

Rapport de Stage

Développement d'outils de mesure et d'analyse de mouvement et création d'une matrice d'électrodes pour EMG

Écrit par

Fabien PIERETTI

ESILV A4

Creative Technology

Tuteur entreprise :

Esma ISMAILOVA



Department de Bioelectronique
ÉCOLE DES MINES DE SAINT-ÉTIENNE, CAMPUS GARDANNE

05/2025-09/2025

Résumé

Lors de mon stage à l'École des Mines de Saint-Étienne, une École de l'Institut Mines-Télécom, j'ai principalement assisté des doctorants et post-doctorants dans leurs projets. Étant donné qu'ils sont spécialisés en sciences des matériaux et chimiques, mon rôle était de les soutenir sur la partie électronique et conception.

Ma première mission consistait à aider un doctorant travaillant sur un t-shirt destiné aux enfants autistes, permettant de collecter facilement leurs données physiologiques. Mon travail a consisté à intégrer des capteurs au t-shirt, tels que des accéléromètres ou des capteurs de température, et concevoir un moniteur d'ECG, le tout transmis sur un ordinateur afin de l'analyser.

Pour mon deuxième projet, en collaboration avec un postdoctorant, j'ai conçu une matrice d'électrodes destinée à mesurer l'EMG du bras de manière pratique, avec un temps de préparation réduit. Je me suis particulièrement concentré sur la conception et la fabrication des électrodes, en apprenant des techniques essentielles pour la fabrication microélectronique, comme la photolithographie.

Table des matières

Remerciements	1
Abreviation	2
1 Présentation de l'entreprise	3
1.1 Les Mines de Saint-Étienne	3
1.2 Rôle	6
2 Déroulement du stage	7
2.1 Objectif	7
2.2 Projet interface homme machine	7
2.2.1 Découverte du projet	7
2.2.2 Travaux sur l'études d'IMU	8
2.2.3 Travaux sur la réalisation de filtres pour ECG	14
2.2.4 Création d'un PCB flexible	16
2.3 Projet matrice d'électrodes pour EMG	20
2.3.1 Découverte du projet	20
2.3.2 Design des électrodes	21
2.3.3 Fabrication des électrodes en salle blanche	24
2.3.4 Prochaine étape	31
3 Conclusion	33
References	35

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne et son directeur, Jacques FAYOL, ainsi que le directeur du Centre Microélectronique de Provence, Dominique FEILLET, pour m'avoir ouvert leurs portes dans le cadre de ce stage.

Je souhaite aussi remercier David MOREAU, directeur du département de bioélectronique, pour son accueil et son implication dans mon intégration au sein de l'équipe.

Je souhaite également remercier Esma ISMAILOVA, ma tutrice de stage, pour m'avoir offert cette opportunité de réaliser mon stage au sein de son équipe et de ses différents projets.

Je remercie aussi toute l'équipe du département BEL, notamment Asma BENHYAILA de m'avoir accompagné dans mes premiers pas en salle blanche et à l'ID fab, Luis DE MELO SOARES, stagiaire avec moi m'ayant aidé sur des notions d'électronique, Matías CEBALLOS de m'avoir fait découvrir l'établissement en général et d'être accompagné sur son projet et enfin Wei-Ting TING, de m'avoir lui aussi accompagné sur son projet et m'avoir appris tous les process sur la fabrication des composants électroniques et de les avoirs appliqués sous sa direction.

Abreviation

ECG : Electrocardiogramme : Signal physiologique lié à l'activité du coeur

EMG : Électromyogramme : Signal physiologique lié à l'activité des muscles

BLE : Bluetooth Low Energy : Protocole de communication sans fil optimisé pour une faible consommation d'énergie, utilisé pour échanger des données sur de courtes distances.

IMU : Inertial Measurement Unit : Capteur regroupant un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre, permettant de mesurer l'accélération, la rotation et l'orientation par rapport au champ magnétique.

PCB : Printed Circuit Board : Support physique qui permet d'interconnecter des composants électroniques grâce à des pistes conductrices gravées sur une plaque isolante, servant de base à la réalisation de circuits électroniques.

I2C : Inter-Integrated Circuit : Protocole de communication série synchrone permettant à plusieurs circuits intégrés d'échanger des données via seulement deux lignes, SDA (Serial Data) et SCL (Serial Clock), facilitant ainsi l'interconnexion de nombreux composants électroniques sur un même bus.

LDO : Low Dropout Regulator : Régulateur de tension linéaire capable de fournir une tension de sortie stable avec une faible différence entre la tension d'entrée et de sortie.

PEDOT : PSS : Poly(3,4-éthylènedioxythiophène) : Poly(styrènesulfonate) : Polymère conducteur transparent et flexible, utilisé pour ses propriétés de conductivité électrique et de stabilité, notamment dans les capteurs et dispositifs électroniques portables.

Chapitre 1

Présentation de l'entreprise

1.1 Les Mines de Saint-Étienne

Secteur : Recherche Scientifique (Recherche, Développement)

Le Centre Microélectronique de Provence (CMP), fondé en 2003, est spécialisé dans le domaine de la recherche scientifique, plus précisément dans la recherche et le développement en microélectronique.

Son association directe avec l'École des Mines permet de combiner des compétences académiques et scientifiques dans le cadre de ces recherches.

Structure juridique :

Étant rattaché à l'École des Mines, le CMP opère sous la structure juridique d'établissement public national à caractère scientifique et professionnel, l'École des Mines étant un établissement secondaire du service public INSTITUT MINES TÉLÉCOM (IMT).

Chiffre d'affaires :

Le CMP reçoit 3,5 millions d'euros par an de revenus de recherche sous contrat.

Effectifs :

Le CMP emploie un total de 105 personnes, réparties de la manière suivante :

38 permanents :

- 22 enseignants-chercheurs
- 5 membres du Commissariat à l'Énergie Atomique (CEA)
- 11 personnels administratifs et techniques

57 doctorants et post-doctorants qui contribuent activement, en tant que jeunes chercheurs, aux projets en cours.

Principaux clients et partenaires :

Le CMP entretient des relations avec plus de 25 partenaires industriels,

tels que STMicroelectronics, Thales et Airbus. En outre, le centre collabore étroitement avec plus de 11 universités internationales, dont Stanford, le MIT et l'Université Cornell.

Plateforme collaborative de recherche et développement : Micro-PackS

Le CMP dispose d'un accès exclusif à la plateforme collaborative de recherche et développement Micro-PackS, dédiée au micro packaging, à l'électronique imprimée, à la sécurité matérielle numérique et à la caractérisation. Cette plateforme comprend 720 m² de salle blanche (de classe 100, 1000 et 10000) et dispose de plus de 9 millions d'euros d'équipements de fabrication et de caractérisation microélectronique à l'état de l'art. Cet environnement complet et sophistiqué permet de mener tout projet de recherche ou de fabrication, mais aussi de valider de nouveaux produits en provenance, entre autres, de start-ups, permettant ainsi de les propulser davantage dans leur développement.

Service où je fais mon stage :

Le CMP est structuré en quatre départements de recherche distincts :

- Département FEL (Électronique Flexible)
- Département SAS (Systèmes et Architectures Sécurisés)
- Département SFL (Sciences de la Fabrication et Logistique)
- Département BEL (Bioélectronique)

Le département dans lequel j'ai effectué mon stage est le département BEL, qui combine des expertises en électronique organique et en biologie. Leurs recherches visent à élucider les fondamentaux de l'interface entre l'électronique et la biologie et à lancer de nouvelles technologies bioélectroniques.

Ils développent, entre autres, des technologies pour la santé, comme des biocapteurs pour dispositifs médicaux, par exemple. Ce département dispose notamment de laboratoires dédiés pour la biologie et les caractérisations.

CHAPITRE 1. PRÉSENTATION DE L'ENTREPRISE

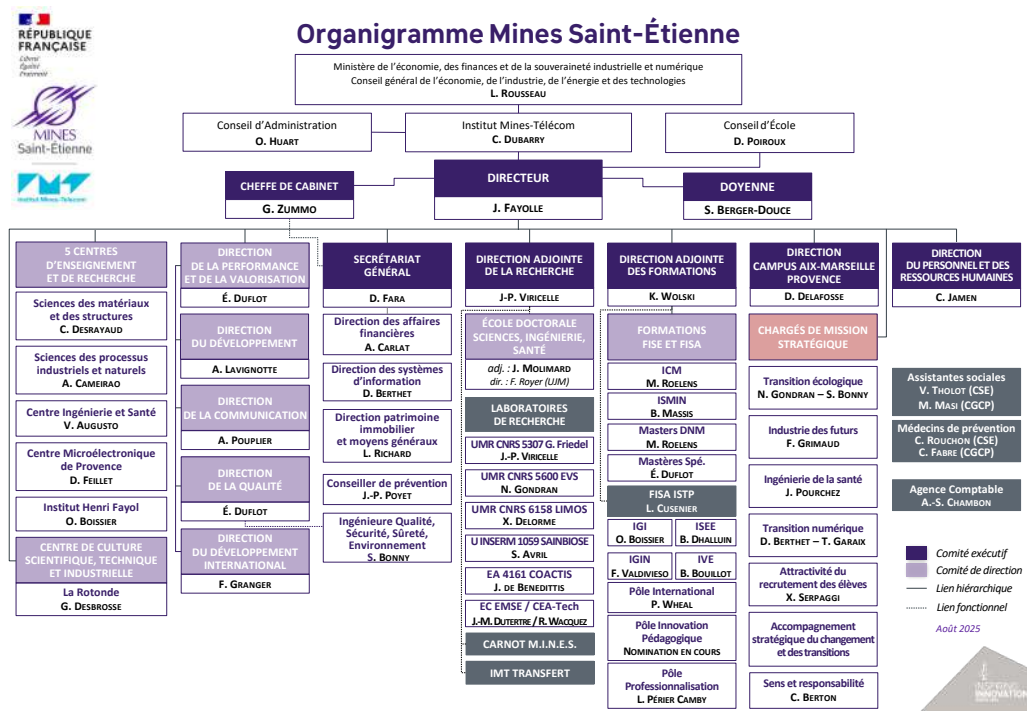


FIGURE 1.1 – Organigramme des Mines de Saint-Étienne

1.1. LES MINES DE SAINT-ÉTIENNE

1.2 Rôle

Mon rôle dans ce stage est d'accompagner certains doctorants et post-doctorants dans leur thèse, papiers de recherche et projets. Mon intitulé de poste étant "Stage assistant enseignant-chercheur", j'étais présent pour réaliser la partie électronique et design de leur projet afin d'accompagner leurs compétences en chimie et sciences des matériaux et de réaliser les prototypes dont ils ont besoin.

Chapitre 2

Déroulement du stage

2.1 Objectif

Comme mentionné précédemment, j'ai accompagné deux projets de doctorants et post-doctorants, ayant chacun des spécificités et exigences propres. Le premier projet consistait en la réalisation d'un t-shirt ayant pour but de récupérer les données biologiques (ECG, mouvements, température...) sans déranger le porteur. Les porteurs visés par ce dispositif étant surtout des enfants autistes, il fallait développer un produit capable de les évaluer sans qu'ils ne s'en rendent compte. Dans cette mission, j'ai surtout travaillé sur la création des circuits électroniques, la réception des données, puis leur transmission ainsi que leur analyse. Ce travail a été réalisé pour accompagner un doctorant durant sa thèse afin qu'il puisse se concentrer sur son travail de design et de caractérisation des électrodes. Le second projet, sur lequel j'ai travaillé en parallèle de celui-ci avec un post-doctorant, avait pour objectif de réaliser un contrat donné par l'université de Nice. Nous devions réaliser une matrice d'électrodes afin de réaliser des EMG au niveau des bras afin d'obtenir l'activité musculaire de cette zone avec précision. Dans ce projet, j'ai notamment travaillé sur le design des électrodes ainsi que leur fabrication, puis j'ai créé un connecteur afin de pouvoir les utiliser.

2.2 Projet interface homme machine

2.2.1 Découverte du projet

Ce projet a été le premier sur lequel j'ai pu travailler. J'ai pu accompagner Matias Ignacio Ceballos Hernandez, doctorant chilien au sein du laboratoire de bioélectronique. Il réalise sa thèse sur l'étude des comportements autis-

tiques et sur la manière d'évaluer leur niveau de stress. C'est pour cela qu'il souhaite réaliser un t-shirt afin de récupérer les données en temps réel de l'individu et les analyser afin de voir s'il y a des patterns ou des anomalies pouvant être des signes de stress. On m'a d'abord donné pour mission de déterminer quel type de données je pourrais récupérer. Les données qui nous semblaient les plus pertinentes pour une intégration dans un t-shirt étaient l'activité cardiaque, la respiration, la température ainsi que les mouvements du corps. Pour ce faire, nous avons pensé à utiliser trois types de capteurs au début. Tout d'abord, un accéléromètre classique afin de connaître l'accélération du corps dans toutes les directions, puis un thermomètre de contact afin de connaître la température du corps et éviter celle de l'air, et enfin utiliser des électrodes avec des filtres afin de récupérer simultanément les données d'activité cardiaque et de respiration, tout en évitant les artefacts de mouvement ou électromagnétiques. Durant mes premières semaines, j'étais uniquement assigné à ce projet. J'ai tout d'abord pu présenter pendant des réunions les différents types de données récupérables ainsi que leur format, et avec quel appareil je pouvais les récupérer. J'ai également pu présenter les différents avantages et inconvénients de certains types de communication afin de savoir lequel choisir, et pour transmettre les données, j'ai finalement choisi une communication BLE au lieu du Bluetooth ou du Wi-Fi, plus répandus, car cette manière de transmission est adaptée pour ce genre d'informations : il n'y a pas besoin d'un très grand flux d'informations et cela économisera de l'énergie pour plus tard. J'ai également pu expliquer comment l'intégration devrait se faire au sein du t-shirt avec notamment une carte de contrôle alimentée par batterie rechargeable, qui va récupérer toutes les données des capteurs et les transmettre par BLE grâce à son antenne à un ordinateur proche afin de pouvoir enregistrer les données et les analyser. J'ai également travaillé sur la position des différents capteurs afin d'éviter des artefacts et des problèmes de connexion dus à des contraintes mécaniques, comme des fils qui pourraient se déchirer plus facilement sur certaines parties du t-shirt que d'autres. Il y avait également une question sur le nombre total de cartes de contrôle sur le t-shirt : pour le moment, nous sommes toujours en phase de prototypage, donc il n'y en a qu'une seule, mais cela pourrait passer à 2 ou 3 dans le futur. J'ai pu par la suite fournir une liste de matériel sur Mouser que je souhaitais afin de pouvoir prototyper et obtenir mes premiers résultats.

2.2.2 Travaux sur l'études d'IMU

Initialement, mes premiers travaux concrets ont porté sur la manière de capter les mouvements d'un individu. J'avais déjà pu travailler avec des accé-

lémètres précédemment, donc je connaissais déjà bien le principe. Cependant, j'ai décidé de ne pas uniquement utiliser des accéléromètres mais aussi des gyroscopes afin d'avoir également l'accélération angulaire de la personne et obtenir la totalité de ses mouvements, et ainsi détecter des choses peut-être indétectables par les accéléromètres ou des patterns qui peuvent accompagner ce qui est reçu par les accéléromètres pour identifier si la personne est en train de marcher ou de boire, par exemple. Pour ce faire, j'ai décidé d'utiliser un IMU qui regroupe entre autres ces deux capteurs, l'ICM20948, afin d'avoir un composant compact qui peut s'occuper à lui seul de toute la partie sur les mouvements du corps. J'ai donc utilisé ces composants sous forme de board afin de créer dans un premier temps les algorithmes pour récupérer efficacement leurs données. Mes premières expériences avec ces capteurs consistaient à réaliser des prises de mesures de l'accélération sur les 3 axes du gyroscope et les 3 de l'accéléromètre afin d'avoir directement toutes les données nécessaires. J'ai tout d'abord pu récupérer les données sur l'IDE d'Arduino.

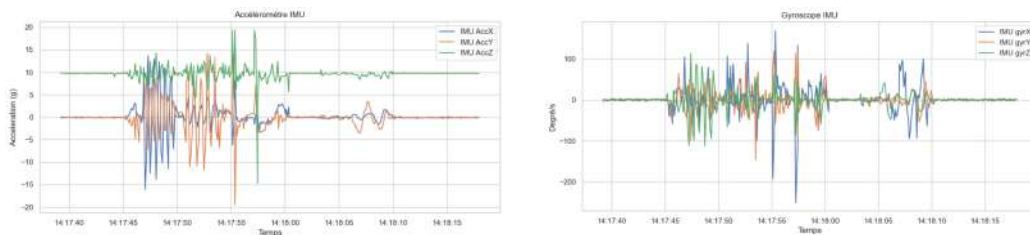


FIGURE 2.1 – Données sur les 3 axes des accéléromètres à droite, gyroscope à gauche

Ici, par exemple, on peut remarquer tout de suite que lors des premières secondes, il n'y a aucun mouvement, ensuite nous avons une agitation rapide dans tous les sens, puis des mouvements très brusques, ensuite à nouveau peu de mouvement et enfin des mouvements rotatifs très amples mais lents. On peut déjà reconnaître des patterns à ce stade. Grâce à cela, si l'on combine plusieurs IMU situés sur le corps, il y aura suffisamment de données afin d'entraîner un modèle de reconnaissance qui pourra comprendre quel type de mouvement la personne est en train d'effectuer, afin par la suite d'évaluer les niveaux de stress possibles, en parallèle des autres biodonnées.

Ensuite, j'ai pu récupérer les données de 2 accéléromètres à la fois en utilisant un protocole I2C afin d'avoir 2 accéléromètres sur le même PCB si nécessaire. J'ai également fait fonctionner le tout en SPI si besoin d'encore plus d'accéléromètres, même si cela ne semble pas nécessaire. J'ai aussi récupéré la température interne de l'IMU qui permettra plus tard d'éteindre le

dispositif si le capteur chauffe trop, car en contact avec du textile, il faut être d'autant plus prudent avec la chaleur. En revanche, j'ai désactivé la partie magnétomètre de l'IMU qui consomme de l'énergie même sans transmettre d'information, car nous n'avons pas besoin des données sur le champ magnétique. Il faut donc directement désactiver cette partie sur le hardware, ce que l'on peut faire en désactivant les pins de registres adaptés.

Puis, j'ai modifié mon code Arduino afin de transmettre les données en Bluetooth plutôt qu'en filaire, en utilisant plus particulièrement un système BLE. Ce protocole est particulièrement adapté à ce type d'application puisqu'il consomme environ 10 à 20 fois moins d'énergie que le Wi-Fi ou le Bluetooth classique, ce qui permettra de préserver l'autonomie de la batterie lors du passage au système embarqué. Le BLE est conçu pour transmettre de petites quantités de données à un débit modéré (de l'ordre de quelques centaines de paquets par seconde), ce qui est largement suffisant dans notre cas. De plus, sa portée est généralement d'une dizaine de mètres au minimum, ce qui est suffisant ici, et il est compatible avec la quasi-totalité des smartphones et ordinateurs modernes. J'utilise ici une ESP32 afin de faire tourner mon code, car c'est un microcontrôleur très courant, adapté à l'utilisation du BLE avec son antenne intégrée, et il me permet également de faire tourner tous les capteurs que je souhaite utiliser.

Une fois cette partie terminée et que le code fonctionne bien sur mon ESP32, je peux déjà émettre depuis mon dispositif les données de l'IMU. Afin de les récupérer, je passe désormais sur Visual Studio afin de créer un script Python pour scanner les différents appareils Bluetooth à proximité et se connecter automatiquement lorsqu'il détecte le bon. Une fois connecté, le code lit les données transmises depuis le prototype afin de créer un fichier CSV horodaté, ce qui permet d'une part de tracer les graphiques en fonction du temps, et d'autre part de créer un fichier avec pour nom le moment de la première donnée afin de créer à chaque fois des fichiers différents au lieu d'écraser ou d'écrire sur le précédent. De plus, cela permet aussi de vérifier si la fréquence des données est suffisante. Ici, je reçois une dizaine de données complètes des 2 IMU comportant donc les accélérations angulaire et linéaire sur 3 axes, ainsi que leur température interne et le moment où je reçois toutes ces informations, soit 17 données au total. Ensuite, je peux passer à la partie analyse de données faite sur un notebook en utilisant principalement la bibliothèque pandas de Python. Tout d'abord, nous créons le dataframe en lisant nos données depuis le fichier CSV que l'on veut traiter et nous commençons à créer les graphiques souhaités.

Ensuite, nous pouvons tracer différents graphiques afin de lire les valeurs le plus facilement possible et de comparer les différents échantillonnages. On peut par exemple comparer les valeurs des accéléromètres ou des gyroscopes

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

sur un axe.

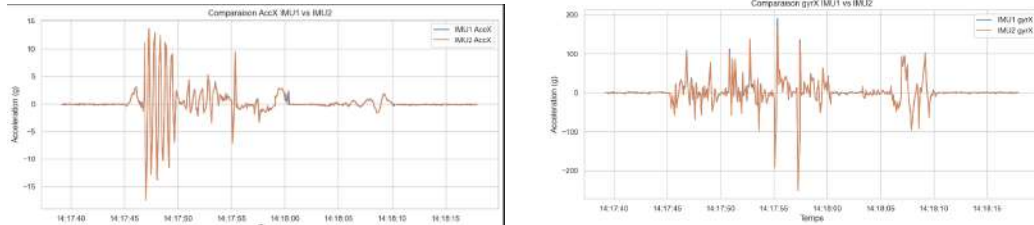


FIGURE 2.2 – Comparaison accéléromètre et gyroscope sur 1 axe

Ici, les deux IMU étant placés sur la même board, c'est pour cela qu'on a les mêmes allures entre les 2 courbes. On répète ensuite le processus sur les axes y et z afin de comparer également les allures. Si besoin, on peut isoler totalement une composante afin de l'étudier plus en détail ou regrouper celles d'un même IMU ensemble.

J'ai aussi tracé des graphiques plus complexes comme la transformée de Fourier sur chaque axe des accéléromètres et gyroscopes afin d'avoir une analyse plus poussée. On peut donc savoir quelles sont les fréquences prédominantes dans cet échantillon. En cas de marche constante, le pic devrait être entre 1 et 2 Hertz, en cas de course, entre 2 et 4 Hertz, au repos autour de 0 Hertz et en cas de tremblements forts et constants, cela pourrait monter à une dizaine d'Hertz.

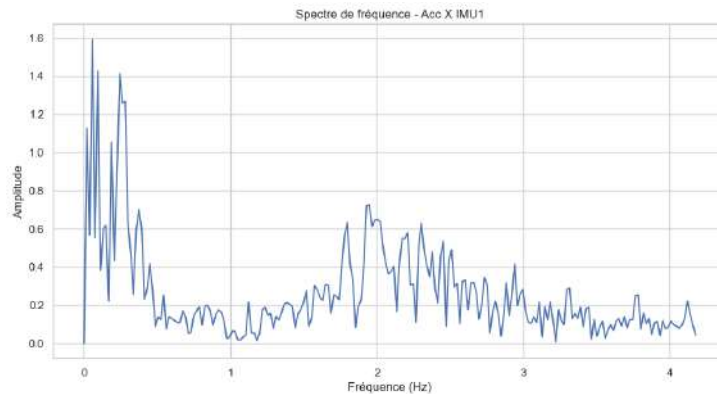


FIGURE 2.3 – Analyse fréquentielle sur un axe de l'accéléromètre

On peut également tracer la fréquence principale en fonction du temps pour avoir un meilleur suivi sur des données brutes. Mais, si on classe nos données et que l'on crée des dataframes différents à chaque changement de pattern, alors on aura une plage de fréquence majoritaire pour ce segment

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

permettant d'identifier plus facilement ce que l'individu est en train de réaliser.

J'ai pu ensuite faire des tests en positionnant un accéléromètre sur mon épaule droite et un sur mon épaule gauche. Le problème étant qu'il est quasi impossible d'avoir la même position entre la board de droite et celle de gauche en utilisant d'un côté une breadboard reliée à un capteur et le second étant relié par des fils le tout accroché par du scotch. J'ai ensuite pris des mesures en réalisant différentes actions.

Premièrement, en marchant et faisant des demi-tours, on voit très facilement les demi-tours sur le gyroscope lors des grands pics, sinon les données sont assez calmes, il n'y a pas de grands changements au cours de la marche. Les différences de position initiale sont dues à un placement non parfait des capteurs entre eux.

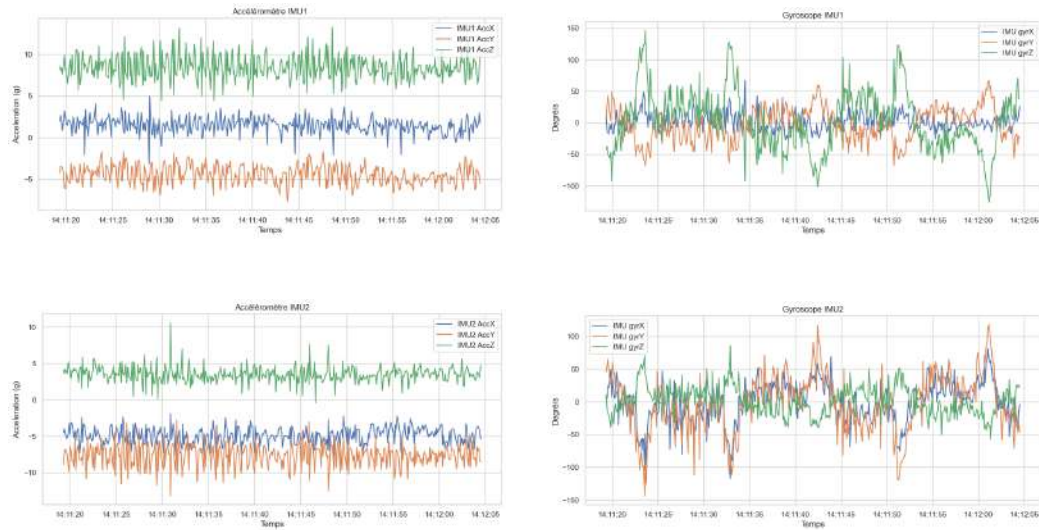


FIGURE 2.4 – Données des 2 accéléromètres (gauche) et des 2 gyroscopes (droite) lors de la marche

Ensuite lorsque je suis inactif sur une chaise, on voit bien pour les accéléromètres qu'il n'y a presque aucun mouvement, juste du bruit et les mouvements dus à la respiration. Les différences sur où se situent les axes sont toujours dues à une orientation initiale différente des 2 capteurs. Pour le gyroscope, on dirait qu'il y a énormément de mouvement, cependant ce n'est pas le cas. L'échelle s'adapte en fonction du plus haut pic et puisqu'il est très bas, on a l'impression qu'il y a beaucoup de rotation en continu alors que ce n'est absolument pas le cas. Cette action est la plus facilement discernable.

Enfin en sautant sur place, on peut voir de très grands pics en continu sur les 2 accéléromètres, à intervalles réguliers. Pour les gyroscopes, on voit

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

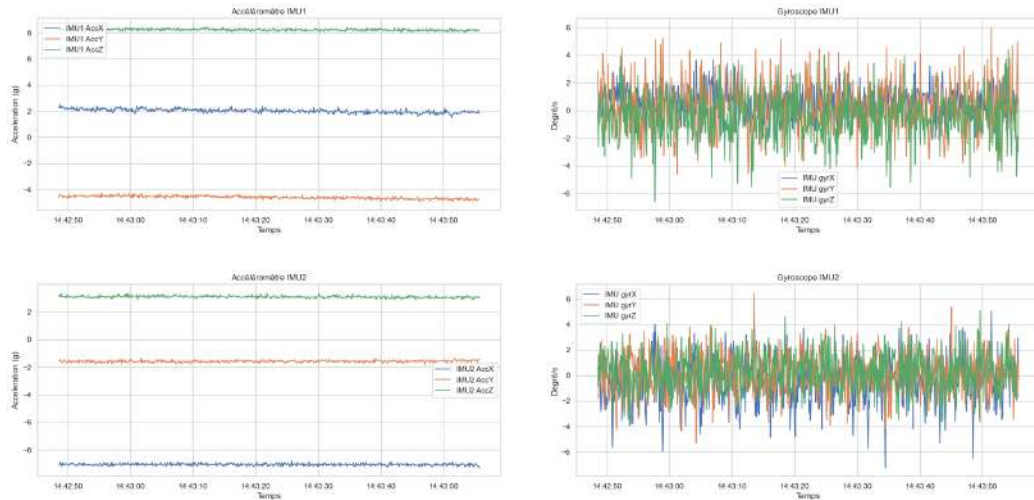
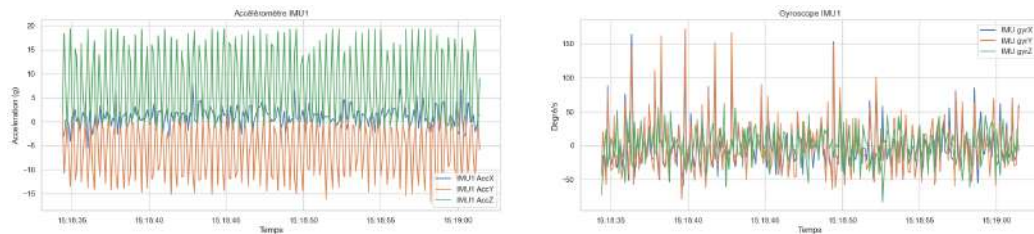


FIGURE 2.5 – Données des 2 accéléromètres (gauche) et des 2 gyroscopes (droite) assis sur une chaise

que sur le second IMU, les accélérations angulaires sont beaucoup plus grandes que sur le premier. Cela était dû au fait que le capteur relié à la breadboard était moins bien accroché au corps car beaucoup plus lourd et encombrant.



Ensuite, on peut répéter pour toutes les configurations que l'on souhaite avoir, comme boire de l'eau, trembler ou écrire, afin d'évaluer les niveaux de stress en détectant des anomalies ou s'il y a des enchaînements de positions qui peuvent être un signe de stress. Par exemple, on peut détecter si la personne joue avec un stylo ou si elle change de position en permanence alors qu'elle est assise, ce qui est généralement signe de stress. Et la combinaison des données de mouvement avec les autres données biologiques permettra de détecter plus précisément s'il y a du stress ou non et possiblement l'intensité de ce stress.

J'ai aussi pu tester une autre board cette fois-ci afin d'obtenir la température corporelle. Cette board utilise un TMP117 qui permet de donner la température du corps en étant en contact direct, sinon, on obtient la température de l'air s'il n'y a pas de contact. J'ai pu donc lire les valeurs de la

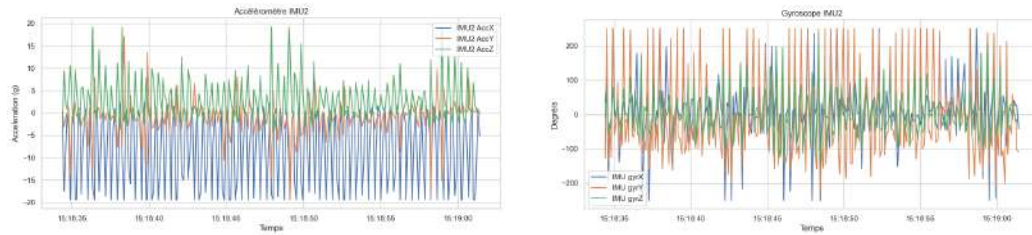


FIGURE 2.6 – Données des 2 accéléromètres (gauche) et des 2 gyroscopes (droite) lors de saut répété

même façon sur Arduino depuis un canal I2C tout en lisant les données de mon IMU à la fois et transmettre les données par BLE.

2.2.3 Travaux sur la réalisation de filtres pour ECG

En parallèle, j'ai pu travailler sur la réalisation d'un système afin de récupérer des données ECG. Pour ce faire, j'ai travaillé sur une breadboard afin de faire du prototypage rapide et de pouvoir modifier facilement les modèles utilisés, ajouter de nouveaux éléments ou changer les valeurs des composants passifs pour adapter le gain des amplificateurs. Mon premier modèle était très simple, comprenant uniquement mes électrodes fonctionnant grâce à des résistances pull-down et reliées à la broche ADC de mon microcontrôleur afin de lire les valeurs numériques de tension sur la broche. Elles sont aussi reliées à un amplificateur instrumental, qui permet d'amplifier le moindre changement de tension et possède une impédance quasi infinie afin de ne pas déformer le signal. J'ai d'abord fait ce schéma afin de vérifier si je pouvais obtenir un signal quelconque venant de mes électrodes, et je jouais sur la valeur de la résistance pour changer le gain de l'amplificateur afin d'obtenir un résultat, sans trop de succès.

Ensuite, j'ai ajouté bloc par bloc de nouveaux filtres afin d'éliminer tous les bruits. Afin de lire les ondes P, QRS, T correspondant aux vagues que l'on voit sur un ECG et qui correspondent à un battement de cœur, nous récupérons les signaux sur une plage de fréquence très faible de 0,5 à 40 Hertz. Il faut donc ajouter un passe-bas qui coupe les signaux au-delà de 150 Hertz et un passe-haut pour couper ceux en dessous de 0,5 Hertz. De plus, il faut aussi rajouter un coupe-bande (notch) pour éliminer le bruit du secteur électrique très important à 50 Hertz. J'ai pu essayer différents types de filtres du premier ordre, premier ordre en série et second ordre tel que le filtre Sallen-Key, avec des valeurs de coupure et de gain différentes, ainsi que des positions d'électrodes différentes. Cependant, les résultats étaient toujours non satisfaisants, je n'avais que du bruit en signal de sortie. J'ai

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

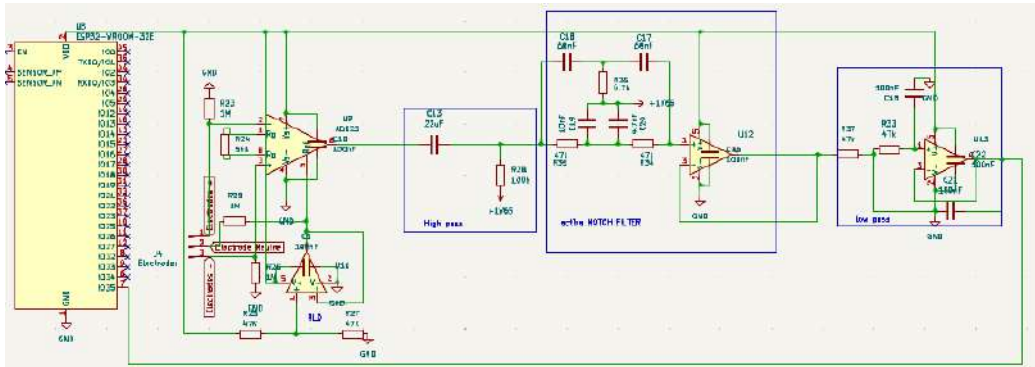


FIGURE 2.7 – Schématique ECG

également ajouté un Right Leg Drive qui permet de réduire le bruit commun. Ce circuit fonctionne en récupérant le signal de mode commun présent sur les deux électrodes principales, puis en l'inversant à l'aide d'un amplificateur opérationnel. Ce signal inversé est ensuite réinjecté dans l'électrode placée sur la jambe droite du patient, permettant au potentiel du corps de suivre une référence plus stable, réduisant le bruit de secteur. J'ai également modifié les fréquences d'échantillonnage et de transmission de données. Cependant, cela n'a toujours pas suffi pour obtenir un signal correct. J'ai essayé de déboguer le tout en vérifiant chaque connexion à l'oscilloscope, mais je n'ai rien trouvé de suspect à chaque itération. La cause du problème est probablement due au fait que je travaillais sur une breadboard et que l'utilisation des fils crée beaucoup trop de bruit qui s'accumule, contrairement à une réalisation sur PCB.

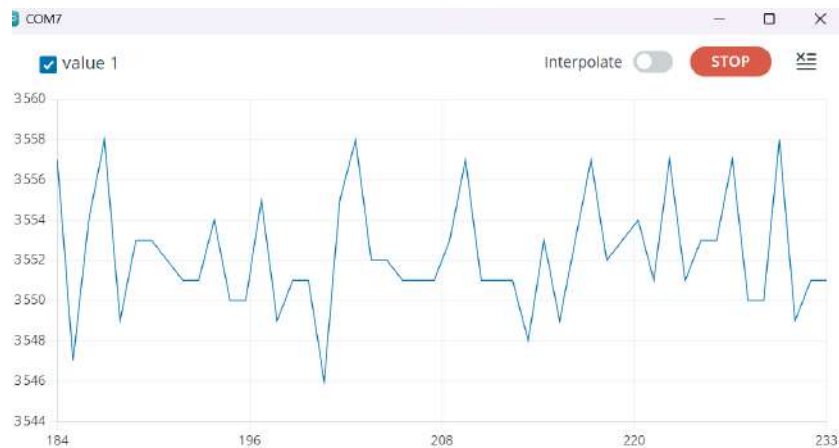


FIGURE 2.8 – Sortie ECG, courant ramené sur 12 bits entre 0 et 3.3V fonction du temps en secondes

2.2.4 Création d'un PCB flexible

Finalement, ma dernière étape était de créer un PCB regroupant toutes les technologies précédentes ayant fonctionné. J'ai décidé de ne pas intégrer le filtre pour ECG car n'ayant pas fonctionné précédemment, je ne souhaite pas rajouter des coûts ainsi que des sources d'erreurs supplémentaires. Bien que mes suspicions sur son mal fonctionnement viennent donc des fils qui créent trop de bruit et que le passage en PCB résoudrait cela, je préfère tester cela à part en réalisant un PCB dédié, ce qui sera un point à aborder après la fin de mon stage.

J'ai donc réalisé un prototype assez minimaliste pour avoir uniquement les fonctions nécessaires et quelques options pour vérifier le bon fonctionnement et permettre du débogage. Pour commencer la schématique, j'ai tout d'abord commencé par les 3 principaux éléments : le microcontrôleur, une ESP32-C3-WROOM-32 étant équipée d'une antenne contrairement à d'autres modèles, l'IMU, à nouveau l'ICM 20948, ainsi que le capteur de température corporelle, le TMP117AIDRVR, étant précis à 0,1 °C près.

Pour l'ESP32, il faut qu'il y ait 2 capacités de découplage très proches lors du passage sur le PCB, reliées entre le GND et la tension d'entrée, afin de filtrer le bruit produit par l'ESP et stabiliser la tension. On rajoute aussi une résistance assez élevée afin de tirer EN vers +3,3V afin d'avoir l'ESP activé par défaut et éviter la production de reset.

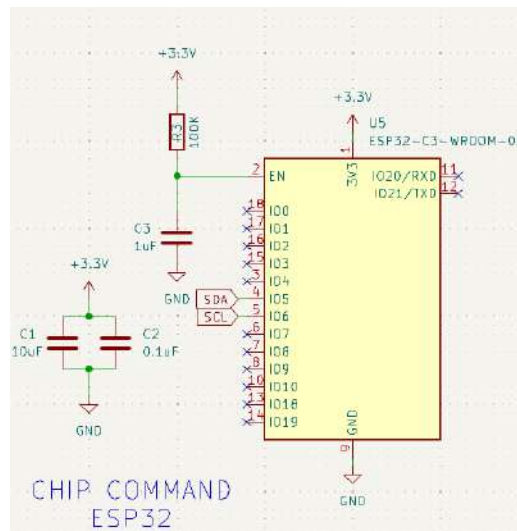


FIGURE 2.9 – Schématique ESP32

Pour l'IMU, j'ai suivi les indications de la datasheet. C4 est là pour découpler classiquement et C5 permet de stabiliser le régulateur qui est un LDO

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

intégré dans le capteur. Les 2 résistances sont des résistances pull-up permettant le fonctionnement du bus I2C et sont aussi effectives pour le capteur de température par la suite. Ici, on obtient donc les données par les broches SDA et SCL grâce à notre bus I2C et s'il faudra passer en SPI par la suite pour utiliser encore plus d'IMU sur le même PCB, il faudra utiliser les pins SDO, SDI, SCLK et CS. Si l'on veut utiliser 2 fois cet IMU relié au même microcontrôleur, on doit relier pour l'un des AD0 au GND et l'autre au VCC afin d'avoir 2 adresses différentes.

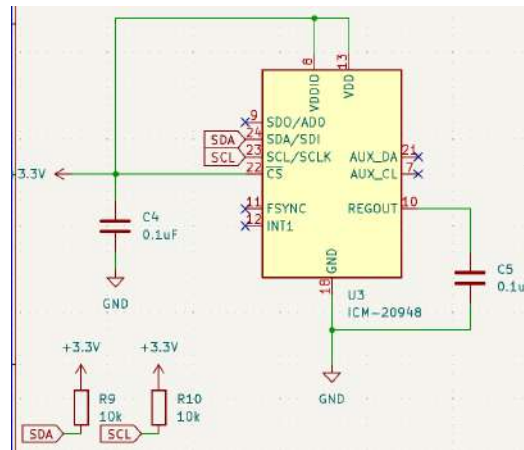


FIGURE 2.10 – Schématique IMU

Ensuite, pour le capteur de température, on utilise à nouveau une capacité de découplage et il envoie ses données vers l'ESP par SDA et SCL. De nouveau, si l'on veut utiliser 2 fois le même capteur sur la même ESP32, il faut relier un ADD0 vers le GND et l'autre vers le +3,3V afin d'avoir une adresse différente. La broche ALERT n'est pas utile dans notre cas, puisqu'on mesure la température du corps ici et non quelque chose de critique.

La partie la plus difficile de ce prototype est l'alimentation. On veut quelque chose d'embarqué, donc le dispositif doit être sous batterie. Afin de rendre le produit plus pratique, j'ai opté pour une batterie Li-ion rechargeable car elles sont très petites et ont pour caractéristique 3,7V, 1500 mAh, 5,55 Wh, ce qui est parfait pour ce circuit. Elle est directement reliée par un connecteur au PCB. Pour la recharger, on utilise un port USB, qui va aussi permettre de flasher l'ESP32 afin de faire tourner le code dessus. On utilise des résistances de pull-down afin que le port USB soit récepteur et non chargeur. L'entrée de courant va par la suite vers le TP4057, un circuit intégré de charge batterie Li-ion. Il est réglé afin de gérer qu'une seule cellule et non des batteries en série, ce qui est le cas ici. La résistance 5 permet d'avoir un courant de charge de 600 mA maximum pour une batterie supportant 1500

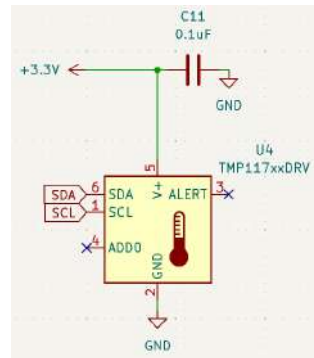


FIGURE 2.11 – Schématique capteur de température

mAh, ce qui est idéal pour préserver la durée de vie de la batterie avec un rapport proche de 1/2. La durée d'une charge complète est d'environ 2h30 ici. Pour son fonctionnement, lorsque la batterie est très déchargée, soit inférieure à 2,9V, le courant est largement réduit car la batterie est fragile, rendant la charge lente à seulement 60 mA. Puis de 2,9V à 4,2V, elle charge normalement à 600 mA, puis diminue progressivement une fois l'objectif atteint jusqu'à couper la charge. Le TP4057 relance des cycles de charge une fois descendu vers 4,0V. Les LED rattachées sont ici afin d'indiquer le niveau de charge, celle reliée à CHRG pour indiquer le cours de chargement et celle sur STDBY pour indiquer que la batterie est chargée. Ensuite, j'utilise aussi un circuit de protection pour la batterie, le DW01A, qui permet de contrôler le double MOSFET FS8205A. Ces transistors sont utilisés afin de bloquer le circuit de charge lorsque la batterie atteint sa limite haute de 4,2V afin de ne pas l'endommager. Ils bloquent aussi le circuit du côté décharge, interdisant aux autres composants de prendre du courant sur la batterie en dessous de 2,5V afin de toujours préserver la batterie. Enfin, si le courant d'entrée est beaucoup trop élevé (allant à plusieurs ampères) ou s'il y a court-circuit, le DW01A détecte l'anomalie et utilise ses transistors internes afin de tout couper, que ce soit en cas de charge ou de décharge. Enfin, lorsque tout se passe bien, le courant va vers le MIC5219, qui est un LDO permettant d'avoir une tension de sortie de 3,3V, afin d'être utilisée par l'ESP32 et ses satellites par la suite.

La schématique étant terminée, je peux désormais réaliser le PCB. Concernant la disposition des éléments, il y avait des éléments à respecter. Tout d'abord, pour l'utilisation du produit, il faut que le capteur de température soit orienté du côté de la peau, c'est pour cela que c'est le seul composant orienté de l'autre côté du PCB afin d'éviter tout autre contact non nécessaire pouvant gêner l'utilisateur. De plus, l'ESP32 doit absolument être de l'autre

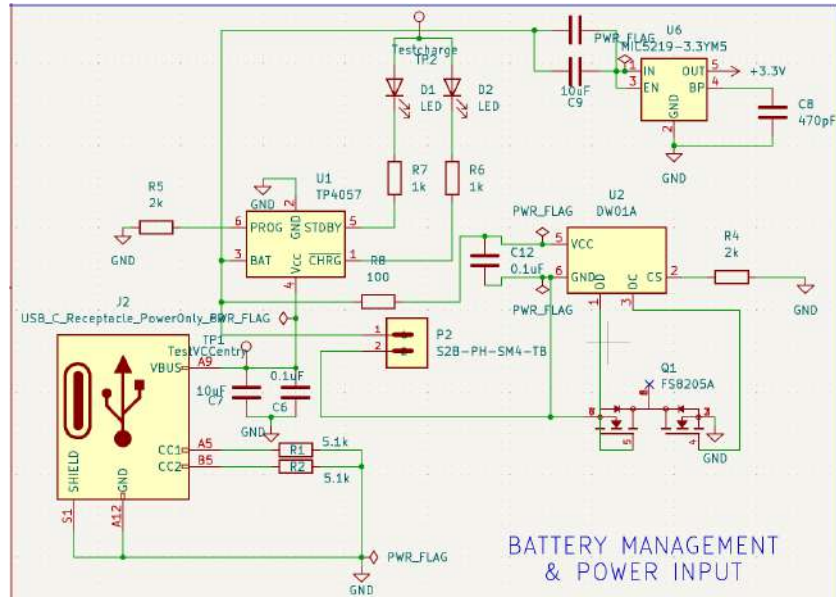


FIGURE 2.12 – Schématique alimentation

côté afin d'éviter des interférences créées par le corps humain. J'ai décidé de positionner l'antenne de l'ESP32 en dehors du PCB car elle doit se situer sur une zone non cuivrée. S'il y a des contraintes mécaniques lors de l'utilisation, il suffira de retirer le cuivre et le plan de masse dans la zone de l'antenne afin de l'implanter sur le PCB. Mais pour un prototype, nous n'avons pas besoin de cela. Il faut aussi placer le port USB en bord de PCB afin d'avoir un accès facile pour la charge. Chaque condensateur de découplage doit être très proche de son composant respectif. Concernant le PCB au global, ses dimensions sont de 66×23 millimètres, il pourrait être encore plus petit en rapprochant davantage certains composants, mais cela ne me semblait pas nécessaire.

Il a été commandé sur JLCPCB, site très répandu qui permet de commander des PCB flexibles. Quant aux composants, ils ont tous été commandés sur Digikey, mais la livraison n'a pas encore pu être effectuée. Une fois les composants arrivés, il ne restera plus qu'à utiliser de la pâte à souder et chauffer le tout. Ensuite, il faudra alimenter le circuit et vérifier si le courant parcourt le circuit comme il se doit avec un oscilloscope durant la charge et la décharge. Enfin, il faudra flasher l'ESP32 avec les codes précédents et le prototype sera fonctionnel, et nous aurons un dispositif très mince, portable, avec le flux de données que nous souhaitons.

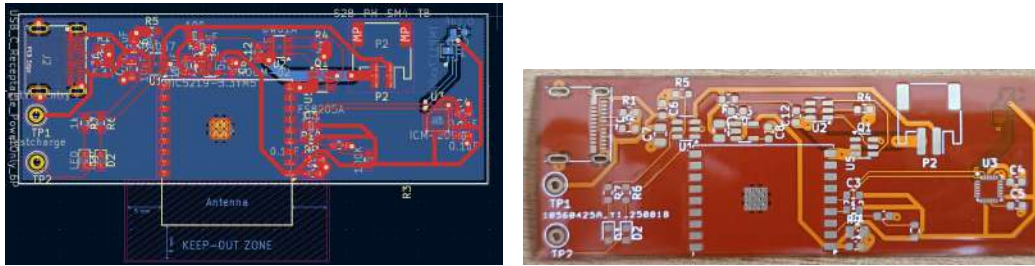


FIGURE 2.13 – PCB réaliser sur Kicad et PCB flex obtenu

2.3 Projet matrice d'électrodes pour EMG

2.3.1 Découverte du projet

Un mois après le début de mon stage, j'ai commencé à travailler sur un nouveau projet. Accompagné d'un post-doctorant Taïwanais, Wei-Ting Ting, nous devons réaliser une matrice d'électrodes afin de réaliser un EMG pour le bras. Nous avons pour unique consigne au départ de créer une matrice d'électrodes avec un espacement de seulement 8 mm entre chaque électrode sur une matrice 29×13 , afin d'avoir une alternative au produit de Novobioelectronica, le HD2240520.

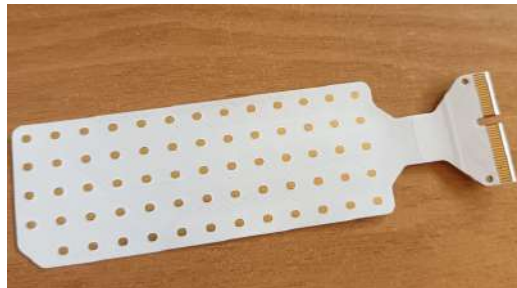


FIGURE 2.14 – Matrice d'électrode commerciale comportant 64 électrodes très espacé

Lors de l'utilisation de ce modèle, nous devons brancher la partie avec les pads vers un amplificateur externe qui va filtrer les différentes fréquences à nouveau à l'aide de passe-bas et de passe-haut afin de garder seulement la tranche de fréquences entre 20 et 500 Hz environ, tout en utilisant un notch pour supprimer les fréquences de 50 Hz, fréquence du réseau électrique en Europe qui contaminent aussi le résultat. Cependant, cette solution pose plusieurs problèmes pour ces chercheurs. En effet, ces matrices d'électrodes sont semi-rigides, ce qui fait qu'elles ne peuvent pas parfaitement épouser la

peau afin d'avoir un très bon contact en tout point. Nous devions donc trouver un moyen d'avoir ces électrodes parfaitement en contact avec la peau, en obtenant un produit totalement flexible, et qui ne s'abîme pas sous l'effet des contraintes mécaniques, qui peuvent couper une ligne ou plus de la matrice et rendre les électrodes reliées inutilisables. De plus, ils doivent appliquer sur la matrice une mousse adhésive double face à laquelle on ajoute ensuite de la pâte conductrice, ce qui rend le processus chronophage car il doit être fait à la main à chaque manipulation, puis il faut retirer cette couche entre deux utilisations. Nous avons donc ces problèmes à résoudre, et nos contraintes finales étaient :

- D'avoir un signal des électrodes au moins aussi bon que celui des électrodes que l'on trouve sur le marché, avec une impédance des électrodes comprise entre 10 et 200 000 Ohms.
- La matrice d'électrodes doit être facile à utiliser.
- Elle doit s'adapter à différentes morphologies.
- Le signal doit être stable pendant plusieurs heures d'utilisation.
- La matrice doit être soit réutilisable, soit très peu chère à produire, ce que nous ne pouvons pas faire car nous n'avons pas les moyens d'industrialiser cette production.

2.3.2 Design des électrodes

Pour concevoir les électrodes, j'ai appris à utiliser le logiciel Klayout afin de réaliser leur design. Ce logiciel permet notamment la réalisation de schémas très précis au nanomètre près. Ici, nous nous limiterons à la dizaine de micromètres car être plus précis rendrait la fabrication du masque bien plus coûteuse et, avec nos machines, nous ne pouvons pas assurer une telle précision. De plus, ce n'est pas nécessaire pour ce produit. J'ai donc pris en main le logiciel durant quelques jours afin d'acquérir les compétences nécessaires pour réaliser ce design. J'ai finalement conçu une matrice d'électrodes de dimensions 13×12 , afin de respecter les tolérances de la machine pour la photolithographie, car les dimensions des masques doivent être inférieures ou égales à $10,5 \times 10,5$ cm. Ajouter une ligne d'électrodes supplémentaire ne conviendrait donc plus.

Tout d'abord, j'ai créé une ligne d'électrodes afin d'avoir mon modèle que je pourrais ensuite répliquer. Elle respecte bien les 8 mm d'espacement entre les différentes colonnes. La largeur des pistes est de 200 micromètres, avec un espacement de 250 micromètres entre elles. Entre les extrémités de droite et de gauche, il y a 7725 micromètres, ce qui permet de positionner par la suite les autres lignes d'électrodes à 8 mm d'écart avec celles de la même colonne.

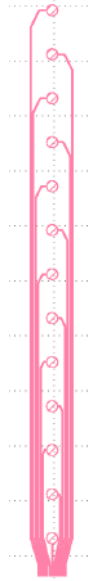


FIGURE 2.15 – Modèle ligne d'une électrode

J'ai ainsi pu répliquer 12 fois ce modèle afin d'obtenir le masque qui sera utilisé lors de la fabrication. J'ai décidé de faire deux versions : une avec les bords arrondis et l'autre avec des angles.

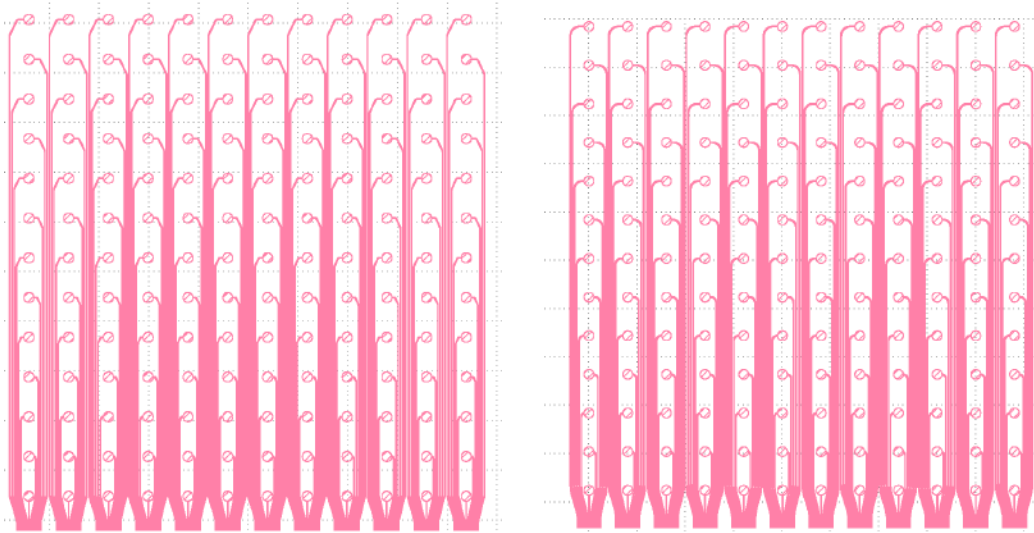


FIGURE 2.16 – Matrices d'électrodes droites et arrondis

Puis, cette partie conçue ici correspondra, après la fabrication, aux électrodes et aux fils de connexion. Cependant, il faut ajouter du PEDOT :PSS sur les électrodes afin que leur conductivité soit convenable. De même, il

faut prévoir une partie qui puisse s'accrocher à la sortie des fils de ces électrodes afin de pouvoir ensuite aller jusqu'au connecteur qui rentrera dans l'amplificateur. C'est pour cela qu'il faut créer un second masque qui servira à cela.

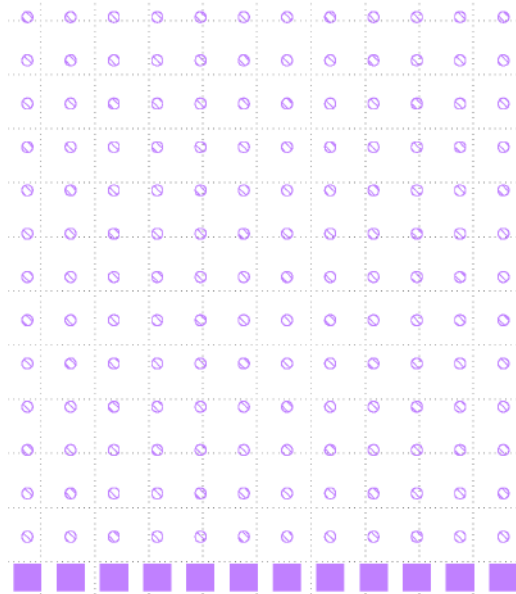


FIGURE 2.17 – Masque négatif

Une fois le design des électrodes réalisé, nous avons pu commander les masques afin de commencer leur fabrication.

En parallèle, j'ai réalisé un PCB sur KiCad afin de créer la partie permettant de connecter nos électrodes à un amplificateur ultérieurement. Cette fois-ci, je n'ai pas eu à faire de schématique puisque je ne plaçais aucun composant : il fallait uniquement des pads reliés deux à deux par des vias, de façon à connecter les électrodes à l'amplificateur lors de l'insertion. Contrairement au modèle de Bioelectronica, où la correspondance entre électrodes et pads est très approximative, les liaisons semblant parfois même aléatoires, ce qui rend l'identification des électrodes inutilement compliquée en l'absence de tout pattern, mon PCB non flexible, mais rigide cette fois-ci, a été conçu pour reproduire, à quelques centaines de micromètres près, la même forme que le modèle initial, afin de s'emboîter parfaitement dans l'amplificateur. J'avais à ma disposition deux matrices d'électrodes adaptées à leurs amplificateurs, le HD2240520 et le HD04MM1606.

Le premier comporte à l'origine 64 électrodes, avec 16 pads du côté étroit et 21 du côté large, en recto-verso.

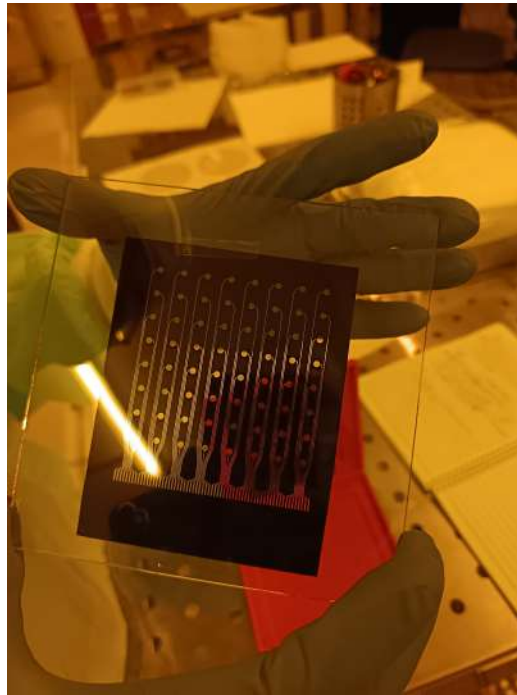


FIGURE 2.18 – Masque reçu prêt à utilisation

Le second utilise 96 électrodes, avec 27 pads du côté large et 23 du côté étroit, également en recto verso.

Comme les électrodes ne peuvent être positionnées que par groupes de 13 (correspondant à une ligne de la matrice), il est préférable de reproduire le second modèle : il permet une utilisation de 78 pourcents des pads, contre 70 pour le premier, ce qui optimise légèrement l'espace disponible.

Les pads d'entrée des électrodes ont la même largeur ($200\text{ }\mu\text{m}$) et le même espacement que les électrodes. Ceux de sortie mesurent quant à eux $660\text{ }\mu\text{m}$ de large pour $3,5\text{ mm}$ de haut, avec un espacement de $120\text{ }\mu\text{m}$. L'ensemble est conçu en recto verso et reste parfaitement symétrique.

2.3.3 Fabrication des électrodes en salle blanche

Nous avons réalisé cette fabrication en salle blanche. Il s'agit d'une salle dépressurisée dans laquelle il est obligatoire de porter une charlotte, une combinaison antistatique, des surchaussures, un masque, des gants et des lunettes de protection, afin de maintenir un environnement décontaminé et de réaliser des expériences sans nuisance due à l'environnement extérieur. Je n'avais pas le droit d'y accéder seul, car je n'avais pas eu le temps d'être formé durant mon stage et parce qu'il faut également fournir des justificatifs

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

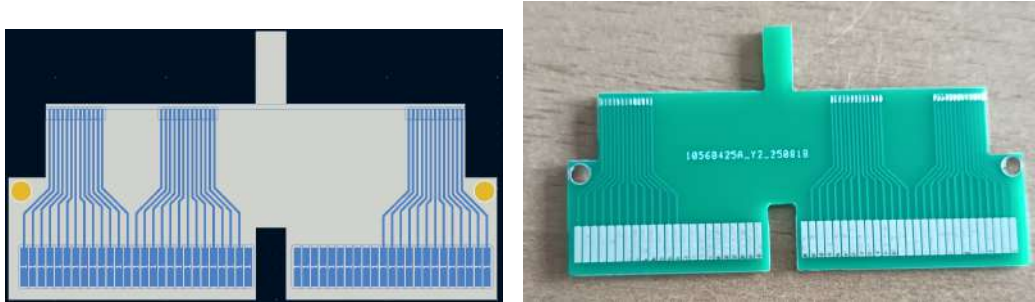


FIGURE 2.19 – PCB réalisé sur Kicad et PCB rigide obtenu

administratifs pour y entrer.

Cette salle est séparée en trois parties : la classe 10000, la classe 1000 et la classe 100, qui correspondent à différents niveaux de particules présentes dans l'air (plus le chiffre est faible, plus la propreté est élevée). Toutes mes expériences ont été réalisées en classe 1000 et en classe 100, la classe 10000 étant plutôt réservée au micropackaging.



FIGURE 2.20 – Salle blanche classe 1000

J'ai donc été formé aux règles de sécurité à appliquer dans ces différentes pièces, ainsi qu'aux procédures de fabrication. Une fois ceci fait, j'ai pu démarrer la fabrication des électrodes en suivant ce processus :

2.3. PROJET MATRICE D'ÉLECTRODES POUR EMG

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

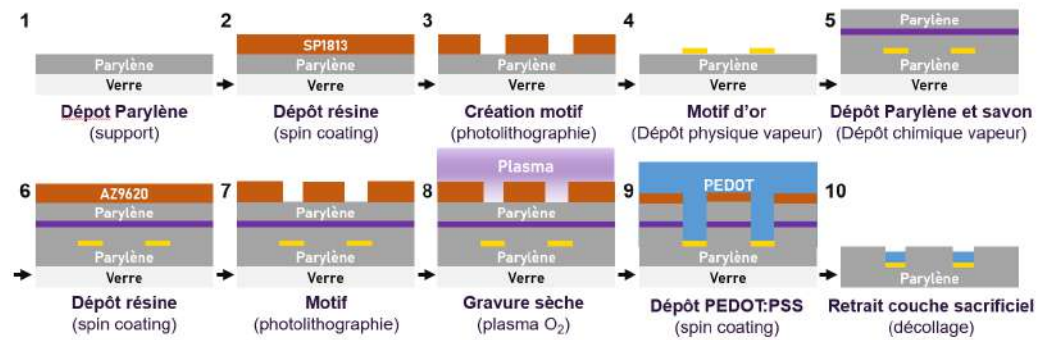


FIGURE 2.21 – Processus complet de fabrication

La première étape consistait à réaliser un dépôt de parylène, un isolant électrique couramment utilisé pour la fabrication d'électrodes. On utilise une plaque de verre pour effectuer ce dépôt, avec la quantité de matière désirée. Cette quantité de parylène est ensuite transformée à l'état gazeux afin de se déposer uniformément sur chaque échantillon introduit dans la machine.



FIGURE 2.22 – Dépôt parylène

Une fois ce dépôt réalisé, nous passons en classe 100 afin de réaliser le

processus de photolithographie. Nous commençons par effectuer un spin coating afin de répartir le photoresist SP1813 sur toute la surface. Ce processus utilise une plaque tournante très rapidement (2500 tours/minute pendant 35 secondes), sur laquelle on dépose notre échantillon avec quelques gouttes de photoresist au centre. La machine démarre alors et, grâce à la force centrifuge, le liquide s'étale uniformément sur la surface. L'épaisseur de la couche dépend de la vitesse et du temps de rotation, ainsi que de la viscosité et de la densité de la résine déposée.

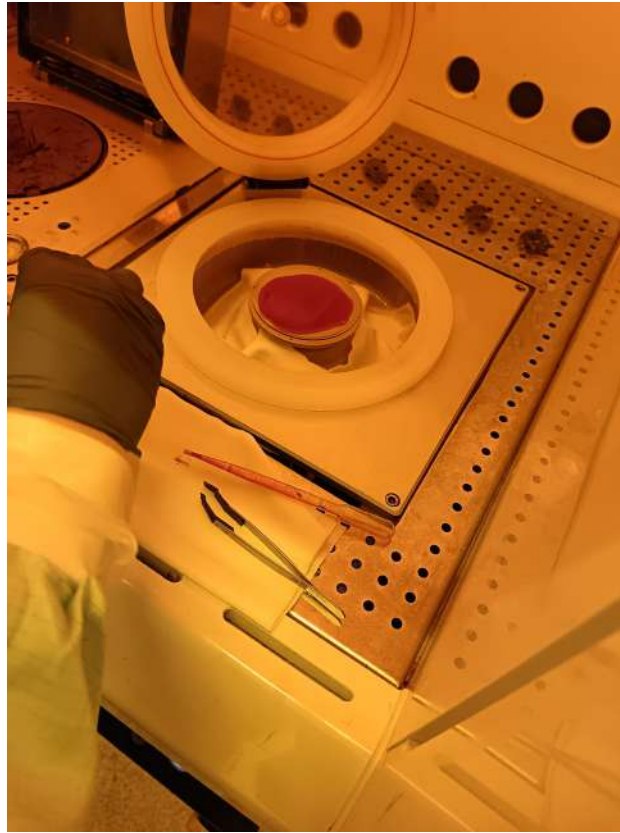


FIGURE 2.23 – Spin coating photoresist

Une fois la résine répandue, il faut chauffer notre échantillon aux alentours de 115°C pendant 1 minute. Ensuite, il faut créer le motif conçu sur le masque. Pour ce faire, il faut aligner le masque avec notre prototype et exposer le photoresist à des lumières UV de 365 nanomètres de longueur d'onde, dont nous devons absolument éviter toute exposition avec les yeux. Cela permet d'imprimer le motif des électrodes avec une grande précision. Puisque ce masque est positif, nous devons développer le motif créé par l'imprimante. Pour ce faire, nous utilisons un développeur afin de dissoudre le photoresist

CHAPITRE 2. DÉROULEMENT DU STAGE

sur la partie transparente du masque exposée aux UV, en le baignant durant 1 minute et en agitant pour bien faire partir le photoresist. Puis nous nettoyons le tout à l'eau distillée.

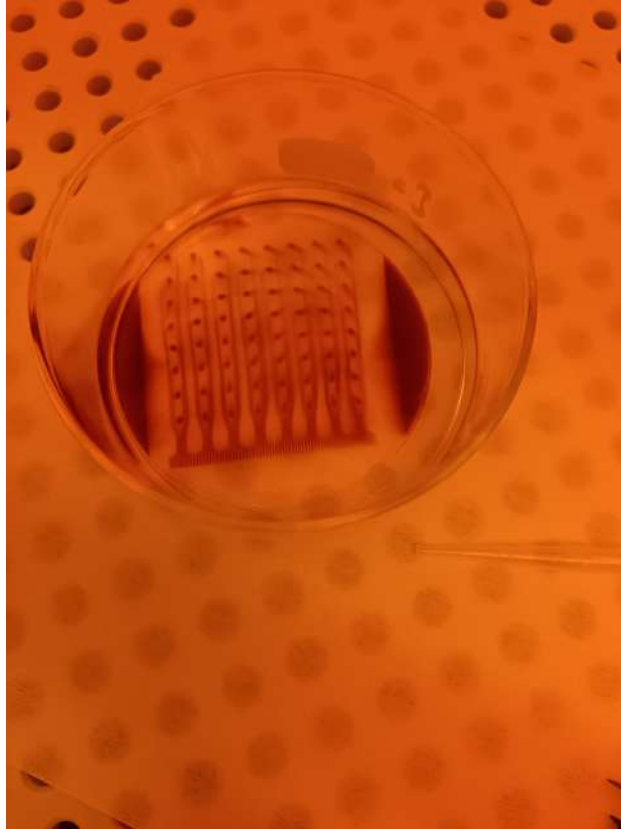


FIGURE 2.24 – Développement du motif

Une fois cette étape terminée, nous devons déposer une couche d'or sur notre échantillon. Pour ce faire, nous plaçons des pastilles d'or brut dans la machine, puis nous réalisons le vide à l'intérieur et nous faisons chauffer le tout afin d'évaporer l'or dans la chambre. Cela crée un nuage au-dessus des échantillons, qui se condense sur eux car ils restent froids. Lors du contact de l'or gazeux sur la plaque, à cette pression, l'or devient directement solide, créant des couches d'or fines. Nous devons avant faire le même processus avec une micro couche de chromium (environ 5 nanomètres) afin de bien tenir sur la parylène. Une fois cela fini, on utilise 0,8 gramme d'or pour réaliser une couche de 120 nanomètres d'or.



FIGURE 2.25 – Dépôt d'or

Ensuite, nous faisons baigner nos électrodes dans un bain d'acétone qui va dissoudre la couche de résine restante. Puisque la résine a été précédemment retirée durant le développement à l'endroit des électrodes, seule la partie avec la résine va se désagréger petit à petit, retirant l'or sur tout l'échantillon en dehors du motif du masque. Nous grattons au début les endroits non sensibles afin d'accélérer le processus.



FIGURE 2.26 – Bain d'acétone

Après cela, nous devons redéposer une couche uniforme de parylène sur tout l'échantillon afin d'encapsuler les pistes d'or, de même hauteur que la première couche, c'est-à-dire 5 micromètres en introduisant 10 grammes de parylène. Cette encapsulation protège mécaniquement et électriquement les pistes, et par la suite, nous devons réouvrir localement le parylène au niveau des pads de connexion et des points de contact des électrodes. Avant cela, nous devons appliquer 2 micromètres de savon par spin coating à 1000 tours/minute durant 35 secondes. Et une nouvelle couche de parylène, pour retirer le tout après application du PEDOT :PSS.

Pour créer ces ouvertures, nous devons donc refaire tout le processus de photolithographie où nous utilisons le second masque, négatif cette fois. On doit alors utiliser un autre type de résine lors du spin coating, l'AZ 10XT, puis chauffer à 110°C durant 2 minutes et exposer les parties transparentes du masque aux lumières UV à 405 nanomètres de longueur d'onde. Cette fois, le développement dure 5 minutes et permet de dissoudre les parties non exposées aux UV car la résine et le développeur sont différents. On a donc

des ouvertures dans la résine aux endroits qui devront être en contact dans le futur. L'étape suivante est le passage à la gravure RIE afin de percer la couche de parylène aux ouvertures. On place l'échantillon dans la chambre de RIE, on réalise le vide à nouveau, et on injecte de l'oxygène qui devient du plasma grâce à un champ électrique de radiofréquence. L'oxygène alors transformé en ions réagit au contact du parylène et le dissout, permettant d'avoir nos trous aux endroits exposés, tandis que la partie sous photoresist ne se dissout que très légèrement.

Pour finir, nous déposons du PEDOT :PSS dans les trous par spin coating afin de rendre les électrodes plus stables, plus conductrices et biocompatibles, sans quoi elles seraient inutilisables. Une fois le PEDOT placé, nous pouvons retirer mécaniquement, à l'aide d'une surface adhésive, toutes les parties au-dessus de la couche savonneuse.

2.3.4 Prochaine étape

À partir de ce moment, nos électrodes sont terminées et peuvent être caractérisées. Cependant, nous essayons également un autre processus de fabrication, plus moderne, l'ancien processus étant déjà répandu depuis de nombreuses années. La fabrication reste la même jusqu'à la pose de la couche d'or. Après cela, nous réalisons directement la photolithographie du second masque puis le RIE. Maintenant, on veut déposer une couche de PEDOT par électropolymérisation dans un bain d'EDOT afin de rendre les électrodes utilisables. Pour ce faire, nous plaçons nos électrodes dans une solution d'EDOT ainsi que de PSS, avec une électrode de référence et une contre-électrode. Puis nous réalisons une polarisation à $+0,6$ V durant quelques minutes afin de créer un dépôt de PEDOT :PSS. Une fois cette étape terminée, nous plaçons les échantillons dans le bain d'acétone afin de retirer la couche de photoresist et PEDOT :PSS.

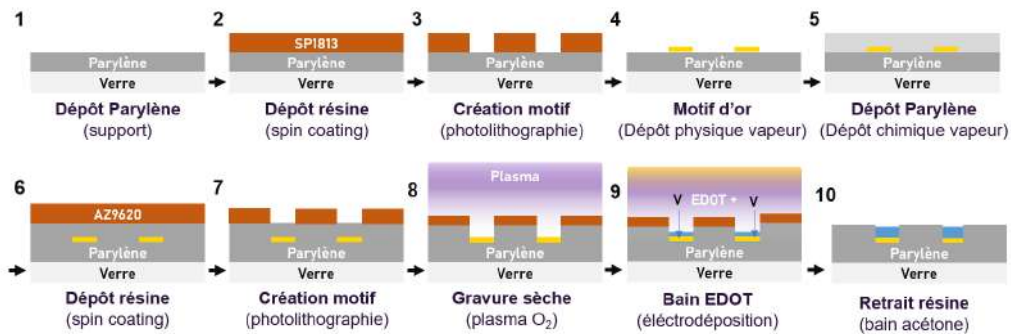


FIGURE 2.27 – Prochaine fabrication

Une fois cette étape terminée, il ne reste plus qu'à caractériser nos électrodes avant leur utilisation. Nous devons donc vérifier les valeurs d'impédance avec un potentiostat en plongeant notre échantillon avec une électrode de référence et une contre-électrode, puis mesurer, à 1 kHz sur notre échantillon, les différentes valeurs d'impédance pour chaque pad, afin de voir si elles sont suffisamment petites pour entrer dans nos contraintes et qu'elles soient très proches les unes des autres. De la même manière, on mesure le potentiel afin de vérifier que les valeurs soient très proches entre elles. On doit aussi tester le cycle voltamétrique. On applique une tension variable entre -0,6 et +0,8 V sur les électrodes et on mesure le courant. On enregistre les valeurs. Pour vérifier que les électrodes sont stables, au bout de quelques cycles, les courbes tension-intensité doivent se superposer, autrement l'électrode est endommagée. Cela permet également de connaître la charge que peut accumuler l'électrode, correspondant à l'intégrale sur un cycle : plus elle est grande, meilleure est la sensibilité de l'électrode et moins nous avons de bruit. Ensuite, on vérifie que nos électrodes supportent des injections de courant sur une période et que la tension créée n'est pas trop élevée. On évalue aussi le niveau de bruit de l'électrode en la plongeant dans une solution physiologique : on connecte l'électrode à un amplificateur et on mesure le bruit sans signaux externes, et on vérifie que le bruit est suffisamment faible et cohérent entre chaque pad. On peut aussi mesurer l'épaisseur de la couche de PEDOT :PSS en réalisant une entaille pour retirer le PEDOT :PSS et mesurer la différence de hauteur entre l'endroit sans PEDOT :PSS et le reste à l'aide d'une micro-aiguille de contact. Cela permettra par la suite de mesurer la résistivité des électrodes.

Concernant le design des électrodes et du PCB, le dispositif, pour l'instant, nous permettra de tester si l'on peut bien amplifier nos électrodes. Cependant, il faudra par la suite la position des pads d'entrée du côté le plus petit afin de garder un espacement de 8 mm entre chaque ligne d'électrodes, ce qui impliquera de modifier toute la disposition des connexions sur le PCB. De plus, il se peut qu'il y ait des contraintes mécaniques que nous ne pourrions identifier qu'après les premiers tests. Dans ce cas, il sera peut-être nécessaire de modifier le design des électrodes afin d'adopter une forme serpentine, capable de s'étendre en cas de torsion ou d'extension, au lieu de se briser.

Chapitre 3

Conclusion

Ce premier stage a été pour moi une excellente expérience, tant sur le plan relationnel qu'intellectuel.

J'ai eu l'opportunité de travailler avec une équipe jeune, motivée, et particulièrement attentive à mon intégration durant ces quatre mois. Mes collègues étaient toujours disponibles pour répondre à mes questions, m'accompagner dans l'accès au matériel ou aux machines, et m'expliquer leur utilisation, même en dehors du cadre des deux projets auxquels j'étais affilié. C'était une véritable aventure humaine, marquée par des rencontres avec des personnes extrêmement chaleureuses et impliquées.

Sur le plan technique, les deux projets auxquels j'ai participé m'ont permis d'apprendre de manière très différente. Le premier m'a conduit à travailler de façon quasi autonome, car le sujet était déjà bien avancé dans le cadre d'une thèse en cours depuis un an et demi. Mes compétences étaient là pour réaliser un prototype électronique afin de créer un maximum de données pour évaluer le stress plus efficacement, partie où mon binôme travaille depuis le début de sa thèse. J'ai ainsi pu approfondir mes connaissances dans le domaine des capteurs biologiques, mais également en électronique de manière plus générale. Le second projet, à l'inverse, était totalement nouveau. Il fallait construire les fondations de ce dernier. De plus, je n'avais pas les compétences pour réaliser ces opérations de manière autonome, uniquement des connaissances théoriques sur le processus de photolithographie. J'ai donc travaillé en binôme pendant une grande partie du projet, ce qui m'a permis d'acquérir de nouvelles compétences en conception électronique, en fabrication et en utilisation de machines. De plus, comme mes partenaires étaient internationaux, j'ai eu l'occasion de pratiquer l'anglais très souvent et d'améliorer mon niveau.

Ce stage m'a également permis de découvrir une nouvelle facette de l'ingénierie biomédicale, un domaine que je n'avais jusque-là abordé que sous

CHAPITRE 3. CONCLUSION

l'angle de la création d'organes artificiels ou du suivi du rythme cardiaque et respiratoire. J'ai pris conscience de la diversité des approches existantes, qu'il s'agisse de technologies invasives ou non invasives, de l'étude d'autres types de données biologiques ou encore de la partie fabrication. Cette ouverture m'a donné encore plus envie de poursuivre dans cette voie.

Enfin, cette expérience, ma toute première dans un cadre professionnel, m'a permis de mieux comprendre le fonctionnement du milieu de la recherche, en particulier les parcours de doctorat et de post-doctorat. Désormais, j'envisage également de continuer cette voie, en France ou à l'étranger, au terme de mon parcours en école d'ingénieur.

Ce stage a confirmé mon intérêt pour l'ingénierie biomédicale et a renforcé ma motivation à approfondir mes compétences dans ce domaine.

Références

- [1] : Review of Stress Detection Methods Using Wearable Sensors, Georgios Taskasaplidis, Dimitris A. Fotiadis, Panagiotis D. Bamidis (2024)
- [2] : Development of printed and flexible dry ECG electrodes, Amer Abdulmahdi Chlahawi, Binu Baby Narakathua, Sepehr Emamian, Bradley J. Bazuin, Massood Z. Atashbar
- [3] : ECG WATCH : a real time wireless wearable ECG, Vincenzo Randazzo, Jacopo Ferretti, Eros Pasero (2019)
- [4] : A generic non-invasive neuromotor interface for human-computer interaction, Patrick Kaifosh, Thomas R. Reardon (2025)
- [5] : A Dataset for Human Activity Recognition with Embedded AI on Smart Glasses, Pierre-Emmanuel Novac, Alain Pegatoquet, Benoît Miramond, Christophe Caquineau (2022)
- [6] : Machine learning-based detection of acute psychosocial stress from body posture and movements, Robert Richer, Veronika Koch, Luca Abel, Felicitas Hauck, Miriam Kurz, Veronika Ringgold, Victoria Müller, Arne Küderle, Lena Schindler-Gmelch, Bjoern M. Eskofier, Nicolas Rohleder (2024) bibitemcitation-7-name-here : Wearable ECG Device and Machine Learning for Heart Monitoring, Zhadyra Alimbayeva, Chingiz Alimbayev, Kassymbek Ozhikenov, Nurlan Bayanbay, Aiman Ozhi-kenova (2024)
- [7] : Wearable high-density EMG sleeve for complex hand gesture classification and continuous joint angle estimation, Nicholas Tacca, Collin Dunlap, Sean P. Donegan, James O. Hardin, Eric Meyers, Michael J. Darrow, Samuel Colachis IV, Andrew Gillman, David A. Friedenberg (2024)
- [8] : Transformer-based hand gesture recognition from instantaneous to fused neural decomposition of high-density EMG signals, Mansooreh Montazerin, Elahe Rahimian, Farnoosh Naderkhani, S. Farokh Atashzar, Svetlana Yanushkevich, Arash Mohammadi (2023)

RÉFÉRENCES

- [9] : Vertical serpentine interconnect-enabled stretchable and curved electronics, Rui Jiao, Ruoqin Wang , Yixin Wang, Yik Kin Cheung, Xingru Chen, Xiaoyi Wang, Yang Deng, Hongyu Yu (2023)
- [10] : Experimental and Theoretical Studies of Serpentine Interconnects on Ultrathin Elastomers for Stretchable Electronics, Taisong Pan, Matt Pharr, Yinji Ma, Rui Ning, Zheng Yan, Renxiao Xu, Xue Feng, Yonggang Huang, John A. Rogers (2017)