



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Curso Académico:

AGRADECIMIENTOS

A Javier y a Julio, por toda la ayuda prestada y el tiempo dedicado a este proyecto.

A todos mis amigos, que me apoyan, me animan, y saben sacar lo mejor de mí día a día. En especial a Eva, quien nunca ha dudado en ofrecerme un hombro en el que apoyarme.

A mi familia. A mis padres y a mi hermano, por haber hecho de mí todo lo que en día soy.

Gracias.

RESUMEN

El estudio de la actividad eléctrica procedente de las conexiones entre millones de células nerviosas que forman parte de la corteza cerebral es una herramienta fundamental para el estudio o diagnóstico de diferentes patologías y trastornos neurológicos. Esta técnica capaz de medir la actividad eléctrica neuronal se denomina Electroencefalografía.

El presente trabajo tiene como objetivo diseñar e implementar un sistema digital de electroencefalografía inalámbrico, ligero, cómodo y de bajo coste. Para ello, primero se ha realizado un pequeño estudio sobre la estructura general del sistema nervioso, así como de las células que lo conforman –neuronas-, y la actividad eléctrica generada a partir de la membrana celular de éstas. Se analizan las características de los potenciales de acción y su relación con los diferentes estados de consciencia. Por último, se introducen una serie de conceptos relacionados con la adquisición, transmisión y el procesamiento digital de señales bioeléctricas. Con esto, se procede al desarrollo y la implementación del sistema de electroencefalografía, proceso que se divide en las siguientes fases:

- Primero, se crea el diseño teórico del esquemático y la placa de circuito impreso mediante el *software* Eagle Autocad®, con los componentes necesarios y sus valores correspondientes, de acuerdo a la hoja de especificaciones del componente ADS1299.
- A continuación, se lleva a cabo el desarrollo y la implementación de la placa de circuito impreso, creando las diferentes conexiones entre todos los componentes de acuerdo al esquemático.
- En tercer lugar, se crean los diferentes códigos de software y firmware necesarios para la comunicación de los diferentes componentes, así como el envío inalámbrico y la representación gráfica de los datos. Además, se realiza un procesamiento de la señal, consistente en el cálculo del espectro en frecuencia de cada uno de los canales, así como la implementación de un filtro notch para eliminar la componente de frecuencia 50 Hz, correspondiente al ruido de red eléctrica.
- Por último, se procede a comprobar el completo funcionamiento del sistema.

Palabras clave: Electroencefalografía, digital, placa de circuito impreso, inalámbrico, multicanal, ADS1299-4, microcontrolador PIC, Matlab.

RESUM

L'estudi de l'activitat elèctrica procedent de les connexions entre milions de cèlules nervioses que formen part del córtex cerebral és una ferramenta fonamental en l'estudi o el diagnòstic de patologies i trastorns mentals. Aquesta tècnica que és capaç de mesurar l'activitat elèctrica neuronal es denomina Electroencefalografia.

Aquest treball té com objectiu el diseny i la implementació de un prototip de sistema digital de electroencefalografia sense cable, lleuger, confortable i de baix cost. En primer lloc, s'ha realitzat un estudi sobre l'estructura general del sistema nerviós, així com de les cèlules que el conformen – les neurones -, i l'activitat elèctrica generada a partir de la seua membrana cel·lular. S'analitzen les característiques dels potencials d'acció i la seua relació amb els diferents estats de consciència. En últim lloc, s'introdueixen una serie de conceptes relacionats amb l'adquisició, la transmissió, i el processat digital de senyals bioelèctriques. Amb tot això, es procedeix al desenvolupament i la implementació del sistema, dividint-se en les següents fases:

- En primer lloc, es crea el disseny teòric del esquemàtic i la placa de circuit imprès mitjançant el software Eagle Autocad, amb els components necessaris i els seus valors corresponents, tenint en compte la fulla d'especificacions del component ADS1299.
- En segon lloc, es du a terme el desenvolupament i la implementació de la placa de circuit imprès, creant les diferents línies de connexió entre tots els components.
- A continuació, es creen els diferents codis de software i firmware necessaris per a la comunicació dels diferents components, a més de l'enviament sense cable i la representació gràfica de les dades. D'altra banda, es realitza un processat de la senyal, calculant l'espectre en freqüència de cada ú dels canals, així com la implementació de un filtre 'notch' per a eliminar la component de freqüència de 50 Hz, corresponent al soroll de la xarxa elèctrica.
- En últim lloc, es comproba el funcionament de tot el sistema.

Paraules clau: Electroencefalografia, digital, placa de circuit imprès, sense cable, multicanal, ADS1299-4, microcontrolador PIC, Matlab.

ABSTRACT

The study of the electrical activity proceeding from the connections between million nervous cells that are part of the cerebral cortex is a fundamental tool for the study or diagnosis of different pathologies and neurological disorders. This skill capable of measuring the electrical activity neuronal is named an Electroencephalography.

The present work takes as a target to design and to implement a wireless, light, comfortable digital system of electroencephalography and of low cost. For it, first a small study has been realized on the general structure of the nervous system, as well as of the cells that it shape – neurons - and the electrical activity generated from the cell membrane of these. Also, there are analyzed the characteristics of the action potentials and its relation with the different conscience states. Finally, there interfere a series of concepts related to the acquisition, transmission and the digital accused of bioelectrical signs. With this, one proceeds to the development and the implementation of the system of electroencephalography, process that splits into the following phases:

- First, there is created the theoretical design of the schematic one and the printed circuit board by means of the software Eagle Autocad ©, with the necessary components and its corresponding values, in accordance with the sheet of specifications of the component ADS1299. First, there is created the theoretical design of the schematic one and the badge of printed circuit by means of the software Eagle Autocad ©, with the necessary components and its corresponding values, in accordance with the sheet of specifications of the component ADS1299.
- Next, there is carried out the development and the implementation of the badge of printed circuit, creating the different connections between all the components in accordance with the schematic one.
- In the third place, the different software codes are created and firmware necessary for the communication of the different components, as well as the wireless mailing and the graphic representation of the information. Also, there is realized a prosecution of the sign, consisting of the calculation of the bogey in frequency of each of the channels, as well as the implementation of a filter notch to eliminate the component of frequency 50 Hz, corresponding to the noise of electrical network.
- Finally, one proceeds to verify the finished functioning of the system.

Key words: Electroencephalography, digital, printed circuit board, wireless, multichannel, ADS1299-4, microcontroller PIC, Matlab.

DOCUMENTOS PRESENTES EN EL TRABAJO

- Memoria
- Presupuesto
- Pliego de condiciones
- Anexos

Tabla de contenido

MEMORIA.....	11
1. INTRODUCCION	12
1.1 Sistema Nervioso	12
1.1.1 <i>Neuronas</i>	14
1.1.2 <i>Córtex cerebral</i>	15
1.2 Registro de la Actividad Eléctrica Cerebral	16
1.2.1 <i>Potencial de acción</i>	16
1.2.2 Electroencefalografía.....	18
1.2.2.1 Historia de la electroencefalografía.....	18
1.2.3 <i>Aplicaciones de la Electroencefalografía</i>	19
1.2.3.1 Epilepsia.....	19
1.2.3.2 Trastornos del sueño	21
1.2.3.3 BCI (brain computer interface)	22
1.2.4 <i>Ondas cerebrales</i>	23
1.2.5 ELECTRODOS. SISTEMA 10-20	25
1.3 Adquisición, Transmisión y Procesamiento de señales bioeléctricas	27
1.3.1 Adquisición	27
1.3.1.1 Selección de la frecuencia de muestreo	28
1.3.1.2 Número de bits del convertidor analógico-digital	28
1.3.2 <i>Transmisión</i>	29
1.3.2.1 Bluetooth	29
1.3.3 <i>Procesamiento digital de señales</i>	30
1.3.3.1 Dominio de la frecuencia. Transformada de Fourier	30
1.3.3.2 Filtrado de la señal.....	31
1.3.3.3 Técnicas de procesado.....	33
1.3.4 <i>Dispositivos EEG comerciales</i>	33
2. OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO	36
2.1 Objetivo del trabajo.....	36
2.2 Ámbito de aplicación	36
2.3 Motivación.....	36
2.4 Justificación académica	37
2.5 Justificación tecnológica.....	37
3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA EEG.....	39
3.1 Esquema general	39
3.2 Descripción de los componentes del sistema y su interconexión	41
3.2.1 <i>ADS1299</i>	41
3.2.2 <i>PIC24FJ32GA004</i>	43
3.2.3 <i>Módulo Bluetooth RN-42</i>	44
3.2.4 <i>Conexión PIC y módulo Bluetooth. Placa utilizada.</i>	45
3.3 Comunicación SPI entre PIC y chip ADS1299.....	47
3.3.1 Conexión SPI.....	47
3.3.1.1 Funcionamiento bus SPI.....	48
3.4 Diseño hardware del sistema EEG	49
3.4.1 <i>Creación del componente para la librería Eagle</i>	49
3.4.2 <i>Diseño del esquemático y de la PCB ADS1299-4</i>	51

3.5	Implementación física de la PCB	57
3.5.1	<i>Fabricación de la PCB en el laboratorio</i>	57
3.5.2	<i>PCB fabricada en empresa externa</i>	60
3.6	Desarrollo del Firmware y Software	61
3.6.1	<i>C++</i>	61
3.6.2	<i>Matlab</i>	65
3.6.2.1.	Procesamiento de la señal	67
3.6.2.2	Interfaz gráfica de usuario	68
4	RESULTADOS	70
5	CONCLUSIONES	799
86	BIBLIOGRAFÍA/REFERENCIAS	80
	PRESUPUESTO	82
1.	PRESUPUESTO DEL DISPOSITIVO EEG	84
1.1	Cuadro de precios Mano de Obra	84
1.2	Cuadro de precios materiales	85
1.3	Cuadro de precios unitarios	86
1.4	Cuadro de precios descompuestos	87
1.5	Presupuesto base de Licitación	90
2.	PRESUPUESTO DE SERIE DE FABRICACIÓN	91
2.1	Cuadro de precios Mano de Obra	91
2.2	Cuadro de precios materiales	92
2.3	Cuadro de precios unitarios	93
2.4	Cuadro de precios descompuestos	94
2.5	Presupuesto base de Licitación	97
	PLIEGO DE CONDICIONES	98
1.	PLIEGO DE CONDICIONES GENERALES	99
1.1	Descripción del proyecto	99
1.2	Listado de componentes.....	100
2.	PLIEGO DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	101
2.1	Especificaciones del material	101

ANEXOS	103
1. MANUAL COMPONENTES.....	104
1.1 ADS1299-4.....	104
1.2 PIC24GJ32GA004	105
1.3 RNBT-42	106
2. ESQUEMÁTICO Y PLACA DE CIRCUITO IMPRESO	107
2.1 Esquemático Eagle	108
2.2 Placa de Circuito Impreso Eagle.....	109
2.3 Placa de Circuito Impreso en detalle	110
3. DISEÑO DEL CÓDIGO	111
3.1 Código en C++ para PIC.....	111
3.2 Código en Software Matlab	117
4. ASPECTOS DE LA NORMATIVA.....	127
4.1 Mercado CE.....	127

Índice de Figuras

MEMORIA.....	11
Figura1. SNC Y SNP. Disposición del sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP). Obtenido de [1].....	12
Figura2. Morfología de una neurona genérica. Obtenido de [2].	14
Figura3. Lóbulos cerebrales. Obtenido de [3].....	15
Figura4. Forma de onda genérica de un potencial de acción. Obtenido de [4].....	177
Figura5. Fotografía de Hans Berger. Obtenida de [6]	19
Figura6. Tipos de crisis epilépticas. Obtenido de [2]	20
Figura7. Esquema de un tipo de tratamiento de la epilepsia, consistente en aplicar una serie de impulsos eléctricos que actúan sobre el nervio vago. Obtenido de [2].....	20
Figura8. Diagrama de bloques del funcionamiento de una interfaz cerebro-computador genérica. Obtenida de [2]	23
Figura9. Ritmos cerebrales presentes durante diferentes estados de consciencia. Obtenido de [2]	24
Figura10. Disposición normalizada de los electrodos para un sistema de electroencefalografía de acuerdo al sistema internacional 10-20. Obtenido de [8]	26
Figura11. Muestreo de señal continua en el tiempo. Obtenido de [9].....	27
Figura12. Ejemplo de Electroencefalógrafo basado en carro, de la compañía italiana EB Neuro. Obtenido de [11]	33
Figura13. Ejemplo de Electroencefalógrafo portátil, propiedad de la empresa Medicom MTD. Obtenido de [11]	34
Figura14. Ejemplo de Electroencefalógrafo llevable de un solo canal, propiedad de la empresa NeuroSky. Obtenido de [12].....	35
Figura15. Esquema general del sistema digital EEG	40
Figura16. Diagrama de bloques del componente ADS1299-4, propiedad de la empresa TI. Obtenido de [13]	42
Figura17. Esquema del microcontrolador PIC24FJ44GA004.....	43
Figura18. Esquemático de la PCB utilizada	45
Figura19. Líneas de conexión SPI entre dispositivo Master y dispositivo Esclavo. Obtenido de: [16]	47
Figura20. Ejemplo de funcionamiento de las diferentes líneas del bus SPI. Obtenido de [16]	48
Figura21. Creación símbolo ADS1299 en Eagle	50
Figura22. Encapsulado ADS1299 en Eagle.	50
Figura23. Creación Dispositivo ADS1299 en Eagle.....	51
Figura24. Pines de alimentación y masa esquemático Eagle.....	52
Figura25. Pines de entrada analógicos esquemático Eagle..	53
Figura26. Pines de entrada y salida digital GPIO.....	53
Figura27. Pines para la conexión BIAS esquemático Eagle.	54
Figura28. Pines de tensión de referencia esquemático Eagle..	54
Figura29. Pines de derivación mediante condensadores esquemático Eagle.	55
Figura30. Pines de entrada y salida digital comunicación con el microcontrolador PIC.	55
Figura31. Diseño PCB.	56

Figura32. Fotolitos utilizados para la insolación de la placa a doble cara.	57
Figura33. Máquina insoladora con prensa de vacío utilizada para la creación de la placa de circuito impreso.	58
Figura34. Aspecto de la placa de circuito impreso tras el proceso de insolación.....	58
Figura35. Aspecto final de la placa fabricada.....	59
Figura36. Aspecto de la placa tras la soldadura de los componentes y los cables de conexión SPI, así como los de alimentación y masa).....	60
ZFigura37. Vista lateral de la placa.....	60
Figura38. Fragmento de código del PIC. Definición de los comandos.	61
Figura39. Fragmento de código del PIC. Función de configuración de los pines del PIC.....	62
Figura40. Fragmento de código del PIC. Función de inicialización del módulo bluetooth	62
Figura41. Diagrama de flujo del código en C++..	64
Figura42. Creación objeto Bluetooth Matlab.....	65
Figura43. Formato de los datos de salida en el bus SPI. Obtenido de [13].....	65
Figura44. Recibir valores de 3 bytes Matlab.	66
Figura45. Código para leer los datos en orden.	66
Figura46. Creación de variables para calcular la transformada de Fourier discreta	67
Figura47. Código utilizado para calcular el espectro en frecuencia de las señales obtenidas.	67
Figura48. Código utilizado para implementar los filtros paso-banda a 50Hz y 100 Hz, además de su posterior representación gráfica.....	68
Figura49. Estructura de la interfaz gráfica de usuario.	69
Figura50. Representación de las señales de test.	70
Figura51. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal1.....	70
Figura52. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal 2.....	71
Figura53. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal 3.....	71
Figura54. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal 4.....	72
Figura55. Colocación de los electrodos para las medidas de electroencefalografía de cada uno de los canales.	73
Figura56. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 1.	74
Figura57. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 2.	75
Figura58. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 3.	76
Figura59. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 4.	77
Figura60. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 2.	78
Figura61. Aspecto final del dispositivo de electroencefalografía	79
PRESUPUESTO	82
PLIEGO DE CONDICIONES.....	97
ANEXOS	102

Índice de Tablas

MEMORIA.....	11
Tabla1. Resumen de las características principales de la señal de EEG. Obtenida de [5]	18
Tabla2. Resumen de los 4 tipos de ondas cerebrales, con las frecuencias que las caracterizan y el estado de consciencia correspondiente. Obtenido a partir de [7]	24
Tabla3. Tipos de dispositivos Bluetooth en función de su potencia máxima. Obtenido de [10].....	30
Tabla4. Propiedades de la transformada de Fourier. Obtenido de [4]	31
Tabla5. Diferencias entre los filtros de tipo FIR y los filtros de tipo IIR. Obtenido de [4]	32
Tabla6. Características técnicas del componente ADS1299. Obtenido de [13].....	41
Tabla7. Características técnicas del módulo bluetooth RN-42. Obtenido de [15]... ¡Error! Marcador no definido.	
PRESUPUESTO	82
PLIEGO DE CONDICIONES.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXOS	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL REGISTRO MULTICANAL
DE EEG**

Documento 1

MEMORIA

Pablo Abad Pérez, Ingeniería Biomédica

Curso 2016/2017

1. INTRODUCCION

1.1 Sistema Nervioso

El sistema nervioso es conocido por ser la materia orgánica más compleja que existe, debido, en gran medida, a la dificultad y diversidad de los procesos que se llevan a cabo para realizar las funciones para las que ha sido diseñado; siendo estas: comunicar, recibir y procesar información entre los diferentes sistemas que conforman el cuerpo humano.

Desde un punto de vista estructural, el sistema nervioso se fracciona o divide en dos partes: el sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP), constituido este último por numerosas estructuras nerviosas que conectan el SNC con los diferentes órganos y sistemas sensoriales del cuerpo. [1] Véase la Figura1.

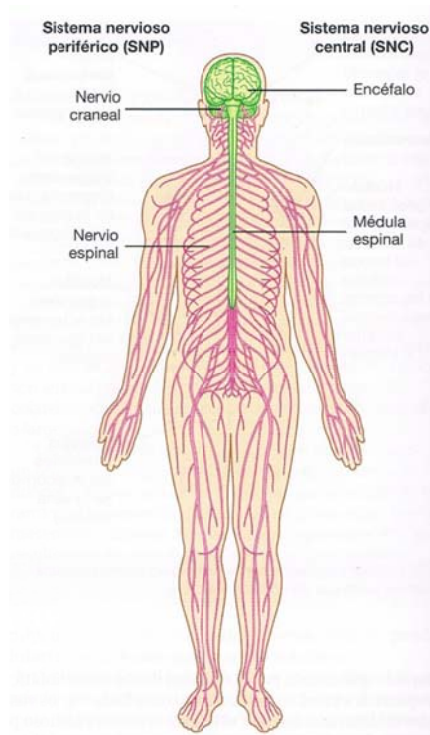


Figura1. SNC Y SNP. Disposición del sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP). El SNC, en color verde, está formado por el encéfalo y la médula espinal; mientras que el SNP, representado en color rosa, trata de comunicar el SNC con el resto de estructuras del cuerpo. Obtenido de [1]

El sistema nervioso central (SNC), por su parte, está constituido por la médula espinal y el encéfalo. La médula espinal recibe información de los sentidos y transmite las instrucciones originadas por el sistema nervioso a los diferentes músculos del cuerpo. El encéfalo, por otra parte, se puede dividir en función a diferentes parámetros, aunque quizá una clasificación sencilla sea la división en cinco partes diferenciadas, de acuerdo a [1], tal y como se muestra a continuación:

- **Telencéfalo o cerebro.** Está compuesto por los hemisferios cerebrales, conformados éstos por un fragmento externo o sustancia gris que contiene los cuerpos celulares, y un fragmento más interno, también denominado sustancia blanca, en donde se encuentran los axones. Además, existen unas estructuras llenas de líquido cefalorraquídeo (LCR), denominadas meninges, cuya función consiste en proteger y mantener el encéfalo y la médula espinal dentro del cráneo.
En la superficie de los hemisferios aparecen varias elevaciones y unos surcos o depresiones característicos. Ambos hemisferios están recubiertos por un tejido nervioso denominado corteza o córtex cerebral, que se explicará con más detalle a continuación.
- **Diencéfalo.** Constituido por el tálamo, subtálamo y el hipotálamo. Este último, es el centro regulador de las emociones y control físico. Además, regula la liberación de hormonas de la hipófisis.
- **Mesencéfalo.** Se corresponde con la primera porción del tronco del encéfalo. Contiene los cuatro tubérculos cuadrigéminos, dos de ellos relacionados con la visión, y los otros dos con la audición.
- **Metencéfalo.** Está compuesto por el cerebelo y la protuberancia. La función principal de cerebelo es integrar las vías sensitivas y las motoras, controlando el movimiento, la postura o la energía muscular.
- **Miencéfalo.** También conocido como bulbo raquídeo. Se encarga del control de las funciones más básicas, como pueda ser la circulación de la sangre y la respiración. Es la parte más posterior del tronco del encéfalo.

El tronco cerebral o tronco del encéfalo, está a su vez conformado por el mesencéfalo, la protuberancia y el bulbo raquídeo (miencéfalo). Entre sus funciones principales se puede destacar el control de la respiración o la regulación del ritmo cardíaco.

Por otro lado, desde un punto de vista funcional, el sistema nervioso central puede subdividirse en una parte somática, encargada de la inervación de la piel y gran mayoría del músculo esquelético, implicada en recibir y actuar ante la información proveniente del exterior; y la parte autónoma o vegetativa, encargada de inervar el músculo liso y las glándulas de regiones periféricas del cuerpo. Este último actúa y responde ante información proveniente del interior del cuerpo. [1]

Ambos sistemas, el sistema nervioso central y el periférico, están conectados el uno con el otro. Los nervios que transmiten información del sistema nervioso central al resto de órganos se denominan eferentes o nervios motores, mientras que aquellos que reciben información y la transmiten al sistema nervioso central se denominan aferentes, o nervios sensoriales. [2]

1.1.1 Neuronas

Las neuronas, conocidas como las unidades básicas de funcionamiento del sistema nervioso, son un tipo de células nerviosas encargadas de recoger y procesar la información de este sistema, además de comunicar con el resto de estructuras del cuerpo. Las neuronas pueden clasificarse en base a diferentes parámetros, como pueda ser la morfología de la célula, su tamaño o su función. Una manera tradicional de clasificación de estas células es a partir de su morfología. Tal y como se muestra en la Figura2, una neurona genérica consiste en un soma celular o pericarion, lugar donde se encuentra el núcleo celular rodeado por el citoplasma, y dos tipos de estructuras que se prolongan a partir de éste, las dendritas y el axón, encargadas de conducir los impulsos eléctricos, mediante los cuales estas células son capaces de transportar la información a las diferentes estructuras corporales. [2]

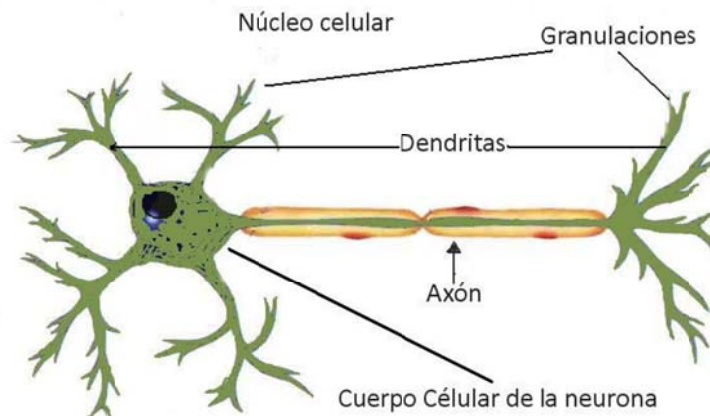


Figura2. Morfología de una neurona genérica, donde se puede distinguir el núcleo celular en el soma de la neurona, y una serie de ramificaciones para realizar las conexiones nerviosas con otras células, denominadas dendritas y axón. Obtenido de [2].

Por un lado, el axón es una prolongación del soma celular, encargado de transmitir información desde la neurona hasta las diferentes partes del sistema nervioso. Normalmente hay uno solo por célula y su longitud puede variar desde el orden de milímetros hasta superar el metro, por ejemplo, en neuronas que conectan el sistema nervioso con los pies. Por contra, las dendritas son miles de ramificaciones que se encargan de recibir la información desde los diferentes sistemas, además de que no suelen medir más de 2 mm de longitud. El axón, además, puede estar recubierto por una sustancia denominada mielina, que permite que los impulsos eléctricos viajen a una velocidad más elevada.

Por último, se encuentran una serie de terminaciones o granulaciones, lugar en donde se va a producir el transporte del impulso eléctrico entre dos células (neuronas) consecutivas, mediante las conexiones neuronales que se denominan sinapsis, mediadas por neurotransmisores.

Otra manera de clasificación de estas células es a partir de la función que realizan, distinguiendo así las neuronas sensoriales, encargadas de conectar con los receptores sensitivos; las neuronas motoras, conectadas con los órganos efectores del movimiento, los músculos; y por último las interneuronas, encargadas de conectar una neurona con otra. [2]

1.1.2. *Córtex cerebral*

La corteza o córtex cerebral es una estructura cerebral constituida por dos capas de células nerviosas de unos 2-3 mm de grosor, separadas cada una a un lado de la cabeza. Está principalmente constituida por las células principales del sistema nervioso, las neuronas, aunque también existen otro tipo de células accesorias, denominadas células gliales, cuya función es dar soporte a estas células principales. Pese al pequeño grosor de estas capas, debido a los surcos o valles de diferentes tamaños que aparecen en su superficie, la corteza cerebral es una estructura con un área muy grande, en torno a los 2,5 m². [2]

Cada capa de la corteza cerebral se divide en cuatro zonas diferenciadas o lóbulos, como muestra la Figura3, que se pueden etiquetar en relación a la función o funciones principales que desempeña cada uno. Estos lóbulos son los siguientes:

1. Lóbulo frontal, que se encuentra en la parte anterior o frontal de la cabeza. Esta zona tiene como función principal tareas de planificación o razonamiento, además de contener la corteza motora, encargada del movimiento voluntario de los músculos del cuerpo.
2. Lóbulo temporal, en la parte lateral de la cabeza. Es en esta zona donde se localiza principalmente la función auditiva, ya que aquí se encuentra la corteza auditiva primaria. Además, también está relacionada con la comprensión del lenguaje, la memoria y el aprendizaje.
3. Lóbulo parietal, localizado en la parte superior de la cabeza. Aquí se encuentra principalmente la corteza somatosensorial, es decir, se desarrollan funciones relacionadas con el tacto.
4. Lóbulo occipital, en la zona parte posterior de la cabeza. Se encuentra la corteza visual primaria. Es aquí donde las neuronas se encargan de procesar la información proveniente de la retina.

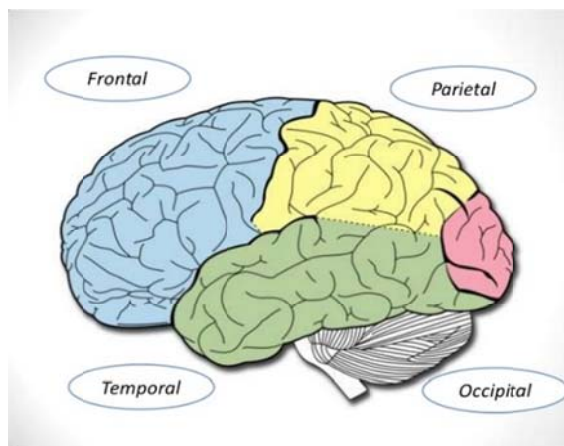


Figura3. *Lóbulos cerebrales*. Localización de los cuatro lóbulos que componen la corteza cerebral humana: frontal, temporal, parietal y occipital. Obtenido de [3]

Una de las características que nos definen como seres humanos es la capacidad de comunicarnos mediante el lenguaje, función que depende en gran medida del lado izquierdo de la cabeza. Por

un lado, en la zona temporal posterior izquierda se encuentra el área de Wernicke, relacionada con la comprensión de las palabras, mientras en la zona temporal más cercana a la frente y a la corteza motora, se encuentra el área de Broca, que participa en la producción del lenguaje. Estas dos áreas, la de Broca y de Wernicke, están unidas mediante un haz de fibras nerviosas que se denomina fascículo arqueado. [1]

1.2 Registro de la Actividad Eléctrica Cerebral

1.2.1 *Potencial de acción*

De acuerdo a [4], toda actividad eléctrica generada por células excitables, como puedan ser los miocitos (células musculares) o por lo que a este trabajo respecta, las neuronas, y que puede ser medible en el exterior de la superficie corporal mediante las técnicas apropiadas, tiene su origen en la propia membrana celular. La manera de actuar de estas células es muy parecida, obviando la complejidad de las estructuras del cuerpo humano y sobre todo del sistema nervioso, a la de los componentes electrónicos.

La membrana celular contiene un elevado número de canales iónicos con una mayor o menor permeabilidad y especificidad a diferentes iones. Estos iones, entre los cuales es importante destacar el sodio (Na⁺), el potasio (K⁺), o el cloro (Cl⁻), se encuentran en diferentes concentraciones en el medio intracelular y el medio extracelular. Existen dos mecanismos importantes para que se dé lugar el movimiento de los iones a través de la membrana, los mecanismos de transporte pasivos (difusión y campo eléctrico), basados en la difusión de los iones debido a los gradientes generados en la interfase como consecuencia de la diferencia de concentración de los iones; y los mecanismos de transporte activos, que implican un gasto metabólico, entre los que se destaca la bomba de sodio y la bomba de potasio.

Se define el potencial de membrana como la diferencia de potencial entre el medio intracelular y el medio extracelular. De esta manera, el potencial de reposo de membrana, es el valor de potencial que adquiere la membrana celular bajo condiciones de reposo. A partir de una serie de ecuaciones matemáticas, explicadas de una manera muy concisa en [4], es razonablemente sencillo deducir que, debido a las diferencias de concentraciones intracelulares y extracelulares, el medio intracelular adquiere un potencial de reposo negativo con respecto al exterior en condiciones de equilibrio dinámico.

Así, se parte de una condición inicial en la que el potencial intracelular es menor (más negativo) que el potencial extracelular. Cuando a una neurona le llega un estímulo eléctrico, si este supera un determinado valor umbral característico de la célula, esta realizará un proceso rápido de despolarización y repolarización, experimentando grandes cambios transitorios en la conductancia de su membrana, produciéndose un impulso eléctrico denominado potencial de acción. De esta manera en una cuestión de milisegundos el potencial de membrana pasa de un estado negativo, a un estado positivo, volviendo posteriormente al estado negativo de reposo. [4]

Se va a explicar con un poco más de detalle los procesos que ocurren.

1. En el instante en el que se supera el valor umbral característico de la célula (despolarización suficiente), se produce la apertura de los canales de sodio, es decir, aumenta la conductancia de los canales específicos del ion sodio. Tanto por difusión como por campo eléctrico (diferencias de potencial), se impulsa el sodio hacia el medio intracelular, produciéndose una entrada masiva de iones sodio en el interior celular y, por tanto, aumentando el potencial intracelular (pasa de un valor en torno a los -60 mV a un valor positivo, cercano al nivel del potencial de equilibrio del sodio). Llega un momento en que las diferencias de concentración se equilibran, produciéndose el cierre progresivo de estos canales, es decir, disminuye su conductancia para el ion del cual es específico. Esta fase se corresponde con la pendiente de subida del potencial de acción. Véase la Figura4.
2. A continuación, se produce la apertura de los canales de potasio, y debido a que el medio intracelular tiene ahora un potencial positivo, las solitaciones de difusión y campo eléctrico actúan conjuntamente expulsando el potasio del interior celular al exterior. Así, el potencial intracelular disminuye, ya que cationes (iones cargados positivamente) están saliendo del interior celular, hasta alcanzar un potencial negativo cercano al potencial de equilibrio del potasio. Por la misma razón que en el caso anterior, los canales de potasio se van "cerrando", devolviendo a la célula a su estado de reposo, esperando de nuevo a una señal que supere su umbral de disparo. Esta fase se corresponde con la pendiente de bajada del potencial de acción. Véase la Figura4.

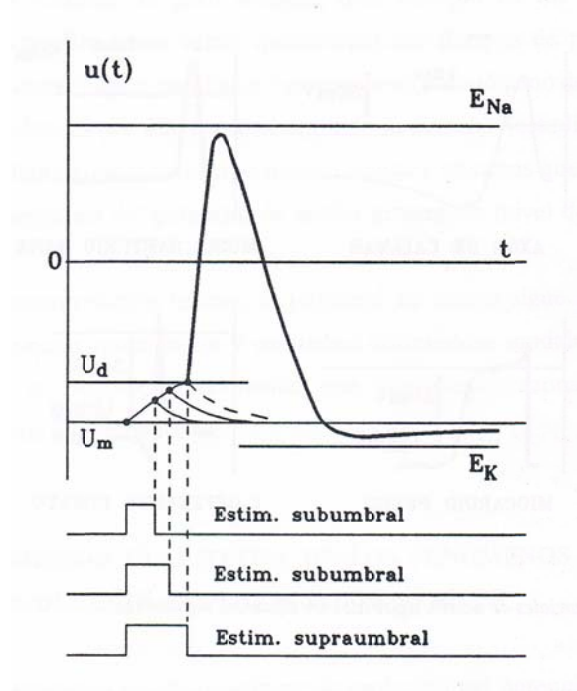


Figura4. Forma de onda genérica de un potencial de acción. E_{Na} hace referencia al potencial de equilibrio del sodio, y E_K al potencial de equilibrio del ion potasio. Se distinguen diferentes tipos de estimulación, donde el potencial únicamente se dispara si supera el valor umbral (estimulación supraumbral) característico de la célula. El eje x hace referencia al tiempo, mientras que el eje Y indica el potencial. Obtenido de [4]

1.2.2 Electroencefalografía

La electroencefalografía se define como una técnica no invasiva de exploración neurofisiológica basada en el registro de la actividad eléctrica del encéfalo en diferentes condiciones, como pueda ser en reposo, en vigilia o en ciertas fases del sueño, para así, a partir de variables significativas que se puedan obtener de la señal, llegar a algún tipo de conclusión sobre el funcionamiento de los procesos mentales que se están llevando a cabo en el sujeto. [5]

La señal, que se registra en la superficie del cráneo, va a verse atenuada por las diferentes estructuras de la cabeza, destacando el cráneo por encima del resto. Además, la actividad eléctrica que se va a registrar se corresponde con la suma tanto temporal como espacial del conjunto de impulsos eléctricos o potenciales generados por millones de neuronas de la corteza cerebral.

Las características de las señales de electroencefalografía pueden verse resumidas en la siguiente tabla:

TIPO DE SEÑAL	AMPLITUD (μV)	ANCHO DE BANDA (Hz)	TÉCNICA DE MEDIDA
Electroencefalograma	5-300	0.01 – 150 Hz	Electrodos superficiales colocados en puntos normalizados sobre el cuero cabelludo

Tabla1. Resumen de las características principales de la señal de EEG. Obtenida de [5]

1.2.2.1 Historia de la electroencefalografía

Se pueden destacar grandes nombres durante los inicios de la historia de la neurofisiología, como los que se nombran a continuación.

En 1870, los alemanes Eduard Hitzig y Gustav Theodor Fritsch iniciaron las bases del conocimiento sobre la actividad eléctrica cerebral. El mayor logro de ambos en el ámbito de la neurofisiología fue el estudio de los efectos de la estimulación eléctrica de la corteza cerebral, al observar que, estimulando determinadas áreas laterales de cerebros expuestos, éstos producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo. Así, estos dos investigadores aportaron 3 principios fundamentales e imprescindibles de la fisiología: los hemisferios cerebrales son excitables, la localización de las funciones y la relación de los hemisferios en el inicio de los movimientos musculares. Estas afirmaciones fueron confirmadas por el londinense Richard Birmick Caton, a base de estudios bioeléctricos en los hemisferios cerebrales de monos y ratones. [6]

Más tarde, entre 1912 y 1913, el electrofisiólogo Pravdich-Neminsky publicó el primer registro de electroencefalografía de un mamífero, concretamente en un perro. Debido a las limitaciones tecnológicas de estos años, se habla por supuesto, de medida de la actividad eléctrica directamente desde la corteza cerebral de cerebros expuestos, ya que la atenuación que provoca el cráneo no permitía en la época realizar ningún tipo de medida.

Continuando con estos estudios, en 1924, el neurólogo alemán Hans Berger (Figura5), realizó el primer electroencefalograma propiamente dicho de la historia, concretamente se lo realizó a su hijo Klaus. Debido al gran empeño y perseverancia de este médico, que fue poco a poco durante el resto de los años perfeccionando la técnica de registro y amplificación de la señal, a partir de los años 1950-1960 se consiguió generalizar la electroencefalografía, con un perfeccionamiento tecnológico que continúa hasta la actualidad. [6]



Figura5. Fotografía de Hans Berger. Obtenida de [6]

1.2.3 Aplicaciones de la Electroencefalografía

Las principales aplicaciones clínicas del uso de la electroencefalografía son el estudio de la epilepsia y los trastornos del sueño. Además, otra aplicación importante es el diseño de las brain computer interfaces (BCI) o interfaces cerebro-computador.

1.2.3.1 Epilepsia

En cuanto a la epilepsia, se trata de un trastorno mental a partir del cual un grupo de neuronas producen actividad eléctrica de una manera descoordinada e incontrolada, conocida como ataque epiléptico. Las consecuencias de esta actividad eléctrica repentina dependen del lugar de procedencia, así como del número de neuronas o grupo de neuronas que ha conseguido reclutar. De acuerdo a [2], se cree que este trastorno está provocado por un desequilibrio entre señales inhibitorias (aquellas que disminuyen la actividad eléctrica impidiendo que las neuronas disparen sus impulsos nerviosos), y señales excitatorias (aquellas que aumentan la actividad eléctrica neuronal). Algunas crisis epilépticas son difíciles de observar ya que solamente provocan una confusión mental de bajo grado sobre el paciente, mientras que otros tipos de crisis epilépticas pueden causar la pérdida completa de conocimiento del sujeto.

El electroencefalograma es la herramienta principal utilizada para el diagnóstico de la epilepsia y para la obtención de información acerca del tipo y la localización de origen de la crisis.

Se distinguen crisis epilépticas de carácter general, o generalizadas, donde a partir del foco inicial se extiende esta actividad descontrolada por la superficie de la corteza cerebral; y crisis epilépticas parciales, donde la localización del foco se encuentra en una localización determinada. [2]

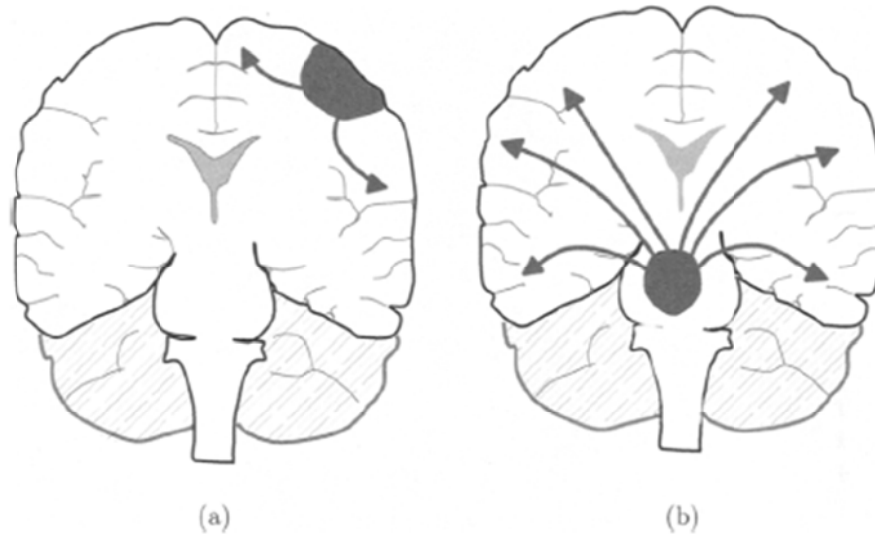


Figura6. Tipos de crisis epilépticas. Se puede distinguir, por un lado, a) una crisis epiléptica parcial, donde la localización del foco se encuentra en la corteza motora. El paciente no pierde la consciencia. Por otro lado, b), una crisis epiléptica generalizada que se extiende por todo el tejido cerebral, produciendo espasmos y la pérdida de consciencia del paciente. Obtenido de [2]

Una manera de tratar la epilepsia, previamente diagnosticada mediante pruebas de electroencefalografía, consiste en la excitación eléctrica del nervio vago a partir de un electrodo y un estimulador implantado en el paciente, como puede verse en la Figura7.

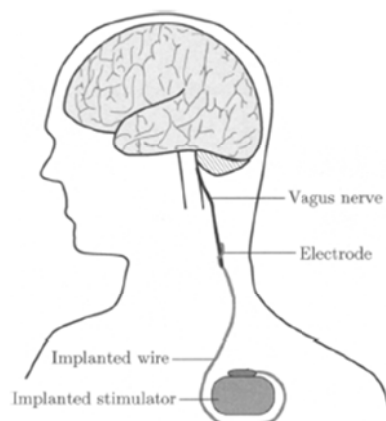


Figura7. Esquema de un tipo de tratamiento de la epilepsia, consistente en aplicar una serie de impulsos eléctricos que actúan sobre el nervio vago. Obtenido de [2]

1.2.3.2 Trastornos del sueño

El trastorno del sueño es un tipo de patología que requiere mucho estudio y dedicación pues afecta a gran parte de la población. El origen de este conjunto de complicaciones se encuentra en causas médicas o psicológicas. Se puede clasificar los trastornos del sueño de la siguiente manera:

1. **Insomnio:** alteraciones o patologías a la hora de iniciar o mantener el sueño. Mucha gente ha sufrido algún tipo de insomnio a lo largo de su vida, siendo esta enfermedad más bien transitoria, sin necesidad de ningún tipo de tratamiento. Con la falta de sueño se asocia la depresión.
2. **Hipersomnía:** trastorno caracterizado por un sueño excesivo y estado de somnolencia. Un ejemplo de este tipo de trastorno del sueño es la narcolepsia, que se caracteriza por ataques de sueño incontrolables durante el día, que provocan que el sujeto se quede dormido en situaciones o lugares en los que no lo pretendía hacer. La apnea del sueño también es una causa que provoca la hipersomnía, ya que los pacientes que padecen esta patología, realizan unas paradas de respiración que duran unos 10 segundos, no permitiendo que el sujeto descanse y duerma de una manera seguida, con el consiguiente cansancio que ello supone para el día siguiente.
3. **Desórdenes del ritmo circadiano:** alteraciones que se producen por un desajuste en el horario del sueño. El ejemplo más claro de este problema se da tras realizar un vuelo largo a través de diferentes zonas horarias, conocido como jetlag. Normalmente, esta dificultad para adaptarse al nuevo horario de sueño es temporal, desapareciendo, dependiendo de los sujetos, en menos de una semana.
4. **Parasomnía:** es un trastorno de la conducta del sueño asociado con episodios breves o parciales de despertar, pero sin producir una irrupción importante del sueño, ni del nivel de vigilia durante el día. Un ejemplo de estas alteraciones pueden ser las pesadillas, o los sujetos sonámbulos que son capaces de caminar estando en un estado de sueño profundo.

A la hora de realizar estudios o análisis sobre el sueño de los sujetos, se llevan a cabo una serie de pruebas médicas englobadas bajo el término de polisomnografía. Esta técnica diagnóstica combina diferentes tecnologías y registra diferentes señales bioeléctricas como pueda ser el electroencefalograma (EEG), electromiograma (EMG) y electrocardiograma (ECG, además de la presión sanguínea e incluir una cámara de vídeo para monitorizar si el paciente realiza algún tipo de movimiento inusual durante las etapas del sueño. [2]

1.2.3.3 BCI (brain computer interface)

Una interfaz cerebro-computador es un tipo de tecnología basada en la adquisición de ondas o señales cerebrales de manera que posteriormente puedan ser interpretadas y procesadas por un ordenador. Permite la comunicación del sujeto con el mundo exterior sin la necesidad de que tenga que intervenir el sistema nervioso periférico para inervar los músculos.

Aunque esta técnica nació sobre los años 80, no fue hasta el año 2000 donde se alcanzó un elevado grado de desarrollo y un rápido progreso, debido en gran medida a la mejora en cuanto al conocimiento sobre la señal de EEG, así como en tecnología computacional. [2]

De acuerdo a [2], se basa en dos pasos o procesos fundamentales que están íntimamente relacionados entre sí:

1. Todos los procesos mentales por parte del usuario codifican una serie de comandos en la señal de electroencefalografía. Así, por ejemplo, imaginando el movimiento de la mano, el cerebro del sujeto genera una señal en el electroencefalograma que seremos capaces de codificar.
2. La interfaz cerebro-computador, mediante una serie de técnicas de procesado muy avanzadas y sofisticadas, es capaz de controlar un dispositivo externo (por ejemplo, un robot) mediante la decodificación de la señal de electroencefalografía, de tal manera que el sujeto es capaz de controlar dispositivos únicamente mediante las ondas cerebrales.

Tal y como se indica en [2], los procesos mentales “imaginados”, definido este término como imaginación motora, son idénticos a aquellos procesos en los que el resultado final es el movimiento físico de algún músculo del cuerpo.

Estos sistemas o interfaces benefician sobre todo a aquellos sujetos con alteraciones neuromusculares, o en mayor grado, a aquellos que sufren algún tipo de parálisis, ya que permiten la interacción y comunicación que el sujeto, por sí mismo, ha perdido con el mundo exterior.

En la Figura8 puede observarse un esquema del funcionamiento de las interfaces cerebro-computador.

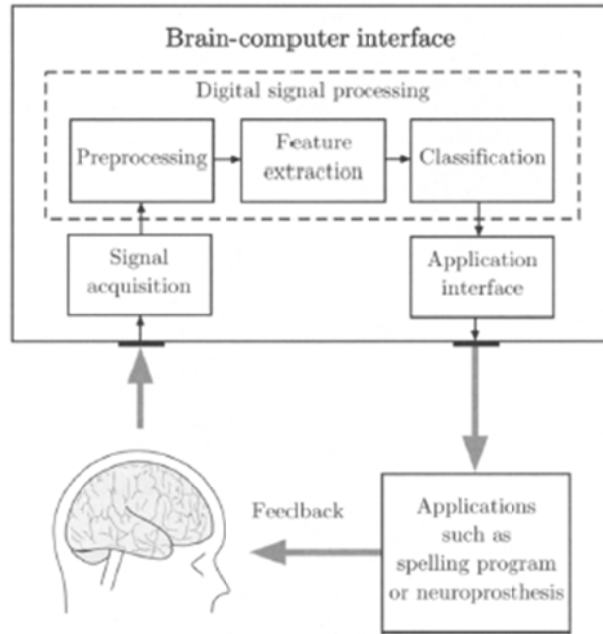


Figura8. Diagrama de bloques del funcionamiento de una interfaz cerebro-computador genérica. Se distingue una parte de adquisición y tratamiento de la señal de EEG y una segunda parte de extracción de características y clasificación para crear la aplicación de la interfaz. Obtenida de [2]

1.2.4 Ondas cerebrales

Los ritmos cerebrales producidos por los impulsos eléctricos (potenciales de acción) provenientes de las neuronas se denominan ondas cerebrales. A partir del perfeccionamiento de las técnicas de electroencefalografía, se ha llegado a la conclusión mediante diversos estudios, de que existe una relación entre las ondas cerebrales y los diferentes estados de la conciencia, tales como estados de profunda concentración, estado de alerta (despierto), sueño profundo, relajación o estados alterados de la conciencia, entre otros. [7] Véase Figura9

Las ondas cerebrales se clasifican en función de su frecuencia, definida ésta como el número de ondas por unidad de tiempo, cuya unidad de medida es el Herzio (Hz). Así, y como se muestra resumido en la Tabla2, se pueden distinguir los siguientes tipos de onda cerebral, denominados mediante una letra griega:

- **Delta (δ):** son las ondas cerebrales más lentas, es decir, tienen el menor número de ondas por segundo. En concreto, su frecuencia se encuentra entre 1-3 Hz. Estas ondas se encuentran presentes en estados de sueño profundo.
- **Theta (θ):** tienen una frecuencia entre 4-7 Hz. Estas ondas están presentes en sujetos que se encuentran en un estado de calma profunda o meditación. Un ejemplo de este tipo de estados es una persona que se encuentra soñando despierta, o cuando un conductor de repente no recuerda como ha hecho los últimos kilómetros.
- **Alfa (α):** este tipo de ondas tienen una frecuencia de 8-12 Hz. Representan un estado de relajación y poca actividad mental, como por ejemplo una persona descansando tras el trabajo, disfrutando las vistas de un paisaje...

- **Beta (β):** tienen una frecuencia por encima de 13 Hz, son las más rápidas. Estas ondas se producen en un sujeto despierto, concentrado, con el cerebro implicado en actividades mentales, por ejemplo, en una persona estudiando, dando un discurso... Además, son las que mayor velocidad de transmisión tienen. Por otro lado, ondas por encima de los 20 Herzios indican que el sujeto se encuentra bajo tensión, ira, ansia, miedo...

TIPOS DE ONDAS	FRECUENCIA (Hz)	ESTADO CONSCIENCIA
DELTA	1-3	Sueño profundo
THETA	4-7	Calma profunda o meditación
ALFA	8-12	Relajación/ poca actividad mental
BETA	>13	Cerebro implicado en actividades mentales, sujeto concentrado

Tabla2. Resumen de los 4 tipos de ondas cerebrales, con las frecuencias que las caracterizan y el estado de consciencia correspondiente. Obtenido a partir de [7]

Cuando una persona despierta de un sueño profundo, la frecuencia de las ondas cerebrales aumenta desde las ondas de menor frecuencia, delta, hasta las ondas con más frecuencia, las ondas beta, pasando por estados de consciencia correspondientes a las ondas theta y alfa. Durante el proceso de despertar, se puede estar durante un tiempo en un estado de ondas theta, que permite al sujeto tener un flujo de ideas, pudiendo ayudar a encontrar soluciones, nuevas ideas o nuevos puntos de vista de los problemas diarios con los que lidia. [7]

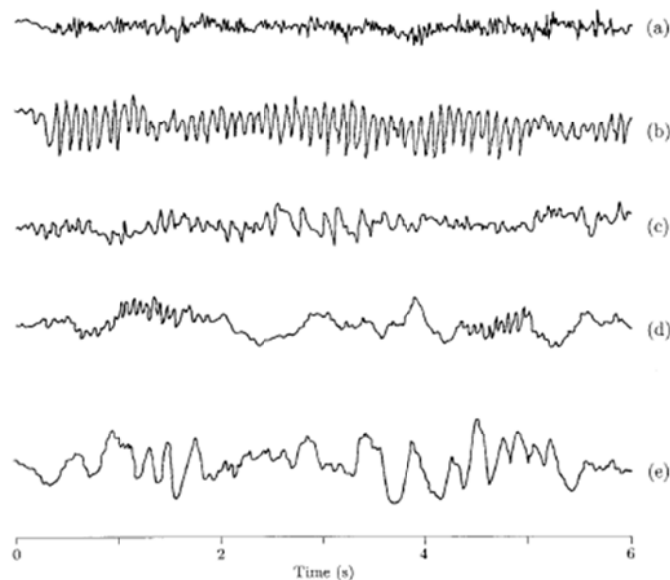


Figura9. Ritmos cerebrales presentes durante diferentes estados de consciencia. A) excitado, b) relajado, c) somnoliento, d) dormido y e) profundamente dormido. Obtenido de [2].

Además de clasificar las ondas cerebrales según su frecuencia, las ondas cerebrales pueden clasificarse en función de su amplitud, es decir, la distancia entre el punto más bajo y más alto de la onda. La amplitud de las señales, de acuerdo a [2], está relacionada con el grado de sincronía con el cual interactúan las neuronas de la corteza cerebral. Las ondas delta, son las ondas que tienen una mayor amplitud.

1.2.5 ELECTRODOS. SISTEMA 10-20

Con el objetivo de poder registrar las señales bioeléctricas producidas por el encéfalo, se utilizan unas placas metálicas encargadas de convertir las corrientes iónicas producidas en la membrana celular de las neuronas en corrientes eléctricas que puedan ser procesadas posteriormente por equipos biomédicos. [5]

Estas placas metálicas se denominan electrodos, pudiendo distinguir entre diferentes tipos según su utilización en la práctica clínica, de acuerdo a [5]:

- Electrodos de superficie: son no invasivos, permitiendo registrar la actividad celular desde la superficie del cuerpo, aunque introducen artefactos debido al movimiento relativo que se produce entre éste y la piel, pues el contacto no es perfecto. Requieren de gel conductor para que la conexión o el contacto sea lo mejor posible. Pueden estar fabricados de oro, Ag-AgCl, polímeros o de carbón. Son muy utilizados en electroencefalografía (EEG)
- Electrodos de aguja: estos electrodos se caracterizan por punzar y clavarse en la piel del sujeto, dando lugar a un riesgo de infección. Por el contrario, el movimiento de estos electrodos está muy limitado, eliminando así los artefactos de movimiento que introducían los anteriores electrodos. Muy utilizados en electromiografía (EMG), para medir la actividad eléctrica de las células musculares.
- Electrodos intracavitarios: No requieren de electrolitos o sustancia conductora de la electricidad pues están en contacto directo con los órganos en cuestión. Son electrodos muy flexibles y muy fiables, aunque existe un elevado riesgo de trombosis o de rechazo por parte del organismo, biocompatibilidad.
- Microelectrodos: estos electrodos se utilizan para entrar en contacto con estructuras del orden de los micrómetros. Son robustos pero invasivos, pues entran en contacto directamente con la célula.

Para el registro de la actividad eléctrica del encéfalo, se ha creado un sistema internacional que busca estandarizar la colocación y localización de los electrodos sobre el cuero cabelludo, se trata del sistema internacional 10-20. Fue necesaria la creación de este convenio ya que las características de las señales, como pueda ser su amplitud o frecuencia van a depender de la disposición espacial de estos electrodos, de tal manera que este sistema permite la creación estudios estandarizados que puedan ser reproducibles y comparados entre distintos sujetos.

Este sistema utiliza un conjunto de 21 electrodos colocados sobre la superficie del cráneo en unas localizaciones definidas en base a ciertos puntos anatómicos de referencia. Los términos "10-20" hacen referencia a la distancia relativa que existe entre electrodos adyacentes situados en el cráneo, siendo esta un 10% y un 20% del total de la distancia anterior-posterior y derecha-

izquierda del cráneo. La distancia que existe entre un electrodo y otro es aproximadamente, y como término medio, de unos 4,5 cm en una cabeza típica de un adulto. [2]

La cabeza se mapea con 4 puntos anatómicos:

- Nasion: zona entre los dos ojos que se encuentra hundida, justo por encima del puente de la nariz.
- Inion: punto más bajo del cráneo de la zona posterior de la cabeza, caracterizada por la presencia de un bulto.
- 2 puntos preauriculares, uno a cada lateral del cráneo, en la zona de la oreja.

Cada lugar de colocación de un electrodo se define mediante una letra, que indica el lóbulo de la corteza cerebral en el que está situado, y un número para identificar la localización en el hemisferio cerebral. Así, se distinguen las letras F, P, T, O y C que hacen referencia al lóbulo frontal, parietal, temporal, parietal, occipital y central, respectivamente. Nótese que no existe un lóbulo central, pues la asignación de la letra C únicamente se realiza por motivos de identificación o localización. Los números pares (2,4,6,8...) hacen referencia al hemisferio derecho de la cabeza, mientras que los números impares (1,3,5,7...) hacen referencia al izquierdo. La letra "z" que se correspondería con el número 0, hace referencia a un electrodo situado en la línea central del cráneo. Las letras A, Pg y Fp identifican los puntos de los lóbulos de las orejas, nasofaríngeo y frontal polar, respectivamente. [2]

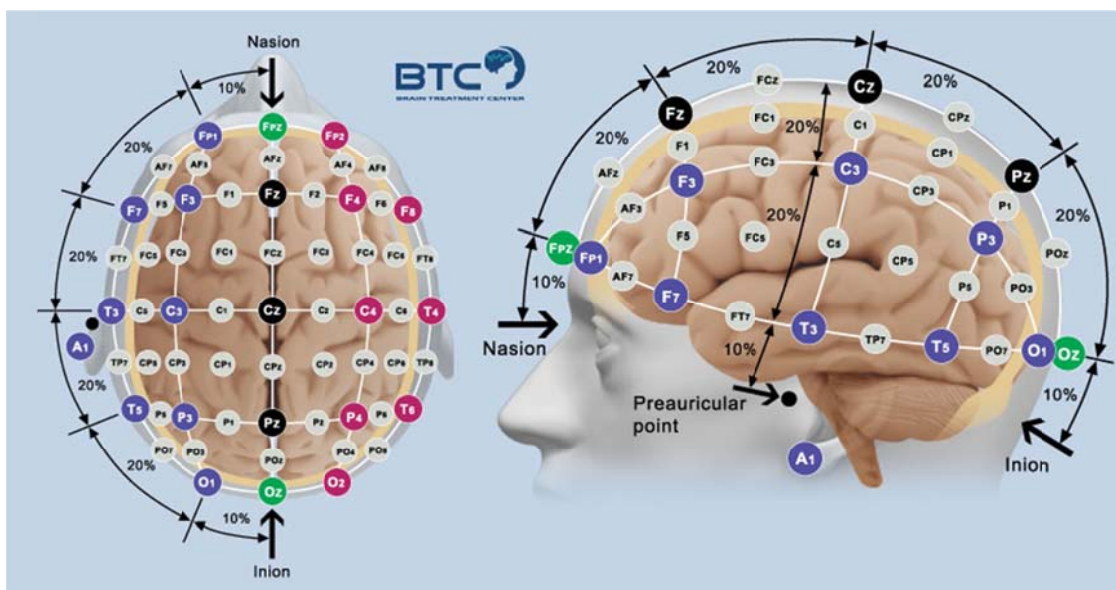


Figura10. Disposición normalizada de los electrodos para un sistema de electroencefalografía de acuerdo al sistema internacional 10-20. Obtenido de [8]

1.3 Adquisición, Transmisión y Procesamiento de señales bioeléctricas

Las señales que provienen tanto del interior de nuestro sistema biológico, como puedan ser señales de voz o bioeléctricas, como las que provienen de la naturaleza, tales como señales sísmicas o incluso de comunicación, se consideran señales analógicas. Las señales analógicas, por definición, varían continuamente con el tiempo y dentro de un intervalo determinado pueden tomar infinitos valores. Por otro lado, los dispositivos electrónicos e informáticos encargados de procesar estas señales, necesitan convertir estas señales analógicas, en otro tipo de señales que adquieran un número finito de valores, para poder trabajar con ellas. Estas señales se denominan digitales. [9]

1.3.1 Adquisición

Así pues, para poder adquirir información de un sistema biológico va a ser necesario realizar una conversión de las variables analógicas a variables digitales. Este proceso se denomina conversión analógica-digital y tiene lugar a partir de 2 pasos:

1. **Muestreo.** Mediante la selección de la frecuencia de muestreo, f_s , variable fundamental para la conversión A/D, se convierte una señal continua en el tiempo, en un conjunto de valores o instantes discretos, a partir “muestras” de la señal.

Como muestra la Figura11, partimos de una señal continua en el tiempo, $x_a(t)$, la cual se quiere muestrear con el fin de digitalizarla, es decir, obtener unos valores discretos. Así, se calcula la nueva señal discreta, $x[n]$, mediante la siguiente ecuación:

$$x[n] = x_a(t)|_{t=nT} = x_a(n \cdot T),$$

donde T es el periodo de muestreo en segundos y $f_s = \frac{1}{T}$ la frecuencia de muestreo en Hz.

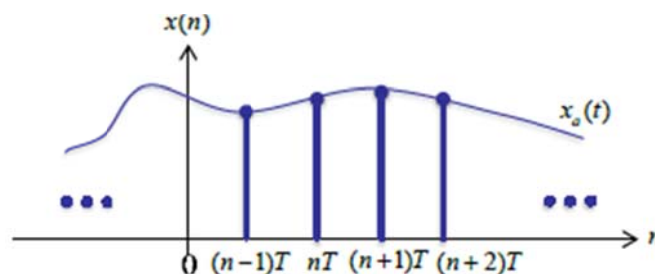


Figura11. Muestreo de señal continua en el tiempo. Se observa la representación de una señal continua con el tiempo, $x_a(t)$, y del muestreo de esta señal con un periodo de muestreo = T . Obtenido de [9]

2. **Cuantificación y codificación:** En la cuantificación, el valor que toma cada muestra que se toma de la señal analógica, se representa a partir de un valor posible dentro de un conjunto finito de valores.
- Por otro lado, la codificación consiste en la representación de cada valor discreto o “muestreado”, a partir de una secuencia de n bits.

Por tanto, para realizar una correcta conversión analógico-digital y poder reconstruir la señal analógica correctamente, es fundamental la selección de la frecuencia de muestreo y el número de bits del convertidor. [9]

1.3.1.1 Selección de la frecuencia de muestreo

La señal de entrada analógica va a ser una suma de diferentes sinusoides, cada una con una cierta frecuencia. A partir de la caracterización en frecuencia de la señal que se desea medir será posible seleccionar la frecuencia de muestreo, mediante el teorema de muestreo. Esta señal analógica se caracteriza mediante su frecuencia máxima, f_m .

Cualquier frecuencia de la señal por debajo de la frecuencia $F_s/2$, siendo F_s la frecuencia de muestreo, permite reconstruir la señal analógica sin ambigüedades. Por encima de $F_s/2$ o $-F_s/2$, se va a producir un solapamiento de frecuencias, conocido como aliasing, ya que retorna frecuencias repetidas. Así, partiendo de una señal con una frecuencia máxima conocida (se puede aplicar un filtro paso bajo para fijar la señal máxima), la condición que debe cumplir la frecuencia de muestreo para no producir solapamiento o aliasing es la siguiente:

$$f_s - f_m \geq f_m ,$$

Obteniendo la ecuación final:

$$f_s \geq 2f_m ,$$

donde f_s es la frecuencia de muestreo y f_m la frecuencia máxima de la señal.

La frecuencia de muestreo mínima, $f_s = 2f_m$, es conocida como la frecuencia de Nyquist. [9]

1.3.1.2 Número de bits del convertidor analógico-digital

Mediante el número de bits del convertidor se va a poder conocer el número de niveles en los que se va a dividir la señal analógica. Para un número n de bits, el número de niveles disponibles, N , se calcula de la siguiente manera:

$$N = 2^n$$

De tal manera, es posible calcular la resolución del convertidor analógico-digital, tanto en términos de porcentaje, como en términos de voltaje.

Se define la resolución del convertidor A/D, en porcentaje, como:

$$\text{Resolución (\%)} = 1/N ,$$

donde N hace referencia al número de niveles disponibles.

Por otro lado, se define la resolución en términos de potencial de la siguiente manera

$$\text{Resolución (V)} = FS/N = LSB,$$

donde FS hace referencia al Fondo de Escala, N hace referencia al número de niveles y LSB son las siglas de Least Significant Bit.

Estos convertidores analógico-digitales están compuestos por una Unidad de Control que se encarga de gestionar todo el sistema, una serie de buses de control, buses de datos y de registros encargados de comunicarse con el resto de componentes, además de disponer de unos registros de memoria y una unidad lógico-aritmética.

1.3.2 Transmisión

Una vez se ha adquirido la señal a partir de la conversión digital, es necesario transmitir todos estos datos hasta un terminal o un software capaz de realizar un procesamiento efectivo de todos los datos. Existen diferentes formas de transmitir la información, donde la utilización de un tipo o de otro va a depender en gran medida del tipo de datos con los que se estén trabajando, así como la finalidad del sistema.

1.3.2.1 Bluetooth

El bluetooth es una especificación industrial para redes de área personal, permitiendo así la transmisión inalámbrica entre distintos dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda de los 2.4 GHz. Se denomina Bluetooth al protocolo de comunicaciones diseñado sobre todo para dispositivos de bajo consumo, que requieren corto alcance de emisión y basados en transceptores de bajo costo.

El nombre del estándar procede de un antiguo rey danés y noruego, denominado Harald Blatand, traducido al inglés como Harald Bluetooth. De esta manera, el símbolo de Bluetooth, combina las letras runas Hagall (ᚷ) y Berkana (ᚱ), correspondientes a las iniciales de Harald Bluetooth.

Los dispositivos Bluetooth se clasifican en función de su potencia de transmisión, y por lo tanto, su alcance, como se indica en la siguiente tabla:

CLASE BLUETOOTH	POTENCIA MÁXIMA (mW)	ALCANCE APROXIMADO (m)
Clase 1	100	100
Clase 2	2.5	5-10
Clase 3	1	1

Tabla3. Tipos de dispositivos Bluetooth en función de su potencia máxima. Obtenido de [10]

1.3.3 Procesamiento digital de señales

A partir de los datos digitalizados y con la velocidad de cómputo y de cálculo de los ordenadores actuales, es posible realizar multitud de acciones de post-procesado de una señal bioeléctrica con el objetivo de extraer parámetros a partir de ella, como puedan ser su energía (E) o potencia media (P).

Para una señal de tiempo discreto, $x[n]$, se define su Energía (E) a partir de la siguiente Ecuación:

$$E = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2$$

De igual manera, para la misma señal $x[n]$, se define la potencia media de la siguiente manera:

$$P = \lim_{k \rightarrow \infty} \frac{1}{2k+1} \sum_{n=-k}^k |x[n]|^2$$

Además, mediante el análisis espectral de las señales, vamos a poder estudiar éstas desde el punto de vista de la frecuencia, y no desde el punto de vista del tiempo, ya que nos puede aportar información de mayor valor. [9]

1.3.3.1 Dominio de la frecuencia. Transformada de Fourier

La transformada de Fourier Discreta (TFN), $X(\Omega)$, de una señal discreta $x[n]$, es una función continua, compleja (tiene parte real y parte imaginaria) y periódica de periodo 2π . Para que exista debe cumplirse la condición siguiente de estabilidad:

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]| < \infty$$

A partir la transformada de Fourier directa es posible pasar del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia de la misma manera que mediante la transformada de Fourier inversa es posible

cambiar del dominio de la frecuencia al dominio del tiempo. Así, se definen de la siguiente manera la transformada de Fourier directa e inversa, respectivamente:

$$X(\Omega) = TFN \{x[n]\} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] e^{-j\Omega n},$$

$$x[n] = TFN^{-1} \{X(\Omega)\} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(\Omega) e^{j\Omega n} d\Omega,$$

Las propiedades de la transformada de Fourier pueden apreciarse en la siguiente tabla:

PROPIEDAD	EXPRESIÓN MATEMÁTICA
LINEALIDAD	$a x_1[n] + b x_2[n] \leftrightarrow a X_1(\Omega) + b X_2(\Omega)$
DESPLAZAMIENTO	$x[n - n_0] \leftrightarrow X(\Omega) e^{-j\Omega n_0}$
SIMETRÍA	Si $x[n]$ es real $\leftrightarrow X(\Omega) = X^*(-\Omega)$
MODULACIÓN	$x[n] e^{j\Omega_0 n} \leftrightarrow X(\Omega - \Omega_0)$
CONVOLUCIÓN	$x[n] * y[n] \leftrightarrow X(\Omega) \cdot Y(\Omega)$
DIFERENCIACIÓN EN FRECUENCIA	$n x[n] \leftrightarrow j \frac{dX(\Omega)}{d\Omega}$
TEOREMA DE PARSEVAL	$E_x = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] ^2 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\Omega) ^2 d\Omega$

Tabla4. Propiedades de la transformada de Fourier. El teorema de Parseval muestra una manera de calcular la energía de la señal.

1.3.3.2 Filtrado de la señal

Se define un filtro como aquel sistema utilizado para modificar una señal de una forma útil. Los filtros ideales o teóricos tienen una ganancia igual a 0 para las frecuencias atenuadas, es decir, consiguen atenuar completamente las frecuencias deseadas. En la práctica no van a existir filtros ideales, pues estos tienen los siguientes inconvenientes: son de duración infinita, no se pueden expresar en forma de cociente de polinomios, y en general una buena respuesta en frecuencia implica mal comportamiento en el dominio del tiempo.

Podemos distinguir 4 tipos de filtros en función de las frecuencias que se atenúan:

- Filtros paso bajo: filtro en cuya respuesta en frecuencia se atenúan las componentes cuya frecuencia se encuentra por encima de una frecuencia determinada, f_c , permitiendo el paso de las componentes de una frecuencia superior.

- Filtros paso alto: a diferencia del anterior, atenúa aquellas componentes cuya frecuencia se encuentra por debajo de una frecuencia determinada, f_c , sin eliminar aquellas que se encuentran por encima.
- Filtros paso-banda: Únicamente van a pasar aquellas frecuencias comprendidas entre dos frecuencias determinadas, f_{ci} y f_{cs} , denominadas frecuencia de corte inferior y frecuencia de corte superior, respectivamente.
- Filtros rechazo-banda: A diferencia del caso anterior, serán eliminadas todas las componentes cuyas frecuencias estén comprendidas entre f_{ci} y f_{cs} , filtrando únicamente aquellas por debajo de f_{ci} o por encima de f_{cs} .

Hay que tener en cuenta dos parámetros fundamentales de los filtros, la frecuencia de corte y los decibelios. Se define la frecuencia de corte del filtro como aquella frecuencia en la que la potencia de la señal disminuye a la mitad. Por otro lado, es posible expresar el valor absoluto de la respuesta en frecuencia del filtro en decibelios, mediante la siguiente expresión:

$$dB = 20 \log_{10}(|H(\Omega)|),$$

Se pueden distinguir 2 tipos de filtros en función de la respuesta que presentan. Así, se encuentran los filtros FIR y los filtros IIR. Se presentan las diferencias entre ambos tipos de filtros mediante la siguiente tabla:

	FILTRO FIR	FILTRO IIR
REALIMENTACIÓN	No tienen realimentación negativa en el diagrama de bloques	Tienen realimentación negativa en el diagrama de bloques
ESTABILIDAD	Siempre estables	Para evitar los problemas de estabilidad hay que asegurar que el polo de mayor parte real esté dentro del círculo unidad
POLOS Y CEROS	Sólo tienen ceros	Tienen polos y posiblemente ceros
ORDEN	Elevado	Orden menor
FILTROS ANALÓGICOS	No tienen nada que ver	Derivan de filtros analógicos
FASE	Pueden tener fase lineal	Difícil controlar la fase

Tabla5. Diferencias entre los filtros de tipo FIR y los filtros de tipo IIR

1.3.3.3 Técnicas de procesado

Existen diferentes técnicas de procesamiento de las señales de electroencefalografía, cada una de ellas interesante en función del tipo de aplicación en la que se está trabajando. Así, en una primera aproximación, es posible obtener la Densidad espectral de potencia (DSP) de la señal, que consiste en realizar un estudio espectral de la señal. Esta densidad de potencia es posible estimarla a partir del periodograma de Welch, siendo este un promedio de los periodogramas modificados.

Otra opción consiste en realizar la segmentación del espectro del electroencefalograma, dividiendo así las señales en las bandas de frecuencia típicas que se han visto anteriormente.

Es posible también realizar un análisis tiempo-frecuencia de la señal, además de realizar un mapeado de la señal.

1.3.4 *Dispositivos EEG comerciales*

Actualmente existen muchos sistemas de electroencefalografía, cada uno de ellos con unas características específicas. Algunos están diseñados para utilizarse en un ambiente médico, por lo que se trata de sistemas más pesados, aparatosos e incómodos de manejar por parte del paciente, con el objetivo de realizar una monitorización de larga duración. Como ventaja de estos sistemas, hay que destacar que los softwares de análisis son extremadamente potentes y realizan un registro de un elevado número de canales.

Un ejemplo de estos sistemas de Electroencefalografía basados en carro lo encontramos en el producto Neurotravel LIGHT de la empresa italiana EB Neuro. Véase la Figura 12



Figura12. Ejemplo de Electroencefalógrafo basado en carro, de la compañía italiana EB Neuro. Obtenido de [11]

Por otro lado, existen unos sistemas denominados sistemas portables o portátiles, que están diseñados para garantizar una mayor comodidad para el paciente, reduciendo el peso y las conexiones de cableado, a costa de disminuir también la calidad del procesamiento de los datos, así como el número de canales a registrar. Las prestaciones de estos sistemas también disminuyen con respecto a los sistemas anteriores, pudiendo reducir el número de bits o la frecuencia de muestreo de los convertidores analógico-digitales.

Un ejemplo de estos sistemas es el Electroencefalógrafo Encephalan propiedad de la empresa Medicom MTD, que se puede observar en la Figura13. Como puede observarse en la imagen, pese a tratarse de un sistema portátil, es bastante voluminoso para el paciente pues éste debe llevarlo enganchado al cuerpo, o colgando mediante unos tirantes.



Figura13. Ejemplo de Electroencefalógrafo portátil, propiedad de la empresa Medicom MTD. Obtenido de [11]

Por último, existen unos sistemas más aptos para su portabilidad que los mencionados anteriormente, basados en una interfaz cerebro-ordenador (BCI). Estos sistemas registran únicamente unos pocos canales, pero tienen la ventaja de ser sistemas inalámbricos y realmente de bajo peso, lo que mejora de una manera significativa la ergonomía por parte del paciente.

Un ejemplo de estos sistemas se puede observar en la siguiente imagen. Se trata del producto MindWave Mobile de la compañía americana NeuroSky. Mediante este sistema inalámbrico de un solo canal (situado en la zona frontal pues es donde se produce la mayor actividad consciente), es posible medir parámetros cognitivos como la atención y la meditación. Este sistema tiene diferentes aplicaciones, entre las que se encuentran: uso en videojuegos, uso en educación, lo que se conoce como bienestar mental y uso en investigación y desarrollo.



Figura14. Ejemplo de Electroencefalógrafo llevable de un solo canal, propiedad de la empresa NeuroSky. Obtenido de [12]

2. OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

2.1 Objetivo del trabajo

El siguiente trabajo busca diseñar y desarrollar un sistema digital multicanal de electroencefalografía (EEG) de bajo coste, ligero e inalámbrico (basado en Bluetooth), capaz de medir los impulsos eléctricos generados por las conexiones entre los millones de neuronas que conforman el córtex cerebral. Además, el sistema debe ser fácil de colocar y de manejar por parte del paciente, de tal manera que pueda establecer la base para una futura aplicación como BCI, así como proporcionar una elevada ergonomía para no incomodar al paciente.

2.2 Ámbito de aplicación

El presente proyecto se ha llevado a cabo en el Departamento de Ingeniería Electrónica (DIE) de la Universidad Politécnica de Valencia, donde ha sido posible desarrollar un sistema de adquisición de señales bioeléctricas procedentes de la corteza cerebral, además de realizar un pequeño estudio en el dominio de la frecuencia, con la idea de poder realizar un tratamiento posterior sobre las señales para la búsqueda de patrones que puedan indicar la presencia de alguna patología asociada a ciertos procesos mentales. Se busca profundizar en conceptos sobre adquisición, transmisión y tratamiento de señales bioeléctricas, además de investigar sobre otros temas, tales como el manejo del chip ADS1299, la comunicación y transmisión de datos vía Bluetooth, o el diseño de interfaces de usuario en Matlab.

2.3 Motivación

El cerebro es el órgano más complejo del cuerpo humano, y por lo tanto también lo es extraer información o conocimiento sobre él. De todos los órganos que forman parte de los seres humanos, el cerebro es sobre el que menos información se ha obtenido, debido en gran parte a la complejidad tanto del sistema en su totalidad, como de todas y cada una de sus partes. Se han realizado numerosos estudios de investigación desde diferentes perspectivas para tratar de comprender su funcionamiento. Así, la funcionalidad del cerebro se ha estudiado tanto a bajo nivel, estudiando propiedades químicas y moleculares de neuronas individuales, como a alto nivel, realizando estudios relacionados con la memoria y el aprendizaje.

Cada vez se está poniendo más énfasis en la realización de diferentes estudios de investigación que permitan conocer de mayor grado el funcionamiento de los procesos mentales, y cómo estos pueden verse alterados bajo un gran número de factores, produciendo diferentes patologías. Existen dos maneras fundamentales de obtener información acerca de la morfología y el funcionamiento de la estructura nerviosa cerebral, mediante pruebas de imagen médica (como la

resonancia magnética, el PET o el SPECT) o mediante el estudio de la actividad eléctrica de las células que lo conforman, o lo que es lo mismo, a partir de un Electroencefalograma (EEG).

Así pues, se pretende profundizar en el conocimiento de la adquisición y el tratamiento de señales eléctricas originadas por las células neuronales, con el objetivo posterior de poder detectar diversas variables, indicadoras de que algunos de los procesos mentales no funcionan correctamente. Se busca diseñar un sistema inalámbrico, cómodo y de bajo coste.

2.4 Justificación académica

El presente trabajo se realiza dentro de un ámbito académico, como último requisito para la obtención del título oficial de grado en Ingeniería Biomédica impartido por la Universidad Politécnica de Valencia. Debido a ello, el presente trabajo, valorado con 12 Créditos, pretende poner de manifiesto los diferentes aspectos teóricos aprendidos durante los 4 años de estudio de Grado, además de realizar un trabajo de investigación a partir del cual se generará nuevo conocimiento, o un conocimiento en mayor profundidad sobre diferentes temas que se deben abordar para la realización del proyecto.

Además, durante todo el desarrollo del proyecto y como consecuencia de la naturaleza del trabajo, se han llevado a cabo tareas prácticas realizadas en el ambiente del laboratorio.

Se han puesto en práctica conocimientos de diferentes asignaturas cursadas durante el grado, entre las que caben destacar: Señales biomédicas, Instrumentación biomédica, Bioelectricidad, Bases del Diagnóstico y tratamiento en patología médico -quirúrgica, Electrónica...

2.5 Justificación tecnológica

Cada vez con más frecuencia y con más énfasis se pone de manifiesto la clara necesidad de que medicina y tecnología vayan de la mano, como si de una única cosa se tratara. De ahí, y de la rama de conocimiento necesaria para poder unir ambos mundos, nace la Ingeniería Biomédica, y de esta manera se creó el grado en la UPV hace cinco años.

Así, este trabajo busca profundizar conocimientos sobre el funcionamiento de los equipos médicos de electroencefalografía utilizados para facilitar y respaldar el trabajo de los médicos, además de facilitar y mejorar tanto la vida como la calidad de vida de los pacientes. Permiten una posterior realización de un tratamiento computacional de las señales bioeléctricas, de manera que se puedan obtener parámetros o indicadores a una velocidad de computación y con un grado de acierto difíciles de producir por los médicos, debido entre otras cosas, a la falta de tiempo del que disponen. Una vez se han obtenido las señales, el post-procesado de las mismas puede realizarse de diferentes maneras, basándose principalmente en el tipo de estudio que se desee llevar a cabo sobre el paciente.

El sistema diseñado pretende ofrecer una serie de ventajas con respecto a los equipos actuales de electroencefalografía y los sistemas BCI. Entre estas ventajas destaca el reducido tamaño y por

consiguiente el reducido peso, la ausencia de cables entre el dispositivo y el sistema de representación de la señal, en este caso un ordenador, además del reducido precio y la facilidad de uso, comodidad y manejo por parte del paciente. En cuanto a los sistemas BCI, el sistema diseñado pretende ser una alternativa a éstos, permitiendo inicialmente el registro de 4 canales, pero que puede aumentarse en un futuro mediante una configuración en cascada, además de utilizar los integrados ADS1299, de 8 canales, en lugar de 4.

3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA EEG

El proceso de diseño y desarrollo del sistema de electroencefalografía puede resumirse en los siguientes pasos o fases, las cuales se explicarán posteriormente con mayor detenimiento:

1. Diseño teórico del esquemático y creación de la PCB mediante software Eagle Autocad, con los componentes adecuados y sus valores correspondientes.
2. Desarrollo e implementación física de la placa, realizando las diferentes conexiones eléctricas entre todos los componentes de acuerdo al esquemático diseñado.
3. Creación de los diferentes códigos de software necesario para la comunicación inalámbrica, el control de los dispositivos, así como la representación final de la señal y el procesado realizado sobre la misma.
4. Por último, se ha comprobado el funcionamiento del sistema.

Se ha utilizado una placa de circuito impreso disponible en el Departamento de Ingeniería Electrónica que integra un microcontrolador PIC24FJ, el módulo de Bluetooth RN-42, además de un regulador de tensión, el cual proporciona una tensión de 3.3 V para el funcionamiento de todo el sistema, a partir de una tensión de 5 V procedente de cualquier batería externa o de la red eléctrica, mediante un conector USB.

La placa de circuito impreso diseñada en el software Eagle se envió en un primer momento a una empresa externa para su fabricación mediante electroquímica. Debido a una serie de problemas relacionados con el transporte, la placa no se recibió, y para cumplir los tiempos de entrega del proyecto, se decidió crear manualmente con la ayuda de los técnicos de laboratorio la propia placa. Mientras se comprobaba el funcionamiento del sistema, se recibió la placa fabricada por la empresa, por lo que finalmente se decidió continuar el proyecto con esta placa.

3.1 Esquema general

El sistema de electroencefalografía diseñado puede dividirse en una parte hardware, donde se establece una conexión entre un casco de electrodos, el chip ADS1299 que realiza la función de convertor analógico-digital, y un microcontrolador PIC24FJ32GA004 (PIC a partir de ahora en el resto del documento) con un módulo bluetooth RN-42, encargado de configurar e indicar las acciones que va a llevar a cabo el convertor. Además, consta de una parte firmware programada en lenguaje C++, encargada de manejar físicamente el hardware anteriormente mencionado, y una parte software encargada de la recepción, representación y el procesado de los datos, mediante Matlab, aplicación disponible en la intranet de la UPV. Véase Figura15

La comunicación entre el chip ADS1299 y el PIC se va a llevar a cabo mediante el bus SPI, permitiendo el envío y la recepción simultánea tanto de acciones de control como de los datos digitalizados procedentes de la actividad eléctrica cerebral. Por otro lado, el diseño del sistema se basa además en el envío inalámbrico a través del estándar Bluetooth desde el microcontrolador

hasta el ordenador, y más concretamente, hasta Matlab. Para el envío Bluetooth, se utiliza el módulo RN-42 que se conecta físicamente, al microcontrolador, utilizando una placa disponible en el departamento, como se ha explicado en el apartado anterior.

De esta manera, el sistema digital físico, en sí mismo, consistirá en el casco de electrodos conectados mediante 8 cables (4 canales) al ADS1299, donde éste, además, estará conectado al microcontrolador que va a dirigir su funcionamiento y configuración mediante la comunicación SPI.

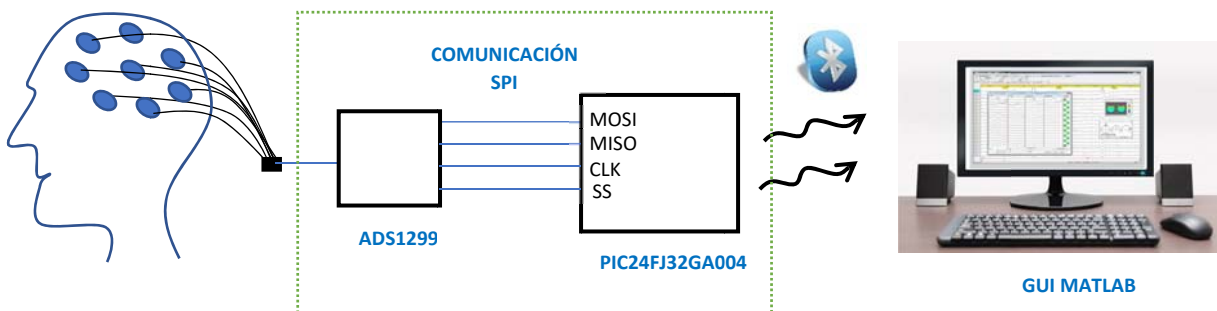


Figura15. Esquema general del sistema digital EEG

Durante los siguientes apartados se van a explicar los diferentes pasos realizados para el desarrollo del sistema. Primero, se procede a explicar el funcionamiento general de cada uno de los integrados y componentes utilizados en el proyecto. Seguidamente, se explicará el diseño de la placa de circuito impreso (PCB) del ADS1299-4 de acuerdo a la hoja de componentes, disponible en [13], y su envío a una empresa externa situada en China para su fabricación. En tercer lugar, se explica el proceso de fabricación manual de la PCB en los laboratorios del departamento debido al retraso en la recepción de la placa por parte de la empresa. Por último, se comenta el funcionamiento del código diseñado tanto para la comunicación SPI entre el ADS y el microcontrolador, así como el envío de los datos por Bluetooth, y por último, el tratamiento, representación y procesado de la señal mediante Matlab.

3.2 Descripción de los componentes del sistema y su interconexión

Para el correcto diseño del sistema digital de electroencefalografía, ha sido necesario el conocimiento del funcionamiento de los diferentes componentes. Así, en el siguiente capítulo, se procede a describir brevemente las características más importantes de éstos, además de las conexiones que tienen lugar entre ellos.

3.2.1 ADS1299

El componente ADS1299 – 4 fabricado por la empresa Texas Instrument (TI) es un convertidor analógico-digital delta-sigma ($\Delta\Sigma$) de 4 canales con muestreo simultáneo. Consta de cuatro amplificadores de ganancia programable y de bajo ruido, uno para cada canal, además de referencia interna y un oscilador integrados en la placa. Se muestran resumidas en la Tabla6 las características técnicas más importantes del integrado:

CARACTERÍSTICAS ADS1299	
Ruido de referencia interna	1 μV_{pp} (70-Hz ancho de banda)
Corriente BIAS entrada	300 pA
Muestreo de datos	Desde 250 SPS (samples per second) hasta 16 kSPS
Rechazo al modo común	-110 dB
Ganancia programable	1, 2, 3, 4,6, 8, 12, o 24
Alimentaciones unipolares o bipolares	<ul style="list-style-type: none"> - Analógica: 4,75 V hasta 5,25 V - Digital: 1,8 V a 3,6 V
Rango de temperatura de operación	-40°C hasta 85°C
Amplificador BIAS, detección de desconexión de electrodo y señales de test incorporadas	
Referencia interna o externa	
Oscilador incorporado	
Apagado flexible, modo Stand-by	
Conexión SPI (Serial Peripheral Interface)	

Tabla6. Características técnicas del componente ADS1299. Obtenido de [13]

Es posible conectar diversos componentes ADS1299 en cascada para construir sistemas con mayor número de canales mediante la configuración DAISY-CHAIN. Además, el componente cuenta con un encapsulado TQFP (*Thin Quad Flat Package*) de 64 pines, con un tamaño de 10x10 mm de valor nominal, tal y como puede apreciarse en su hoja de componentes, disponible en [13].

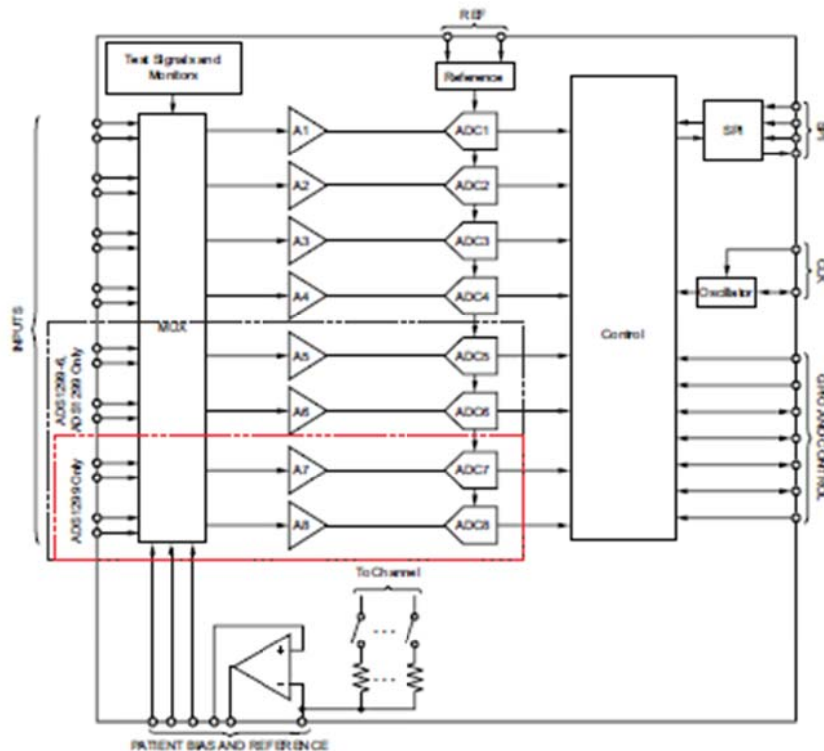


Figura16. Diagrama de bloques del componente ADS1299-4, propiedad de la empresa TI. Obtenido de [13]

Para el funcionamiento del integrado, éste se programa, mediante la escritura en los registros de configuración, para seleccionar, entre otros, el reloj interno del integrado, que funciona a una frecuencia de 2,048 MHz. Además, permite la selección de dos maneras de lectura de los datos muestreados por el convertidor. La primera, mediante el comando RDATAAC (Read DATA Continuous), el dispositivo se configura para la lectura automática de los datos muestreados. Mediante la segunda manera, con el comando RDATA (Read DATA), los datos muestreados se deben demandar cada vez que se encuentran disponibles.

Se selecciona una frecuencia de muestreo de 250 Hz, mediante la escritura de los bits correspondientes en el registro de configuración adecuado (CONFIG1). Así, cada 4 ms se obtienen nuevos datos muestreados. Además, el integrado se programa en el modo de lectura de datos continua (RDATAAC) mediante el envío del comando RDATAAC, de manera que cada este intervalo de tiempo, la señal de salida DRDY (Data Ready) del integrado se pone a un nivel bajo, indicando la presencia de nuevos datos muestreados, y éste automáticamente envía los datos por el bus SPI.

Para más información acerca del funcionamiento del ADS1299-4, de los registros de configuración y de los diferentes comandos, véase [13]

3.2.2 PIC24FJ32GA004

El PIC24FJ32GA004 es un microcontrolador de la familia PIC24 fabricado por la empresa Microchip. Se trata de un microcontrolador de 16-bits, una memoria Flash de 32 KB, 8 KB de memoria RAM, y un encapsulado de 44 pines de propósito general (GPIO) para la conexión con dispositivos periféricos. De acuerdo a la hoja de especificaciones del componente, disponible en [14], éste incorpora un rango de aplicaciones que permiten la comunicación serie con dispositivos periféricos, de manera que soporta tanto la comunicación I2C, como la comunicación SPI, siendo ésta última la utilizada en este proyecto. Además, es posible configurar cada uno de los 44 pines como de entrada o salida para establecer la comunicación deseada.

El rango de voltaje de funcionamiento es de 2 a 3.6 V, por lo que es necesario incorporar al sistema un regulador de tensión, capaz de transformar una tensión de 5 V proveniente de una fuente de tensión convencional como una batería externa, a una tensión de 3.3 V, ya que es, además, la tensión de funcionamiento del integrado ADS1299-4, que va recibir la alimentación directamente desde el microcontrolador.

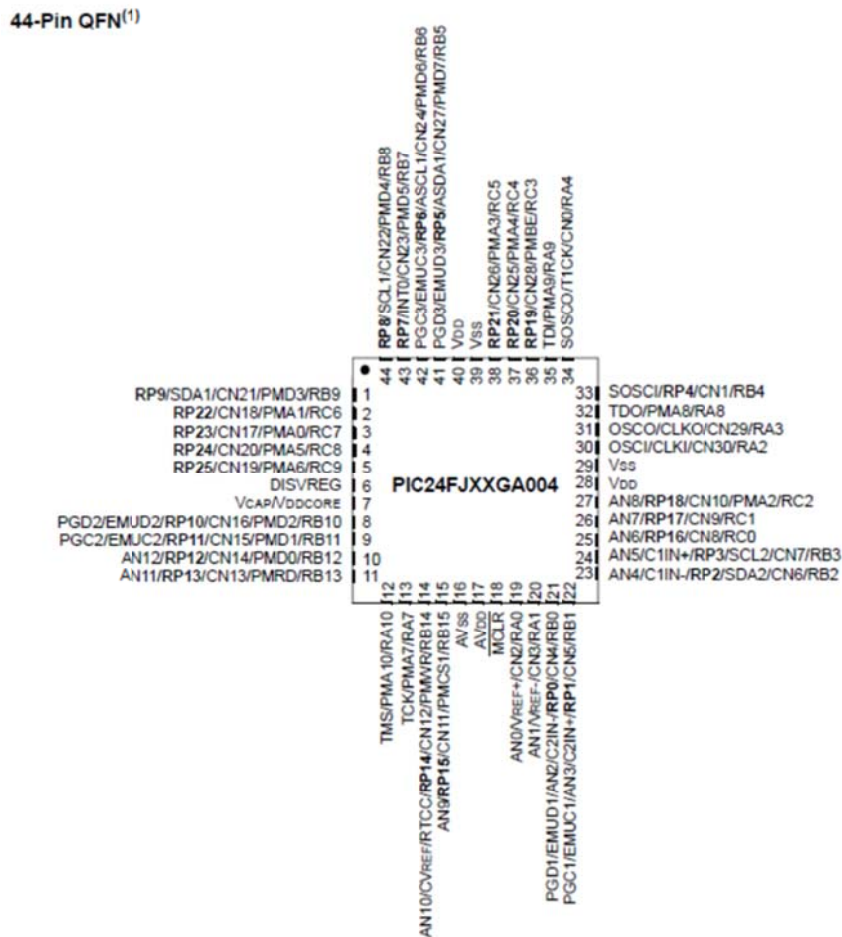


Figura17. Esquema del microcontrolador PIC24FJ44GA004

3.2.3 Módulo Bluetooth RN-42

Se trata de un módulo Bluetooth de Clase 2 y de bajo consumo, con un encapsulado de 35 pines, 11 de los cuales son de carácter general (GPIO). Debido a su diseño, es sencillo realizar una conexión de sus PADS mediante el montaje de una placa de circuito impreso. El rango de la tensión de funcionamiento es de 3 hasta 3.6 V, por lo que va a estar alimentado también desde la placa del microcontrolador a una tensión de 3.3 V. [15]

Parameter Name	Value
Bluetooth Classic-Data/SPP	Yes
FCC Certified	Yes
ASCII Interface	Yes
Memory Type	Flash
GPIO	11
Pin Count	35
Package Type	Surface mount module
Package Size	13.4 x 25.8 x 2.4 mm
Min Temp Range	-40C
Max Temp Range	85C
Op Voltage Min	3.0V
Op Voltage Max	3.6V

Tabla7. Características técnicas del módulo bluetooth RN-42. Obtenido de [15]

3.2.4 Conexión PIC y módulo Bluetooth. Placa utilizada.

En el presente apartado se va a describir la placa utilizada para la conexión de los diferentes pines tanto del microcontrolador como del módulo Bluetooth, así como su posterior conexión mediante la comunicación SPI con el ADS1299-4. El esquemático de la placa puede observarse en la siguiente figura.

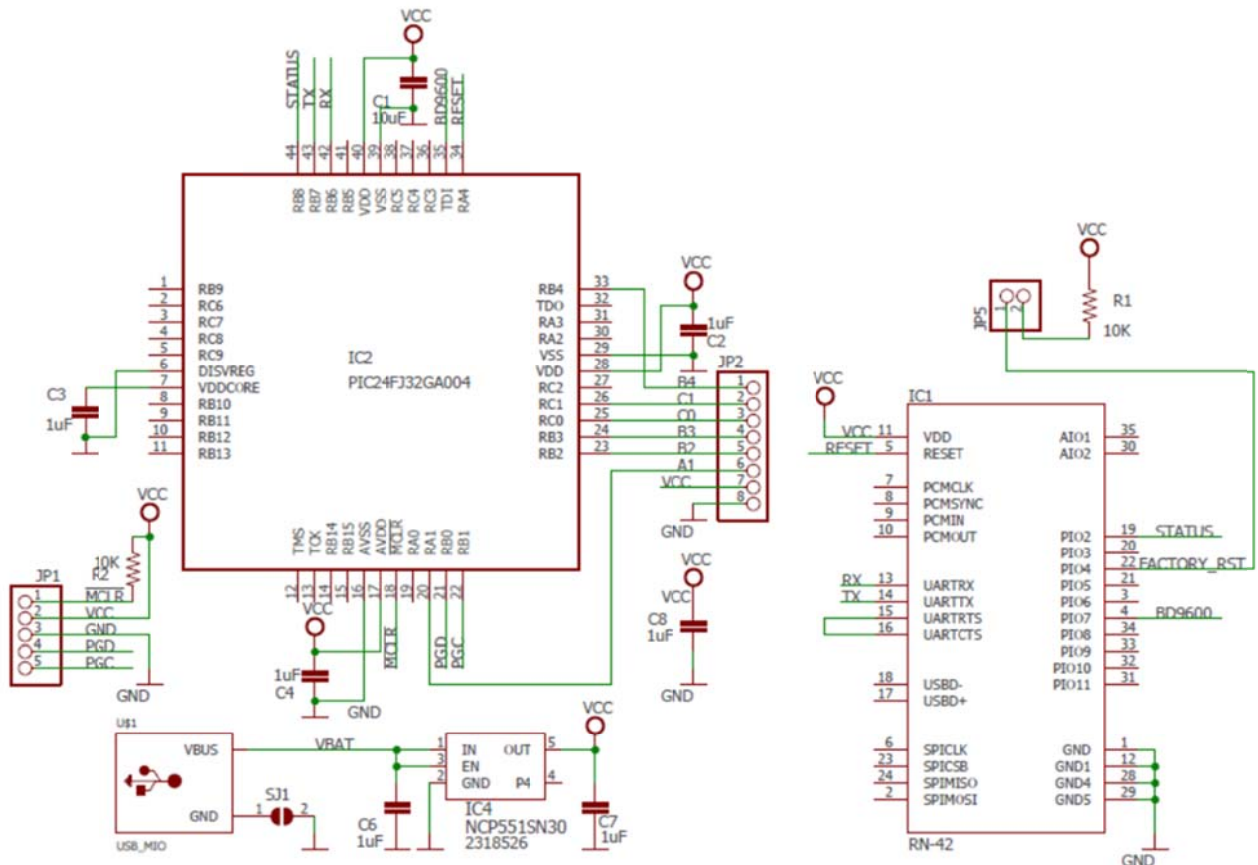


Figura18. Esquemático de la placa que integra el microcontrolador (IC2 PIC24FJ32GA004), el bluetooth (RN-42), además del regulador de tensión (IC4 NCP551SN30). VBAT es la tensión de 5.5 V procedente de cualquier fuente de voltaje como pueda ser una batería o la red eléctrica, mientras que VCC es la tensión de 3.3 V que genera el regulador de tensión, y a la cual funcionan todos los dispositivos que conforman el sistema.

Tal y como se observa en la Figura18, se utiliza un regulador de tensión, indicado como IC4, con el objetivo de convertir una tensión de 5 V en una de 3.3 V, para la alimentación de todo el sistema.

La conexión de los diferentes pines del microcontrolador es la siguiente:

- Entre los pines 6 y 7, denominados DISVREG y VDDCORE respectivamente, se coloca un condensador de valor 1 μ F. Estos pines tienen la función de permitir o no el uso de un regulador de tensión interno en el propio microcontrolador. Mediante la conexión del pin DISVREG al pin de alimentación VDDCORE, se desconecta el regulador propio del PIC, con el objetivo de utilizar el regulador de tensión anteriormente mencionado.
- Entre los pines 16 (AVSS) y 17 (AVDD) se conecta un condensador de desacople de valor 1 μ F para lidiar con el ruido de alta frecuencia, de acuerdo a la hoja de especificaciones del PIC, disponible en [14].
Estos pines tienen la función de alimentar la parte analógica de los bloques que forman el microcontrolador. El pin AVSS tiene la función de masa, mientras que el AVDD de alimentación positiva. Como se ha mencionado anteriormente, la tensión de alimentación VCC proviene de un regulador de tensión externo.
En cuanto a la alimentación de la parte digital, entre los pines 28 (VDD) y 29 (VSS), por una parte, y 39 (VSS) y 40 (VDD) por otra, se conecta un condensador de desacople de valor 1 μ F en el primer caso, y otro de valor 10 μ F en el segundo caso, tal y como se indica en [14].
- Para los pines 18, 21 y 22, correspondientes a los pines MCLR, RB0 y RB1, respectivamente, se utiliza un conector JP1, tal y como se muestra en la Figura18. El pin Master Clear (MCLR) proporciona dos funciones específicas: resetear el dispositivo, así como permitir la programación del microcontrolador. Se conecta a la alimentación procedente del regulador de tensión, mediante un condensador de valor 1 μ F. Los pines RB0 y RB1, son pines de entrada o salida, seleccionables mediante la programación del dispositivo, correspondientes al puerto B. Mediante estos 3 pines, y de acuerdo a [14], es posible programar el dispositivo de acuerdo a las especificaciones del sistema diseñado.
- Los pines 33 (RB4), 23 (RB2), 24 (RB3), 25 (RC0) y 26 (RC1), se utilizan para la comunicación SPI con el conversor analógico-digital ADS1299-4. Como se observa en la Figura18, la conexión entre los pines es la siguiente:
 - o Pin de entrada RB2 con el pin de salida DRDY del ADS
 - o Pin RB3 con el pin START del ADS
 - o Pin RB4 con el pin SCK
 - o Pin RC0 con el pin MISO
 - o Pin RC1 con el pin MOSI
- Los pines 34 (RA4), 35 (RA9), 42 (RB6), 43 (RB7) y 44 (RB8) se utilizan para la conexión del PIC con el módulo de bluetooth, tal y como se observa en la Figura18.
El pin RB6 se configura como pin de transmisión, por lo que se conecta con el pin de recepción del bluetooth (número 13, o UARTRX). Por el contrario, el pin RB7 del PIC se

configura como pin de recepción, por lo que se conecta con el pin de transmisión del módulo bluetooth (número 14, o UARTTX).

Los pines RB8, RA4 y TDI del PIC se conectan con los pines 19 (PIO2), 5 (RESET) y 4 (PIO7) del módulo bluetooth, respectivamente.

Por último, en cuanto al módulo Bluetooth, se conectan a la masa del regulador de tensión los pines de masa números 1,12, 28 y 29. El pin de alimentación (11) se conecta a la tensión de 3.3 V que proporciona el regulador de tensión.

3.3 Comunicación SPI entre PIC y chip ADS1299

3.3.1 Conexión SPI

La conexión SPI es un protocolo de comunicación entre dos dispositivos basado en una arquitectura de tipo maestro-esclavo. El bus SPI (Serial Peripheral Interface, por sus siglas en inglés) fue desarrollado en el año 1980 por la compañía Motorola. Actualmente se considera un estándar de facto en el mundo de la electrónica. [16]

En esta forma de conexión, el dispositivo Master (maestro) puede iniciar la comunicación con uno o varios dispositivos, denominados Slave (esclavos), y enviar o recibir datos de estos. La comunicación entre el Maestro y el Esclavo es Full-Duplex, es decir, el intercambio de datos se produce mediante dos líneas diferentes, de manera que el Maestro es capaz de enviar datos al Esclavo y recibir datos de éste simultáneamente. Además, el bus SPI es síncrono, lo que implica que el Maestro proporciona una señal de reloj mediante la cual todos los dispositivos se mantienen sincronizados. La estructura del bus SPI requiere como mínimo las 3 líneas siguientes, aunque es necesaria una cuarta línea, denominada SS, para establecer la conexión entre Maestro-Esclavo (Véase Figura19) [16]

1. MOSI (Master-out, Slave-in): comunicación entre Maestro-Esclavo. Línea Maestro para enviar datos al Esclavo.
2. MISO (Master-in, Slave-out): comunicación entre Maestro-Esclavo. Línea Esclavo para enviar datos al Maestro.
3. SCK (Serial Clock): pulsos de reloj generados por maestro para enviar datos a los dispositivos periféricos.
4. Además, se requiere una línea adicional, SS (Slave Select), para seleccionar el dispositivo esclavo. Existirán tantas líneas SS como dispositivos Esclavos se conecten al Maestro.



Figura19. Líneas de conexión SPI entre dispositivo Master y dispositivo Esclavo. Obtenido de: [16]

3.3.1.1 Funcionamiento bus SPI

Por defecto, el Maestro mantiene en estado HIGH aquellas líneas SS conectadas a algún Esclavo. Se encuentran en un valor digital 1. Cuando se pretende establecer comunicación con el esclavo, se pone en LOW la línea SS correspondiente, indicando así al esclavo que comienza la comunicación. Por tanto, la línea SS es activa a nivel bajo.

En cada pulso de la señal de reloj, normalmente en el flanco de subida, el dispositivo maestro envía un bit al esclavo y a la vez recibe un bit del esclavo seleccionado. La trama de los datos no sigue ninguna regla, por lo que es necesario predefinir la longitud y el significado de los bits que se van a enviar y a recibir. [16]

Véase la Figura20.

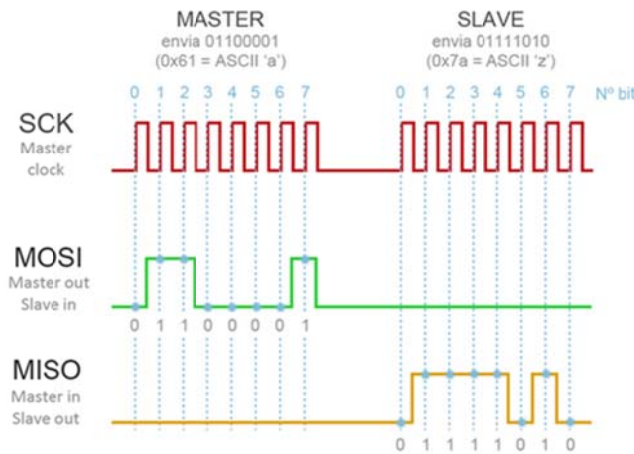


Figura20. Ejemplo de funcionamiento de las diferentes líneas del bus SPI. Para iniciar la comunicación la línea SS debe estar en un nivel bajo (LOW). Obtenido de [16]

3.4 Diseño hardware del sistema EEG

Esta sección se corresponde con el primer paso realizado para la implementación del sistema digital de electroencefalografía. Se trata del paso más importante, pues debe conocerse perfectamente el funcionamiento de cada uno de los pines del chip ADS1299-4 para que funcione correctamente.

Una vez confirmado un primer diseño realizado en papel, se ha procedido al diseño mediante el software Eagle Autocad, disponible en la intranet de la UPV.

3.4.1 Creación del componente para la librería Eagle

Previo a realizar el esquemático en el software indicado, ha sido necesaria la creación de una librería para el componente ADS1299, pues éste no se encuentra por defecto en las librerías que dispone Eagle. Para ello, se han seguido los siguientes pasos:

1. **Creación del símbolo.** Se ha diseñado el símbolo del componente de la manera más eficiente para que las futuras conexiones que se realicen sean lo más claras posible. Para ello, se indica si el PAD creado es de entrada, salida o alimentación; además, se coloca el nombre de cada PIN de acuerdo a la hoja de especificaciones. La forma y distribución de los pines del símbolo no tiene por qué coincidir exactamente con la del componente. De hecho, el componente tiene unas dimensiones de 10x10, mientras que como se observa en la figura siguiente, el símbolo creado tiene una forma rectangular.

El resultado se muestra en la siguiente Figura:

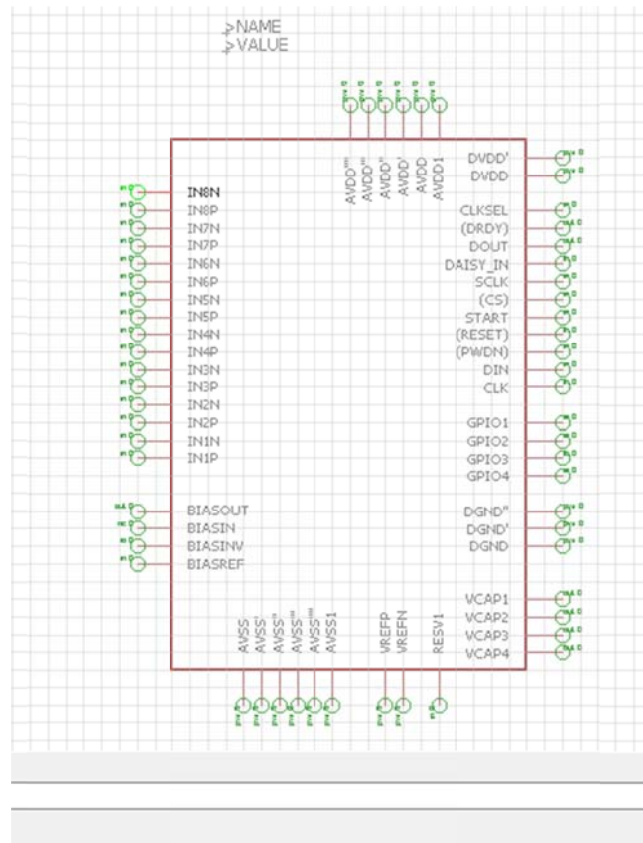


Figura21. Creación símbolo ADS1299 en Eagle. Captura de pantalla del programa Eagle de la creación del símbolo para la librería del ADS1299, detallando el nombre del pin y su función.

2. **Encapsulado.** El segundo paso consiste en buscar un componente de Eagle que contenga el mismo encapsulado que el chip ADS1299, con el objetivo de poder utilizarlo en nuestro componente creado. El ADS1299 está contenido en un encapsulado TQFP-64, escogiendo así el encapsulado PLQFP64-1 disponible en las librerías de Eagle. El encapsulado se corresponde con las dimensiones físicas de cada una de las partes del chip.

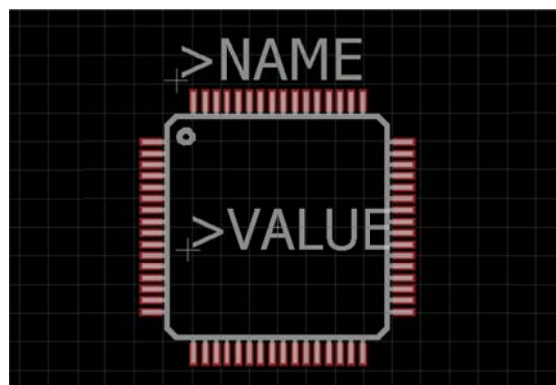


Figura22. Encapsulado ADS1299 en Eagle. Captura de pantalla del programa Eagle del package PQLFP64-1

3. **Creación del dispositivo.** Por último, se ha procedido a la creación del Dispositivo (*Device*), para lo que ha sido necesario establecer la asignación de cada uno de los pines del encapsulado, con su correspondiente PAD del símbolo, de manera que se establece una correspondencia inequívoca que servirá para la futura creación y comunicación en el esquemático.

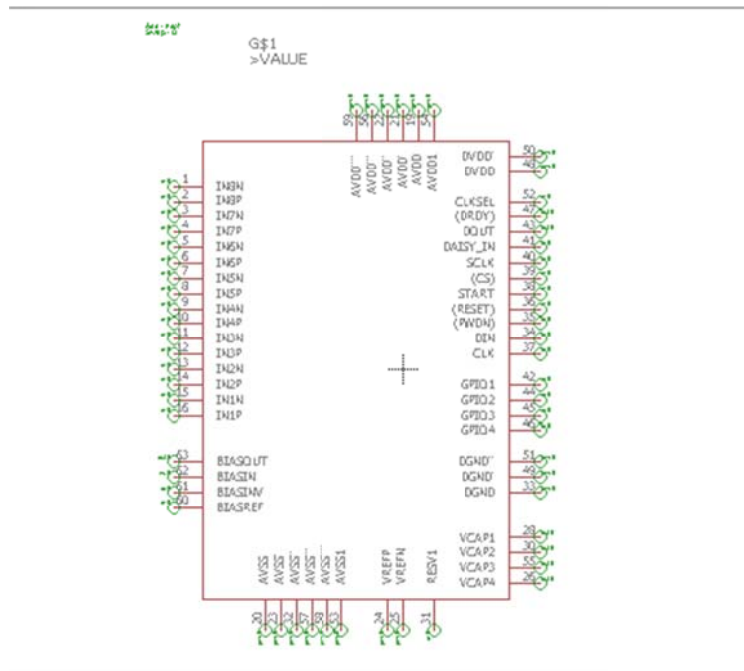


Figura23. Creación Dispositivo ADS1299 en Eagle. Captura de pantalla del programa Eagle de la creación del dispositivo, previamente habiendo realizado las relaciones entre pines y pads del símbolo. Como se observa en la imagen, en cada PAD del símbolo ahora aparece el pin correspondiente del encapsulado

3.4.2 Diseño del esquemático y de la PCB ADS1299-4

De acuerdo a las especificaciones del integrado ADS1299-4 es necesario realizar una serie de conexiones físicas de hardware mediante diferentes componentes como sean resistencias o condensadores, con tal de ofrecer el correcto funcionamiento del sistema. En el siguiente capítulo se exponen las conexiones realizadas por los diferentes pines que componen el chip.

- **Pines de alimentación y de masa.** El chip ADS1299 cuenta tanto con una parte analógica como con una parte digital. De esta manera, tanto la parte analógica como la parte digital presentan una serie de pines cuya función es la de alimentar el chip. La alimentación que va a recibir el chip va a provenir directamente desde los pines disponibles para ello de Arduino.

Los pines de alimentación analógica (AVDD) son el 19,21,22,56 y 59; mientras que los pines de masa analógica (AVSS) son el 20,23,32,57 y 58. De esta manera, cada uno de los

pinos de alimentación debe conectarse a masa mediante un condensador de valor 1 μ F. Véase Figura24.

Por otro lado, los pines de alimentación digital (DVDD) son 48 y 50; mientras que los pines de masa digital se corresponden con el 33, 49 y 51. Igual que en el caso anterior, se establece una conexión mediante un condensador de valor 1 μ F. Véase Figura24.

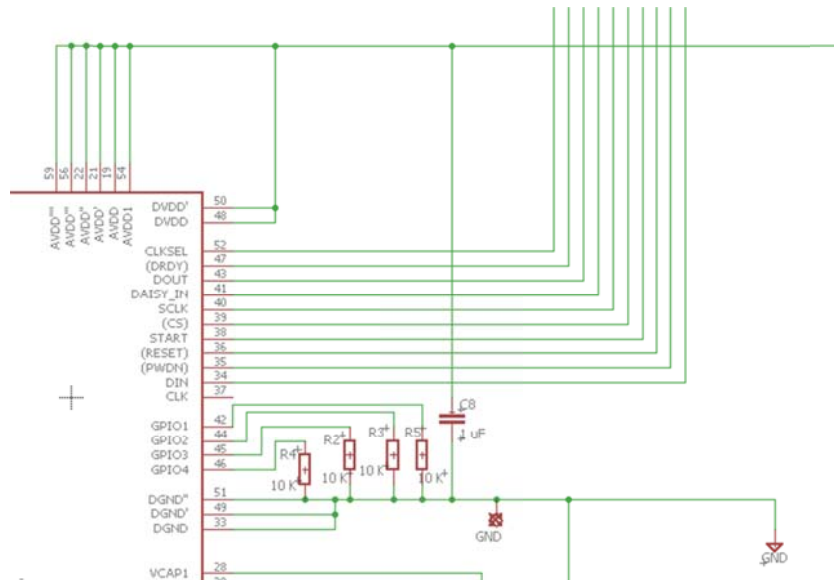


Figura24. Pines de alimentación y masa esquemático Eagle. Vista en detalle de la conexión mediante resistencia de valor 1 μ F de los pines de alimentación tanto analógica como digital. Los pines de masa mencionados anteriormente no pueden verse en la imagen. Para una visualización completa véase el Anexo1.

- **Pines de entrada analógicos.** Los pines del 1 al 16 se corresponden con los pines de entrada analógica, a los cuales se van a conectar los cables provenientes del casco de electrodos. Como puede observarse, cada canal consta de 2 entradas diferenciales, una de ellas positiva y la otra negativa. Así pues se establece la siguiente conexión:



Figura25. Pines de entrada analógicas esquemático Eagle. Vista en detalle de la conexión mediante el conector PTOP de 16 pines, de las entradas analógicas al chip ADS1299.

- **Pines de entrada y salida digital de carácter general (GPIO).** Se corresponden con los pines número 42, 44, 45 y 46. Como no se utilizan en el sistema diseñado, deben conectarse a masa digital (DGND) mediante unas resistencias de valor mayor o igual a 10 k Ω , tal y como se indica en [13]. Véase Figura26.

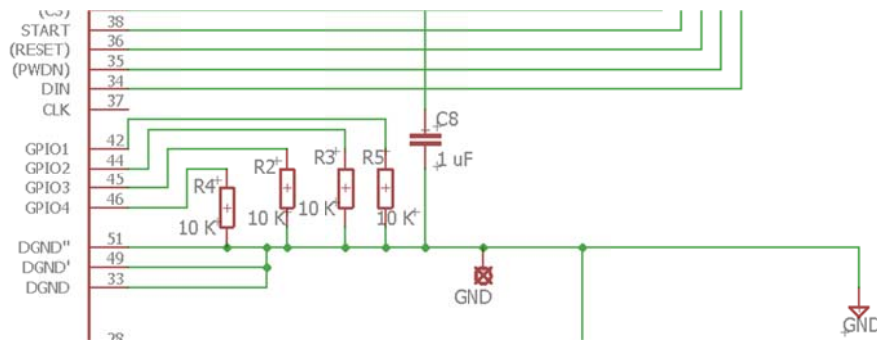


Figura26. Pines de entrada y salida digital GPIO. Vista en detalle de la conexión de los pines GPIO mediante resistencias de valor de 10 k Ω a masa.

- **Pines para la conexión BIAS.** En este conjunto de pines encontramos: BIASIN, BIASINV, BIASOUT y BIASREF, correspondientes a los pines número 62, 61, 63, 30. Para la conexión, es necesaria la colocación en paralelo de una resistencia de valor 1M Ω y un condensador de valor 15 nF. Estos pines se utilizan para realizar una realimentación activa, en donde, al registrar en 1 canal la señal diferencial correspondiente a 2 electrodos, se van a comparar en base a una tensión de referencia, que se obtiene a partir de esta realimentación activa. Véase Figura27.

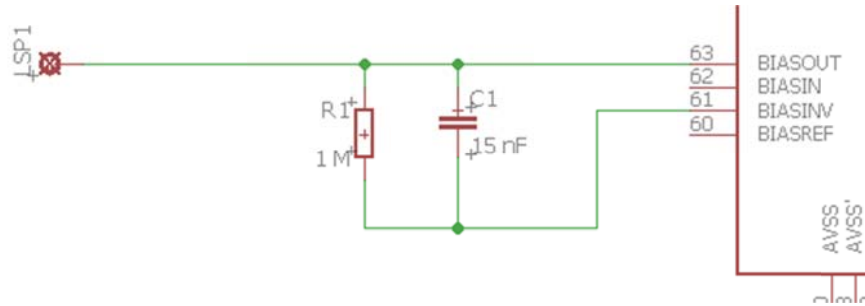


Figura27. Pines para la conexión BIAS esquemático Eagle. Vista en detalle de la conexión de los pines BIASOUT y BIASREF mediante una resistencia y un condensador en paralelo, de valores 1 MΩ y 15 nF, respectivamente

- **Voltaje de referencia.** Los pines VFREP y VREFN, correspondientes a los pines número 25 y 24, respectivamente, son los pines de tensión de referencia analógica tanto positiva como negativa. Se establece una conexión mediante un condensador de 10 μF. Véase Figura28.

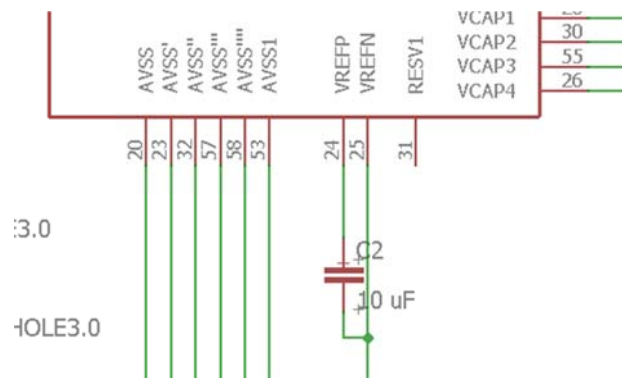


Figura28. Pines de tensión de referencia esquemático Eagle. Vista en detalle de la conexión de las entradas tanto positiva como negativa del voltaje de referencia analógico. Pueden observarse también los pines dedicados a masa analógica.

- **Pines de salida analógica de derivación mediante condensadores.** Los pines VCAP1, VCAP2, VCAP3 y VCAP4, correspondientes a los pines número 28, 30, 55 y 26, respectivamente, se conectan mediante una serie de condensadores a tierra analógica (AVSS). Más concretamente, VCAP1 se conecta mediante un condensador de valor de 100 μF, VCAP2 Y VCAP4 mediante un condensador de valor de 1 μF, mientras que VCAP3 se conecta mediante una combinación en paralelo de dos condensadores, uno de ellos de valor 1 μF y el otro, de 0.1 μF. Véase Figura29.

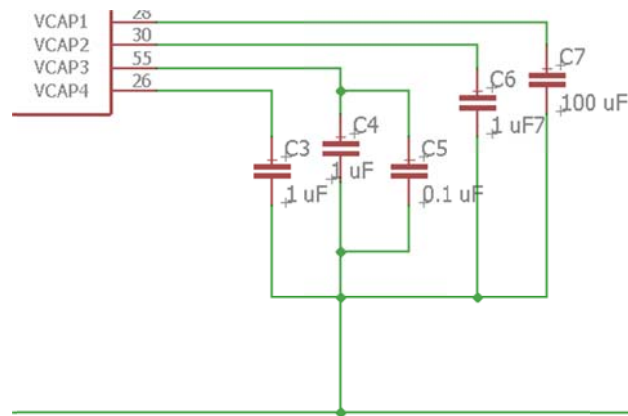


Figura29. Pines de derivación mediante condensadores esquemático Eagle. Vista en detalle de la conexión de los pines VCAP1, VCAP2, VCAP3 y VCAP4 mediante los valores de condensadores correspondientes

- **Pines digitales de entrada y de salida para la conexión con el dispositivo de control.** Se trata de los pines START (número 38), PWDN (número 35), SCLK (número 40), RESET (número 36), DRDY(número 47), DOUT (número 43), DIN (número 34), DAISY_IN (número 41), CLKSEL (número 52), CLK (número 37) Y CS (número 39). Estos pines van a ir conectados directamente con los pines digitales del PIC. Véase Figura30.



Figura30. Pines de entrada y salida digital comunicación con el microcontrolador PIC. Vista en detalle de la conexión de los pines digitales de conexión con PIC

- Por último, hay una serie de pines que quedan desconectados. Estos son: RESV1 (número 31), SRB1 (número 17), SRB2 (número 18), los pines NC (números 27 y 29), y el pin Reserved (número 64).

Una vez se ha realizado y comprobado el diseño del esquemático, se procede a la creación de la placa de circuito impreso mediante las herramientas que dispone Eagle. Para ello, se crearon de la manera más ordenada y eficiente posible las diferentes conexiones y las diferentes posiciones de los componentes. El resultado obtenido es el siguiente, con un tamaño de placa de 36,8 x 41,8mm

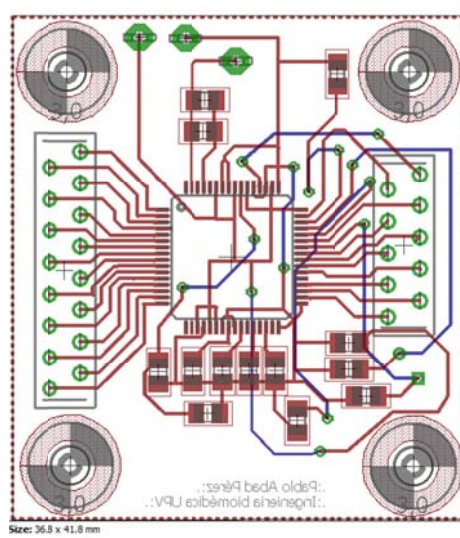


Figura31. Diseño PCB. Captura de pantalla del programa Eagle de la placa de circuito impreso. Se puede observar la totalidad de la placa. Las líneas de conexión rojas se corresponden con la capa de arriba de la placa, mientras que las líneas azules se corresponden con la capa inferior. Para mayor detalle, véase el Anexo.

3.5 Implementación física de la PCB

En un primer momento, se envió el diseño de la placa a una empresa externa para su fabricación, situada en China, debido a los bajos costes de producción. Una serie de problemas de transporte relacionados, se imagina, con la huelga de estibadores, retrasaron el envío. Por esto, se tomó la decisión de crear la placa por parte del usuario en los laboratorios del Departamento de Ingeniería Electrónica, con la ayuda fundamental de los técnicos de laboratorio. Cuando se estaba probando la placa, se recibió, semanas más tarde de lo previsto la placa fabricada en la empresa externa, en la cual se soldaron los componentes necesarios, con el objetivo de trabajar con ambas placas para tratar de observar si existían problemas de hardware en alguna de ellas.

A continuación se van a explicar los pasos seguidos tanto para la fabricación manual de la placa, como para la puesta a punto de la placa recibida.

3.5.1 Fabricación de la PCB en el laboratorio

Para la creación de la placa de circuito impreso se siguieron los siguientes pasos:

1. Se parte de una placa fotosensible a doble cara, la cual se va a atacar con luz mediante una insoladora por cada una de sus capas. Por otro lado, se imprime el diseño de ambas capas de la placa diseñada en Eagle sobre dos films transparentes diferentes, que se denominan fotolitos. Véase Figura32

La función de estos fotolitos es que al irradiar la placa con luz, ésta reaccione con la totalidad de la placa, excepto con aquellas zonas tapadas u ocupadas por los fotolitos.

Ambos films se mantienen unidos por un lado, de tal manera que coincidan completamente, y sea posible introducir la placa fotosensible en el interior.

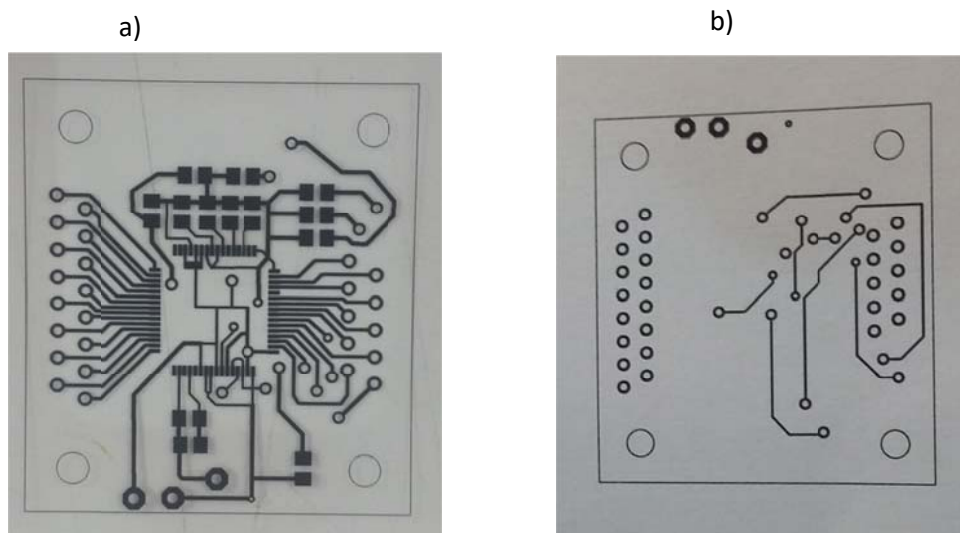


Figura32. Fotolitos utilizados para la insolación de la placa a doble cara. En a) se puede observar la cara superior, mientras que en b) se observa la cara inferior

2. En segundo lugar, se colocan los fotolitos sobre la placa sensibilizada en el interior de la insoladora. A la máquina se le indica que realice la insolación por ambas caras, y se le indica el tiempo de insolación. De acuerdo a las especificaciones de la placa utilizada, se ha empleado un tiempo de 100 segundos. Para garantizar la correcta incidencia de todos los rayos de luz, y por tanto optimizar el proceso, la insoladora cuenta con una prensa de vacío que permite la unión perfecta de ambos fotolitos con la placa.



Figura33. Máquina insoladora con prensa de vacío utilizada para la creación de la placa de circuito impreso.

Una vez ha finalizado el proceso de insolación, la placa se introduce en un líquido revelador para observar la impresión de las pistas en la placa. El líquido consiste básicamente en sosa cáustica, NaOH, diluida. Se obtiene el siguiente resultado:

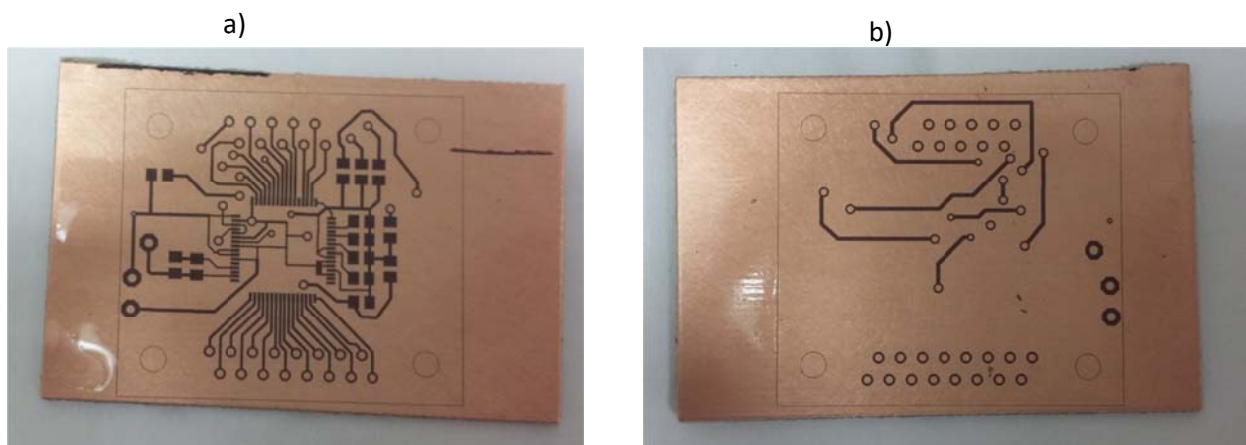


Figura34. Aspecto de la placa de circuito impreso tras el proceso de insolación. En a) se observa la capa superior, mientras que en b) se observa la capa inferior.

3. A continuación, se realiza el ataque químico de la placa mediante cloruro férrico. Mediante esta técnica se consigue eliminar todo el cobre que cubre la superficie de la placa, exceptuando las zonas donde se encuentran las pistas diseñadas. La velocidad de este proceso depende tanto de la concentración de cloruro sódico disuelto en agua, como de la temperatura. Se han de tomar las precauciones necesarias para trabajar con el cloruro férrico.
4. A continuación, se procede a realizar el taladrado de la placa. Para ello se emplea una taladradora con una broca del tamaño de 0.4 mm para los agujeros más pequeños, y de 0,8 mm para aquellos con un mayor tamaño.
5. Una vez se ha taladrado todos los agujeros de la placa, se debe soldar la parte superior del agujero con la capa inferior, de tal manera que se cree una conexión eléctrica entre la capa superior y la capa inferior. Una vez se ha realizado esto, se procede a la soldadura de cada uno de los componentes utilizados.
6. El último paso consiste en soldar los conectores para los diferentes cables de conexión del sistema. Por un lado, están los cables que van a ir conectados al casco de electrodos; mientras que por el otro lado, se debe realizar la conexión para la comunicación SPI entre el integrado y el microcontrolador PIC24FJ.

El sistema final queda de la siguiente manera:

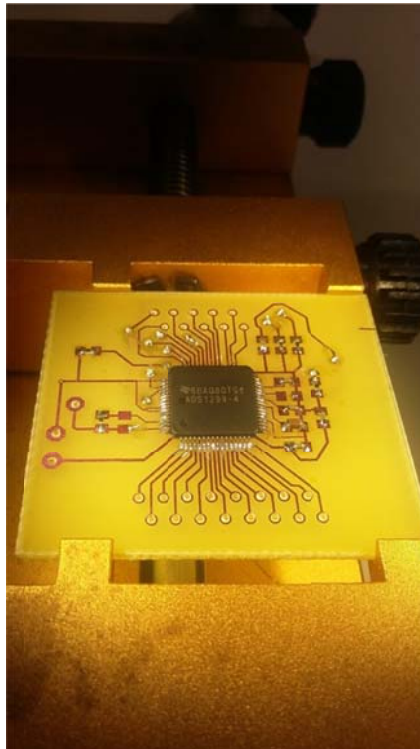


Figura35. Aspecto final de la placa fabricada.

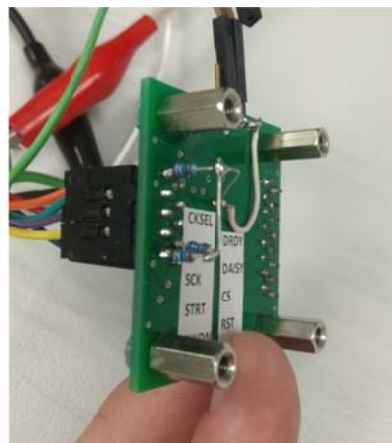
3.5.2 PCB fabricada en empresa externa

Una vez recibida la placa de circuito impreso, se procedió a la soldadura tanto del integrado ADS1299-4, como de los componentes necesarios y diseñados con el software Eagle. Además, con el objetivo de disminuir el número de cables en la conexión entre el ADS1299 y el microcontrolador, se han soldado los pines de RESET y PWDN (Power-Down) del ADS1299-4 a la alimentación de 3,3V mediante resistencias de pull-up, de manera que siempre estén a un nivel alto.

El aspecto de la placa final es el siguiente:



Figura36. Aspecto de la placa tras la soldadura de los componentes y los cables de conexión SPI, así como los de alimentación y masa (marrón y negro, respectivamente)



ZFigura37. Vista lateral de la placa, donde se puede observar la conexión de los pines PWDN y RESET a la alimentación, mediante resistencias de pull-up.

3.6 Desarrollo del Firmware y Software

El siguiente paso en la implementación del sistema de electroencefalografía es el diseño del código necesario para su funcionamiento. El código creado puede dividirse en dos partes diferenciadas, una primera parte firmware en lenguaje C++ para el funcionamiento del microcontrolador, mediante la cual se va a realizar la conexión SPI con el chip ADS1299, enviando y recibiendo tanto comandos de control como datos de señal registrada por los electrodos, además de inicializar el módulo Bluetooth a una velocidad de 115200 Baudios; y una segunda parte, consistente en una interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada mediante el software Matlab, capaz de configurar el módulo de Bluetooth con el objetivo de recibir los datos inalámbricamente y realizar una representación por pantalla de los 4 canales, así como del espectro en frecuencia de cada uno de ellos.

3.6.1 C++

El firmware que se ha utilizado para el manejo del microcontrolador y por tanto para controlar el convertidor ADS1299-4 está basado en C++. A continuación se va a explicar brevemente las líneas de código desarrolladas.

En primer lugar, se definen cada uno de los 44 pines del PIC que se van a utilizar.

- #define CS_ADS PIN_A1 (20) → el pin número 20 del PIC, denominado RA1, se nombra como el pin del ADS1299-4 al que va a estar conectado, el pin CS (Chip Select).
- #define DRDY PIN_B2 (23) → de manera análoga al caso anterior, el pin 23 del PIC se nombra como DRDY, pin del ADS1299-4 al que va a estar conectado.
- #define STRT PIN_B3 (24) → pin 24 del PIC se nombra como STRT, ya que va a estar conectado al pin START del ADS.

Estos son algunos ejemplos que aparecen en el código, el resto de definiciones de los pines del PIC, se han de considerar exactamente igual.

Seguidamente, tal y como se muestra en la imagen siguiente, se definen los comandos del sistema, utilizados para el control del convertidor analógico-digital, tal y como se indica en [13].

```
// - - - - - DEFINICIÓN DE COMANDOS DEL ADS1299-4 - - - - -
#define START      0b00001000    // Start/restart
(synchronize) conversions
#define RDATACT    0b00010000    // Enable Read Data
Continuous mode (default mode at power-up)
#define SDATACT    0b00010001    // Stop Read Data
Continuously mode
#define WREG0      0b01000000    // Write n nnnn registers
starting at address r rrrr
// first byte 010r rrrr
(2xh) (2) - second byte 000n nnnn(2)
#define WREG1      0b01000001

// - - - - -
- - - - -
```

Figura38. Fragmento de código del PIC. Definición de los comandos.

Seguidamente, y previamente al bucle principal del código, se crean una serie de funciones encargadas de inicializar los diferentes dispositivos.

En primer lugar, se crea una función para la configuración de los pines del microcontrolador. Las líneas de código empleadas se muestran en la siguiente imagen.

```
// - - - - CONFIGURACIÓN PINES PIC - - - - - |
void init(void){
    set_tris_a(0b0000000000000000);
    PortA    = 0b0000000000000000 ;
    set_tris_b(0b0000000110000100);
    PortB    = 0b0000000110000100 ;
    set_tris_c(0b0000000000000001);
    PortC    = 0b0000000000000001 ;

    ON( CS_ADS );
    OFF( STRT );

    // delay_ms(100);
    ON( BTRESET );
}

// -----
-----
```

Figura39. Fragmento de código del PIC. Función de configuración de los pines del PIC

En segundo lugar, se crea una función para la inicialización del módulo bluetooth. Las líneas de código empleadas se muestran a continuación.

```
// - - - - - INICIALIZACIÓN MÓDULO BLUETOOTH - - - - -
char initBT(void){
    fprintf(BT, "$$$");          delay_ms(100);
    fprintf(BT, "SF,1\r");      delay_ms(150);
    fprintf(BT, "SA,0\r");      delay_ms(100);
    fprintf(BT, "R,1\r");       delay_ms(500);
    fprintf(BT, "---");         delay_ms(100);

    return 1;
}

// -----
-----
```

Figura40. Fragmento de código del PIC. Función de inicialización del módulo bluetooth

En último lugar, se crea una función que inicializa el convertor ADS1299-4 de acuerdo a las especificaciones deseadas. En primer lugar, mediante el comando *setup_spi* se configura la comunicación SPI, estableciendo una velocidad de 125 kHz de reloj. Seguidamente se pone a nivel bajo el pin de CS, requisito para poder comunicar ambos dispositivos. A continuación, se envía el comando SDATACT (Stop Data Continuous Mode) con el objetivo de configurar el ADS1299-4 escribiendo en los registros disponibles. En el dispositivo de 4 canales con el que se está trabajando, los registros desde el CH5SET hasta el CH8SET no están disponibles. Para observar la configuración realizada y los bits de registro enviados al ADS1299-4, véase el apartado “Inicialización del ADS1299-4” del código en C++, disponible en el Anexo.

Una vez se ha escrito la configuración en los registros, mediante el comando RDATACT (Read Data Continuous Mode), se configura el conversor para entrar en el modo de lectura de datos continua, de acuerdo a hoja de especificaciones, disponible en [13].

Una vez se han creado las diferentes funciones de inicialización y configuración de los dispositivos, se comienza a trabajar en el bucle principal del programa. El programa se espera hasta que se conecte el bluetooth (mediante la interfaz de usuario diseñada en Matlab). Una vez el bluetooth se ha activado el programa continúa, comenzando a muestrear los datos que recibe por las entradas analógicas. Se lanza una interrupción cada vez que los datos están listos para ser leídos, es decir, cada vez que la señal DRDY se encuentra a nivel bajo. Como la frecuencia de muestreo seleccionada mediante los registros de configuración es de 250 SPS, el programa producirá interrupciones cada 4 ms. En cada interrupción, se envían los 15 bytes, desglosados de la siguiente manera: 3 bytes STATUS + 3 bytes CANAL1 + 3 bytes CANAL 2 + 3 bytes CANAL3 +3 bytes CANAL4.

A continuación se muestra un diagrama de flujo, con el objetivo de explicar de una manera más amigable y sencilla el funcionamiento del código.

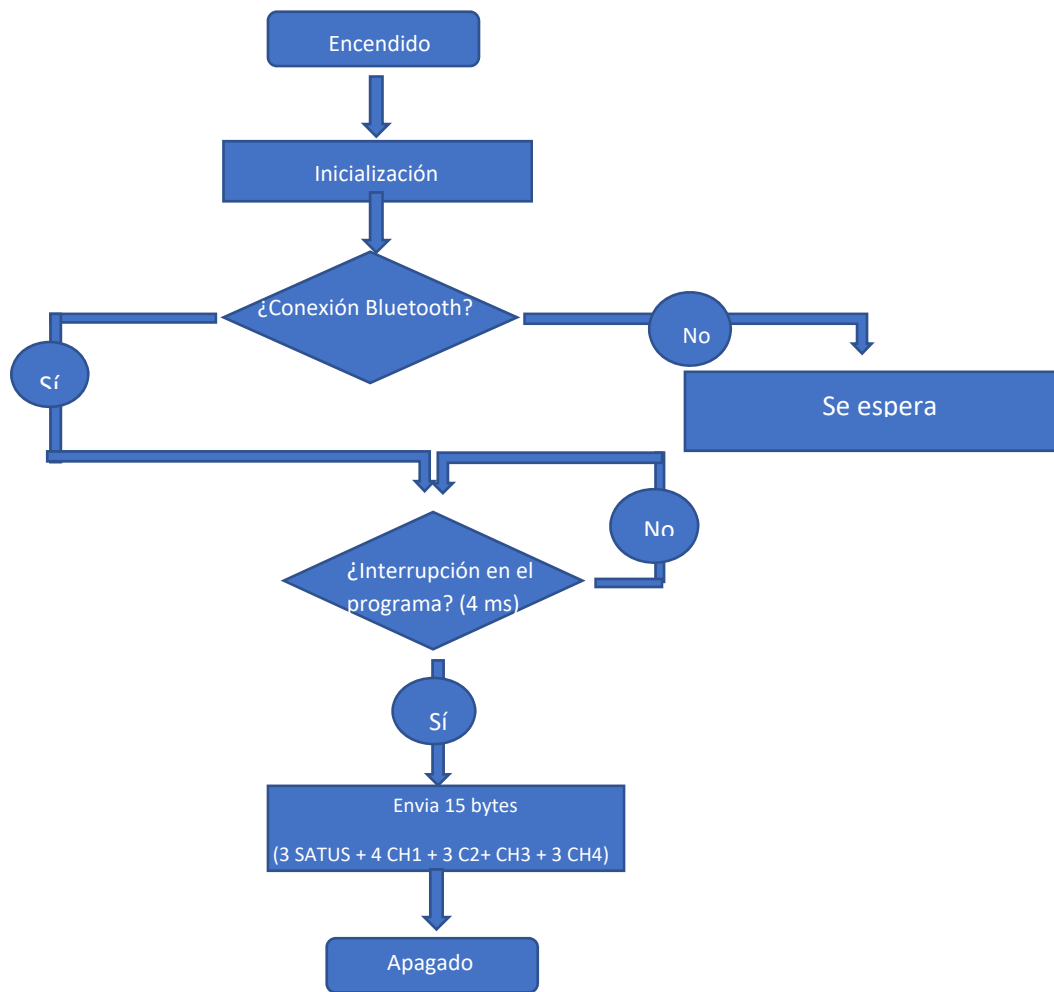


Figura41. Diagrama de flujo del código en C++. El rectángulo hace referencia a algún proceso que ocurre en el programa, el círculo indica inicio y final del diagrama, el rombo es el símbolo de decisión, mientras que las flechas son las líneas de flujo del programa.

El código completo en C++ se encuentra disponible en el Anexo.

3.6.2 Matlab

En primer lugar, se debe crear un objeto de la clase Bluetooth disponible en Matlab, capaz de recibir y enviar datos a los dispositivos Bluetooth cercanos. La creación del objeto se realiza mediante el siguiente comando:

```
B = Bluetooth ('RNBT-ED4C',1);
fopen(B);
```

Figura42. Creación objeto Bluetooth Matlab. Fragmento de código en Matlab para la creación del objeto Bluetooth. Como primer parámetro de entrada se introduce el nombre del dispositivo que queremos encontrar, que por defecto, es RNBT-ED4C. Como segundo parámetro se introduce el número del puerto que se desea crear, que se recomienda que sea el número 1. Mediante la función fopen se conecta el objeto con el dispositivo bluetooth, pidiendo una clave de acceso, que por defecto es 1234.

El objeto Bluetooth contiene una serie de parámetros modificables tales como el tamaño del buffer de salida, el tamaño de buffer de entrada o la cantidad tiempo que está conectado el módulo. Estos parámetros se modifican de acuerdo a la finalidad del sistema de electroencefalografía. Además, incorpora una serie de funciones capaces de enviar y leer los datos, como son write() y read(), respectivamente.

En la siguiente imagen se puede apreciar el formato de los datos de salida que proporciona el convertor A/D en la comunicación SPI:

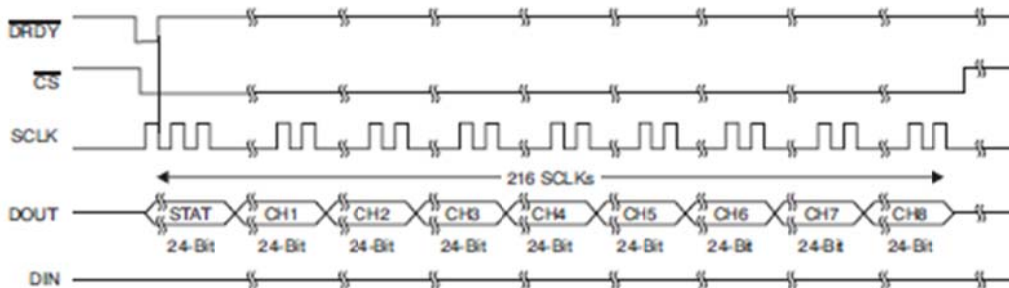


Figura43. Formato de los datos de salida en el bus SPI. Obtenido de [13]

Debido a que cada canal proporciona un valor de 24 bits, y en la comunicación SPI entre el integrado ADS1299-4 y el microcontrolador se envían y reciben los datos byte a byte, es decir, de 8 bits en 8 bits, ha sido necesario desarrollar un código capaz de recibir 3 bytes consecutivos para juntarlos en un único valor de 24 bits, mediante el uso de operaciones lógicas y desplazamientos de bits. Además, los datos digitalizados por el convertor están en formato Complemento a 2, para la representación del signo; por esto, es necesario realizar una conversión de los datos para pasarlos a decimal de una manera correcta. Para ello, se utiliza la función “dec2bin” disponible en las bibliotecas de Matlab, así como la función “bintwos2dec”, disponible en el Anexo

El código empleado, para un solo canal, se muestra a continuación:

```
%% ----- CANAL1 -----

datos(a+3) = bitshift(datos(a+3),16);
datos(a+4) = bitshift (datos(a+4),8);
dl = bitor(datos(a+3), datos(a+4));
datos(a+5);
datos11 = bitor (dl,datos(a+5));
datos1(posicion)= datos11;
datos11 = dec2bin(datos11,24);
datos1(posicion) = bintwos2dec(datos11);

%Representacion grafica del canal1
plot(handles.axes1,datos1*1.5/2^23);
drawnow
```

Figura44. Recibir valores de 3 bytes Matlab. Fragmento de código en Matlab para la creación de variables de 24 bits a partir de 3 valores consecutivos de 8 bits enviados por el PIC.

Finalmente, para recibir los datos en orden, primero el STATUS, seguido de los 4 canales, es necesario asegurarse que el primer valor que almacena sea el correspondiente al STATUS, y no a cualquier otro valor. Para ello, buscamos en los datos recibidos el primer valor que vale en hexadecimal 'C0', que se corresponde con el primer byte del status, y a partir de ahí los datos ya están ordenados.

El código empleado en Matlab es el siguiente:

```
a = find(datos==192,1); %%para ver posicion del vector cuyo valor es C0 (status)
```

Figura45. Código para leer los datos en orden. Se guarda el valor de la posición del primer dato que vale 'C0' y se guarda en la variable a

3.6.2.1. Procesamiento de la señal

En primer lugar, se calcula el espectro en frecuencias de cada canal, a partir de la transformada de Fourier discreta. Para ello, se crean las siguientes variables:

```

Fs = 250;           % Frecuencia muestreo
T = 1/Fs;          % Periodo muestreo
L = 1000;          % Longitud de señal (numero Muestras)
t = (0:L-1)*T;     % Vector de tiempos
f = Fs*(0:(L/2))/L; % Vector de frecuencias para la fft
    
```

Figura46. Creación de variables para calcular la transformada de Fourier discreta

Una vez se han definido las variables, mediante el comando 'fft' se calcula la transformada de Fourier de la señal. Con el objetivo de no representar tanto los valores positivos como negativos, se calcula el módulo de la transformada mediante el comando 'abs'. Además, como la transformada de Fourier tiene la propiedad de ser simétrica, se evita representar todo el espectro de frecuencias, pues sería redundante. El código utilizado, para un solo canal, es el siguiente:

```

%% ----- CANAL 2 -----

Y2 = fft(datos2);
P22 = abs(Y2/L);
P12 = P22(1:L/2+1);
P12(2:end-1) = 2*P12(2:end-1);
axes(handles.axes6);
plot(handles.axes6, f, P12)
title('Espectro en frecuencia de datos2(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P12(f)|')
    
```

Figura47. Código utilizado para calcular el espectro en frecuencia de las señales obtenidas.

Por otro lado, con el objetivo de eliminar la componente de ruido procedente de la red eléctrica, se crea un filtro notch, capaz de eliminar la frecuencia de 50 Hz, así como la de 100 Hz, producida por el rectificado de la onda. Tal y como se observa en la Figura48, se utiliza el comando 'iirnotch' para la implementación de ambos filtros, mientras que para el propio filtrado de la señal se utiliza el comando 'filter'. Además, puede observarse en la Figura48, el código utilizado para para la representación de la señal filtrada.

```

%%Vamos a hacer un filtro notch
w01 = 50/(Fs/2); %%Fs/2 frecuencia maxima de la señal
bw1 = w01/5; %% Factor Q=5
w02 = 100/(Fs/2); |
bw2 = w02/5;
[numerador1,denominador1]=iirnotch(w01,bw1); %%Coeficientes filtro 50 Hz
[numerador2,denominador2]=iirnotch(w02,bw2); %%Coeficientes filtro 100 Hz

%%Ahora se va a filtrar cada uno de los canales y se va a representar el
%%canal filtrado

%%- - - - - CANAL1 - - - - -
datosifilt = filter (numerador1,denominador1,datos1);
datosifilt2 = filter(numerador2,denominador2,datosifilt);
axes(handles.axes1);
plot(handles.axes1,datosifilt2(100:length(datosifilt2))*1.5/2^23);
title('Canal 1 filtro rechazo banda 50 Hz')
xlabel('muestras')
ylabel('Tension (V)')

```

Figura48. Código utilizado para implementar los filtros paso-banda a 50Hz y 100 Hz, además de su posterior representación gráfica.

3.6.2.2 Interfaz gráfica de usuario

Para la representación de los 4 canales del electroencefalograma y su espectro en frecuencia, se ha utilizado la herramienta GUIDE de Matlab, que permite la creación de interfaces gráficas. Previamente se ha requerido cierto tiempo para el estudio y comprensión del funcionamiento de cada uno de los objetos que se pueden crear en la interfaz.

Así, se han escogido 8 objetos de la clase Axes (gráfica), y dos objetos PushButton, mediante los cuales, al ser pulsados, se iniciarán las acciones programadas en cada uno de ellos. El primer botón ('Lectura Datos') establece la conexión Bluetooth y la recepción de los datos desde el microcontrolador una vez se ha confirmado esta conexión. El segundo botón ('Filtro Notch 50 Hz') aplica un filtro de 50 Hz a cada uno de los canales, como se ha explicado anteriormente. También se vuelve a calcular el espectro en frecuencia de los canales para comprobar que, efectivamente, se ha conseguido eliminar esta componente no deseada.

Además, debido a que las primeras muestras que proporciona el ADS1299-4 suelen ser erróneas, debido, se cree, a la inicialización de los componentes hardware una vez que se alimenta el sistema, se eliminan las primeras 100 muestras, para que no alteren la visualización de la señal.

La interfaz gráfica, desde el editor GUIDE de Matlab, queda de la siguiente manera:

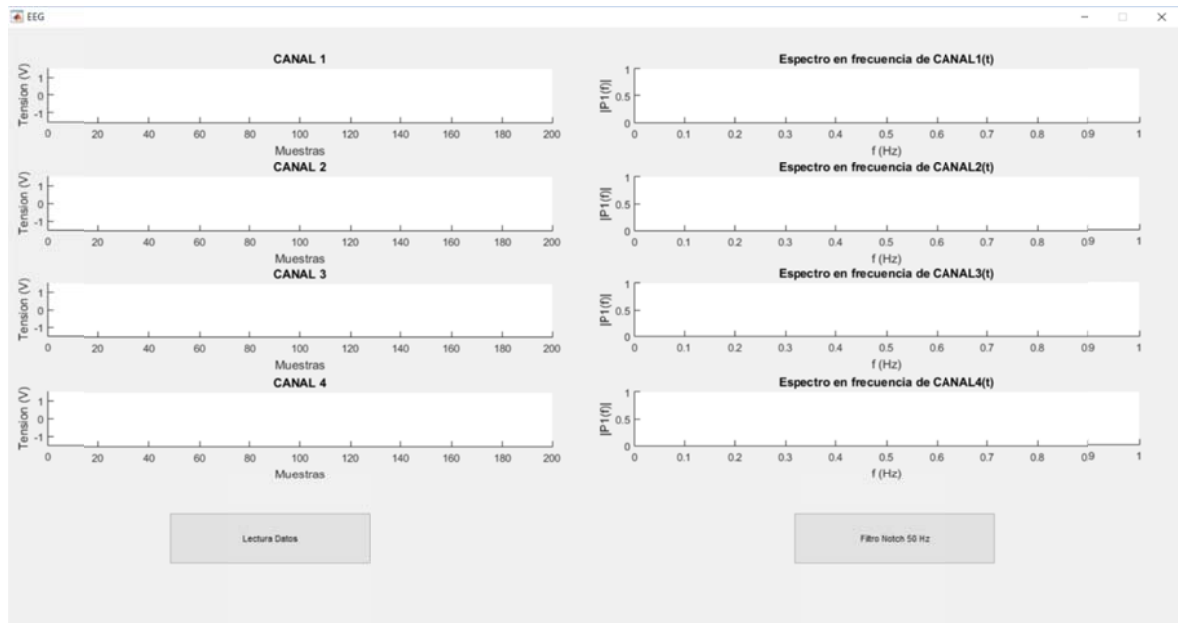


Figura49. Estructura de la interfaz gráfica de usuario.

Cuando el botón es presionado, se conecta el bluetooth, donde es necesario introducir el código de emparejamiento. Una vez el bluetooth se ha conectado, comienza el muestreo y el envío y recepción de los datos.

Para mayor detalle del código, véase el Anexo. El código además está comentado para un mayor entendimiento.

4 RESULTADOS

Para comprobar que el sistema funciona correctamente, primero se ha configurado para la representación en los 4 canales de la señal de test, propia en el integrado ADS1299-4. El resultado obtenido es una señal cuadrada de 2 Hz, frecuencia a la cual estaba configurada. Véase Figura50

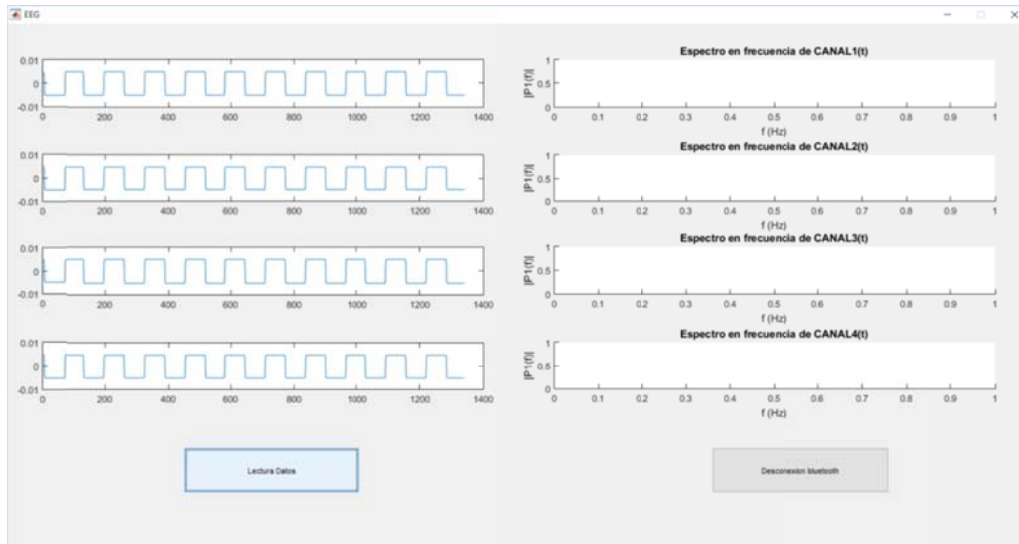


Figura50. Representación de las señales de test.

En segundo lugar, tras comprobar que el sistema funciona con la señal de test, mediante un generador de funciones se ha introducido una señal senoidal en cada canal, con el objetivo de observar si la representación era correcta. El resultado, tras aplicar el filtro notch, es el siguiente:

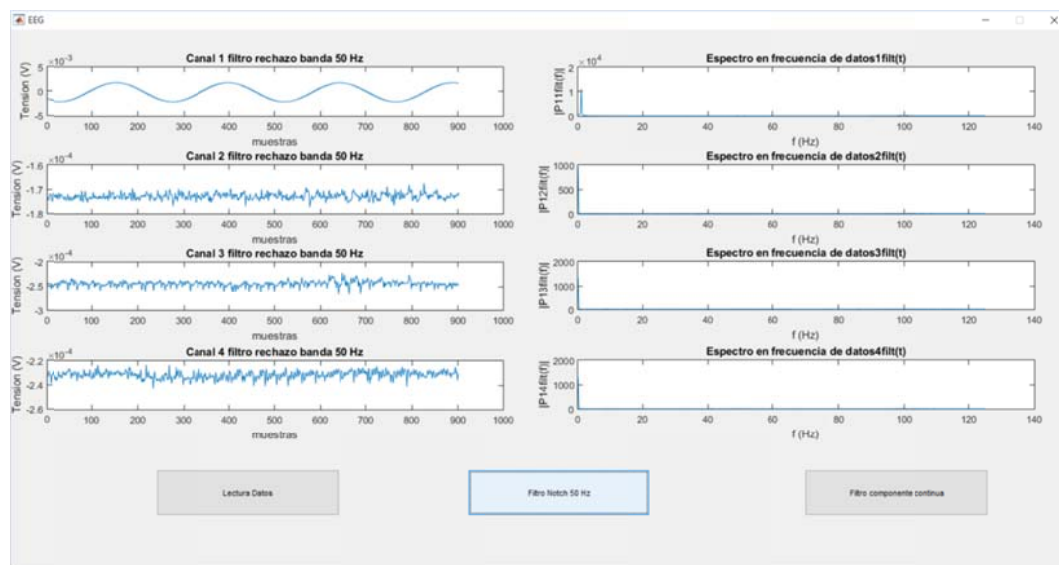


Figura51. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal1.

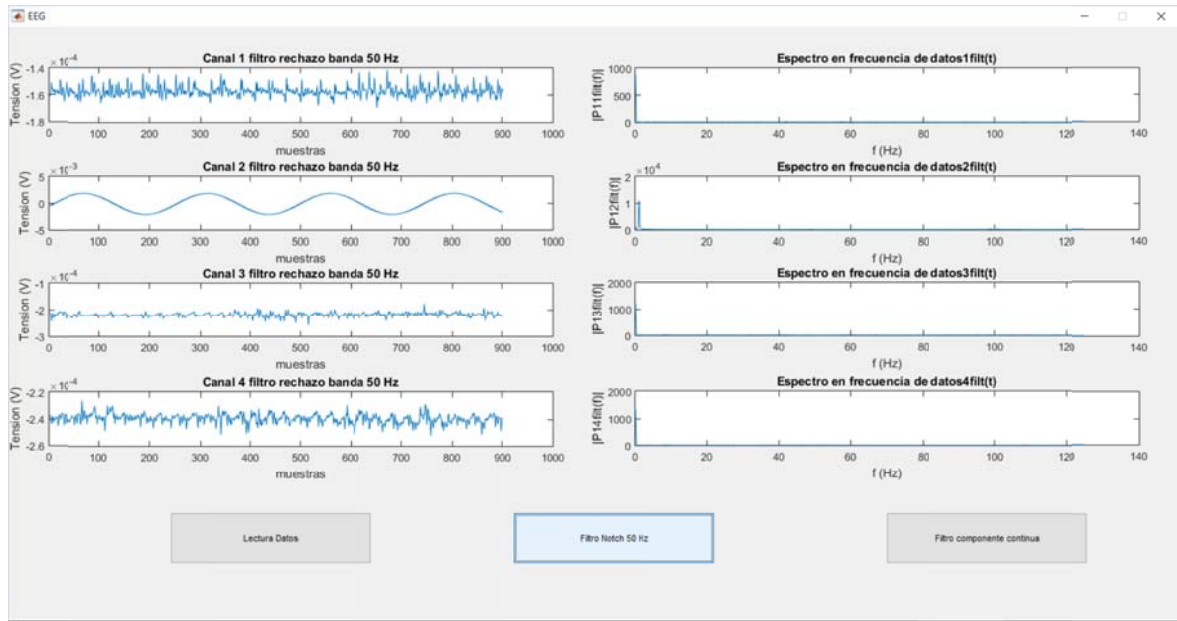


Figura52. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal 2

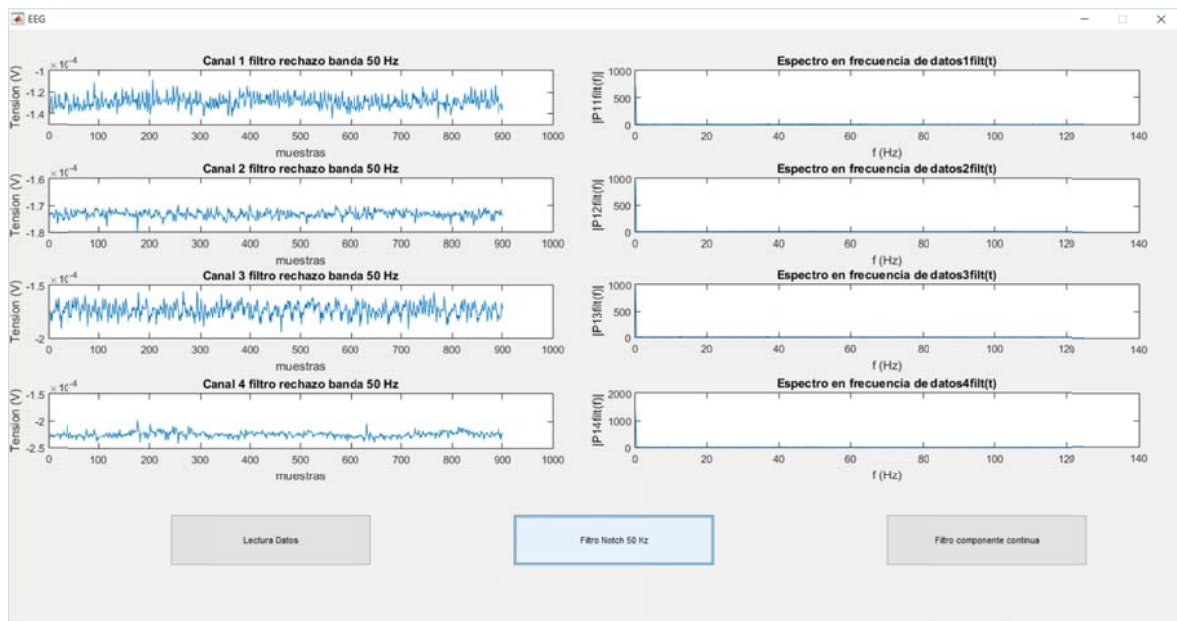


Figura53. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal 3

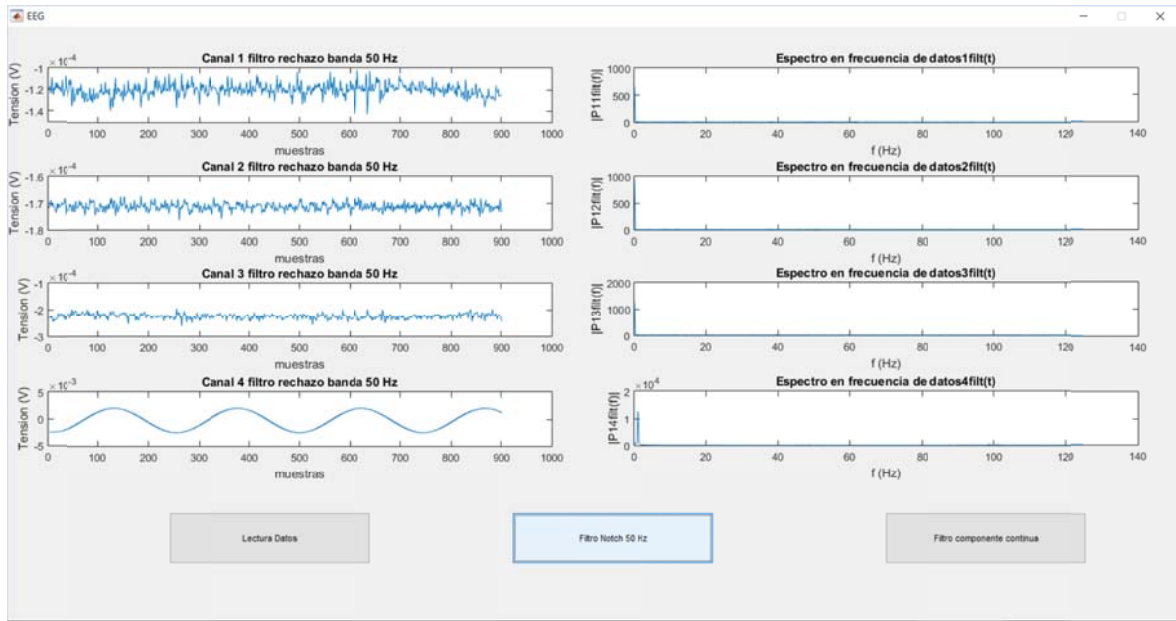


Figura54. Representación de la señal senoidal de 1 Hz mediante generador de funciones en el Canal 4

Como puede observarse en las figuras anteriores, el canal3 no proporciona una buena salida, mientras que el resto de canales sí que lo hacen. Cuando cada uno de los canales recibe la señal senoidal, el resto de los canales están cortocircuitados, con el objetivo de producir una señal igual a 0. En las imágenes anteriores puede parecer que aparecen algunas señales, pero hay que observar la escala de las señales en el eje de ordenadas (en V) para darse cuenta que los cambios observados se corresponden únicamente con cierto nivel de ruido, el cual no se consigue eliminar. En el espectro de frecuencias, se observa que la señal senoidal es de 1 Hz, tal y como estaba configurada en el generador.

Para el registro de las señales de electroencefalografía, se han colocado dos electrodos sobre la frente, y uno en el cuello, que realiza la función de referencia (alimentación activa). Véase Figura55.

El estudio se ha realizado en una situación de reposo con el paciente tumbado.



Figura55. Colocación de los electrodos para las medidas de electroencefalografía de cada uno de los canales.

Para la representación de la señal, se han obtenido 2500 muestras a una frecuencia de 250 Hz, lo que equivale a muestrear los datos durante 10 segundos. Para la medida de cada canal, los otros tres se han cortocircuitado con el objetivo de producir la menor señal posible. El resultado que se obtiene es el siguiente:

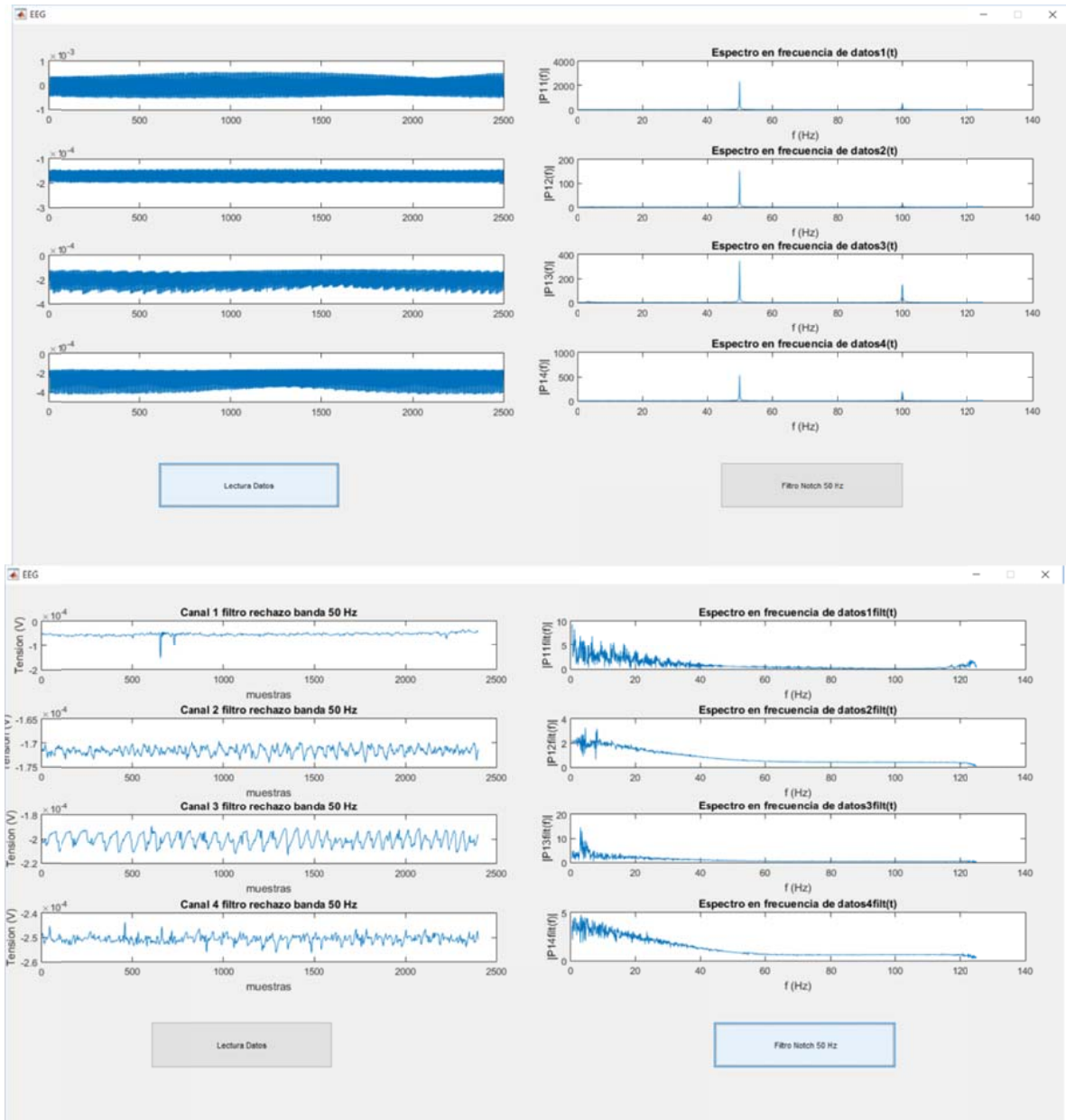


Figura56. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 1. La figura de arriba sin filtro notch, mientras que la figura de abajo se corresponde con la señal filtrada.



Figura57. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 2. La figura de arriba sin filtro notch, mientras que la figura de abajo se corresponde con la señal filtrada.



Figura58. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 3. La figura de arriba sin filtro notch, mientras que la figura de abajo se corresponde con la señal filtrada.



Figura59. Representación de señal de electroencefalografía en el CANAL 4. La figura de arriba sin filtro notch, mientras que la figura de abajo se corresponde con la señal filtrada.

Como puede observarse en las imágenes anteriores, la señal registrada en cada uno de los canales tiene un alto nivel de ruido a pesar de eliminar la componente de 50 Hz, tal y como se observa en el espectro en frecuencias de la señal filtrada. Además, la amplitud de la señal es muy pequeña, por lo que se debería configurar el sistema con una mayor ganancia.

Por último, se ha decidido medir un ECG en el canal 1, colocando los electrodos en mano derecha, mano izquierda y pie derecho, con el objetivo de observar cómo se visualiza este otro tipo de señal bioeléctrica. El resultado ha sido el siguiente, donde se pueden observar diferentes complejos QRS, aunque con un nivel muy elevado de ruido.

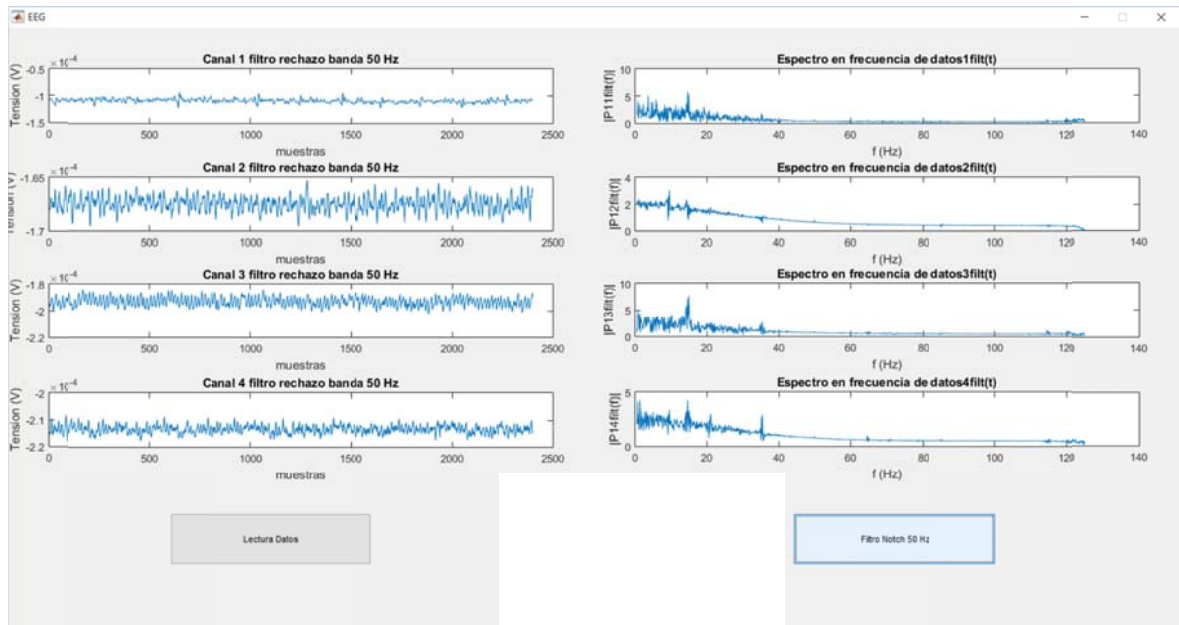


Figura60. Representación de señal de electrocardiografía en el Canal1

5 CONCLUSIONES

Como resultado final del proyecto se dispone de una placa de circuito impreso conectada mediante el bus SPI con otra placa consistente en un microcontrolador, además de un módulo de bluetooth y un regulador de tensión. Además, se dispone de una interfaz de usuario diseñada en Matlab que representa los cuatro canales, además de realizar un procesamiento de la señal, para representar el espectro en frecuencias, así como la implementación de un filtro paso-banda.

El dispositivo final queda de la siguiente manera:

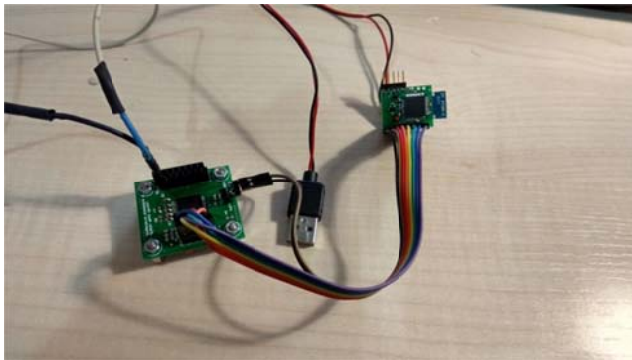


Figura61. Aspecto final del dispositivo de electroencefalografía

El resultado del trabajo, a pesar de las horas de dedicación y esfuerzo, no es óptimo, pues no se ha conseguido obtener una buena señal de EEG. Sin embargo, la gran cantidad de conocimientos nuevos adquiridos en las diferentes materias que trata este trabajo, como pueda ser la programación en C++ y manejar un microcontrolador, el aprender a utilizar el programa Eagle de diseño de placas de circuito impreso, llegando incluso a implementar un sistema de electroencefalografía desde cero, hacen que el trabajo suponga una experiencia inolvidable.

Para producir mejoras en el dispositivo, se debe configurar una ganancia mayor, ya que la señal está muy atenuada por la estructura del cráneo. Además, mediante técnicas de filtrado más específicas y sofisticadas, se debe tratar de eliminar todo el ruido observado en las señales. Por otro lado, mediante el encapsulamiento del dispositivo y su aislamiento con el exterior, se puede conseguir también eliminar gran cantidad de ruido. Otro aspecto a tener en cuenta y que puede mejorar las prestaciones del dispositivo, es utilizar el integrado ADS1299, de 8 canales en lugar de 4, además de realizar configuraciones en cascada entre diferentes dispositivos, mediante la configuración `Daysi_chain`, con el objetivo de aumentar el número de canales en gran medida.

En cuanto a la fabricación de la placa, hay que tener en cuenta que desde el envío del diseño hasta la fabricación de la misma por parte de la empresa ha transcurrido un intervalo de tiempo mayor a un mes, por lo que no es posible testear el software que se va diseñando hasta que no llega la placa y se sueldan los componentes. Además, esta placa no llegó en el periodo previsto, teniéndose que fabricar manualmente, para intentar cumplir los plazos.

El tiempo, factor omnipresente en cualquier proyecto, ha sido un claro contratiempo en el desarrollo del mismo, pues cualquier problema ocasionado durante las diferentes etapas del trabajo, provoca un retraso en la planificación inicial. Conforme avanzaba el proyecto han surgido nuevas ideas, sobre todo a nivel de software, que no han sido posibles llevarlas a la práctica.

Todas estas nuevas ideas de procesamiento de las señales a nivel de software, tales como calcular la potencia o la energía de la señal por subbandas de frecuencia y representarlás mediante un diagrama de barras, o como la representación de la señal mediante un mapa de color en una cabeza 3D, resolviendo previamente los problemas de ruido de la señal realizando un filtrado más eficaz, podrían conducir el proyecto hacia una perspectiva futura relacionada con las interfaces cerebro-computador (BCI), tal y como se ha planteado al principio del documento.

6 BIBLIOGRAFÍA/REFERENCIAS

- [1]: L. Drake, R., Wayne-Vogl, A., W.M.Mitchell, A. (2102), *Gray Anatomía Básica*. Barcelona: Elsevier.
- [2]: [4]: Sörnmo, L., Laguna, P. (2005). *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. A volume in Biomedical Engineering*. England: Elsevier.
- [3]: *Los lóbulos del cerebro y sus funciones (22/07/2009)*. Consultado el 14 de Junio, 2017, de <http://neuromarca.com/blog/los-lobulos-del-cerebro-y-sus-funciones/>
- [4]: Ferrero-Corral, J.M., Ferrero-De Loma Osorio, J.M, Saiz-Rodríguez, J., Arnau-Vives, A. (1994). *Bioelectrónica, Señales bioeléctricas*. Valencia: Servicio de publicaciones UPV
- [5]: *Electroencephalography (s.f)*. Consultado el 16 de Junio, 2017, de <http://www.bem.fi/book/13/13.htm#03>
- [6]: *Historia de las Neurociencias, visión de las neurociencias a través del tiempo y el arte (2010)*. Consultado el 12 de Junio, 2017, de <http://historianeurociencias.blogspot.com.es/2010/07/hans-berger-el-inventor-del.html>
- [7]: [10]: *Psicología de la visión - las ondas cerebrales (s.f)*. Consultado el 16 de Junio, 2017, de <http://www.ub.edu/pa1/node/130>
- [8]: Brain Treatment Center (2016). Consultado el 16 de Junio, 2017, de <http://www.mexicobtc.com.mx/eeg.html>
- [9]: G.Proakis, J., G.Manolakis, D. (2007). *Tratamiento digital de señales*. Madrid: Pearson educación
- [10]: *Bluetooth-wikipedia la enciclopedia libre (2017)*. Consultado el 20 de Junio, 2017, de <https://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [11]: *MedicalExpo Electroencefalógrafos (s.f)*. Consultado el 1 de Julio, 2017, de <http://www.medicaexpo.es/fabricante-medical/electroencefalografo-2716.html>
- [12]: *Neurosky. Body and Mind. Quantified (2017)*. Consultado el 1 de Julio, 2017, de <http://neurosky.com/>
- [13]: Hoja de especificaciones del convertor analógico-digital ADS1299 (s.f). Consultado por última vez el 3 de Julio, 2017. Obtenido de https://www.google.es/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKewiQrtLTve_UAhWDXBoKHUEPBhUQFggTMAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ti.com%2Fflit%2Fds%2Fsymmlink%2Fads1299.pdf&usg=AFQjCNFX36AXzRSHs2dPZcQ-2hnwCPp1w
- [14]: Hoja de especificaciones del microcontrolador PIC24FJ32GA004 (s.f). Consultado por última vez el 27 de julio, 2017. Obtenido de <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/PIC24FJ32GA004>

[15]: Hoja de especificaciones del módulo bluetooth RN-42 (s.f). Consultado por última vez el 27 de Julio, 2017. Obtenido de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/rn-42-ds-v2.32r.pdf>

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL REGISTRO MULTICANAL DE EEG

Documento 2

PRESUPUESTO

Pablo Abad Pérez, Ingeniería Biomédica

Curso 2016/2017

1. PRESUPUESTO DEL DISPOSITIVO EEG

El objetivo del presupuesto es conocer cuál es el coste total de proyecto realizado, así como justificar todo ese precio.

1.1 Cuadro de precios Mano de Obra

El precio de mano de obra representa el precio de cada uno de los operarios del proyecto, por lo tanto, en este caso, va a representar el coste por hora de un graduado en Ingeniería Biomédica.

Los créditos del Trabajo Final de Grado son 12, por lo que partimos de que la duración del trabajo realizado es de alrededor de 300 horas, divididas en horas dedicadas al diseño y la fabricación del sistema, además del diseño del software.

Se establece un promedio de 15 euros por hora trabajada para un estudiante de último curso y a punto de obtener el título de graduado en Ingeniería Biomédica.

Coste graduado en Ingeniería Biomédica

$$\frac{15 \text{ euros}}{\text{hora}} \times 300 \text{ horas} = 4500 \text{ euros}$$

<u>Descripción</u>	<u>Coste (€/hora)</u>	<u>Horas (h)</u>	<u>Coste (€)</u>
<u>Mano de obra Ingeniero Biomédico</u>	15	300	4500

1.3 Cuadro de precios unitarios

En este apartado se indica cuánto cuesta cada unidad de obra, donde aparece la descripción de cada unidad y su precio, expresado en letra y en cifras. Estos precios unitarios se obtienen a partir de los precios descompuestos, que se encuentran a continuación.

Unidad de obra 1	Precio
Diseño teórico del esquemático y creación de la PCB mediante software Eagle Autocad. Redacción del documento.	2115,75 €
Unidad de obra 2	Precio
Desarrollo e implementación física de la placa y del sistema conjunto	919,25 €
Unidad de obra 3	Precio
Creación de los diferentes códigos de software necesario para la comunicación inalámbrica, el control de los dispositivos, así como la representación final de la señal.	2441,25 €

1.4 Cuadro de precios descompuestos

Unidad de obra 1

Diseño teórico del esquemático y de la PCB mediante software Eagle Autocad. Redacción del documento

DESCRPCIÓN	COSTE	MEDICIÓN	IMPORTE (€)
<u>Hardware y Software</u>			
Ordenador ASUS N56V	0.5 €/h	130 h	65
Eagle Autocad	Licencia gratuita UPV	1 ud	0
<u>Mano de obra</u>			
Ingeniero Biomédico	15 €/h	130 h	1950
<u>Medios auxiliares</u>			
		2 %	40,3
<u>Costes indirectos</u>			
		3%	60,45
TOTAL			2115,75

Unidad de obra 2

Desarrollo e implementación física de la placa y del sistema

DESCRPCIÓN	COSTE(€)	MEDICIÓN	IMPORTE (€)
<i><u>Hardware y Software</u></i>			
ADS1299-4	30,39	1 ud	30,39
Resistencias	0,2	5 ud x 2 placas	2
Condensadores	0,4	8 ud x 2 placas	6,4
Casco de electrodos	500	1 ud	500
Placa integra PIC, bluetooth y regulador detensión	30	1 ud	30
Placa fotosensible	2,7	1 ud	2,7
Fabricación empresa externa	20 €/10 ud	2 ud	4
<i><u>Mano de obra</u></i>			
Ingeniero Biomédico	15 €/h	20 h	300
<i><u>Medios auxiliares</u></i>			
		2 %	17,50
<i><u>Costes indirectos</u></i>			
		3%	26,26
TOTAL			919,25

Unidad de obra 3

Creación de los diferentes códigos de software necesario para la comunicación inalámbrica, el control de los dispositivos, así como la representación final de la señal.

DESCRPCIÓN	COSTE (€)	MEDICIÓN	IMPORTE (€)
<u>Hardware y Software</u>			
Matlab	Licencia gratuita UPV	1 ud	0
Ordenador ASUS N56V	0.5 €/h	150 h	75
<u>Mano de obra</u>			
Ingeniero Biomédico	15 €/h	150 h	2.250
<u>Medios auxiliares</u>			
		2 %	46,5
<u>Costes indirectos</u>			
		3%	69,75
TOTAL			2441,25

1.5 Presupuesto base de licitación

Resumen unidades de obra	Importe (€)
<u>Unidad de obra 1</u> - Diseño teórico del esquemático y de la PCB mediante software Eagle Autocad	2115,75
<u>Unidad de obra 2</u> - Desarrollo e implementación física de la placa y del sistema	919,25
<u>Unidad de obra 3</u> - Creación de los diferentes códigos de software necesario para la comunicación inalámbrica, el control de los dispositivos, así como la representación final de la señal.	2441,25
TOTAL EJECUCIÓN MATERIAL	5476,25
15 % GASTOS GENERALES	821,43
6% BENEFICIO INDUSTRIAL	328,58
TOTAL EJECUCIÓN POR CONTRATA	6626,26
21% IVA	1391,51
TOTAL BASE DE LICITACIÓN	8017,77

El presupuesto asciende a la cantidad de: **OCHO MIL CIENTO SIETE CON SETENTA Y SIETE EUROS**

2. PRESUPUESTO DE SERIE DE FABRICACIÓN

A la hora de producir el sistema de Electroencefalografía, como sistema electrónico que es, resulta mucho más rentable la producción de una serie de dispositivos en lugar de uno solo. Por ello, en el siguiente apartado, se va a exponer el presupuesto para la creación de una supuesta serie de 100 dispositivos.

2.1 Cuadro de precios Mano de Obra

Se va a considerar la misma mano de obra que en el caso anterior, pero en este caso se va a añadir a un operario o técnico de laboratorio para la realización de las tareas de implementación física de la placa así como el funcionamiento del sistema.

Se va a establecer un precio de 8€ por cada hora trabajada para un operario de laboratorio en electrónica. Como se había indicado una medición de 50 horas para la implementación física de un solo sistema de electroencefalografía, al estar tratando con un trabajador más experimentado en este ámbito, con más experiencia y al tratarse de la producción de 100 unidades, se va a suponer un tiempo total de trabajo de 450 horas.

Por otro lado, se va a suponer únicamente el uso de un solo casco de electrodos, y se mandará el diseño de la PCB utilizada del departamento (PIC, bluetooth y regulador de tensión) a la empresa externa de fabricación de PCB para su fabricación; además de no incluir el presupuesto de la placa fabricada en el laboratorio, pues se va a usar únicamente aquella fabricada por la empresa externa.

Coste operario de laboratorio en Electrónica

$$\frac{10 \text{ euros}}{\text{hora}} \times 450 \text{ horas} = 3600 \text{ euros}$$

<u>Descripción</u>	<u>Coste (€/hora)</u>	<u>Horas (h)</u>	<u>Coste (€)</u>
<u>Mano de obra Operario de laboratorio</u>	10	450	4500

2.3 Cuadro de precios unitarios

Unidad de obra 1	Precio
Diseño teórico del esquemático y creación de la PCB mediante software Eagle Autocad	1704,3
Unidad de obra 2	Precio
Desarrollo e implementación física de los 100 dispositivos	57.580, 73
Unidad de obra 3	Precio
Creación de los diferentes códigos de software necesario para la comunicación inalámbrica, el control de los dispositivos, así como la representación final de la señal.	1575

2.4 Cuadro de precios descompuestos

Unidad de obra 1

Diseño teórico del esquemático y de la PCB mediante software Eagle Autocad

DESCRPCIÓN	COSTE	MEDICIÓN	IMPORTE (€)
<u>Hardware y Software</u>			
Ordenador ASUS N56V	0,5€/h	130 h	65
Eagle Autocad	Licencia gratuita UPV	1 ud	0
<u>Mano de obra</u>			
Ingeniero Biomédico	15 €/h	130 h	1950
<u>Medios auxiliares</u>			
		2 %	40,3
<u>Costes indirectos</u>			
		3%	60,45
TOTAL			1704,3

Unidad de obra 2

Desarrollo e implementación física de las placas y del sistema

DESCRPCIÓN	COSTE	MEDICIÓN	IMPORTE (€)
<i><u>Hardware y Software</u></i>			
ADS1299-4	30,39 €/ud	100 ud	30,39
Resistencias	0,2 €/ud	5 ud x 100 dispositivos	2
Condensadores	0,4 €/ud	8 ud x 100 dispositivos	6,4
Casco de electrodos	500 €/ud	100 ud	50.000
Placa integra PIC, bluetooth y regulador detensión. Fabricación empresa externa	30 €/ud	100 ud	3.000
<i><u>Mano de obra</u></i>			
Ingeniero Biomédico	15 €/h	20 h	1800
<i><u>Medios auxiliares</u></i>			
		2 %	1096,78
<i><u>Costes indirectos</u></i>			
		3%	1645,16
TOTAL			57.580, 73

Unidad de obra 3

Creación de los diferentes códigos de software necesario para la comunicación inalámbrica, el control de los dispositivos, así como la representación final de la señal.

DESCRPCIÓN	COSTE	MEDICIÓN	IMPORTE (€)
<u>Hardware y Software</u>			
Matlab	Licencia gratuita UPV	1 ud	0 €
<u>Mano de obra</u>			
Técnico laboratorio	10 €/h	150 h	1500 €
<u>Medios auxiliares</u>			
		2 %	30
<u>Costes indirectos</u>			
		3%	45
TOTAL			1575

2.5 Presupuesto base de licitación

Resumen unidades de obra	Importe
<u>Unidad de obra 1</u> - Diseño teórico del esquemático y de la PCB mediante software Eagle Autocad	1704,3
<u>Unidad de obra 2</u> - Desarrollo e implementación física de la placa y del sistema	57.580,73
<u>Unidad de obra 3</u> - Creación de los diferentes códigos de software necesario para la comunicación inalámbrica, el control de los dispositivos, así como la representación final de la señal.	1575
TOTAL EJECUCIÓN MATERIAL	60.860,03
15 % GASTOS GENERALES	9.129
6% BENEFICIO INDUSTRIAL	3.651,6
TOTAL EJECUCIÓN POR CONTRATA	73.640,63
21% IVA	15.464,53
TOTAL BASE DE LICITACIÓN	89.105,16

El presupuesto de la serie de fabricación de 100 dispositivos asciende a la cantidad de:

OCHENTA Y NUEVE MIL CIENTO CINCO CON DIECISEIS EUROS

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL REGISTRO MULTICANAL DE EEG

Documento 3

PLIEGO DE CONDICIONES

Pablo Abad Pérez, Ingeniería Biomédica

Curso 2016/2017

1. PLIEGO DE CONDICIONES GENERALES

1.1 Descripción del proyecto

El proyecto consiste en el diseño y el desarrollo de un sistema multicanal para el registro de señales de electroencefalografía, con el objetivo de poder detectar las señales eléctricas provenientes de los potenciales post-sinápticos de las células nerviosas de la corteza cerebral. Para la realización del proyecto se han seguido los siguientes pasos:

1. El primer paso del procedimiento consiste en la realización del diseño teórico de las diferentes conexiones del circuito eléctrico a implementar. Para ello, es necesario documentarse sobre el funcionamiento de cada uno de los 64 pines que ofrece el componente ADS1299 de la compañía Texas Instrument. Más tarde, una vez comprendido la funcionalidad de cada uno de los pines, se debe establecer las conexiones entre los diferentes pines, alimentación, masa y conexión SPI con el microcontrolador PIC24FJ, de acuerdo a las especificaciones del Datasheet, con los valores de los diferentes componentes necesarios.
2. Seguidamente, se debe realizar la implementación física del circuito, creando las diferentes líneas eléctricas de conexión para el correcto funcionamiento del sistema.
3. Esta fase se corresponde con la creación del código necesario tanto el entorno de C++, como para la creación de la interfaz gráfica de usuario en el software Matlab, capaz de realizar además la conexión Bluetooth y la transmisión y representación gráfica de las señales bioeléctricas registradas, así como el posterior procesado de las mismas, obteniendo el espectro de frecuencias.

El sistema, una vez implementado, pretende ser una alternativa comercial en el mercado actual, caracterizado por su bajo precio, comodidad y facilidad de uso. Para ello, se deben seguir las normas indicadas en el mercado CE, con el objetivo de su homologación y su posterior comercialización. Pueden observarse los aspectos más importantes del mercado CE en el Anexo4.

1.2 Listado de componentes

En el siguiente apartado se exponen los diferentes componentes necesarios para la creación del sistema de electroencefalografía digital

<u>Componente</u>	<u>Cantidad (ud)</u>	
Resistencias	1000 k Ω	1 x 2 placas
	10 k Ω	4 x 2 placas
Condensadores	15nF	1 x 2 placas
	10 nF	1 x 2 placas
	1 nF	3 x 2 placas
	0.1 nF	1 x 2 placas
	100 nF	1 x 2 placas
Ordenador ASUS N56V	1	
Casco de electrodos	1	
Componente ADS1299	1 x 2 placas	
Módulo RN-42	1	
Batería externa	1	

2. PLIEGO DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

2.1 Especificaciones del material

En el siguiente apartado se procede a indicar las características más importantes de los materiales empleados para la implementación del sistema.

Componente ADS1299-4

Características	Convertor analógico-digital de bajo ruido, 4 canales para uso en electroencefalografía	
Dimensiones	Ancho	10 mm \pm 0,2 mm
	Largo	10 mm \pm 0,2 mm
	Espesor	1 mm \pm 0,5 mm

Condensadores (Cerámica)

Características	Tolerancia	\pm 10%
	Encapsulado	1210 [Métrica 3225]
	Tensión nominal	200 V
	Rango del producto	Serie MC
	Material	Cerámica

Resistencias

Características	Tolerancia	+ - 1%
	Encapsulado	0603 [Métrica 1608]
	Tensión nominal	50 V
	Rango del producto	Serie RC
	Coefficiente de temperatura	+ - 100 ppm/°C
	Potencia nominal	100 mW

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL REGISTRO MULTICANAL DE EEG

Documento 4

ANEXOS


Pablo Abad Pérez, Ingeniería Biomédica

Curso 2016/2017

1. MANUAL COMPONENTES

1.1 ADS1299-4

Para la realización del proyecto ha sido necesario el estudio y la comprensión de cada uno de los pines que conforman el integrado ADS1299. Debido a ello, y a consecuencia de la elevada extensión del documento, se adjunta únicamente la primera página de la hoja de especificaciones del mismo, propiedad de la compañía Texas Instrument. Para el *datasheet* completo véase [11].



**TEXAS
INSTRUMENTS**

ADS1299, ADS1299-4, ADS1299-6
SBAS499C – JULY 2012 – REVISED JANUARY 2017

ADS1299-x Low-Noise, 4-, 6-, 8-Channel, 24-Bit, Analog-to-Digital Converter for EEG and Biopotential Measurements

1 Features

- Up to Eight Low-Noise PGAs and Eight High-Resolution Simultaneous-Sampling ADCs
- Input-Referred Noise: 1 μV_{PP} (70-Hz BW)
- Input Bias Current: 300 pA
- Data Rate: 250 SPS to 16 kSPS
- CMRR: -110 dB
- Programmable Gain: 1, 2, 4, 6, 8, 12, or 24
- Unipolar or Bipolar Supplies:
 - Analog: 4.75 V to 5.25 V
 - Digital: 1.8 V to 3.6 V
- Built-In Bias Drive Amplifier, Lead-Off Detection, Test Signals
- Built-In Oscillator
- Internal or External Reference
- Flexible Power-Down, Standby Mode
- Pin-Compatible with the [ADS129x](#)
- SPI-Compatible Serial Interface
- Operating Temperature Range: -40°C to +85°C

2 Applications

- Medical Instrumentation Including:
 - Electroencephalogram (EEG) Study
 - Fetal Electrocardiography (ECG)
 - Sleep Study Monitor
 - Bispectral Index (BIS)
 - Evoked Audio Potential (EAP)

3 Description

The ADS1299-4, ADS1299-6, and ADS1299 devices are a family of four-, six-, and eight-channel, low-noise, 24-bit, simultaneous-sampling delta-sigma ($\Delta\Sigma$) analog-to-digital converters (ADCs) with a built-in programmable gain amplifier (PGA), internal reference, and an onboard oscillator. The ADS1299-x incorporates all commonly-required features for extracranial electroencephalogram (EEG) and electrocardiography (ECG) applications. With its high levels of integration and exceptional performance, the ADS1299-x enables the creation of scalable medical instrumentation systems at significantly reduced size, power, and overall cost.

The ADS1299-x has a flexible input multiplexer per channel that can be independently connected to the internally-generated signals for test, temperature, and lead-off detection. Additionally, any configuration of input channels can be selected for derivation of the patient bias output signal. Optional SRB pins are available to route a common signal to multiple inputs for a referential montage configuration. The ADS1299-x operates at data rates from 250 SPS to 16 kSPS. Lead-off detection can be implemented internal to the device using an excitation current sink or source.

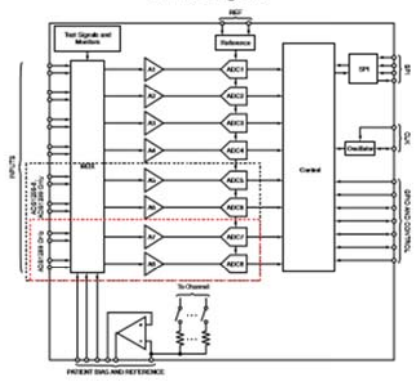
Multiple ADS1299-4, ADS1299-6, or ADS1299 devices can be cascaded in high channel count systems in a daisy-chain configuration. The ADS1299-x is offered in a TQFP-64 package specified from -40°C to +85°C.

Device Information⁽¹⁾


PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
ADS1299-x	TQFP (64)	10.00 mm x 10.00 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Block Diagram



The block diagram illustrates the internal architecture of the ADS1299-x. It shows a central 'Digital Core' block connected to multiple 'ADCs' (Analog-to-Digital Converters). Each ADC is preceded by a 'PGA' (Programmable Gain Amplifier). The input stage consists of an 'Input Multiplexer' that selects between various input sources, including 'Test Signals and Monitor', 'Internal Reference', and 'Patient Bias and Reference'. The diagram also shows the connection to the 'SPI' interface and the 'Digital Core' output pins.

 An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

1.2 PIC24GJ32GA004



PIC24FJ64GA004 FAMILY

28/44-Pin General Purpose, 16-Bit Flash Microcontrollers

High-Performance CPU

- Modified Harvard Architecture
- Up to 16 MIPS Operation @ 32 MHz
- 8 MHz Internal Oscillator with 4x PLL Option and Multiple Divide Options
- 17-Bit by 17-Bit Single-Cycle Hardware Multiplier
- 32-Bit by 16-Bit Hardware Divider
- 16-Bit x 16-Bit Working Register Array
- C Compiler Optimized Instruction Set Architecture:
 - 76 base instructions
 - Flexible addressing modes
- Two Address Generation Units (AGUs) for Separate Read and Write Addressing of Data Memory

Special Microcontroller Features

- Operating Voltage Range of 2.0V to 3.6V
- 5.5V Tolerant Input (digital pins only)
- High-Current Sink/Source (18 mA/18 mA) on All I/O Pins
- Flash Program Memory:
 - 10,000 erase/write
 - 20-year data retention minimum
- Power Management modes:
 - Sleep, Idle, Doze and Alternate Clock modes
 - Operating current: 650 μ A/MIPS, typical at 2.0V
 - Sleep current: 150 nA, typical at 2.0V
- Fail-Safe Clock Monitor (FSCM) Operation:
 - Detects clock failure and switches to on-chip, low-power RC oscillator
- On-Chip, 2.5V Regulator with Tracking mode
- Power-on Reset (POR), Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Flexible Watchdog Timer (WDT) with On-Chip, Low-Power RC Oscillator for Reliable Operation
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) and In-Circuit Debug (ICD) via 2 Pins
- JTAG Boundary Scan Support


Analog Features

- 10-Bit, up to 13-Channel Analog-to-Digital Converter:
 - 500 ksps conversion rate
 - Conversion available during Sleep and Idle
- Dual Analog Comparators with Programmable Input/Output Configuration

Peripheral Features

- Peripheral Pin Select (PPS):
 - Allows independent I/O mapping of many peripherals
 - Up to 26 available pins (44-pin devices)
 - Continuous hardware integrity checking and safety interlocks prevent unintentional configuration changes
- 8-Bit Parallel Master/Slave Port (PMP/PSP):
 - Up to 16-bit multiplexed addressing, with up to 11 dedicated address pins on 44-pin devices
 - Programmable polarity on control lines
- Hardware Real-Time Clock/Calendar (RTCC):
 - Provides clock, calendar and alarm functions
- Programmable Cyclic Redundancy Check (CRC)
- Two 3-Wire/4-Wire SPI modules (support 4 Frame modes) with 8-Level FIFO Buffer
- Two I²C™ modules Support Multi-Master/Slave mode and 7-Bit/10-Bit Addressing
- Two UART modules:
 - Supports RS-485, RS-232, and LIN/J2602
 - On-chip hardware encoder/decoder for IrDA®
 - Auto-wake-up on Start bit
 - Auto-Baud Detect
 - 4-level deep FIFO buffer
- Five 16-Bit Timers/Counters with Programmable Prescaler
- Five 16-Bit Capture Inputs
- Five 16-Bit Compare/PWM Outputs
- Configurable Open-Drain Outputs on Digital I/O Pins
- Up to 3 External Interrupt Sources

1.3 RNBT-42





MICROCHIP

RN42/RN42N

Class 2 Bluetooth® Module with EDR Support

Features

- Fully qualified Bluetooth® version 2.1 module, supports version 2.1 + Enhanced Data Rate (EDR)
- ASCII command interface over UART
- Postage-stamp-sized form factor:
 - RN42: 13.4 x 25.8 x 2.4 mm
 - RN42N: 13.4 x 20.5 x 2.4 mm
- Low-power (26 µA sleep, 3 mA connected, 30 mA transmit)
- UART (SPP or HCI) and USB (HCI only) data connection interfaces
- Sustained SPP data rates: 240 Kbps (Slave mode), 300 Kbps (Master mode)
- HCI data rates: 1.5 Mbps sustained, 3.0 Mbps burst in HCI mode
- Embedded Bluetooth stack profiles include: GAP, SDP, RFCOMM, L2CAP protocols, with SPP, HID, and DUN profile support (does not require any host stack).
- Bluetooth SIG qualified, end product listing
- Castellated SMT pads for easy and reliable PCB mounting
- Class 2 power amplifier with on-board PCB trace antenna (RN42) or external antenna (RN42N)
- Compliance (RN42)
 - Modular Certified for the United States (FCC) and Canada (IC)
 - European R&TTE Directive Assessed Radio Module
 - Australia/New Zealand/Japan/Korea/Taiwan
 - Bluetooth SIG QDID
- Integrated Crystal, Internal Voltage Regulator,

Matching Circuitry, Power Amplifier, Low Noise, Memory Amplifier and PCB Antenna

- Easy Integration into Final Product - Minimize Product Development, Quicker Time to Market
- Compatible with Microchip Microcontroller Families (PIC16F, PIC18F, PIC24F/H, dsPIC33 and PIC32)
- Up to 10 meter range

Applications

- Cable replacement
- Barcode scanners
- Measurement and monitoring systems
- Industrial sensors and controls
- Medical devices

RN42/RN42N Module Variants ⁽¹⁾			
Model	Antenna	Firmware	Description
RN42	Integral	4.77, 6.15	Class 2, 2.1+EDR, SPP profile
RN42HCI	Integral	N/A	Class 2, 2.0+EDR, HCI over UART
RN42HID	Integral	6.11	Class 2, 2.1+EDR, HID and SPP profiles
RN42U	Integral	N/A	Class 2, 2.0+EDR, HCI over USB
RN42APL	Integral	5.36, 5.43, 5.45	Class 2, 2.1+EDR, SPP & MFi profiles
RN42N	External	4.77, 6.15	Class 2, 2.1+EDR, SPP profile
RN42NHCI	External	N/A	Class 2, 2.0+EDR, HCI over UART
RN42NHID	External	6.11	Class 2, 2.1+EDR, HID and SPP profiles
RN42NU	External	N/A	Class 2, 2.0+EDR, HCI over USB
RN42NAPL	External	5.36, 5.43, 5.45	Class 2, 2.1+EDR, SPP & MFi profiles

Note 1: For customer part numbers, see Section 4.0 "Ordering Information". Information on firmware versions can be found on the RN42/RN42N product web page and the "Bluetooth Data Module Command Reference and Advanced Information User's Guide".

© 2015 Microchip Technology Inc.

DS00002328A-page 1

2. ESQUEMÁTICO Y PLACA DE CIRCUITO IMPRESO

En este apartado se puede observar con mayor detalle el esquemático diseñado en el *software* Eagle Autocad®, con los componentes empleados para las conexiones y sus respectivos valores.

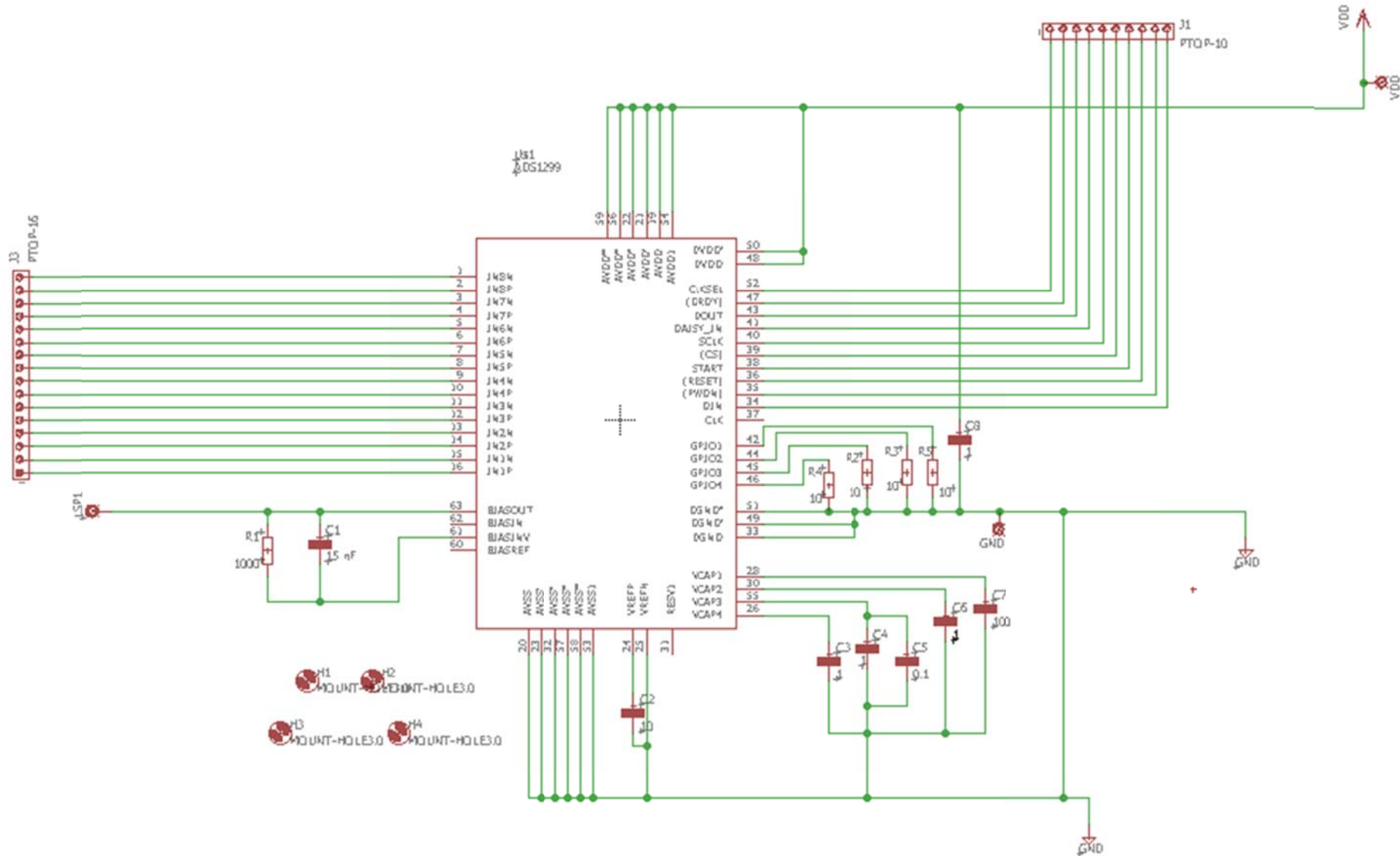
El documento 2.1 se corresponde con el esquemático, donde se pueden observar las conexiones entre los diferentes pines, y los componentes utilizados, así como sus valores.

Por otro lado, el documento 2.2 se corresponde con la totalidad de la placa de circuito impreso diseñada, donde se puede observar las diferentes pistas y los componentes.

Por último, el documento 2.3 se corresponde también con la placa de circuito impreso. La diferencia es que aquí se puede observar con un mayor detalle el nombre, la colocación y el valor de cada uno de los componentes.

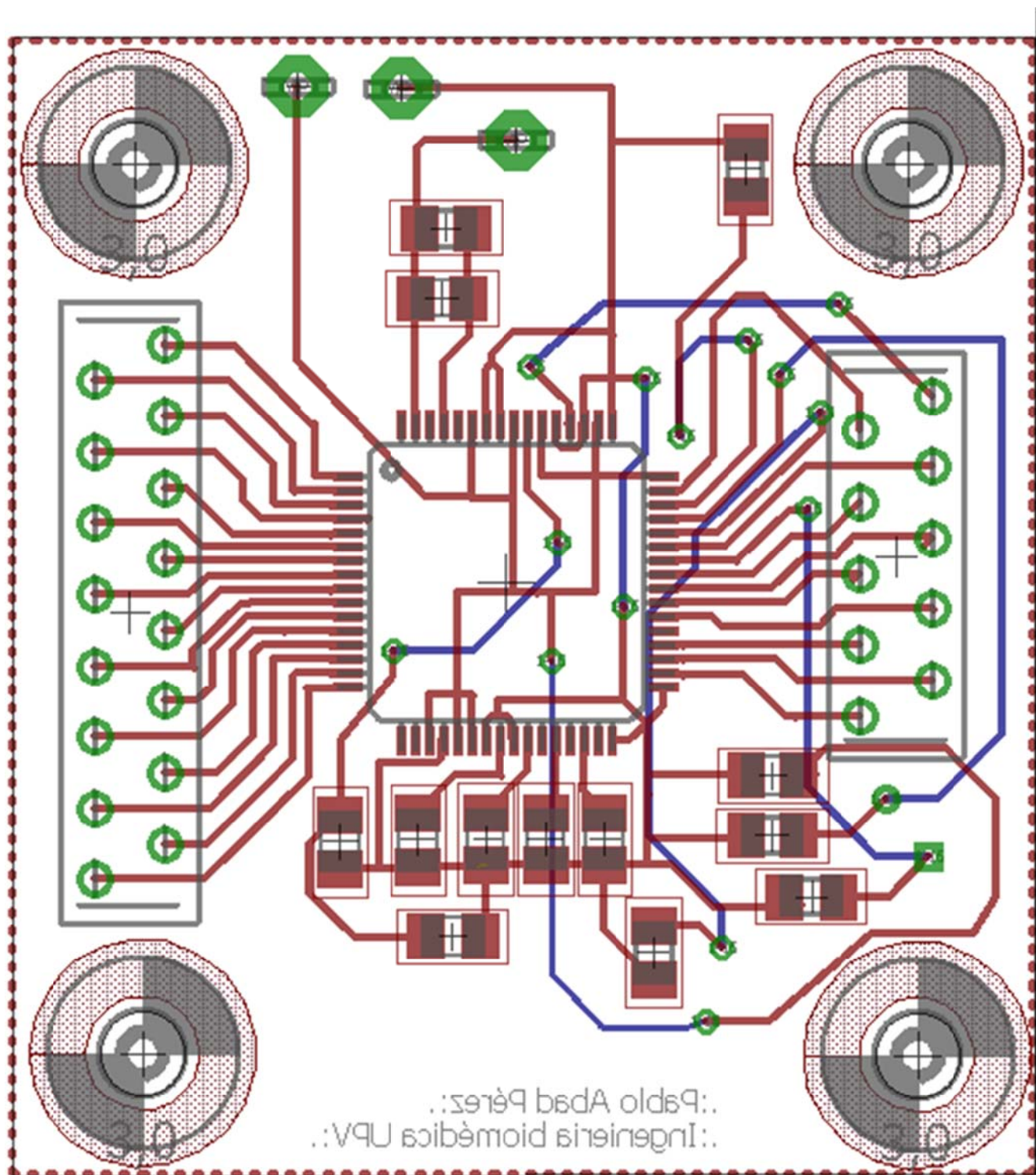
Para las tres imágenes, las letras R y C hacen referencia a las resistencias y los condensadores, respectivamente. Las unidades de los condensadores son μF , mientras que las de las resistencias son $\text{k}\Omega$.

2.1 Esquemático Eagle

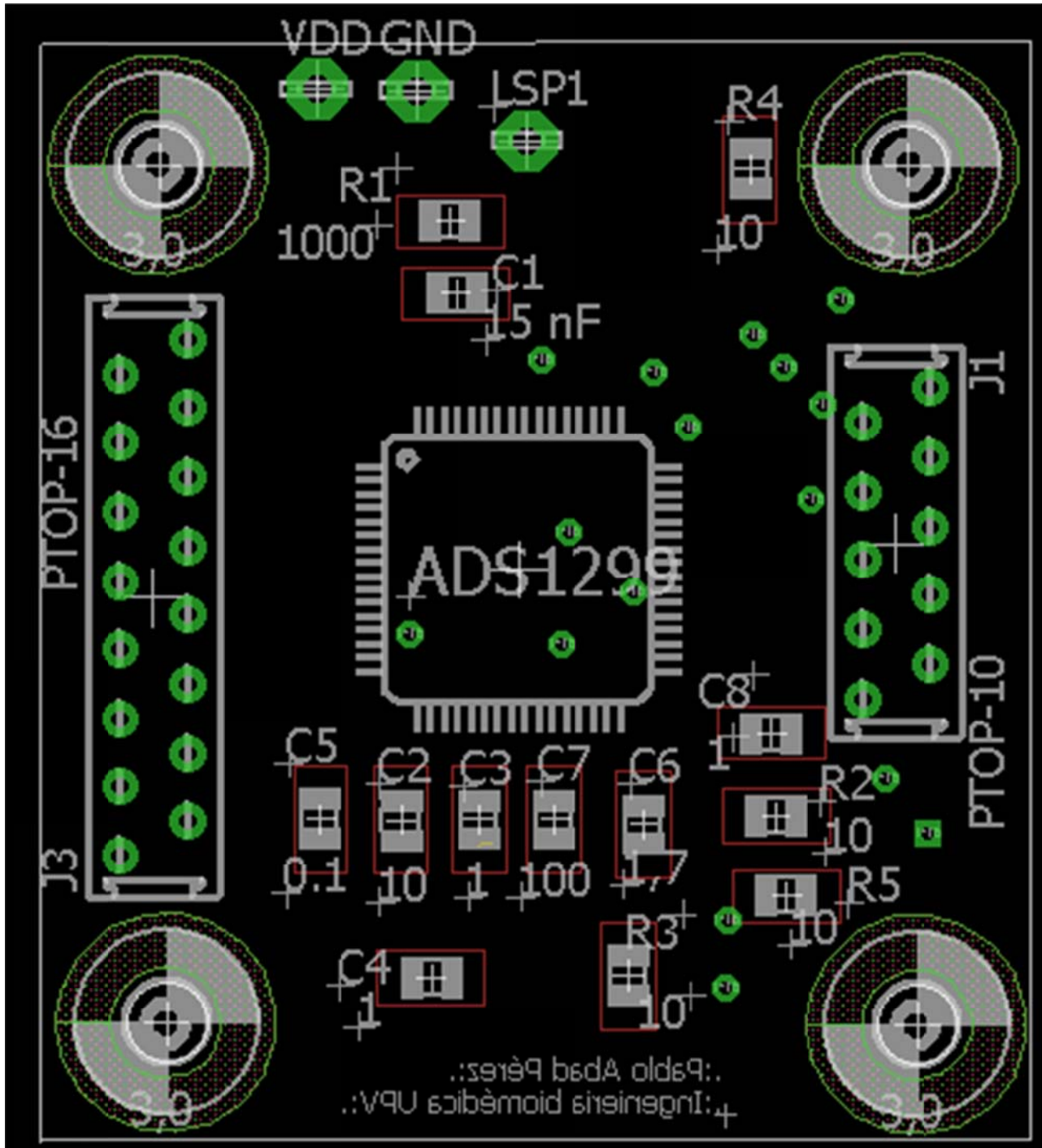


2.2 Placa de Circuito Impreso Eagle

En este apartado, se adjunta la placa de Circuito impreso diseñada en el software Eagle Autocad.



2.3 Placa de Circuito Impreso en detalle



3. DISEÑO DEL CÓDIGO

3.1 Código en C++ para PIC

```

#include <24FJ16GA004.h>
#fuses NOJTAG      // JTAG port is disabled
#fuses NOPROTECT  // Code protection is disabled
#fuses NOWRT      // Writes to program memory are allowed
#fuses ICSP1      // Emulator functions are shared with PGEC1/PGED1
#fuses NOWDT      // WDT is disabled; SWDTEN bit is disabled
#fuses NOIESO     // Internal External Switchover bit: IESO mode (Two-Speed Start-up) is disabled
#fuses FRC_PLL    // Initial Oscillator Select bits: Fast RC Oscillator with Postscaler (FRCDIV)
#fuses OSCIO      // OSCO Pin Configuration bit: OSCO/CLKO/RC15 functions as port I/O (RC15)
// -----
#use delay(clock=16000000)
// -----
#define ON( pin)   output_high(pin)
#define OFF(pin)   output_low( pin)

// ----- DEFINICIÓN DE LOS PINES -----

//          PIN_B9 //          ( 1)
//          PIN_C6 //          ( 2)
//          PIN_C7 //          ( 3)
//          PIN_C8 //          ( 4)
//          PIN_C9 //          ( 5)
//          DISVREG //          ( 6)
//          VCAP   //          ( 7)
//          PIN_B10 //          ( 8)
//          PIN_B11 //          ( 9)
//          PIN_B12 //         (10)
//          PIN_B12 //         (11)
// -----
//          PIN_A10 //         (12)
//          PIN_A7  //         (13)
//          PIN_B14 //         (14)
//          PIN_B15 //         (15)
//          AVSS   //         (16)
//          AVDD   //         (17)
//          ~MCLR  //         (18)
//          PIN_A0 //         (19)
#define CS_ADS   PIN_A1 //         (20)
//          PIN_B0 //         (21)
//          PIN_B1 //         (22)
// -----
//#define DRDY    PIN_B2 //         (23)
#pin_select INT1 = PIN_B2 //         (23)
#define STRT      PIN_B3 //         (24)
#pin_select SDI1 = PIN_C0 //         (25)

```

```

#pin_select SD01 =    PIN_C1 //                (26)
//                  PIN_C2 //                (27)
//                  VDD   //                (28)
//                  VSS   //                (29)
//                  PIN_A2 //                (30)
//                  PIN_A3 //                (31)
//                  PIN_A8 //                (32)
#pin_select SCK1OUT= PIN_B4 //                (33)
// -----
#define BTRESET      PIN_A4 //                (34)
#define BaudSel      PIN_A9 //                (35)
//                  PIN_C3 //                (36)
//                  PIN_C4 //                (37)
//                  PIN_C5 //                (38)
//                  VSS   //                (39)
//                  VDD   //                (40)
//                  PIN_B5 //                (41)
#pin_select U1TX =   PIN_B6 //                (42)
#pin_select U1RX =   PIN_B7 //                (43)
#define RX           PIN_B7 //                (43)          (43)
#define BT_Connect   PIN_B8 //                (44)
// -----
#use rs232(UART1, baud=115200, stream=BT)
// -----
#word  PortA      = 0x02C2
#word  PortB      = 0x02C8
#word  PortC      = 0x02D2
#byte  SPI1BUF    = 0x0248

// - - - - - DEFINICIÓN DE COMANDOS DEL ADS1299-4 - - - - -

#define START      0b00001000 // Start/restart (synchronize) conversions
#define RDATACT    0b00010000 // Enable Read Data Continuous mode (default mode at power-up)
#define SDATACT    0b00010001 // Stop Read Data Continuously mode
#define WREG0      0b01000000 // Write n nnnn registers starting at address r rrrr

// first byte 010r rrrr (2xh)(2) - second byte 000n nnnn(2)
#define WREG1      0b01000001

// -----
|

```

```
//- - - CONFIGURACIÓN PINES PIC - - - - -
void init(void){
    set_tris_a(0b0000000000000000);
    PortA = 0b0000000000000000 ;
    set_tris_b(0b0000000110000100);
    PortB = 0b0000000111000100 ;
    set_tris_c(0b0000000000000001);
    PortC = 0b0000000000000001 ;

    ON( CS_ADS );
    OFF( STRT );

//    delay_ms(100);
    ON( BTRESET );
}

// - - - - -

// - - - - INICIALIZACIÓN MÓDULO BLUETOOTH - - - - -
char initBT(void){
    fprintf(BT,"$$$");          delay_ms(100);
    fprintf(BT,"SF,1\r");      delay_ms(150);
    fprintf(BT,"SA,0\r");      delay_ms(100);
    fprintf(BT,"R,1\r");       delay_ms(500);
    fprintf(BT,"---");         delay_ms(100);

    return 1;
}

// - - - - -

// - - - - INICIALIZACIÓN DEL ADS1299-4 - - - - -
char initADS(void){
    setup_spi ( SPI_MASTER | SPI_SS_DISABLED | SPI_L_TO_H | SPI_XMIT_H_TO_L | SPI_CLK_DIV_32); // (8MHz/2)/32= 125k
    output_high(CS_ADS); delay_ms(100);
}
```

Diseño y desarrollo de un sistema para el registro multicanal de EEG

```
output_low( CS_ADS);
spi_write(SDATACT); //SDATACT
// - - - - Escritura en los registros - - - -
spi_write(WREG1);      // WREG1 Escribe n nnnn registros empezando en la dirección r rrrr
spi_write(22);        // #registros-1 en donde se va a escribir

// CONFIG1(0x01) --> 1 | DAISY_EN | CLK_EN | 1 | 0 | DR[2:0] --> 1001 0110
spi_write(0x06); //escritura en el primer registro

// CONFIG2(0x02) --> 1 | 1 | 0 | INT_CAL | 0 | CAL_AMP | CAL_FREQ[1:0] --> 1101 0001
spi_write(0xD1); //escritura en el segundo registro
// CONFIG3(0x03) --> PD_REFBUF | 1 | 1 | BIAS_MEAS | BIASREF_INT | PD_BIAS | BIAS_LOFF_SENS | BIAS_STAT --> 1110 1001
spi_write(0x69); //escritura en el tercer registro
// LOFF (0x04) --> COMP_TH[2:0] | 0 | ILEAD_OFF[1:0] | FLEAD_OFF[1:0] --> 0000 0000
spi_write(0x00);
// CH1SET (0x05) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0] --> 0010 0101 // SENAL DE TEST - NORMAL OP.
spi_write(0x25);
// CH2SET (0x06) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0] --> 1000 0001 // CANAL NORMAL OP.
spi_write(0x20);
// CH3SET(0x07) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0]--> 1000 0001 // CANAL NORMAL OP.
spi_write(0x20);
// CH4SET (0x08) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0] --> 1000 0001 // CANAL NORMAL OP.
spi_write(0x20);
// CH5SET (0x09) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0] --> 1000 0001 // NO DISPONIBLE EN ADS1299-4
spi_write(0x31);
// CH6SET(0x0A) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0]--> 1000 0001 // NO DISPONIBLE EN ADS1299-4
spi_write(0x81);
// CH7SET(0x0B) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0]--> 1000 0001 // NO DISPONIBLE EN ADS1299-4
spi_write(0x81);
// CH8SET (0x0C) --> PD | GAIN[2:0] | SRB2 | MUX[2:0] --> 1000 0001 // NO DISPONIBLE EN ADS1299-4
spi_write(0x81);
// BIAS_SENSP(0x0D) --> BIASP8 | BIASP7 | BIASP6 | BIASP5 | BIASP4 | BIASP3 | BIASP2 | BIASP1--> 0000 0000
spi_write(0x00);
// BIAS_SENSN (0x0E) --> BIASN8 | BIASN7 | BIASN6 | BIASN5 | BIASN4 | BIASN3 | BIASN2 | BIASN1--> 0000 0000
spi_write(0x00);
// LOFF_SENSP(0x0F) --> LOFFP8 | LOFFP7 | LOFFP6 | LOFFP5 | LOFFP4 | LOFFP3 | LOFFP2 | LOFFP1 --> 0000 0000
spi_write(0x00);
// LOFF_SENSN (0x10) --> LOFFN8 | LOFFN7 | LOFFN6 | LOFFN5 | LOFFN4 | LOFFN3 | LOFFN2 | LOFFN1--> 0000 0000
spi_write(0x00);
// LOFF_FLIP (0x11) --> LOFF_FLIP8 | LOFF_FLIP7 | LOFF_FLIP6 | LOFF_FLIP5 | LOFF_FLIP4 | LOFF_FLIP3 | LOFF_FLIP2 | LOFF_FLIP1 --> 0000 0000
spi_write(0x00);
// LOFF_STATP (0x12) --> IN8P_OFF | IN7P_OFF | IN6P_OFF | IN5P_OFF | IN4P_OFF | IN3P_OFF | IN2P_OFF | IN1P_OFF --> 0000 0000
spi_write(0x00);
// LOFF_STATN (0x13) --> IN8N_OFF | IN7N_OFF | IN6N_OFF | IN5N_OFF | IN4N_OFF | IN3N_OFF | IN2N_OFF | IN1N_OFF --> 0000 0000
spi_write(0x00);
// GPIO (0x14) --> GPIOD[4:1] | GPIOC[4:1]--> 0000 1111
```

```

// GPIO (0x14) --> GPIOD[4:1] | GPIOC[4:1]--> 0000 1111
    spi_write(0x0F);
// MISC1 (0x15) --> 0 | 0 | SRB1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 --> 0000 0000
    spi_write(0x00);
// MISC2 (0x16) --> 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 --> 0000 0000
    spi_write(0x00);
// CONFIG4 (0x17) --> 0 | 0 | 0 | 0 | SINGLE_SHOT | 0 | PD_LOFF_COMP | 0 --> 0000 0000
    spi_write(0x00);
// - - - - Fin escritura registros - - - - -
spi_write(RDATACT); // RDATACT // Enable Read Data Continuous mode (default mode at power-up)
    output_high(CS_ADS);
    delay_ms(2);
    return 0;
}
// - - - - -

unsigned int8 data[15];
unsigned int8 flag=0;
unsigned int8 n;

// - - - - -

void main(){
    init(); // Inicializa la configuracion de los pines del uc
    initADS(); // Inicializon del ADS1292R y puesta en marcha

    delay_ms(100);
    initBT(); // Inicializacion del modulo bluetooth
    delay_ms(100);
}

```

```

output_low( CS_ADS ); delay_us(25);
spi_write( RDATACT ); delay_us(25);
output_high(CS_ADS ); delay_us(25);

output_low( STRT ); delay_us(25);
output_high( STRT );

ext_int_edge(1,H_TO_L);
clear_interrupt(INT_EXT1);          enable_interrupts(INT_EXT1 ); // Interrupcion ADS1299

com:          // Mientras no conecte con el Bluetooth

while(input(BT_Connect)); // del receptor (ordenador) se espera aqui

loop:        // Bucle principal: envia los datos sin parar

    if(flag==1)
    {
        flag =0;
        for(n=0;n<15;n++)
            putc( data[n], BT);// Dato de 24 bits  MSB
    }

    if(!input(BT_Connect))          // Cuando corta la comunicacion vuelve a testear
    {
        goto com;
    };
goto loop; // Bucle principal
}

// -----

#int_EXT1
void EXT1_isr(void){ // Interrupcion cada vez que DRDY pasa a 0: 250 sps = 4 ms

output_low( CS_ADS); // LOFF_STAT: RLD_STAT IN2N_OFF IN2P_OFF IN1N_OFF IN1P_OFF

spi_write(0);data[0] = SPI1BUF; // 1100 LOFF_STAT[4:0] GPIO[1:0] 13 0's
spi_write(0);data[ 1] = SPI1BUF; // [1100 abcd eXX0 0000] 0000 0000
spi_write(0);data[ 2] = SPI1BUF; // Datos del status

spi_write(0);data[ 3] = SPI1BUF; // Datos del canal 1
spi_write(0);data[ 4] = SPI1BUF;
spi_write(0);data[ 5] = SPI1BUF;

spi_write(0);data[ 6] = SPI1BUF; // Datos del canal 2
spi_write(0);data[ 7] = SPI1BUF;
spi_write(0);data[ 8] = SPI1BUF;

spi_write(0);data[ 9] = SPI1BUF; // Datos del canal 3
spi_write(0);data[10] = SPI1BUF;
spi_write(0);data[11] = SPI1BUF;

spi_write(0);data[12] = SPI1BUF; // Datos del canal 4
spi_write(0);data[13] = SPI1BUF;
spi_write(0);data[14] = SPI1BUF;

delay_us(50);
output_high(CS_ADS);
flag = 1;
}// -----

```

3.2 Código en Software Matlab

```

function varargout = EEG(varargin)
% EEG MATLAB code for EEG.fig
%   EEG, by itself, creates a new EEG or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = EEG returns the handle to a new EEG or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   EEG('CALLBACK', hObject,eventData,handles,...) calls the local
%   function named CALLBACK in EEG.M with the given input arguments.
%
%   EEG('Property','Value',...) creates a new EEG or raises the
%   existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
%   applied to the GUI before EEG_OpeningFcn gets called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property application
%   stop. All inputs are passed to EEG_OpeningFcn via varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUI DATA, GUI HANDLES

% Edit the above text to modify the response to help EEG

% Last Modified by GUIDE v2.5 06-Sep-2017 18:13:03

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @EEG_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @EEG_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',   [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before EEG is made visible.
function EEG_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUI DATA)

```

```

% varargin  command line arguments to EEG (see VARARGIN)

% Choose default command line output for EEG

handles.output = hObject;
axes(handles.axes1);
title('CANAL 1');
xlabel('Muestras');
ylabel('Tension (V)');
xlim([0 200]);
ylim([-1.5 1.5]);
axis([0 1000 -1 1])

axes(handles.axes2);
title('CANAL 2');
xlabel('Muestras');
ylabel('Tension (V)');
xlim([0 200]);
ylim([-1.5 1.5]);
axis([0 1000 -1 1])

axes(handles.axes3);
title('CANAL 3');
xlabel('Muestras');
ylabel('Tension (V)');
xlim([0 200]);
ylim([-1.5 1.5]);
axis([0 1000 -1 1])

axes(handles.axes4);
title('CANAL 4');
xlabel('Muestras');
ylabel('Tension (V)');
xlim([0 200]);
ylim([-1.5 1.5]);
axis([0 1000 -1 1])

axes(handles.axes5);
title('Espectro en frecuencia de CANAL1(t)');
xlabel('f (Hz)');
ylabel('|P1(f)|');

axes(handles.axes6);
title('Espectro en frecuencia de CANAL2(t)');
xlabel('f (Hz)');
ylabel('|P1(f)|');

axes(handles.axes7);
title('Espectro en frecuencia de CANAL3(t)');
xlabel('f (Hz)');
ylabel('|P1(f)|');

axes(handles.axes8);
title('Espectro en frecuencia de CANAL4(t)');
xlabel('f (Hz)');
ylabel('|P1(f)|');

```



```

% Update handles structure
gui data(hObject, handles);

% UIWAIT makes EEG wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = EEG_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)

% hObject handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

global B;
global datos1;
global datos2;
global datos3;
global datos4;
global Fs;
global T;
global L;
global t;
global f;

numeroMuestras = 2500; %%numero de muestras que se van a tomar del ADS1299-4

B = Bluetooth('RNBT-ED4C', 1); %%Se crea el objeto bluetooth
B.OutputBufferSize = (numeroMuestras*15)+15;
B.InputBufferSize = (numeroMuestras*15)+15; %%Se aumenta el buffer de entrada de datos
B.Timeout = 50;

fopen(B) %% Se establece la conexión con el objeto bluetooth
datos = fread(B) %% Comienza la lectura de los datos
datosEnviados = length(datos) %% Se saca por pantalla la cantidad de datos enviados

posicion = 1;
x = linspace(0, numeroMuestras-1, numeroMuestras);
a = find(datos==192, 1); %%para ver posición del vector cuyo valor es C0 (primer byte del status)

Fs = 250; % Frecuencia muestreo
T = 1/Fs; % Periodo muestreo

```

```
L = 2500;           % Longitud de señal (numero Muestras)
t = (0:L-1)*T;     % Vector de tiempos
f = Fs*(0:(L/2))/L; %% Vector de frecuencias para la fft

while posicion <= numeroMuestras;
```

----- STATUS -----

```
datos(a) = bitshift(datos(a), 16);
datos(a+1) = bitshift(datos(a+1), 8);
d0 = bitor(datos(a), datos(a+1));
datos(a+2);
datos00 = bitor(d0, datos(a+2));
datos0(posicion)=datos00;
datos00 = dec2bin(datos00, 24);
datos0(posicion) = bit2dec(datos00);
```

----- CANAL1 -----

```
datos(a+3) = bitshift(datos(a+3), 16);
datos(a+4) = bitshift(datos(a+4), 8);
d1 = bitor(datos(a+3), datos(a+4));
datos(a+5);
datos11 = bitor(d1, datos(a+5));
datos1(posicion)= datos11;
datos11 = dec2bin(datos11, 24);
datos1(posicion) = bit2dec(datos11);
```

%Representación gráfica del canal 1

```
plot(handles.axes1, datos1*1.5/2^23);
drawnow
```

----- CANAL2 -----

```
datos(a+6) = bitshift(datos(a+6), 16);
datos(a+7) = bitshift(datos(a+7), 8);
d2 = bitor(datos(a+6), datos(a+7));
datos(a+8);
datos22 = bitor(d2, datos(a+8));
datos22 = dec2bin(datos22, 24);
datos2(posicion) = bit2dec(datos22);
```

%Representación gráfica del canal 2

```
plot(handles.axes2, datos2*1.5/2^23);
drawnow
```

----- CANAL3 -----

```
datos(a+9) = bi_tshi_ft(datos(a+9), 16);
datos(a+10) = bi_tshi_ft (datos(a+10), 8);
d3 = bi_tor(datos(a+9), datos(a+10));
datos(a+11);
datos33 = bi_tor (d3, datos(a+11));
datos33 = dec2bin(datos33, 24);
datos3(posi ci on) = bi_ntwos2dec(datos33);
```

%Representacion grafica del canal 3

```
pl ot(handl es. axes3, datos3*1. 5/2^23);
drawnow
```

----- CANAL4 -----

```
datos(a+12) = bi_tshi_ft(datos(a+12), 16);
datos(a+13) = bi_tshi_ft (datos(a+13), 8);
d4 = bi_tor(datos(a+12), datos(a+13));
datos(a+14);
datos44 = bi_tor (d4, datos(a+14));
datos44 = dec2bin(datos44, 24);
datos4(posi ci on) = bi_ntwos2dec(datos44);
```

%Representacion grafica del canal 4

```
pl ot(handl es. axes4, datos4*1. 5/2^23);
drawnow
```

%%ACTUALIZAMOS VALOR DE a PARA SEGUIR COGIENDO DATOS

```
a = a+15;
posi ci on = posi ci on + 1;
```

end

**%%SE SACA POR PANTALLA LOS VALORES DEL STATUS Y LOS CANALES PARA
%%COMPROBARLOS, SI SE DESEA**

```
datos0;
l ength(datos0);
datos0ca = dec2twos (datos0, 24);
datos0dec = bi_n2dec(datos0ca);
datos0hex = dec2hex(datos0dec, 6)
datos1;
l ength(datos1);
datos1ca = dec2twos (datos1, 24);
datos1dec = bi_n2dec(datos1ca);
datos1hex = dec2hex(datos1dec, 6)
datos2;
l ength(datos2);
datos2ca = dec2twos (datos2, 24);
datos2dec = bi_n2dec(datos2ca);
```

```
datos2hex = dec2hex(datos2dec, 6)
datos3;
length(datos3);
datos3ca = dec2twos (datos3, 24);
datos3dec = bin2dec(datos3ca);
datos3hex = dec2hex(datos3dec, 6)
datos4;
length(datos4);
datos4ca = dec2twos (datos4, 24);
datos4dec = bin2dec(datos4ca);
datos4hex = dec2hex(datos4dec, 6)
```

%%Calculo y representacion del espectro en frecuencia

----- CANAL 1 -----

```
Y1 = fft(datos1); %%Transformada de Fourier discreta
P21 = abs(Y1/L); %%calculamos el módulo
P11 = P21(1:L/2+1);
P11(2:end-1) = 2*P11(2:end-1);
length(f)
axes(handles.axes5);
plot(handles.axes5, f(4:length(f)), P11(4:length(P11)))
title('Espectro en frecuencia de datos1(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P11(f)|')
```

----- CANAL 2 -----

```
Y2 = fft(datos2);
P22 = abs(Y2/L);
P12 = P22(1:L/2+1);
P12(2:end-1) = 2*P12(2:end-1);
axes(handles.axes6);
plot(handles.axes6, f(4:length(f)), P12(4:length(P12)))
title('Espectro en frecuencia de datos2(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P12(f)|')
```

----- CANAL 3 -----

```
Y3 = fft(datos3);
P23 = abs(Y3/L);
P13 = P23(1:L/2+1);
P13(2:end-1) = 2*P13(2:end-1);
axes(handles.axes7);
plot(handles.axes7, f(4:length(f)), P13(4:length(P13)))
title('Espectro en frecuencia de datos3(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P13(f)|')
```

----- CANAL 4 -----

```

Y4 = fft(datos4);
P24 = abs(Y4/L);
P14 = P24(1:L/2+1);
P14(2:end-1) = 2*P14(2:end-1);
axes(handles.axes8);
plot(handles.axes8, f(4:length(f)), P14(4:length(P14)))
title('Espectro en frecuencia de datos4(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P14(f)|')

```

```
% --- Executes on button press in pushbutton3.
```

```
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```

% hObject    handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

global w01;
global w02;
global bw1;
global bw2;
global Fs;
global datos1;
global datos1filt;
global datos1filit2;
global datos2;
global datos2filt;
global datos2filit;
global datos3;
global datos3filt;
global datos3filit;
global datos4;
global datos4filt;
global datos4filit;
global L;
global f;

```

```
%%Vamos a hacer un filtro notch
```

```
w01 = 50/(Fs/2); %%Fs/2 frecuencia maxima de la señal
```

```
bw1 = w01/1; %% Factor Q=5
```

```
w02 = 100/(Fs/2);
```

```
bw2 = w02/1;
```

```
[numerador1, denominador1]=iirnotch(w01, bw1); %%Coeficientes filtro 50 Hz
```

```
[numerador2, denominador2]=iirnotch(w02, bw2); %%Coeficientes filtro 100 Hz
```

```

%%Ahora se va a filtrar cada uno de los canales y se va a representar el
%%canal filtrado

```

```

%%- - - - - CANAL 1 - - - - -
datos1filt = filter( numerador1, denominador1, datos1);
datos1filt2 = filter( numerador2, denominador2, datos1filt);
axes(handles.axes1);
plot(handles.axes1, datos1filt2(100:length(datos1filt2))*1.5/2^23);
title('Canal 1 filtro rechazo banda 50 Hz')
xlabel('muestras')
ylabel('Tension (V)')

%%- - - - - CANAL 2 - - - - -
datos2filt = filter( numerador1, denominador1, datos2);
datos2filt2 = filter( numerador2, denominador2, datos2filt);
axes(handles.axes2);
plot(handles.axes2, datos2filt2(100:length(datos2filt2))*1.5/2^23);
title('Canal 2 filtro rechazo banda 50 Hz')
xlabel('muestras')
ylabel('Tension (V)')

%%- - - - - CANAL 3 - - - - -
datos3filt = filter( numerador1, denominador1, datos3);
datos3filt2 = filter( numerador2, denominador2, datos3filt);
axes(handles.axes3);
plot(handles.axes3, datos3filt2(100:length(datos3filt2))*1.5/2^23);
title('Canal 3 filtro rechazo banda 50 Hz')
xlabel('muestras')
ylabel('Tension (V)')

%%- - - - - CANAL 4 - - - - -
datos4filt = filter( numerador1, denominador1, datos4);
datos4filt2 = filter( numerador2, denominador2, datos4filt);
axes(handles.axes4);
plot(handles.axes4, datos4filt2(100:length(datos4filt2))*1.5/2^23);
title('Canal 4 filtro rechazo banda 50 Hz')
xlabel('muestras')
ylabel('Tension (V)')

%%Se vuelve a calcular el espectro en frecuencias para observar que si se
%%ha eliminado los 50 Hz

%%Calculo espectro frecuencia

```

----- CANAL 1 -----

```

Y1filt = fft(datos1filt2);
P21filt = abs(Y1filt/L); %%calculamos el módulo
P11filt = P21filt(1:L/2+1);
P11filt(2:end-1) = 2*P11filt(2:end-1);
f = Fs*(1:(L/2)+1)/L;
axes(handles.axes5);
plot(handles.axes5, f(4:length(f)), P11filt(4:length(P11filt)))
title('Espectro en frecuencia de datos1filt(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P11filt(f)|')

```

----- CANAL 2 -----

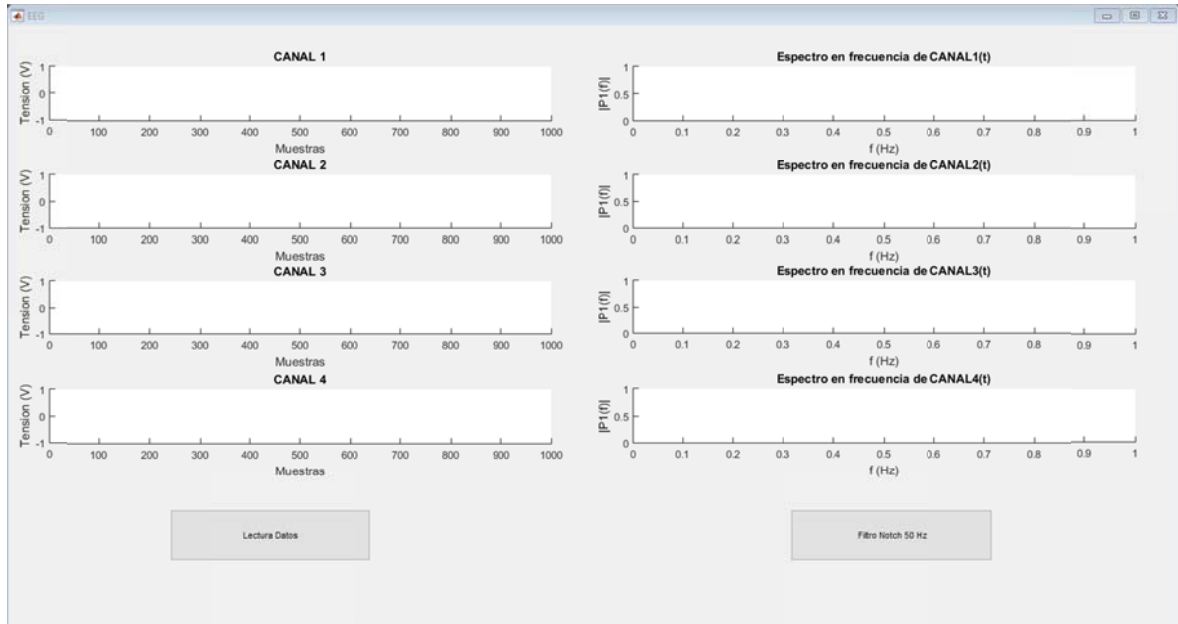
```
Y2filit = fft(datos2filit2);
P22filit = abs(Y2filit/L);
P12filit = P22filit(1:L/2+1);
P12filit(2:end-1) = 2*P12filit(2:end-1);
f = Fs*(1:(L/2)+1)/L;
axes(handles.axes6);
plot(handles.axes6, f(4:length(f)), P12filit(4:length(P12filit)))
title('Espectro en frecuencia de datos2filit(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P12filit(f)|')
```

----- CANAL 3 -----

```
Y3filit = fft(datos3filit2);
P23filit = abs(Y3filit/L);
P13filit = P23filit(1:L/2+1);
P13filit(2:end-1) = 2*P13filit(2:end-1);
f = Fs*(1:(L/2)+1)/L;
axes(handles.axes7);
plot(handles.axes7, f(4:length(f)), P13filit(4:length(P13filit)))
title('Espectro en frecuencia de datos3filit(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P13filit(f)|')
```

----- CANAL 4 -----

```
Y4filit = fft(datos4filit2);
P24filit = abs(Y4filit/L);
P14filit = P24filit(1:L/2+1);
P14filit(2:end-1) = 2*P14filit(2:end-1);
f = Fs*(1:(L/2)+1)/L;
axes(handles.axes8);
plot(handles.axes8, f(4:length(f)), P14filit(4:length(P14filit)))
title('Espectro en frecuencia de datos4filit(t)')
xlabel('f (Hz)')
ylabel('|P14filit(f)|')
```



Published with MATLAB® R2015a

4. ASPECTOS DE LA NORMATIVA

Una vez diseñado e implementado el sistema de electroencefalografía, con el objetivo de poder situarlo en el mercado, se deben cumplir las especificaciones indicadas en cuanto al Mercado CE.

4.1 Mercado CE

No puede comercializarse en la Unión Europea ningún producto sanitario sin el marcado CE de conformidad con la Directiva 93/42/CEE (DPS).

En concreto, esta norma va a estar centrada en la directiva de Productos Sanitarios 93/42/CEE, que establece que cualquier producto sanitario deberá ir provisto del símbolo de marcado CE de conformidad en el momento de su comercialización.

Para la obtención del marcado CE deben seguirse los siguientes pasos, clasificados en función si requieren o no intervención de organismos notificados (ON)

1. Si no requiere intervención de ON
 - 1.1. Ensayos producto de requisitos esenciales
 - EMC
 - Seguridad
 - Funcionales
 - Biocompatibilidad
 - 1.2. Preparación de la documentación técnica
 - Dossier Documentación Técnica
 - Procedimientos específicos (sistema calidad)
 - Históricos de producción
 - 1.3. Presentación comunicación puesta en mercado
 - 1.4. Expediente técnico a disposición autoridades competentes
 - 1.5. Mercado CE (sin nº ON) y comercialización
2. Si requiere intervención de ON
 - 2.1. Ensayos producto requisitos esenciales (EMC, Seguridad, Funcionales, Biocompatibilidad)
 - 2.2. Preparación de la documentación técnica (Dossier, Procedimientos, Histórico)
 - 2.3. Presentación de solicitud de evaluación al ON
 - 2.4. Revisión de la documentación por parte del ON
 - 2.5. Inspección de fábrica (evaluar Sistema Calidad) por parte de ON
 - 2.6. Aprobación por parte de ON
 - 2.7. Comunicación de puesta en el mercado a las autoridades sanitarias
 - 2.8. Mercado CE del producto (con nº ON) y comercialización
 - 2.9. Vigilancia periódica por ON