

## Rapport Projet SEN

# Réalisation d'un électrocardiographe



# Sommaire

---

Sommaire .....	2
Introduction .....	3
Contexte .....	3
Objectif .....	3
Cahier des charges .....	3
Choix techniques .....	3
Planification .....	3
Détection – partie analogique .....	4
Électrode ECG .....	4
Signal ECG .....	4
Amplificateur d'instrumentation (INA).....	4
Multiplexeur (MUX).....	4
Filtre de Sallen-Key (anti-aliasing).....	5
Circuit de protection .....	5
Traitement – partie microcontrôleur .....	5
Conversion analogique-numérique .....	5
Filtrage numérique (FIR) .....	5
Transmission des données (UART) .....	6
Valorisation – partie Java sur PC .....	7
Sélection du port de communication.....	7
Fenêtre principale.....	7
Analyse spectrale (FFT).....	9
Sélection de la dérivation .....	9
Conclusion .....	10
Références.....	10
Annexe .....	11
Diagramme de Gantt .....	11
Schéma électrique de la carte analogique .....	11
Capture d'écran de l'électrocardiogramme .....	11
Logigramme du programme embarqué microcontrôleur .....	12

# Introduction

## Contexte

Ce projet se situe dans le cadre du parcours Systèmes Embarqués Nomades (SEN) de la filière Microélectronique et Télécommunication (MT) à Polytech Marseille.

## Objectif

L'objectif principal est que nous mettions en commun nos acquis afin de proposer une solution technique à un problème posé. Cette solution devra être acceptée, partagée et assumée par l'ensemble de l'équipe.

Si des problèmes techniques surgissent lors du déroulement des projets, des solutions alternatives devront être proposées. Notre capacité d'adaptation devra alors être mise à contribution afin de faire face à de nouvelles situations.

Les objectifs techniques sont précisés dans le cahier des charges du projet.

## Cahier des charges

Le projet proposé concerne la mise en œuvre d'un système électronique complet composé de trois parties :

- Une partie détection du monde physique regroupant différents capteurs, analogiques ou numériques, axés autour du thème de l'e-santé, (capteur physiologique, etc...).
- Une partie gestion des données, composée d'un module microcontrôleur offrant différentes fonctionnalités : conversion analogique-numérique, traitement et calcul de l'information, puis transmission filaire ou sans fil.
- Une partie affichage et valorisation des données sur un PC. Le PC pourra recevoir les données en filaire ou sans fil.

## Choix techniques

Le système précédemment décrit peut se décliner avec de nombreuses solutions technologiques. Dans le cadre de ce projet, et notamment afin de prévoir la disponibilité du matériel, les choix suivants ont été faits :

- **Détection** : les capteurs « e-santé » proposés à l'étude seront des électrodes d'ECG

(électrocardiogramme). Il s'agira donc de capter l'activité électrique du cœur. Un ECG est traditionnellement opéré à partir de plusieurs dérivations qui sont chacune constituée de deux électrodes. La mesure est de type différentielle. Nous aurons à charge de mettre en forme les signaux issus des électrodes ECG afin que ceux-ci présentent des niveaux acceptables pour la conversion analogique-numérique. Nous devons également gérer le multiplexage des différentes dérivations.

- **Traitement** : le module choisi pour cette partie sera constitué d'une carte à base de microcontrôleur STM32 qui intègre des fonctionnalités de conversion analogique-numérique. L'environnement logiciel MBED servira à la programmation de ce module.
- **Valorisation** : Une transmission des données se fera entre la carte de développement et le PC. La programmation de l'application sera réalisée en Java sur le PC.

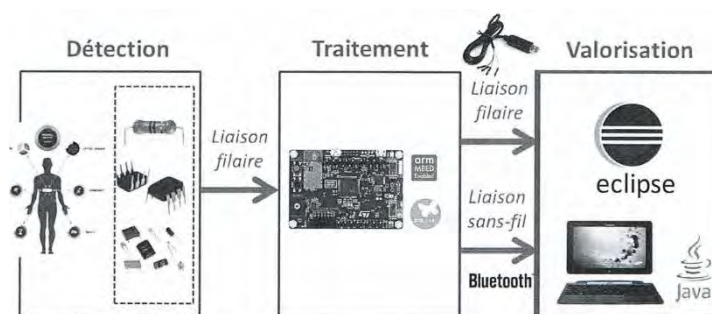


Figure 1 - Architecture et choix matériel du système

## Planification

Le projet se déroule sur 12 séances de 4h et se termine par une présentation devant la promotion entière.

Pour planifier les tâches à réaliser et leur déroulement dans le temps, nous avons dressé un diagramme de Gantt, disponible en annexe de ce rapport.

# Détection – partie analogique

Le but de cette partie est de capter l'activité du cœur à partir de plusieurs dériviations chacune constituée de deux électrodes et de mettre en forme les signaux issus de ces électrodes afin que ceux-ci soient acceptables pour la conversion analogique-numérique.

## Électrode ECG

Une électrode ECG est un autocollant à poser sur la peau, incorporant un gel conducteur en contact avec la peau d'un côté et d'un conducteur électrique de sortie de l'autre.

Chaque battement de cœur étant déclenché par une impulsion électrique générée par des cellules dans le haut du cœur, le but des électrodes est de recueillir ces signaux électriques lorsqu'ils voyagent dans le cœur.

Une paire d'électrodes forme une dérivation. Certains systèmes ECG professionnels utilisent jusqu'à 10 électrodes dont une électrode pour l'annulation de bruit (et permettent l'affichage de 12 dériviations, le standard dans la médecine). Notre système comporte jusqu'à 5 électrodes dont une électrode pour l'annulation de bruit (donc 2 dériviations).

## Signal ECG

La première étape dans la conception d'un système est la compréhension du signal que le système va traiter.

Le signal provenant d'une paire d'électrodes (d'une dérivation) est un signal différentiel, d'une amplitude de l'ordre de quelques millivolts, et avec une présence spectrale maximale de 150 Hz pour un adulte.

De plus, le corps humain peut capter un certain nombre de parasites, provenant du secteur électrique, des lampes fluorescentes environnantes, etc. Ces parasites se manifestent soit comme des signaux de mode commun soit de mode différentiel. Nous allons contrer les parasites de mode différentiel à l'aide de filtres et les parasites de mode commun en utilisant un circuit à rejection de mode commun.

## Amplificateur d'instrumentation (INA)

Un amplificateur d'instrumentation est un dispositif destiné au traitement de faibles signaux électriques

issus de capteurs. Il est généralement réalisé à partir d'un ou de plusieurs amplificateurs opérationnels (AOP), de telle manière qu'il améliore leurs caractéristiques comme le bruit d'amplification, le gain en boucle ouverte, ou encore le taux de réjection de mode commun.

Nous utiliserons le composant AD623, celui-ci offre un gain ajustable de 1 à 1000, un taux de rejection de mode commun d'environ 100 dB et peut être alimenté avec une alimentation simple 3,3 V.

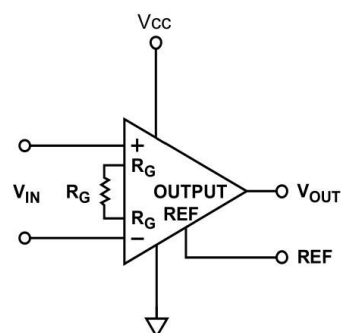


Figure 2 - Schéma de l'amplificateur d'instrumentation AD623

Il s'agit de connecter sur l'entrée Vin deux électrodes ECG, de placer une résistance variable RG afin d'ajuster le gain et enfin une source de tension réglable sur REF afin de régler le niveau de base de sortie (offset de sortie).

Afin d'utiliser le maximum de la plage d'entrée du convertisseur analogique-numérique (qui est 0-3,3 V), nous réglons l'offset de sortie à 1,65 V et le gain à 100. Cela nous permet d'avoir un signal ECG d'amplitude crête à crête environ égale à 300 mV, centré dans la plage du convertisseur.

## Multiplexeur (MUX)

Après avoir vu comment mettre en forme le signal issu de deux électrodes à l'aide du composant AD623, nous souhaitons faire la même chose pour une autre dérivation (voir plus). Pour cela nous allons utiliser un multiplexeur différentiel 4 canaux, le CD4052B.

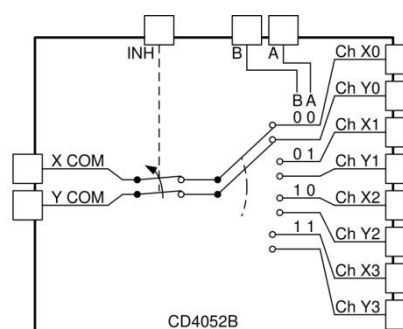


Figure 3 - Schéma du multiplexeur analogique CD4052B

Le CD4052B à deux entrées d'adresse binaires, A et B, et un désactivateur d'entrée INH. L'adresse sélectionne quelles paires d'entrées à relier à la paire de sortie. Ce composant offre un temps de basculement d'environ 500 ns, une résistance interne d'environ 125 Ω et peut être alimenté avec 3,3 V.

Les trois signaux A, B et INH seront produit par le microcontrôleur sous les ordres du programme Java sur PC.

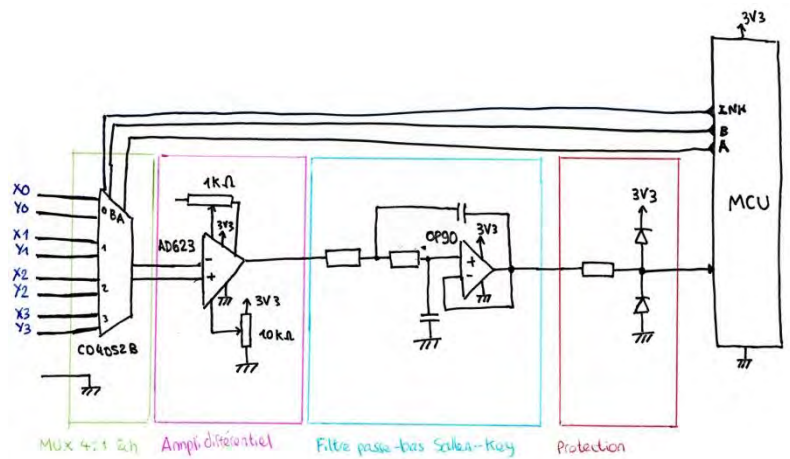


Figure 6 - Schéma électrique global de la partie analogique

### Filtre de Sallen-Key (anti-aliasing)

L'objectif de ce filtre est d'empêcher les phénomènes d'aliasing (repliement de spectre en français).

Un filtre anti-repliement est un filtre utilisé avant l'échantillonnage d'un signal pour restreindre sa bande passante dans le but de satisfaire le théorème de Nyquist-Shannon qui stipule que la reconstruction non ambiguë d'un signal à partir de ses échantillons est possible uniquement lorsque la puissance des fréquences se trouvant au-dessus de la moitié de la fréquence d'échantillonnage est nulle.

Pour cela nous allons utiliser un filtre passe-bas du second ordre de type Sallen-Key, ayant une fréquence de coupure à -3 dB d'environ 100 Hz.

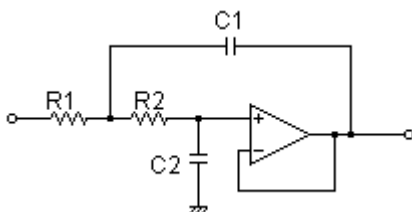


Figure 4 - Schéma du filtre de Sallen-Key

$R1 = R2 = 15 \text{ k}\Omega$  et  $C1 = C2 = 0,1 \mu\text{F}$ . Ce filtre a un gain unité.

### Circuit de protection

Afin de s'assurer qu'aucun signal d'amplitude supérieure à 3,3 V ou inférieure à 0 V ne soit placé en entrée du convertisseur analogique-numérique et l'endommagement, nous plaçons des diodes de « clamping » (clamping diode) ainsi qu'une résistance série.

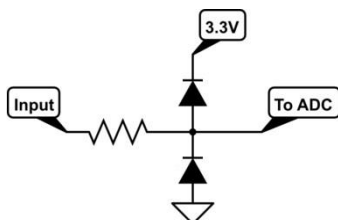


Figure 5 - Schéma du circuit de protection

## Traitement – partie microcontrôleur

Le but de cette partie est de réaliser la conversion analogique-numérique des signaux provenant de chacune des dérivations, d'effectuer un traitement des informations et de les envoyer à un ordinateur.

### Conversion analogique-numérique

Le microcontrôleur STM32 que nous utilisons dispose d'un convertisseur analogique-numérique ayant une résolution de 12 bits, une plage de tension d'entrée de 0 à 3,3 V et pouvant réaliser jusqu'à 5 millions d'opération d'échantillonnage par seconde (5 MHz). Si nous choisissons cette fréquence d'échantillonnage maximale, cela nous laisserait  $1/5 \cdot 10^6 = 200 \text{ ns}$  entre chaque opération d'échantillonnage pour traiter et envoyer les données, c'est très peu, en plus d'être inutile pour le signal ECG qui est plutôt « lent » en comparaison.

Nous avons donc choisi une valeur de fréquence d'échantillonnage bien plus raisonnable de 500 Hz, ce qui nous laisse le temps d'effectuer un filtrage numérique sur les données puis de les envoyer au PC.

### Filtrage numérique (FIR)

Comme indiqué précédemment, en plus du signal utile ECG, un certain nombre de parasites sont captés, il va falloir les atténuer.

Pour cela nous utilisons deux filtres numériques de type FIR (Réponse Impulsionnelle Finie) en cascade : un filtre passe-bas pour atténuer les composantes à haute fréquence au-dessus de 100 Hz, et un filtre coupe-bande pour atténuer les parasites provenant du secteur électrique à 50 Hz.

Bien évidemment il y a un compromis à faire entre les performances du filtre (atténuation dans la bande de coupure, pente de la bande de transition) et le nombre de coefficients du filtre et donc la durée de calcul.

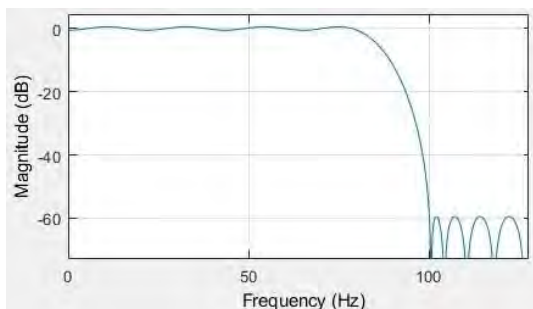


Figure 7 - Réponse du FIR passe-bas 80-100Hz -60dB à 50 coefficients

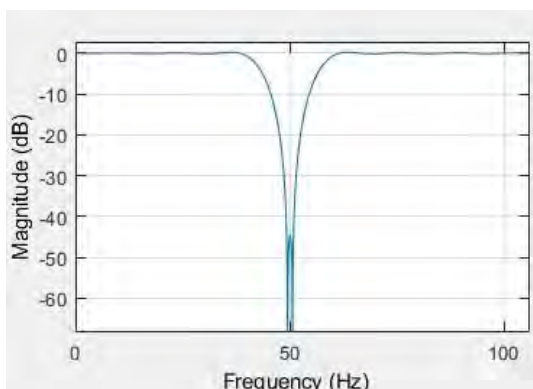


Figure 8 - Réponse du FIR coupe-bande 40-49-51-60Hz - 50dB à 71 coefficients

La caractéristique réelle du filtre composé de ces deux filtres en cascade est donnée ci-dessus.

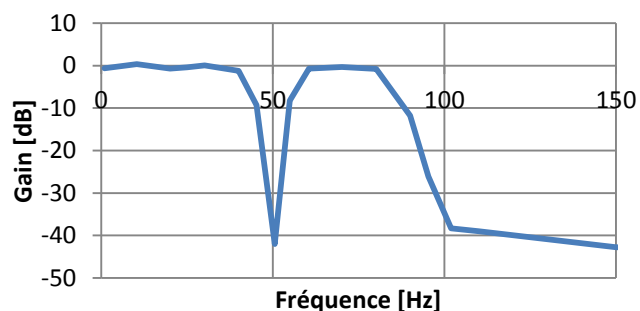


Figure 9 - Réponse des deux filtres en cascade

Les caractéristiques de ces filtres nous permettent d'avoir une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz pour deux signaux ECG en faisant jouer le multiplexeur, d'appliquer les filtres sur ces deux signaux avant d'envoyer les données au PC, en nous laissant environ 20 % de temps CPU sur le microcontrôleur.

Ces filtres sont très efficaces pour nettoyer le signal ECG, en particulier du bruit secteur à 50 Hz qui est le parasite principal ici.

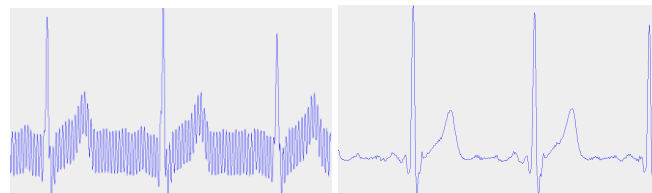


Figure 10 - Comparaison d'un signal ECG sans et avec les filtres numériques

### Transmission des données (UART)

La dernière opération devant être effectuée par le microcontrôleur est la transmission des données au PC.

Pour cela nous utilisons une liaison série UART et un convertisseur UART vers USB embarqué sur notre carte microcontrôleur.

L'UART est une liaison série très classique, elle est du type full-duplex, ne nécessite que 2 fils, et est composée de trames de 7 à 12 bits.

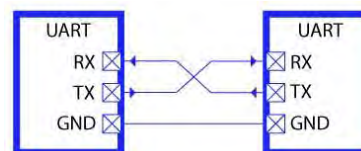


Figure 11 - Schéma électrique d'une liaison UART standard

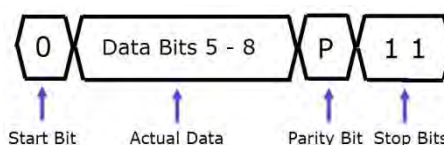


Figure 12 - Schéma d'une trame UART

Nous utilisons des trames avec une charge utile de 8 bits pour transporter un caractère ASCII dans chaque trame, sans parité, avec un seul bit de stop et le tout à un débit symbole de 921600 bauds (921600 8N1).

Plus le débit symbole est élevé et plus le temps CPU nécessaire à l'envoi d'une longue chaîne de caractère est court, néanmoins il faut que les deux périphériques soient compatibles avec ces débits plus élevés.

# Valorisation – partie Java sur PC

L'exploitation des données envoyées par le microcontrôleur se fait au moyen d'un programme Java. La communication se fait grâce à la bibliothèque RXTX pour Java.

## Sélection du port de communication

Au lancement du programme, une fenêtre de connexion s'ouvre. Cette fenêtre liste tous les ports COM détectés. Il faut sélectionner celui correspondant à la carte avec laquelle la communication doit s'établir. Si aucun port COM n'est détecté, cela est mentionné par cette même fenêtre de connexion.



Figure 13 - Fenêtre de connexion

## Fenêtre principale

Une fois la connexion établie, cette fenêtre se ferme automatiquement et l'utilisateur se retrouve face à la fenêtre principale du programme. Sur cette fenêtre s'affichera le graphe de la première dérivation. En ordonnée, l'amplitude du signal est en mV et sur l'abscisse le temps est au format min:s.ms.



Figure 14 - Illustration fenêtre principale, graphe électrocardiogramme, et menu utilisateur

Les interactions avec le programme se font dans un menu contextuel accessible via un clic droit. Pour lancer l'acquisition, il faut faire clic droit, puis « afficher/effacer ». Cette action démarre la mise en

mémoire des échantillons envoyés par le microcontrôleur.

Le signal s'affiche à l'écran dès lors qu'il y a suffisamment de données en mémoire pour remplir la fenêtre de temps choisie, qui est réglée à 2048 ms par défaut. Cliquer à nouveau sur « afficher/effacer » entraîne l'effacement du graphe et la suppression des données précédemment enregistrées. L'affichage est dynamique, c'est-à-dire que l'axe des ordonnées est ajusté en permanence en fonction du maximum et du minimum du signal de sorte que l'électrocardiogramme occupe tout l'espace disponible à l'écran.

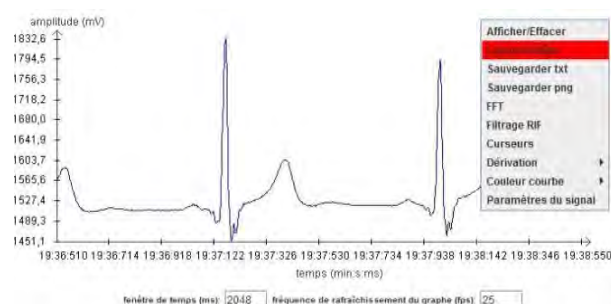


Figure 15 - Illustration électrocardiogramme

Une fois que l'électrocardiogramme est affiché, et qu'il défile, l'utilisateur peut arrêter ce défilement en cliquant sur « lancer/arrêter ». Ce bouton devient alors rouge et cliquer à nouveau dessus permet de relancer le défilement.

Les options « sauvegarder txt » et « sauvegarder png » permettent respectivement d'enregistrer les données qui sont tracées sur le graphe dans un fichier texte et d'enregistrer une image du graphe. Ces deux options ouvrent une boîte de dialogue qui offre la possibilité à l'utilisateur de nommer le fichier, choisir l'emplacement où il doit être enregistré ainsi que son extension.

Le menu permet aussi un réglage de la couleur de la courbe avec au choix : rouge, bleu, vert, cyan et noir.

L'option « paramètres du signal » affiche sur la droite du graphe quelques informations utiles telles que la fréquence cardiaque, le minimum et le maximum de la courbe.

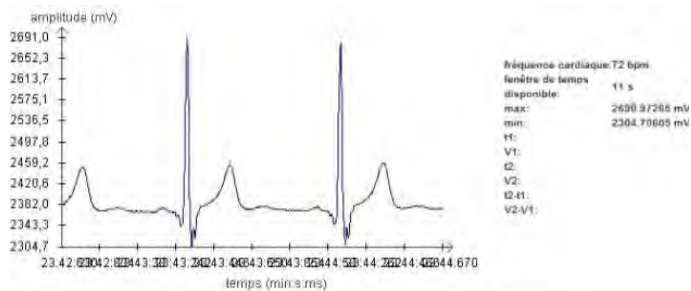


Figure 16 - Illustration "paramètres du signal"

La fréquence cardiaque affichée est la fréquence cardiaque dite « instantanée ». C'est la fréquence cardiaque en battements par minute (bpm) correspondant à l'intervalle de temps entre deux pics du signal. Le calcul de ce paramètre se fait toutes les 200 ms. Cela consiste en une recherche de maximums locaux dans les dernières 1500 ms en mémoire puis du calcul de la fréquence cardiaque grâce à l'intervalle de temps entre les deux derniers maximums locaux. On trouve aussi dans ces paramètres la « fenêtre de temps disponible ». Ceci est la fenêtre de temps maximal que l'utilisateur peut afficher sur le graphe. Le réglage de la fenêtre se fait dans une zone de texte sous le graphe.

De plus, la zone de texte sur la droite de la fenêtre de temps permet de régler la fréquence de rafraîchissement du graphe en images par seconde (fps). Cette fréquence de rafraîchissement est limitée par la fréquence d'échantillonnage (500 Hz).

Ensuite, toujours dans l'objectif de faciliter l'exploitation des données, il y a un système de curseurs que l'on active avec un clic droit, puis « curseurs ». Cela fait apparaître deux curseurs rouges sur le graphe, ainsi que les paramètres du signal sur la droite. S'affichent en plus, les temps (t1 et t2 au format min:s.ms) et les tensions (v1 et v2 en mV) correspondants à la position des curseurs, la différence de temps (t2 - t1 en ms) entre les curseurs et la différence de tension (v2 - v1 en mV). Ces curseurs peuvent être déplacés en les sélectionnant via un clic gauche de la souris. Se mettent à jour les informations relatives dans « paramètres du signal », en conséquence de ce changement de position. Cette fonctionnalité est très intéressante pour l'exploitation d'un électrocardiogramme.

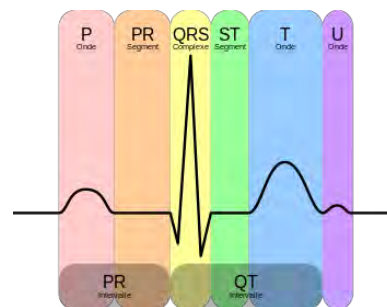


Figure 17 - Représentation d'un ECG

Ces curseurs permettent par exemple de mesurer précisément la durée et l'amplitude des ondes P, QRS, T et U, ou encore la durée de l'intervalle PR et du segment ST. Tous ces paramètres sont autant d'informations utiles à la détection de pathologie par l'examen minutieux d'un ECG. Mais l'illustration la plus simple de l'utilisation de ces curseurs reste la détermination de la fréquence cardiaque.

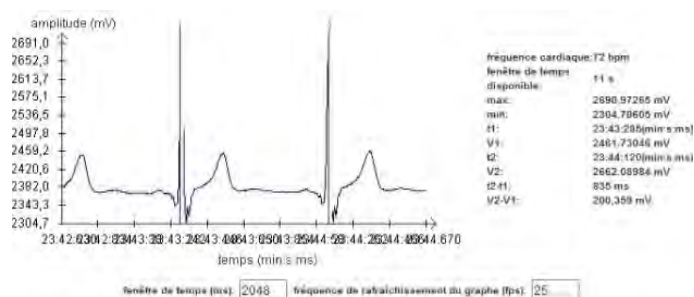


Figure 18 - Utilisation des curseurs

Reprenons le graphe de la figure 16. Le positionnement des curseurs entre les deux derniers pics nous renseigne que l'intervalle de temps entre deux battements de cœur et  $\Delta t = 835$  ms, soit une fréquence cardiaque instantanée  $f_{\text{cœur}} = \frac{60}{\Delta t} = 72$  bpm, comme ce qui est affiché de manière automatique pour la fréquence cardiaque. Cet exemple permet de montrer l'utilité de l'utilisation de curseurs pour l'analyse d'un ECG et aussi de vérifier le calcul de fréquence cardiaque.

Dans le menu contextuel, il est également possible d'activer ou de désactiver le filtrage numérique du signal réalisé par le microcontrôleur. Le filtrage est activé par défaut. Lorsque l'utilisateur clique pour la première fois le bouton devient rouge pour indiquer que le filtrage désactivé, puis devient vert si on re clique dessus. Le programme envoie le caractère 'T' pour « true » à la carte lorsque le filtrage est activé et 'F' pour « false » lorsque le filtrage est désactivé. La carte est configurée pour réagir à la réception de ces caractères.



## Analyse spectrale (FFT)

Le bouton FFT dans le menu clic droit ouvre une nouvelle fenêtre qui affiche le spectre du signal ECG affiché sur la fenêtre principale. L'ordonnée est graduée en dB et l'abscisse en Hz. Par défaut, la fenêtre de fréquence va de 0 à  $F_s/2$  ( $F_s$  la fréquence d'échantillonnage), donc de 0 à 250 Hz. L'affichage est dynamique de la même manière que pour le signal ECG. Les champs « fstart » et « fstop » permettent à l'utilisateur de sélectionner la fenêtre de fréquence qu'il désire afficher. L'algorithme utilisé pour le calcul de cette FFT est l'algorithme de Cooley-Tukey en base 2 avec entrelacement fréquentiel et ré-indices de tableau par inversion des bits (bit reverse). Cet algorithme nécessite en entrée un tableau dont la taille est une puissance de deux. Ceci explique pourquoi la fenêtre de temps de l'électrocardiogramme est fixée par défaut à 2048 ms. Puisque la fréquence d'échantillonnage est ici de 500 Hz, cela correspond à 1024 échantillons. Et  $1024 = 2^{10}$  est une puissance de 2. Avec cette fenêtre de temps judicieusement choisie, la FFT peut être utilisée et exploitée sans problème particulier. Lorsque la fenêtre de temps n'est pas une puissance de 2, et donc le tableau de données en entrée de la FFT n'a pas une taille qui est une puissance de 2, l'implémentation de l'algorithme réalisée complète ce tableau avec des zéros. Un spectre est alors affiché. Il a l'allure du spectre qu'il devrait avoir avec un algorithme de FFT fonctionnant avec un nombre de points quelconque, mais il faut être prudent quant à son interprétation.

Cette possibilité d'étudier le spectre d'un signal dans l'application est très utile pour déterminer ses principales composantes spectrales et donc choisir judicieusement le filtrage à réaliser sur ce signal.

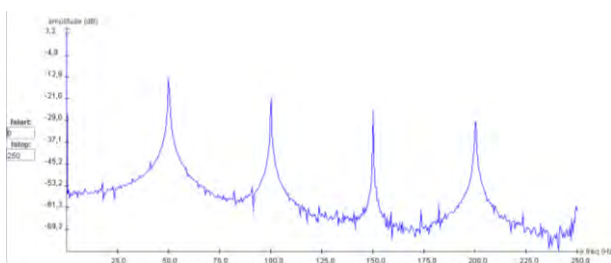


Figure 19 - Illustration FFT et harmoniques 50 Hz indésirables lorsque filtrage désactivé

La figure 19 illustre la fonctionnalité de FFT. Sans connecter de signal particulier à l'entrée analogique sur laquelle la conversion, on peut voir le bruit ambiant capté sur cette entrée. On constate que le 50 Hz et ses harmoniques sont très présents. Le 50 Hz dégrade fortement la qualité du signal ECG comme il a été vu

dans la partie précédente. Maintenant, dans les mêmes conditions mais avec filtrage activé, voyons le spectre :

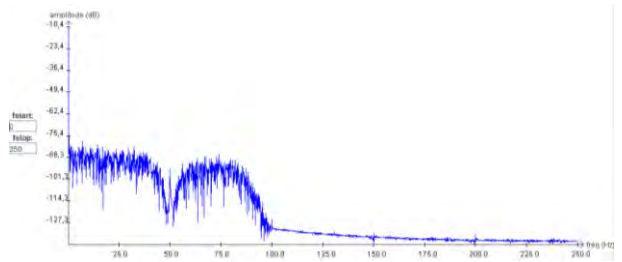


Figure 20 - FFT avec filtrage

Une fois le filtrage activé, on parvient à deviner les gabarits des filtres utilisés sur cette figure : coupe-bande à 50Hz et passe bas à 80 Hz. Toutes les harmoniques indésirables sont ainsi affaiblies et on parvient à obtenir un électrocardiogramme de meilleure qualité.

## Sélection de la dérivation

Pour finir, le menu contextuel permet de choisir quelle dérivation doit être affichée. Par défaut, la dérivation 1 est affichée. Si on sélectionne dérivation 0, le caractère '0' est envoyé au microcontrôleur et la sortie du multiplexeur est désactivée. Si la dérivation 1 est sélectionnée, le caractère '1' est envoyé au microcontrôleur et le multiplexeur ne sort que la dérivation 1 qui est tracée sur la fenêtre principale. De même pour la dérivation 2 : caractère '2' envoyée, sortie du multiplexeur dérivation 2 et tracée sur la fenêtre principale. Quand les dérivation 1 et 2 sont sélectionnées, '3' est envoyé au microcontrôleur qui va faire commuter le multiplexeur entre chaque opération d'échantillonnage entre les dérivation 1 et 2. Une deuxième fenêtre s'ouvre où se trace l'électrocardiogramme de la deuxième dérivation. Les deux dérivation sont ainsi tracées en même temps.

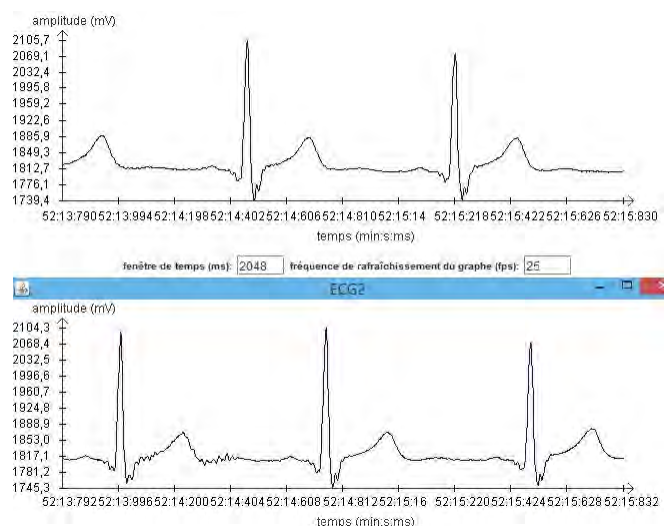


Figure 21 - Illustration du double ECG

# Conclusion

---

Ce projet nous a permis de mettre en œuvre sur un sujet concret les connaissances théoriques acquises lors de cette formation, notamment filtrage numérique, microcontrôleur, programmation java, synthèse de filtres analogiques, électronique analogique. Cela a été de plus une excellente initiation au travail en équipe. Nous avons été confrontés à toutes les problématiques inhérentes au travail de groupe. Un travail commun nécessite une organisation méticuleuse du temps alloué à la réalisation du cahier des charges, une communication importante tout au long du projet afin que le travail réalisé par chacun puisse être valorisé en étant convenablement intégré à l'ouvrage collectif. Il faut être capable de détecter rapidement les spécialités de chacun ce qui permet de gagner en temps et en efficacité.

Pour finir, ce projet n'a pas été exempt de difficultés techniques. Certaines difficultés ont été résolues, d'autres problèmes restent non traités que ce soit par manque de temps ou de connaissances. Nous pouvons citer quelques exemples en guise de bilan d'expérience.

Tout d'abord, l'intégration d'un multiplexeur a nécessité la diminution de la fréquence d'échantillonnage d'un facteur 2 (passage de 1000 Hz à 500 Hz) afin de pouvoir réaliser la routine de filtrage numérique sur deux dérivations. Nous voulions réaliser la communication sans fil entre le microcontrôleur et le PC via le module BLE (Bluetooth Low Energy) du STM32. Un exemple de communication BLE disponible sur la plateforme MBED permettait moyennant quelques modifications de faire fonctionner ce protocole de communication côté microcontrôleur; mais côté Java aucune bibliothèque ne permettait de se connecter au module BLE.

Pour compenser, nous avons rajouté un module Bluetooth connecté au port UART du microcontrôleur. La communication sans fil fonctionnait avec ce module Bluetooth. Mais l'intégration du multiplexeur nous a obligé à augmenter le débit symbole pour accélérer l'envoi des données et permettre le filtrage numérique. Ce débit symbole trop élevé ne permet pas une connexion stable avec le module Bluetooth utilisé.

Nous voyons avec cet exemple qu'il y a un équilibre à trouver entre les différentes fonctionnalités à réaliser.

# Références

---

- Analog Devices. (2017). *AD623 - Single and Dual-Supply, Rail-to-Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier*.
- API Java 8*. (s.d.). Récupéré sur <https://docs.oracle.com/javase/8/docs/api/>
- Bercher, G. B.-F. (2001). *Transformée de Fourier discrète*. Récupéré sur [https://perso.esiee.fr/~bercherj/New/polys/poly\\_tfd.pdf](https://perso.esiee.fr/~bercherj/New/polys/poly_tfd.pdf)
- ECG Leads - explanation*. (s.d.). Récupéré sur MEDTEQ: <http://www.medteq.info/med/ECGLeads>
- Electrocardiography*. (2018). Récupéré sur Wikipedia: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- Ground vs. Reference for EEG recording*. (2014). Récupéré sur BIOPAC: <https://www.biopac.com/knowledge-base/ground-vs-reference-for-eeeg-recording/>
- Texas Instruments. (2009). *Analog Front-End Design for ECG Systems Using Delta-Sigma ADCs - SBAA160A*.

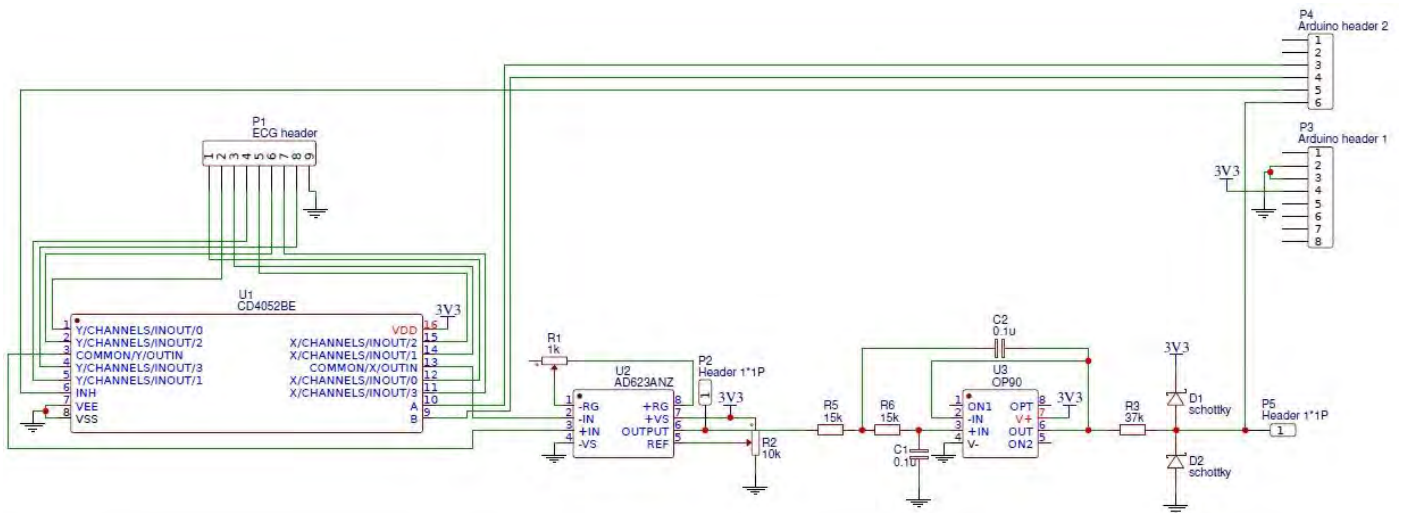
# Annexe

## Diagramme de Gantt

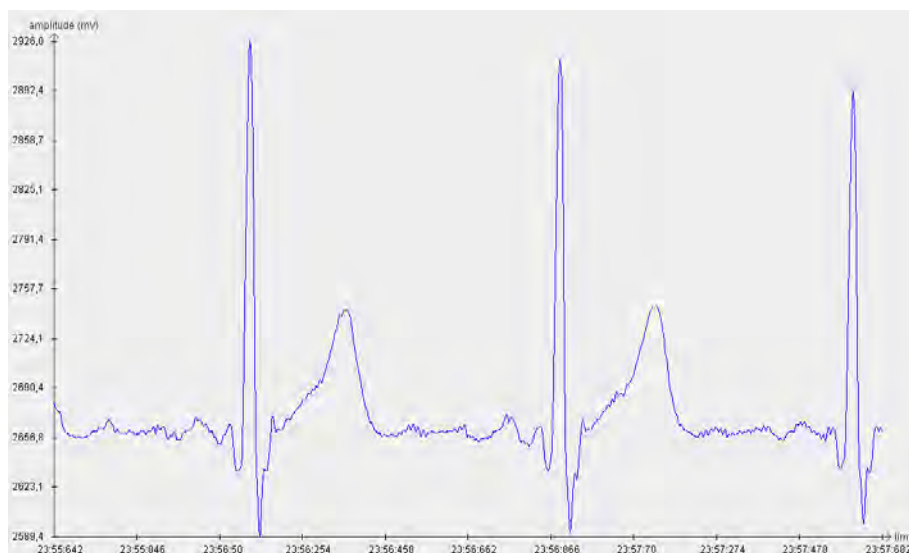
Tâches	Sous-tâches	1	2 (rendre Gantt)	3	4	5	6	7 (mi-projet)	8	9	10	11 (démon)	12 (soutenance)
Diagramme de gantt													
Détection	Ampli diff												
	Filtres												
	Circuit protection												
	Realisation PCB												
Traitement	CAN (12bits)												
	Filtrage numérique												
	Mise en paquet												
	Envoie UART												
Valorisation	Recupération de donnée												
	Interface graphique												
	Affichage de courbe												
Récupération ECG (réel et/ou factice)													
Améliorations possibles + mise en commun final													
General	Rapport												
	Diapo												
	Demo												

Légende	
	Tâche prévue
	Oral
	Jalon

## Schéma électrique de la carte analogique



## Capture d'écran de l'électrocardiogramme



Logigramme du programme embarqué microcontrôleur

