



ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE DES MINES DE SAINT ÉTIENNE

Rapport - ECG IHM Salle blanche

GP - DISPOSITIF ECG-IHM SALLE BLANCHE

Élèves :

Théo MAILLOT
Mattéo QUINTANEIRO

Enseignants : Sébastien
SANAUR
François **BERNIER**
Elias **KHARBOUCHE**



Table des matières

I Introduction	1
1 Contexte	1
2 Objectifs	1
II Conception et méthodologie	2
1 Physiologie du signal ECG et conception du système	2
1.1 Fabrication des électrodes ECG	2
2 Fabrication de la matrice OLED	5
2.1 Principe de fonctionnement	5
2.2 Processus de fabrication en salle blanche	6
2.3 Analyse des performances	8
3 Développement électronique	9
3.1 Circuit de conditionnement du signal ECG	9
3.2 Réalisation et test du circuit	9
3.3 Interface avec la matrice LED	10
4 Programmation et traitement du signal	10
4.1 Architecture logicielle	10
4.2 Filtrage numérique	11
4.3 Détection des pics R	11
III Résultats et analyse critique	13
1 Évaluation des performances par composant	13
1.1 Électrodes ECG	13
1.2 Circuit électronique et traitement du signal	13
1.3 Interface d'affichage	13
2 Analyse des limitations rencontrées	14
3 Enseignements et perspectives	14
IV Conclusion	15
V Annexe	16
1 Résultats salle blanche	16
2 Résultats du dispositif	18

I Introduction

1 Contexte

Les maladies cardiovasculaires (MCV) constituent la principale cause de mortalité dans le monde, en particulier chez les personnes âgées. Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), elles sont responsables d'environ 32 % des décès mondiaux en 2019. La prévalence des MCV augmente avec l'âge : en France, environ 10 à 12 % des adultes de 18 à 44 ans sont touchés par une maladie cardiovasculaire, contre 39 % des personnes âgées de 60 à 79 ans, selon le CISSS des Laurentides. Au-delà de 80 ans, la prévalence atteint environ 50 %. Face à cette réalité, un suivi régulier de l'activité cardiaque est essentiel pour détecter précocement les risques et améliorer la prise en charge.

L'électrocardiogramme (ECG) constitue la méthode non invasive de référence pour analyser l'activité électrique du cœur. Toutefois, les dispositifs ECG conventionnels présentent certaines limitations : ils sont souvent volumineux, peu confortables et généralement limités au cadre hospitalier, ce qui complique le suivi continu des patients à risque.

Dans le cadre de notre formation d'ingénieur à l'École des Mines de Saint-Étienne, nous avons développé un prototype de système ECG intégrant des électrodes souples fabriquées en salle blanche et une matrice OLED pour l'affichage. Ce projet pluridisciplinaire nous a permis d'explorer les applications concrètes de l'électronique, de la microfabrication et de la programmation embarquée.

2 Objectifs

Notre projet visait à concevoir et réaliser un système ECG complet selon plusieurs axes complémentaires :

- Comprendre les principes fondamentaux de l'électrocardiographie
- Fabriquer en salle blanche des électrodes souples et une matrice OLED
- Développer un circuit de conditionnement analogique adapté aux signaux ECG
- Concevoir un système d'acquisition et de traitement numérique sur microcontrôleur
- Mettre en œuvre un affichage des signaux cardiaques en temps réel

Ce projet nous a également familiarisés avec l'environnement particulier de la salle blanche, ses contraintes et ses protocoles spécifiques. L'objectif final était de créer un démonstrateur technologique fonctionnel, capable d'acquérir, de traiter et d'afficher en temps réel les signaux cardiaques.

II Conception et méthodologie

1 Physiologie du signal ECG et conception du système

1.1 Fabrication des électrodes ECG

La conception d'électrodes ECG performantes représente un défi technique important. Ces interfaces doivent capter des signaux électriques très faibles (de l'ordre du millivolt) tout en s'adaptant à la surface irrégulière de la peau.

Notre approche utilise un substrat en polyimide (Kapton) de 50 µm d'épaisseur comme base flexible. Sur ce substrat, une couche conductrice d'or (150 nm) est déposée, puis recouverte d'une couche de PEDOT pour améliorer l'interface électrode-peau. Ce polymère conducteur crée une interface plus "compatible" avec les tissus biologiques, réduisant ainsi l'impédance à l'interface électrode-peau.

Premier jour : Préparation et photolithographie

Le processus a débuté par la fixation du substrat de Kapton sur une plaque de verre à l'aide de ruban Kapton. Cette étape apparemment simple s'est révélée délicate en raison de la finesse et de la souplesse du matériau, nécessitant plusieurs tentatives pour éliminer toutes les bulles d'air.

Après un nettoyage à l'eau déionisée et à l'acétone, une activation de surface par plasma d'oxygène a été réalisée sur l'équipement Oxford Plasma Etch. Cette étape modifie la surface du Kapton au niveau moléculaire pour favoriser l'adhésion de la résine photosensible.

L'application de la photorésine S1813 par spin-coating à 1500 rpm a permis d'obtenir une couche uniforme d'environ 1,5 µm, suivie d'un recuit à 110°C. L'exposition aux UV a nécessité l'apprentissage du fonctionnement d'un aligneur de masque, équipement complexe permettant de positionner précisément le masque au-dessus du substrat. La compensation d'erreur de coin (WEC) s'est avérée particulièrement délicate à régler correctement.

Après développement dans le MF26, le motif des électrodes est apparu clairement dans la résine. L'observation au microscope a révélé quelques imperfections malgré une apparence correcte à l'œil nu.

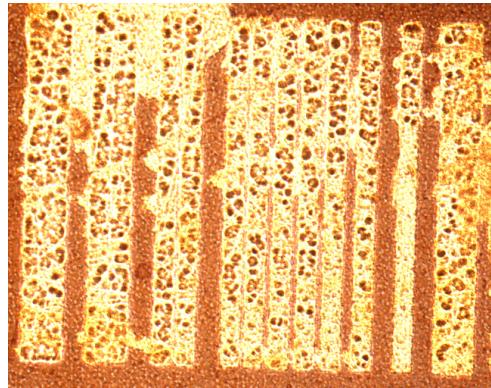


FIGURE II.1 – Électrodes après développement de la résine photosensible (vue au microscope)



FIGURE II.2 – Électrodes après dépôt d'or (suite au lift-off)

Deuxième jour : Évaporation métallique et lift-off

Le deuxième jour a commencé par la mesure de la résistance initiale des échantillons : 22,4 ohms pour la première électrode et 16 ohms pour la seconde. L'évaporation métallique (5 nm de chrome puis 100 nm d'or) a été réalisée par notre encadrant pour gagner du temps, cette étape nécessitant d'atteindre un vide très poussé avant de pouvoir procéder.

Le lift-off qui a suivi a permis de révéler les motifs métalliques en dissolvant la résine dans un bain d'acétone/isopropanol, ne laissant l'or que sur les zones désirées. Cette étape a nécessité un bain à ultrasons suivi d'un nettoyage précis des résidus.

La dernière étape consistait à appliquer le PEDOT par spin-coating et à effectuer un recuit à 150°C. Les mesures de résistance après traitement ont montré une amélioration, passant à 20,8 ohms pour la première électrode et 15,2 ohms pour la seconde, confirmant le bénéfice du polymère conducteur.



FIGURE II.3 – Recuit final des électrodes après dépôt de PEDOT

Troisième jour : Finalisation et tests d'impédance

Hors salle blanche, les électrodes ont été connectées à des fils conducteurs fins à l'aide d'une colle époxy conductrice. Des tests d'impédance ont ensuite été réalisés avec un potentiostat VMP-3e sur une gamme de fréquences de 10 Hz à 100 kHz.

Les diagrammes de Nyquist obtenus montrent des comportements électrochimiques différents entre nos électrodes (courbe verte) et les électrodes commerciales (courbe violette). Idéalement, une électrode ECG de haute qualité présente une courbe en demi-cercle régulier, comme on peut l'observer pour l'électrode commerciale. Cette forme caractéristique représente un circuit équivalent RC bien défini, avec une impédance qui varie de façon prévisible en fonction de la fréquence.

Nos électrodes montrent un comportement plus irrégulier avec plusieurs inflexions. Ces irrégularités peuvent être attribuées à plusieurs facteurs : inhomogénéités dans la couche de PEDOT, interfaces multiples entre les différentes couches (or/PEDOT/électrolyte), ou défauts microscopiques créés pendant le processus de fabrication. Malgré ces imperfections, nos électrodes présentent globalement une impédance plus faible que les électrodes commerciales dans certaines gammes de fréquence, ce qui est prometteur pour l'acquisition de signaux ECG.

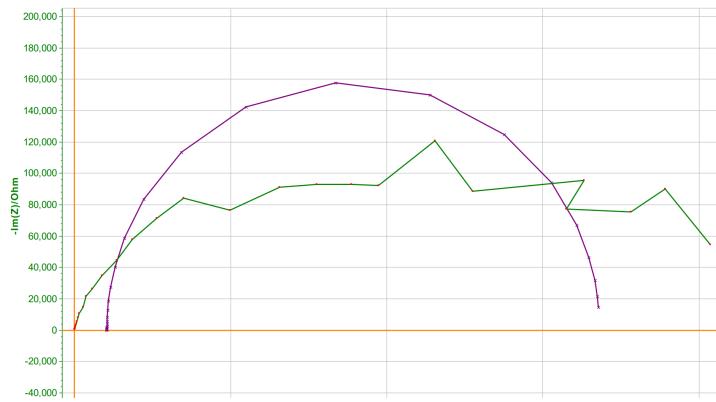


FIGURE II.4 – Courbes d’impédance comparant nos électrodes (vert) aux électrodes commerciales (violet)

Le travail en salle blanche a présenté plusieurs défis techniques, notamment la manipulation délicate du substrat flexible et le réglage précis de l’aligneur de masque. Ces difficultés ont permis d’acquérir des compétences essentielles en microfabrication et une meilleure compréhension des contraintes liées à la production de dispositifs biomédicaux.

2 Fabrication de la matrice OLED

2.1 Principe de fonctionnement

Une matrice OLED (diode électroluminescente organique) est un ensemble organisé de pixels OLED qui génèrent une image en émettant leur propre lumière. Cette technologie repose sur plusieurs couches ultrafines de matériaux organiques prises en sandwich entre deux électrodes :

- L’anode (souvent en oxyde d’indium-étain, ITO) injecte des trous (charges positives) dans la couche organique.
- La cathode (généralement en aluminium) injecte des électrons.
- La couche émissive (EML) est l’endroit où se rencontrent électrons et trous, formant des excitons qui libèrent de l’énergie sous forme de lumière.
- Les couches de transport (HTL pour les trous et ETL pour les électrons) facilitent l’injection des charges et minimisent les pertes d’énergie.

Lorsqu’une tension est appliquée, la cathode injecte des électrons dans la Bande de Conduction (LUMO) tandis que l’anode injecte des trous dans la Bande de Valence (HOMO) du matériau émissif. Ces porteurs de charge se déplacent à travers le matériau et, lorsqu’un électron rencontre un trou, ils forment un exciton qui peut se désexciter de manière radiative en émettant un photon.

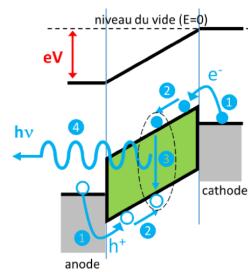


FIGURE II.5 – Physiques de l’électroluminescence

Notre matrice est de dimension 8×8 , comportant 64 pixels. Elle est de type "passive", ce qui signifie que les pixels sont activés en envoyant un courant dans sa ligne et sa colonne.

2.2 Processus de fabrication en salle blanche

La fabrication de notre matrice OLED s'est déroulée sur trois séances en salle blanche, selon le processus suivant :

1 - Mesure d'épaisseur initiale Nous avons d'abord vérifié l'épaisseur de la couche d'ITO fournie. À l'aide d'un profilomètre, nous avons mesuré une épaisseur moyenne d'environ 56 nm sur 10 points de mesure, valeur conforme aux spécifications du fournisseur ($60 \text{ nm} \pm 10\%$).

2 - Évaporation de la couche p++ .

Après avoir placé un masque par ombrage sur l'ITO, nous avons déposé la couche *p++* sur une surface de $10 \times 10 \text{ mm}$ (la surface d'un pixel) grâce à l'évaporateur thermique sous boîte à gants.

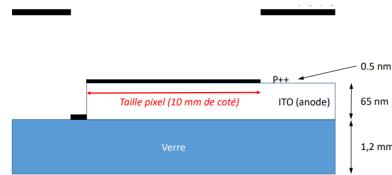


FIGURE II.6 – Évaporation de p++

3 - Évaporation de la couche de transport de trous (HTL) .

La couche de transport de trous (TCTA) a été déposée par évaporation thermique. Cette couche d'environ 120 nm d'épaisseur facilite le transport des trous depuis l'anode vers la couche émissive.



FIGURE II.7 – Évaporation de la couche HTL (TCTA)

4 - Co-évaporation de la couche émissive (EML) .

Nous avons ensuite réalisé une co-évaporation pour créer la couche émissive (EML). Elle comprend une matrice hôte (TPBi) et un émetteur phosphorescent (Ir(acac)) dopé à environ 5%. Cette couche de 10 nm est le siège de la recombinaison des porteurs et de l'émission lumineuse.

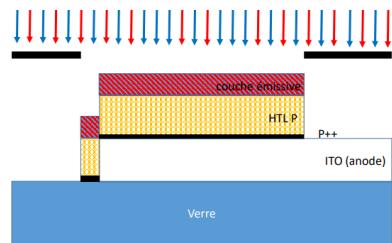


FIGURE II.8 – Co-évaporation de la couche émissive (EML)

5 - Évaporation de la couche de transport d'électrons (ETL) .

La couche de transport d'électrons (TPBi) de 70 nm a été déposée par évaporation thermique. Elle facilite le déplacement des électrons vers la couche émissive tout en empêchant leur fuite vers l'anode.

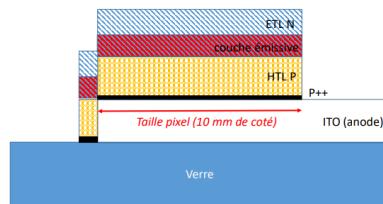


FIGURE II.9 – Évaporation de la couche ETL (TPBi)

6 - Dépôt de la couche de blocage de trous (HBL)

Pour cette étape, nous avons changé de masque pour ne couvrir qu'une partie du dispositif. Une fine couche de fluorure de lithium (LiF) d'environ 1 nm a été déposée. Cette couche bloque les porteurs de charge dans la couche émissive et optimise ainsi l'efficacité de l'OLED.

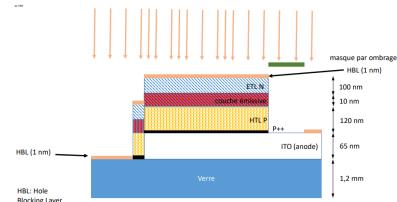


FIGURE II.10 – Évaporation de la couche HBL (LiF)

7 - Évaporation de la cathode

La cathode en aluminium a été déposée par évaporation thermique avec une épaisseur de 150 nm. Le dépôt a débuté lorsque nous avons atteint une vitesse d'évaporation stable de 1 Å/s.

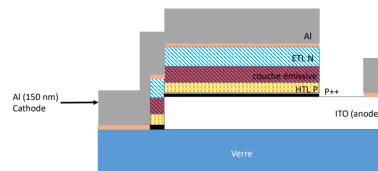


FIGURE II.11 – Évaporation de la cathode (Al)

8 - Encapsulation finale

Pour finaliser le dispositif, un capot en verre a été positionné sur la matrice OLED. Nous avons appliqué manuellement une colle polymérisable aux UV, puis l'avons exposée à une lumière UV de 365 nm pendant 90 secondes.

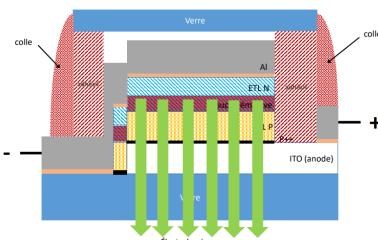


FIGURE II.12 – Encapsulation avec capot de verre et collage UV

Au cours de ces étapes en salle blanche, nous avons pu relever des données concernant le processus de fabrication, mais aussi et surtout tester notre matrice.

Détail du processus de fabrication : exemple de l'étape 7 Pour décire plus précisement le processus, nous avons choisi de présenter l'évaporation cathode (Al).

Pour cela, nous mettons le power à 26%, et l'objectif est d'atteindre progressivement une vitesse d'évaporation de $1/s$ pour commencer le dépôt. Sur la **Figure V.2**, on voit bien que nous avons essayé de maintenir la vitesse d'évaporation autour de $1/s$, est c'est d'ailleurs lorsque nous atteignons cette vitesse que l'on peut observer l'épaisseur augmenter.

2.3 Analyse des performances

Caractéristiques électriques En analysant la caractéristique courant-tension de notre OLED, nous avons identifié deux régimes de fonctionnement distincts :

- À basse tension : le courant suit une loi d'Ohm $J = \sigma \times V$
- À haute tension : le courant suit une loi de Mott-Gurney $j_{SCLC} = \frac{9}{8} \epsilon_r \epsilon_0 \mu \frac{V^2}{d^3}$

La transition entre ces deux comportements se produit au point où la pente passe de 1 à 2 sur l'échelle logarithmique.

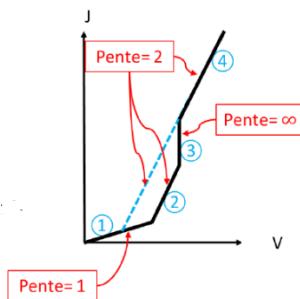


FIGURE II.13 – Caractéristique courant-tension de l'OLED

On peut retrouver ces caractéristiques sur le graphique de la **Figure V.1**. Il est important de noter que sur ce graphique, la brusque augmentation de la densité de courant observée sur le graphique n'est pas normale, et s'explique par un **court-circuit dans la matrice**.

L'objectif maintenant est d'identifier les principales limitations (rendement d'injection, mobilité des porteurs, efficacité de conversion).

À partir de ces données, nous avons calculé la mobilité moyenne des porteurs de charge :

$$\mu = \frac{8j_{SCLC}d^3}{9V^2\epsilon_r\epsilon_0}$$

En utilisant l'épaisseur totale des couches organiques ($d = 446 \text{ nm}$), nous avons obtenu $\mu_{moy} = 7,2010^{-9} \text{ m}^2/\text{Vs}$. Cette valeur, relativement faible comparée aux résultats des années précédentes, s'explique probablement par le court-circuit détecté dans notre matrice. Ce comportement confirme que notre OLED est limitée en courant par le transport de charges, caractéristique confirmée par la pente de 2 observée dans la courbe J-V à haute tension.

Lors du test initial, nous avons pu allumer des pixels individuels avec une tension seuil d'environ 9 volts. Nous avons observé que les autres pixels de la même ligne et colonne s'illuminait également, mais plus faiblement, probablement en raison de faux contacts créant de faibles courants parasites.



FIGURE II.14 – Premier test des pixels

Test fonctionnel et limitation rencontrée Malheureusement, après durcissement de la colle sous UV et stockage jusqu'à la séance suivante, la matrice avait cessé de fonctionner. Nous avons identifié la cause : durant le processus de durcissement, l'oxygène présent a formé de l'ozone (O_3) sous l'effet des UV. L'ozone a réagi avec l'aluminium de la cathode, créant une couche isolante d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) qui a empêché le passage du courant.

Malgré ce dysfonctionnement, les mesures au photodétecteur ont révélé que la luminance augmentait brusquement à partir d'un certain seuil de courant, confirmant le comportement non-linéaire typique des OLEDs et se traduisant par un rendement en luminance qui croît exponentiellement avec la tension.

3 Développement électronique

3.1 Circuit de conditionnement du signal ECG

La conception du circuit de conditionnement a été guidée par les caractéristiques particulières des signaux ECG : très faible amplitude (0,5-5 mV), bande passante utile limitée (0,5-100 Hz) et sensibilité aux interférences. Notre circuit suit une architecture en trois étages :

1. Un filtre passe-haut d'entrée ($f_c = 0,16$ Hz) qui élimine les tensions continues parasites tout en préservant les basses fréquences du signal ECG
2. Un amplificateur d'instrumentation différentiel à haute impédance d'entrée, configuré avec un gain d'environ 37 dB
3. Un étage de filtrage en sortie comprenant un filtre passe-bas ($f_c = 150$ Hz) et un filtre notch 50 Hz pour atténuer les interférences du réseau électrique

La carte intègre également un module d'alimentation symétrique ($\pm 15V$), indispensable au fonctionnement optimal de l'amplificateur d'instrumentation qui nécessite une alimentation bipolaire pour traiter correctement les signaux différentiels.

3.2 Réalisation et test du circuit

La fabrication du circuit a suivi un processus méthodique :

- Préparation du PCB et application précise de la pâte à braser à l'aide d'un masque (stencil)

- Placement et soudure des composants CMS par refusion infrarouge, suivis des composants traversants
- Contrôle qualité rigoureux, particulièrement autour de l'amplificateur d'instrumentation (U2)
- Validation de l'alimentation symétrique, avec des tensions légèrement inférieures aux $\pm 17V$ théoriques mais dans une plage acceptable

Cette expérience nous a confrontés aux exigences de l'électronique médicale, où la précision d'assemblage influence directement la qualité des signaux acquis. La densité des composants sur une carte miniaturisée a nécessité une approche rigoureuse tout au long du processus.

3.3 Interface avec la matrice LED

Pour l'affichage du rythme cardiaque, nous avons utilisé une matrice LED 8×8 pilotée par un contrôleur MAX7219. Ce circuit spécialisé offre plusieurs avantages :

- Gestion automatique du multiplexage à 800 Hz
- Interface série SPI simplifiée (16 bits par trame)
- Contrôle intégré de la luminosité
- Possibilité de cascader plusieurs modules

Le MAX7219 joue un rôle d'intermédiaire entre le STM32 et la matrice LED, recevant les commandes via SPI puis pilotant les cathodes et anodes de la matrice. Cette architecture décharge le microcontrôleur de la gestion complexe du multiplexage, lui permettant de se concentrer sur le traitement du signal.

L'implémentation de cette communication a été facilitée par l'utilisation d'une bibliothèque développée par Khaled Magdy, offrant des fonctions prêtes à l'emploi pour l'initialisation, l'affichage de caractères et le défilement de texte.

4 Programmation et traitement du signal

4.1 Architecture logicielle

Notre système s'articule autour d'un microcontrôleur STM32L432KCU6 (core layer OCASS), organisé en trois modules fonctionnels :

FIGURE II.15 – Diagramme fonctionnel du système

1. **Module d'acquisition** : L'ADC 12 bits convertit le signal analogique (résolution théorique de 0,8 mV) à une fréquence d'échantillonnage de 1500 Hz, alimentant un buffer circulaire de 5 secondes.
2. **Module de traitement** : Application de filtres numériques (FIR passe-bande et Kalman) suivie de la détection des pics R et du calcul du rythme cardiaque.
3. **Module d'affichage** : Communication SPI vers le MAX7219 pour la matrice LED, complétée par une liaison UART (115200 bauds) vers un PC pour la visualisation sur SerialPlot.

Cette architecture hybride combine filtrage analogique et numérique, chaque domaine apportant ses avantages spécifiques : conditionnement initial du signal par l'électronique analogique, puis traitement avancé par les algorithmes numériques.

4.2 Filtrage numérique

Notre stratégie de filtrage combine deux approches complémentaires :

1. **Filtre FIR à phase linéaire** : Centré sur les fréquences du complexe QRS (10-25 Hz), il préserve la morphologie temporelle du signal. Son implémentation d'ordre 15 utilise des coefficients symétriques :

```
const float firCoeffs[FIR_ORDER + 1] = {
    0.018f, 0.023f, 0.035f, 0.047f, 0.059f, 0.070f, 0.078f, 0.082f
    ,
    0.082f, 0.078f, 0.070f, 0.059f, 0.047f, 0.035f, 0.023f, 0.018f
};
```

Listing 1 – Coefficients du filtre FIR

2. **Filtre de Kalman** : Basé sur un modèle d'état dynamique, il prédit l'évolution du signal et ajuste cette prédiction selon les mesures. Ses paramètres ont été déterminés empiriquement :

```
#define Q_PROCESS 0.125f           // Covariance du bruit de processus
#define R_MEASURE 32.0f             // Covariance du bruit de mesure
```

Listing 2 – Paramètres du filtre de Kalman

Cette approche hybride exploite les forces de chaque méthode : stabilité du FIR et adaptabilité du Kalman, particulièrement appropriée pour les signaux ECG qui combinent périodicité et variations physiologiques.

4.3 Détection des pics R

La détection des pics R, élément central pour le calcul du rythme cardiaque, s'inspire de l'algorithme de Pan-Tompkins, adapté aux contraintes du microcontrôleur. Notre implémentation comprend :

- Application d'un seuil adaptatif après filtrage
- Mise en place d'une fenêtre réfractaire de 200 ms pour éviter les fausses détections
- Calcul du rythme basé sur la moyenne des 10 derniers intervalles RR

```
/* Détection de pic R et calcul du rythme cardiaque */
if (filteredValue > PEAK_THRESHOLD && (bufferIndex - lastPeakIndex) >
    MIN_RR_SAMPLES) {
    // Nouveau pic R détecté
    uint32_t rrInterval = bufferIndex - lastPeakIndex;

    // Stockage de l'intervalle RR
    rrIntervals[rrIndex] = rrInterval;
    rrIndex = (rrIndex + 1) % 10;

    // Mise à jour de l'index du dernier pic
    lastPeakIndex = bufferIndex;
    peakCount++;

    // Calcul du rythme cardiaque moyen (sur les 10 derniers battements)
    if (peakCount >= 10) {
        uint32_t sumRR = 0;
```

```
    for (int i = 0; i < 10; i++) {
        sumRR += rrIntervals[i];
    }

    float avgRR = (float)sumRR / 10.0f;
    heartRate = (uint32_t)(60.0f * SAMPLING_FREQUENCY / avgRR);
}
}
```

Listing 3 – Algorithme de détection des pics R

Ce mécanisme permet à la fois l'affichage du rythme cardiaque instantané et le suivi de ses variations temporelles. Dans une version plus avancée, cette approche pourrait servir de base à la détection d'arythmies grâce à l'analyse de la variabilité des intervalles RR.

III Résultats et analyse critique

1 Évaluation des performances par composant

1.1 Électrodes ECG

Les électrodes souples sur substrat Kapton que nous avons fabriquées présentent des caractéristiques électrochimiques prometteuses mais perfectibles. Les tests d'impédance ont révélé une performance différente des électrodes commerciales : bien que l'impédance soit plus faible dans certaines gammes de fréquence (un avantage pour la captation des signaux cardiaques), la forme irrégulière de la courbe de Nyquist indique des phénomènes d'interface complexes.

Ces caractéristiques s'expliquent par les contraintes de notre processus de fabrication : inhomogénéités dans le dépôt manuel du PEDOT, transitions abruptes entre les différentes couches, et présence potentielle de micro-défauts. En pratique, ces irrégularités se sont traduites par un niveau de bruit plus élevé dans le signal capté, nécessitant un filtrage plus important.

Cette partie du projet illustre parfaitement les défis de l'interface homme-machine dans les dispositifs médicaux : la qualité du signal dépend fortement de cette première étape critique d'acquisition. Pour de futures itérations, l'amélioration du procédé de dépôt du PEDOT et une caractérisation plus précise des paramètres électrochimiques seraient prioritaires.

1.2 Circuit électronique et traitement du signal

Lors des tests du circuit de conditionnement, nous avons rencontré des difficultés significatives de diagnostic. Le signal observé à l'oscilloscope (point TP7) ne correspondait pas à la forme caractéristique d'un ECG. Notre démarche de dépannage a suivi une logique d'élimination :

1. Vérification des connections et composants du circuit
2. Remplacement de la carte ECG de conditionnement
3. Remplacement de la core layer OCASS

C'est cette dernière action qui nous a permis d'obtenir un signal brut visualisable, suggérant un problème matériel dans la core layer initiale. Cette expérience a démontré l'importance d'une approche systématique et méthodique dans le dépannage de systèmes multicomposants.

L'acquisition via l'ADC du STM32 et la visualisation UART sur SerialPlot nous ont permis d'observer les données brutes, mais le signal présentait de nombreuses valeurs nulles, probablement dues à une tension mesurée négative dans certaines phases du cycle cardiaque. Ce phénomène a rendu le signal difficile à exploiter pour évaluer l'efficacité réelle des filtres numériques que nous avions implémentés.

1.3 Interface d'affichage

La dernière étape de notre chaîne, la connexion à la matrice LED via le MAX7219, n'a pas pu être réalisée fonctionnellement malgré plusieurs tentatives de correction. Nos

vérifications en séances d'autonomie n'ont pas permis d'identifier précisément l'origine du dysfonctionnement sur la carte de commande de la matrice.

Sur le plan logiciel, nous avions pourtant développé toute l'architecture nécessaire, en adaptant une bibliothèque existante (Khaled Magdy) pour communiquer via SPI entre le STM32 et le contrôleur MAX7219. Cette implémentation aurait théoriquement permis d'afficher le rythme cardiaque calculé et potentiellement une représentation graphique du signal ECG.

2 Analyse des limitations rencontrées

Notre prototype final n'a pas atteint le niveau de fonctionnalité attendu, se limitant à l'acquisition d'un signal ECG brut visible à l'oscilloscope mais présentant des caractéristiques éloignées d'un véritable signal cardiaque exploitable. Cette limitation s'explique par :

- L'accumulation d'erreurs et d'imperfections à chaque étape de la chaîne de traitement
- La difficulté d'isoler précisément la source des problèmes dans un système intégré comportant plusieurs interfaces critiques
- Les contraintes de temps qui ont limité notre capacité à itérer et optimiser chaque composant

Cette cascade de défis reflète parfaitement la réalité des projets d'électronique médicale, où la marge d'erreur est extrêmement réduite et où chaque composant de la chaîne doit fonctionner de manière optimale pour obtenir un résultat final satisfaisant.

3 Enseignements et perspectives

Malgré les résultats limités du prototype, ce projet s'est révélé extrêmement formateur sur plusieurs aspects :

- **Méthodologie de développement** : Une approche plus modulaire avec des tests unitaires systématiques pour chaque composant aurait probablement permis d'identifier plus rapidement les sources de dysfonctionnement.
- **Compétences interdisciplinaires** : La combinaison des technologies de salle blanche, d'électronique analogique et de programmation embarquée constitue un apprentissage précieux, représentatif des projets industriels complexes.
- **Gestion des contraintes réelles** : L'écart entre la conception théorique et la réalisation pratique nous a confrontés aux défis quotidiens de l'ingénierie.

Pour une version future de ce projet, plusieurs améliorations seraient à considérer :

- Utilisation de procédés plus automatisés pour le dépôt du PEDOT
- Introduction de points de test à chaque étape du circuit de conditionnement
- Développement d'une carte d'interface dédiée entre le microcontrôleur et la matrice d'affichage

Ces expériences, même dans leurs aspects frustrants, constituent un bagage technique et méthodologique qui nous sera utile dans notre future carrière d'ingénieur.

IV Conclusion

Ce projet nous a immergés dans le développement d'un système électronique médical, de la fabrication des composants en salle blanche jusqu'à la programmation embarquée. Il s'est révélé être un parcours semé d'embûches, mais riche d'enseignements.

La fabrication des électrodes souples en salle blanche nous a fait découvrir les exigences de la microfabrication : rigueur des procédures, attention aux contaminations, et maîtrise fine des paramètres de dépôt. Cette étape, bien que globalement réussie, nous a montré à quel point la qualité des interfaces électrochimiques est déterminante pour la captation des signaux physiologiques.

Le développement électronique nous a confrontés aux défis de l'acquisition et du conditionnement de signaux biologiques de faible amplitude. La conception théorique, apparemment solide sur le papier, s'est heurtée à des difficultés pratiques inattendues. Cette dissonance entre théorie et pratique a été particulièrement formatrice.

La programmation du microcontrôleur a constitué un terrain d'application des concepts de traitement numérique du signal. Bien que notre implémentation des filtres et algorithmes de détection n'ait pas pu être pleinement validée en raison des problèmes en amont, l'exercice de conception logicielle a renforcé notre compréhension des systèmes embarqués temps réel.

Ce projet, initialement très prometteur, s'est finalement avéré décevant en termes de résultats concrets. Cette déception est elle-même instructive : elle rappelle l'importance de gérer les attentes, de planifier les contingences et de prévoir suffisamment de temps pour le dépannage dans tout projet d'ingénierie.

Pour des développements futurs, nous envisagerions plusieurs modifications à notre approche. Un phassage plus strict avec des jalons de validation intermédiaires permettrait d'isoler plus rapidement les problèmes. L'utilisation de composants commerciaux éprouvés pour certaines parties critiques réduirait les variables d'incertitude. Enfin, une architecture plus modulaire faciliterait le diagnostic et le remplacement des éléments défaillants.

En définitive, malgré les frustrations rencontrées, ce projet a consolidé notre intérêt pour l'ingénierie biomédicale et l'électronique embarquée. Les obstacles techniques, loin de nous décourager, ont stimulé notre curiosité et notre détermination à comprendre les principes fondamentaux qui gouvernent ces systèmes complexes. Cette expérience, avec ses réussites comme ses échecs, constitue un bagage précieux pour notre future carrière d'ingénieur.

V Annexe

1 Résultats salle blanche

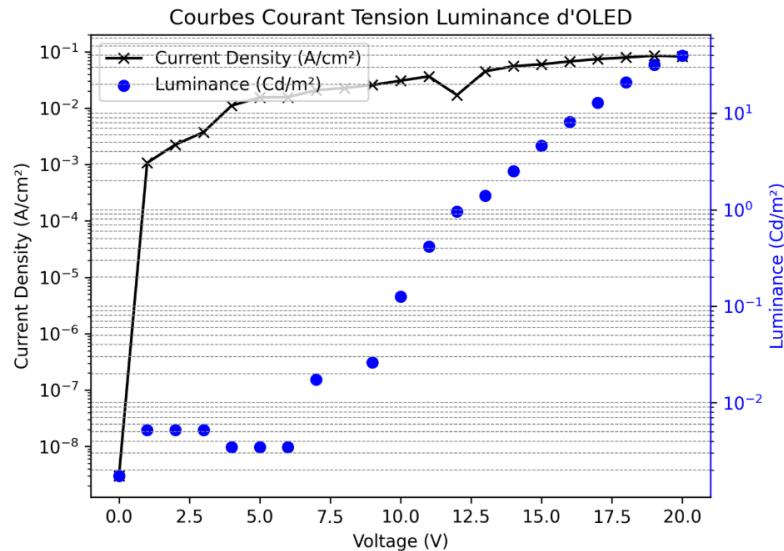


FIGURE V.1 – Caractéristiques expérimentales de densité de courant - tension et luminance - tension

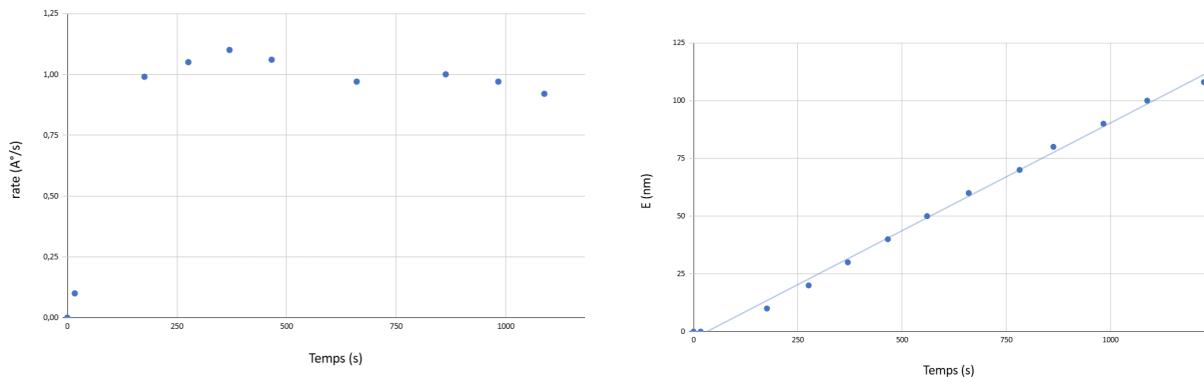


FIGURE V.2 – Rate (A°/s) et épaisseur (nm) en fonction du temps pour le processus 7

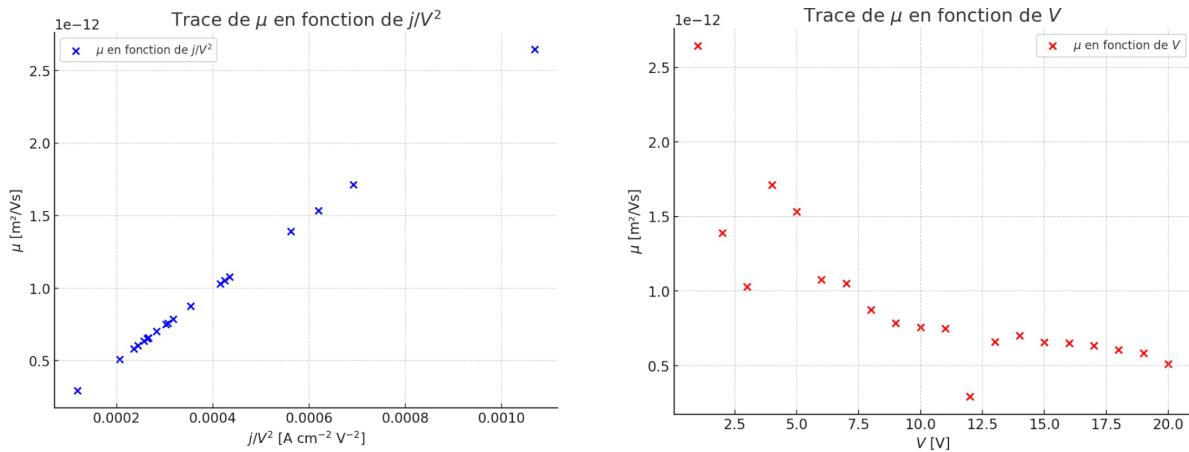


FIGURE V.3 – μ en fonction du rapport $\frac{j}{V^2}$ et en fonction de V

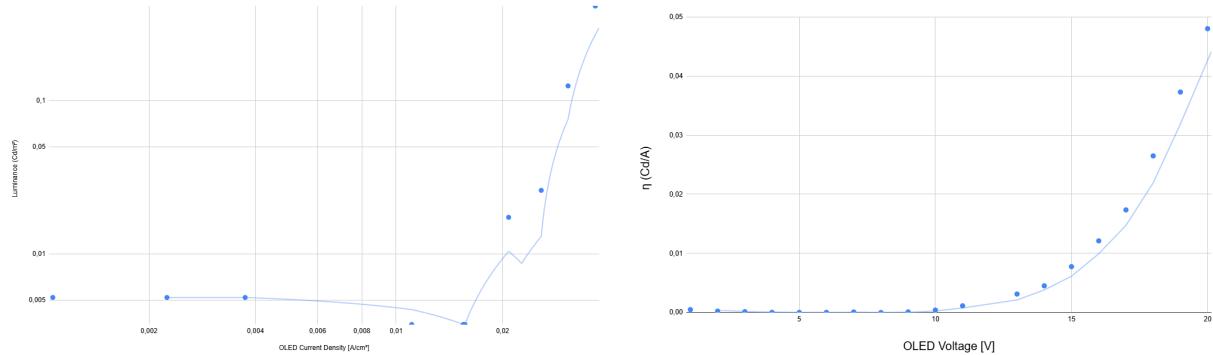


FIGURE V.4 – Luminance (Cd/m^2) en fonction de la densité de courant (A/cm^2) et rendement en luminance (η) en fonction du voltage (V)

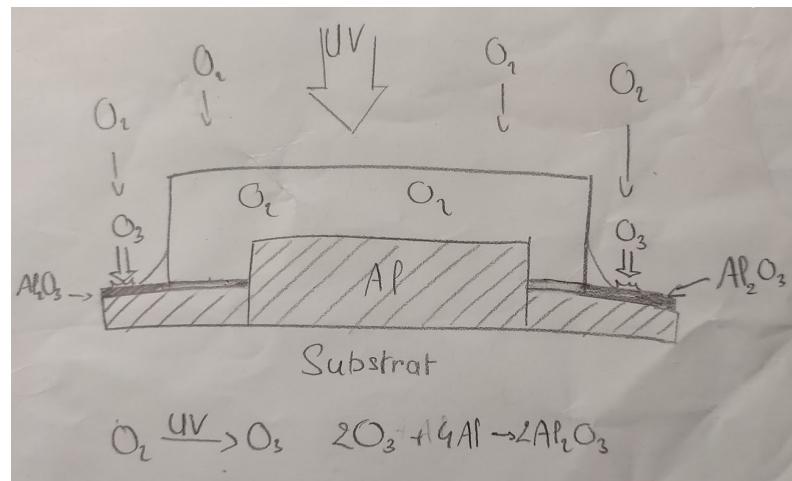


FIGURE V.5 – Schéma descriptif du phénomène de passivation

2 Résultats du dispositif

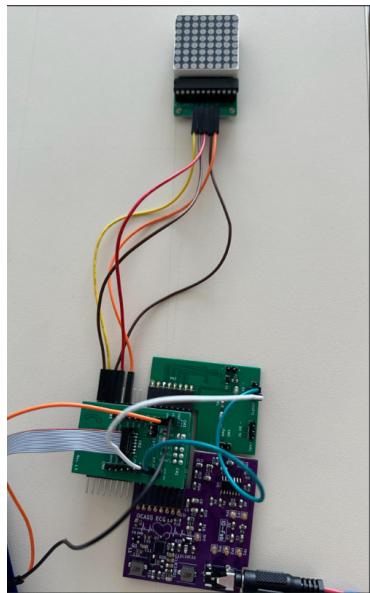


FIGURE V.6 – Montage complet, avec carte ECG et matrice OLED

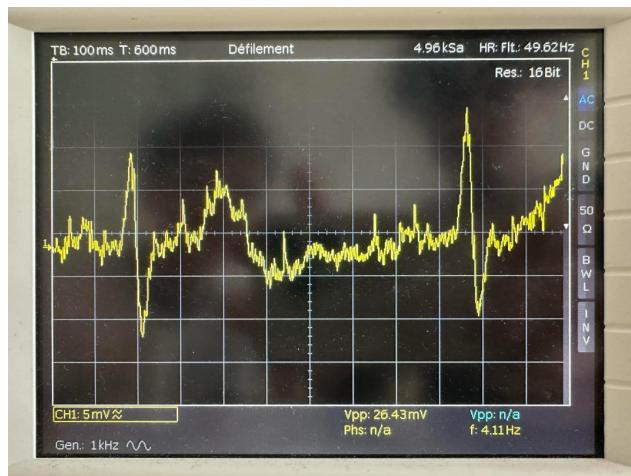


FIGURE V.7 – Signal brut relevé sur la carte ECG et observé sur l'oscilloscope

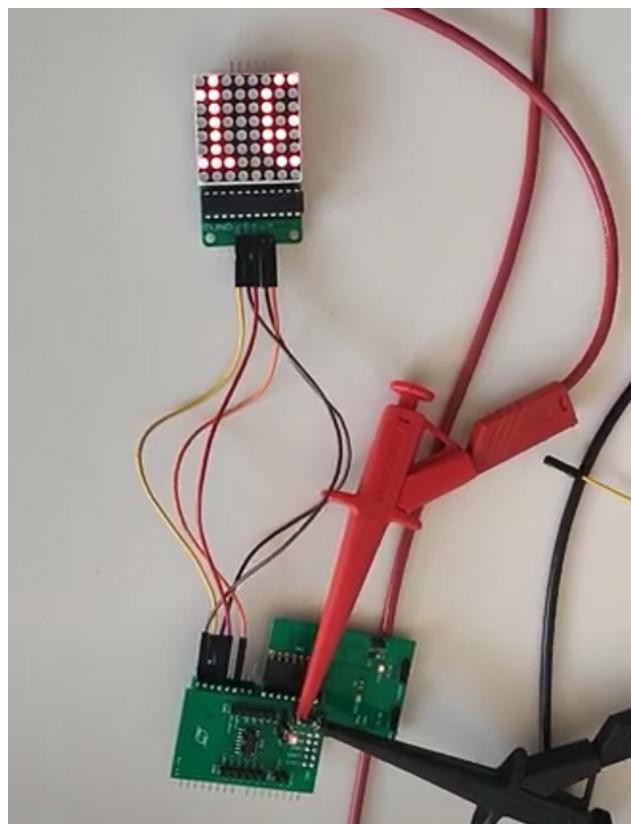


FIGURE V.8 – Exemple d'affichage du BPM sur notre matrice OLED