 1}$$

$$H(f) = \frac{1}{j\left(\frac{f}{f_0}\right) + 1} \quad (2.3)$$

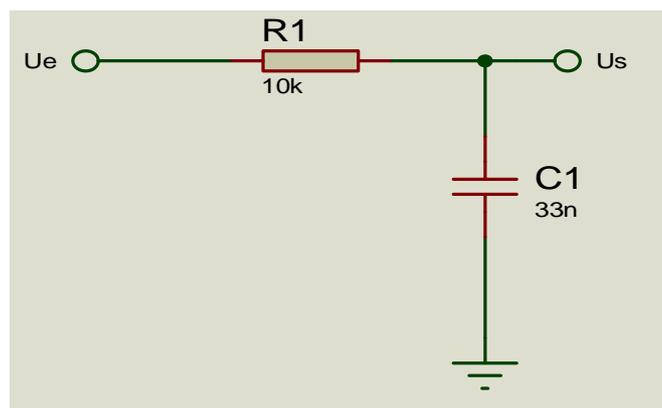


Figure 2.9 filtre passe bas passif

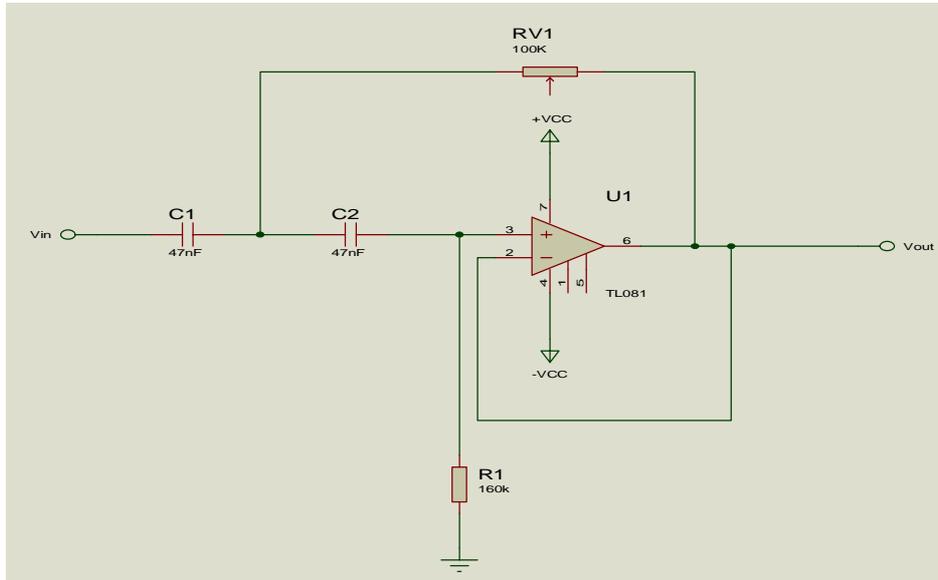


Figure 2.10 Filtre passe haut

Le filtre passe haut actif Elimine les basses fréquences et laisse passer les hautes fréquences par rapport à la fréquence de coupure.

Sa fonction de transfert peut s'écrire sous la forme [8] :

$$H(j\omega) = \frac{k\left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2}{1 + \frac{j\omega}{\omega_c} + \left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2} \quad (2.4)$$

Avec : $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$ et $\omega_c = 2 \cdot \pi \cdot f_c$.

Nous avons utilisé un filtre actif de deuxième ordre à base de l'amplificateur opérationnel TL081 de structure "sallen-key", représenté sur la figure 2.10.

Pour ce type de filtre, et en prenant $C_1 = C_2 = C$, la fréquence de coupure peut être donnée par :

$$f_c = \frac{1}{2\pi C\sqrt{R_1 R_2}}$$

En effet, ce type de filtre représente certains avantages et inconvénients [9]

L'instabilité reste le plus grand inconvénient des filtres actifs et c'est également lui qui en limite les performances et le domaine d'utilisation. Par contre, le filtre représente certains avantages tel que :

Le faible encombrement : Les circuits actifs, depuis l'avancement des circuits intégrés, peuvent être de dimension réduite. Il en est de même des résistances. Comme il n'est plus nécessaire d'utiliser des inductances, le filtre aura donc l'encombrement imposé par la taille des condensateurs. L'emploi des capacités au tantale ou au polycarbonate, suivant la gamme de fréquence, permet d'obtenir des filtres de dimensions extrêmement réduites.

Le faible poids.

Le faible prix. Là encore, ce sont les condensateurs, dont les valeurs devront être bien connues et stables, qui fixe en définitive le prix de la réalisation. Les inductances, généralement plus coûteuses, sont éliminées.

La facilité de réglage, les filtres actifs se prêtent à un réglage aisé en agissant sur l'élément actif.

2.3.3 Circuit de séparation de deux bruits B1 et B2

Dans le but de séparer les deux bruits B1 et B2, un circuit électronique secondaire a été développé. Ce circuit est constitué par un ensemble des filtres.

Ce circuit a été réalisé à base de deux filtres passe bande. Chacun de ces deux filtres est composé d'un filtre passe bas et un filtre passe haut.

La figure 2.10 illustre le filtre passe haut utilisé pour constituer le filtre passe bande. Il s'agit d'un filtre passe haut actif qui a exactement les mêmes caractéristiques que le filtre passif du premier ordre. Son avantage c'est de posséder un amplificateur suiveur à très haute impédance d'entrée et très faible impédance de sortie.

Le module et la phase de sa fonction de transfert sont configurés sur la figure 2.11.

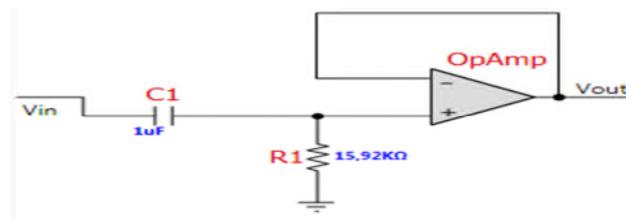


Figure 2.10 : filtre passe haut actif premier ordre par logiciel Filtre Pro Desktop.

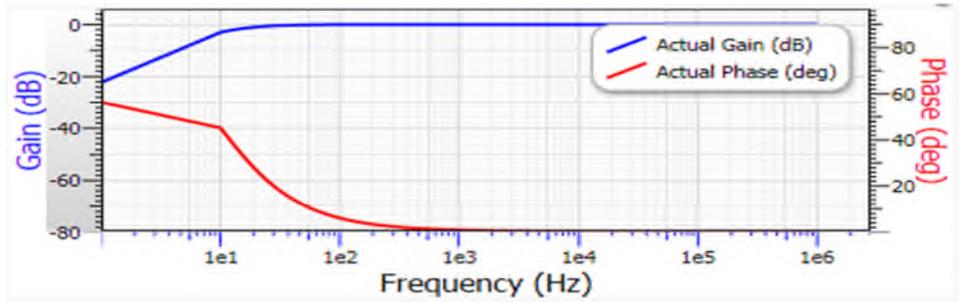


Figure 2.11 : La réponse du filtre passe haut par logiciel Filtre Pro Desktop.

Le filtre passe bas a été réalisé en utilisant la configuration de Le filtre Sallen-key. En effet, il existe plusieurs types de filtres passe bas, dépendants des conditions d'analyse et de filtrage du signal à étudier on distingue le Butterworth, le Chebyshev, Bessel etc...

Dans notre projet nous avons choisi un filtre de Butterwoth car il a l'avantage d'avoir une réponse plate en amplitude et une faible rotation de phase.

Contrairement à celui de Chebyshev qui représente des ondulations dans sa bande passante ou le Bessel qui représente une coupure lente.

Le filtre de Butterwoth a été choisi afin d'éviter l'atténuation de notre signal cardiaque dans la bande passante du filtre, et d'éliminer les oscillations perturbants l'enveloppe du signal.

La réponse du filtre s'améliore quand l'ordre n de ce dernier augmente.

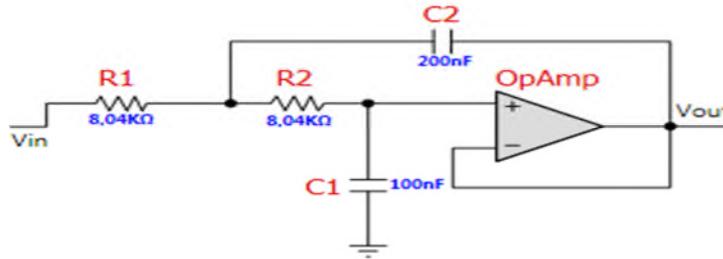


Figure 2.12 : Le filtre passe bas de second ordre par logiciel Filtre Pro Desktop.

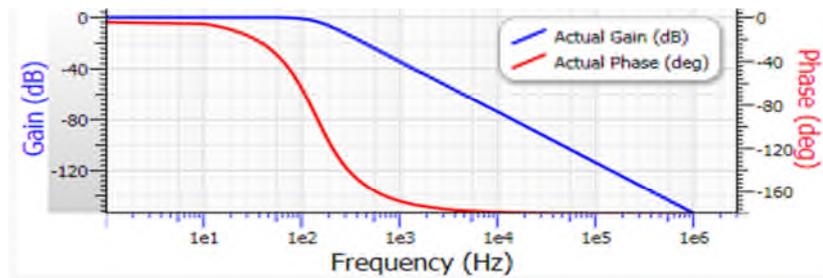


Figure 2.13 : La réponse du filtre passe bas par logiciel Filtre Pro Desktop.

La figure 2.14 représente le filtre passe bas qui a été utilisé pour construire le deuxième filtre passe bande. Ce filtre est associé avec le même filtre passe haut du premier filtre passe bande. La figure 2.15 représente sa réponse en fréquences de ce dernier.

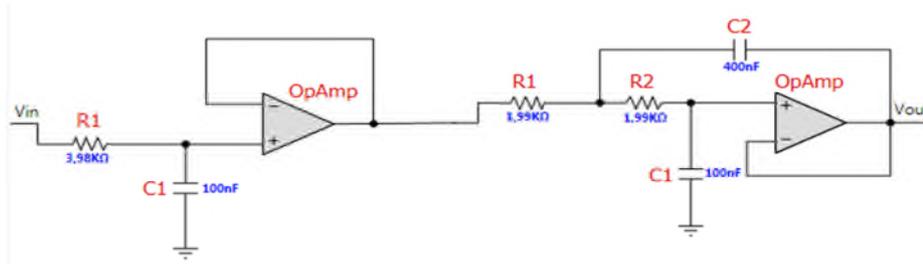


Figure 2.14 Le filtre passe bas de $f_c = 400 \text{ Hz}$ par logiciel Filtre Pro Desktop

Pour obtenir le bruit B1, on utilise un filtre passe haut de la fréquence de coupure égale à 10Hz et un filtre passe bas de la fréquence critique égale à 140Hz (filtre passe bande de bande fréquentielle comprise entre 10 à 140Hz).

Pour déterminer le bruit B2, on utilise un filtre passe bande de bande passante appartenant à l'intervalle [10 - 400] Hz.

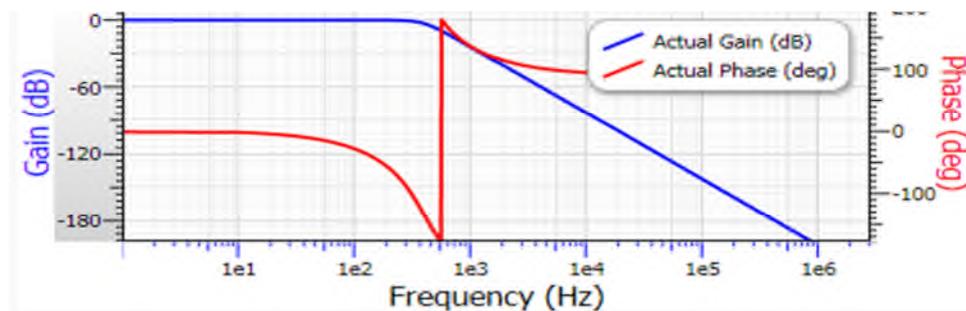


Figure 2.15 : la réponse du filtre passe bas précédent par logiciel Filtre Pro Desktop.

Le schéma général du circuit de mise en forme est suivi d'un circuit consacré pour la séparation des bruits cardiaques B1 et B2, ce dernier est montré sur la figure 2.16.

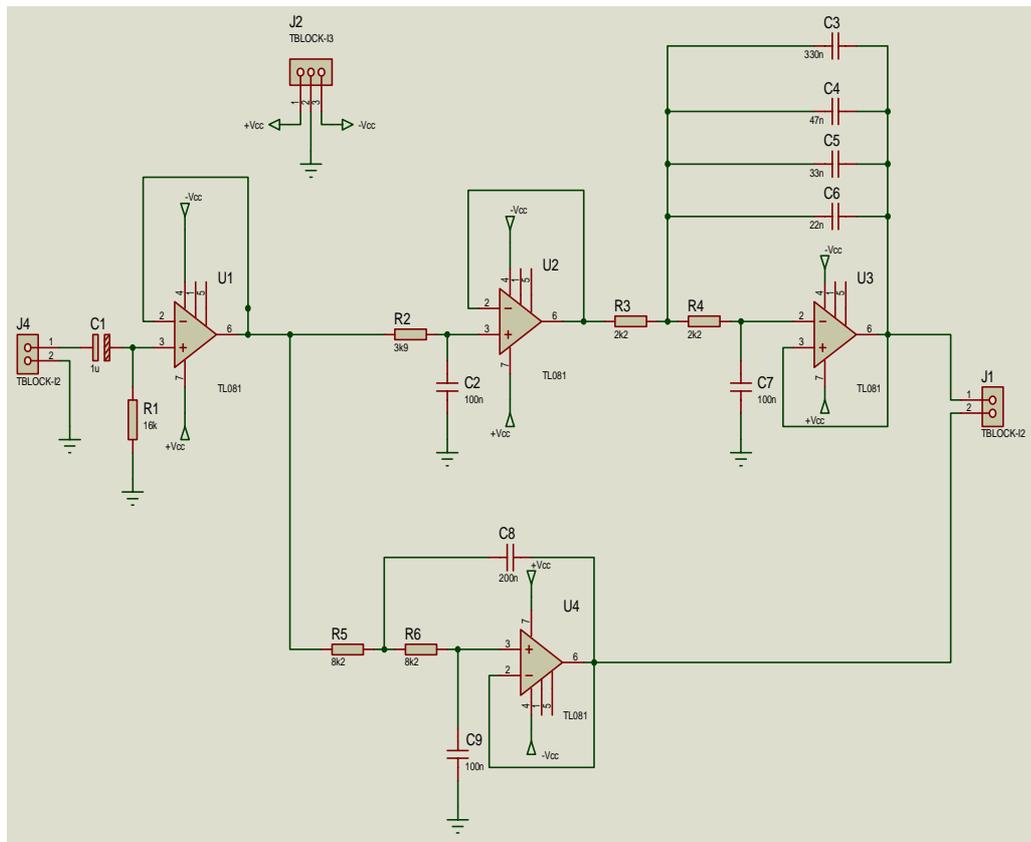


Figure 2.16 : Le circuit électronique concernant la séparation des bruits B1 et B2

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié le schéma bloc général du circuit de mise en forme du signal PCG. Ce schéma est constitué principalement d'un capteur à base d'un microphone et d'un stéthoscope, un amplificateur d'instrumentation, d'un étage de filtrage et d'un circuit de séparation de deux bruits B1 et B2. Le chapitre constitue alors une étude théorique des différents étages du circuit de mise en forme du signal PCG.

Le chapitre suivant est consacré pour la réalisation, le test et la validation pratique de ce circuit.

Chapitre 3 :

Développement et réalisation du circuit de mise en forme

3.1 Introduction

Ce chapitre est consacré au développement et à la réalisation du circuit de mise en forme du signal PCG. Basant de l'étude théorique faite dans le deuxième chapitre, ce circuit est réalisé, testé et validé dans ce chapitre. Les différents étages sont testés et les signaux de sortie de chacune de ces étages sont représentés.

3.2 Le circuit réalisé

Le circuit électronique de mise en forme du signal PCG que nous avons réalisé et développé est basé sur le schéma bloc présenté dans le chapitre précédant. Le circuit final de notre projet est illustré dans la figure 3.1.

3.2.1 Le capteur

La figure 3.2 représente le schéma électrique du capteur utilisé dans ce projet de fin d'étude pour détecter le signal PCG alors que la figure 3.3 illustre son circuit imprimé. La réalisation pratique de ce capteur est configurée sur la figure 3.4.

Rappelons que ce capteur est réalisé à l'aide d'un microphone à électret et que ce type de microphone ne nécessite qu'une faible alimentation. Cette faible tension d'alimentation est généralement comprise entre +4 et +10 V et elle est appliquée au microphone à travers une résistance dont la valeur est comprise entre 1 à 10 K. Dans notre réalisation, la tension d'alimentation est égale à $+V_{cc} = 8V$ et la résistance est fixée à $R = 68\Omega$.

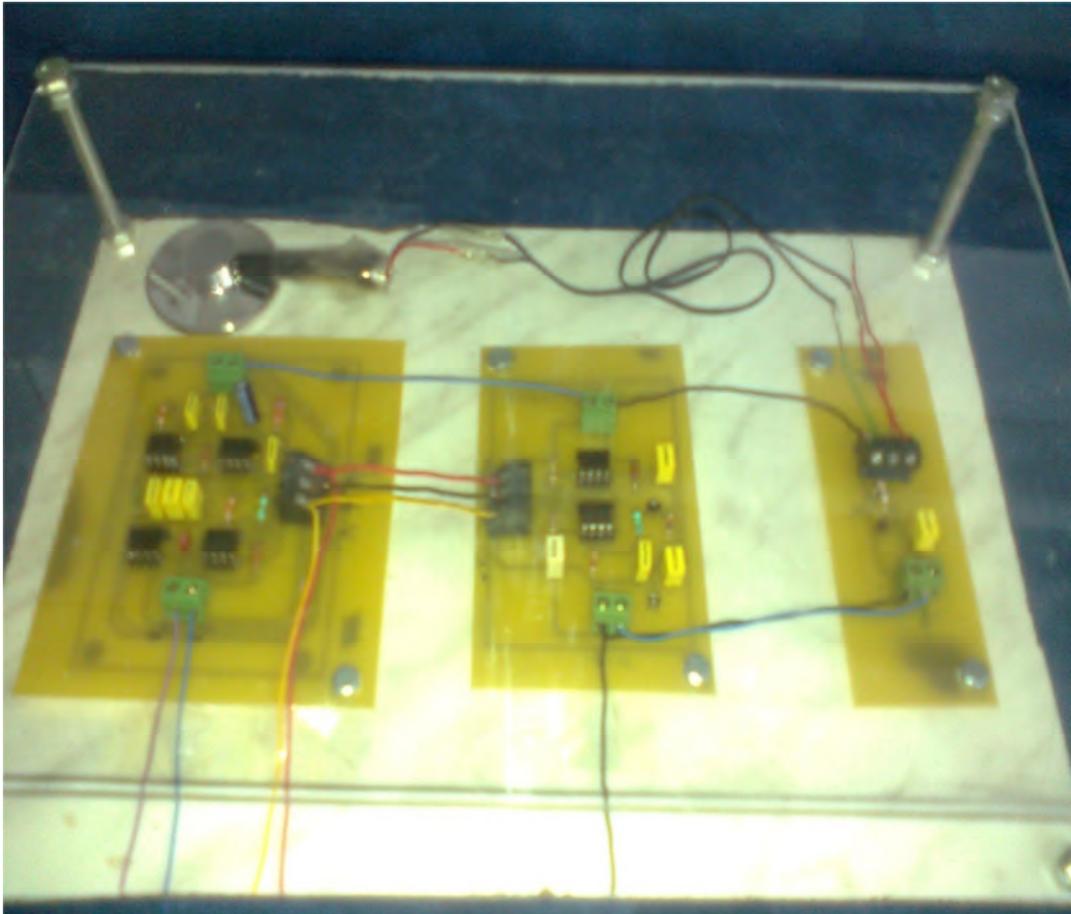


Figure 3.1 : Le circuit final réalisé.

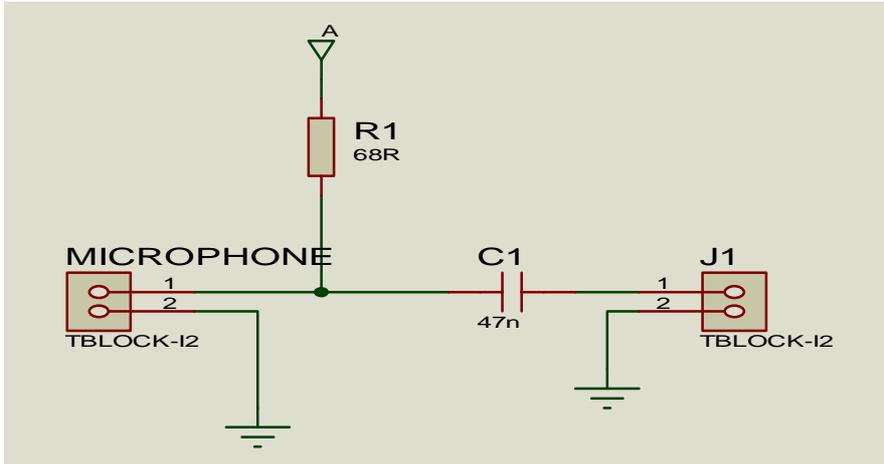


Figure 3.2 Le circuit électronique du capteur

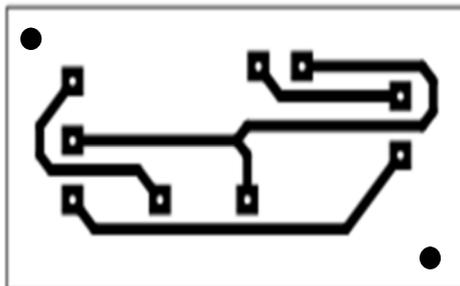


Figure 3.3 Le circuit imprimé du capteur



Figure 3.4 La réalisation pratique du capteur

3.2.2 Le circuit de mise en forme

Le signal détecté à la sortie du capteur et illustré dans la figure ci-dessus est très faible et bruité. Pour améliorer ces performances, on utilise un amplificateur qui permet d'amplifier ce signal et aussi un filtrage (un filtre passe bas et un filtre passe haut) pour éliminer les parasites et limiter la bande passante du signal PCG.

Le schéma du circuit de mise en forme est donné par la figure 3.5.

A la sortie de l'amplificateur opérationnel TL 081 (Point de test PT1), nous avons prélevé un signal PCG amplifié mais bruité, avec une amplitude crête à crête de 140 mV pour le B1 et 120 mV pour le B2. Sachant que le gain d'amplification est égal à 100 (Figure 3.6).

Le signal prélevé par le premier étage est envoyé vers un filtre passe bas

de fréquence de coupure $f_c = 482.53\text{Hz}$, à la sortie de cet étage le signal PCG récupéré est filtré et il est de même amplitude que le signal précédent.

Le signal au niveau du point de test 2 (PT2) est visualisé sur oscilloscope (figure 3.5)

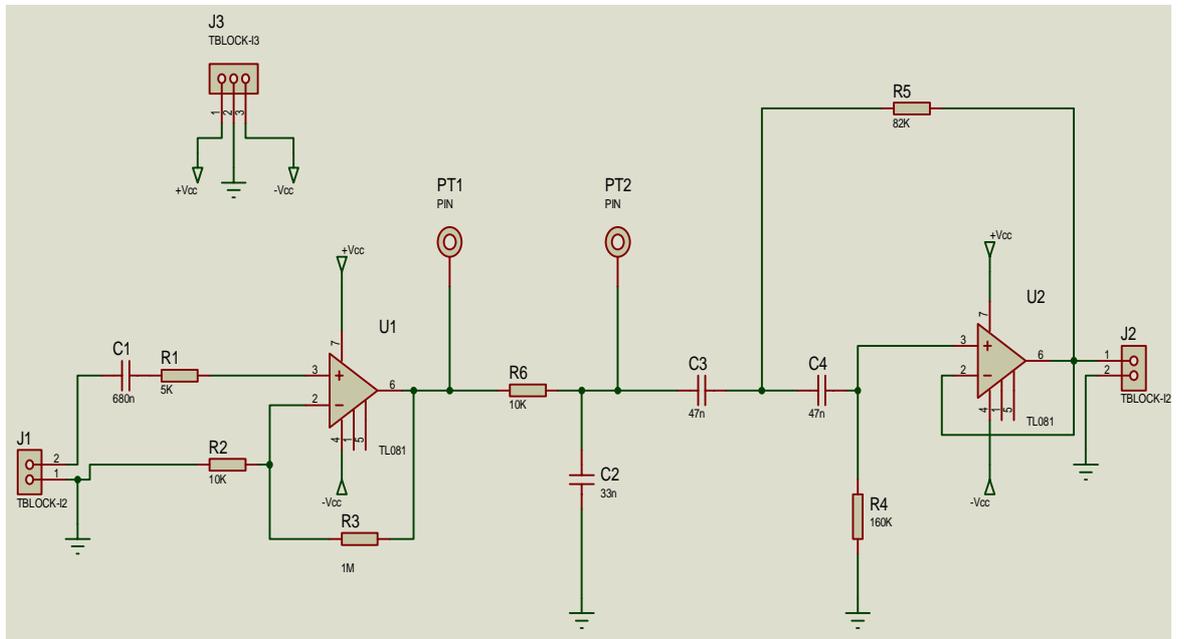


Figure 3.5 : Le circuit électronique de mise en forme du signal PCG.



Figure 3.6 : Le signal PCG acquis après amplification



Figure 3.7 : Le signal PCG détecté à la sortie du filtre passe bas

Le signal détecté à la sortie du filtre passe bas est filtré une deuxième fois en utilisant un filtre passe haut avec une fréquence de coupure

$$f_c = 29.6\text{Hz}$$

Le signal est récupéré à la sortie de cet étage est montré sur la figure 3.8.



Figure 3.8 : L'allure du signal PCG obtenu en sortie générale après amplification et filtrage.

Sur cette figure, on observe clairement les deux bruits B1 et B2.

Les figures 3.9 et 3.10 représentent respectivement le circuit imprimé des deux étages d'amplification et du filtrage et sa réalisation pratique.

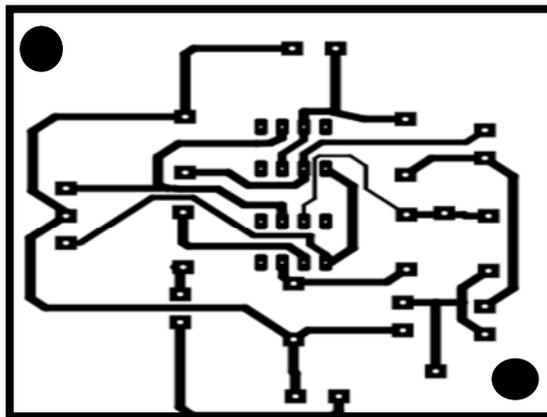


Figure 3.9 : Le circuit imprimé de la mise en forme du signal PCG

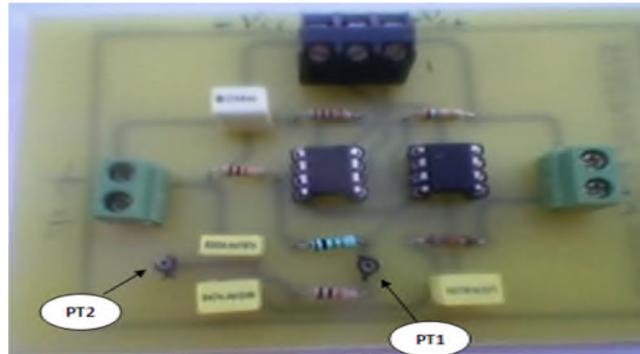


Figure 3.10 : Le circuit de mise en forme du signal détecté

L'ensemble des points tests présents sur le circuit électronique permettent de faire un diagnostic du circuit en cas de défaillance et de vérifier le bon fonctionnement de chaque étage dans le circuit.

3.3 Circuit de séparation des bruits cardiaques B1 et B2 :

Les figures 3.11 et 3.12 représentent respectivement le circuit imprimé de l'étage de séparation des bruits et sa réalisation pratique.

On relie l'étage de mise en forme avec l'étage de séparation des bruits pour tirer les résultats suivants :

Point de test 1 : l'entrée du circuit.

La figure 3.13 montre qu'un seul bruit est détecté à la sortie du premier filtre passe bande. C'est le B1 car sa bande de fréquence fait partie de l'intervalle [10-140] Hz, il est visualisé sous forme d'un pic.

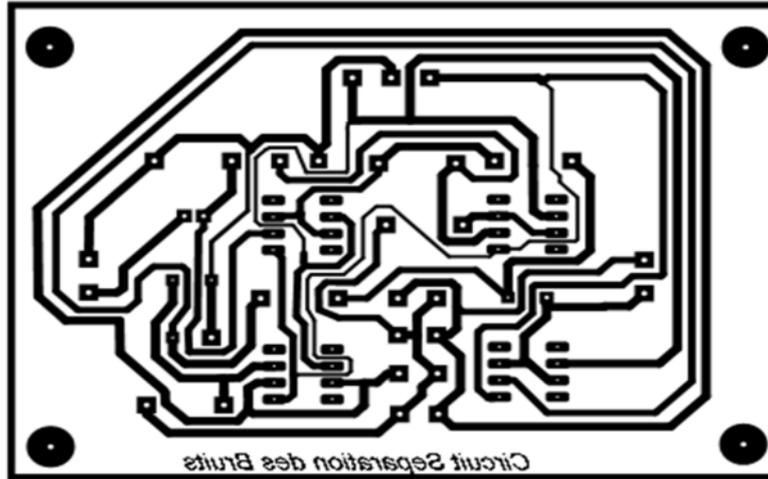


Figure 3.11 : Le circuit imprimé correspondant à la séparation des bruits

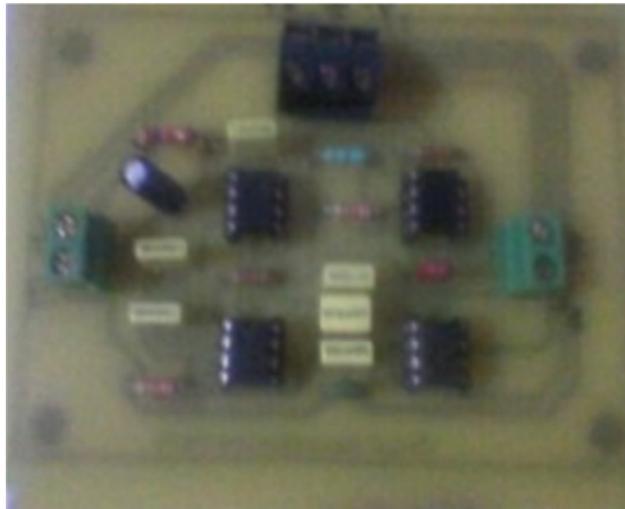


Figure 3.12 : Le circuit de séparation des bruits.

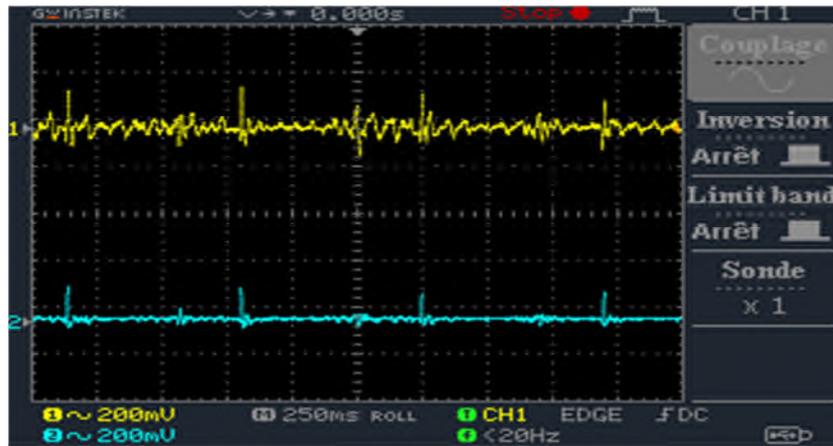


Figure 3.13 : Séparation du bruit B1.



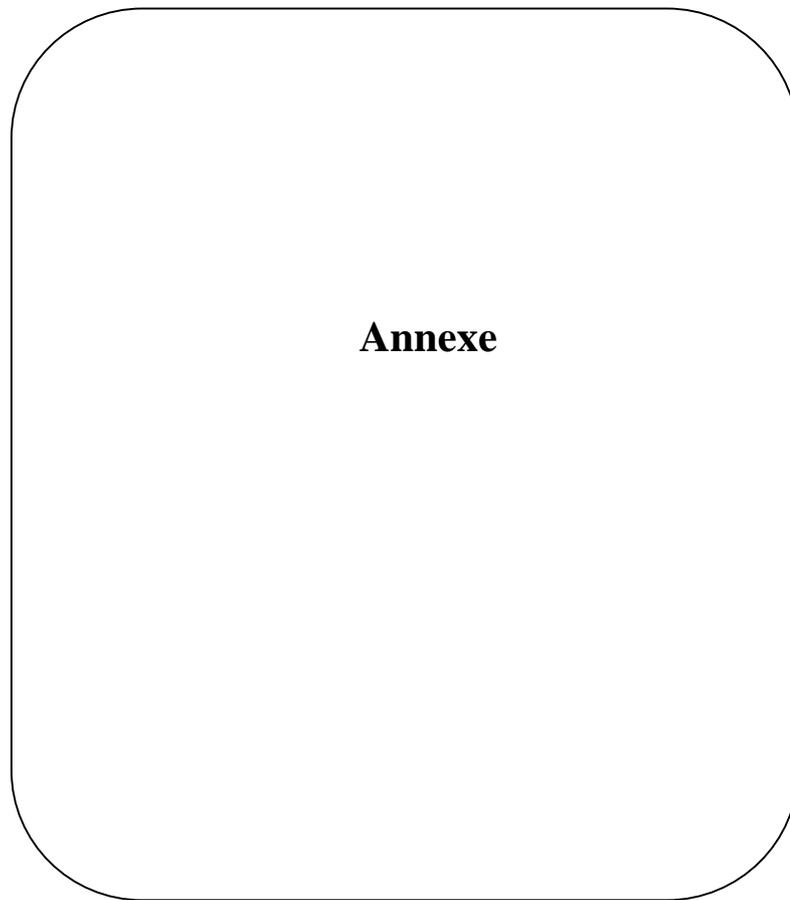
Figure 3.14 : Séparation du bruit B2.

La figure 3.14 représente la sortie du deuxième filtre qui permet de sélectionner les deux pics, B1 d'une amplitude de 75mV et le B2 de 25mV.

Malheureusement les deux bruits B1 et B2 apparaissent parce que leurs bandes de fréquences font parties de la bande passante du filtre qui est comprise entre 10 et 400 Hz. La séparation totale des deux bruits B1 et B2 reste difficile à accomplir en utilisant une simple configuration de filtre telle que celle adoptée dans notre projet de fin d'étude.

3.4 Conclusion

Ce dernier chapitre a été consacré pour la réalisation pratique du circuit de mise en forme du signal PCG. Un circuit de séparation des bruits B1 et B2 a été aussi proposé et réalisé. Le circuit de mise en forme a été testé au niveau des différents points de test. Ce circuit montre des bonnes performances. Malheureusement, la séparation de deux bruits représente certaines limites.



Conclusion générale

Conclusion générale

Les bruits cardiaques sont des signaux enregistrés et connus sous le nom du signal phono cardiogramme (PCG) Ces bruits permettent de donner des renseignements sur le fonctionnement mécanique du cœur.

Dans notre de projet de fin d'étude, nous avons réalisé une carte d'acquisition qui permet la mise en forme du signal PCG ainsi que la séparation des bruits B1 et B2 constituant ce signal.

Le circuit de mise en forme du signal PCG comporte deux parties :

- L'amplification, basé sur le TL0081 comme amplificateur opérationnel.
- Le filtrage, composé d'une succession de filtre passe bas et passe haut.

Le circuit de séparation des bruits B1 et B2 réalisé à travers un filtre passe bande.

Les résultats que nous avons obtenus montrent que le circuit développé peut servir comme outil utile permettant non seulement la détection du signal PCG, mais aussi la séparation du bruit B1.

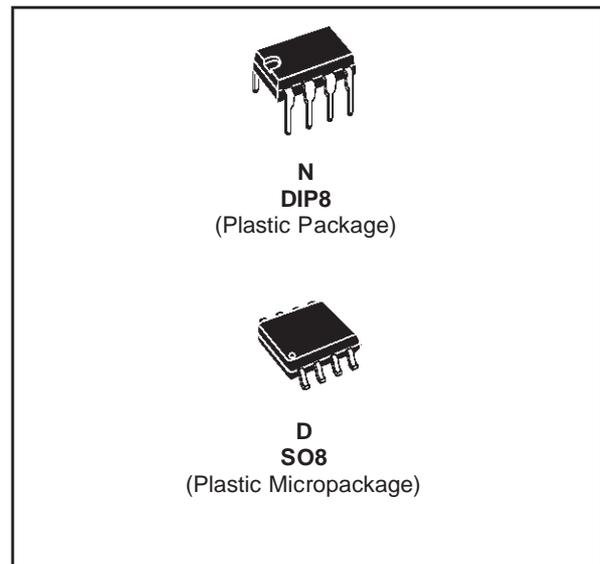
La séparation du bruit B2 peut constituer l'objet d'un autre projet de recherche.



TL081 TL081A - TL081B

GENERAL PURPOSE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : $16V/\mu s$ (typ)

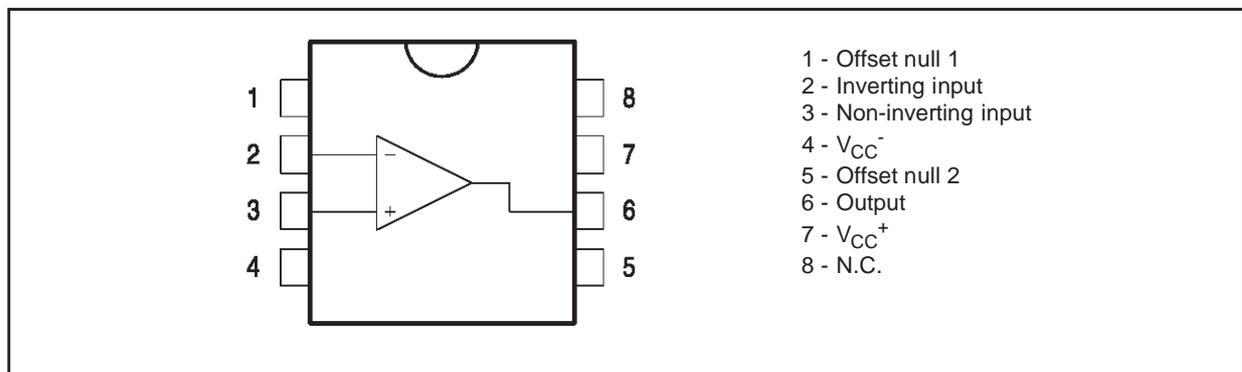


DESCRIPTION

The TL081, TL081A and TL081B are high speed J-FET input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

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

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

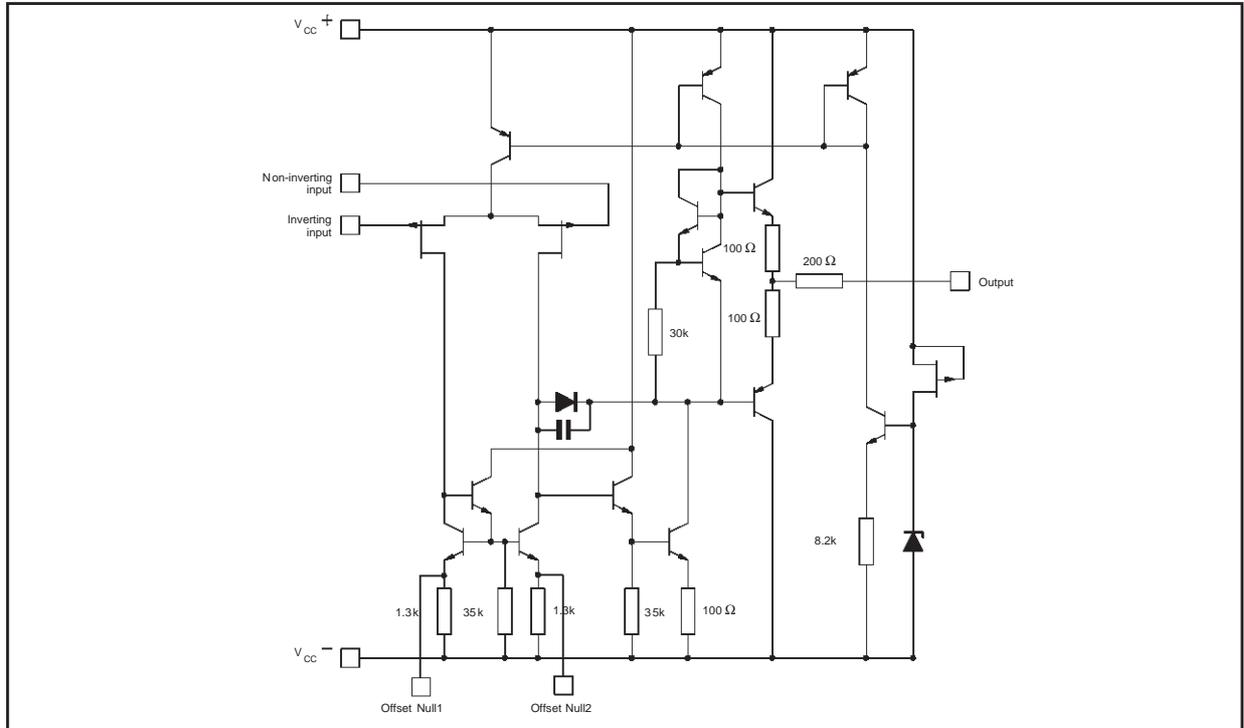
Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL081M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL081I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL081C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•

Example : TL081CD, TL081IN

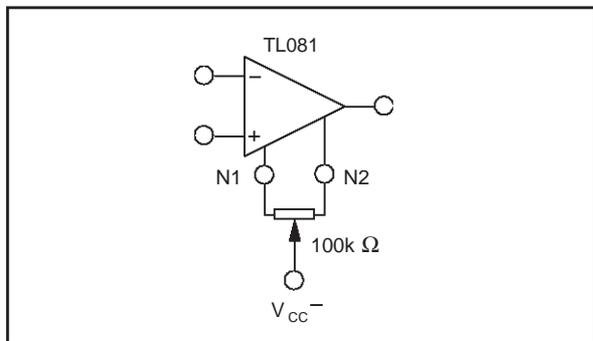
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

TL081 - TL081A - TL081B

SCHEMATIC DIAGRAM



INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUIT



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL081M, AM, BM	TL081I, AI, BI	TL081C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note ¹⁾	±18			V
V_i	Input Voltage - note ²⁾	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note ³⁾	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note ⁴⁾	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^+ and V_{CC}^- .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. 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.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

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

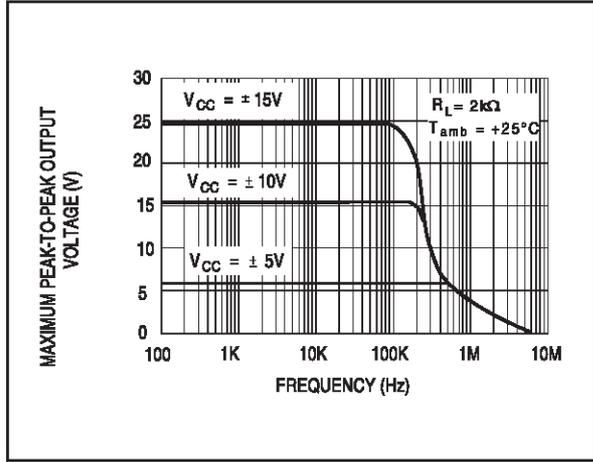
Symbol	Parameter	TL081I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ TL081 TL081A TL081B TL081 TL081A TL081B		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3	10	mV
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		$\mu V/^{\circ}C$
I_{io}	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100 4		5	100 10	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current -note 1 $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	200 20		20	400 20	nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_o = \pm 10V$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{CC}	Supply Current, no load $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.4	2.5 2.5		1.4	2.5 2.5	mA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11	+15 -12		± 11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{os}	Output Short-circuit Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ RL = 2k Ω RL = 10k Ω RL = 2k Ω RL = 10k Ω	10 12 10 12	12 13.5		10 12 10 12	12 13.5		V
SR	Slew Rate ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10V$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain	8	16		8	16		V/ μs
t_r	Rise Time ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		0.1			0.1		μs
K_{ov}	Overshoot ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		10			10		%
GBP	Gain Bandwidth Product ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $f = 100kHz$	2.5	4		2.5	4		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}			10^{12}		Ω

TL081 - TL081A - TL081B

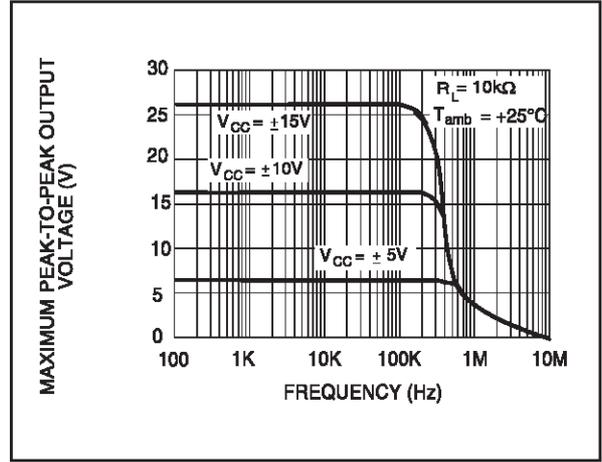
Symbol	Parameter	TL0811,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ($T_{amb} = +25^{\circ}\text{C}$), $f = 1\text{kHz}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, $A_V = 20\text{dB}$, $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$, $f = 1\text{KHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
ϕ_m	Phase Margin		45			45		degrees

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

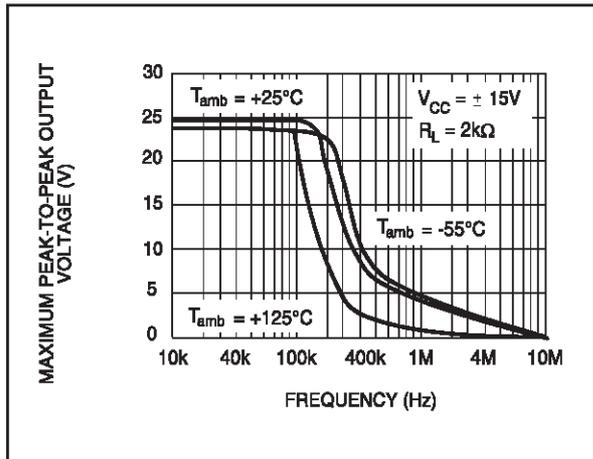
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



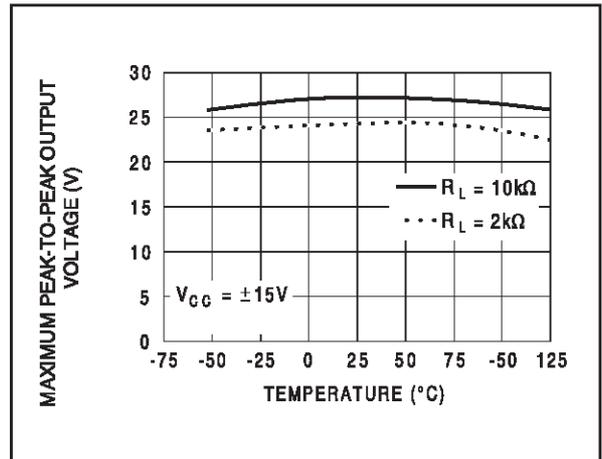
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



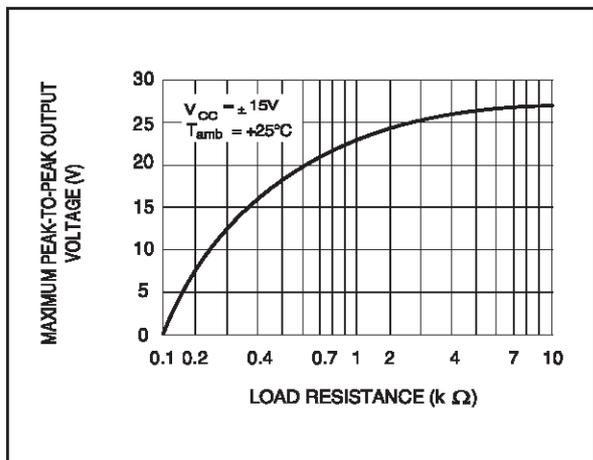
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY



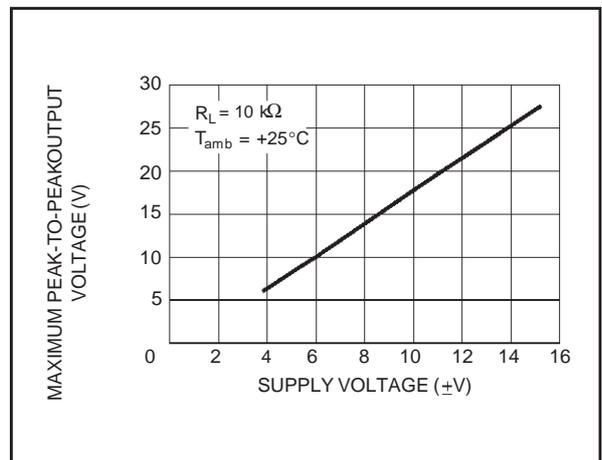
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMP.



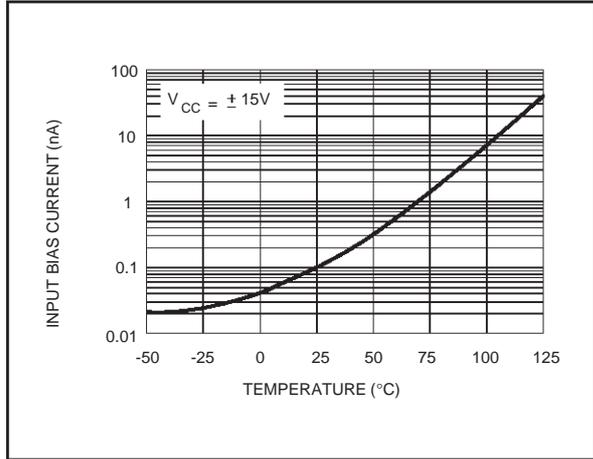
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus LOAD RESISTANCE



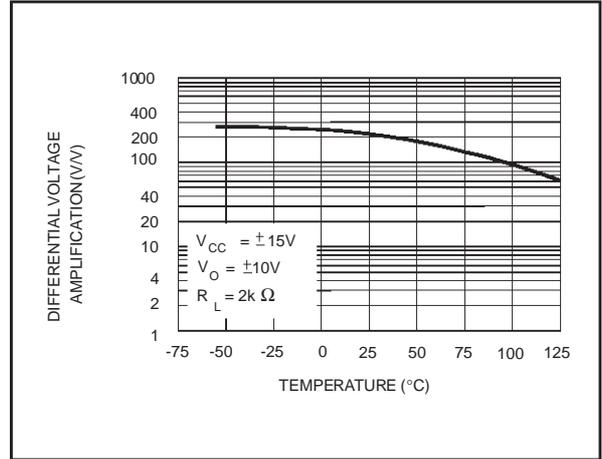
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPPLY VOLTAGE



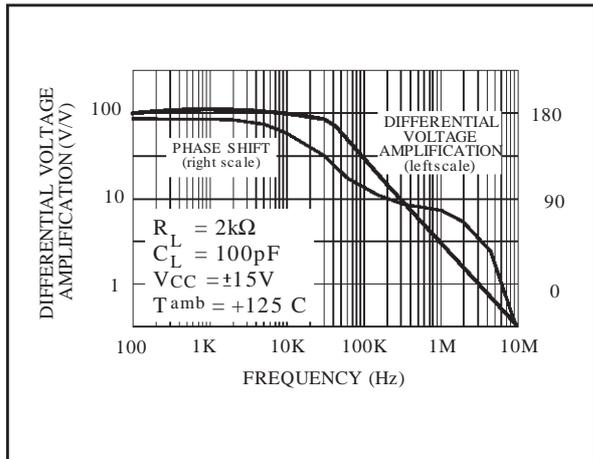
INPUT BIAS CURRENT versus FREE AIR TEMPERATURE



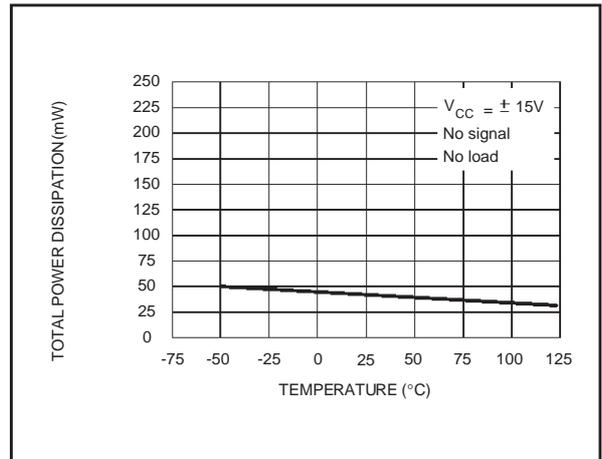
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION versus FREE AIR TEMP.



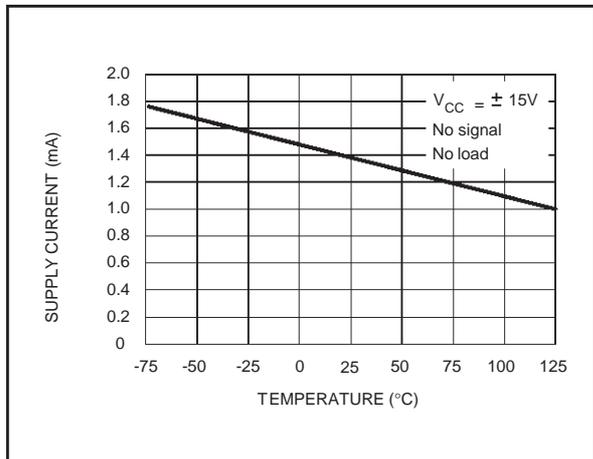
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT versus FREQUENCY



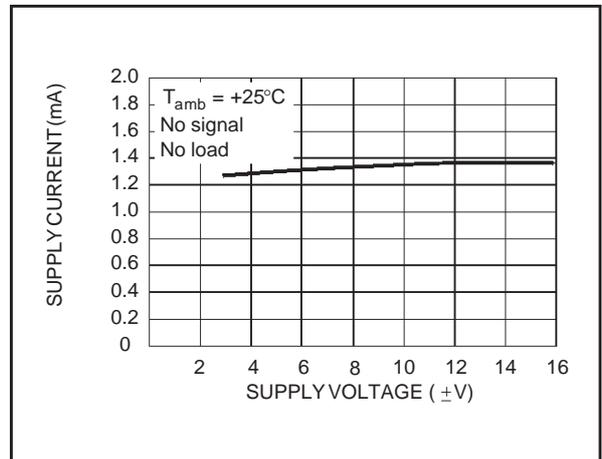
TOTAL POWER DISSIPATION versus FREE AIR TEMPERATURE



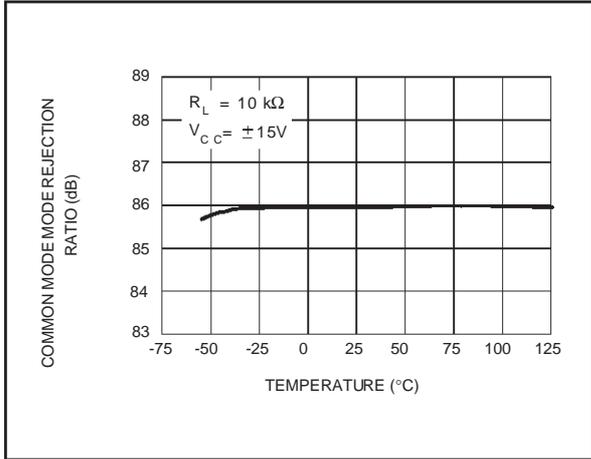
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE



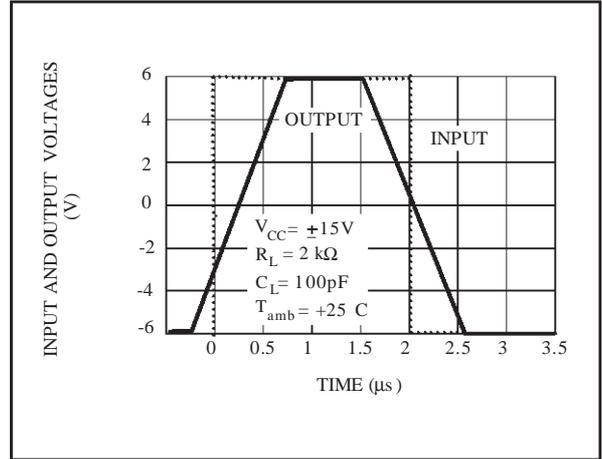
SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE



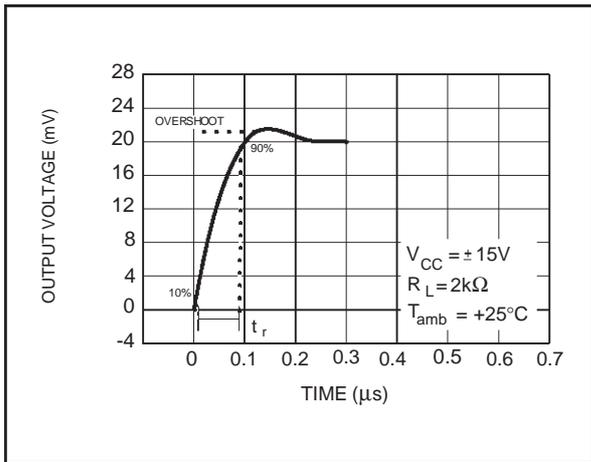
COMMON MODE REJECTION RATIO versus FREE AIR TEMPERATURE



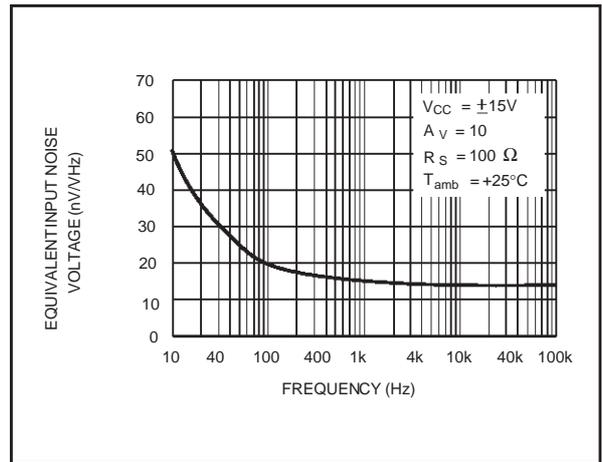
VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



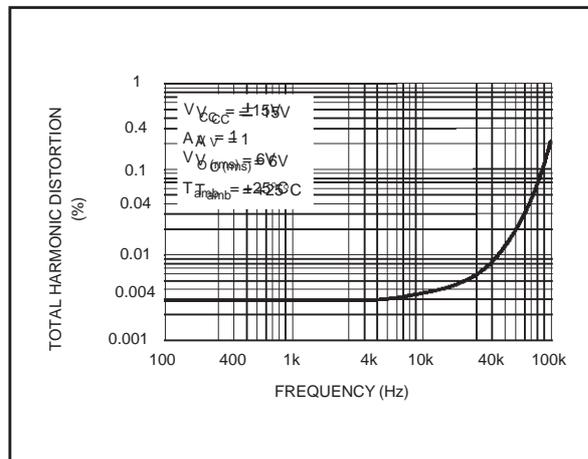
OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME



EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE versus FREQUENCY



TOTAL HARMONIC DISTORTION versus FREQUENCY



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

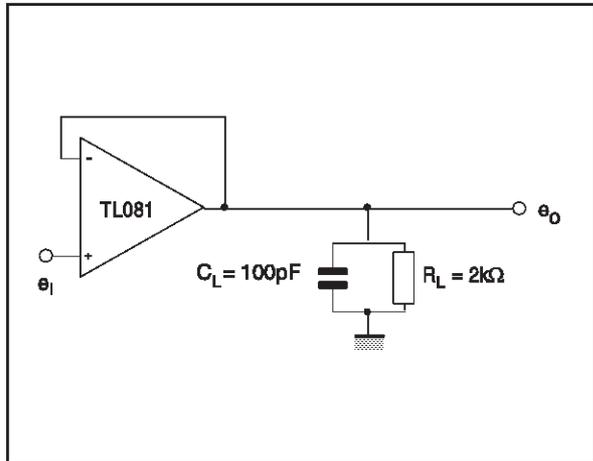
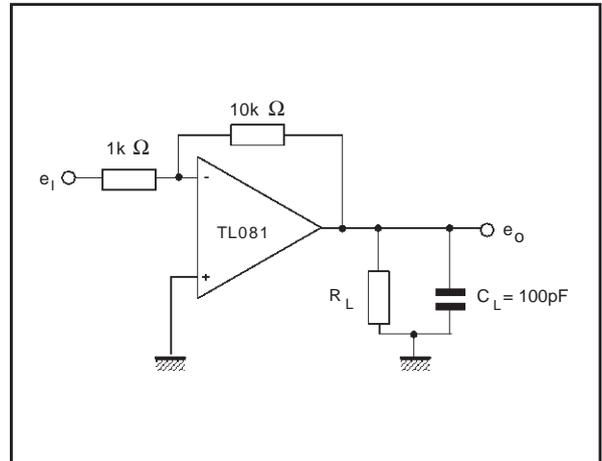
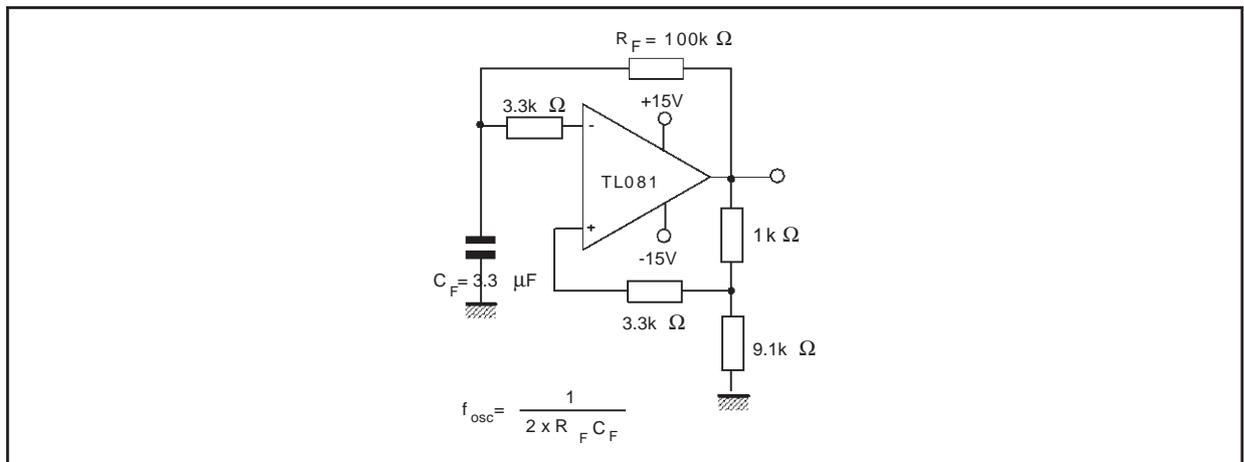


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier

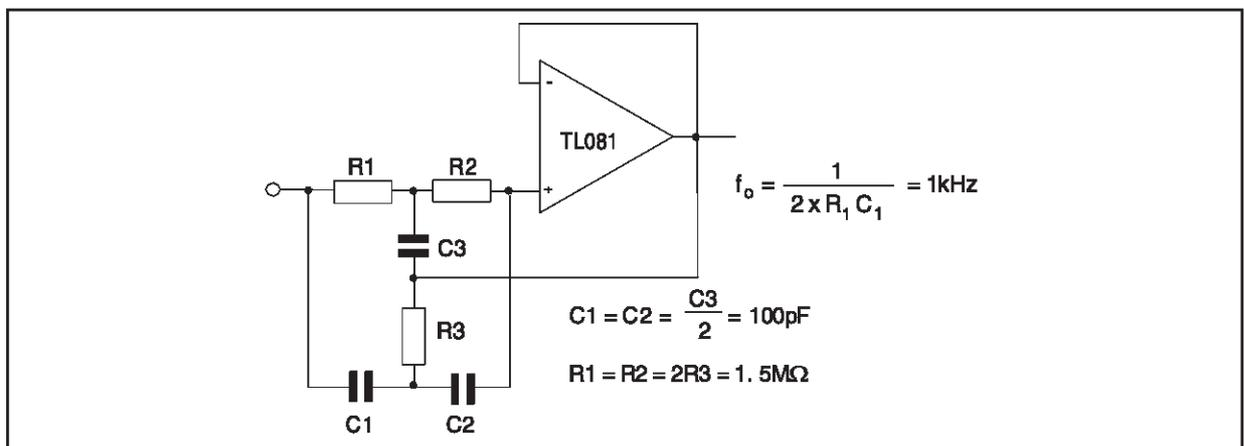


TYPICAL APPLICATIONS

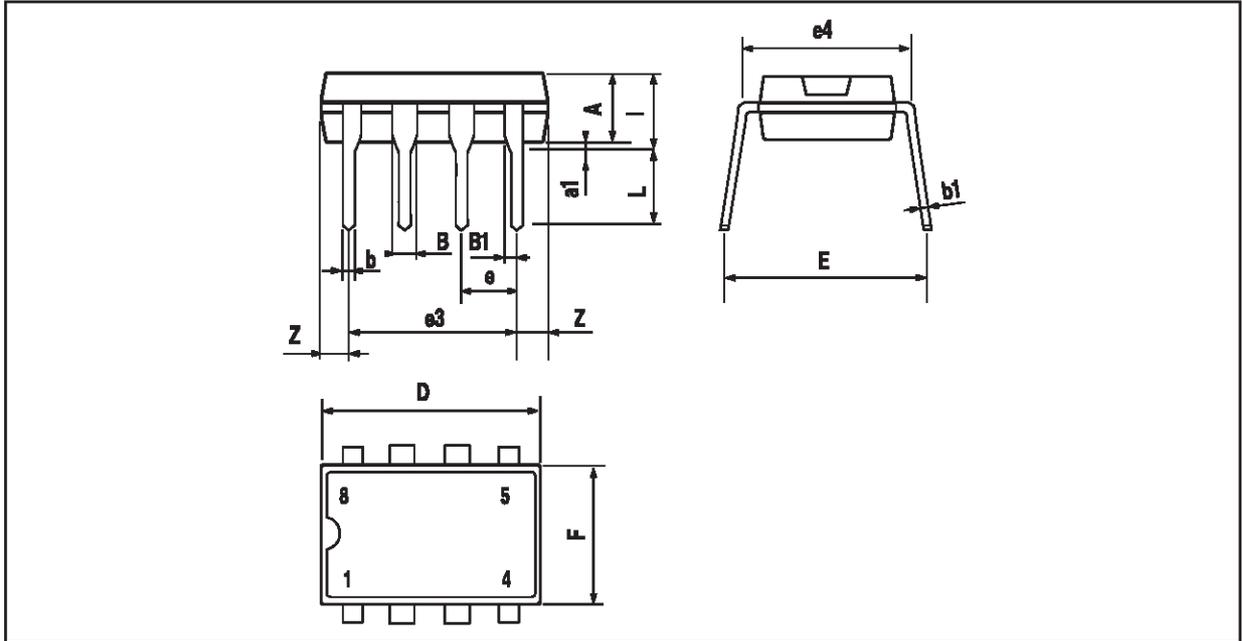
(0.5Hz) SQUARE WAVE OSCILLATOR



HIGH Q NOTCH FILTER



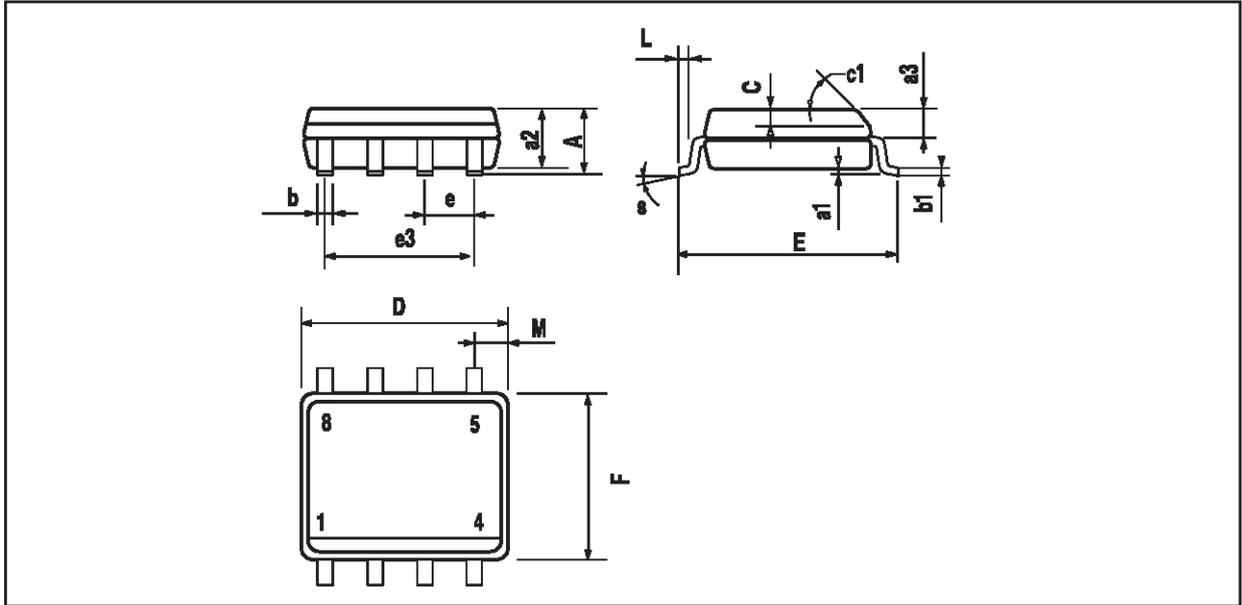
PACKAGE MECHANICAL DATA
8 PINS - PLASTIC DIP



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A		3.32			0.131	
a1	0.51			0.020		
B	1.15		1.65	0.045		0.065
b	0.356		0.55	0.014		0.022
b1	0.204		0.304	0.008		0.012
D			10.92			0.430
E	7.95		9.75	0.313		0.384
e		2.54			0.100	
e3		7.62			0.300	
e4		7.62			0.300	
F			6.6			0.260
i			5.08			0.200
L	3.18		3.81	0.125		0.150
Z			1.52			0.060

TL081 - TL081A - TL081B

PACKAGE MECHANICAL DATA
8 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.25	0.004		0.010
a2			1.65			0.065
a3	0.65		0.85	0.026		0.033
b	0.35		0.48	0.014		0.019
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C	0.25		0.5	0.010		0.020
c1	45° (typ.)					
D	4.8		5.0	0.189		0.197
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		3.81			0.150	
F	3.8		4.0	0.150		0.157
L	0.4		1.27	0.016		0.050
M			0.6			0.024
S	8° (max.)					

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement 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 STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved
STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco
Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom

© <http://www.st.com>

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.

Bibliographie

- [1] Christèle Manuelle, « les 5 fonctions vitales du corps humain », éditions LAmARRe, 2008.
- [2] Elaine N. MARIEB adaptation française : René LACHAINE « anatomie et physiologie humaines » adaptation de la 6 édition américaine, PEARSON Education, 2005.
- [3] Traduit de l'américain par le docteur Philippe « Atlas des soins : soins en cardiologie », éditions vigot 23, rue de l'école de médecine 75006 paris, 1982.
- [4] Wilhelm Rutishauser et Juan Sztajzel, « Cardiologie clinique », 2^e Edition, 2004.
- [5] Alhussen Mohamed, « Motirage d'un signal PCG par labviev », mémoire d'ingénieur d'état en électronique biomédicale, université de Tlemcen, 2010.
- [6] Hamza Mounir et Ziani Cherif Selmen, « étude et réalisation d'un stéthoscope électronique" mémoire de projet d'études pour obtenir le diplôme de master en génie biomédical, université de Tlemcen, 2014.
- [7] Melle Bouabida Zohra, « étude et réalisation d'une vélocimétrie sanguine électromagnétique », projet de fin d'études pour obtenir le diplôme d'ingénieur d'état en électronique biomédicale, université de Tlemcen, 2007.
- [8] Weshah Ahmed et Harmel Mohamed, « Etude et réalisation d'un amplificateur d'ECG », projet de fin d'études pour obtenir le diplôme d'ingénieur d'état en électronique biomédicale, université de Tlemcen, 2009.
- [9] Boumeddane Lahcene et Belabed Abdelaziz, « Etude et réalisation d'un amplificateur de sonorisation haute-fidélité », projet de fin d'études pour obtenir le diplôme d'ingénieur d'état en électronique option : communication, université de Tlemcen, 1995.