



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

Faculté de Technologie
Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : HADJAJI Wiam et SIDENAS Khalida

**Etude et réalisation d'un dispositif pour la
détection et l'analyse de l'impédance
cardiogramme ICG**

Soutenu le 23 juin 2022 devant le Jury :

Mr.	Debbal sidi Mohammed	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr.	BEREKSI REGUIG Fethi	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr.	Benali Radhwan	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire : 2021-2022

Remerciements

A l'occasion de la rédaction de ce mémoire de fin d'étude, nous remercions **ALLAH** le tout-puissant de nous avoir accordé la foi, Le courage et la volonté pour élaborer ce travail.

Nous tenons donc en premier lieu à remercier notre encadreur, le Professeur **BEREKSI REGUIG Fethi** pour avoir accepté de nous encadrer et de nous diriger, ainsi que pour sa patience et ces précieux conseils durant la période de notre projet de fin d'étude.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury : **Mr. DEBBAL S** et **Mr. BENALI R** pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leurs propositions.

Nous exprimons toute notre appréciation et notre gratitude à l'administration et à tous les membres du corps professoral de l'Université **Abou Bakr Belkaid** en général et du Département de **génie biomédical** en particulier pour leurs efforts visant à assurer la continuité et le succès de ce programme de master

Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui nous ont toujours soutenues et encouragées et toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail :

*À la plus belle créature que DIEU a créée sur terre, cette source de tendresse, de patience et de
générosité,*

À ma mère !

*À l'homme de ma vie, mon exemplaire éternel, mon soutien moral et source de joie et de
bonheur, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir,*

À mon père !

*À mon cher frère **Houssam** qui n'est cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, courage
et générosité.*

*À les plus chers et mes plus proches personnes, la source de tendresse mes sœurs **Fatima,**
Bassma, Chaima et Kenza que dieu les garde.*

*À mon beau-frère **Khaled** et mes amants **Aya, Chiraz et Abdou.***

*Une dédicace spécialement pour ma deuxième famille **mosalla omar benAbdalaziz.***

*À toute ma famille **Hadjaidji et Aoudjit,** grands et petits.*

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

HADJAIDJI Wiam

Dédicace

« Avec l'aide de DIEU tout puissant on a pu achever ce modeste travail que je dédie ce modeste travail :

“À l'être le plus cher de ma vie, ma mère . . .

À celui qui m'a fait de moi une femme, mon père, La lumière du ma vie . . .

Pour leurs sacrifices et leur encouragement durant toutes mes études . . .

À ma sœur et Mes frères

Toute la famille **SIDENAS**..

À mes amis et tous qui ceux qui m'aiment . . .

« Je dédie ce travail à tous ceux qui ont participé ma réussite » ”

Résumé

La cardiographie par impédance (ICG) est une technique non invasive de mesure de variation d'impédance Bioélectrique dans la région thoracique du corps au cours du cycle cardiaque. C'est une des techniques qui peut être utilisée dans l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire. Elle permet de déterminer certains paramètres hémodynamiques tels que le volume systolique (VS), la fréquence cardiaque (FC), le débit cardiaque (DC), temps d'éjection ventriculaire (TEV) et période de pré-éjection (PPE).

Notre projet s'intéresse à la réalisation d'un dispositif qui permet de détecter et analyser l'impédance cardiogramme ICG afin de mesurer certains paramètres hémodynamiques. Afin de mener à bien cette réalisation, nous avons étudié puis réalisé les différents circuits constituant ce dispositif (circuit d'injection de courant, circuit de détection et circuit d'acquisition). Des mesures ont été réalisées sur les différents blocs réalisés du dispositif pour valider leurs fonctionnements.

Abstract

Impedance cardiography (ICG) is a non-invasive technique used to detect changes in impedance caused by high frequency, low amplitude current flowing in the chest between two additional pairs of electrodes located outside the measured segment. It allows to determine certain hemodynamic parameters such as stroke volume (SV), heart rate (HR), cardiac onset (CO) and ventricular ejection time.

Our project is interested in the realization of a device which makes it possible to detect and analyze the ICG cardiogram impedance in order to measure certain hemodynamic parameters. In order to carry out this achievement, we studied and then designed the different circuits constituting this device (current injection circuit, detection circuit and acquisition circuit). Some measurements have been carried out on the different circuits constituting the device in order to validate their functioning.

ملخص

تخطيط القلب بالمقاومة (ICG) هو تقنية غير جراحية تستخدم للكشف عن تغيرات المعاوقة الناتجة عن تيار عالي التردد ومنخفض الحجم الذي يتدفق عبر الصدر بين زوجين إضافيين من الأقطاب الكهربائية الموجودة خارج المقطع المقاس. وهو يجعل من الممكن تحديد المعلمات الديناميكية للقلب مثل معدل ضربات القلب (SV) الناتج القلبي (HR) وقت إخراج البطين ووقت طرد البطين.

يهتم مشروعنا بإدراك جهاز يجعل من الممكن الكشف عن مقاومة مخطط القلب ICG وتحليلها من أجل قياس معلمات معينة في الدورة الدموية. لتحقيق هذا الإنجاز قمنا بدراسة ثم إنتاج الدوائر المختلفة المكونة لهذا الجهاز (دائرة الحقن الحالية، دائرة الكشف ودائرة الاستحواذ).

Liste des abréviations

ICG : impédance cardiogramme

VS : le volume systolique

FC : la fréquence cardiaque

DC : le débit cardiaque

TEV : temps d'éjection ventriculaire

PPE : période de pré-éjection.

ECG : le signal électrocardiogramme

PCG : le signal Phono cardiogramme

SCV : le système cardiovasculaire

Table des matières

Remerciement	I
Dédicace	II
Sommaire	III
Liste des figures	IV
Liste des tableaux	V
Introduction générale	1

Chapitre I : Concepts généraux de l'impédance cardiographie ICG

I.1. Introduction	4
I.2. Système cardiovasculaire	4
I.2.1. Le cœur	4
I.2.2. Activité mécanique du cœur	5
I.2.3. Activité électrique du cœur	6
I.2.4. Hémodynamique	7
I.3. Impédance cardiographie	8
I.3.1. Définition.....	8
I.3.2. Principe de base de l'impédance cardiographie	8
I.3.3. Détection de l'impédance Cardiogramme	9
I.3.4. ICG et paramètres physiologiques Hémodynamiques.....	9
I.4. Conclusion	12

Chapitre II : Description générale du système de détection de l'ICG

I. Introduction.....	14
II. Etude des différents blocs pour la génération du courant	15
II.1. Oscillateur sinusoïdal a réaction	15
II.1.1. Les conditions d'oscillation	16
II.1.2. Oscillateur à pont de Wien	16
II.1.3. Principe	16
II.1.3.1. La fréquence d'oscillation.....	16
II.2. Convertisseur tension /courant : Source de Howland.....	18
II.3. Les électrodes	19
II.3.1. Les électrodes polarisables et non polarisables	19
II.3.2. Les électrodes implantables	20
III. Etude des différents blocs pour la détection du signal ICG	20
III.1. L'amplification	20
III.1.1. Amplificateur d'instrumentation	20
III.1.2. Les caractéristiques d'un amplificateur d'instrumentation	20
III.1.3. Principe	20

Table des matières

III.2. Adaptation	22
III.3. Filtrage	23
III.3.1. Le filtre passe bande	23
III.3.2. Filtre de Sallen and Key.....	23
III.4. Démodulation AM	25
III.5. Extraction du signal ICG	26
IV. Acquisition.....	27
IV.1. Description de La carte Arduino	27
V. Conclusion.....	27

Chapitre III : Réalisation du système de mesure d'ICG et Mesures

III.1. Introduction	29
III.2. Tests et Mesures des signaux sur les différents blocs du dispositif	29
III.2.1. Le point test N°1-PT1 : la sortie de l'Oscillateur à pont de Wien	29
III.2.2. Le point test N°2-PT2 : la sortie de la Source de Howland	30
III.2.3. Le point test N°3-PT3 : la sortie du Montage émetteur suiveur	31
III.2.4. Le point test N°4-PT4 : la sortie du Circuit tétra polaire	32
III.2.5. Le point test N°5-PT5 : la sortie de l'Amplificateur d'instrumentation	33
III.2.6. Le point test N°6-PT6 : la sortie de Filtre passe bande.....	34
III.2.7. Le point test N°7-PT7 : la sortie de détecteur d'enveloppe N°1	35
III.2.8. Le point test N°8-PT8 : la sortie du Buffer	36
III.2.9. Le point test N°9-PT9 : la sortie de détecteur d'enveloppe N°2.....	37
III.2.10. Le point test N°10-PT10 : la sortie de l'amplificateur sommateur	38
III.3. les résultats souhaités	39
III.4. Acquisition	40
III.5. Conclusion	42
Conclusion générale	44
Annexe	VI
Bibliographie.....	VII

Table des matières

Liste des figures

Figure I.1 : Schéma de la circulation sanguine dans le système cardiovasculaire	4
Figure I.2 : Principe des systoles auriculaires et ventriculaires	6
Figure I.3 : Parcours du signal électrique cardiaque	6
Figure I.4 : Morphologie d'un signal Electrocardiogramme normal	7
Figure I.5 : Tension artérielle aortique et débit sanguin aortique sur un intervalle de battements cardiaques.	8
Figure I.6 : ICG typique	9
Figure I.7 : Signal ICG dz/dt et signal ECG	12
Figure II.1 : Schéma bloc proposé du dispositif détection de l'ICG.....	15
Figure II.2 : Oscillateur à pont de Wien.....	16
Figure II.3 : chaine directe	17
Figure II.4 : Chaine de retour	17
Figure II.5 : Convertisseur tension-courant (source de Howland)	18
Figure II.6 : Montage à base de 3 amplis opérationnels.....	21
Figure II.7 : Montage suiveur.....	22
Figure II.8 : Filtre passe bande de Sallen and Key.....	24
Figure II.9 : Détecteur d'enveloppe	25
Figure II.10 : Circuit de détection d'enveloppe	25
Figure II.11 : Amplificateur sommateur	26
Figure II.12 : Carte Arduino Uno.....	27
Figure III.1 : Schéma bloc du système réalisé	29
Figure III.2 : Schéma électrique du circuit de l'oscillateur à pont de Wien	30
Figure III.3 : Signal sinusoïdal à la sortie d'oscillateur à pont Wien.....	30
Figure III.4 : Schéma électrique du circuit de la source de Howland	31
Figure III.5 : le signal obtenu à la sortie de la source de Howland	31
Figure III.6 : Schéma électrique du circuit émetteur suiveur.....	32
Figure III.7 : Signal à la sortie du potentiomètre	33
Figure III.8 : Schéma électrique du circuit de l'amplificateur d'instrumentation.....	33
Figure III.9 : La sortie de l'amplificateur d'instrumentation INA128	34
Figure III.10 : Schéma électrique filtre passe-bande du type Sallen-Key.....	34
Figure III.11 : La sortie du filtre	35
Figure III.12 : Diagramme de Bode du filtre passe bande	35
Figure III.13 : Schéma électrique du circuit de détection de l'enveloppe $[Z + \Delta Z]$	35
Figure III.14 : Signal à sortie du premier détecteur d'enveloppe.....	36
Figure III.15 : Schéma électrique du circuit d'adaptation d'impédance	36
Figure III.16 : Signal à la sortie du Buffer	37

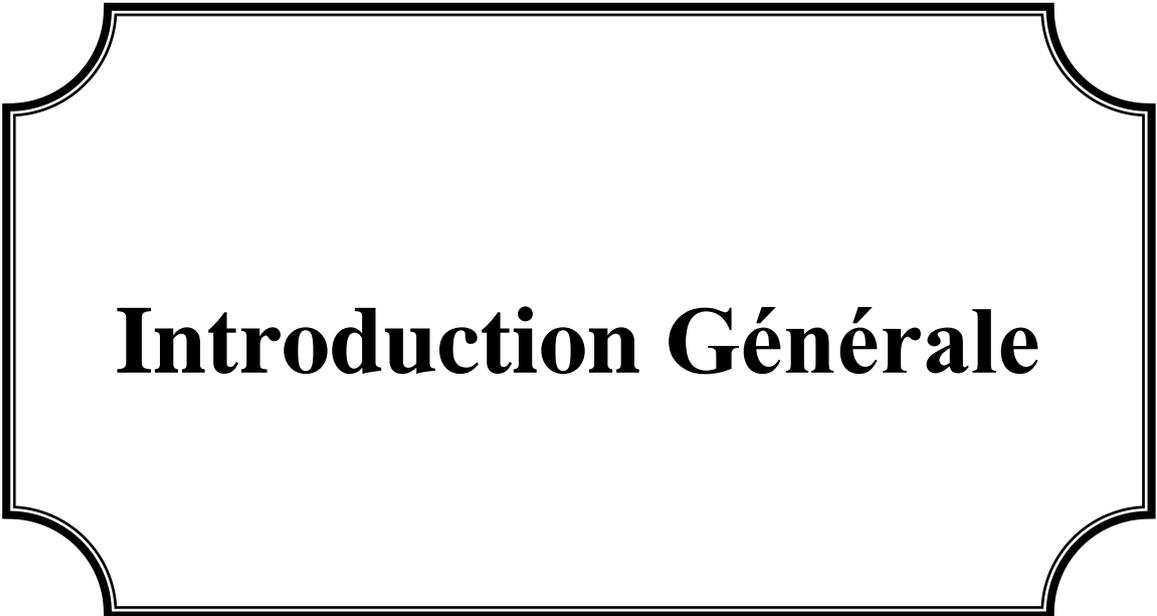
Table des matières

Figure III.17 : Schéma électrique du circuit de détection de l'enveloppe [Z]	37
Figure III.18 : Signal à la sortie du deuxième détecteur d'enveloppe.....	38
Figure III.19 : Schéma électrique du circuit de l'amplificateur sommateur	38
Figure III.20 : Signal à la sortie de l'amplificateur sommateur Vs.....	39
Figure III.21 : Signal démodulé de l'information [Z + ΔZ]	39
Figure III.22 : Signal à la sortie du sommateur.....	40
Figure III.23 : Signal pléthysmographique relatif à ΔZ	40
Figure III.24 : Programme pour la conversion analogique – numérique d'un signal	41
Figure III.25 : Signal numérisé	41

Liste Des tableaux

Tableau I.1 : Les paramètres Hémodynamiques d'ICG	10
---	----





Introduction Générale

Introduction Générale

Introduction générale :

Depuis ses débuts, la recherche médicale a cherché à développer des méthodes permettant la pratique d'examens et de traitements toujours plus efficaces. Cependant, cette efficacité est souvent accompagnée d'inconvénients comme le coût d'utilisation, la difficulté de la pratique, ou encore l'invasivité de la méthode pour le patient.

Les nouvelles méthodes d'explorations et de traitements médicaux doivent prendre en compte ces impératifs. Dépendant de la structure anatomique à laquelle le médecin s'intéresse on trouve différentes techniques d'exploration fonctionnelle. Ainsi par exemple on parle d'exploration fonctionnelle de l'audition quand on s'intéresse aux mesures de paramètres physiologiques relatifs au système de l'audition ; ou encore d'exploration fonctionnelle respiratoire quand on s'intéresse aux paramètres physiologiques relatifs à l'appareil respiratoire ou bien d'exploration fonctionnelle cardiovasculaire quand on s'intéresse aux paramètres physiologiques relatifs au système cardiovasculaire. C'est à cette dernière technique d'exploration qu'on s'intéresse dans ce projet. Différentes techniques peuvent être utilisées pour explorer le système cardiovasculaire. On peut citer l'électrocardiographie qui consiste à détecter et analyser le signal électrocardiogramme ECG ; ou encore la phonocardiographie qui permet détecter et analyser le signal Phono cardiogramme PCG ou bien encore la tension artérielle qui permet une évaluation des pressions systolique ; Moyenne et diastolique ; ou bien encore l'Impédance cardiographie qui permet détecter et analyser le signal Impédance Cardiogramme ICG. C'est à cette dernière technique d'exploration cardiovasculaire qu'on s'intéresse dans ce projet.

En fait, l'impédance cardiographie ICG est une technique non invasive de mesure de variation d'impédance Bioélectrique dans la région thoracique du corps au cours du cycle cardiaque. Elle est également appelée pléthysmographie par impédance électrique (EIP : Electrical Impedance Plethysmography) qui représente les variations de volume et de la vitesse du sang dans l'aorte entraînant des variations de la bio-impédance thoracique laquelle est mesurée et affichée sous forme de trace ICG.

La cardiographie d'impédance, ou ICG (Impedance Cardiography), fait l'objet de recherches depuis les années 1940. La NASA a aidé à développer la technologie dans les années 1960.

L'utilisation de la cardiographie par impédance dans la recherche psychologique a été lancée par la publication d'un article de Miller et Horvath en 1978. Par la suite, les recommandations de Miller et Horvath ont été confirmées par un groupe de normalisation en 1990 [1].

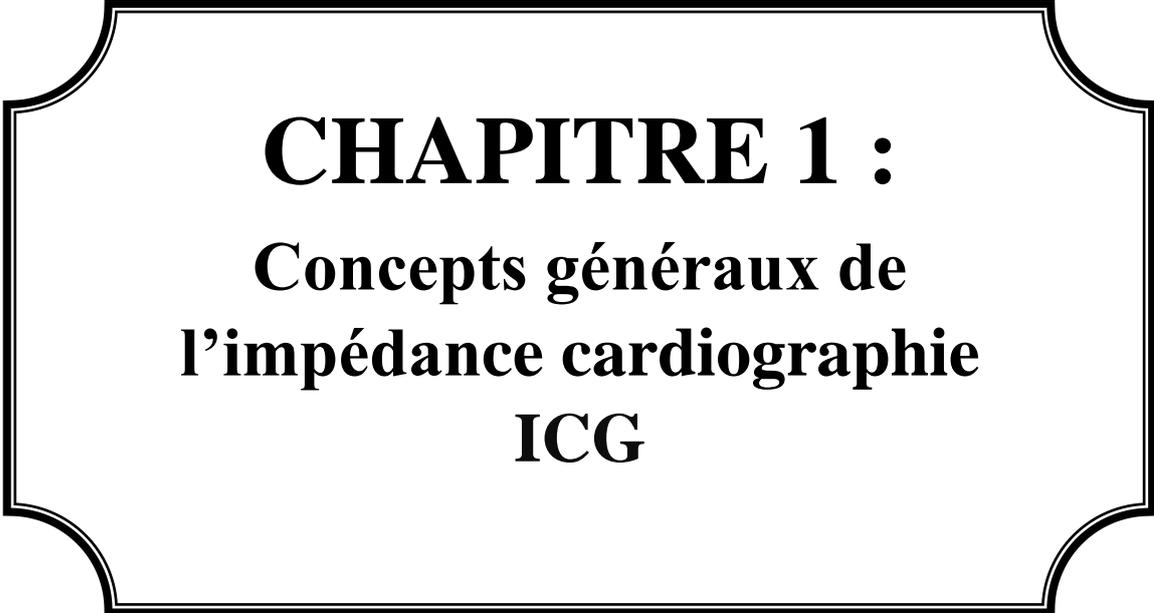
En fait ; l'impédance cardiogramme ICG est considéré comme un outil fiable et une méthode bien tolérée et non invasive utilisée pour évaluer le schéma hémodynamique du système cardiovasculaire. Il peut être utile en cas de diagnostic de l'insuffisance cardiaque (IC), suivi hémodynamique des patients malades, et aide au choix de l'antihypertenseur thérapie. [2-3].

Aussi, les mesures déduites de l'impédance bioélectrique sont exploitées pour le monitoring des Apnées principalement des bébés ; dans la détection des thromboses veineuses dans l'évaluation du flux sanguin périphérique ; le volume d'éjection systolique et bien d'autres paramètres physiologiques. Les applications de mesures d'impédance bioélectrique peuvent être classées en deux catégories. La première catégorie d'applications est l'étude des variations d'impédance liées aux variations associées aux pulsations sanguines cardiaque et à la respiration et c'est à laquelle on s'intéresse dans ce travail. La deuxième catégorie d'applications concerne la détermination de certaines caractéristiques du corps comme le volume du fluide corporel ; ou encore le pourcentage de graisse corporelle. Dans ce cas l'impédance totale est mesurée et dans

Introduction Générale

certain cas elle est mesurée en fonction de la fréquence ; connu dans ce cas par spectroscopie d'impédance.

Ainsi ; pour décrire notre travail qui consiste en l'étude et la réalisation d'un dispositif pour la détection et l'analyse de l'impédance Cardiogramme on présente un mémoire avec Trois chapitres. Après cette introduction une description des concepts généraux de l'impédance cardiographie ICG est présentée en chapitre un. Cette description est suivie en chapitre deux par une étude théorique des différents circuits qui peuvent être utilisés dans la réalisation du dispositif de détection et d'analyse de l'ICG. Enfin, dans le dernier chapitre (le chapitre trois) la réalisation pratique du dispositif est présentée, étudiée et évaluée à travers différentes mesures. Le mémoire est terminé par une conclusion générale.



CHAPITRE 1 :
Concepts généraux de
l'impédance cardiographie
ICG

I.1.Introduction :

L'impédance cardiographie ICG est une technique non invasive de mesure de variation d'impédance Bioélectrique dans la région thoracique du corps au cours du cycle cardiaque. C'est une des techniques qui peut être utilisée dans l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire. Elle est souvent utilisée pour évaluer le schéma hémodynamique du système cardiovasculaire à travers la détermination de plusieurs paramètres physiologiques.

I.2. Le Système cardiovasculaire :

Le système cardiovasculaire (SCV) est un ensemble d'organes qui permet la circulation du sang dans tout l'organisme à travers le réseau de vaisseaux sanguins. Le SCV est constitué du cœur (pompe), des vaisseaux sanguins (artères et veines) qui constituent le circuit de transport et du sang (liquide circulant). **La figure I.1** représente le schéma de la circulation sanguine dans le système cardiovasculaire. Pour plus de détail sur le SCV, on peut consulter la référence [4].

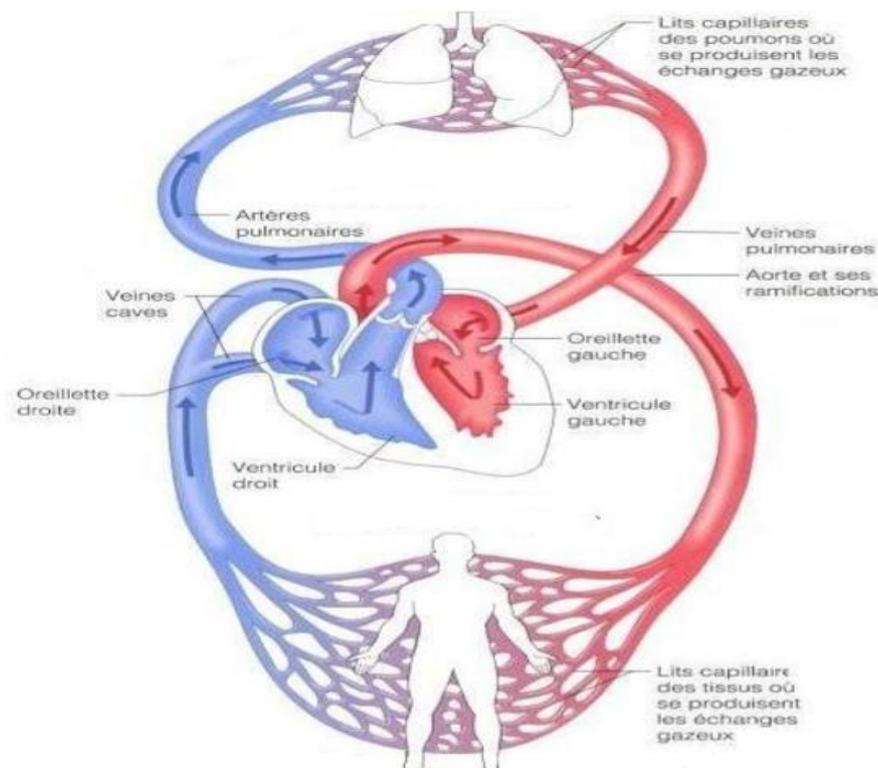


Figure I.1 : Schéma de la circulation sanguine dans le système cardiovasculaire

I.2.1. Le cœur :

Une véritable pompe, le cœur est un organe fibro-musculaire ayant une forme conique ; il pèse entre 250-350g chez un adulte et il est situé dans la partie gauche du thorax du corps humain. Son fonctionnement principal est d'assurer la circulation du sang dans les vaisseaux sanguins et les cavités du corps par des contractions rythmées [4].

Le cœur est constitué essentiellement de deux parties : cœur gauche (plus volumineux) et cœur droit séparés par une paroi verticale qui s'appelle le septum. Chaque partie est partagée en deux chambres ou cavités séparées eux-mêmes par une valve. La cavité inférieure de chaque partie du cœur s'appelle le ventricule et la cavité supérieure de chaque partie du cœur s'appelle l'oreillette [4]. Le circuit de transport du sang est le système vasculaire est alors composé d'artères, d'artérioles, de capillaires, de veinules et de veines.

- **Les artères** : les ventricules livrent le sang aux grandes artères sous forte pression (pression systolique). Pour accommoder une telle pression, la paroi de ces artères est alors dotée de propriétés

élastiques. Les artères les plus importantes sont : l'artère pulmonaire qui conduit le sang du ventricule droit vers les poumons, l'artère aorte et les grosses artères qui conduisent le sang vers la périphérie.

- **Les petites artères ou artérioles** : ce sont des vaisseaux sanguins de 40 à 110 μm de diamètre qui se raccordent et se ramifient au départ d'une artère vers des terminaisons artérielles débouchant sur des capillaires. Les artérioles, comme les artères mais, à la différence des capillaires, sont pourvues de nombreuses fibres élastiques et musculaires qui leur permettent de se contracter ou de se relâcher (sous l'action de l'histamine) afin d'adapter le débit du sang en fonction des besoins des tissus.

- **Les capillaires sanguins** : ils sont des segments vasculaires très grêles dont le diamètre est compris entre 3 et 10 μm . Ils sont très nombreux, extrêmement souples et élastiques. Les capillaires sanguins sont reliés aux veines et artères, et transportent les nutriments, notamment le glucose, et l'oxygène aux tissus des différents organes du corps.

- **Les veinules** : elles sont reliées aux capillaires et sont chargées du retour du flux sanguin en direction du cœur.

- **Les veines** : elles ferment le circuit de transport sanguin et ont pour fonction de ramener le sang à l'oreillette droite du cœur.

Le cycle de la circulation sanguine se répète constamment et entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques appelé l'évolution cardiaque.

I.2.2. Activité mécanique du cœur :

La circulation sanguine du cœur consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole [4].

Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules comme il est montré dans **la figure I.2**.

Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment pour éviter un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur. La systole ventriculaire, illustrée aussi dans **la figure I.2**, implique la contraction des ventricules pour expulser le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche se ferment. Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur permettant le remplissage passif des oreillettes du sang arrivant du système circulatoire. Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement la même.

Cette succession d'activités mécaniques génère des sons connus par bruits cardiaques détectés à travers le stéthoscope. Ces bruits se traduisent en un signal électrique connu par Phono cardiogramme PCG s'ils sont détectés à travers un microphone convenablement choisi et placé sur des localisations standardisées connues par foyers d'auscultation.

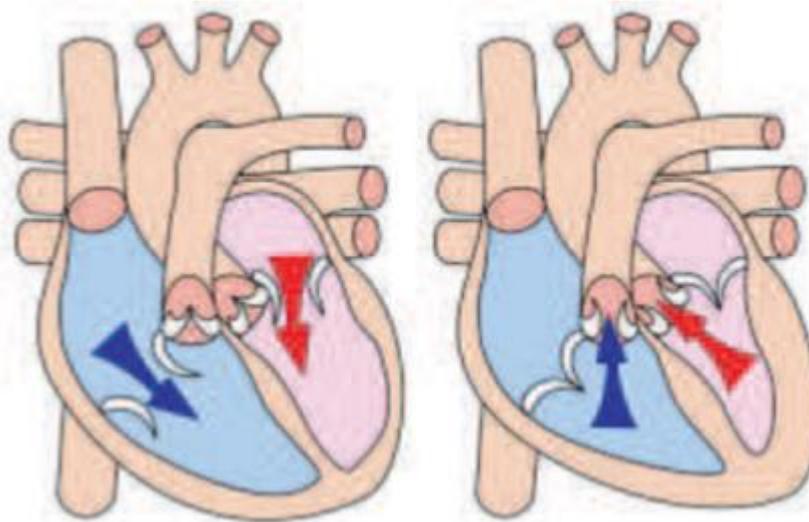


Figure I.2 : Principe des systoles auriculaires et ventriculaires

I.2.3. Activité électrique du cœur :

La contraction du myocarde, le muscle du cœur, dans le cas d'un rythme sinusal normal est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaque induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Donc, les phénomènes mécaniques du cycle cardiaque sont liés directement aux événements électriques [5]. La propagation de l'activité électrique au sein du cœur est assurée par le réseau de conduction électrique présenté schématiquement sur la figure I.3.

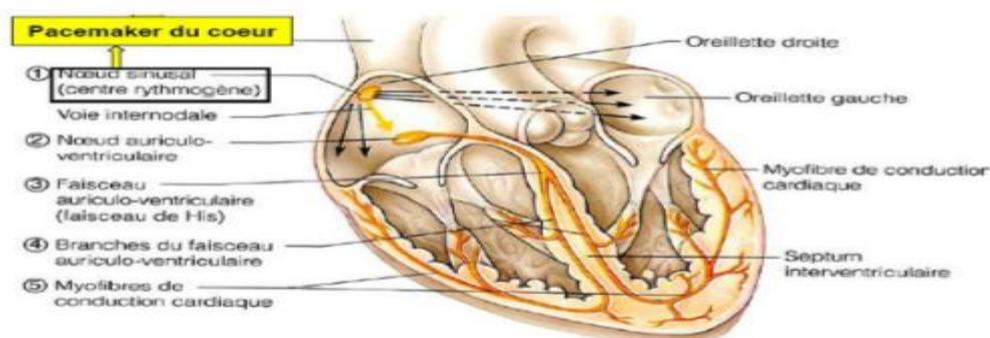


Figure I.3 : Parcours du signal électrique cardiaque

C'est au sein du nœud sinusal (NS), (situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite), que l'activité électrique prend naturellement naissance. Structure d'un centimètre de diamètre à la jonction de la veine cave supérieure et de l'oreillette droite, le nœud sinusal est le stimulateur cardiaque "pacemaker" physiologique qui émet 60 à 100 stimuli par minute en fonctionnement normal [5]. Une impulsion électrique prend naissance dans le NS, puis elle se propage à tout l'étage auriculaire jusqu'au nœud auriculo-ventriculaire (NAV) qui présente une conduction électrique lente (approximativement 100 ms). Cette propriété physiologique de conduction électrique lente du NAV permet de protéger les ventricules d'un nombre excessif d'activations du NAV et d'activations auriculaires et concède aux oreillettes un temps de vidange plus grand, ce qui optimise la contraction ventriculaire. Le NAV filtre les impulsions électriques qui

lui parviennent, élimine une partie de ces impulsions, coordonne le reste de ces impulsions et fait un influx électrique homogène transmis au faisceau de His, localisé dans la partie haute du septum inter ventriculaire et composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule. Enfin, l'influx électrique aboutit au réseau de Purkinje qui le conduit aux parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje sont des fibres musculaires spécialisées permettant une bonne conduction électrique assurant ainsi la contraction simultanée des parois ventriculaires [5]. On note que la seule voie de propagation de l'influx électrique entre les chambres du cœur (oreillettes et ventricules) est assurée à travers le nœud AV et le faisceau de His comme le montre le schéma de **la figure I.3** [6].

Cette activité électrique résulte en un signal connu par Electrocardiogramme ECG qui peut être détecté à la surface du corps en utilisant des électrodes disposées sur des positions standardisées. Ce signal est illustré sur **la figure I.4**. Il regroupe un ensemble d'ondes et segments connus respectivement par onde P ; Complexe QRS ; onde T et segment PR, segment ST, segment QT[7].

- **L'onde P** traduit la dépolarisation des oreillettes.
- **Le complexe QRS** traduit la dépolarisation des ventricules.
- **L'onde T** traduit la repolarisation ventriculaire.
- **Le segment PR** qui est un segment isoélectrique qui sépare l'onde P du complexe QRS. Il reflète la propagation du courant électrique à travers le faisceau de His jusqu'au réseau de fibres de Purkinje.
- **Le segment ST** représente l'intervalle entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T. Il correspond au début de la repolarisation ventriculaire.
- **Le segment QT** qui est un intervalle qui englobe le complexe QRS et l'onde T. Il représente la durée totale de la dépolarisation et de la repolarisation ventriculaire.

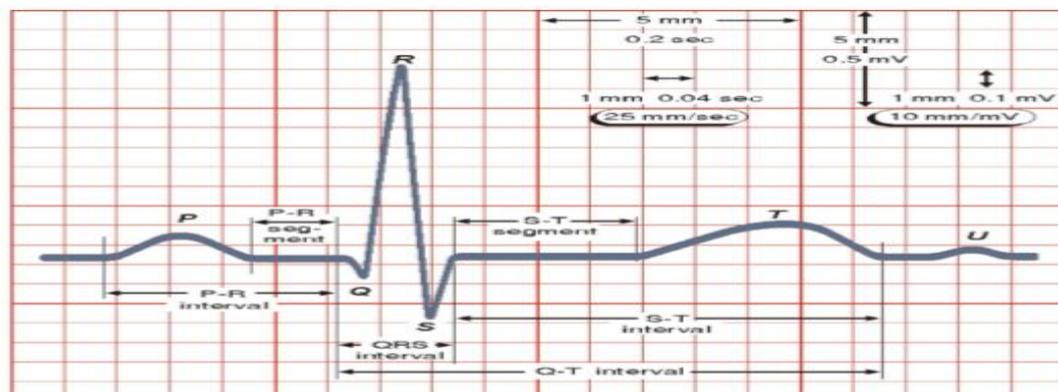


Figure I.4 : Morphologie d'un signal Electrocardiogramme normal

I.2.4 Activité hémodynamique :

L'hémodynamique est un sous-chapitre de la physiologie cardiovasculaire, qui s'intéresse aux forces générées par le cœur et au mouvement du sang qui en résulte dans le système cardiovasculaire. Ces forces se démontrent au clinicien comme paires valeurs de débit sanguin et tension artérielle mesurées simultanément au nœud de sortie du cœur gauche. **La figure I.5** ci-dessous illustre cette relation entre débit et tensions [11].

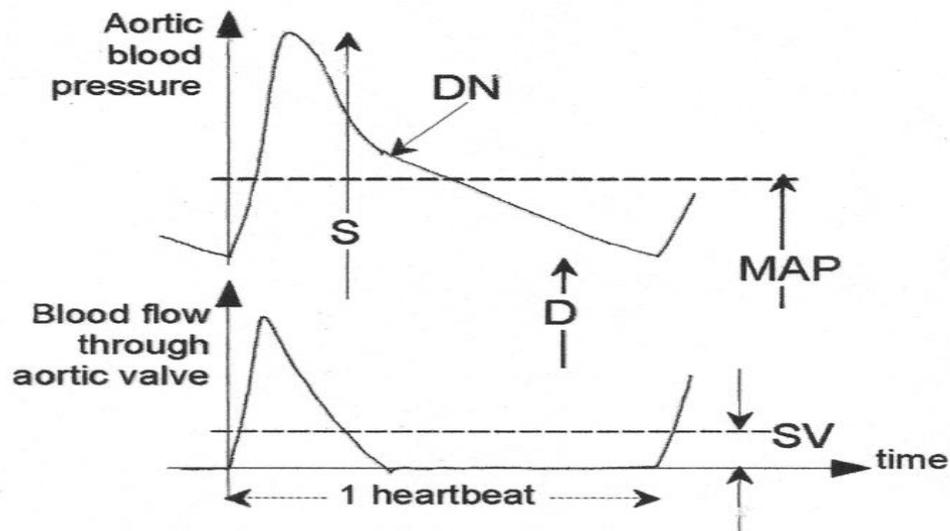


Figure I.5 : Tension artérielle aortique et débit sanguin aortique sur un intervalle de battements cardiaques.

(S = tension artérielle systolique ; D = tension artérielle diastolique ; MAP = pression artérielle moyenne ; SV = volume de course ; DN = encoche dicrotique (fermeture de la valve aortique))

L'hémodynamique est un pendant fluide de la loi d'Ohm en électronique : la pression équivaut à la tension, le flux au courant, la résistance vasculaire à la résistance électrique et le travail myocardique à la puissance. [1]

L'impulsion artérielle prenant naissance lors de l'éjection systolique lorsque le ventricule gauche se contracte et éjecte le sang dans la crosse aortique se propage dans le système vasculaire entraînant ainsi des changements de volume aux niveaux des vaisseaux. Ces changements de volume sont connus par pléthysmographie et peuvent être détectés par Impédance. On parle alors de pléthysmographie par impédance et dans le cas du système cardiovasculaire d'impédance cardiogramme ICG.

I.3. Impédance cardiographie :

I.3.1. Définition :

L'impédance cardiographie ICG est une technique non invasive de mesure de variation d'impédance Bioélectrique dans la région thoracique du corps au cours du cycle cardiaque. Elle est également appelée pléthysmographie par impédance électrique **EIP (Electrical Impedance Plethysmography)** qui représente les variations de volume et de la vitesse du sang dans l'aorte entraînant des variations de la bio-impédance thoracique laquelle est mesurée et affichée sous forme de trace **ICG (Impédance Cardiogramme)**.

I.3.2. Principe de base de l'impédance cardiographie :

La cardiographie par impédance est fondée sur la loi d'Ohm « $R = V / I$ », où **R** est la résistance (Ohm), **V** est la tension (volt) et **I** est le courant (Ampère). La résistance dans un courant alternatif est appelée impédance (**Z**) et peut également être calculée comme « $Z = V/I$ » en cardiographie par impédance. Cette loi est appliquée à un modèle électrique généralement utilisé pour le corps humain

: le modèle conducteur parallèle. Ce modèle suppose que l'impédance du tissu thoracique est parallèle à celle du sang. La validité de cette hypothèse a été démontrée par divers chercheurs.

Autres que les fluctuations causées par la respiration, l'impédance du tissu thoracique est constante. Les changements d'impédance liés au sang se répètent à chaque battement de cœur et sont liés à l'activité cardiaque [8].

1.3.3. Détection de l'impédance Cardiogramme :

En se basant sur la loi d'ohm $V = Z.I$ décrit en ci-dessus, l'impédance Z et ses variations en réponse aux variations du flux sanguin dans les vaisseaux peut être déduite à travers la mesure de V si le courant I est maintenu constant. En effet ; Z correspond à Z_0 correspondant à l'impédance de base (correspond à la situation où l'impulsion artérielle est absente en réalité au minimum) à laquelle s'ajoute dZ (correspondant à la variation due à la présence de l'impulsion artérielle). Par conséquent V va correspondre à V_0 (résultant de ZI) à laquelle s'ajoute dV (correspondant à $dZ.I$). Très souvent un courant sinusoïdal I de fréquence **50 à 100kHz** d'amplitude constante doit être appliqué à la zone corporelle d'intérêt à travers des électrodes et la tension V résultante est détectée aussi à travers des électrodes. **La figure I.6** ci-dessous illustre la variation dZ traduisant l'ICG.

En effet, il est désirable l'utilisation de courants I de valeurs supérieures à 1mA pour obtenir un bon rapport signal/bruit. A des fréquences faibles ce courant provoque des chocs non plaisants sur le sujet. Le courant provoquant une sensation augmente avec la fréquence. Par conséquent des fréquences supérieures à 20kHz sont utilisées pour éviter les sensations de courant. De même, l'impédance peau-électrode décroît avec un facteur de 100 lorsque la fréquence augmente des faibles valeurs vers 100kHz. Par conséquent, les fréquences hautes sont utilisées pour simultanément réduire l'impédance peau-électrode et ses changements qui résultent des mouvements du patient [9]. Différentes configurations d'électrodes peuvent être utilisées pour détecter l'ICG. Très souvent en version bipolaire en utilisant deux électrodes pour injecter le courant I et détecter la tension V ou encore en version tétra polaire ou deux électrodes sont utilisées pour injecter le courant I et les deux autres pour détecter la tension V . Ceci va être discuté plus en détail dans le chapitre 2.

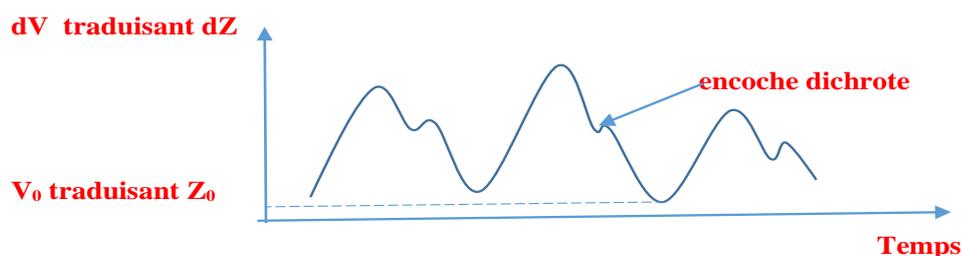


Figure I.6 : ICG typique

1.3.4. ICG et paramètres physiologiques Hémodynamiques :

Plusieurs travaux scientifiques ont été menés sur l'ICG et comment il est exploité dans la détermination de plusieurs paramètres physiologiques Hémodynamiques. En fait, l'ICG après sa détection et acquisition est traité de manière numérique pour déterminer des points repères souvent en exploitant aussi l'ECG pour mesurer et calculer ces paramètres tels que le débit cardiaque, le volume systolique, la résistance vasculaire systémique, la teneur en liquide thoracique, l'indice d'accélération et le rapport de temps systolique [1]. Ces paramètres sont résumés avec leurs définitions respectives sur le **tableau I.1** ci-dessous.

Paramètres	Définition
Fréquence cardiaque	Nombre de battements cardiaque chaque minute
Débit cardiaque	Quantité de sang pompée par le ventricule gauche chaque minute
Index cardiaque	Débit cardiaque normalise pour la surface corporelle
Volume de course	Quantité de sang pompée par le ventricule gauche à chaque battement cardiaque
Index de course	Course volume normalise pour la surface corporelle
Résistance vasculaire systémique	La résistance au flux sanguin dans le système (postcharge)
Indice de résistance vasculaire systémique	Résistance vasculaire systémique normalisée pour la surface
Indice d'accélération	Accélération maximale du flux sanguin dans l'aorte
Indice de vitesse	Vitesse maximale du flux sanguin dans l'aorte
Travail cardiaque gauche	Un indicateur de la quantité de travail que le ventricule gauche doit effectuer pour pomper le sang chaque minute
Indice de travail cardiaque gauche	Travail cardiaque gauche normalise pour la surface corporelle
Rapport de temps systolique	Le rapport de la systole électrique et mécanique
Période de pré-éjection	L'intervalle de temps entre le début de la stimulation électrique des ventricules et l'ouverture de la valve aortique
Temps d'éjection ventriculaire gauche	L'intervalle de temps entre l'ouverture et la fermeture des ventricules et l'ouverture de la valve aortique

Tableau I.1 : les paramètres Hémodynamiques d'ICG

Très souvent la détermination des points repères sur l'ICG se résume au calcul de la dérivée première dz/dt du signal ICG et en exploitant simultanément le signal ECG ; tel que c'est illustré sur **la figure I.7** ci-dessous.

En fait plusieurs travaux ont suivi ceux de Kubicek et al. [10] qui ont été les pionniers à exploiter la dérivée première dz/dt pour déterminer le volume d'éjection systolique (volume de course). Ces travaux portaient essentiellement sur le signal dz/dt en identifiant des points repères en les corrélant avec le signal ECG pour déduire des paramètres physiologiques Hémodynamiques indispensable en exploration fonctionnelle cardiovasculaire.

Karnegis et al. [11] ont d'abord montré que l'onde A suit l'onde P de l'ECG, et l'onde C est associée à la contraction ventriculaire. Pendant la diastole, ils ont remarqué une autre déviation vers le haut du dz/dt signal : l'onde O. Lababidi et al [12] ont comparé le signal (dz/dt) avec phonocardiographie réalisée simultanément chez 91 sujets. Ils ont découvert que le point B coïncide avec l'ouverture de la valve aortique et le point X avec fermeture valvulaire aortique. Ces observations ont été confirmées par plusieurs investigateurs à l'aide d'échocardiographies et

d'enregistrements de la pression aortique [13]. Aujourd'hui le signal (dz/dt) est très sensible au temps systolique.

L'origine du signal cardiographique d'impédance semble être complexe et les conditions physiologiques et la base anatomique doit être encore expliquée plus en détail. De nombreux les enquêteurs ont traité ce sujet dans le passé. En général, les preuves à l'appui de l'origine de signal d'impédance cardiographique ont été dérivé d'études qui ont essayé de corrélés les paramètres physiologiques au signal dz/dt , 'études de modélisation et études réalisées en animaux'.

L'onde A :

Lababidi et al. [12] et Karnegis et al. [11] se sont avérés convainquants prouvant que l'onde A est liée à la contraction des oreillettes. Lambert et al. [14] ont émis l'hypothèse que cette onde a sa source dans le reflux du sang des oreillettes dans les veines centrales. Takada et al. [15] ont montré que l'oreillette gauche pourrait être le principal contributeur à cette vague. Ils ont montré que l'éjection auriculaire gauche est fortement corrélée à la hauteur relative de l'onde A ($r=0-91$).

L'onde C :

De nombreuses recherches ont été effectuées pour démêler la source de l'onde C systolique dans le cardiogramme d'impédance, puisque la hauteur absolue (dz/dt_{max}), de cette onde est utilisée pour calculer le volume d'éjection systolique. Le premier rapport sur ce sujet a été publié par Bonjer et al. [16] Dans chiens anesthésiés, ils ont enfermé le cœur dans un isolant feuille de caoutchouc. De cette expérience, ils ont conclu que le volume change dans le cœur lui-même jouent généralement un rôle très mineur. Geddes et Baker [17] a montré que la contraction de la droite et du gauche ventricule peut entraîner une modification de l'impédance thoracique. Cependant, les changements d'impédance étaient relativement faibles. Les changements d'impédance de l'aorte ascendante étaient beaucoup plus gros. Ito et al. [18] réalisé une étude sous anesthésie chiens chez lesquels l'aorte et l'artère pulmonaire ont été perfusés avec un flux pulsatile contrôlé. De cela expérience, ils ont conclu que moins de 30 % dès le signal d'impédance thoracique provient du poumon artère. Saito et al. [19] ont également montré que la circulation pulmonaire se reflète dans le signal cardiographique d'impédance thoracique. Kubicek et al. [20] ont cependant publié des signaux d'un chien dont le ventricule gauche ne pompait qu'une fois toutes les deux éjections du ventricule droit. Ce n'est que lorsque le ventricule gauche s'est contracté qu'il y a eu un changement de l'impédance thoracique. Il a également montré que la valeur maximale du signal dz/dt apparaissait précisément au pic de la vitesse d'éjection ventriculaire gauche. Ces résultats ont été confirmés par Lambert et al. [14]

Spinal et al [21] a corrélé au court-circuit fractionnaire ventriculaire gauche et droit déterminé par échocardiographie, au dz/dt_{max} chez les porcs pendant la stimulation inotrope positive et réduction de la précharge. Cette étude a montré que (dz/dt_{mm}) était fortement corrélé au raccourcissement fractionnaire ventriculaire gauche ($r = 0-88$) et modérément au ventricule droit raccourcissement fractionnaire ($r=0-54$). Ils ont également conclu que la circulation systémique doit être le plus grand contributeur au cardiogramme d'impédance. Welham et al. [22] (dz/dt_{max}) lié au pic aortique vitesse d'écoulement chez des chiens anesthésiés qui a inspiré une augmentation de la concentration d'halothane. Une forte corrélation a été noté entre ces deux variables ($r=0-95$). Ohashi [23] a corrélé le (dz/dt_{max}) et le débit aortique de pointe vitesse, mesurée chez 30 sujets humains. Cette étude a montré une forte corrélation entre ces variables ($r=0-84$). Kizakevich et al. [13] ont répété cette expérience chez 31 sujets humains pendant l'exercice et utilisé Doppler échocardiographie pour mesurer la vitesse maximale du flux aortique. Ils ont également trouvé une forte corrélation ($r = 0-86$). Afin de démêler une description plus détaillée de l'origine de l'onde C, certains chercheurs ont essayé de simuler les changements cardiographiques d'impédance dans un modèle [24] [25]. Cependant, ceux-ci sont loin d'être cohérents, et la plupart ne parviennent pas à

expliquer la relation fréquemment trouvée entre $(dz/dt)_{\max}$ et d'autres variables physiologiques, par ex. vitesse de pointe du flux aortique. Des recherches supplémentaires sont nécessaires sur les contributeurs de $(dz/dt)_{\max}$ tels que prédits par un modèle.

L'onde O :

L'onde O est la déviation diastolique vers le haut du signal dz/dt . Lababidi et al [1] ont montré que le maximum de cette vague coïncide avec le claquement d'ouverture de la valve mitrale chez les patients atteints de sténose mitrale. Plus la preuve de son origine a été dérivée de l'impédance Mesures chez les patients présentant des anomalies cardiaques. Une onde O élevée a été remarquée chez les patients avec pathologie de la valve mitrale et aortique [14,26-27], chez les patients avec insuffisance cardiaque [28], et chez les patients atteints d'insuffisance myocardique aiguë blessure [29]. En raison de l'apparition diastolique précoce et l'élévation spécifique des valvules mitrales et aortiques troubles, l'origine de l'onde O a été fortement liée au retour veineux pulmonaire vers le côté gauche du cœur. Pickett et al. [30] ont trouvé une relation significative entre le pic Doppler vitesse diastolique précoce, obtenu aux pointes de la valve mitrale, et la hauteur relative de l'Onde O ($r=0.64$).

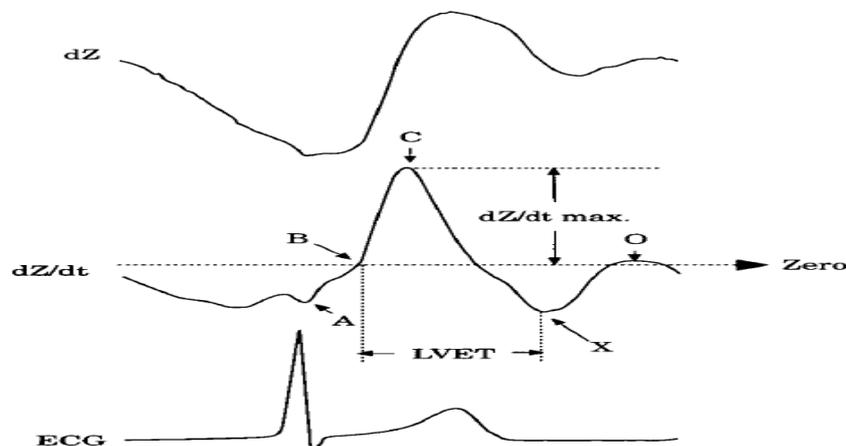


Figure I.7 : Signal ICG dz/dt et signal ECG

Où A est la déflexion vers le bas due à la contraction des oreillettes, B est le début de l'éjection du sang par le ventricule gauche, C la déviation majeure vers le haut se produisant pendant systole, X la fermeture de la valve aortique, O la diastolique déviation vers le haut, LVET le temps d'éjection ventriculaire gauche (s) et $(dz/dt)_{\max}$ la variation d'impédance maximale pendant systole (Ω/s).

I.4.Conclusion :

Dans ce chapitre, on a d'abord présenté un bref aperçu sur le système cardiovasculaire suivi d'une description des signaux ECG et PCG avant de détailler l'impédance Cardiogramme ICG. Une étude relativement exhaustive de recherche bibliographique a été menée sur l'ICG mettant en relief les différents paramètres physiologiques Hémodynamiques qui peuvent être déterminés à travers ce signal.

Dans le chapitre suivant, une étude théorique sur les différents étages entrant dans la réalisation de ce dispositif est décrite et étudiée.

CHAPITRE 2 :

**Description générale du
système de détection de l'ICG**

I. Introduction :

Dans ce chapitre on s'intéresse à la description générale du système de détection du signal Impédance cardiogramme ICG qu'on se propose de réaliser.

Comme cela était décrit dans le chapitre précédent ; l'impédance Z et ses variations ΔZ en réponse aux variations du flux sanguin dans les vaisseaux (l'ICG) est déduite en se basant sur la loi d'ohm $V = (Z + \Delta Z) I$. Ainsi en maintenant I constant, $(Z + \Delta Z)$ est déduite à travers la mesure de V . En effet ; Z correspond à Z_0 correspondant à l'impédance de base (correspond à la situation où l'impulsion artérielle est absente en réalité au minimum) à laquelle s'ajoute ΔZ (correspondant à la variation due à la présence de l'impulsion artérielle) ; par conséquent V va correspondre à V_0 (résultant de ZI) à laquelle s'ajoute ΔV (correspondant à ΔZI). Il est alors facile dans ce cas de déduire ΔV (soit donc l'ICG) par simple différence entre V et V_0 . Très souvent un courant sinusoïdal I de fréquence 50 à 100kHz d'amplitude constante doit être appliqué à la zone corporelle d'intérêt à travers des électrodes et la tension V résultante est détectée aussi à travers des électrodes. Différentes configurations sont utilisées pour la détection des variations d'impédance telle que la configuration bipolaire ; ou la configuration tétra polaire. Dans le premier cas de configuration, le courant I est appliqué à travers une paire d'électrodes à partir desquelles la tension V est aussi détectée. Cependant dans le deuxième cas de configuration, le courant I est appliqué à travers une paire d'électrodes et la tension V est détectée à travers une autre paire d'électrodes. C'est la configuration choisie dans notre réalisation.

Le schéma bloc du système de détection qu'on se propose de réaliser est illustré sur la **figure II.1** ci-dessous. Il regroupe trois grandes parties :

Une partie relative aux différents blocs pour la génération du courant ; constitué par une paire d'électrodes, un circuit d'isolation, un buffer et une source de courant.

Une autre partie relative aux différents blocs pour la détection du signal ICG ; constitué par une paire d'électrodes, un circuit d'isolation, des blocs d'amplification, de filtrage, de démodulation, et de sommation.

Et une dernière partie relative au bloc d'acquisition du signal ICG en vue de son traitement numérique.

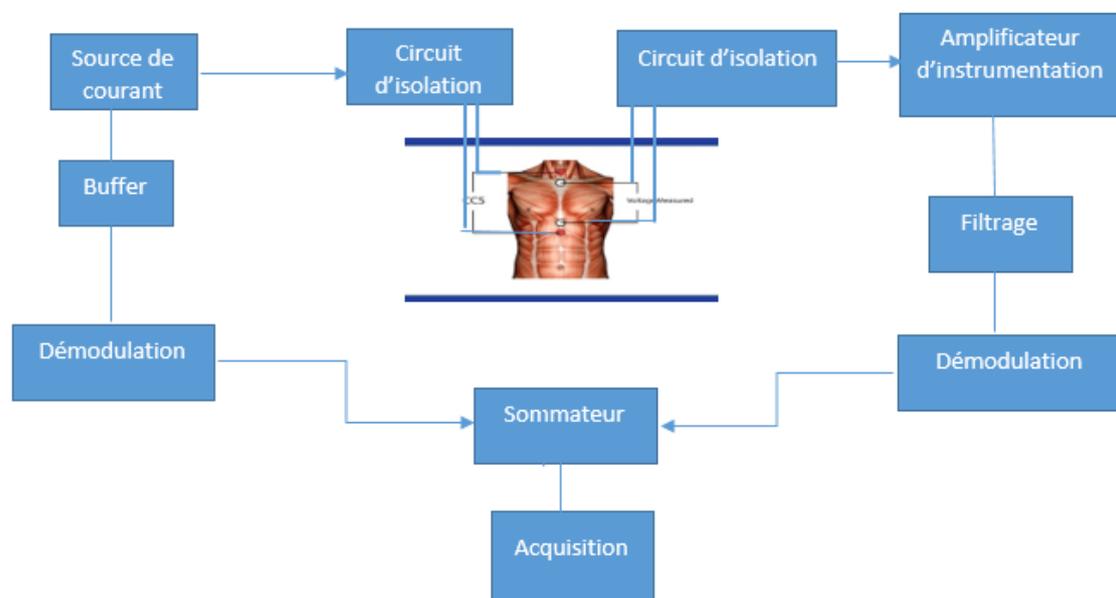


Figure II.1 : Schéma bloc proposé du dispositif détection de l'ICG

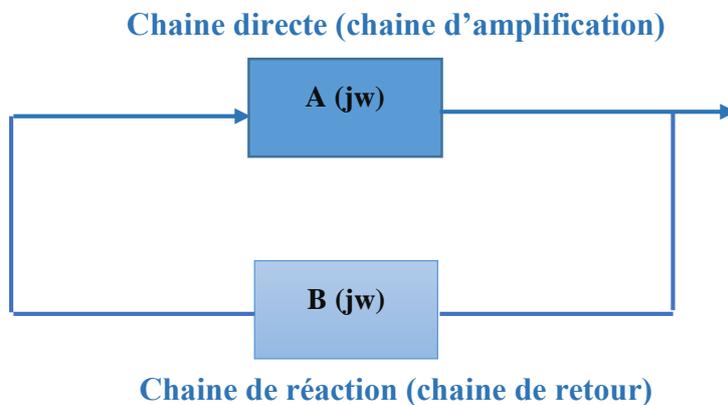
II. Etude des différents blocs pour la génération du courant :

Le courant I utilisé pour détecter l'ICG est généré à travers une source de courant constante de fréquence 50 à 100kHz de valeur efficace constante supérieure ou égale à 1,5mA pour une bonne détection des variations d'impédance. Ce courant est appliqué à la zone d'intérêt du corps à travers une paire d'électrodes via un transformateur. En fait, un oscillateur est utilisé pour générer l'onde sinusoïdale de fréquence choisie entre 50 et 100kHz suivi d'un circuit buffer (convertisseur tension/courant) pour générer le courant I constant qui doit être fixé supérieur ou égale à 1.5mA.

II.1 Oscillateur sinusoïdal à réaction : [1]

Un oscillateur sinusoïdal à réaction est un système électronique bouclé qui permet de générer un signal sinusoïdal.

Il est constitué d'une chaîne directe A (jω) apportant de l'amplification et une chaîne de réaction B (jω) généralement passif.



II.1.1 Les Conditions d'oscillation : Condition de Barkhausen

1- Le gain de la boucle de réaction (**Ab**) est égal au produit du gain de l'amplificateur (**A**) et de l'atténuation (**B**) : $\Rightarrow A(j\omega) \cdot B(j\omega) = 1$

2- Le déphasage de la boucle de réaction doit être de 0° $\Rightarrow \text{Arg} [A(j\omega) \cdot B(j\omega)] = 0$

Fonction de transfert en boucle ouvert :

On a: $A_b(j\omega) = A(j\omega) \cdot B(j\omega)$

$$A_b(j\omega) = A(j\omega) \cdot B(j\omega) = 1 \Rightarrow \begin{cases} |A_b(j\omega)| = 1 \\ \text{Arg} [A_b(j\omega)] = 0 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} |A(j\omega)| = \frac{1}{|B(j\omega)|} \\ \text{Arg} [A(j\omega)] = -\text{Arg} [B(j\omega)] \end{cases}$$

Pour que l'oscillation puisse démarrer, il faut avoir, au moment de la mise sous tension de l'oscillateur, une amplification un peu supérieure à l'atténuation de la chaîne de réaction.

II.1.2 Oscillateur à pont de Wien :

L'Oscillateur à pont de Wien est un circuit électronique composé de deux chaînes : la chaîne directe et la chaîne de retour.

La chaîne directe comporte des composants passifs (R_1 et R_2) associées à un amplificateur opérationnel non inverseur.

La chaîne de retour (chaîne de réaction) est l'association en série d'un groupement RC série et d'un groupement RC parallèle.

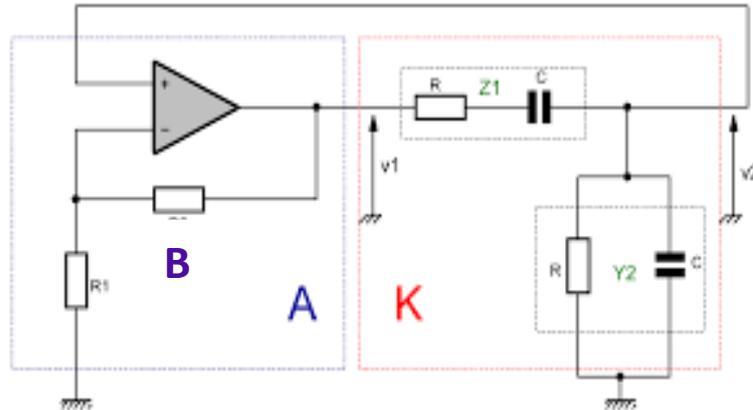


Figure II.2 : Oscillateur à pont de Wien

II.1.3. Principe :

II.1.3.1. La fréquence d'oscillation : [1]

Pour déterminer la fréquence d'oscillation il faut tout d'abord exprimer le gain de la chaîne directe A et la fonction de transfert de la chaîne de retour B ($j\omega$).

▪ La chaîne directe (amplification) :

Elle est constituée un amplificateur opérationnel non inverseur supposée idéal en régime linéaire qui utilise un pont résistif R_1 et R_2 , sachant que la résistance R_2 est une résistance variable.

Le gain de la chaîne directe est donné par :

$$A = \frac{V_s}{V_e} = \frac{V_s}{V_-} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

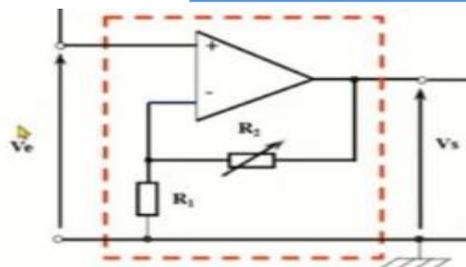


Figure II.3 : chaîne directe

▪ Chaîne de retour :

$$B(j\omega) = \frac{V_r}{V_s} = \frac{Z_2}{Z_1 + Z_2}$$

$$\text{Avec } \begin{cases} Z_1 = R + \frac{1}{jC\omega} \\ Z_2 = R // \frac{1}{jC\omega} = R + \frac{R \cdot \frac{1}{jC\omega}}{R + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{R}{Z_1 + RjC\omega} \end{cases}$$

La fonction de transfert de la chaîne de réaction est donnée par :

$$B = \frac{1}{3} \cdot \frac{3RjC\omega}{1 + 3RjC\omega + (RjC\omega)^2}$$

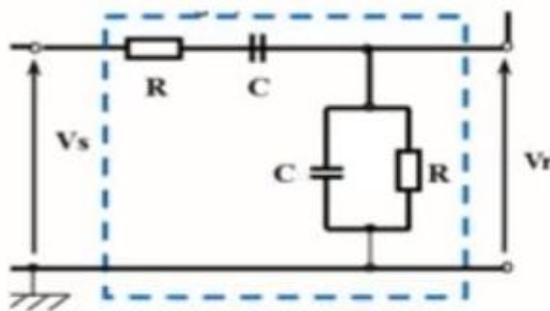


Figure II.4 : Chaîne de retour

On applique la condition d'oscillations on obtient :

$$1) A \cdot B(j\omega) = 1 \Rightarrow \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \frac{1}{3} \frac{3RjC\omega}{1 - (RC\omega)^2 + 3RjC\omega} = 1 \Rightarrow 1 - (RC\omega)^2 = 0 \Rightarrow \begin{cases} \omega_o = \frac{1}{RC} \\ f_o = \frac{1}{2\pi RC} \end{cases}$$

Donc $f_o = \frac{1}{2\pi RC}$ c'est la fréquence d'oscillation

$$2) |A \cdot B(j\omega)| = 1 \Rightarrow \left|\frac{1}{3} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)\right| = 1 \Rightarrow R_2 = 2R_1$$

II.2.2.2. Condition de démarrage :

$$A_b = 1 \rightarrow A \cdot B = 1 \rightarrow A = \frac{1}{B} \text{ Sachant que } B = \frac{1}{3} \text{ Alors : } A = 3$$

$$A = 3 = 1 + \frac{R_2}{R_1} \text{ ce qui donne } R_2 = 2R_1$$

Donc on trouve à la sortie un signal quasi sinusoïdal de fréquence f_o à condition que le gain en boucle fermée de l'amplificateur doit être plus élevé que 3 ($A_b > 3$) et $R_2 > 2R_1$.

II.2 Convertisseur tension /courant : Source de Howland

Pour générer le courant I constant à partir de la tension sinusoïdale générée par l'oscillateur un convertisseur tension/courant est nécessaire. Différentes configurations existent, de la simple

résistance jusqu'à la structure de Howland permettant de générer des courants constants très stables indépendamment des charges auxquelles ils sont appliqués.

La source de Howland [2] est une source de courant contrôlée en tension VCCS.

Le circuit de la source de Howland est donné sur la figure II.5 ci-dessous. C'est un convertisseur tension/courant qui permet de réaliser un générateur de courant constant ajustable.

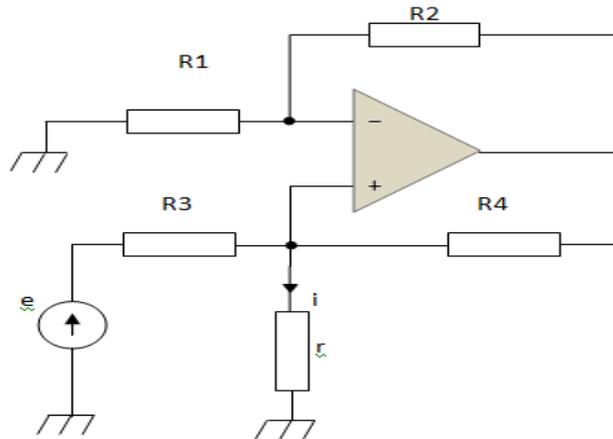


Figure II.5 : Convertisseur tension-courant (source de Howland)

L'AOP est supposé idéal, en régime linéaire ($V_+ = V_-$). On trouve V_- par un pont diviseur et V_+ par Millman, e étant une source de tension continue :

$$V_- = V_S \frac{R_1}{R_1 + R_2} \quad ; \quad V_+ = \frac{\frac{e}{R_3} + \frac{V_S}{R_4}}{\frac{1}{R_3} + \frac{1}{r} + \frac{1}{R_4}} \quad ; \quad \text{or} \quad V_+ = V_-$$

$$\Rightarrow V_+ = V_S \frac{R_1}{R_1 + R_2} \quad \Leftrightarrow \quad V_S = \frac{R_1 + R_2}{R_1} V_+$$

$$\Rightarrow V_+ = \frac{\frac{e}{R_3} + \frac{R_1 + R_2}{R_1} V_+}{\frac{1}{R_3} + \frac{1}{r} + \frac{1}{R_4}}$$

$$\Leftrightarrow V_+ \left[\frac{1}{R_3} + \frac{1}{r} + \frac{1}{R_4} \right] = \frac{e}{R_3} + \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_4} V_+$$

$$\Leftrightarrow V_+ = \frac{e}{R_3 \left[\left[\frac{1}{R_3} + \frac{1}{r} + \frac{1}{R_4} \right] - \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_4} \right]} = \frac{e}{1 + \frac{R_3}{r} + \frac{R_3}{R_4} - \frac{R_3(R_1 + R_2)}{R_1 R_4}}$$

$$\text{Or} \quad i = \frac{V_+}{r} = \frac{e}{r + R_3 + \frac{R_3 r}{R_4} - \frac{r R_3 (R_1 + R_2)}{R_1 R_4}}$$

Pour que le courant i soit indépendant de r (c'est à dire le circuit de charge), il faut satisfaire la condition suivante :

$$r + \frac{R_3 r}{R_4} - \frac{r R_3 (R_1 + R_2)}{R_1 R_4} = 0$$

$$\longleftrightarrow 1 + \frac{R_3}{R_4} - \frac{R_3(R_1+R_2)}{R_1R_4} = 0$$

$$\longleftrightarrow \frac{R_1(R_4+R_3)}{R_4} - \frac{R_3(R_1+R_2)}{R_4} = 0$$

$$\longleftrightarrow R_1(R_4 + R_3) - R_3(R_1 + R_2) = 0$$

$$\longleftrightarrow R_1R_4 - R_3R_2 = 0$$

$$\longrightarrow \boxed{\mathbf{i} = \frac{e}{R_3}}$$

Le montage se comporte donc comme une source de courant parfaite, la résistance r , quelle que soit sa valeur, sera toujours parcourue par le même courant i . Si les quatre résistances sont égales, on trouve logiquement $i = e/R$. Si l'on fixe la tension e au niveau de la résistance R_1 , R_3 étant à la masse, on trouve de la même manière $i = -e/R$.

II. 3 Les électrodes : [3]

II. 3.1 Électrodes polarisables et électrodes non polarisables :

Une électrode sera dite polarisable ou non polarisable' selon son comportement face au passage d'un courant. Pour le premier type, l'électrode ne reprend pas sa tension d'abandon initiale après avoir été parcourue par un courant. Ce changement est dû à la modification de la nature physique de l'interface électrode-électrolyte causée par le passage direct de charges à travers cette dernière. Par contre, dans le cas des électrodes dites non polarisables, le transfert de charge au niveau de l'interface électrode-électrolyte s'effectue d'une manière similaire au transfert de charge à travers un condensateur. Ce qui ne modifie que temporairement la tension de l'électrode. Les électrodes faites à base de métaux nobles constituent un exemple d'électrodes non polarisables. Il est toutefois important de souligner qu'il est impossible de fabriquer une électrode parfaitement polarisable ou parfaitement non polarisable. Cependant les électrodes utilisées lors des expériences en laboratoire ont des comportements qui se rapprochent de l'une ou l'autre de ces deux catégories. [4]

II. 3.2 Les électrodes implantables :

Contrairement aux électrodes de surface appliquées à la surface de la peau et aux électrodes percutanées qui traversent la peau. Les électrodes implantables sont généralement utilisées pour la connexion aux tissus biologiques à l'intérieur du corps humain. Leur implantation nécessite une intervention chirurgicale qui doit se faire avec la plus grande attention, pour éviter des risques d'infection ou d'endommagement des tissus.

III. Etude des différents blocs pour la détection du signal ICG :

Comme cela était décrit plus haut, la détection de l'ICG (soit donc ΔV résultant de la variation ΔZ) est basée respectivement sur la détection de V (résultant de $(Z_0 + \Delta Z)$), de V_0 (résultant de Z_0) et de la différence $V - V_0$. Par conséquent les différents blocs nécessaires pour la détection de l'ICG sont : L'amplification ; le filtrage ; la démodulation AM ; l'extraction du signal ICG via le sommateur. Il faut noter que l'étage de démodulation est utilisée pour chaque signal le V et le V_0 .

III.1 L'amplification :

Le signal détecté aux bornes des électrodes (V) est de faible amplitude. Il est composé du signal de la source de courant soit donc le signal sinusoïdal de 50 à 100kHz (V_0) sur lequel est porté en amplitude le signal traduisant les variations ΔZ , soit le signal ΔV . Compte tenu que ce signal V est détecté aux bornes des électrodes (sous forme d'une différence de potentiel) et pour une bonne adaptation avec les étages en amont ; un transformateur est utilisé ou le primaire est connecté aux bornes des électrodes et le secondaire est connecté en amont ; l'amplificateur. Un amplificateur d'instrumentation est utilisé dans ce cas.

III.1.1. Amplificateur d'instrumentation :

Un amplificateur d'instrumentation est un dispositif utilisé pour traiter les signaux électriques basse tension. Il est généralement réalisé à base d'un ou plusieurs amplificateurs opérationnels (AOP) de telle manière que leurs caractéristiques inhérentes sont améliorées : composante continue, dérive, bruit d'amplification, gain en boucle ouverte, Taux de réjection en mode commun (TRMC), et impédance d'entrée.

III.1.2. Les caractéristiques d'un amplificateur d'instrumentation :

L'amplificateur d'instrumentation idéal est caractérisé par :

- ✓ Une impédance d'entrée infinie.
- ✓ Une impédance de sortie nulle.
- ✓ Un TRMC élevé.
- ✓ Un Gain différentiel réglable.
- ✓ Une faible dérive en température Θ ($\mu\text{v}/^\circ\text{c}$).

III.1.3. Principe :

L'amplificateur d'instrumentation est un amplificateur de différence des signaux très faibles noyés dans un mode commun très fort, tout en assurant une adaptation avec la source des signaux.

- **Montage à base de trois amplis opérationnels : [5]**

Le montage est présenté par la figure II.6 :

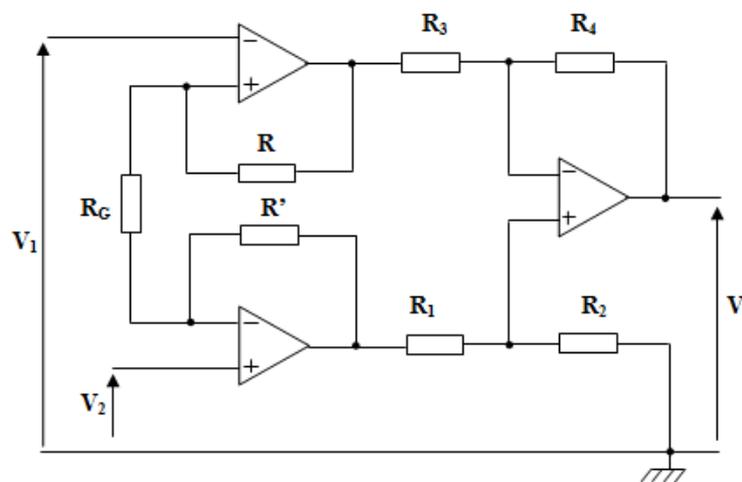


Figure II.6 : Montage à base de 3 amplis opérationnels

Si $R_2 = R_4$ et $R_1 = R_3$ alors son gain est :

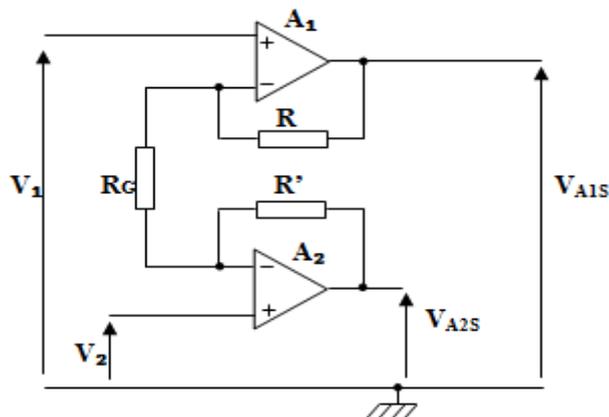
$$A_D = \frac{V_S}{V_2 - V_1} = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{2R}{RG}\right)$$

Le CMRR augmente avec l'amplification A_D

• **Démonstration :**

L'amplificateur d'instrumentation se compose deux étages :

1- **Etage d'entrée :**



On utilise le théorème de superposition :

- $V_1 = 0$

On reconnaît un amplificateur non inverseur (A_2) et un amplificateur inverseur (A_1) :

$$V_{A2S} = \left(1 + \frac{R'}{RG}\right) V_2$$

$$V_{A1S} = -\frac{R}{RG} V_2$$

- $V_2 = 0$

On reconnaît un amplificateur non inverseur (A_1) et un amplificateur inverseur (A_2) :

$$V_{A1S} = \left(1 + \frac{R}{RG}\right) V_1$$

$$V_{A2S} = -\frac{R'}{RG} V_1$$

$$V_{A1S} = -\frac{R}{RG} V_2 + \left(1 + \frac{R}{RG}\right) V_1 = V_1 - \frac{R}{RG} (V_2 - V_1)$$

$$V_{A2S} = -\frac{R'}{RG} V_1 + \left(1 + \frac{R'}{RG}\right) V_2 = V_2 + \frac{R'}{RG} (V_2 - V_1)$$

$$\rightarrow V_{A2S} - V_{A1S} = \left(1 + \frac{R'}{RG} + \frac{R}{RG}\right) (V_2 - V_1)$$

Le CMRR ne dépend pas de R et R'.

$$\text{Si } R=R' : V_{A2S} - V_{A1S} = \left(1 + \frac{2R}{RG}\right) (V_2 - V_1)$$

2- **Etage de sortie :** il s'agit d'un amplificateur de différence

Si $R_2 = R_4$ et $R_1 = R_3$

$$\text{Alors : } V_S = \frac{R_4}{R_3} (V_{A2S} - V_{A1S})$$

$$\text{On a : } V_{A2S} - V_{A1S} = \left(1 + \frac{2R}{RG}\right) (V_2 - V_1)$$

$$\rightarrow V_s = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{2R}{RG}\right) (V_2 - V_1)$$

Donc :

$$A_D = \frac{V_s}{V_2 - V_1} = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{2R}{RG}\right)$$

III.2 Adaptation :

Pour éviter toute distorsion ou atténuation du signal de la porteuse, il est nécessaire de prévoir une adaptation du signal entre les différents étages, qui s'effectue à l'aide d'un buffer, également appelé amplificateur suiveur.

Le suiveur est un montage électronique simple basé sur un amplificateur opérationnel (AOP). Il fonctionne en régime linéaire ($V_- = V_+$) et il a trois caractéristiques principales : le gain unité $A_v = 1$; l'impédance d'entrée infinie ($Z_e = \infty$) et l'impédance de sortie nulle ($Z_s = 0$). Le suiveur a une seule fonction qui est l'adaptation d'impédance. **La figure II.7** ci-dessous représente le montage suiveur :

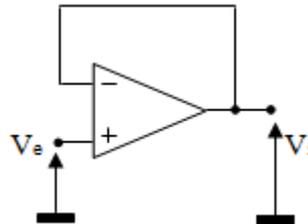


Figure II.7 : Montage suiveur

III. 3 Filtrage :

Le signal détecté aux bornes des électrodes via un transformateur d'isolement et amplifié est noyé dans des bruits principalement ceux relatifs aux fréquences de la source de courant soit donc de 50 à 100kHz ; par conséquent un filtre passe bande est utilisé. Différentes structures existent ; dans ce travail on a choisi la structure Sallen and Key.

III.3.1 Le filtre passe bande : [4]

Un filtre passe bande laisse passer tous les signaux d'une bande située entre une limite de basse fréquence et une limite de haute fréquence, rejetant toutes les autres fréquences en dehors la bande spécifiée.

La bande passante (BP) est définie comme étant la différence entre la fréquence critique supérieure (f_{c1}) et la fréquence critique inférieure (f_{c2}).

$$BP = f_{c2} - f_{c1}$$

La fréquence située au centre de la bande passante est appelée la fréquence centrale f_c , $f_c = \sqrt{f_{c2} f_{c1}}$

Le facteur de qualité é d'un filtre passe bande est le ratio entre la fréquence centrale et la largeur de la bande passante $Q = \frac{f_c}{BP}$

La valeur de Q indique la qualité de sélectivité d'un filtre passe bande. Plus la valeur de Q est élevée plus la largeur de bande passante est étroite et plus la sélectivité est de qualité pour une valeur donnée de f_c .

Les filtres passe bandes sont classés sous les catégories à bande étroite ($Q > 10$) et bande large ($Q < 10$).

III.3.2 Filtre de Sallen and Key: [6]

La conception de **Sallen et Key Filtre** est une topologie de filtre actif de second ordre que nous pouvons utiliser comme éléments de base pour la mise en œuvre de circuits de filtrage d'ordre supérieur, tels que passe-bas (**LPF**), passe-haut (**HPF**) et passe-bande (**BPF**) circuits de filtrage.

La topologie Sallen et Key est une conception de filtre actif basée sur un seul amplificateur opérationnel non inverseur et deux résistances, créant ainsi une conception de source de tension commandée en tension (VCVS) avec des caractéristiques de filtre, une impédance d'entrée élevée, une impédance de sortie faible et une bonne stabilité, et en tant que tel permet à des sections de filtre de clé de Sallen individuelles d'être mises en cascade pour produire des filtres d'ordre beaucoup plus élevé.

L'élément actif est un amplificateur de tension de gain **K**, idéalement, l'amplificateur doit avoir une impédance d'entrée assez grande pour pouvoir être considérée comme infinie, et une impédance de sortie nulle il réalise la fonction suivante : $V_s(t) = K \cdot V_e(t)$

Sallen-Key est l'une des configurations de filtre les plus courantes pour la conception de filtres de premier ordre (1er^{ordre}) et de second ordre (2ème^{ordre}) et, en tant que telle, est utilisée comme éléments de base pour créer des filtres d'ordre beaucoup plus élevé.

Les principaux avantages de la conception du filtre Sallen-key sont :

- Simplicité et compréhension de leur conception de base.
- L'utilisation d'un amplificateur non inverseur pour augmenter le gain de tension.
- Les conceptions de filtres de premier et de second ordre peuvent être facilement mises en cascade ensemble.
- Les étages passe-bas et passe-haut peuvent être mis en cascade ensemble.
- Chaque étage RC peut avoir un gain de tension différent.
- Réplication de composants RC et d'amplificateurs.
- Les étages à clé Sallen de second ordre ont une atténuation abrupte de 40 dB / décade par rapport au RC en cascade.

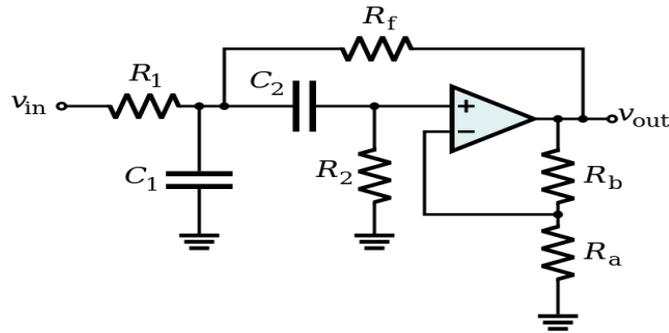


Figure II.8 : Filtre passe bande de Sallen and Key

La fonction de transfert est donnée par :

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = H_0 \frac{\frac{1}{Q} \cdot \frac{s}{\omega_0}}{\left(\frac{s}{\omega_0}\right)^2 + \frac{1}{Q} \frac{s}{\omega_0} + 1}$$

- $R_1 = R_f = R$
- $R_2 = 2R$
- $C_1 = C_2 = C$

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \quad ; \quad Q = \frac{1}{3-K} \quad ; \quad H_0 = KQ \quad \text{avec : } K = 1 + \frac{R_b}{R_a} \text{ (le gain)}$$

$$Q = \frac{f_0}{B} \Rightarrow \text{le coefficient de qualité} \quad \text{avec : } B = f_{c2} - f_{c1} \Rightarrow \text{la bande passante}$$

En exprimer la fréquence centrale f_0 par l'équation suivante :

$$f_0 = \sqrt{f_{c2} f_{c1}} \rightarrow f_0 = \frac{1}{2\pi R_2 C} \sqrt{1 + \frac{R_3}{R_1}}$$

C'est cette structure de filtre qui est utilisée dans notre réalisation.

III.4 Démodulation AM :

Le signal V détecté aux bornes des électrodes via le transformateur est modulé AM ou le signal HF correspond au signal de la source de courant soit donc avec une fréquence de 50 à 100kHz et le signal BF correspond au signal ICG soit une fréquence de 0,2 à 160 Hz [7]. En fait, le circuit de base du démodulateur AM est le détecteur d'enveloppe. De même, et compte tenu du principe adopté pour détecter le signal ICG et qui consiste à faire la différence entre le signal de la source de courant et celui détecté ; l'enveloppe du signal de la source est aussi détectée via un détecteur d'enveloppe.

. Le circuit de base d'un détecteur d'enveloppe est donné sur la figure II.9 ci-dessous.

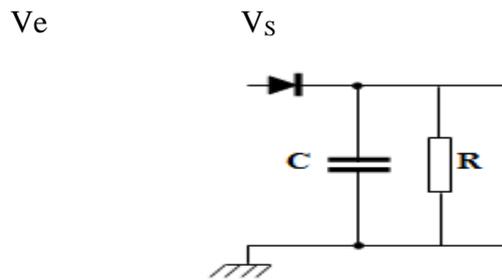


Figure II.9 : Détecteur d'enveloppe

La diode devient passante lorsque V_e dépasse sa tension seuil (0,6V) ; dans ce cas la capacité C se charge avec une constante de temps RC . Pour la partie négative de V_e et inférieure à 0,6V elle va être bloquée ; dans ce cas la capacité a tendance à se décharger dans R avec la même constante de temps RC . Si on choisit cette constante de temps RC très inférieure à la période du signal HF et très grande devant celle du signal BF (informationnel) alors ce signal correspondant à l'enveloppe va être détecté.

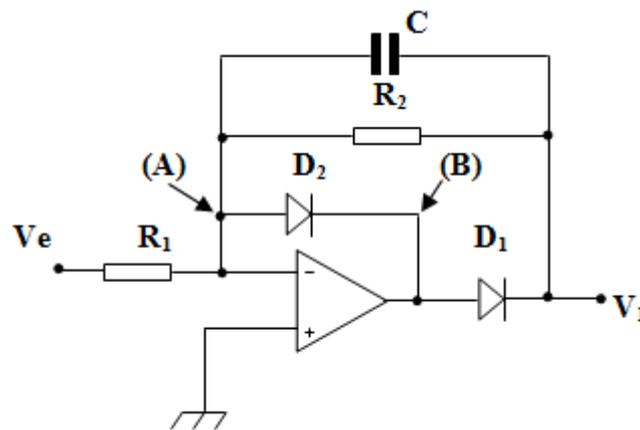


Figure II.10 : Circuit de détection d'enveloppe

Explication ; l'utilisation de l'amplificateur opérationnel pour le redressement résout le problème de redressement des signaux inférieurs à la tension seuil de la diode soit 0,6V ;

Pour la partie négative de V_e la diode D_1 fait du circuit -ampli op et les deux R - un inverseur car elle est conductrice soit alors $V_1 = -V_e$ en même temps la diode D_2 est bloquée car V_B est supérieure à V_A . Pour la partie positive de V_e ; D_2 est conductrice est limite la sortie de l'ampli op à la tension seuil de la diode soit 0,6V en dessous de 0v soit donc -0,6V. La diode D_1 étant bloquée, la tension V_1 en cette phase du signal V_e est à 0V (soit +0,6-0,6). En ajoutant une capacité C en contre-réaction entre V_1 et A ; le circuit devient un détecteur d'enveloppe. En effet ; quand le potentiel V_1 augmente la capacité C va se charger avec une constante de temps RC ; une fois D_1 bloqué alors C va se décharger à travers R avec la même constante de temps RC . Là aussi ; si RC est choisie très inférieure à la période du signal HF et très grande devant celle du signal BF (informationnel) alors ce signal correspondant à l'enveloppe va être détecté.

III.5. Extraction du signal ICG :

A la sortie du circuit on a deux signaux, le premier est lié à $[Z_0 + \Delta Z]$ et le deuxième est lié à $[Z_0]$.

Pour obtenir le signal lié à $[\Delta Z]$ qui constitue l'information recherchée, on applique ces deux signaux à l'entrée d'un sommateur.

Il se présente de la forme donnée par la figure II.11 ci-dessous [8] :

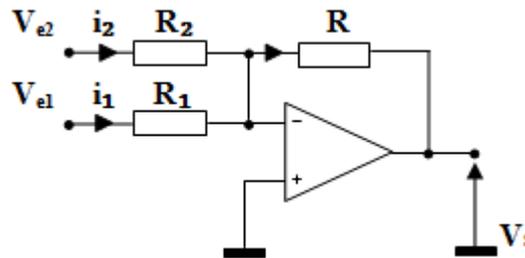


Figure II.11 : Amplificateur sommateur

La base de ce montage est l'amplificateur inverseur ; nous avons vu précédemment que l'entrée inverseuse était traitée comme une masse virtuelle, et qu'aucun courant n'entrait par conséquent dans l'AOP, de ce fait, chaque courant dépend uniquement de la tension d'entrée V_{ei} et de la résistance R_i relative à sa branche : il n'y aura pas d'interaction entre les différentes entrées.

On a :

$$V_{e1} = R_1 i_1$$

$$V_{e2} = R_2 i_2$$

La loi des nœuds en V- nous donne :

$$i = i_1 + i_2$$

En sortie, on a :

$$V_s = -R i$$

Au global, on obtient pour V_s :

$$V_s = -\left(V_{e1} \frac{R}{R_1} + V_{e2} \frac{R}{R_2}\right)$$

IV. Acquisition :

Le signal ICG détecté est numérisé pour être traité par microprocesseur. La carte de numérisation et d'acquisition **ARDUINO** est utilisée dans ce travail.

IV.1. Description de La carte Arduino :

Le système Arduino [9] est une carte électronique basée autour d'un microcontrôleur. C'est un projet inventé en 2005 par une équipe italienne de l'institut du Design d'Interaction d'Ivrea.

- Open source
- Facile à programmer
- Moins chère
- Accessible

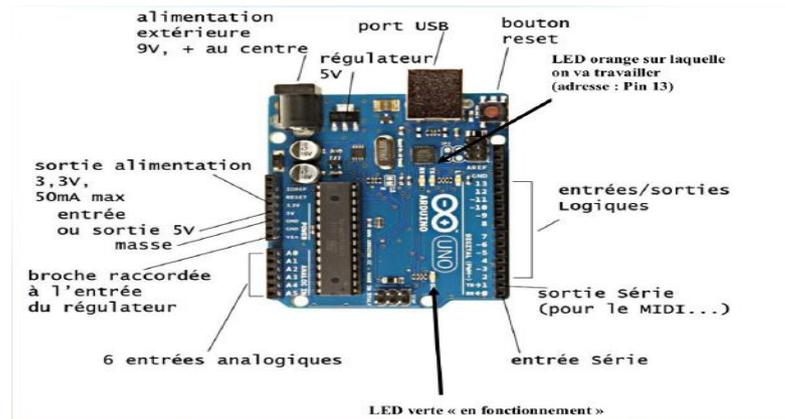


Figure II.12 : Carte Arduino Uno

- Un des modèles les plus répandus de la carte Arduino [10] est l'Arduino UNO. C'est la première version stable de carte Arduino. Elle possède toutes les fonctionnalités d'un microcontrôleur classique en plus de sa simplicité d'utilisation. Elle utilise une puce ATmega328P (1) cadencée à 16Mhz.
- Elle possède 32ko de mémoire flash destinée à recevoir le programme, 2ko de SRAM (mémoire vive) et 1 ko d'EEPROM (mémoire morte destinée aux données).
- Elle offre 14 pins (broches) d'entrée/sortie numérique (données acceptées 0 ou 1) (2) dont 6 pouvant générer des PWM (Pulse With Modulation).
- Elle permet aussi de mesurer des grandeurs analogiques grâce à ces 6 entrées analogiques (3).
- Chaque broche est capable de délivrer un courant de 40mA pour une tension de 5V.
- Cette carte Arduino peut aussi s'alimenter et communiquer avec un ordinateur grâce à son port USB (4). On peut aussi l'alimenter avec une alimentation comprise entre 7V et 12V grâce à son connecteur Power Jack (5). [11]

V. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons fait une étude théorique des différents étages constituant notre dispositif de détection du signal ICG dans laquelle une description détaillée de la partie injection de courant et de la partie mise en forme des circuits a été faite. De plus nous vous présentons la carte d'acquisition que nous avons utilisée.

Le chapitre suivant sera consacré pour l'étude pratique et la réalisation du système de détection d'ICG.

CHAPITRE 3 :

Réalisation du système de mesure d'ICG et Mesures

III.1. Introduction :

Dans ce chapitre une étude pratique du dispositif réalisé est faite. Au cours de la première phase de cette étude, une série de tests et de mesures de signaux sont effectués sur les différents

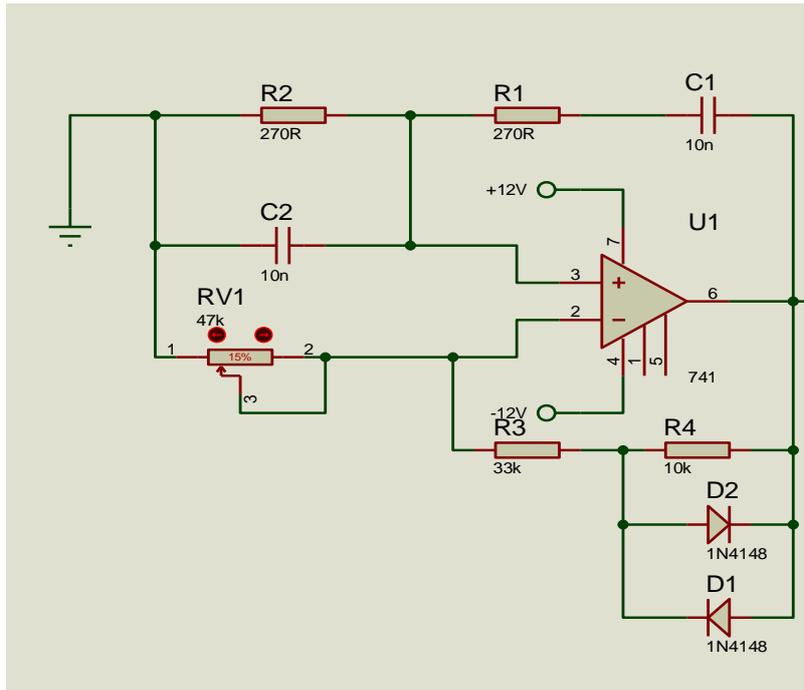


Figure III.2 : Schéma électrique du circuit de l'oscillateur à pont de Wien

Le point test PT1 est indiqué par S1 sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe). C'est un signal sinusoïdal obtenu à la sortie de l'oscillateur de Wien de fréquence d'oscillation $F = 57.8\text{KHZ}$, il est illustré dans la figure III-3ci-dessous :

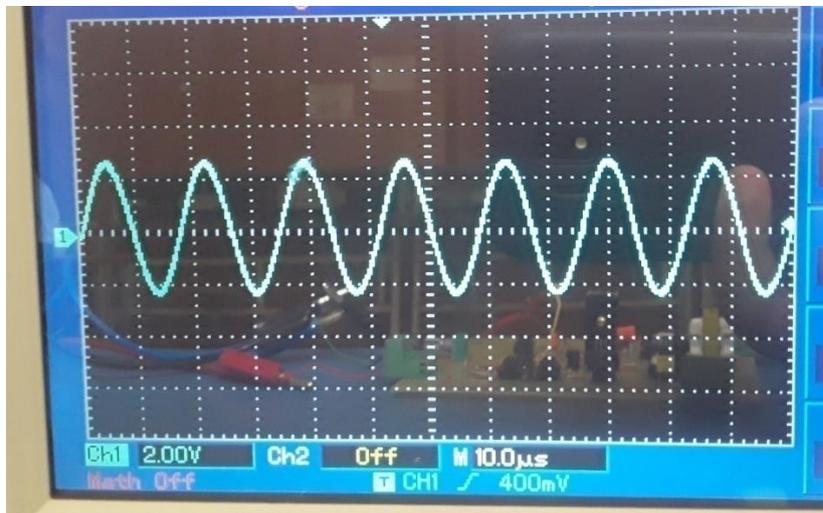


Figure III.3 : Signal sinusoïdal à la sortie d'oscillateur à pont Wien

III.2.2. Le point test N°2-PT2 : la sortie de la Source de Howland

Le schéma électrique de la source de Howland est illustré sur la figure III.4 :

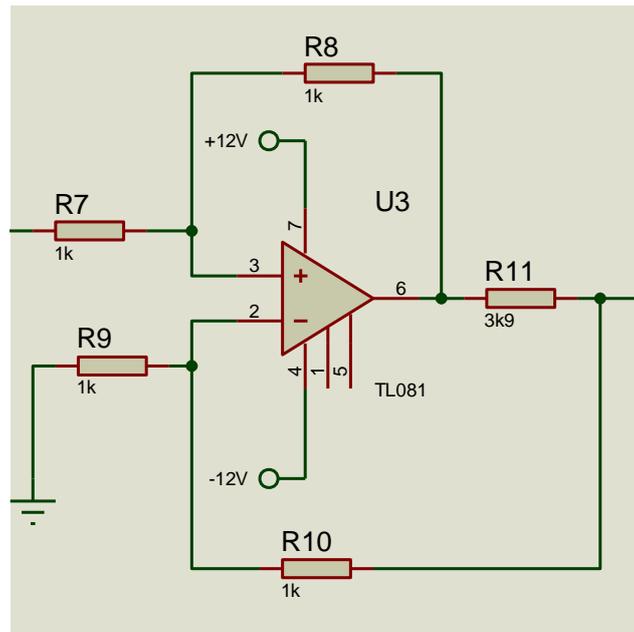


Figure III.4 : Schéma électrique du circuit de la source de Howland

Le point test N°2 est indiqué par S2 sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe). En plaçant une résistance de 1Ω en série avec la sortie de la source de Howland pour mesurer la valeur du courant, on obtient :

$$V = 3\text{mV} \quad \longrightarrow \quad I = 3\text{mA}$$

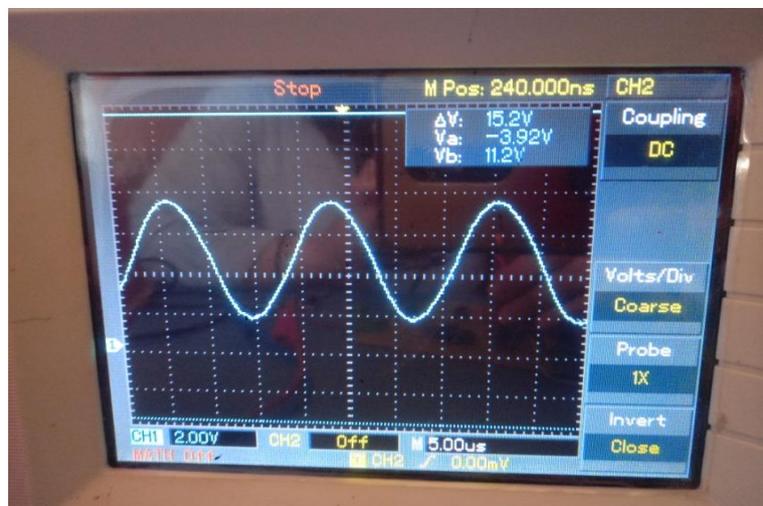


Figure III.5 : le signal obtenu à la sortie de la source de Howland

C'est un signal sinusoïdal d'amplitude constant et de fréquence égale à 58Khz.

III.2.3. Le point test N°3-PT3 : la sortie du Montage émetteur suiveur

C'est le point test identifié par S3 sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe).

Il s'agit d'une configuration de sortie qui permet de piloter un courant continu sur une charge. Il permet d'amplifier en continu une tension positive ($V_{in} > 0.7V$) sur une charge (étage de sortie). [2]

Le schéma électrique du montage émetteur suiveur est illustré sur **la figure III.6** ci-dessous :

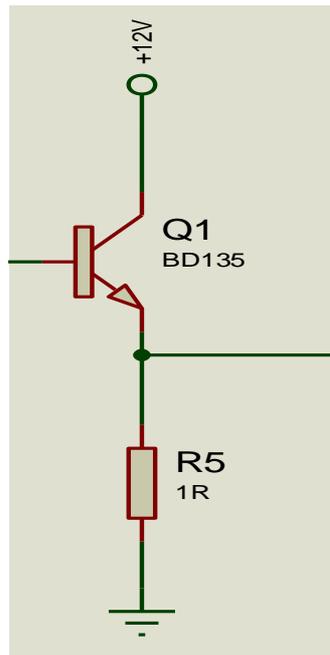


Figure III.6 : Schéma électrique du circuit émetteur suiveur

$$V_{\text{out}} = R_{12} I_{\text{out}}$$

On a : $V_{\text{out}} = 4\text{mV}$ et $R_{12} = 1\Omega$

Donc :

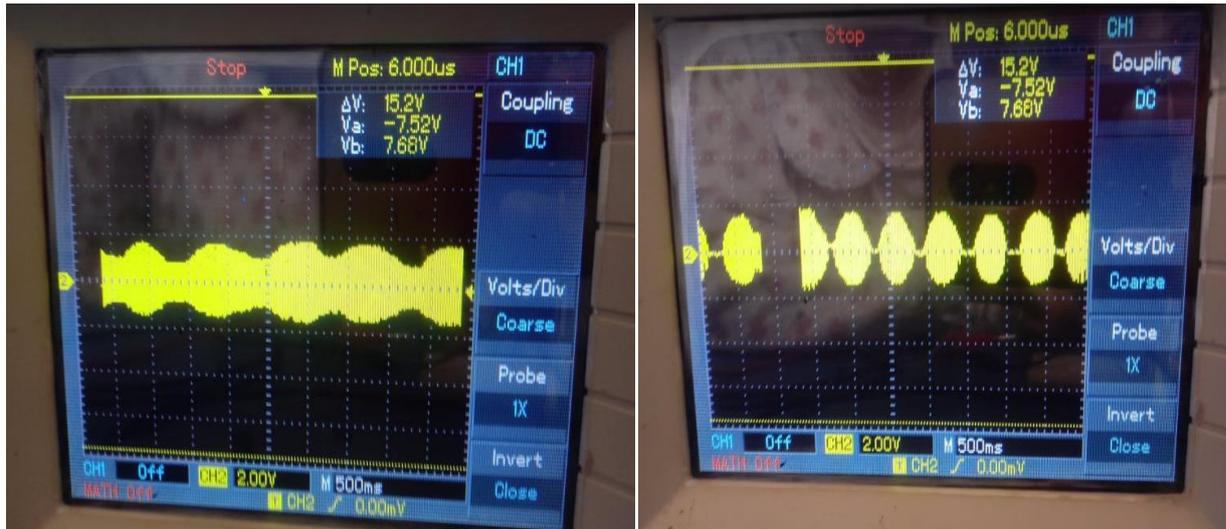
$$I_{\text{out}} = 4\text{mA}$$

On remarque que le courant à la sortie de circuit émetteur suiveur (4mA) est supérieur au courant à la sortie de source de Howland (3mA) donc il y a une amplification du courant.

On utilise ce montage au cas où aucune sensation de courant au niveau des électrodes.

III.2.4. Le point test N°4-PT4 : la sortie du Circuit tétra polaire

Etant donné que le circuit tétra polaire ne fonctionne pas, nous pensons que le problème se situe au niveau du transformateur (pas de signaux à la sortie des transformateurs), nous avons remplacé le circuit par une résistance variable qui porte la même valeur que la résistance du corps humain soit 2500 ohms et l'avons mis en série avec la source de Howland. Le résultat est donné dans les photos illustrées sur **la figure III.7** ci-dessous :



La figure III.7 : Signal à la sortie du potentiomètre

III.2.5. Le point test N°5-PT5 : la sortie de l'amplificateur d'instrumentation

Il est identifié sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe) par S5.

Dans cet étage, nous avons utilisé l'amplificateur d'instrumentation INA128 qui est à base de trois amplificateurs opérationnels, qui nécessite deux tensions d'entrée. L'INA128 va amplifier la différence entre les deux tensions. Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation est donné par la figure III.8 :

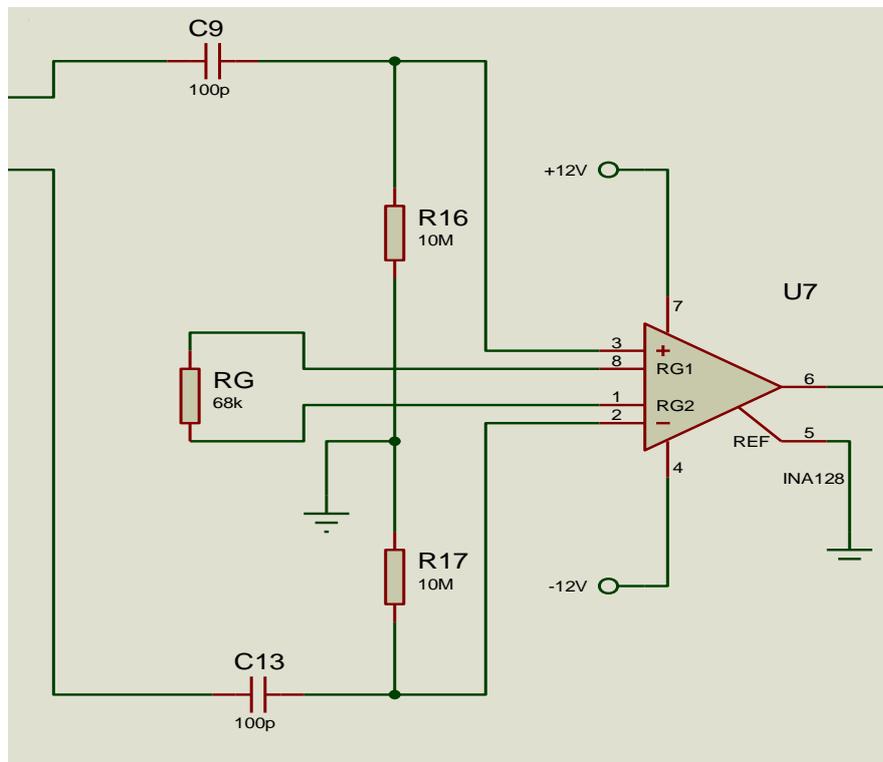


Figure III.8 : Schéma électrique du circuit de l'amplificateur d'instrumentation

Le gain de l'INA128 est donné par l'équation suivante :

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g}$$

Chapitre 3 Réalisation du système de mesure d'ICG et Mesures

Pour avoir un gain de 2 nous avons utilisé une résistance $R_g=68k\Omega$.

La photo illustrée sur la **figure III.9** représente le signal de sortie de l'amplificateur d'instrumentation INA128.

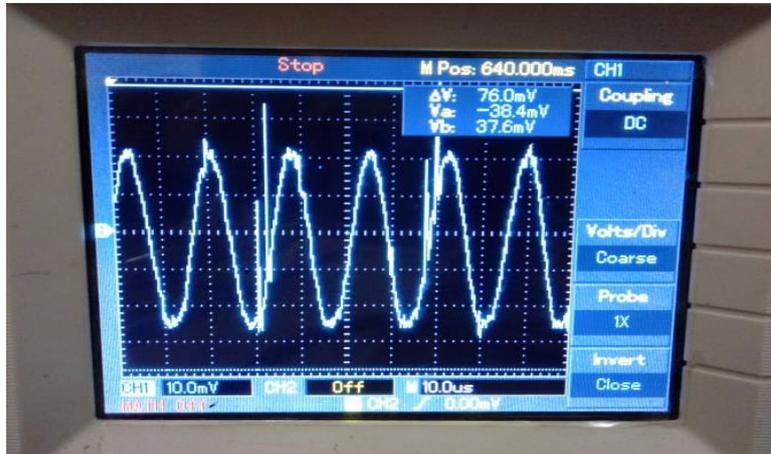


Figure III.9 : La sortie de l'amplificateur d'instrumentation INA128

$$V_1 = 10 \text{ mV}, V_2 = 20 \text{ mV}, V_s = 20 \text{ mV} \text{ Donc : } G = \frac{V_s}{V_2 - V_1} = \frac{20}{20 - 10} = 2$$

III.2.6. Le point test N°6-PT6 : la sortie de Filtre passe bande

Ce point test est indiqué par S6 sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe).

Nous avons réalisé un filtre passe-bande du type Sallen-Key avec une fréquence de coupure de 58 KHz. Son schéma électrique est donné par la **figure III.10** :

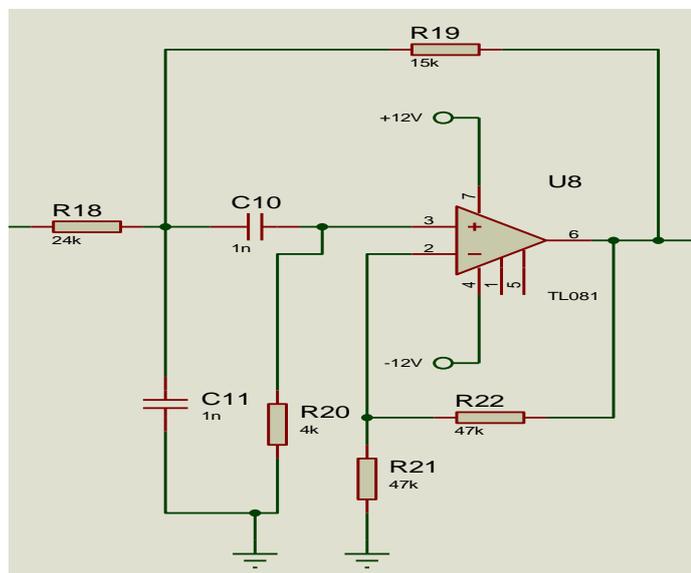


Figure III.10 : Schéma électrique filtre passe-bande du type Sallen-Key

Les composants ont été choisis tels que la bande passante soit de 58 KHz, cela d'après l'équation :

$$f_0 = \left(\frac{1}{2 \pi C_{10} R_{20}} \right) \sqrt{1 + \frac{R_{19}}{R_{18}}}$$

Chapitre 3 Réalisation du système de mesure d'ICG et Mesures

La figure III.11 représente respectivement en bleu le signal d'entrée de filtre et en jaune le signal de sortie de ce filtre passe bande.

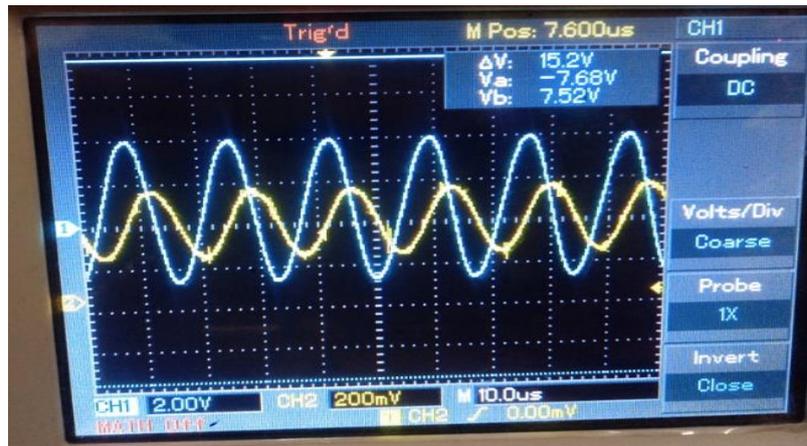


Figure III.11 : La sortie du filtre

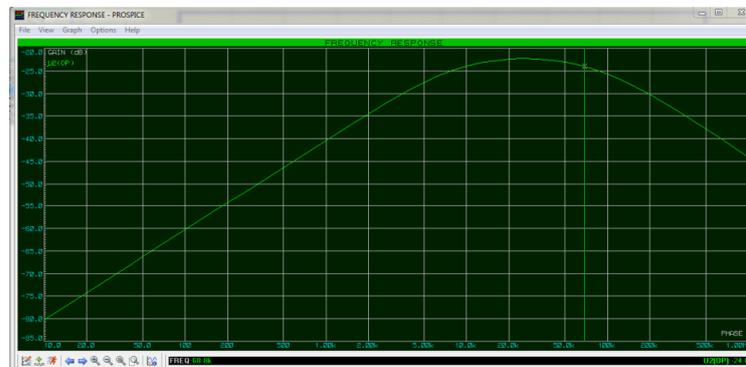


Figure III.12 : Diagramme de Bode du filtre passe bande

III.2.7. Le point test N°7-PT7 : la sortie de détecteur d'enveloppe N°1

Ce point est identifié par S7 sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe). Le schéma électrique du 1^{er} détecteur d'enveloppe est donné par la figure III.13 ci-dessous :

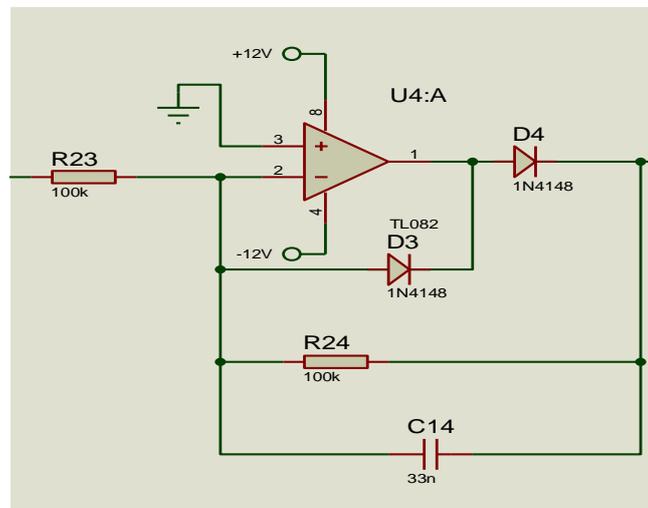


Figure III.13 : Schéma électrique du circuit de détection de l'enveloppe $[Z + \Delta Z]$

Le signal indiqué sur la **figure III.14** présente les alternances positives détectées par le circuit détecteur d'enveloppe N°1.

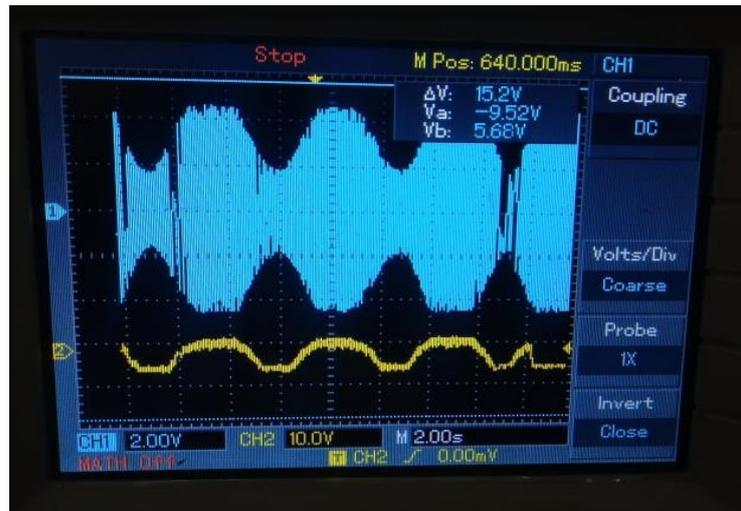


Figure III.14 : Signal à sortie du premier détecteur d'enveloppe

III.2.8. Le point test N°8-PT8 : la sortie du Buffer

Il est identifié par S8 sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe). Le schéma électrique du buffer est donné par la **figure III.15** ci-dessous :

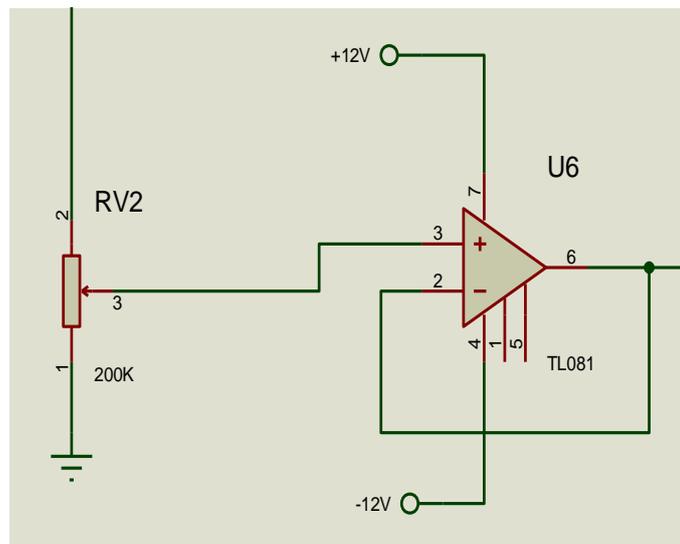


Figure III.15 : Schéma électrique du circuit d'adaptation d'impédance

Ce signal comme il est illustré sur la **figure III.16** ci-dessous traduit la sortie du buffer qui n'est autre que le signal relatif à l'information Z. On mesure une tension de 0.9 V et une fréquence de 58kHz correspondant à la fréquence de l'oscillateur.

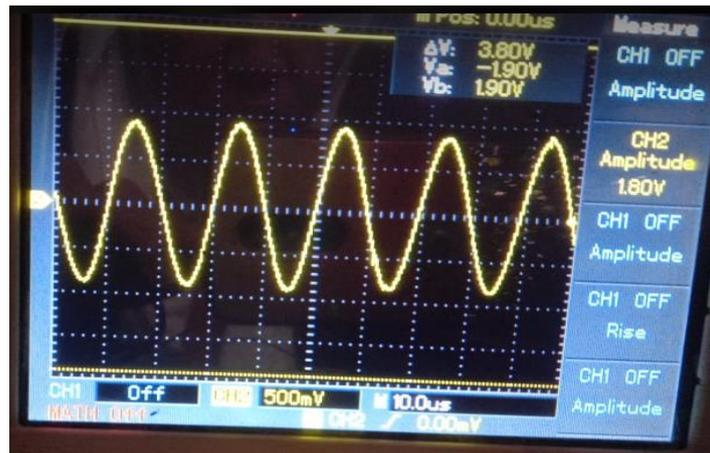


Figure III.16 : Signal à la sortie du Buffer

III.2.9. Le point test N°9-PT9 : la sortie de détecteur d'enveloppe N°2

Ce point est identifié par S9 sur le schéma électrique du circuit complet (voir annexe). Le schéma électrique du 2^{ème} détecteur d'enveloppe est donné par la figure III.17 ci-dessous :

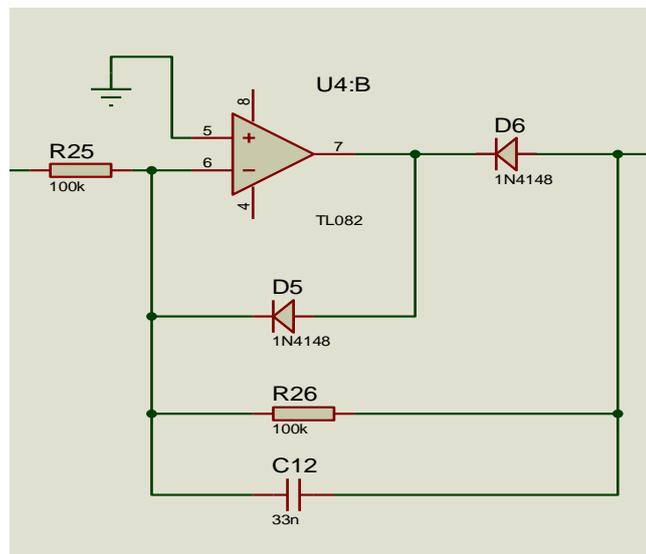


Figure III.17 : Schéma électrique du circuit de détection de l'enveloppe [Z]

Ce point test traduit l'enveloppe (démodulation AM) du signal relatif à Z déjà illustré par la figure III.16 ci-dessus.

Le signal indiqué sur la figure III.18 présente (en jaune) les alternances négatives détectées par le circuit détecteur d'enveloppe N°2.

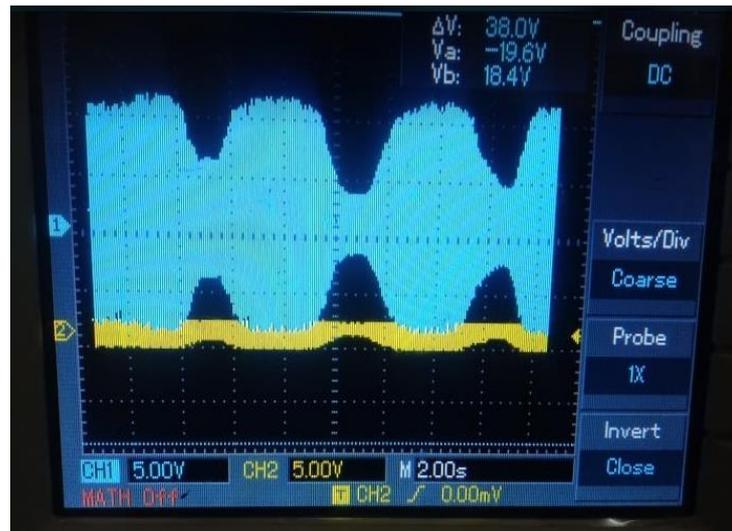


Figure III.18 : Signal à la sortie du deuxième détecteur d'enveloppe

III.2.10. Le point test N°10-PT10 : la sortie de l'amplificateur sommateur

Le schéma électrique de l'amplificateur sommateur est donné sur la figure III.19 ci-dessous :

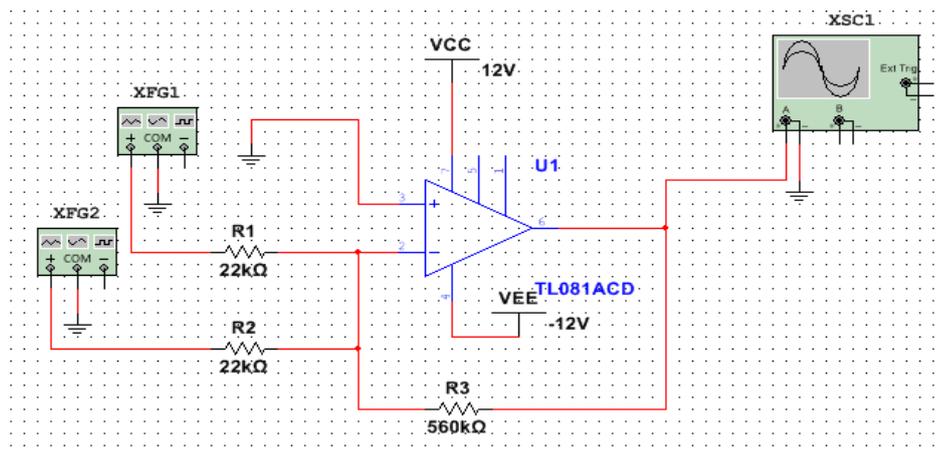


Figure III.19 : Schéma électrique du circuit de l'amplificateur sommateur

Ce circuit permet l'addition de tensions provenant de diverses sources. Nous avons fait la simulation sur le logiciel Multisim et nous avons calculé la tension de sortie.

La tension de sortie est donnée par l'équation suivante :

$$V_s = -\left(V_{e1} \frac{R}{R_1} + V_{e2} \frac{R}{R_2}\right)$$

On a: $V_{e1}=20\text{mV}$, $V_{e2}=10\text{mV}$, $R=560\text{k}\Omega$, $R_1=R_2=22\text{ k}\Omega$

Donc : $V_s = 0.76\text{V}$

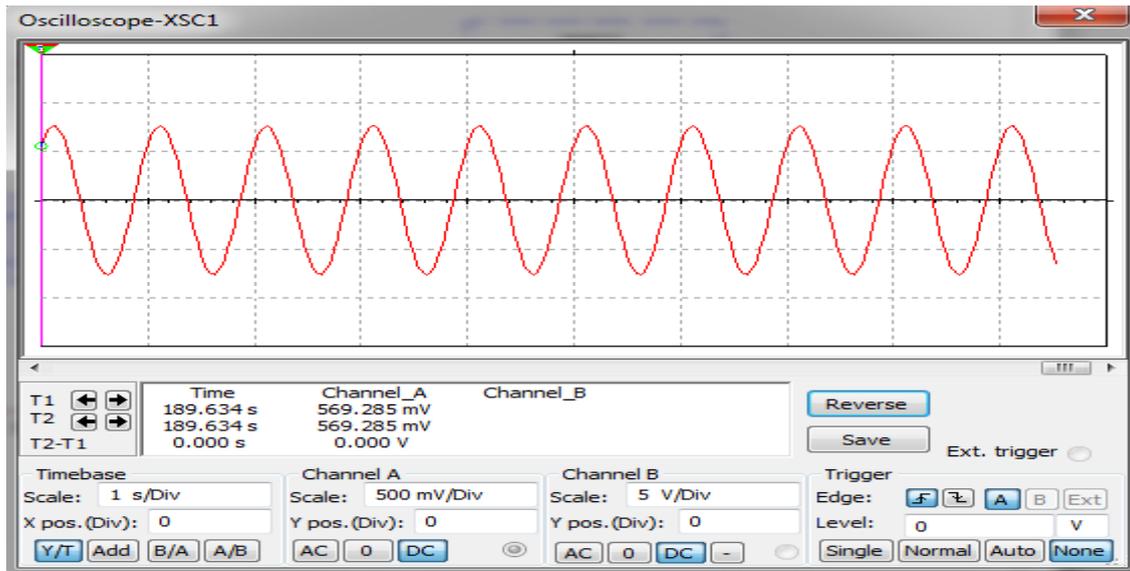


Figure III.20 : Signal à la sortie de l'amplificateur sommateur V_s

→ $V_s = 1.5 * 500 = 0.75V$

III.3. les résultats souhaités : [3]

1- Sur le point test N°7 :

En fait, c'est la sortie du détecteur d'enveloppe traduisant le $[Z + \Delta Z]$ illustré sur la figure III.21 ci-dessous :



Figure III.21 : Signal démodulé de l'information $[Z + \Delta Z]$

2- Sur le point test N°10 :

C'est la sortie du sommateur, le signal mesuré en ce point est illustré sur la figure III.22 ci-dessous représente le signal informationnel traduisant le ΔZ .

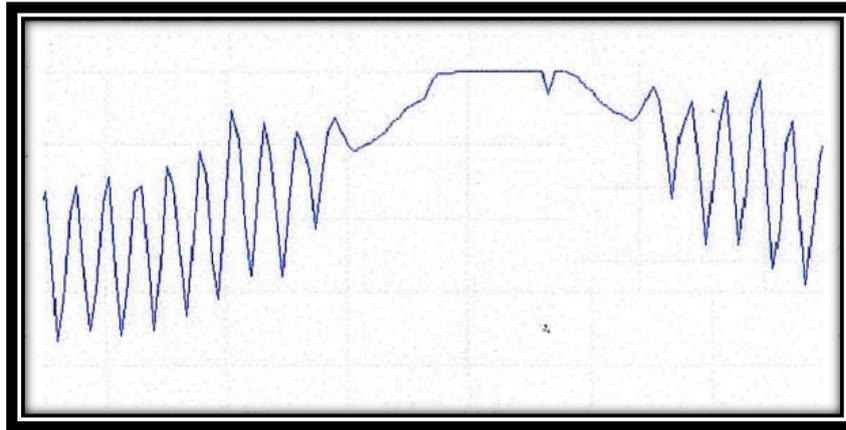


Figure III.22 : Signal à la sortie du sommateur

- 3- Le signal présenté sur **la figure III.23** ci-dessous c'est le signal informationnel traduisant les variations ΔZ après la numérisation.

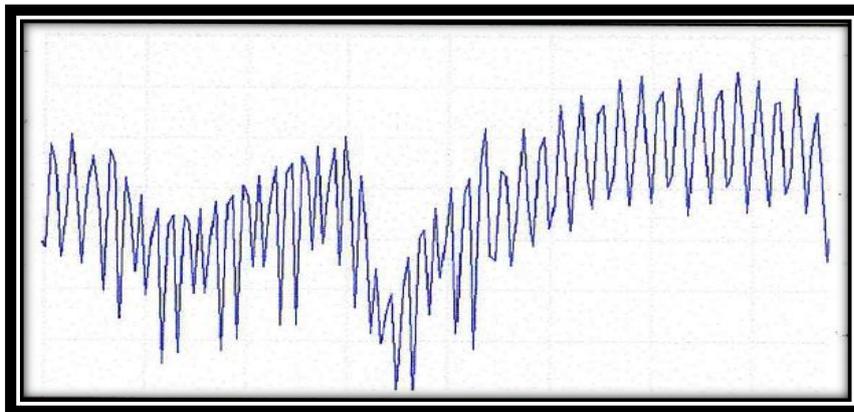
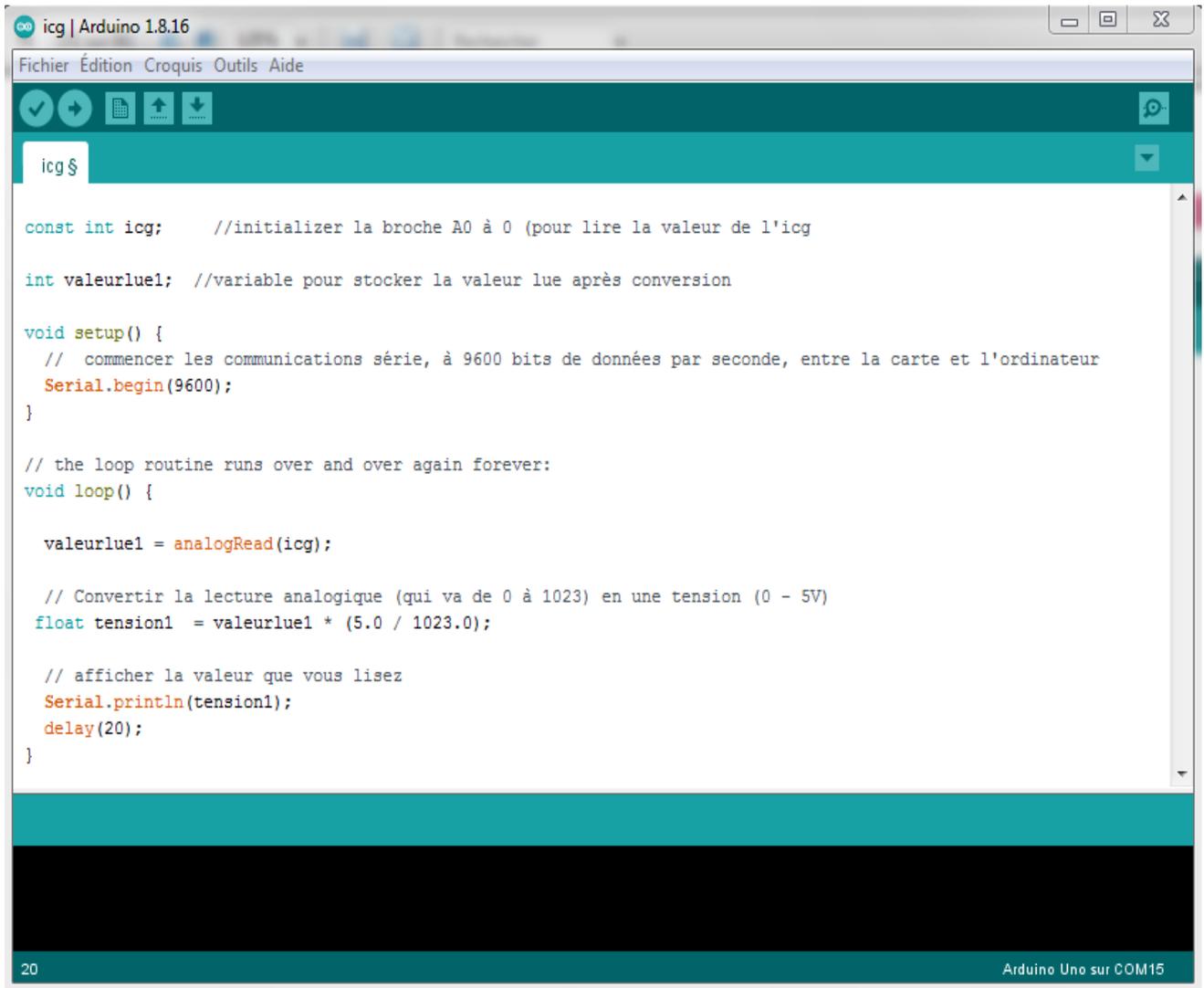


Figure III.23 : Signal pléthysmographique relatif à ΔZ

III.4. L'acquisition :

Parce que nous ne pouvons pas détecter le signal ICG, nous avons utilisé un générateur de basse fréquence (GBF) pour extraire un signal avec une basse fréquence (1hz) et une faible amplitude, puis le numériser.

Pour digitaliser un signal de 1hz à travers les entrées analogiques de la carte Arduino, le programme illustré sur **la figure III.24** sera utilisé :



```
icg | Arduino 1.8.16
Fichier Édition Croquis Outils Aide

icg $

const int icg; //initialiser la broche A0 à 0 (pour lire la valeur de l'icg

int valeurluel; //variable pour stocker la valeur lue après conversion

void setup() {
  // commencer les communications série, à 9600 bits de données par seconde, entre la carte et l'ordinateur
  Serial.begin(9600);
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {

  valeurluel = analogRead(icg);

  // Convertir la lecture analogique (qui va de 0 à 1023) en une tension (0 - 5V)
  float tension1 = valeurluel * (5.0 / 1023.0);

  // afficher la valeur que vous lisez
  Serial.println(tension1);
  delay(20);
}

20 Arduino Uno sur COM15
```

Figure III.24 : Programme pour la conversion analogique – numérique d’un signal

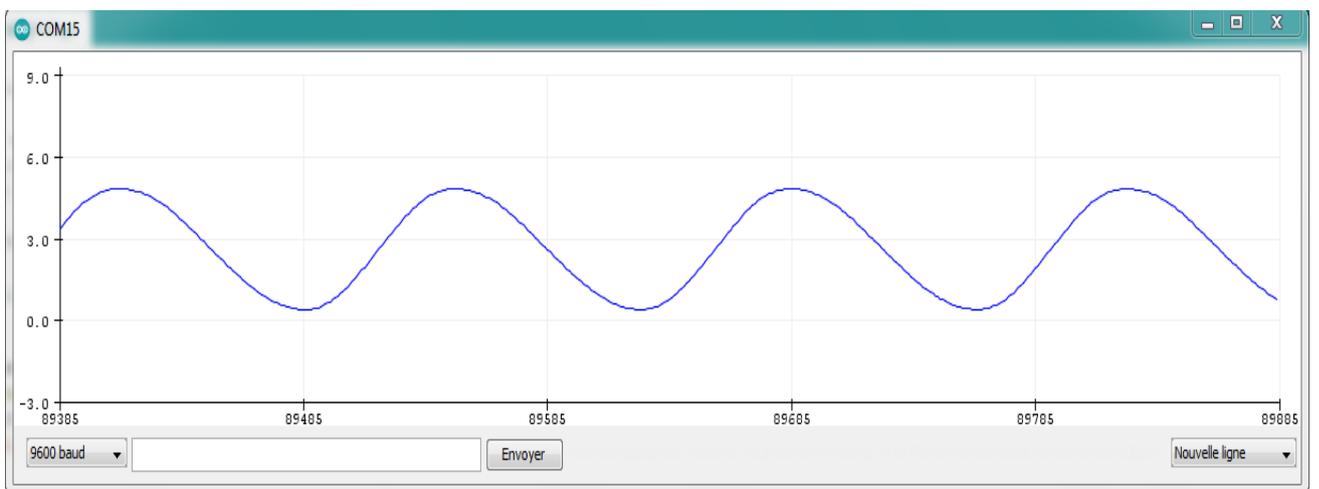
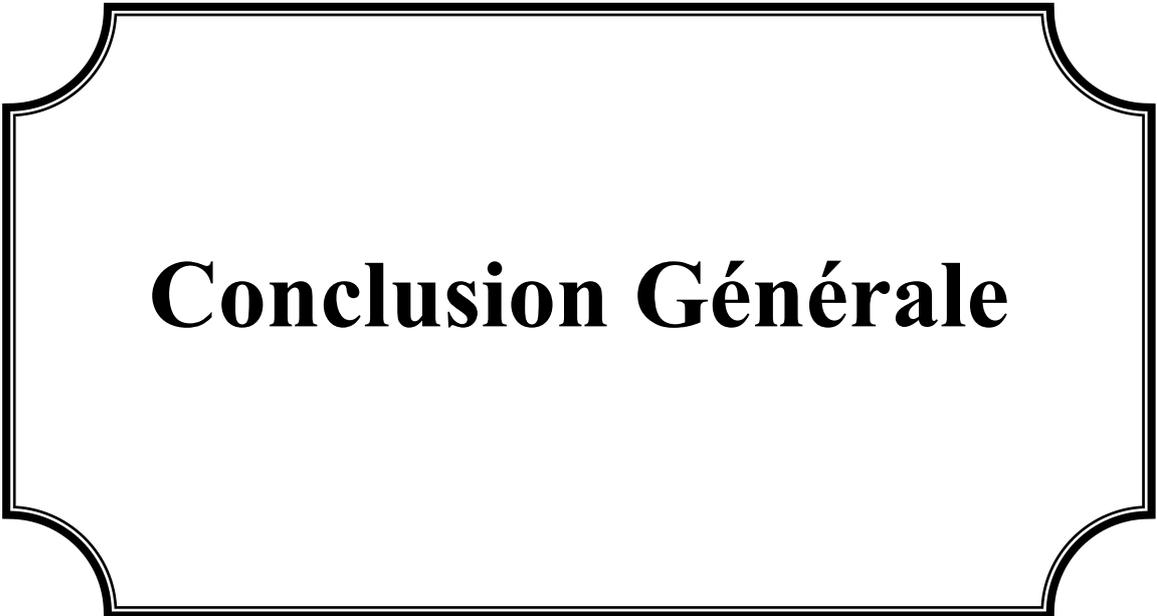


Figure III.25 : Signal numérisé

III.5. Conclusion :

Ce chapitre a été dédié à la réalisation des différents circuits constituant le système qui permet la détection du signal ICG. Après la réalisation, nous avons testé les différents étages de notre circuit et pris des mesures sur chaque bloc. Nous n'avons pas pu détecter le signal ICG en raison d'un problème au niveau du circuit tétra polaire.

Ce chapitre se termine par l'affichage d'un signal qu'il a presque les mêmes caractéristiques du signal ICG en utilisant la carte Arduino.

A decorative rectangular frame with rounded corners and a double-line border, centered on the page. The text "Conclusion Générale" is centered within this frame.

Conclusion Générale

Conclusion Générale

Conclusion générale

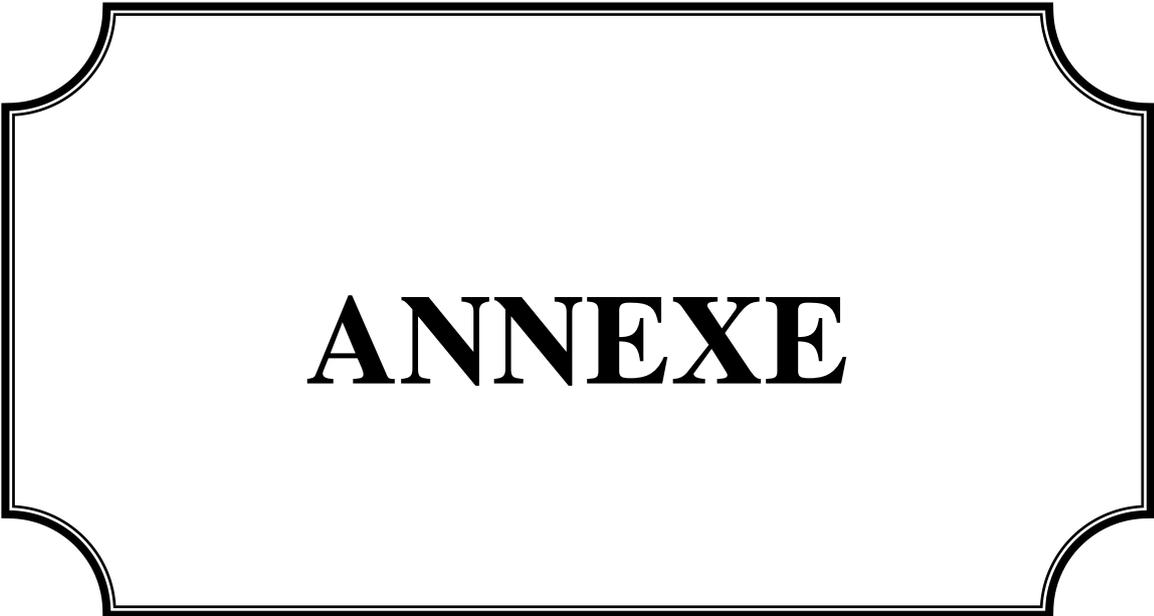
Dans ce travail, on s'est intéressé à la réalisation d'un dispositif permettant la détection du signal ICG : L'impédance cardiogramme ; important dans l'exploration cardiovasculaire.

En fait, comme il a été décrit à travers ce document l'impédance cardiographie représente les variations de volume et de la vitesse du sang dans l'aorte entraînent des variations de la bio-impédance thoracique laquelle est mesurée et affichée sous forme de trace **ICG (Impédance Cardiogramme)**.

L'étude théorique que nous avons présentée, concerne une synthèse relativement exhaustive de la recherche bibliographique que nous avons menée sur l'ICG mettant en relief les différents paramètres physiologiques Hémodynamiques qui peuvent être déterminés à travers ce signal. Cette étude a été suivie par la description des différents étages constituant le dispositif de détection du signal ICG qu'on se voit réaliser. Ainsi ; la partie source de courant et détection ont été détaillées pour une meilleure compréhension du principe de l'impédance cardiographie.

Dans la dernière partie du document ; la réalisation du dispositif a été détaillée. Ainsi ; les différents circuits réalisés ont été étudiés et testés à travers des mesures de signaux sur différents points tests qui ont été prévus sur la carte réalisée. Cependant ; le signal ICG n'a pas pu être détecté nous pensons que c'est peut-être dû à l'adaptation de la source de courant avec les électrodes et le tissu. Par conséquent ; la partie acquisition à travers la carte Arduino et l'affichage du signal acquis n'a été testée qu'à travers un signal issu d'un GBF.

Enfin, notre projet nous a permis, d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, particulièrement, les électrodes, l'amplificateur d'instrumentation, le filtrage, la démodulation, l'amplification et bien d'autres aspects des fonctions électroniques entrant dans la conception de l'instrumentation médicale. Plus important encore, c'est d'être confronté aux problèmes pratiques de l'électronique et comment résoudre tous ces problèmes pour mener à bien une réalisation.



ANNEXE

Annexe :

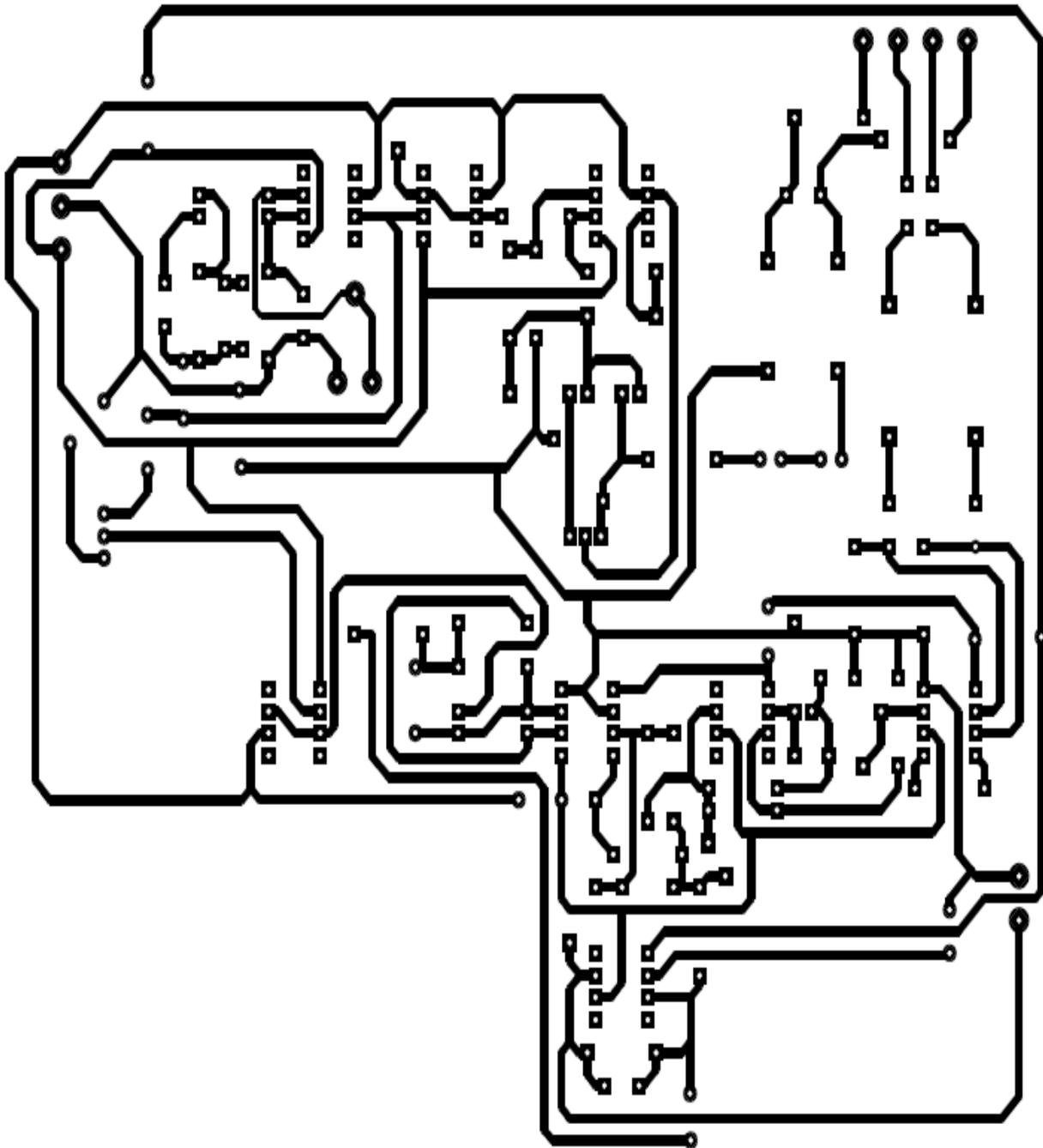


Figure du circuit imprimé

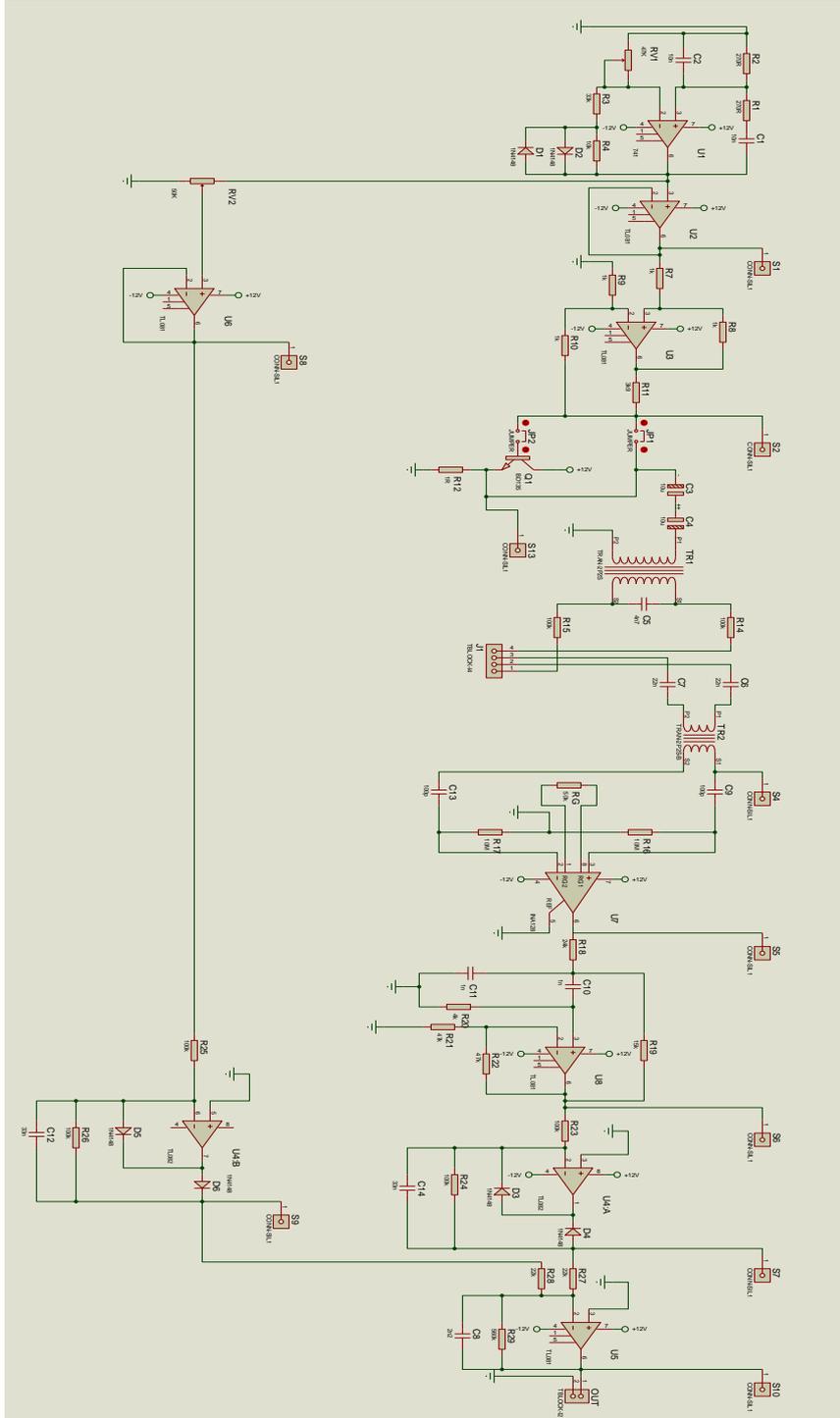
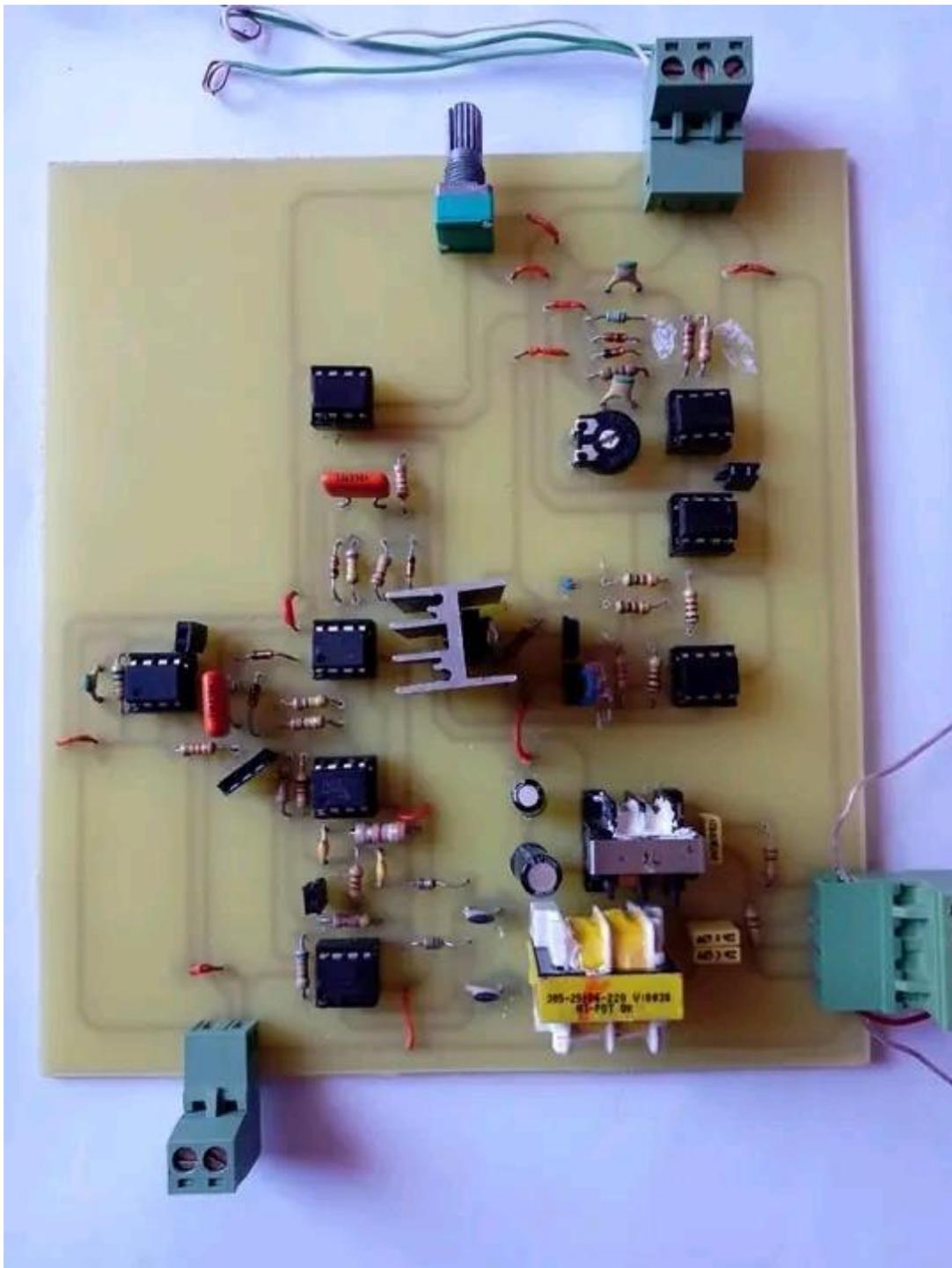


Schéma électrique du circuit complet



La maquette réalisé

Bibliographie

Bibliographie

Chapitre I : Concepts généraux de l'impédance cardiographie ICG

[1]: Site: france2.wiki

[2]: Tang WHW and Tong W. Measuring impedance in congestive heart failure: current options and clinical applications. *Am Heart J* 2009; 157: 402–411.

[3]: Ferrario CM, Basile J, Bestermann W, *et al.* The role of non-invasive hemodynamic monitoring in the evaluation and treatment of hypertension. *TherAdvCardiovasc Dis* 2007; 1: 113–118.

[4]: E. Marieb (Ed.), “Anatomie et physiologie humaines,” De Boeck Université, Paris, France, 1999.

[5]: D. P. Zipes, J. Jalife (Ed), “Cardiac electrophysiology: from cell to bedside,” Philadelphia, W.B. Saunders and Company, 2004.

[6]: Silbernagl, A. Despopoulos (Ed), “Atlas de poche de physiologie,” Flammarion Médecine-Sciences, 2001.

[7]: ‘ASSADI Iman Epouse BENSOUICI’ thèse doctorat en 2017/2018, électronique, procédés et dispositifs pour l'électronique médicale, « ANALYSE ET CLASSIFICATION DES MALADIES CARDIAQUES ET RESPIRATOIRES EN UTILISANT LES OPERATEURS ET LES SYSTEMES D'ORDRE FRACTIONNAIRE »

[8]: European Heart Journal (1997) 18, 1396-1403, the technique of impedance Cardiography. H. Woltjer, H. J. Bogaard and P. M. J. M. de Vrie, leurheartj.oxfordjournals.org; at Vrije Universiteit - Library on March 11, 2011 leurheartj

[9]: Bereksi Reguig F : “Cours techniques d'exploration Fonctionnelle » Master instrumentation Biomédicale M2 S1 Département de Génie Biomédicale université de Tlemcen ; Janvier 2020

[10]: Penny BC, Patwardhan NA, Wheeler HB. Simplified electrode array for impedance cardiography. *Med Bio Eng. Comput* 1985; 23: 1-7.

[11]: Karnegis JN, Kubicek WG. Physiological correlates of the cardiac thoracic impedance waveform. *Am Heart J* 1970; 79: 519-23.

[12]: Lababidi Z, Ehmke DA, Rurnin RE *et al.* The first derivative thoracic impedance cardiogram. *Circulation* 1970; 41: 651-8.

[13]: Kizakevich PN, Teague SM, Nissman DB *et al.* Comparative measures of systolic ejection during treadmill exercise by impedance cardiography and Doppler echocardiography. *BiolPsychol* 1993; 36: 5L-61.

[14]: Lamberts R, Visser KR, Zijlstra WG. Impedance cardiography. Assen, the Netherlands; Van Gorcum 1984.

[15]: Lamberts R, Visser KR, Zijlstra WG. Impedance cardiography. Assen, the Netherlands; Van Gorcum 1984.

Bibliographie

- [16]: Bonjer FH, van den Berg JW, Dirken MNJ. The origin of the variations of body impedance occurring during the cardiac cycle. *Circulation* 1952; 6: 415-20.
- [17]: Geddes LA, Baker LE. Thoracic impedance changes following saline injection into right and left ventricles. *J ApplPhysiol* 1972; 33: 278-81.
- [18]: Ito H, Yamakoshi K, Yamada A. Physiological and fluid dynamic investigations of the transthoracic impedance plethysmography method for measuring cardiac output. *Med Biol Eng. Comp* 1976; 14: 373-8.
- [19]: Saito Y, Goto T, Terasaki H *et al.* The effects of pulmonary circulation pulsatility on the impedance cardiogram. *Arch InternatPhysiolBiol* 1983; 91: 339-44.
- [20]: Kubicek WG. On the source of peak first time derivative (dz/dt) during impedance cardiography. *Ann of Biomed Eng.* 1989; 17: 459-62.
- [21]: Spinale FG, Smith AC, Crawford FA. Relationship of bio impedance to thermodilution and echocardiographic measurements of cardiac functions. *Crit Care Med* 1990; 18: 414-8.
- [22]: Welham KC, Mohapatra SN, Hill DW *et al.* The first derivative of the transthoracic electrical impedance as an index of changes in myocardial contractility in the intact anaesthetized dog. *Intens Care Med* 1978; 4: 43-50.
- [23]: Ohashi N. Noninvasive estimation of aortic flow by bioelectrical impedance method and its clinical use for assessment of aortic atherosclerosis. *Nagoya Med J* 1986; 31: 193-207.
- [24]: Patterson RP. Sources of the thoracic cardiogenic electrical impedance signal as determined by a model. *Med BiolEng Comp* 1985; 23: 411-7.
- [25]: Wang L, Patterson R. Multiple sources of the impedance cardiogram based on 3-D finite difference human thorax models. *IEEE Trans Biomed Eng* 1995; 42: 141-8.
- [26]: Karnegis JN, Heinz H, Kubicek WG. Mitral regurgitation and characteristic changes in the impedance cardiogram. *Br Heart J* 1981; 45: 542-8.
- [27]: Kubicek WG. Theory and clinical applications of impedance cardiography. In: *Proc of the Fifth Intern Conf on Electr Bioimpedance, Tokyo, Japan, 1981: 127-30.*
- [28]: Hubbard WN, Fish DR, McBrien DJ. The use of impedance cardiography in heart failure. *Internat J Cardiol* 1986; 12: 71-9.
- [29]: Ramos MU. An abnormal early diastolic impedance waveform: A predictor of poor prognosis in the cardiac patient? *Am Heart J* 1977, 94: 274-81.
- [30]: Pickett BR, Buell JC. Usefulness of the impedance cardiogram to reflect left ventricular diastolic function. *Am J Cardiol* 1993; 71: 1099-103.

Chapitre II : Description générale du système de détection

[1] : <http://youtu.b/aZIBjoUoZ8Q>, « Oscillateur sinusoïdaux, chaine E-Electronique »

[2] : http://electronique.aop.free.fr/AOP_lineaire_NF/9_convertisseurTC.html

[3] : donfack colince « caractérisation de contacts électrode tissu pour les stimulateurs neuromusculaires implantable »

[4] : BELABBES FATIMA & HASSAINE FATIMA ZOHRA de l'Université Abou Bakr Belkaid –Tlemcen « Phlébographie par impédance » en 2010.

Bibliographie

[5] : http://fabrice.sincere.pagespersoorange.fr/cm_electronique/ampli_diff/GPI_instrumentation%202.0.1.pdf

[6] : www.electronics-tutorials.ws/filter/sallen-key-filter.html

[7] : <http://www.apccardiovascular.co.uk/wp-content/uploads/2015/12/Cardio-Screen-1000-Device-Manual.pdf>

[8] : <https://www.bedwani.ch/electro/ch9/index.htm>

[9] : HABIBES Naima : « cours systèmes embarqués » Licence Electronique et maintenance Biomédicale L3 S2 Département de Génie Biomédicale université de Tlemcen ; Janvier 2020

[10] : MAROUF Nour El Houda et MAHAMDAOUI Djamila de l'Université Abou Bakr Belkaid –Tlemcen « Étude et réalisation d'un système pour la détection des signaux ECG et PCG » Projet Ingénierat en 2018.

[11] : LECHALUPÉ Julien : Cours d'initiation à Arduino. Disponible sur : (https://fablab.univ-tlse3.fr/wiki/images/9/92/Cours_arduino_v0.2.pdf).

Chapitre III : Réalisation du système de mesure d'ICG et Mesures.

[1] : BELABBES FATIMA & HASSAINE FATIMA ZOHRA de l'Université Abou Bakr Belkaid –Tlemcen « Phlébographie par impédance » en 2010.

[2] : http://www.paturage.be/electro/elo/transistors/bipolaire_suiveur.html

[3] : BEDJAOUI Ahmed Fouad et BEREKSI REGUIG Chakib en 2007 à l'université Abou Baker Belkaid Tlemcen. « Etude et réalisation d'un pléthysmographe par impédance »
