

# **Projet Personnel et Professionnel**

Acquisition et visualisation d'un électrocardiogramme à  
l'aide d'une carte STM32F7 Discovery

Ahmed Khabkhab

Sana Knani

Amine Mahmoud

Skander Khelil

IMI 4 - 2016/2017

24 mai 2017

# Remerciement

En préalable à ce travail, on aimerai exprimer notre reconnaissance à tous ceux qui, de loin ou de près , nous ont apporté leurs encouragements et leurs aides et qui ont contribué à l'élaboration de ce projet de fin d'années.

On tiens à exprimer nos profondes gratitudees à Monsieur Jawhar SAKLY, qui nous a encadré durant la période du projet, pour le temps qu'il nous a consacré, ses directives précieuses ainsi que pour les conseils qu'il nous généreusement prodigués.

On se ferai un agréable devoir d'exprier nos sincères gratitudees et nos vifs remerciements à Monsieur Mustapha HAMDI, pour nous avoir dirigé ce travail et nous avoir fait bénéficier de son expérience et de ses précieux conseils.

# Chapitre 1

## Introduction générale

Les maladies cardiovasculaires constituent l'une des principales causes de mortalité dans le monde. Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire, sa fonction principale étant d'assurer un flux de sang continu et sous pression suffisante aux organes et aux tissus afin de satisfaire aux besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire. Le cœur est l'organe central du système cardiovasculaire, il peut être affecté de nombreuses pathologies plus ou moins graves, telles qu'une tachycardie (accélération du rythme cardiaque), ou un infarctus du myocarde (mort de cellules d'une partie du muscle cardiaque). Ces pathologies sont reflétées par des troubles de l'activité électrique du cœur.

Par conséquent, il y a un besoin urgent pour le développement de nouvelles méthodes de prévention, de détection et de traitement de ces maladies. Parmi les examens les plus couramment effectués pour la détection des maladies cardiovasculaires on distingue l'électrocardiogramme (ECG). C'est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels des forces électriques capté par des électrodes placées à la surface du corps et qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque. L'électrocardiogramme contient énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles pathologies du cœur.

Grâce à leur expérience, les médecins relèvent des pathologies éventuelles. Et ceci en étudiant le rythme cardiaque et la morphologie des différentes ondes constituant le cycle cardiaque. Un cycle cardiaque enregistré par l'ECG est composé de 5 ondes caractéristiques d'événements cardiaques : l'onde P reflète la dépolarisation des oreillettes induisant leurs contractions simultanées, le complexe formé par les ondes Q, R et S est caractéristique de la dépolarisation des ventricules, et l'onde T exprime le phénomène de repolarisation des ventricules. Ceci correspond à une phase de relâchement qui permet le remplissage sanguin des cavités ventriculaires. Les intervalles de temps entre ces différentes ondes de l'ECG fournissent d'importants indicateurs pour le diagnostic des maladies cardiaques car ils reflètent des processus physiologiques du cœur et du système nerveux autonome.

Toutefois, les enregistrements des électrocardiogrammes sont souvent bruités et parfois peu exploitables. C'est alors ici qu'intervient le domaine de l'électronique et du traitement du signal. Grâce aux différents outils que ces domaines nous proposent, il est possible d'améliorer la qualité du signal et de traiter les électrocardiogrammes.

L'objectif de ce projet est de proposer une chaîne d'acquisition à base d'amplificateurs permettant d'obtenir un signal ECG avec les moindres perturbations possible, de le traiter et de l'afficher.

Dans ce cadre, le premier chapitre présente des généralités sur l'ECG, les caractéristiques de ce type de signal. Le deuxième chapitre présente les problèmes rencontrés et les solutions qu'on a proposés pour les dépasser. Le dernier présente l'affichage de ce signal par la carte STM32.

# Chapitre 2

## Cadre du projet

### 2.1 Généralités

L'électrocardiographie (ECG) est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur c'est la technique d'enregistrement des courants électriques accompagnant les contractions du cœur réalisée grâce à un électrocardiographe relié au patient par des électrodes. Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant de surveiller le rythme cardio-circulatoire d'un patient.[1]

### 2.2 Caractéristique d'un signal du rythme cardiaque

Le signal électrique détecté est de l'ordre du millivolt (2 mV pour l'onde R), la période entre deux ondes R est de l'ordre de 0.7 s pour un rythme normal et correspond à 85 pulsation par minute[2]

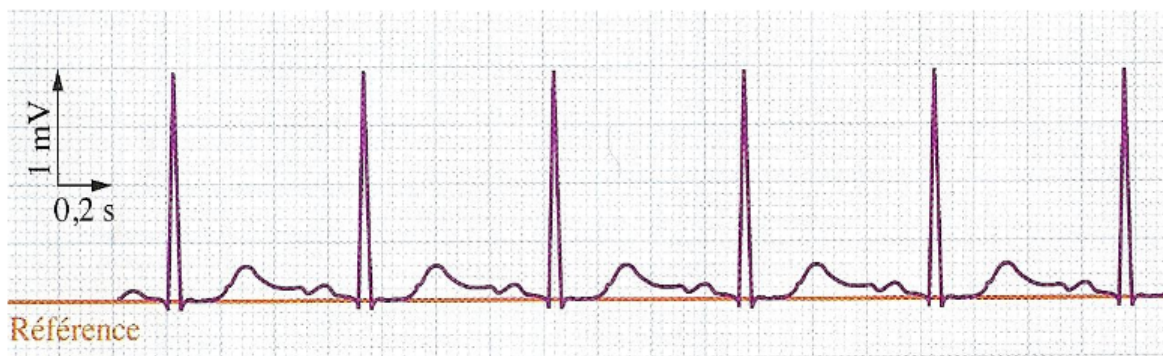


FIGURE 2.1 – Signal ECG sur papier millimétré

Le tracé électrique comporte plusieurs « ondes », et différents intervalles entre ces ondes.

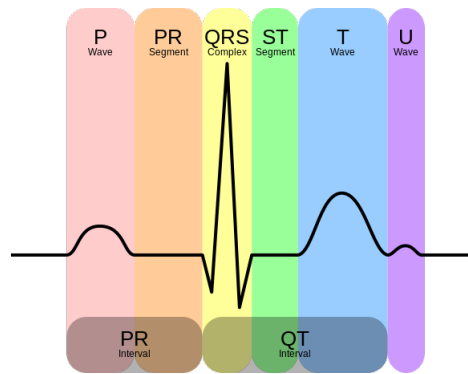


FIGURE 2.2 – Représentation d'un ECG normal

L'analyse de l'ECG se poursuit par l'étude du rythme et de la fréquence cardiaque (nombre de QRS par unité de temps) Si le rythme est régulier, on peut déterminer une fréquence cardiaque qui est égale à l'inverse de l'intervalle R-R (multipliée par 60, pour être exprimée en nombre de pulsations par minute) Un rythme cardiaque normal est caractérisé par :

- Un rythme régulier avec un espace R-R constant
- La présence d'une onde P avant chaque QRS et d'un QRS après chaque onde P
- Des ondes P d'axe et de morphologie normales
- Un intervalle PR constant[3]

**Onde P :** Correspond à la dépolarisation et la contraction des oreillettes, sa durée est entre 0,08 et 0,1 seconde, son amplitude est de 0,25 mV

**Intervalle PR :** C'est le temps entre le début de P et le début du QRS. Sa durée est de 0,12 à 0,20 s. Cette durée diminue lorsque la fréquence cardiaque augmente. Il est normalement isoélectrique (amplitude nulle de 0 mV).

**Onde QRS :** Le complexe QRS correspond à la dépolarisation et la contraction des ventricules. Le complexe QRS a une durée normale inférieure à 0,1 s, le plus souvent à l'ordre de 0,08 s.

**Point J :** Correspond au point de transition entre le complexe QRS et le segment ST. Il est normalement isoélectrique.

**Segment ST :** Correspond au temps séparant le début de la dépolarisation ventriculaire QRS et le début de l'onde T. Il est isoélectrique de durée de 0.2 s.

**Intervalle QT :** Correspond à l'ensemble de la dépolarisation et de la repolarisation ventriculaire. Sa durée est inversement proportionnelle à la fréquence cardiaque est de l'ordre de 0.36 s.

**Onde T :** Correspond à la repolarisation (la relaxation) des ventricules, Sa durée est de 0,20 à 0,25 s et d'amplitude positive.

**Onde U :** Est une petite déflexion parfois observée après l'onde T dans les dérivations précordiales.

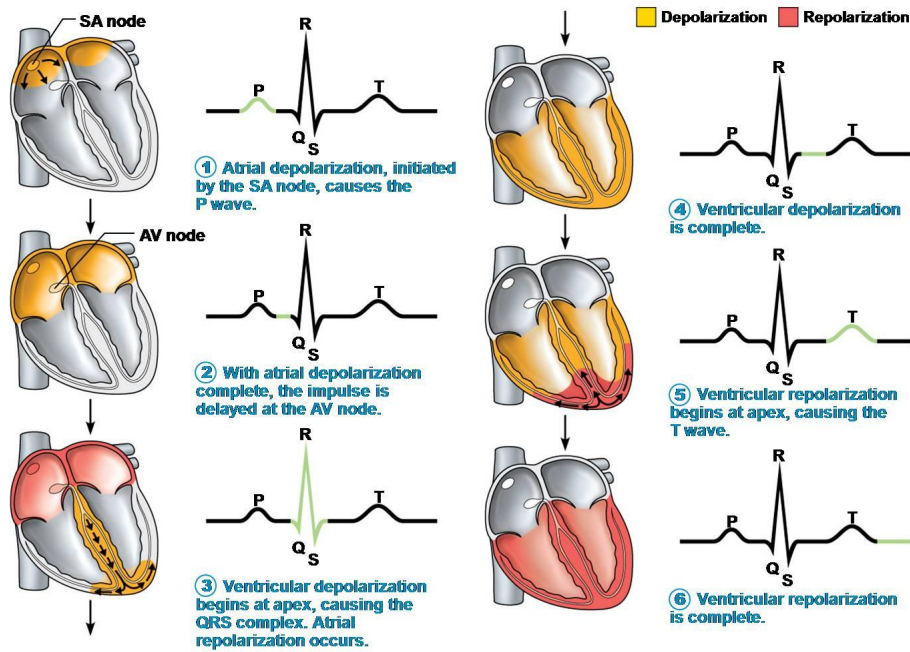


Figure 18.17

FIGURE 2.3 – Forme cardiaque pour chaque onde ECG

## 2.3 Techniques d'acquisition

L'enregistrement électrocardiographique peut se faire soit par voie externe à l'aide d'électrodes posées à la surface du corps, soit par voie interne en enregistrant l'influx électrique à la surface du cœur. La dérivation en électrocardiographie correspond à une droite qui lie les deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. L'ECG à 12 dérivations, six dérivations frontales et six précordiales, a été standardisé par une convention internationale[1]

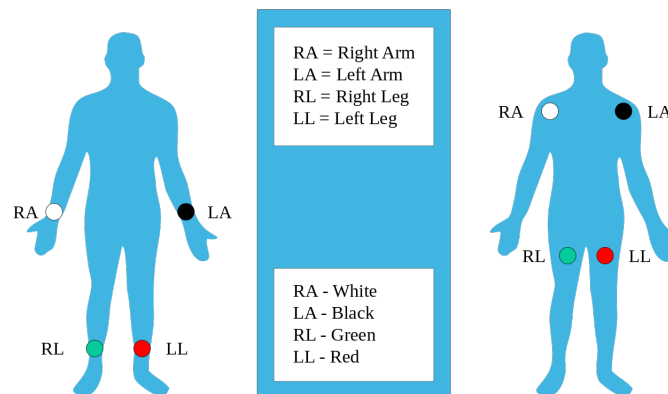


FIGURE 2.4 – Placement des électrodes

Dans ce projet on s'intéresse au 3 dérivation bipolaires d'Einthoven sur les membres : DI, DII et DIII. DI, DII et DIII formant un circuit fermé, la loi des mailles est appliquée et conduit à la loi d'Einthoven[1]

DI est la tension entre l'électrode (positive) du bras gauche (LA) et l'électrode du bras droit (RA) :

$$D_I = LA - RA$$

DII est la tension entre l'électrode (positive) de la jambe gauche (LL) et l'électrode du bras droit (RA) :

$$D_{II} = LL - RA$$

DIII est la tension entre l'électrode (positive) de la jambe gauche (LL) et l'électrode du bras gauche (LA) :

$$D_{III} = LL - LA$$

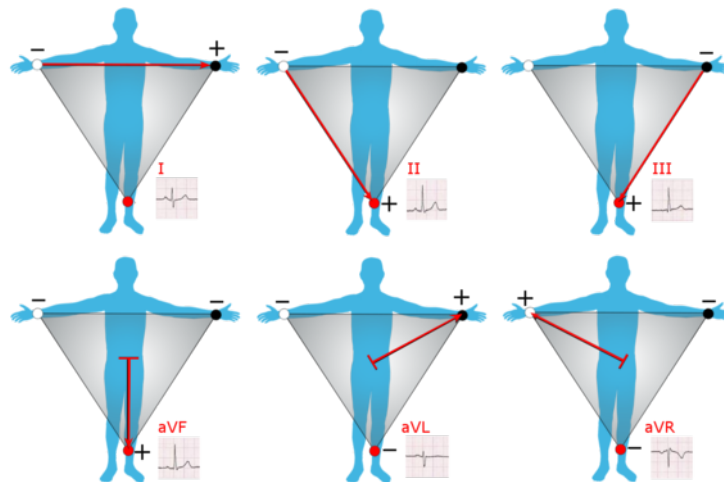


FIGURE 2.5 – Dérivations bipolaires d'Einthoven

Une électrode est un plot conducteur en contact avec le corps qui fait un circuit électrique avec l'électrocardiographe.

## 2.4 Modèle équivalent d'une électrode

Les électrodes pour l'enregistrement sont constituées d'un métal (généralement de l'argent), et un sel de métal (généralement chlorure d'argent). De plus, une forme de la gelée est appliquée entre l'électrode (normalement un disque plat en argent) et la peau pour assurer une liaison[4]

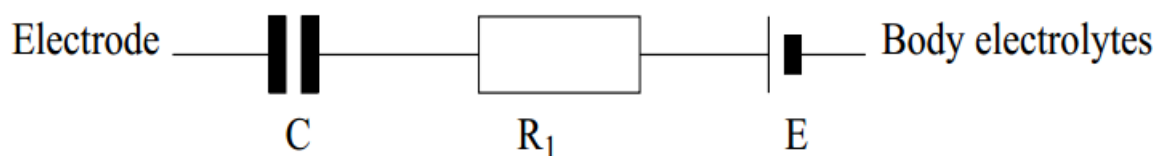


FIGURE 2.6 – Modèle électrique d'une électrode

# Chapitre 3

## Réalisation d'une chaîne d'acquisition ECG

### 3.1 Introduction

On s'intéresse dans ce chapitre aux enjeux qui peuvent se présenter lors de l'acquisition du signal ECG. On propose par la suite un circuit qui assure ce procédé tout en diminuant l'effet des perturbations rencontrées.

### 3.2 Couplage des perturbations

La compatibilité électromagnétique (CEM) est l'aptitude d'un appareil électrique à fonctionner dans un environnement électromagnétique déterminé sans être perturbé et sans perturber les autres.

Pour une source externe déterminée, le niveau de perturbations reçues par un appareillage dépend des couplages, c'est à dire du chemin de propagation entre la source et la victime.

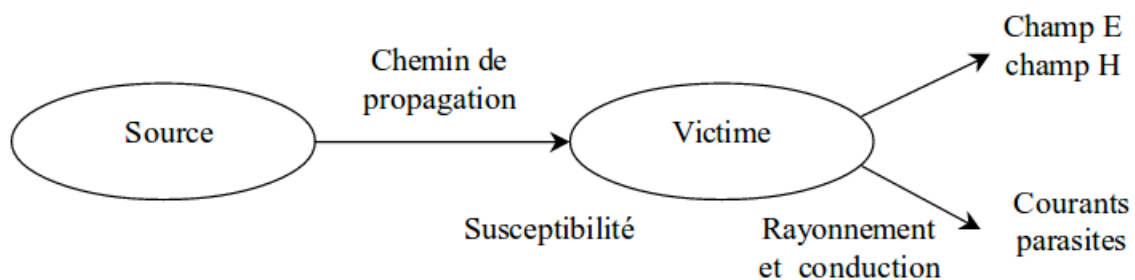


FIGURE 3.1 – Compatibilité Electromagnétique.

#### 3.2.1 Modes de propagation

Les perturbations peuvent se propager de deux manières : soit en conduction, soit en rayonnement [5] :

- Dans le premier cas les perturbations interviennent soit en mode commun (MC) soit en mode différentiel (MD)



- Dans le second cas les perturbations sont rayonnées sous forme de champ électromagnétique. On s'intéresse durant notre projet aux perturbations de mode commun

### 3.2.2 Mode commun

Les tensions de mode commun se développent entre les fils de liaisons et la référence de potentiel.

Le courant du mode commun est égal au courant qui s'écoule à la masse, ce courant se partage entre les différents fils de liaison, dans le même sens sur chacun des fils[6].

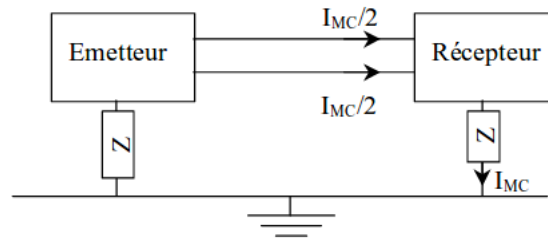


FIGURE 3.2 – Mode commun

#### Origines et effets des perturbations

- Quand les câbles de liaison entre le capteur et l'amplificateur sont placés à proximité d'un fil secteur un couplage capacitif génère cette tension supplémentaire.
- Quand le câble de liaison est sujet à des parasites d'origine magnétique [7].

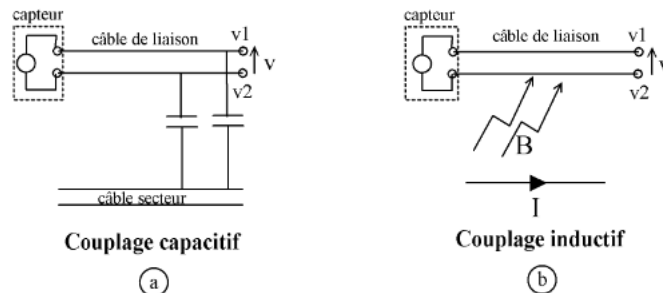


FIGURE 3.3 – Origines de la tension du mode commun

### 3.2.3 Modélisation de la tensions d'entrée de l'AI

Dans notre projet, l'acquisition du signal ECG peut être modéliser comme l'indique la figure ci-contre :

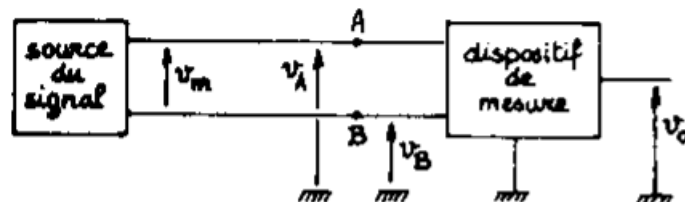


FIGURE 3.4 – Représentation des tensions issues d'un capteur

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

On peut ainsi adopter une représentation permettant de faire apparaître la tension de mode commun  $V_{mc}$  et la tension différentielle  $V_d$  vis à vis des deux tensions  $V_a$  et  $V_b$ [10] :

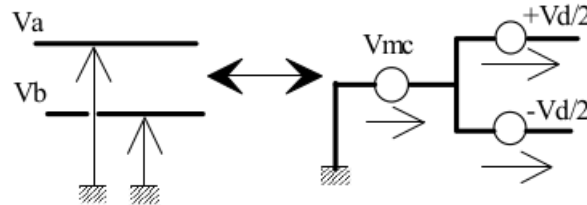


FIGURE 3.5 – Modèle équivalent des tensions d'entrée de l'AI

Dans notre cas, L'amplitude du signal ECG est d'environ 1 mV Ce signal se superpose à celui délivré par la tension secteur par couplage capacitif. L'amplitude de la tension secteur qui apparaît aux bornes du corps est de quelques volts.

On doit donc amplifier le signal ECG tout en “ rejettant ” le signal du secteur.

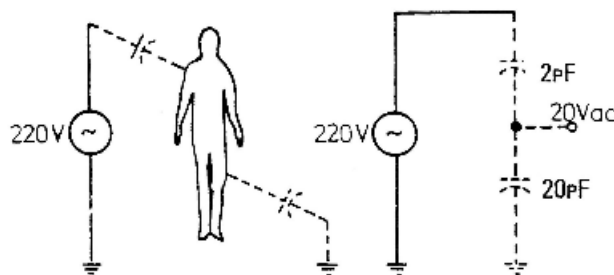


FIGURE 3.6 – Couplage capacitif entre une tension secteur et le corps humain

Comme L'ECG est obtenu par le calcul des différences de signaux issus des électrodes de mesures placées sur le corps du patient, il est évident qu'on doit utiliser un amplificateur différentiel. De plus, l'amplificateur doit assurer la réjection du signal du secteur. Autrement dit, cet amplificateur doit avoir un taux de réjection du mode commun élevé. On parle donc d'un amplificateur d'instrumentation

### 3.3 L'importance de la réjection du mode commun

#### 3.3.1 L'amplificateur d'instrumentation

L'amplificateur d'instrumentation est un dispositif électronique destiné à l'amplification des tensions différentielles. C'est un amplificateur différentiel qui présente l'avantage d'avoir une impédance d'entrée très grande.

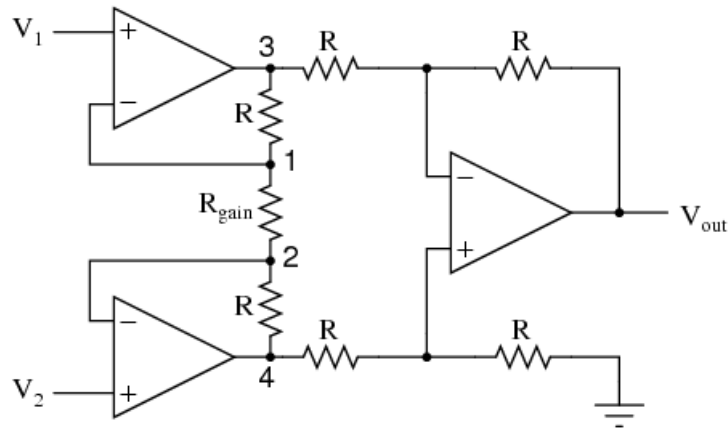


FIGURE 3.7 – Amplificateur d'instrumentation

La plus utilisée est la structure à 3 AOP intégrés. Il est optimisé pour posséder les caractéristiques suivantes :

- Impédances d'entrée élevées sur les deux voies
- Taux de réjection en mode commun (CMRR) très élevé
- Impédance de sortie très faible.
- Faible niveau de bruit.
- Gain facilement réglable

### 3.3.2 Taux de réjection du mode commun

Le taux de réjection du mode commun renseigne sur l'aptitude d'un amplificateur différentiel à rejeter la tension commune de ses deux entrées. Elle est généralement exprimée en décibel. Idéalement l'expression de la tension de sortie d'un amplificateur différentiel est :

$$V_s = G_d \times (v^+ - v^-)$$

En pratique, l'expression de la tension dépend aussi de la valeur moyenne des tensions sur ses deux entrées (tension de mode commun). L'expression devient :

$$V_s = G_d \times (v^+ - v^-) + G_{mc} \frac{v^+ + v^-}{2}$$

On peut donc définir le CMRR comme un rapport entre le gain différentiel et le gain de mode commun :

$$CMRR = \frac{G_d}{G_{mc}}$$

L'expression en decibels est

$$CMR = 20 \log\left(\frac{|G_d|}{|G_{mc}|}\right)$$

En écrivant l'expression de la tension de sortie en fonction de CMRR de cette manière

$$V_s = G_d(v_d + \frac{1}{CMRR}V_{mc})$$

On remarque qu'une valeur élevée de CMRR nous mène vers le fonctionnement idéal de l'amplificateur. D'où l'importance de ce paramètre dans notre projet.

# Chapitre 4

## Conception d'une chaîne d'acquisition d'un signal ECG

### 4.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, on a identifié les grands problèmes rencontrés lors de l'acquisition d'un signal ECG. Durant ce chapitre, on va proposer un modèle qui permet de réduire l'effet de ces éléments polluants afin de visualiser un signal ECG clair.

### 4.2 Modélisation de la chaîne d'acquisition du signal ECG

Comme toute chaîne d'acquisition,

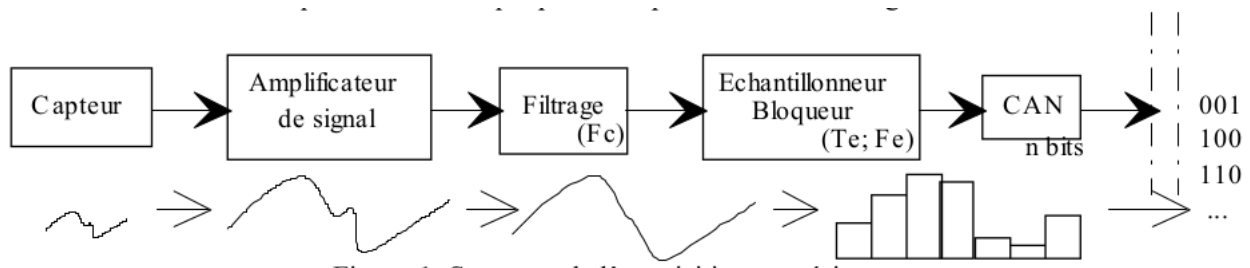


FIGURE 4.1 – Structure de l'acquisition numérique

- **Capteur** : Il est l'interface entre le monde physique et le monde électrique. Il va délivrer un signal électrique image du phénomène physique que l'on souhaite numériser. Il est toujours associé à un circuit de mise en forme.
- **Conditionneur de signal** : L'objectif du conditionnement de signal est essentiellement l'amplification et le pré filtrage de signaux électriques issus d'un capteur. Dans certains cas il réalise également les fonctions d'isolation galvanique et d'excitation des capteurs passifs.
- **Traitement du signal** : Les signaux issus du conditionneur doivent être convertis par un Convertisseur analogique-numérique (CAN) afin d'être compris et traités par le microcontrôleur choisi.

### 4.2.1 Les capteurs utilisées pour prélèvement de l'ECG : Les électrodes

Il s'agit de capter par voie externe les ondes électriques émises par le cœur. L'élément sensible sera donc une plaque faite d'un matériau conducteur que l'on mettra en contact avec la peau.

Afin de ne pas augmenter démesurément les dimensions de l'électrode, on utilise un électrolyte : la crème de contact E.C.G. Les ions répartis dans la crème transmettent les variations de potentiel du corps entre la peau et la plaque conductrice par conduction ionique. Il faut ensuite trouver un dispositif de fixation de façon à maintenir le contact sans risque que le patient ne les arrache en bougeant.

### 4.2.2 Amplificateur de signal : AD524

- Faible bruit :  $0.3\mu$
- Haute CMRR :  $120dB (G = 1000)$
- Basse tension de décalage :  $50mV$
- Basse tension de décalage :  $0.5mV \setminus C$
- Produit bande passante Gain :  $25MHz$

Malgré que l'AD524 fournis une haute CMRR, on doit encore améliorer la réjection de la tension  $v_{mc}$ . Le montage proposé est le "Circuit de l'électrode du pied droit"

#### Circuit de commande du pied droit (Right Leg Driver)

Dans les différents électrocardiographes modernes, l'électrode de pied droit (référence) n'est pas liée directement à la terre. Au lieu de cela, elle est connectée à la sortie d'un amplificateur auxiliaire, qui fonctionne comme un amplificateur inverseur.

La tension en mode commun  $v_{mc}$  sur le corps est détectée par les deux résistances  $R_p$  et  $R_p$ , inversée, puis amplifiée et connectée à l'électrode de pied droit. Cette tension négative ramène  $v_{mc}$  à une fiable valeur. Aussi, le courant de fuite qui peut apparaître dans le corps ne circule pas vers la terre, mais vers la sortie de l'amplificateur auxiliaire, ceci réduit le pick up de l'amplificateur d'ECG.

Ce circuit assure aussi une bonne protection électrique au patient, dans le cas d'apparition d'une tension anormale entre le patient et la terre, l'amplificateur auxiliaire se sature, permettant d'isoler le patient qui sera lié à la terre par les deux résistances  $R_x$  et  $R_y$  qui ont des valeurs de quelques dizaines de  $M\Omega$  [11]

### 4.2.3 Filtrage de signal

Les études ont déjà montrées que le spectre d'un signal ECG varie entre  $0Hz$  et  $150Hz$ . Pour certaines application, ce spectre peut s'étendre à  $1kHz$ . On doit donc construire un filtre passe bande qui permet d'éliminer tout signal hors cette bande. En effet les signaux dont la fréquence est inférieure à  $0.5Hz$  sont causés par le contact entre l'électrode et le corps humain. Ce signal peut avoir une valeur de  $500mV$ . Cette valeur est plus grande que celle d'un signal ECG qui ne peut avoir qu'une amplitude entre  $1mv$  et  $4mv$ . De plus, si on n'élimine pas ce signal, il va être amplifié et on risque de perdre la justesse de notre signal. Il existe d'autres sources de perturbation. On cite :

- Les interférence des fils de secteur
- Les contractions musculaires
- L'artefact de mouvement
- Le bruit généré par les appareils électroniques utilisés dans le traitement de signal
- Les hautes fréquences
- Des sons respiratoires, pulmonaires ou intestinaux contaminent les sons cardiaques

Le filtre passe bande proposé est un ensemble de deux filtres, le premier est de type passe haut et le deuxième est de type passe bas

### Les fréquences de coupures des filtres

Soit  $f_{min} = 0.5Hz$  et  $f_{max} = 150Hz$

$$f_{min} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = 0.5Hz$$

$$f_{max} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} = 150Hz$$

### Amplificateur d'instrumentation à couplage AC

On rappelle le montage intégrateur comme l'indique la figure ci-dessous :

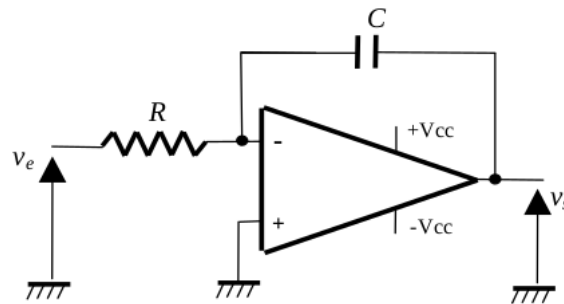


FIGURE 4.2 – Intégrateur

L'expression de la tension de sortie est :

$$V_s(p) = -\frac{1}{RCp} \times V_e(p)$$

On place l'intégrateur dans la boucle de retour de l'amplificateur

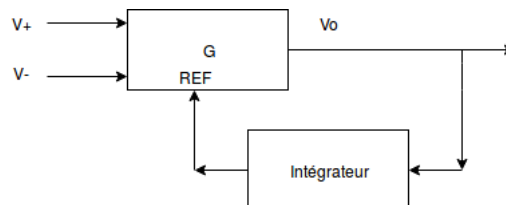


FIGURE 4.3 – Amplificateur d'instrumentation à couplage AC

On obtient alors une nouvelle expression de sortie  $v_o(p)$

$$v_o(p) = G(v^+ - v^-) - \frac{1}{RCp}v_o(p)$$

Finalement

$$v_o(p) = \frac{G}{1 + \frac{1}{RCp}}(v^+ - v^-)$$

- Si  $p \rightarrow 0$  alors  $v_o \rightarrow 0$
- Si  $p \rightarrow +\infty$  alors  $v_o \rightarrow G(v^+ - v^-)$

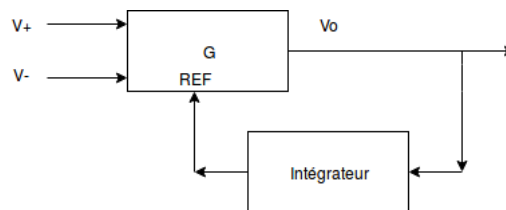


FIGURE 4.4 – Amplificateur d'instrumentation à couplage AC

**Conclusion :** Le circuit ainsi réalisé se comporte comme un filtre passe haut de fréquence de coupure  $\frac{1}{2\pi RC} = 0.5Hz$ . En hautes fréquences, il se comporte comme un amplificateur différentiel de gain  $G$ .

### Filtre passe bas

Après avoir éliminer les bases fréquences, on passe maintenant au filtre passe bas. Le plus simple montage proposé est le fameux circuit RC

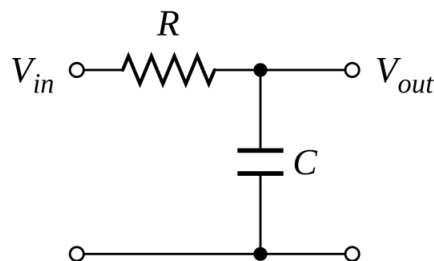


FIGURE 4.5 – Filtre passe bas

On peut placer ce filtre avant ou après l'amplificateur. On a choisi de le placer après l'amplificateur pour une bonne précision.

On obtient finalement le montage suivant :

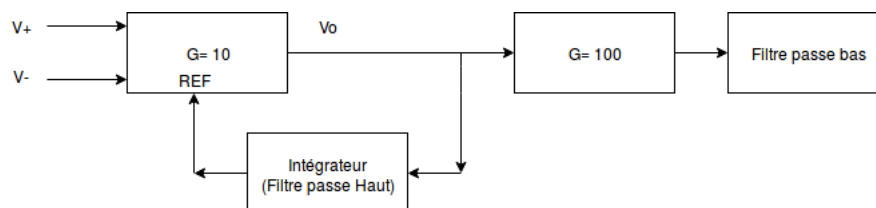


FIGURE 4.6 – Etages Amplification et filtrage

### 4.3 Etage additionneur

Le signal maintenant est à l'ordre de quelques volts, il contient une partie positive et une partie négative. Sachant que la carte STM32 traite des signaux entre 0V et 3.3V, il faut additionner une composante continue (1.67V) avant d'envoyer le signal final vers la carte. Pour ceci, on réalise l'additionneur à base l'AOP suivant :

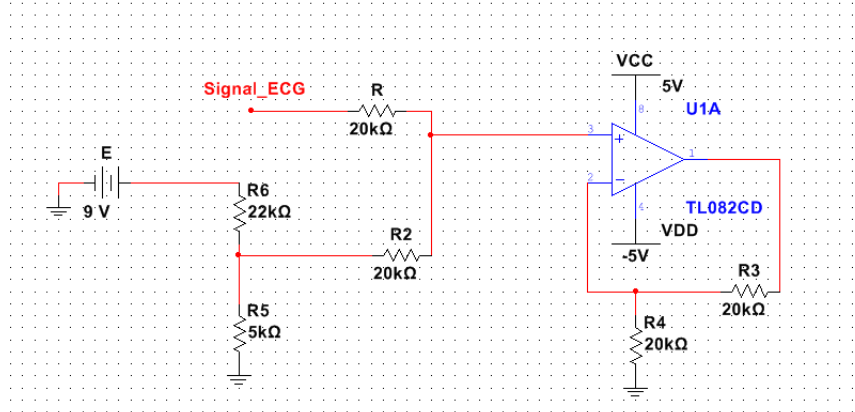


FIGURE 4.7 – Montage Additionneur

### 4.4 Étage d'isolation galvanique

L'isolation galvanique a pour objectif de supprimer tout lien électrique entre une partie de circuit et une autre. Pour garantir une totale isolation, il est primordial de séparer les masses ou GND.

De cette manière, toute l'électronique d'une partie a une masse commune et toute l'électronique d'une autre partie du circuit a une autre masse commune, indépendante de la première.

L'AD202 assure une isolation galvanique totale entre les entrées et les sorties des amplificateurs d'isolation à travers l'utilisation d'un couplage par transformateur interne. L'AD202 offre plusieurs avantages tels que :[12]

- Un niveau de précision élevé.
- Une faible alimentation.
- Large bande passante
- Excellente performance en mode commun
- Entrée flexible

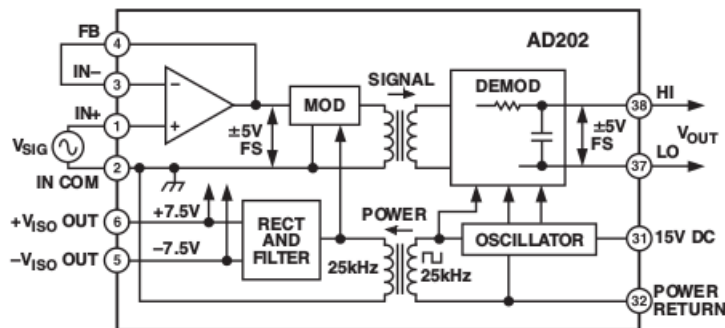


FIGURE 4.8 – AD202



## 4.5 Montage complet

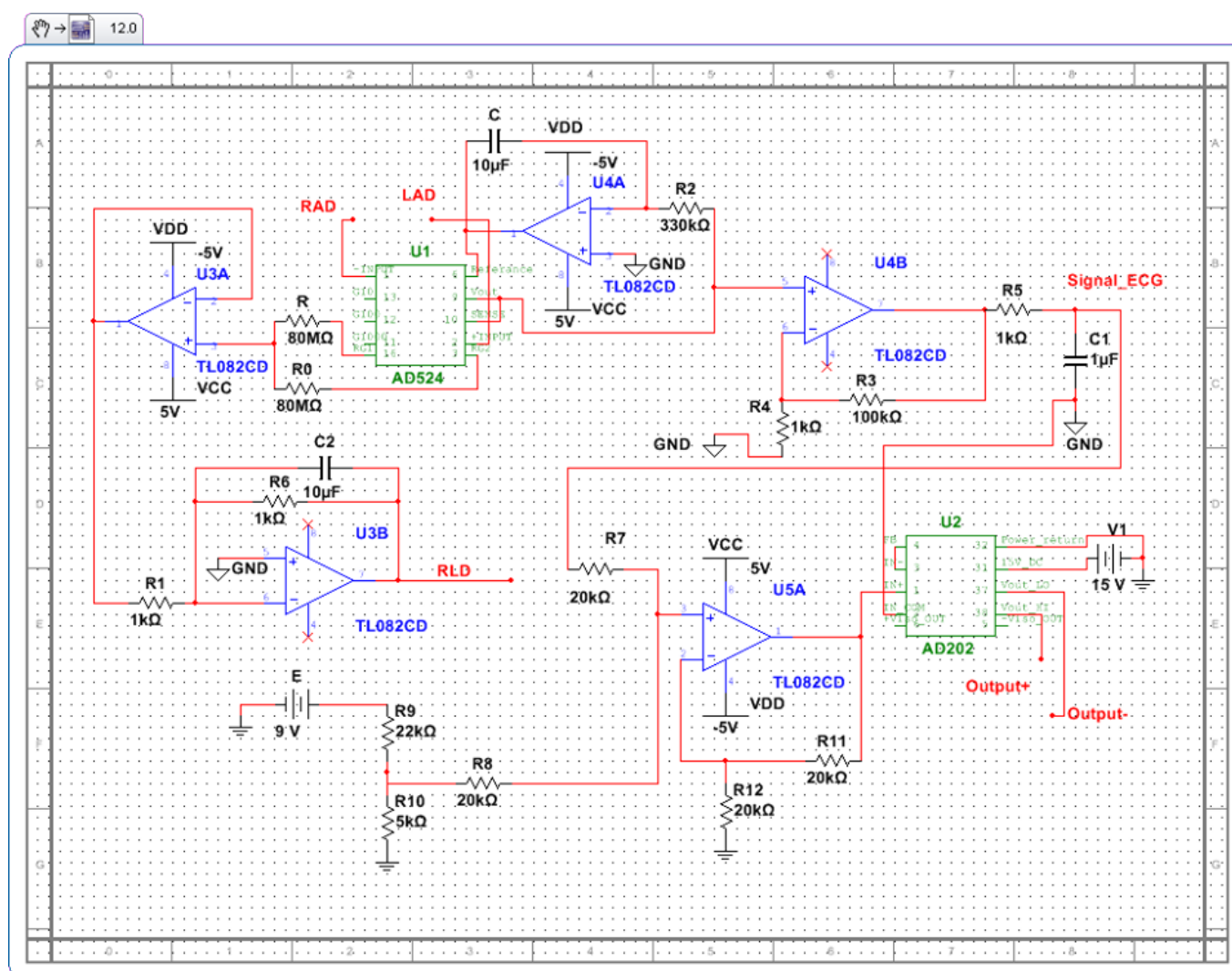


FIGURE 4.9 – Chaîne d'acquisition d'un signal ECG

# Chapitre 5

## Numérisation et visualisation du signal ECG sur la carte STM32F7

### 5.1 Introduction

On s'intéresse durant ce chapitre la conversion du signal analogique en numérique et la visualisation en temps réel de ce dernier. Pour ce faire, un microcontrôleur est nécessaire.

### 5.2 Généralités sur les microcontrôleurs

Un microcontrôleur est un circuit intégré qui rassemble les éléments essentiels d'un ordinateur : processeur, mémoires (mémoire morte et mémoire vive), unités périphériques et interfaces d'entrées-sorties.

### 5.3 La carte STM32F7

#### 5.3.1 Généralités

Le microcontrôleur série STM32 F7 de STMicroelectronics présente un cœur ARM Cortex-M7, fonctionne à des fréquences jusqu'à 200 MHz et utilise un pipeline superscalaire à 6 étages et une unité en virgule flottante (FPU) afin de produire jusqu'à 1000 CoreMarks. Les innovations architecturales autour du microcontrôleur améliorent les performances et la simplicité d'utilisation. STMicroelectronics a inclus deux mécanismes indépendants pour atteindre des performances sans état d'attente à partir des mémoires internes et externes ; un accélérateur adaptatif en temps réel (ART Accelerator) pour mémoire Flash embarquée interne et une mémoire cache L1 pour l'exécution et l'accès aux données depuis les mémoires internes et externes [8].

#### Caractéristiques de la carte

- Matrice de BUS AXI et multi-AHB pour l'interconnexion des cœurs, périphériques et mémoires
- Deux contrôleurs DMA à usage général et DMA dédiés pour Ethernet, une interface USB haut débit on-the-go et l'accélérateur graphique Chrom-ART

- Vitesse du périphérique indépendante de la vitesse du processeur (prise en charge d'horloge double), ce qui permet des changements d'horloge système sans impact sur les opérations périphériques
- Encore plus de périphériques, tels que deux interfaces audio série (SAI) avec prise en charge de sortie SPDIF, trois interfaces I2S semi-duplex avec prise en charge d'entrée SPDIF et deux interfaces USB OTG avec alimentation dédiée et QuadSPI Flash double mode
- Grande capacité de mémoire SRAM avec architecture dispersée
- 320 Ko de mémoire de données universelle, notamment 64 Ko de mémoire DTCM (Tightly-Coupled Memory for Data) pour la gestion des données critiques prioritaires
- 16 Ko de mémoire ITCM (Tightly-Coupled Memory for Instructions) pour des routines critiques prioritaires
- 4 Ko de mémoire SRAM de secours pour la conservation des données dans les modes de consommation les plus faibles

### 5.3.2 Configuration de l' ADC (CAN)

**Rappel** Un convertisseur analogique – numérique (CAN) est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique en un signal numérique.

#### Caractéristiques de l'ADC du STM32F7

La documentation de l'STM32F7 nous indique que l'ADC est sur **12 bits** (La valeur maximale est  $2^{12} - 1 = 4095$ ) et que cette valeur correspond à 3,3 V en analogique [8].

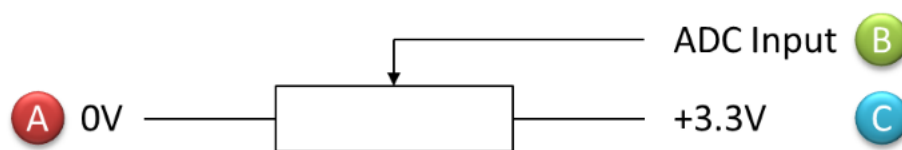


FIGURE 5.1 – Modèle de l'ADC

#### STM32CubeMX

L'outil de configuration graphique STM32CubeMX simplifie et automatise la configuration et la génération de code C pour l'initialisation du microcontrôleur STM32, qui est ainsi prêt à l'emploi dans plusieurs environnements de développement.

#### Les modes de conversion disponibles

La carte STM32F7 nous offre 5 modes de conversion indépendants et 6 modes duels [8]. On s'intéresse au modes indépendants

- Un seul canal - Une seule conversion
- Multi canal - Une seule conversion
- Un seul canal - Conversion continue
- Multi canal - Conversion continue
- Mode de conversion injecté

Dans notre projet, on aura une seule valeur à mesurer de façon continu. On utilise donc le mode "Un seul canal - Conversion continue"

**Un seul canal - Conversion Continue** Ce mode permet à l'ADC de travailler dans le "background". Il convertit les valeurs sans l'intervention de CPU.

<b>CPU</b>	Start triggered				Read data				Read data	
<b>ADC</b>		Sampling	Conversion	EOC (EOS) flag interrupt		Sampling	Conversion	EOC (EOS) flag interrupt		...

FIGURE 5.2 – Principe de fonctionnement du mode continu

En activant le mode continu pour la conversion à un seul canal, le module ADC recommence la conversion automatiquement juste après l'exécution de la conversion précédente. De cette manière, l'interruption sera faite de façon continu avec une vitesse égale à la conversion du temps totale calculé comme suit :

### 5.3.3 Configuration de l'LCD

**emWin** C'est une interface graphique pour l'embarqué pour écrans LCD. Fenêtres, boîtes de dialogue et outils de développement. Indépendant de l'OS embarqué. Fournie en code source ANSI-C pour CPU 8/16/32 bits.

La bibliothèque est vendue sous trois versions suivant les modèles chromatiques Couleur, niveaux de gris et Noir et Blanc. La licence d'utilisation est sans redevance (sans royalties) Trois versions de bibliothèque graphique emWin[9] :

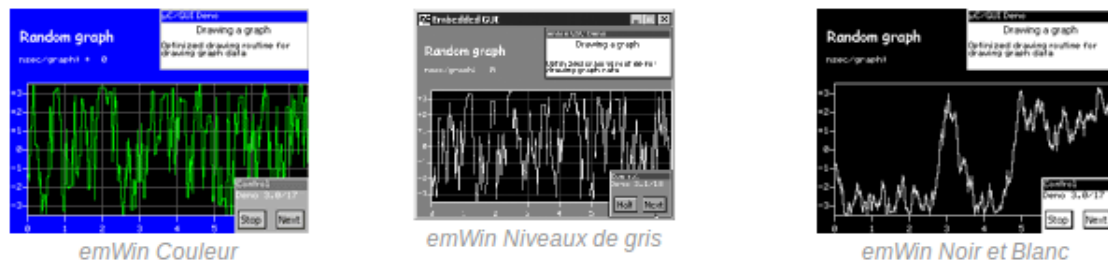


FIGURE 5.3 – Les versions de emWin

## 5.4 Code source

Listing 5.1 – main.c

```
#include "main.h"
#include "GUI.h"
#include "stm32746g_discovery_sdram.h"
#include "Board_LED.h"
#ifdef _RTE_
#include "RTE_Components.h"
#endif

#ifdef RTE_CMSIS_RTOS
#include "cmsis_os.h"
#endif
#ifdef RTE_CMSIS_RTOS_RTX
extern uint32_t os_time;
uint32_t HAL_GetTick(void) {
    return os_time;
}
```

```

#endif

ADC_HandleTypeDef hadc1;
uint16_t c;
static void SystemClock_Config(void);
static void Error_Handler(void);
static void MPU_Config(void);
static void CPU_CACHE_Enable(void);
extern int Init_GUIThread (void);
static void MX_GPIO_Init(void);
static void MX_ADC1_Init(void);
int main(void)
{
    /* Configure the MPU attributes as
       Write Through */
    MPU_Config();

    /* Enable the CPU Cache */
    CPU_CACHE_Enable();

#ifdef RTE_CMSIS_RTOS
    osKernelInitialize();
#endif

    HAL_Init();

    /* Configure the System clock to have
       a frequency of 216 MHz */
    SystemClock_Config();
    BSP_SDRAM_Init();
    LED_Initialize();

#ifdef RTE_CMSIS_RTOS
    osKernelStart();
#endif
    Init_GUIThread ();
    GUI_Init();
    MX_GPIO_Init();
    MX_ADC1_Init();

    /* Infinite loop */
    while (1)
    {
        HAL_ADC_Start(&hadc1);
        //HAL_ADC_PollForConversion(&hadc1,10);
        c = 0.035 *
            HAL_ADC_GetValue(&hadc1);

        osDelay(5);
    }
}

static void SystemClock_Config(void)
{
    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct;
    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct;

    /* Enable HSE Oscillator and activate
       PLL with HSE as source */
    RCC_OscInitStruct.OscillatorType =
        RCC_OSCILLATORTYPE_HSE;
    RCC_OscInitStruct.HSEState =
        RCC_HSE_ON;
    RCC_OscInitStruct.HSISState =
        RCC_HSI_OFF;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState =
        RCC_PLL_ON;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLSource =
        RCC_PLLSOURCE_HSE;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLM = 25;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLN = 432;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLP =
        RCC_PLLP_DIV2;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLQ = 9;
    if(HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct)
        != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }

    /* activate the OverDrive to reach the
       216 Mhz Frequency */
    if(HAL_PWREx_EnableOverDrive() !=
        HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }

    RCC_ClkInitStruct.ClockType =
        (RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK |
         RCC_CLOCKTYPE_HCLK |
         RCC_CLOCKTYPE_PCLK1 |
         RCC_CLOCKTYPE_PCLK2);
    RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource =
        RCC_SYSCLKSOURCE_PLLCLK;
    RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider =

```

```

    RCC_SYSCLK_DIV1;
RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider =
    RCC_HCLK_DIV4;
RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider =
    RCC_HCLK_DIV2;
if(HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct,
    FLASH_LATENCY_7) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
}
/* ADC1 init function */
static void MX_ADC1_Init(void)
{
    ADC_ChannelConfTypeDef sConfig;
    hadc1.Instance = ADC1;
    hadc1.Init.ClockPrescaler =
        ADC_CLOCK_SYNC_PCLK_DIV4;
    hadc1.Init.Resolution =
        ADC_RESOLUTION_12B;
    hadc1.Init.ScanConvMode = DISABLE;
    hadc1.Init.ContinuousConvMode = ENABLE;
    hadc1.Init.DiscontinuousConvMode =
        DISABLE;
    hadc1.Init.ExternalTrigConvEdge =
        ADC_EXTERNALTRIGCONVEDGE_NONE;
    hadc1.Init.ExternalTrigConv =
        ADC_SOFTWARE_START;
    hadc1.Init.DataAlign =
        ADC_DATAALIGN_RIGHT;
    hadc1.Init.NbrOfConversion = 1;
    hadc1.Init.DMAContinuousRequests =
        DISABLE;
    hadc1.Init.EOCSelection =
        ADC_EOC_SINGLE_CONV;
    if (HAL_ADC_Init(&hadc1) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
    sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_0;
    sConfig.Rank = 1;
    sConfig.SamplingTime =
        ADC_SAMPLETIME_3CYCLES;
    if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1,
        &sConfig) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
}

}

/* Pinout Configuration*/
static void MX_GPIO_Init(void)
{
    /* GPIO Ports Clock Enable */
    __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();
}

static void Error_Handler(void)
{
    /* User may add here some code to deal
    with this error */
    while(1)
    {
    }
}

static void MPU_Config(void)
{
    MPU_Region_InitTypeDef MPU_InitStruct;

    /* Disable the MPU */
    HAL_MPU_Disable();

    /* Configure the MPU attributes as WT
    for SRAM */
    MPU_InitStruct.Enable =
        MPU_REGION_ENABLE;
    MPU_InitStruct.BaseAddress =
        0x20010000;
    MPU_InitStruct.Size =
        MPU_REGION_SIZE_256KB;
    MPU_InitStruct.AccessPermission =
        MPU_REGION_FULL_ACCESS;
    MPU_InitStruct.IsBufferable =
        MPU_ACCESS_NOT_BUFFERABLE;
    MPU_InitStruct.IsCacheable =
        MPU_ACCESS_CACHEABLE;
    //MPU_InitStruct.IsShareable =
        MPU_ACCESS_SHAREABLE;
    MPU_InitStruct.Number =
        MPU_REGION_NUMBER0;
    MPU_InitStruct.TypeExtField =
        MPU_TEX_LEVEL0;
    MPU_InitStruct.SubRegionDisable = 0x00;
    MPU_InitStruct.DisableExec =

```

```

        MPU_INSTRUCTION_ACCESS_ENABLE;
    HAL_MPU_ConfigRegion(&MPU_InitStruct);

    /* Enable the MPU */
    HAL_MPU_Enable(MPU_PRIVILEGED_DEFAULT);
}

static void CPU_CACHE_Enable(void)
{
    /* Enable I-Cache */
    SCB_EnableICache();

    /* Enable D-Cache */
    SCB_EnableDCache();
}

#ifdef USE_FULL_ASSERT
void assert_failed(uint8_t* file,
                  uint32_t line)
{
    while (1)
    {
    }
}
#endif

```

---

# Chapitre 6

## Conclusion

Le signal électrocardiogramme (ECG) est un examen très employé dans le domaine de la Cardiologie. Ce signal représente l'activité électrique du cœur et possède une grande valeur clinique pour diagnostiquer un certain nombre d'arythmies cardiaques.

Ces pathologies sont en général reflétées par des troubles de l'activité électrique du cœur. Ce travail, nous avons abordé l'un des problèmes d'acquisition du signal ECG : le bruit à travers le filtrage adaptatif et l'implémentation de ce filtre pour éliminer le bruit du 50 Hz. Les perturbations d'une part apparaissent, d'une part, en conduction au niveau du mode commun et du mode différentiel, et en rayonnement d'une autre part. On s'est intéressé plus spécifiquement aux problèmes rencontrés au niveau du mode commun.

Notre chaîne d'acquisition a pour but d'introduire des modifications sur le signal d'entrée afin d'avoir un signal de sortie convenable pour son acquisition par la carte STM puis le visualiser. Cette chaîne se compose de plusieurs étages : amplification du signal, son filtrage, l'échantillonnage et la conversion à un signal numérique par le microcontrôleur prêt à la visualisation.

Enfin, nous pouvons envisager, comme perspectives, d'utiliser d'autres moyens de récupération du signal ECG et de son amplification, d'utiliser des AOP autres que l'AD524 et plus performants, d'utiliser des dispositifs plus complexes et plus robuste pour le filtrage du signal ECG et d'utiliser d'autres moyens d'isolation tel que la cage de Faraday, mais à faute de moyens, nous étions obligés de travailler avec les moyens de bord existant.

Un tel sujet reste toujours intéressant et ouvert à la recherche et le développement.



# Bibliographie

- [1] A.Cabasson - *Estimation et analyse des intervalles cardiaques* 191 P 2010
- [2] C.RGutierrez - *Wireless Electrocardiogram System via Zigbee for Heart Rate Monitoring*
- [3] D.Tchiotsop - Modélisations polynomiales des signaux ECG. Application à la compression. 174 P 2007
- [4] N.Townsend Michaelmas Term - Medical Electronics 54 P 2001
- [5] A. Charoy *Compatibilité électromagnétique*
- [6] Michael Margot <http://www.electromagazine.ch/compatibilite-electromagnetique/>
- [7] Marc Silanus *Acquisition et conditionnement des grandeurs physiques*
- [8] Site officiel de STMicroelectronics [www.st.com](http://www.st.com)
- [9] [www.neomore.com](http://www.neomore.com)
- [10] O.français - *Amplificateur d'instrumentation*
- [11] A.Bendehnoun - *Développement et réalisation pratique d'un electrocardiographe ECG*
- [12] Datasheet : Analog Device - AD202/AD204