

**République Algérienne Démocratique et Populaire**  
**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique**



**Ecole Nationale Polytechnique**  
**Département d'électronique**

**Projet de fin d'études**  
En vue de l'obtention du diplôme d'ingénieur d'état en électronique

**Thème**

Étude, conception et réalisation d'un système  
d'acquisition de signaux ECG.

**Etudié par : ADJABI Zakaria**

**SAOUDI Fahmi**

**Dirigé par : Dr. M.ADNANE**

**2010/2011**

في هذا الأطروحة، تم انجاز جهاز التقاط التخطيطات الفيزيولوجية، إن عمليتا المراقبة و التسجيل ممكنتان و ذلك بواسطة البرنامج الآلي InstruNet 100.

العمل الحالي يختص بدراسة الجهاز المنقسم إلى جزأين : الالكتروني (المستمر و الرقمي) و الفيزيولوجي الذي يسمح بالتقاط تخطيط القلب بواسطة حساسات سطحية من نوع Ag/AgCl. وفي الجزء الالكتروني تمت دراسة و انجاز جهاز كامل للمراقبة. لقد أنشئت دارة المعالجة الاولية على أساس المضخم القياسي INA 118. الإشارة المنبعثة من دارة المعالجة ترسل الى جهاز الكمبيوتر مرورا بالبرنامج الآلي. اختبارات عديدة تم إجراؤها على مستوى المخبر لعدة أشخاص.

كلمة المفتاح : تخطيط القلب، حساس، التقاط.

## ABSTRACT

In this work, a collection of physiological signals has been developed. The display on the PC and the recording was made possible by the acquisition system InstruNet 100.

This work highlights the party system which is divided into two parts: electronic (analog and digital), and physiological allowing the collection of EKG signals using surface electrodes Ag/AgCl. And in the electronic part, a comprehensive monitoring system has been designed and made. The conditioning circuit is designed based on the instrumentation amplifier INA 118. The signal from the conditioning circuit is transmitted to the PC via the acquisition card. Experimental tests were conducted in laboratory on different topics.

### Key words:

EKG, derivation, electrode, shielding, acquisition.

## RÉSUMÉ

Dans ce travail, un système de recueil des signaux physiologiques a été développé. La visualisation sur PC ainsi que l'enregistrement étaient possibles grâce à la carte d'acquisition InstruNet 100.

Le présent travail met en valeur la partie système qui se divise en deux parties : électronique (analogique et numérique), et physiologique qui permet le recueil du signal ECG au moyen d'électrodes de surface Ag/AgCl. Et dans la partie électronique, un système de monitoring complet a été étudié et réalisé. Le circuit de conditionnement est conçu à base de l'amplificateur d'instrumentation INA 118. Le signal issu du circuit de conditionnement est transmis vers le PC via la carte d'acquisition. Des tests expérimentaux ont été effectués au laboratoire sur des sujets différents.

Mots clés : ECG, dérivations, électrode, blindage, acquisition.

# Remerciements

*Nous remercions avant tout ALLAH, le tout puissant, pour nous avoir donné, le courage, la patience, la volonté et la force nécessaire, pour affronter toutes les difficultés et les obstacles qui se sont hissés au travers de notre chemin, tout au long de ce travail.*

*Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements à notre encadreur **DR. MADNANE** pour nous avoir encadrés durant ce projet et nous avoir conseillés tout au long de notre travail.*

*Nous remercions aussi les membres du jury pour l'honneur qu'ils nous ont fait en évaluant notre modeste travail.*

*Nous tenons à remercier particulièrement les enseignants de notre Ecole Nationale Polytechnique pour tout ce qui nous ont transmis, leurs efforts et leur disponibilité.*

*Que tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail trouvent ici l'expression de notre sincère gratitude.*

# Dédicaces

*A ma mère, qui par sacrifice m'a mit au monde, qui par sacrifice a fait de moi ce que je suis*

...

*A mon père, qui était et sera toujours mon école, à former des hommes ...*

*Je sais que les paroles ne suffiront jamais à décrire ce que je ressens envers vous ...mais je ne trouve pas mieux à dire que :*

﴿ وَقُلْ رَبِّ أَرْحَمُهُمَا كَمَا رَبَّيَانِي صَغِيرًا ﴾

*A mon grand frère Okba et mes grandes soeurs ...*

*A toute ma grande famille ...*

*A mon binôme Zakaria et sa famille ...*

*A mes meilleurs amis ...*

*A tous ceux qui m'ont aidé ...*

*A tous ceux que j'aime ...*

*S.Fahmi*

# Dédicaces

*Je dédie ce projet de fin d'étude aux personnes qui me sont les plus chères :*

*A mes adorables parents qui m'ont énormément soutenu dans les moments les plus difficiles, partagés mes joies et mes peines, qui se sont toujours sacrifiés à mes dépends ;*

*A mes chères grands-mères ;*

*A mon chère frère **Yacine** et sa femme, je leur souhaite un bon mariage et une longue vie pleine de bonheur ;*

*A ma chère sœur et mes petits frères **Souhaibe** et **Aimen** ;*

*Au deux petites filles **Foulla** et **Souda** ;*

*A mes chères oncles, tantes, cousins, cousines ;*

*A tous mes chères amis, et toute la promotion d'électronique 2011 ;*

*A mon binôme **fahmi** et toute sa famille ;*

*A mon chère **Ami Salah**, je lui souhaite une longue vie pleine de bonheur ;*

*Enfin, mes dédicaces sont destinés à tous ceux et celles que j'aime.*

*A. Zakaria*

# Table des matières

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Introduction générale</b>                               | <b>1</b>  |
| <b>1 Electrocardiographie</b>                              | <b>2</b>  |
| 1.1 Historique de l'électrocardiographie . . . . .         | 2         |
| 1.2 Rappels anatomiques et fonctionnels . . . . .          | 3         |
| 1.3 Principe de l'électrocardiogramme . . . . .            | 4         |
| 1.4 Dérivations électrocardiographiques . . . . .          | 5         |
| 1.4.1 Dérivations bipolaires des membres . . . . .         | 5         |
| 1.4.2 Dérivations unipolaires des membres . . . . .        | 5         |
| 1.4.3 Dérivations précordiales . . . . .                   | 6         |
| 1.5 Enregistrement ambulatoire Holter . . . . .            | 7         |
| 1.6 Electrocardiogramme normal . . . . .                   | 8         |
| 1.7 Utilité de l'électrocardiogramme . . . . .             | 9         |
| 1.8 Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme . . . . . | 9         |
| 1.8.1 Bruits techniques . . . . .                          | 9         |
| 1.8.2 Artefacts physiques . . . . .                        | 10        |
| 1.9 Conclusion . . . . .                                   | 12        |
| <b>2 Etude théorique de la chaîne d'acquisition</b>        | <b>13</b> |
| 2.1 Structure de la chaîne d'acquisition . . . . .         | 13        |
| 2.2 Electrodes . . . . .                                   | 14        |
| 2.3 Pré-amplification . . . . .                            | 15        |
| 2.3.1 Définition de la tension de mode commun . . . . .    | 15        |
| 2.3.2 Taux de Rejection du Mode Commun (TRMC) . . . . .    | 17        |
| 2.3.3 Amplificateur d'instrumentation . . . . .            | 18        |
| 2.4 Isolation . . . . .                                    | 19        |
| 2.5 Filtrage . . . . .                                     | 22        |
| 2.5.1 Classement des filtres . . . . .                     | 23        |
| 2.5.2 Réalisation du filtre . . . . .                      | 24        |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 2.5.3    | Filtre monté en suiveur de tension . . . . .                   | 25        |
| 2.6      | Mise à niveau . . . . .  | 26        |
| 2.7      | Réduction du bruit . . . . .                                   | 27        |
| 2.7.1    | Mise à la terre . . . . .                                      | 27        |
| 2.7.2    | Le blindage des câbles . . . . .                               | 27        |
| 2.7.3    | La méthode 'Right leg drive' . . . . .                         | 27        |
| 2.8      | Numérisation et acquisition par pc . . . . .                   | 28        |
| 2.9      | Conclusion . . . . .   | 30        |
| <b>3</b> | <b>Mise en œuvre du système d'acquisition</b>                  | <b>31</b> |
| 3.1      | Description du système à réaliser . . . . .                    | 31        |
| 3.2      | Conditionnement et mise en forme du signal ECG . . . . .       | 32        |
| 3.2.1    | Emplacement des électrodes . . . . .                           | 32        |
| 3.2.2    | L'alimentation . . . . .                                       | 33        |
| 3.2.3    | Préamplificateur . . . . .                                     | 35        |
| 3.2.4    | L'amplificateur d'isolation ISO 122 . . . . .                  | 37        |
| 3.2.5    | Filtrage . . . . .   | 38        |
| 3.2.6    | Mise à niveau . . . . .  | 42        |
| 3.2.7    | Configuration de la carte d'acquisition . . . . .              | 42        |
| 3.3      | Conclusion . . . . .   | 43        |
| <b>4</b> | <b>Expérimentation et validation du système réalisé</b>        | <b>44</b> |
| 4.1      | Tests priliminaires . . . . .                                  | 44        |
| 4.2      | Visualisation de l'ECG sous MATLAB . . . . .                   | 50        |
| 4.3      | Conclusion . . . . .   | 54        |
|          | <b>Conclusion générale</b>                                     | <b>55</b> |
|          | <b>Annexe I : Amplificateur d'instrumentation de base</b>      | <b>58</b> |
|          | <b>Annexe II : Standards de sécurité</b>                       | <b>60</b> |
|          | <b>Annexe III : Data sheets des circuits intégrés utilisés</b> | <b>62</b> |
|          | <b>Annexe IV : Prototypes des circuits imprimés</b>            | <b>67</b> |

# Table des figures

|      |  |    |
|------|--|----|
| 1.1  | Système de conduction électrique du cœur [3]. . . . .  | 3  |
| 1.2  | Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres [3]. . . . .              | 6  |
| 1.3  | Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres augmentés [3]. . . . . | 6  |
| 1.4  | Position des électrodes précordiales [3]. . . . .  | 7  |
| 1.5  | Position recommandée des électrodes pour l'enregistrement Holter [3]. . . . .                              | 7  |
| 1.6  | Tracé d'un électrocardiogramme [5]. . . . .  | 8  |
| 1.7  | Signal électrocardiographique perturbé par le secteur [3]. . . . .   | 10 |
| 1.8  | Bruit dû aux mouvements des électrodes [3]. . . . .  | 11 |
| 1.9  | Mouvements de la ligne de base [3] . . . . .   | 11 |
| 1.10 | Bruit musculaire [3]. . . . .  | 12 |
| 2.1  | Structure générale d'une chaîne d'acquisition. . . . .   | 13 |
| 2.2  | Electrode de Stern [5]. . . . .  | 14 |
| 2.3  | Interface électrode/peau [5]. . . . .  | 15 |
| 2.4  | Capteur à sortie unifilaire. . . . .   | 16 |
| 2.5  | Transmission bifilaire. . . . .  | 17 |
| 2.6  | Schéma de base d'un amplificateur d'instrumentation. . . . .   | 18 |
| 2.7  | Couplage optique [7]. . . . .  | 21 |
| 2.8  | Couplage capacitif [7]. . . . .  | 21 |
| 2.9  | Couplage inductif [7]. . . . .   | 22 |
| 2.10 | Les trois Caractéristiques de réponse d'un filtre passe-bas [19]. . . . .                                  | 23 |
| 2.11 | Filtre passe-bas d'ordre 2. . . . .  | 24 |
| 2.12 | Filtre passe-haut d'ordre 2. . . . .   | 25 |
| 2.13 | Filtre passe-bas d'ordre 2 monté en suiveur de tension. . . . .  | 26 |
| 2.14 | Filtre passe-haut d'ordre 2 monté en suiveur de tension. . . . .   | 26 |
| 2.15 | Schéma de mise à niveau. . . . .   | 26 |
| 2.16 | INA118 avec le 'right leg drive' [9]. . . . .  | 28 |



|      |  |    |
|------|--|----|
| 2.17 | Système d'acquisition «instruNet» . . . . .                                    | 28 |
| 2.18 | Interface de l'application instruNet word. . . . .                             | 29 |
| 2.19 | Sélection des canaux pour la numérisation. . . . .                             | 30 |
| 2.20 | Visualisation des signaux numérisés. . . . .                                   | 30 |
|      |  |    |
| 3.1  | Système de recueil du signal ECG. . . . .                                      | 31 |
| 3.2  | Shéma du circuit de conditionnement et de mise en forme du signal ECG. . . . . | 32 |
| 3.3  | Electrodes utilisés. . . . .   | 32 |
| 3.4  | Placement des électrodes sur la peau pour une seule dérivation (DI). . . . .   | 33 |
| 3.5  | Schéma et simulation de la carte d'alimentation. . . . .                       | 33 |
| 3.6  | Image de la carte d'alimentation. . . . .                                      | 34 |
| 3.7  | Schéma et simulation de l'alimentation à piles. . . . .                        | 34 |
| 3.8  | Schéma interne de l'INA 118 [9]. . . . .                                       | 35 |
| 3.9  | CMRR en fonction de la fréquence [9]. . . . .                                  | 36 |
| 3.10 | Montage de l'INA118 pour une seule dérivation DI [9]. . . . .                  | 36 |
| 3.11 | Montage de l'INA118 avec le 'right leg drive circuit'. . . . .                 | 37 |
| 3.12 | L'amplificateur d'isolation <i>ISO122</i> [10]. . . . .                        | 38 |
| 3.13 | Shcéma du filtre passe-haut réalisé. . . . .                                   | 39 |
| 3.14 | Simulation du filtre passe-haut d'ordre 4. . . . .                             | 39 |
| 3.15 | Image du filtre passe-haut. . . . .  | 40 |
| 3.16 | Schéma du filtre pase-bas $100Hz$ . . . . .                                    | 40 |
| 3.17 | Simulation du filtre passe-bas $100Hz$ . . . . .                               | 41 |
| 3.18 | Image du filtre passe-bas $100Hz$ . . . . .                                    | 41 |
| 3.19 | Simulation du filtre passe-bas $40Hz$ . . . . .                                | 42 |
| 3.20 | Image du filtre passe-bas $40Hz$ . . . . .                                     | 42 |
| 3.21 | Fenêtre de Configuration de la carte d'acquisition. . . . .                    | 43 |
|      |  |    |
| 4.1  | Visualisation de l'ECG sur l'oscilloscope. . . . .                             | 45 |
| 4.2  | L'ECG à la sortie de l'INA 118 sans mise à la terre. . . . .                   | 45 |
| 4.3  | L'ECG à la sortie de l'INA 118 avec RLD et sans mise à la terre. . . . .       | 46 |
| 4.4  | L'ECG à la sortie de l'INA 118 avec mise à la terre. . . . .                   | 46 |
| 4.5  | L'ECG à la sortie de l'INA 118 avec RLD et mise à la terre. . . . .            | 46 |
| 4.6  | L'ECG à la sortie du filtre $100 Hz$ . . . . .                                 | 47 |
| 4.7  | L'ECG à la sortie du filtre $100 Hz$ en utilisant le RLD. . . . .              | 47 |
| 4.8  | L'ECG à la sortie de filtrage $40 Hz$ . . . . .                                | 48 |
| 4.9  | L'ECG à la sortie de filtrage $40 Hz$ et avec RLD. . . . .                     | 48 |
| 4.10 | L'ECG à la sortie du filtrage $15 Hz$ et avec RLD. . . . .                     | 49 |
| 4.11 | circuit final. . . . .   | 49 |
| 4.12 | ECG au repos. . . . .  | 49 |
| 4.13 | ECG au repos visualisé avec MATLAB. . . . .                                    | 50 |

---

|  |    |
|--|----|
| 4.14 ECG avec mouvement des électrodes. . . . .  | 50 |
| 4.15 ECG avec mouvement de la main. . . . .  | 51 |
| 4.16 ECG avec une forte respiration. . . . .   | 51 |
| 4.17 Les trois dérivations DI, DII et DIII. . . . .  | 52 |
| 4.18 ECG pour des sujets différents. . . . .   | 53 |
| 4.19 Amplificateur d'instrumentation de base. . . . .                                      | 58 |
| 4.20 Circuit imprimé de l'alimentation. . . . .  | 67 |
| 4.21 Circuit imprimé de l'amplificateur d'instrumentation. . . . .                         | 67 |
| 4.22 Circuit imprimé de l'amplificateur d'instrumentation avec le drive right leg. . . . . | 68 |
| 4.23 Circuit imprimé du filtre passe-bas. . . . .  | 68 |
| 4.24 Circuit imprimé du filtre passe-haut. . . . .   | 69 |
| 4.25 Circuit imprimé final. . . . .  | 69 |

# Introduction générale

Depuis le *XVI<sup>ème</sup>* siècle, était connu que les organes du corps ont une activité électrique, associée à leur fonctionnement. C'est des phénomènes électriques d'origines ioniques (influx nerveux), tels que : l'activité électrique du cœur (ECG), celle des muscles (EMG) et celle du cerveau (EEG), etc.

L'électrocardiographie explore l'activité électrique du cœur par enregistrement des électrocardiogrammes (ECG), tracés bidimensionnels qui inscrivent en fonction du temps les variations du potentiel électrique induites dans les différents points du corps par le cœur en activité. Depuis son apparition, l'ECG est utilisé pour diagnostiquer, contrôler l'état du cœur et du rythme cardiaque, la détection des fibrillations et des anomalies cardiaques.

Le présent travail met en valeur la partie système permettant l'acquisition du signal ECG, on peut le divisé en deux grandes parties : physiologique et électronique. Dans la partie physiologique, on présente des notions fondamentales sur l'électrocardiographie, à savoir les techniques de recueil de l'ECG, ses caractéristiques, et les artéfacts visibles sur un ECG.

Ensuite, dans la partie électronique, une chaîne de mesure complète a été étudiée et réalisée. Le circuit de conditionnement est réalisé à la base de l'amplificateur d'instrumentation INA118, cet étage permet une pré-amplification du signal en minimisant les signaux en mode commun. Le signal ainsi conditionné est transmis vers l'étage de filtrage, dont le but est de réduire les bruits qui peuvent se superposés au signal utile. Afin de protéger le sujet un étage d'isolation a été inséré.

Enfin, un circuit de mise à niveau a été réalisé assurant une amplification adéquate du signal ECG. Le signal issu du circuit de conditionnement peut être visualisé sur PC via une carte d'acquisition de type InstruNet (disponible au labo).

Tous ces points vont être plus amplement détaillés dans le travail qui suit.

# Electrocardiographie

L'électrocardiologie est une discipline qui a pour objectif de décrire les anomalies de fonctionnement du cœur en étudiant la forme, la fréquence et l'évolution des signaux électriques cardiaques.

## 1.1 Historique de l'électrocardiographie

L'électrocardiographie est une vieille dame qui, passé le cap du centenaire, garde toujours bon pied et bon œil ... Née en 1887 avec les travaux de Waller, révélée à la communauté médicale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes qui valut à son auteur, le Dr. Wilhem Einthoven, le prix Nobel de Médecine en 1924, l'électrocardiographie est devenue une technique incontournable en pratique cardiologique [01].

L'électrocardiogramme (ECG) est la représentation graphique des forces électromotrices générées par l'activité cardiaque, enregistrées par des électrodes placées à la surface du corps. Il y a plus d'un demi-siècle, une convention internationale a décidé de fournir cette représentation sous la forme immuable de l'ECG à 12 dérivations. Ce fut un des tout premiers efforts de standardisation à l'échelle mondiale d'un examen médico-technique.

Aujourd'hui, en ce début du *XXI<sup>ème</sup>* siècle, l'ECG est un examen irremplaçable : de réalisation aisée au moyen d'un appareillage simple, il a grandement bénéficié des progrès récents de l'électronique et de l'informatique. Il est actuellement possible d'enregistrer un ECG avec un électrocardiographe portable ultraléger et même de transformer un micro-ordinateur personnel en électrocardiographe avec, dans les deux situations, possibilité d'une aide au diagnostic par interprétation automatisée.

## 1.2 Rappels anatomiques et fonctionnels

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Il propulse le sang grâce aux contractions de son tissu musculaire appelé myocarde. Une épaisse cloison le divise en deux moitiés (cœur gauche/cœur droit), et chacune d'elles comporte deux cavités : l'oreillette et le ventricule.

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires [02].

La dépolarisation prend normalement naissance dans le haut de l'oreillette droite (le sinus), et se propage ensuite dans les oreillettes. La propagation de cette impulsion électrique par dépolarisation des membranes cellulaires s'accompagne de la contraction des cellules rencontrées induisant la systole auriculaire (contraction du muscle) qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle).

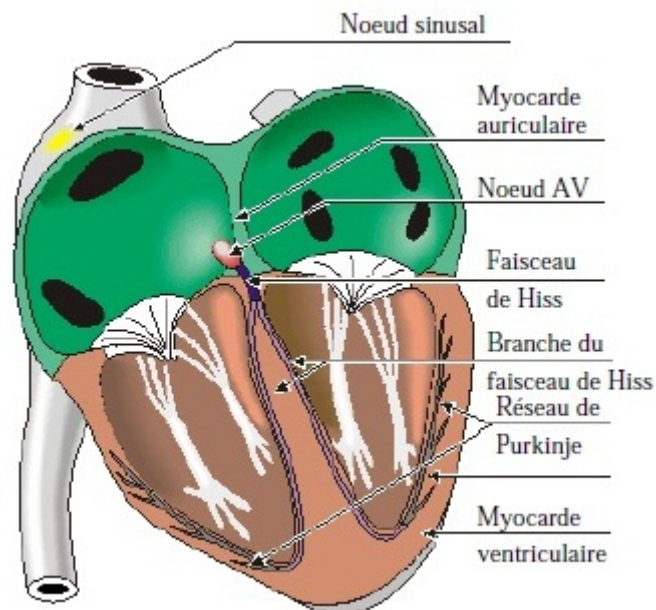


FIGURE 1.1 – Système de conduction électrique du cœur [3].

L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage possible pour le courant électrique entre les oreillettes et les ventricules. Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule.

Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang ; cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire ; les fibres musculaires se re-polarisent et reviennent ainsi dans leur état initial [02].

### **1.3 Principe de l'électrocardiogramme**

Au cours de l'année 1880, Ludwig et Waller montrèrent que l'activité électrique du cœur, découverte quelques années plus tôt, pouvait être suivie à partir de la peau [04].

En 1901, Willem Einthoven réalisa le premier enregistrement cardiographique. Le courant mesuré par des électrodes sur le torse du patient mettait en mouvement un mince fil d'argent tendu entre les pôles d'un gros aimant ; ces déflexions étaient enregistrées sur du papier photographique qui se déroulait face à un rayon lumineux [04].

« Maintenant, nous pouvons enregistrer l'activité électrique du cœur anormale et la comparer à l'activité normale » (Einthoven) [04]. Ainsi naît l'électrocardiogramme à l'aube du *XXI<sup>ème</sup>* siècle.

Le principe de l'enregistrement moderne est, à peu de chose près, celui qui fut proposé par Einthoven : grâce à deux électrodes collées à la surface de la peau, on enregistre la différence de potentiel entre deux points diamétralement opposés par rapport au cœur, ce signal étant directement corrélé au déplacement de l'impulsion électrique dans les fibres du muscle cardiaque.

L'activité électrique instantanée peut être définie par un vecteur orienté suivant la différence de potentiel présente dans le cœur, et de module proportionnel à celle-ci.

Le couple d'électrodes enregistre à chaque instant l'amplitude de la projection de ce vecteur suivant leur axe : ainsi, lorsque le vecteur électrique est orienté de l'électrode négative (-) à l'électrode positive (+), on observe sur l'enregistreur une déflexion positive, et lorsque le vecteur est orienté en sens inverse, la déflexion est négative.

Les électrodes peuvent être utilisées selon deux modes, l'un dit bipolaire ou le potentiel d'une électrode est soustrait à une autre, et l'autre dit unipolaire ou le potentiel d'une électrode est pris par rapport à un point de référence qui est généralement une moyenne du

potentiel de toutes les autres électrodes utilisées ou une électrode éloignée de toute activité électrique (la masse).

Dans les sections suivantes, les différentes dérivations standards de l'ECG et l'enregistrement ambulatoire de Holter sont présentés.

## 1.4 Dérivations électrocardiographiques

Une dérivation correspond à la ligne de tension réunissant deux électrodes placées en deux points déterminés de la surface du corps et entre lesquelles sont enregistrées les différences de potentiel. En électrocardiographie conventionnelle, l'activité électrique du cœur est étudiée par l'enregistrement d'une série de 12 dérivations (six dérivations des membres et six précordiales).

### 1.4.1 Dérivations bipolaires des membres

Les dérivations bipolaires des membres permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles ont été déterminées par Einthoven au début du vingtième siècle et restent encore utilisées aujourd'hui [03].

Ces trois dérivations sont déduites des trois électrodes posées sur les membres. Soit VL le potentiel sur le bras gauche, VR le potentiel sur le bras droit et VF le potentiel sur la jambe gauche, les trois dérivations sont :

- DI (dérivation I) avec  $DI = VL - VR$ ,
- DII (dérivation II) avec  $DII = VF - VR$ ,
- DIII (dérivation III) avec  $DIII = VF - VL$ .

Ces trois dérivations constituent le triangle d'Einthoven et chaque dérivation est une arête du triangle (voir Figure 1.2). Le triangle d'Einthoven est formée par les trois électrodes posées sur le bras droit le bras gauche et la jambe gauche. Sur la jambe droite est posée une électrode qui sert de référence (la masse). Le cœur se trouve au centre du triangle et les trois dérivations bipolaires permettent l'enregistrement sous trois angles différents.

### 1.4.2 Dérivations unipolaires des membres

Les dérivations unipolaires des membres permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles ont été déterminées par Wilson en 1934 et améliorées par Goldberger en 1942 [03]. Les dérivations périphériques de Goldberger se servent des mêmes électrodes qu'Einthoven.

Chaque électrode est prise comme pôle positif avec pour référence négative les 2 autres électrodes. Les droits dérivations sont :

- aVL (a comme augmented) dont la différence de potentiel respectent l'équation

$$aVL = VL - \frac{VR+VF}{2} = 1.5VL$$

- aVR avec  $aVR = 1.5VR$  ;
- aVF avec  $aVF = 1.5VF$  ;

Ces trois dérivations constituent trois vecteurs passant au centre du triangle d'Einthoven (voir Figure 1.3).

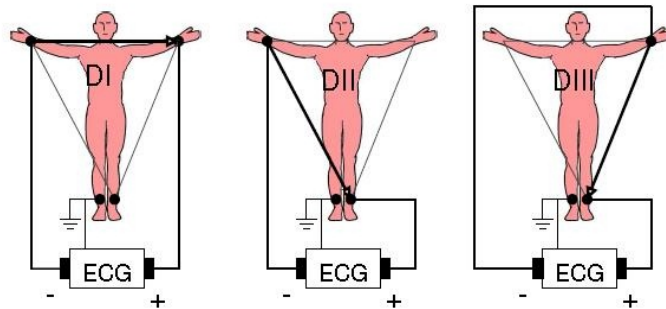


FIGURE 1.2 – Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres [3].

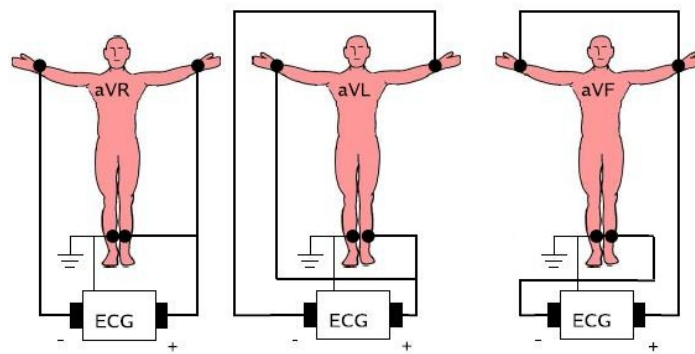


FIGURE 1.3 – Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres augmentés [3].

### 1.4.3 Dérivations précordiales

Ce sont des dérivations unipolaires, mises au point par Wilson (1944) [03]. Elles sont posées sur le thorax et sont désignées par la lettre V suivie du numéro de leur emplacement. Le potentiel de l'électrode exploratrice est pris par rapport à la moyenne des potentiels VL, VR et VF. Six points, définis par Wilson, permettent d'obtenir les dérivations V1 à V6. Leur emplacement est représenté sur la figure 1.4.



Les dérivations précordiales ont deux caractéristiques qui les distinguent fondamentalement des dérivations des membres : elles mesurent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal et sont posées à proximité du cœur.

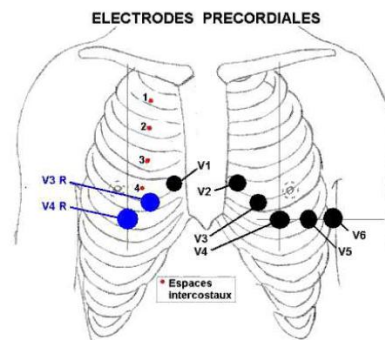


FIGURE 1.4 – Position des électrodes précordiales [3].

## 1.5 Enregistrement ambulatoire Holter

L'enregistrement électrocardiographique de longue durée selon la méthode de Holter (1961) permet de compléter l'électrocardiogramme standard pour le diagnostic des troubles du rythme et de la conduction [3]. Il consiste à enregistrer un électrocardiogramme de surface modifié pendant au moins 24 heures. L'ECG Holter se différencie de l'ECG standard, de par son contexte d'observation à la fois ambulatoire et longue durée .

Les dérivations utilisées ne sont pas les mêmes que pour l'ECG standard (voir Figure 1.5). Elles sont de type bipolaires thoraciques qui, contrairement aux dérivations périphériques, sont à la fois peu sensibles aux courants d'action musculaires (EMG) s'additionnant au signal ECG et très sensibles aux aspects ischémiques rencontrés en cas d'insuffisance coronaire. La position des électrodes est déterminée en partie en fonction de la pathologie suspectée [03].

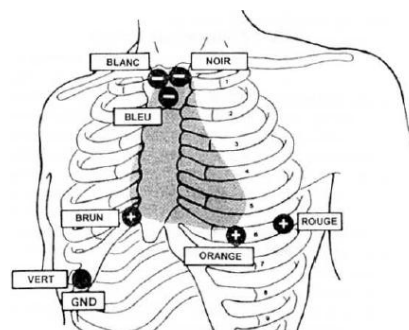


FIGURE 1.5 – Position recommandée des électrodes pour l'enregistrement Holter [3].

Les électrodes sont reliées à un enregistreur à bande magnétique ou à mémoire solide (numérique) que le patient garde à la ceinture pendant son activité quotidienne. L'enregistrement est ensuite analysé par le médecin.

## 1.6 Electrocardiogramme normal

Les différentes ondes et les intervalles les séparant ont permis de dresser le standard ECG. Toute interprétation de l'électrocardiogramme se réfère aux caractéristiques de forme et de largeur d'onde du signal ECG normal présentées Figure 1.6 :

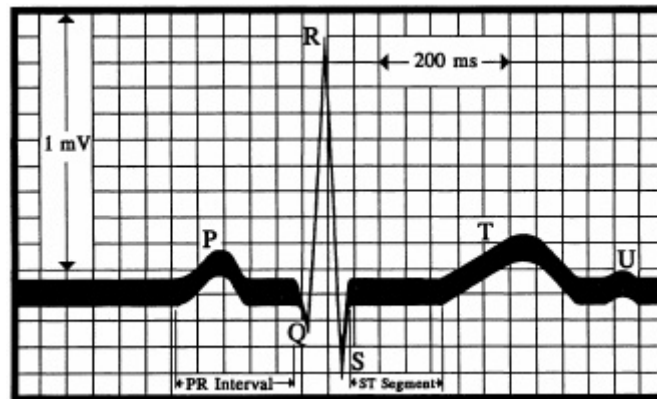


FIGURE 1.6 – Tracé d'un électrocardiogramme [5].

- L'onde P correspond à l'activité des oreillettes, sa durée est de l'ordre de 90 ms.
- Le complexe rapide QRS traduit l'activation du muscle ventriculaire, phase dite de dépolarisation, sa durée normale est comprise entre 85 à 95 ms.
- L'onde T traduit la restauration des ventricules, phase dite de re-polarisation.
- L'intervalle PR : mesure la durée entre le début de l'onde P et le début de Q ou de R. Sa durée est comprise entre 120 et 180 ms.
- La phase de re-polarisation ST-T est beaucoup plus longue (300-400 ms) que la phase de dépolarisation ventriculaire (85-95 ms).
- La phase de re-polarisation auriculaire n'apparaît pas sur l'ECG car elle est noyée dans le complexe QRS.
- L'onde U correspond à la restauration du réseau de purkinje.

On peut également calculer la fréquence cardiaque (nombre de QRS par unité de temps) et voir si le rythme est régulier ou non. Le changement du rythme de battement est appelé arythmie.

La bande fréquentielle d'un signal ECG est de 60 Hz environ pour un sujet normal et peut aller jusqu'à 130 Hz pour un patient anormal, son amplitude s'étend de 0.75 à 4 mV crête à crête.

## **1.7 Utilité de l'électrocardiogramme**

L'ECG permet la détection et l'analyse de la gravité de nombreuses maladies cardiaques. Il permet aussi d'étudier beaucoup plus précisément les ondes auriculaires (ondes P) et ventriculaires (ondes T).

Si le cœur bat lentement (fréquence cardiaque < 50 batt/min) c'est la Bradycardie ; Le rythme accéléré (fréquence cardiaque > 100 batt/min) correspond à la Tachycardie. La Tachycardie Ventriculaire est marquée suite à une cicatrice d'une crise cardiaque antérieure. La Fibrillation Auriculaire décrit l'activation totalement chaotique dans les oreillettes. Dans ce cas, la production des fluctuations est irrégulière dans la ligne de base alors que le complexe QRS reste normal [03].

## **1.8 Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme**

Sur tout enregistrement électrocardiographique il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé et, parfois, induire en erreur le diagnostic final.

Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimenté qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic. Ces effets indésirables peuvent avoir plusieurs sources : techniques, physiques, pathologiques, ou pharmacologiques. Nous allons surtout développer l'aspect technique et physique des bruits et artefacts présents sur les tracés électrocardiographiques notamment sur les tracés Holter.

En partant du principe que les bruits fréquents en électrocardiographie sont des bruits additifs, les caractéristiques de ces bruits auxquelles nous allons nous attacher sont : l'amplitude, la périodicité, et la bande spectrale. Les artefacts prennent une place particulière dans ce chapitre puisqu'ils induisent des modifications du système d'enregistrement pour pouvoir y remédier de façon efficace.

### **1.8.1 Bruits techniques**

Le matériel utilisé lors de l'enregistrement doit être manipulé avec précaution car il peut être source de bruits. Les plus courants sont présentés ci dessous.

### Bruit dû au secteur

Le réseau de distribution électrique peut parfois brouiller le signal électrocardiographique avec une onde dont l'harmonique principale est à 50 Hz (voir figure 1.7). Ce type de bruit

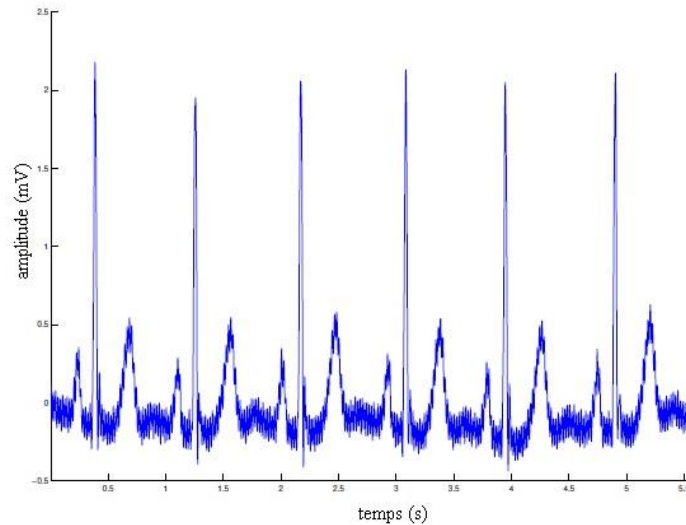


FIGURE 1.7 – Signal électrocardiographique perturbé par le secteur [3].

apparaît sur tout l'enregistrement et peut être assez fort mais il s'élimine facilement avec un filtre sélectif car c'est un bruit à bande fréquentielle étroite.

### Bruit dû aux mouvements d'électrodes

Lorsque les électrodes sont connectées incorrectement, des sauts brusques de la ligne de base apparaissent. L'effet sur le tracé peut aller de la simple diminution d'amplitude à l'apparition de pics lorsque les électrodes sont en contact intermittent avec la peau. Ces pics peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé normal (voir figure 1.8).

Ce type de bruit intermittent à bande spectrale large s'élimine difficilement car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que le complexe QRS.

### Autres bruits courants

Parmi les bruits courants on peut citer les artefacts dûs aux mouvements des câbles électriques, la saturation des instruments de mesure, les mauvais câblages, les artefacts dûs au port de vêtements synthétiques, etc.

## 1.8.2 Artefacts physiques

Les artefacts physiques sont dûs aux activités électriques du corps humain telles que les commandes de contraction des muscles ou la respiration.

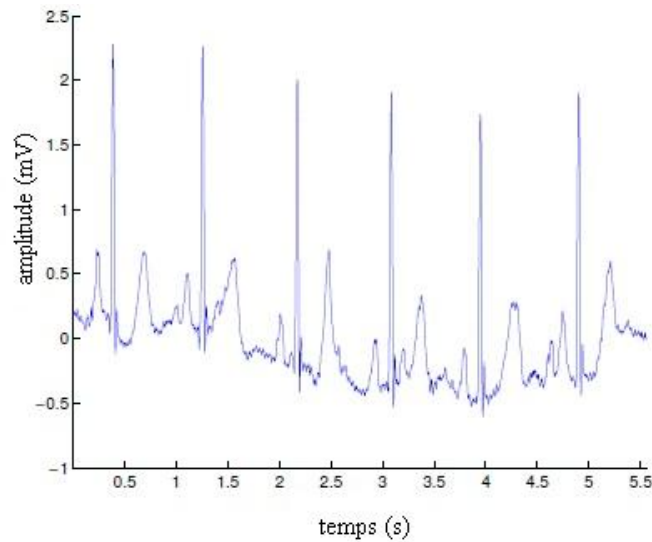


FIGURE 1.8 – Bruit dû aux mouvements des électrodes [3].

### Mouvements de la ligne de base

Lors de l'enregistrement de l'électrocardiogramme, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base de l'ECG à un rythme régulier. D'autres perturbations peuvent avoir pour effet de déplacer temporairement la ligne de base comme, par exemple, les mauvais contacts entre la peau et les électrodes (voir figure 1.9). Ces perturbations sont généralement

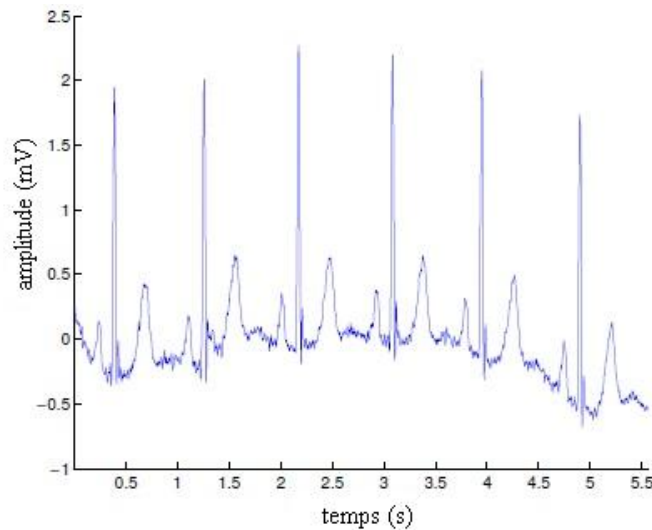


FIGURE 1.9 – Mouvements de la ligne de base [3]

peu gênantes pour l'analyse de l'ECG et peuvent être en grande partie filtrées car leur énergie se situe dans une bande de fréquence basse, qui empiète peu sur celle de l'ECG normal.

### Bruit myoélectrique ou tremblement somatique

La contraction d'un muscle est commandée par une dépolarisation des cellules musculaires et, bien que les électrocardiographes soient construits pour être surtout sensibles aux

fréquences du myocarde, l'ECG enregistre les contractions des muscles squelettiques. L'aspect le plus courant est une oscillation à haute fréquence (voir figure 1.10) liée à la tension musculaire d'un sujet qui n'est pas convenablement détendu. Ces perturbations sont assez

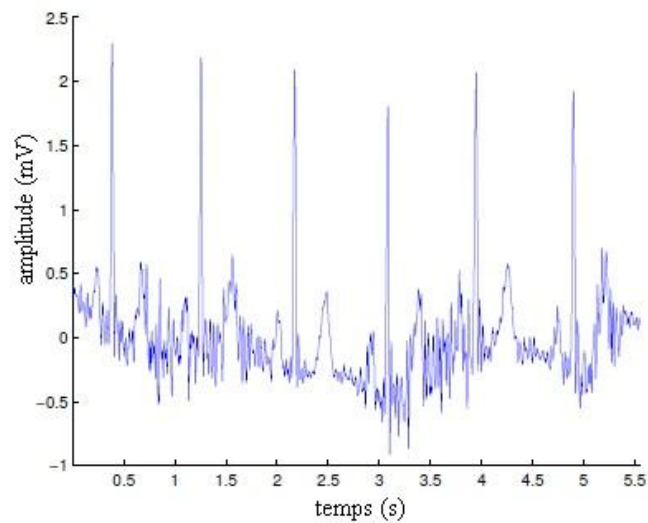


FIGURE 1.10 – Bruit musculaire [3].

gênantes lorsque le patient bouge beaucoup ou lorsqu'il frissonne, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher un diagnostic fiable. L'apparition de ces perturbations dépend de l'état du patient, s'il est très tendu ou atteint de maladie de Parkinson, l'enregistrement peut être de mauvaise qualité sur toutes les voies de l'ECG.

### Autres artefacts altérant l'ECG

Certaines maladies généralisées peuvent affecter le tracé électrocardiographique. L'usage de médicament, notamment la digoxine pour bloquer la conduction AV et ralentir la fréquence cardiaque, a aussi son effet sur le tracé. La digitaline provoque un abaissement du segment ST avec inversion des ondes T et tend à raccourcir l'intervalle QT.

## 1.9 Conclusion

L'électrocardiographie explore l'activité électrique du cœur par enregistrement de l'électrocardiogramme, le signal biomédical le plus étudié pour caractériser les anomalies cardiaques.

Dans ce chapitre, des concepts théoriques à propos des techniques de recueil du signal cardiaque ont été présentés. Ainsi, une étude qualitative est portée sur les divers bruits altérant l'enregistrement de l'ECG. Dans ce qui suit, l'accent va être mis sur le système d'acquisition du signal ECG.

## Etude théorique de la chaîne d'acquisition

Dans ce chapitre, on va présenter les éléments qui constituent la chaîne d'acquisition du signal ECG, en commençant par le capteur qui nous délivre le signal ECG, mais ce dernier est de faible amplitude et en plus perturbé par l'alimentation du secteur et les autres types de bruits qui peuvent aussi interférer sur la qualité du signal.

Pour remédier notre signal on met une partie électronique analogique qui traite le signal de sortie des capteurs qui porte le nom d'étage de conditionnement. Cet étage a un rôle très important, il converti en tension la grandeur de sortie du capteur, adapte l'impédance pour le capteur et limite l'amplification en mode commun.

Ensuite le signal doit être converti en signal numérique, cette numérisation a pour but de rendre possible l'acquisition du signal par le PC et de le conserver en mémoire afin de rendre plus facile les multiples opérations de traitement du signal à réaliser.

### 2.1 Structure de la chaîne d'acquisition

En général, le schéma bloc de la chaîne d'acquisition des signaux physiologiques est représenté par la figure (2.1).

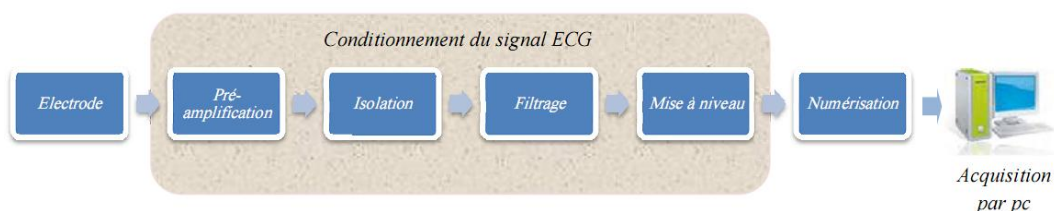


FIGURE 2.1 – Structure générale d'une chaîne d'acquisition.

## 2.2 Electrodes

Afin d'enregistrer l'ECG, nous avons besoin d'un capteur capable de convertir les potentiels ioniques produits dans le corps en potentiels électriques qui peuvent être mesurés par une instrumentation électronique conventionnelle. Un tel capteur se compose d'une paire d'électrodes, qui mesurent la différence de potentiel ionique entre leurs points d'application respectifs sur la surface de corps. Stern a proposé un modèle d'électrode comme c'est montré dans la figure suivante (Figure 2.2).

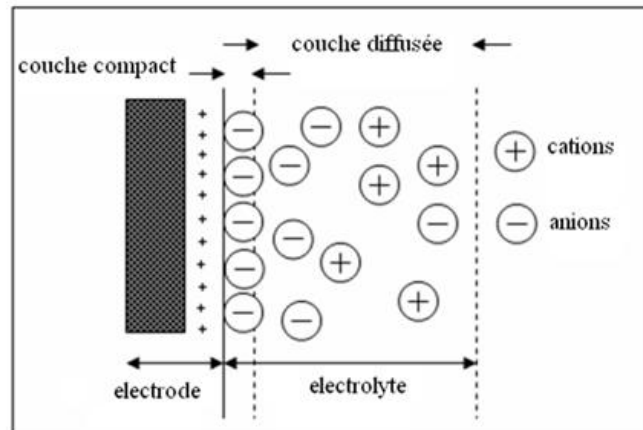


FIGURE 2.2 – Electrode de Stern [5].

Quand l'électrode et l'électrolyte sont en équilibre, une couche d'anions dense est formée au bord de l'électrolyte. En outre, une couche de protons est formée séparément sur la surface du métal. Ces deux différentes couches à charges opposées présentent une différence de potentiel entre elles nommées potentiel à mi-cellule dont les charges induisent un courant électrique circulant à travers ce métal.

L'interface métal/électrolyte maintient l'équilibre selon la réaction :



Où  $Z$  est le nombre de valence du métal (exemple d'argent où  $Z=1$ ). Le rythme de maintien de l'équilibre est régi par l'activité ionique sur l'interface électrolyte/corps (La peau).

Pour assurer une prise d'information convenable il faut que la résistance de contact entre l'électrode et la peau soit la plus faible possible, ce qui permet alors l'emploi d'électrodes de faible surface et donc une plus grande précision de positionnement. Pour cela on a pris l'habitude d'interposer entre l'électrode métallique et la peau un matériau conducteur à l'état liquide ou, plus récemment, à l'état de gel, à base de chlorure de potassium le plus souvent.



Le chlorure de potassium, matériau peu cher et peu agressif, semble effectivement très employé. Pour figer le positionnement, les électrodes sont solidaires d'un anneau autocollant et parfois munies d'une languette facilitant la dépose ultérieure de l'électrode.

## Electrode Ag/AgCl

Les électrodes utilisées pour l'enregistrement des bio-potentiels sont composées d'un métal (généralement en argent pour la mesure de l'ECG), et un sel minéral (chlorure d'argent en général). Ce type d'électrode a une impédance de l'électrode/électrolyte inférieure à quelques centaines d'ohms pour 10 mm de diamètre. Ces valeurs sont petites par rapport aux impédances d'électrodes typiques qui sont de l'ordre 5 k. La figure (3.3) montre l'interface électrode/peau.

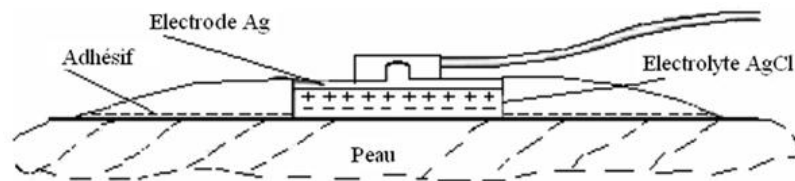


FIGURE 2.3 – Interface électrode/peau [5].

## 2.3 Pré-amplification

Les signaux électriques issus des capteurs (électrodes) sont de très faible niveau (s'étend de 0.75 à 4 mV). Si l'on souhaite travailler avec une bonne précision, il est nécessaire de les amplifier. Mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Or ce dernier côtoie bien souvent une tension parasite ainsi qu'une tension de mode commun due au conditionneur associé au capteur.

Il faut donc faire une amplification "sélective" qui élimine ou atténue fortement tout signal ne contenant pas d'information pour ne garder que le signal du capteur.

### 2.3.1 Définition de la tension de mode commun

La tension de mesure ( $V_m$ ) issue d'un capteur est une tension différentielle entre deux conducteurs (a et b) :

$$V_m = V_a - V_b \quad (2.2)$$

On définit la tension de mode commun  $V_{mc}$  comme étant la tension commune à  $V_a$  et  $V_b$  et qui ne contient pas d'information.

La tension  $V_{mc}$  est commune à  $V_a$  et  $V_b$ . Elle peut être très supérieure à  $V_m$ . Faire une mesure de bonne précision revient à éliminer cette tension de mode commun de manière à extraire la tension  $V_m$  (tension différentielle de mesure) tout en étant indépendant de  $V_{mc}$  (tension de mode commun).

Cette tension de mode commun  $V_{mc}$  peut avoir plusieurs origines comme nous allons le voir.

#### a) Tension de mode commun de masse (transmission unifilaire)

Lors de la transmission du signal capteur, si celui-ci se fait sur un fil, la présence d'un courant de masse peut entraîner une f.e.m. de masse qui va se superposer à la tension capteur. Cette tension de masse sera amplifiée de la même manière que le signal capteur sans possibilité de l'éliminer.

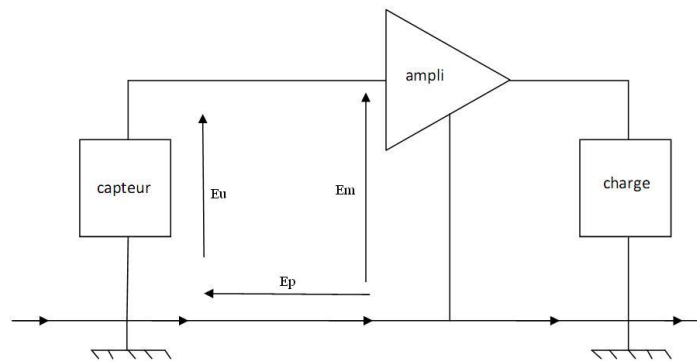


FIGURE 2.4 – Capteur à sortie unifilaire.

C'est pour cette raison que l'on cherche la plupart du temps à transmettre un signal de manière différentielle afin de s'affranchir de cette tension de masse.

#### b) Tension de mode commun de perturbations (transmission bifilaire)

La transmission de l'information sur deux fils, donc de manière différentielle, permet de limiter très fortement le problème lié à la f.e.m. de masse vue précédemment. De plus si des signaux parasites se superposent au signal utile durant la transmission, l'amplification différentielle aura pour effet de les éliminer.

A noter, que les deux fils de transmission sont les plus proches l'un de l'autre de manière à obtenir la même tension de mode commun due aux perturbations sur les deux fils.

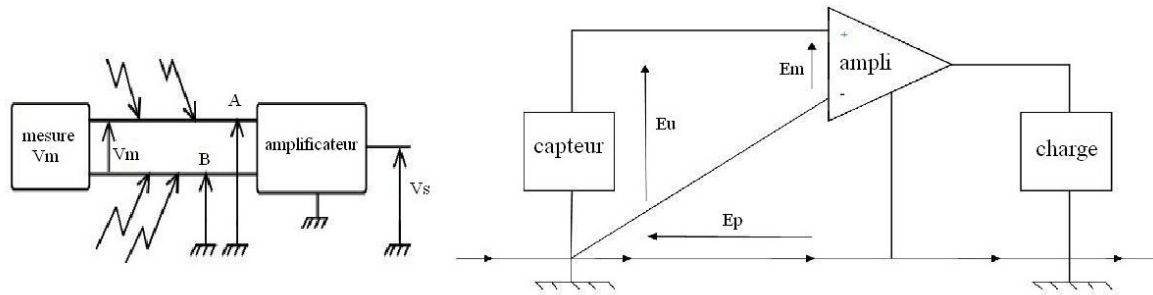


FIGURE 2.5 – Transmission bifilaire.

La tension de mesure est une tension différentielle entre deux points de sortie (d1 et d2) du capteur :

$$V_m = V_{d1} - V_{d2} \quad (2.3)$$

La transmission engendre des tensions parasites qui se retrouvent de manière commune sur les deux fils de transmission, on appelle  $V_{mc}$  cette tension de perturbation. Ainsi en entrée de l'amplificateur on retrouve :

$$V_a = V_{d1} + V_{mc} \quad (2.4)$$

$$V_b = V_{d2} + V_{mc} \quad (2.5)$$

Avec  $V_{d1}$  et  $V_{d2}$  de l'ordre de mV. Pour  $V_{mc}$ , cela peut aller de (0 – 200V ) en DC ou bien alternatif (50 Hz) dans le cas d'un couplage avec le réseau.

### 2.3.2 Taux de Rejection du Mode Commun (TRMC)

La tension de sortie d'un amplificateur différentiel peut s'écrire sous la forme suivante :

$$V_s = A_d \cdot V_d + A_{mc} V_{mc} \quad (2.6)$$

Où  $A_d$  est le gain différentiel et  $A_{mc}$  le gain de mode commun.

Donc, on définit le taux de rejection du mode commun TRMC (ou bien CMRR) comme étant le rapport de l'amplification différentielle sur l'amplification de mode commun, ce rapport est donné en décibels par :

$$TRMC = 20 \text{Log} \frac{A_d}{A_{mc}} \quad (2.7)$$

Si  $A_{mc} = 0$  le montage va supprimer totalement le bruit. C'est pour cette raison qu'on cherche à avoir un TRMC le plus grand possible.

On fait appel pour cela à l'amplificateur d'instrumentation qui adapte le signal utile à la chaîne d'acquisition de manière la plus précise. C'est un amplificateur différentiel à fort taux de réjection de mode commun.

### 2.3.3 Amplificateur d'instrumentation

Un amplificateur d'instrumentation est un composant à gain en tension différentielle qui amplifie la différence entre les tensions appliquées à ses deux bornes d'entrée. Sa fonction principale est d'amplifier de petits signaux, superposés à des tensions communes élevées. Ses caractéristiques sont une impédance d'entrée élevée, un fort rejet en mode commun, un faible décalage de sortie, et une faible impédance de sortie [06].

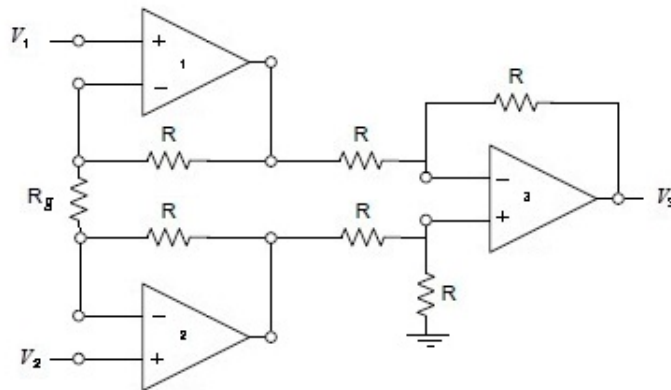


FIGURE 2.6 – Schéma de base d'un amplificateur d'instrumentation.

Un amplificateur d'instrumentation de base comprend trois amplis-op et quelques résistances. Le gain en tension est déterminé par une résistance externe.

un amplificateur de base est illustré à la figure 2.6. Les amplis-op 1 et 2 forment des configuration sans inversion fournissant une impédance d'entrée et un gain en tension élevés. Le troisième est utilisé comme amplificateur différentiel à gain unitaire (voir annexe I).

Donc, il faut employer des amplificateurs d'instrumentation biomédicale appropriés à ce domaine, parmi ces amplificateurs performants, nous pouvons citer les suivants :

#### Amplificateur d'instrumentation INA 118

- \* un taux de réjection en mode commun (CMRR) élevé : 110dB minimum,
- \* un gain variable de 1 à 10000,
- \* un courant de polarisation des entrées très faible : 5nA max,
- \* un faible courant de fuite : 350  $\mu$ A,
- \* prix : 950 DA.

#### Amplificateur d'Instrumentation AD 524

- \* un taux de réjection en mode commun (CMRR) élevé : 120dB (G=1000),
- \* un gain variable de 1 à 1000,

- \* un courant de polarisation des entrées : 15 nA,
- \* prix : 3000 DA.

### **Amplificateur d'Instrumentation AD 620**

- \* un taux de réjection en mode commun (CMRR) élevé : 100dB minimum,
- \* un gain variable de 1 à 1000,
- \* un courant de polarisation des entrées très faible : 1nA max,
- \* prix 1500 DA.

Pour notre réalisation on a choisi l'amplificateur d'instrumentation *INA118*, il est bien adapté à l'instrumentation biomédicale compte tenu de ses caractéristiques. En outre, il présente un très bon rapport qualité/prix.

## **2.4 Isolation**

La sécurité du patient porte l'intérêt fondamental lors de la conception des systèmes d'acquisition biomédicaux, qui se trouve connecté aux circuits électroniques. Si des erreurs de contact surviennent, un nombre de risques existe, plus particulièrement :

- Quand un courant électrique circule à travers le corps, la probabilité de détérioration du tissu cellulaire dépend : de l'intensité du courant pénétrant, du chemin pris, et de la durée de pénétration.
- En présence de contact altéré après placement des électrodes sur la peau, le passage d'un fort courant à travers le patient est possible.
- La circulation du courant à travers le tissu cellulaire provoque l'augmentation locale de température à son niveau, ce qui peut entraîner des brûlures.
- La saline, la sueur et le sang sont des solutions électriquement conductrices. Dans certaines situations, un contact imprévu avec des circuits en marche peut être provoqué, ce qui présente un risque sur le patient.

Le courant alternatif provoque des fibrillations ventriculaires. Les muscles squelettiques sont plus sensibles au courant direct, ce qui peut entraîner une contraction tétanique<sup>1</sup>. De même, des lésions électrochimiques peuvent y parvenir si un courant direct passe à travers plusieurs tissus durant une période prolongée.

Pour répondre aux exigences des normes de sécurité (voir annexe II), les fabricants des appareils biomédicaux doivent prévoir un étage d'isolation, son rôle est de protéger les personnes des transitoires de courant et des tensions élevées éventuellement mises en jeu.

---

1. Tétanique : Contraction involontaire des muscles.

Cette isolation peut se faire de plusieurs manières mais la plus opportune d'elles est l'utilisation d'un amplificateur d'isolation, en effet l'introduction d'un tel composant dans notre circuit permettrait d'isoler le sujet du secteur et cela par une différenciation de masse. On aura ainsi deux masses une pour la partie du circuit reliée au sujet et une autre pour la partie qui vient après le circuit d'isolation, cela nous permet entre autre d'utiliser différentes alimentations, des batteries pour la partie reliée au patient et le secteur pour l'autre partie.

On peut imaginer l'amplificateur d'isolation comme un ampli-op ou un amplificateur d'instrumentation élaboré. L'amplificateur d'isolation possède un circuit d'entrée muni d'une isolation électrique par rapport à la sortie et aux circuits d'alimentation, et il utilise l'une des techniques décrites dans les paragraphes suivants pour transmettre le signal à travers la barrière d'isolement. Pour un amplificateur d'isolation idéal, le signal de sortie est le même que le signal d'entrée.

Dans notre projet la meilleure isolation se fait par un amplificateur d'isolation qui sert aussi d'amplification d'instrumentation, mais ces types d'amplificateurs (exemple : 3652 et 3656 de BURR BROWN) sont indisponibles sur le marché.

Donc, la solution est de garder l'amplificateur d'instrumentation INA118, parce que la tâche de l'amplificateur d'instrumentation est indispensable dans la chaîne d'acquisition des signaux physiologiques. Puis on y ajoute, en aval, d'autres amplificateurs d'isolations ( exemple : ISO122 ou HCPL7800).

## **Les méthodes de mise en œuvre de l'isolation**

L'isolation nécessite une transmission des signaux à travers une barrière d'isolement sans contact électrique direct<sup>2</sup>. Les diodes électroluminescentes (LED), les condensateurs et les inductances sont trois composantes couramment disponibles qui permettent la transmission du signal électrique sans contact direct [07].

### **a) Couplage optique**

Les diodes électroluminescentes (LED) produisent une lumière lorsqu'une tension est appliquée à leurs bornes. L'isolation optique utilise une LED avec un photo-détecteur, la LED transmet les signaux à travers une barrière d'isolement en utilisant la lumière comme une méthode de conversion de données. De l'autre côté, un photo-détecteur reçoit la lumière transmise par la LED et le reconvertissement en signal original.

---

2. Ce qui implique deux plans de masse différents.

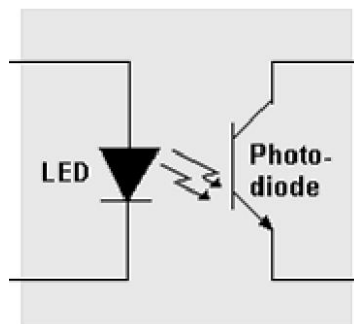


FIGURE 2.7 – Couplage optique [7].

L'isolation optique est l'une des méthodes les plus couramment utilisés pour l'isolation. L'un de ses avantages est son immunité au bruit électrique et magnétique. Certains des inconvénients, notamment la limitation de vitesse de transmission, la dissipation de puissance, et l'usure des LED.

### b) Couplage capacitif

L'isolation capacitive est basée sur la variation du champ électrique en fonction du niveau de charge sur une plaque de condensateur. Cette charge est détectée à travers une barrière d'isolement et est proportionnelle au niveau du signal mesuré.

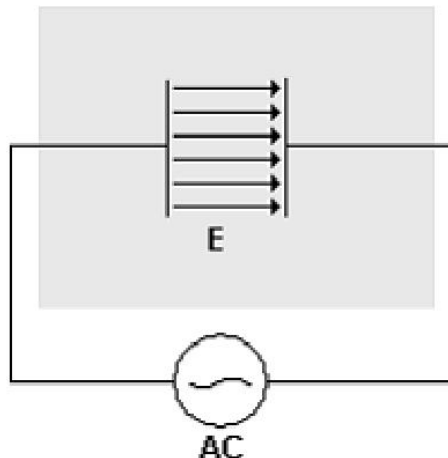


FIGURE 2.8 – Couplage capacitif [7].

L'avantage de l'isolation capacitive est son immunité au bruit magnétique. Par rapport à l'isolation optique, l'isolation capacitive a un taux de transmission de données plus élevé, car il n'y a pas de voyants qui ont besoin d'être activés. Mais le couplage capacitive implique l'utilisation de champs électriques pour la transmission des données, donc il peut être sensible aux interférences des champs électriques externes.

### c) Couplage inductif

Dans le début des années 1800, Hans Oersted, a découvert que le courant dans une bobine produit un champ magnétique. Il a été découvert plus tard que le courant peut être induit dans une seconde bobine en la plaçant à proximité de la première bobine. La tension et le courant induit dans la seconde bobine dépendra du taux de couplage à travers la première. Ce principe est appelé induction mutuelle et constitue la base de l'isolation inductive.

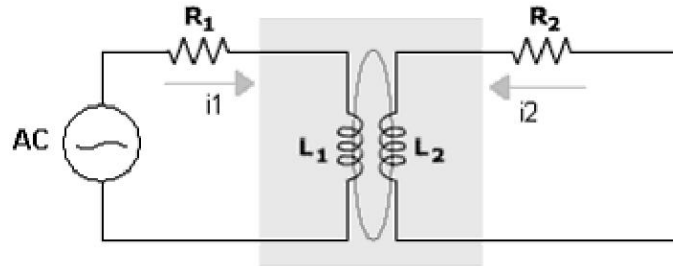


FIGURE 2.9 – Couplage inductif [7].

L'isolation inductif utilise une paire de bobines séparées par une couche d'isolant. Ce type d'isolation peut assurer la transmission à haute vitesse. Comme le couplage inductif implique l'utilisation des champs magnétiques pour la transmission de données, il peut être donc sensible aux interférences des champs magnétiques externes.

## 2.5 Filtrage

Après l'amplification, le signal doit être filtré afin de se limiter à son domaine fréquentiel et éliminer les différents signaux parasites. Pour cela on utilise un filtre passe-bande qui peut être obtenu à partir de l'arrangement en cascade d'un filtre passe-haut et d'un filtre passe-bas. En effet, une réponse passe-bande est considérée comme le chevauchement d'une courbe de réponse à basse fréquence et une autre à haute fréquence.

Deux catégories de filtres sont à distinguer : actifs et passifs. Si la réalisation de filtres passifs en haute fréquence ne pose pas de problème, il n'en est pas de même en basse et très basse fréquence, à cause du facteur de qualité de la bobine, de ses dimensions et de son coût. On fait donc appel à des éléments actifs qui permettent de supprimer les bobinages ; actuellement, ce sont les amplificateurs opérationnels (ampli-op) qui sont les plus utilisés.

Les filtres actifs utilisant des ampli-op comme éléments actifs possèdent plusieurs avantages par rapport aux filtres passifs. L'ampli-op fournit un gain et le signal n'est donc pas atténué lorsqu'il traverse le filtre. En plus sa faible impédance de sortie permet au filtre de ne



pas être affecté par la charge qu'il actionne ce qui permet la mise en cascade de cellules élémentaires pour augmenter l'ordre du filtre. Les filtres actifs sont également faciles à ajuster sur une vaste échelle de fréquences sans altérer la réponse désirée.

### 2.5.1 Classement des filtres

Il existe un nombre considérable de filtres actifs différents classés selon la forme de leur fonction de transfert en filtre de Butterworth, de Chebyshev, de Bessel ...

Les caractéristiques de réponse peuvent être obtenues avec la plupart des configurations de circuits à filtres actifs par une sélection appropriée des valeurs de certains composants. Une comparaison générale des trois caractéristiques de réponse pour une courbe de filtre passe-bas est illustrée à la figure (2.10). On peut également obtenir l'une ou l'autre de ces caractéristiques avec les filtres passe-haut ou passe-bande.

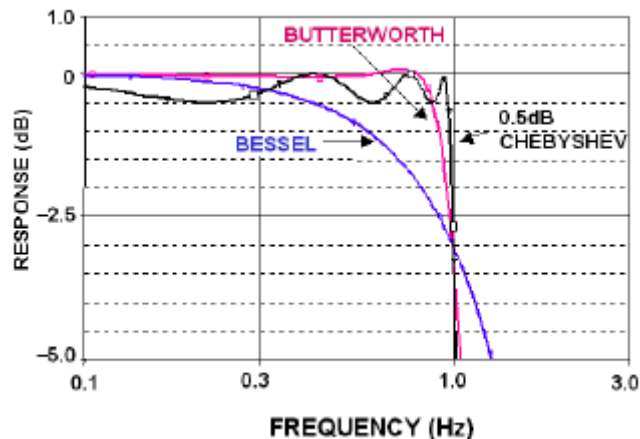


FIGURE 2.10 – Les trois Caractéristiques de réponse d'un filtre passe-bas [19].

#### a) Caractéristique Butterworth

La Caractéristique Butterworth fournit une réponse d'amplitude très uniforme dans la bande passante. Toutefois, la réponse en phase est assez linéaire (les signaux ne sont pas déformés [12]).

Les filtre à réponse de type Butterworth sont normalement utilisés lorsque toutes les fréquences de la bande passante doivent posséder la même valeur de gain. La réponse de ce filtre produit un taux d'atténuation de  $-20 \text{ dB/décade/pôle}^3$ . Pour augmenter l'atténuation, on utilise généralement un arrangement en cascade de filtres à un ou deux pôles [06].

3. le nombre de pôles correspond au nombre de cellules RC.

## b) Caractéristique Chebyshev

Les filtres possédant une caractéristique de réponse Chebyshev sont utiles lorsqu'une atténuation rapide est requise puisque leur taux d'atténuation étant supérieur aux filtres de type Butterworth, les filtres de type Chebyshev ont moins de pôles. Le circuit est donc moins complexe pour un taux d'atténuation donné. Ce type de réponse de filtre se caractérise par des ondulations dans la bande passante (relatives au nombre de pôles) Et une réponse en phase encore moins linéaire que celle de type Butterworth [06].

## c) Caractéristique Bessel

Caractéristique Bessel la réponse de type Bessel possède une caractéristique de phase linéaire. En effet, le déphasage augmente de façon linéaire avec la fréquence. Pour cette raison, les filtres à réponse de type Bessel sont utilisés pour filtrer des ondes à impulsions sans provoquer de distorsion dans leur forme d'onde [06].

### 2.5.2 Réalisation du filtre

Après cette comparaison, il apparaît que le filtre le plus répandu et celui qu'on va utiliser est à caractéristique Butterworth (ce choix est justifié par le compromis entre la réponse en amplitude et le déphasage). Pour la réalisation de ce type de filtres plusieurs configurations ont été adoptées, la plus simple est celle de Sallen-Key. Les filtres illustrés dans les figures suivantes sont de configuration Sallen Key à deux pôles.

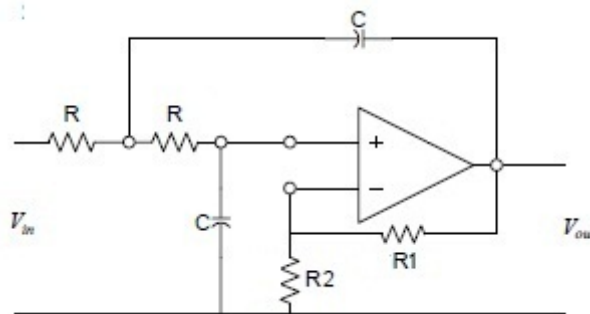


FIGURE 2.11 – Filtre passe-bas d'ordre 2.

Fondamentalement, le facteur d'atténuation (FA) affecte la réponse du filtre par l'effet de la rétroaction négative (constituée des deux résistances  $R1$  et  $R2$ ) :

$$FA = 2 - R1/R2 \quad (2.8)$$

Toute tentative d'augmentation ou de diminution de la tension de sortie est compensée par l'effet d'opposition de la rétroaction. Cette situation tend à uniformiser la courbe de réponse

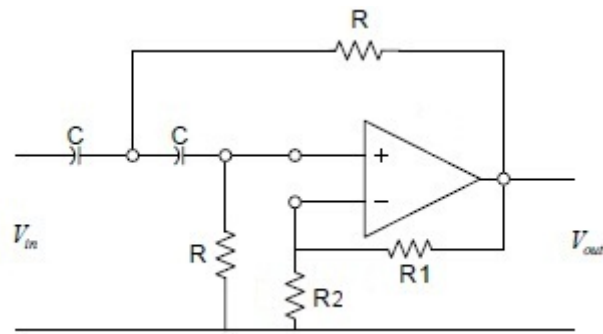


FIGURE 2.12 – Filtre passe-haut d'ordre 2.

du filtre dans sa bande passante. A partir de calculs mathématiques complexes, des valeurs de facteurs d'atténuation ont été attribuées afin d'obtenir la réponse la plus uniforme possible de la caractéristique Butterworth.

La valeur du facteur d'atténuation requise pour produire une caractéristique de réponse désirée dépend de l'ordre du filtre, pour obtenir une réponse de type Butterworth pour un filtre d'ordre 2, le rapport des résistances de rétroaction doit être de  $R1/R2 = 0.586$ .

Ce rapport donne le gain en boucle fermée  $A$  de l'amplificateur non inverseur du filtre, soit une valeur de 1.586, d'après le calcul suivant :

$$A = 1 + R1/R2 = 1.586 \quad (2.9)$$

la fréquence de coupure est déterminée par les valeurs des résistances et condensateurs du circuit RC de sélection des fréquences, qui se calcule par la formule suivante :

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.10)$$

Connaissant la fréquence de coupure à - 3dB pour chaque type de filtre (passe-bas ou passe-haut), on obtient alors une équation à deux inconnues, on fixe une inconnue et on calcule l'autre. On choisit bien sûr la solution comportant des valeurs normalisées.

A cause de la rétroaction négative, ce type de filtre peut être instable, donc on fait appel au filtre monté en suiveur de tension [12].

### 2.5.3 Filtre monté en suiveur de tension

Toujours en conservant les caractéristiques de Butterworth, il est possible de réaliser des filtres selon le principe du suiveur de tension, soit avec une amplification en tension égale à un (voir figures 2.13 et 2.14). Nous ne pouvons plus utiliser la condition de l'équation (2.9).

Cette condition n'étant plus remplie, tous les calculs vont être différents et plus complexes. L'emploi d'un tableau de valeurs va nous rendre la tâche plus facile.

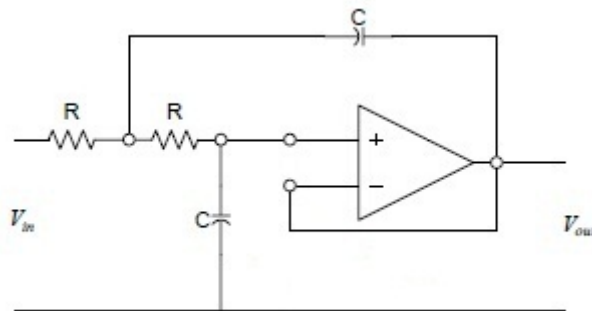


FIGURE 2.13 – Filtre passe-bas d'ordre 2 monté en suiveur de tension.

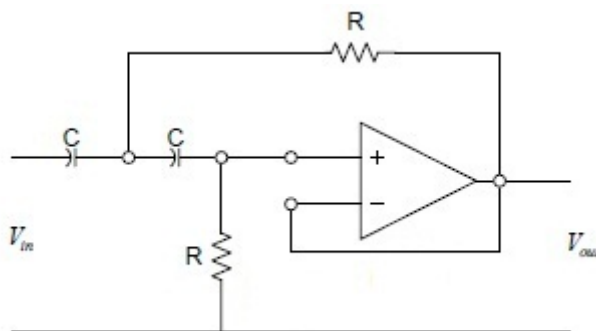


FIGURE 2.14 – Filtre passe-haut d'ordre 2 monté en suiveur de tension.

## 2.6 Mise à niveau

A la sortie de l'étage de filtrage, le signal est toujours de faible amplitude. Afin de pouvoir l'injecter dans un circuit de numérisation, il faut prévoir une mise à niveau. On utilisera donc un circuit d'amplification à base d'ampli-op, comme le montre la Figure (2.15).

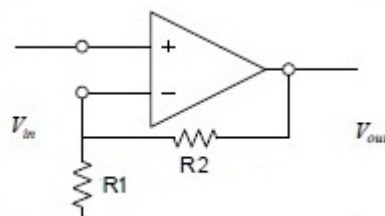


FIGURE 2.15 – Schéma de mise à niveau.

Ce schéma de mise à niveau constitue un amplificateur non inverseur dont le gain peut être obtenu par la formule suivante :

$$V_s = V_e(R_2 + R_1)/R_1 = V_e(1 + R_2/R_1) \quad (2.11)$$

## 2.7 Réduction du bruit

La présence du bruit augmente les besoins de filtrage et de traitement du signal. Par contre, Des méthodes analogiques existent et servent beaucoup à minimiser ce bruit. On peut citer : La mise à la masse, le blindage des câbles et le "right leg drive".

### 2.7.1 Mise à la terre

La mise à la masse est un processus électrique qui consiste à établir un chemin à faible impédance entre deux points d'un système. Une masse idéale équivaut au potentiel '0V', afin d'atteindre ce potentiel on relie la masse à la terre. Cette liaison s'effectue par un conducteur de terre qui est relié à une prise de terre réalisée au moyen d'un ou plusieurs pieux métalliques reliés entre eux et enfoncés dans le sol ou au moyen d'une grille métallique enterrée.

### 2.7.2 Le blindage des câbles

Les câbles servant à acheminer le signal EMG des électrodes de détection jusqu'au circuit de conditionnement doivent être blindés, le signal étant très faible risque d'être noyé dans le bruit ou tout simplement être très fortement affaiblis.

D'autre part et afin de limiter l'influence des bruits électromagnétiques on peut utiliser des câbles en paires torsadées ou des câbles de type coaxiale ou l'on relierait le blindage externe du câble à la masse ce qui à pour effet de diminuer fortement les bruits électromagnétiques.

### 2.7.3 La méthode 'Right leg drive'

Le 'Right leg drive' est un étage amplificateur inséré avec le préamplificateur, dont le but est d'inverser l'interférence en mode commun, et de l'injecter dans le corps du patient. Le gain approprié est entre 30 à 50 selon les recommandations de AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*). La sortie de cet amplificateur est connectée à l'électrode collée sur la jambe du patient [05].

L'implémentation de cette boucle permet de porter le potentiel de mode commun, l'inverser et le maintenir. Cela, pour essayer d'induire un courant opposé à celui circulant à travers le corps provoquant le bruit. Mais, il existe toujours une petite phase résiduelle entre le bruit

existant dans le corps et le courant qui l'oppose, ce qui laisse circuler un petit signal de bruit. Il peut provenir du couplage capacitif entre l'alimentation et les câbles des électrodes.

Cette boucle de rétroaction a l'avantage qu'elle ne présente pas un chemin de faible impédance vers la masse de l'électrode de référence. Plusieurs configurations sont possibles dans la technique du right leg drive, La figure suivante montre l'amplificateur d'instrumentation INA118 avec le 'right leg drive'.

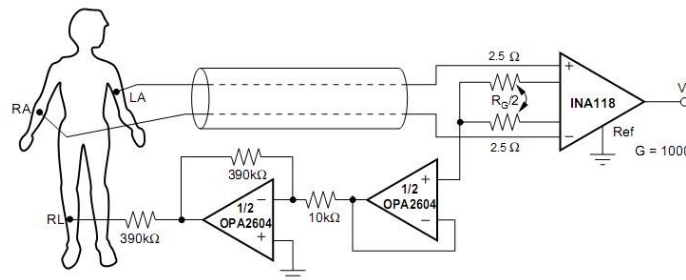


FIGURE 2.16 – INA118 avec le 'right leg drive' [9].

## 2.8 Numérisation et acquisition par pc

L'étage de numérisation permet la conversion analogique/numérique du signal issu de l'étage de mise en forme. La tâche de numérisation est assurée par le système d'acquisition «instruNet». Ce système se compose de trois modules : Network Device, Controller et le Software (voir figure 2.16).

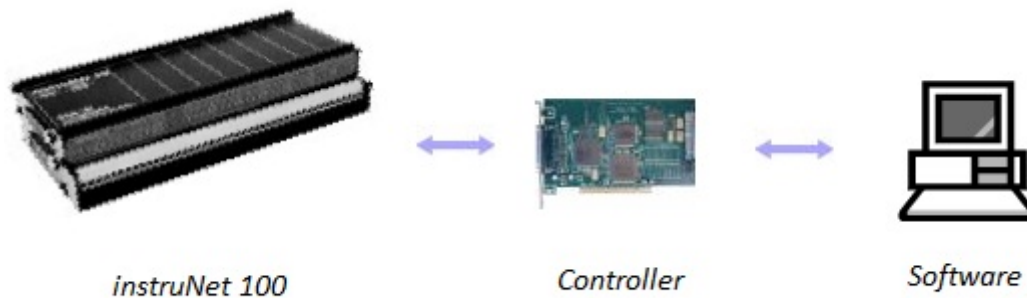


FIGURE 2.17 – Système d'acquisition «instruNet»

### Network Device

le network device est un terminal contenant les canaux d'entrée/sortie, on trouve ainsi deux types de canaux : Les canaux analogiques et numériques. Le network device qu'on a est le *iNet - 100*, il contient

- 16 canaux d'entrée analogiques 14bit, avec  $\pm 5V, \pm 0.6V, \pm 0.08V$  et  $\pm 0.01V$  ;

- 8 canaux de sortie analogiques +/-5V, 8bit ;
- 8 canaux numériques bidirectionnelles.

## Controller

Chaque network device est contrôlé par une carte installée dans l'ordinateur, on trouve deux types de cartes : PCI ou PCMCIA (pour ordinateur portable). Nous disposons d'une carte PCI model 200, elle utilise un microprocesseur 32-bit et un mémoire RAM pour contrôler tous les aspects de l'acquisition.

## Software

Le software permet d'interroger, tester et configurer tous les canaux du network device. Il est constitué d'une application nommée <<instruNet World>>, drivers, interfaces C, et Visual BASIC. InstruNet World et l'instruNet Driver permettent de configurer tous les canaux d'entrée/sorties, sauvegarder les paramètres, visualiser et enregistrer les données numérisées en temps réel ... etc.

Dans cet paragraphe on donne une démonstration rapide de l'utilisation du système instruNet pour l'acquisition (pour plus de détails consulter le manuel instruNet) :

1. Installer le hardware et le software instruNet.
2. Ouvrir l'application instruNet word et sélectionner la page Network.

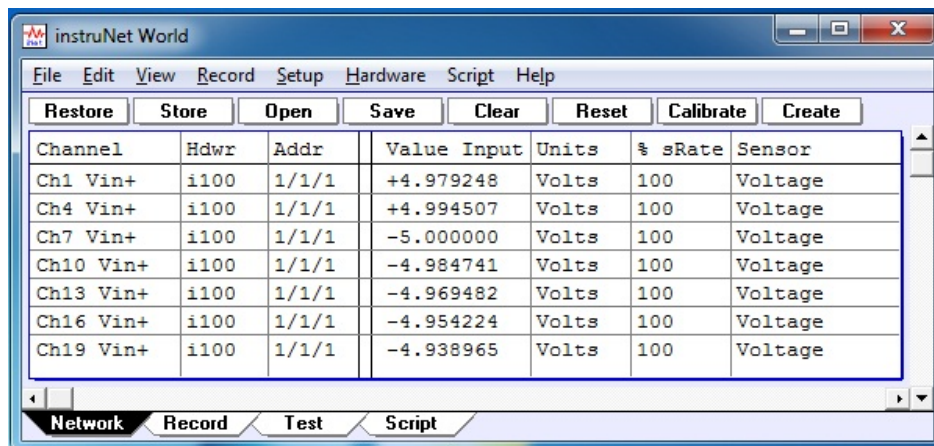
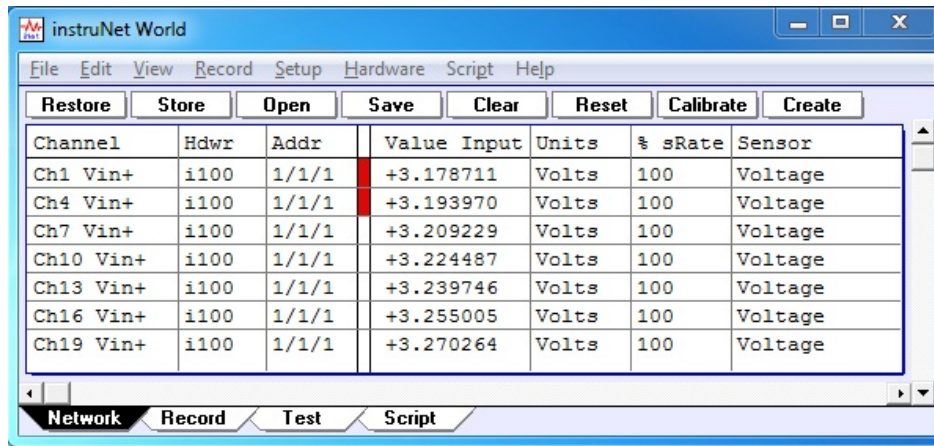


FIGURE 2.18 – Interface de l'application instruNet word.

3. Sélectionner des canaux pour numériser : l'activation des canaux se fait en cliquant sur la cellule entre addr and Value Input, comme c'est montré ci-après.
4. Attacher un signal source pour les canaux activés.
5. Sélectionner la page Record et cliquer sur Start pour commencer la numérisation.
6. Cliquer sur Stop pour terminer la numérisation et sur Save pour enregistrer les données.



| Channel   | Hdwr | Addr  | Value Input | Units | sRate | Sensor  |
|-----------|------|-------|-------------|-------|-------|---------|
| Ch1 Vin+  | i100 | 1/1/1 | +3.178711   | Volts | 100   | Voltage |
| Ch4 Vin+  | i100 | 1/1/1 | +3.193970   | Volts | 100   | Voltage |
| Ch7 Vin+  | i100 | 1/1/1 | +3.209229   | Volts | 100   | Voltage |
| Ch10 Vin+ | i100 | 1/1/1 | +3.224487   | Volts | 100   | Voltage |
| Ch13 Vin+ | i100 | 1/1/1 | +3.239746   | Volts | 100   | Voltage |
| Ch16 Vin+ | i100 | 1/1/1 | +3.255005   | Volts | 100   | Voltage |
| Ch19 Vin+ | i100 | 1/1/1 | +3.270264   | Volts | 100   | Voltage |

FIGURE 2.19 – Sélection des canaux pour la numérisation.

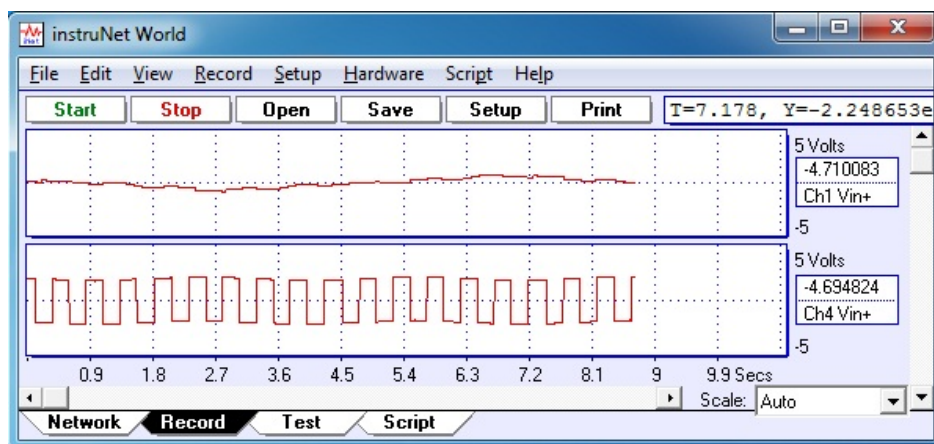


FIGURE 2.20 – Visualisation des signaux numérisés.

Pour changer les paramètres d'acquisition tel que la fréquence d'échantillonnage, le nombre de point par scan, le nombre de scans et le mode du scan (c.a.d oscilloscope ou strip chart recorder) on utilise la fenêtre setup.

## 2.9 Conclusion

Après avoir terminé l'étude théorique portée sur la conception du système d'acquisition du signal ECG, et l'étude de quelques techniques de réduction de bruit, l'accent va être mis sur dans le prochain chapitre sur la réalisation et la mise en oeuvre de ce système.



## Mise en œuvre du système d'acquisition

Dans cette partie, la concrétisation de l'étude théorique développée au chapitre précédent est accomplie, en mettant en œuvre notre dispositif de recueil du signal pour une seule dérivation. Aussi des simulations ont été faites pour décider les configurations des circuits à réaliser.

### 3.1 Description du système à réaliser

Notre projet consiste à réaliser un système de recueil du signal ECG pour une seule dérivation, il est constitué des deux étages suivants : étage de conditionnement et de mise en forme et étage d'acquisition. La figure suivante illustre le schéma bloc du système réalisé.

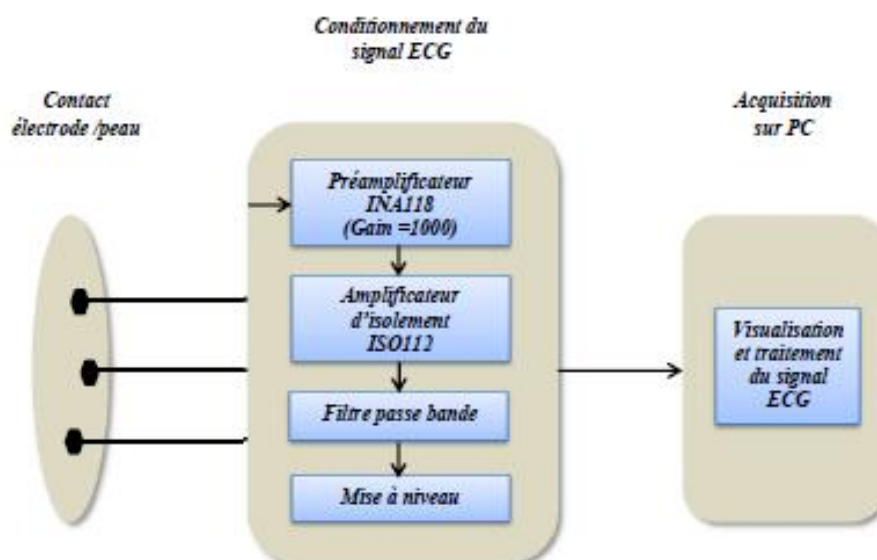


FIGURE 3.1 – Système de recueil du signal ECG.

## 3.2 Conditionnement et mise en forme du signal ECG

Le circuit de conditionnement et de mise en forme du signal est schématisé dans la figure (3.2). Les électrodes étant connectées aux entrées du préamplificateur où le signal est suffisamment amplifié, ensuite, on met un block d'isolation constitué par l'amplificateur *ISO122* pour assurer la sécurité du patient. A ce niveau, le signal est filtré en utilisant un filtre actif passe bande, et enfin le signal est mis à niveau afin qu'il puisse être manipulé par le reste de la chaîne d'acquisition.

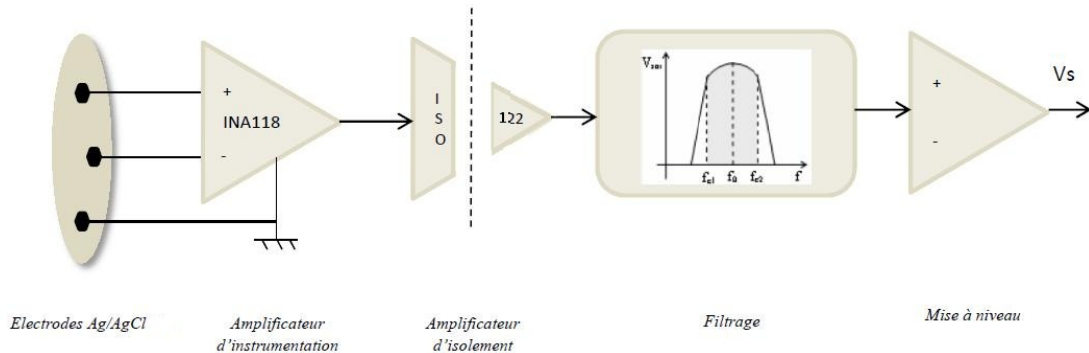


FIGURE 3.2 – Shéma du circuit de conditionnement et de mise en forme du signal ECG.

### 3.2.1 Emplacement des électrodes

La figure (3.3) montre les électrodes utilisées, ce sont des électrodes impolarisables et jetables de marque 3M et Lessa.



FIGURE 3.3 – Electrodes utilisés.

le placement des électrodes se fait de façon attentive pour ne pas avoir un prélèvement d'une autre activité électrique comme l'EMG. Et ceci se fait après un bon nettoyage de la peau (nettoyage avec l'alcool pour éliminer la peau morte). Le positionnement des électrodes

est illustré dans la figure suivante. La troisième électrode dite de référence étant reliée à la masse et déposée sur la jambe droite du sujet de test.

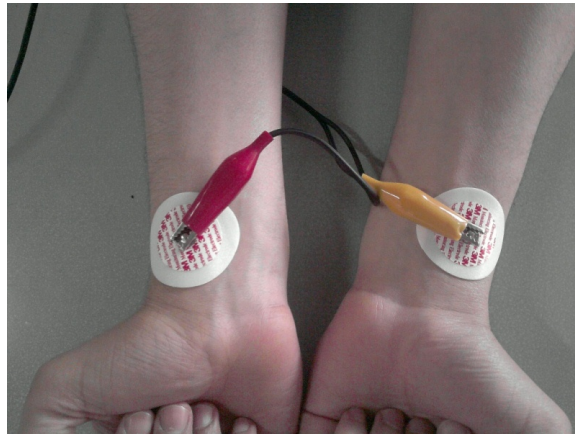


FIGURE 3.4 – Placement des électrodes sur la peau pour une seule dérivation (DI).

### 3.2.2 L'alimentation

Dans notre projet, on a besoin de deux types d'alimentation : des batteries pour la partie avant l'isolateur et une alimentation stabilisée linéaire pour la partie après l'isolateur. Cette dernière présente plusieurs avantages par rapport à l'alimentation à découpage (simplicité de mise en oeuvre, coût, disponibilité des composants).

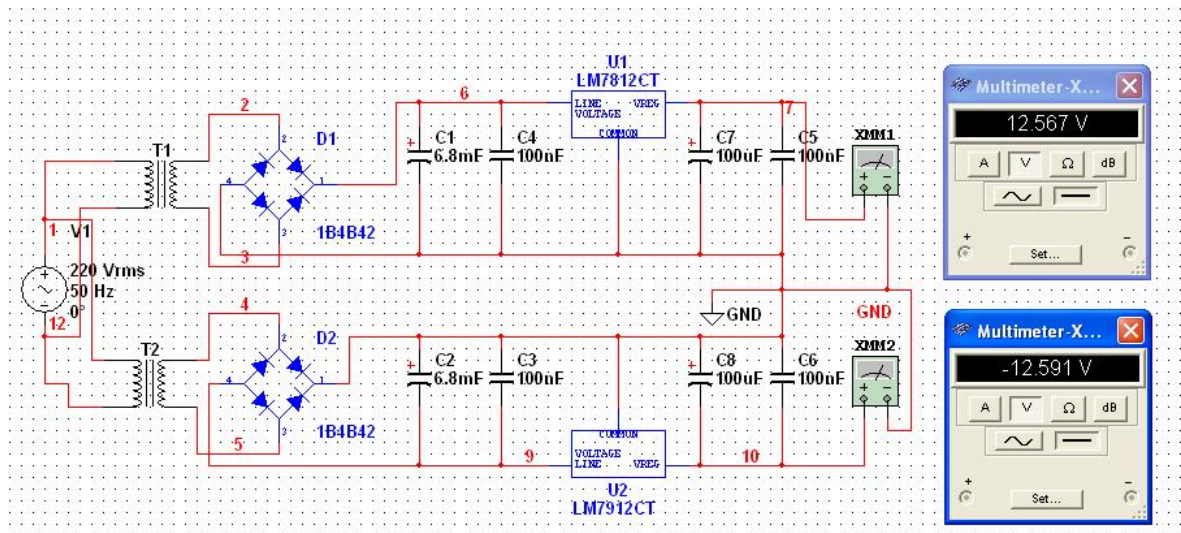


FIGURE 3.5 – Schéma et simulation de la carte d'alimentation.

Comme le montre la figure (3.5), la tension 220V du secteur est appliquée aux bornes d'entrée des deux transformateurs. En général, la fonction du transformateur, consiste à abaisser le niveau de tension 220V à un niveau adapté à l'entrée du régulateur, donc cette contrainte influence directement sur le choix du transformateur en prenant aussi en considération le courant demandé par la circuiterie.

A la sortie du transformateur, un pont de diodes (D1, D2) est en place pour une opération de redressement de type double alternance et ce, afin d'avoir une tension la moins ondulée possible et ayant une valeur moyenne élevée après le filtrage. Ce dernier est effectué par les condensateurs de filtrage (C1, C2) qui en se chargeant et se déchargeant tendent à fixer la tension à ses bornes à sa plus grande valeur.

Après ces trois étages, il devient nécessaire de stabiliser cette tension, chose réalisée par les régulateurs de tension U1 et U2.

La Figure (3.6) représente l'image de la carte d'alimentation.

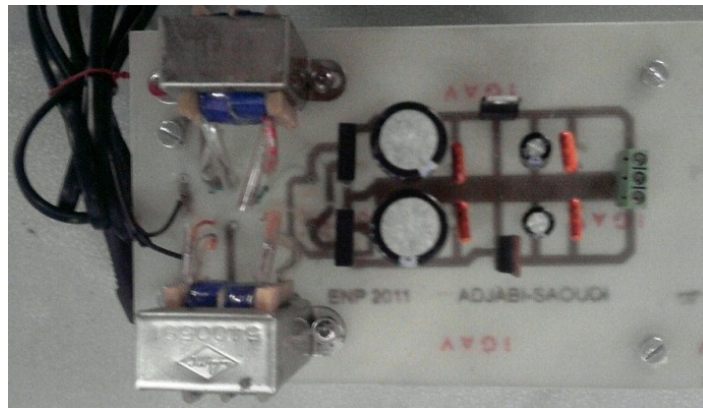


FIGURE 3.6 – Image de la carte d'alimentation.

De l'autre côté, on utilise quatre piles de neuf volts pour produire une alimentation  $\pm 12$  volt, comme illustré dans la figure (3.7). Et cela à cause de la non disponibilité des batteries de 12 volt sur le marché.

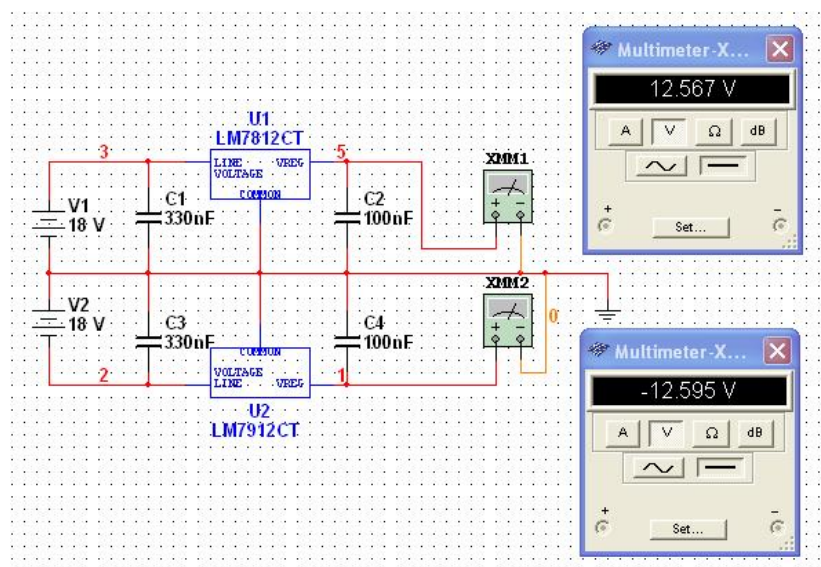


FIGURE 3.7 – Schéma et simulation de l'alimentation à piles.

### 3.2.3 Préamplificateur

Comme la tâche du préamplificateur est la plus importante et la plus sensible au bruit lors de l'acquisition, on a proposé deux circuits à réaliser, l'un est basé sur l'INA 118 seulement, et l'autre avec la méthode 'right leg drive circuit' (RLD).

#### a) Amplificateur d'instrumentation INA 118

C'est un circuit à 8 pates de faible puissance et de bonne précision, il assure un gain allant de 1 à 10000 ajustable avec une résistance externe  $R_G$ . La figure (3.8) montre le schéma interne de cet amplificateur, il possède une protection d'entrée pouvant supporter jusqu'à  $\pm 40V$  sans dommage.

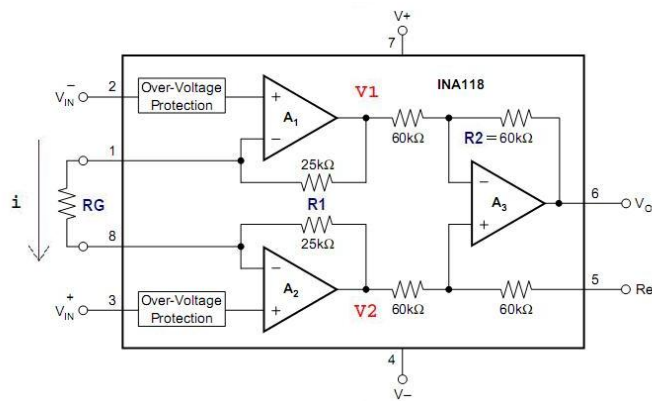


FIGURE 3.8 – Schéma interne de l'INA 118 [9].

$$i = \frac{V^- - V^+}{R_G} = \frac{V_1 - V_2}{2R_1 + R_G} \quad (3.1)$$

$$\Rightarrow \frac{V_1 - V_2}{V^- - V^+} = 1 + \frac{2R_1}{R_G} \quad (3.2)$$

Ce qui donne un gain :

$$G = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right) A_3 \quad (3.3)$$

Pour  $R_1 = 1$  et  $A_3 = 1$  on a :

$$G = 1 + 50k/R_G \quad (3.4)$$

On voit bien que le gain de l'amplificateur d'instrumentation est inversement proportionnel à  $R_G$ .

Ce circuit fournit une large bande passante même à gain élevé (70kHz à  $G = 100$ ), et aussi un CMRR élevé comme illustré dans la figure (3.9). En outre, ce circuit a un faible courant de fuite ( $350 \mu A$ ) et un courant de polarisation maximal de 5 nA. En plus, il fonctionne avec une alimentation aussi faible que  $\pm 1.35$  v, ce qui le rend idéal pour les systèmes à piles.

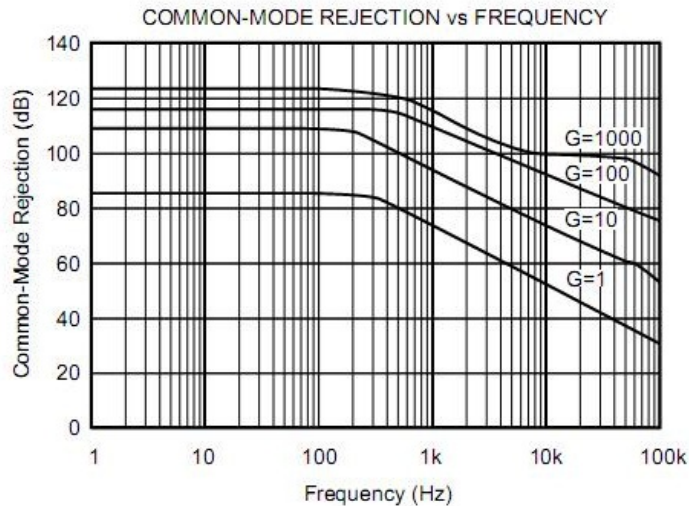


FIGURE 3.9 – CMRR en fonction de la fréquence [9].

### b) Montage de l'INA118 pour une seule dérivation

En se référant à la figure (3.9), et pour avoir une grande valeur du CMRR et un gain uniforme pour toute la gamme de fréquence du signal ECG, on a choisi un gain  $G=1000$ , ce qui donne alors un  $CMRR > 120db$  et  $R_G = 50$ . La Figure (3.10) montre le montage de l'INA118 avec le sujet pour avoir une seule dérivation (DI).

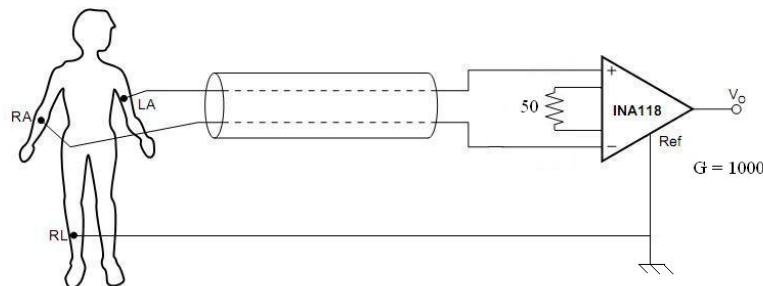


FIGURE 3.10 – Montage de l'INA118 pour une seule dérivation DI [9].

### c) Montage de l'INA118 avec le 'right leg drive circuit'

Comme on a vu dans le chapitre précédent, le RLD est utilisé pour essayer d'induire un courant opposé à celui circulant à travers le corps provoquant le bruit. Mais, il existe toujours une petite phase résiduelle entre le bruit existant dans le corps et le courant qui l'oppose, ce qui laisse circuler un petit signal de bruit. La figure (3.11) représente le montage de l'INA118 avec le RLD.

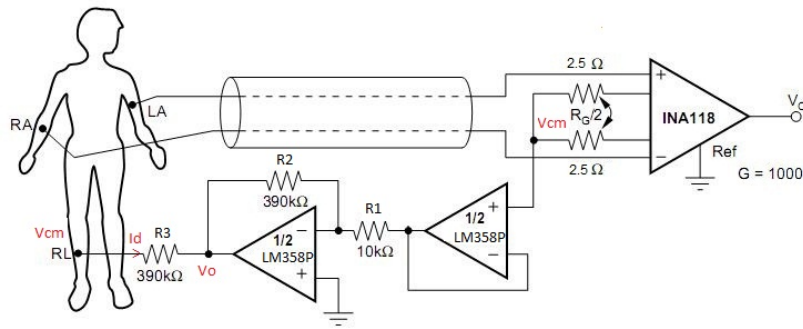


FIGURE 3.11 – Montage de l'INA118 avec le 'right leg drive circuit'.

Le gain se calcul comme suit :

$$\frac{V_{cm}}{R_1} + \frac{V_0}{R_2} = 0 \quad (3.5)$$

$$\Rightarrow V_0 = -\frac{R_2}{R_1} V_{cm} \quad (3.6)$$

On a aussi :

$$-\frac{R_2}{R_1} V_{cm} = V_{cm} - I_d(R_{cm} + R_3) \quad (3.7)$$

Où  $R_{cm}$  représente l'impédance d'une électrode, on aura alors :

$$V_{cm} = \frac{I_d(R_{cm} + R_3)}{1 + R_2/R_1} \quad (3.8)$$

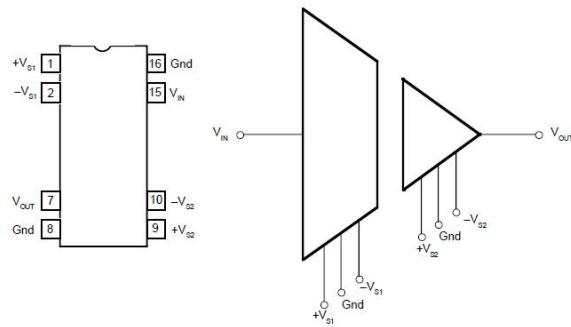
On voit que lorsque on augmente le rapport  $R_2/R_1$ , la tension du mode commun  $V_{cm}$  diminue. La résistance  $R_3$  est mis en place pour la protection du sujet.

### 3.2.4 L'amplificateur d'isolation ISO 122

C'est un amplificateur d'isolation de précision basé sur le couplage capacitive. Facile à utiliser, aucun composant externe est nécessaire pour le fonctionnement. Ses caractéristiques sont :

- Non-linéarité 0,020% maximum ;
- Une large bande passante 50 kHz ;
- Une tension d'entrée maximale de 1500 V.
- Une gamme d'alimentation de  $\pm 4.5V$  à  $\pm 18V$  ;
- Un courant de polarisation des entrées :  $\pm 5$  mA sur  $V_{s1}$  et  $\pm 5.5$  mA sur  $V_{s2}$ .

Ces caractéristiques font de l'ISO 122 un amplificateur d'isolation idéal pour une large éventail d'applications. La figure (3.12) représente l'amplificateur d'isolation ISO122.


 FIGURE 3.12 – L'amplificateur d'isolation *ISO122* [10].

### 3.2.5 Filtrage

L'étage de filtrage réalisé est un filtre passe-bande. Il est constitué d'un filtre passe-haut du 4<sup>ème</sup> ordre dont la fréquence de coupure est de  $Fc1 = 0.05Hz$ , et d'un filtre passe-bas du 4<sup>ème</sup> ordre dont la fréquence de coupure est de  $Fc2 = 100Hz$  ou bien  $Fc2 = 40Hz$ , la réalisation du filtre passe-bas de fréquence de coupure  $Fc = 40Hz$  permet l'élimination de l'onde d'harmonique  $50Hz$ . Les filtres sont actifs de configuration Butterworth, et utilisant l'amplificateur opérationnel LM358P.

Après plusieurs simulations, le choix s'est porté sur le filtre de structure Sallen-Key monté en suiveur de tension, soit une amplification à gain unité. Pour conserver les caractéristiques de Butterworth, on utilise un tableau de valeurs des facteurs en fonction de l'ordre du filtre.

| cellules | 2      | 4               | 6                         |
|----------|--------|-----------------|---------------------------|
| R1/C1    | 0.2251 | 0.4159   0.1723 | 0.6149   0.2251   0.1648  |
| R2/C2    | 0.1125 | 0.06091   0.147 | 0.04119   0.1125   0.1537 |

TABLE 3.1 – Valeurs des facteurs en fonction de l'ordre du filtre [06].

Les facteurs mentionnés dans ce tableau ont été calculés pour une fréquence de 1 [Hz] et une résistance de cellule de 1 [ $\Omega$ ]. En fonction de la fréquence de coupure désirée et de la valeur de résistance choisie, le calcul se fera de la manière suivante :

$$C = \frac{\text{facteur}}{Fc \cdot R} \quad (3.9)$$

#### a) Filtre passe-haut

Le filtre passe-haut d'ordre 4 est obtenue par la mise en cascade de deux filtres passes-haut d'ordre 2 selon le schéma représenté par la figure (3.13).



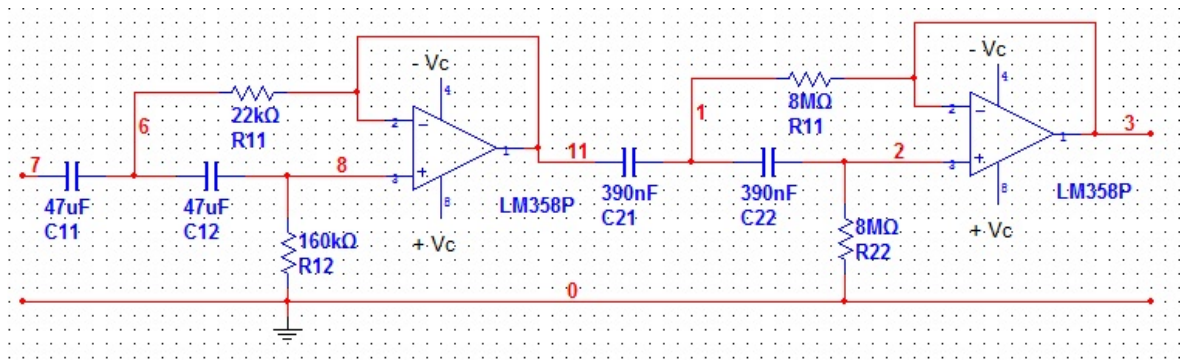


FIGURE 3.13 – Schéma du filtre passe-haut réalisé.

Les valeurs des résistances et des condensateurs sont calculées en se référant au tableau (3.1), et on utilisant la formule (3.9) toute on prenant  $F_c = 0.05\text{Hz}$  et  $R_{11} = 22\text{k}\Omega$ ,  $R_{12} = 160\text{k}\Omega$  et  $R_{21} = R_{22} = 8\text{M}\Omega$  on trouve :

- Pour  $R_{11}/C_{11} = 0.06091$  on aura  $C_{11} = 54.54\mu\text{F}$  ;
- Pour  $R_{12}/C_{12} = 0.4159$  on aura  $C_{12} = 51.98\mu\text{F}$  ;
- Pour  $R_{21}/C_{21} = 0.147$  on aura  $C_{21} = 367\text{nF}$  ;
- Pour  $R_{22}/C_{22} = 0.1723$  on aura  $C_{22} = 430\text{nF}$ .

Pour des raisons de non disponibilité, on prend les valeurs suivantes :  $C_{11} = C_{12} = 47\mu\text{F}$  et  $C_{21} = C_{22} = 390\text{nF}$ .

Le diagramme de Bode pour la réponse de ce filtre est représenté dans la figure (3.14). Ce résultat est obtenu avec une simulation à l'aide du logiciel de simulation *National Instruments Multisim*. Cette simulation montre que la fréquence de coupure à  $-3\text{dB}$  est bien  $0.05\text{Hz}$ .

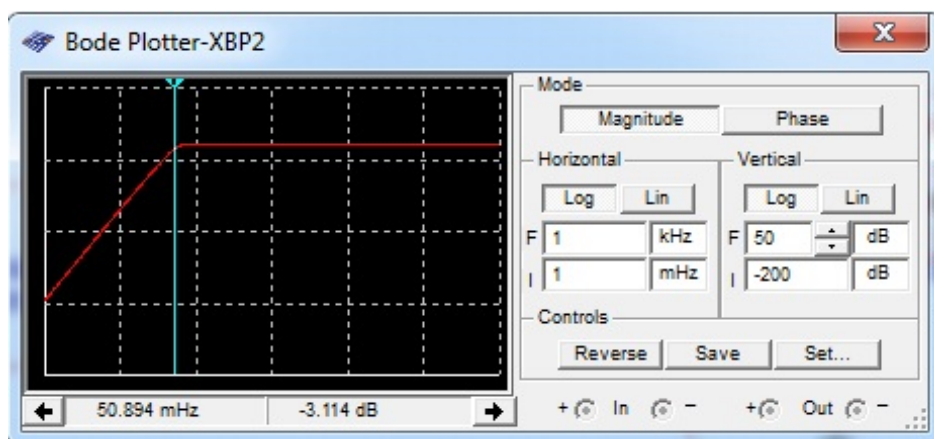


FIGURE 3.14 – Simulation du filtre passe-haut d'ordre 4.

La Figure (3.15) représente l'image du filtre passe-haut réalisé. Le prototype du circuit imprimé a été réalisé avec le logiciel EAGLE v5.6 (voir annexe IV).

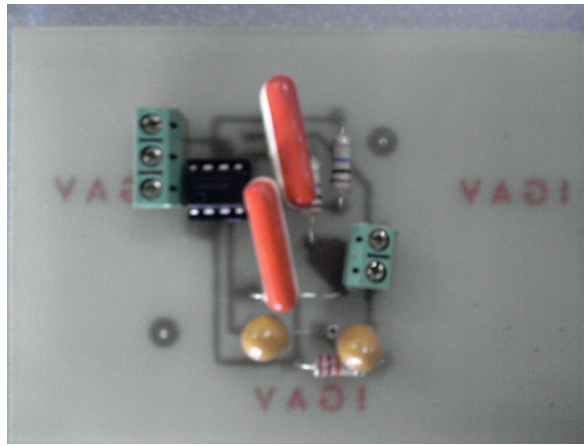


FIGURE 3.15 – Image du filtre passe-haut.

**b) filtre passe-bas 100Hz**

La Figure (3.16), représente le schéma d'un filtre passe-bas d'ordre 4, dont la fréquence de coupure à -3 dB est de 100 Hz.

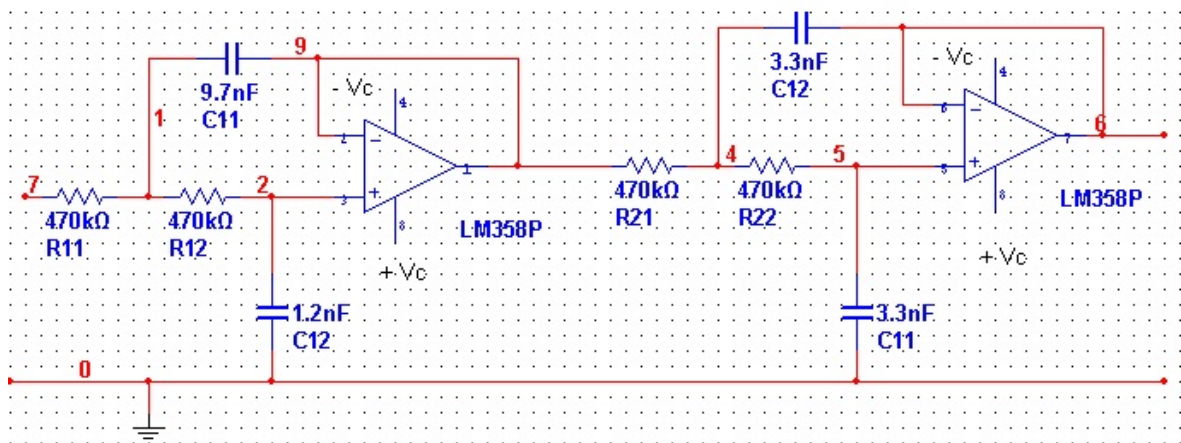


FIGURE 3.16 – Schéma du filtre passe-bas 100Hz.

De même pour ce filtre, le calcul des valeurs des résistances et des condensateurs se fait en référant au tableau (3.1), et on utilisant la formule (3.9) toute on prenant  $F_c = 100\text{Hz}$  et  $R_{11} = R_{12} = R_{21} = R_{22} = 470\text{k}\Omega$  on trouve :

- Pour  $R_{11}/C_{11} = 0.4159$  on aura  $C_{11} = 1.2\text{nF}$ ,
- Pour  $R_{12}/C_{12} = 0.0609$  on aura  $C_{12} = 9.7\text{nF}$ ,
- Pour  $R_{21}/C_{21} = 0.1723$  on aura  $C_{21} = 3.6\text{nF}$ ,
- Pour  $R_{22}/C_{22} = 0.147$  on aura  $C_{22} = 3.12\text{nF}$ .

On utilise les valeurs suivantes :

- $C_{11} = 1\text{nF}$  et  $C_{12} = 10\text{nF}$ ,
- $C_{21} = C_{22} = 3.3\text{nF}$ .

La figure (3.17) représente le diagramme de Bode de la réponse du filtre passe-bas du quatrième ordre après la simulation. On constate que la fréquence de coupure à -3 dB est bien  $100\text{Hz}$ .

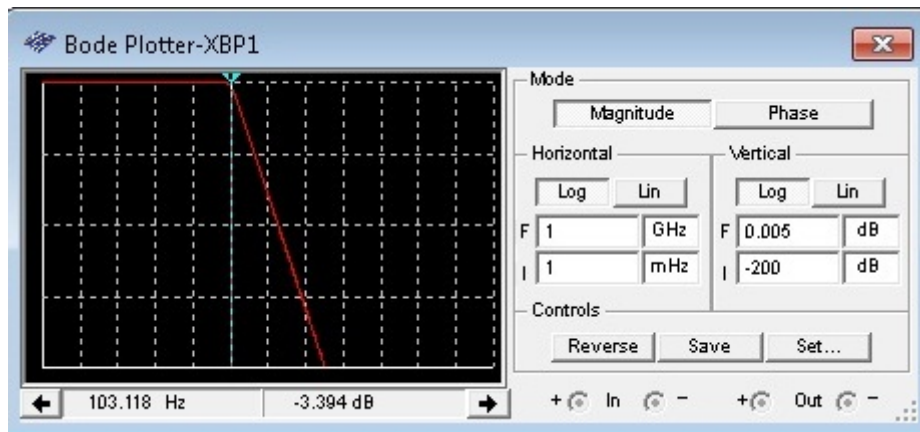


FIGURE 3.17 – Simulation du filtre passe-bas  $100\text{Hz}$ .

La figure suivante montre le filtre réalisé (ce filtre a été réalisé juste pour un test de comparaison le filtre qu'on va utiliser par la suite est celui du  $40\text{Hz}$ ).

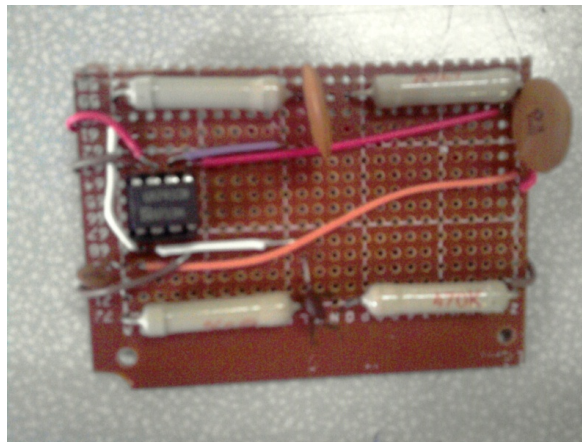


FIGURE 3.18 – Image du filtre passe-bas  $100\text{Hz}$ .

### c) filtre passe-bas $40\text{Hz}$

Du même pour ce filtre, le calcul se fait comme précédemment et on trouve :

- Pour  $C_{11} = C_{12} = 0.33\mu\text{F}$  on aura  $R_{11} = 31.5\text{k}\Omega$  et  $R_{12} = 4.6\text{k}\Omega$ .
- Pour  $C_{21} = C_{22} = 0.22\mu\text{F}$  on aura  $R_{21} = 13.0\text{k}\Omega$  et  $R_{22} = 16.7\text{k}\Omega$ .

La simulation de ce filtre donne le diagramme de Bode représenté par la figure (3.19). On remarque que la fréquence de coupure a -3 dB est bien  $40\text{Hz}$ . Et la figure (3.20) représente l'image du filtre réalisé.

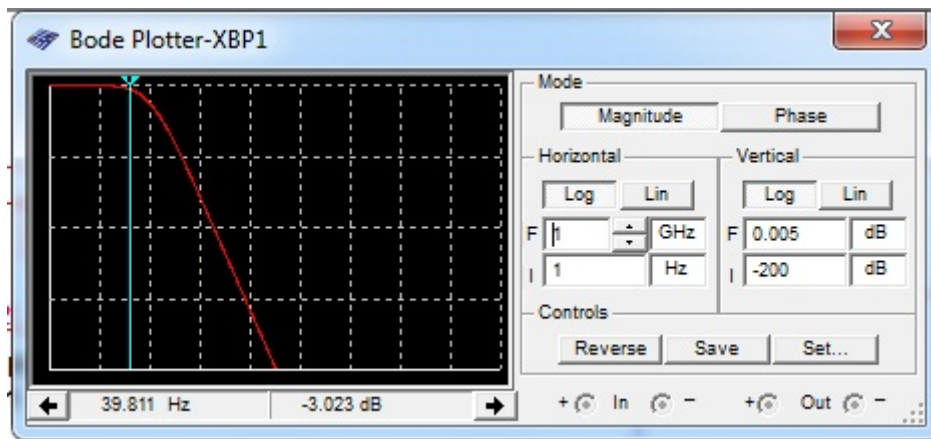


FIGURE 3.19 – Simulation du filtre passe-bas  $40\text{Hz}$ .

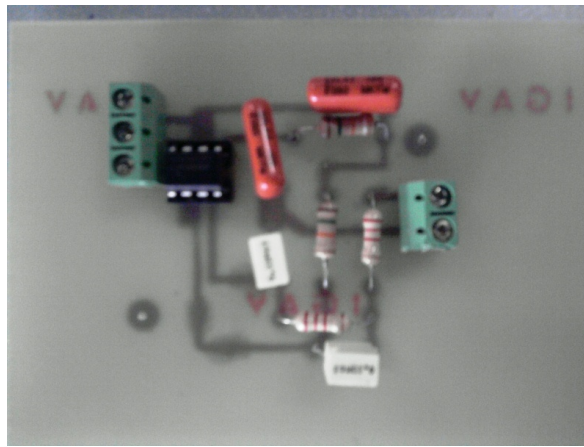


FIGURE 3.20 – Image du filtre passe-bas  $40\text{Hz}$ .

### 3.2.6 Mise à niveau

Après des tests préliminaires, on a constaté que le signal Recueillis est suffisamment amplifié (peut atteindre  $1\text{v}$ ) ce qui permet une bonne interprétation sachant que dans les électrocardiographes l'amplitude est étalonnée à  $1\text{ cm/mV}$ . En plus de ça, et pour éviter le problème de saturation des amplificateurs opérationnels, on a préféré ne pas utiliser un étage de mise à niveau.

### 3.2.7 Configuration de la carte d'acquisition

Comme on a vu dans le chapitre précédent, la fenêtre setup dans la page Record permet de changer les paramètres d'acquisition. Pour la fréquence d'échantillonnage on a choisi une fréquence  $F_s=150\text{ Hz}$ , et cela en respectant le théorème de Shannon<sup>1</sup>. En plus on enregistre l'EKG sous forme de données pour un éventuel traitement. Ceci se fait en sélectionnant le storage " to file " et " text " comme type de fichier. On peut aussi jouer sur les échelles du tracé et le nombre de point par scan, etc (voir figure 3.21).

1. La fréquence d'échantillonnage doit être supérieure à deux fois la fréquence du signal.

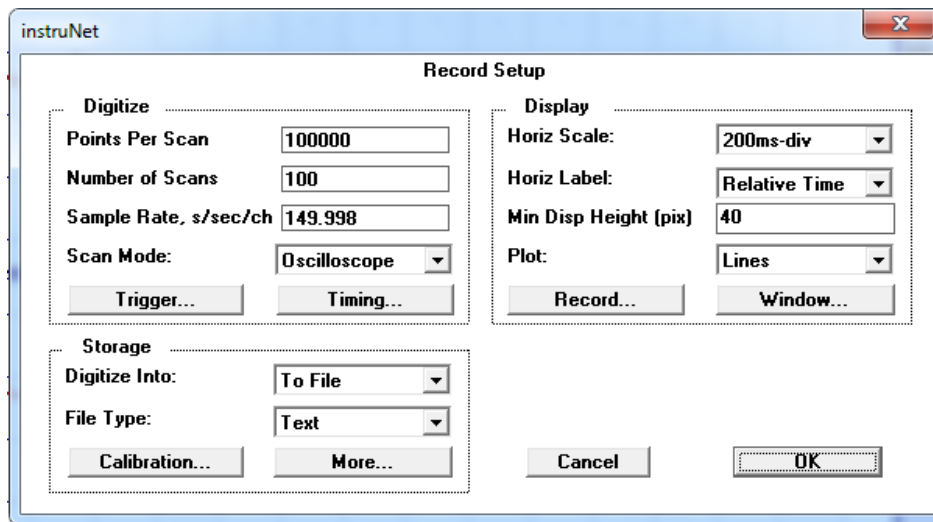


FIGURE 3.21 – Fenêtre de Configuration de la carte d'acquisition.

### 3.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons donné une description pratique du système de prélèvement du signal ECG réalisé. Une attention particulière est dédiée à la mise en œuvre du système, en citant les techniques de réduction de bruit appliquées, telles que la mise à la terre, et la méthode "Right Leg Drive". Dans ce qui suit, nous donnons les résultats des tests de prélèvement de l'ECG.

# Expérimentation et validation du système réalisé

Dans ce chapitre, les résultats expérimentaux sont présentés. Des tests de prélèvements du signal ECG ont été effectués au sein du laboratoire, en considérant plusieurs paramètres. Des tests préliminaires ont été réalisés afin de finaliser le circuit. Puis, une analyse temporelle et fréquentielle des résultats ont été portées pour voir l'efficacité du système réalisé.

## 4.1 Tests priliminaires

Les premiers tests du circuit conditionneur ont d'abord été faits sur lab d'essai et en utilisant l'oscilloscope, le circuit est constitué du préamplificateur et du filtre. Ces premier tests nous ont attiré l'attention sur trois points importants lors de l'acquisition des signaux de faible amplitudes ainsi que les signaux physiologiques, ces trois points sont :

- Une bonne mise à la terre : Permet de minimiser le bruit d'une façon remarquable ;
- Blindage des câbles : Les fils non blindé introduisent beaucoup de bruit, et ne sont pas destinés aux applications biomédicales.
- Un gain suffisamment élevé : Permet d'augmenter le niveau du signal et ainsi le CMRR, et donc le bruit n'a pas le même effet avec un gain faible.

En respectant ces trois facteurs, On est arrivé à visualiser le signal ECG sur l'oscilloscope, mais le signal est très rapide ; on ne peut donc pas le visualiser complètement et clairement, parce qu'on est limité dans la base du temps (50 ms).

La figure (4.1) représente le signal ECG visualisé sur l'oscilloscope avec un gain  $G=1000$ .

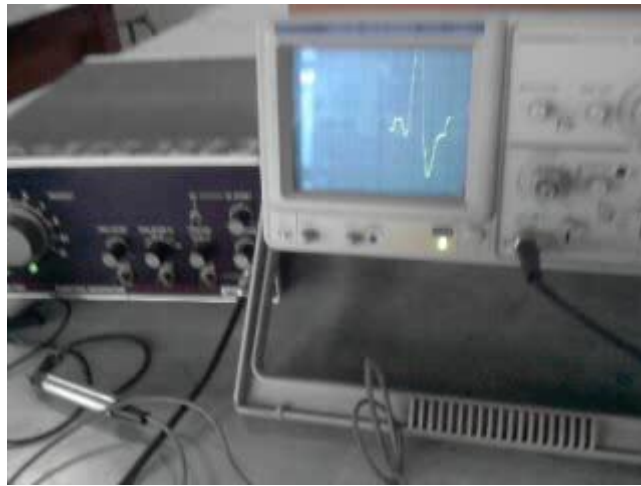


FIGURE 4.1 – Visualisation de l'ECG sur l'oscilloscope.

### Tests en utilisant la carte InstruNet 100

En ce qui suit, les résultats expérimentaux sont présentés. Ainsi, on visualise la sortie du préamplificateur avec et sans "right leg drive circuit", avec et sans filtrage, et on test aussi l'effet de la mise à la terre dans le dispositif. Un test d'acquisition des signaux ECG est effectué sur un sujet âgé de 24 ans pour la dérivation I.

#### Après le préamplificateur

Les figures suivantes représentent l'ECG à la sortie du préamplificateur INA118 utilisé seul et avec la méthode RLD, selon deux modes, avec et sans mise à la terre.

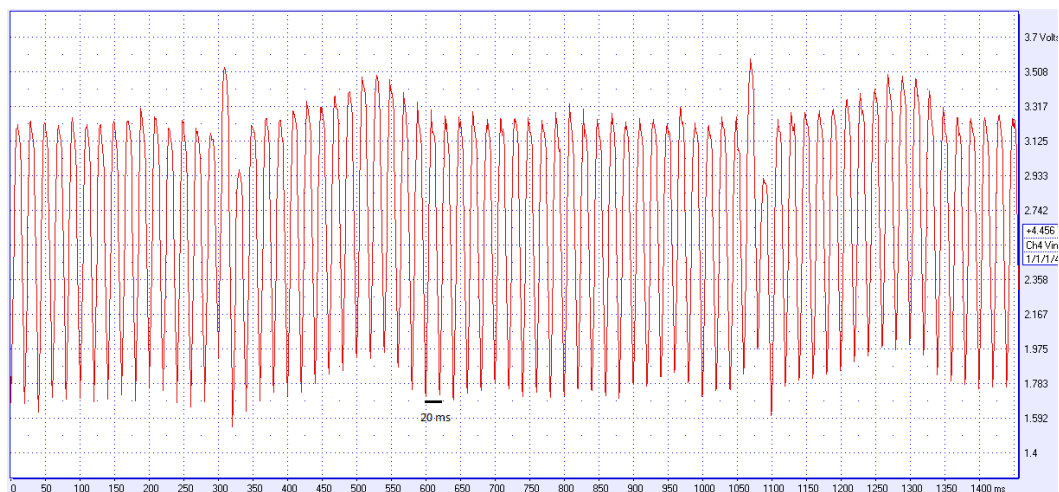


FIGURE 4.2 – L'ECG à la sortie de l'INA 118 sans mise à la terre.

On remarque bien que l'ECG est noyé dans le bruit du  $50\text{ Hz}$ , ainsi  $1/20\text{ms} = 50\text{Hz}$ .

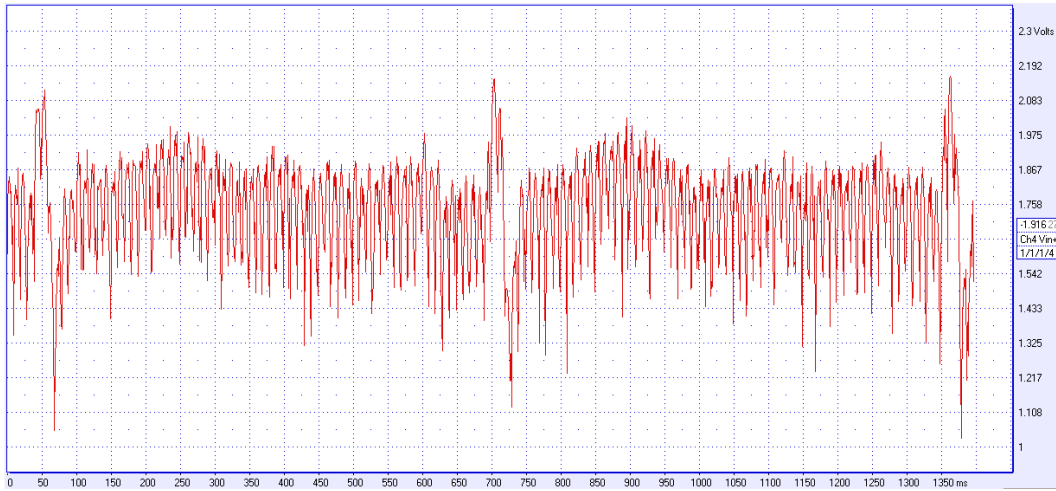


FIGURE 4.3 – L'ECG à la sortie de l'INA 118 avec RLD et sans mise à la terre.

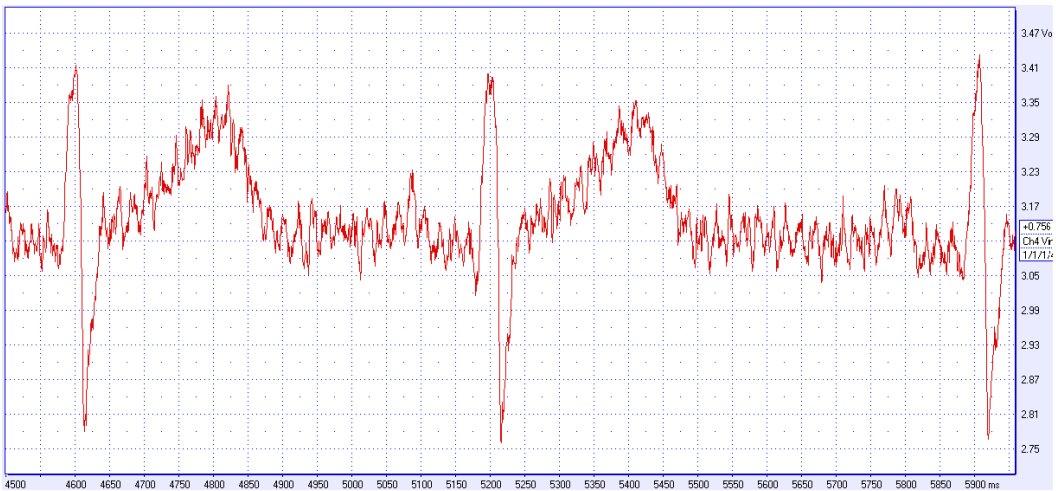


FIGURE 4.4 – L'ECG à la sortie de l'INA 118 avec mise à la terre.

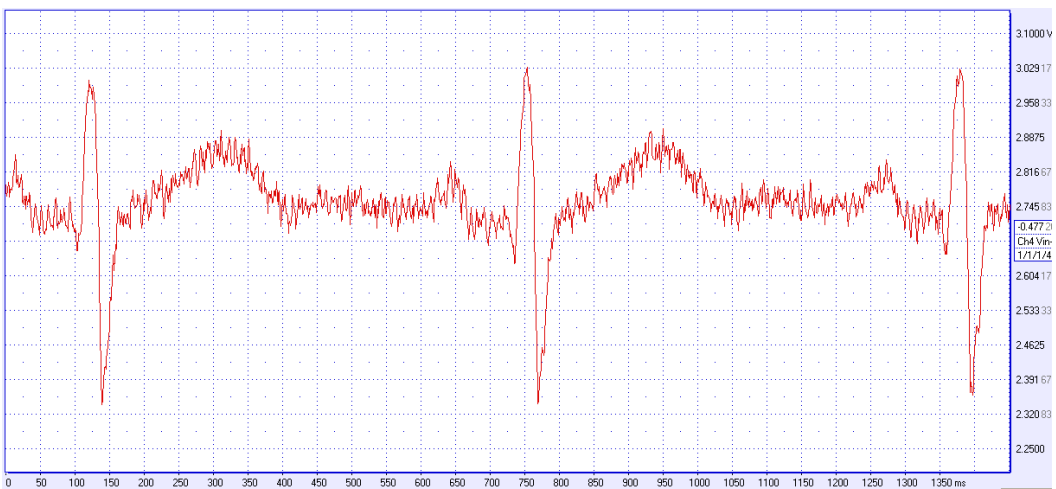


FIGURE 4.5 – L'ECG à la sortie de l'INA 118 avec RLD et mise à la terre.



## Interprétation

On voit bien que la mise à la terre a une grande influence sur la qualité du signal, surtout si le signal est de faible niveau comme dans notre cas. D'un autre côté, la remarque qui peut être faite est que l'ECG est plus net avec la technique du 'right leg drive'. Cela montre que les techniques de réduction du bruit appliquées comme le blindage ont donné leurs preuves. Le bruit restant est dû à l'absence de l'étage de filtrage.

## Après l'étage de filtrage

Les signaux observés ont été pris à la sortie de l'étage de filtrage pour chaque bande passante 0,05 à 40 Hz et 0,05 à 100 Hz.

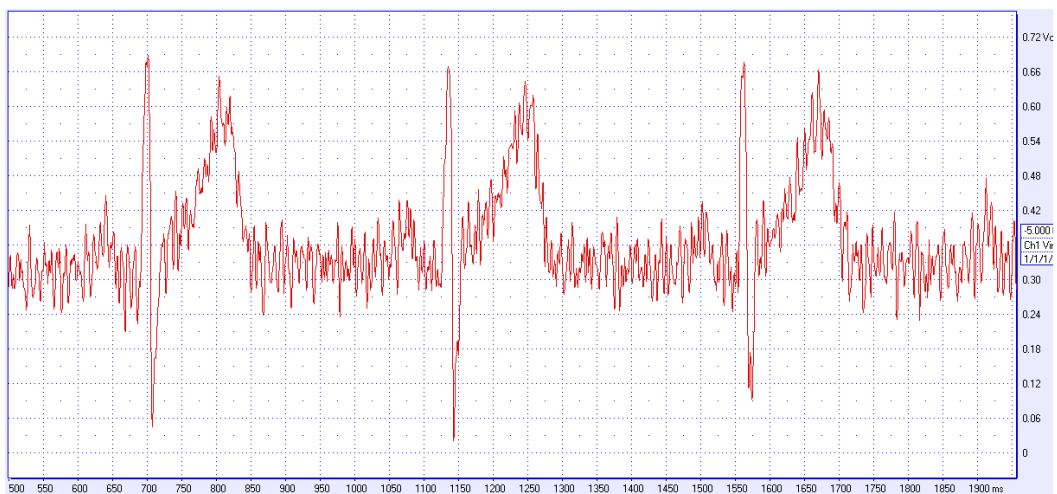


FIGURE 4.6 – L'ECG à la sortie du filtre 100 Hz.

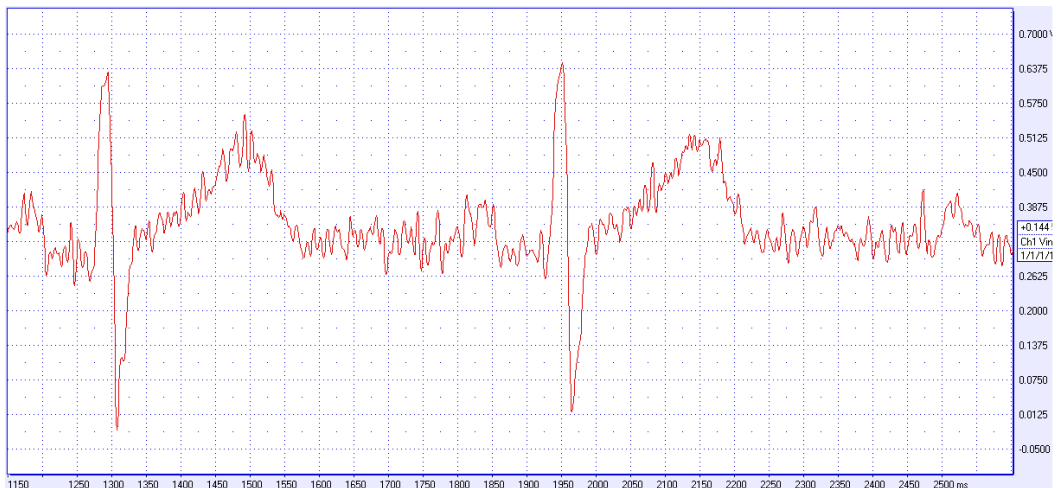


FIGURE 4.7 – L'ECG à la sortie du filtre 100 Hz en utilisant le RLD.

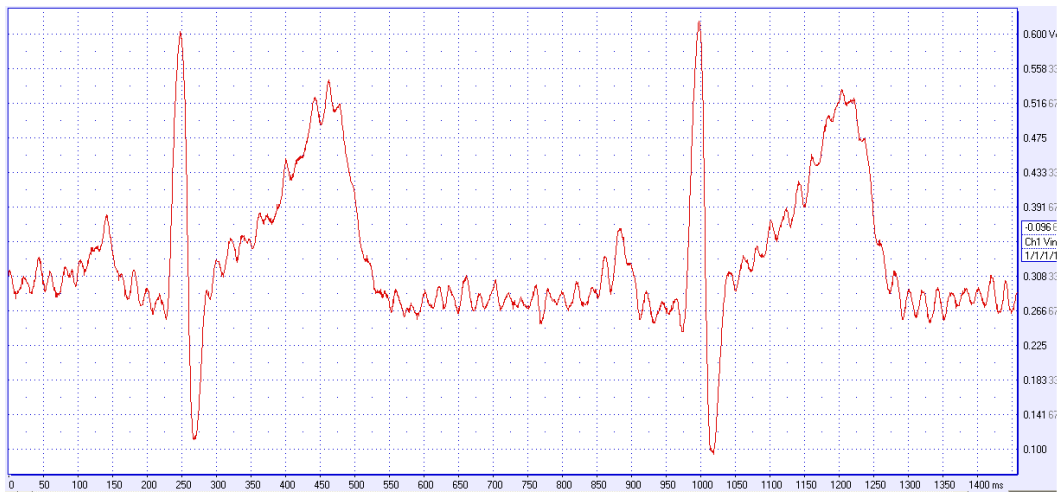


FIGURE 4.8 – L'ECG à la sortie de filtrage 40 Hz.

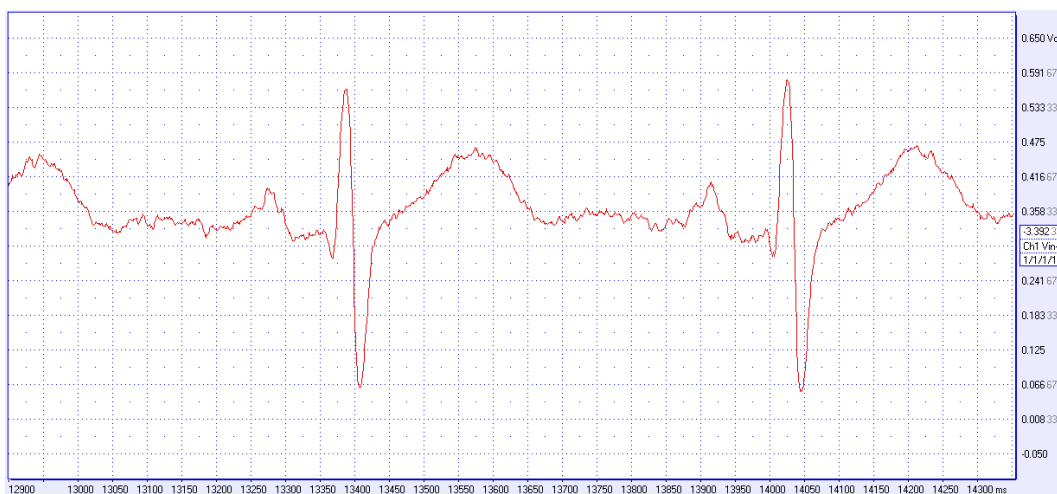


FIGURE 4.9 – L'ECG à la sortie de filtrage 40 Hz et avec RLD.

### Interprétation

On voit bien que le signal ECG est plus net dans le deuxième cas (40Hz) et plus précisément avec la technique RLD. Et cela, est dû au composantes fréquentielles éliminées avec ce type de filtrage et l'élimination de la tension de mode commun réalisé par le RLD. Notant que les appareils biomédicaux utilisent une bande passante plus restreinte qui est de 35Hz, et cela est observé sur les tracés d'ECG standard réalisés au niveau des hôpitaux.

La figure suivante représente le signal ECG après un filtrage de 15 Hz, ce test a été effectué pour voir l'effet d'aller au dessous du 35 Hz. On voit bien que le signal est très clair et sans bruit, mais une partie du signal très importante (QRS) a été supprimées. Alors ce filtre n'est pas pratique.

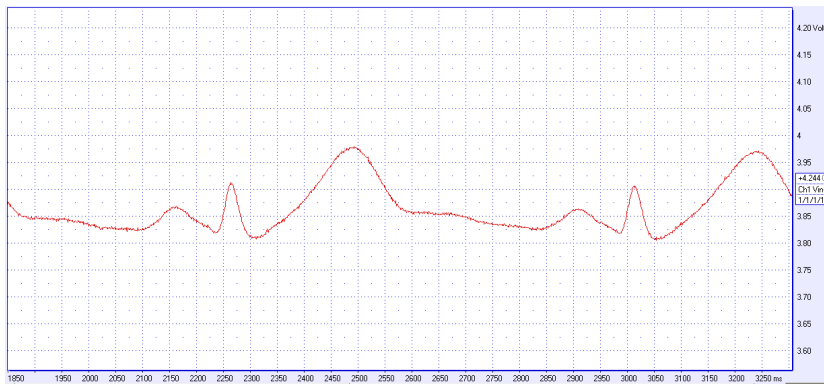


FIGURE 4.10 – L'ECG à la sortie du filtrage 15 Hz et avec RLD.

Après ces tests priliinaires, le choix s'est porté sur le filtre de 40 Hz et l'ina 118 avec la technique right leg drive. On a mis le circuit final dans un boîtier métallique comme c'est montré dans la figure (4.11), et on a relié ce dernier à la terre pour assurer un bon blindage.



FIGURE 4.11 – circuit final.

La figure suivante représente l'acquisition d'un ECG en utilisant le circuit final. On voit bien que le blindage du circuit permet la réduction du bruit d'une façon remarquable.



FIGURE 4.12 – ECG au repos.

## 4.2 Visualisation de l'ECG sous MATLAB

Pour augmenter la qualité des images enregistrées de l'ECG, on préfère utiliser MATLAB. La figure (4.14) représente le même ECG enregistré au repos précédemment.

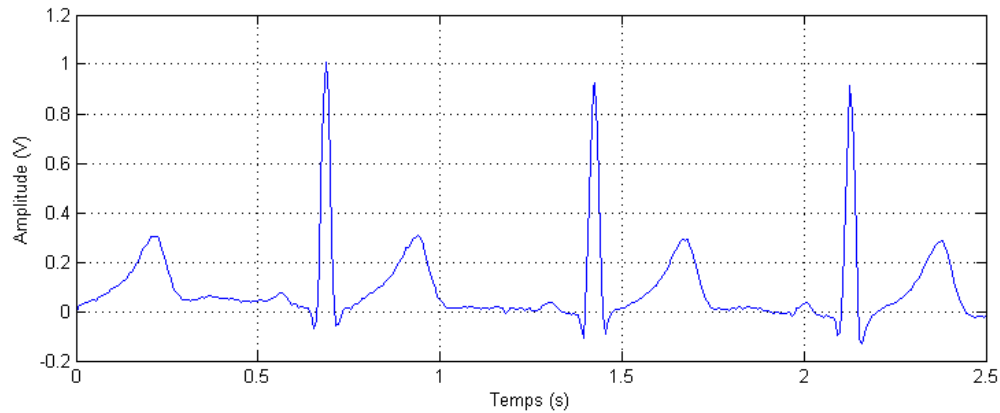


FIGURE 4.13 – ECG au repos visualisé avec MATLAB.

### Suite à un mouvement des électrodes

La figure (4.14) représente un ECG avec mouvement des électrodes. On remarque comme c'est mentionné au premier chapitre que l'effet du mouvement des électrodes peut aller de la simple diminution d'amplitude à l'apparition de pics lorsque les électrodes sont en contact intermittent avec la peau.

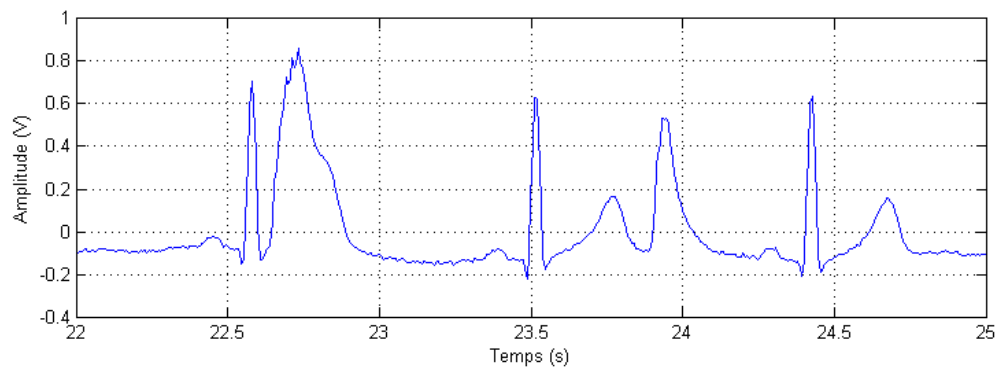


FIGURE 4.14 – ECG avec mouvement des électrodes.

### Suite à une activité musculaire de la main

On remarque des perturbation gênantes surtout lorsque le patient bouge beaucoup, elles peuvent noyer les ondes P et T.

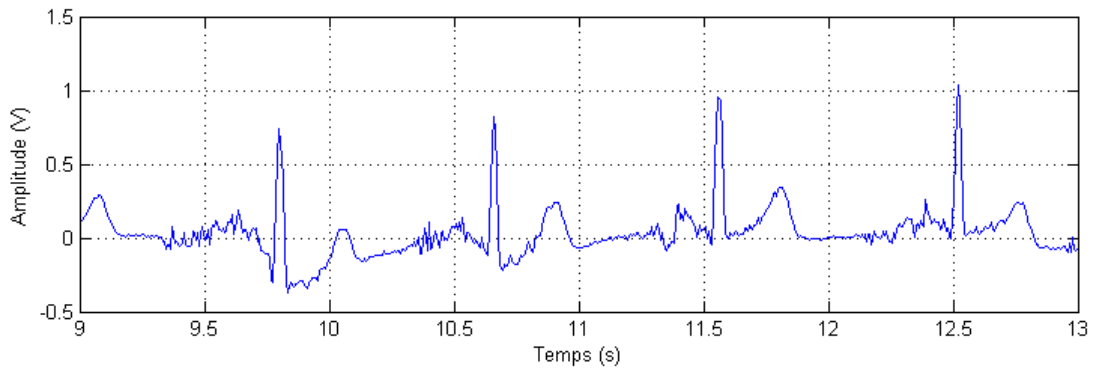


FIGURE 4.15 – ECG avec mouvement de la main.

### Suite à une forte respiration

On voit que l'ECG est modulé par une onde de faible fréquence (généralement la fréquence de respiration est de  $0.15\text{ Hz}$ ).

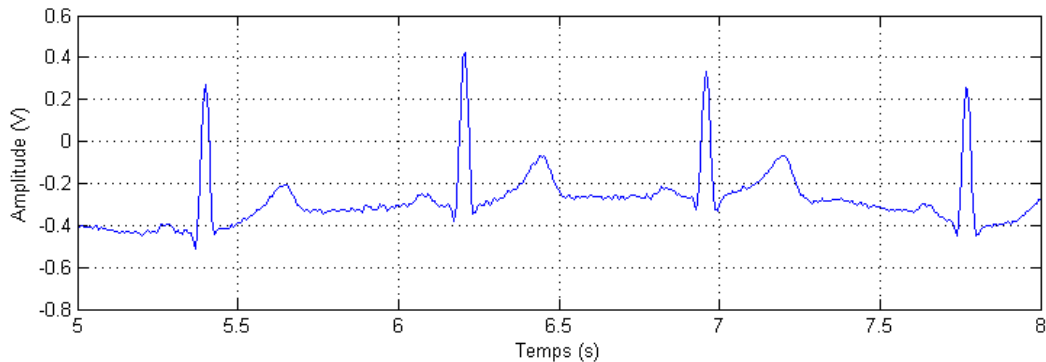


FIGURE 4.16 – ECG avec une forte respiration.

### Test des trois dérivations

Il est possible avec notre circuit de visualiser les trois dérivations bipolaires DI, DII et DIII. Et cela se fait en alternance. La figure (4.17) représente ces trois dérivations pour un même sujet.

### Tests sur des sujets différents

Des tests de prélèvement du signal ECG sur des sujets différents ont été effectués, les résultats sont montrés dans la figure (4.18).

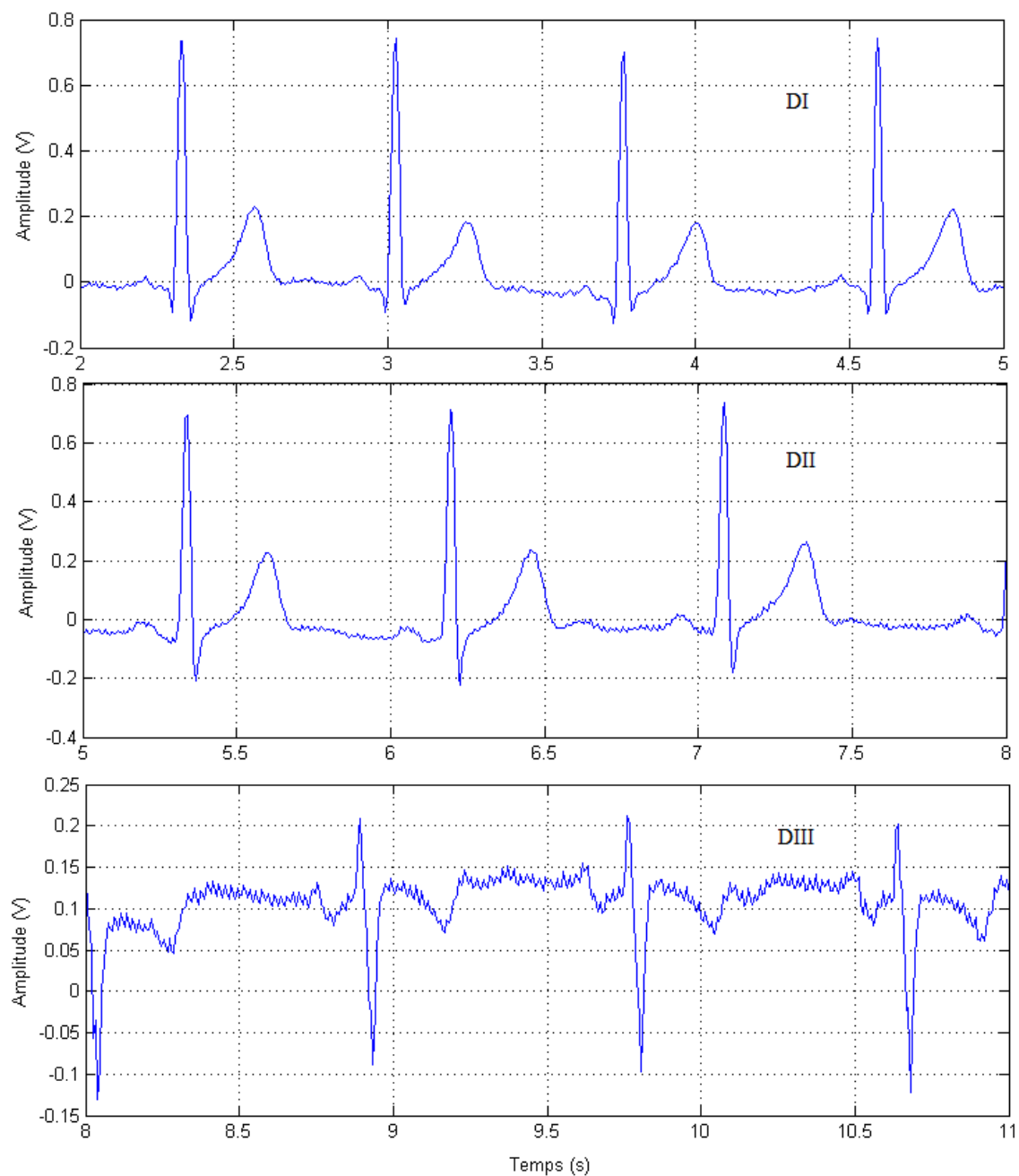


FIGURE 4.17 – Les trois dérivation DI, DII et DIII.

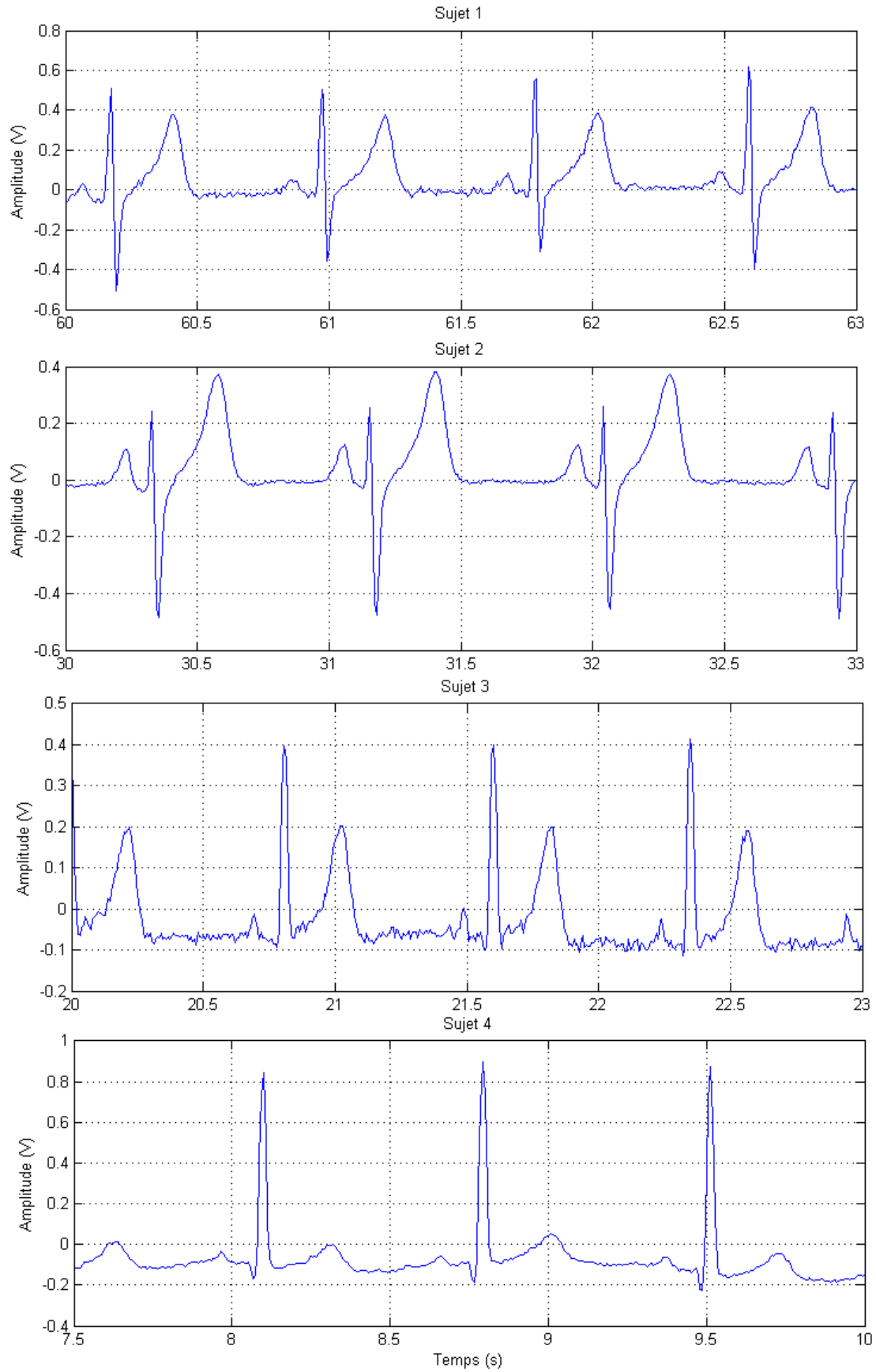


FIGURE 4.18 – ECG pour des sujets différents.

## **4.3 Conclusion**

La conclusion qui peut être faite est que le système réalisé est de qualité satisfaisante, et est conforme aux spécifications de conception des systèmes biomédicaux. De plus, les techniques de réduction du bruit appliquées au système réalisé telles que l'usage de câble blindé entre les électrodes et les entrées du préamplificateur, la mise du circuit dans un boîtier métallique, la mise à la terre et surtout la technique RLD ont donné leurs preuves.



# Conclusion générale

Dans ce travail, l'étude et la conception d'un système de monitoring sur PC du signal cardiaque a été réalisé, plus précisément les dérivées d'Einthoven (DI DII DIII). Afin d'obtenir un signal ECG interprétable par les cardiologues, un ensemble de techniques de réduction de bruits a été appliqué pour améliorer la qualité des acquisitions et rendre le système robuste face à toute perturbation même dans un environnement hostile. Parmi ces techniques, nous trouvons : la technique du RLD, le blindage des câbles, le blindage du système, la mise à la terre et le filtrage.

L'enregistrement des signaux a été fait sous forme de données (.txt) dont le but est de servir à des futurs traitements en numérique qui peuvent corriger des problèmes qui sont difficiles à corriger dans l'analogique tel que le problème de respiration, et baseline wander. Et d'établir une base de données indépendante de n'importe quel appareil commercial.

L'expérimentation était un meilleur apprentissage. Donc, des perspectives possibles pour la relève et la continuité de ce travail sont possibles telles que :

- Plusieurs voies sont envisageables, pour étudier les signaux issus par d'autres dérivées.
- Elargissement de la bande passante du signal étudié, en réalisant un multiplexage pour avoir plusieurs bandes fréquentielles.
- Réaliser une sélection de voies pour exploiter plusieurs signaux physiologiques à fin d'avoir plusieurs diagnostics avec un seul système.
- S'investir dans le domaine de traitement du signal, pour développer des filtres numériques, effectuer la segmentation ainsi que l'extraction d'informations dans des tracés où résident des anomalies délicates à détecter avec une bande passante restreinte.

Pour terminer, nous pouvons dire que ce travail était très instructif et enrichissant, c'était une initiation dans le domaine du biomédical, qui est un champ de travail très vaste et prometteur. Nous étions face à des problèmes réels du fait qu'il y avait des sources de bruit aussi divers que leur étude était nécessaire pour la bonne compréhension des phénomènes, bien sûr pour pouvoir y remédier.

# Bibliographie

- [1] A.OULMANE et B.KHERRAB. "*Compression du Signal Electrocardiographique*". Projet de fin d'étude, Ecole Nationale Polytechnique, Algérie, 2007.
- [2] M.HADJ BOUMEDIENE. "*Acquisition de signaux Electrocardiogrammes (ECG) à l'aide de la carte DSPACE*". Projet de fin d'étude, Université Abou Bekr BELKAID – TLEMCEN, Algérie, 2003.
- [3] F.PORTET. "*Pilotage d'algorithmes pour la reconnaissance en ligne d'arythmies cardiaques*". Thèse de Doctorat, Université de Rennes 1, France, 2005.
- [4] D.DUBIN. "*Lecture accéléré de l'ECG*" (pages 01–60). Maloine éditeurs. Paris, 1994.
- [5] N.MEZIANE. "*ETUDE ET REALISATION D'UNE CARTE D'ACQUISITION A HAUTE RESOLUTION AVEC PORT USB POUR DES APPLICATIONS EN BIOMEDICAL*". Thèse de Magister, Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene, Algérie, 2006.
- [6] L.FLOYED. "*Electronique, composants et systèmes*" (pages 776–848). Les éditions Reynald Goulet INC, France, 2006.
- [7] "*Isolation Technologies for Reliable Industrial Measurements*". National Instruments Corporation 2006.
- [8] L.CHAHED et R.MEBARKI. "*Etude et Réalisation d'un bio-amplificateur multicanaux*". Projet de fin d'étude, Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene, Algérie, 2010.
- [9] M.Ben MESSAOUD. "*Traitement des Électrocardiogrammes en Vue de Diagnostic des Pathologies Cardiaques*". Rapport de Synthèse, École Nationale d'Ingénieurs de Sfax, Tunis, 2008.
- [10] E.MONTIGNY. "*Filtrage analogique – Cours complet –*". Juin 2006.
- [11] "*Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER INA118*". Burr-Brown Corporation, 1998.

- [12] Th.DUTOIT. "*Introduction à la Synthèse des Filtres Actifs*". Notes de cours, Faculté Polytechnique de Mons, 2000.
- [13] J.LAMBOURN. "*Portable ECG Logger*". Thesis Bachelor of Engineering, University of QUEENSLAND, 2003.
- [14] D.PRUTCHI et M.NORRIS. "*DESIGN AND DEVELOPMENT OF MEDICAL ELECTRONIC INSTRUMENTATION*" (pages 97–146). WILEY–INTERSCIENCE, USA, 2004.
- [15] D.CLIFFORD, F.AZUAJE et P.MCSHARRY. "*Advanced Methods and tools for ECG Data Analysis*" (pages 41–50). ARTECH HOUSE, LONDON, 2006.
- [16] E.MEHMET, D.TAYFUN, G.MERIH, D.ERAY et E.ERKAN. "*A prototype portable system for EEG measurements*". Measurement 40 (2007) 936–942.
- [17] E.SPINELLI, H.NORBELTO et M.Mayosky. "*A Transconductance Driven-Right-Leg Circuit*". IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 46, NO. 12, DECEMBER 1999.
- [18] A. NONCLERCQ et P.MATHYS. "*Reduction of Power Line Interference using Active Electrodes and a Driven-Right-Leg Circuit in Electroencephalographic Recording with a Minimum Number of Electrodes*". Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September, 2004.
- [19] "*Amplificateur d'instrumentation*". ESIEE, Olivier FRANÇAIS, 2000.
- [20] N.LEFEBRE. "*Filtres et Amplis-Op (FAO)*". Université Lille 1, 2010.
- [21] "*ECE 345 SENIOR DESIGN LABORATORY MRI CARDIAC VOLUME ANALYZER*". Spring, 1999.

# Annexe I

## Amplificateur d'instrumentation de base

La figure ci-dessous illustre un amplificateur d'instrumentation.

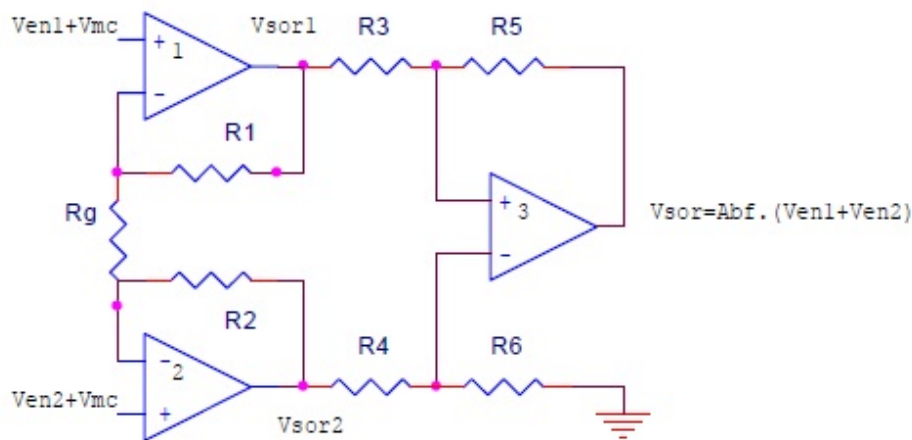


FIGURE 4.19 – Amplificateur d'instrumentation de base.

Les amplis-Op 1 et 2 forment des configurations sans inversion fournissant une impédance d'entrée et un gain en tension élevés. Le 3<sup>ème</sup> est utilisé comme amplificateur différentiel à gain unitaire. Et La résistance  $R_g$  détermine le gain, elle est connectée de façon externe.

L'ampli-Op 1 reçoit le signal d'entrée différentiel  $V_{en1}$  à son entrée (+). Le gain de ce signal est :

$$A_v = 1 + R_1/R_g \quad (4.1)$$

Il reçoit également le signal  $V_{en2}$  sur son entrée inverseuse (-) en provenance de l'ampli-Op 2.  $V_{en2}$  est amplifié alors par l'ampli-Op 1 avec un gain de :

$$A_v = R_1/R_g \quad (4.2)$$

La tension en mode commun  $V_{cm}$  de l'entrée positive est amplifiée par le faible gain de mode commun de l'ampli-Op1. La tension de sortie totale de l'ampli-Op 1 est :

$$V_{sor1} = \left(1 + \frac{R_1}{R_g}\right) \cdot V_{en1} - \left(\frac{R_1}{R_g}\right) \cdot V_{en2} + V_{cm} \quad (4.3)$$

De même pour l'ampli-Op 2 :

$$V_{sor2} = \left(1 + \frac{R_2}{R_g}\right) \cdot V_{en2} - \left(\frac{R_2}{R_g}\right) \cdot V_{en1} + V_{cm} \quad (4.4)$$

L'ampli-Op 3 reçoit  $V_{sor1}$  sur l'une de ses entrées et  $V_{sor2}$  sur l'autre. Donc, la tension différentielle dirigée vers l'ampli-Op 3 est égale à :

$$V_{en3} = V_{sor2} - V_{sor1} \quad (4.5)$$

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + \frac{R_1}{R_g} + \frac{R_2}{R_g}\right) \cdot V_{en2} - \left(1 + \frac{R_1}{R_g} + \frac{R_2}{R_g}\right) \cdot V_{en1} + V_{cm} - V_{cm} \quad (4.6)$$

Si  $R_1 = R_2 = R$  :

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + \frac{2R}{R_g}\right) \cdot V_{en2} - \left(1 + \frac{2R}{R_g}\right) \cdot V_{en1} + V_{cm} - V_{cm} \quad (4.7)$$

Puisque les tensions en mode commun sont égales ( $V_{cm}$ ), elles s'annulent entre elles. Donc, on aura :

$$V_{sor2} - V_{sor1} = \left(1 + \frac{2R}{R_g}\right) (V_{en2} - V_{en1}) \quad (4.8)$$

L'ampli-Op possède un gain unitaire car  $R_3 = R_4 = R_5 = R_6$  : et que  $AV = R_5/R_3 = R_6/R_4$ . La sortie finale de l'amplificateur d'instrumentation est (sortie de l'ampli-Op 3) :

$$V_{sor} = 1(V_{sor2} - V_{sor1}) = \left(1 + \frac{2R}{R_g}\right) (V_{en2} - V_{en1}) \quad (4.9)$$

Le gain en boucle fermée se résume à :

$$\frac{V_{sor}}{V_{en2} - V_{en1}} = 1 + \frac{2R}{R_g} \quad (4.10)$$

Cette équation démontre que le gain de l'amplificateur d'instrumentation peut être déterminé par la valeur de la résistance externe  $R_g$  lorsque  $R_1$  et  $R_2$  possèdent des valeurs connues fixes.

# Annexe II

## Standards de sécurité

La sécurité du patient, qui se trouve connecté aux circuits électroniques, porte l'intérêt fondamental lors de la conception des systèmes d'acquisition biomédicaux. Si des erreurs de contact parviennent, un nombre de risques existe, plus particulièrement :

- Quand un courant électrique circule à travers le corps, la probabilité de détérioration du tissu cellulaire dépend : de l'intensité du courant pénétrant, du chemin pris, et de la durée de pénétration. présence de contact altéré après placement des électrodes sur la peau, le passage d'un fort courant à travers le patient est possible.
- La circulation du courant à travers le tissu cellulaire provoque l'augmentation locale de température à son niveau, ce qui peut entraîner des brûlures.
- La saline, la sueur et le sang sont des solutions électriquement conductrices. Dans certaines situations, un contact imprévu avec des circuits en marche peut être provoqué, ce qui présente un risque sur le patient.

Le courant alternatif provoque des fibrillations ventriculaires. Les muscles squelettiques sont plus sensibles au courant direct, ce qui peut entraîner une contraction tétanique. De même, des lésions électrochimiques peuvent y parvenir si un courant direct passe à travers plusieurs tissus durant une période prolongée.

Pour répondre aux besoins de sécurité du patient, l'ISO (*International Standards Organization*) a publié des standards fixes permettant de maximiser la sécurité du patient. Un bref aperçu est donné ci-dessous en plus des tâches qu'ils peuvent accomplir :

### **AS/NZS 2500/1995 Guide de sécurité utilisé pour les soins du patient**

Ce standard définit deux niveaux d'électrocution 'macrochoc' et 'microchoc'. Le macrochoc aura lieu quand le courant circulant à travers la surface du corps induit la fibrillation.

Il provoque la mort en cas de non suivie médicale. Le microchoc se produit quand le courant de fuite circulant à travers le cœur, est produit par un contact du corps avec une source électrique.

## **AS/NZS 3200.1.0 :1998 Equipement médical électrique, Part 1.0 : Recommandations générales de sécurité**

Ce standard s'occupe d'un nombre de problèmes de sécurité lié à la construction du système, et la maintenance. L'intérêt est porté sur les courants de fuite à travers la terre et le patient. La limite maximale de sécurité du courant de fuite à travers la terre est de 0.5 mA.

Quand au courant de fuite à travers le patient, peut avoir lieu lors de la soumission à des voltages actifs ou aux couplages capacitifs, entre le patient et les circuits électriques. Pour cela, le courant maximale de fuite admissible à travers le patient est de 10  $\mu$ A DC et de 100  $\mu$ A AC.

## **Annexe III**

### **Data sheets des circuits intégrés utilisés**

Les circuits intégrés utilisés lors de la conception du circuit d'acquisition du signal ECG sont les suivants :

- L'amplificateur d'instrumentation INA 118 ;
- L'amplificateur d'isolation ISO 122 ;
- L'amplificateur opérationnel LM 358P





INA118

## Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER

### FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50µV max
- LOW DRIFT: 0.5µV/°C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 5nA max
- HIGH CMR: 110dB min
- INPUTS PROTECTED TO ±40V
- WIDE SUPPLY RANGE: ±1.35 to ±18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 350µA
- 8-PIN PLASTIC DIP, SO-8

### APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

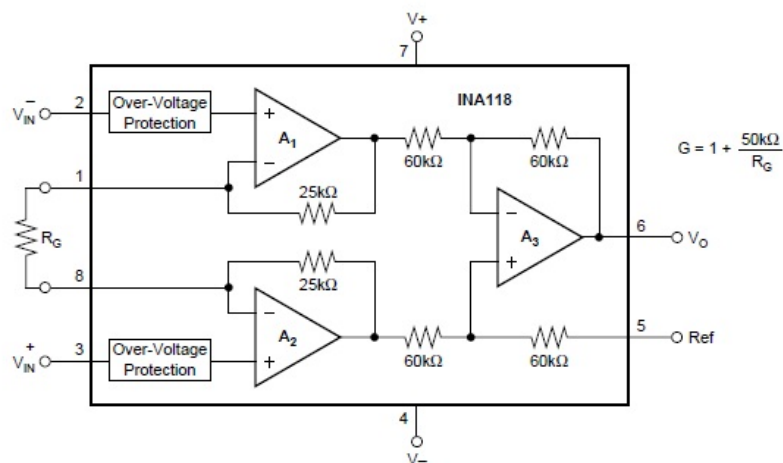
### DESCRIPTION

The INA118 is a low power, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (70kHz at G = 100).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

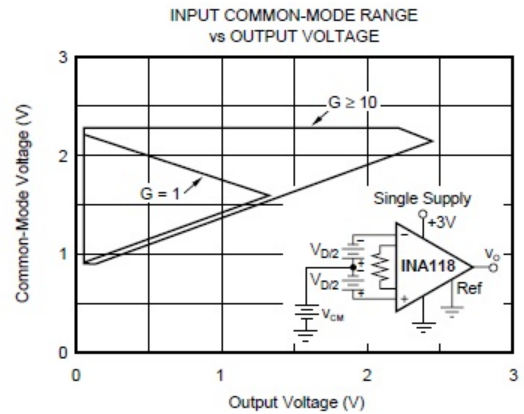
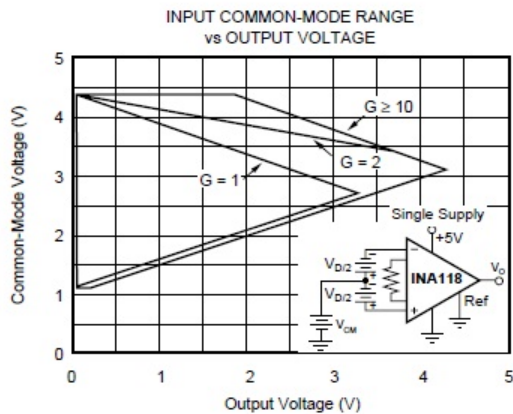
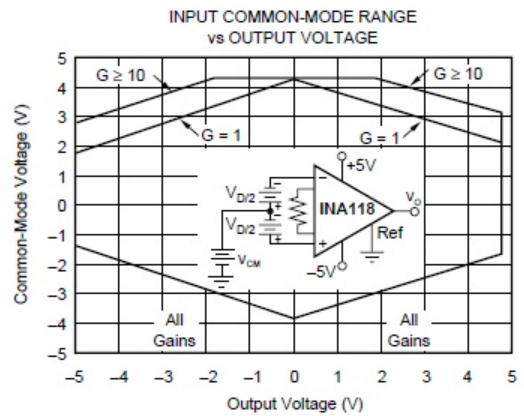
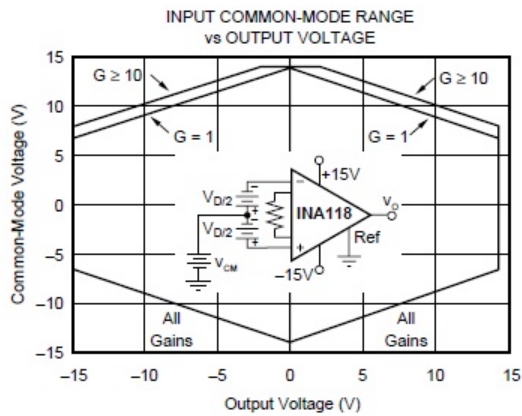
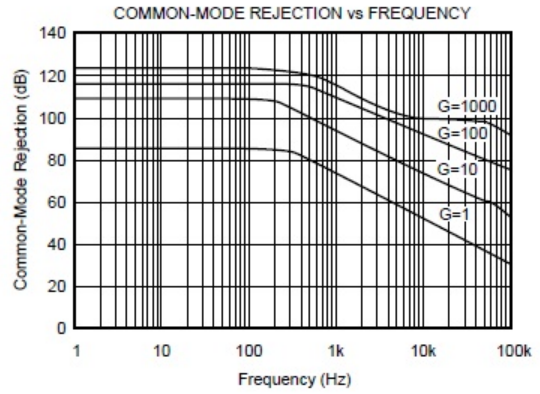
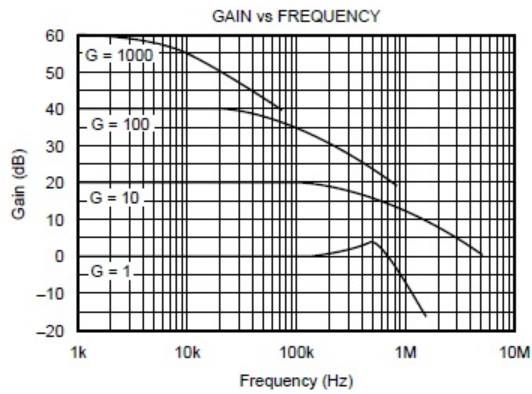
The INA118 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.5µV/°C) and high common-mode rejection (110dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as ±1.35V, and quiescent current is only 350µA—ideal for battery operated systems.

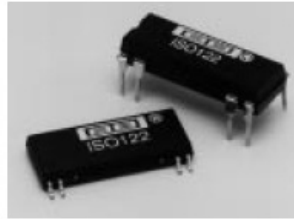
The INA118 is available in 8-pin plastic DIP, and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to +85°C temperature range.



# TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At  $T_A = +25^\circ\text{C}$ ,  $V_S = \pm 15\text{V}$ , unless otherwise noted.





ISO122

## Precision Lowest Cost ISOLATION AMPLIFIER

### FEATURES

- 100% TESTED FOR HIGH-VOLTAGE BREAKDOWN
- RATED 1500Vrms
- HIGH IMR: 140dB at 60Hz
- BIPOLAR OPERATION:  $V_O = \pm 10V$
- 16-PIN PLASTIC DIP AND 28-LEAD SOIC
- EASE OF USE: Fixed Unity Gain Configuration
- 0.020% max NONLINEARITY
- $\pm 4.5V$  to  $\pm 18V$  SUPPLY RANGE

### APPLICATIONS

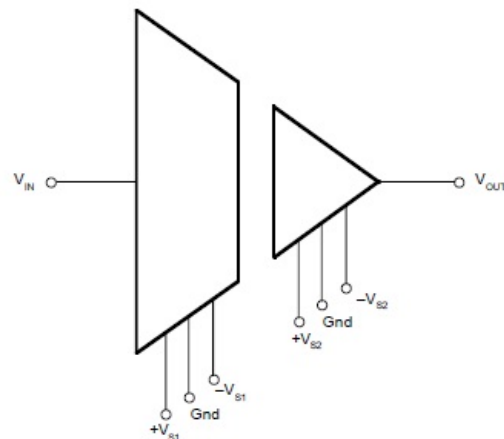
- INDUSTRIAL PROCESS CONTROL: Transducer Isolator, Isolator for Thermocouples, RTDs, Pressure Bridges, and Flow Meters, 4mA to 20mA Loop Isolation
- GROUND LOOP ELIMINATION
- MOTOR AND SCR CONTROL
- POWER MONITORING
- PC-BASED DATA ACQUISITION
- TEST EQUIPMENT

### DESCRIPTION

The ISO122 is a precision isolation amplifier incorporating a novel duty cycle modulation-demodulation technique. The signal is transmitted digitally across a 2pF differential capacitive barrier. With digital modulation the barrier characteristics do not affect signal integrity, resulting in excellent reliability and good high frequency transient immunity across the barrier. Both barrier capacitors are imbedded in the plastic body of the package.

The ISO122 is easy to use. No external components are required for operation. The key specifications are 0.020% max nonlinearity, 50kHz signal bandwidth, and  $200\mu V/^\circ C$   $V_{OS}$  drift. A power supply range of  $\pm 4.5V$  to  $\pm 18V$  and quiescent currents of  $\pm 5.0mA$  on  $V_{S1}$  and  $\pm 5.5mA$  on  $V_{S2}$  make these amplifiers ideal for a wide range of applications.

The ISO122 is available in 16-pin plastic DIP and 28-lead plastic surface mount packages.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400 • Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd. • Tucson, AZ 85706  
Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111 • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

# LM158, LM158A, LM258, LM258A LM358, LM358A, LM2904, LM2904Q DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS068E – JUNE 1976 – REVISED SEPTEMBER 2002

- **Wide Range of Supply Voltages:**
  - Single Supply . . . 3 V to 30 V  
(LM2904 and LM2904Q . . . 3 V to 26 V) or
  - Dual Supplies
- **Low Supply-Current Drain Independent of Supply Voltage . . . 0.7 mA Typ**
- **Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Allowing Direct Sensing Near Ground**
- **Low Input Bias and Offset Parameters:**
  - Input Offset Voltage . . . 3 mV Typ  
A Versions . . . 2 mV Typ
  - Input Offset Current . . . 2 nA Typ
  - Input Bias Current . . . 20 nA Typ  
A Versions . . . 15 nA Typ
- **Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage . . .  $\pm 32$  V (LM2904 and LM2904Q . . .  $\pm 26$  V)**
- **Open-Loop Differential Voltage Amplification . . . 100 V/mV Typ**
- **Internal Frequency Compensation**

## description/ordering information

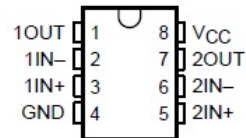
These devices consist of two independent, high-gain, frequency-compensated operational amplifiers designed to operate from a single supply over a wide range of voltages. Operation from split supplies also is possible if the difference between the two supplies is 3 V to 30 V (3 V to 26 V for the LM2904 and LM2904Q), and  $V_{CC}$  is at least 1.5 V more positive than the input common-mode voltage. The low supply-current drain is independent of the magnitude of the supply voltage.

Applications include transducer amplifiers, dc amplification blocks, and all the conventional operational amplifier circuits that now can be implemented more easily in single-supply-voltage systems. For example, these devices can be operated directly from the standard 5-V supply used in digital systems and easily provide the required interface electronics without additional  $\pm 5$ -V supplies.

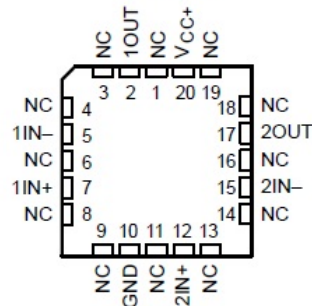
The LM2904Q is manufactured to demanding automotive requirements.

LM158, LM158A . . . JG PACKAGE  
LM258 . . . D OR P PACKAGE  
LM258A . . . P PACKAGE  
LM358 . . . D, P, PS, OR PW PACKAGE  
LM358A . . . D OR P PACKAGE  
LM2904 . . . D, P, PS, OR PW PACKAGE  
LM2904Q . . . D PACKAGE

(TOP VIEW)



LM158, LM158A . . . FK PACKAGE  
(TOP VIEW)



NC – No internal connection



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS  
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2002, Texas Instruments Incorporated  
On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

1

## Annexe IV

### Prototypes des circuits imprimés

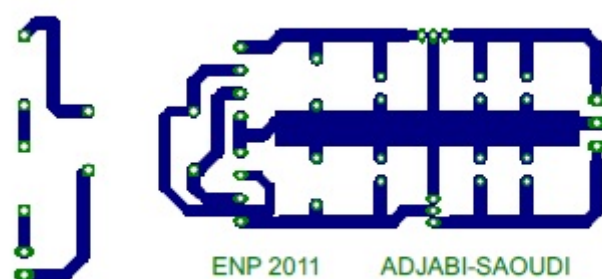


FIGURE 4.20 – Circuit imprimé de l'alimentation.

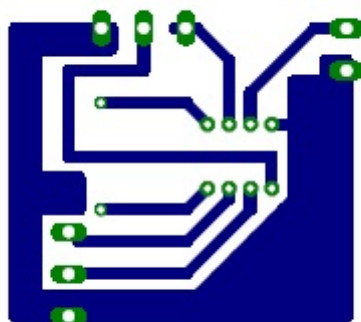


FIGURE 4.21 – Circuit imprimé de l'amplificateur d'instrumentation.

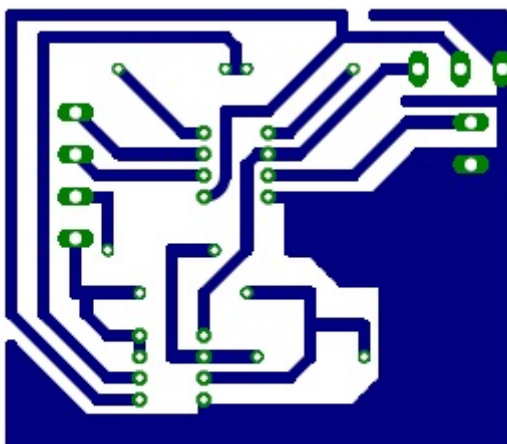


FIGURE 4.22 – Circuit imprimé de l'amplificateur d'instrumentation avec le drive right leg.

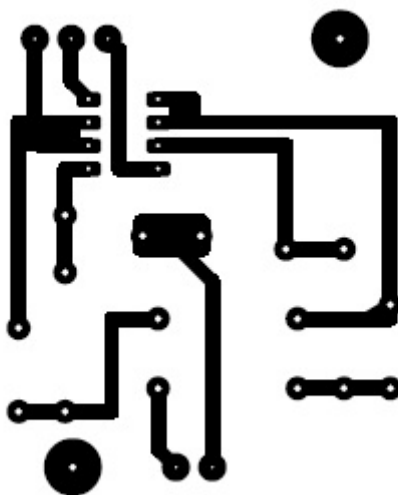


FIGURE 4.23 – Circuit imprimé du filtre passe-bas.

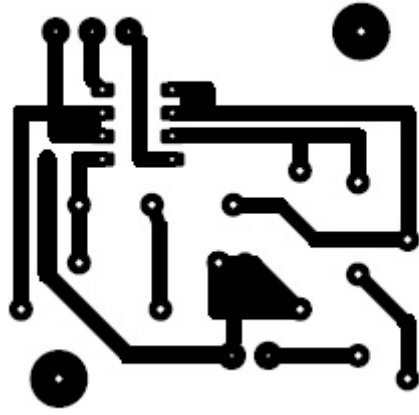


FIGURE 4.24 – Circuit imprimé du filtre passe-haut.

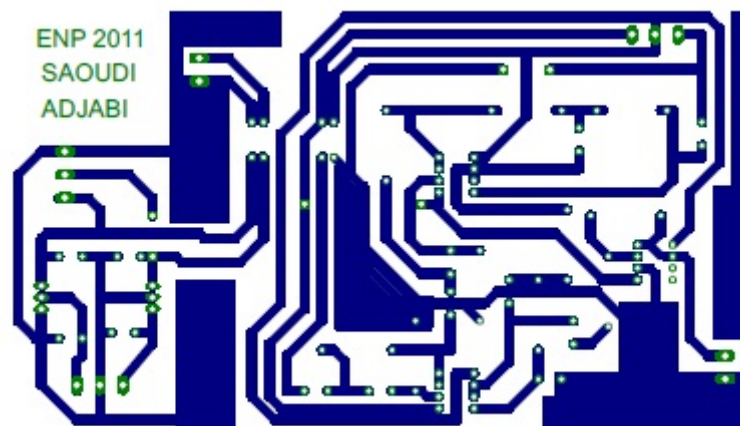


FIGURE 4.25 – Circuit imprimé final.