

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
المركز الجامعي لعين تموشنت
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent
Institut des Sciences et de la Technologie Département
de Génie Electrique



Projet de fin d'études
Pour l'obtention du diplôme de Master en :
Domaine : SCIENCE ET TECHNOLOGIE
Filière : Génie électrique
Spécialité : électronique biomédicale

Thème

*Etude et conception d'un système dédié à la mesure de l'activité électrique
myocardique ECG*

Présenté Par :

- 1) SIDI ALI CHERIF ABD EL GHANI
- 2) BENTRARI OUM EL KHEIR HAYET

Devant les jurys composés de :

Bencherif Kaddour MAA C.U.B.B (Ain Temouchent) Président
Bendimered Mansouria MAA C.U.B.B (Ain Temouchent) Examinatrice
Badir Lahouaria MAB C.U.B.B (Ain Temouchent) Encadrant

Année universitaire 2015/2016

Dédicace :

Je dédie ce modeste travail à :

A mes parents MANKOURI Mama et Ahmed,

A ma sœur Souheyla et mon petit frère Amine,

A toute la famille MANKOURI et BENTRARI,

A Mlle BADIR,

A tout mes chers amis affectueusement Mohamed, Nabila,
Amina, Abd el ghani, Hamed, Sihem, et toute la promo EBM.

A tous ceux qui m'ont aidé à réaliser ce travail.

Tendrement Hayet

Dédicace :

Je dédie mon travail :

A mes chers parents BENOUIS Houaria, S.Mohamed ,

A ma petite sœur Samah,

A mes grands parents,

A mes très chères tantes Sabrina, Nadia,

A mes oncles Madjid, Taher et sa femme Fatima,

A tout mes amis sans oublier l'équipe de Radio Ain
Témouchent,

A Mlle BADIR et mon binôme Hayet.

Affectueusement Abd el ghani

Remerciements :

Tout d'abord nous remercions DIEU de nous avoir accordé la volonté et le courage pour accomplir ce dont nous avons toujours rêvé.

Nous tenons à remercier Monsieur BENCHERIF président de jury, Madame BENDIMRED responsable de GENIE BIOMEDICALE et membre de notre jury qui a su nous guider vers les bonnes références.

Nous remercions tout particulièrement Mademoiselle BADIR de nous avoir encadrés durant notre travail en étant toujours disponible et encourageante, pour son aide et conseils et pour ses grandes valeurs humaines.

Nous remercions aussi toute l'équipe de laboratoire de génie électrique du centre universitaire BELHADJ BOUCHAIB pour leur collaboration pendant tout le travail.

Nous voudrions remercier nos parents pour leur amour et leur soutien. Nous remercions affectueusement, nos sœurs et nos frères pour leurs encouragements.

Merci à tous eux qui nous ont aidés de près ou de loin durant ces années d'étude, nous ne pouvons conclure sans un mot de remerciement à tous nos enseignants durant notre période de formation.

Résumé

Le domaine médical a bénéficié ces dernières décennies du progrès réalisé dans les technologies de l'électronique. Actuellement, Le matériel, les systèmes et les appareils médicaux utilisent des composants électroniques de plus en plus spécifiques rendant ces instruments plus efficaces et répondant aux normes des utilisateurs.

Le travail proposé dans ce mémoire est un prototype médical qui permet de réaliser deux grandes parties dont la première est un Electrocardiographe capable de détecté un signal ECG avec toute ces ondes et intervalles via la carte Arduino et la deuxième est réservée à la télésurveillance de l'activité myocardique afin d'assurer un bon suivie du patient et pour cela une interface graphique sous environnement Visual Basic a été mise en point permettant ainsi : l'envoi de texte, fichier, tout en élaborant une base de données.

Mots clé : électrocardiographe, signal ECG, Arduino, Visual Basic, télésurveillance.

Abstract

The medical domain benefitted these last decades of the progress achieved in the technologies of electronics. Currently, the material, the systems and the medical devices use more and more specific electronic components which returning these more efficient instruments and respondent to the norms of the users.

The proposed work is a medical prototype that allows tow main parts, the first is an electrcariograph able to detect the ECG signal with all these waves and intrvals via Arduino cart and the second was reserved for remote monitoring of myocardial activity to assure a good daily monitoring of the patient for this a graphic user interface has been developped in Visual Basic allowing : the text sends, file, while elaborating a database.

Key words : electrocardiograph, ECG signal, Arduino, Visual Basic, remote monitoring.

الملخص

استفاد المجال الطبي في العشرية الأخيرة من التقدم المحقق في تكنولوجيا الإلكترونيات. حاليا تستخدم المعدات, و العتاد الطبي عناصر أكثر فأكثر خاصة تجعل من هذه المعدات أكثر فعالية استجابة لمعايير المستخدمين.

العمل المقترح في هذا البحث هو نموذج طبي يسمح بتحقيق جزئيين رئيسيين, الأول هو جهاز تخطيط القلب قادر على الكشف على إشارة التخطيط الكهربائي للقلب ECG مع جميع موجاته و فتراته عبر بطاقة Arduino و الثاني مخصص للمراقبة عن بعد لنشاط القلب لضمان رصد جيد لحالة المريض ولذلك قمنا بتطوير واجهة في بيئة Visual Basic تسمح بإرسال نص , ملف مع إعداد قاعدة بيانات .

الكلمات المفتاحية : جهاز تخطيط القلب , إشارة التخطيط الكهربائي للقلب ECG , Arduino , Visual Basic , المراقبة عن بعد.

Table des matières

Dédicace	i
Dédicace	ii
Remerciements.....	iii
Résumé (Français)	iv
Résumé (Anglais)	iv
Résumé (Arabe)	iv
Table des matières	v
Liste des figures	viii
Liste des tableaux	x
Glossaire	xi
Introduction générale	01

Chapitre I: Physiologie et base principale de l'ECG

I. Introduction	03
II. Base cardiologique	03
II.1. Système cardiologique	03
II.1.1. Anatomie du cœur	04
II.1.2. Connexions vasculaires	04
II.1.3. Appareils vasculaires	04
II.1.4. Tissu nodal et conduction	05
III. Physiologie cardiovasculaire	06
III.1. Activité mécanique	06
III.2. Activité électrique	07
III.2.1. Potentiel de repos et d'action	07
III.2.2. Automatisme	07
III.2.3. Conduction électrique du cœur	08
III.2.4. Couplage excitation-contraction	09
IV. Electrocardiographie	10
IV.1. Etat de l'art	10

IV.2. Différentes parties de l'ECG	11
IV.3. Les dérivations	12
IV.4. Ondes et intervalles	14
V. Conclusion	16

Chapitre II : Outils de développement

I. Introduction	18
II. Arduino	18
II.1. Définition de l'Arduino	18
II.2. Intérêt d'Arduino	18
II.3. Logiciel Arduino	20
II.4. Principe d'Arduino	21
II.5. Description de la barre des boutons	21
II.6. Description des menus	22
III. Visual Basic	22
III.1. Définition	22
III.1.1. Architecture client/serveur	23
III.1.2. Protocole TCP/IP	24
III.1.3. Contrôle Winsock	24
III.1.4. Bases de données	24
IV. La carte UNO	24
IV.1. Définition	24
IV.2. Caractéristiques de la carte UNO	25
IV.3. Brochage de la carte UNO	26
V. Le logiciel de stimulation Proteus ISIS	26
V.1. Définition	26
VI. Conclusion	28

Chapitre III : Réalisation pratique de l'ECG

I. Introduction	30
-----------------------	----

Table des matières

II.	Schéma synoptique général	30
III.	Etude pratique du dispositif	31
	III.1. Alimentation	31
	III.2. Détection du signal	31
	III.2. 1. Le choix du capteur	31
	III.2. 2. Les électrodes	32
	III. 2.3. Fixation des électrodes	32
	III.3. Circuits de mise en forme	32
	III.3.1. Amplification	33
	III.3.1.1. Amplificateur d'instrumentation (INA128)	33
	III.3.1.2. Amplificateur opérationnel (UA741)	34
	III.3.2. Filtrage	35
	III.3.2.1. Filtre passe haut	35
	III.3.2.2. Filtre twin T	36
	III.3.3. Circuit additionneur	37
	III.4. Acquisition du signal (ARDUINO)	38
IV.	Présentation de l'application VB	39
	IV.1. Accès à l'application	39
	IV.2. Menu principale	39
IV.3.	Présentation de la partie communication Client/Serveur	41
V.	Conclusion	45
	Conclusion générale	46
	Références Bibliographique	48

Annexe

Chapitre I :

Figure I.1- Anatomie du cœur et des vaisseaux associés	03
Figure I.2- Médiastin antérieur	04
Figure I.3- Valve aortique	05
Figure I.4- Valve mitrale et tricuspide	05
Figure I.5- Tissu nodal	06
Figure I.6- Systole et diastole	07
Figure I.7- Potentiels du tissu nodal	08
Figure I.8- Le système spécialisé d'excitation	10
Figure I.9- Ondes caractéristiques d'un signal ECG normal..	12
Figure I.10- Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des derivations bipolaires des membres	13
Figure I.11- Dérivations unipolaires	13
Figure I.12- Dérivations thoraciques	14
Figure I.13- Tracé ECG	15

Chapitre II :

Figure II.1- Carte Arduino	18
Figure II.2- Espace de développement Intégré Arduino	19
Figure II.3- Présentation de l'EDI	20
Figure II.4- Le TERMINAL SERIE	21
Figure II.5- La barre des boutons	22
Figure II.6- La barre des menus	22
Figure II.7- Interface utilisateur graphique	23
Figure II.8- Structure client/serveur	23
Figure II.9- Brochage de la carte UNO	26
Figure II.10- Interface du logiciel Proteus ISIS	27
Figure II.11- Interface ARES	28

Chapitre III :

Figure III.1- Schéma bloc général d'un ECG	30
Figure III.2- ICL7660	31
Figure III.3- Electrodes pinces et ventouse ECG	32
Figure III.4- Electrodes à usage unique	32
Figure III.5- Architecture interne du circuit intégré INA128	33
Figure III.6- Signal après INA 128	33

Listes des figures

Figure III.7- Architecture interne du circuit intégré UA741	34
Figure III.8- Signal après UA741	34
Figure III.9- Signal avec la composante continue	35
Figure III.10- Signal après le filtre passe haut	35
Figure III.11- Filtre twin T	36
Figure III.12- Le signal après le filtre twin T	36
Figure III.13- Circuit additionneur	37
Figure III.14- Schéma général d'un ECG sous PROTEUS	37
Figure III.15 Circuit imprimé de l'ECG	38
Figure III.16- Signal ECG sur ARDUINO	38
Figure III.17- Interface d'identification	39
Figure III.18- Interface Menu Serveur	40
Figure III.19- Interface Menu Client	40
Figure III.20- Interface de communication (Serveur)	41
Figure III.21- Interface de communication (Client)	42
Figure III.22- Fenêtre d'envoi de fichiers	42
Figure III.23- Fenêtre de réception de fichiers	43
Figure III.24- Interface de remplissage de la BDD	43
Figure III.25- Fenêtre d'envoi du signal ECG	44
Figure III.26- Fenêtre de réception du signal ECG	44

Annexe :

Figure A.1- Schéma général de l'ECG sous POTEUS Ares

Figure A.2- Circuit ECG en 3D

Chapitre I:

Tableau I.1- Valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque17

Chapitre II:

Tableau II.1- Caractéristiques de la carte UNO26

Glossaire

BDD : Base de données

Ca⁺² : Calcium

CAO : Conception assistée par ordinateur

ECG : Electrocardiographe

EDI : Espace de développement intégré

GUI : Interface utilisateur graphique

NAV : Nœud auriculo-ventriculaire

PCB : Printed circuit board (circuit imprimé)

RTC : Réseau téléphonique commuté

TCP/IP : Transmission control protocol/ Internet protocol

VCI : Veine cave inférieure

VCS : Veine cave supérieure

VP : Veine pulmonaire

Introduction générale

Afin d'assurer le bon fonctionnement du corps humain plusieurs organismes y participe parmi ces derniers nous distinguons le système cardiovasculaire constitué du cœur et du système vasculaire ; le cœur est le muscle le plus fort du corps, malgré ça il reste vulnérable au dysfonctionnement et plusieurs maladies pouvant l'affecter.

Parmi les examens les plus couramment effectués pour la détection des maladies cardiovasculaires on distingue l'électrocardiogramme d'où l'idée nous est venue de réaliser un dispositif électronique dédié à la mesure de l'activité électrique myocardique en détectant le complexes QRS pour chaque battement cardiaque. Ce complexe QRS est traduit sur un électrocardiogramme (ECG) qui est un signal de nature électro-physiologique dont le tracé matérialise l'activité électrique du cœur capté par des électrodes placées à la surface du corps.

La détection à pour but la localisation des différentes ondes de l'ECG. Nous observons particulièrement dans notre signal l'onde P qui renvoi à la dépolarisation des oreillettes, le complexe QRS qui conjugue la contraction des ventricules ainsi que l'onde T qui présente la relaxation de ces dernières, l'onde U est une petite déflexion parfois observée après l'onde.

Afin de pouvoir améliorer les performances de notre système nous avons opté pour l'électronique embarquée ou bien l'électronique programmée. L'utilisation de cette dernière est devenue une tendance de nos jours car elle nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Parmi nos contributions s'inscrit aussi l'implémentation software dédiée à la télésurveillance de l'état physiopathologique du patient réalisant un suivi thérapeutique, l'assistance médicale à domicile, l'archivage dynamique des résultats à des fins d'élaboration de bases de données, l'action thérapeutique en temps quasi réel en fonction de l'état physiopathologique du patient.

Dans notre PFE, nous avons consacré le premier chapitre à la représentation d'aspects physiologiques du système cardiaque ainsi que quelques bases de l'électrocardiographie et ces caractéristiques.

Le deuxième chapitre a fait l'objet d'exploitation des différents outils de développement que nous avons utilisé durant notre réalisation du projet.

Le troisième chapitre met en valeur l'étude du circuit ECG, ainsi que ses différents blocs et une présentation détaillée de chaque bloc en terminant avec les résultats que nous avons obtenu.

Enfin, une conclusion générale qui joint le contenu de ce projet de fin d'étude et présente les visions de ce thème de recherche.

Chapitre I

I. Introduction

Le corps humain est conçu d'un ensemble d'organismes indispensable au différent fonctionnement qui assure la survie de ce dernier. Parmi ces fonctionnements le système cardiovasculaire.

Notre projet de fin d'étude s'articule sur la réalisation d'un électrocardiogramme qui mesure l'activité électrique myocardique et pour se faire nous allons consacrer le premier chapitre afin d'introduire quelques bases cardiologiques nous allons ainsi définir l'ECG et parler de ces différentes parties puis ces dérivations et enfin ces ondes et intervalles.

II. Bases cardiologique

II.1. Système cardiovasculaire

Le cœur est un organe contractile qui assure la circulation sanguine. C'est un muscle strié creux séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche). Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène et assure la circulation pulmonaire; sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène et le propulse dans tous les tissus. Chacune des moitiés comporte une oreillette et un ventricule qui se communiquent par des valves d'admission qui, à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'artère pulmonaire et de l'aorte respectivement. La **Figure I.1**, illustre l'anatomie du cœur et des vaisseaux associés. Les parois du cœur sont constituées par le muscle cardiaque, appelé myocarde, composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaques ou cardiomyocytes [1].

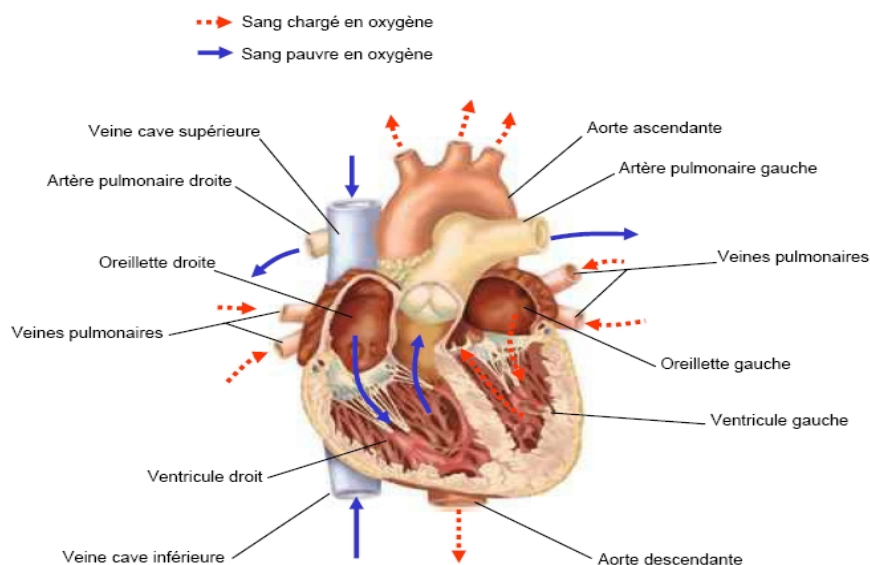


Figure I.1 - Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.

II.1.1. Anatomie du cœur

Le cœur, enveloppé du péricarde, est situé dans le médiastin antérieur **Figure I.2**. Il est situé entre les deux poumons, sur la coupole diaphragmatique gauche, en arrière du sternum et de la grille costale antérieure et en avant du médiastin postérieur, notamment de l'œsophage [2].

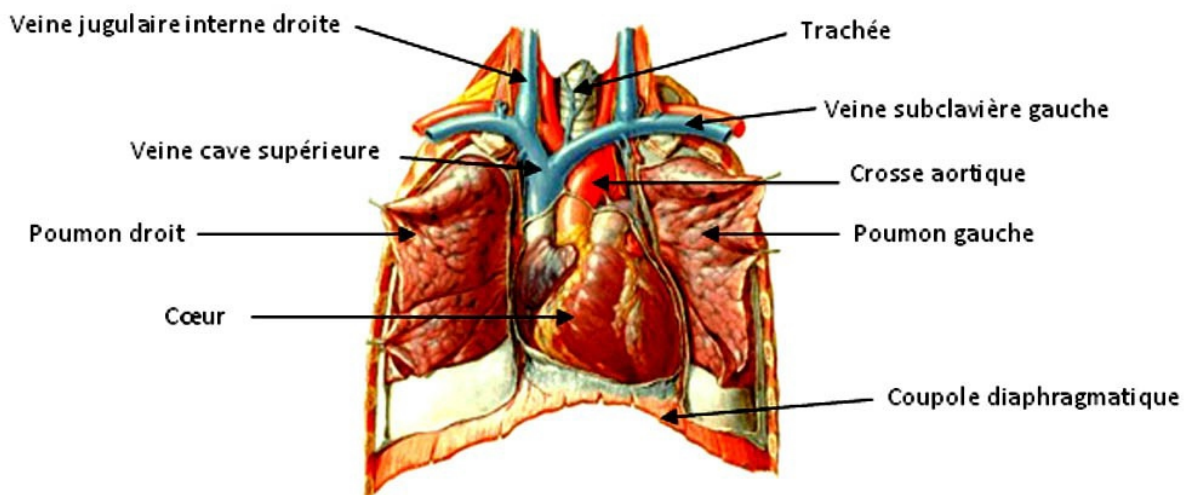


Figure I.2 - médiastin antérieur

II.1.2. Connexions vasculaires

- L'oreillette droite reçoit les veines caves inférieure (VCI) et supérieure (VCS) par lesquelles le sang veineux revient au cœur.
- Le ventricule droit se vide via l'orifice pulmonaire (P) dans l'artère pulmonaire (AP).
- L'oreillette gauche reçoit quatre veines pulmonaires (VP) qui drainent le sang oxygéné des poumons vers l'oreillette gauche.
- Le ventricule gauche se vide via l'orifice aortique dans l'aorte [2].

II.1.3. Appareils valvulaires

Les orifices artériels, pulmonaire et aortique **Figure I.3**, sont formés chacun d'un anneau fibreux et de 3 valvules dites sigmoïdes.

Il y a deux appareils valvulaires auriculo-ventriculaires **Figure I.4** formés d'un anneau fibreux et d'un système valvulaire constitué de valvules. L'orifice tricuspïdien a 3 valvules (Antérieure = A, Septale =S, Postérieure =P), le mitral possède deux valvules, (grande et petite valves) chacune étant divisée en 3 segments (A1, A2, A3 et P1, P2, P3) [2].

Les abouchements veineux (VCI, VCS, VP) n'ont pas de système valvulaire.

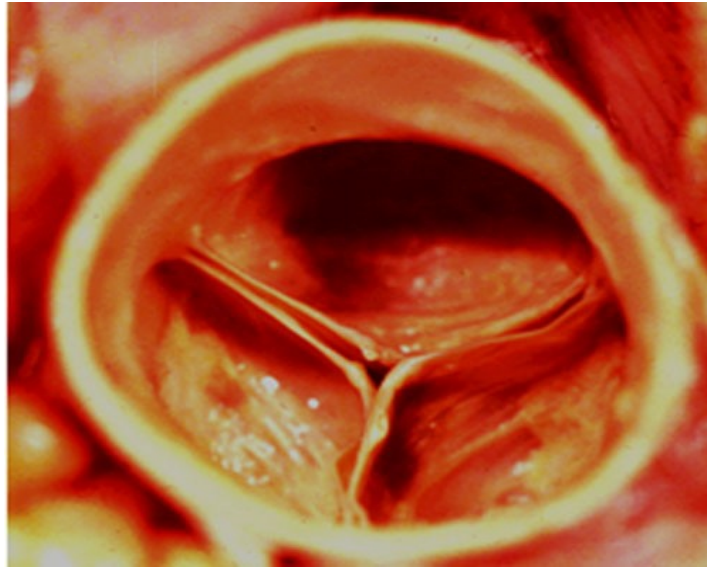


Figure I.3 - valve aortique

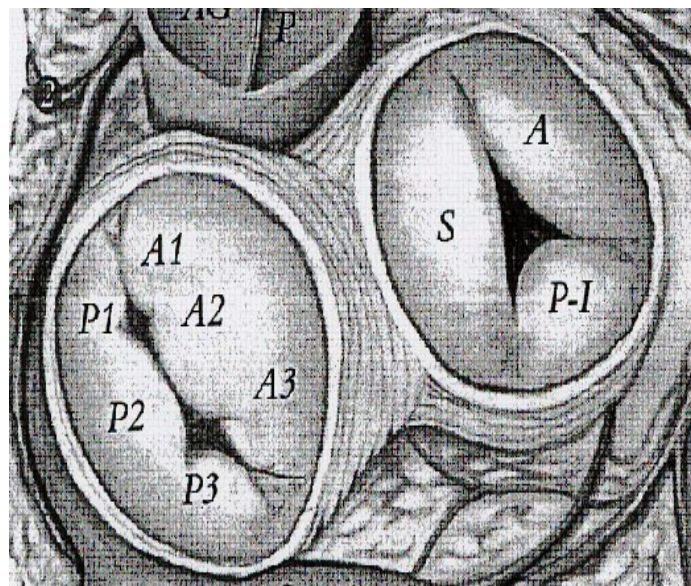


Figure I.4 -valve mitrale et tricuspide

II.1.4.Tissu nodal et conduction

Ce tissu spécifique intra-pariétal donne naissance aux impulsions électriques puis les conduit à grande vitesse vers les cellules myocardiques, engendrant ainsi les contractions cardiaques.

Il est formé du nœud sinusal **Figure I.5** siégeant dans la paroi de l'oreillette droite près de l'abouchement de la veine cave supérieure, du nœud auriculo-ventriculaire qui siège juste au niveau de la jonction de l'oreillette droite avec le ventricule droit. De ce nœud, naît le tronc du faisceau de His qui se divise ensuite en deux branches, droite (d) et gauche (g), puis se distribue grâce au réseau de Purkinje jusqu'au contact des cellules myocardiques[2].

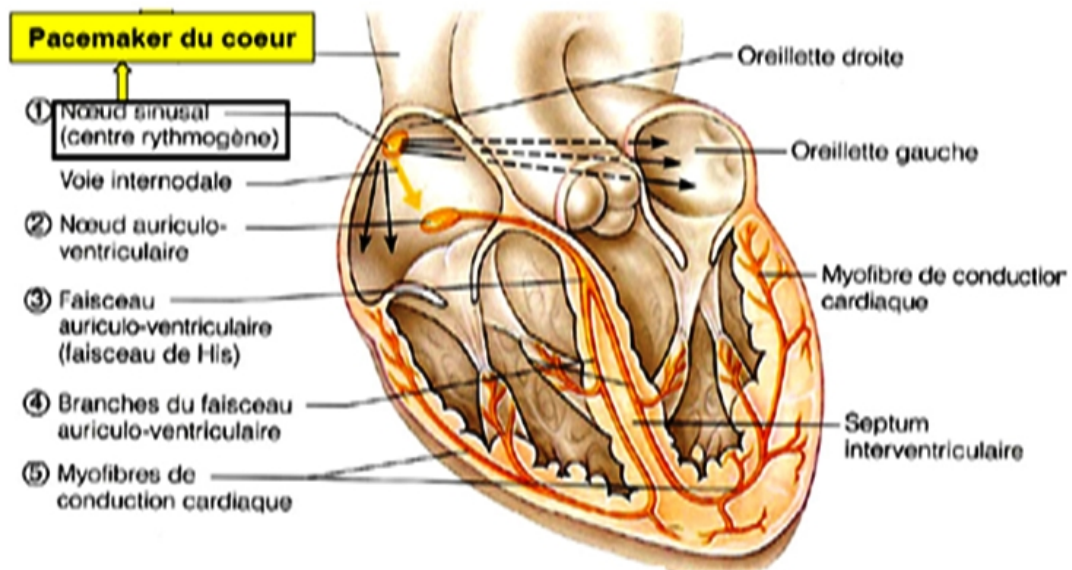


Figure I.5 - Tissu nodal

III. Physiologie cardiovasculaire

Le cœur peut être considéré comme une double pompe musculaire (cœur droit et cœur gauche) :

Il est animé essentiellement par le myocarde des ventricules droit et gauche, fonctionnant grâce au tissu nodal (où naît l'automatisme cardiaque) et à la circulation sanguine coronaire (apportant l'oxygène et l'énergie, et évacuant les déchets métaboliques).

Il pulse le sang de manière synchrone dans les circulations pulmonaire et systémique qui rétroagissent sur son fonctionnement, adaptant le débit sanguin qu'il produit aux besoins de l'organisme [2].

III.1. Activité mécanique

Le cycle de la circulation sanguine se répète constamment et se divise en deux périodes: la systole et la diastole **Figure I.6**.

La systole est la période correspondante à l'éjection du sang dans la grande et petite circulation ; elle se décompose en trois phases: la systole auriculaire, la contraction ventriculaire et la systole ventriculaire [3].

- La systole auriculaire est la contraction des oreillettes lorsque celles-ci sont remplies de sang.
- La contraction ventriculaire commence lorsque les cellules musculaires du myocarde ventriculaire se contractent.
- La systole ventriculaire commence lorsque les pressions dans les ventricules dépassent les pressions dans l'artère pulmonaire et l'aorte.

La diastole est la phase de relaxation du cœur pendant laquelle il se remplit de sang, cette période est composée de deux phases: la relaxation ventriculaire et la phase de repos.

- La relaxation ventriculaire fait suite à la systole. Les ventricules se relâchent, la pression chute jusqu'à être inférieure à celle exercée dans l'aorte et l'artère pulmonaire.

- La phase de repos est celle pendant laquelle le sang des veines caves et pulmonaires s'écoule librement dans les ventricules via les oreillettes [3].

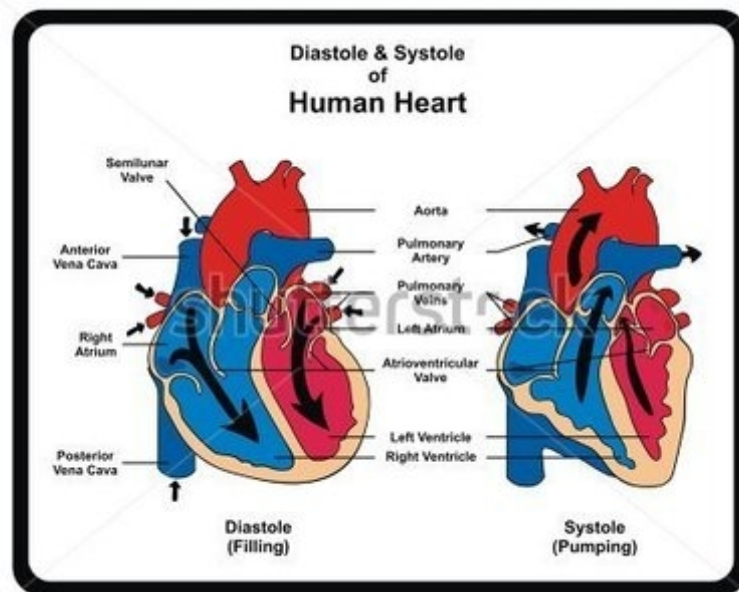


Figure I.6 - systole et diastole

III.2. Activité électrique

III.2.1. Potentiel de repos et d'action

Au repos, les cellules myocardiques sont « polarisées » avec une prédominance de charges positives à l'extérieur et de charges négatives à l'intérieur. Si deux microélectrodes reliées à un galvanomètre sont placées l'une en extracellulaire et l'autre dans une cellule, une différence de potentiel stable s'inscrit, différente selon le type cellulaire, de l'ordre de -90mV pour une cellule ventriculaire : c'est le *potentiel de repos transmembranaire*.

Si la fibre cardiaque est stimulée, un *potentiel d'action* apparaît, qui traduit les variations du potentiel transmembranaire en fonction du temps.

Ces variations résultent des mouvements ioniques à travers les membranes cellulaires [2].

III.2.2. Automatisme

L'automatisme cardiaque est la production par le tissu nodal d'une activité électrique répétitive, chaque impulsion électrique (potentiel d'action) entraînant la contraction du cœur. Cette activité électrique est produite par des échanges ioniques spontanés

(dépolarisation diastolique lente) au travers la membrane des cellules du tissu nodal permettant d'atteindre le potentiel de seuil qui déclenche le potentiel d'action. Puis survient une restauration (repolarisation).

Physiologiquement, ce sont les cellules du nœud sinusal **Figure I.7** qui commandent le rythme cardiaque appelé pour cela **rythme sinusal** [2].

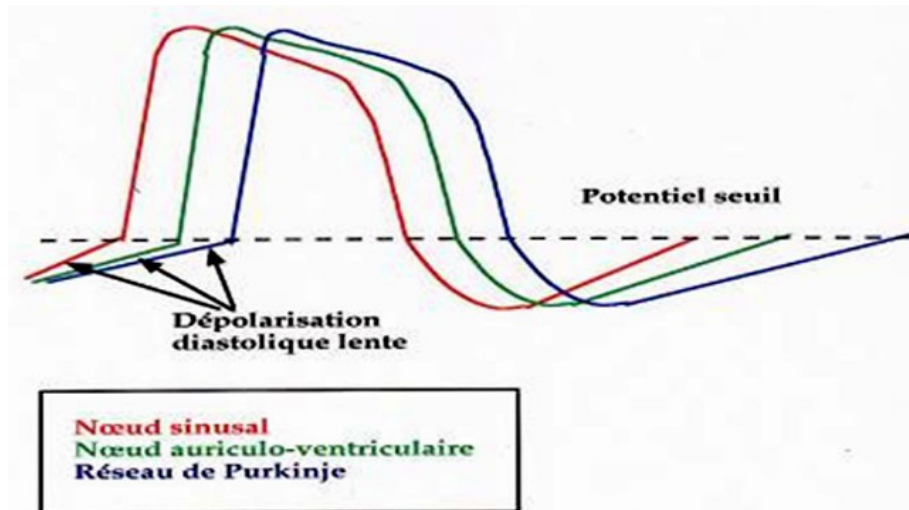


Figure I.7 : potentiels du tissu nodal

III.2.3. Conduction électrique du cœur

La contraction du muscle cardiaque (ou myocarde) a pour origine la propagation d'une onde électrique qui excite les cellules musculaires dans un ordre bien établi afin que la contraction soit la plus efficace possible. Le système spécialisé d'excitation/conduction électrique comprend: le nœud sinusal, les voies spécialisées internodales, le nœud auriculo-ventriculaire (NAV), le faisceau de His, les branches droite et gauche et les fibres de Purkinje, comme montré sur la **Figure I.8** [2].

L'activité électrique normale du cœur suit la séquence d'activation suivante :

Le nœud sinusal (NS)

L'activité électrique est générée spontanément dans le nœud sinusal qui est situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite, au niveau où débouche la veine cave supérieure. L'impulsion cardiaque initiée dans le nœud sinusal est transmise aux deux oreillettes. Cette activation est facilitée au moyen des voies spécialisées inter-nodales qui relient le nœud sinusal au nœud auriculo-ventriculaire [3].

Le nœud auriculo-ventriculaire (NAV)

Il est situé en bas de l'oreillette droite et est constitué de cellules qui présentent une conduction électrique lente. L'activation électrique qui arrive au NAV est physiologiquement ralentie (environ 100 ms) avant d'arriver au faisceau de His. Cette propriété physiologique du NAV permet de protéger les ventricules d'un nombre excessif d'activations du NAV et d'activations auriculaires et concède aux oreillettes un temps de vidange plus grand, ce qui optimise la contraction ventriculaire [3].

Le faisceau de His

Il est situé dans la partie haute du septum inter-ventriculaire et ses fibres traversent le tissu connectif (non excitable) qui sépare électriquement les oreillettes des ventricules. Dans les cas normaux, le NAV et le faisceau de His constituent la seule voie de propagation de l'activité électrique cardiaque entre les oreillettes et les ventricules. L'ensemble de ces deux structures est souvent appelé la jonction auriculo-ventriculaire. Le faisceau de His comprend un tronc initial qui se divise en deux branches, droite pour le ventricule droit et gauche pour le ventricule gauche [3].

Les fibres de Purkinje

Les branches du faisceau de His finissent dans un réseau de fibres qui arrivent dans les parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje terminent en anastomoses avec les fibres myocardiques musculaires, facilitant leur excitation [3].

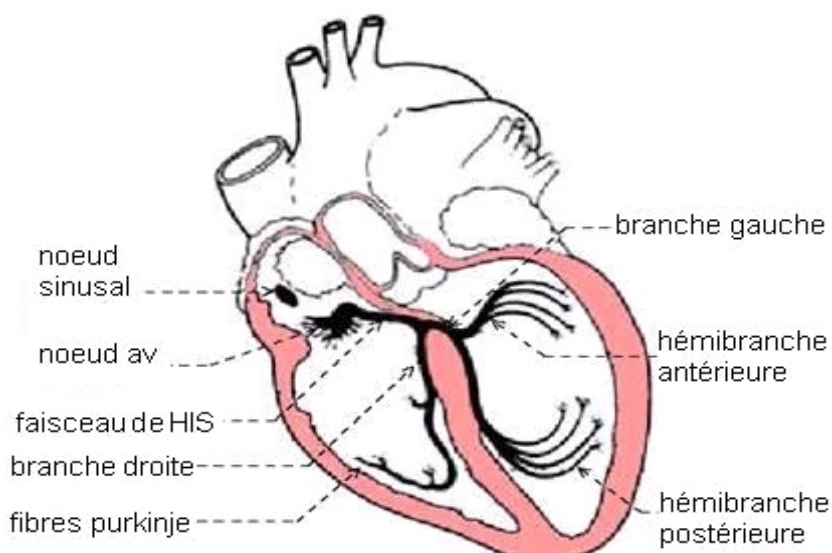


Figure I.8 - Le système spécialisé d'excitation

III.2.4. Couplage excitation-contraction

L'activité cardiaque est régie par une impulsion électrique qui prend sa source dans le nœud sinusal au sein même du cœur. Situé au niveau de la veine cave supérieure, dans

l'oreillette droite, ce nœud est constitué d'un ensemble de cellules auto-excitables qui génère un courant de dépolarisation 60 à 100 fois par minute. Il est le "pacemaker" du cycle cardiaque. La présence de jonctions ioniques entre les cellules musculaires du myocarde, les myocytes, permet à ce front de dépolarisation de se propager de manière isotopique à l'ensemble du myocarde [4].

Seule la présence d'une paroi fibreuse isolante entre les oreillettes et les ventricules impose à l'impulsion électrique de passer par le relais qu'est le nœud auriculo-ventriculaire. Ce nœud propage alors l'impulsion à l'ensemble du ventricule à travers un système de conduction rapide (1 à 3) constitué du faisceau de His et des fibres de Purkinje [4].

La propagation de cette impulsion électrique par dépolarisation des membranes cellulaires s'accompagne de la contraction des cellules rencontrées. La contraction des cellules dans le sens de la fibre musculaire fait intervenir une commande calcique : c'est la libération d'ions dans le milieu intracellulaire sous l'effet de la dépolarisation qui déclenche la contraction [4].

IV. Electrocardiographie

L'électrocardiographie est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur sous forme d'électrocardiogramme.

Le terme électrocardiogramme (ECG) désigne en général les techniques permettant de visualiser les différences de potentiel qui résultent de l'excitation du cœur. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées et celles non excitées du myocarde et sont mesurés entre deux points de la surface du corps. Une fibre cardiaque en cours de dépolarisation peut être assimilée à un dipôle électrique. A un instant donné le front de l'onde d'activation formé par l'ensemble des dipôles élémentaires crée un champ électrique qui est en fonction des moments dipolaires. L'enregistrement de l'évolution temporelle du champ électrique résultant, effectué au moyen d'électrodes cutanées, est nommé l'électrocardiogramme de surface et appelé simplement ECG [3].

IV.1. Etat de l'art

Les courants électriques qui circulent dans le cœur entraînent des potentiels électriques qui sont responsables de l'activité musculaire cardiaque. Ces potentiels électriques sont connus depuis les travaux de **Carlo Matteucci** en **1842**. Les premières expérimentations sont réalisées en **1878** par **John Burden Sanderson** et **Frederick Page** qui détectent à l'aide d'un **électromètre capillaire** les phases QRS et T. En **1887** le premier électrocardiogramme humain est publié par **Augustus D. Waller**. En **1895 Willem Einthoven** met en évidence les cinq déflexions P, Q, R, S et T, il utilise le **galvanomètre à cordes** en **1901** et publie les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques en **1906** [9]. Il obtiendra

en **1924** un **prix Nobel** pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de **1932** et les dérivations frontales unipolaires à partir de **1942**, ce qui permet à **Emanuel Goldberger** de réaliser le premier tracé sur 12 voies.

Une conférence internationale transatlantique a fixé en **1938** la position des dérivations précordiales V1 à V6.

Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardio-circulatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.

IV.2. Différentes parties de l'ECG

Le signal ECG est composé de plusieurs ondes qui correspondent à l'activité électrique des diverses régions du cœur, autrement dit est un signal informatif. Il fournit au clinicien des informations sur les propriétés fonctionnelles des tissus cardiaques selon :

- Leurs amplitudes des ondes qui interprètent l'état des cavités.
- Leur différent segment (temps) qui interprète l'état du réseau de conductivité (le faisceau de HIS, réseau de PURKINJE...).

En effet, Toute anomalie dans le signal ECG traduit des problèmes de conduction électrique du myocarde et donc de contraction. Dans le cadre des maladies coronaires, la seule analyse fine du signal ECG permet de localiser anatomiquement les zones du cœur en ischémie (défaut d'irrigation Sanguine).

Les critères de normalité de l'ECG évoluent avec l'âge et tiennent compte des grandes variations individuelles liées en particulier à la position du cœur dans le thorax.

Pour interpréter le tracé de chaque dérivation, il faut bien connaître la progression de l'excitation du cœur et la position des électrodes par rapport à celui-ci. Il y a normalement trois ondes successives : l'onde P, le complexe QRS et l'onde T **Figure I.9**.

- L'onde P correspond à la dépolarisation des oreillettes.
- Le complexe QRS correspond à la dépolarisation des ventricules.
- L'onde T correspond à la repolarisation des ventricules.

Comme ces ondes correspondent à la dépolarisation et la repolarisation qui sont à l'origine de la contraction et du relâchement du cœur, les événements mécaniques du cycle cardiaque sont un peu en retard par rapport à l'activité électrique [4].

1. l'activité électrique du nœud sinusal ne produit pas un courant suffisant pour qu'il soit détecté à la surface du Corp. La première onde enregistrée, l'onde P, correspond à la progression de l'excitation dans le muscle des oreillettes.

2. sur un ECG normal, la repolarisation des oreillettes n'est pas visible. Elle a lieu en même temps que la dépolarisation des ventricules est masquée par le complexe QRS.

3. l'amplitude de l'onde P est beaucoup plus petite que celle de l'onde QRS parce que la

masse musculaire des oreillettes est beaucoup plus petite que celle des ventricules et donne lieu, par conséquent, à un courant plus faible [4].

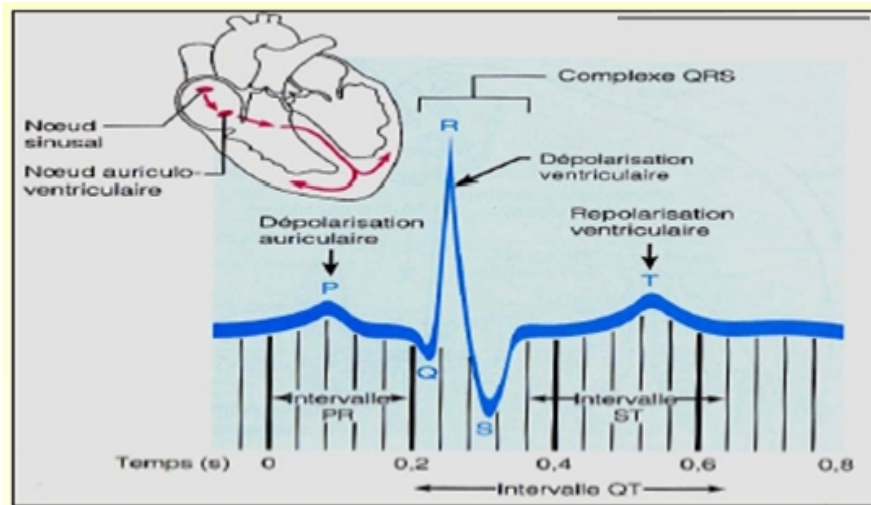


Figure I.9 - Ondes caractéristiques d'un signal ECG normal

IV.3. Les dérivations

Généralement les appareils électrocardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiel en même temps, selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le thorax et les membres. Chaque mesure de ces potentiels correspond à une dérivation de l'ECG. Un système de dérivations consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune étant définie par la disposition des électrodes sur le corps du patient [3].

L'emplacement des électrodes est choisi de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

Il est important d'avoir une standardisation de positionnement des électrodes (dérivations) pour que l'évaluation clinique du signal ECG soit faite. En pratique, douze dérivations sont utilisées dans les plans frontal et transversal pour explorer l'activité électrique du cœur. On distingue :

Trois dérivations bipolaires (ou dérivations standard) :

Elles ont été déterminées par Einthoven (Einthoven, 1906) et ils sont appelées bipolaires car le potentiel est mesuré entre deux électrodes. Elles sont obtenues à partir des potentiels du DI, DII, DIII obtenues par permutation des électrodes placées sur le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche de la manière suivante :

$$DI = VL - VR$$

$$DII = VF - VR$$

$$DIII = VF - VL$$

Où VR correspond au potentiel au bras droit, VL correspond au potentiel du bras gauche et VF correspond au potentiel de la jambe gauche [9]. La jambe droite est reliée à la masse. Les vecteurs obtenus forment alors un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven

comme donné sur la **Figure I.10** [3].

Trois dérivations unipolaires aVR, aVL, aVF :

Les dérivations unipolaires des membres permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles ont été déterminées par Wilson (Wilson et al, 1934). Ces dérivations permettent de mesurer la tension entre un point de référence et le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche respectivement. Le point de référence est réalisé par la moyenne des signaux qui apparaissent sur les deux autres membres qui ne sont pas en observation. A cet effet, on utilise des résistances de valeur élevée, supérieure à 5M Ω . La **Figure I.11** montre les dérivations unipolaires [3].

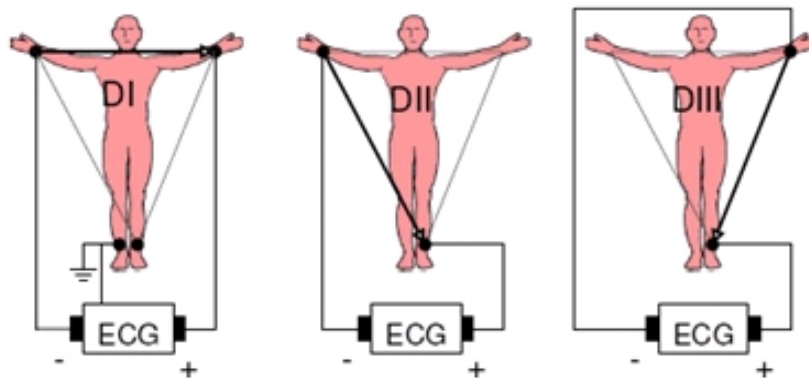


Figure I.10 - Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres

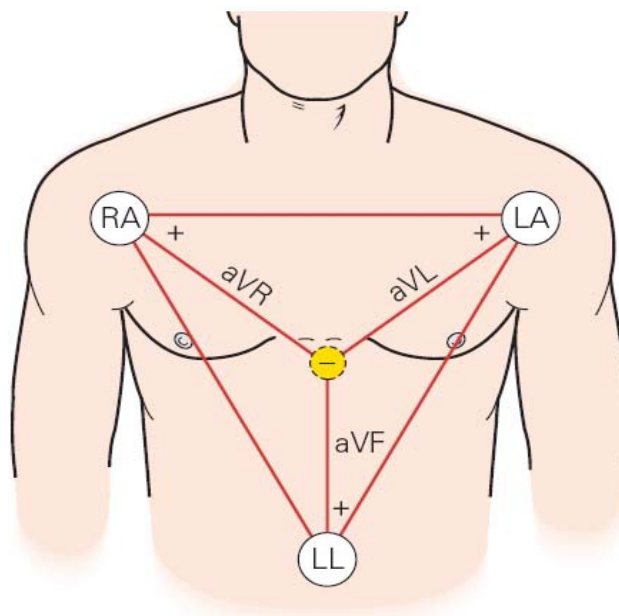


Figure I.11 - Dérivations unipolaires

Six dérivations précordiales :

Ce sont des dérivations unipolaires mises au point par Wilson (Wilson et al, 1944). 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 I.12** [3].

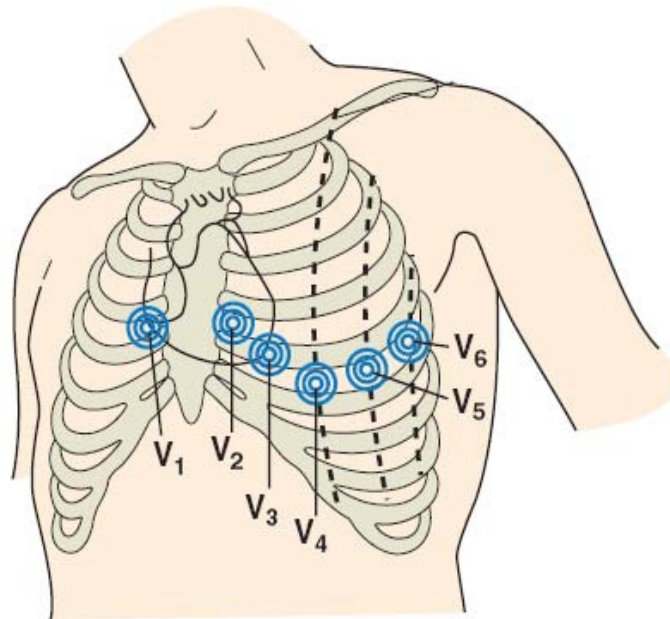


Figure I.12 - Dérivations thoraciques

- V1 : 4e espace intercostal au bord droit du sternum;
- V2 : 4e au bord gauche du sternum;
- V3 : à mi-distance entre V2 et V4;
- V4 : 5e espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire;
- V5 : même niveau horizontal que V4 sur la ligne axillaire antérieure gauche;
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5 sur la ligne axillaire moyenne gauche.

Dans certains cas, on peut ajouter :

- V3R, V4R : localisation symétrique à V3 et V4 sur l'hémi thorax droit (diagnostic de l'hypertrophie ventriculaire droite, de l'infarctus du ventricule droit);
- V7, V8, V9 : même niveau horizontal que V4, V5, V6 sur la ligne axillaire postérieure gauche [3].

IV.4. Ondes et intervalles

Le processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se présente dans l'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique sinon elles sont dites négatives.

Pour chaque battement cardiaque l'ECG enregistre principalement trois ondes successives comme montré sur la **Figure I.13** [3].

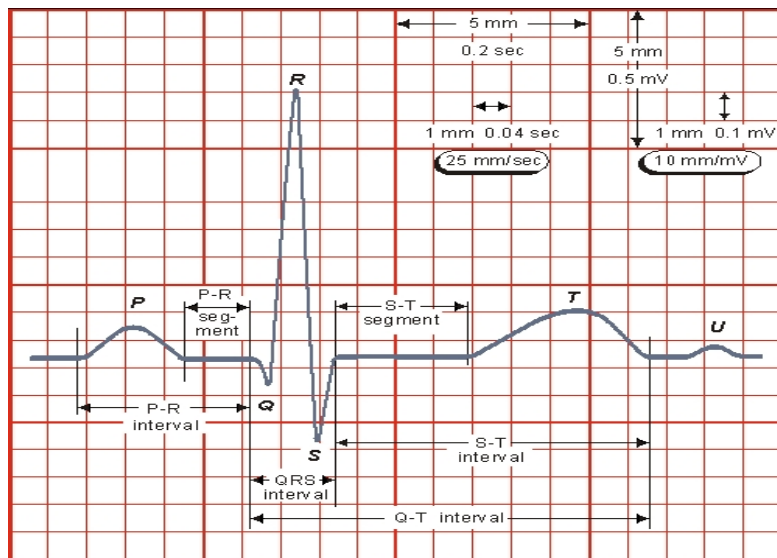


Figure I.13 -Tracé ECG

L'onde P

Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms. Généralement son observation est difficile, spécialement dans des conditions bruitées. Il faut noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante.

Le complexe QRS

Il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Il est constitué de trois ondes consécutives : l'onde Q qui est négative, l'onde R qui est positive dans un ECG normal et l'onde S qui est négative. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms.

L'onde T

Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peut être négative, positive ou biphasique et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS. Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des événements opposés, l'onde T est normalement du même signe que l'onde R, ce qui indique que la dépolarisation et la repolarisation ne sont pas symétriques.

L'intervalle RR

Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée la

fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.

Le segment ST

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.

L'intervalle PQ

Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

L'intervalle QT

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine [3].

Tableau I.1 - Valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaques

	Onde P	Intervalle PQ	Complexe QRS	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde T
Durée (sec)	0.08-0.1	0.12-0.2	0.08	0.20	0.36	0.2
Amplitude (mV)	(Pa) 0.25	Isoélectrique e 0	Q<0, R>0, S<0	Isoélectrique e 0	-	Ta>0

V. Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté les éléments de base de l'électrophysiologie du cœur suivie par une introduction sur l'anatomie du cœur humain, nous avons décrit brièvement l'activité mécanique du cœur ainsi que le système de conduction électrique du cœur. Ces notions sont indispensables pour la bonne compréhension de notre étude par la suite.

Chapitre I: Physiologie et bases principales de l'ECG

Nous avons terminé ce chapitre par donner les différents intervalles de l'électrocardiogramme et pour réaliser l'ECG on a besoin d'introduire des outils qui nous en permis une bonne conception et qui seront développer dans le deuxième chapitre.

Chapitre II

I. Introduction

Les outils technologiques ne cessent de se révolutionner. De façon plus spécifique les logiciels informatiques qui sont toujours en voie de développement.

Dans ce chapitre nous citerons l'intérêt des outils qui ont été utile lors de notre étude pratique de l'ECG, nous commencerons par décrire la carte Arduino, ensuite nous nous intéresserons à l'environnement de programmation Visual Basic, puis nous introduirons la carte UNO, en terminant avec une exposition du logiciel de stimulation Proteus ISIS.

II. Arduino

II.1. Définition de l'Arduino

Le système Arduino est une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur un microcontrôleur (famille AVR), et un environnement de développement intégré flexible et facile à utiliser afin d'écrire, compiler et transférer le programme vers le microcontrôleur [1].

La **Figure II.1** représente la carte Arduino.

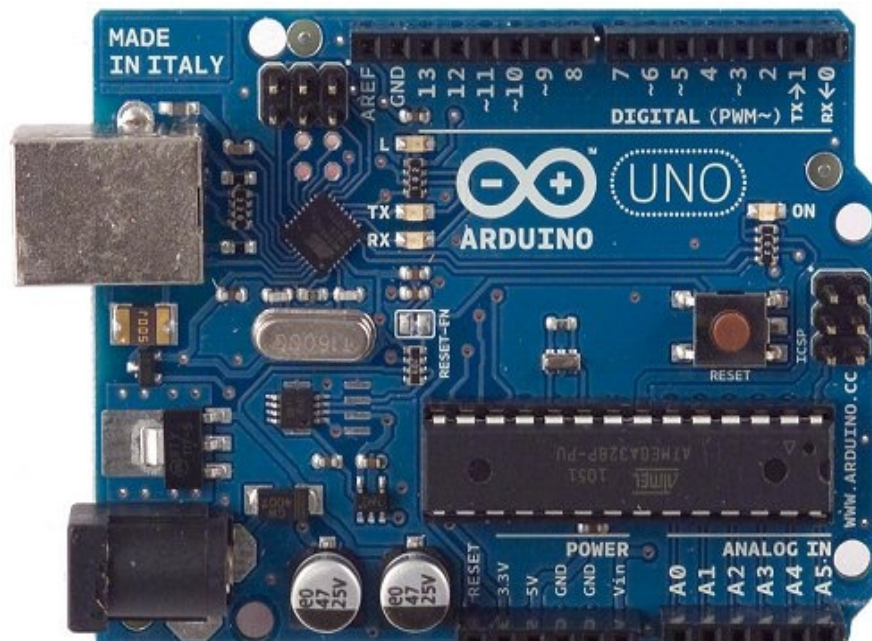


Figure II.1- Carte Arduino

II.2. Intérêt d'Arduino

De nombreuses plateformes nous donnent la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Ces outils prennent en charge les tâches compliquées de la programmation des microcontrôleurs et les fournit dans une présentation facile à utiliser. De même le système Arduino abrège la façon de travailler avec les

Chapitre II : Outils de développement

microcontrôleurs tout en procurant beaucoup d'avantages :

- ❖ Economique : les cartes Arduino représente un bon marché et l'éditeur est gratuit.
- ❖ Se programme facilement : le langage Arduino est très simple.
- ❖ Multiplateforme : c'est un système qui peut s'installer sur différents systèmes d'exploitation (Windows, Mac, Linux).
- ❖ Logiciel et matériel Open Source :
 - ✓ Logiciel Open Source : Le logiciel Arduino et le langage Arduino sont publiés sous licence open source, disponible pour être complété par des programmeurs expérimentés. Le langage peut être aussi étendu à l'aide de bibliothèques C++, et les personnes qui veulent comprendre les détails techniques peuvent reconstruire le passage du langage Arduino au langage C pour microcontrôleur AVR sur lequel il est basé. De la même façon, on peut ajouter le code du langage AVR-C directement dans les programmes Arduino.
 - ✓ Matériel Open source : Les cartes Arduino sont basées sur les microcontrôleurs Atmel ATMEGA8, ATMEGA168, ATMEGA 328, etc... Les schémas des modules sont disponibles, et les concepteurs de circuits expérimentés peuvent réaliser leur propre version des cartes Arduino, en les complétant et en les améliorant [1].

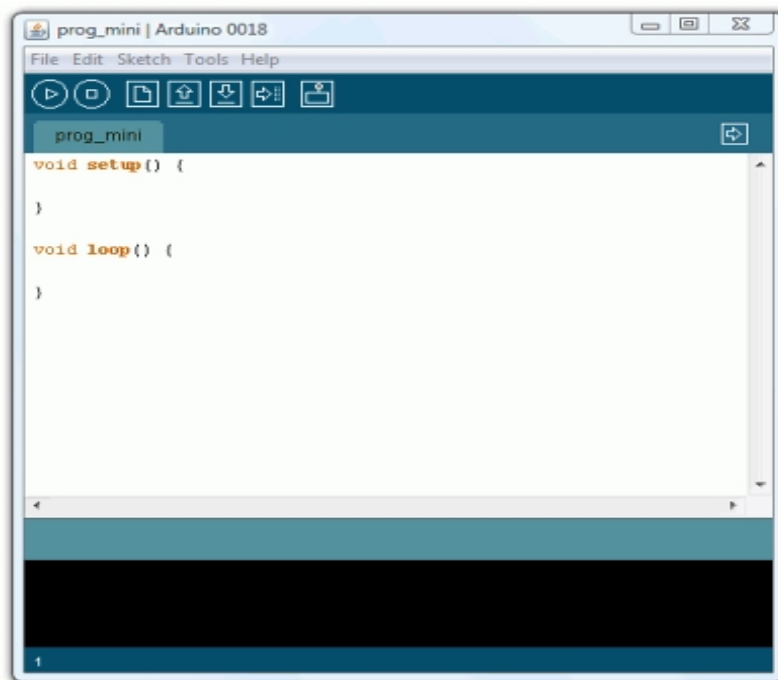


Figure II.2 - Espace de développement Intégré Arduino

II.3. Logiciel Arduino

L'environnement de programmation Arduino illustré dans la **Figure II.2** est une application écrite en Java, il permet de :

- ❖ Ecrire et compiler un programme pour la carte Arduino.
- ❖ Convertir un programme en une série d'instructions compréhensibles par la carte.
- ❖ Communiquer avec la carte Arduino.

L'espace de développement intégré (EDI) **Figure II.3** comporte :

- ❖ Une barre de menus
- ❖ Une barre de boutons pour l'accès aux fonctions essentielles du logiciel.
- ❖ Une fenêtre d'édition pour écrire le code de programme, à l'égard d'onglets de navigation.
- ❖ Une zone de messages qui indique l'état des actions en cours.
- ❖ Une console texte qui affiche les messages du résultat de la compilation du programme [1].

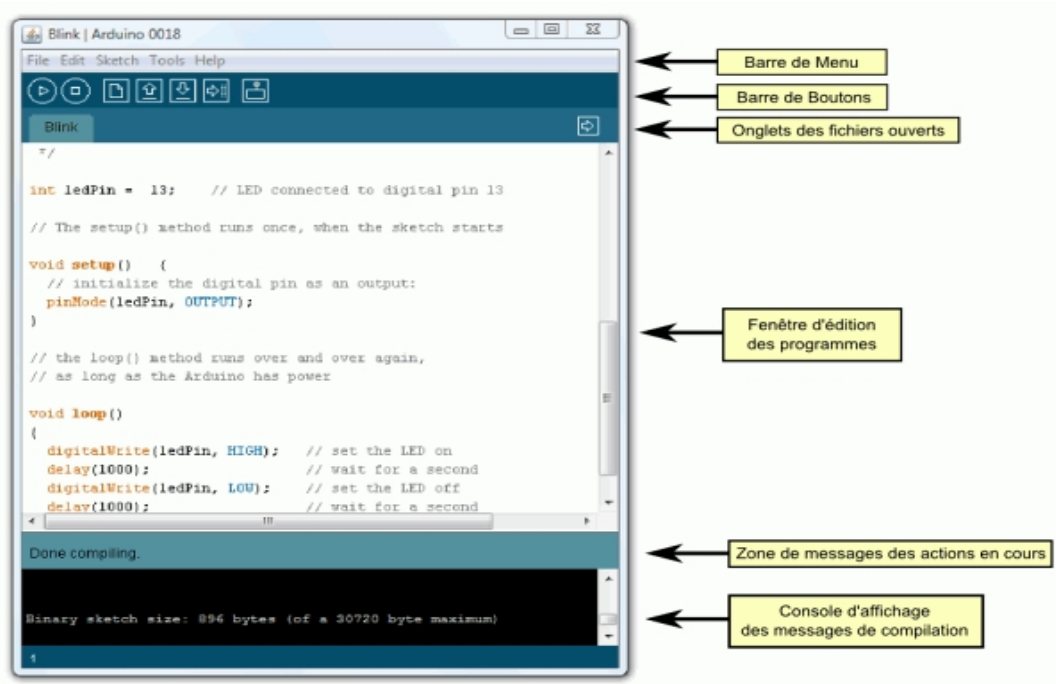


Figure II.3 - Présentation de l'EDI

Le logiciel Arduino donne accès à une fenêtre séparée (TERMINAL SERIE) **Figure II.4** qui a comme but d'afficher des messages textes reçus de la carte Arduino et d'envoyer des caractères vers la carte.

C'est un élément indispensable pour l'amélioration et la correction des programmes.

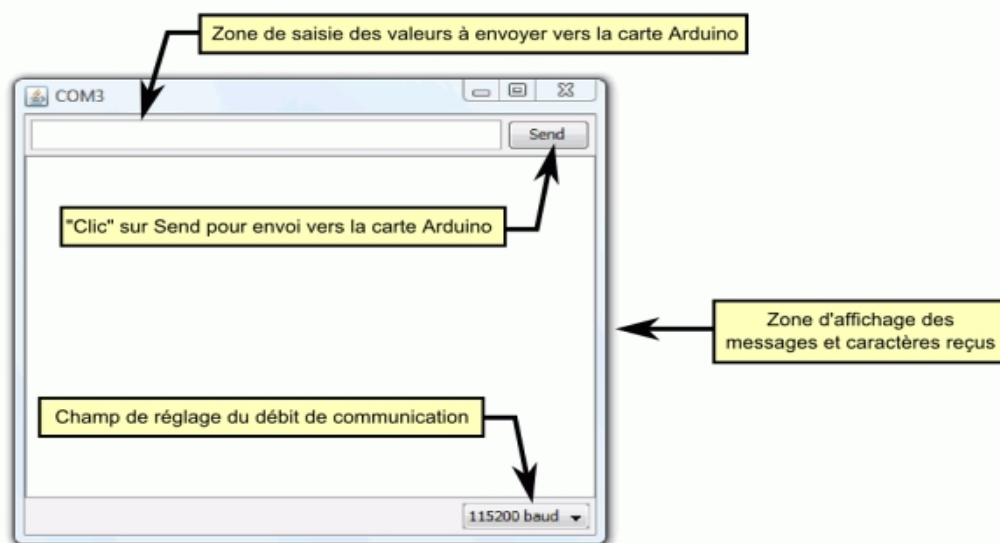


Figure II.4 - Le TERMINAL SERIE

II.4. Principe d'Arduino

Le code écrit à l'aide du logiciel Arduino est appelé un programme (sequence-sketch en anglais).

- ✓ Ce programme est écrit dans la fenêtre d'édition qui a comme fonctionnalités de copier et coller, rechercher et remplacer le texte.
- ✓ La zone de messages donne l'état de l'opération en cours et affiche les erreurs.
- ✓ La console texte affiche les messages d'erreurs plus détaillés et autres informations utiles.
- ✓ La barre de boutons permet de vérifier la syntaxe et de transférer les programmes, créer, ouvrir, et sauvegarder le code.
- ✓ La barre de menus donne la possibilité d'accéder à toutes activités du logiciel Arduino [1].

II.5. Description de la barre des boutons Figure II.5

- ✓ Vérifier/compiler : vérifie le code en recherchant l'erreur.
- ✓ Stop : arrête les boutons activés.
- ✓ Nouveau : ouvre une nouvelle fenêtre d'édition vierge.
- ✓ Ouvrir : ouvre la liste de tout les programmes déjà sauvegarder au par avant.
- ✓ Transférer vers la carte : compile et transfert le code vers la carte Arduino.
- ✓ Moniteur série : ouvre la fenêtre (TERMINAL SERIE) [7].

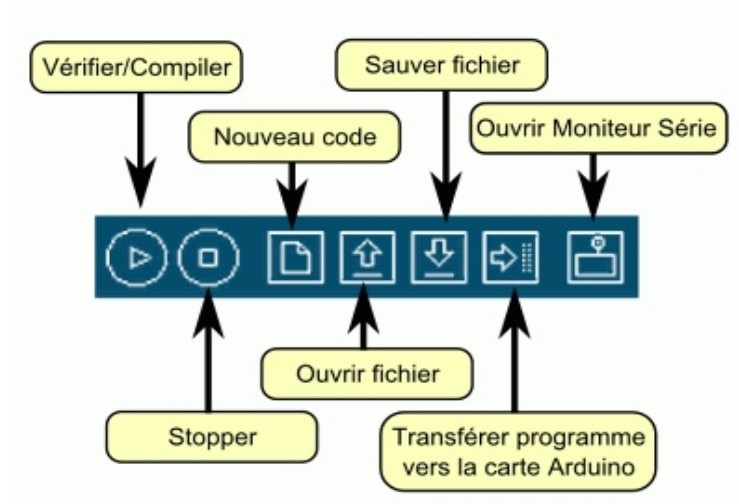


Figure II.5 - La barre des boutons

II.6. Description des menus Figure II.6

- ✓ File (fichier) : propose des actions usuelles pour gérer les fichiers.
- ✓ Edit (éditer).
- ✓ Sketch (programme) : il contient un menu de fonctions :

- ❖ Compiler et vérifier le programme
 - ❖ Ajouter une librairie au programme
 - ❖ Ouvrir le répertoire courant du programme
 - ❖ Ajouter un fichier source au programme
- ✓ Tools (outils) : ce menu est consacré à :
- ❖ La mise en forme automatique
 - ❖ La sélection de la carte Arduino utilisée
- ✓ Help (aide) : propose tout ce qui est utile lors de l'écriture des programmes [7].

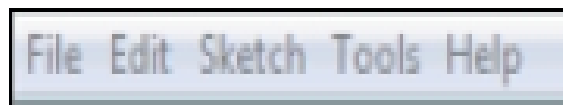


Figure II.6 - La barre des menus

III. Visual Basic

III.1. Définition

C'est un outil de programmation dédié au développement rapide d'applications, il dispose d'un environnement de développement intégré (EDI) afin de créer, exécuter et déboguer les programmes d'une manière efficace. De plus une interface utilisateur graphique (GUI) **Figure II.7** il contient des caractéristiques telles la manipulation d'événement, la gestion d'erreurs, la programmation structurée [8].

- Le terme Visual (visuel) fait référence à la méthode utilisée pour créer ce que l'utilisateur voit (GUI).
- Le terme Basic (de base) fait référence au langage de programmation BASIC (Beginners All-Purpose Symbolic Instruction Code).

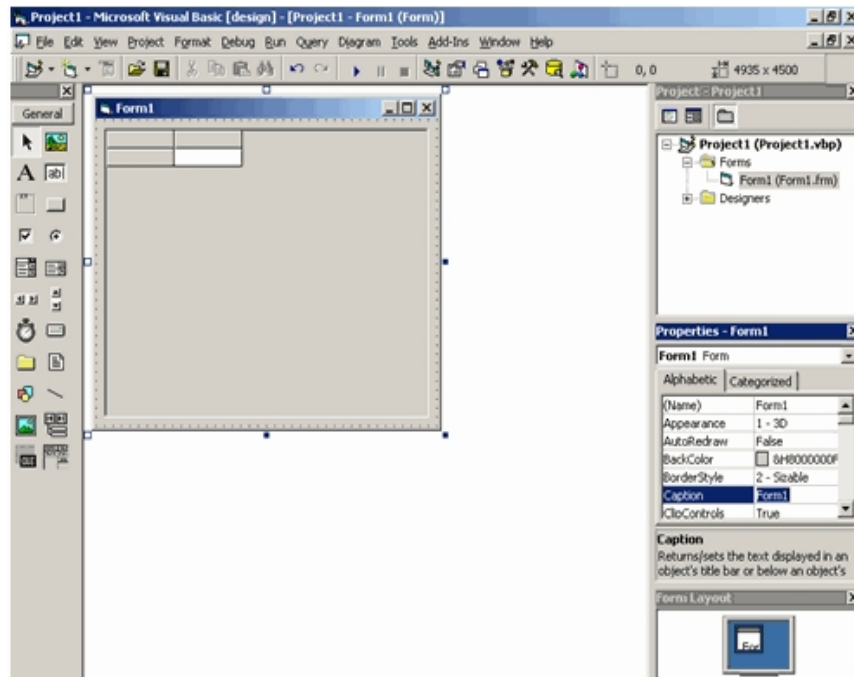


Figure II.7 - Interface utilisateur graphique

III.1.1. Architecture client/serveur Figure II.8

Afin de relier les différents acteurs de la télémédecine, des supports physiques (réseaux informatiques) et des protocoles de communication doivent permettre des échanges de données sûrs, rapides et sécurisés. Le réseau informatique utilisé peut être local ou élargi (réseau longue distance). Des liaisons permettant de véhiculer des données utiles à la télémédecine en utilisant le réseau téléphonique commuté (RTC) sous protocole TCP/IP [5].

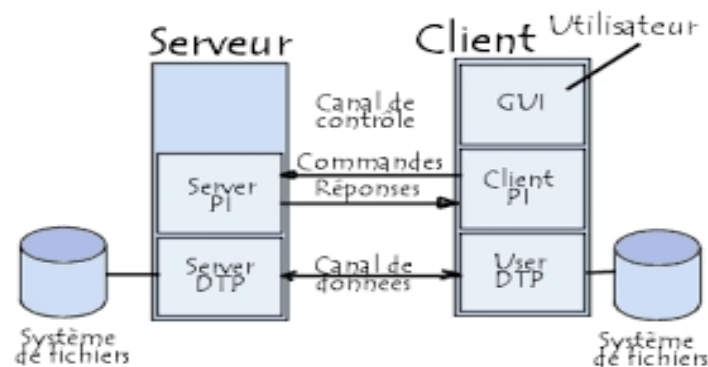


Figure II.8 - Structure client/serveur

III.1.2. Protocole TCP/IP

La transmission distante des signaux électrocardiographiques se fait selon le protocole TCP/IP.

TCP/IP représente l'ensemble des règles de communication sur internet. Chaque dispositif du réseau porte une adresse IP afin de pouvoir acheminer des paquets de données.

TCP/IP est très répandu, car sa robustesse a été prouvée (quelques millions de machines

interconnectées dans le monde). Tous les applicatifs réseaux doivent pouvoir communiquer entre eux, quel que soit l'architecture ou la plateforme utilisée. Pour cela, les opérations sur les réseaux ont été divisées en plusieurs phases de base, de manière à simplifier la portabilité des applicatifs sur toutes les plateformes [10].

III.1.3. Contrôle Winsock



Le contrôle Winsock est indispensable pour la communication entre ordinateurs. Il s'appuie notamment sur le protocole TCP/IP qui est le langage commun utilisée par la plupart des ordinateurs pour communiquer. Winsock est souvent utilisée pour créer des applications client/serveur [13].

III.1.4. Bases de données

- Le concept de « Base de Données » est largement utilisé dans tous les domaines qui Impliquent l'informatique. Visual Basic est, par excellence, un langage qui facilite le travail avec ce concept.

-Une base de données est une structure spécialement conçue pour la gestion de grandes quantités de données. Par gestion on comprend l'ajout, la suppression, la modification et l'utilisation (calculs, manipulations, sélections, affichage, etc..) de données de différents types [12].

IV. La carte UNO

IV.1. Définition

La carte Arduino UNO est une carte à microcontrôleur basée sur l'ATmega328. Elle dispose :

- de 14 broches numériques d'entrées/sorties (dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée)),
- de 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- d'un quartz 16Mhz,
- d'une connexion USB,
- d'un connecteur d'alimentation jack,
- d'un connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),
- et d'un bouton de réinitialisation (reset).

Elle contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur; Pour pouvoir l'utiliser et se lancer, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB [1].

IV.2. Caractéristiques de la carte UNO

Tableau II.1 - caractéristiques de la carte UNO

Microcontrôleur	ATmega328
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E/S numériques	14 (dont 6 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	6 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA (ATTENTION : 200mA cumulé pour l'ensemble des broches E/S)
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	32 KB (ATmega328) dont 0.5 KB sont utilisés par le bootloader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2 KB (ATmega328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1 KB (ATmega328)
Vitesse d'horloge	16 MHz

IV.3. Brochage de la carte UNO

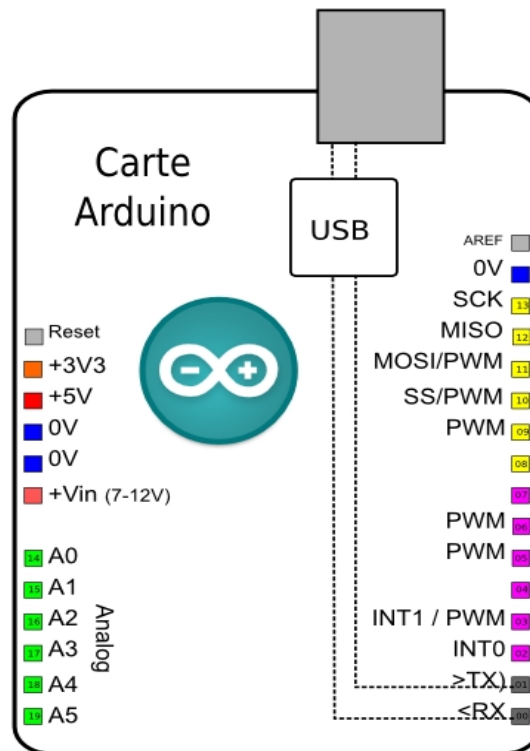


Figure II.9 - Brochage de la carte UNO

IV. Le logiciel de stimulation Proteus ISIS

V.1. Définition

Proteus est une suite logicielle destinée à l'électronique, les logiciels incluent dans Proteus permettent la CAO (Conception Assistée par Ordinateur) dans le domaine électronique. Deux logiciels principaux composent cette suite logicielle: ISIS, ARES.

Cette suite logicielle est très connue dans le domaine de l'électronique. De plus Proteus possède d'autres avantages :

- Pack contenant des logiciels facile et rapide à comprendre et utiliser
- Le support technique est performant
- L'outil de création de prototype virtuel permet de réduire les coûts matériel et logiciel lors de la conception d'un projet [6].

ISIS

Le logiciel ISIS de Proteus **Figure II.10** est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception [6].

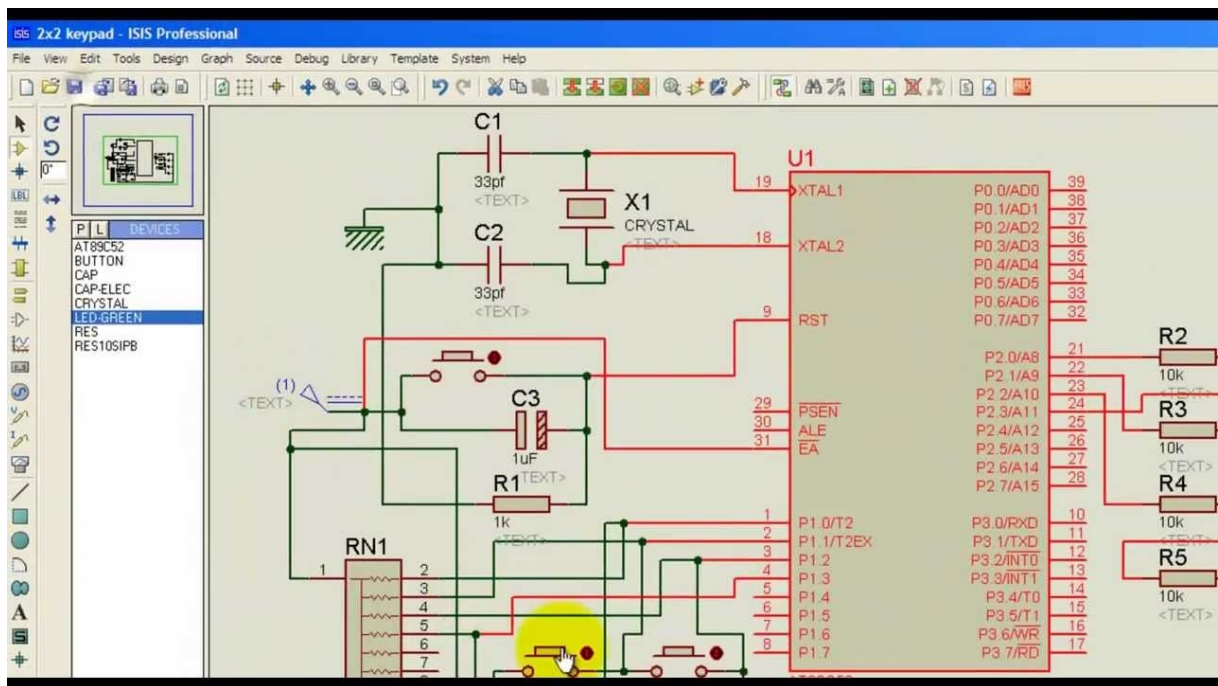


Figure II.10 - Interface du logiciel Proteus ISIS

ARES

Le logiciel ARES **Figure II.11** est un outil d'édition et de routage qui complète parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser le PCB (Printed Circuit Board) ou bien circuit imprimé de la carte électronique. Bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus active lorsqu'elle est réalisée manuellement, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatiquement [6].

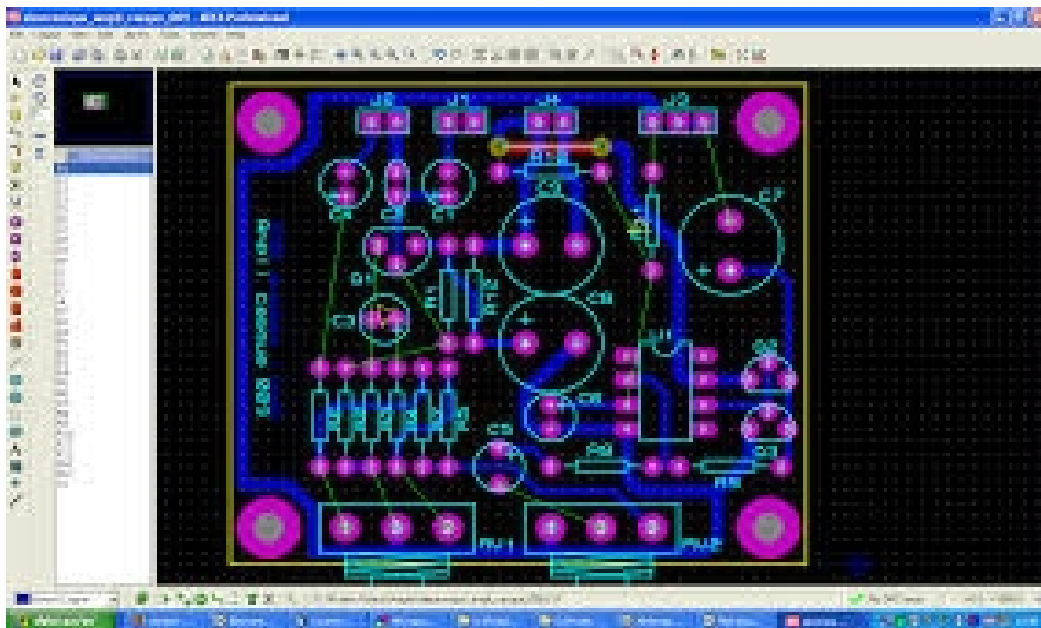


Figure II.11 - Interface ARES

V. Conclusion

A la fin de ce chapitre nous avons pu tirer des notions importantes concernant l'arduino ainsi que son fonctionnement et son importance en électronique embarquée ainsi que la carte UNO, tout en citant quelques concepts sur l'environnement de programmation VB et le logiciel de stimulation PROTEUS ISIS.

Chapitre II : Outils de développement

Ces notions collectées dans ce chapitre nous seront d'une grande utilité afin de poursuivre le chapitre suivant qui sera dédié à la partie pratique de notre travail.

Chapitre III

I. Introduction

Dans ce chapitre nous présentons une description détaillée des différentes parties de notre système hardware et software. En premier lieu nous commençons par le circuit ECG et le fonctionnement de chaque étage de ce dernier. La deuxième partie de ce chapitre est consacrée à la télésurveillance de l'état physiopathologique du patient dans le but d'optimiser la qualité des soins et d'apporter une réponse adaptée quelle que soit la situation géographique du patient ainsi que l'élaboration d'une base de données au sein d'un centre télé.

II. Schéma synoptique générale

Le schéma bloc illustré dans la **Figure III.1** présente la plateforme à partir de la quelle notre circuit a été réalisé. Il est constitué principalement :

- Alimentation symétrique
- Capteur :
 - ✓ Electrode.
- Mise en forme :
 - ✓ Filtrage
 - ✓ Amplification
- Arduino
 - ✓ Acquisition du signal.

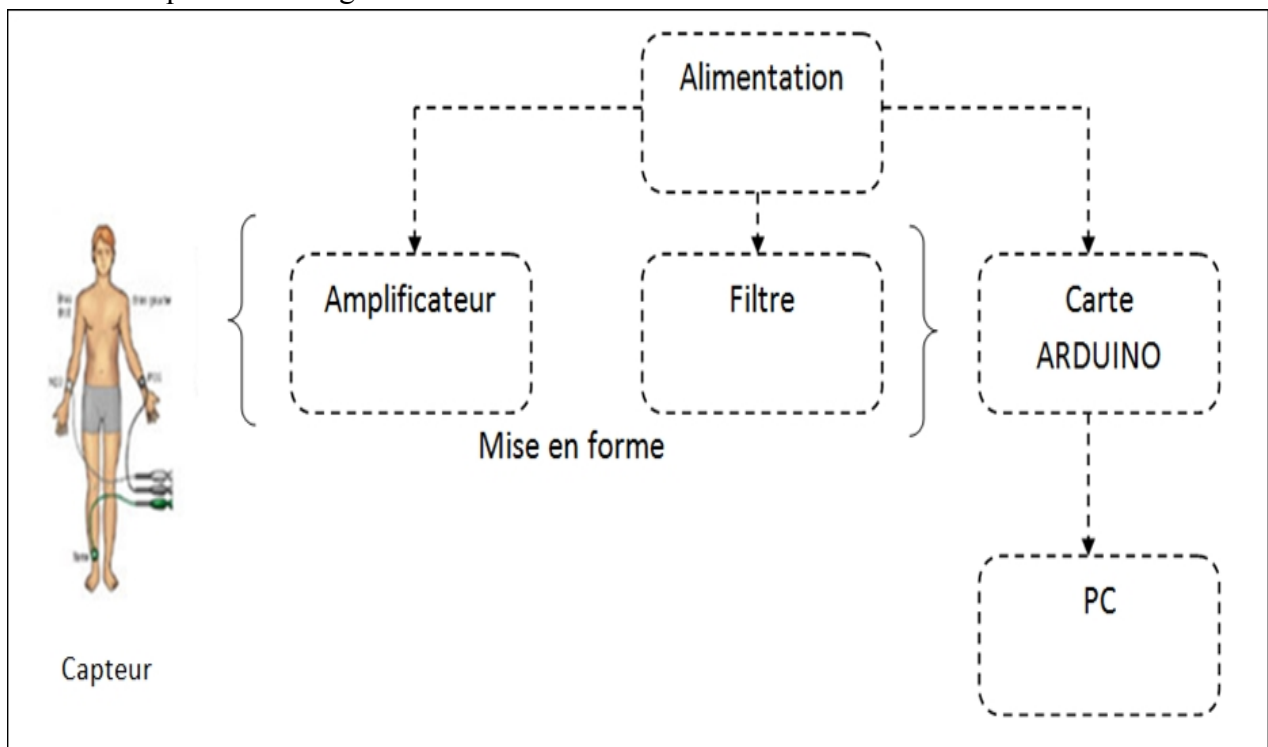


Figure III.1 - Schéma bloc général d'un ECG

III. Etude pratique du dispositif

III.1. Alimentation

L'alimentation dont nous avons besoin est une alimentation symétrique qui fournit deux tensions continues de polarités opposées mais de valeurs absolues identiques.

Pour fournir nos deux tensions nous avons utilisé la batterie de notre PC liée à la carte Arduino grâce à un câble USB afin de procurer la tension positive 5V et pour la tension négative -5V nous avons choisi l'ICL7660 (**Annexe**) présenté dans la **Figure III.2** qui fait la conversion d'une tension positive à une tension négative pour une plage d'entrée de + 1,5V à + 10.0V résultant des tensions de sortie complémentaires de -1,5V à -10,0V.

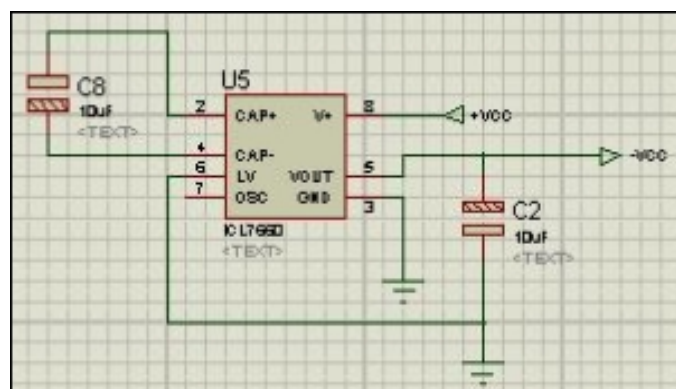


Figure III.2 - ICL7660

III.2. Détection du signal ECG

Le capteur est l'élément principal d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur à mesurer. Son rôle est de transformer les valeurs de cette grandeur appelée mesurande, en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne de mesure. Pour cela, ce dernier doit être choisi avec minutie [18].

Le corps humain est considéré comme étant un conducteur, la majorité des signaux électro physiologiques peuvent être recueillie au niveau de la surface de la peau, l'utilisation des électrodes métalliques placées en contact de la peau dans des endroits bien définis est primordiale.

Le signal ECG a une amplitude faible (mV) à la surface de la peau de ce faite une préparation de la peau est importante pour optimiser l'interface peau/ électrodes.

III.2.1. Le choix du capteur

Pour choisir un capteur il faut faire référence aux critères suivants :

- ✓ Le type d'événement à détecter,
- ✓ La nature de l'événement,

- ✓ La grandeur de l'événement,
- ✓ L'environnement de l'événement [14].

III.2.2. Les électrodes

Pour capter correctement les signaux venant du corps il faut :

- ✓ **Soit** utiliser des électrodes aiguille
- ✓ **Soit** des électrodes de surface avec électrolyte

Dans notre cas où nous mesurons le signal ECG nous utilisons des électrodes de surface avec électrolyte (gel conducteur), un bon électrolyte se diffuse dans l'épiderme pour atteindre le derme assurant une bonne conduction électrique, le plus souvent on utilise le Ag/AgCl ; le but est d'obtenir une concentration ionique voisine à celle de la peau afin de réduire la différence de potentiel entre les ions répartis [15].

III.2.3. Fixation des électrodes ECG

La fixation des électrodes se fait par deux manières :

- ✓ Par ventouse
- ✓ Par des pinces



Figure III.3 : Electrodes pinces et ventouse ECG

Electrode à usage unique :

Elle est conseillée pour la surveillance de longue durée car elle peut rester fixe pendant plusieurs jours.



Figure III.4 - Electrodes à usage unique

III.3. Circuits de mise en forme

La mise en forme du signal est une chaîne de mesure qui comporte un certain nombre de composants électroniques, permettant le traitement analogique de signal (amplification, filtrage, adaptation d'impédance, ...). Après la mise en forme nous ramenons le signal de sortie des différents circuits à un niveau compatible pour être connecté à la carte Arduino qui servira par la suite à une un circuit d'interfaçage entre notre dispositif et le poste local.

III.3.1. Amplification

III.3.1.1. Amplificateur d'instrumentation (INA128)

L'INA128(Annexe) illustré dans la **Figure III.5** est un amplificateur différentiel de faible puissance, développé pour des applications d'instrumentation qui offre une excellente précision. La conception de l'ampli-op polyvalent et sa petite taille font de lui idéal pour une large gamme d'applications [16].

Son gain est de :

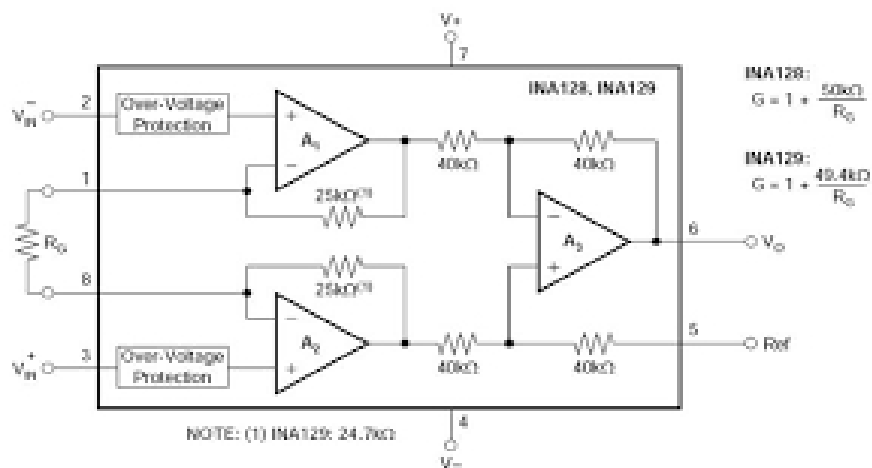


Figure III.5 - Architecture interne du circuit intégré INA128

La **Figure III.6** ci-dessous représente notre signal après l'amplificateur d'instrumentation INA128.

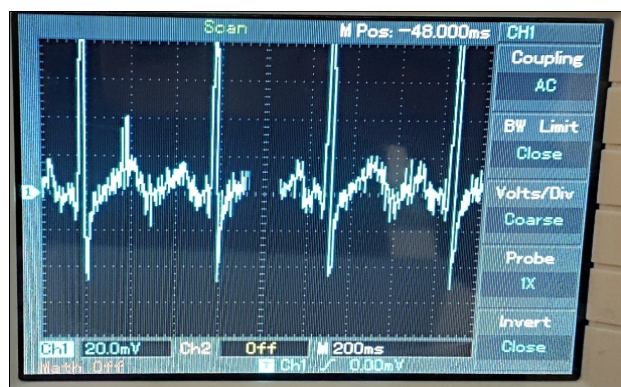
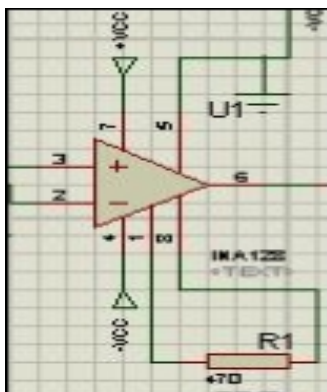


Figure III.6 - Signal après INA 128

III.3.1.2. Amplificateur opérationnel (UA741)

L'UA741(Annexe) représenté dans la **Figure III.7** est un monolithe de haute performance (amplificateur opérationnel) construit d'une seule puce de silicium [17]. Il est conçu pour usage d'un large éventail d'applications analogiques :

- Suiveur
- Intégrateur
- Filtre actif

Son gain élevé et sa large gamme lui offrent des performances supérieures en intégration, ainsi qu'en sommation.

Son gain est de :

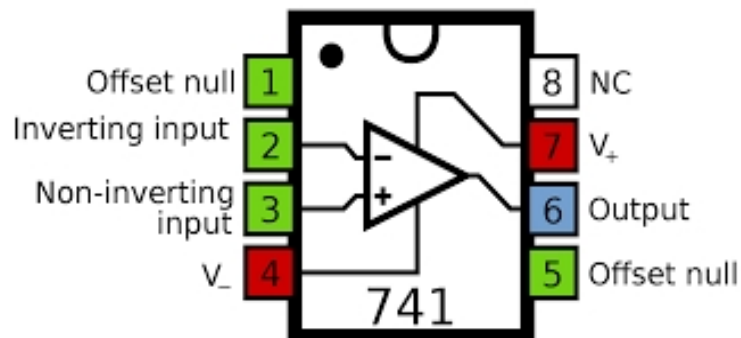


Figure III.7 - Architecture interne du circuit intégré UA741

Le signal illustré dans la **Figure III.8** est le signal résultant après l'amplificateur opérationnel UA741.



Figure III.8 - Signal après UA741

III.3.2. Filtrage

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques pour :

- Modifier son spectre de fréquence et donc sa forme
- Modifier sa phase
- Extraire une partie de l'information liée à ce signal
- Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles
- Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables

III.3.2.1. Filtre passe haut

Le filtre passe haut utilisé est composé d'une résistance et une capacité dite capacité de liaison il est destiné à éliminer la composante continue. La **Figure III.9** présente le signal avec la composante continue en couplage DC et la **Figure III.10** montre le signal après le filtre passe haut ou on remarque clairement que la composante continue est éliminée.

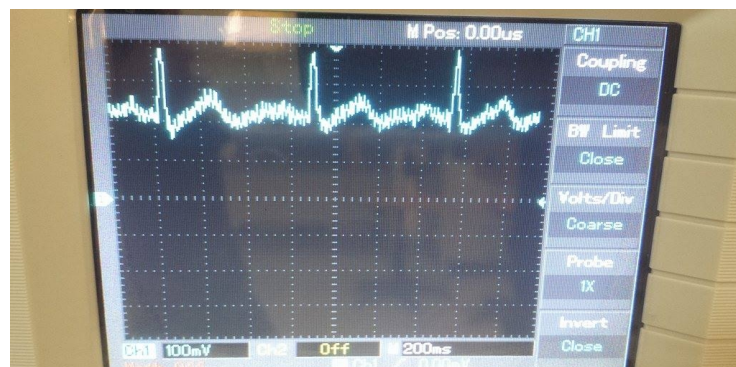


Figure III.9 - Signal avec la composante continue

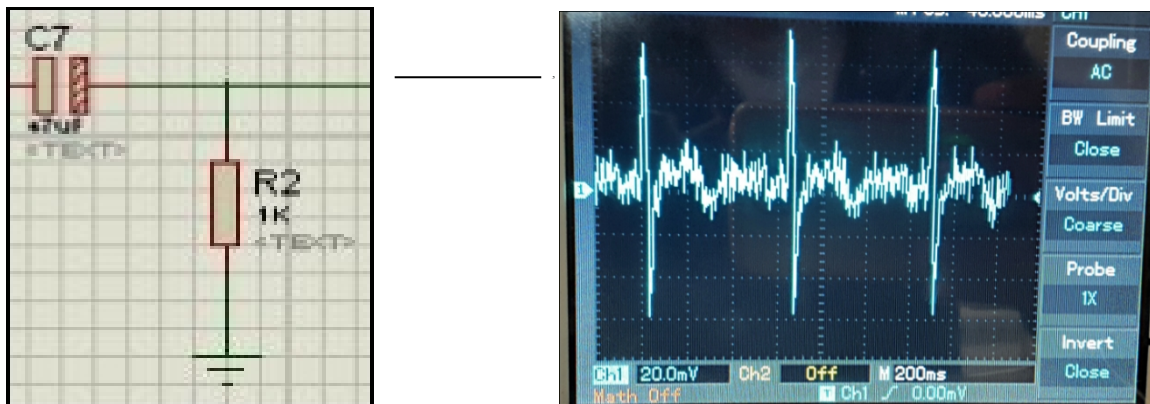


Figure III.10 - Signal après le filtre passe haut

III.3.2.2. Filtre twin T

Ce filtre permet d'éliminer la fréquence de 50Hz qui affecte le signal ECG, le choix des résistances et des condensateurs est fait à partir du calcul de la fréquence de coupure qui est égale à 50Hz.

Comme illustré sur la **Figure III.11**, ce filtre est conçu de deux filtres, l'un passe haut et l'autre passe bas en forme de la lettre T, d'où provient le nom de ce filtre.

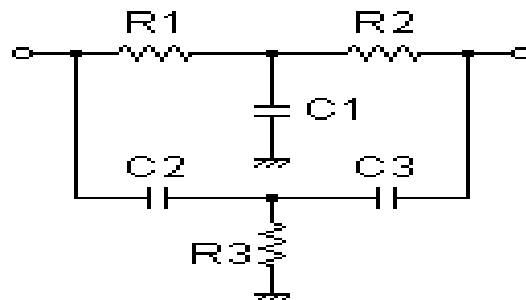


Figure III.11 - Filtre twin T

La **Figure III.12** représente le signal ECG filtré du 50 Hz.

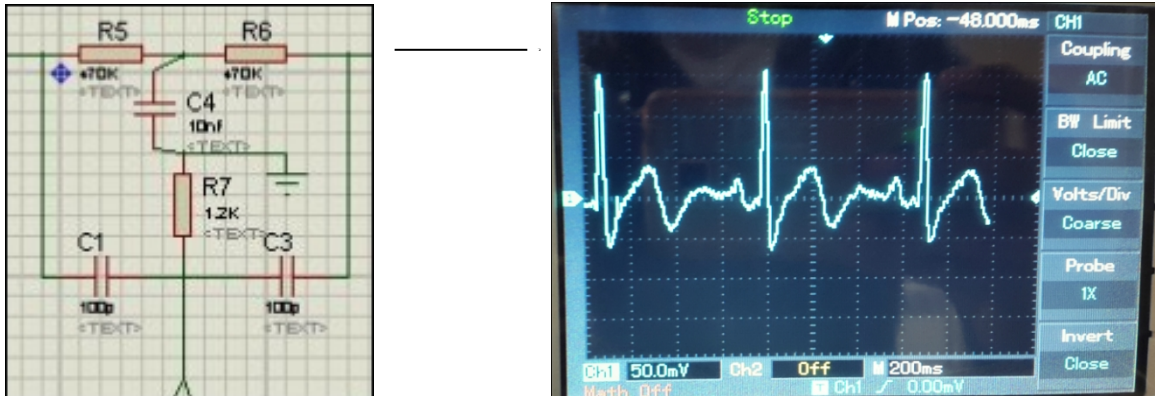


Figure III.12 - Le signal après le filtre twin T

Sa fréquence de coupure :

$$=49.80 \approx 50\text{Hz}$$

III.3.3. Circuit additionneur

Le circuit **Figure III.13** a pour but d'ajouter une composante continue afin de porter notre signal au-dessus de la ligne 0V puisque notre carte ARDUINO ne peut lire que les tensions positives allant de 0V à 5V.

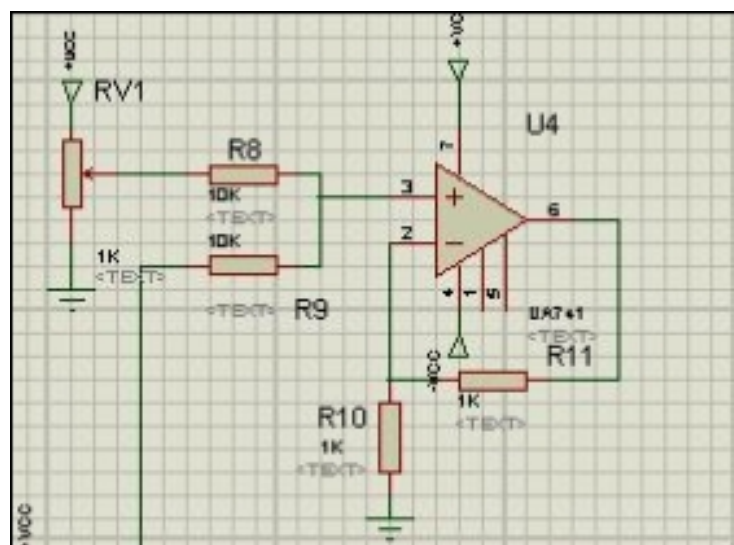


Figure III.13 - Circuit additionneur

La **Figure III.14** illustre le circuit général de notre ECG sous environnement PROTEUS ISIS.

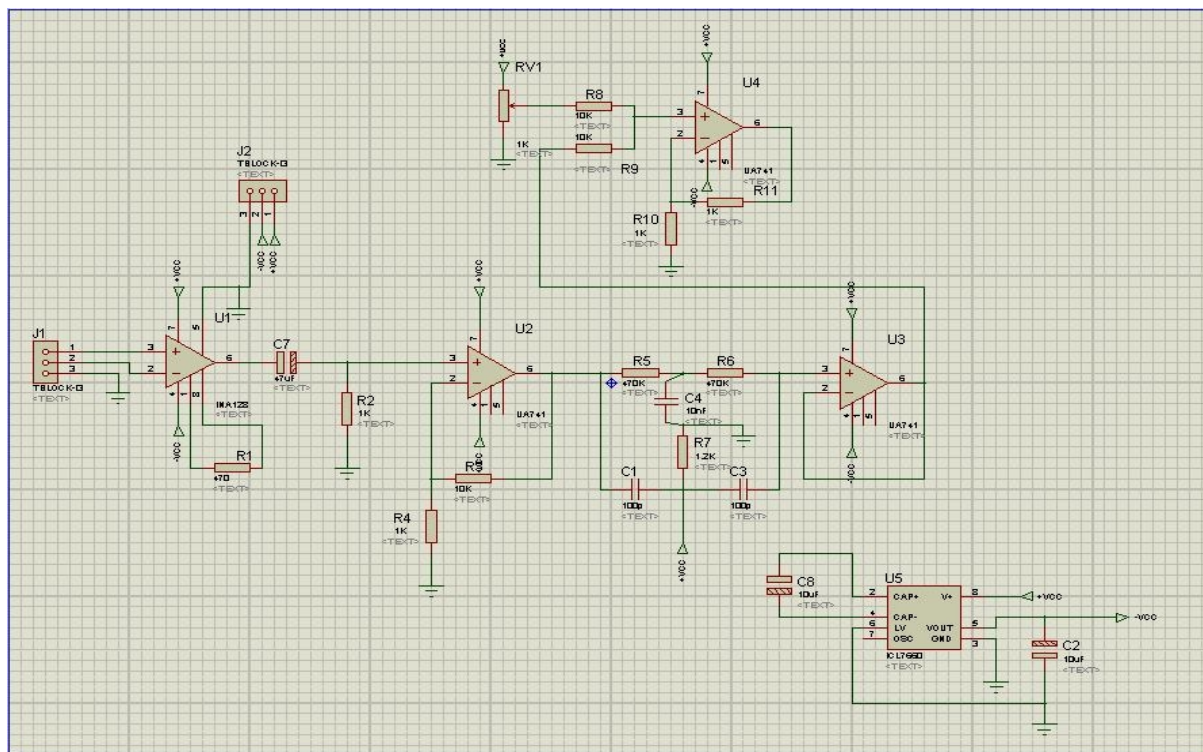


Figure III.14 - Schéma général d'un ECG sous PROTEUS

La **Figure III.15** montre le circuit imprimé de la carte ECG que nous avons mis en œuvre après de nombreux essais.

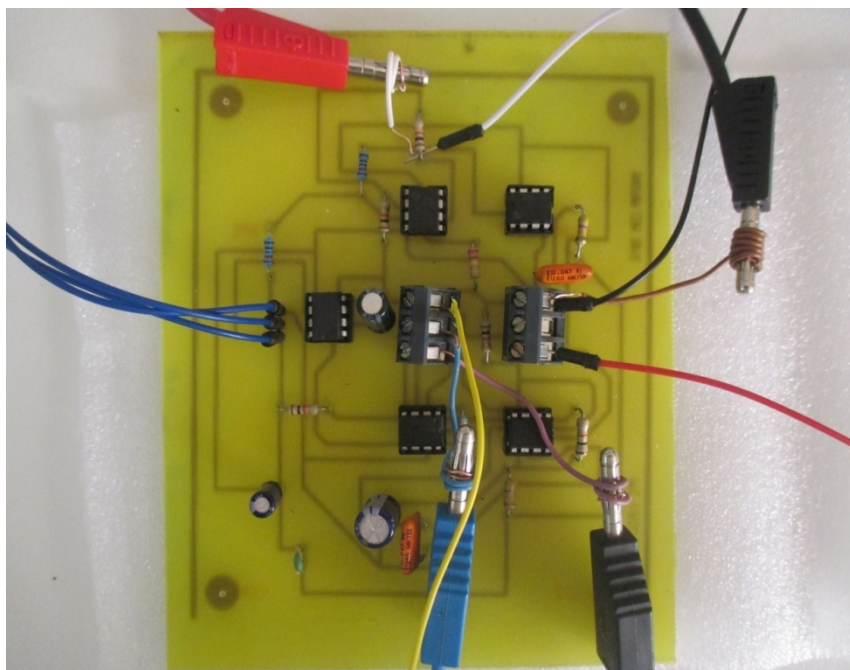


Figure III.15 - Circuit imprimé de l'ECG

III.4. Acquisition du signal (ARDUINO)

Après avoir conçu notre système nous avons pu tirer le signal ECG directement sur le traceur série du programme ARDUINO prenant en compte la position des électrodes la **Figure III.16** représente le signal détecté sur le traceur série d'Arduino.

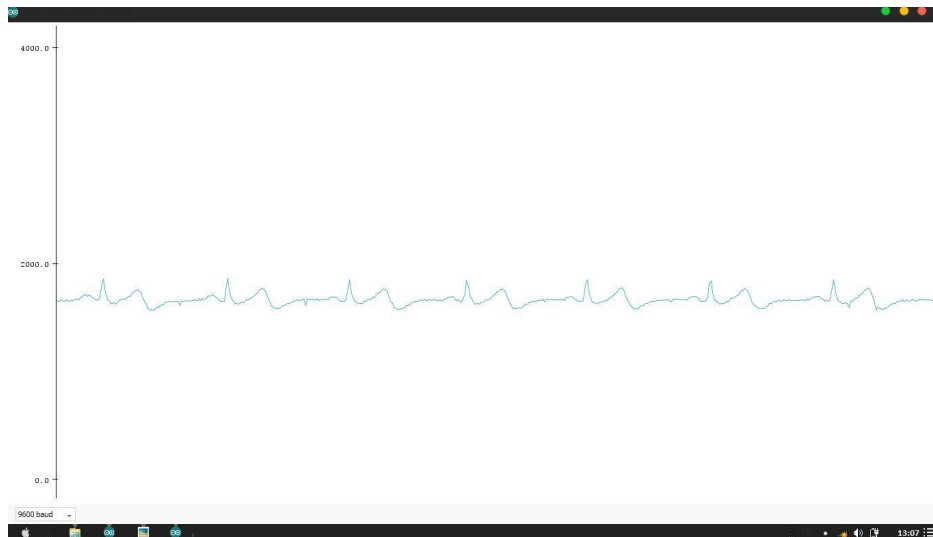


Figure III.16 - Signal ECG sur ARDUINO

IV. Présentation de l'application VB

L'application comporte deux principales parties Client et Serveur permettant la connexion entre eux, le but visé est d'établir un transfert des données médicales tels les textes, les fichiers et les données préenregistrées. Le développement de cette interface ouvre une porte à la pratique médicale à distance connue par la télémédecine (télésurveillance, téléconsultation, télédiagnostic, téléintervention, etc) et accède au contrôle des données pour la précision des diagnostics et la facilité des soins.

IV.1. Accès à l'application

Afin d'accéder à notre application il faut tout d'abord passer par une démarche très importante celle de l'identification **Figure III.17** le but est d'améliorer la qualité et la continuité des soins prodigués aux patients pour autant que la confidentialité soit garantie.



Figure III.17 - Interface d'identification

IV.2. Menu principale

Le menu principal regroupe toutes les parties nécessaires pour notre application tout en permettant aux médecins de suivre leurs patients à distance afin d'énoncer un bon diagnostic.

La partie Serveur comporte cinq boutons **Figure III.18** :

- Bouton pour accéder au signal ECG reçu
- Bouton pour communiquer avec le patient
- Bouton pour accéder à la base de données
- Bouton pour recevoir le dossier médical du patient
- Bouton pour se déconnecter



Figure III.18 - Interface Menu Serveur

La partie Client comporte quatre boutons **Figure III.19** :

- Bouton pour accéder au signal pré enregistré pour l'envoyer
- Bouton pour communiquer avec le médecin
- Bouton pour envoyer le dossier médical au médecin
- Bouton pour se déconnecter



Figure III.19 -Interface Menu Client

IV.3. Présentation de la partie Communication Client-Serveur

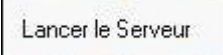
La partie « Communication » est l'élément de base pour établir une connexion entre le Client et le Serveur.

a-Connexion


Auparavant de n'importe quel échange d'information sous protocole TCP/IP entre le Serveur et le Client il faut tout d'abord établir une connexion entre les deux.

La procédure est comme suit :


- Lancement du serveur:

On cliquant sur le bouton  le serveur se lance en attendant la requête du client.

- Connexion client:

En premier il faut d'abord préciser l'adresse IP puis on cliquant sur le bouton  le client se connecte et il est prêt a envoyé sa requête.

b-Communication textuel

La communication se fait d'une façon simple il faut juste écrire le message et l'envoyer via le bouton  comme illustrée dans la **Figure III.20** pour le serveur et la **Figure III.21** pour le client.

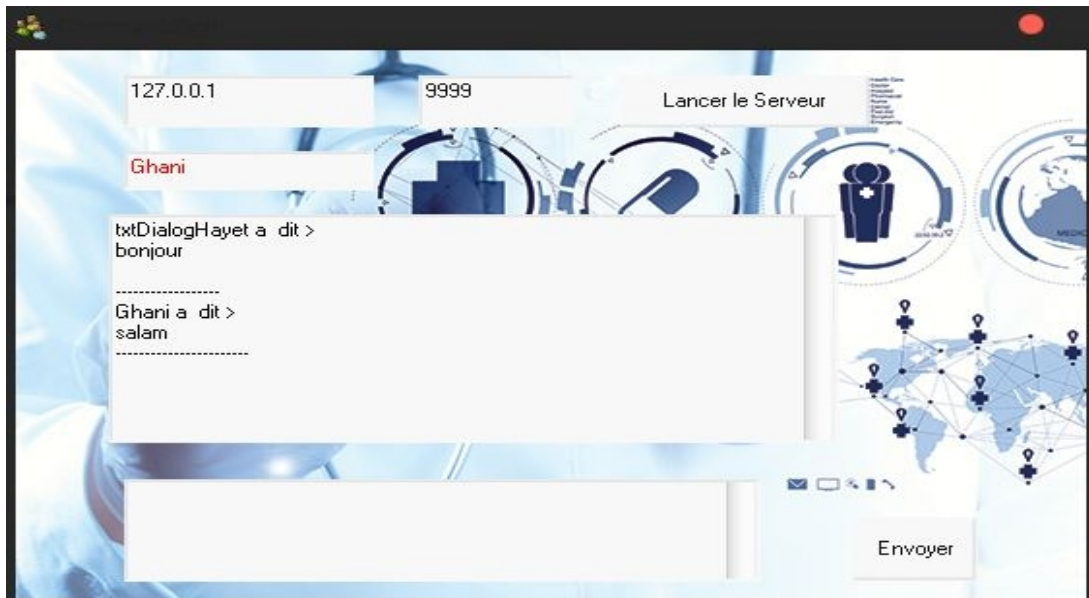


Figure III.20 - Interface de communication (Serveur)

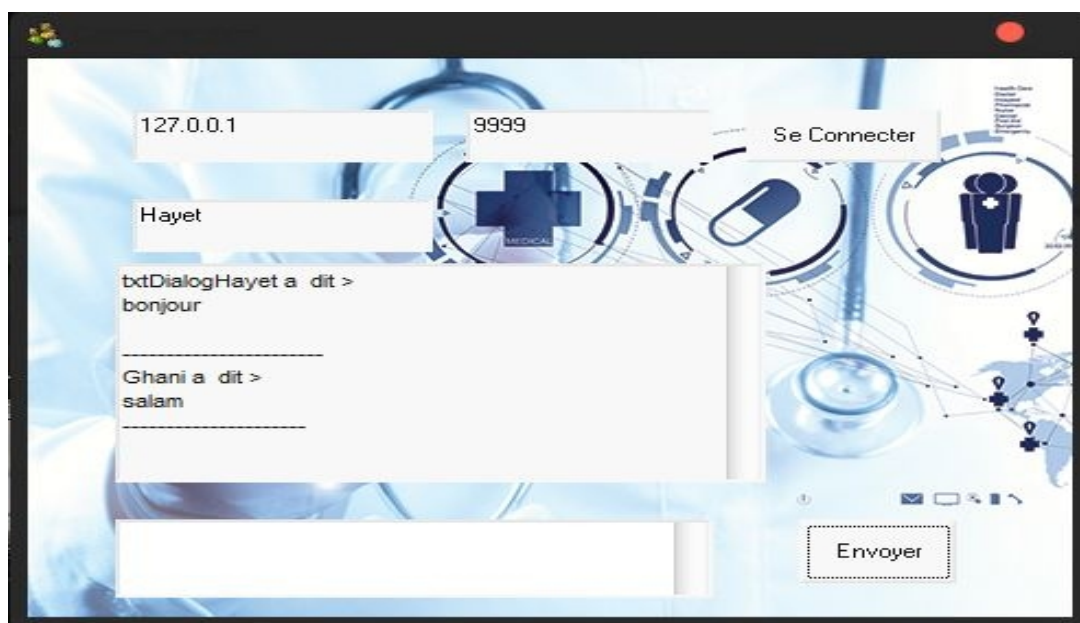

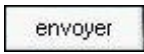

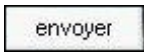


Figure III.21 - Interface de communication (Client)

c-Transfert des fichiers

Après avoir cliqué sur le bouton  dans l'interface client une fenêtre s'ouvre  et du côté serveur il suffit juste de cliquer sur le bouton  une autre fenêtre s'ouvre , le fichier est reçu.

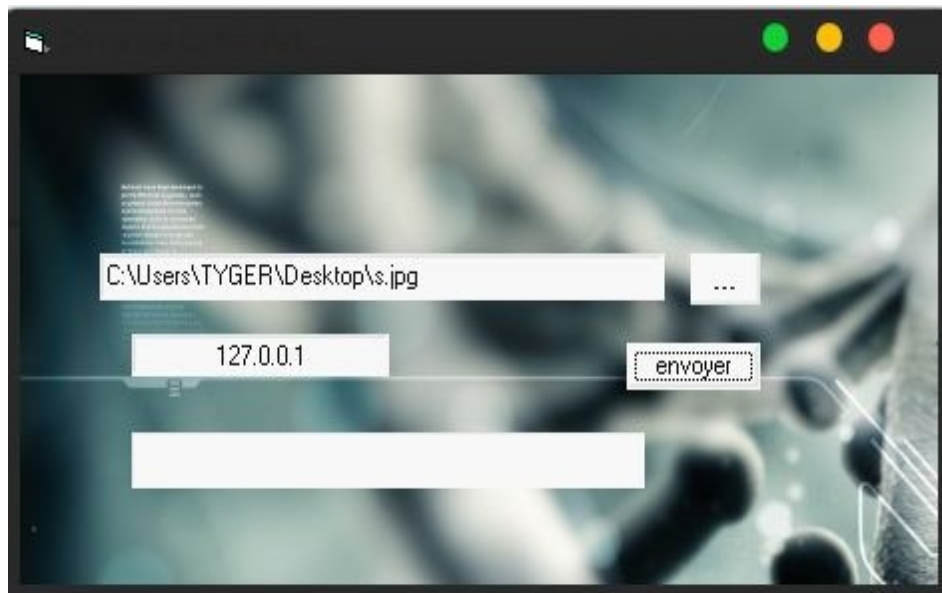


Figure III.22 - Fenêtre d'envoi de fichiers

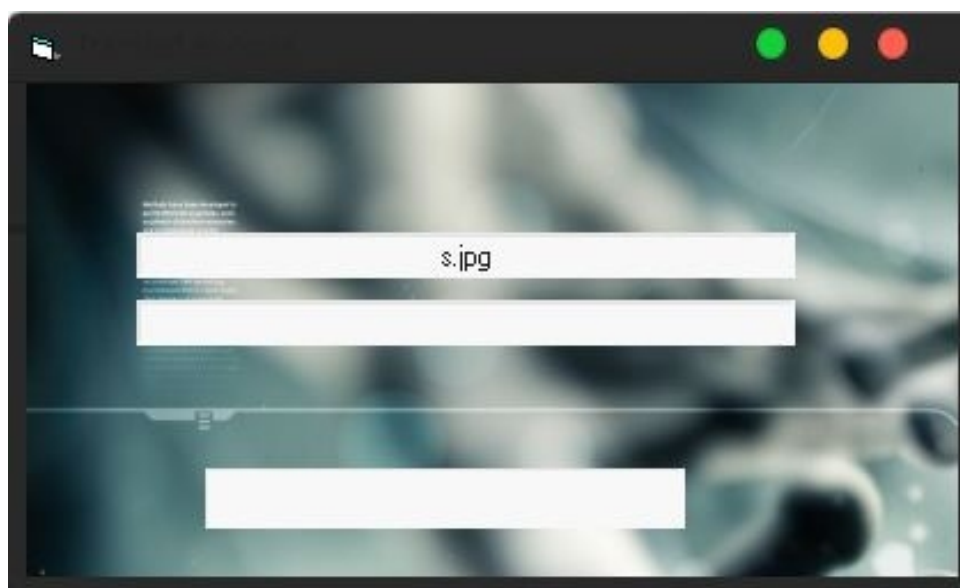


Figure III.23 - Fenêtre de réception de fichiers

d-Base de données

L'implémentation d'une base de données dans notre application permet d'archiver les données médicales, l'interface de remplissage de notre BDD est présentée dans la **Figure III.24**.



Figure III.24 - Interface de remplissage de la BDD

e-Envoi du signal ECG

En cliquant sur le bouton **SIGNAL - ECG** dans l'interface Client la fenêtre d'envoi du signal ECG pré enregistré s'ouvre **Figure III.25** il suffit alors que le serveur clique sur le bouton **SIGNAL - ECG** pour que la fenêtre de réception s'ouvre **Figure III.26** et la tâche est accompli.

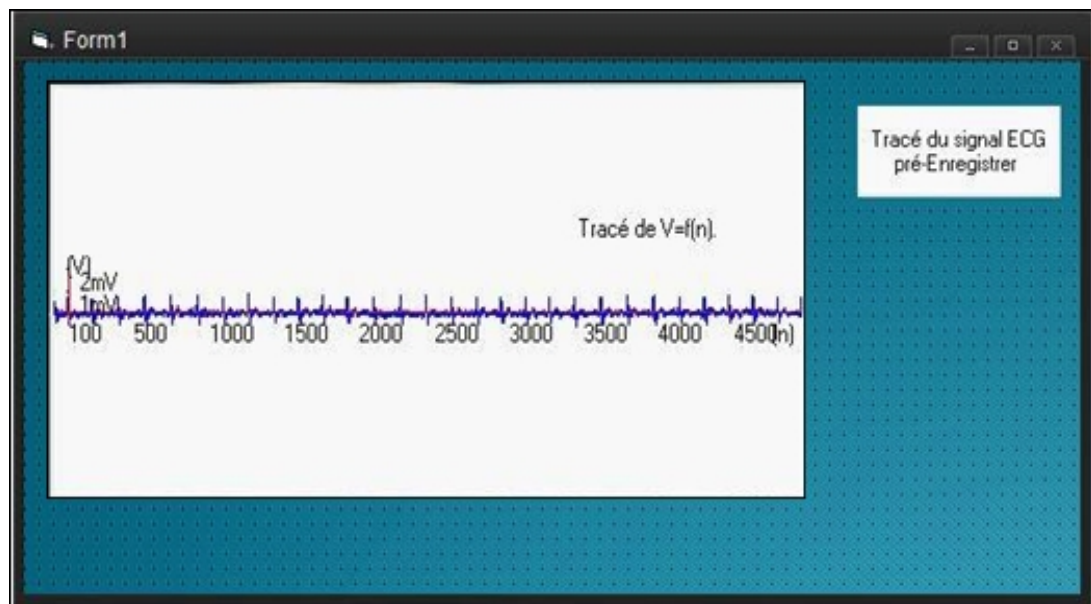


Figure III.25 - Fenêtre d'envoi du signal ECG

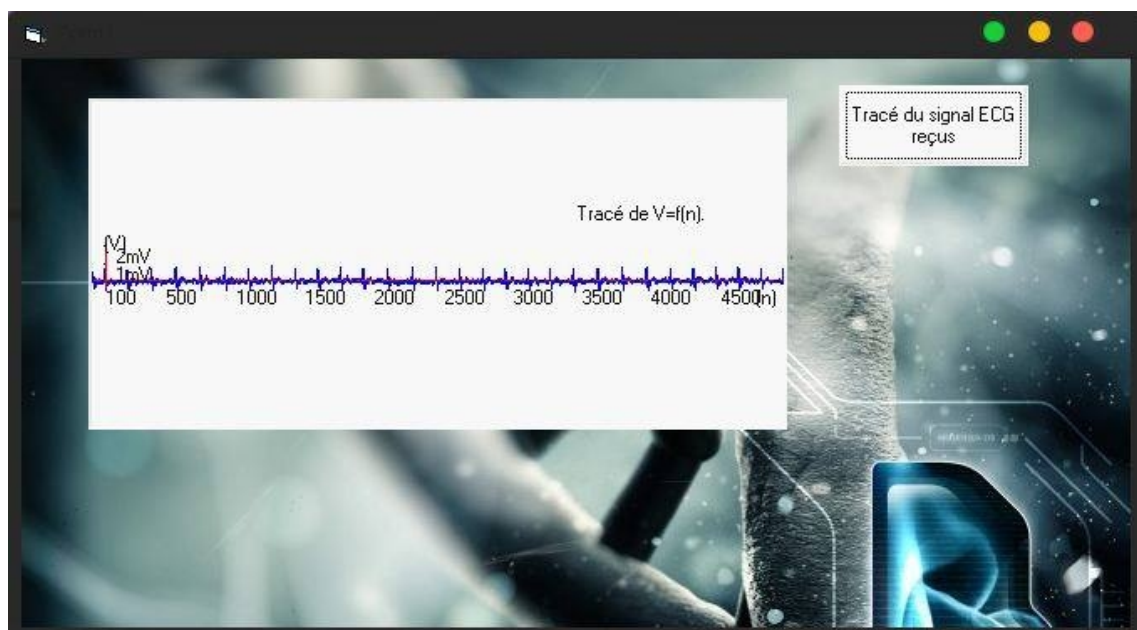


Figure III.26 - Fenêtre de réception du signal ECG

V. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons eu l'occasion de présenter l'étude pratique de notre dispositif (ECG) en mettant en valeur chaque partie de ce dernier comme nous avons abordé par la suite la présentation de l'application que nous avons développée sous l'environnement VB dédiée à la télésurveillance des patients atteints de maladies cardiaques.

Conclusion générale

Notre travail s'est articulé autour de la conception d'un système dédié à la mesure de l'activité électrique myocardique ECG à base d'ARDUINO.

Le système de mesure réalisé est constitué d' :

- Un amplificateur d'instrumentation et un amplificateur opérationnel afin d'amplifier le signal ECG capté par les électrodes
- Un circuit de filtrage :
 - ✓ Le premier filtre est un filtre passe haut afin d'éliminer la composante continue
 - ✓ Le deuxième filtre est un filtre twin T qui élimine la fréquence 50Hz
- Un circuit additionneur afin de porter notre signal au-dessus de la ligne de masse 0V
- Une carte ARDUINO qui lie les performances de ces composantes électroniques a celles de la programmation effectuée sur un environnement de développement intégré

Après avoir conçu notre système nous avons développé une interface graphique de l'utilisateur sous environnement intégré Visual Basic, dédié à la télémédecine, et à l'amélioration de la qualité de vie des personnes âgées ou malades.

Le système préconisé dans ce projet n'a pas nécessité des gros moyens ainsi d'une grosse infrastructure, puisque les composantes électroniques choisis contribuent efficacement au but de notre travail.

Au cours de la réalisation de notre circuit nous avons rencontré quelques problèmes, afin de faire face à ces derniers nous avons réalisé notre circuit étape par étape et enfin un assemblage de ces différentes parties était accompli.

[1] LEHSAINI Ilyes et BENDIMERAD Abderrahman , « Etude et réalisation d'une plateforme d'acquisition micro contrôlée et de transmission Bluetooth du signal ECG sur Smartphone », mémoire de projet de fin d'études, Tlemcen, 2015.

[2] <http://campus.cerimes.fr/cardiologie-et-maladies-vasculaires/poly-cardiologie-et-maladies-vasculaires1.pdf>

[3] Mohamed Lamine TALBI, « analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG) », thèse de doctorat en sciences, Constantine, 2011.

[4] Loïc Cuvillon : compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservissement visuel d'un robot médical avec flexibilités Thèse représentée pour obtenir le grade de Docteur de l'Université Louis Pasteur Strasbourg I.

[5] Badir Benkrelifa Lahouaria, « Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine dédiée à la Spectrophotométrie d'absorption Moléculaire: Application à la Télé Surveillance des Insuffisants Rénaux et cardiaques », thèse de doctorat, Tlemcen, 2014.

[6] <http://www.elektronique.fr/logiciels/proteus.php>

[7] Simon Landrault (Eskimon) et Hippolyte Weisslinger (olyte), « Arduino : Premiers pas en informatique embarquée », Édition du 19 juin 2014.

[8] http://laris.univ-angers.fr/_attachments/jean-louis-article2/Cours_VB_6.pdf?download=true

[9] Joseph D.Bronzino biomedical engineering fundamental, Taylor & Francis ed.2006.

[10] G. Pujolle, «Les Réseaux», Editions Eyrolles, Paris, France, 2000. Isbn: 978-2-212-09119-9.

[11] A. Tanenbaum, «Réseaux», 3eme Edition Dunod, 1996. Isbn: 0133499456/0-13-349945-6.

[12] HAMZA CHERIF Fayçal et MENOUAR Souheyla, « trasfert du signal ECG d'un poste local a un poste distant pour la télésurveillance médicale»,

Références Bibliographique

mémoire de projet de fin d'études, Tlemcen, 2015.

[13] www.developpez.c.la.

[14] Georges Asch, «Les Capteurs En Instrumentation Industrielle»,Ed. Dunod, 2010,Isbn 2100556975, 9782100556977.

[15] J. G. Webster, « Medical Instrumentation Application And Design», Edition: 4, Isbn-10: 0471676004, Isbn-13: 978-0471676003, February 3, 2009.

[16]<http://global.oup.com/us/companion.websites/fdscontent/uscompanion/us/pdf/microcircuits/students/amps/ina128-ti.pdf>

[17]http://www.kjit.bme.hu/images/stories/targyak/elektrobsc2/3.ea_ua741_adatlap.pdf

[18] Motassim ABOU WAEL et BENCHERNEN Mohamed, « réalisation pratique d'un PCG », mémoire de projet de fin d'études, Ain témouchent, 2015.



Annexes

Annexe A : Circuit imprimé

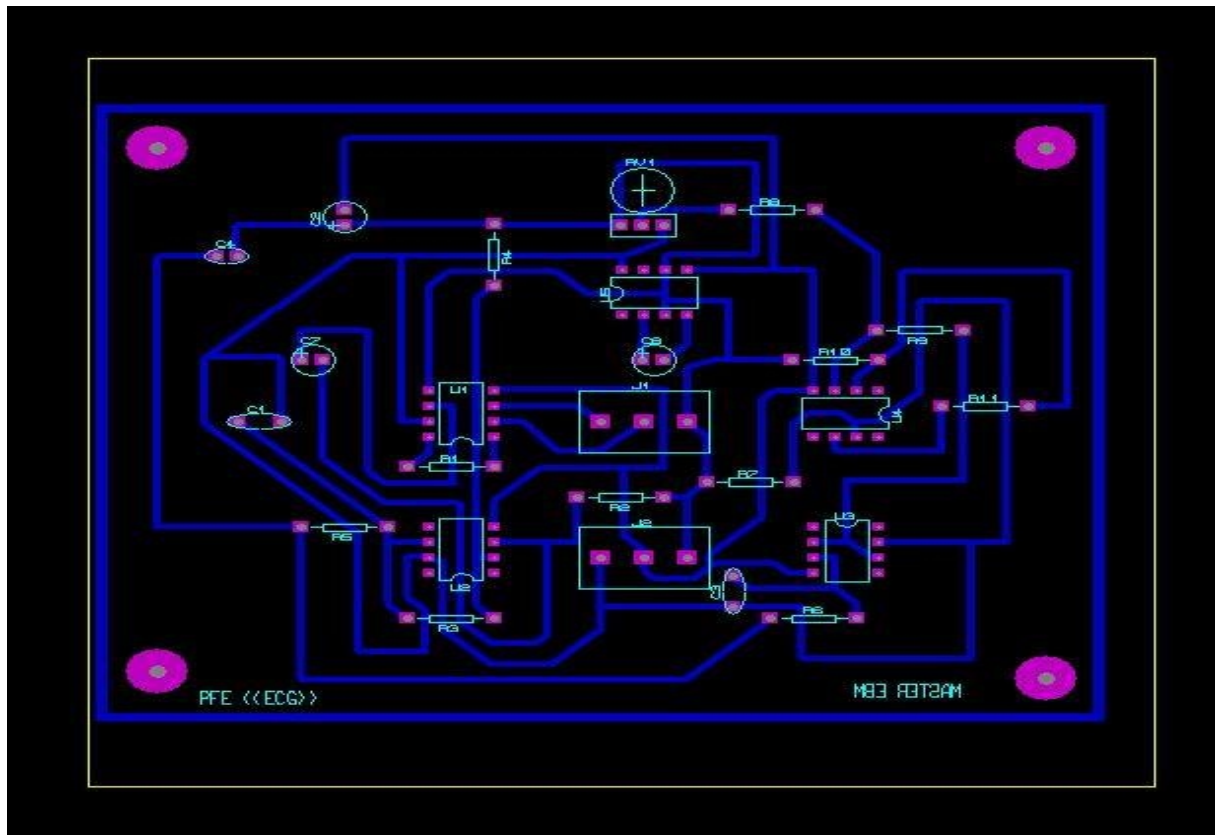


Figure A.1 - Schéma général de l'ECG sous POTEUS Ares

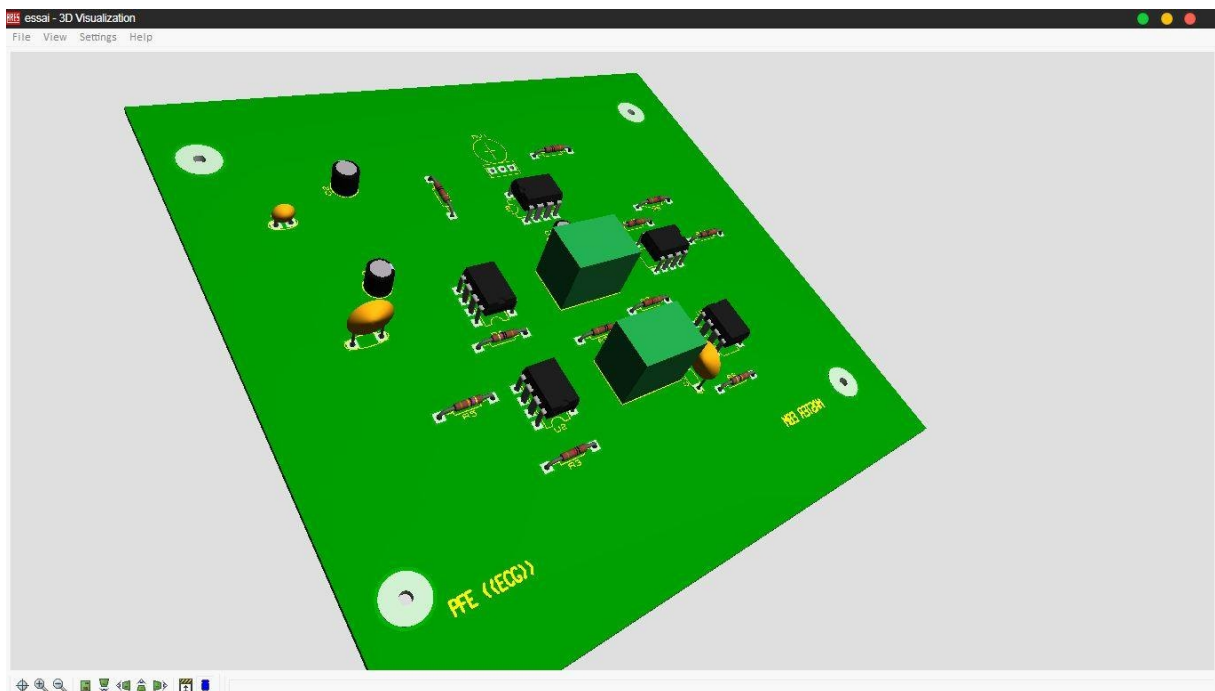


Figure A.2 - Circuit ECG en 3D



