

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE BUENOS AIRES

BIOINGENIERÍA



Proyecto Final de Carrera

**"SOMNUS": DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA
MODULAR PARA POLISOMNOGRAFÍA**

Presentado por:

Mariana Szewach - 58284

Francisco Tassara - 58285

Pedro Benedetti - 58338

Tutor:

Ing. Darío Szlain

Co-tutor:

Bioing. Federico Paschetta

Buenos Aires, Marzo del 2022

Resumen

El presente proyecto final de carrera consta del diseño y desarrollo de un sistema para polisomnografía con una arquitectura versátil que puede ser adaptada para su uso en distintas líneas de investigación. La misma se basa en un esquema modular que permitirá, en un futuro, reemplazar, agregar o quitar bloques según se crea conveniente.

El desarrollo cuenta con módulos de adquisición, a través de los cuales se obtienen las señales fisiológicas, y un módulo central que las recibe, identifica, sincroniza y almacena. El proceso de sincronización es sumamente importante, ya que los estudios de sueño pueden durar hasta 8 horas y si las señales no son sincronizadas se pueden generar desfasajes muy grandes.

Además, se implementan dos interfaces gráficas de usuario. La primera permite visualizar en tiempo real las señales y grabar el estudio, mientras que la segunda se utiliza para analizar las señales una vez finalizado el mismo. Ambas interfaces permiten realizar ciertos procesamiento digitales a las señales como filtrados y otras operaciones.

El estado actual del desarrollo ofrece la opción de adquirir señales de EEG (hasta 6 canales), EOG (hasta 2 canales), EMG y ECG. Además cuenta con otras 8 entradas analógicas donde pueden conectarse más sensores directamente y 5 entradas digitales fácilmente configurables.

Se realizaron diferentes pruebas, tanto cualitativas como cuantitativas, para evaluar el funcionamiento del equipo y el cumplimiento o no de los objetivos del proyecto.

A lo largo de los capítulos se describe el marco teórico que sustenta el desarrollo del trabajo, se explicitan las decisiones de diseño y sus justificaciones, la implementación llevada a cabo y los resultados obtenidos, junto con una sección de discusión donde se plantean limitaciones y mejoras a futuro y una conclusión.

En las distintas etapas de diseño y desarrollo se aplicaron conocimientos de diversas ramas de la ingeniería, como procesamiento de señales, informática, electrónica, instrumentación biomédica y fisiología cuantitativa. La integración de dichos conocimientos en la realización de un producto es uno de los valores más importantes de este proyecto.

Agradecimientos

A mi familia, mis amigas y amigos y Lucas por su apoyo incondicional y por confiar en mí más que yo misma. A Fran y Pedro, por hacer de este proyecto que parecía inabarcable un hermoso desafío compartido.

Mariana Szewach

A mis padres Néstor y María Ana por acompañarme durante todos estos años y brindarme esta posibilidad. A mis hermanas, Mechi y Vicky, por ser un gran sostén. A mis amigos y amigas, por ser uno de los pilares mas importante de mi vida. A Maru y a Pedro, por todos estos años, haciendo que me lleve mucho más de lo que buscaba.

Francisco Tassara

A mis abuelos, por enseñarme a hacer todo con amor. A mis viejos y a mi hermano, por ser mi combustible de todos los días. A mis amigos y amigas, por el aguante. A Maru y a Fran, por el camino juntos.

Pedro Benedetti

A nuestros tutores Federico Paschetta y Darío Szlain, por todo el tiempo, dedicación y apoyo que nos dieron para poder realizar este proyecto.

A Rodri Ramele, Giuli Espósito, Ceci Forcato, Mati Madorno y Paula Bonomini por su generosidad y su predisposición.

Por último, agradecer al Instituto Tecnológico de Buenos Aires (ITBA) por abrirnos las puertas y hacer que sea posible llevar a cabo este proyecto.

Lista de abreviaturas

- ADC: Conversor analógico-digital
- ECG: Electrocardiografía
- EEG: Electroencefalografía
- EMG: Electromiografía
- EOG: Electrooculografía
- GUI: Interfaz gráfica de usuario
- MC: Módulo central
- MAs: Módulos de adquisición
- MSAs: Módulos de sensado y acondicionamiento
- REM: Movimiento rápido de ojos
- SNR: Relación señal/ruido

Índice general

1. Introducción	7
2. Marco teórico	10
2.1. Polisomnografía	10
2.1.1. Scoring de fases de sueño	11
2.1.2. Señales del estudio	12
2.2. Adquisición de señales	16
2.2.1. Muestreo	17
2.2.2. Teorema de Nyquist	18
2.2.3. Cuantización	18
2.3. Electrónica	19
2.3.1. Electrodo	20
2.3.2. Amplificadores de instrumentación	20
2.3.3. Filtros analógicos	21
2.3.4. Ruido	21
2.3.5. Conversor analógico digital (ADC)	22
2.3.6. Microcontrolador	23
2.3.7. Microprocesador	23
2.3.8. Filtros digitales	23
3. Concepción del producto y objetivos	24
3.1. Concepción del producto	24
3.2. Objetivos	25
3.3. Prestaciones deseadas	26
3.3.1. Software	26
3.3.2. Hardware	26
3.4. Uso previsto	27

4. Diseño e implementación	28
4.1. Módulos de sensado y acondicionamiento (MSAs)	31
4.1.1. BITalino (r)evolution	32
4.1.2. Cyton Board	33
4.2. Módulos de adquisición (MAs)	35
4.2.1. Hardware	36
4.2.2. Software	37
4.2.3. Adquisición de señales	37
4.3. Módulo Central (MC)	44
4.3.1. Hardware	44
4.3.2. Software	45
4.3.3. Sincronización y guardado de señales	45
4.3.4. Control del usuario	49
4.4. Protocolo de comunicación	51
4.4.1. Establecer comunicación serial	51
4.4.2. Inicialización del estudio	51
4.4.3. Desarrollo del estudio	52
4.5. Interfaces de usuario	54
4.5.1. GUI de control	54
4.5.2. GUI Visualización	60
4.6. Alimentación eléctrica	65
4.7. Gabinete	66
4.8. Costos	67
5. Pruebas de verificación y validación	68
5.1. Pruebas de frecuencia de muestreo	68
5.2. Pruebas de sincronización	70
5.2.1. Pruebas gráficas	72
5.2.2. Pruebas por correlación cruzada	76
5.3. Prueba de señales fisiológicas	79
5.3.1. EEG	79
5.3.2. EMG	80
5.3.3. ECG	81
5.3.4. EOG	82
5.4. Prueba de baterías	83

5.5. Prueba de distorsión de señales	84
5.5.1. Módulo de adquisición A	84
5.5.2. Módulo de adquisición B	85
5.5.3. Cyton Board	86
5.6. Prueba de sueño	86
6. Resultados	89
6.1. Especificaciones	91
7. Discusión	92
8. Conclusiones	95
9. Bibliografía	97
9.1. Referencias	97
9.2. Bibliografía consultada	99
10. Anexos	101
10.1. Configuración de la Raspberry Pi 4	101
10.2. Presupuestos	107
10.3. Versiones de las interfaces gráficas	108
10.4. Análisis del tiempo de reseteo	110

Capítulo 1

Introducción

La polisomnografía es un estudio no invasivo mediante el cual se evalúan en simultáneo distintas variables fisiológicas y ambientales durante el sueño. Si bien dichos parámetros varían según la aplicación, generalmente se adquieren señales de electroencefalografía, electrooculografía, electrocardiografía, electromiografía de mentón y piernas, flujo nasal de aire y saturación de oxígeno. La polisomnografía tiene aplicaciones tanto clínicas como de investigación. En el ámbito clínico, se utiliza para diagnosticar patologías o trastornos relacionados al sueño como apnea del sueño, enuresis, parálisis del sueño, sonambulismo, narcolepsia o síndrome de piernas inquietas. En el ámbito académico se utiliza para realizar investigaciones sobre el impacto del sueño en distintos procesos metabólicos y fisiológicos y estudiar su relación con diferentes enfermedades neurodegenerativas.

El equipo médico necesario para realizar estos exámenes se denomina polisomnógrafo. Los dispositivos que se comercializan están orientados al diagnóstico clínico y cumplen con los protocolos necesarios para este tipo de estudios. Al ser equipos de grado médico poseen código fuente y hardware cerrados. Esto impide a los laboratorios ampliar o modificar el abanico de señales que se pueden adquirir en los estudios, limitando así las posibilidades de investigación. Si bien en Argentina existen empresas que fabrican polisomnógrafos nacionales, dichos dispositivos están diseñados para polisomnografías clínicas estandarizadas. Por lo tanto, no suelen ser compatibles con las necesidades existentes en los laboratorios de investigación.

En el año 2019, se inauguró dentro del Instituto Tecnológico de Buenos Aires (ITBA) el Laboratorio de Sueño y Memoria¹. Dentro de él se llevan a cabo distintas líneas de investigación dirigidas a determinar patologías y tratamientos para la mejora del sueño, estudiar fenómenos como la parálisis del sueño y las experiencias extracorpóreas, entender y estable-

¹<https://znep.link/labsuenoymemoria>

cer los patrones correspondientes a cada una de las distintas etapas del sueño. El Laboratorio cuenta con un único polisomnógrafo importado de la marca Brain Vision ². Las investigaciones de sueño pueden durar hasta 8 horas, por lo que aumentar la cantidad de equipos es imprescindible para poder realizar varios estudios en paralelo. Sumado a esto, muchas veces las investigaciones requieren movilizar los equipos a otros centros, por lo que contar con más equipos que sean portátiles mejora la eficiencia y velocidad del trabajo.

Ante la problemática descrita, queda en evidencia la necesidad de contar con equipos orientados a investigaciones del sueño desarrollados de forma local, que puedan brindar una solución personalizada a una demanda no satisfecha por las herramientas estándar existentes.

El objetivo del presente trabajo es diseñar y desarrollar un polisomnógrafo con las características mencionadas. Además, se busca que el dispositivo sea escalable, con el propósito de que, a largo plazo, se puedan ampliar y modificar las señales fisiológicas que se adquieren según la necesidad del investigador.

Este desarrollo se sitúa en el marco de un Proyecto Final de Carrera de Bioingeniería. Dado que la misma es una disciplina que reúne múltiples campos de las ciencias, tanto básicas como aplicadas, la diversidad de ramas del conocimiento que se emplean y su integración son una importante característica de este proyecto

Por último, es importante destacar que la concepción, el diseño y el desarrollo de este proyecto se dio desde finales del año 2020 a comienzos del 2022, por lo cual se realizó en el contexto de la pandemia global del COVID-19.

El informe que se desarrolla en estas páginas se divide en 10 capítulos. Se presenta una “Introducción” al trabajo, seguida de un “Marco teórico” que pretende presentar las bases teóricas que se utilizaron para la realización del proyecto. En el capítulo “Concepción del producto y objetivos” se detalla la detección de las necesidades y la propuesta de solución que brinda el presente trabajo. Además, se plantean los objetivos del mismo y determinados requerimientos que se desprenden de ellos. A continuación se encuentra el capítulo central, “Diseño e implementación”, donde se explica el diseño ideado y, simultáneamente, la implementación del mismo desde distintos enfoques. La evaluación del desarrollo se encuentra en “Pruebas de verificación y validación”, donde se presentan los experimentos realizados para testear el dispositivo y los datos que arrojaron. En “Resultados” se contrasta el capítulo anterior con los objetivos que se habían planteado inicialmente. En “Discusión” se hace un análisis crítico del trabajo, donde se mencionan ciertas falencias del mismo, junto con posibles mejoras a futuro. Por último, “Conclusiones” da un cierre al informe y pondera su

²<https://brainvision.com/>

resultado final en el contexto inicial.

Una mención aparte merece el capítulo de “Anexos”, donde se presenta información que fue necesaria para el proyecto pero no ocupa un rol central en la estructura del informe. Algunas secciones de dicho capítulo son importantes para aquel que pretenda profundizar en el trabajo realizado o modificarlo.

Los cuadros y las figuras se enumeran independientemente mediante dos números. El primero de ellos indica el capítulo del cual forman parte y el segundo el orden dentro del mismo. Las figuras siguen un código que relaciona los colores de las mismas con los grupos de módulos del desarrollo, que se explicitará más adelante. A lo largo de las páginas se usan dos tipos de referencias bibliográficas. Por un lado, están las citas (en formato APA), que luego se detallan en Referencias. Por otra parte están los Pies de página, que aportan cierta información extra que se halla en páginas web de terceros, disponibles para quien quiera profundizar en ellas.

Capítulo 2

Marco teórico

Este capítulo se encuentra comprendido por tres secciones con diferentes temáticas. Son fundamentos importantes para los capítulos siguientes, donde se integrarán los diversos conceptos.

2.1. Polisomnografía

“Polisomnografía” (del gr. poly, “muchos”; lat. somno, “sueño”; y gr. graphy, “escritura”) es un término que se usa para hacer referencia a la medición continua y simultánea de múltiples parámetros fisiológicos durante el sueño. Algunos de los datos obtenidos a partir de dichas adquisiciones son las fases del sueño, la función cardiopulmonar y los movimientos corporales, todos de manera sincronizada.

Dichas mediciones por lo general son obtenidas en laboratorios de sueño a partir de protocolos que intentan emular a las condiciones normales de sueño de los pacientes. La relevancia de estos estudios está dada, por un lado, por la posibilidad de detectar patologías relacionadas con el sueño. Sin embargo, también permite realizar investigaciones que amplíen la frontera del conocimiento en el campo de las neurociencias y -más específicamente- en las neurociencias del sueño. Dependiendo el caso de uso, las mediciones suelen ser distintas. En estudios clínicos se estudian diversos parámetros que puedan estar perjudicando al sueño o la salud del paciente. Por otro lado, en la investigación del sueño se realizan estudios con el objetivo de caracterizar ciertos estados y describir variables que pueden ser consecuencia del sueño y su relación con el resto del sistema.

El dispositivo del presente proyecto apunta a ser usado por equipos interdisciplinarios que realicen investigación, en particular dentro del Laboratorio de Sueño y Memoria del ITBA.

2.1.1. Scoring de fases de sueño

En la investigación de sueño, un primer análisis que se realiza con las señales obtenidas de PSG es el de determinar en qué fase del sueño se encontraba el voluntario en los distintos instantes de la medición, al cual se denomina “scoring del sueño”. En un primer nivel, el sueño puede dividirse en sueño sin movimiento rápido de ojos (nREM, por el término en inglés “non-Rapid Eye Movement”) y sueño con movimiento rápido de ojos (REM, por el término en inglés “Rapid Eye Movement”). A su vez, el sueño nREM se puede dividir en 4 fases, que se numeran de 1 a 4 según la profundidad del sueño. Cada uno de estos estados se denominan fases del sueño y serán detallados más adelante.

La identificación de dichas fases requiere de la evaluación de tres señales de la PSG: EEG, EOG y EMG de mentón. El EEG es analizado por convención en intervalos de 30 segundos, denominados “épocas”. Las fases del sueño suelen ser puntuadas usando criterios denominados “R y K” desarrollados por Rechtschaffen y Kales (1968).

La arquitectura del sueño refiere a la distribución temporal de las fases del sueño. La misma contribuye al entendimiento del sueño nocturno. La mayoría de los análisis incluyen un hipnograma: una representación gráfica de las fases del sueño a lo largo de la noche que asiste a los profesionales de la salud en la evaluación cualitativa del sueño. La Figura 2.1 muestra un hipnograma típico de un adulto.

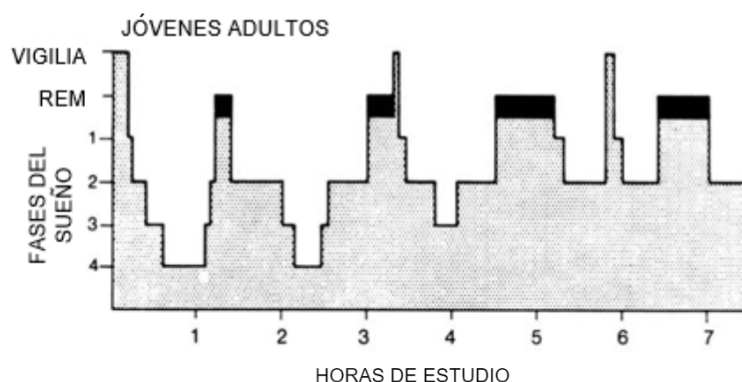


Figura 2.1: Hipnograma típico de adulto. Se clasifica cada "época" (fragmento de 30 segundos) en una etapa y se traza un punto en el momento de la noche que haya ocurrido.

Fases del sueño

Vigilia o fase W Es el estadio durante el cual el paciente está despierto y la letra W hace referencia a la nomenclatura en inglés “Waking State”. Está caracterizada por ondas de frecuencias mixtas de bajo voltaje y/o frecuencias alfa (7,5 a 12,5 Hz) en el EEG, que se

ven atenuadas si los ojos se abren. Generalmente en esta etapa se pueden encontrar REM's exploratorios y alto tono muscular en el mentón (Rechtschaffen Kales, 1968).

nREM: fase 1 Los pacientes por lo general pasan del estado de vigilia a la fase 1 del sueño nREM. Esta etapa también se caracteriza por la presencia de señales de frecuencias mixtas de bajo voltaje en el EEG, pero con una predominancia en el rango de los 3 a 7 Hz. Unas marcas llamadas ondas agudas del vértex pueden ser observadas. También puede encontrarse actividad de mayor frecuencia, de 12 a 14 Hz (Rechtschaffen Kales, 1968).

nREM: fase 2 Es la fase más abundante y fácilmente identificable. Se define por la aparición de complejos K y/o husos del sueño, cada uno durando al menos 0,5 segundos. Además, la actividad lenta se encuentra en menor medida que las fases 3 y 4. Un huso del sueño es una serie de picos de 12 a 14 Hz con forma fusiforme. Un complejo K es una onda con una pendiente negativa abrupta, que es inmediatamente seguida de una componente positiva (Rechtschaffen Kales, 1968).

nREM: fases 3 y 4 Ambas se caracterizan por actividad de bajo voltaje y frecuencia. Las ondas lentas que definen estas etapas tienen frecuencias menores a 2 Hz y amplitudes menores a 75 μ V. Si las mismas ocupan entre el 20 y el 50 % de la época la misma se clasifica como fase 3. La fase 4 se define por las mismas ondas, pero por más del 50 % de la época. Comúnmente se agrupa a ambas fases como "sueño delta" o "sueño de ondas lentas" (Rechtschaffen Kales, 1968).

Sueño REM Se define por ondas con frecuencias mixtas de bajo voltaje en el EEG, REMs episódicos y la actividad muscular del EMG del mentón es la más baja de todo el estudio. Esta última característica se relaciona con la atonía general de todo el cuerpo propia de esta fase. Ondas en forma de sierra se observan por lo general en las áreas frontales y del vértice del cráneo en asociación con movimientos oculares (Rechtschaffen Kales, 1968).

2.1.2. Señales del estudio

A continuación se realiza una breve descripción de los fundamentos físicos y fisiológicos que subyacen a las mediciones que se incorporan al dispositivo desarrollado.

Electroencefalografía (EEG)

La electroencefalografía es una técnica electrofisiológica que permite captar, mediante electrodos colocados en la superficie del cuero cabelludo, potenciales eléctricos que suceden en regiones corticales del cerebro. Dichos potenciales son denominados impulsos nerviosos y se transmiten entre neuronas a través de espacios denominados sinapsis.

Dado que sería imposible medir la actividad de una sola neurona desde el cuero cabelludo debido a la atenuación que sufre la señal, se mide la actividad conjunta y sincronizada de grupos de neuronas. El campo eléctrico generado se debe en su mayoría a las corrientes eléctricas que fluyen durante la excitación postsináptica.

Por lo general, se usan uno o más electrodos para los estudios de sueño, siguiendo el Sistema Internacional 10-20 de colocación (ver Figura 2.2). La referencia se suele colocar en el oído o el hueso mastoideo (Matheson et al, 2007)

Los EEG tradicionales suelen usar un filtro pasabajos con frecuencia de corte de 1 Hz, pero los EEG de estudios de sueño son filtrados debajo de 0,3 Hz para poder maximizar la amplitud de las ondas de baja frecuencia y facilitar la identificación de las fases 3 y 4. El filtrado de las frecuencias más altas utiliza la misma frecuencia de corte, que se sitúa típicamente en los 70 Hz (Matheson et al, 2007). La frecuencia de muestreo del EEG debe ser de al menos 200 Hz (ver subsección Muestreo) y el visualizador debe permitir una resolución apropiada.

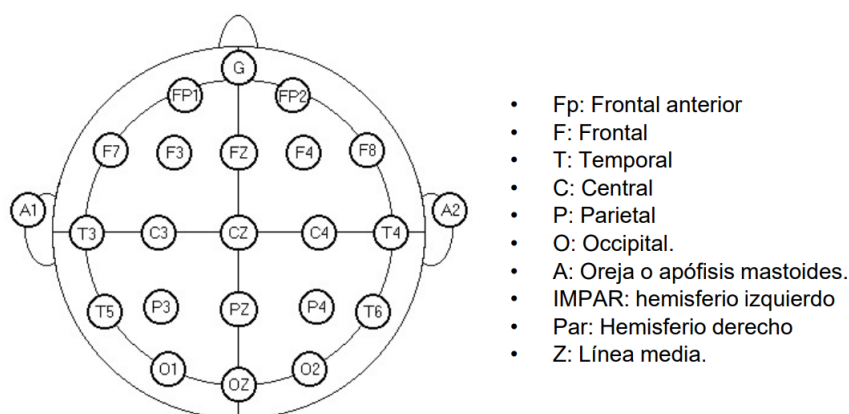


Figura 2.2: Esquema de ubicación de los electrodos de EEG según el Sistema Internacional 10-20 de colocación. En el Laboratorio de Sueño y Memoria del ITBA se utilizan F3, F4, C3, C4, P3 y P4.

Electromiografía (EMG)

La señal de electromiografía refleja la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos y contiene información acerca de la estructura y función de los mismos. Su contracción es voluntaria y está controlada por impulsos eléctricos -llamados potenciales de acción- provenientes de los sistemas nerviosos central y periférico.

Las señales se captan con un electrodo superficial aplicado sobre la región de los músculos, para lo cual es fundamental conocer las características anatómicas del músculo de interés, como su orientación, sus puntos de inserción y los músculos adyacentes.

En polisomnografía se utilizan tanto EMG de mentón como de extremidades. El primero sirve como indicador de la actividad muscular, que se suele denominar tono muscular en los estudios de sueño. Por su parte, en estudios clínicos el EMG de extremidades permite realizar análisis de desórdenes del movimiento y detectar movimientos del paciente durante el sueño. Por lo general, se mide la actividad de los músculos tibiales anteriores de ambas piernas

Las señales de EMG se filtran para remover artefactos de baja frecuencia. Las bandas de frecuencia que interesan para las PSGs van entre los 10 y 70 Hz (Matheson et al, 2007), por lo cual una frecuencia de muestreo superior a 150 Hz es adecuada (ver subsección Muestreo). La amplitud de estas señales es tiene una alta variabilidad ya que depende de diversos factores como: el tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre la zona de actividad muscular y los electrodos, propiedades de los electrodos y la piel y la calidad de la conexión entre ambos.

Electrooculografía (EOG)

Esta medición es necesaria para la identificación del sueño REM. Es una prueba electrofisiológica que mide la variación que se produce en el potencial existente entre la córnea y el polo posterior con los movimientos oculares. El principio electrofisiológico subyacente es el mismo que el de un EMG pero en particular para los músculos oculares. Además, los movimientos oculares lentos son característicos del sueño de fase 1. Generalmente se destinan 2 canales al EOG. Un electrodo se coloca 1 cm abajo y al costado del canto lateral de un ojo y otro 1 cm arriba y al costado del canto lateral del lado contrario (ROC y LOC, Figura 2.3).

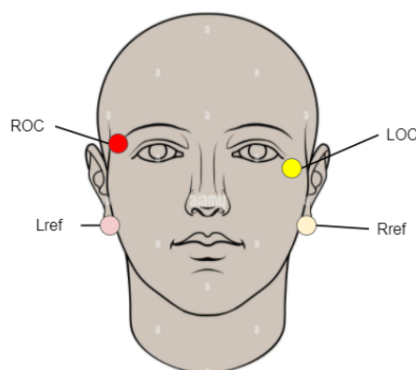


Figura 2.3: Diagrama de la ubicación de electrodos para un EOG.

Contrario a lo que se indica en el manual “R y K” (Rechtschaffen Kales, 1968), en la práctica usual los electrodos se refieren al hueso mastoideo opuesto. El hecho de que ambos ojos se muevan siempre de manera sincronizada y se adquieran dos canales permite que dicho movimiento sea fácilmente distinguible de las señales de EEG que normalmente aparecen en el EOG. En PSG, las frecuencias que se seleccionan de la señal van en 0,3 y 50 Hz (López et al, 2017; Matheson et al, 2007) y permiten una alta resolución tanto para movimientos lentos como rápidos. Esto implica que sea necesaria una frecuencia de muestreo de al menos 100 Hz (ver subsección Muestreo). Dado que esta señal es un caso específico de EMG, su amplitud también varía según los parámetros mencionados en la sección anterior.

Electrocardiograma (ECG)

Un electrocardiograma describe la actividad eléctrica del corazón obtenida a partir de electrodos colocados en la superficie del cuerpo. Las variaciones de potencial eléctrico son causadas por los potenciales de acción generados por las células cardíacas, que hacen que las mismas se contraigan. En PSG generalmente se usa una sola derivación (configuración de la posición de los electrodos) de ECG, que varía de laboratorio a laboratorio. En la Figura 2.4 se puede observar un caso de lugares de colocación de los electrodos y la morfología típica de una señal de ECG con sus correspondientes segmentos y amplitudes. Durante la etapa del sueño REM la frecuencia cardíaca suele volverse irregular. Dentro del Laboratorio de Sueño y Memoria se utiliza el ECG para las líneas de investigación relacionadas a las experiencias extracorpóreas. Dado que es un estado de consciencia que aún no está caracterizado desde la fisiología, se estudian todos los parámetros posibles para poder comprender mejor dicho estado. Además, las personas que atraviesan estas experiencias suelen reportar una presión en el pecho, por lo que se cree que el estado puede estar asociado a una disminución de la frecuencia cardíaca.

El ancho de banda de la señal de ECG va entre los 0,05 a los 100-500 Hz (Sörnmo & Laguna, 2005), dependiendo de la aplicación. Sin embargo, dado que el dato más importante para la polisomnografía es la frecuencia cardíaca, se toma como máximo 100 Hz. Por ende una frecuencia de muestreo de al menos 200 Hz sería adecuada (ver subsección Muestreo). La amplitud esperada de esta señal es de aproximadamente 1,5 mVpp. La amplitud de la onda P es de aproximadamente 0,1 mV, mientras que la amplitud de la onda R del complejo QRS es de 1 mV y la de la onda T de 0,2 mV (Tortora, 2006).

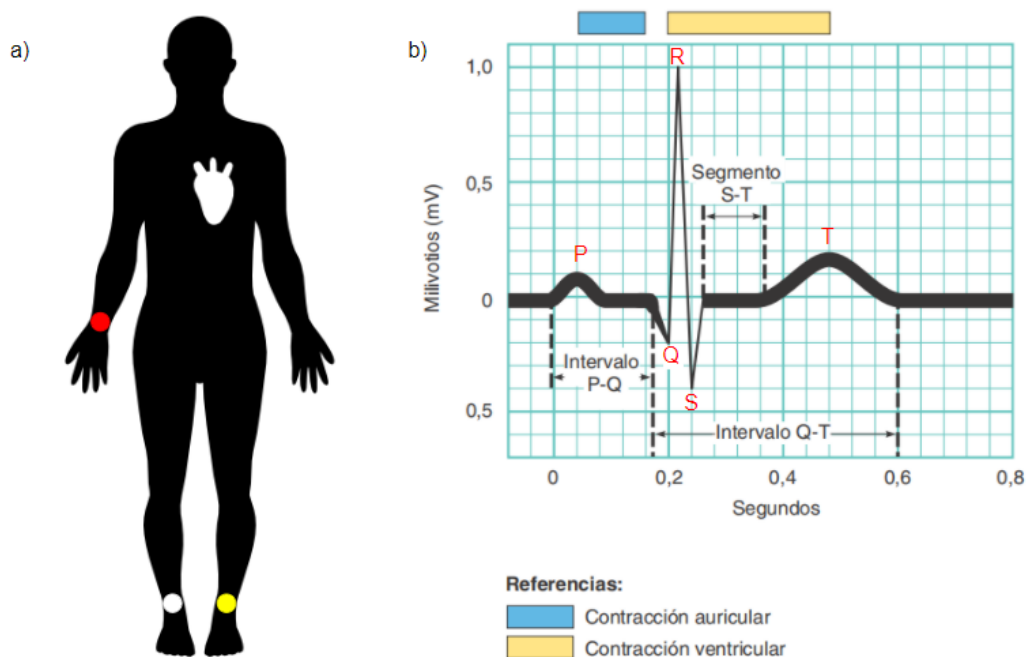


Figura 2.4: (a) Diagrama de colocación de electrodos para la derivación II de un ECG. En blanco se representa el electrodo de referencia y en rojo y amarillo los electrodos positivos y negativos. (b) Morfología típica de una señal de ECG con las ondas y segmentos más significativos.

2.2. Adquisición de señales

Una señal es un conjunto de datos o información. Las señales pueden categorizarse como continuas y discretas o como analógicas y digitales. Una señal que puede ser especificada en cada instante temporal se denomina continua, mientras que una que se puede especificar únicamente en valores discretos de tiempo se denomina señal discreta. Por otro lado, una señal cuya amplitud puede tomar cualquier valor en un rango continuo se denomina señal analógica. Esto implica que su amplitud puede tomar infinitos valores. La de una señal digital, en cambio, puede solamente tomar una cantidad finita de valores.

Los términos “continua” y “discreta” clasifican la naturaleza de la señal en términos del eje temporal (horizontal) mientras que los términos “analógica” o “digital” las clasifican según su amplitud (eje vertical). Las señales en el mundo físico suelen ser analógicas y continuas en el tiempo, mientras que las computadoras operan casi exclusivamente con señales digitales y discretas. En la Figura 2.5 se puede observar la diferencia entre cada una de estas clasificaciones.

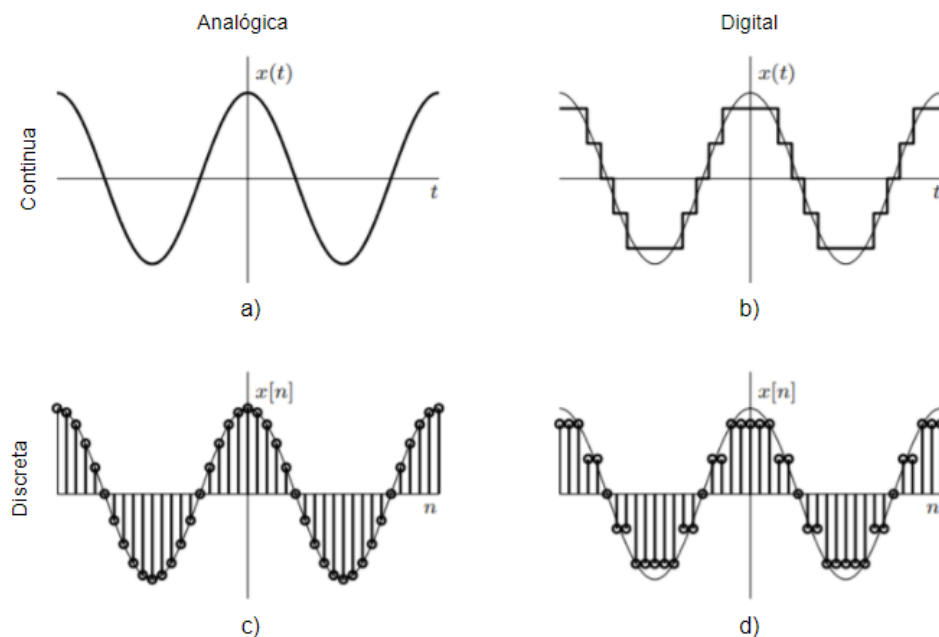


Figura 2.5: Ejemplos de (a) señal analógica y continua en el tiempo (b) señal digital y continua en el tiempo (c) señal analógica y discreta en el tiempo (d) señal digital y discreta en el tiempo.

2.2.1. Muestreo

Dado que las señales del mundo físico suelen ser analógicas y continuas en el tiempo, serán éstas las señales de mayor interés en este proyecto. Sin embargo, para procesarlas, sincronizarlas, filtrarlas y visualizarlas, es necesario que sean soportadas por sistemas digitales, es decir, que sean señales digitales y de tiempo discreto. Por lo tanto, resulta necesario utilizar métodos que permitan transformar señales analógicas y continuas a señales digitales y discretas. El proceso que permite pasar de una señal continua a una discreta se conoce como muestreo. El proceso de muestreo necesariamente descarta parte de la señal original. Sin embargo, si la frecuencia de muestreo es lo suficientemente alta, la señal original se puede reconstruir con cierto error tolerable a partir de sus muestras.

Se denomina muestreo a cualquier proceso que adquiera señales en intervalos de tiempo discretos (Lathi,2014). En el muestreo uniforme, las muestras están equiespaciadas con un período de muestreo T . El recíproco de dicho período se conoce como frecuencia de muestreo ($F_s = \frac{1}{T}$), la cual es expresada usualmente en Hertz (Hz). Matemáticamente se designa al muestreo como:

$$x[n] = x(nT) \quad (2.1)$$

siendo $x[n]$ la señal muestreada, $x(t)$ la señal continua, T el período de muestreo. $n \in \mathbb{N}$.

2.2.2. Teorema de Nyquist

El teorema de Nyquist establece que una señal puede ser reconstruida sin error si la misma posee un ancho de banda B y es muestreada al menos a $2B$ (Oppenheim, 1999). Debe tenerse en cuenta que esto sólo es válido para la reconstrucción de la señal en el tiempo. La misma no puede ser representada en el dominio de la frecuencia sin error por más que se cumpla la condición de muestreo. Este límite indica la mínima frecuencia de muestreo necesaria para describir completamente la señal original. En la práctica se toman frecuencias aún mayores que la de Nyquist dado que durante el proceso de digitalización se introducen errores.

2.2.3. Cuantización

El proceso de transformación de una señal analógica a una digital se conoce como cuantización. Implica pasar de una señal cuya amplitud puede tomar cualquier valor en un rango continuo, es decir un número infinito de valores, a una cuya amplitud puede tomar únicamente una cantidad finita de valores. La cuantización es realizada por conversores analógicos digitales (ADC) (Lathi,2014).

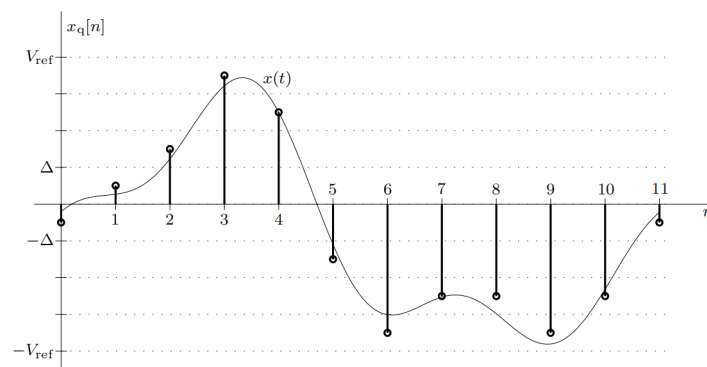


Figura 2.6: Cuantización de una señal analógica

Existen múltiples métodos de cuantización de una señal analógica. La Figura 2.6 ilustra uno de los más utilizados. En este caso, la amplitud de la señal original se encuentra en el rango de $(-V_{ref}, V_{ref})$. Este rango se divide en $L=8$ subintervalos, cada uno de ellos con una duración de $\frac{2V_{ref}}{L}$. Luego, la amplitud de cada muestra de la señal es aproximada por el punto medio del subintervalo en el que cae. Hay muchas formas de codificar o representar los L posibles estados de cada muestra. Generalmente, cada muestra es representada por uno o más símbolos o bits. Un bit es la unidad mínima de datos que pueden ser transmitidos en un determinado tiempo. En la Figura 2.6, cada muestra está representada por un único pulso o símbolo, tomando uno de los L valores entre $-V_{ref}$ y V_{ref} . Para representar L estados o L niveles de cuantización se necesita un mínimo de $B = \log_2(L)$ bits.

2.3. Electrónica

A continuación se describen los distintos dispositivos electrónicos necesarios para la adquisición de señales electrofisiológicas (EEG, EOG, EMG, ECG).

En la Figura 2.7 se observa un diagrama de bloques donde se pueden ver cada uno de los dispositivos necesarios para adquirir la señal. Se observa que, una vez obtenida la señal de interés, ésta puede ser almacenada en una base de datos, filtrada digitalmente, procesada o visualizada.

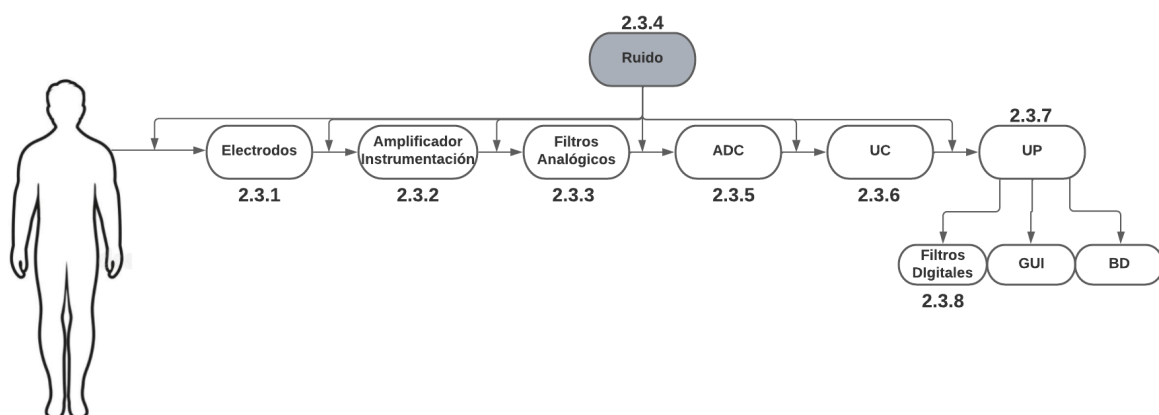


Figura 2.7: Diagrama de todos los dispositivos y componentes electrónicos necesarios para adquirir la señal. Se indica en cada uno la sección en la que será detallado.

2.3.1. Electrodos

En el campo de la medicina, un electrodo es un dispositivo formado por una placa o una aguja metálica que conduce las señales eléctricas del cerebro, los músculos, el corazón, la piel u otras partes del cuerpo hasta los dispositivos médicos. Al medir un evento bioeléctrico, se trabaja con bajas densidades de corriente. Estas corrientes bioeléctricas son formadas por iones, a diferencia de las corrientes eléctricas que son formadas por electrones. Por lo tanto, se puede pensar al electrodo como un transductor que responde a la carga de iones liberando electrones proporcionalmente.

Los electrodos se ponen en contacto con el tejido a estudiar por medio de un electrolito. El potencial desarrollado en la interfase electrodo-electrolito se denomina potencial de media celda. Depende del metal utilizado en el electrodo y de la solución usada en el electrolito, y se debe filtrar ya que su amplitud suele ser mayor que la amplitud de la señal a medir.

2.3.2. Amplificadores de instrumentación

Los amplificadores de instrumentación son circuitos electrónicos muy comúnmente utilizados en la instrumentación biomédica para amplificar señales fisiológicas y acondicionar su adquisición. Son amplificadores diferenciales tensión-tensión formados a partir de amplificadores operacionales. Su característica principal es que su ganancia en modo común es muy baja respecto de la ganancia diferencial, es decir, ofrecen un rechazo al modo común (CMRR) muy alto en todo el rango de frecuencias que opera. Esto se debe a que las señales fisiológicas suelen ser diferenciales y del orden de los μV y la mayoría de los ruidos que interfieren con ellas son de modo común y amplitud varios ordenes de magnitud superior. A su vez, estos dispositivos poseen una impedancia de entrada más alta que la impedancia del electrodo y una impedancia de salida baja. La primera característica es necesaria para medir un potencial bioeléctrico ya que sino se produciría una distorsión en la señal medida. La segunda es necesaria para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida. Por otro lado, estos dispositivos poseen bajo nivel de offset y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas (Drake, J. M. 2005).

2.3.3. Filtros analógicos

Los filtros analógicos son dispositivos que modifican las componentes frecuenciales de una señal analógica de forma diferente en función de su frecuencia. Suelen utilizarse para diferentes aplicaciones, como por ejemplo el aumento de la relación señal/ruido y reducción del aliasing (Williams, A. 2014). Podemos encontrar los siguientes tipos:

- Filtros pasivos: se implementan con componentes pasivos como capacitores, bobinas y resistencias.
- Filtros activos: pueden presentar diferentes ganancias en la banda de paso la señal de salida respecto a la de entrada. Para su implementación se suelen utilizar amplificadores operacionales.

Dependiendo de su respuesta en frecuencia se clasifican en:

- Filtro pasa bajos: permite el paso de frecuencias bajas, atenuando las que son mayores a cierta frecuencia de corte.
- Filtro pasa altos: permite el paso de frecuencias mayores a una frecuencia de corte determinada, sin que exista un límite superior específico.
- Filtro pasa banda: permite el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior.
- Filtro rechaza banda: atenúa componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior.

2.3.4. Ruido

En el ámbito del procesamiento de señales, se conoce como ruido a cualquier forma de modificación o distorsión no deseada que puede sufrir una señal durante su adquisición, transmisión, almacenamiento o procesamiento. Está presente en la adquisición de cualquier tipo de señales, sin embargo, el problema es aún mayor con las señales bioeléctricas debido a que sus amplitudes suelen ser muy pequeñas y sus frecuencias bajas. Esto genera que las señales puedan estar contaminadas con ruido que incluso puede ser superior al valor de la propia señal. Las fuentes de ruido más comunes son:

- Interferencia de línea: ruido producido por el campo magnético de 50 Hz que se genera alrededor de los conductores de la red eléctrica.
- Ruido blanco: ruido generado por una señal aleatoria que tiene la misma intensidad en diferentes frecuencias.
- Ruido electrofisiológico: ruido generado por una señal fisiológica distinta a la que se desea adquirir.

Uno de los parámetros más importantes para juzgar la calidad de una señal, es la proporción relativa de la señal deseada y el ruido no deseado que posee la misma. Este parámetro se conoce como relación señal/ruido y se calcula con la siguiente fórmula.

$$SNR = \frac{\text{Potencia media señal}}{\text{Potencia media ruido}} \quad (2.2)$$

Uno de los objetivos principales de los filtros es mejorar esta relación, seleccionando las frecuencias que corresponden a la señal deseada y atenuando todo el resto.

2.3.5. Conversor analógico digital (ADC)

Como se mencionó en la sección Adquisición de señales, es necesario transformar las señales del mundo físico en señales digitales y discretas en para poder procesarlas. El dispositivo que realiza dicha transformación se conoce como conversor analógico digital o ADC. Este proceso implica la cuantización y muestreo de la señal de entrada.

Uno de los parámetro relevantes de un ADC es su resolución. Es el número que indica cuál es la mínima variación de tensión que el ADC puede medir a su entrada. A mayor resolución, mayor cantidad de bits, y por lo tanto menos información perdida (Walden, R. H. 1999). Se calcula como:

$$Res = \frac{V_{max} - V_{min}}{2^n - 1} \quad (2.3)$$

siendo n el número de bits que tiene el ADC, V_{max} y V_{min} las tensiones de alimentación del ADC.

2.3.6. Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar un código grabado en su memoria. En su interior incluye las tres principales unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y periféricos de entrada/salida tales como conversores analógico digital, temporizadores, UARTs y buses de interfaz serie.

Una característica importante de los microcontroladores es la posibilidad de programar interrupciones, eventos que hacen que el microcontrolador deje de realizar la tarea actual y pase a ejecutar otra. Al finalizar la segunda actividad, retorna a la original y continúa a partir del punto donde se produjo la interrupción.

2.3.7. Microprocesador

El microprocesador es el circuito integrado central más complejo de un sistema informático. Es el encargado de ejecutar todos los programas, desde el sistema operativo hasta las aplicaciones ejecutadas por el usuario. En comparación a los microcontroladores, poseen una velocidad de reloj mas rápida pero un costo y un consumo de energía mayor.

2.3.8. Filtros digitales

Un filtro digital es un sistema que, dependiendo de las variaciones de las señales de entrada en el tiempo y amplitud, realiza un procesamiento matemático sobre dicha señal (generalmente mediante el uso de la Transformada rápida de Fourier) obteniéndose en la salida el resultado del procesamiento matemático. Al igual que en los filtros analógicos, estos pueden ser pasa bajos, pasa altos, pasa banda o rechaza banda.

Según las especificaciones de diseño técnico, existen distintos tipos de filtros. Entre ellos se encuentran los Butterworth, Chebyshev y Bessel. Los filtros Butterworth poseen una respuesta plana dentro de la banda de paso y una distorsión de fase moderada. Los filtros Chebyshev tendrán una caída más pronunciada cerca de la frecuencia de corte en comparación con el filtro Butterworth, pero presentan una ondulación en la banda de paso. La amplitud de la ondulación se proporciona como uno de los parámetros de diseño el cual se denomina ripple. Por último los filtros Bessel se comportan como los Butterworth pero presentan un cambio de fase lineal con respecto a la frecuencia (Schlichthärle, D. 2000).

Capítulo 3

Concepción del producto y objetivos

3.1. Concepción del producto

La bioingeniería es una disciplina que reúne distintas ramas de la ciencia, tanto básicas como aplicadas. Consecuentemente, su campo de acción abarca desde la producción conocimientos hasta el desarrollo de nuevas tecnologías que permitan mejorar la calidad de vida de las personas. Ambos procesos son indispensables para cualquier sociedad y es importante que exista una retroalimentación entre ellos que los potencie. Si se hace el mismo análisis, pero desde la perspectiva de una institución científico-tecnológica, como lo es el ITBA, es fundamental que los distintos departamentos y laboratorios interactúen entre sí para poder lograr una mayor y mejor producción, tanto de conocimientos y tecnologías, como de futuros profesionales.

Como ya fue mencionado, en el 2019 se inauguró en el ITBA el Laboratorio de Sueño y Memoria, un grupo que se dedica a investigar en la rama de las neurociencias y a formar alumnos y profesionales que se interesen en dicha disciplina. Para cubrir las necesidades de equipamiento cumpliendo con los requisitos deseados, se propuso realizar un sistema modular de polisomnografía en el marco de un Proyecto final de carrera de Bioingeniería. Además de satisfacer las demandas del Laboratorio de manera personalizada, el presente proyecto busca ser parte de un círculo virtuoso que conecte las áreas de desarrollo y de investigación del Departamento de Bioingeniería del ITBA.

Teniendo en cuenta el contexto recién descripto y sin entrar aún en el diseño del dispositivo, existen ciertas características que son deseables para el equipo. La primera de ellas, es que el trabajo sea un proyecto abierto para la comunidad de la Universidad. Además de fomentar la utilización del mismo, esto permite que el trabajo sea replicado y/o mejorado por otros estudiantes. De esta manera, el proyecto gana escalabilidad y a la vez se vuelve

una plataforma para futuros proyectos de otros alumnos. Para facilitar esta evolución, se concibe una arquitectura modular. La posibilidad de reemplazar, agregar o quitar módulos sin necesidad de cambiar la arquitectura hacen que el desarrollo sea escalable. Además, las herramientas que se utilizan son open source, lo cual facilita la transferencia de información y documentación.

Se debe prestar especial importancia al diseño y desarrollo de una arquitectura sólida para la adquisición, sincronización y almacenamiento de señales del sueño. Esto implica que el núcleo del proyecto no se base en el diseño de los circuitos electrónicos que permiten la transducción de las señales fisiológicas, sino en las etapas posteriores del proceso.

Por otra parte, el producto no cuenta con validaciones ni certificaciones de acuerdo a normativa vigente ya que lograr dichos estándares escapan a las limitaciones de tiempo, espacio y recursos que tiene este proyecto final de carrera. Sin embargo, se desarrollará siguiendo parámetros de diseño de equipos médicos y productos equivalentes existentes en el mercado (Bronzino, 2006), asegurando que el equipo sea seguro eléctricamente y funcional para las investigaciones del Laboratorio de Sueño y Memoria. Durante la etapa inicial el trabajo conjunto con el Laboratorio fue crucial, ya que de esa interacción surgen los objetivos del proyecto y las prestaciones deseadas del producto.

3.2. Objetivos

- Diseñar y desarrollar un sistema de polisomnografía que permita adquirir, procesar y almacenar señales de electroencefalograma, electrooculograma, electromiograma y electrocardiograma.
- Diseñar y desarrollar un módulo central capaz de recibir señales fisiológicas previamente procesadas, reconocerlas, sincronizarlas y almacenarlas.
- Desarrollar un software que permita la visualización y el procesamiento offline de las señales almacenadas por el módulo central mediante una interfaz gráfica.
- Desarrollar un software que permita la visualización online de las señales adquiridas por el módulo central.
- Diseñar y desarrollar una arquitectura modular que permita la escalabilidad del sistema.

3.3. Prestaciones deseadas

El producto final debe cumplir con ciertas características para alcanzar los objetivos propuestos.

3.3.1. Software

- **Interfaz gráfica para realizar el estudio:** el usuario debe ser capaz de seleccionar las señales fisiológicas que desea adquirir y poder visualizarlas en tiempo real para asegurarse de que se están adquiriendo correctamente antes de iniciar el estudio. A la vez, se debe poder especificar el tiempo de duración del estudio y agregar datos del paciente para poder identificarlo. Por último, el usuario debe ser capaz de iniciar y finalizar el estudio desde la interfaz.
- **Interfaz gráfica de visualización:** el usuario debe ser capaz de seleccionar todas las señales fisiológicas que desea y poder visualizarlas, tanto por separado como en simultáneo. A su vez, se debe poder seleccionar la ventana temporal en la cual se desea visualizar.
- Procesar, almacenar y sincronizar distintos tipos de señales. Las mismas pueden tener distintas frecuencias de muestreo y provenir de diferentes fuentes.
- Usar herramientas open source.

3.3.2. Hardware

- Adquirir y acondicionar señales de EEG (6 canales), EOG (2 canales), EMG y ECG con una frecuencia de muestreo que cumpla con lo planteado en Marco teórico.
- Minimizar riesgo eléctrico.
- Asegurar una autonomía eléctrica tal que permita realizar estudios que cubran la duración promedio de todos los ciclos de sueño que se producen en una noche.
- Diseñar una arquitectura modular y escalable que permita agregar fácilmente nuevas señales tanto digitales como analógicas para un estudio más completo.

3.4. Uso previsto

El dispositivo que se pretende desarrollar es un sistema para adquirir señales de polisomnografía, con 6 canales de EEG, 2 de EOG, 1 de ECG y 1 de EMG de mentón. El software del mismo debe permitir la visualización online de las señales que se adquieren y el guardado de las mismas para su posterior procesamiento y visualización offline. Somnus está diseñado para realizar estudios en el ámbito de la investigación de neurociencias y no para el diagnóstico médico. Será exclusiva responsabilidad del personal investigador el análisis e interpretación de las señales adquiridas.

La utilización del equipo desarrollado se debe dar de la manera que se detalla en este informe. De otra forma, no será posible garantizar la seguridad y la eficiencia del mismo.

Capítulo 4

Diseño e implementación

En este capítulo se explicitan, desde un enfoque teórico, los criterios y decisiones de diseño que fueron tomados a lo largo del proyecto. Además, se detalla el desarrollo realizado para llevar a cabo el dispositivo. Se describen también los materiales necesarios y sus costos asociados. Las tareas de diseño, desarrollo y testeo durante todo el proceso no fueron pasos secuenciales ni aislados, sino que formaron parte de un proceso iterativo de mejora continua.

La arquitectura diseñada consta de módulos que se dividen en 3 grupos que cumplen distintas funciones (Figura 4.1), a saber:

1. **Grupo de sensado y acondicionamiento:** se vale de sensores específicos que miden, amplifican y filtran señales fisiológicas o ambientales. Se los llamará “Módulos de Sensado y Acondicionamiento” (**MSAs**) y pueden ser analógicos o digitales.
2. **Grupo de adquisición:** las señales son muestreadas y digitalizadas (si es que los MSAs no lo habían hecho previamente). Consta de un grupo de microcontroladores, que en este informe serán llamados “Módulos de Adquisición” (**MA**s).
3. **Grupo de procesamiento, sincronización y almacenamiento:** las señales provenientes de los distintos microcontroladores son procesadas y guardadas de manera sincronizada. Este trabajo se lleva a cabo por una PC que es parte del desarrollo. La misma se denominará “Módulo Central” (**MC**) en este informe.

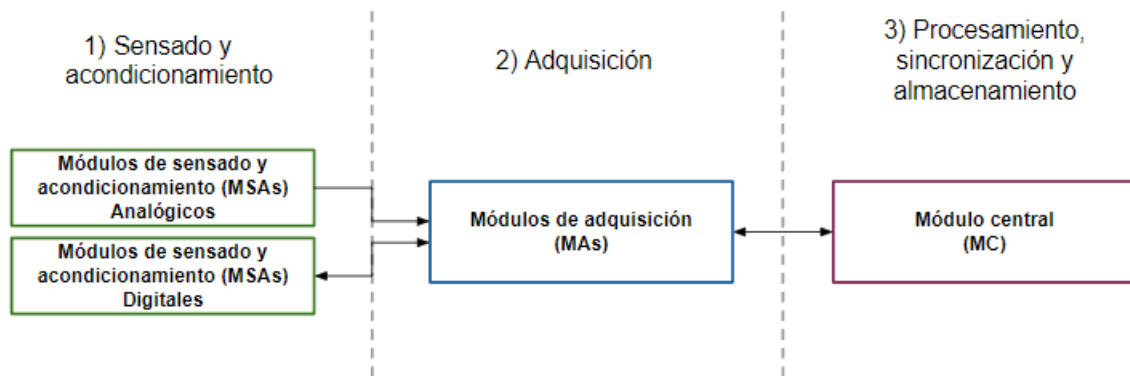


Figura 4.1: Esquema de los tres grupos de módulos.

En la Figura 4.2 se muestra un diagrama de bloques que explicita la arquitectura de planteada. Una característica importante de la misma es su modularidad. Dicho aspecto facilita la evolución futura del proyecto, ya que los distintos componentes se pueden ir reemplazando o modificando independientemente con gran facilidad. Las diversas señales fisiológicas son obtenidas mediante **módulos de sensado y acondicionamiento (MSAs)** específicamente diseñados para cada caso. Se elige usar módulos cerrados de terceros (y no de diseño propio) ya que los objetivos del proyecto no apuntan al desarrollo de sensores sino más bien al diseño e implementación de una plataforma versátil y escalable. Por otro lado, la arquitectura diseñada habilita la posibilidad de que otros estudiantes de la Universidad diseñen MSAs propios y los puedan integrar fácilmente a este proyecto.

Dependiendo de cada MSA, la señal que genera puede ser analógica o digital, lo cual condiciona la comunicación con los **módulos de adquisición (MAs)**. En los casos donde la salida del MSA es analógica se conecta simplemente a una entrada analógica del MA. Este último la muestrea y digitaliza para luego enviarla al **módulo central (MC)**. En los casos donde las salidas de los MSAs son digitales, se usa un protocolo de comunicación adecuado para su adquisición, que por lo general es SPI o I2C. También son enviadas a un MA, que a su vez las pasa al MC. La comunicación entre los MAs y el MC se da mediante USB por un puerto serie de la PC.

Existe, sin embargo, una excepción a lo que se viene mencionando y a lo que se mostró en la Figura 4.1 y es la señal de EEG. A la misma se le otorgó un tratamiento especial debido a la multiplicidad de canales que abarca y la complejidad de su adquisición. Las señales de EEG son adquiridas mediante una placa denominada Cyton Board, de la empresa OpenBCI¹, y se comunica directamente con el MC. Dicho de otra manera, actúa como MSA (grupo 1) y MA (grupo 2). Además, para optimizar el número de canales, reduciendo la cantidad de

¹<https://openbci.com/>

dispositivos, se destinan dos canales de la Cyton Board a la señal de EOG. Esto es posible ya que el Laboratorio de Sueño y Memoria actualmente utiliza 6 canales de EEG para sus investigaciones.

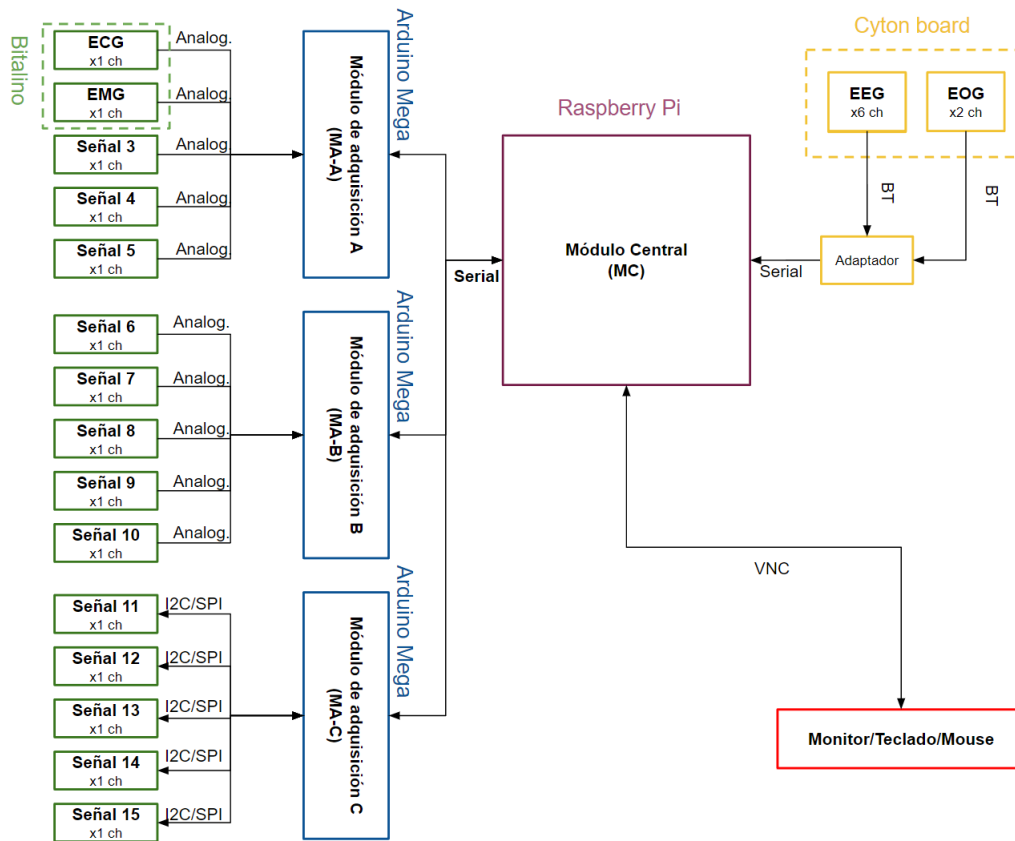


Figura 4.2: Diagrama en bloques de la arquitectura del dispositivo.

Otro punto importante es que resulta necesario diseñar estrategias de sincronización para lograr un alineamiento temporal entre señales adquiridas por distintos MAs y la Cyton Board, ya que cada uno posee su timer interno, lo que deriva en un desfase en la adquisición. Esto último toma vital importancia cuando se tiene en cuenta que el dispositivo evalúa el sueño y debe poder estar grabando por toda una noche. Un pequeño desfase relativo, si se lo deja acumular, puede generar que a las horas de estar funcionando las mediciones ya no sirvan para hacer un análisis de sueño. Dentro de esta línea, se consultó a especialistas del Laboratorio de Sueño y Memoria del ITBA y los mismos señalaron que un desfase máximo de medio segundo sería aceptable.

El MC es el dispositivo a través del cual los usuarios controlan el estudio, por lo cual debe ofrecer interfaces fáciles de operar. En general, los sistemas operativos que poseen dicha característica no son de tiempo real. Esto se debe a que en ellos, múltiples procesos

simultáneos compiten por recursos y tiempo de procesamiento, provocando que los tiempos de respuesta a eventos no sean constantes. Como consecuencia, no sería acertado que el MC determine los instantes de muestreo de la señales, ya que sería muy difícil lograr desfasajes menores a medio segundo. Por lo tanto es necesario que sea otro dispositivo el que actúe como “Reloj Maestro”. Si bien se podría agregar un módulo que exclusivamente se dedicara a eso, se consideró más conveniente -al menos en esta etapa- usar alguno de los que ya se disponían, es decir, un MA. Sin embargo, será el MC quien se encargue del procesamiento que requiere el alineamiento temporal de las señales. Además las guardará en un formato adecuado que luego permita su análisis.

Como se puede observar en la Figura 4.2, el desarrollo cuenta con una Raspberry Pi, la cual actúa como MC, una Cyton Board que sensa, acondiciona y adquiere tanto el EEG como el EOG, módulos de la placa BITalino para el sensado y acondicionamiento del resto de las señales fisiológicas disponibles (ECG y EMG) y 3 Arduino Mega 2560 que actúan como MAs. La elección de cada componente y su justificación se desarrollará más adelante en el capítulo. Además, se establece un código de colores que será respetado para el resto de los diagramas de la sección. Los MAs se representan en azul, el MC en violeta, los MSAs en verde y la placa Cyton en amarillo.

Es importante destacar que dentro de los 3 MAs, dos de ellos están programados para adquirir señales analógicas y el tercero para adquirir señales digitales. Si bien las señales establecidas en los objetivos se obtienen de manera analógica, se programó el microcontrolador del último MA para que, en un futuro, pueda ser utilizado fácilmente con cualquier sensor digital que se conecte. Junto con este punto se resalta la arquitectura modular del proyecto la cual permite ampliar, reemplazar y modificar los MSAs, incorporando señales tanto analógicas como digitales en función de las necesidades de cada investigación. Actualmente, se cuenta con 8 entradas analógicas ya configuradas donde se podrían conectar más sensores directamente y 5 entradas digitales fácilmente configurables.

4.1. Módulos de sensado y acondicionamiento (MSAs)

Se denomina MSAs a las placas que adquieren las señales fisiológicas utilizadas en el proyecto. A continuación se describe cada una de ellas junto con sus especificaciones y la correspondiente justificación de su elección.

4.1.1. BITalino (r)evolution

BITalino (r)evolution² es una placa diseñada como un conjunto de bloques modulares integrados por múltiples sensores bioeléctricos y biomecánicos para ofrecer una gran versatilidad. Puede ser utilizada para adquirir señales de EMG, ECG, EDA, EEG, aceleración y luz. Incluye un microcontrolador de 8 bits (ATMEGA328P), un bloque de administración de energía (para la regulación del voltaje del circuito y la carga de la batería) y un módulo de comunicación inalámbrica Bluetooth para la transferencia de datos a una estación base (por ejemplo, Raspberry Pi, computadora portátil, tablet, teléfono móvil, etc.).

En el presente trabajo, se utiliza la BITalino para adquirir señales de EMG y ECG, actuando cada módulo de esta placa como un MSA. La elección de la placa se debe, en primer lugar, a la numerosa bibliografía acerca de su precisión y optimización para adquirir señales fisiológicas que posee (Guerreiro et al, 2013; Da Silva et al, 2014). Además, el diseño modular de BITalino permite separar cada módulo de la placa principal y conectarse a otros microcontroladores. Esto permite implementar configuraciones personalizadas y específicas para la aplicación deseada, incluso agregar sensores que la placa no posee mediante cables, lo cual contribuye a la naturaleza escalable del proyecto. Por último, se contaba con acceso a la misma gracias a una donación del Centro de Inteligencia Computacional del Departamento de Informática del ITBA, lo cual permitió reducir los costos directos del proyecto. En la Figura 4.3 se puede observar una imagen de la placa utilizada.

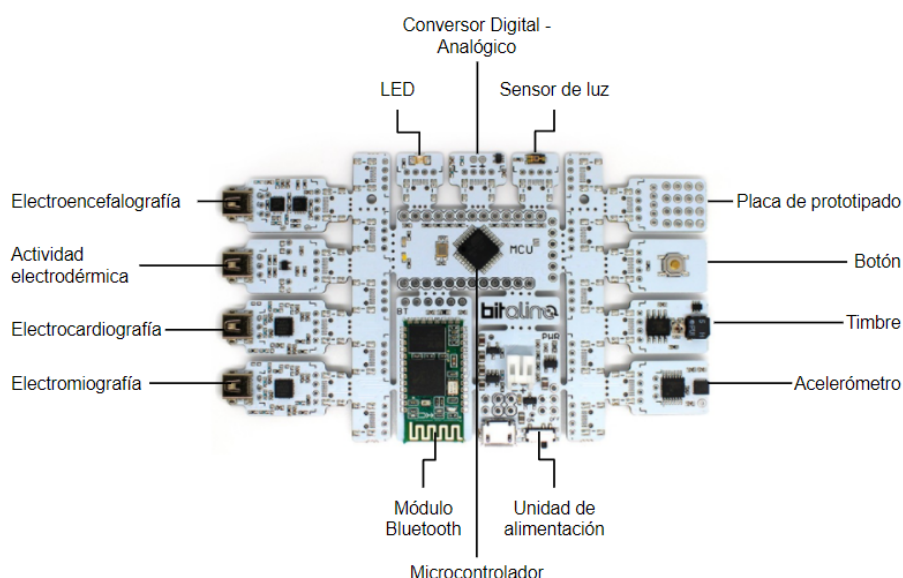


Figura 4.3: Placa BITalino (r)evolution y sus distintos módulos.

²<https://bitalino.com/storage/uploads/media/revolution-bitalino-board-kit-datasheet.pdf>

Es importante aclarar que la BITalino no posee certificación de dispositivo médico, por lo cual no sería correcto destinarla al diagnóstico médico. Sin embargo, dado que el presente proyecto tendrá fines académicos y de investigación, esto no representa una limitación.

4.1.2. Cyton Board

Como se explicó anteriormente, la Cyton Board cumple funciones tanto de MSA, como de MA. Sin embargo, para una mayor claridad se detallarán sus características y la justificación de su elección aquí y no se repetirán dentro de la Sección Módulos de adquisición.

La Cyton Board es una placa de adquisición electrofisiológica que puede ser utilizada para captar señales de EEG, EMG, EOG o ECG. Fabricada por la empresa estadounidense OpenBCI, está basada en el microcontrolador PIC32MX250F128B³ de Microchip y posee el front-end analógico ADS1299⁴ de Texas Instruments que cuenta con 8 canales independientes, cada uno con una resolución de 24 bits y una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Además, se comunica mediante bluetooth con un adaptador (o “dongle”), que se conecta vía USB a la computadora. En la Figura 4.4 se observa una imagen de la placa utilizada y su dongle USB.

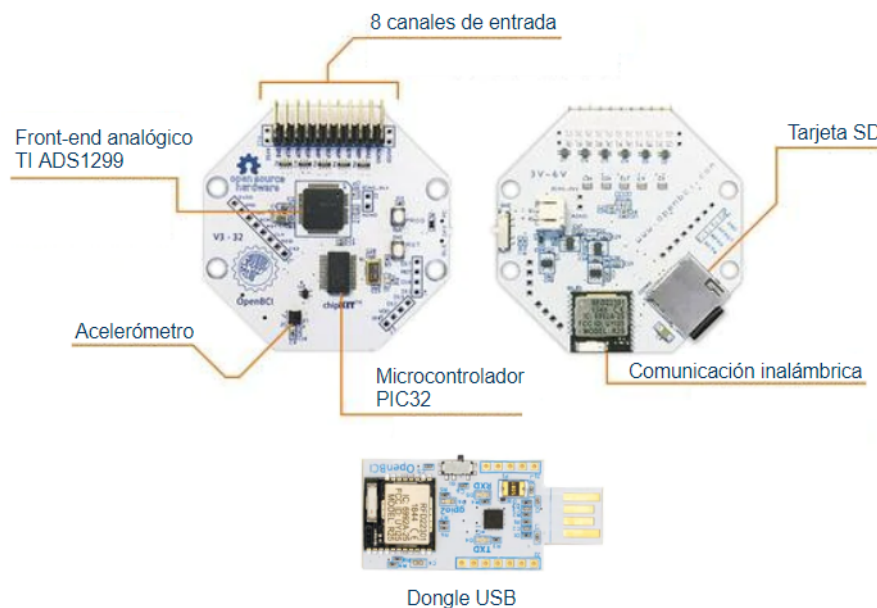


Figura 4.4: Cyton Board junto con su Dongle USB.

En el presente proyecto, se utiliza la Cyton Board para la adquisición del EEG (6 canales) y

³<https://www.microchip.com/en-us/product/PIC32MX250F128B>

⁴<https://www.ti.com/product/ADS1299>

EOG (2 canales). La elección de dicha placa se basó en distintas razones dentro de las cuales se encuentra su bajo costo (ver sección Costos y anexo Presupuestos), bajo ruido referido de entrada ($1 \mu\text{Vpp}$), bajo consumo de energía (5 mW/canal), señales de prueba para medir la impedancia y una interfaz compatible con SPI. Además, la placa está basada en Arduino y tanto sus esquemáticos, como su diseño y su firmware son open source. Si bien no se realiza en este proyecto, esta última característica permitiría en un futuro poder configurar la placa según las necesidades del proyecto, como por ejemplo subir la frecuencia de muestreo.

Es importante aclarar que la Cyton Board tampoco posee certificación de dispositivo médico, por lo cual no sería correcto destinarla al diagnóstico médico. Sin embargo, debido al uso previsto del dispositivo, esto no representa una limitación. Por otro lado, existe extensa bibliografía que ha investigado la calidad de las señales de la Cyton Board, arrojando muy buenos resultados. Frey (2016) sugiere que, en términos de calidad de señal, esta placa puede ser un alternativa viable para equipos de grado médico en ámbitos de investigación, al comparar su performance con la del equipo g.USBamp⁵ de la empresa austríaca g.tec. Por su parte Rashid et al (2018) la compara con el equipo NuAmps⁶ (Compumedics Neuroscan, Dresden, Germany) a la hora de detectar potenciales de tareas motoras y concluye que no hay diferencias significativas entre distintos parámetros de las señales. Además, un grupo de las Universidades Nacionales de Entre Ríos y del Litoral (Peterson et al., 2020) que se especializa en Interfaces Cerebro-Computadora sostiene que, la placa cuenta con ciertos problemas de comunicación que pueden ser solucionados mediante post-procesamiento y una SNR que es optimizable con filtros digitales.

Por último, otro factor clave para la elección de la Cyton Board es que el Laboratorio de Sueño y Memoria del ITBA -cuyos integrantes serán los usuarios finales de este desarrollo- recientemente compró tres unidades de esta placa. Esto permite minimizar los costos directos del presente proyecto, ya que se utiliza una de ellas. Además, sugiere que el Laboratorio confía en la empresa OpenBCI y cree que su uso puede aportar significativamente a sus líneas de investigación.

Comunicación y control de la Cyton Board

En sus inicios los fabricantes de la placa ofrecían librerías propias para establecer la comunicación. Sin embargo, hoy en día recomiendan usar una librería de terceros denominada BrainFlow⁷. La misma está destinada a obtener, procesar y analizar datos de EEG, EMG, ECG

⁵<https://www.gtec.at/product/gusbamp-research/>

⁶<https://compumedicsneuroscan.com/nuamps-2/>

⁷<https://brainflow.org/>

y otros tipos de datos procedentes de biosensores de distintos fabricantes. Cuenta con una profunda integración en Python (lenguaje utilizado en esta etapa), C++, Java, C y soporte para Julia, Matlab, R y Rust.

4.2. Módulos de adquisición (MAs)

Los MAs son microcontroladores que actúan como nexo entre el MC y los diversos MSAs. Un sólo MA toma las señales de varios MSAs, pero cada MSA se comunica sólo con un MA (ver Figura 4.2). A su vez, como ya fue mencionado, todos los MAs se comunican con el MC vía USB.

Los diversos MAs pueden comunicarse tanto con sensores analógicos como digitales. Como se explica en la sección 2.2, las señales analógicas son continuas en el tiempo y en la amplitud, por lo cual es preciso muestrearlas a una frecuencia determinada y cuantizarlas en distintos niveles. Para ello es necesario que los MAs incluyan por lo menos un timer para poder ejecutar interrupciones y varios conversores analógico-digitales (ADC, por sus siglas en inglés) que posean una resolución suficiente como para poder estudiar cada una de las señales.

Para poder cumplir satisfactoriamente con los objetivos planteados en el capítulo anterior, es necesario que los MAs posean una frecuencia de muestreo igual o mayor a 200 Hz. Dado que la Cyton Board posee una frecuencia de muestreo de 250 Hz, para facilitar la sincronización se establece la misma frecuencia para las interrupciones de los MAs, lo cual implica que se ejecuta una cada 4 ms. Las frecuencias de muestreo disponibles son divisores de 250 Hz (125 Hz; 83,3Hz; 62,5 Hz; 50 Hz; etc) y están determinadas por un contador que tiene cada señal y que, en cada interrupción, aumentará en uno. Si la frecuencia de muestreo de una señal es 250 Hz, cada vez que se ejecute una interrupción se tomará una muestra; si es 125 Hz, se hará cuando el contador llegue hasta un número par (osea la mitad de las veces); si es 83,3 Hz, cuando el contador sea un número múltiplo de 3 (osea una de cada 3 veces) y así sucesivamente. Además, cada cierta cantidad de tiempo será necesario que estos contadores se reseteen. De esta manera, se evita que aumenten indefinidamente y ocupen más memoria de la necesaria, produciendo una fuga de memoria que incluso podría generar la falla del sistema.

4.2.1. Hardware

El hardware seleccionado para los MAs es el Arduino Mega 2560⁸, de la empresa Arduino. La elección está fundamentada en varios factores relacionados con necesidades planteadas anteriormente. Por un lado, esta placa está diseñada para proyectos que requieren de mucha memoria y por ese motivo cuenta con un microcontrolador ATmega2560 el cual es de bajo consumo, posee 256 KB de memoria flash ISP, 8 KB de memoria SRAM y 4 KB de EEPROM. Además, este microcontrolador cuenta con 6 timers y un contador de tiempo real, lo que permite generar interrupciones precisas que se utilizarán para determinar las frecuencias de muestreo. Posee 16 entradas analógicas con conversores ADCs dedicados de 10 bits de resolución. En lo que respecta a pines digitales, posee un canal para comunicación I2C, 5 canales SPI y 4 canales USART. Estas características permiten que se pueda adquirir una mayor cantidad de señales desde cada uno de los MAs, lo que aporta a la flexibilidad y escalabilidad del proyecto. Otra de las ventajas de esta placa es la posibilidad de programar el microcontrolador en el lenguaje C y C++ (y no únicamente a través del IDE de Arduino), lo que otorga mayor versatilidad e independencia al proyecto, como se mencionará a continuación. Por último, esta placa cuenta con conexión USB, la cual será utilizada para la comunicación con el módulo central (MC) y la posibilidad de ser alimentada eléctricamente por otra entrada. En la Figura 4.5 se puede observar una imagen de la placa utilizada.

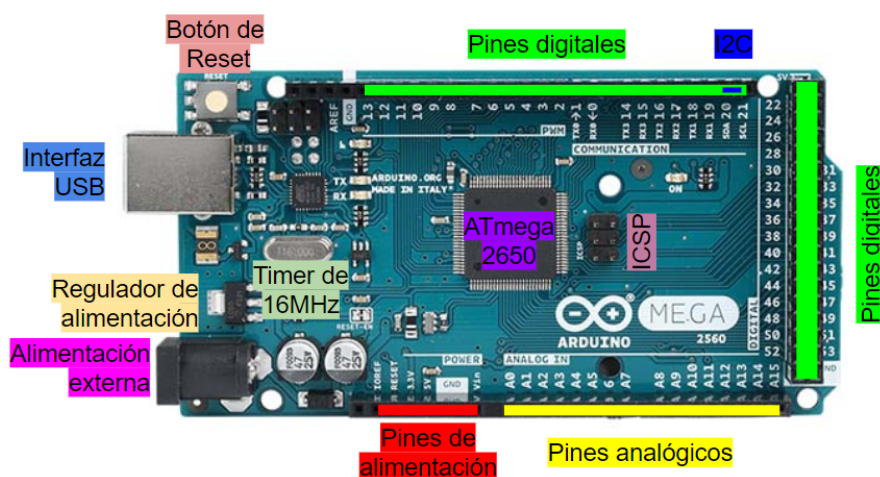


Figura 4.5: Placa Arduino Mega 2560.

⁸<https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-mega-2560-rev3?selectedStore=us>

4.2.2. Software

Todas las funcionalidades de los MAs se ejecutan desde códigos en lenguaje C. La elección de dicho lenguaje de programación se debe a varios motivos:

- Es un lenguaje portable, es decir que puede correr con mínimas modificaciones en otro microcontrolador diferente al original.
- Es más rápido y eficiente que otros lenguajes de alto nivel utilizados para programar microcontroladores (C++, Python, Java, Basic, etc.) y su uso está altamente difundido en aplicaciones profesionales.
- Es un lenguaje estandarizado bajo normas ISO⁹ y permite la correcta migración del código a otros hardware de iguales características.
- Existe una variedad muy amplia de librerías de código abierto que facilitan su implementación.
- El independizarse del lenguaje de Arduino permite la migración a otro hardware sin necesidad de hacer cambios estructurales al código.

4.2.3. Adquisición de señales

La función principal de los MAs es, como su nombre indica, adquirir las señales fisiológicas deseadas. Además, uno de ellos siempre funcionará como Reloj Maestro del sistema. Para ello, se desarrolló un algoritmo que puede dividirse en tres bloques: Set up, Loop e Interrupción. Lo primero que se ejecuta al iniciar las placas de los MAs, es el bloque de Set up. Luego, se ejecuta el Loop y, cuando el timer lo indica, se ejecutan las interrupciones. Una vez que finaliza el programa de la Interrupción, se retoma la ejecución del Loop. En el diagrama de la Figura 4.6 se representa el flujo de dichos bloques.

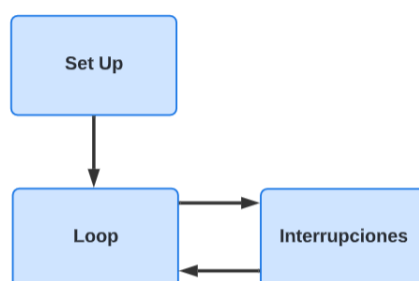


Figura 4.6: Diagrama de flujo de las tres partes centrales del algoritmo de los MAs.

⁹ISO/IEC 9899:2018 - <https://www.iso.org/standard/74528.html>

Un aspecto central del funcionamiento del dispositivo es el correcto envío, recepción e identificación de la información que se transmite entre los módulos. Para ello fue necesario desarrollar un protocolo de comunicación (sección 4.4) que estandarice el traspaso de datos.

Set up

En este bloque se realiza la configuración inicial del estudio, ya que se establece cuál será el módulo que actúe como Reloj Maestro y qué señales se deben muestrear. Esto último dependerá de las señales que haya seleccionado el usuario desde una interfaz gráfica que se detallará más adelante (ver sección Interfaces de usuario)

En el diagrama de la Figura 4.7 se observa el flujo del algoritmo que se ejecuta en el Set Up. Se puede ver que continuamente el MA está esperando la recepción de un mensaje que le debe enviar el MC. El primero en recibirse ('MASTER_CLOCK' o 'NOT_MASTER_CLOCK') se utiliza para determinar si el módulo debe comportarse como Reloj Maestro o no. En caso de que el Módulo de adquisición A (MA-A) esté conectado, será el Reloj Maestro y si no, lo será el B (MA-B). Los siguientes 5 mensajes se envían para indicarle a los MAs cuáles son las señales que se van a adquirir ('ENABLE_SIGNAL' o 'DISABLE_SIGNAL'). De esta manera el usuario, a través de la interfaz gráfica de control, puede determinar la adquisición de dichas señales. El último mensaje ('INITIALIZE_TIMER') indica al MA que debe inicializar el timer y entrar en el Loop. Para más detalle leer la sección Protocolo de comunicación.

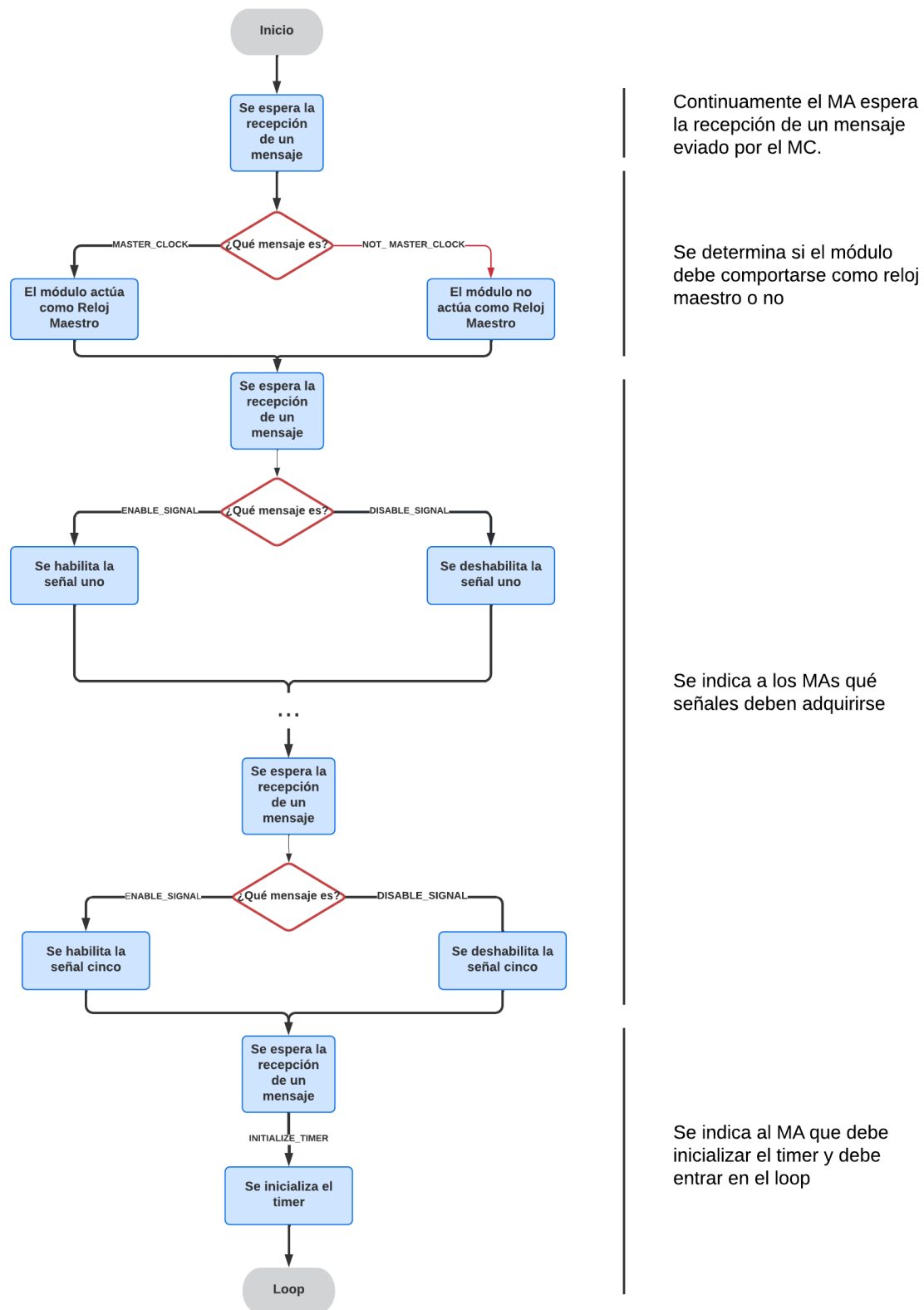


Figura 4.7: Diagrama de flujo del algoritmo de Set Up de los MAs. La descripción de los distintos mensajes que se envían y su significado se puede encontrar en la sección Protocolo de comunicación.

Por último, se destaca que al enviar los datos de las señales desde un MA al MC, estos se descomponen en dos variables, una se denomina High y la otra Low. Esto se debe a que el envío de datos es de paquetes de 8 bits (un byte) y las variables que se desean enviar son de 16. Sin embargo no se utilizan los 16 ya que las mediciones son de 10 bits (resolución del ADC). La variable High representa los 8 bits más significativos y la variable Low representa los 8 bits menos significativos (figura 4.8). Luego, en el MC se reconstruye la medición original.

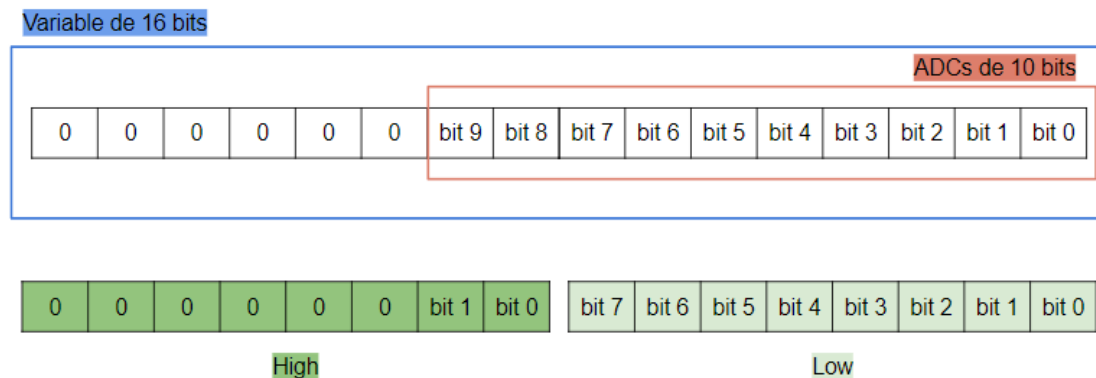


Figura 4.8: Esquema de la separación de datos de 16 bits en variables High y Low. En decimales, el High se define como la parte entera de la división del dato por 256 (2^8). El Low, por su parte, se define como el resto del cociente.

Loop

En el diagrama de la Figura 4.9 se puede observar el flujo del algoritmo desarrollado para el Loop de los MAs.

Dentro del Loop, los MAs permanentemente evalúan si el MC envió un mensaje. En caso de que sí y de que sea un 'SEND_DATA', indica que el MC está listo para recibir datos, estableciéndose un "handshake". Una vez que se recibe el mensaje, el MA responde con una variable numérica, llamada 'cant_buffer', que indica la cantidad de buffers llenos que tiene. Esta variable indica al MC cuántos datos debe leer. Además, si el MA está actuando como Reloj Maestro, esta variable indicará si es momento de ejecutar una sincronización (para más detalle ver sección Protocolo de comunicación).

En caso de que el mensaje recibido sea un 'RESET', el MA se resetea. Esto es algo deseado en caso de que el estudio haya finalizado o en caso de que se deba realizar un reset.

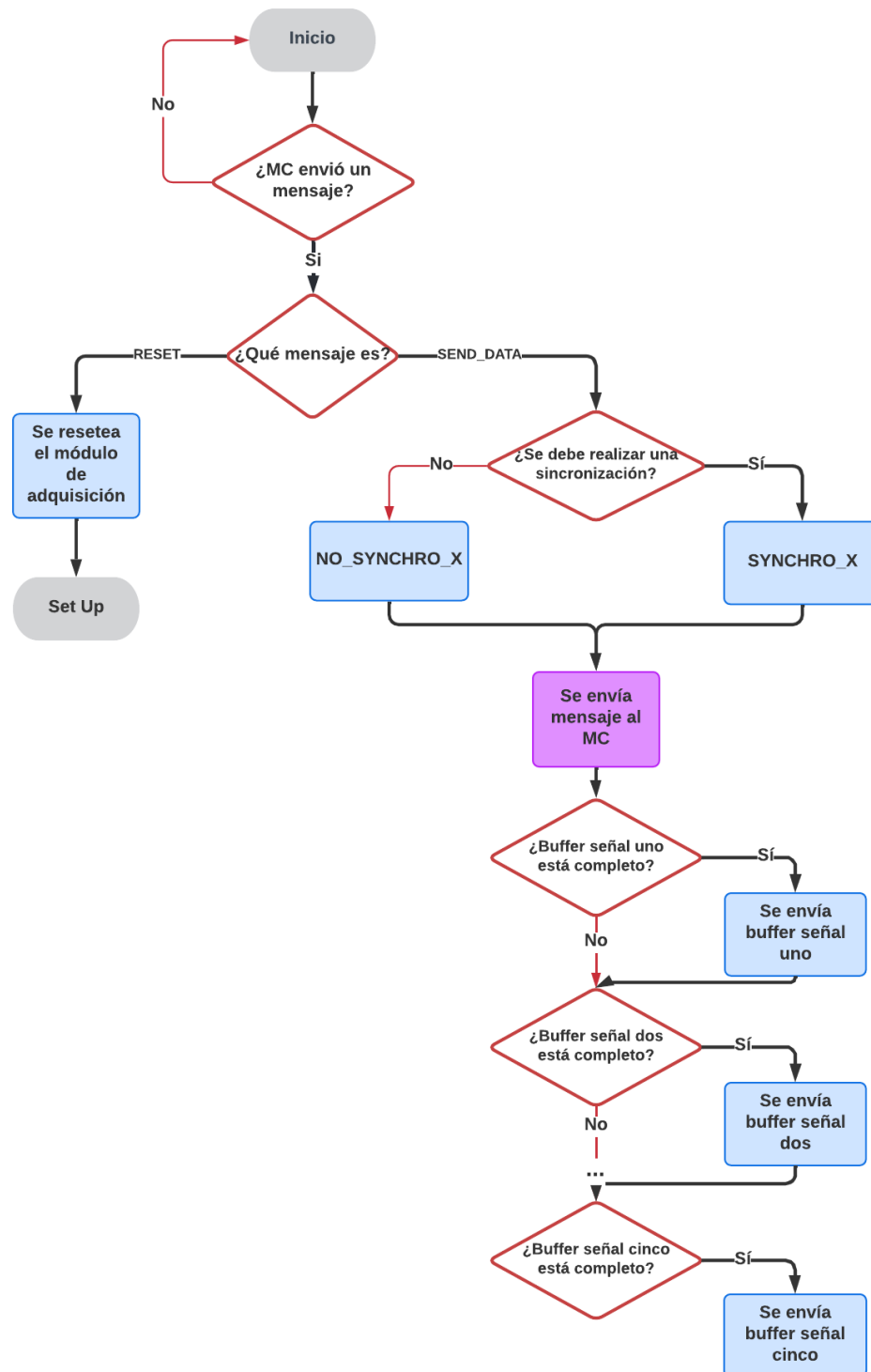


Figura 4.9: Diagrama de flujo del algoritmo del Loop de los MAs. En azul se representan todas las acciones realizadas por los MAs, mientras que en violeta las realizadas por el MC. La descripción detallada de los mensajes enviados y su significado se pueden encontrar en la sección Protocolo de comunicación. La X hace referencia a la cantidad de buffers llenos que tiene el MA, independientemente de si hay que sincronizar o no.

Interrupciones

En el diagrama de la Figura 4.10 se puede observar el flujo del algoritmo que se ejecuta dentro de las interrupciones que, como se mencionó anteriormente, se dan cada 4 ms.

A cada una de las señales adquiridas le corresponden dos buffers: uno de muestreo (buffer de lectura) y otro de transmisión (buffer de envío). Cuando se ejecuta el código de las interrupciones, se realizan los muestreos de las señales y las lecturas se almacenan en el buffer de lectura. En caso de que la señal sea analógica, se debe realizar una lectura del ADC correspondiente y en caso de que el sensor sea digital, se le debe indicar al sensor que realice una lectura y envíe el dato. Cada una de las señales se va a muestrear sólo en caso de que el usuario haya indicado mediante la interfaz gráfica que desea dicha señal. Una vez muestreada, se analiza si su buffer de lectura ya está completo. En caso de que sí, todos sus datos son copiados al buffer de envío, el cual se transmite al MC.

Se destaca que la estrategia de doble buffer es necesaria ya que si se utilizara únicamente uno, éste puede estar siendo enviado al MC y a su vez estar recibiendo una nueva lectura, lo que generaría una pérdida de datos. Al contar con dos buffers por señal, uno es donde se van a ir almacenando las lecturas en cada una de las interrupciones, mientras que el otro permite obtener una visión completa de los datos y enviar los mismos por el puerto serie durante la ejecución del Loop.

Cada MA admite hasta 5 señales como máximo. Esto se debe a que, como se mencionó, por cada señal se debe contar con dos buffers (Lectura y Envío) de enteros de 16 bits de 250 posiciones. En caso de tener cinco señales, es decir, diez buffers, el microcontrolador tiene el 61 % de su memoria dinámica ocupada. Al querer aumentar a seis señales, la memoria dinámica ocupada es del 75 % lo que, según el fabricante, podría generar una inestabilidad en el sistema. Para aumentar el número de señales sería posible disminuir el tamaño de los buffers, pero al hacerlo se completarán más rápido lo que demandará una comunicación más rápida que, de no alcanzarse, podría generar una pérdida de datos.

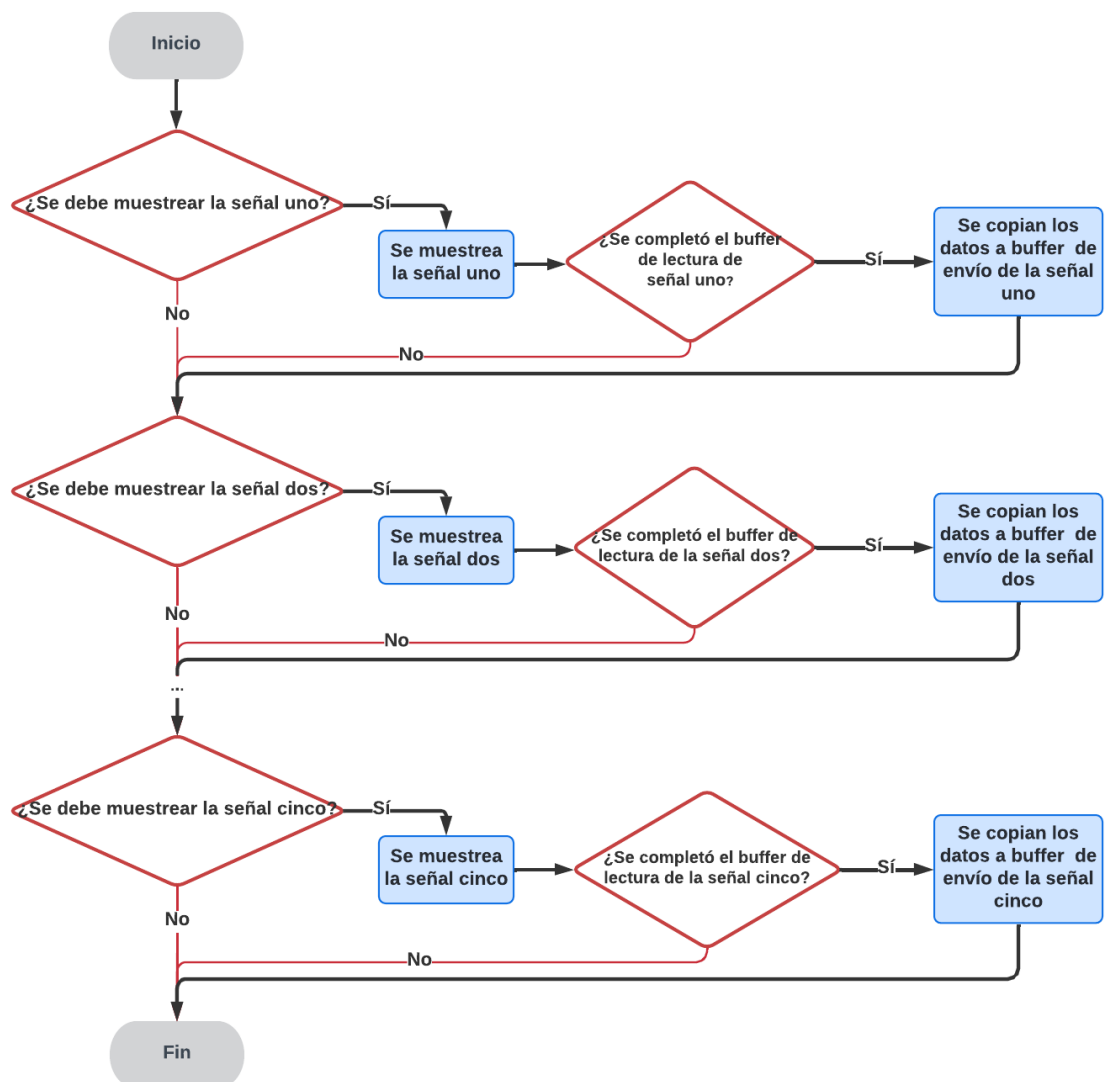


Figura 4.10: Diagrama de flujo del algoritmo de las interrupciones de los MAs.

4.3. Módulo Central (MC)

Así se denominó a la computadora que identifica, procesa las diversas señales -ya digitalizadas- y alinea sus muestras temporalmente.

4.3.1. Hardware

El hardware seleccionado para el MC es una Raspberry Pi 4 ¹⁰ de 8 Gb de RAM. La elección tiene varios fundamentos que buscan cumplir con las Prestaciones deseadas. En primer lugar, permite independizarse de una computadora de escritorio, lo que posibilita que el equipo sea portátil y liviano. Por otro lado, permite que se coloque en la misma habitación donde se realiza el estudio y que, por lo tanto, no se requieran cables tan largos, lo que favorece a la calidad de las señales obtenidas y disminuye el ruido que se pueda generar. Por último, dado que se busca que el proyecto sea escalable y se le puedan seguir agregando módulos de adquisición de forma sencilla, contar con un dispositivo con múltiples puertos USB (y la posibilidad de seguir extendiéndose mediante hubs USB) facilita dicho proceso.

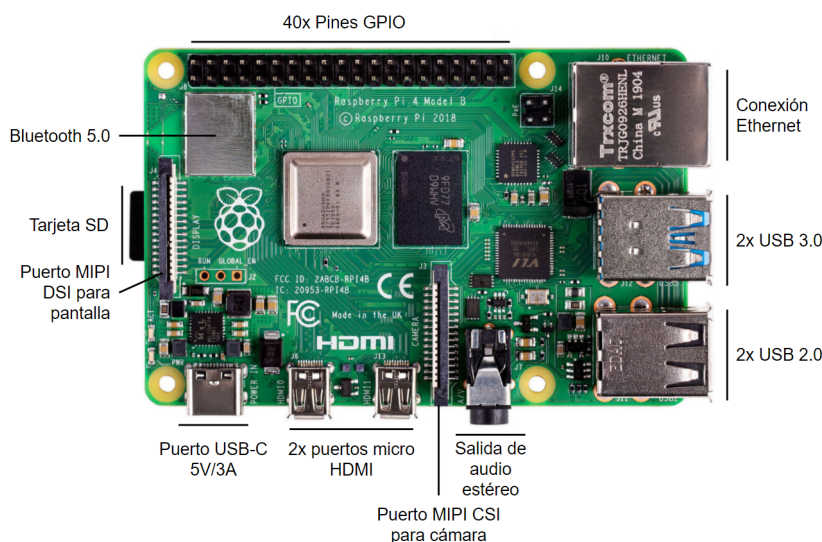


Figura 4.11: Imagen de la placa Raspberry Pi 4b utilizada

¹⁰<https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/>

4.3.2. Software

Todas las funcionalidades del MC se ejecutan desde un código escrito en Python. La elección de dicho lenguaje de programación se debe a varios motivos, a saber:

- Es de código abierto (“Open Source”).
- Es ampliamente difundido, por lo cual existe una extensa documentación que respalda su funcionamiento.
- Existe una variedad muy amplia de librerías de código abierto que facilitan su implementación, muchas de las cuales permiten el tratamiento específico de las señales fisiológicas que se adquieren y procesan.
- Su uso forma parte de la batería de herramientas que los autores manejan debido a la formación académica que tuvieron.

4.3.3. Sincronización y guardado de señales

La función principal del MC es generar la sincronización de las señales que son adquiridas a lo largo del estudio y almacenarlas para su posterior análisis. Además, se guardan junto a un archivo de metadatos que contiene datos del estudio (fecha, hora y comentarios) y del paciente (nombre, apellido, fecha de nacimiento, documento).

Dado que las señales fisiológicas se adquieren desde placas diferentes y las frecuencias de muestreo no son iguales a las teóricas, se pueden ir acumulando desfases a lo largo del estudio y alterar los resultados del mismo (Ver Pruebas de frecuencia de muestreo). Para evitar esto y cumplir con los requisitos de diseño que establecen que no puede existir un desfase mayor a medio segundo entre las señales, se desarrollaron dos estrategias: una se denomina Reseteo y la otra Sincronización.

Estrategia de Reseteo

A medida que el MC recibe las señales de los MAs, las mismas son almacenadas en buffers independientes. Dado que los estudios suelen ser muy largos y que la RAM del MC es limitada, los buffers se guardan cada 9 minutos (elección que se justificará más adelante) en la memoria dura en formato *.csv* y se resetean para aliviar el nivel de procesamiento requerido, tal como se mencionó anteriormente. Por otra parte, el hecho de ir guardando los buffers permite tener una copia de seguridad en caso de que exista una falla en el dispositivo.

En tal caso, la adquisición podría detenerse, pero lo adquirido hasta el momento del último reset quedaría guardado.

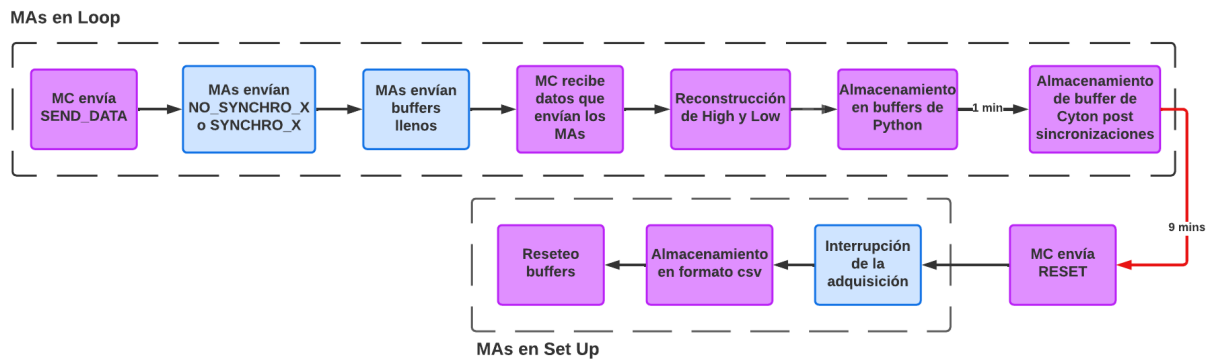


Figura 4.12: Diagrama de flujo del algoritmo de la estrategia de reseteo. En azul se representan las acciones llevadas a cabo por los MAs y en violeta las llevadas a cabo por el MC. La descripción detallada de los mensajes enviados y su significado se pueden encontrar en la sección Protocolo de comunicación. Se indica con recuadros punteados el bloque que se está ejecutando en los MAs durante las distintas etapas.

El diagrama de la Figura 4.12 describe el algoritmo de adquisición y guardado de las señales que se utilizan en el MC. Lo primero que sucede es que desde el MC se envía un 'SEND_DATA' a uno de los MA, que lo recibe y envía la cantidad de buffers llenos que posee, que puede variar entre 0 y 5. Si dicho número es distinto de 0, el MC espera que el MA le envíe los buffers con la información de las señales adquiridas, los reconstruye a partir de los bytes High y Low que recibe y los almacena en un buffer propio. Este procedimiento se produce secuencialmente para todos los MAs (en el caso de que estén los tres conectados) y se repite hasta que se alcanzan los 9 minutos. Cada 1 minuto, además, se actualiza el buffer de Cyton, que contiene la señal procesada después de la Sincronización, que se explicará más adelante. Cuando pasan 9 minutos, se frena la adquisición de las señales, se resetean los dispositivos, se guardan los buffers en un documento de extensión *.csv* en la memoria interna del MC y se resetean los buffers. Este algoritmo se ejecuta continuamente hasta que se termine el tiempo del estudio o el usuario presione "DETENER".

La elección de un tiempo de 9 minutos para realizar el reseteo de los buffers se debe a una solución de compromiso calibrada empíricamente. Por un lado, es necesario resetear la menor cantidad de veces posible para no tener una señal tan fragmentada, dado que se deja de adquirir al momento de resetear. Por otro lado, si pasa demasiado tiempo entre reset y reset, el tiempo de guardado de los buffers en el archivo de extensión *.csv* y el reseteo de los módulos es muy prolongado y se pierden más segundos seguidos de señal. Por ejemplo, en caso de adquirir los 8 canales de la Cyton Board y 10 canales analógicos de los MAs y programando el

reset cada 1 hora, se pierden 20 segundos de señal y si se hace cada 25 minutos se pierden 9 segundos de señal. Si bien la pérdida porcentual en ambos casos es similar, este tipo de estudios se suele analizar en intervalos de 30 segundos y por lo tanto una pérdida prolongada se torna muy relevante en relación a la unidad de análisis. En consecuencia, se determinó que era necesario resetear la menor cantidad de veces sin generar pérdidas de más de 5 segundos seguidos de señal, en caso de que se adquirieran los 8 canales de la Cyton Board y 10 canales analógicos de los MAs. De los tiempos analizados, los 9 minutos fueron el mayor tiempo encontrado que generaba una pérdida que cumplía con lo establecido (4,85 s). Si bien 4,85 segundos en 9 minutos representan una pérdida de menos del 1 %, se tiene en cuenta que puede afectar al estudio ya que quita la posibilidad de analizar la señal de forma continua y se podrían llegar a perder eventos relevantes ocurridos en estos lapsos. Por lo tanto, esta cuestión será retomada en la sección Discusión para proponer distintas alternativas que no fueron desarrolladas por las limitaciones y marco del proyecto.

Estrategia de Sincronización

A partir de pruebas empíricas realizadas, se observó que las frecuencias de muestreo de la Cyton Board y el MA difieren en un 0,2 %, siendo la de la placa de EEG mayor (ver Pruebas de frecuencia de muestreo). Esto implica que en 9 minutos se acumula un desfase mayor al segundo, lo cual no es aceptable. Por lo tanto, se desarrolló una estrategia de sincronización en la cual uno de los MAs actúa como Reloj Maestro de todo el sistema y cada vez que marca que transcurrió un minuto, el MC adquiere un número determinado de muestras de los demás dispositivos en función de la frecuencia de muestreo. Por otro lado, se determinó que entre ambos MAs no era necesario hacer ningún otro tipo de sincronización dado que el desfase máximo que existía entre ambos dentro de los 9 minutos era menor a 300 ms (ver Capítulo Pruebas de verificación y validación). En el cuadro 4.1 se resumen ambas estrategias utilizadas, especificando el problema que solucionan y cómo lo hacen.

Estrategia	Reseteo	Sincronización
Problema	RAM limitada	Desfase de MAs con Cyton Board
Acción	Descarga de la señal a memoria ROM	Descarte equidistante de datos sobrantes de Cyton Board
Problema Asociado	Pérdida de señal (menor al 1 %)	Pérdida de datos (alrededor del 0,2 %)

Cuadro 4.1: Resumen de las estrategias utilizadas, el problema que resuelven y sus problemas asociados.

En el diagrama de la Figura 4.13 se describe la estrategia de sincronización más detalladamente. A cada un minuto, el MA que esté actuando como Reloj Maestro, le indica al central que se debe sincronizar la señal de Cyton Board (ver sección Protocolo de comunicación). Dado que la frecuencia de muestreo teórica tanto de la placa Arduino como de la Cyton Board es de 250 Hz, idealmente ambas placas deberían adquirir 15000 muestras en 60 segundos. Lo que se hace en esta instancia es obtener los datos de la placa de EEG que se adquirieron en el lapso del minuto y, utilizando la función "Synchro", se obtiene un buffer con la cantidad de muestras esperada, es decir, 15000. Internamente, la función elimina la diferencia de datos de manera equiespaciada. Esto cumple su función ya que el desfase es progresivo (ver sección Pruebas de frecuencia de muestreo) y la eliminación de datos también lo es. También se contempla el hipotético caso de que la Cyton Board adquiriera menos de 15000 muestras por segundo. En ese caso se agregarían datos, promediando dos adyacentes. Una vez realizado esto, se guarda en otro buffer del MC la señal de Cyton procesada. Esta estrategia, sin embargo, no es ideal y su discusión se retomará más adelante (ver sección Discusión).

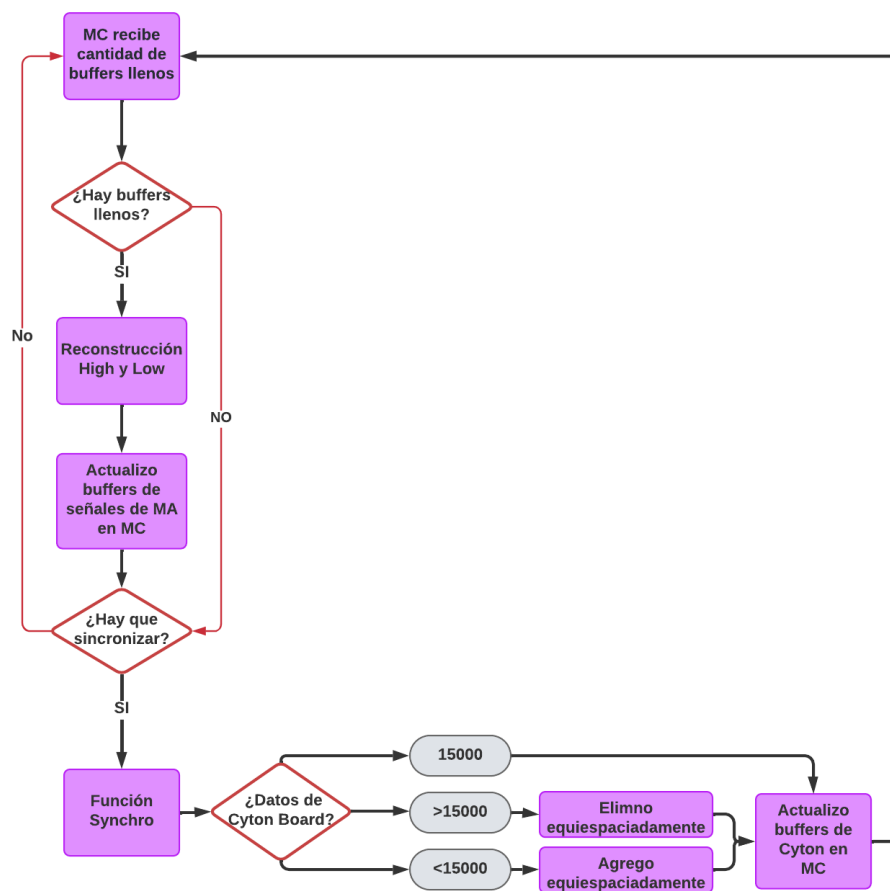


Figura 4.13: Diagrama del algoritmo de la estrategia de sincronización.

Como se mencionó anteriormente, el procedimiento de sincronizado sucede solamente para el MA-A. En el caso de que no estuviera conectado, el MA-B se convierte en Reloj Maestro y toda esta secuencia se reproduce para el mismo.

4.3.4. Control del usuario

Sumado a las funcionalidades descritas anteriormente, es desde el MC que el usuario puede dar inicio y fin al estudio y elegir los dispositivos y señales que quiere que se incluyan en el mismo. Para ello, se desarrollaron dos interfaces gráficas que serán detalladas más adelante. Para poder interactuar con ellas, el usuario debe poder visualizarlas en una pantalla y para ello existen dos posibilidades.

La primera es conectarse de manera remota mediante otro dispositivo inteligente (PC, tablet, smartphone, etc) que el laboratorio posea. La conexión con el MC se da mediante una misma red de internet (la del laboratorio), utilizando aplicaciones libres como "VNC Viewer - Remote Desktop"¹¹, de RealVNC Limited. La misma está disponible para cualquier sistema operativo y es de fácil utilización. Sólo es necesario saber la dirección de IP del MC e ingresarlo en la aplicación (para más información acerca de cómo configurar la Raspberry Pi y su conexión por VNC ver Anexo Configuración de la Raspberry Pi 4). Esto da acceso a la visualización y control del mismo, utilizando el cursor y el teclado del dispositivo inteligente del laboratorio. Esta estrategia de conexión permite que el investigador controle el dispositivo de manera remota desde una habitación distinta a la que duerme el paciente, sin perturbar su sueño. Además permite prescindir de monitor, teclado, mouse y cables adicionales conectados al MC. Otra de las ventajas de esta estrategia es que la conexión por VNC se puede realizar incluso desde el smartphone, como se puede ver en la Figura 4.14. Esto brinda más autonomía al investigador ya que puede utilizar funciones como la de "stremear", dar comienzo al estudio e ir monitoreando el tiempo que falta desde su teléfono celular, sin depender de que haya una computadora disponible. La única desventaja es que el proceso de transmisión del escritorio remoto consume memoria RAM del dispositivo y puede enlentecer su funcionamiento, aunque no lo suficiente como para causar un problema al estudio. Dado que el dispositivo seguramente esté instalado en una red WiFi de libre acceso, como puede ser la de una universidad o un laboratorio, el mismo cuenta con un nombre de usuario y contraseña que impide que cualquier persona ajena al estudio pueda acceder al escritorio remoto.

¹¹<https://www.realvnc.com/es/>

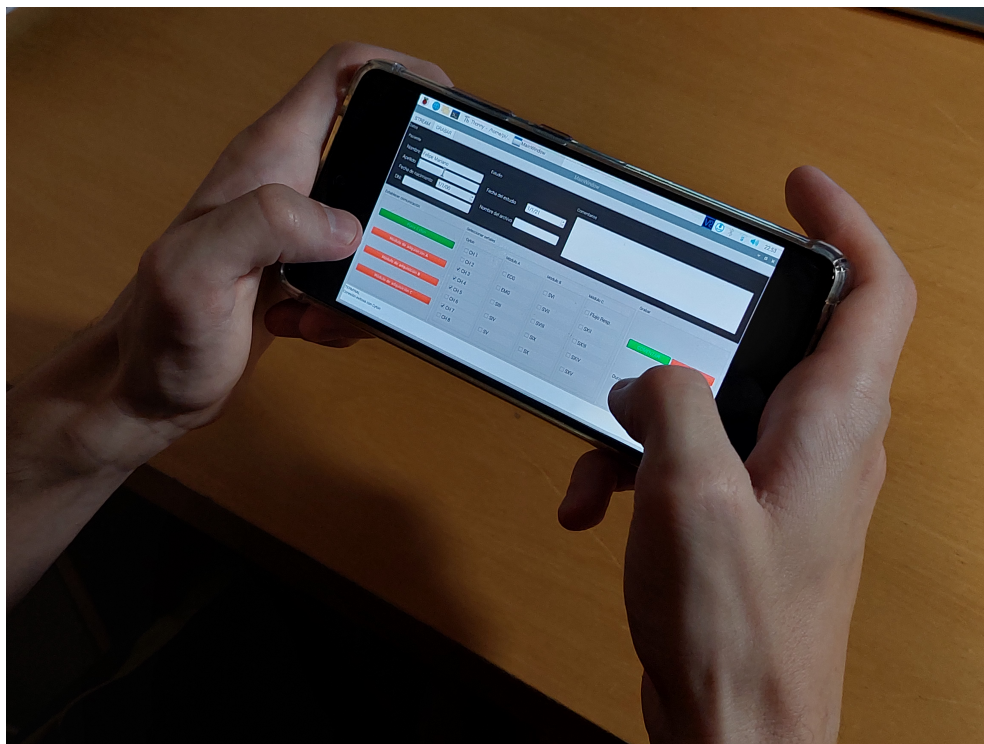


Figura 4.14: Control del dispositivo de manera remota mediante un Smartphone.

La segunda estrategia de conexión es utilizar al MC como una computadora de escritorio. Se conecta a una pantalla mediante un cable HDMI y a un mouse y un teclado mediante USB. Esto puede resultar incómodo ya que requiere tener instalado dentro del cuarto de sueño un escritorio con los dispositivos recién mencionados. La ventaja que ofrece esta estrategia es que demanda menos procesamiento al MC y permite prescindir de una red WiFi. Sin embargo, no se recomienda utilizar el dispositivo de esta forma ya que el hecho de tener un monitor conectado a la red introduce ruido a la adquisición de señales y conlleva un riesgo eléctrico para el paciente debido a la vinculación física conductora con componentes cuya alimentación es la tensión nominal de red.

4.4. Protocolo de comunicación

A continuación se detalla la codificación desarrollada para el intercambio de información entre los MAs y el MC.

4.4.1. Establecer comunicación serial

Para poder establecer la comunicación entre los MAs y el MC se utiliza la librería Pyserial¹² de Python. La comunicación que se establece posee un baudrate de 57600 bps, un bit de stop y no posee bit de paridad.

4.4.2. Inicialización del estudio

Cuando se da comienzo al estudio y en base a las selecciones que hizo el usuario desde las interfaces gráficas, el MC envía una serie de 7 caracteres, que indican a cada MA si debe actuar como Reloj Maestro y qué señales debe adquirir. Esto sucede mientras se están ejecutando los bloques de Set Up de los MAs.

Emisor	Receptor	Orden	Carácter	Asignación	Significado
Módulo central	Módulo de adquisición	1	c	MASTER_CLOCK	El módulo actúa como Reloj Maestro
			d	NOT_MASTER_CLOCK	El módulo no actúa como Reloj Maestro
Módulo central	Módulo de adquisición	2	a	ENABLE_SIGNAL	Se habilita la señal 1
			b	DISABLE_SIGNAL	No se habilita la señal 1
Módulo central	Módulo de adquisición	3	a	ENABLE_SIGNAL	Se habilita la señal 2
			b	DISABLE_SIGNAL	No se habilita la señal 2
Módulo central	Módulo de adquisición	4	a	ENABLE_SIGNAL	Se habilita la señal 3
			b	DISABLE_SIGNAL	No se habilita la señal 3
Módulo central	Módulo de adquisición	5	a	ENABLE_SIGNAL	Se habilita la señal 4
			b	DISABLE_SIGNAL	No se habilita la señal 4
Módulo central	Módulo de adquisición	6	a	ENABLE_SIGNAL	Se habilita la señal 5
			b	DISABLE_SIGNAL	No se habilita la señal 5
Módulo central	Módulo de adquisición	7	e	INITIALIZE_TIMER	Se inicializa el timer

Cuadro 4.2: Protocolo de comunicación entre MC y MAs para dar comienzo al estudio. Se describen los caracteres que se envían junto con su significado detallado y la asignación que se utiliza para identificarlos a lo largo del informe.

Ejemplo: la secuencia 'c', 'a', 'b', 'a', 'b', 'b', 'e' haría que el módulo actúe como Reloj Maestro y adquiriera sólo las señales 1 y 3.

¹²<https://pypi.org/project/pyserial/>

4.4.3. Desarrollo del estudio

Cada 50 ms, el MC envía un carácter a los MAs. Los mismos lo leerán cada vez que inicien un nuevo ciclo del Loop. Las distintas opciones y sus significados se encuentran en la Cuadro 4.3.

Emisor	Receptor	Orden	Carácter	Asignación	Significado
Módulo central	Módulo de adquisición	1	s	SEND_DATA	Se debe revisar si hay buffers llenos para enviar.
			r	RESET	Se resetea el Módulo de adquisición.

Cuadro 4.3: Protocolo de comunicación entre MC y MAs durante el transcurso del estudio. Se describen los caracteres que se envían junto con su significado detallado y la asignación que se utiliza para identificarlos a lo largo del informe

Emisor	Receptor	Orden	Carácter	Asignación	Significado
Módulo de adquisición (sea reloj maestro o no)	Módulo central	1	100	NO_SYNCHRO_0	No hay buffers llenos y no hay que sincronizar con la Cyton Board.
			101	NO_SYNCHRO_1	Hay 1 buffer lleno y no hay que sincronizar con la Cyton Board.
			102	NO_SYNCHRO_2	Hay 2 buffers llenos y no hay que sincronizar con la Cyton Board.
			103	NO_SYNCHRO_3	Hay 3 buffers llenos y no hay que sincronizar con la Cyton Board.
			104	NO_SYNCHRO_4	Hay 4 buffers llenos y no hay que sincronizar con la Cyton Board.
			105	NO_SYNCHRO_5	Hay 5 buffers llenos y no hay que sincronizar con la Cyton Board.
Módulo de adquisición (sólo reloj maestro)	Módulo central		200	SYNCHRO_0	No hay buffers llenos y hay que sincronizar con la Cyton Board.
			201	SYNCHRO_1	Hay 1 buffer lleno y hay que sincronizar con la Cyton Board.
			202	SYNCHRO_2	Hay 2 buffers llenos y hay que sincronizar con la Cyton Board.
			203	SYNCHRO_3	Hay 3 buffers llenos y hay que sincronizar con la Cyton Board.
			204	SYNCHRO_4	Hay 4 buffers llenos y hay que sincronizar con la Cyton Board.
			205	SYNCHRO_5	Hay 5 buffers llenos y hay que sincronizar con la Cyton Board.

Cuadro 4.4: Protocolo de comunicación entre MC y MAs durante el transcurso del estudio. Se describen los caracteres que se envían junto con su significado y la asignación que se utiliza para identificarlos a lo largo del informe.

A su vez, si el carácter recibido fue una 's', el MA responde con una variable llamada 'cant_buffer', que indica la cantidad de buffers llenos y si es momento de sincronizar. Las distintas opciones y sus significados se encuentran en la Cuadro 4.4.

Luego de haber recibido la cantidad de buffers llenos y dado que el tamaño de los mismos es fijo, el MC ya tiene la información de cuántos datos deberá leer. Cada buffer que se reciba tendrá 251 datos. El primero será un "header", que indica qué señal es. Los siguientes datos corresponden a las últimas 250 muestras de la señal correspondiente. Sin embargo, cada dato se separa en una componente High y una Low, por lo cual se envían 502 bytes. El header también se separa en 2 bytes pero, al ser siempre menor a 256, su componente High es siempre 0. En el cuadro 4.5 se muestra cómo se compone el paquete de envío de cada buffer y la Figura 4.15 lo hace gráficamente. Ocurre lo mismo para cada buffer que esté lleno, es decir, si hay 3 buffers que se llenaron simultáneamente, el mensaje del cuadro 4.5 se dará 3 veces. En ese caso, el MC leerá 1506 datos gracias a la variable que le indicó cuántos buffers estaban llenos.

Emisor	Receptor	Orden	Carácter	Asignación	Significado
Módulo de adquisición	Módulo central	0	0	HEADER_HIGH	-
		1	1	HEADER_LOW_1	Los próximos 500 datos son de la señal 1
			2	HEADER_LOW_2	Los próximos 500 datos son de la señal 2
			3	HEADER_LOW_3	Los próximos 500 datos son de la señal 3
			4	HEADER_LOW_4	Los próximos 500 datos son de la señal 4
			5	HEADER_LOW_5	Los próximos 500 datos son de la señal 5
		2n	dato n // 256	DATA_n_HIGH	8 bits más significativos del dato n, pasados a decimal
		2n +1	dato n % 256	DATA_n_LOW	8 bits menos significativos del dato n, pasados a decimal

Cuadro 4.5: Protocolo de comunicación entre MC y MAs durante el transcurso del estudio. Se describen los caracteres que se envían junto con su significado detallado y la palabra clave que se utiliza para identificarlos a lo largo del informe. "n" toma valores entre 1 y 250.

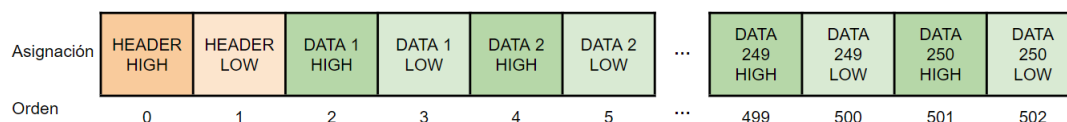


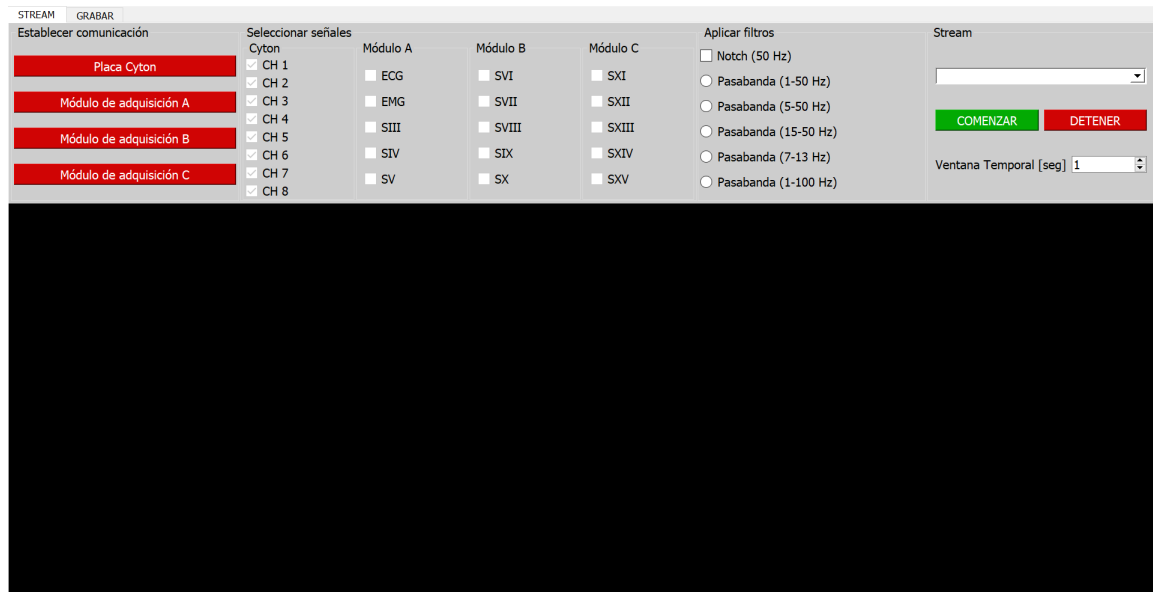
Figura 4.15: Ejemplo de un buffer de envío que recibe el MC.

4.5. Interfaces de usuario

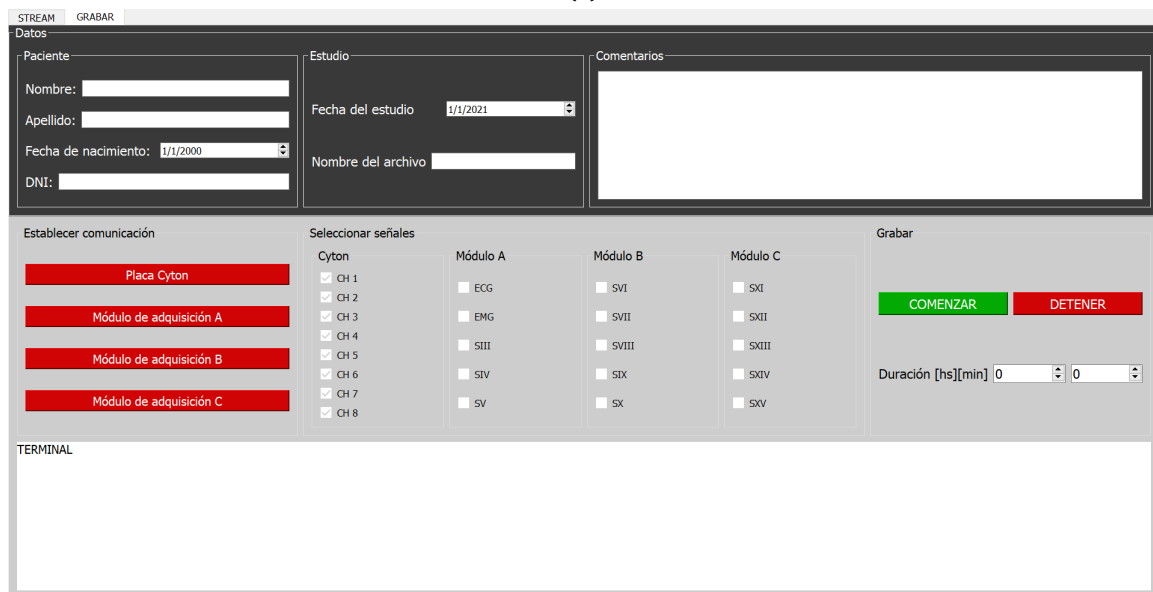
La interfaz de usuario (UI, por sus siglas en inglés) es la herramienta a través de la cual un usuario puede interactuar con un sistema, dispositivo o software. El objetivo es dar al usuario un control intuitivo y preciso de lo que quiere obtener de dicho software o sistema. Las interfaces gráficas (GUI por sus siglas en inglés) son el tipo de interfaz de usuario más ampliamente utilizada y difundida para las aplicaciones de software actuales. Por medio de la GUI, el usuario puede modificar ciertos parámetros y elegir qué acciones quiere que realice el software.

4.5.1. GUI de control

Se diseñó y desarrolló una interfaz gráfica desde la cual el usuario puede iniciar el estudio. Para cumplir con las prestaciones previamente establecidas, la interfaz permite al usuario establecer la conexión con los módulos que desee, seleccionar las señales fisiológicas que quiere adquirir, indicar la duración del estudio y poder visualizar en tiempo real las señales para asegurarse de que todo está bien conectado antes de comenzar a grabar. Esta interfaz se llevó a cabo de manera modular y tuvo varias versiones a lo largo del desarrollo del proyecto. Las funcionalidades de cada una de las versiones se detalla en el anexo Versiones de las interfaces gráficas. En la Figura 4.16 se muestra la versión final de la GUI de control.



(a)



(b)

Figura 4.16: a) Imagen de la GUI de control en la pestaña Stream. b) Imagen de la GUI de control en la pestaña grabar

En la Figura 4.17 se puede observar el diagrama de flujo que detalla el funcionamiento de la GUI de control.

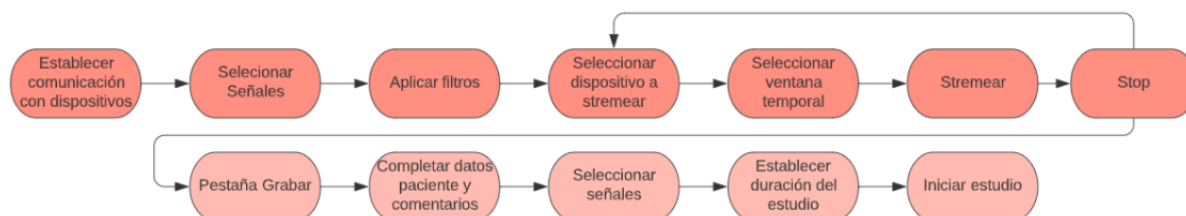


Figura 4.17: Diagrama de flujo del funcionamiento de la GUI de control y los pasos que debe seguir el usuario

La GUI posee dos pestañas diferentes, una para visualizar en tiempo real denominada “Stream” y otra para grabar. Al abrir la interfaz, el usuario verá automáticamente la pestaña de Stream, la cual puede ser utilizada o no antes de comenzar el estudio. En esta pestaña, lo primero que debe realizar el usuario es establecer la comunicación con los dispositivos que desea según las señales que sean necesarias para el estudio. Una vez establecida la conexión, que será cuando los botones pasen de rojo a verde, debe seleccionar las señales que desea adquirir de dichos dispositivos. El objetivo de esta pestaña es poder visualizar en tiempo real las señales antes de comenzar el estudio, para asegurar que todo esté bien conectado y que las señales se están adquiriendo correctamente. Por lo tanto, los siguientes pasos son seleccionar, si así lo deseara, un filtro para la visualización de las señales en tiempo real, seleccionar el dispositivo que se desea visualizar, seleccionar la ventana temporal y por último presionar el botón “COMENZAR” para que se comience a graficar las señales seleccionadas del dispositivo elegido.

Para cambiar de dispositivo que se streamea, se debe presionar “DETENER”, seleccionar un nuevo dispositivo en el menú desplegable, seleccionar la ventana temporal y presionar “COMENZAR” nuevamente. Luego de streamear, para comenzar el estudio el usuario pasa a la pestaña de grabación. Allí debe completar los datos del paciente y del estudio e incluso agregar comentarios si lo desea. Desde esta pestaña también se puede establecer conexión con los dispositivos si no se realizó en primera instancia desde la pestaña de streamear y se deben seleccionar nuevamente las señales que quiera adquirir en el estudio. Una vez realizados los pasos anteriores, el usuario debe establecer la duración del estudio y presionar “COMENZAR” para dar comienzo al mismo.

Pestaña Stream

Como se mencionó anteriormente, el objetivo de esta pestaña es que el usuario pueda visualizar las señales antes de comenzar el estudio para asegurarse de que todo está funcionando correctamente.

Bloque Establecer comunicación



Figura 4.18: Imagen del bloque Establecer comunicación. Este bloque es igual en ambas pestañas (Stream y Grabar).

En este bloque se seleccionan los dispositivos a los que el usuario desea conectarse. Debe presionar el botón y esperar a que se ponga de color verde. Esta sección funciona en conjunto en ambas pestañas, es decir que si se establece la conexión desde “Stream” se verá conectado desde “Grabación” y viceversa.

Bloque Seleccionar señales

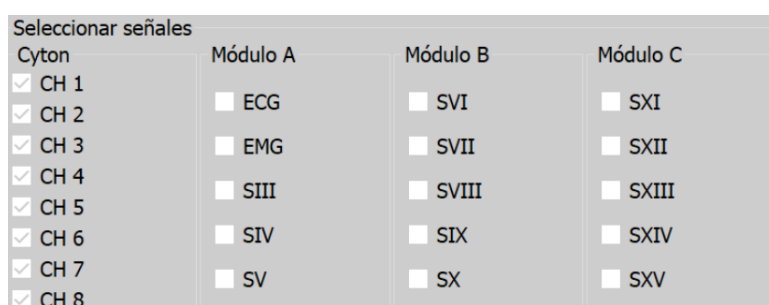


Figura 4.19: Imagen del bloque Seleccionar Señales. Este bloque es igual en ambas pestañas (Stream y Grabar)

En esta sección el usuario debe seleccionar las señales que quiera adquirir en la GUI de control o visualizar en tiempo real. Están separadas por el dispositivo que las adquiere y se

pueden seleccionar de a una o cuantas se deseen en simultáneo. La posibilidad de seleccionar señales solo se activará cuando ya se haya establecido la conexión con el dispositivo correspondiente. Si aún no está conectado, las señales aparecerán deshabilitadas.

Bloque filtros

Desde este sector el usuario puede seleccionar un filtro para visualizar las señales de forma más clara. Las opciones de filtrado son:

- Notch de 50 Hz
- Pasabanda (1-50 Hz)
- Pasabanda (5-50 Hz)
- Pasabanda (15-50 Hz)
- Pasabanda (7-13 Hz)
- Pasabanda (1-100 Hz)

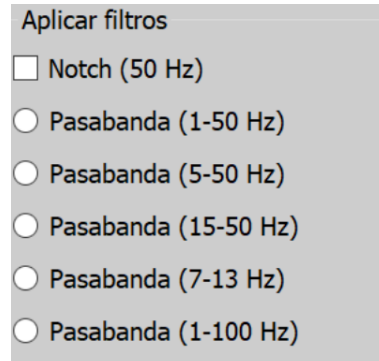


Figura 4.20: Imagen del bloque Aplicar Filtros dentro de la pestaña de Stream.

Bloque Stream

Para utilizar esta funcionalidad, el usuario debe seleccionar en el menú desplegable el dispositivo cuyas señales quiere visualizar, junto con la ventana temporal que quiere que se grafique. Una vez seleccionado el dispositivo, se visualizarán aquellas señales de dicho dispositivo que se hayan seleccionado en el sector de “Seleccionar señales”. Para cambiar de dispositivo, se debe presionar “DETENER”, elegir un nuevo dispositivo y presionar “COMENZAR” nuevamente. Una vez que se visualizaron todas las señales, es necesario que el usuario presione el botón de “DETENER” para poder pasar a la pestaña de grabación.

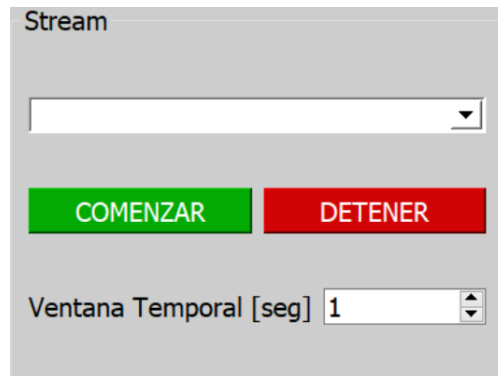


Figura 4.21: Imagen del bloque de Stream dentro de la pestaña con el mismo nombre.

Pestaña Grabar

En esta pestaña se da inicio al estudio per se, se indican las señales que se quieren adquirir y el tiempo de duración del estudio, junto con datos sobre el paciente para identificarlo una vez finalizado.

Bloque Datos

Datos		
Paciente	Estudio	Comentarios
Nombre: <input type="text"/>	Fecha del estudio: <input type="text" value="1/1/2021"/>	<div></div>
Apellido: <input type="text"/>	Nombre del archivo: <input type="text"/>	
Fecha de nacimiento: <input type="text" value="1/1/2000"/>		
DNI: <input type="text"/>		

Figura 4.22: Imagen del bloque Datos dentro de la pestaña Grabar.

Desde el sector de Datos el usuario puede agregar datos del paciente y del estudio. En cuanto al paciente, puede registrar nombre, apellido, DNI y fecha de nacimiento. En cuanto al estudio, puede registrar la fecha y nombre del archivo. Además, puede dejar comentarios relevantes si así se desea.

Bloque Establecer comunicación

En este bloque se visualiza y comporta de la misma manera que el bloque Establecer Comunicación de la pestaña Stream.

Bloque Seleccionar señales

La selección de señales en la pestaña de grabación se visualiza y comporta de la misma manera que el bloque Seleccionar Señales de la pestaña Stream.

Bloque Grabar

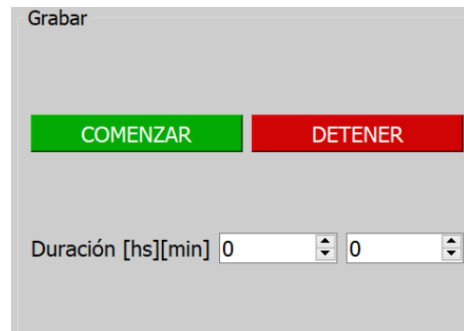


Figura 4.23: Imagen del bloque Grabar dentro de la pestaña con el mismo nombre.

Desde el recuadro de grabar el usuario puede seleccionar la duración del estudio (en horas y minutos) y comenzar o detener prematuramente el mismo.

Bloque Terminal



Figura 4.24: Imagen del bloque Terminal dentro de la pestaña Grabar.

La terminal tiene el objetivo de que el usuario pueda conocer el estado de las diferentes acciones realizadas por el Módulo Central. Indica cuando un dispositivo se conecta correctamente, cuando se da inicio al estudio, muestra el tiempo transcurrido desde el inicio del estudio y cuando el mismo termina.

4.5.2. GUI Visualización

Se diseñó y desarrolló una segunda interfaz gráfica con el objetivo de que los investigadores puedan visualizar y analizar todas las señales adquiridas una vez finalizado el estudio. Para cumplir con las prestaciones previamente establecidas, esta interfaz debe permitir al usuario seleccionar las señales fisiológicas que desea y visualizarlas por separado o en simultáneo, realizar zoom in y zoom out y poder desplazarse por los ejes de los gráficos de forma conjunta si estuviera graficando varias señales a la vez. A dichas funcionalidades se le sumó la posibilidad de filtrar y realizar ciertos procesamiento a las señales. Al igual que la GUI de

control, esta interfaz se llevó a cabo de manera modular y tuvo varias versiones a lo largo del desarrollo del proyecto. Las funcionalidades de cada una de las versiones se detalla en el anexo Versiones de las interfaces gráficas. En la Figura 4.25 se observa la versión final de la GUI de visualización.

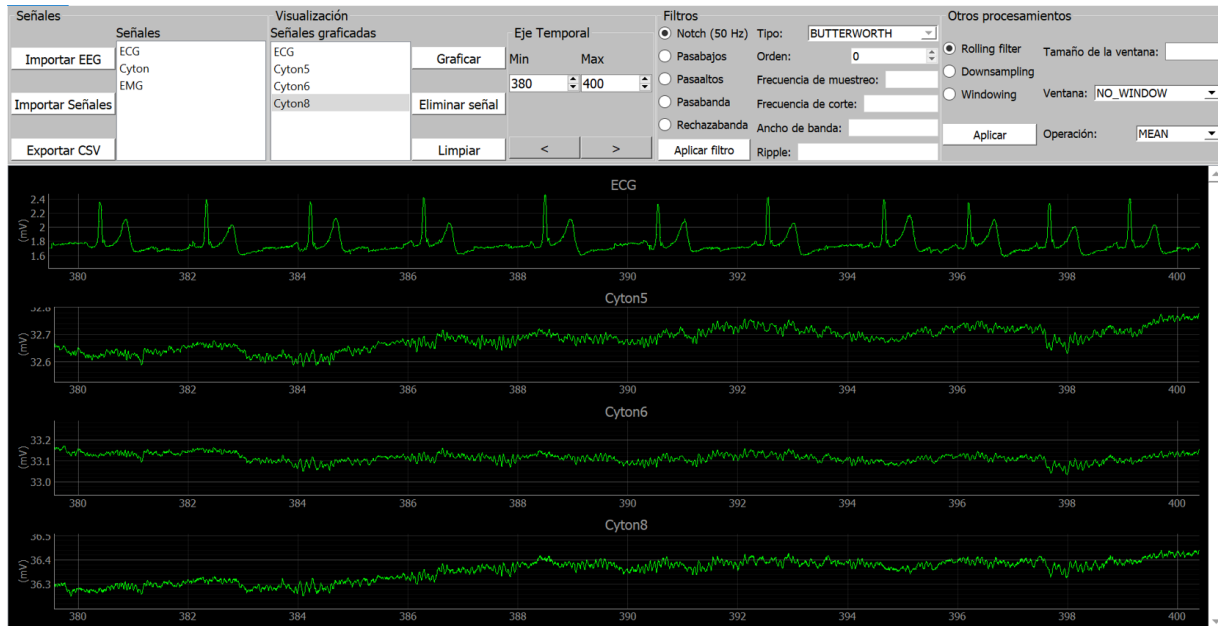


Figura 4.25: Imagen de la GUI de visualización diseñada para el análisis offline de las señales adquiridas en el estudio. La primera señal corresponde a un ECG (DII) y las últimas tres corresponden a tres canales distintos de un EEG.

En la Figura 4.26, se presenta el diagrama de flujo que detalla la lógica interna y el funcionamiento de la GUI. En primer lugar, el usuario debe seleccionar las señales que desea importar seleccionando el botón indicado según sea una señal de EEG o no. Al presionar los botones, se abrirá una ventana emergente con el explorador de archivos para que el usuario pueda buscar y elegir la señal deseada. Una vez seleccionadas las señales, las mismas aparecerán en el cuadro de “Señales” con su nombre correspondiente. Cuando el usuario ya importó todas las señales que desea analizar, puede graficarlas directamente presionando el botón de “Graficar” o elegir realizarles algún tipo de procesamiento digital, como un filtrado. Para ello, se debe seleccionar la señal que se desea procesar, armar el filtro o el procesamiento requerido, y presionar el botón de “Aplicar filtro” o “Aplicar” según corresponda. Si se desea filtrar la señal, se puede elegir el tipo de filtro e incluso establecer parámetros del mismo como las frecuencias de corte, ancho de banda y orden. Al aplicar cualquiera de los procesamiento, se creará una nueva señal en la sección de “Señales” que se llamará con el nombre de la señal original + el tipo de procesamiento. Una vez que la señal procesada aparece en la sección de

“Señales”, se la puede graficar normalmente, al igual que cualquier otra señal. Para eliminar el gráfico de alguna de las señales, se debe seleccionar la señal de la sección de “Señales Graficadas” y presionar “Eliminar señal”. Para eliminar todos los gráficos al mismo tiempo se debe presionar el botón de “Limpiar”.

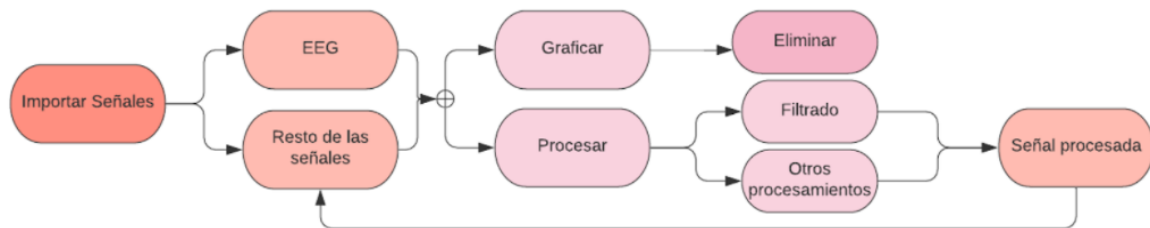


Figura 4.26: Diagrama de flujo del funcionamiento de la GUI de visualización y los pasos a seguir por el usuario

Una vez graficadas todas las señales que se desean visualizar, el usuario podrá hacer zoom en ambos ejes de cada una de ellas, desplazarse a lo largo del eje temporal y moverlas de forma conjunta para poder comparar o establecer relaciones entre ellas. Además, podrá elegir la ventana temporal que desea visualizar estableciendo un máximo y un mínimo en la sección “Eje Temporal” y podrá desplazarse con ese ancho de ventana a lo largo de todo el estudio utilizando las flechas.

Bloque señales

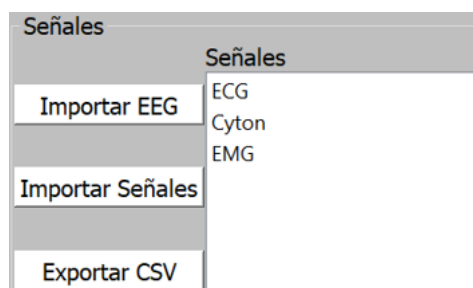


Figura 4.27: Imagen del bloque de señales de la GUI de visualización

Dentro de “Señales” aparecerá el listado de todas las señales que haya importado el usuario. Las señales aparecerán según el orden de importación y con su nombre correspondiente. El usuario podrá importar la cantidad de señales que desee y quedarán por esa sesión guardadas en la lista, sin poder eliminarlas. En este sector aparecerán también las señales procesadas digitalmente que el usuario haya generado. Es desde este listado que se deberá

seleccionar la señal que se desea graficar y presionar el botón “Graficar” así como también se debe seleccionar de este listado las señales a las que se les quiera aplicar el procesamiento antes de presionar “Aplicar filtro” o “Aplicar”

Bloque visualización

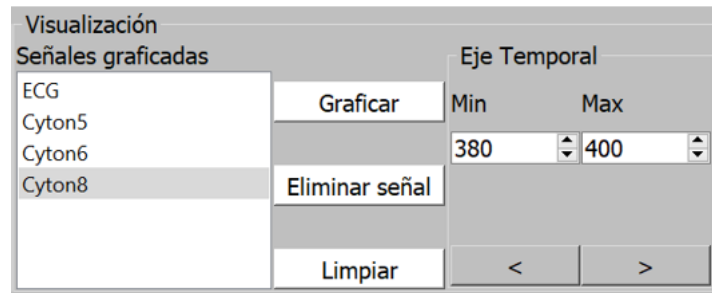


Figura 4.28: Imagen del bloque de Visualización de la GUI con el mismo nombre.

En “Señales graficadas” se listan las señales que el usuario decidió graficar con sus nombres correspondientes y en el orden que se fueron graficando. Si ya no se desea visualizar una señal, desde este sector se debe seleccionar y presionar el botón de “Eliminar Señal”. Para eliminar todos los gráficos, se debe presionar el botón “Limpiar”. Además, desde “Eje temporal” se puede elegir la ventana temporal que se desea visualizar estableciendo un mínimo y un máximo y las flechas permiten desplazarse por el gráfico manteniendo el ancho de dicha ventana.

Bloque filtrado

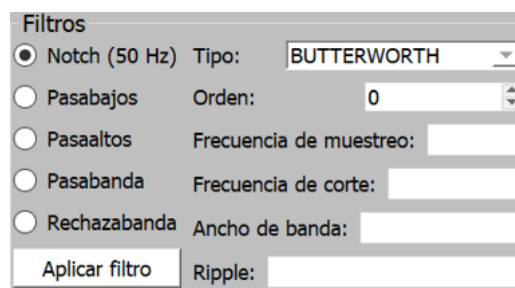


Figura 4.29: Imagen del bloque de Filtros de la GUI de visualización

En el bloque de filtrado se pueden crear los filtros que se le desee aplicar a la señal. Las opciones disponibles de filtro son las siguientes:

- Filtro notch de 50 Hz (para eliminar el ruido de línea)
- Filtro pasabajo
- Filtro pasaaltos
- Filtro pasabanda
- Filtro rechazabanda

Además de elegir el filtro, el usuario puede indicar frecuencias de corte, de muestreo, orden del filtro, ancho de banda y ripple, según corresponda a cada tipo de filtro además de especificar qué tipo de filtro se desea, eligiendo entre Butterworth, Chebyshev o Bessel.

Bloque otros procesamientos

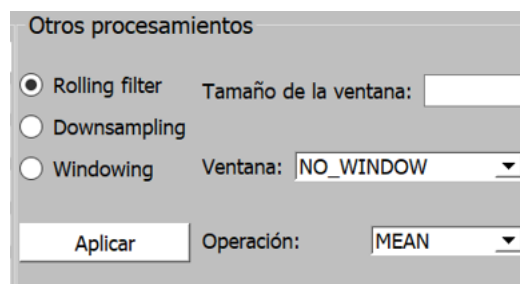


Figura 4.30: Imagen del bloque de Otros procesamientos de la GUI de visualización.

En esta sección se pueden aplicar distintos tipos de operaciones a las señales. Las operaciones disponibles son:

- Rolling Filter: suaviza los datos utilizando la media móvil o la mediana. El usuario debe indicar tamaño de ventana y operación deseada.
- Downsampling (submuestreado): realiza el submuestreo de datos, promediando varios puntos de data en uno solo. El usuario debe indicar la operación de promedio elegida.
- Windowing: realiza un ventaneo a los datos. El usuario debe indicar el tipo y la longitud de la ventana.

4.6. Alimentación eléctrica

Al diseñar equipos que interaccionan con personas, es importante garantizar que sean seguros. En particular, los equipos electromédicos deben tener especial cuidado con el aspecto de la seguridad eléctrica. Existen diferentes normas, como la IEC 60601-1, que regulan los mecanismos que deben cumplir los equipos para poder ser utilizados en pacientes. Debido a las limitaciones de recursos que tiene un proyecto final de carrera, no se realizan ensayos de seguridad eléctrica, aunque sí se decidió que el equipo esté alimentado por baterías recargables. Esto último reduce significativamente el riesgo de que ocurra un accidente eléctrico grave.

Tanto la Raspberry Pi como los Arduinos Mega y la Cyton Board pueden ser alimentados con una tensión de 5V. Además, la primera requiere que la fuente pueda entregar hasta 3A. Dentro de las opciones que cumplían con dichos requerimientos el que ofrece una mejor relación precio/calidad era el power bank de la marca DIYmore¹³. Esta fuente posee una salida de 5V 3A y otra de 3V 1A. Además, cuenta con una protección contra sobrecorriente tanto de entrada como de salida y una protección contra sobretensión de carga. Este circuito utiliza baterías 18650. Estas son baterías recargables de Litio con una capacidad de 2800 mAh, tensión de salida de 3,65 V y capacidad máxima de descarga de 25 A.

Una de las cuestiones centrales a la hora de evaluar la alimentación del equipo es considerar el consumo eléctrico de la Raspberry Pi. Esto se debe a que, si por alguna razón, no recibe una tensión y una corriente adecuada, baja la frecuencia del procesador para conseguir que el funcionamiento sea estable. En el caso de que esto suceda, se comprobó empíricamente que el dispositivo comienza a fallar y no permite que se continúe el estudio. Es por esto que se decidió utilizar dos power banks distintos, uno que alimenta solo al MC y otro que alimenta a los tres MAs y a la Cyton Board.

Otro de los puntos relevantes sobre la alimentación del dispositivo es la autonomía de las baterías ya que se requiere que la misma permita completar un estudio de 8 horas. Conociendo la capacidad de las baterías y sabiendo que 4 de las mismas se conectan en paralelo dentro del power bank, se puede conocer la capacidad teórica máxima de esta fuente, que en este caso es de 11200 mAh (suma de las capacidades individuales de cada batería). Dado que, según la documentación de la Raspberry Pi 4 (Raspberry Pi, 2022), su consumo máximo es de 1,25 A, se calcula que las baterías que alimentan al MC deberían durar aproximadamente 9 horas (8hs 57 min). En cuanto a la alimentación de los Arduino Mega y de la Cyton Board, se estima que el primero consume 90 mA y que el segundo consume 65

¹³<https://www.diyamore.cc/>

mA. Si consideramos tres Arduino Mega y la Cyton Board, el consumo será de 335 mA. Por ende se calcula que el segundo power bank debería durar aproximadamente 33 horas.

Por último, se destaca que la tensión de alimentación de cada power bank es de 5 V en corriente continua. A su vez, la impedancia del cuerpo humano es de 8800 ohms a 25 V y 5300 ohms a 50 V (Gabarda, 1993). Con lo cual, se puede inferir que a 5 V la impedancia es de 8800 ohms o mayor. Esto garantiza una corriente menor a 2 mA, valor del umbral de percepción (Gabarda, 1993).

4.7. Gabinete

Se diseñó y construyó un gabinete para proteger al dispositivo y sus componentes. El programa utilizado para su diseño fue Autodesk Tinkercad ¹⁴. La elección del mismo se debe a que es un programa gratuito que se ejecuta en un navegador web, sin necesidad de descargarlo.

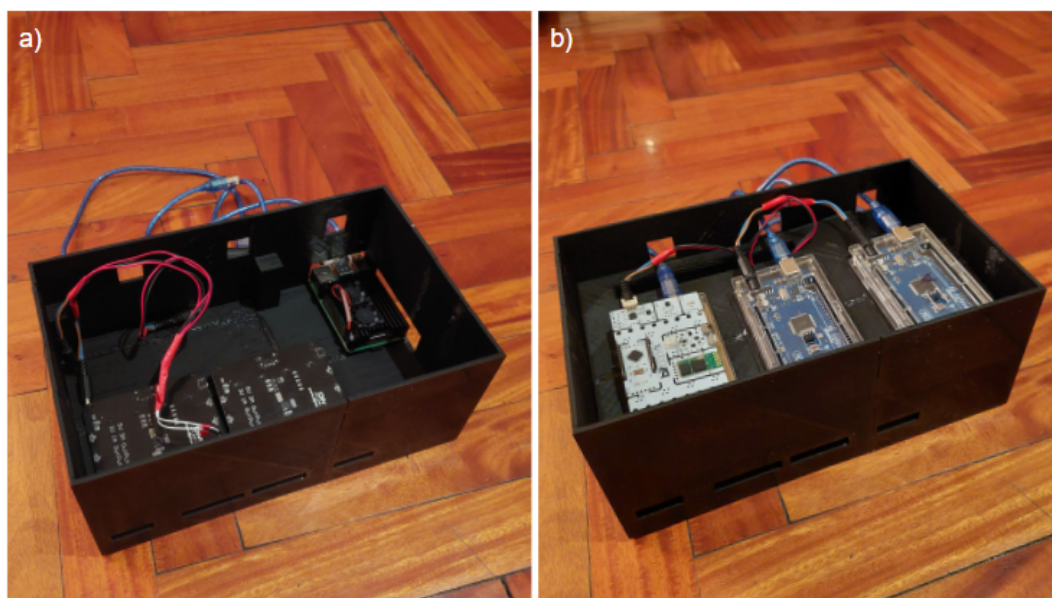


Figura 4.31: Gabinete impreso en 3D. a) Vista superior del primer piso; b) Vista superior del segundo piso.

Luego de modelar la carcasa, la misma se imprimió en 3D utilizando PLA. Se requirieron aproximadamente 24 horas de impresión.

Por ultimo, se destaca que el código G fue generado mediante el programa Repetier ¹⁵.

¹⁴<https://www.tinkercad.com>

¹⁵<https://www.repetier.com/>

4.8. Costos

A continuación se presenta el listado de materiales necesarios para llevar a cabo el proyecto junto con su precio y proveedor.

Item	Cantidad	Proveedor	Precio Unitario
Raspberry Pi KIT	1	Starware	USD 214
Arduino Mega2560	2	Todo Micro	USD 15
Power bank	3	Starware	USD 7,1
Memoria SD	1	Starware	USD 26,5
Baterías 18650	12	Todo Micro	USD 2,1
Cables Arduino	1	Todo Micro	USD 3,67
Fuente	3	Todo Micro	USD 3,17
Cable USB C	3	Todo Micro	USD 5,10
Latiguillos ECG/EMG	3	Rentamed	USD 15
Cyton Board	1	OpenBCI	USD 749**
BITalino (r)evolution	1	BITalino	USD 150**
Total			USD 1280,50

Cuadro 4.6: Listado de todos los materiales utilizados para el proyecto junto con su proveedor y precio en dólares.

** Los dispositivos señalados fueron donaciones del laboratorio del Centro de Inteligencia Computacional del Departamento de Informática del ITBA.

Capítulo 5

Pruebas de verificación y validación

En este capítulo se detallan las distintas pruebas que se realizaron para verificar y asegurar el correcto funcionamiento del equipo, teniendo en cuenta diversos parámetros. Más adelante en el capítulo Resultados se relacionan con los objetivos inicialmente planteados.

5.1. Pruebas de frecuencia de muestreo

Con el fin de poder implementar mejores estrategias de sincronización, durante las fases de diseño y desarrollo fue necesario conocer empíricamente la frecuencia de muestreo de los distintos dispositivos, dado que probablemente difirieran de la frecuencia teórica. Se adquirieron señales desde un MA y una Cyton Board durante distintos períodos de tiempo con el objetivo de conocer la cantidad de muestras que obtenía cada dispositivo. A su vez, era importante corroborar también que la frecuencia de muestreo fuera constante a lo largo del estudio. Los resultados obtenidos se muestran en el cuadro 5.1. Posteriormente, se volcaron los datos en un gráfico de dispersión y se realizó una regresión lineal de los mismos. Se muestra en la figura 5.1.

Tiempo objetivo	Duración real (segundos)	Muestras Módulo de Adquisición	Muestras Cyton Board
0:00:05	5,498630	1200	1202
0:00:10	8,875709	2000	2044
0:00:20	26,160953	6300	6374
0:00:40	41,069888	10100	10100
0:00:40	41,555385	10202	10223
0:01:20	81,855797	20200	20321
0:02:40	162,005783	40200	40401
0:05:20	323,289560	80700	80802
0:10:40	641,437701	160100	160525
0:21:20	1.280,744622	319900	320567
0:42:40	2.518,540000	629100	630643

Cuadro 5.1: Tabla de los datos obtenidos en el experimento. El tiempo objetivo era un tiempo planteado teóricamente que se midió con un temporizador. El detenimiento de la adquisición se hizo manualmente una vez que se cumplía el tiempo. Por eso Tiempo objetivo y Duración real no son exactamente iguales. La segunda columna es la que se utilizó para el análisis de los datos.

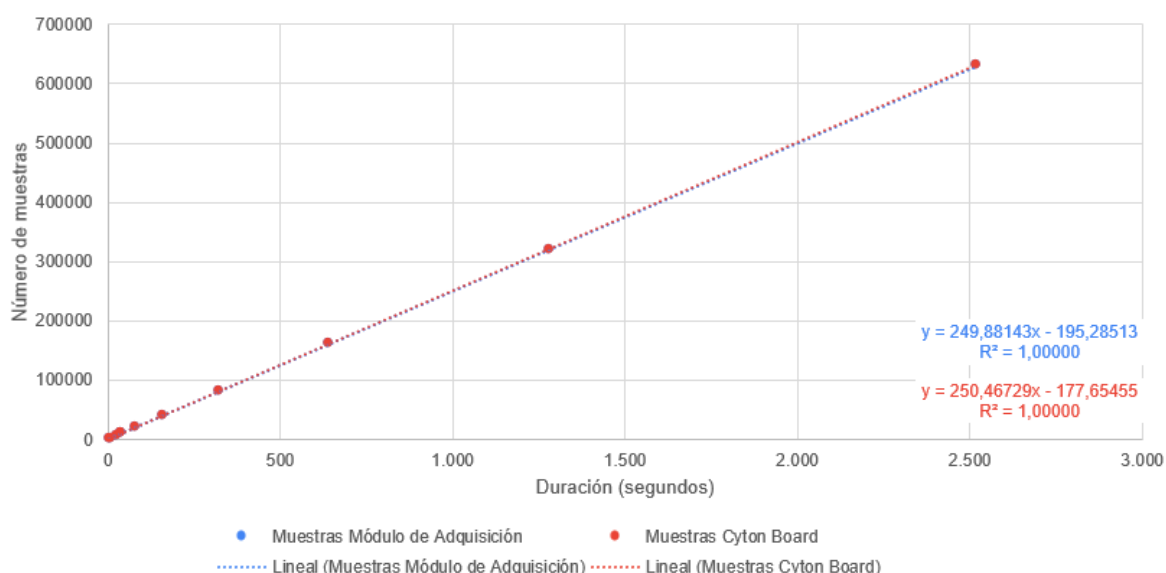


Figura 5.1: Gráfico de datos de la Cuadro 5.1 (puntos grandes) y una regresión lineal de los mismos (puntos pequeños). Los datos correspondientes a las muestras del MA se encuentran tapados por los de la Cyton Board.

El R^2 se aproxima a 1 para cada grupo de datos, indicando que el ajuste es preciso. La

regresión lineal muestra para cada set de datos una pendiente (m) y una ordenada la origen (r), tomando la forma:

$$y = m * x - r \quad (5.1)$$

donde y son las muestras obtenidas y x la duración del experimento. La m expresa la relación entre muestras adquiridas y tiempo transcurrido, es decir que refleja la frecuencia de muestreo. Por otra parte, si reorganizamos la fórmula de la siguiente manera:

$$y = m * (x - r/m) \quad (5.2)$$

vemos que r/m tiene unidades de segundos y expresa un corrimiento en el tiempo. Dado que es negativo, el cociente está indicando el tiempo que demora en comenzar la adquisición de datos. La información obtenida se resumen en el cuadro:

	Cyton Board	Módulo de adquisición	Diferencia
Frecuencia de muestreo (Hz)	250,47	249,88	0,234 %
Retraso (segundos)	0,709	0,781	0,072

Cuadro 5.2: Frecuencias de muestreo (m) medidas y retraso (r) en comienzo de la adquisición. Las diferencias en un caso son porcentuales y en otro absolutas dado que la relevancia de cada dato es distinta dependiendo del parámetro.

Se concluye que las frecuencias de muestreo difieren en un 0,234 %, lo cual equivale a casi 2 muestras cada 1000. La diferencia entre los retrasos es de 72 ms, casi exactamente lo que se ve en la figura 5.3 de la siguiente prueba.

5.2. Pruebas de sincronización

La segunda prueba tuvo como objetivo verificar la sincronización entre las señales y asegurar que entre ellas no hubiera un desfase mayor a 0,5 segundos, una vez ya incorporadas las Estrategias de Reseteo y Sincronización. Se utilizó el generador de ondas para adquirir la misma señal con cada uno de los MAs y un canal de la Cyton Board y grabar un estudio de 8 horas. Luego, se analizaron las señales para observar y cuantificar el desfase existente. Esta prueba se repitió utilizando como señal un seno, una señal cuadrada y una rampa, para asegurar que no hubiera ninguna aleatoriedad por la forma y periodicidad de las ondas. Además, para verificar más detalladamente se realizaron triggers desde el generador mientras se realizaba el estudio. Luego se comparó el comienzo cada uno de estos eventos

en los distintos dispositivos. Se denomina triggers a lapsos cortos en los cuales la salida del generador de ondas fue llevada a 0 V. En la Figura 5.2 se muestran los circuitos utilizados para las pruebas, tanto el esquema (Figura 5.2a), como los reales (Figura 5.2b). Las salidas del generador de ondas se configuraron en 0,4Vpp, con un offset de 0,2V y una frecuencia de 1 Hz.

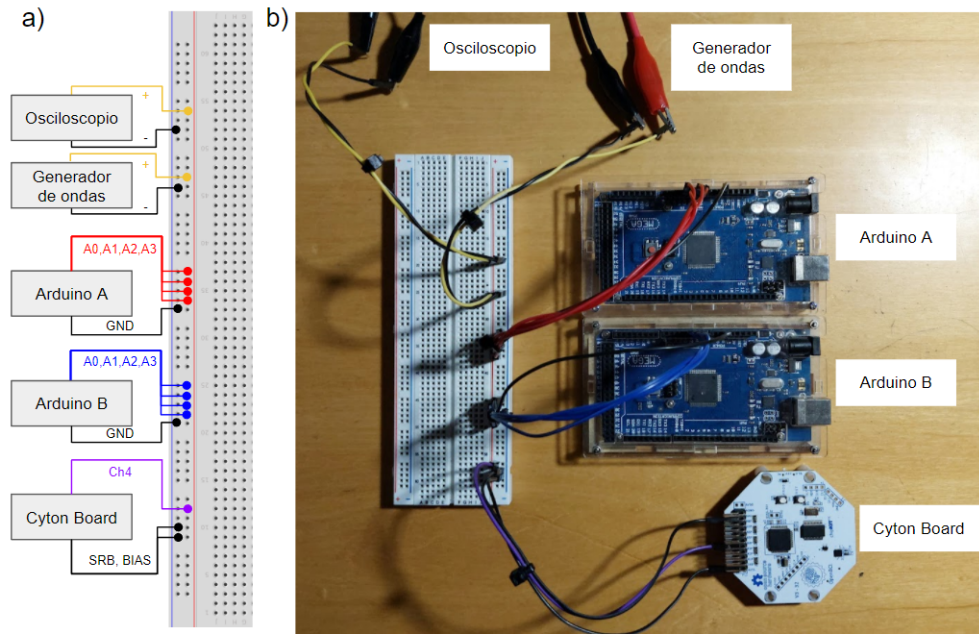


Figura 5.2: Imagen de la configuración utilizada para realizar la prueba de sincronización.

La frecuencia de muestreo de todos los canales se seteó en 250 Hz. Por un lado para obtener la mayor resolución temporal posible y por otro, para probar al equipo en las condiciones de mayor exigencia.

Los MAs no están perfectamente sincronizadas porque utilizan clocks independientes. Esto cobra aún más relevancia cuando se piensa en la sincronización entre estos y la Cyton Board, ya que poseen componentes distintos. Es por eso mismo que existe la Estrategia de Sincronización que se da cada 1 minuto y que sincroniza a la Cyton Board con un MA que oficia de Reloj Maestro, que en este experimento es el módulo de adquisición A (MA-A). Por ende, es de esperarse que, de la tríada Cyton Board, MA-A y MA-B, sea el último el que posea un mayor desfase. Además de la Estrategia de Sincronización, existe la Estrategia de Reseteo, que no solo alivia el procesamiento del MC, sino que también funciona como sincronización. En conclusión, la Cyton Board y el MA-A se sincronizan al finalizar cada minuto entre sí y con el MA-B al finalizar cada lapso de 9 minutos. Dicho de otra manera, se espera que el desfase sea máximo al final de cada minuto entre Cyton Board y el MA-A y que sea máximo a los 9

minutos para ellos y el MA-B.

Los resultados de estas pruebas se analizan de forma gráfica y mediante un método basado en la correlación cruzada de las señales.

5.2.1. Pruebas gráficas

Para hacer el análisis gráfico, se observó que coincidieran las formas de las señales en el tiempo y que los máximos y mínimos locales estuvieran alineados en todos los dispositivos. Además, se utilizaron instrumentos de medición y el vector temporal de la GUI para conocer las distancias entre el comienzo de los triggers y tener así una estimación del desfase existente. Se comparó una señal del MA-A, una del MA-B y un canal de la Cyton Board.

Las pruebas revelaron que ambos MAs comienzan a adquirir al mismo tiempo, pero 70 ms después que la Cyton Board (Figura 5.3). Probablemente esto se deba a que la placa de EEG se configure más rápidamente al iniciar la medición. Estos resultados coinciden con los de las Pruebas de frecuencia de muestreo.

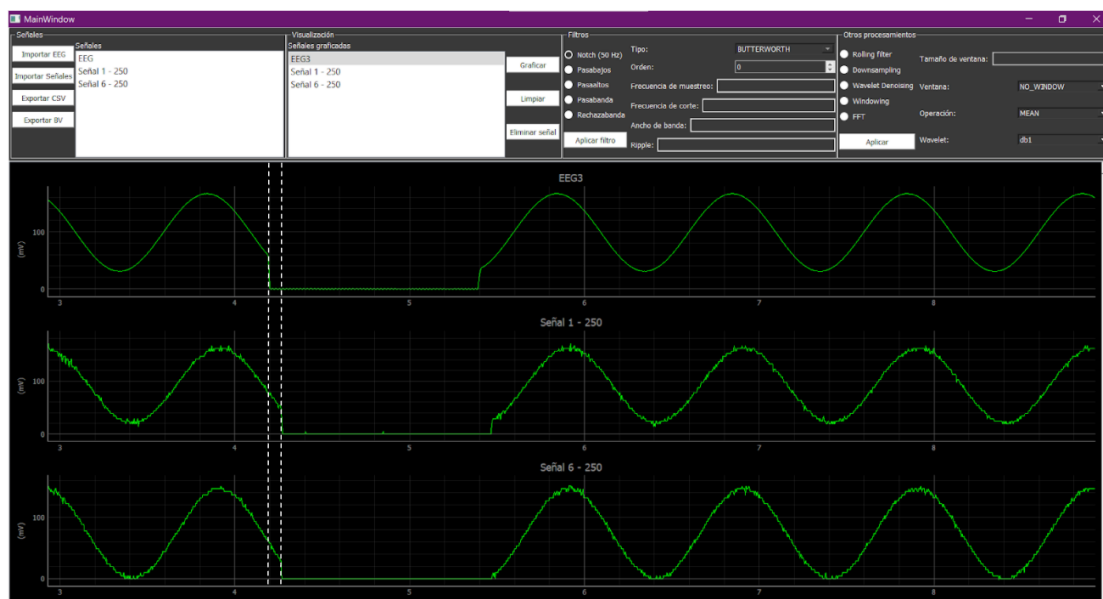


Figura 5.3: Captura de la GUI de visualización entre los segundos 3 y 9 del experimento. El desfase es de 70 ms entre la Cyton Board y los dos MAs.

También, se observó que finalizando el primer minuto, el desfase entre los tres dispositivos había aumentado. Era casi nulo entre ambos MA (28 ms) y pequeño con la Cyton Board (48 ms con A y 76 ms con B, Figura 5.4). Si bien parece que la desincronización disminuyó, esto se debe a que inicialmente la Cyton Board estaba adelantada, lo cual fue revertido.

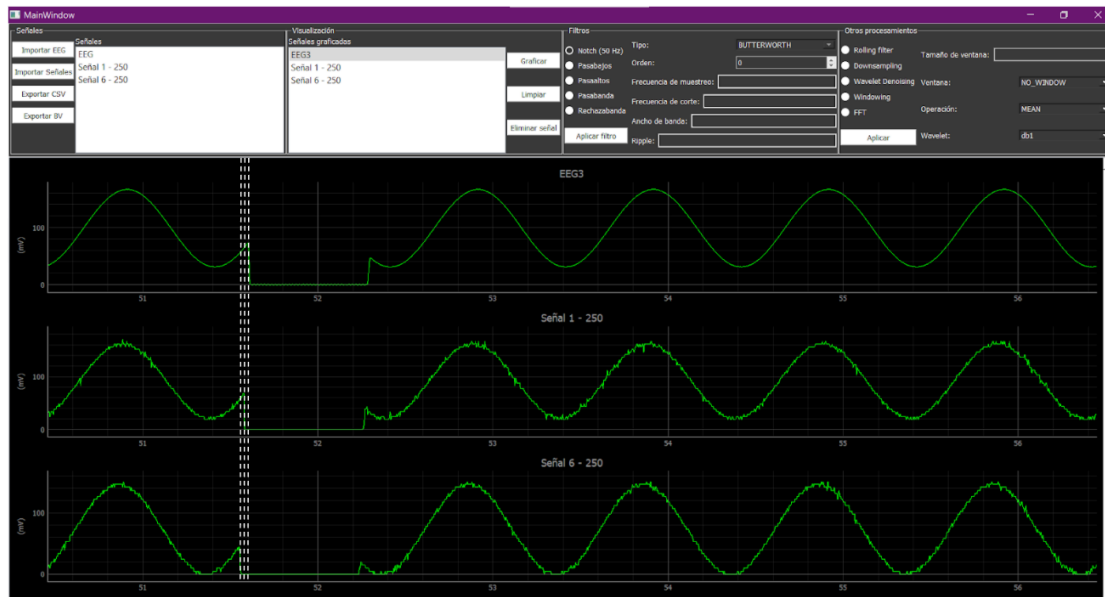


Figura 5.4: Captura de los segundos 51 y 56 del experimento, es decir, justo antes de la primera sincronización. El desfase es de 28 ms entre ambos MAs, de 48 ms entre MA-A y la Cyton Board y de 76 ms entre el MA-B y la placa.

A medida que van transcurriendo los minutos de la medición, pero antes de llegar al reset, se puede observar cómo aumenta el desfase entre el MA-B y los otros dos dispositivos, los cuales permanecen sincronizados en gran medida. En la Figura 5.5, por ejemplo, se puede observar cómo a los casi 6 minutos prácticamente no existe desfase entre el MA-A y la Cyton Board pero sí entre ellos y el MA-B (135 ms).

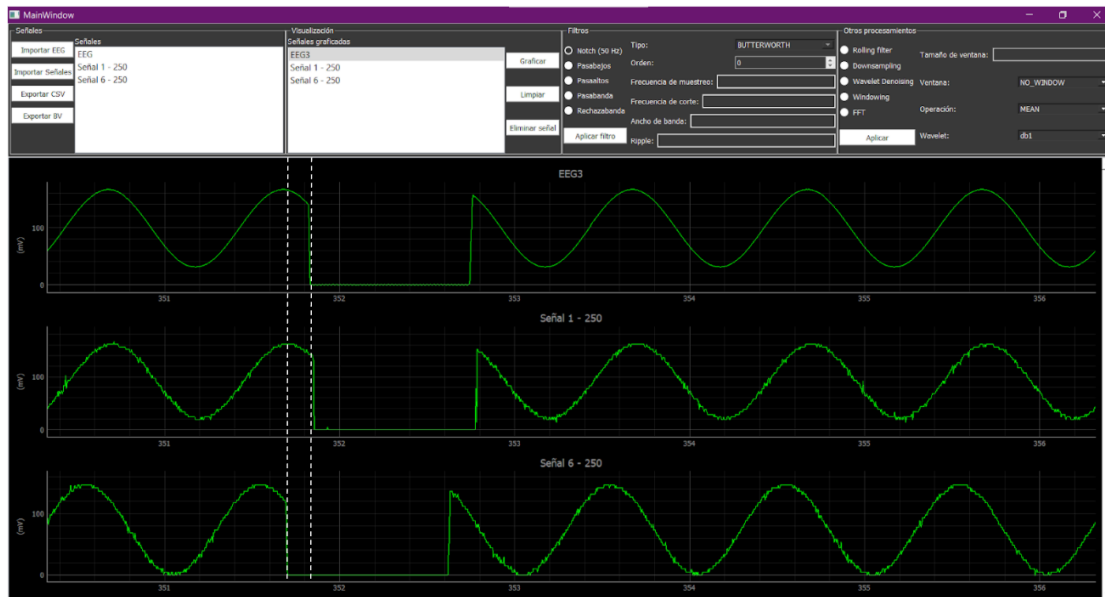


Figura 5.5: Captura de la GUI de visualización finalizando el minuto 5 del experimento. Prácticamente no existe desfase entre el MA-A y la Cyton Board, y es de 135 ms entre ellos y el MA-B.

Unos segundos antes de alcanzar los 9 minutos y el reseteo, la Cyton Board sigue sincronizada al MA-A, mientras que el desfase con el MA-B continúa aumentando a 215 ms (Figura 5.6).

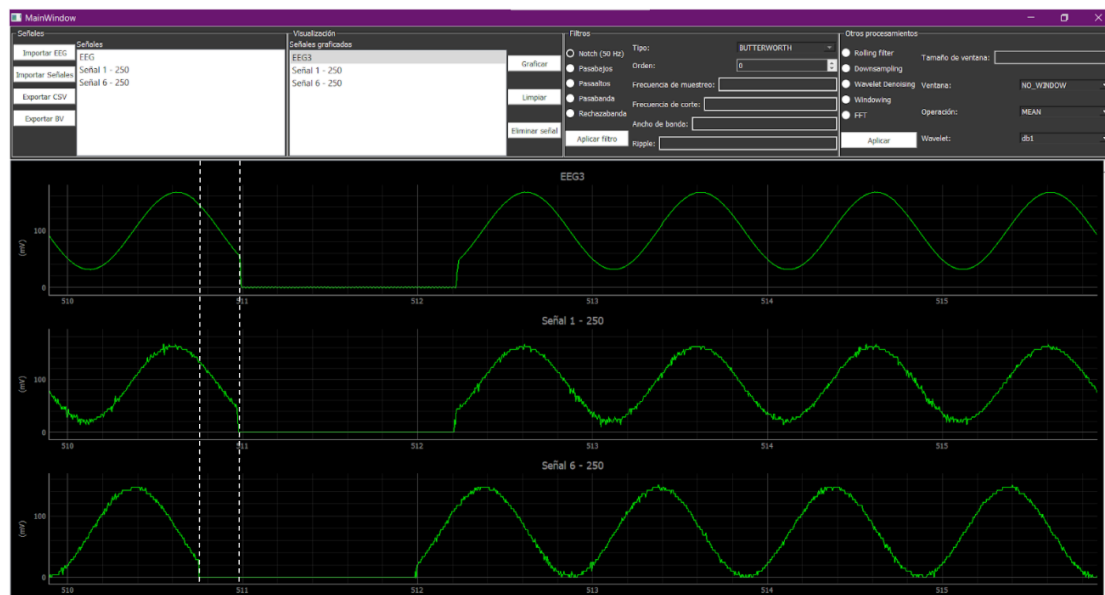


Figura 5.6: Captura de la GUI de visualización 30 segundos antes de que se realice el reset de la adquisición. La Cyton Board y el MA-A siguen sincronizados, mientras que el desfase con el MA-B es de 215 ms.

Una vez realizado el reset, las señales vuelven a estar sincronizadas al punto de que no es posible medir un desfase utilizando este método (Figura 5.7). Inclusive ya no se aprecia la desincronización inicial que había al comenzar el experimento.

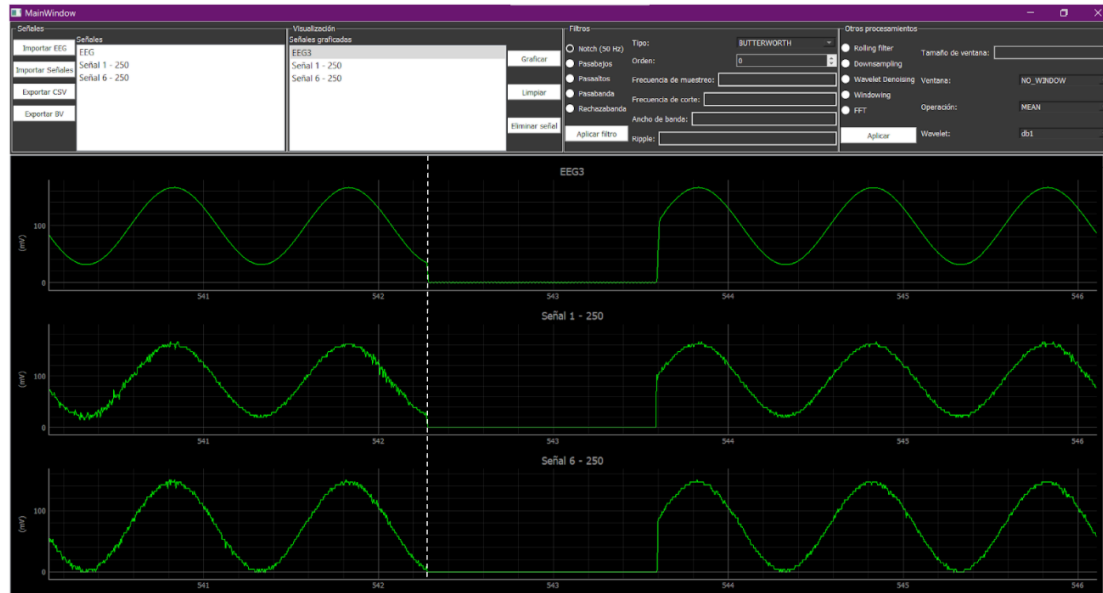


Figura 5.7: Captura de la GUI de visualización unos segundos después de realizarse un reset. Las tres señales comienzan sincronizadas.

A partir de allí y a medida que transcurren las horas, se va repitiendo la misma dinámica: al principio del reset las señales están sincronizadas, el MA-A y la Cyton Board mantienen desfases muy pequeños o despreciables y el MA-B nunca supera los 300 ms de desfase con las otras señales (Figura 5.8).

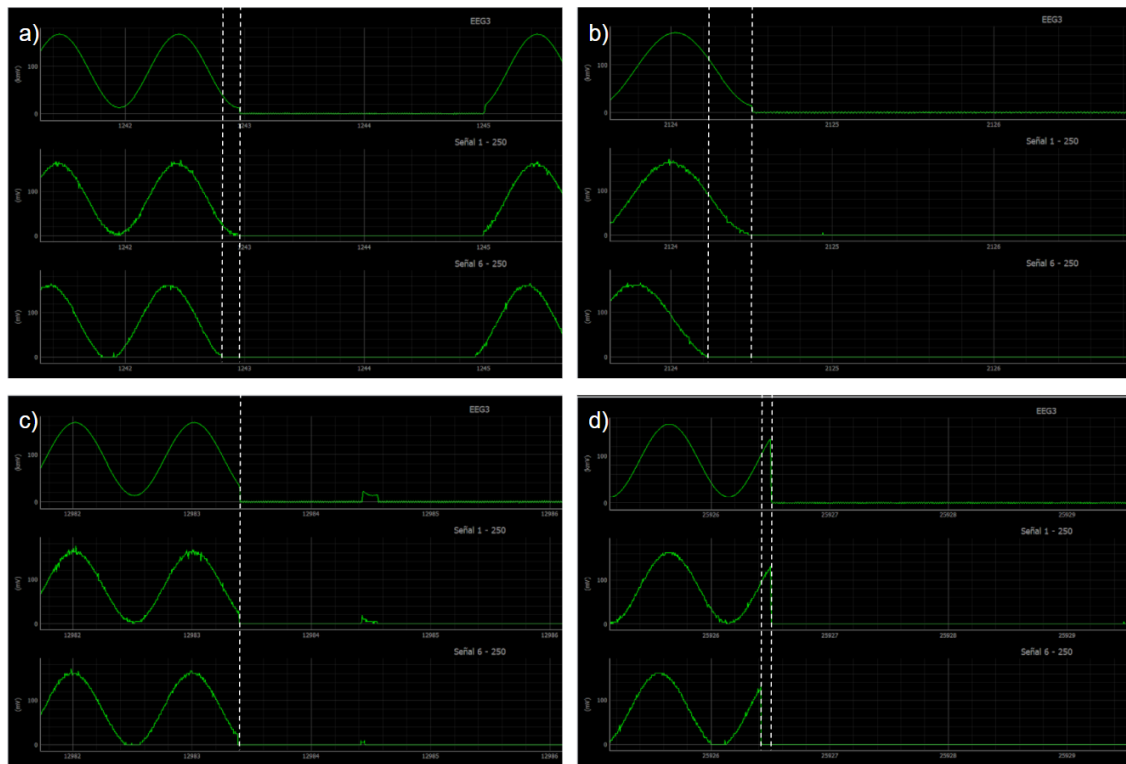


Figura 5.8: Captura de la GUI de visualización en diversos momentos de un experimento de 8 horas. La sincronización siempre se mantiene dentro de los márgenes aceptables.

Si bien se podrían diseñar estrategias que mejoren la sincronización del Módulo de adquisición B (que serán retomadas en Discusión), se puede observar que inclusive en los casos donde el desfase es máximo, la desincronización nunca supera los 500 ms que se plantearon como máximo en los objetivos.

Las pruebas con ondas cuadradas y con forma de rampa arrojaron resultados similares y en concordancia con lo esperado.

5.2.2. Pruebas por correlación cruzada

Se realizaron correlaciones cruzadas entre las señales adquiridas por los distintos dispositivos. Posteriormente se buscó el desfase para el cual la amplitud de la correlación y, por ende también la superposición de las señales, era máxima. Este valor es una medida del desfase promedio durante la medición. Se comparó una señal del MA-A, una del MA-B y un canal de la Cyton Board. Dado que se sabía que las diferencias de muestreo eran constantes en el tiempo y los desfases absolutos se irían acumulando, se separó a cada ciclo de reset (9 minutos) en fragmentos de 1 minuto. Así se puede analizar la evolución en el tiempo del desfase entre las distintas señales. Estas mediciones se repitieron 5 veces y fueron promediadas

para reducir la aleatoriedad de cada medición.

Todas las correlaciones cruzadas reflejaron la periodicidad de la señal de entrada, aunque mostraron un máximo en un punto específico, como se puede notar en el ejemplo de la Figura 5.9.

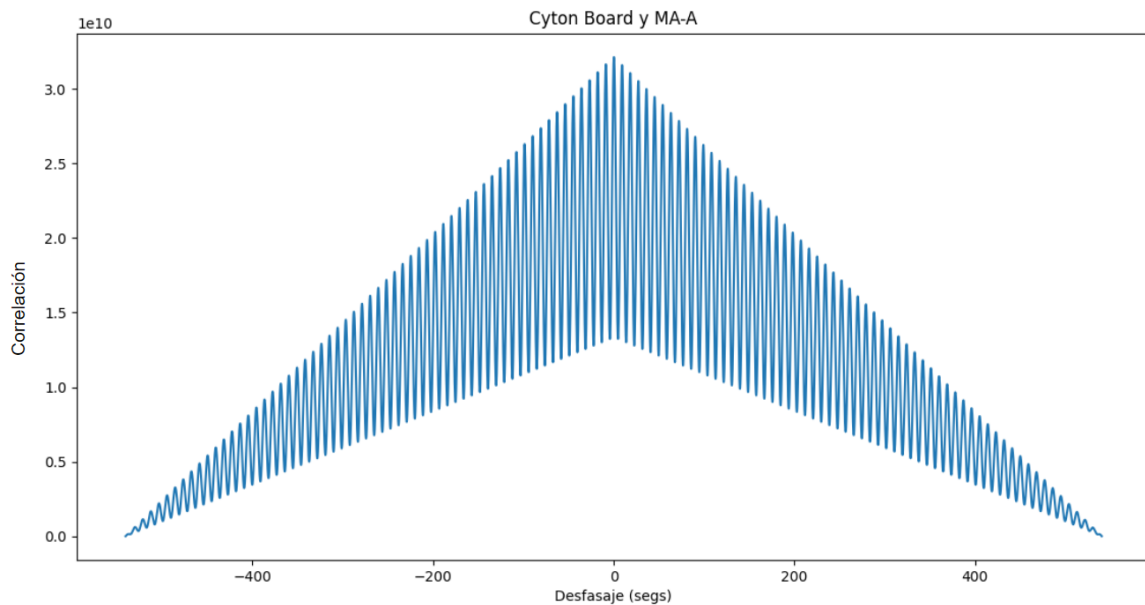


Figura 5.9: Correlación cruzada entre la señal de la Cyton Board y MA-A. Los fragmentos de señales analizados corresponden al cuarto minuto después de un reset. El máximo se encuentra en 0,036 segundos, es decir, a los 36ms. La forma y la amplitud se debe a que no se normalizó por cantidad de muestras ni se restó la media a las señales.

En el cuadro 5.3 se muestra el promedio ($N=5$) de desfase entre cada par de dispositivos, en los distintos minutos. La misma información se muestra graficada en la Figura 5.10. Como se puede observar, el desfase del MA-B es siempre creciente y aumenta de manera lineal, lo que confirma que la diferencia de frecuencias de muestreo de los dispositivos es constante. También es importante destacar que nunca se superan los 300 ms de desfase, mucho menos los 500 ms que se habían tomado como límite.

Minuto	Desfasaje entre Cyton Board y MA-A (ms)	Desfasaje entre Cyton Board y MA-B (ms)	Desfasaje entre MA-A y MA-B (ms)
1	-5,6	1,6	11,2
2	10,4	49,6	38,4
3	18,4	81,6	64
4	16,8	84	90,4
5	16,8	134,4	116,8
6	14,4	157,6	143,2
7	16	187,2	169,6
8	21,6	216,8	196
9	21,6	244	222,4

Cuadro 5.3: Desfasajes entre los distintos dispositivos a lo largo del ciclo de reset. Los datos corresponden al promedio de 5 ciclos distintos. Un desfasaje negativo implica que el primer dispositivo mencionado está adelantado y uno positivo, que está atrasado.

Así mismo, la desincronización entre el MA-A y la Cyton Board aumenta progresivamente, pero lo hace de manera muy lenta, lo cual evidencia la eficiencia de la Estrategia de Reset. Los minutos analizados corresponden a distintos momentos de los ciclos de reset. Se denomina un ciclo al período de tiempo entre un reseteo y el siguiente, el cual dura 9 minutos.

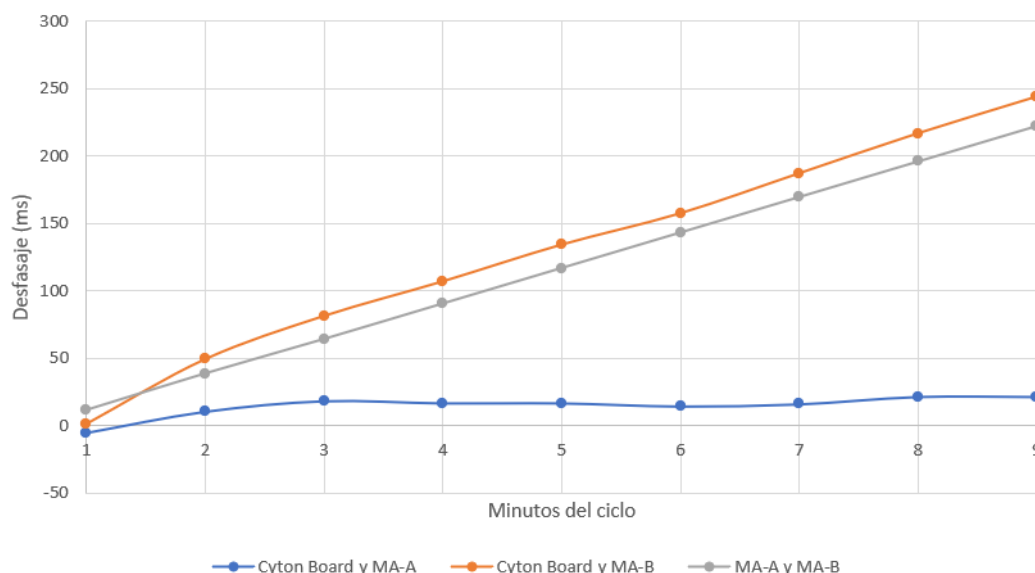


Figura 5.10: Evolución de los desfasajes entre reset y reset. La diferencia entre Cyton Board y el Módulo de adquisición A (MA-A) aumenta muy lentamente y sin una tendencia clara, mientras que los otros dos aumentan linealmente, lo cual confirma que la diferencia entre las frecuencias de muestreo es constante.

5.3. Prueba de señales fisiológicas

La tercera de las pruebas tuvo como objetivo analizar las señales fisiológicas que se obtienen con el dispositivo y asegurar que se correspondan a dicha señal en cuanto a forma de onda y amplitud. Para ello, se utilizaron señales reales de un voluntario al cual se le conectó el dispositivo y se adquirieron todas las señales disponibles. Luego, utilizando el visualizador se analizó cada una de las señales, utilizando bibliografía de referencia para comparar. El voluntario es una persona del sexo masculino de 24 años, que pesa 65 kg y mide 174 cm, cuyo único antecedente clínico es arritmia post-COVID.

La Cyton Board fue utilizada para adquirir las señales de EEG y EOG, el MA-A la de ECG y el MA -B la de EMG. Para que la exigencia sea la máxima todas las frecuencias de muestreo se establecieron en 250 Hz.

Sin embargo, el protocolo de medición fue simplificado en comparación al de una PSG con el fin de facilitar su análisis. En primer lugar, el estudio se hizo con un voluntario despierto en lugar de uno dormido. Esto permitió poder manejar los distintos eventos que se verían en las señales.

5.3.1. EEG

De la señal de EEG sólo contó con dos canales para poder identificar fácilmente cambios en la señal. Se siguió el protocolo de testeo que el fabricante de la Cyton Board sugiere ¹, pero utilizando la disposiciones de hardware y software propias. Se conectaron 4 cables: dos electrodos (N7P y N2P), una referencia (SRB) y un BIAS, que usa interferencia destructiva para cancelar ruido.

Los electrodos SRB y BIAS fueron conectados a los lóbulos de las orejas derecha e izquierda, respectivamente. Siguiendo el Sistema 10-20 (ver Figura 2.2) son las posiciones A2 y A1. El electrodo N2P se colocó por encima de la ceja derecha, en la posición Fp2 y el N7P en la nuca, en lo que es la posición O1.

La particularidad de esta disposición es que permite muy fácilmente determinar si las señales del EEG están siendo adquiridas de manera correcta. Sólo es necesario que el individuo conectado cierre los ojos. Esto provoca la aparición de ondas alfa (7,5-12,5 Hz) en el lóbulo occipital, lo cual se registra con el electrodo N7P (esto se adelantaba en la subsección Scoring de fases de sueño, en Marco teórico). Además, en el canal N2P se puede observar el abrir y cerrar de los ojos. Esto mismo se puede observar en el electrodo N4P, que se usó como canal único de EOG.

¹<https://docs.openbci.com/GettingStarted/Biosensing-Setups/EEGSetup/>

En la figura 5.11 se pueden observar las señales adquiridas que reflejan el comportamiento esperado. El canal 2 corresponde al electrodo frontal, el canal 4 al EOG y el canal 7 al electrodo occipital. En el segundo 381 se cierran los ojos, evento que se observa tanto en el canal 2 como en el 4 y los movimientos oculares provocados a continuación. A partir de ese momento, en el canal 7 se pueden identificar las ondas alfa. Además, se puede observar que la amplitud de este tipo de ondas oscila en el rango esperado que corresponde a 15 - 50 μV (Nunez, 2017).

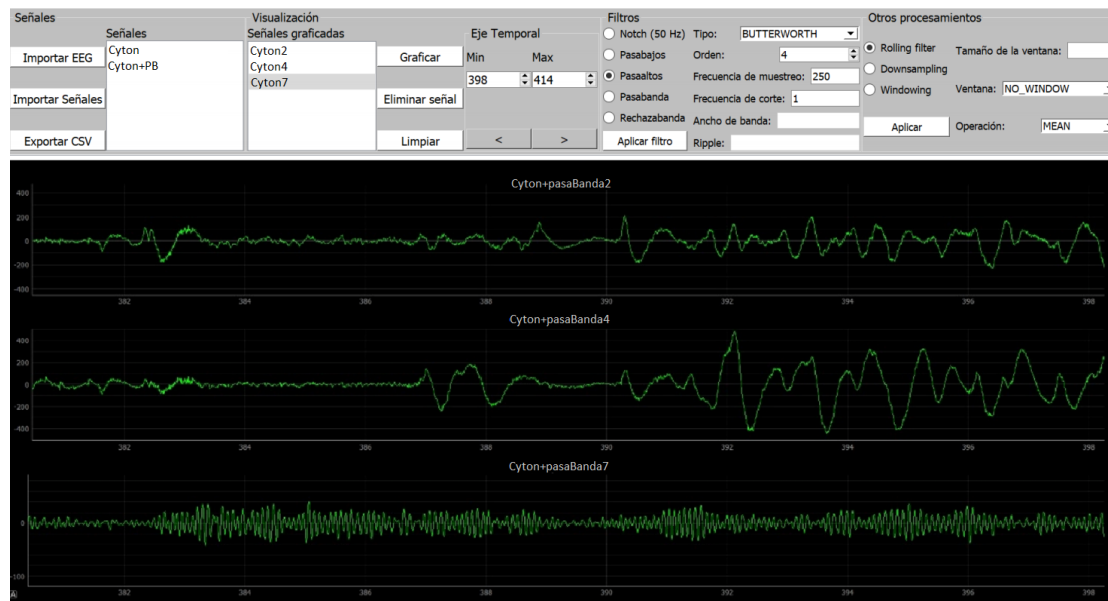


Figura 5.11: Imagen de los canales frontal y occipital adquiridos (primera y tercera señal respectivamente) junto con el EOG (segunda señal). Se pueden observar las ondas alfa inducidas en el EEG del lóbulo occipital a partir de cerrar los ojos en el segundo 381.

5.3.2. EMG

La validación de la señal de EMG se realizó provocando activaciones musculares voluntarias. Se adquirió una señal de EMG del mentón. Como se observa en la figura 5.12, la morfología de la señal coincide con lo esperado y se pueden identificar los segmentos donde hubo mayor activación muscular.

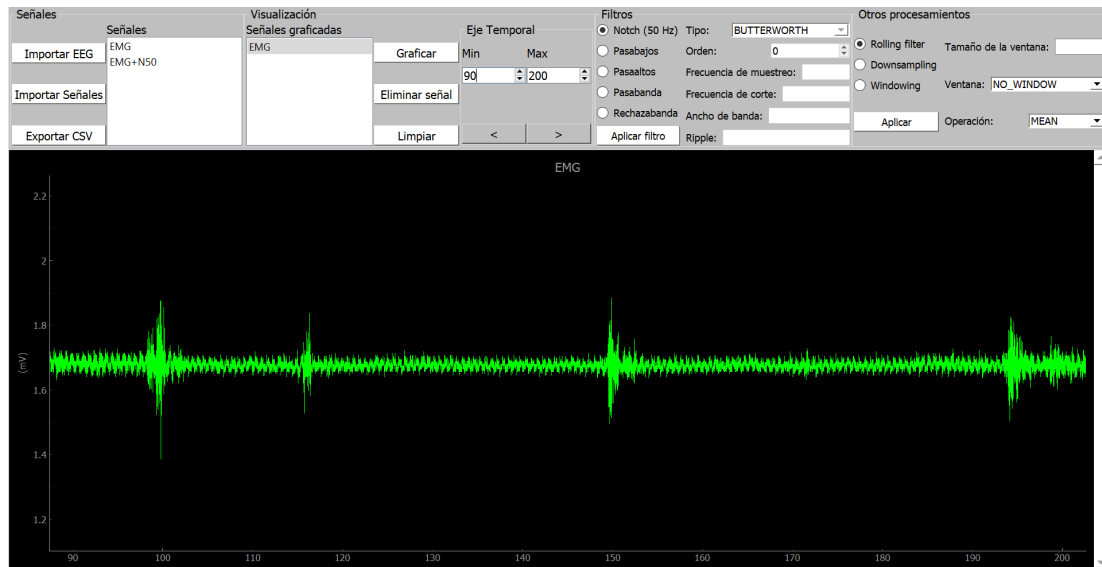


Figura 5.12: Imagen del EMG de mentón adquirido. Se pueden identificar los momentos en los que hubo mayor activación muscular.

5.3.3. ECG

El ECG, por su parte, se midió normalmente ya que no existe control consciente sobre su señal. Se adquirió la segunda derivación (DII) de un ECG. En la figura 5.13 se muestra el resultado de la señal adquirida.

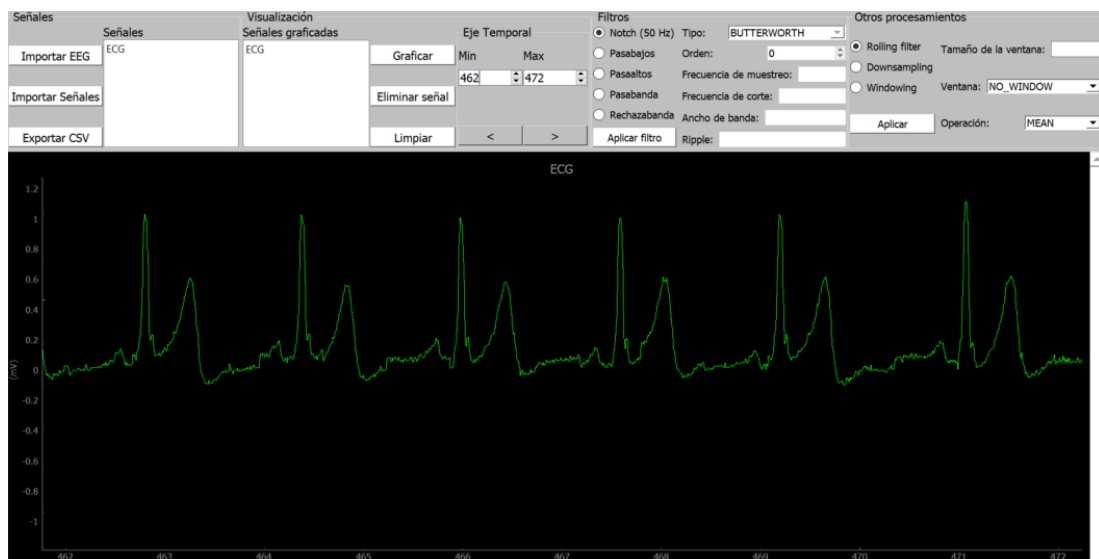


Figura 5.13: Imagen del ECG adquirido (DII). Se pueden identificar las ondas más relevantes de esta señal: onda P, complejo QRS y onda T.

Como se puede observar, la morfología de la señal coincide con lo esperado (ver Figura 2.4), pudiendo identificar los segmentos más importantes del ECG como la onda P, el complejo QRS y la onda T. Además, la amplitud de la señal adquirida se encuentra dentro del rango esperado para este tipo de estudios: amplitud total 1 mV pico a pico, onda P 0,1 mV, onda R, 1 mV, onda T 0,2 mV.

5.3.4. EOG

Adicionalmente y en un análisis posterior, se conectaron los canales N4P y N5P como los canales ROC y LOC de un EOG. La validación de la señal se realizó con movimientos oculares provocados intencionalmente.

Como se observa en la imagen de la figura 5.14, la morfología de la señal coincide con lo esperado y se pueden identificar los segmentos en los que se produjeron movimientos oculares más pronunciados. Además, dado que cada canal corresponde a un ojo distinto y los electrodos se colocan de forma cruzada (ver Electrooculografía (EOG) en Marco teórico), se puede ver que las ondas están invertidas y sincronizadas, tal como se esperaba.

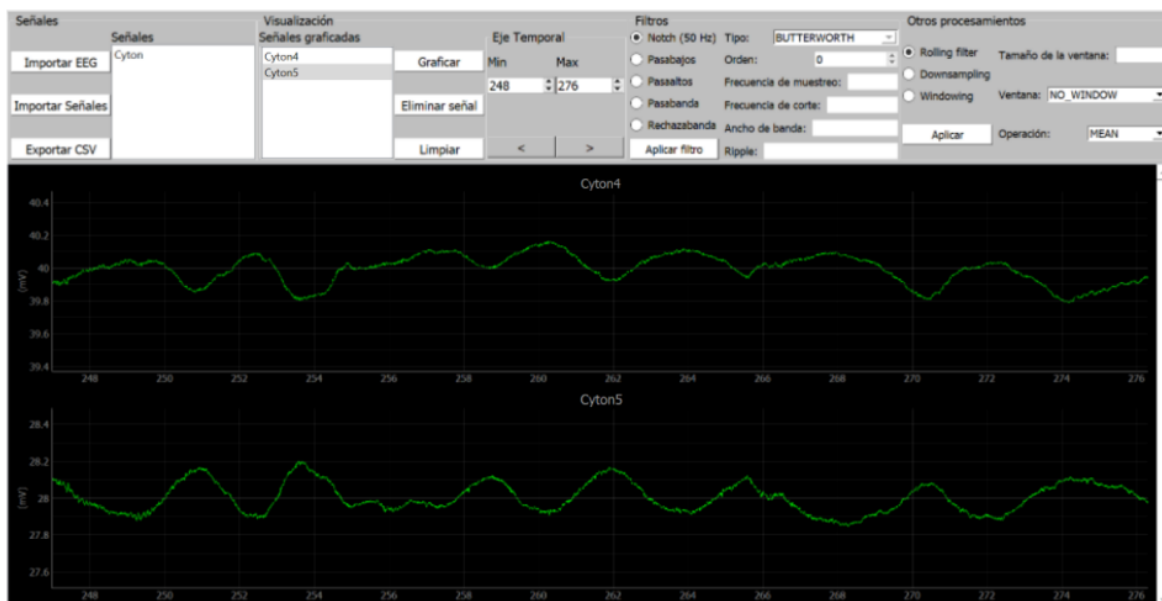


Figura 5.14: Imagen de los dos canales de EOG adquiridos. Se pueden observar los movimientos oculares típicos del Rolling en la Fase 1, al inicio del sueño.

5.4. Prueba de baterías

Otra de las pruebas realizadas tenía como objetivo analizar la autonomía de las baterías y comprobar que tuvieran la duración deseada. Para ello se cargaron todas las baterías al máximo y se realizó un estudio por 8 horas, simulando la conexión de todas las señales posibles para que estuviera en el caso más demandante posible.

Al realizar la prueba 10 veces, se alcanzó un valor promedio de 3,5 horas para la duración del estudio, lo cual difiere significativamente de lo calculado. Si bien en el momento de la falla las baterías 18650 poseen carga, lo que ocurre es que la tensión y la corriente de alimentación comienzan a ser inestables. Al suceder esto, el MC reduce su rendimiento, lo que lleva a la falla del sistema tal como se mencionó en la subsección Alimentación eléctrica. Esta cuestión será retomada en la sección Discusión para proponer distintas alternativas que no fueron desarrolladas por las limitaciones y marco del proyecto.

A su vez se utilizó un voltímetro y amperímetro USB (Figura 5.15) para determinar el consumo del MC en los distintos estadios del estudio.



Figura 5.15: Imagen del amperímetro y voltímetro USB utilizado para analizar el consumo del dispositivo.

En las distintas pruebas, el voltaje se mantuvo en un valor entre 5 y 5,05 V. La corriente, se mantuvo en un valor aproximado de 0,94 A, salvo cuando se dispara un reset, donde se alcanza un valor máximo de 1,17 A.

Dado que el tiempo total en que se está reseteando en el transcurso de una hora es de 26 segundos (lo cual representa un 0,007 %), se considera que la corriente eléctrica consumida en una hora es de 0,94 A a una tensión de 5,05 V. Con lo cual, la potencia eléctrica es:

$$P = 0,94 * 5,05 = 4,75W \quad (5.3)$$

Por ende, el consumo eléctrico será de 4,75 Wh

5.5. Prueba de distorsión de señales

Se realizó una prueba para verificar que el dispositivo no alterara ni distorsionara las señales que adquiere. Para ello, como se indica en la figura 5.16, se obtuvieron distintas ondas senoidales con el generador de ondas seteado en una amplitud y una frecuencia conocida y se adquirieron dichas señales a través de los distintos MAs y Cyton Board a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. La amplitud de las ondas fue de 4 Vpp (offset=2V) para los MAs y 0,34 Vpp (offset=0V) para la Cyton Board. El experimento se repitió 6 veces, variando la frecuencia entre 0,5 Hz, 2 Hz, 8 Hz, 32 Hz, 64 Hz, 96 Hz y 120 Hz.

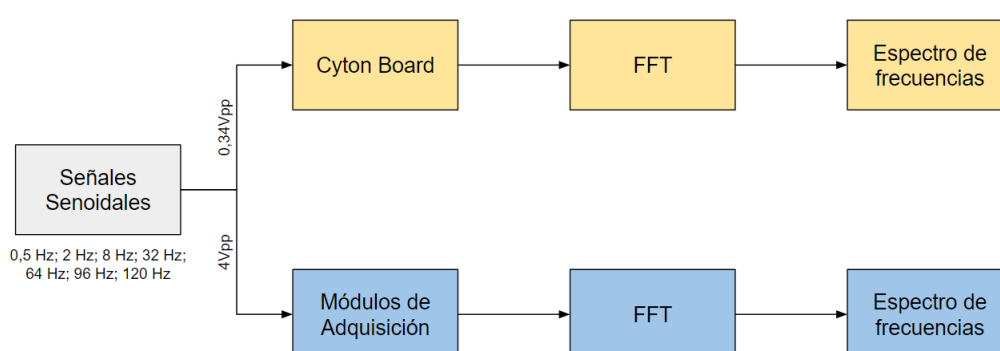


Figura 5.16: Diagrama que describe todos los pasos realizados en la prueba de distorsión de señales. En azul los pasos realizados con los MA o las señales adquiridas desde los mismos. En amarillo los pasos realizados con la Cyton Board o las señales adquiridas desde la misma.

Luego, a cada uno de los senos se le extrajo la componente continua y se efectuó la transformada rápida de Fourier para verificar que los picos de dicha función coincidieran con las frecuencias esperadas. Para que los resultados sean comparables, se reescaló la amplitud de las señales adquiridas mediante los MAs haciéndolas coincidir con las adquiridas por la Cyton Board.

5.5.1. Módulo de adquisición A

En la figura 5.17 se puede observar que cada uno de los picos se encuentra en la frecuencia esperada para cada uno de los senos generados. Esto sugiere que no existe una distorsión frecuencial. En cuanto a la amplitud, es de esperar que disminuya a medida se acerca a la frecuencia de Nyquist, dado que a medida que las frecuencias de muestreo y de la señal se vuelven comparables, la calidad de la señal se ve degradada y deja de reflejar una señal senoidal pura.

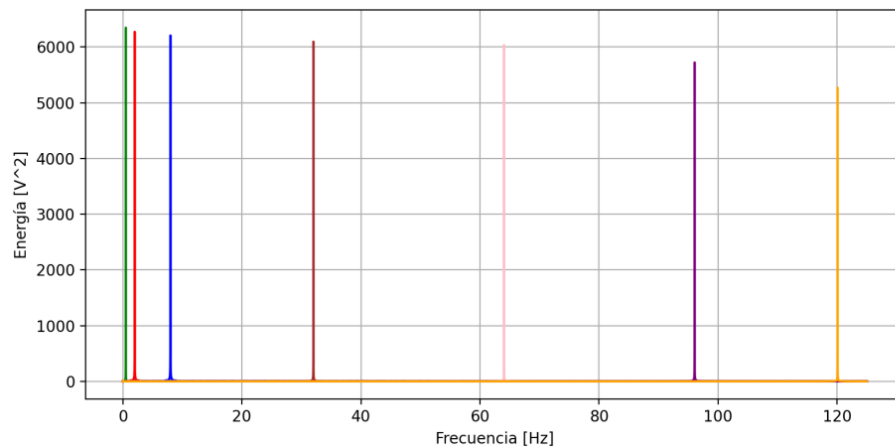


Figura 5.17: Gráfico de la transformada rápida de Fourier de cada señal obtenida por el MA-A. Cada color representa a una de las funciones senoidales adquiridas mediante Arduino A. En verde 0,5 Hz, en rojo 2 Hz, en azul 8 Hz, en marrón 32 Hz, en rosa 64 Hz, en violeta 96 Hz y en amarillo 120 Hz.

5.5.2. Módulo de adquisición B

Así como se observó anteriormente en MA-A, en la figura 5.18 se puede ver que tampoco existe una distorsión frecuencial de las señales adquiridas por el MA-B.

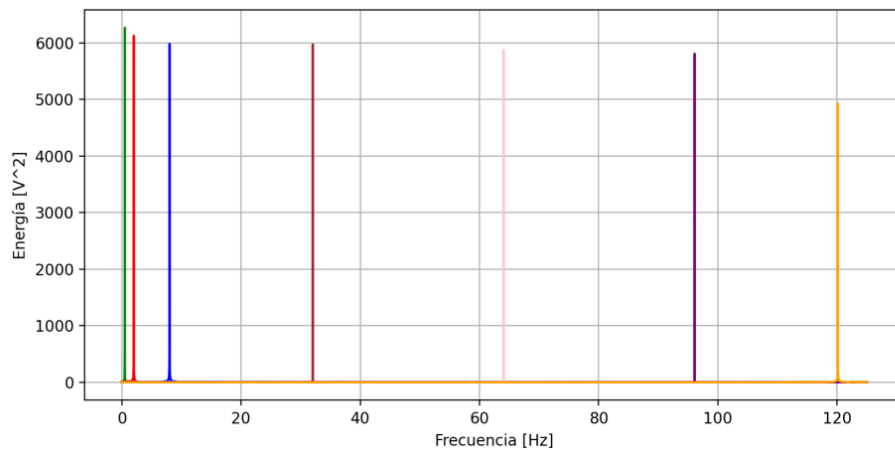


Figura 5.18: Gráfico de la transformada rápida de Fourier de cada señal obtenida por el MA-B. Cada color representa a una de las funciones senoidales adquiridas mediante Arduino B. En verde 0,5 Hz, en rojo 2 Hz, en azul 8 Hz, en marrón 32 Hz, en rosa 64 Hz, en violeta 96 Hz y en amarillo 120 Hz.

5.5.3. Cyton Board

En la figura 5.19 se puede observar que cada uno de los picos se encuentra en la frecuencia esperada para cada uno de los senos generados. Esto sugiere que no existe una distorsión frecuencial. En cuanto a la amplitud, se puede observar un decaimiento a medida que aumenta la frecuencia de la señal. Este efecto es aún mayor que en los MAs ya que, a su vez, se suma el efecto del filtro antialias que posee la Cyton Board.

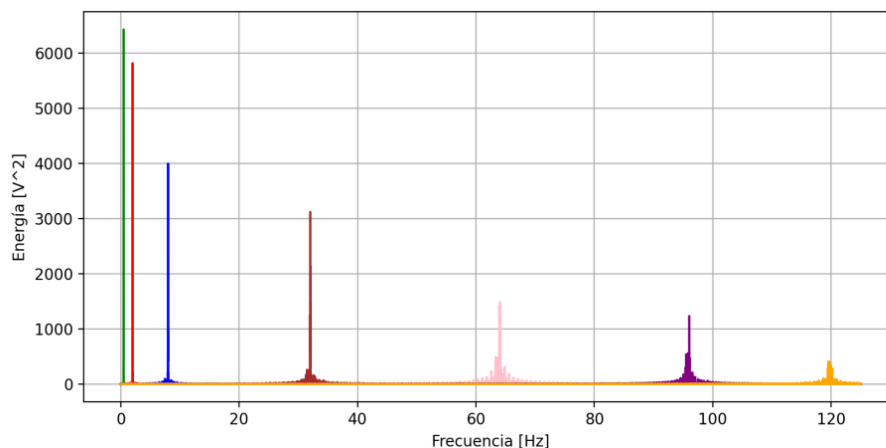


Figura 5.19: Gráfico de la transformada rápida de Fourier de cada señal obtenida por la Cyton Board. Cada color representa una de las funciones senoidales adquiridas mediante Cyton Board. En verde 0,5 Hz, en rojo 2 Hz, en azul 8 Hz, en marrón 32 Hz, en rosa 64 Hz, en violeta 96 Hz y en amarillo 120 Hz.

5.6. Prueba de sueño

Por último, se realizó una prueba de un estudio de sueño. Esta prueba fue realizada en el Laboratorio de Sueño y Memoria siguiendo todos los pasos que se realizan en un estudio para una investigación, bajo la supervisión de la Dra. Cecilia Forcato, directora del Laboratorio. En primer lugar, se limpiaron y desinfectaron los sectores de piel que iban a estar en contacto con los electrodos con alcohol y pasta abrasiva y se colocaron los mismos. Los electrodos del EEG y EOG además, se colocaron con un gel conductor y fijaron con cinta adhesiva. Posteriormente se hizo lo propio con los electrodos de ECG y EMG. Luego, se inicializó la interfaz gráfica de control, se conectaron los dispositivos correspondientes y se seleccionaron las señales deseadas para la adquisición. Una vez realizado esto, se utilizó la pestaña de Stream para asegurar que todo esté bien conectado. Finalmente se utilizó la pestaña Grabar para seleccionar la duración del estudio y dar inicio al mismo.

Las señales adquiridas fueron: EEG de 6 canales (F3, F4, C3, C4, P3 y P4), EOG (ROC y

LOC), ECG y EMG del mentón. En la figura 5.20 se puede observar cómo fue realizada la prueba. El voluntario es una persona del sexo masculino de 24 años, que pesa 65 kg y mide 174 cm, cuyo único antecedente clínico es arritmia post-COVID.



Figura 5.20: Imágenes de la prueba realizada en el Laboratorio de Sueño y Memoria. En a) se observa la colocación de los electrodos de EEG y EOG, mientras que en b) se puede ver como se daba inicio al estudio con el voluntario ya acostado y los dispositivos conectados. El voluntario era una persona del sexo masculino de 24 años, que pesaba 65 kg y medía 174 cm. Su único antecedente clínico era arritmia post-COVID.

Los resultados indican que el dispositivo permite adquirir todas las señales por el tiempo indicado de forma satisfactoria y pudiendo visualizar las mismas tanto previamente en la pestaña de Stream, como posteriormente en la interfaz de visualización. En la figura 5.21 se pueden observar 3 canales del EEG adquirido, el cual fue validado por los expertos del laboratorio y se comprobó que tanto la morfología de la señal como la amplitud coinciden con lo esperado. Sin embargo, la señal adquirida no tiene una alta relación señal/ruido, aspecto que será retomado en la Discusión.

El primer canal mostrado corresponde a un electrodo frontal, mientras que los otros dos corresponden a los electrodos centrales. En la imagen se pueden identificar las ondas lentas características de nREM del sueño.

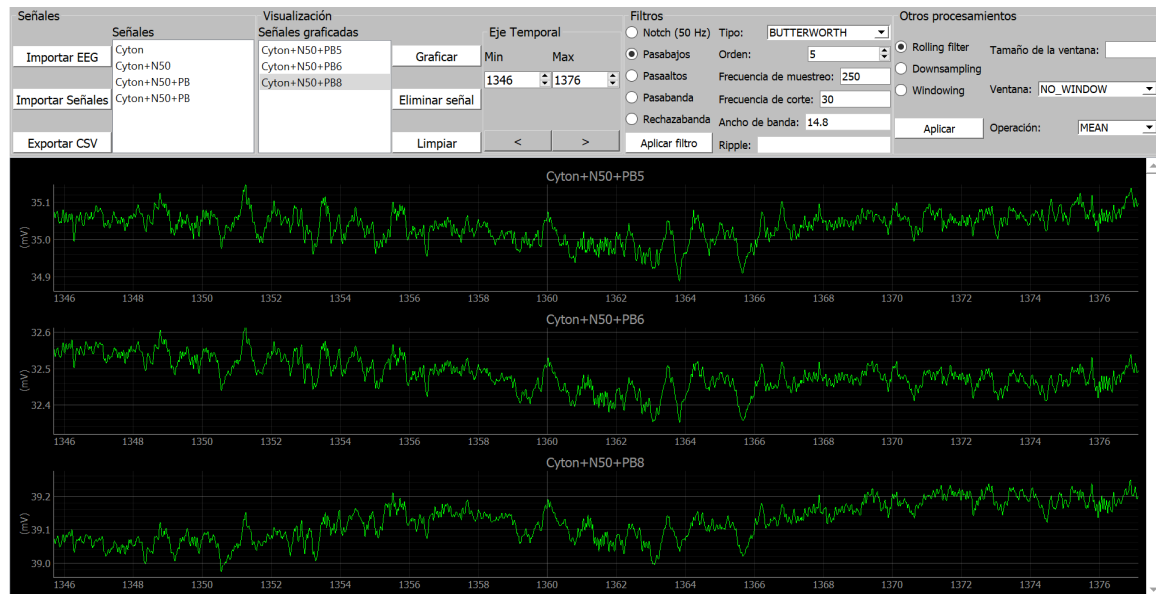


Figura 5.21: Imagen de 3 de los canales de EEG adquiridos en la prueba realizada dentro del laboratorio de Sueño y Memoria. El primer canal corresponde a un electrodo frontal, mientras que el segundo y el tercero a los dos electrodos centrales. Se observan ondas lentas características del sueño nREM.

Capítulo 6

Resultados

Adquisición de señales fisiológicas Como se muestra en la sección Prueba de señales fisiológicas, se adquirieron señales de EEG, EMG, EOG y ECG y se observó que tanto su morfología como su amplitud coincidieron con lo esperado. Además, se comprobó que el dispositivo no genera distorsión frecuencial en el ancho de banda de 0 a 120 Hz. Por lo tanto, se cumple con el objetivo de adquirir, procesar y almacenar las señales deseadas.

Sincronización de señales Se realizaron diferentes pruebas para analizar el desfase existente entre las señales. Como se puede ver en la sección Pruebas de sincronización, se concluyó que el mismo nunca supera los 300 ms, cumpliendo así con el objetivo de sincronizar las señales de manera tal que no exista un desfase mayor a medio segundo entre ellas.

Visualización de las señales Se desarrollaron dos interfaces gráficas que permiten la interacción entre el usuario y el dispositivo. La GUI de control permite seleccionar las señales que se desean adquirir, indicar la duración del estudio y dar inicio y fin al mismo. Además, posibilita la visualización online de las señales para que el usuario pueda asegurarse de que se están adquiriendo correctamente. La GUI de visualización permite visualizar y procesar de manera offline las señales adquiridas, tanto en conjunto como por separado. A su vez, brinda la opción de seleccionar la ventana temporal que se desea analizar. Esto implica que se logra cumplir con los objetivos de visualización online y offline de las señales así como también con el del procesamiento de las mismas.

Autonomía Las baterías utilizadas no cumplieron con los requisitos de autonomía deseados ya que duraron, en promedio, 3,5 horas. Las posibles alternativas para solucionar este problema se mencionan en la sección Discusión.

Seguridad eléctrica Teniendo en cuenta que el dispositivo se alimenta a 5 V y con corriente continua, se comprobó teóricamente que la corriente máxima alcanzada es menor al umbral de percepción en corriente continua (2 mA). Por lo tanto, el equipo cumple con el requisito de minimizar el riesgo eléctrico.

Escalabilidad La escalabilidad del sistema viene dada por distintos factores. En primer lugar, además de las señales que ya se adquieren, existe la posibilidad de incorporar 8 sensores analógicos y 5 sensores digitales más sin la necesidad de agregar un nuevo MA. Si esto no fuese suficiente y se quisieran agregar aún más señales, también se podría incorporar nuevos MAs. Todo esto es posible gracias a la arquitectura modular y a que el protocolo de comunicación es abierto. En segundo lugar, el hecho de utilizar herramientas open source para el desarrollo del proyecto permite ampliar, modificar y configurar cada uno de los módulos en función de las necesidades. Por último, se destaca que las interfaces gráficas están diseñadas en bloques, lo que permite modificar e incorporar nuevas funcionalidades a cada una de ellas.

6.1. Especificaciones

En el cuadro 6.1 se muestran las especificaciones del equipo desarrollado.

Característica	Especificación
Señales fisiológicas / Frecuencia de muestreo / Resolución	EEG (6 canales) / 250 Hz / 24 bits
	EOG (2 canales) / 250 Hz / 24 bits
	ECG (1 canal) / 250 Hz / 10 bits
	EMG (1 canal) / 250 Hz / 10 bits
Control del dispositivo	Interfaces gráficas de usuario basadas en PC
Modos de operación	Stream y Grabación
Alimentación eléctrica	Baterías 18650 (2800 mA) x8
	Power bank x2
Autonomía	3,5 Hs
Peso	1,8 kg
Dimensiones (LxWxH) cm	28x15x10

Cuadro 6.1: Especificaciones del equipo desarrollado.

Capítulo 7

Discusión

Si bien las pruebas de validación arrojaron ciertos resultados esperados, una de ellas no lo hizo. Además, existen aspectos del desarrollo que aún pueden ser optimizados. Al tratarse de un proyecto abierto, sería valioso que se tengan en cuenta en caso de una futura ampliación o mejora.

Alimentación eléctrica La alimentación eléctrica actual garantiza una autonomía menor a 8 horas, lo cual no concuerda con la calculada teóricamente e impidió el cumplimiento de la totalidad de los objetivos. Sin embargo, este problema es fácilmente solucionable si se cambia la fuente de alimentación, ya que se comprobó que, conectando el dispositivo a la red, se pueden realizar estudios de 8 horas sin inconvenientes. Se destaca que los power bank que se utilizan no poseen una documentación que los respalde y el fabricante no es una empresa reconocida. Es por esto que una mejora a futuro del proyecto podría ser implementar otras formas de alimentación eléctrica. Una es diseñar y construir un único módulo estabilizador de tensión y corriente que funcione como UPS y brinde las tensiones y corrientes necesarias para cada una de las partes del dispositivo. Otra alternativa es adquirir una fuente de alimentación o un power bank de grado médico, la cual permitiría conectar el dispositivo a la instalación eléctrica del laboratorio.

Estrategia de sincronización En el estado actual del desarrollo, existe un MA que actúa como Reloj Maestro e indica al MC cuándo pedir datos a la Cyton Board y realizar una Sincronización. Esta estrategia no se da con los demás MAs ya que la desincronización es aceptable (ver Resultados). Sin embargo, existe una opción que disminuiría los desfases de los MAs entre sí y con la Cyton Board en gran medida y es la de usar una estrategia de sincronización por hardware. Básicamente, se debería desarrollar un módulo extra que se

comunique con todos los MAs y la Cyton Board y dispare sus interrupciones al mismo tiempo. Esto haría que los desfasajes entre todos los dispositivos sean despreciables.

Resolución ADC Por otro lado, como ya fue mencionado en la sección Implementación, los ADC de los MA poseen una resolución de 10 bits. Si bien esto es suficiente para analizar las señales que se adquieren (Kundu et al, 2011; Ajdaraga, 2017), podría optarse por usar un hardware que posea mayor resolución en la cuantización de la amplitud. Por otro lado, las salidas analógicas de los MSAs varían entre 0 y 3,3V, mientras que las entradas de los MA funcionan entre 0 y 5V. Esto provoca que se desperdicien bits de los ADC. Si en una futura mejora se diseñaran y desarrollaran MSAs, esto debería ser tenido en cuenta sumando etapas de preamplificación para cubrir todo el fondo de escala. Otra posible solución es cambiar los microcontroladores que poseen los MAs de forma tal que su rango de tensión de trabajo coincida con la de los MSAs actuales.

Comunicación MAs-MC En cuanto a la comunicación entre los MAs y el MC, actualmente se da mediante cables, aunque en un futuro sería aconsejable hacerlo de manera inalámbrica (ejemplo por Bluetooth). Por un lado permitiría prescindir de cables innecesarios y el ruido y los artefactos que los mismos traen aparejados. Además, permitiría que el MC esté aislado eléctricamente del resto de los dispositivos, lo cual habilitaría la opción de alimentarlo mediante la corriente de línea y poder visualizar su interfaz mediante un monitor conectado por HDMI. Sin embargo, también limitaría la frecuencia de muestreo de los MAs, dado que impondría límites a la velocidad de comunicación.

Estrategia de Reseteo Por otra parte y como ya fue desarrollado, la Estrategia de Reseteo cada 9 minutos implica frenar la adquisición de datos durante 0,11 segundos por cada canal de la Cyton Board y durante 0,38 segundos por cada canal de los MAs. El análisis específico de la situación (ver anexo Análisis del tiempo de reseteo) reveló que la mayor parte del tiempo de reseteo está ocupado por el guardado de los datos en la memoria dura del MC. Si bien esto significa menos del 1 % de la señal, sería una mejora rediseñar la Estrategia para que esta adquisición no se detenga. Una posible solución sería que el reseteo ocurra en un hilo de ejecución distinto al que sucede la comunicación con los MAs.

Diferencia de frecuencia de muestreo Cyton Board Cada vez que se realiza una sincronización se descarta cierta cantidad de datos adquiridos por la Cyton Board, que oscila entre 20 y 40 muestras por minuto. Esto se debe a que en una misma unidad de tiempo la placa

adquiere más muestras que los MAs. Si se supone que ambas señales tienen una frecuencia de muestreo de 250 Hz y no hubiera ninguna Estrategia de Sincronización, al reconstruirse las mismas habría un desfase de 120 ms por minuto, el cual se iría acumulando. Dado que el desfase es progresivo (la Cyton Board tiene una frecuencia de muestreo real más alta, ver Pruebas de frecuencia de muestreo) la eliminación de datos también lo es. Se descarta un dato cada cierto intervalo tal que, al final, haya la misma cantidad de muestras de todos los módulos. Si bien esta solución es efectiva, trae como consecuencia que haya pérdida de información de la señal. Una opción más adecuada podría ser utilizar una interpolación para obtener la cantidad de datos deseada sin perder información.

Mejora de la SNR en el EEG Por otro lado, si bien el EEG adquirido tiene la morfología esperada y su visualización es correcta, la señal no tiene un elevado SNR. Esto se debe, principalmente, a que los cables utilizados no están mallados. Por lo tanto, para solucionar este problema se podrían utilizar electrodos con conductores mallados y conexión de la malla a tierra para adquirir el EEG. Estos resultados concuerdan con los reportados por Peterson et al (2020), los cuales fueron presentados en el capítulo Diseño e implementación.

Interfaces gráficas Otro punto de mejoras a futuro es el de una personalización mayor de las interfaces gráficas en función de las necesidades del Laboratorio de Sueño y Memoria. Un ejemplo de esto podría ser agregar a ambas GUIs la posibilidad de exportar o grabar las señales en otros formatos compatibles con los softwares de análisis de señales que ya se utilizan dentro del laboratorio, como EDF o Brainvision. Además, a la GUI de visualización se le podrían agregar herramientas para realizar análisis en frecuencia de la señal, como la transformada de Fourier. A su vez se pueden agregar funciones que permitan un análisis específico de cada una de las señales, como ser detección de QRS a una señal de ECG o detección de complejos K a una señal de EEG.

Comparativa con Gold Standar Por último, debido a las limitaciones generadas por la pandemia del COVID-19 durante la cual se desarrolló este proyecto, no se logró acceder a un equipo de PSG comercial para realizar mediciones y poder comparar las obtenidas con éstas. Si bien se realizaron pruebas tanto gráficas como cuantitativas de las señales adquiridas y se validaron las mismas con los investigadores del Laboratorio de Memoria y Sueño, sería óptimo poder contar con un equipo para poder realizar dichas contrastaciones.

Capítulo 8

Conclusiones

Este trabajo consistió en el diseño y desarrollo de un dispositivo para realizar polisomnografías con una arquitectura versátil y escalable. Gran parte de dichas propiedades se debe a su diseño modular que permite reemplazar componentes independientemente y con gran facilidad.

En cuanto a los objetivos planteados, proyecto ha logrado cumplir con la mayoría de ellos: el dispositivo permite adquirir señales de EEG, EOG, EMG y ECG durante los intervalos de tiempo estipulados para un estudio de sueño, las distintas señales guardan entre sí una sincronización que permite su utilización en las distintas líneas de investigación que se pretende; además, se desarrollaron softwares que permiten la visualización y análisis online y offline de las señales que se adquieren. Por último, tanto el diseño como el desarrollo pueden ser modificados, mejorados y/o complejizados a futuro con relativa facilidad. Se logró que el equipo sea seguro eléctricamente al no alimentarlo a través de la red eléctrica, pero debido a las limitaciones de las baterías utilizadas no se pudo asegurar que se puedan realizar estudios por 8 horas. Sin embargo, se pudo comprobar utilizando otras fuentes que es un problema únicamente de alimentación y que el software puede funcionar por las horas deseadas.

Somnus es un proyecto abierto con la potencialidad de suplir las necesidades que poseen los distintos laboratorios de investigación del sueño, con la opción de modificarse según sus necesidades específicas. Por lo tanto, se cumple con el objetivo de hacer frente a las necesidades insatisfechas por los equipos comerciales actualmente fabricados y orientados a la polisomnografía clínica. Esto permitirá que laboratorios del ITBA puedan desarrollar sus líneas de investigación, ampliando la frontera del conocimiento en el ámbito de las neurociencias. La ingeniería puesta al servicio de la ciencia básica y no sólo de la industria es un proceso fundamental para el progreso científico y avance del conjunto del saber humano. Es el deseo de los autores que este proyecto sea un punto de partida de algo más grande,

no solo para ampliarlo y generar un equipo capaz de realizar estudios más completos, sino también para desarrollar otros dispositivos para diferentes estudios y laboratorios.

En las distintas etapas de diseño y desarrollo se aplicaron conocimientos de ramas de la ingeniería muy diversas, como procesamiento de señales, informática, electrónica, instrumentación biomédica y fisiología cuantitativa, entre otras. La integración de dichos conocimientos en la realización de un producto es quizá el valor más grande de este proyecto. Por otro lado, el trabajo realizado implicó materializar e integrar diferentes conocimientos teóricos de las distintas ramas, percibiéndolos no como entes aislados sino como parte de un mismo cajón de herramientas, complementándose sinérgicamente.

En particular las Pruebas de verificación y validación son un ejemplo de como herramientas teóricas pueden ser utilizadas para la evaluación de la performance de un dispositivo concreto y no meramente como conceptos ideales.

Este proyecto también es interesante desde la perspectiva institucional, dado que es un equipo hecho por alumnos del ITBA y para un laboratorio de la Universidad. El laboratorio de Sueño y Memoria no sólo produce investigaciones sino que también es un lugar formativo para muchos alumnos de la carrera de Bioingeniería que allí realizan sus proyectos finales de carrera y/o sus prácticas laborales. Este desarrollo podría ser un primer paso de una retroalimentación que una los procesos de desarrollo tecnológico, producción académica y formación de nuevos ingenieros.

Como experiencia formativa, el Proyecto Final de Carrera significó una oportunidad más para fomentar el trabajo grupal, permitiendo a los autores crecer tanto individual como colectivamente. La formación de grupos de trabajo es parte crucial del desarrollo científico-tecnológico actual, donde ya no existen grandes individualidades aisladas, sino buenos equipos de personas que se complementan entre sí. La gestión de proyectos colectivos es quizá una de las actividades más importantes dentro de dicho proceso.

Por último, como ya fue mencionado, el proyecto fue realizado íntegramente en el contexto de la pandemia del COVID-19. Este tiempo significó un período muy difícil para el mundo en general y para la Argentina en particular. Los distintos niveles educativos se vieron forzados a reinventarse para adaptarse a las circunstancias dadas, lo cual implicó un gran esfuerzo por parte de directivos, docentes y alumnos. Este proyecto no fue la excepción y el contexto significó una dificultad adicional para su desarrollo. Nuestro mayor agradecimiento a los que hicieron esto posible. También expresamos nuestro gran respeto a todo el personal de salud que se encontró en la primera línea de batalla contra la enfermedad.

Capítulo 9

Bibliografía

9.1. Referencias

- Ajdaraga, E., Gusev, M. (2017, November). Analysis of sampling frequency and resolution in ECG signals. *In 2017 25th Telecommunication Forum (TELFOR) (pp. 1-4)*. IEEE.
- Bronzino, J. D. (Ed.). (2006). *Medical devices and systems*. CRC press.
- Da Silva, H. P., Guerreiro, J., Lourenço, A., Fred, A. L., Martins, R. (2014, Enero). BITalino: A novel hardware framework for physiological computing. En *PhyCS* (pp. 246-253).
- Drake, J. M. (2005). Tema III: El amplificador de instrumentación. Santander: Universidad de Cantabria.
- Frey, J. (2016). Comparison of an open-hardware electroencephalography amplifier with medical grade device in brain-computer interface applications. *arXiv preprint arXiv:1606.02438*.
- Gabarda, L. P. (1993). NTP 400: Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano. *Ministerio de Trabajo Y Asuntos Sociales de España*, 9.
- Guerreiro, J., Martins, R., Silva, H., Lourenço, A., Fred, A. L. (2013, Julio). BITalino-A multimodal platform for physiological computing. En *ICINCO (1)* (pp. 500-506).
- Kundu, A. S., Mazumder, O., Bhaumik, S. (2011, December). Design of wearable, low power, single supply surface EMG extractor unit for wireless monitoring. In *Proceedings of the 2nd International Conference on Nanotechnology and Biosensors* (pp. 69-74).

- López, A., Ferrero, F., Yangüela, D., Álvarez, C., Postolache, O. (2017). Development of a computer writing system based on EOG. *Sensors*, 17(7), 1505.
- Matheson, J. K., Singh, R., Packard, A. (2007). Polysomnography and sleep disorders. En *The Clinical Neurophysiology Primer* (pp. 393-445). Humana Press.
- Nunez, P. L. (2017). Electroencephalography (EEG). En *Reference Module in Neuroscience and Biobehavioral Psychology*.
- Oppenheim, A. V. (1999). Discrete-time signal processing. *Pearson Education*, India.
- Peterson, V., Galván, C., Hernández, H., Spies, R. (2020). A feasibility study of a complete low-cost consumer-grade brain-computer interface system. *Heliyon*, 6(3), e03425.
- Rashid, U., Niazi, I. K., Signal, N., Taylor, D. (2018). An EEG experimental study evaluating the performance of Texas instruments ADS1299. *Sensors*, 18(11), 3721.
- Raspberry Pi. (2022, Febrero). *Raspberry Pi Documentation - Raspberry Pi Hardware*. <https://www.raspberrypi.com/>. Obtenido Marzo de 2022, de <https://www.raspberrypi.com/documentation/computers/raspberry-pi.html>
- Rechtschaffen A, Kales A (1968). A manual of standardized terminology, techniques and scoring system of sleep stages in human subjects. *Los Angeles: Brain Information Service/Brain Research Institute, University of California*
- Schlichthärle, D. (2000). Digital filters. Editorial Springer.
- Sörnmo, L., Laguna, P. (2005). *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications* (Vol. 8). Academic Press.
- Tortora, G. J., Derrickson, B. H. (2018). *Principles of anatomy and physiology*. John Wiley Sons.
- Walden, R. H. (1999). Analog-to-digital converter survey and analysis. *IEEE Journal on selected areas in communications*, 17(4), 539-550.
- Williams, A. (2014). Analog filter and circuit design handbook. McGraw-Hill Education.

9.2. Bibliografía consultada

- Ajdaraga, E., Gusev, M. (2017, November). Analysis of sampling frequency and resolution in ECG signals. In *2017 25th Telecommunication Forum (TELFOR)* (pp. 1-4). IEEE.
- Berry, R. B., Brooks, R., Gamaldo, C. E., Harding, S. M., Marcus, C., Vaughn, B. V. (2012). The AASM manual for the scoring of sleep and associated events. *Rules, Terminology and Technical Specifications, Darien, Illinois, American Academy of Sleep Medicine*, 176, 2012.
- Boano, C. A., Lasagni, M., Römer, K., Lange, T. (2011, March). Accurate temperature measurements for medical research using body sensor networks. En *2011 14th IEEE International Symposium on Object/Component/Service-Oriented Real-Time Distributed Computing Workshops* (pp. 189-198). IEEE.
- Chang, D. W., Liu, Y. D., Young, C. P., Chen, J. J., Chen, Y. H., Chen, C. Y., ... Liang, S. F. (2012). *Design and implementation of a modularized polysomnography system*. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 61(7), 1933-1944.
- Clancy, E. A., Morin, E. L., Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of electromyography and kinesiology*, 12(1), 1-16.
- Ibrahim, D. (2006). *Microcontroller based applied digital control*. John Wiley Sons.
- Ives, J. C., Wigglesworth, J. K. (2003). Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures. *Clinical biomechanics*, 18(6), 543-552
- Keenan, S. A. (2005). *An overview of polysomnography*. Handbook of clinical neurophysiology, 6, 33-50.
- Lathi, B. P., Green, R. A. (2014). *Essentials of digital signal processing*. Cambridge University Press.
- Lin, C. T., Prasad, M., Chung, C. H., Puthal, D., El-Sayed, H., Sankar, S., ... Sangaiah, A. K. (2017). IoT-based wireless polysomnography intelligent system for sleep monitoring. *IEEE Access*, 6, 405-414.
- López, A., Ferrero, F., Yangüela, D., Álvarez, C., Postolache, O. (2017). Development of a computer writing system based on EOG. *Sensors*, 17(7), 1505.

- Malone, M. S. (1995). The microprocessor: A biography (p. 133). Telos.
- Matheson, J. K., Singh, R., Packard, A. (2007). Polysomnography and sleep disorders. En *The Clinical Neurophysiology Primer* (pp. 393-445). Humana Press.
- Markun, L. C., Sampat, A. (2020). Clinician-focused overview and developments in polysomnography. *Current sleep medicine reports*, 6(4), 309-321.
- Pizzuti, G. P., Cifaldi, S., Nolfi, G. (1985). Digital sampling rate and ECG analysis. *Journal of biomedical engineering*, 7(3), 247-250.
- Robinson, F. N. H. (1974). Noise and fluctuations in electronic devices and circuits. Oxford.
- Sörnmo, L., Laguna, P. (2005). *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications* (Vol. 8). Academic Press.
- Tortora, G. J., Derrickson, B. H. (2018). *Principles of anatomy and physiology*. John Wiley Sons.

Capítulo 10

Anexos

10.1. Configuración de la Raspberry Pi 4

A continuación se detallan los pasos a seguir para configurar la Raspberry Pi 4 desde cero. Es importante destacar que, si se quiere cambiar la tarjeta de memoria de la Raspberry por una con mayor capacidad, se deberán realizar estos pasos nuevamente.

1. Instalación del sistema operativo en la tarjeta SD

El primer paso es instalar el sistema operativo en la tarjeta de memoria. Para ello, en la página oficial de Raspberry ¹ se especifica cómo descargar el sistema operativo a la tarjeta de memoria SD.

En este caso, se utilizará el Raspberry Pi Imager para Windows, programa que se descarga desde el link indicado. Una vez descargado el programa, se selecciona la tarjeta de memoria y el sistema operativo que se desea instalar, en este caso el Raspberry Pi OS (32 BIT) como se observa en la Figura 10.1.



Figura 10.1: Raspberry Pi Imager. Software de instalación del sistema operativo a la tarjeta de memoria

¹<https://www.raspberrypi.com/software/>

2. Conexión a red WiFi

Una vez instalado el sistema operativo en la tarjeta de memoria, se procede a colocar la misma dentro de la Raspberry y conectar la misma a la batería correspondiente para su encendido. El siguiente paso es conectar la Raspberry a la red de WiFi del lugar donde se utilizará. Para ello se utilizó un monitor externo y se conectó mediante un cable HDMI la placa, lo cual permite visualizar el escritorio de forma directa. Desde el escritorio es posible conectarse al WiFi de forma análoga a lo que se haría en una PC. Como se observa en la Figura 10.2, en la esquina superior derecha está el símbolo de WiFi y al clickear se despliega el listado de redes, se coloca la contraseña de la red deseada y ya queda configurado.

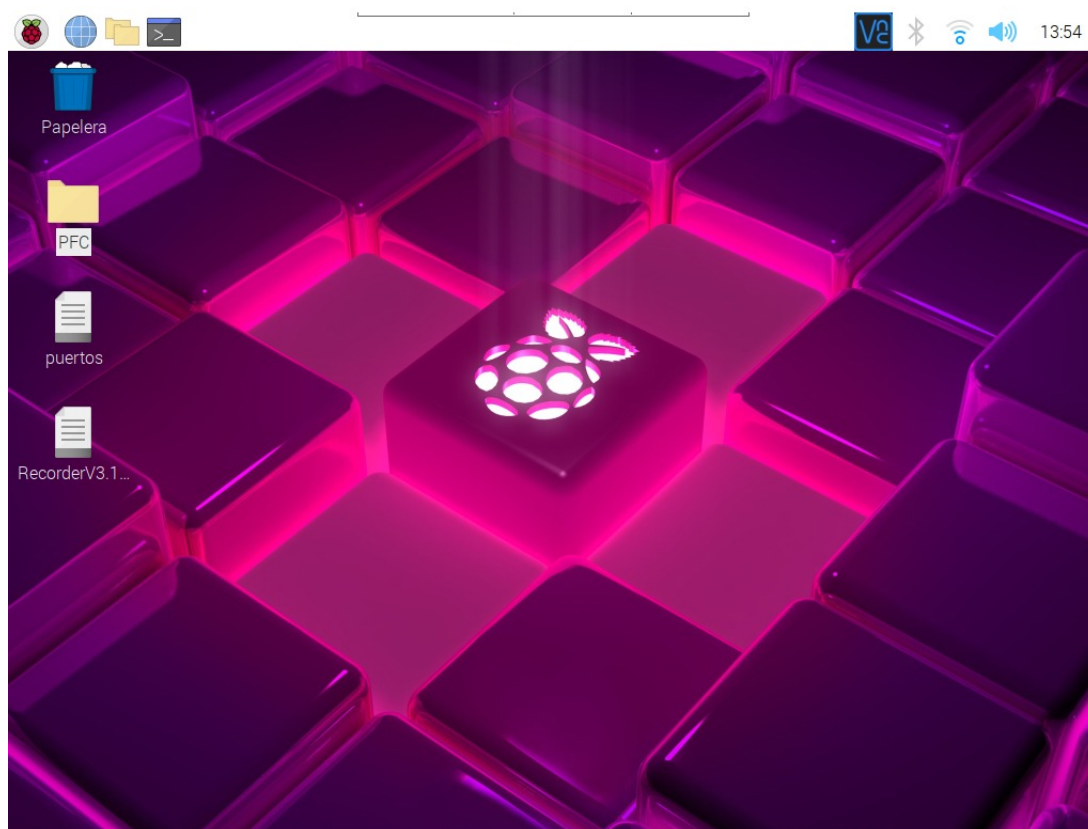


Figura 10.2: Imagen del escritorio de la Raspberry Pi 4. Arriba a la derecha se encuentra el ícono de WiFi que el usuario debe presionar para conectarse a la red deseada

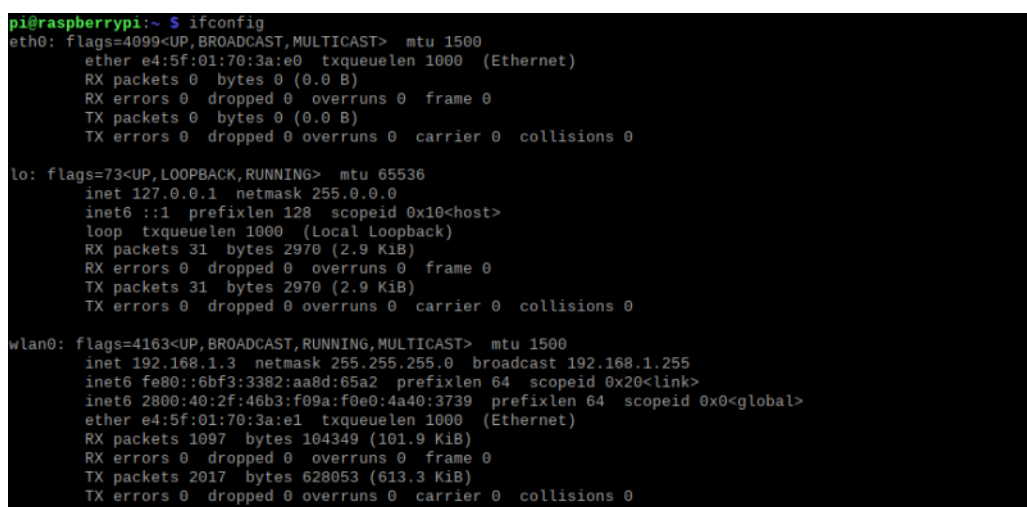
3. VNC

Para poder visualizar la pantalla de la Raspberry desde una computadora, se pueden utilizar programas como el “VNC Viewer - Remote Desktop”, de RealVNC. Para utilizarlo,

es necesario descargar el software a la PC en la que se quiere visualizar la Raspberry. Una vez descargado, se debe conectar con la placa a través del IP de la misma.

a) Conocer IP de la Raspberry:

Para saber cual es el IP de la placa, se debe escribir el comando 'ifconfig' en la terminal. Este comando arrojará toda la información que se puede ver en la Figura 10.3, dentro de la cual se encuentra el número de IP.



```
pi@raspberrypi:~ $ ifconfig
eth0: flags=4099<UP,BROADCAST,MULTICAST> mtu 1500
    ether e4:5f:01:70:3a:e0 txqueuelen 1000 (Ethernet)
    RX packets 0 bytes 0 (0.0 B)
    RX errors 0 dropped 0 overruns 0 frame 0
    TX packets 0 bytes 0 (0.0 B)
    TX errors 0 dropped 0 overruns 0 carrier 0 collisions 0

lo: flags=73<UP,LOOPBACK,RUNNING> mtu 65536
    inet 127.0.0.1 netmask 255.0.0.0
    inet6 ::1 prefixlen 128 scopeid 0x10<host>
    loop txqueuelen 1000 (Local Loopback)
    RX packets 31 bytes 2970 (2.9 KiB)
    RX errors 0 dropped 0 overruns 0 frame 0
    TX packets 31 bytes 2970 (2.9 KiB)
    TX errors 0 dropped 0 overruns 0 carrier 0 collisions 0

wlan0: flags=4163<UP,BROADCAST,RUNNING,MULTICAST> mtu 1500
    inet 192.168.1.3 netmask 255.255.255.0 broadcast 192.168.1.255
    inet6 fe80::6bf3:3382:aa8d:65a2 prefixlen 64 scopeid 0x20<link>
    inet6 2800:40:2f:46b3:f09a:f0e0:4a40:3739 prefixlen 64 scopeid 0x0<global>
    ether e4:5f:01:70:3a:e1 txqueuelen 1000 (Ethernet)
    RX packets 1097 bytes 104349 (101.9 KiB)
    RX errors 0 dropped 0 overruns 0 frame 0
    TX packets 2017 bytes 628053 (613.3 KiB)
    TX errors 0 dropped 0 overruns 0 carrier 0 collisions 0
```

Figura 10.3: Imagen de la terminal de la Raspberry Pi al ejecutar el comando 'ifconfig'.

b) Instalar VNC en la Raspberry

Para instalar en VNC en la raspberry, se deben ejecutar los siguientes comandos en la terminal:

- `sudo apt-get update`
- `sudo apt-get install realvnc-vnc-server realvnc-vnc-viewer`

c) Habilitar la función de VNC en la Raspberry

A continuación se debe habilitar la función de VNC en la Raspberry, para ello se ejecuta el comando 'sudo raspi-config'. Aparecerá una pantalla como la de la Figura 10.4. Allí se debe ir a la sección "Interface Options" y una vez dentro (Figura 10.5) clicar sobre "VNC" y apretar "Enable".

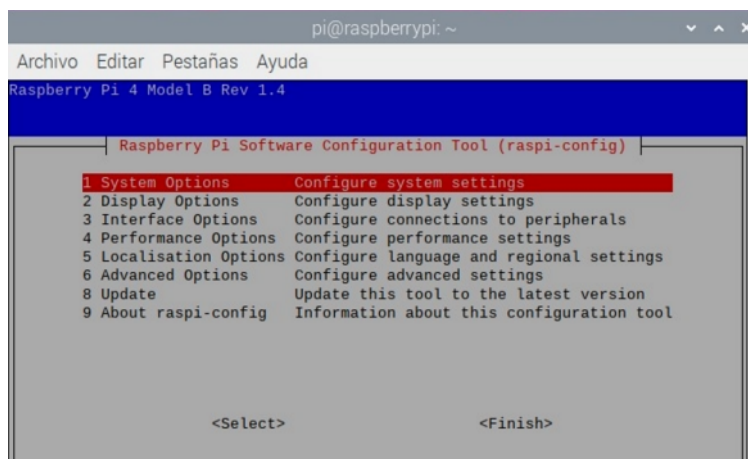


Figura 10.4: Imagen de la pantalla de la Raspberry Pi al ejecutar el comando 'sudo raspi-config'. El usuario debe desplazarse con las flechas hasta la tercera opción "Interface Options".

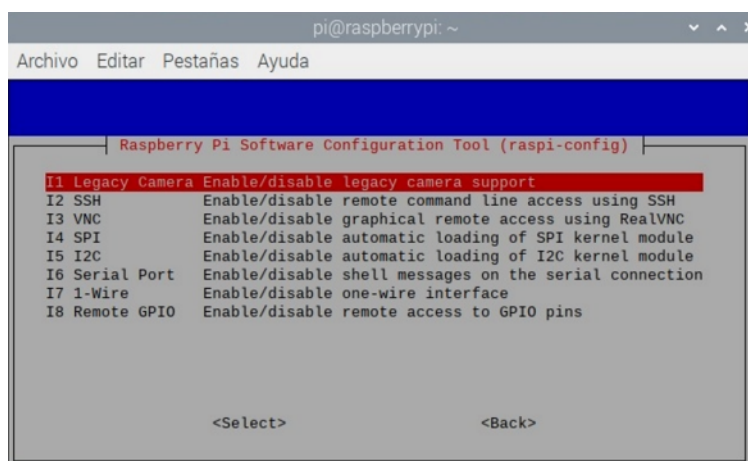


Figura 10.5: Imagen de la pantalla de la Raspberry Pi al ejecutar el comando "sudo raspi-config" y luego seleccionar la opción de "Interface Options". El usuario debe desplazarse con las flechas hasta la tercera opción "VNC" y seleccionar "Enable".

d) Nueva conexión : IP de la raspi

Por último, se debe abrir el VNC Viewer desde el dispositivo inteligente que funcionará de controlador y seleccionar "Archivo" y "Nueva conexión". Allí se abrirá una ventana como la de la Figura 10.7. y se debe colocar el IP de la Raspberry en el campo de "VNC Server".

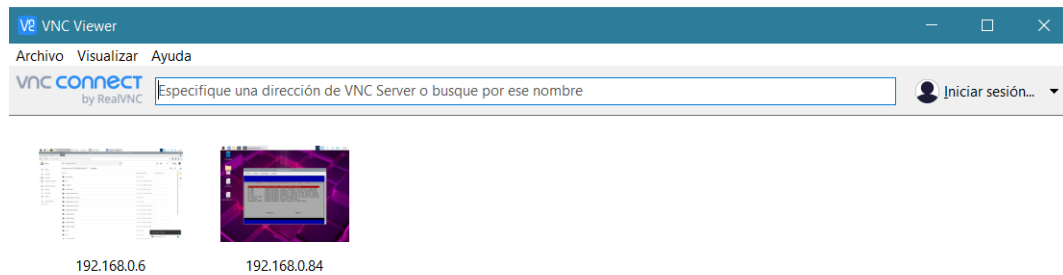


Figura 10.6: Imagen de la pantalla principal del programa VNC. Se debe presionar “Archivo” en la esquina superior izquierda de la barra de opciones.

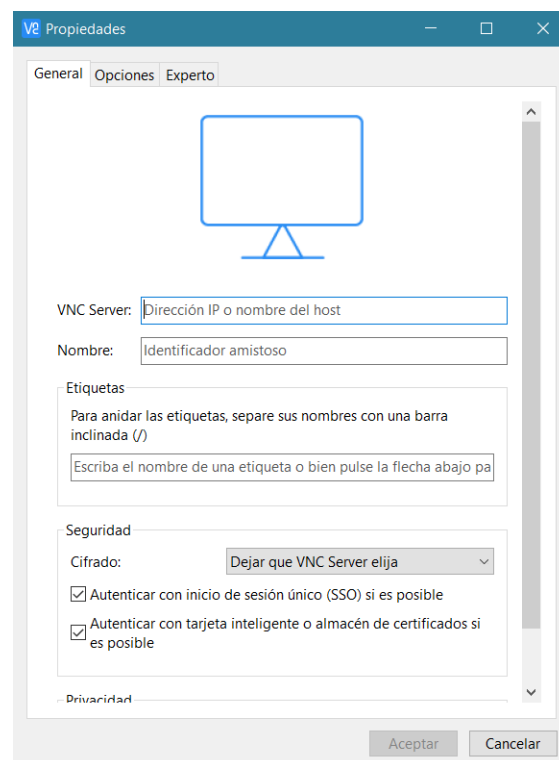


Figura 10.7: Imagen de la pantalla que se muestra al presionar nueva conexión. Se debe colocar el IP de la Raspberry Pi en el cuadro de texto de “VNC Server”.

4. Actualizar el sistema

Una vez conectado el VNC, es posible manejar la Raspberry desde una computadora. Lo primero que se debe hacer es actualizar el sistema completo para que todo esté con sus últimas versiones. Para ello se ejecutan los comandos 'sudo apt update' y 'sudo apt upgrade' en la terminal.

5. Instalar Librerías

El último paso de la configuración es instalar todas las librerías de Python que se van a necesitar para ejecutar el código. Se instalan ejecutando diferentes comandos desde la terminal. Las librerías actualmente actualizadas se resumen en la Figura 10.8 con su comando de instalación, pero es importante destacar que si se agregan partes del código que utilicen otras librerías será necesario instalarla de cero de forma análoga a las presentadas.

```
pip3 install numpy
pip3 install pandas
pip3 install pyqt5
pip3 install serial
pip3 install pyserial
pip3 install brainflow
pip3 install pyqtgraph
python3 -m pip install pyqtgraph
pip install --upgrade numpy
sudo apt-get install libatlas-base-dev
```

Figura 10.8: Librerías instaladas.

10.2. Presupuestos

A continuación se listan los precios presupuestados para diferentes equipos de polisomnografía comercial de diferentes marcas presentes en el mercado nacional. Si bien cada equipo posee diferentes especificaciones, se toman estos precios como referencia de lo que puede costar adquirir uno de estos dispositivos.

Equipo	Marca	Precio
Sleepvirtual BWIII PSG	Neurovirtual	13.990,00 USD
BW mini HST	Neurovirtual	8.990,00 USD
Sleepvirtual BWMini 2 PSG	Neurovirtual	17.990,00 USD
MINI - PC 32ch	Akonic	8.392 USD
MINI - PC 18ch	Akonic	7.219 USD

10.3. Versiones de las interfaces gráficas

A continuación se detallan las diferentes versiones que se realizaron de cada una de las interfaces gráficas junto con los cambios y funcionalidades que se agregaron. Se resalta el diseño modular de las mismas, lo que hace que cada versión sea un producto terminado en sí, al cual se le pueden ir agregando funcionalidades para implementar las mejoras a futuro propuestas en la discusión.

GUI de control

*

Versión 1: Esta GUI permite seleccionar las señales a adquirir por un MA y para la Cyton Board. A su vez permite determinar el tiempo en horas de grabación y dar inicio y detener el estudio.

Versión	Cambios
V1.1	Se incorpora la posibilidad de determinar el tiempo en horas y minutos.
V1.2	Se incorpora el MA-B.
V1.3	Se incorpora la terminal.
V1.4	Se agrega la posibilidad de almacenar datos del paciente y del estudio.
V1.5	Se incorpora el MA-C.

Cuadro 10.1: Cambios de las funcionalidades de la versión 1 de la GUI de control.

*

Versión 2: Se modifica el diseño de la interfaz para poder incorporar la función “Stream”. Inicialmente se podía streamear una señal de un MA a la vez.

Versión	Cambios
V2.1	Se incorpora la posibilidad de poder determinar la ventana temporal de visualización.
V2.2	Se incorpora la posibilidad de poder streamear mas de una señal por MA.
V2.3	Se incorpora la posibilidad de poder aplicar un filtro Notch en 50 Hz a las señales que se están streameando.
V2.4	Se incorpora la posibilidad de poder filtrar la señal en tiempo real.

Cuadro 10.2: Cambios en las funcionalidades de la versión 2 de la GUI de control.

GUI de visualización

*

Versión 1: Esta GUI permite importar señales en formato *.csv* ya sean de la Cyton Board o adquiridas por cualquiera de los otro MAs. A su vez permite graficar dichas señales, y eliminar alguna o todas las señales graficadas.

Versión	Cambios
V1.1	Se incorpora un panel para poder controlar los límites del eje temporal.
V1.2	Se incorpora la posibilidad de diseñar y aplicar filtros digitales Butterworth y Chebyshev.
V1.3	Se incorpora la posibilidad de diseñar y aplicar filtros digitales Bessel.
V1.4	Se incorpora la posibilidad de exportar archivos <i>.csv</i> .
V1.5	Se incorpora un “scroll” a los gráficos para poder visualizar varias señales al mismo tiempo.
V1.6	Se incorpora el panel “Otros procesamientos”. Se incorpora la posibilidad de aplicar un “Rolling filter” a una señal.
V1.7	Se incorpora la posibilidad de aplicar un “Downsampling” en el panel “Otros procesamientos”
V1.8	Se incorpora la posibilidad de aplicar un “Windowing” en el panel “Otros procesamientos”

Cuadro 10.3: Cambios realizados en la versión 1 de la GUI de visualización.

10.4. Análisis del tiempo de reseteo

Dado que el reseteo de los MAs implica un intervalo de tiempo en el cual la adquisición se detiene, se buscó analizar en qué procesos el MC invierte más tiempo. Además es relevante saber si el tiempo de reseteo es constante o no a lo largo del estudio. Se realizó una adquisición de 8 canales de la Cyton Board y 10 de los MAs A y B, durante 4 horas en la cual tuvieron lugar 26 reseteos. Se colocaron marcas temporales en las distintas etapas del proceso y luego se calcularon las diferencias para saber cuánto duraba cada una. Los datos obtenidos mostraron que los procesos de guardado de los buffers en la memoria ROM ocupan casi la totalidad del tiempo de reseteo. Se muestran en el cuadro 10.4.

Como se puede apreciar, los procesos de guardado de los datos de la Cyton Board, el MA-A y el MA-B ocupan, en promedio, más del 99% de la totalidad del tiempo de reseteo. El tiempo de reseteo promedio es de 4,8578 segundos, con un desvío estándar de 0,0402 segundos.

Evento	Guardado Cyton	Guardado MA-A	Guardado MA-B	Suma guardado	Interrupción total	Suma / Interrupción total
Promedio (segs)	0,8817	1,9455	1,9331	4,8195	4,8578	99,21 %
Desvío (segs)	0,0557	0,1293	0,1276	0,0409	0,0402	
N	26	26	26	26	26	
Duración (segs)	0,9058	1,9702	1,9484	4,8244	4,8554	99,36 %
	0,9050	1,9631	1,9474	4,8156	4,8553	99,18 %
	0,8970	1,9545	1,9434	4,7950	4,8510	98,84 %
	0,8774	1,9561	1,9513	4,7848	4,8498	98,66 %
	0,9185	1,9617	1,9483	4,8284	4,8413	99,73 %
	0,8936	1,9540	1,9411	4,7887	4,8057	99,65 %
	0,8963	1,9479	1,9345	4,7787	4,8144	99,26 %
	0,9020	1,9719	1,9588	4,8326	4,8526	99,59 %
	0,8903	1,9644	1,9607	4,8155	4,8700	98,88 %
	0,8912	1,9598	1,9431	4,7942	4,8391	99,07 %
	0,8857	1,9691	1,9534	4,8082	4,8501	99,14 %
	0,8922	1,9716	1,9440	4,8077	4,8668	98,79 %
	0,9182	1,9610	1,9335	4,8127	4,8703	98,82 %
	0,9039	1,9674	1,9781	4,8495	4,8678	99,62 %
	0,9036	1,9582	1,9584	4,8202	4,8582	99,22 %
	0,8802	1,9709	1,9648	4,8160	4,8469	99,36 %
	0,8833	1,9864	1,9805	4,8503	4,8988	99,01 %
	0,8718	1,9638	1,9586	4,7942	4,8437	98,98 %
	0,8830	1,9505	1,9365	4,7700	4,8329	98,70 %
	0,8905	1,9754	1,9575	4,8234	4,8451	99,55 %
	0,8856	1,9489	1,9555	4,7900	4,8016	99,76 %
	0,8901	2,0066	1,9735	4,8702	4,8852	99,69 %
	0,9058	2,0092	1,9565	4,8715	4,9285	98,84 %
	0,8632	1,9710	1,9470	4,7812	4,8018	99,57 %
	0,8669	1,9796	1,9650	4,8115	4,8735	98,73 %
	0,8947	2,0292	2,0488	4,9727	4,9970	99,51 %

Cuadro 10.4: Duración de los procesos de guardado en relación a la duración del proceso de reseteo a lo largo de varias iteraciones.