



وزارة البحث العلمي والتعليم العالي
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE
LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
جامعة عبد الحميد بن باديس مستغانم
Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem
كلية العلوم و التكنولوجيا
Faculté des Sciences et de la Technologie
DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE



N° d'ordre : M...../GE/2019

MEMOIRE

Présenté pour obtenir le diplôme de

MASTER EN ELECTRONIQUE

Option: Electronique des Systèmes Embarqués

Par :

Sebsadji Arslane

Sad Chaouch Mohamed El Amine

Intitulé du sujet :

Mesure des données physiologiques avec un Smartphone

Soutenu le 10 /07/2019 devant le jury composé de :

Président :	M. Bentoumi Mohamed	MCB	Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem
Examineur :	M. Rebhi Mustapha	MAA	Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem
Examineur :	M. Benstaali Wissam	MCA	Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem
Encadreur :	Mme Abbad Amel	MCA	Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem
Co-encadreur :	Melle Benmalem Yasmine	Docteur	Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem

Année Universitaire 2018/2019

Remerciements:

Nous tenons à remercier notre encadreur, Madame Abbad Amel, pour son soutien, sa disponibilité ainsi que ses précieux conseils. Nous remercions aussi : Monsieur Daoud pour son aide et sa contribution dans l'aboutissement de notre projet.

Nous tenons à exprimer nos remerciements les plus sincères aux membres du jury ; Mr Benstaali, Mr Bentoumi et Mr Rebhi, qui ont accepté d'examiner ce travail.

On tient également à remercier l'équipe pédagogique du département du génie électrique de l'université de Mostaganem pour leurs services et leurs sens du devoir, pour nous avoir offert les conditions adéquates pour le cheminement vers la fin de notre cursus.

Et merci particulier à notre laborantine ; Madame Hafida pour sa disponibilité, sa coopération et son esprit de compréhension envers les étudiants.

Dédicaces:

Nous dédions ce mémoire à la mémoire des martyrs de notre pays, à notre glorieuse souveraineté, à tous ceux qui contribuent à son apogée de tout grade et de tout rang, on tient à ajouter une dédicace à Mr Rebhi que nous admirons autant que personne et autant que professeur ainsi qu'à Madame l'encadreur, pour sa compassion et ses qualités. En dernier, on passe une grande dédicace pour l'ensemble du groupe M2 ESE Promotion 2018/2019 pour leurs solidarités, leurs attachements, sans oublier nos parents chéris et adorés chez tous et pour tous. Merci

Table des matières

Introduction générale.....	1
Chapitre I : Généralités dur l'électrocardiographie.	
I.1 introduction.....	5
I.2 Anatomie du cœur.....	5
I.3 L'électrocardiogramme (ECG).....	6
I.4 Ondes et intervalles de l'ECG.....	8
I.5 Electrocardiographie normale.....	10
I.6 Pathologies cardiaques.....	10
I.6.1 Pathologies par syndrome.....	10
I.6.2 Pathologies par structure atteinte.....	11
I.6.3 Pathologies par cause	11
I.7 Intérêt de l'électrocardiogramme	12
I.8 Conclusion.....	12
Chapitre II : Présentation du projet.	
II.1 Introduction.....	14
II.2 Cahier de charge	14
II.3 Schéma synoptique du projet	16
II.4 Réalisation pratique du projet	18
II.4.1 Description des capteurs	18
II.4.2 Carte d'acquisition	19
a) Le circuit préamplificateur	19
b) Circuit de compensation automatique du zéro	21
c) Circuit d'amplification	22
d) Circuit du pied droit	23
II.4.3 Numérisation du signal avec Arduino	25
a) Présentation de l'environnement Arduino	25
b) Détails et description du programme	27
II.4.4 Transmission des données	28
II.4.5 Création d'une interface d'affichage sur environnement Android	32
a) Définition de l'Android	33
b) Introduction au logiciel	33
c) Le contenu du programme	35
c.1) Programme pour la fenêtre de notification	36
c.2) Programme de configuration de la transmission	37
c.3) Programme pour la réception et l'affichage	37
II.5 Conclusion	38
Chapitre III : Tests et visualisation des résultats	
III.1 Tests et visualisation des résultats	42
Conclusion générale	46

Listes des figures

Figure I.1 : schéma du cœur	6
Figure I.2 : tracé d'un ECG	7
Figure I.3 : 12 dérivations de mesure	7
Figure I.4 : Axes et dérivations	8
Figure I.5 : Représentation d'un ECG	9
Figure II.1 : Simulation du circuit électronique sur Proteus	16
Figure II.2 : Schéma synoptique du projet	17
Figure II.3 : Modèle d'électrodes	19
Figure II.4 : Datasheet de l'INA	20
Figure II.5 : Représentation de l'amplificateur et calcul du gain	20
Figure II.6 : L'effet du circuit sur le signal de sortie (horizontalisation)	22
Figure II.7 : Représentation du circuit sur Proteus	22
Figure II.8 : Circuit d'amplification sur Proteus	23
Figure II.9 : Représentation du circuit du pied droit sur proteus	24
Figure II.10 : simulation de la carte d'acquisition	24
Figure II.11 : Répartition des électrodes ; bras droit, bras gauche et pied droit	25
Figure II.12 : Visualisation du signal ECG	25
Figure II.13 : Carte Arduino utilisé pour notre projet	26
Figure II.14 : Présentation du logiciel Arduino	26
Figure II.15 : Programme Arduino (partie 1)	27
Figure II.16 : Programme partie installation	27
Figure II.17 : Programme partie boucle	28
Figure II.18 : Module Bluetooth modèle HC-06	29
Figure II.19 : conditions initiales pour programmer le Bluetooth	29
Figure II.20 : Lancement de la transmission série pour le Bluetooth	30
Figure II.21 : Contenu du programme qui effectue la transmission pour chaque octet.....	30
Figure II.22 : représentation de l'organigramme	31
Figure II.23 : L'intégralité du programme Arduino	32
Figure II.24 : Le logo d'Android	33
Figure II.25 : Fenêtre de design de l'application	34
Figure II.26 : Partie programmation par bloc de l'application	34
Figure II.27 : Etapes de marche de l'application	36

<u>Figure II.28</u> : programme qui affiche la fenêtre de notification	36
<u>Figure II.29</u> : Sélection du Bluetooth selon son adresse physique et appairage	37
<u>Figure II.30</u> : Réception et création de l'interface d'affichage	38
<u>Figure III.1</u> : Circuit sur la plaque d'essai	42
<u>Figure III.2</u> : signal de sortie visualisé sur oscilloscope numérique	42
<u>Figure III.3</u> : Circuit électronique après soudure	43
<u>Figure III.4</u> : Pont diviseur de tension	43
<u>Figure III.5</u> : Circuit connecté à l'Arduino	44
<u>Figure III.6</u> : Signal sur moniteur série après digitalisation	44
<u>Figure III.7</u> : signal final sur Smartphone	45
<u>Figure III.8</u> : photo du l'ensemble de notre système	45

Liste des tableaux :

<u>Tableau II.1</u> : Nombre d'entrées sorties et estimation du coût de quelques parties du projet.	18
<u>Tableau II.2</u> : Nombre de composants utilisés dans ce projet ainsi que leur coût	18

Introduction générale

Introduction générale

Introduction générale :

Le cœur est le muscle qui ne s'arrête jamais de fonctionner, vue cette activité continue il est la source de plusieurs dysfonctionnements. De ce fait, on constatera que plusieurs filières de la science moderne s'intéressent à cet organe, comme l'électronique médicale à titre d'exemple. De surcroit, le fait qu'il soit le point central du système cardiovasculaire, il peut être lié à différentes pathologies.

Avec l'avancement technologique et les techniques de plus en plus pointues, les experts disposent de plus de moyens pour aboutir à un diagnostic suffisant. L'électrocardiographie est le test de plus sollicité de par son coût qui est relativement bas et du fait qu'il soit non évasif et indolore ce qui joue en faveur du confort du patient.

L'électrocardiographie est basée sur l'utilisation des électrodes réparties sur des zones bien définies du corps, la finalité est d'avoir un signal appelé l'électrocardiogramme (ECG) qui est l'interprétation électrique de l'activité cardiaque, ce dernier regroupe trois paramètres primordiaux : l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. Les anomalies sont diagnostiquées en se basant sur la fréquence et les battements cardiaques, une déformation du signal ou de la durée de ces ondes ou la durée entre différents intervalles.

Il est primordial, pour interpréter l'activité cardiaque, d'avoir une détection conforme du signal ECG. Dans ce contexte, le projet que nous avons réalisé est la conception d'un système d'acquisition des signaux électro cardiographiques ainsi que l'affichage sur un Smartphone.

Notre travail est divisé en trois parties essentielles à la réalisation du dispositif. Le premier chapitre regroupera des notions générales sur le signal en question ainsi que les pathologies et anomalies pouvant toucher le cœur.

Dans le deuxième chapitre, nous évoquerons l'étude des différents étages de l'amplification et mentionnerons la digitalisation du signal par le biais d'une carte programmable. En ce qui concerne le côté programmation, nous avons utilisé l'Arduino, avec différents paramètres de programmation autrement dit les instructions utiles pour aboutir à notre but.

Introduction générale

La partie télétransmission se fera par Bluetooth et impliquera une partie de configuration et de programmation dans la carte Arduino et dans l'application Android, ce module assurera le passage des données acquises et numérisées par la carte programmable à l'application installée sur un Smartphone.

Le dernier chapitre sera consacré à l'affichage des tests pour confirmer le bon fonctionnement de l'intégralité de notre système embarqué de l'acquisition à l'affichage, en utilisant un environnement de programmation Android en passant par la transmission. A titre d'illustration nous mentionneront des calculs liés à notre projet comme les battements, les fréquences et la détection d'anomalies.

Chapitre I :

Généralités sur l'électrocardiographie

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

I. Généralités sur l'électrocardiographie :

I.1 Introduction :

Quand on parle de système cardio-vasculaire on fait allusion à l'activité du cœur qui peut être traduite et utilisée pour informer sur l'état de santé d'un patient. Avec l'avancée technologique et l'apparition de l'électronique, le diagnostic est des plus simple et facile à atteindre. Dans ce chapitre, nous allons aborder la structure physique qui est responsable de son activité musculaire et puis électrique ainsi que les interfaces d'acquisition et d'affichage qui est l'électrocardiogramme composés d'intervalles significatifs. Enfin, nous citerons les différentes anomalies et les dysfonctionnements de cet organe et l'intérêt de l'électrocardiographie [1].

I.2 Anatomie du cœur :

Le corps humain est régi par des fonctions bien définis qui font qu'il vive et interagisse avec d'autres membres de la nature. Ces fonctions en question sont effectuées par des structures en chair qui assure respectivement une tâche afin de préserver l'organisme des menaces, subvenir à ses besoins et réaliser sa croissance. Ces organes vitaux font office de machinerie humaine qui marche avec un liquide précieux qui est le sang. Ce liquide est pompé et réparti par un organe qui est considéré comme l'épicentre de l'activité organique. Ce n'est nul autre que le cœur, grâce à ses contractions rythmiques, le cœur joue un rôle moteur dans le corps.

Divisé en plusieurs parties, on peut facilement distinguer deux oreillettes, des artères, des veines, des ventricules et des valves. La figure I.1 montre l'anatomie de l'organe :

1. [oreillette droite](#) 2. [Oreillette gauche](#) 3 [veine cave supérieure](#) 4. [Aorte](#) 5. [Artère pulmonaire](#) 6. [Veine pulmonaire gauche inférieure](#) 7. [Valve mitrale](#) 8. [Valve aortique](#) 9. [Ventricule gauche](#) 10. [Ventricule droit](#) 11. [Veine cave inférieure](#) 12. [Valve tricuspide](#) 13. [Valve pulmonaire](#) - Flèches : sens de circulation du sang [1].

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

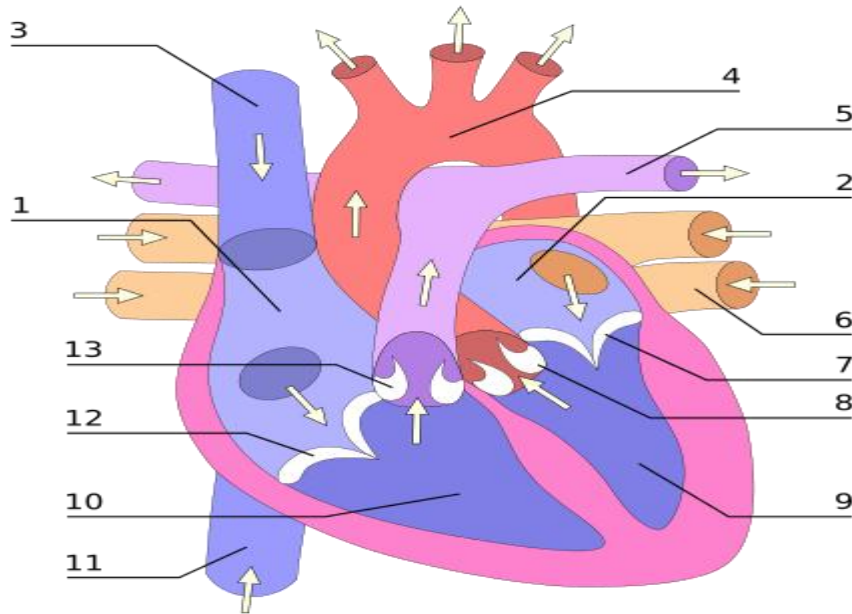


Figure I.1 : schéma du cœur.

I.3 L'électrocardiogramme (ECG) :

L'électrocardiogramme est une retranscription sous forme de graphe ou de courbe de l'activité électrique du cœur via un appareillage spécifique nommé l'électrocardiographe. La grandeur acquise par les capteurs (signal d'entrée) est caractérisée par une très faible tension jaugée en millivolts pour une précision en dessous de 0.5ms [2].

Soumis à des parasites, des données inutiles, dû à la multitude de paramètres pris en compte et la complexité de la structure de l'organe ainsi qu'au dispositif présent à l'entrée, on peut facilement distinguer quelques sources de ce bruitage et en comprendre les sources comme : les hautes fréquences résultantes à l'effort musculaire (cœur) et des interférences liées aux propriétés électroniques de l'appareil. Pour remédier à cette problématique, on utilise des filtres de différents types et fonctions. Les plus courants d'usage, sont les filtres passe-bas, ils permettent d'éliminer le plus non désiré et arriver à un signal adéquat à l'étude.

Les artéfacts sont aussi une forme de parasites qui investissent le signal obtenu, ils sont dus à une arythmie cardiaque qui touche la partie vasculaire. Une technique appelée moyennage, est utilisée pour se débarrasser de ces parasites surtout en cas de test pendant l'effort.

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

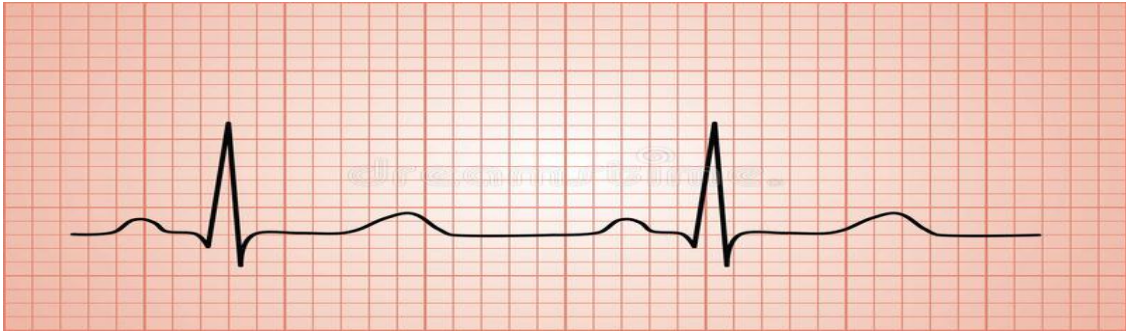


Figure I.2 : tracé d'un ECG.

Il existe 12 dérivations reconnues et utilisées dans le domaine médical, elles élargissent le signal ECG à trois dimensions. Ces dérivations sont bien-sûr des normes internationales [2].

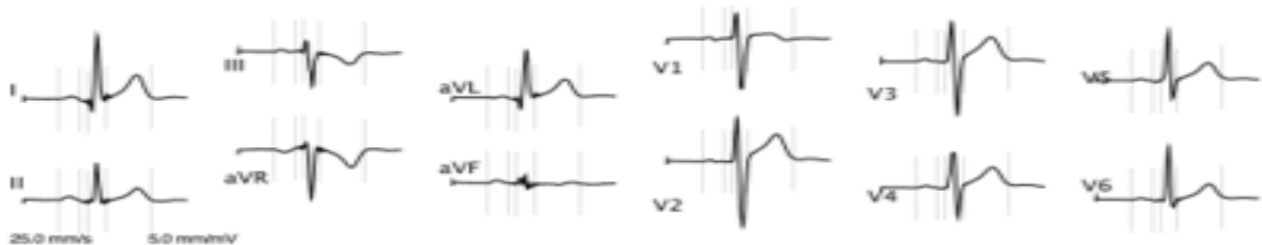


Figure I.3 : 12 dérivations de mesure.

D : pour mesure bipolaire.

- DI : entre bras droit(-) et bras gauche(+).
- DII :entre bras droit(-) et jambe gauche(+).
- DIII : entre bras gauche(-) et jambe gauche(+)

La lettre D est d'usage que dans les pays latins, les pays anglo-saxons utilisent directement les chiffres romains I, II, III..sans la lettre [2].

Il existe d'autres formes de mesure dites unipolaires notés comme suites

- aVR : sur le bras droit.
- aVL : sur le bras gauche.
- aVF : sur la jambe gauche.

La lettre « a » signifie « augmentée » [2].

Le cœur se trouve au centre d'un triangle équilatéral formé par les membres supérieurs et la racine de la cuisse gauche. Le triangle d'Einthoven est détaillé dans le figure qui suit, autrement dit cette

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

théorie nous aidera à calculer toute dérivation à condition que deux des valeurs de signaux soient connues. Pour illustration on prendra (I) et (II) :

- $III = II - I$
- $aVF = II - I/2$
- $aVR = -I/2 - II/2$
- $AVL = I - II/2$

On remarquera que ça concerne les deux types de dérivations unipolaire et bipolaire et qu'il y a une relation entre eux [2].

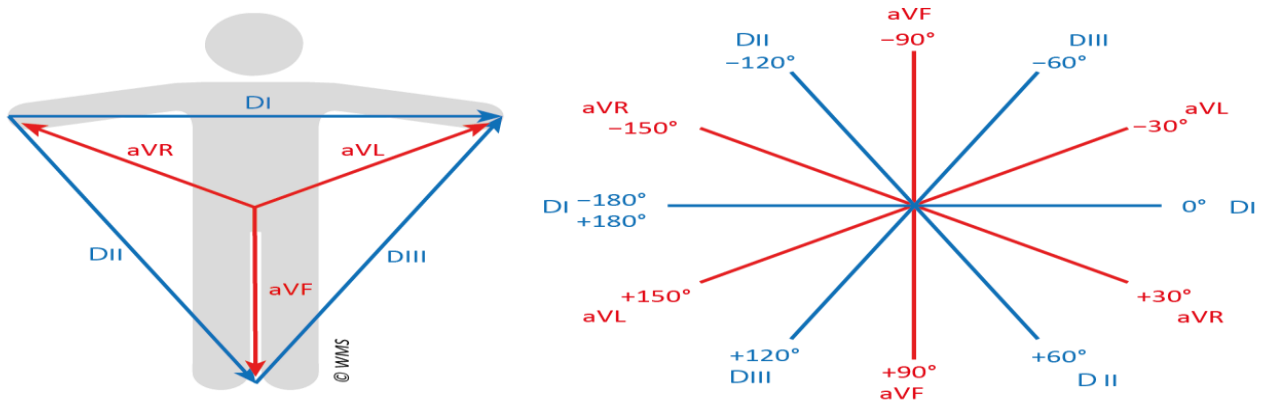


Figure I.4 : Axes et dérivations

I.4 Ondes et intervalles de l'ECG :

Le tracé électrique comporte plusieurs ondes électriques aux formes et durées particulières, et différents intervalles entre elles. Les mesures essentielles à réaliser lors de l'analyse d'un ECG, sont celles de l'onde P, de l'espace PR, du complexe QRS, du délai d'inscription, de la déflexion intrinsécoïde, du point J, de l'espace QT, du segment ST et enfin de l'onde T.

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

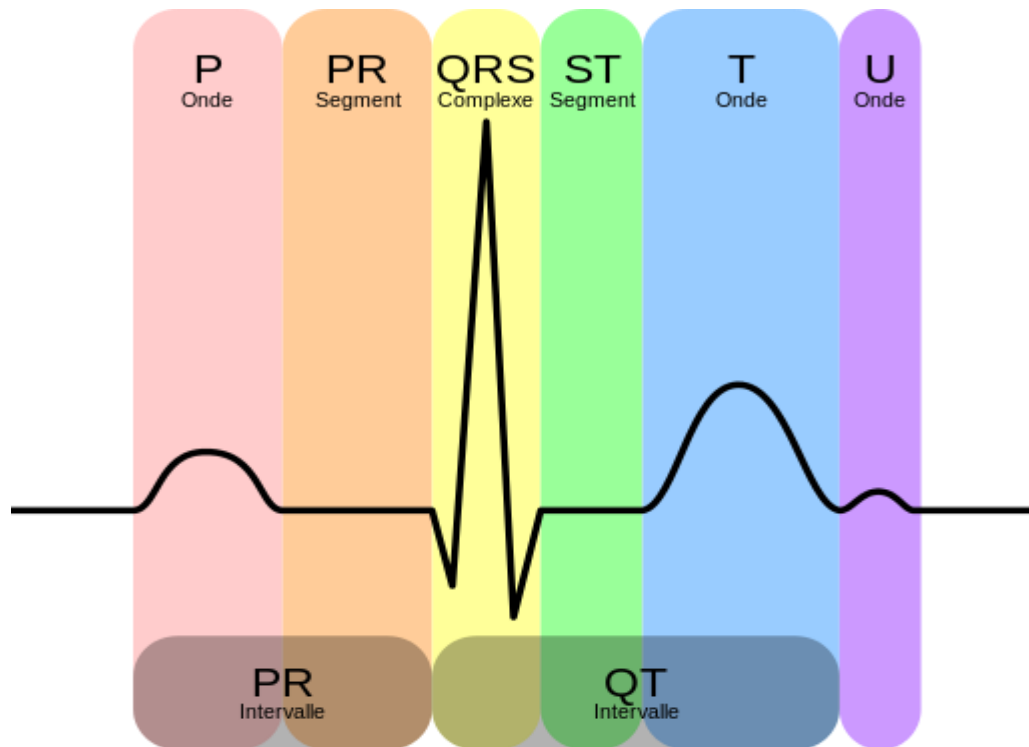


Figure I.5 : Représentation d'un ECG.

- **Onde P** : Représente une dépolarisation qui conduit à une contraction des oreillettes droite et gauche. Elle est biphasique ou monophasique (ça dépend de la dérivation de mesure). Sa durée est estimée entre 0.08 et 0.15 s pour une amplitude inférieure à 2.5mm, son axe est situé généralement à 60° .(2)
- **Intervalle PR** : Il détermine le temps pris pour la conduction auriculo-ventriculaire, ce dernier diminue avec l'augmentation de la fréquence cardiaque. Cette durée est estimée dans un intervalle qui commence de 0.12 à 0.20 s. L'intervalle PR correspond au début de l'onde P jusqu'au début du QRS. Il est isoélectrique.(2)
- **Onde QRS** : C'est la dépolarisation des ventricules gauche et droit définie par 3 ondes : l'onde Q négative, l'onde R positive, l'onde S également négative. La forme de ce complexe et son amplitude diffèrent selon la dérivation de mesure et des anomalies au niveau de la partie de l'organe concerné, quant à la durée de ce complexe, elle est inférieure à 0.15s et son axe est situé dans un intervalle allant de 0° à 90° [2].
- **Point J** : C'est le point de passage du complexe QRS à l'onde T. Il est isoélectrique
- **Segment ST** : C'est le laps de temps qui sépare la fin du complexe QRS et le début de l'onde T. Il est aussi isoélectrique.

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

- **Intervalle QT** : Il correspond au début de QRS jusqu'à la fin de T (onde), autrement dit, il reflète la dépolarisation et la repolarisation des ventricules, sa durée augmente quand la fréquence cardiaque diminue et diminue quand cette dernière augmente. Mathématiquement traduite par la formule suivante $QTc = QT/\text{racine carrée de l'espace RR}$. Il est lié de façon significative à de nombreux troubles. (QTc intervalle QT corrigé)(2)
- **Onde T** : Elle représente les forces électriques générées lors de la phase de repolarisation rapide des deux ventricules. Elle a une durée de 0.20 à 0.25s et l'axe normal de l'onde T est compris entre -10° et 70° . La polarité de l'onde T suit normalement celle du QRS, son amplitude dépend de l'onde R [2].
- **Onde U** : Elle est le plus souvent positive et fait preuve de controverse concernant son origine, elle est observée après l'onde T.

Remarque : En cas d'anomalie, le tracé doit être idéalement comparé avec un ECG ancien chez le même patient : une repolarisation ventriculaire anormale n'a pas du tout la même signification si elle existe depuis plusieurs années que si elle est récente [2].

I.5 Electrocardiographie normale :

L'ECG normal est caractérisé par ses intervalles qui le composent, de sorte qu'il ait une forme bien définie. Ceci reflète une activité électrique normale et un bon fonctionnement de l'organe. Toute déformation est synonyme d'anomalies. Les paramètres qui sont le rythme, l'onde P, l'espace PR, la complexe QRS et la repolarisation d'un ECG normal sont :

- ✓ **Rythme** : sinusal.
- ✓ **Onde P** : durée inférieure à 0,12 s pour une amplitude également inférieure à 0,25 mV ; elle doit être positive et monophasique dans la plupart des dérivations sauf aVR négative. Son axe est compris entre 0 et 90° .
- ✓ **Espace PR** : Il est isoélectrique et sa durée est comprise entre 0,12 et 0,20 s.
- ✓ **Complexe QRS** : Durée inférieure à 0,11 s ; la déflexion commence à apparaître au-dessous de 0.4s et varie selon la dérivation. Axe entre 0 et 90° .
- ✓ **Repolarisation** : Point J et segment ST sont isoélectriques ; ondes T positives et asymétriques, avec un axe similaire ou proche de celui des QRS. Ondes U absentes [2].

NB. Des différentes variantes de l'ECG normal existent ce qui implique une difficulté d'interprétation [2].

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

I.6 Pathologies cardiaques :

Comme tout organe vital, le cœur est sujet de maladies liées à sa structure et son rôle. Ces pathologies sont classifiées en type et sous-type cités ci-dessous :

I.6.1. Pathologies par syndrome :

Insuffisance cardiaque :

- Insuffisance cardiaque.
- Le choc cardiogénique [3].

Arrêt cardio-circulatoire (ACR) :

L'arrêt cardiaque est un cas de dysfonctionnement lié au cœur. C'est une interruption brutale de la circulation sanguine dans le corps. Ses symptômes sont :

- La perte de conscience qui se manifeste par l'absence de réaction.
- Dysfonctionnement respiratoire allant à l'arrêt du mouvement de la cage thoracique.
- Absence de pouls au niveau de la carotide, ce point reste très relatif et dépend de la compétence de la personne qui a diagnostiqué cette absence de battement.

L'arrêt cardiaque est l'une des causes de mort les plus répandues chez l'homme qui dépasse la cinquantaine physiquement parlant. Le ventricule subit une fibrillation et c'est pour ça il est d'usage dans le secourisme d'utiliser un défibrillateur [3].

I.6.2 Pathologies par structure atteinte :

Pathologie coronarienne :

Pathologie valvulaire :

- Dans certains cas, des pathologies touchent les artères coronaires et privent le cœur d'oxygène. Par conséquent des signes cliniques commencent à apparaître comme des douleurs thoraciques, infarctus du myocarde. Le traitement sera chirurgical et complexe.
- La valvulopathie est une pathologie qui touche la valve [3].

Troubles du rythme :

- C'est une forme d'arythmie (irrégularité). On distingue la bradycardie qui est la lenteur dans les battements de cœur et la tachycardie (palpitations) qui est l'accélération du rythme cardiaque. Un cœur sain peut également être sujet à des crises de douleurs ou de palpitations ceci est nommé éréthisme cardiaque, et peut être le résultat de stress ou d'une hyperthyroïdie [3].

CHAPITRE I : Généralités sur l'électrocardiographie

I.6.3 Pathologie par cause :

Pathologie infectieuse :

Quelques fois des infections de tous genre touchent différentes parties comme :

- Les infections bactériennes qui ciblent l'endocarde et les valves.
- Infections virales qui agissent sur la fonction [3].

Malformations congénitales :

On distingue que des anomalies sont parfois de sources congénitales, influencées par le facteur génétique et touchent précisément des parties bien définies de l'organe.

I.7 Intérêt de l'électrocardiogramme :

L'électrocardiogramme est un procédé biomédical qui facilite le diagnostic et présente une aide pour le personnel médical. Explicitement, il a plusieurs avantages comme :

- Vérifier l'origine d'une douleur.
- Evaluer son niveau de propagation et son ampleur au niveau zonal.
- Préciser avec exactitude son emplacement.
- Prévoir les complications liées à ce genre de dysfonctionnement.
- Détection d'une possible augmentation volumique, qui cible la plupart du temps le ventricule gauche, cette détection est un outil de prévoyance concernant l'apparition de troubles artériels.

En outre, le fluide qui pénètre (le sang) est un liquide transporteur de nutriments et autres agents qui favorisent le bon fonctionnement de l'organisme, ceci implique que le cœur joue un rôle prépondérant dans toute une chaîne et fait de l'électrocardiographie un test qui permet le dépistage de plusieurs anomalies [4].

I.8 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons abordé la morphologie du cœur et la fonction de chaque partie de cet organe qui avec ses contractions et décontractions constituent une activité électrique par la libération de tension, cette activité est traduite par l'électrocardiogramme qui sera le but de notre projet.

Chapitre II :

Présentation du projet

CHAPITRE II : Présentation du projet

II. Présentation du projet :

II.1 Introduction :

Une fois le signal ECG acquis par l'intermédiaire de capteurs (électrodes), on nécessitera l'action d'un circuit électronique composé de pré-amplificateur, amplificateur et de filtres de différents types. Ce système électronique est décrit comme le circuit de mise en forme qui va recevoir en entrée une grandeur physique qui est un signal avec une amplitude et une fréquence bien précise. Le système en question va traiter, filtrer, amplifier et régulariser le signal pour enfin aboutir à un résultat adéquat pour l'étude. On intégrera par la suite la notion de système embarqué et ceci en utilisant un programme informatique avec des langages de programmation différents C/C++ pour l'Arduino et l'AppInventor considéré comme plateforme de création d'application Android. Ce qui rendra l'intégralité du dispositif accessible à n'importe quel moment et endroit et surtout modifiable et subtile à l'utilisation.

II.2 Cahier de charge :

Cette partie de notre rédaction est consacrée à la description du projet, à détailler son fonctionnement ainsi que sa tâche. On y mentionnera les composants électroniques qui composent l'ensemble du système, à leurs tours. Nous précisons leurs rôles en prenant en considération les contraintes de réalisation ; comme la disponibilité des composants, le temps exploité pour la réalisation, le coût et l'énergie.

Notre projet se résume en la conception d'une carte électronique qui fera office de carte d'acquisition du signal ECG. En outre elle fera la traduction de l'activité musculaire en activité électrique (tension). Pour cela on sollicitera des capteurs qui dans notre cas seront des électrodes. Elles serviront de passerelle entre le corps humain et l'appareillage. Les électrodes permettent la récolte de données (signal) et par leurs conceptions elles génèrent des petites tensions qui permettent la capture via le processus de conduction et de déplacement de charges. Généralement, les électrodes sont utilisées pour l'acquisition et dépendent toujours des dérivations de mesures. Dans notre projet, on utilisera la dérivation bipolaire qui se base sur l'utilisation de trois patchs répartis respectivement sur le bras gauche, le bras droit et le pied droit. Le moindre changement peut influencer le résultat final.

Notre circuit électronique est divisé en trois parties : circuit amplificateur d'instrumentation, circuit du pied droit et circuit de compensation automatique du zéro. Les électrodes du bras droit et gauche sont connectées aux deux broches de l'amplificateur d'instrumentation. Nous avons choisi le modèle INA 126 qui va adapter le signal des deux entrées pour obtenir en sortie une tension proportionnelle. Par définition ; il jouera le rôle de comparateur. Cet amplificateur est alimenté avec 5V généré par la carte Arduino. L'INA 126 possède une pin de référence, à qui on peut ajouter une

CHAPITRE II : Présentation du projet

impédance pour améliorer notre sortie, car elle est pleine de perturbations. La raison pour laquelle, on y branchera un petit circuit (circuit de compensation du zéro) composé d'un amplificateur de tension modèle TL084 et un filtre passe bas monté en inverseur. Notre choix d'amplificateur est justifié par ses caractéristiques, comme sa capacité à gérer des courants et tensions faibles, sa résistance à la température (dégradation), la largeur de sa plage de réponseetc. Son rôle est d'accélérer le processus en ajustant la constante de temps par la modification des impédances qui composent le filtre. Le TL084 est alimenté par une tension de 5V et une tension d'entrées de 2.5V uniquement dans les pins 3, 5, 10 et 12. Par la suite une amplification s'impose pour la fréquence. On utilisera également un TL084 et un montage inverseur.

La troisième électrode est consacrée pour le circuit du pied droit, qui en pratique, est soumise à plusieurs parasites et instabilités. Pour remédier à cela, on utilisera deux amplificateurs TL084, une résistance de protection entre eux et un filtre monté en inverseur, ce qui rend le montage adéquat, un amplificateur de tension TL084 et deux résistances en parallèle. Tout ce montage servira à cerner le signal (sa fréquence et son amplitude) afin qu'il opère dans la plage de tension de l'amplificateur d'instrumentation autrement dit on cherche à synchroniser les trois signaux d'entrée pour avoir une sortie proportionnelle et avoir une forme de signal bien définie.

En deuxième lieu, nous procéderont à la numérisation du signal obtenue, nous solliciteront un programme informatique qui effectuera une conversion analogique / numérique de manière plus détaillée. La carte programmable recevra au niveau d'un de ses broches les données analogiques. Le programme téléversé, préalablement sur la carte, opérera par boucle et convertira les données reçues. Les résultats seront affichables sur le moniteur série qui fait office d'émulateur. Cette conversion est le fer de lance de la transmission du signal vers une application tierce sans fil. Dans ce cas, on utilisera le module Bluetooth HC-06 composé de quatre pins de transmission et de réception, GND, 5V. La réception se fera entre Arduino et Bluetooth donc il n'y aura pas de retour, quant à la transmission, elle se fera entre le module Bluetooth et l'application Android. Cette application se chargera initialement d'authentifier le module de transmission et permettra le couplage, une fois assemblé, le graphe ou le tracé commencera à s'afficher sur l'écran du Smartphone. Le Smartphone remplacera le moniteur d'un scope, ce qui est le but de notre projet : la visualisation d'un signal ECG sur un appareil intelligent. La figure II.1 résume le cahier de charge de notre circuit électronique.

CHAPITRE II : Présentation du projet

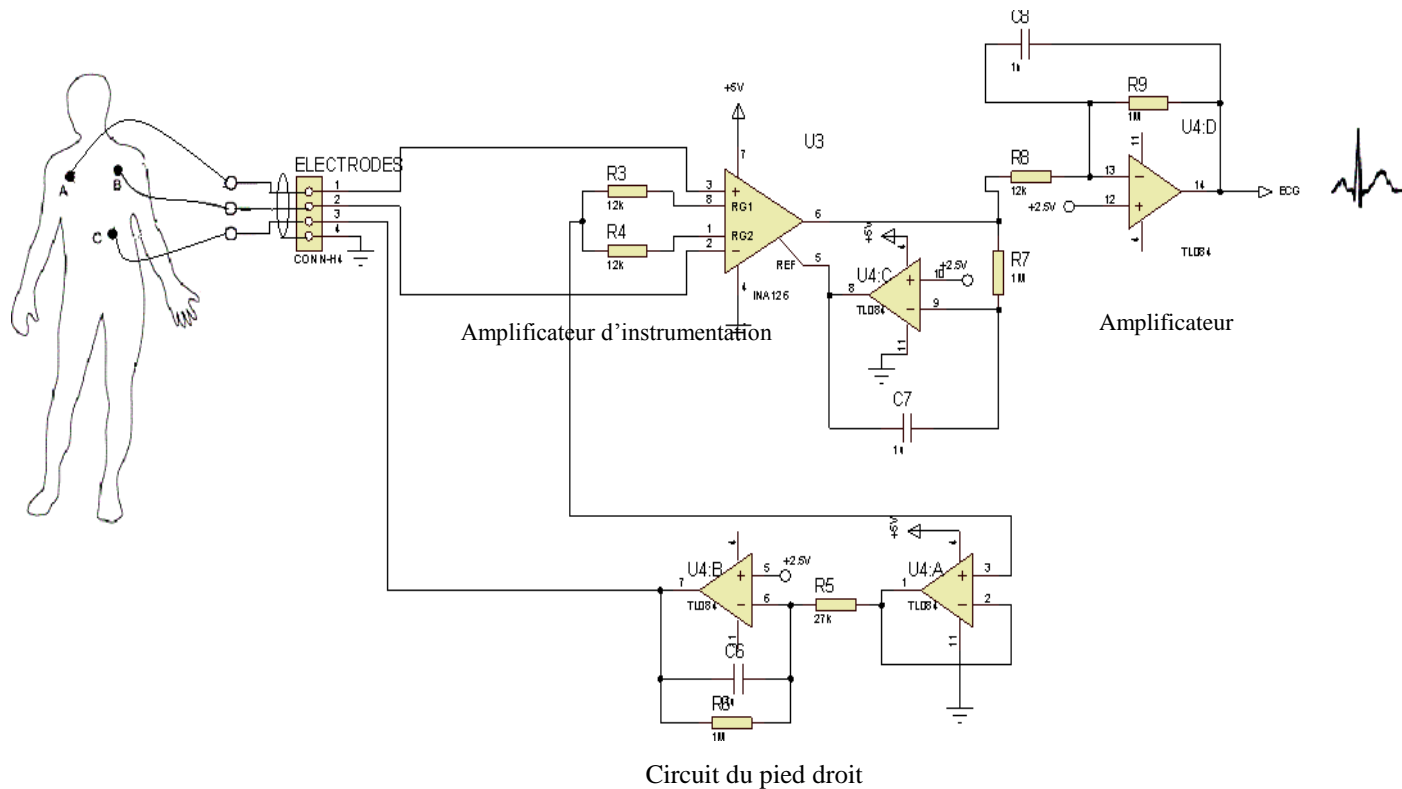


Figure II.1 :Simulation du circuit électronique sur Proteus.

CHAPITRE II : Présentation du projet

II.3 Schéma synoptique du projet :

Dans la figure II.2., nous présentons le schéma synoptique de notre projet.

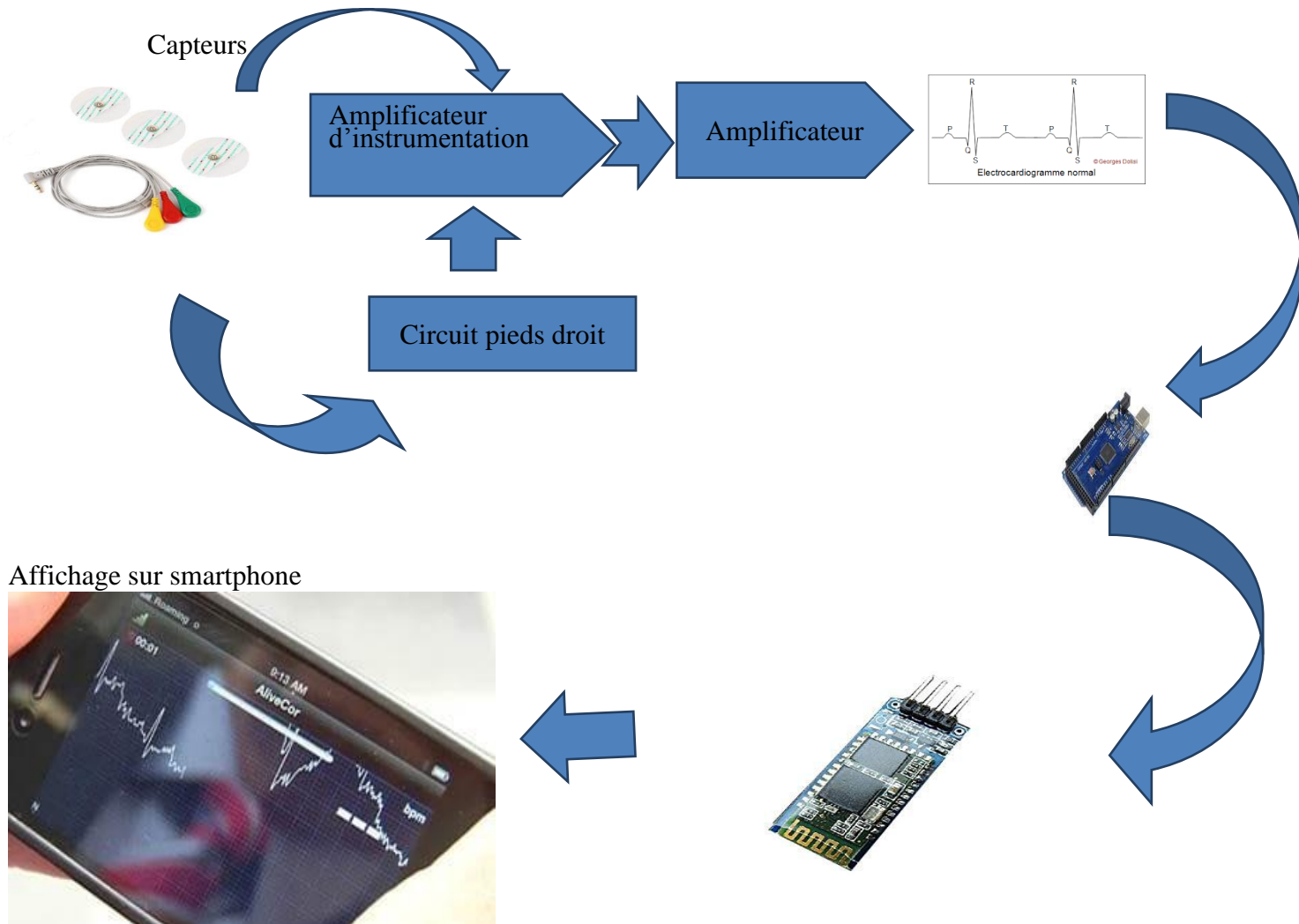


Figure II.2 : Schéma synoptique du projet.

A partir de ce schéma synoptique, il est possible de compter le nombre d'entrées sorties nécessaires pour réaliser ce projet et estimer également son coût comme le montre le tableau ci-dessous :

Composants	Nombre de broches occupées sur l'Arduino Due	Coût (en DA)
Arduino MEGA	0	6500.00
Module Bluetooth	4	900.00
Alimentation	2	2500.00

Tableau II.1 : Nombre d'entrées sorties et estimation du coût de quelques parties du projet.

CHAPITRE II : Présentation du projet

Carte d'acquisition :

Composants	Nombre	Coût (en DA)
Résistances	7	15.00*7=105.00
Condensateurs	2	10.00*2=20.00
TL-084	1	/
INA126	1	750.00
Electrodes	1	6000.00

Tableau II.2 : Nombre de composants utilisés dans ce projet ainsi que leur coût.

II.4 Réalisation pratique du projet :

Nous citerons dans cette partie du chapitre l'ensemble du matériel utilisé, leurs rôles d'une façon explicite ainsi que tous ce qu'il y a de matériel et de logiciel ; comme les cartes programmables, programmes informatiques et la création d'application.

II.4.1 Description des capteurs :

Les électrodes sont les capteurs nécessaires pour la récolte des données (signal).Elles effectuent la transformation en courant électrique de l'entrée physique. Cependant,leur utilisation est soumise à des contraintes ; comme la sensibilité qui est principalement due au mouvement du patient (l'effort physique est source d'interférences). Pour remédier à cette problématique, le manipulateur doit s'assurer qu'elles sont bien fixées ou collées et doit vérifier qu'elles soient dans la zone adéquate pour le bon déroulement de l'acquisition [5].

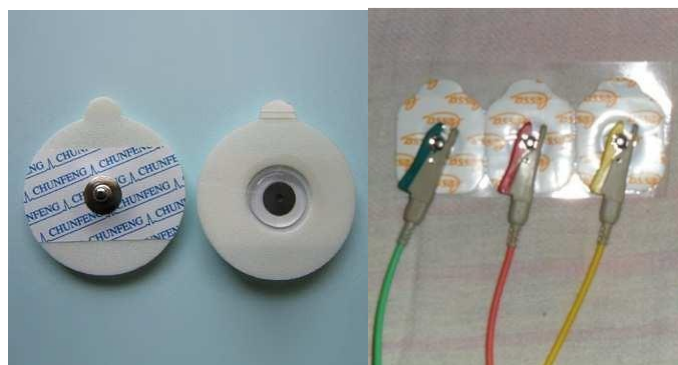


Figure II.3 : Modèle d'électrodes.

CHAPITRE II : Présentation du projet

II.4.2 Carte d'acquisition :

Cette carte va recevoir un signal et le traiter pour ne garder que le signal désiré, informatif bien-sûr et proche de la perfection ; elle est composée de trois parties :

a) Le circuit préamplificateur :

Comme nous l'avons cité, le potentiel délivré par l'activité musculaire cardiaque est très faible ; il est estimé à l'ordre de millivolts. Par conséquent, on doit l'amplifier et prendre en compte quelques contraintes comme :

- La morphologie du signal (sa forme).
- Se focaliser sur l'obtention d'un signal qui filtre le maximum de bruitage.
- La sécurité du patient.

Pour cela, nous utiliserons un amplificateur d'instrumentation qui adaptera notre signal (source cardiaque) à notre chaîne d'acquisition. Dans notre projet, nous avons choisi l'amplificateur INA 126 (figure II.4 et II.5), caractérisé par :

- CMRR (taux de rejection en mode commun) supérieur à 83 décibel ce qui est très prisé comme condition, car plus le taux de rejet du mode commun est élevé plus le bon fonctionnement est assuré [6,7].
- Une tension d'entrée égale à 25 nV. Autrement dit le traitement de faibles signaux.

CMRR ou TRMC :

Définis par une valeur qui représente un taux de rejection de la tension entre deux entrées, plus elle est supérieure plus c'est parfait.

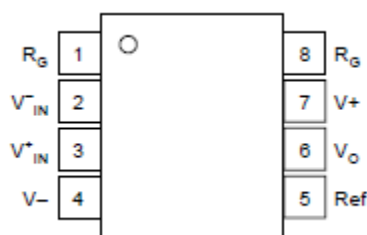


Figure II.4 : Datasheet de l'INA 126

CHAPITRE II : Présentation du projet

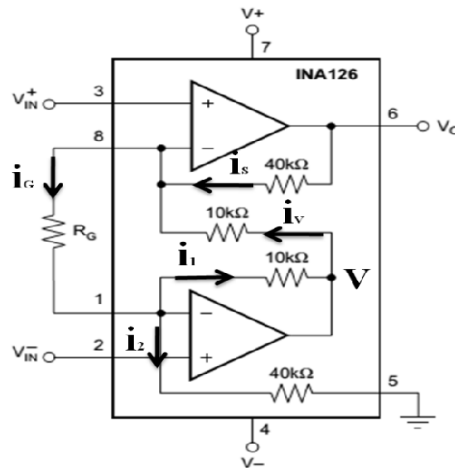


Figure II.5 : Représentation de l'amplificateur et calcul du gain.

$$I_G = I_1 + I_2 = I_V + I_S$$

$$I_G = \frac{(V_{in+} - V_{in-})}{R_{G12}} = \frac{V_{in-}}{40K\Omega} \quad I_S = \frac{(V_O - V_{in+})}{40K\Omega}$$

$$V = V_{in-} - I_1 * 10K\Omega \quad \text{et} \quad V = V_{in+} + I_V * 10K\Omega$$

Donc

$$V_{in-} - I_1 * 10K\Omega = V_{in+} + I_V * 10K\Omega$$

Avec

$$I_1 = I_G - I_2 = \frac{V_{in+} - V_{in-}}{R_G} - \frac{V_{in-}}{40K\Omega} \quad \text{et} \quad I_V = I_G - I_S = \frac{V_{in+} - V_{in-}}{R_G} - \frac{V_O - V_{in+}}{40K\Omega}$$



$$V_{in-} - \frac{V_{in+} - V_{in-}}{R_G} - \frac{V_{in-}}{40K\Omega} * 10K\Omega = V_{in+} + \frac{V_{in+} - V_{in-}}{R_G} * 10K\Omega$$



$$\frac{1}{4}V_O = V_{in-} - \frac{10K\Omega}{R_G}(V_{in+} - V_{in-}) + \frac{V_{in-}}{4} - V_{in+} - \frac{10K\Omega}{R_G}(V_{in+} - V_{in-}) - \frac{V_{in+}}{4}$$



$$V_O = -4V_{in+} + \frac{10K\Omega}{R_G}(V_{in+} - V_{in-}) - V_{in-} + 4V_{in+} + \frac{40K\Omega}{R_G}(V_{in+} - V_{in-}) + V_{in-}$$

On aura[7]

$$V_O = \frac{80 K\Omega}{R_G + 5} (V_{in+} - V_{in-})$$

CHAPITRE II : Présentation du projet

Calcul du taux de rejection du mode commun(TRMC) :

Pour tous les amplificateurs d'instrumentation, le TRMC est exprimé mathématiquement par une formule citée ci-dessous :

$$V_O = G_d \cdot (V_+ - V_-) + G_{mc} \cdot (V_+ + V_-) / 2$$

V_O : tension de sortie.

G_d : gain différentiel de l'amplificateur.

G_{mc} : amplification en mode commun.

De l'autre côté on peut écrire l'expression de calcul de la tension d'entrée comme suit :

$$V_O = G_d (V_+ - V_-)$$

On peut déduire la formule de calcul de la valeur du TRMC :

$$\text{TRMC} = \frac{G_{mc}}{G_d}$$

Ces calculs permettent de définir que le TRMC est supérieur à 80 décibels [7].

b) Circuit de compensation automatique du zéro :

Après étude de la sortie, nous avons remarqué que cette dernière n'est pas horizontale comme désiré (la contrainte de la morphologie du signal), plus précisément sous une forme ondulée (figure II.6). Le montage représenté dans la figure II.7, permettra la stabilisation du signal, en autre terme le rendre horizontal en éliminant les fluctuations, ce qui va augmenter la vitesse du régime transitoire. La constante de temps est donnée par la formule mathématique suivante :

$$T = R_3 \cdot C_1$$

Pour préserver le TRMC adéquat de l'INA 126, on branchera en plus un TL084, un amplificateur opérationnel ; il fera office de faible impédance et sa tension sera ajoutée à la tension de sortie.

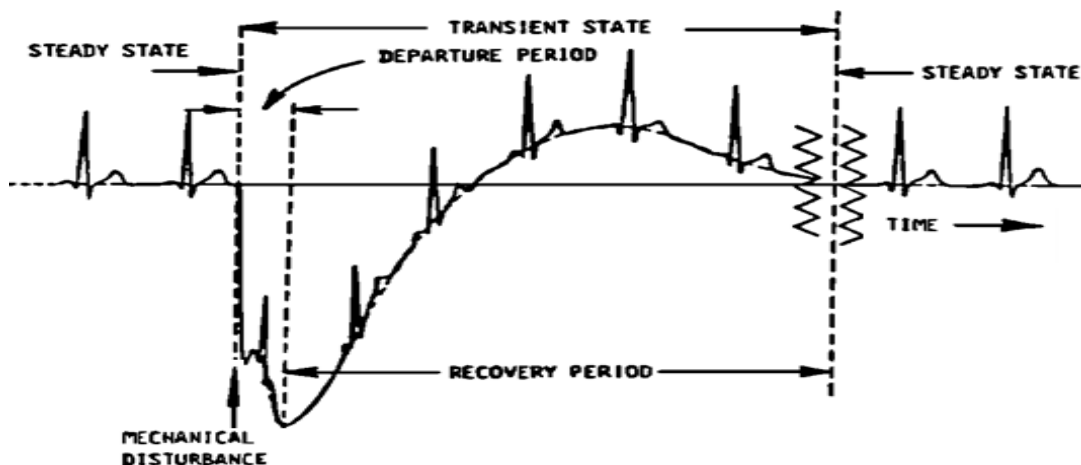


Figure II.6 : L'effet du circuit sur le signal de sortie (horizontalisation) [8].

CHAPITRE II : Présentation du projet

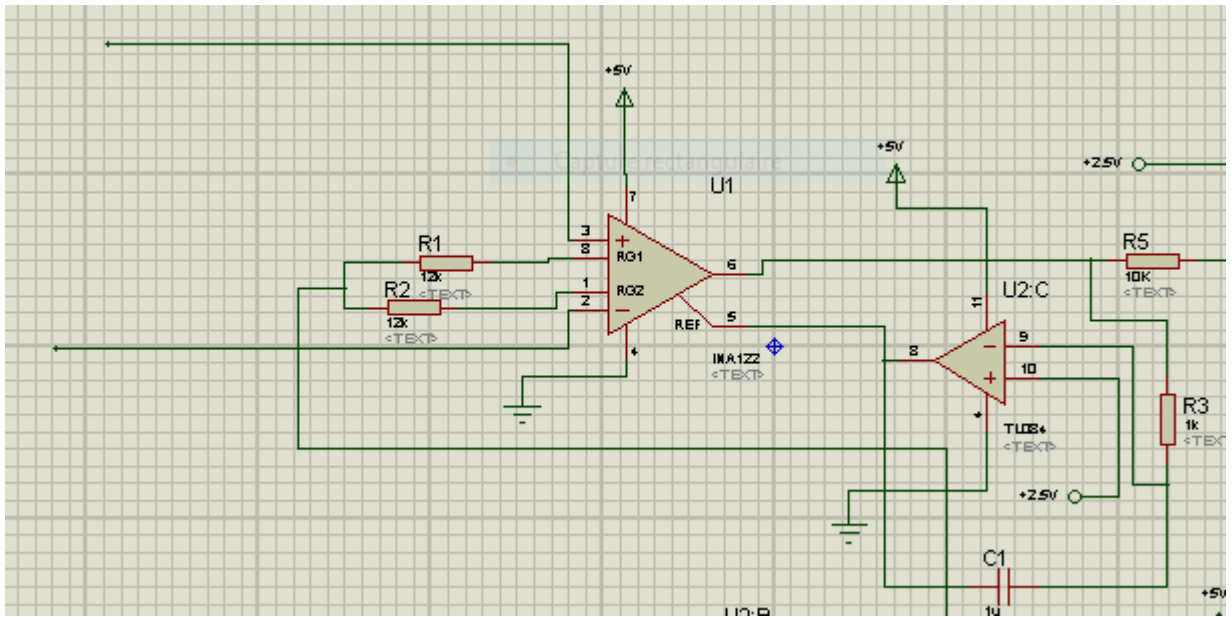


Figure II.7 : Représentation du circuit sur Proteus.

c) Circuit d’amplification :

Le rôle de ce circuit (figure II.8), comme son nom l’indique, est d’amplifier le signal, car il est caractérisé par une faible amplitude. Pour remédier à cette problématique nous avons tout simplement utilisé un amplificateur opérationnel identique au précédent ; le TL084 en montage inverseur avec un filtre passe-bas. Les calculs ci-dessous déterminent les caractéristiques ; comme le gain de l’amplificateur et la fréquence de coupure du filtre.

$$R_4/R_5 = 83 \dots\dots\dots \text{calcul du gain}$$

$$F_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot R_4 \cdot C_3) \dots\dots\dots \text{fréquence de coupure [6]}$$

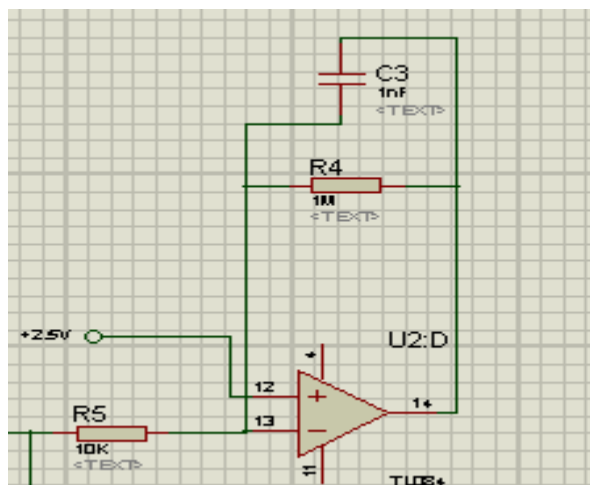


Figure II.8 : Circuit d’amplification sur Proteus.

CHAPITRE II : Présentation du projet

d) Circuit du pied droit :

Pour notre mesure, nous solliciterons trois capteurs comme cité précédemment, ceci en fonction de la dérivation choisie. En effet, un troisième capteur est nécessaire et sera placé sur le pied droit d'où le nom du circuit en charge de l'acquisition et du traitement., Ensuite, il sera branché avec l'INA 126. Cette petite modification rajoutée au système principal, va influencer l'amplificateur d'instrumentation et causer des irrégularités de fonctionnement. Pour résoudre ce dernier embarras, on ajoutera un amplificateur avec un gain plus élevé (figure II.9), qui fera en sorte que le niveau de taux commun du corps humain répond aux caractéristiques de l'INA 126 et remédie au problème.

Son gain est exprimé par la relation suivante :

$$G_{pd} = R_6 / (R_7 + R_1)$$

Remarque : le TRMC diminue avec un facteur de valeur considérable dans ce cas [6,7].

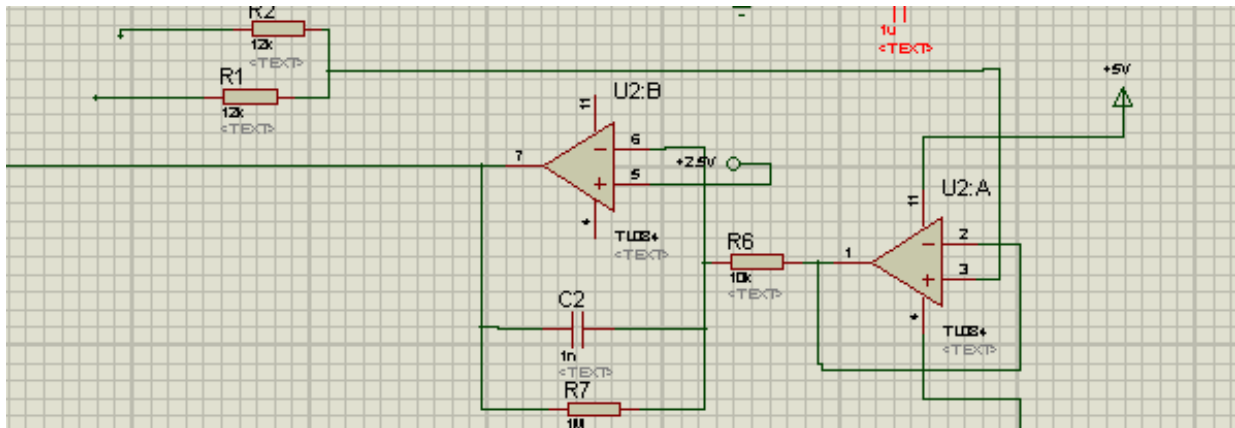


Figure II.9 : Représentation du circuit du pied droit sur proteus

Résultat de la mesure sur oscilloscope :

La figure qui suit représente la carte d'acquisition simulée sur Proteus. Il faut noter qu'une légère modification s'impose entre simulation et pratique pour assurer une économie de matériels et assurer un bon résultat en finalité.

CHAPITRE II : Présentation du projet

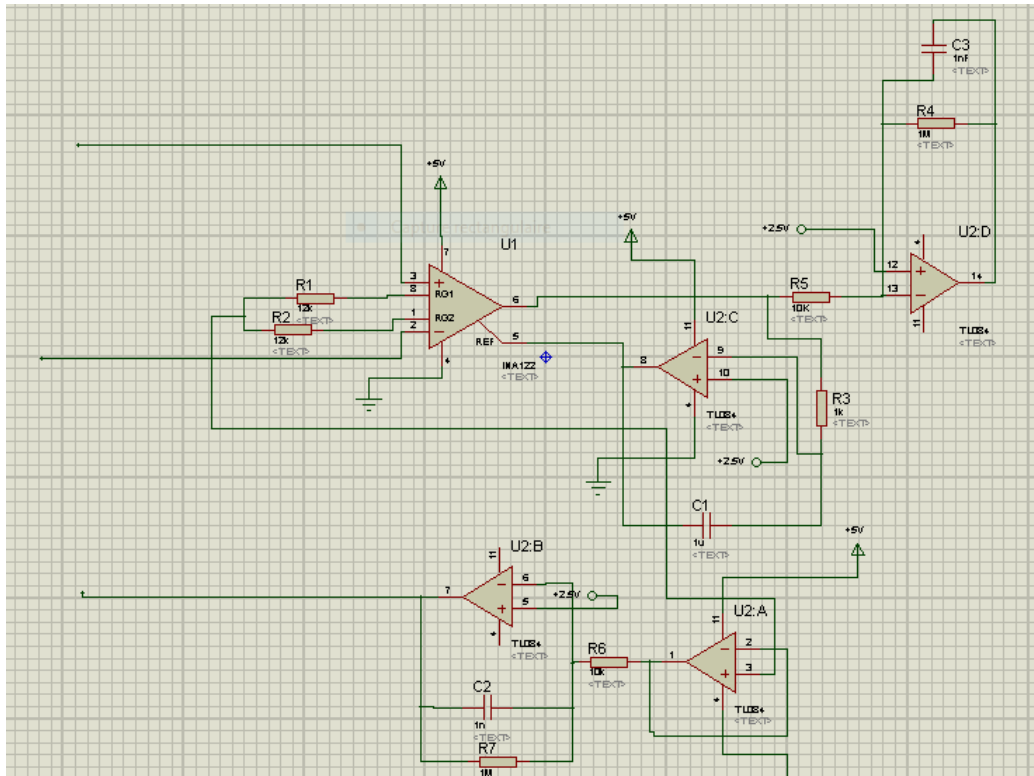


Figure II.10 : simulation de la carte d'acquisition.

Après avoir placé les électrodes comme le montre la figure II.11, et en utilisant un oscilloscope numérique nous avons obtenu le signal qui apparaît dans la figure II.12.



Figure II.11 : Répartition des électrodes ; bras droit, bras gauche et pied droit.

CHAPITRE II : Présentation du projet



Figure II.12 : Visualisation du signal ECG

II.4.3 Numérisation du signal avec Arduino :

a) Présentation de l'environnement Arduino :

Arduino (figure II.12), est une carte programmable qui contient un microcontrôleur d'architecture ATmel AVR, et contient également des broches d'entrée et de sorties digitales et analogiques ainsi que celles pour l'alimentation et la communication, en d'autres termes elle contient plusieurs fonctionnalités ; grâce à un programme informatique qui regroupe un ensemble d'instructions. On peut régir ces fonctionnalités pour accomplir des tâches comme commander, transmettre et convertir. Ce programme en question s'écrit en langage C/C++ et respecte donc une syntaxe bien définie, le logiciel utilisé pour la création de programme est également appelé Arduino (figure II.14) [9].



Figure II.13 : Carte Arduino utilisé pour notre projet

CHAPITRE II : Présentation du projet

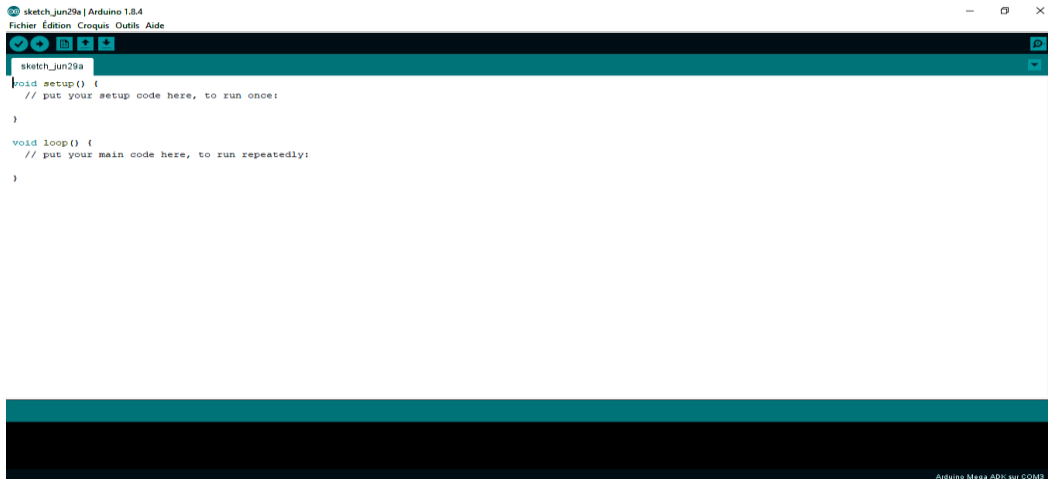


Figure II.14 : Présentation du logiciel Arduino.

b) Détails et description du programme :

Notre programme comme le montre la figure II.15, s'exécute en fixant quelques conditions de fonctionnement et de démarrage citées ci-dessous :

- Initialisation et configuration du port qui va recevoir les données (l'entrée).
- Création de variables de différents types pour un usage ultérieur.
- Fixer la vitesse de transmission série et lancer la liaison.
- Contenu du programme dans la partie boucle.

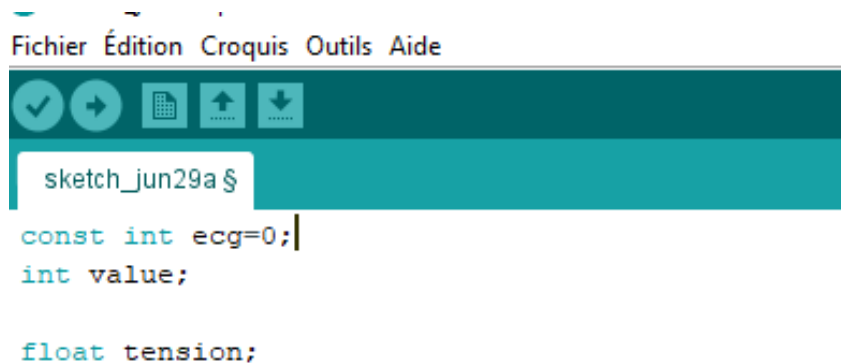


Figure II.15 : Programme Arduino (partie 1).

Détails :

La première instruction initialise la broche A0 à 0, la deuxième sert à créer une variable pour stocker la valeur lue après la conversion qu'on a nommée 'value', en dernier pour cette partie on crée une autre variable pour qu'une fois la conversion effectuée, ça permettra de stocker la valeur pour un autre usage (figure II.16).

CHAPITRE II : Présentation du projet

```
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
}
```

Figure II.16 : Programme partie installation.

Détails :

Démarre la liaison série, fixe la vitesse de transmission, c'est des valeurs préfixées. La plus courante d'usage est de 9600 Bauds

```
void loop()
{
  tension =map(analogRead(A0), 0, 1024, 0, 255);

  Serial.println(tension);
  delay(400);
}
```

Figure II.17 : Programme partie boucle.

Détails :

C'est au niveau de cette partie que s'exécute notre programme de façon répétitive (en boucle) comme le montre la figure II.17. Analogread(A0) accomplit une lecture des données réceptionnées par la broche A0, sous forme de signal qui possède une tension. L'instruction qui permet le ré-étalonnage de la valeur remarquable dans le moniteur série et aussi une conversion de 10bits en 8bits autrement dit 1 octet ceci pour adapter les valeurs (la transmission ne peut s'effectuer sur 10bits). En dernier et pour la dernière ligne l'instruction ne fera qu'envoyer et afficher en respectant le délai mentionné, ce dernier est fixé à partir de la fréquence cardiaque qui a une valeur minimum de 250Hz ce qui nous donne comme délai 400ms qui est également le pas d'échantillonnage, en appliquant le condition de Shanon (l'inverse de la valeur de la fréquence minimum [10]).

CHAPITRE II : Présentation du projet

II.4.4 Transmission de données :

Etant donné que le but de notre projet est de réaliser un système de mesure cardiographique portable, cela implique une transmission non filaire. Plusieurs méthodes existent comme la Wifi, les ondes électromagnétiques ou le Bluetooth.

Dans notre projet, on sollicitera la dernière citée qui est le Bluetooth, plus exactement un module qui par se terme signifie qu'il est compatible avec la carte Arduino, qui fera la digitalisation et effectuera partiellement la transmission. Existants en plusieurs modèles autrement dit plusieurs fonctionnalités, le Bluetooth est un moyen de transmission caractérisé par la bidirectionnalité et adapté à la communication pour des courtes distances. Notre travail se basera sur cette norme de communication, plus exactement en utilisant le module HC-06 (figure II.18), qui est un module esclave, en autre terme, il peut recevoir une demande d'appairage mais ne peut jamais en faire la demande. Il est composé de quatre broches, c'est ce qui le différencie du modèle HC-05, les deux broches du milieu sont pour la transmission et la réception nommées Tx et Rx, une autre pour l'alimentation (5V) et la dernière une broche Ground. Coté Software, pour être fonctionnel, il faut inclure une bibliothèque notée dans le langage Arduino Software Serial qui est souvent intégrée dans le logiciel Arduino, ou peut être téléchargée et y être installée. Dans les figures II.19, 20, 21, la partie programme sera encadrée en jaune et sera combinée au premier programme, celui de la digitalisation, les détails de chaque instruction suivront leurs figures respectives [11].



Figure II.18 : Module Bluetooth modèle HC-06

CHAPITRE II : Présentation du projet

```
File Édition Croquis Outils Aide
sketch_may21a $
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial Blue(10,11); // RX, TX
const int ecg=0;
int value;
```

Figure II.19 : conditions initiales pour programmer le Bluetooth.

Détails :

La première instruction nous permet de solliciter la bibliothèque Bluetooth. Ceci active quelques fonctions liées à cette dernière. Sur la deuxième ligne nous avons créé un objet qui fixera le numéro de la broche qui s'occupera de la transmission et de la réception. Dans notre cas nous avons utilisé la broche numéro 10 et 11 de la partie broches digitales de la carte Arduino.

```
{
  Serial.begin(9600);
  Blue.begin(9600);
```

Figure II.20: Lancement de la transmission série pour le Bluetooth.

Détails :

Cette instruction qui est incluse dans la partie Setup du programme, fixe la vitesse de transmission série toujours en Bauds et démarre la transmission.

```
}
void loop()
{
  tension =map(analogRead(A0),0,1

  Serial.println(tension);

  Blue.write(tension);
  delay(400);
}
```

Figure II.21 : Contenu du programme qui effectue la transmission pour chaque octet.

CHAPITRE II : Présentation du projet

Détails :

Pour résumer la tâche qu'effectue cette partie, on peut dire que l'instruction utilisée permettra d'envoyer toujours un octet de données en respectant un délai d'attente mentionné dans l'instruction delay exprimée en milliseconde. Il est à noter que l'affichage sur le moniteur série et l'envoi de données via Bluetooth partage le même délai.

La figure qui suit représente la fenêtre Arduino qui contient le programme dans son intégralité qui regroupe la numérisation et la transmission [11].

Organigramme de notre programme Arduino :

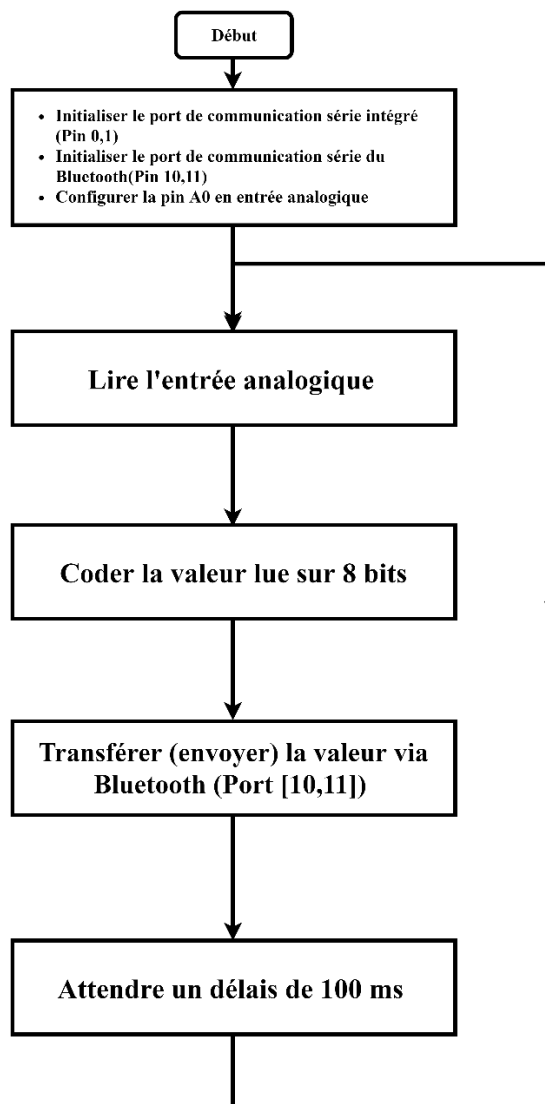


Figure II.22 : représentation de l'organigramme.

CHAPITRE II : Présentation du projet

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial Blue(10,11); // RX, TX
const int ecg=0;
int value;

float tension;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Blue.begin(9600);
  |
}
void loop()
{
  tension =map(analogRead(A0),0,1024,0,255);

  Serial.println(tension);

  Blue.write(tension);

  delay(400);
}
```

Figure II.23 : L'intégralité du programme Arduino

II.4.5 Création d'une interface d'affichage sur Environnement Android :

Dans le domaine clinique, le signal ECG qui détermine le fonctionnement cardiaque du patient est dessiné sur un papier sous forme de graphe. Ce papier fera office de résultats et sera utilisé par un spécialiste pour le diagnostic. En guise de substitut, nous utiliserons un téléphone portable intelligent pour avoir notre tracé final. Ceci implique la création d'une application hôte qui, dans un premier temps, détectera le Bluetooth, ensuite, affichera le signal analogique d'une façon identique.

Les deux systèmes les plus utilisés dans le monde sont ; le IOS et l'Android, vue la disponibilité de plateforme qui permet la programmation, nous allons opter pour l'Android, de surcroît, c'est un environnement OpenSource qui encourage l'innovation à travers la programmation orientée et nous permet donc de créer notre application sans contraintes [13].

a) Définition del'Androïde :

C'est un système d'exploitation qui est fondé sur le noyau linux, géré par la firme Google. Il est caractérisé par le fait qu'il soit modulable et peut être modifié, la capacité d'y ajouter ou supprimer des fonctions et peut être mis à jour car il n'est pas basé sur le mode de programmation procédural. Le grand nombre de bibliothèques de logiciels fait de lui le système le plus sollicité par les programmeurs. Il est recommandé pour la gestion et l'utilisation de réseau de télécommunication comme le Bluetooth [13].



Figure II.24 : Le logo d'Android.

Pour créer notre application, on utilisera un logiciel basé sur le langage Java, mais ne possède pas sa syntaxe, cet environnement s'appelle ; AppInventor. En résumé, c'est une programmation utilisant des blocs de commandes prêtes à l'utilisation.

b) Introduction au logiciel :

AppInventor est une application sous licence de l'institut technologique du Massachusetts en convention avec Google créée en 2010. Cette application applique le principe de l'OpenSource qui ouvre la voie à l'innovation dans le domaine de la programmation sous Android, elle permet de s'initier à la programmation grâce à sa simplicité puisqu'il ne s'agit pas de rédaction de Script ou de code mais d'assembler des blocs pour en faire un programme qui accomplit une tâche bien précise. À travers ces derniers, on peut régler le visuel qui est le premier pas à faire, la partie du visuel permet de personnaliser l'esthétique de l'application. Pour le deuxième pas, on commencera par gérer des variables, créer des boucles, des horloges, intégrer une norme de télécommunication [14].

La figure II.25 représente la fenêtre principale de l'application :

CHAPITRE II : Présentation du projet

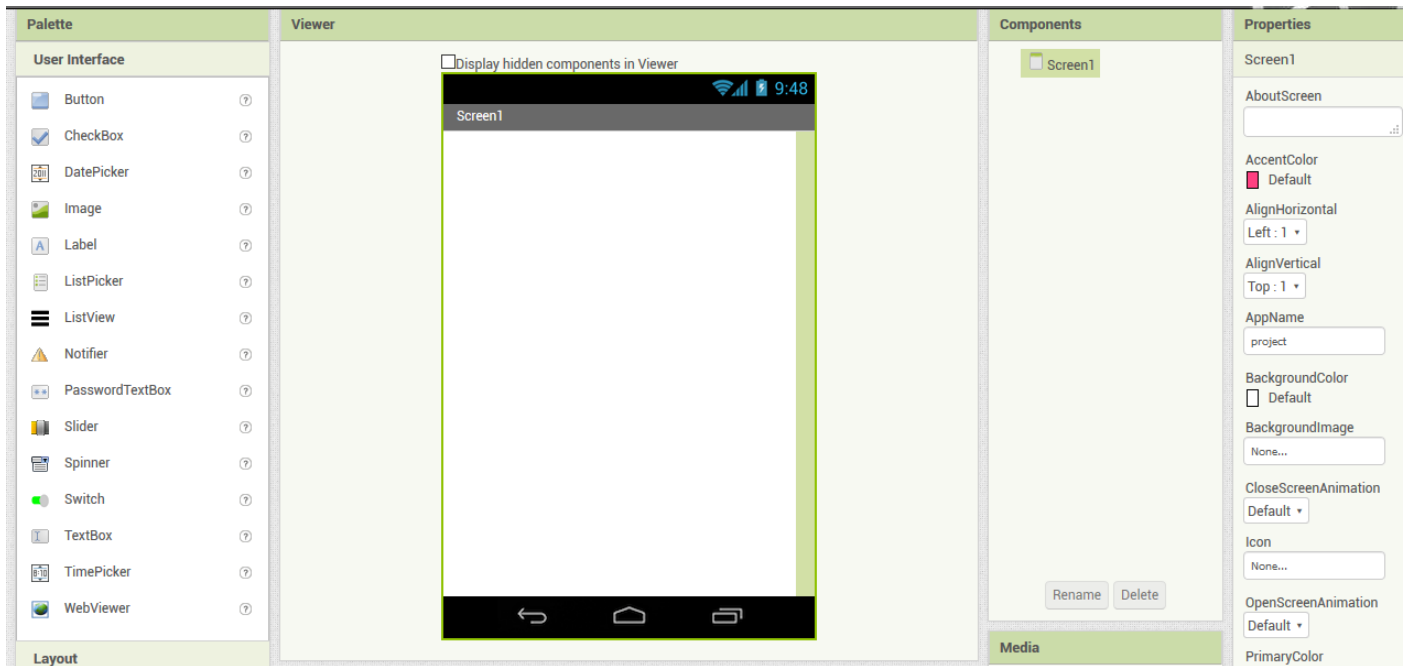


Figure II.25 : Fenêtre de design de l'application.

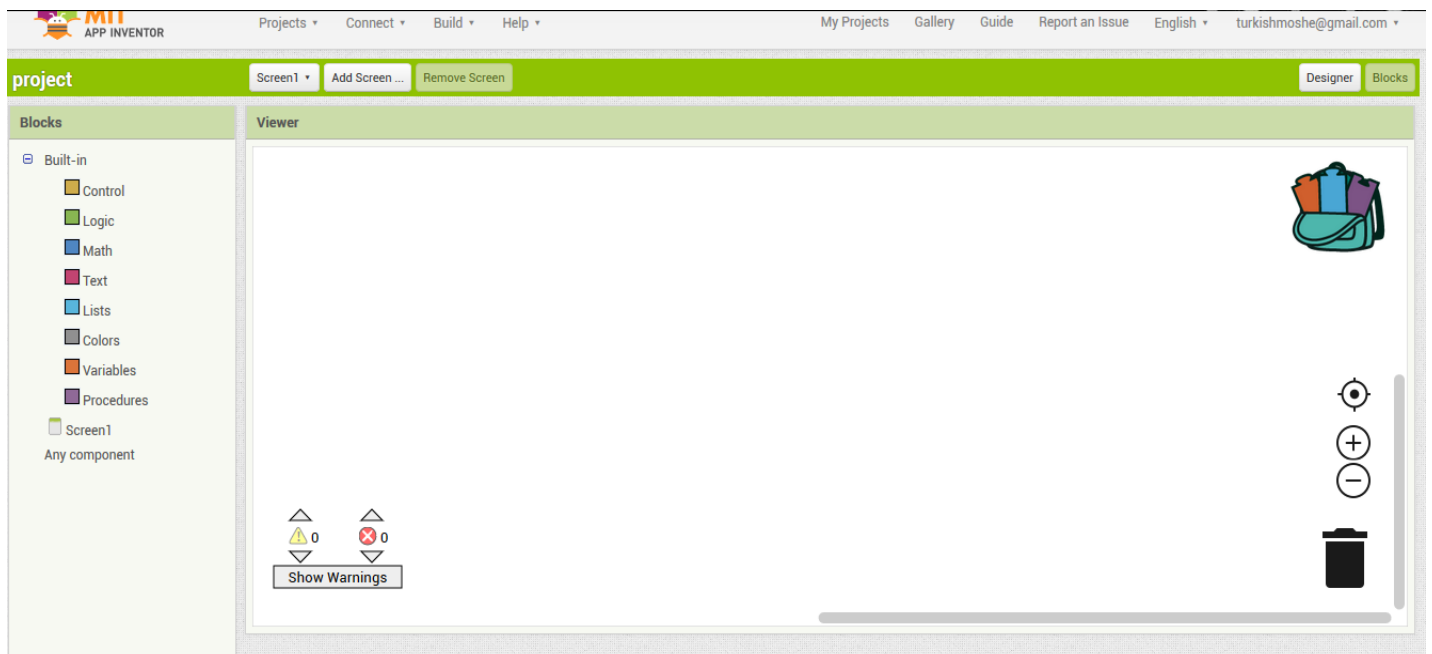


Figure II.26 : Partie programmation par bloc de l'application.

CHAPITRE II : Présentation du projet

c) Le contenu du programme :

Notre application, en premier lieu, nous notifiera pour activer la transmission des données. Après détection et authentification de notre Bluetooth, la réception de données démarrera et sera affichée sous forme de graphe qui est l'équivalent du tracé de l'électrocardiogramme classique, la figure suivante rassemble les quatre étapes en images ;



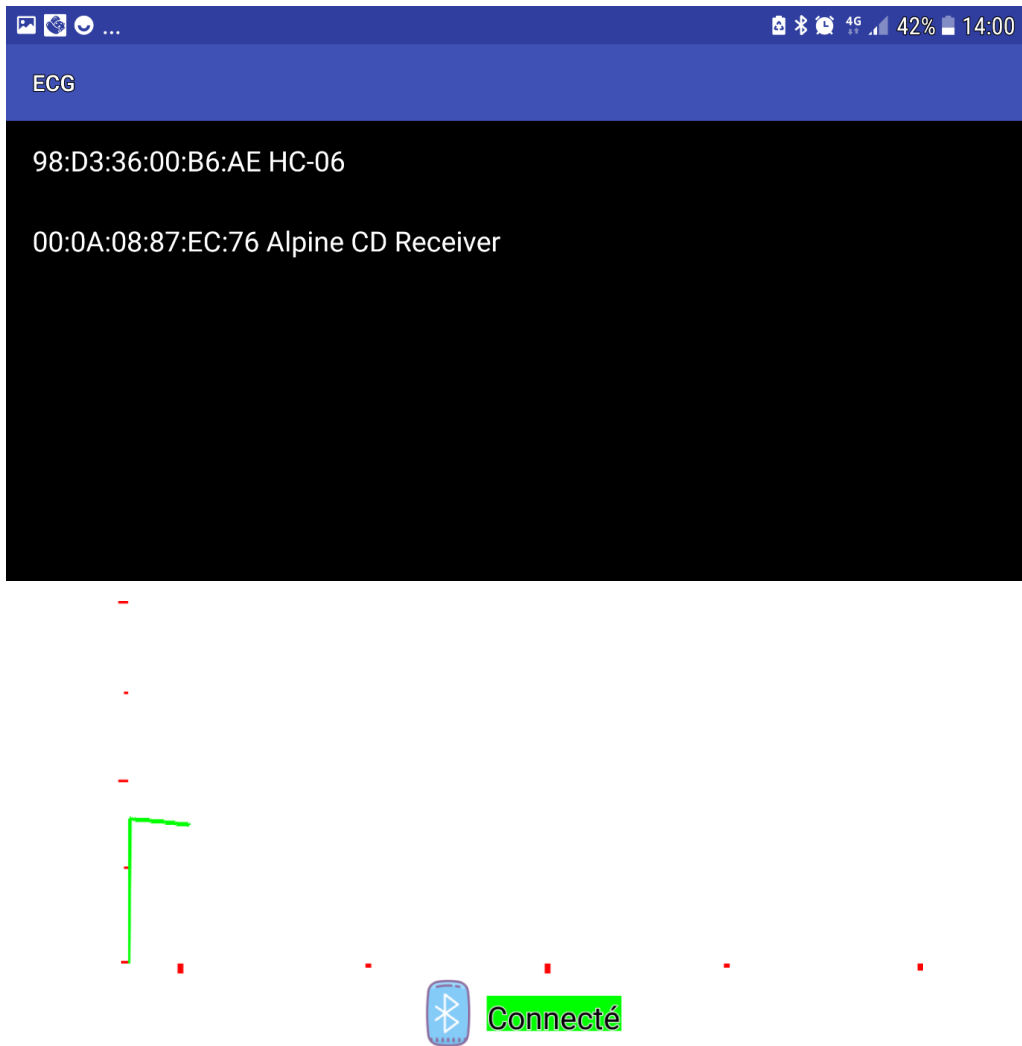


Figure II.27 : Etapes de marche de l'application.

Comme cité précédemment, plusieurs fonctions sont intégrées dans l'application. On détaillera chacune d'elles à travers une photo de son bloc, respectivement, qui contient ses instructions.

C.1 Programme pour la fenêtre de notification :

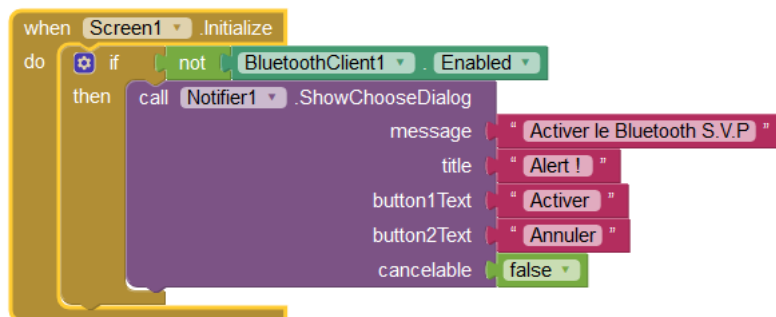


Figure II.28 : programme qui affiche la fenêtre de notification.

CHAPITRE II : Présentation du projet

Détails :

Screen1 désigne un seul espace d’affichage, ce qui va suivre est une condition qui nécessite l’activation du Bluetooth. Dans le cas échéant, la fenêtre de dialogue qui permet l’activation de la transmission n’apparaît pas, dans le cas contraire la fenêtre s’affiche et demande l’activation de la transmission, cette même fenêtre contient le choix Activer ou Annuler ; un troisième choix ‘false’ qui est une variable de type booléenne qui représente un troisième choix.

C.2 Programme de configuration de la transmission :

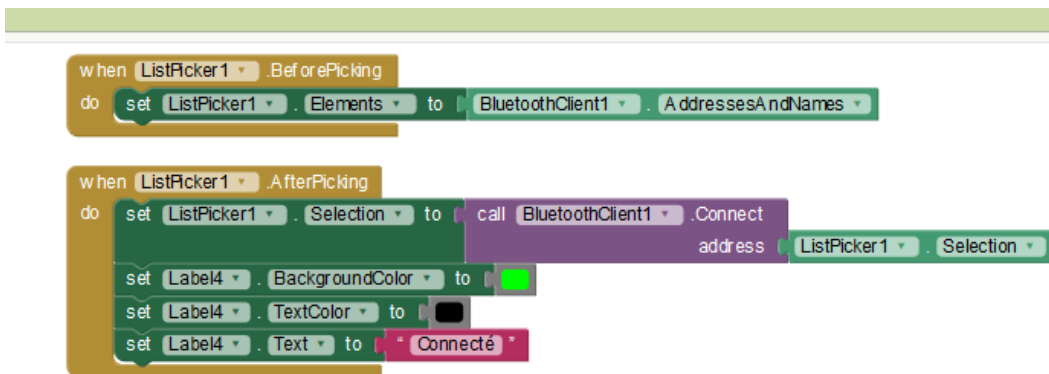


Figure II.29 : Sélection du Bluetooth selon son adresse physique et appairage.

Détails :

Le premier bloc visible sur la figure II.29, définit la sélection de notre Bluetooth en se référant à son adresse physique. Une fois apparié, le deuxième bloc avec l’aide de variables va fixer quelques paramètres visuels comme la couleur du mot connecté et son fond (TextColor et BackgroundColor), et enfin une dernière commande pour dire que la connexion est établie (set Label4 Text to Connecté).

C.3 Programme pour la réception et l’affichage :

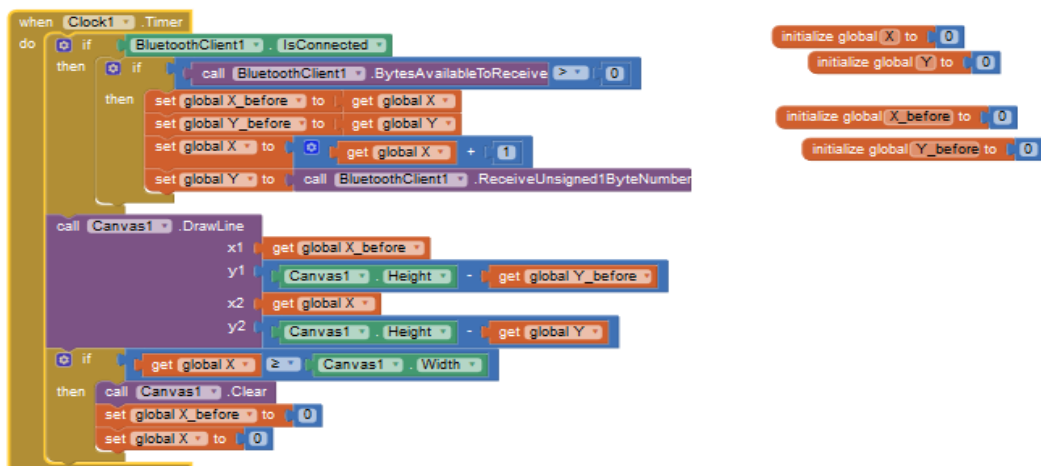


Figure II.30 : Réception et création de l’interface d’affichage[15].

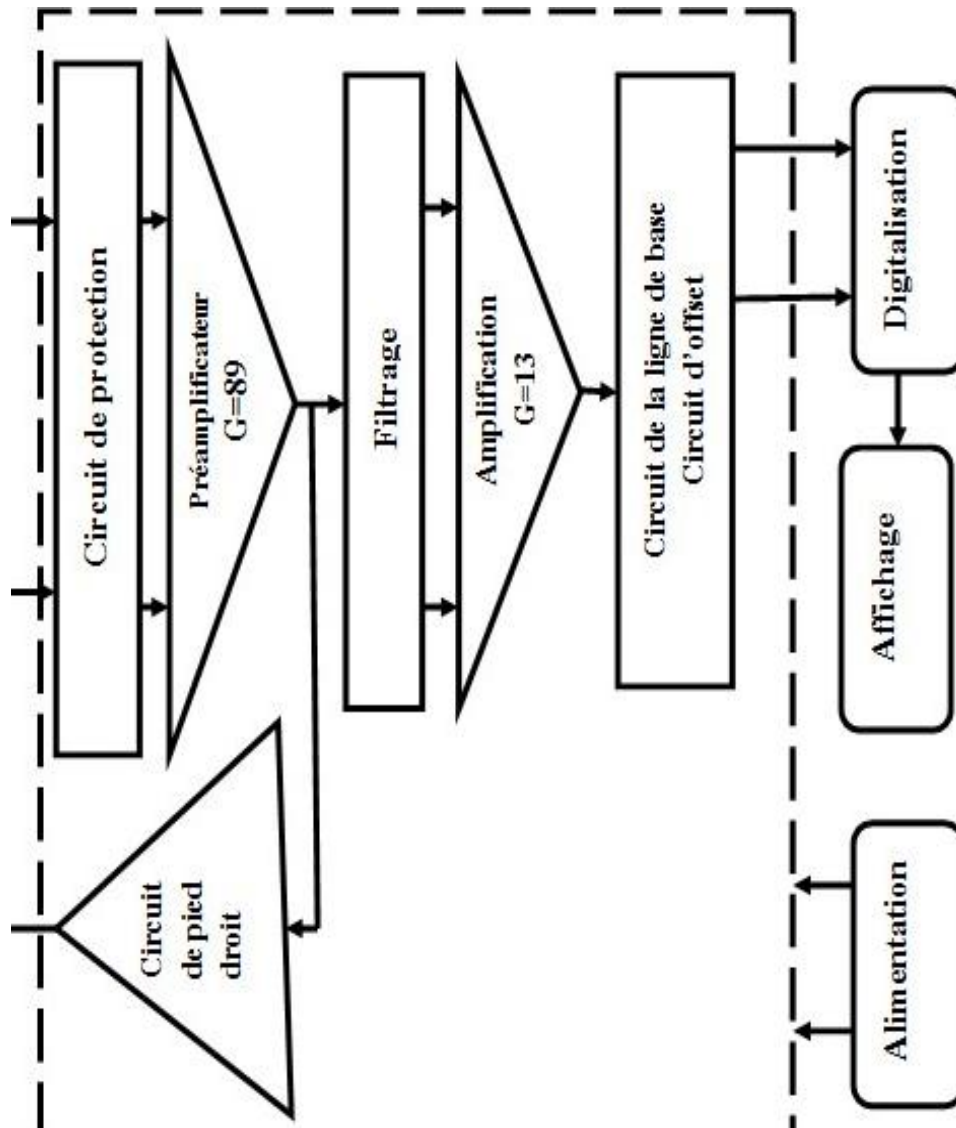
CHAPITRE II : Présentation du projet

Détails :

Ce programme retranscrit la tâche principale de l'application qui est d'afficher un graphique. Quelques détails s'imposent comme l'horloge qui ne change pas et on opère avec le même code qui gère la connexion Bluetooth, d'autre part nous devons utiliser quatre variables que nous allons initialiser ; deux de ces variables sont pour précédentes, les deux restantes sont pour les données actuelles. Fixées à zéro(conditions initiales), nous devons toujours s'assurer que la transmission est opérationnelle ; dans le cas où elle est établie et non défailante, nous passeront à la vérification des données (si elles sont prêtes à être reçues), dans l'affirmative nous affecteront la valeur à la précédente et nous passeront à la nouvelle valeur via la commande « ReceiveUnsignedByteNumber ».

On doit préciser que cette opération concerne 1 byte de données autrement dit 1 octet. A chaque fois nous devront incrémenter la valeur de X actuelle. Ceci nous permettra de tracer l'intégralité du signal sans souci d'espace. DraxLine fera office de fonction dessinatrice, elle créera des graphes simples à deux dimensions. Canvas fait référence à la partie où on affiche et elle est caractérisée par une largeur maximale, si cette largeur est atteinte nous reprendrons l'opération à nouveau[15].

Schéma bloc du circuit :



II.5 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons détaillé et structuré l'ensemble de notre projet : de l'acquisition à la visualisation sur Smartphone et en passant par la numérisation et la transmission sans fil avec la norme Bluetooth. Nous avons évoqué l'ensemble du matériel utilisé et les méthodes employées pour aboutir à un signal adéquat et la partie logiciel sollicitée. Le chapitre qui suivra contiendra des tests et des figures qui attestent le bon fonctionnement de notre dispositif.

Chapitre III :

Tests et visualisation des résultats

Chapitre III : Tests et visualisation des résultats

II.1 Introduction :

Ce chapitre mettra en évidence la finalité de notre réalisation, son but, ses intérêts divers et quelques rajouts. La figure III.1 représente notre circuit électronique.

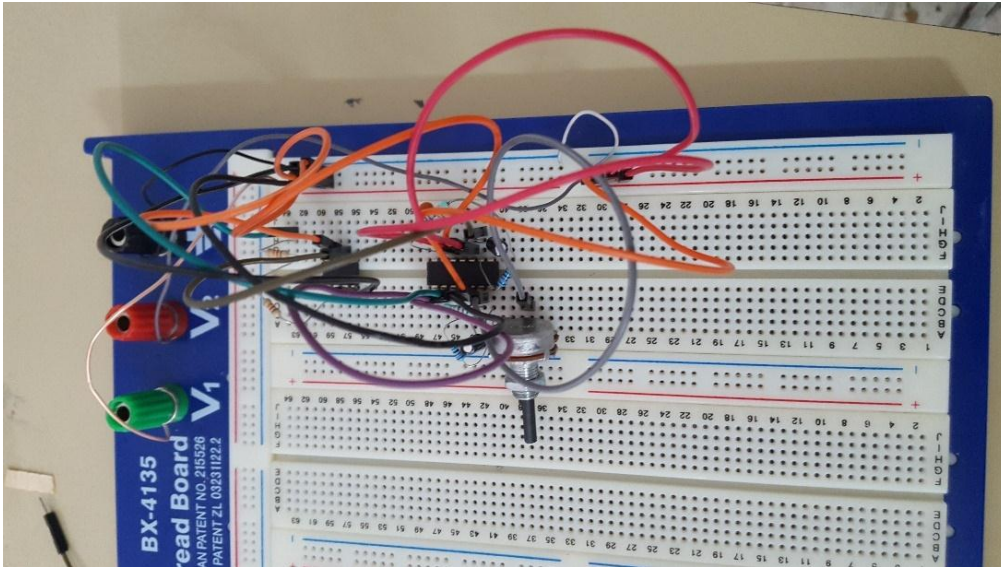


Figure III.1 : Circuit sur la plaque d'essai.

III.2 Visualisation du signal ECG :

Après le branchement de la sortie sur un oscilloscope, nous avons obtenu le signal représenté dans la figure III.2, les réglages comme l'amplitude et la tension sont visibles sur la figure où on y voit clairement les ondes qui composent un signal ECG.



Figure III.2 : Signal de sortie visualisé sur oscilloscope numérique.

Chapitre III : Tests et visualisation des résultats

III.3 Réalisation du circuit sur plaque électronique :

L'étape suivante étant la réalisation du circuit en passant à une plaque électronique, pour notre projet nous avons opté pour une plaque perforée prête à l'emploi. Le résultat de la soudure est représenté sur la figure qui suit ;

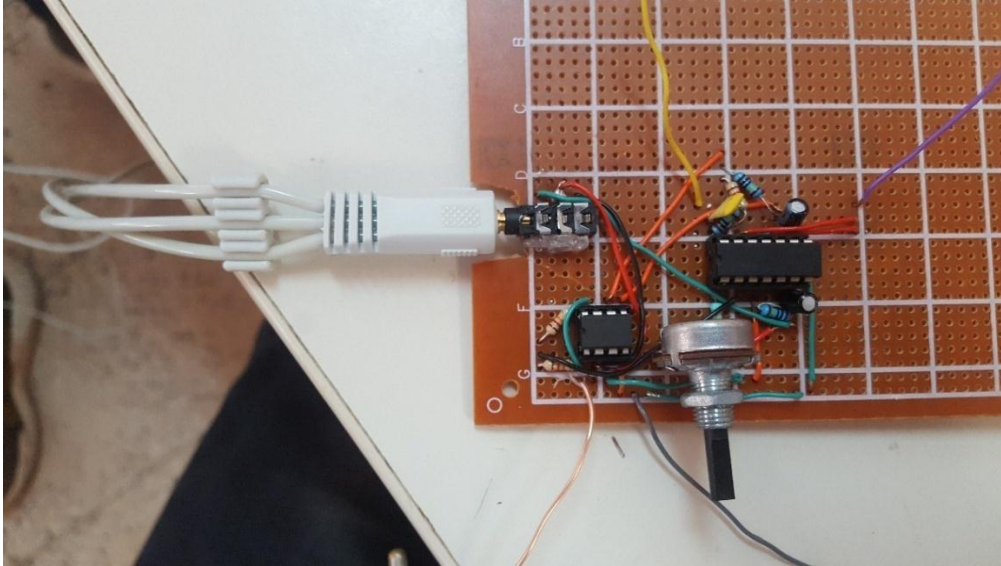


Figure III.3 : Circuit électronique après soudure.

A noter, que l'amplificateur de tension TL084 est alimenté par une tension de 2.5v qui sera générée par un pont diviseur branché sur l'entrée non inverseuse du TL084, décrit dans la figure III.4.

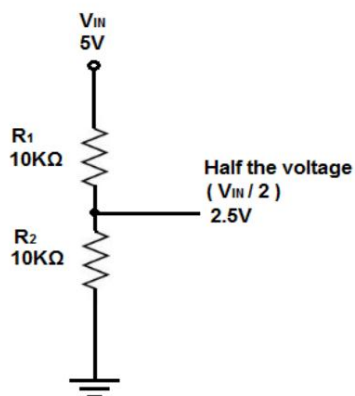


Figure III.4 : Pont diviseur de tension.

Chapitre III : Tests et visualisation des résultats

III.4 Connexion de la plaque à l'Arduino :

Dans cette étape, nous passerons à la numérisation : nous brancherons la sortie de notre circuit, en autre terme, le signal ECG sur la broche A0 de la carte Arduino (Figure III.5).

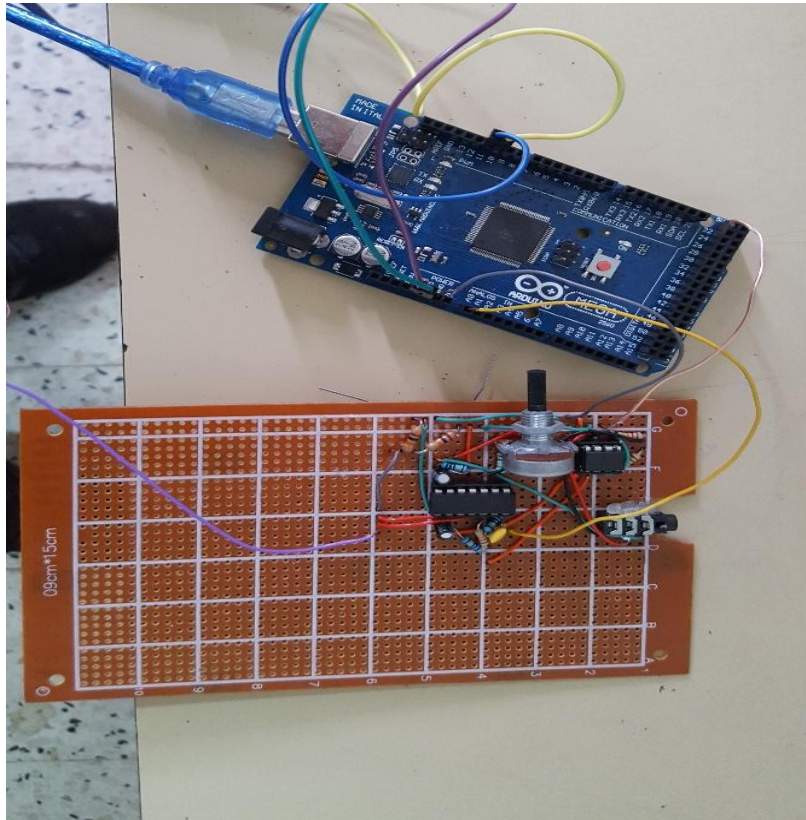


Figure III.5 : Circuit connecté à l'Arduino.

Via un câble USB et un port RS-232 de la carte Arduino, les données seront envoyées, pour s'assurer, nous utiliserons le moniteur série du logiciel pour voir la forme du signal transmis.

Chapitre III : Tests et visualisation des résultats

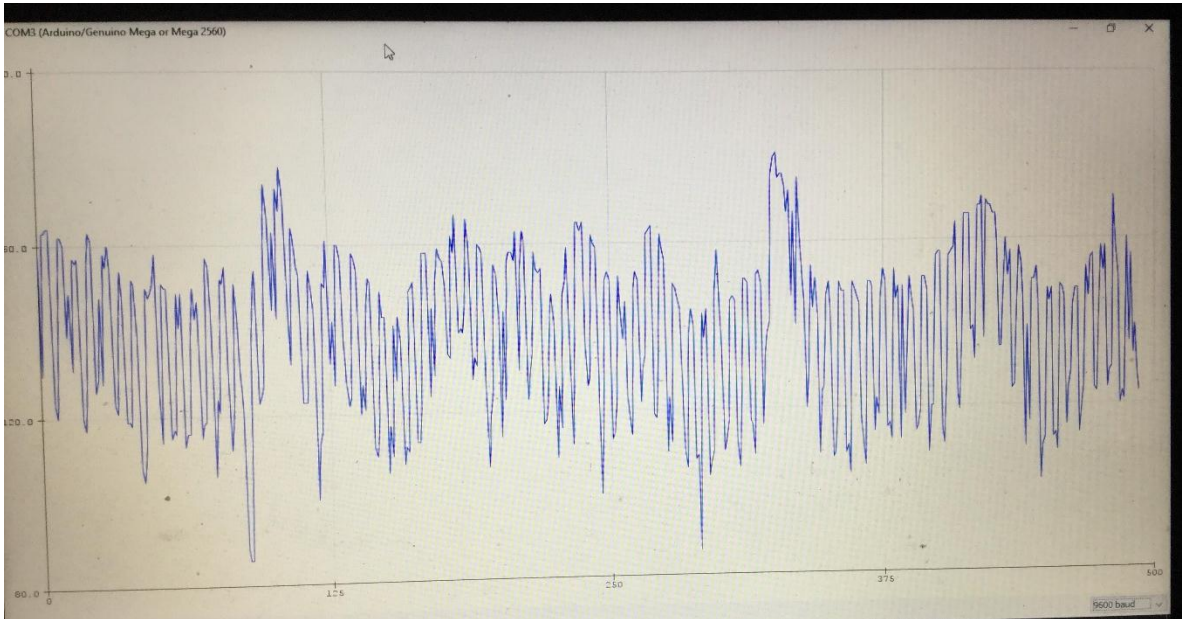


Figure III.6 : Signal sur moniteur série après digitalisation.

III.5 Transmission du signal ECG sur Smartphone :

La transmission est l'étape qui va suivre, ceci implique l'usage du module Bluetooth décrit précédemment dans le chapitre II, régi par un programme informatique évidemment. Du côté de l'application, on doit tout d'abord authentifier, appairer puis commencer la réception.

A noter que la transmission et la conversion des données en binaire (Arduino), ont le même délai pour démarrer. La figure III.7 montre le résultat final qui est l'affichage du signal ECG sur un Smartphone.

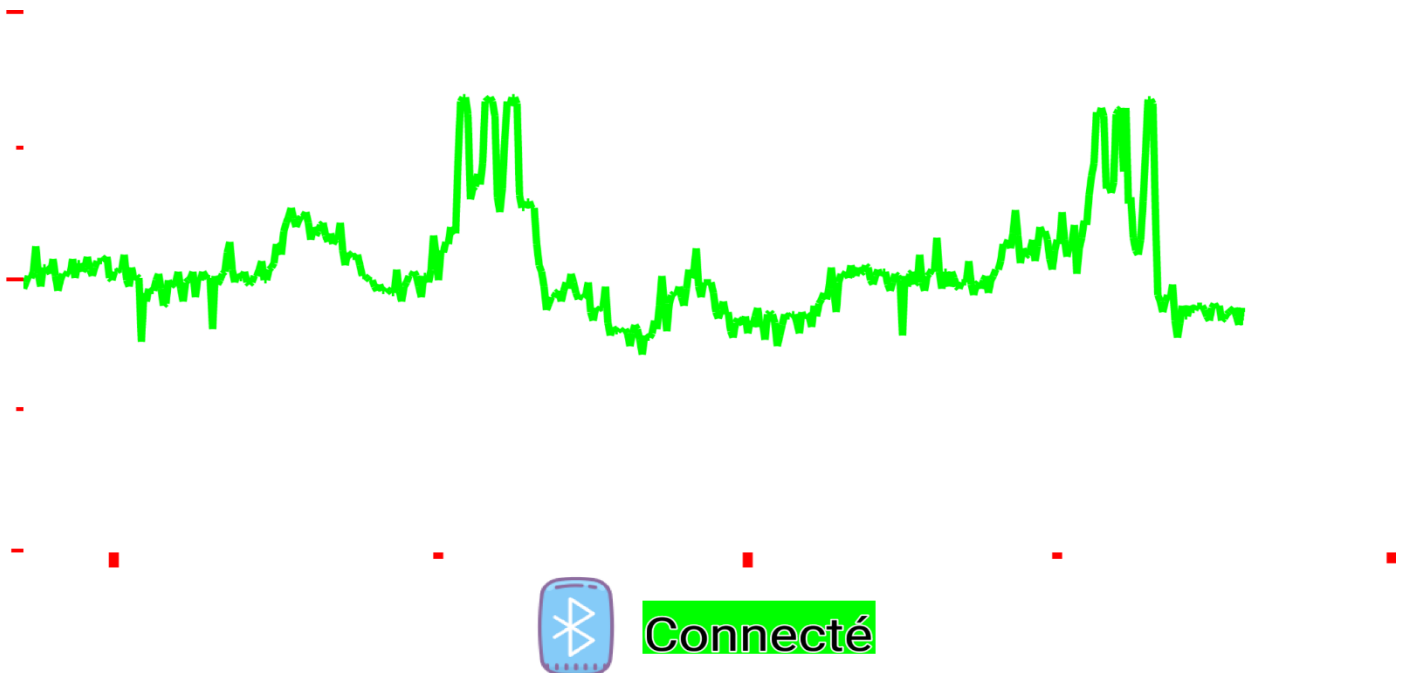


Figure III.7 : Signal final sur Smartphone.

Chapitre III : Tests et visualisation des résultats

En dernier lieu, la figure qui suit montre l'intégralité de notre travail ainsi que le résultat sur différents niveaux.



Figure III.8 : Photo de l'ensemble de notre système.

III.6 : Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons fait la réalisation pratique d'une carte d'acquisition du signal ECG. Après l'acquisition du signal, il est transmis à l'Arduino pour l'étape de numérisation. Enfin, l'utilisation du module Bluetooth, nous a permis l'affichage du signal ECG sur un Smartphone.

Conclusion générale

Conclusion générale

Conclusion générale :

Pour conclure, notre but à travers cette réalisation était la visualisation d'un signal ECG sur un Smartphone, en autre terme, l'accomplissement du monitoring de l'activité électrique du cœur. Nous avons commencé par la conception d'un circuit électronique basé sur l'amplification d'instrumentation (INA126) et d'autres types d'amplificateurs sur différents étages. Tout ceci en respectant la contrainte du taux de rejection en mode commun qui doit être sauvegardé et respecté en matière de valeur. Le circuit de compensation du zéro est le circuit en charge de cette tâche.

Notre circuit est caractérisé par trois capteurs ; le premier est posé sur le bras droit et relié à la broche négative de l'amplificateur d'instrumentation le deuxième sur le bras gauche et relié à la broche positive, le troisième est fixé au niveau du pied droit, ce circuit va faire augmenter le TRMC due à l'effet capacitif du corps humain, ce phénomène va induire à une erreur ou plus exactement une différence dans le gain de rejet en mode commun. L'ajout d'amplificateur de type TL 084 est également nécessaire pour remédier à cette problématique.

L'introduction d'une carte Arduino a pour but la digitalisation du signal. Nous avons réalisé un organigramme et par la suite un programme adapté qui converti et stock un octet de données pour ensuite les transmettre via la norme de communication Bluetooth.

Coté réception, une application Android a été réalisée et installée sur un smartphone qui nous notifie l'absence d'une connexion Bluetooth. En cas de présence, le programme passe à l'authentification puis au jumelage. Dans ces conditions, la transmission commence et de facto l'affichage suivra et se fera comme dans un électrocardiogramme normal, l'écran d'affichage fera office de tracé.

Le dernier chapitre contient des illustrations qui montrent explicitement le fonctionnement de la partie Software et Hardware. Pour finir notre projet on peut dire que plusieurs notions comme le traitement de signaux, d'asservissement et de systèmes embarqués ont été introduites dans ce travail, ce qui ouvre plusieurs perspectives dans l'électronique médicale et le développement en matière de confort et d'accessibilité.

Bibliographie :

- [1] https://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur#Anatomie_compar%C3%A9
- [2] <https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectrocardiographie>.
- [3] <https://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur#Pathologies>
- [4] <http://sante.lefigaro.fr/sante/examen/electrocardiogramme/pourquoi-electrocardiogramme>
- [5] <https://fr.my-ekg.com/generalites-ecg/electrodes-ecg.html>
- [6] https://fr.wikipedia.org/wiki/Amplificateur_de_mesure
- [7] https://fr.wikipedia.org/wiki/Taux_de_r%C3%A9jection_du_mode_commun
- [8] www.ti.com/lit/gpn/INA126
- [9] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Arduino>
- [10] <https://www.carnetdumaker.net/articles/la-conversion-analogique-numerique-avec-arduino-genuino/>
- [11] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [12] <https://pecquery.wixsite.com/arduino-passion/copie-de-le-detecteur-a-ultrasons-h-1>
- [13] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Android>
- [14] https://fr.wikipedia.org/wiki/App_Invento
- [15] https://www.electronoobs.com/eng_arduino_tut20_1.php

Annexes :

Ina 122

APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA122. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins.

The output is referred to the output reference(Ref)terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to ensure good common-mode rejection. A resistance of 10Ω in series with the Ref pin will cause a typical device to degrade to approximately 80dB CMR.

SETTING THE GAIN

Gain of the INA122 is set by connecting a single external resistor, R_G , as shown:

$$G = 5 + \frac{200\text{k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Commonly used gains and R_G resistor values are shown in Figure 1.

The $200\text{k}\Omega$ term in equation 1 comes from the internal metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute values. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA122.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G , also affects gain. R_G 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1).

OFFSET TRIMMING

The INA122 is laser trimmed for low offset voltage and offset voltage drift. Most applications require no external

offset adjustment. Figure 2 shows an optional circuit for trimming the output offset voltage. The voltage applied to the Ref terminal is added to the output signal. An op amp buffer is used to provide low impedance at the Ref terminal to preserve good common-mode rejection.

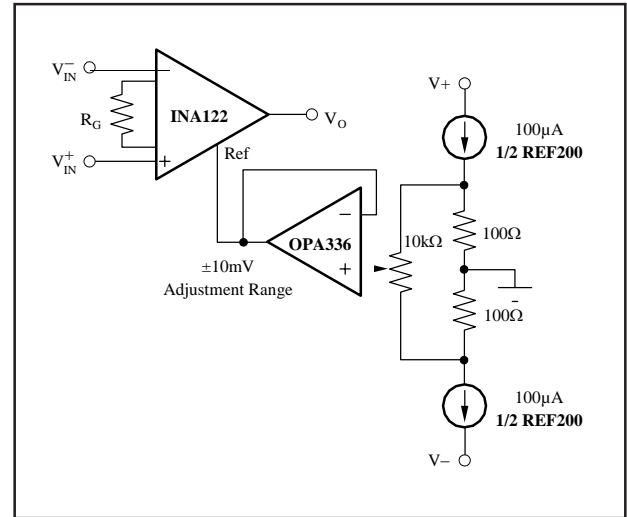


FIGURE 2. Optional Trimming of Output Offset Voltage.

INPUT BIAS CURRENT RETURN PATH

The input impedance of the INA122 is extremely high—approximately $10^{10}\Omega$. However, a path must be provided for the input bias current of both inputs. This input bias current is approximately -10nA (current flows out of the input terminals). High input impedance means that this input bias current changes very little with varying input voltage.

TL084

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

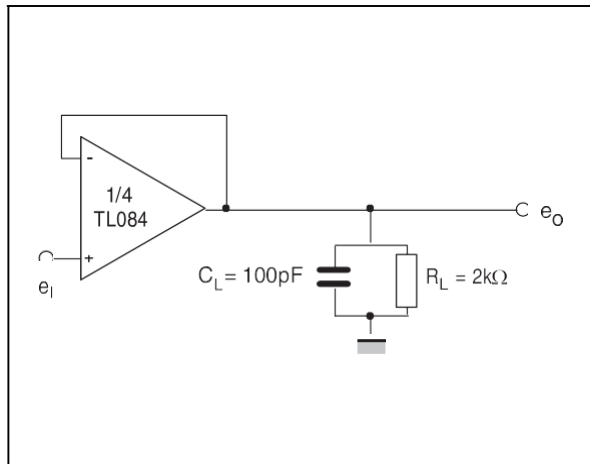
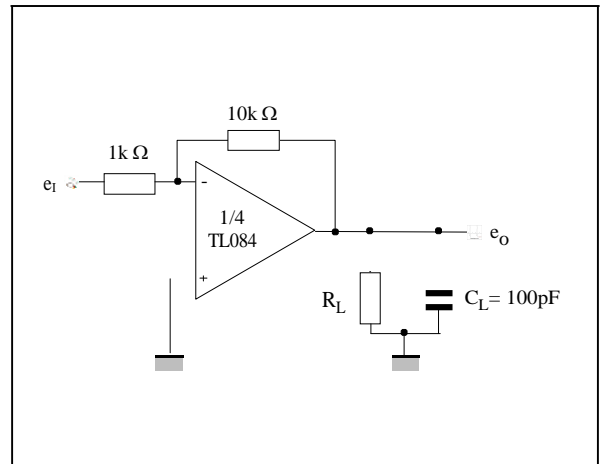


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier



Programme Arduino:

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial Blue(10,11); // RX, TX
const int ecg=0;
int value;

float tension;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Blue.begin(9600);
}

void loop()
{
  tension =map(analogRead(A0),0,1024,0,255);

  Serial.println(tension);

  Blue.write(tension);

  delay(100);
}
```

Application Android :

The image displays three distinct visual programming scripts from an Android application:

- Script 1 (Left):** A 'when Clicked -> Timer' event triggers a 'do' loop. It checks if 'BluetoothClient' is connected. If not, it calls 'BluetoothClient -> BytesAvailableToReceive'. If yes, it sets global variables 'X' and 'Y' based on 'ReceiveUnsignedByteNumber' and then calls 'Canvas1 -> DrawLine' with coordinates 'x1', 'y1', 'x2', and 'y2'. It also includes a 'Canvas1 -> Clear' block and a 'Show Warnings' button.
- Script 2 (Middle):** A 'when ListPicker1 -> BeforePicking' event sets 'ListPicker1 -> Elements' to 'BluetoothClient -> AddressesAndNames'. A 'when ListPicker1 -> AfterPicking' event calls 'BluetoothClient -> Connect' with the selected address, updates 'Label1 -> BackgroundColor', 'Label1 -> TextColor', and 'Label1 -> Text' to 'Connecté'. It also includes 'initialize global X to 0', 'initialize global Y to 0', and 'initialize global X_before to 0'.
- Script 3 (Right):** A 'when Screen1 -> Initialize' event checks if 'BluetoothClient -> Enabled'. If not, it calls 'Notifier -> ShowChooseDialog' with a message, title 'Alert', button text 'Activer', and cancelable 'false'. It also includes 'initialize global X to 0', 'initialize global Y to 0', 'initialize global X_before to 0', and 'initialize global Y_before to 0'.