



Université de Montpellier

Master « sciences et numérique pour la santé »

RAPPORT DE PROJET

Effectué au sein du laboratoire INRIA, Montpellier

07 Novembre 2022 – 15 Janvier 2023

Chaouch Samar

Spécialité : **Ingénierie des dispositifs pour la santé**

Étude sur les montres bas-coût open-source pour détecter les crises d'épilepsies

Encadrants : Mme AZEVEDO COSTE Christine

Mr. PISSARD-GIBOLLET Roger

Responsable pédagogique : Mr. Gonzalez-Posada Flores Fernando

Soutenu le 19 Janvier 2023 devant le jury composé de :

Michael BHRIZ, Aurore VICET et Fernando GONZALEZ-POSADA

Année Universitaire 2022 – 2023

Table des matières

I.	Introduction	2
II.	Chapitre 1 : rappel anatomique et physiologique	3
1.	Le cerveau	3
i.	Les neurones	3
ii.	Activité électrique du cerveau	4
2.	L'épilepsie	4
i.	Etiologie de la maladie	4
ii.	Classification des crises	5
III.	Chapitre 2 : état de l'art	5
1.	Changements physiologiques lors d'une crise d'épilepsie	5
2.	Détection des crises d'épilepsies	5
i.	Suivi de l'activité motrice	6
ii.	Suivi de l'activité respiratoire	6
iii.	Suivi de l'activité cardio-vasculaire	6
iv.	Suivi multimodal	6
3.	Les dispositifs commerciaux	8
IV.	Chapitre 3 : choix montre open-source	8
V.	Conclusion	12
VI.	Références bibliographiques :	13

I. Introduction

Nous sommes à présent à une époque marquée par l'Internet des objets (IoT), où les équipements portatifs sont devenus une source essentielle de la vie quotidienne. Les trackers de la santé et du sommeil, les bracelets de fitness, les "smartwatches" et autres technologies rattachées au corps humain permettent aux utilisateurs d'obtenir des mesures biométriques continues (par exemple, les mouvements, la fréquence cardiaque, la transpiration) au fil du temps, de fournir des analyses via Bluetooth (ou des protocoles de transmission sans fil similaires, par exemple, wifi) et d'envoyer des informations en retour à des applications intégrées dans des dispositifs génériques (par exemple, des "smartwatches"). Ces appareils portables offrent un énorme potentiel en fournissant de nouvelles options pour concevoir des solutions médicales personnalisées [1].

Les patients souffrant d'épilepsie et leurs soignants sont toujours exposés à la possibilité d'une crise et à ses répercussions, notamment les accidents, les blessures et la mort subite inexplicable en épilepsie. C'est la nature imprévisible des saisies qui affecte souvent à la fois les épileptiques et leurs soignants, limitant l'indépendance et altérant ainsi la qualité de vie.

Dans le secteur de l'épilepsie, différents dispositifs portatifs ont été mis au point pour détecter les crises individuelles, et un certain nombre d'entre eux ont fait leur apparition sur le marché, dont la sensibilité varie. Cependant, à l'heure actuelle, la localisation des crises avec une bonne sensibilité et des taux de fausses alarmes appropriés n'a été possible que pour les crises tonico-cloniques généralisées (GTCS) [2], tandis que la fiabilité clinique manque encore pour les autres types de crises [3].

Dans le cadre du Humanlab Inria[24], un projet exploratoire a été lancé pour faire une étude sur les montres low-cost open-source pour caractériser des comportements. Les Humanlabs sont des espaces collaboratifs de création numérique ou de réparation d'objets, accessibles aux personnes en situation de handicap afin de leur permettre de s'approprier la technologie pour leurs propres usages.

Mon projet s'intègre dans la première étape de ce projet : Une première phase du projet consistera en un état de l'art sur les dispositifs et algorithmes de recherche pour la détection de crises d'épilepsie ainsi qu'une étude du marché et un comparatif sur les montres bas-coût open-source dotées de capteurs de mouvements (accéléromètres, gyromètres...) et de moyens de communication (Wifi, Bluetooth). L'idée est d'évaluer leur adéquation au développement d'applications embarquées pour caractériser des mouvements du porteur de la montre (chute, tremblement, repos,) et signaler des informations à un téléphone portable.

La finalité de ce projet est de maquetter un premier exemple logiciel très basique sur une montre de ce type pour évaluer les difficultés sur le développement logiciel d'une future application.

Le présent rapport consiste à aborder dans un premier chapitre un rappel anatomique et physiologique ainsi qu'une définition de l'épilepsie, le second chapitre est consacré pour un état de l'art qui comporte les changements physiologiques lors d'une convulsion ainsi que les différents biocapteurs utilisés pour détecter les crises épileptiques. Le dernier chapitre sera consacré en une étude comparative entre les montres open-source et le choix d'une montre qui correspond le mieux à la finalité de ce projet. Et nous concluons avec une ouverture d'horizons sur la suite du projet.

II. Chapitre 1 : rappel anatomique et physiologique

Ce chapitre est destiné à faire un rappel de quelques fondements anatomiques et physiologiques du cerveau, ainsi qu'une définition de l'épilepsie et de ses différents types.

1. Le cerveau

Le système nerveux (SN) est réparti en deux composantes principales : le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP). D'une part, le SNC regroupe l'encéphale et la moelle épinière.

En effet, l'encéphale, localisé dans la boîte crânienne, est constitué du cerveau et de tous les nerfs qui le relie aux muscles et aux organes sensoriels. Le SNP, de son côté, englobe les nerfs crâniens et les nerfs spinaux.

La structure majeure de l'encéphale est le cerveau. Il est divisé en deux hémisphères, le droit et le gauche, bien délimités par le clivage longitudinal ou interhémisphérique et est subdivisé en lobes : un frontal, deux temporaux, un pariétal et un occipital. Chaque lobe est associé à certaines tâches :

1. Lobe frontal : il est attribué à la parole, le langage, l'humeur, la pensée et la planification.
2. Lobe pariétal : il est associé aux mouvements et à la réception des messages provenant du corps
3. Lobe occipital : il est lié à la vision.
4. Lobes temporaux : ils sont associés à la mémoire et à des émotions.

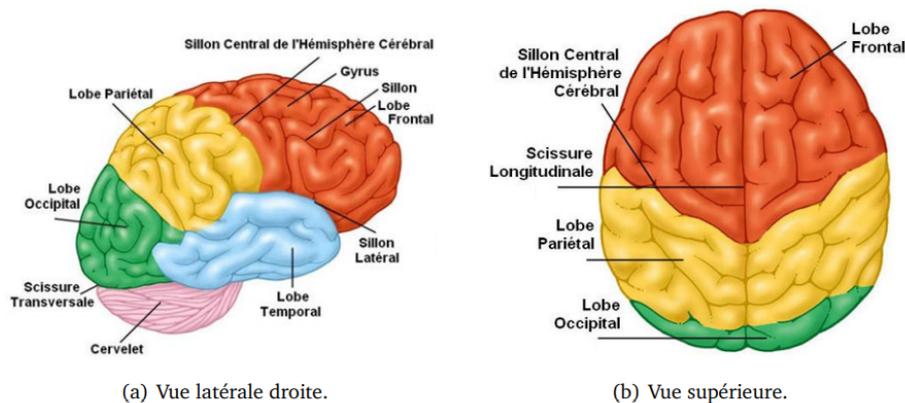


Figure 1 : Représentation schématique des divisions de l'encéphale [4]

La surface de l'hémisphère est constituée de matière grise, appelée cortex cérébral. Le cortex cérébral contient différentes classes de cellules à ses différentes couches particulières et hautement spécialisés, neurones.

i. Les neurones

Les neurones sont les cellules qui constituent l'unité fonctionnelle du système nerveux central.

Il dispose de plusieurs extensions, qui émergent du corps cellulaire (contient le noyau et les organites qui interviennent dans la synthèse des neurotransmetteurs), et s'arborescent de manière plus ou moins abondante. Ces prolongements lui permettent de nouer des contacts (synapses) avec d'autres neurones ou pour d'autres cellules de l'organisme (récepteurs sensoriels, cellules musculaires)

Les 2 sortes de prolongements sont : les dendrites, courtes et ramifiées, elles réceptionnent les stimuli, et les acheminent vers le corps cellulaire et l'axone, long, unique, il est susceptible de se terminer par des

ramifications. Il permet le transport et la diffusion du message nerveux.

Cette structure ramifiée fait que les neurones sont connectés entre eux : chaque neurone peut ainsi stimuler des milliers de neurones et être stimulé à son tour par des milliers de neurones.

ii. Activité électrique du cerveau

Les neurones communiquent entre eux via deux types de signaux électriques : potentiels d'action (permettant de communiquer sur de courtes et longues distances) et potentiels électriques (utilisés notamment pour la communication de courte portée).

Les principaux générateurs d'activité électrique dans le cerveau sont les neurones pyramidaux du cortex. Contrairement aux autres neurones, ces neurones sont disposés parallèlement les uns aux autres, perpendiculairement à la surface corticale. Cette disposition structurée en parallèle permet d'augmenter le flux de courant local.

Pour collecter l'activité électrique (courants extracellulaires) par une électrode placée à la surface de la tête, il doit y avoir des milliers de cellules en même temps. Pour l'apparition d'un potentiel de scalp de la surface corticale minimalement active Le potentiel du cuir chevelu est estimé à 6 cm² [5].

L'observation de rythmes est expliquée par un phénomène de synchronisation de groupes de populations de neurones ayant une similarité structurelle et fonctionnelle. En outre, il est également possible de trouver des modifications de la synchronisation des cellules en raison d'une excitation anormale d'un grand nombre de neurones. Dans ces situations, nous parlons d'épilepsie.

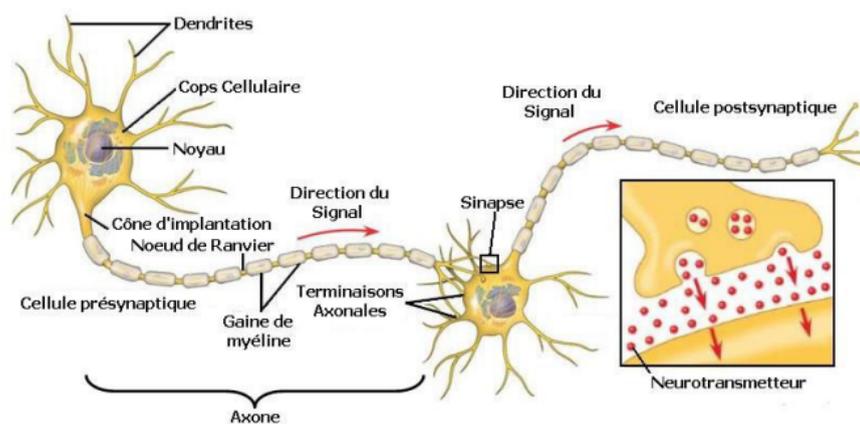


Figure 2 : schéma d'un neurone et ses principales parties

2. L'épilepsie

L'épilepsie est définie comme un trouble neurologique chronique représenté par des crises récurrentes, elle touche entre 40 et 50 millions de personnes dans le monde [6]. C'est une manifestation d'un fonctionnement anormal, aigu et transitoire de l'activité électrique d'une région du cerveau qui provoque la crise. Le mot "épilepsie" vient du langage grec "επιλαμβάνειν (epilambanein)", qui se traduit par "prendre par surprise".

Suite à la déclaration développée en 2005 par la Ligue internationale contre l'épilepsie (ILAE), et le Bureau international de l'épilepsie (IBE), une crise épileptique est due à une convulsion dues à une activité neuronale anormale excessive ou Synchrones, dans le cerveau. L'épilepsie, quant à elle, est un trouble cérébral caractérisé par une prédisposition persistante aux crises et aux conséquences neurobiologiques, cognitives, psychologiques et sociales de cette affection.

i. Etiologie de la maladie

Deux principaux facteurs sont à considérer pour la détermination des origines de l'épilepsie :

- le facteur génétique, majoritaire dans les épilepsies primaires (ou idiopathiques, dont les causes sont inconnues).
- le facteur lésionnel (épilepsies secondaires), dont l'origine de la lésion peut être diverse (tumeur, intoxication médicamenteuse, accident, infection...).

ii. Classification des crises

Les crises d'épilepsie se divisent en deux principales catégories ; si la saisie se produit dans un hémisphère spécifique du cerveau, on parle de crise focale. Si la crise apparaît dans les 2 hémisphères au même moment, il s'agit d'une crise généralisée. Dans certains cas, il est impossible de savoir précisément l'origine de la crise. Dans un tel cas, la convulsion est dite " inclassifiable ". L'état du patient épileptique pendant une crise est appelé état ictal ; son état entre deux attaques est appelé interictal.

Les crises focales peuvent être accompagnées ou non par une perte de conscience. Les symptômes sont très variés, au point qu'ils correspondent à toute sensation, perception ou sentiment. Dans les crises généralisées, la conscience est habituellement perdue ou perturbée au début de la crise. Les crises d'absence se caractérisent par une modification soudaine de la conscience avec fixation du regard, et les mouvements du corps s'arrêtent brusquement. Les crises myocloniques sont caractérisées par de courtes rafales de mouvements musculaires. Les crises cloniques quant à elles, sont marquées par la répétition de mouvements rythmiques. Les crises toniques sont identifiées par une hypertonie musculaire qui peut persister jusqu'à 30 secondes.

Il existe aussi des convulsions qui combinent les symptômes des crises toniques et cloniques. Les caractéristiques de ces dernières correspondent aux crises habituelles que l'on imagine en parlant d'une crise d'épilepsie : la personne concernée commence brusquement à faire des mouvements de va-et-vient entre ses membres inférieurs et supérieurs, avec une altération de la conscience. Ce type de crise présente un risque élevé de traumatisme crânien.

III. Chapitre 2 : état de l'art

1. Changements physiologiques lors d'une crise d'épilepsie

Afin de maximiser la détection des divers types de crises, il est indispensable de repérer les modifications physiologiques les plus caractéristiques accompagnant les convulsions épileptiques.

Le tout premier changement physiologique observé lors d'une crise est la présence de décharges électriques inhabituelles dans une ou plusieurs zones du cerveau. Étant à l'origine des phénomènes cliniques, il est tout à fait normal que les signaux électriques cérébraux soient utilisés depuis plusieurs années afin de repérer et classer les saisies.

En ce qui concerne le système cardiovasculaire, différentes modifications pourraient apparaître. En fait, la tachycardie est retrouvée dans plus de 85% des cas de crises focales avec troubles de la conscience et saisies tonico-cloniques [7].

Le système respiratoire peut être altéré de plusieurs façons : essoufflement, augmentation du rythme, baisse de la qualité ou encore apparition de sécrétions [8]. Il est même possible de constater un arrêt de la respiration lors de crises tonico-cloniques ou lors de crises toniques prolongées.

Après des perturbations respiratoires, on observe généralement une diminution de la saturation périphérique en oxygène (SPO2) [9]. Les chercheurs expliquent cette dernière observation par la baisse de l'oxygénation des poumons au cours des troubles respiratoires.

Des modifications de l'EDA, définie comme la résistance ou la conductance de la peau, est mesurée respectivement par des ohmmètres ou des galvanomètres et se manifeste par des signes de transpiration/sudomoteurs, durant les crises sont également constatées quelques minutes après la majorité des crises.

En dernier lieu, l'un des principaux signes des convulsions généralisées est la présence de troubles moteurs allant de la chute aux spasmes.

2. Détection des crises d'épilepsies

Les capteurs EEG et non-EEG sont susceptibles d'être intégrés dans un appareil portable et sont en contact direct avec le corps pour recueillir des signaux physiologiques. La configuration doit être adaptée à la mesure de l'activité épileptique sur de longues périodes, de jour comme de nuit, et présente des contraintes spécifiques en termes de confort et de stigmatisation [8]. Plus particulièrement pour les systèmes EEG, leur facilité d'utilisation représente un défi, vu que les électrodes de cuir chevelu à réseau complet ne sont utilisables que dans les hôpitaux ou dans des milieux surveillés à domicile [9].

Détection non-invasive

Cette partie expose les dernières avancées dans la reconnaissance des crises épileptiques de manière non invasive. Cette reconnaissance repose essentiellement sur des accéléromètres, l'électromyographie de surface (EMG), l'électrocardiographie (ECG), la photopléthysmographie (PPG) et l'activité électrodermique (EDA). Ces techniques s'intègrent aisément aux vêtements, comme les bracelets, sans exposer la maladie ni stigmatiser les patients. Elle présente également les différentes technologies de surveillance de la fonction motrice, de la respiration et de l'activité cardiovasculaire.

i. Suivi de l'activité motrice

Un moyen de procéder est d'utiliser un EMG pour relever l'activité électrique des muscles chargés des mouvements. Selon Beniczky et al [10], de nombreux signaux enregistrés lors de crises sont assez différents des signaux observés pendant une activité normale en matière de contenu fréquentiel. Ce groupe a obtenu une précision de 95% et une sensibilité de 76% en utilisant un algorithme d'analyse de puissance et un EMG posé sur le biceps. Le taux de fausses alertes était relativement élevé, soit 2,5/24h.

Grâce à la miniaturisation des puces électroniques, un groupe croissant de recherche ont fait appel à des accéléromètres et/ou des gyroscopes disposés sur des patients pour suivre leurs comportements. Ces dispositifs présentent l'avantage de consommer très peu d'énergie en plus de fournir une grande précision. Lockman et al [11] ont développé un bracelet muni d'un accéléromètre, le dispositif a été configuré pour émettre un signal d'alerte quand les mouvements étaient typiques de ceux d'une crise tonico-clonique. Sept des huit crises ont été repérées. Le taux de fausses alarmes était toutefois très élevé, atteignant jusqu'à 30 par jour. Par ailleurs, seules les crises généralisées ont été utilisées pour l'identification.

Nijsen et al [12], quant à eux, ont utilisé cinq accéléromètres (un sur chaque bras et un sur la poitrine). Bien qu'ils aient été capables de détecter toutes les crises, le grand défaut de leur méthode était à nouveau un nombre élevé de fausses alarmes.

ii. Suivi de l'activité respiratoire

La surveillance du rythme respiratoire peut se faire par pléthysmographie pulmonaire ; une méthode qui consiste à suivre l'inductance des poumons dans le temps. Cette dernière peut non seulement recueillir le rythme respiratoire, mais aussi identifier les anomalies ou les arrêts respiratoires. Pavlova et al [13] ont employé cette technique pour repérer divers troubles cardiopulmonaires qui sont présents en plus forte densité lors des crises. Cependant, la littérature relative à l'identification des crises en utilisant uniquement l'activité respiratoire est limitée.

iii. Suivi de l'activité cardio-vasculaire

La variabilité de la fréquence cardiaque (HRV) a été employée dans diverses études visant à identifier les crises d'épilepsie. Habituellement, elle est déterminée à l'aide d'un algorithme tiré des données de l'ECG. De manière similaire, elle peut également être obtenue en utilisant les données PPG. Le principe est de générer un graphique entre chaque pic R-R en rapport avec le temps. A partir de cette courbe, il est affirmé que les fréquences élevées appartiennent au système parasympathique et que les faibles fréquences

appartiennent à un ensemble de systèmes parasympathiques et sympathiques. On sait que les valeurs de la fréquence cardiaque sont variables pendant et même juste avant les crises [14].

Jeppesen et al [15], en 2010, étaient intéressés à relever les caractéristiques du HRV, avant, pendant et après les saisies chez trois patients, pour un total de six crises (une crise tonico-clonique secondaire généralisée, quatre crises focales avec trouble de la conscience et une crise focale simple). Les résultats initiaux étaient une augmentation considérable de la puissance dans la bande des fréquences élevées de 10 secondes avant, à 24 secondes après la fin de la crise. Les auteurs estiment que cette constatation peut être expliquée par une inhibition de l'activité parasympathique quelques secondes avant le déclenchement de la crise et se poursuivant jusqu'après celle-ci.

iv. Suivi multimodal

Nous décrivons ici une étude de Ming et al[16] pour la détection généralisée des crises tonico-cloniques (GTC) à l'aide d'informations provenant à la fois d'EDA et de signaux d'accélérométrie enregistrés avec un capteur porté au poignet.

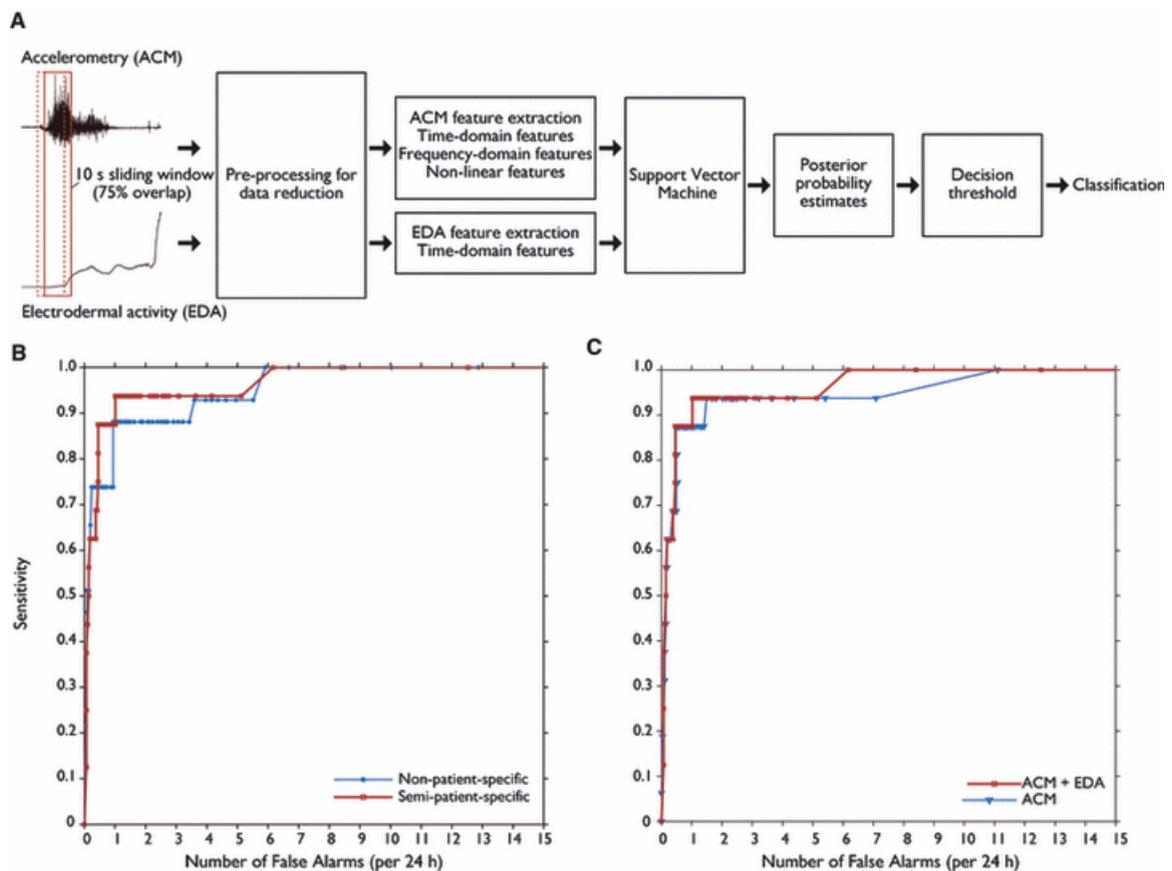


Figure 1 : (A) Vue d'ensemble de l'architecture de détection des crises. Les enregistrements EDA et accélérométrie ont été analysés à l'aide d'une fenêtre glissante de 10 s pour d'abord éliminer les époques non motrices et non rythmiques pour la réduction des données, puis extraire diverses caractéristiques (19 au total). Des classificateurs SVM ont été construits pour produire des estimations de probabilité a posteriori pour chaque vecteur de caractéristiques. Un seuil de décision a été appliqué aux estimations de probabilité a posteriori pour attribuer chaque époque à une classe de crises ou de non-convulsions. (B) Analyse de la courbe des caractéristiques de fonctionnement du récepteur (ROC) de deux modes de détection des crises testés sur 688 h (29 jours) de données provenant des sept patients atteints de crises GTC : une non spécifique au patient (cercles bleus) et une semi-spécifique au patient détecteur de grippe (carrés rouges). (C) Comparaison entre les détecteurs de crises semi-spécifiques au patient utilisant uniquement des fonctions d'accélérométrie (cercles bleus) et utilisant à la fois des fonctions d'accélérométrie et d'EDA (carrés rouges).[16]



Figure 2 : (A, B) Un détecteur de saisie disponible dans le commerce porté au poignet avec capteur ACC et EDA intégré, (B) affiche trois électrodes pour la mesure EDA qui sont en contact avec la peau. (C, D) Un dispositif de détection disponible dans le commerce porté au poignet avec capteur ACC, EDA et PPG intégré. (D) Affiche le capteur PPG qui est en contact avec la peau. (E) Une solution de détection de réponse cutanée galvanique filaire (EDA), avec des manchettes en tissu velcro et une petite unité de récepteur qui se fixe au poignet.[17]

3. Les dispositifs commerciaux

La présente section se focalise sur quelques dispositifs et applications mobiles disponibles sur le marché ou en cours d'essais cliniques qui concernent spécifiquement l'épilepsie et les saisies.

Bracelet ÉPILERT	Un dispositif portable étanche qui permet de détecter et de surveiller les crises en utilisant la biométrie et l'apprentissage automatique (unité de surveillance de l'épilepsie). Il s'agit d'un bracelet connecté à une application mobile par Bluetooth. Surveillance de l'activité neuronale avec 5 biocapteurs : fréquence cardiaque, température de la peau, mouvement, activité électrodermale couplée au Machine Learning et à l'IA [18].
Night Watch	Un bracelet intelligent cliniquement prouvé pour détecter les crises d'épilepsie urgentes pendant le sommeil. Grâce à des capteurs de fréquences cardiaques, des capteurs de mouvements, le bracelet est capable de prévenir une crise chez un patient endormi et potentiellement de lui sauver la vie (coute environ 1800 euros) [19]
Embrace Plus	Montre connectée, est munie de capteurs intégrés qui mesurent l'activité électrodermale (EDA), la PPG, l'accéléromètre, le gyroscope et la température de la peau. La montre coûte 249 \$ et le service de surveillance nécessite un abonnement mensuel, qui coûte soit 9,90 \$ par mois, 19,90 \$ par mois ou 44,90 dollars par mois, en fonction de plusieurs caractéristiques comme le nombre de soignants à prévenir. [20]
Mobile Epi-Care	Une alarme d'épilepsie portable connectée à une application sur un smartphone. L'alarme est constituée d'un capteur placé au poignet comme une montre, Reconnaît les crises tonico-cloniques et donne l'emplacement de la personne grâce au GPS[21]
My medic Watch	L'application est à télécharger sur un smartphone couplé à une montre intelligente pour déceler les chutes ou les crises. Un abonnement mensuel ou annuel qui coûte 140 euros par an. [22]

IV. Chapitre 3 : choix montre open-source

Rappelons que la finalité de ce projet est de trouver une montre connectée, qui sera accessible à tout le monde et à bas coût, capable de détecter et de réagir au déclenchement d'une crise d'épilepsie. Pour cela,

nous avons fait une étude comparative sur les montres connectées open-source et nous pensons que la meilleure est celle de Pinetime, elle semble être prometteuse pour plusieurs raisons :



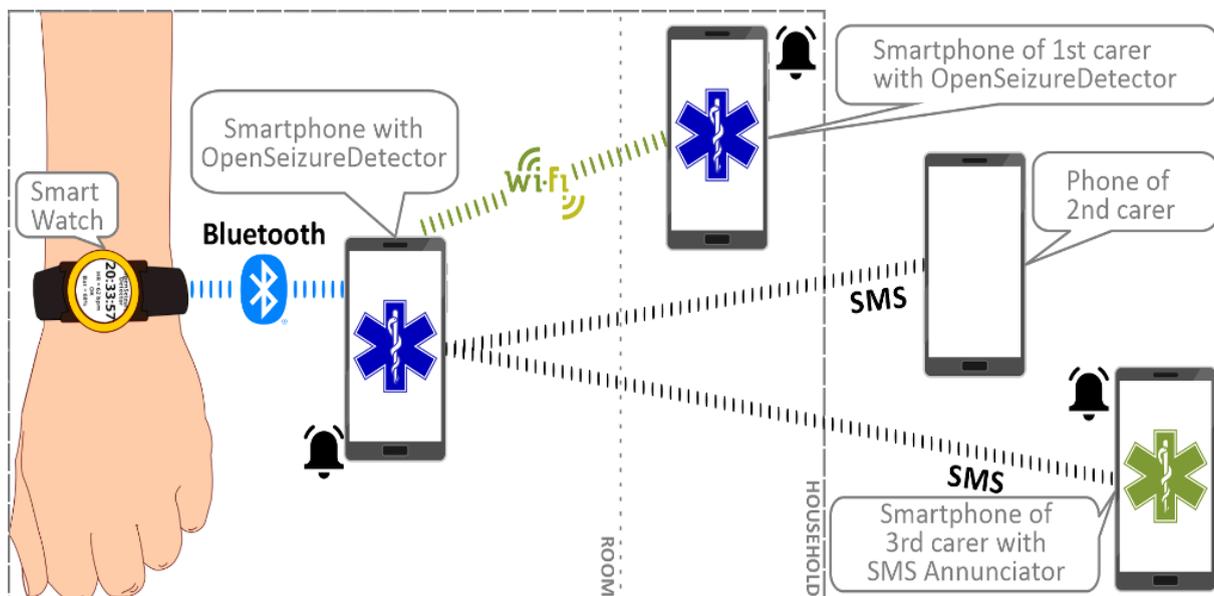
- Une montre intelligente open source capable d'exécuter des systèmes d'exploitation ouverts personnalisés
 - Il existe une communauté open source développant un firmware.
 - Elle dispose d'un accéléromètre, d'un moniteur de fréquence cardiaque et d'un moniteur de saturation en oxygène à bord afin que nous puissions faire tout ce qu'il a été fait sur la montre Garmin, en plus d'ajouter une alarme de faible saturation en oxygène.
 - Elle ne coûte qu'environ 25 £, donc si nous arrivons à la faire fonctionner, nous pourrions avoir une solution complète de détection de crise pour moins de 100 £ en utilisant un téléphone Android à faible coût (il existe déjà un pinephone, un téléphone open source et à bas coût qui peut être connecté avec cette dernière mais fonctionne aussi sur n'importe quel téléphone, tablette ou même PC).

La PineTime	Bangle.js 2	Open-SmartWatch	Watchy	CulBox
- moniteur de fréquence cardiaque - accéléromètre	- Moniteur de fréquence cardiaque - Accéléromètre 3 axes (avec podomètre et détection de tapotement) - Magnétomètre 3 Axes - pression atmosphérique - température	Accéléromètre + Podomètre BMA400	- Accéléromètre 3 axes BMA423 - Horloge en temps réel v1.0 DS3231 - Horloge en temps réel v1.5/2.0 PCF8563	Gyroscope I2C 6 axes + capteur accéléromètre Altimètre numérique très précis 24 bits I2C/capteur de pression d'air
Écran tactile capacitif carré 1,3 pouces 240 x 240 IPS	Écran LCD couleur 3 bits 1,3 pouces 176 x 176 toujours allumé (LPM013M126) Écran tactile complet	GC9A01 Écran TFT 240x240 16 bits (rond)		
Logiciel : tous les systèmes d'exploitation open source construits sur de nombreux RTOS	Compatibilité JavaScript ou un langage de programmation graphique (Blockly).		Compatibilité avec Arduino, Micro Python et ESP-IDF	
4 Mo de stockage utilisateur 0,5 Mo de stockage du système d'exploitation	64 Ko de RAM Flash sur puce de 512 Ko, flash externe de 4 Mo			
Bluetooth 5 et Bluetooth basse consommation	Processeur Nordic 64MHz nRF52840 ARM Cortex-M4 avec Bluetooth BLE	Bluetooth 4.2 BR/EDR BLE Wi-Fi 2,4 GHz 802.11 b/g/n	WiFi/Bluetooth BLE intégré	Bluetooth intégré à faible consommation d'énergie (BLE)

Compatible avec presque tous les appareils Mise à jour en direct				
Batterie 180 mAh toute la semaine Station de chargement USB à 2 broches	Batterie 200 mAh, autonomie en veille de 4 semaines	Chargeur LiPo MCP73831		
GPS	Récepteur GPS/Glonass (UBlox)	L'édition GPS a en plus : Module GPS Quectel L96 4 Mo de RAM micro SD		
\$26.99	£64	\$36.90	59,00 €	\$269.00

Nous avons trouvé un projet open source pour la détection des crises épileptiques que l'on pourra l'intégrer avec la montre que nous avons choisie. C'est le OpenSeizureDetector [23], il fonctionne sur les smartwatches Garmin haut de gamme. Il contrôle le mouvement du bras du porteur et génère une alarme en cas de détection de tremblements similaires à une crise tonico-clonique pendant plus de 10 secondes. Il déclenche également une alarme si la fréquence cardiaque mesurée se situe en dehors des limites fixées, ce qui permet de détecter avec plus de certitude un état grave.

La montre transmet les données brutes (accélération et fréquence cardiaque) au téléphone qui les analyse et émet des alarmes à la fois localement (Le téléphone émet un bip), par wifi vers un autre appareil de la maison, ou en envoyant un SMS indiquant la localisation de l'utilisateur.



V. Conclusion

Sur le plan personnel, j'ai apprécié ce travail de lecture d'articles académiques pour comprendre comment détecter l'épilepsie mais également un travail plus pratique de recherche sur le web de dispositifs open-source ou commerciaux.

En conclusion, notre travail a consisté à faire un état de l'art sur les dispositifs et algorithmes de recherche pour la détection de crises d'épilepsie ainsi qu'une étude du marché et un comparatif sur les montres bas-coût open-source dotées de capteurs de mouvements. Ce travail de recherche à éviter de 'réinventer la roue' pour choisir la montre Pine Time et le logiciel open-source OpenSeizureDetector qui peuvent servir de base à l'implémentation d'un prototype bas-coût dans l'esprit des humanlabs.

Nous espérons que la suite de ce projet sera le développement et le test d'un tel prototype

VI. Références bibliographiques :

[1] : Beniczky S, Karoly P, Nurse E, Ryvlin P, Cook M. Apprentissage automatique et appareils portables du futur. *Épilepsie*. (2020) 116–24. doi : 10.1111/epi.16555

[2]: Beniczky S, Wiebe S, Jeppesen J, Tatum WO, Brazdil M, Wang Y, et al. Automated seizure detection using wearable devices: a clinical practice guideline of the international league against epilepsy and the international federation of clinical neurophysiology. *Clin Neurophysiol*. (2021) 132:1173–84. doi: 10.1016/j.clinph.2020.12.009

[3]: Ryvlin P, Cammoun L, Hubbard I, Ravey F, Beniczky S, Atienza D. Noninvasive detection of focal seizures in ambulatory patients. *Epilepsia*. (2020) 61:S47–54. doi: 10.1111/epi.16538

[4] : Amicus-Visual-Solutions, 2009, AMICUS-VISUAL-SOLUTIONS (2009). Lobes of the brain <http://www.amicusvisualsolutions.com/cgi-bin/reference.cgi?topic0711093_BrainLobes>.

[5] : Nunez et Srinivasan, 2006] NUNEZ, P. et SRINIVASAN, R. (2006). Electric fields of the brain : the neurophysics of EEG. Oxford University Press

[6]:[https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy#:~:text=L'%C3%A9pilepsie%20est%20une%20affection%20chronique%20du%20cerveau%20qui%20touche,du%20corps%20\(crises%20g%C3%A9n%C3%A9ralis%C3%A9es\).](https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/epilepsy#:~:text=L'%C3%A9pilepsie%20est%20une%20affection%20chronique%20du%20cerveau%20qui%20touche,du%20corps%20(crises%20g%C3%A9n%C3%A9ralis%C3%A9es).)

[7]: F. Leutmezer, C. Scherthner, S. Lurger, K. Pötzelberger et C. Baumgartner, "Electrocardiographic changes at the onset of epileptic seizures," *Epilepsia*, vol. 44, no . 3, p. 348–354, 2003.

[8]: O. Devinsky, "Effects of seizures on autonomic and cardiovascular function," *Epilepsy Currents*, vol. 4, no . 2, p. 43–46, 2004

[9] L. Nashef, F. Walker, P. Allen, J. W. Sander, S. D. Shorvon et D. R. Fish, "Apnoea and bradycardia during epileptic seizures : relation to sudden death in epilepsy," *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, vol. 60, no . 3, p. 297–300, 1996.

[10] : Beniczky, I. Conradsen et P. Wolf, "Detection of convulsive seizures using surface electromyography," *Epilepsia*, vol. 59 Suppl 1, p. 23–29, 2018.

[11]: Lockman J, Fisher RS, Olson DM. Detection of seizure-like movements using a wrist accelerometer. *Epilepsy Behav*. (2011) 20:638–41. doi: 10.1016/j.yebeh.2011.01.019

[12]: T.M. E. Nijssen, P. J. M. Cluitmans, J. B. A. M. Arends et P. A. M. Griep, "Detection of subtle nocturnal motor activity from 3-d accelerometry recordings in epilepsy patients," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no . 11, p. 2073–2081, 2007.

- [13]; M. Pavlova, M. Abdennadher, K. Singh, E. Katz, N. Llewellyn, M. Zarowsky, D. P. White, B. A. Dworetzky et S. V. Kothare, "Advantages of respiratory monitoring during video-EEG evaluation to differentiate epileptic seizures from other events," *Epilepsy Behav*, vol. 32, p. 142–4, 2014.
- [14]: Leal A, Pinto MF, Lopes F, Bianchi AM, Henriques J, Ruano MG, et al. Heart rate variability analysis for the identification of the preictal interval in patients with drug-resistant epilepsy. *Sci Rep*. (2021) 11:5987. doi: 10.1038/s41598-021-85350-y
- [15]: J. Jeppesen, S. Beniczky, A. Fuglsang-Frederiksen, P. Sidenius et Y. Jasemian, "Detection of epileptic-seizures by means of power spectrum analysis of heart rate variability : a pilot study," *Technol Health Care*, vol. 18, no . 6, p. 417–26, 2010.
- [16]: Ming-Zher Poh, Tobias Lodenkemper, Claus Reinsberg, Nicholas C. Swenson, Shubhi Goyal, Mangwe C. Sabtala, Joseph R. Madsen, Rosalinde W. Picard Convulsive seizure detection using a wrist-worn electrodermal activity and accelerometry biosensor
- [17]: Hubbard I, Beniczky S and Ryvlin P (2021) The Challenging Path to Developing a Mobile Health Device for Epilepsy: The Current Landscape and Where We Go From Here. *Front. Neurol*. 12:740743. doi: 10.3389/fneur.2021.740743
- [18]: <https://www.neozone.org/mobilite/epilert-le-bracelet-connecte-qui-detecte-en-amont-les-crisis-depilepsie/>
- [19]: <https://nightwatchepilepsy.com/fr/>
- [20]: <https://www.empatica.com/en-eu/embraceplus/>
- [21]: <https://danishcare.co.uk/epicare-mobile>
- [22]: <https://www.mymedicwatch.com/?lang=fr>
- [23]: <https://www.openseizuredetector.org.uk>
- [24]: <https://project.inria.fr/humanlabinria/fr/>