

Propuesta de un *Wearable Device* para Prevenir Accidentes en Personas con Sonambulismo

Eva María Deltor-Cortés, Herminio Martínez-García
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est (EEBE). Campus Diagonal-Besòs
Technical University of Catalonia (UPC). BarcelonaTech
Barcelona, Spain
eva-maria.deltor@estudiantat.upc.edu, herminio.martinez@upc.edu

Abstract— El sonambulismo es un trastorno del sueño que afecta principalmente a niños y adolescentes; sin embargo, se considera que aproximadamente el 2 % de la población adulta lo padece. Se desconocen las causas de su aparición; no obstante, las consecuencias resultantes pueden ser peligrosas puesto que el individuo puede realizar acciones como caminar, ducharse o salir de casa, mientras duerme; por lo tanto, de manera inconsciente. Este artículo no sólo presenta un sistema cuyo objetivo es evitar aquellas situaciones inseguras para el sonámbulo, sino que se distingue de los métodos empleados actualmente en donde se detectan este tipo de eventos empleando cámaras y sensores de movimiento, sino que procura ir un paso más allá; evitar que la persona se levante de la cama mediante señales electroencefalográficas que permiten detectar el sonambulismo desde su inicio, siendo capaces de pararlo usando una pulsera vibratoria.

Keywords— *Analog front-end*, EEG (electroencefalograma), SWS (*slow wave sleep*), sonambulismo.

I. INTRODUCCIÓN

Desde el sistema nervioso autónomo, pasando por la frecuencia cardíaca, hasta la capacidad de razonar, las neuronas controlan todos estos procesos al ser activadas continuamente en nuestro cerebro. Comprender los mecanismos subyacentes detrás de la estimulación de esas redes es el área de estudio de la Neurología. Aún quedan muchas preguntas sin respuesta que deben ser investigadas, entre ellas se encuentran los procesos encubiertos del sonambulismo. Hay que aclarar que, si bien no es una enfermedad crítica, es una de las principales causas de autolesión [1], ya que la persona actúa inconscientemente sin tener el control de sus movimientos. Ejemplos cotidianos de acciones que una persona sonámbula puede realizar son hacer su rutina matutina, por ejemplo, ir a la ducha o vestirse. Situaciones más peligrosas pueden ser salir de casa y caminar en medio de la noche o intentar coger una moto. Algunas de estas situaciones pueden ser inseguras, no sólo para la persona que está en estado de sonambulismo sino también para quienes lo rodean o conviven con ellos.

Se han realizado investigaciones en esta área para entender cuáles son las causas de este comportamiento. Concretamente este artículo se basa en las conclusiones extraídas en [1]. En este trabajo, se constata que se producen cambios eléctricos cerebrales en frecuencias específicas antes de entrar en el estado de sonambulismo. Con esta premisa, en la presente contribución se desarrolla un sistema capaz de detectar estos cambios en el cerebro, previos al sonambulismo, y actuar consecuentemente. Por tanto, una vez detectado que la persona va a entrar en estado sonámbulo, el objetivo es evitar que se levante de la cama; por esta razón la solución planteada es colocar en el paciente una pulsera que, en caso de detectarse un episodio, ésta vibre. De esta manera, se podrá despertar ligeramente a la persona sonámbula. No se pretende que la

vibración sea fuerte, sino que el objetivo es producir una interrupción sutil del sueño.

Para registrar la actividad cerebral, se debe utilizar un EEG. Este dispositivo médico es ampliamente utilizado en medicina desde 1924 [2]. Hoy en día, la tendencia es llevarlos más allá de los fines médicos y usarlos en áreas de Ingeniería como son en los interfaces cerebro-computadora (BCI).

Dada la complejidad del enfoque presentado, se ha logrado un prototipo como prueba de concepto de un sistema capaz de detectar señales cerebrales, que tienen una amplitud del orden de los μV , siendo susceptibles de captar ruido ambiental, identificar los cambios de frecuencia, y comunicarlos a otro dispositivo, en este caso la citada pulsera.

Para registrar las señales del cerebro, se utilizarán electrodos secos, dada su fácil colocación. Esto contrasta con los electrodos húmedos, ampliamente usados en aplicaciones médicas y que requieren un técnico para colocarlos adecuadamente. Posteriormente, estas señales, después de ser acondicionadas de forma idónea, serán procesadas por un microcontrolador.

El cerebro humano se divide en diferentes áreas, cada una con un propósito específico. Además, debe tenerse en cuenta que en el mismo se producen diversos tipos de señales, las cuales se agrupan en distintas categorías según su espectro frecuencial. Por lo tanto, el rango de frecuencias no será el mismo si se está dormido o despierto, siendo más prominentes las ondas delta (comprendidas en el rango de 0,2 a 4 Hz) en el primer caso, mientras que las ondas beta (entre 12 y 30 Hz) en el segundo [3]. Como se ha mencionado, el estudio de los cambios de potencia en un rango de frecuencias específico, delta y theta, se utilizarán como indicativos de sonambulismo.

El efecto del ruido debe ser considerado en el proceso de diseño, ya que es la principal fuente de perturbación debido a la pequeña amplitud de la señal; para evitarlo, se colocará una etapa de amplificación sobre el mismo electrodo, resultando así un electrodo activo. También se deben considerar otros factores distorsionantes, como el efecto de “*aliasing*” que puede aparecer debido a la frecuencia de muestreo en el convertidor analógico-digital (ADC). Por tanto, será necesario un subsistema de filtrado, para eliminar el ruido e interferencias, además de limitar el rango de frecuencias de interés y una etapa amplificadora.

II. FUNDAMENTOS PARA LA DETECCIÓN DE SONAMBULISMO

El objetivo del presente trabajo es detectar la presencia de sonambulismo para detenerlo antes de que la persona pueda levantarse de la cama. Para ello, los autores del mismo se basan en [1], donde se efectúa un estudio de la conectividad entre distintas regiones del cerebro ante la aparición del sonambulismo. En particular, en este estudio, y también en [4]-[6], se demuestra la relación entre los cambios de potencia espectral en el tiempo previo al sonambulismo.

Como conclusión de los mismos, se puede definir que el sonambulismo se caracteriza por la interacción de dos estados del sueño: el denominado ‘sueño profundo’ y la vigilia. Los cambios que se pueden percibir son, por un lado, un incremento en la potencia de las bandas correspondientes a las ondas delta y theta en un intervalo de tiempo comprendido entre 10 y 12 segundos, aproximadamente, antes del episodio de sonambulismo; por otro lado, un aumento abrupto en la amplitud de éstas. En concreto, las mediciones de frecuencia se realizaron en ventanas o *slots* temporales de 20 segundos en las que, al comparar los 20 segundos anteriores al evento de sonambulismo con la ventana de frecuencia registrada 2 minutos antes de aquélla, se observó un aumento en la potencia espectral de las bandas de frecuencia delta y theta (Fig. 1). Se cree que detrás de este comportamiento hay un intento del cerebro de mantener el estado de sueño.

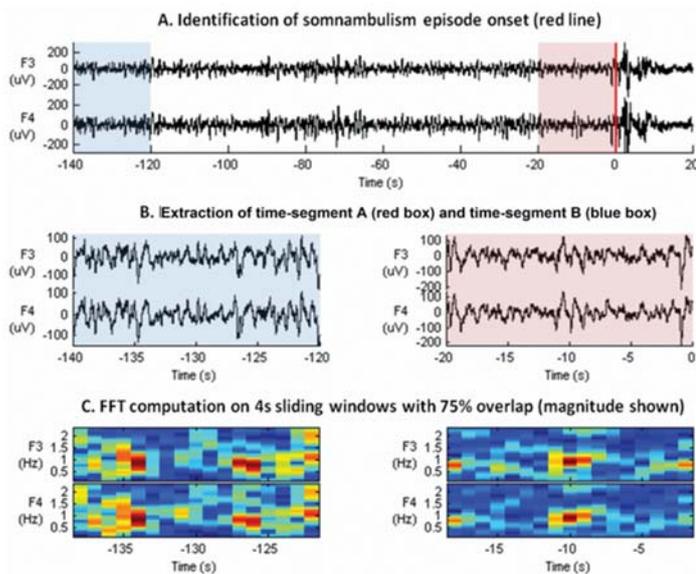


Fig. 1. Se muestra (A) las señales captadas por los electrodos F3 y F4 (zona frontal izquierda y derecha respectivamente). (B) Se extraen dos segmentos, en rojo el periodo 20 s antes de entrar en estado sonámbulo, y en azul 2 minutos y 20s antes. (C) Se realiza la FFT y se observa el cambio en el espectro [1].

Para replicar los resultados obtenidos en [1], se deben establecer las mismas condiciones; en primer lugar, el electrodo que se va a medir es el F4; en segundo lugar, se va a utilizar una configuración unipolar, en la que el electrodo de referencia deberá ser colocado en la mastoides del individuo bajo estudio.

Como resultado, el rango de frecuencias medido será delta y theta (frecuencias en el rango 0 Hz – 8 Hz). Además, se debe registrar la información durante al menos dos minutos para, de esta forma, detectar el cambio de potencia que puede inducir al sonambulismo.

En este artículo, primeramente, se va a presentar el diseño del electrodo llevado a cabo en la primera etapa del proyecto, donde se utiliza una tecnología que, actualmente, se considera estado del arte, ya que el mismo es del tipo activo seco. En las siguientes secciones se presentará el diseño del sistema, seguido de los resultados obtenidos y las conclusiones.

III. DISEÑO DEL PROTOTIPO IMPLEMENTADO

El diseño del sistema puede ser clasificado en tres etapas; a saber: el electrodo, el *font-end* analógico y la etapa digital.

A. Electrodo Seco Implementado

Para la captación de señales biomédicas, en la actualidad podemos encontrar distintos tipos de electrodos, los más comunes son los electrodos húmedos. Sin embargo, en los últimos años, se han desarrollado otro tipo de electrodos como son los capacitivos y secos. Esta última clase de electrodos es la que será empleada en este diseño, aunque en una etapa futura sería imprescindible emplear los electrodos capacitivos para más confortabilidad del usuario. La razón de ello es que, aunque los electrodos húmedos son ampliamente usados en centros hospitalarios, requieren de un gel para mantener una baja impedancia; sin embargo, con el fin de captar el sueño al largo de la noche, esta tecnología no puede ser usada ya que el gel se seca en contacto con la piel del individuo. En cualquier caso, es necesario conseguir una resistencia interna lo más pequeña posible; alrededor de los $0.3 \Omega - 0.4 \Omega$ [7], que son los valores comerciales actuales.

La estructura del electrodo suele ser de un material que no tiene por qué ser conductivo, cubierto por otro material que sí que debe serlo. En este caso, los autores del presente trabajo han usado los diseños 3D extraídos de [8], obteniendo los resultados que pueden verse en Fig. 2. Se ha usado plástico PLA para la impresión y se ha cubierto con plata líquida obteniendo así una resistencia de 0.2Ω en bajas frecuencias.

Como se está trabajando con señales de muy baja amplitud sensibles al ruido, se ha diseñado una PCB usando la tecnología SMD. Las principales características de ésta son, por una parte, el círculo metalizado en la cara inferior (Figs. 2 y 3), donde entra en contacto con el propio electrodo; este contacto tiene exactamente el diámetro del electrodo con el fin de evitar que este actúe como una antena.



Fig. 2. Aspecto del electrodo seco realizado. En la parte derecha, puede observarse la parte metalizada de la PCB que se emplea para tener contacto con el propio electrodo seco cuando éste se conecta a la primera.



Fig. 3. Resultado de la PCB soldada con todos los cables necesarios para conectarse al microcontrolador. A la derecha puede apreciarse la vista en alzado lateral del electrodo conectado a la propia PCB.

B. Front-End Analógico

El objetivo del circuito es amplificar la señal de interés proveniente del cerebro, la cual tiene una amplitud comprendida entre los $10 \mu V$ y $100 \mu V$ (Fig. 4) [9].

En primer lugar, tenemos la etapa amplificadora basada en un amplificador de instrumentación (modelo comercial INA333), tal y como apreciamos en la Fig. 5. Como con este único amplificador no se puede obtener la amplitud deseada, en la siguiente etapa, la de filtrado, se emplea un filtro activo. El objetivo del filtro es, por un lado, reducir el ruido captado del exterior, pero al mismo tiempo quedarnos con aquella

banda frecuencial de interés. Finalmente, la última etapa consiste en un DC *shift*, con el fin de añadir *offset* a la señal y tener únicamente valores positivos. Esta última etapa se añade en el *front-end* analógico ya que el microcontrolador que se usará en el presente trabajo será un Arduino MEGA el cual únicamente puede leer entradas analógicas positivas.



Fig. 4. diagrama de bloques con las distintas etapas del *front-end* analógico. Los valores inferiores indican los dos casos extremos, en donde podemos tener amplitudes de entrada entre 10 μ V y 100 μ V, y cuáles serán los valores de salida, los cuales deben estar en el margen de medida del microcontrolador.

En paralelo a este *pipeline*, se empleará una fuente de corriente, la cual será usada para comprobar que el electrodo está correctamente colocado.

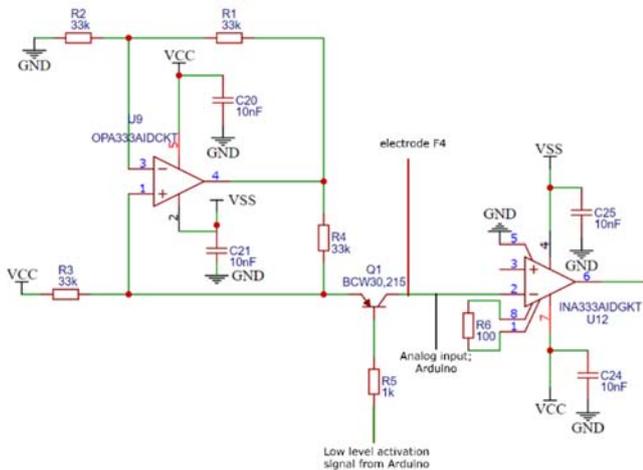


Fig. 5. Comprobación de la impedancia del electrodo, fuente de Howland.

C. Etapa Digital

Una vez que la señal es procesada por el electrodo activo, se envía al microcontrolador, el cual será un Arduino MEGA, para procesarla y obtener las frecuencias de interés.

Las entradas analógicas en Arduino tienen una resolución de 10 bits. Asignando voltajes en el margen comprendido en nuestra aplicación entre 0 y el voltaje de alimentación, 5 V, a valores enteros entre 0 y 1023, obtenemos una resolución de 4,29 mV.

Con el fin de analizar los cambios de potencia en las frecuencias, es necesario pasar del dominio temporal al frecuencial. Para aplicar la FFT, se ha utilizado la librería *arduinoFFT* extraída de [10]. Es necesario definir un conjunto de valores como el tamaño de la ventana, el cual se ha establecido en 20 s, el número de muestras, 512, y la frecuencia de muestreo, 16 Hz. El tipo de ventana empleado es una Hamming, debido a que el lóbulo central está más centrado, dando la frecuencia exacta en la que se encuentra el pico aunque no se reduzca de forma significativa el rizado en sus laterales. Finalmente, como el objetivo es comprobar los cambios en la frecuencia principal, se utiliza una función que detecta cuál es la frecuencia con más potencia.

Como se mencionó en la sección anterior, en [1] se describe que se comparan dos medidas, separadas 2 minutos

entre ellas, para establecer si ha habido un cambio lo suficientemente significativo para inducir el sonambulismo. Para ello, se compara el último registro con el registrado dos minutos antes. Para implementar esta funcionalidad en Arduino, se ha empleado un búfer circular, implementado en la librería *CircularBuffer* de [11]. En primer lugar, se debe inicializar el búfer circular especificando la capacidad deseada. Para esta aplicación, 2 minutos separados en conjuntos de 20 s, da como resultado 6 secciones.

Tal y como se mencionó en la introducción, el objetivo de este trabajo es que, una vez detectada la etapa de sonambulismo, se active un sistema de vibración que despertará suavemente a la persona. Para ello se va a utilizar un segundo microcontrolador, en este caso será un Arduino UNO, y la transmisión entre ambos se realizará mediante comunicación Bluetooth.

IV. RESULTADOS EXPERIMENTALES

En el presente apartado se van a mostrar los resultados experimentales preliminares, así como el protocolo utilizado para comprobar cada uno de los pasos que intervienen en el proceso.

Debido a la complejidad a la hora de validar el funcionamiento del sistema, se ha decidido emplear, como primera instancia, un generador de funciones (modelo Rigol DG1022) para emular las señales presentes en el entorno de trabajo. De esta manera, se tiene controlado cuál es el output esperado siendo posible validar experimentalmente el correcto funcionamiento del sistema diseñado. Como ya se ha comentado, el rango de voltaje de amplitud de las señales cerebrales está entre 10 μ V y 100 μ V. Sin embargo, la amplitud mínima que se puede generar con este instrumento es de 2 mV. En vista de esa situación, se ha utilizado un divisor de tensión resistivo para atenuar la amplitud en la medida adecuada.

En el dispositivo analógico se deben verificar dos etapas principales; por un lado, el uso de la etapa totalmente diferencial. Por otro lado, el filtro y su margen en la banda de paso. Se han utilizado tres señales diferentes: dos señales sinusoidales, una de 5 Hz, que representa la señal de interés, otra de 25 Hz, para comprobar si el filtro funciona, dado que su frecuencia es superior a la de corte del filtro y, por último, una forma de onda rectangular de 6 Hz, que será utilizada para probar la etapa diferencial (Fig. 6). Como consecuencia, en la salida del electrodo activo, lo que debe aparecer es sólo la señal sinusoidal de 5 Hz amplificada con una ganancia total de $25 \cdot 10^3$.

Para hacer la etapa experimental, la señal cuadrada será la entrada tanto de la referencia biológica como del electrodo F4.

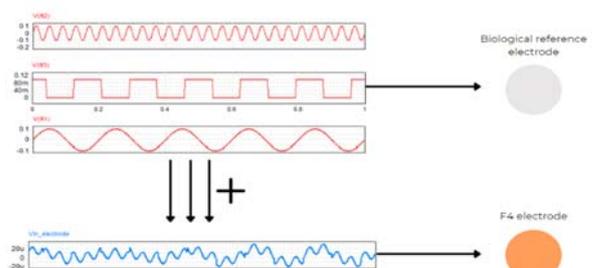


Fig. 6. El electrodo de referencia biológica es aquél que nos permite hacer la diferencia en modo común y eliminar el ruido presente captado por ambos electrodos; por ello, a este electrodo únicamente se le introducirá la señal cuadrada, que representa el ruido, mientras que al F4 la suma de todas ellas.

Se ha verificado el comportamiento del sistema en el caso de los 10 μV , en donde en la entrada se tienen los 20 μV pico-pico en la entrada del electrodo más ruido eléctrico (Fig. 7).

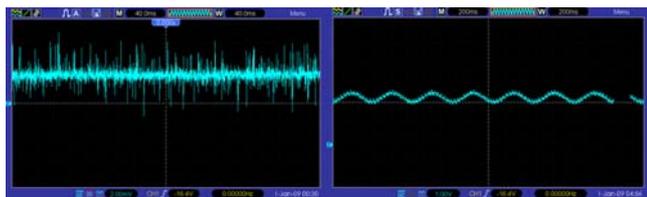


Fig. 7. Izquierda: Suma de las señales, señal de entrada al electrodo que corresponde a 10 μV más ruido. Derecha: señal de salida del electrodo, con un offset de 2,5 V y una amplitud de 0,5 V.

De la misma manera, se ha efectuado el mismo procedimiento para los 100 μV , en donde en la entrada se tiene una señal de 200 μV pico-pico más el citado ruido eléctrico (Fig. 8).



Fig. 8. Izquierda: Suma de las señales, señal de entrada al electrodo que corresponde a 100 μV más ruido. Derecha: señal de salida del electrodo, con un offset de 2,5 V y una amplitud de 2,5 V.

Las señales de salida obtenidas se observan en la derecha de las Figs. 7 y 8; en ambos casos, se puede observar cómo la señal de 25 Hz, que representaba el ruido, aunque no ha sido eliminada del todo y aún está presente, sí ha sido atenuada considerablemente por el filtro.

En el testeo del sistema digital se ha comprobado en primer lugar que la señal que entra por el pin analógico es la misma que se observa en el osciloscopio (Fig. 9).

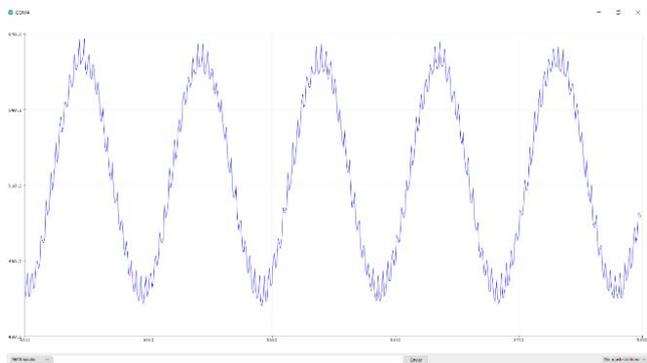


Fig. 9. Señal observada en la entrada del pin analógico de la placa Arduino.

Finalmente se observa como el sistema es capaz de medir correctamente la frecuencia principal de la señal, y, en caso de que los valores en la primera posición del buffer y en la última sean los mismos (Fig. 10), se verifica cómo el motor conectado a la salida de Arduino vibra indicando la presencia de sonambulismo y, por tanto, despertando ligeramente al individuo.

V. CONCLUSIONES

En el presente artículo se ha presentado el diseño y validación experimental del *front-end* analógico y microcontrolador asociado de un sistema capaz de evitar que

una persona sonámbula se levante sola por la noche con el fin de evitar accidentes domésticos. En este sentido, el prototipo, en fase de prueba de concepto, hace que, una vez detectada la etapa de sonambulismo, se active un sistema de vibración que despierta suavemente a la persona. Así pues, se evita que el paciente se levante de la cama, no entrando en la fase de sonambulismo propiamente dicha.

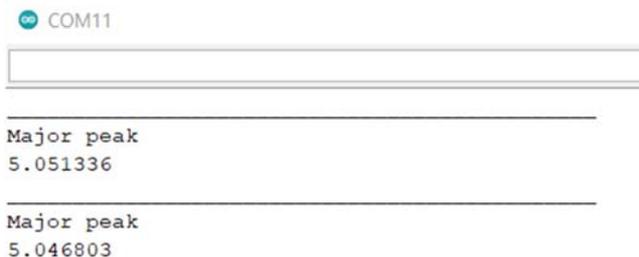


Fig. 10. Comprobación del correcto funcionamiento del sistema de captación de señal.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MICINN)-Agencia Estatal de Investigación (AEI) del Gobierno Español, y por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER), a través del proyecto PGC2018-098946-B-I00. Proyecto PGC2018-098946-B-I00 financiado por MCIN/ AEI /10.13039/501100011033/ y por FEDER Una manera de hacer Europa.

REFERENCES

- [1] M. È. Desjardins et al., "EEG functional connectivity prior to sleepwalking: Evidence of interplay between sleep and wakefulness," *Sleep*, vol. 40, no. 4, Apr. 2017, doi: 10.1093/sleep/zsx024.
- [2] "Hans Berger - Wikipedia, la enciclopedia libre." https://es.wikipedia.org/wiki/Hans_Berger (accessed Jun. 10, 2021).
- [3] J. S. Kumar and P. Bhuvanewari, "Analysis of electroencephalography (EEG) signals and its categorization - A study," in *Procedia Engineering*, Jan. 2012, vol. 38, pp. 2525–2536, doi: 10.1016/j.proeng.2012.06.298.
- [4] O. Jaar, M. Pilon, J. Carrier, J. Montplaisir, and A. Zadra, "Analysis of slow-wave activity and slow-wave oscillations prior to somnambulism," *Sleep*, vol. 33, no. 11, pp. 1511–1516, Nov. 2010, doi: 10.1093/sleep/33.11.1511.
- [5] C. Guilleminault, D. Poyares, F. Abat, and L. Palombini, "Sleep and wakefulness in somnambulism: A spectral analysis study," *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 51, no. 2, pp. 411–416, 2001, doi: 10.1016/S0022-3999(01)00187-8.
- [6] F. Espa, B. Ondze, P. Deglise, M. Billiard, and A. Besset, "Sleep architecture, slow wave activity, and sleep spindles in adult patients with sleepwalking and sleep terrors," *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, no. 5, pp. 929–939, May 2000, doi: 10.1016/S1388-2457(00)00249-2.
- [7] "Dry EEG Electrodes." <https://www.wevolver.com/wevolver.staff/dry.eeg.electrodes> (accessed Apr. 21, 2021).
- [8] S. Krachunov and A. Casson, "3D Printed Dry EEG Electrodes," *Sensors*, vol. 16, no. 10, p. 1635, Oct. 2016, doi: 10.3390/s16101635.
- [9] K. Aboalayon, M. Faezipour, W. Almuhammad, and S. Moslehpour, "Sleep Stage Classification Using EEG Signal Analysis: A Comprehensive Survey and New Investigation," *Entropy*, vol. 18, no. 9, p. 272, Aug. 2016, doi: 10.3390/e18090272.
- [10] "GitHub - kosme/arduinoFFT: Fast Fourier Transform for Arduino." <https://github.com/kosme/arduinoFFT> (accessed Apr. 17, 2021).
- [11] "GitHub - rlogiacco/CircularBuffer: Arduino circular buffer library." <https://github.com/rlogiacco/CircularBuffer> (accessed May 06, 2021).