

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR**



Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de Telecomunicación

TRABAJO FIN DE GRADO

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDIDA DE
PARÁMETROS QUÍMICOS BASADO EN UN SISTEMA
EMPOTRADO**

Sergio Díaz Bartolomesanz

Tutor: Guillermo González de Rivera Peces

Junio 2015

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDIDA DE PARÁMETROS QUÍMICOS BASADO EN UN SISTEMA EMPOTRADO.

Sergio Díaz Bartolomesanz
Tutor: Guillermo González de Rivera Peces

Trabajo realizado en el grupo

HCTLab

Human Computer Technology Laboratory

Escuela Politécnica Superior

Universidad Autónoma de Madrid

Junio 2015



Resumen

En este proyecto se ha desarrollado un potenciostato para la medida de parámetros químicos. Este sistema está incluido dentro de un proyecto más grande que engloba desde el diseño de los sensores bioenzimáticos hasta el desarrollo de un sistema autónomo de medida que controle las diferentes partes del proyecto.

Durante el proceso de desarrollo se estudiarán a fondo las diferentes tecnologías actuales con el objetivo de construir el hardware necesario que será controlado mediante un ordenador. Para ello se utilizará un sistema embebido.

Los biosensores amperométricos utilizados cuentan con 3 electrodos, dos de los cuales mantienen una diferencia de potencial constante. Dadas estas características, el objetivo del potenciostato ha sido medir la corriente que circula por el electrodo de trabajo y mantener la diferencia de potencial a partir del control de los otros dos electrodos que constituyen el sensor.

Para la comunicación del hardware con el sistema embebido se ha utilizado la comunicación mediante el bus de comunicaciones SPI. Éste se caracteriza principalmente por el uso de la unidad programable en tiempo real del procesador, de forma que sea capaz de optimizar el uso del dispositivo independizando procesos entre esta unidad y el procesador principal.

El resultado de este proyecto permitirá realizar mediciones a un bajo coste y con una mayor sencillez, de tal modo que se pueda reducir la alta necesidad de personal cualificado que las técnicas actuales requieren.

Abstract

In this project, a potentiostat has been developed in order to measure chemical parameters. This system is included within a bigger project ranging from bioenzymatic sensors design to the development of an automatic measuring system which controls the different parts of the work.

Different current technologies will be studied deeply to build the needed hardware which will be computer-controlled. To achieve this an embedded system will be used.

The amperometric biosensors are equipped with three electrodes, of which two maintain a constant difference in electric potential. For this reason, the potentiostat's aim has been to measure the current through the working electrode while the potential difference is controlled with the other two electrodes which compose the whole sensor.

To establish the communication between the hardware and the embedded system the SPI bus has been used. This hardware uses the programmable real-time unit from the processor, optimizing the device, allowing separated processes between the unit and the main processor.

The result of this project will allow to have a low cost system with simple measurements. Furthermore, it will make it possible to reduce the number of highly qualified personnel that the actual existing methods require.

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría dar las gracias a Guillermo, mi tutor, por la confianza que ha depositado en mi para realizar este proyecto. Por su ayuda y dedicación que me ha permitido aprender tanto durante estos meses. Gracias también al grupo HCTLAB por hacerme sentir tan cómodo todo este tiempo.

A mis compañeros de universidad, porque gracias a vosotros esta ha sido la mejor etapa de mi vida. A mis amigos de siempre por seguir siendo los mejores. A Martita, por enseñarme a no rendirme, por ser siempre un apoyo y ser la mejor compañía. Gracias a todos por las risas, buenos momentos, alegrías, por estar siempre ahí. Gracias Antonio, Alberto, Bárbara, Ángel, Ricardo, Nacho, Bea, Tere, Andrea, Raúl, Martita, Marta, Edu, Anita, Xan, Alf, Tito, Roi, Víctor. Gracias por ser como sois.

A mi familia, por todo vuestro apoyo ante los obstáculos en el camino, por animarme a seguir siempre adelante, por la educación y valores que me habéis dado. Mencionar especialmente a mi hermano, por ser un amigo, y a mi abuelo, que aunque ya no estés aquí, todo esto es para ti. Gracias por haberme enseñado tanto.

Índice general

Resumen.	VI
Abstract.	VII
Agradecimientos.	IX
Trabajo desarrollado.	1
1. Introducción	3
1.1. Motivación	3
1.2. Objetivos	4
1.3. Organización de la memoria	4
2. Estado del arte	5
2.1. Concepto de sensor	5
2.2. Biosensores	5
2.3. Sensor como dispositivo	7
2.3.1. Recepción	8
2.3.2. Transducción	8
2.4. Técnica de medida	8
2.5. Potenciostato	10
3. Desarrollo e implementación	13
3.1. Desarrollo hardware	14
3.1.1. Sistema de lectura	15
3.1.2. Sistema de control del electrodo	18
3.1.3. Aspectos generales	20
3.2. Características del sistema empotrado	21
3.3. Diseño del PCB	23
3.4. Desarrollo del software	26
4. Pruebas	29
5. Conclusiones y trabajo futuro	35
5.1. Conclusiones	35
5.2. Trabajo futuro	35

Glosario.	37
Bibliografía.	40
Apéndices.	43
A. Esquemático desarrollado	45
B. PCB Desarrollado	49
Anexo.	53
Hojas de datos de los componentes.	54

Índice de figuras

2.1.	Diagrama de las etapas de un sensor bioenzimático.	7
2.2.	Célula electrolítica compuesta por 2 electrodos.	9
2.3.	Célula electrolítica compuesta por 3 electrodos.	10
2.4.	Diagrama de bloques de un sistema embebido.	11
3.1.	Vista funcional del sistema de medida de parámetros químicos.	13
3.2.	Esquema de un sistema comunicado por SPI.	14
3.3.	Circuito de medida del potencióstato.	15
3.4.	Circuito de control de potencial.	19
3.5.	Vista superior del sistema embebido Beaglebone	22
3.6.	Vista funcional del procesador AM3358.	23
3.7.	Pines expansión Beaglebone.	24
3.8.	Vista superior del potencióstato fabricado.	25
3.9.	Vista inferior del potencióstato fabricado.	25
3.10.	Vista superior del sistema de medida compuesto por el dispositivo Beaglebone y el potencióstato.	27
3.11.	Vista lateral del sistema de medida compuesto por el dispositivo Beaglebone y el potencióstato.	27
4.1.	Calibración del conversor digital-analógico.	29
4.2.	Montaje de medición.	30
4.3.	Proceso de medida de estabilización y adición de muestra de baja concentración para el canal 1.	31
4.4.	Proceso de medida de estabilización y adición de muestra de alta concentración para el canal 1.	32
4.5.	Proceso de medida del canal 2 tras la adición de muestra de baja concentración.	33
4.6.	Proceso de medida del canal 2 tras la adición de muestra de alta concentración.	33

4.7. Comparación de las señales del canal 2 para las muestras de baja y alta concentración de disolución.	34
A.1. Esquemático del PCB desarrollado.	47
B.1. Vista capa superior del PCB.	51
B.2. Vista capa inferior del PCB.	51
B.3. Vista general del PCB.	52

Índice de tablas

2.1. Propiedades de estabilidad y tiempo de respuesta para diferentes enzimas.	7
--	---

Parte I

Trabajo desarrollado

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

Con el paso de los años, la industria ha evolucionado hacia una mayor especialización y control sobre sus productos. Algunos sectores como el alimentario se han desarrollado conforme a la aparición de normas sanitarias cuyo objetivo principal es proteger la salud de los consumidores, disponiendo una serie de requisitos mínimos que tienen que cumplir los diferentes productos durante sus procesos de planificación y posterior producción.

Aprovechando los avances tecnológicos producidos en los últimos años, así como la posibilidad de acceder a estas tecnologías a un bajo coste, se plantean una serie de retos por conseguir ya que en la actualidad, los procesos de medida de parámetros químicos tienen un alto coste y en muchas ocasiones sus resultados no son los esperados o son de baja calidad. Algunas técnicas de medida utilizadas actualmente están basadas en la cromatografía de gases o en técnicas de comparación [1]. La primera, consistente en la evaporación del analito y estudio de su comportamiento mientras que las técnicas por comparación, se basan en la adición de muestras de un volumen controlado de ácido hasta que se alcanza la reacción esperada, y en función del volumen utilizado de ácido se determina la concentración de la sustancia a medir.

Por tanto, la motivación de este proyecto es elaborar un sistema de medida de parámetros químicos a partir del uso de biosensores enzimáticos que simplifique esta tarea.

1.2. Objetivos

El objetivo principal del proyecto será desarrollar un sistema de medida fiable mediante el uso de biosensores enzimáticos, que permita la medida de diferentes sustancias o parámetros químicos sin la necesidad de desarrollar un nuevo dispositivo para cada tipo de sensor. Esto permitirá, gracias al uso de este tipo de sensores la obtención de medidas en tiempo real, lo que facilitará una rápida actuación durante el proceso de medida y ahorrar sus posibles costes derivados.

Este diseño permitirá eliminar la necesidad de personal cualificado y por tanto, se evitarán posibles errores humanos producto de una incorrecta manipulación.

1.3. Organización de la memoria

La memoria de este proyecto, describirá el estado del arte y proceso de desarrollo del proyecto, empezando por un estudio de la tecnología actual, desarrollo del hardware y software así como las pruebas realizadas para comprobar este diseño. Finalmente se expondrá la conclusión y posibles líneas de trabajo futuro.

- En el primer capítulo se ha realizado una breve introducción del trabajo, así como motivación y objetivos.
- En el segundo capítulo se expone el estado del arte de este proyecto, estudiando la estructura de un sensor y el proceso de obtención de una señal a partir de una muestra.
- En el tercer capítulo se explicará el proceso de desarrollo de este proyecto, desde el estudio de las necesidades y componentes para el diseño y fabricación del potencióstato, seguido de la elección de un sistema embebido para el control de los diferentes circuitos e interpretación de los datos.
- En el cuarto capítulo se expondrán las diferentes pruebas realizadas para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo, así como los datos obtenidos.
- En el capítulo quinto se explicarán las conclusiones y posibles líneas de trabajo futuro para este proyecto.
- Anexos y referencias.

Capítulo 2

Estado del arte

A continuación se explicarán las bases sobre las que se ha desarrollado este proyecto, partiendo de los diferentes tipos de sensores, así como las técnicas utilizadas para la medida y posterior monitorización de parámetros químicos.

2.1. Concepto de sensor

Un sensor es un dispositivo capaz de registrar un cambio de magnitud física, química o biológica y convertirlo en una señal eléctrica que será considerada una magnitud medible [2].

Existen multitud de sensores dependiendo del fenómeno a medir y cada uno generará un tipo de respuesta distinto, como puede ser una resistencia eléctrica en las RTDs (*Resistance Temperature Detector*), capacidad eléctrica en un sensor de humedad o potencial eléctrico en las medidas de un termopar.

Por tanto, se puede decir que será un dispositivo que se aprovechará de sus propiedades físicas con el fin de adaptar la señal.

Si se estudian las diferentes fases de un sensor se podrían dividir en analito, proceso y sensado. La primera consiste en el primer contacto de la sustancia que se quiere medir, la segunda sería el proceso de reacción del analito con el sensor y por último, la respuesta final o sensado que representa el valor medido una vez estabilizada la muestra y que aporta una información útil.

2.2. Biosensores

En este proyecto se utilizarán biosensores enzimáticos. Consisten en unos dispositivos que combinan la sensibilidad de los sensores electroquímicos con una mayor

selectividad que le aportan los componentes biológicos, aumentando así el número de aplicaciones de esta tecnología.

Esto genera unas ventajas que se pueden dividir en tres tipos diferentes [3].

- Analíticas
 - ✧ Sensibilidad elevada.
 - ✧ Especificidad. Ésto se debe a la capacidad de las enzimas para reaccionar solo con la sustancia a medir.
 - ✧ Muestras reducidas. Permite obtener una respuesta sin desperdiciar grandes cantidades de analito.
 - ✧ Gran capacidad de trabajo.
 - ✧ Multiparámetro. Permite analizar, a partir de una muestra, diferentes tipos de señal.

- Operacionales
 - ✧ Respuesta rápida. Permite recibir una respuesta en segundos.
 - ✧ Manejo sencillo.
 - ✧ Fiabilidad.
 - ✧ Vida útil aceptable. Dependiendo del tipo de enzima pueden durar meses.
 - ✧ Bajo coste.

- Diseño
 - ✧ Integrado.
 - ✧ Robusto.
 - ✧ Automatizable.
 - ✧ Portátil.
 - ✧ Desechable/reutilizable.

Si se estudia alguna de las ventajas anteriores aplicada a la medida de diferentes parámetros químicos [3] como pueden ser el alcohol, colesterol, ácido úrico, sacarosa o glucosa, se puede observar como en general tienen un tiempo de respuesta muy corto y una vida útil muy larga para algunos sensores. Como se ve en el cuadro 2.1 el alcohol o el ácido úrico tienen una estabilidad o vida útil mucho mayor que la enzima de la

sacarosa.

Sustrato	Enzima	Estabilidad	Tiempo de respuesta
Alcohol	Alcohol oxidasa	120 días	30 segundos
Colesterol	Colesterol oxidasa/esterasa	30 días	2 minutos
Ácido úrico	Uricasa	120 días	30 segundos
Sacarosa	Invertasa	14 días	6 minutos
Glucosa	Glucosa oxidasa	50-100 días	10 segundos

Tabla 2.1: Propiedades de estabilidad y tiempo de respuesta para diferentes enzimas.

Una vez estudiados los diferentes parámetros químicos de medida, se introduce el estudio de los sensores como dispositivo.

2.3. Sensor como dispositivo

Así como el proceso de sensado se puede dividir en 3 fases que serían analito, sensado y respuesta, estos sensores están formados por 2 partes, por un lado una primera parte receptora, que se basa en un sistema de reconocimiento y otra de transducción, que se encarga de transformar la señal de tal modo que sea interpretable eléctricamente[4][5]. En la figura 2.1 se puede ver un esquema simplificado de los componentes que forman el sensor.

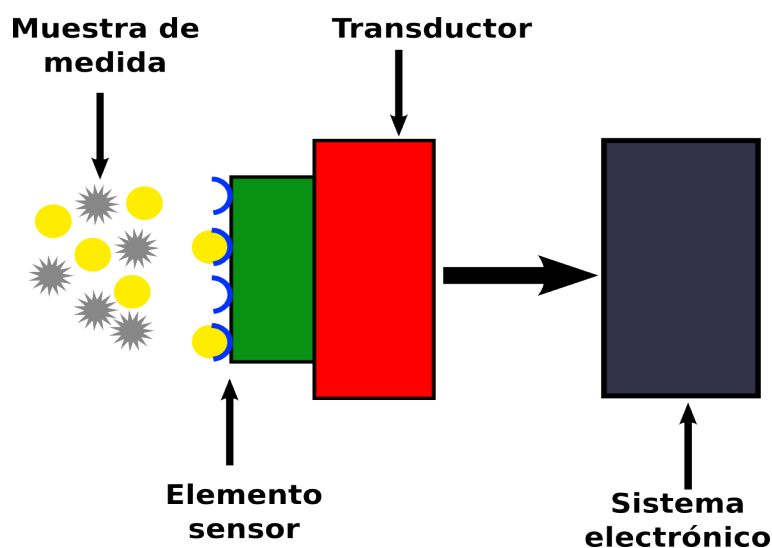


Figura 2.1: Diagrama de las etapas de un sensor bioenzimático.[6]

2.3.1. Recepción

En la parte receptora se encuentran las enzimas. Su uso para realizar medidas viene justificado porque tienen una alta capacidad catalítica, de forma que se puede conseguir que únicamente reaccionen al introducir el tipo de sustancia o de analito deseado. Este detalle puede ser muy interesante, ya que haría que el resto de componentes de la muestra se comporten independientes al proceso de medida, obteniendo únicamente respuesta a los datos deseados.

2.3.2. Transducción

La segunda parte es la etapa de transducción. En esta etapa se pasa de una primera señal analítica que es generada en la etapa de recepción, como puede ser el comportamiento de las enzimas con la determinada muestra de analito, a una segunda señal interpretable. Esta segunda señal será eléctrica, de forma que en el siguiente proceso se pueda recibir y analizar.

Existen transductores de diferentes tipos dependiendo de la salida que se desee obtener y que se clasifican de la siguiente forma [7]:

- Ópticos: Transforman los cambios que se producen en una señal óptica al interaccionar el analito con el receptor.
- Electroquímicos: La señal transformada es debida a la interacción electroquímica entre analito y el electrodo.
- Piezoeléctricos: A través de una fuerza externa se logra un desplazamiento sobre la masa con propiedades piezoeléctricas generando una diferencia de potencial en el electrodo.
- Térmicos: Dispositivos que son capaces de medir el cambio de calor sobre un electrodo.

De estos cuatro tipos, los más desarrollados en los últimos años han sido los electroquímicos. Sensores que se han utilizado en este trabajo y que además de ser simples y económicos, dotan de una buena linealidad así como un tiempo de respuesta corto que permitirá desarrollar un equipo de medida barato y con un sencillo mantenimiento, a partir del cual se recoge e interpreta la señal.

2.4. Técnica de medida

A continuación se pasa a estudiar con más detalle las características de este tipo de transductor. Cuando el parámetro a medir es una diferencia de potencial se habla

de potenciometría, en cambio, si el parámetro a medir es la variación de la corriente eléctrica se habla de técnicas de voltametría o amperometría.

La potenciometría consiste en un método electroanalítico que cuenta con 2 electrodos; el primero de ellos será el de trabajo y se mantiene a un potencial constante y el segundo o de referencia se caracterizará por su grado de sensibilidad en relación con la especie electroactiva, de forma que permita medir e interpretar.

La técnica utilizada en este trabajo será la amperometría. Esta técnica se basa en aplicar un potencial constante entre 2 electrodos, uno de trabajo y otro de referencia, para así medir la corriente resultante del proceso de electrólisis [8]. Este proceso consiste en la separación de los elementos de un compuesto por medio de la electricidad, gracias a un proceso de oxidación-reducción.

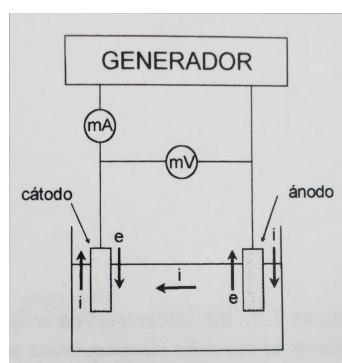


Figura 2.2: Célula electrolítica compuesta por 2 electrodos.

Para empezar a medir la cantidad de corriente que produce el analito, primero se necesitará estabilizar la corriente que circula entre los dos electrodos. Para esto, primero se introducirá en el sensor una muestra llamada patrón que contendrá un volumen conocido del parámetro químico que se quiere medir. Una vez se obtiene una respuesta estable para el elemento conocido, se introduce el analito a medir.

Por tanto, para utilizar esta técnica electroquímica, será necesario que al inicio de cada conjunto de medidas se calibre el sistema, así como repetir este proceso cada vez que se produzca una caída en la curva de calibración.

Todo esta reacción se lleva a cabo dentro de una célula electrolítica. Consiste en una cuba en la que se realiza el proceso de electrólisis, ya que en ella se encuentran los electrodos, pero esta configuración vista anteriormente, tiene el problema de que en ocasiones la corriente que circula por el electrodo de referencia provoca la polarización del mismo, por tanto, para solucionarlo se debe añadir un nuevo electrodo auxiliar de un material inerte como oro o platino que se encargará de que ahora la corriente circule por éste en lugar del electrodo de referencia [8][9]. De esta forma, se consigue

mantener la diferencia de potencial de forma correcta.

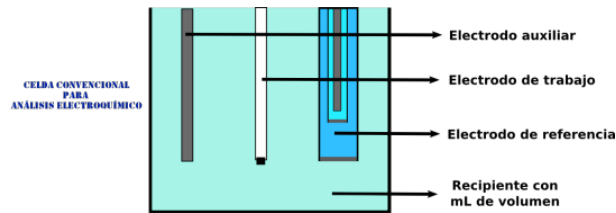


Figura 2.3: Célula electrolítica compuesta por 3 electrodos.[6]

2.5. Potenciostato

Para gestionar el comportamiento de los electrodos es necesario un dispositivo electrónico llamado potenciostato cuyas funciones son:

- Controlar la diferencia de potencial entre los electrodos de trabajo y referencia.
- Medir la intensidad de corriente que circule entre los electrodos de trabajo y auxiliar.

Controlar la diferencia de potencial es necesario para gestionar las pequeñas variaciones de tensión que se producen sobre el electrodo de referencia. Para ello, se ajusta el voltaje sobre el electrodo auxiliar de forma que se mantenga una diferencia de potencial constante entre los electrodos principales.

Este potenciostato deberá ser controlado mediante un microprocesador para así obtener los resultados de la medición. Por ello en este trabajo, se ha optado por el uso de un sistema empujado, ya que su amplia funcionalidad permite cubrir un conjunto de necesidades específicas para el diseño.

Estos dispositivos [10] iniciaron su andadura como pequeños proyectos con fines educativos como Raspberry y han evolucionado de forma que se han desarrollado como pequeños ordenadores, muchos de ellos incluyendo HDMI, audio o algunas características que podrían parecer impensables como aceleradores de gráficos.

Dado que estos sistemas tienen una gran capacidad de expansión porque incorporan multitud de entradas y salidas, la idea es realizar un dispositivo que sea capaz de comunicarse y ser controlado mediante el sistema embebido que incorpora. Este tipo de sistemas operativos, a diferencia de los SO de propósito general se caracterizan por realizar únicamente algunas funciones, principalmente a tiempo real y que ocupan poco espacio en memoria; por tanto no necesitará para funcionar unas características

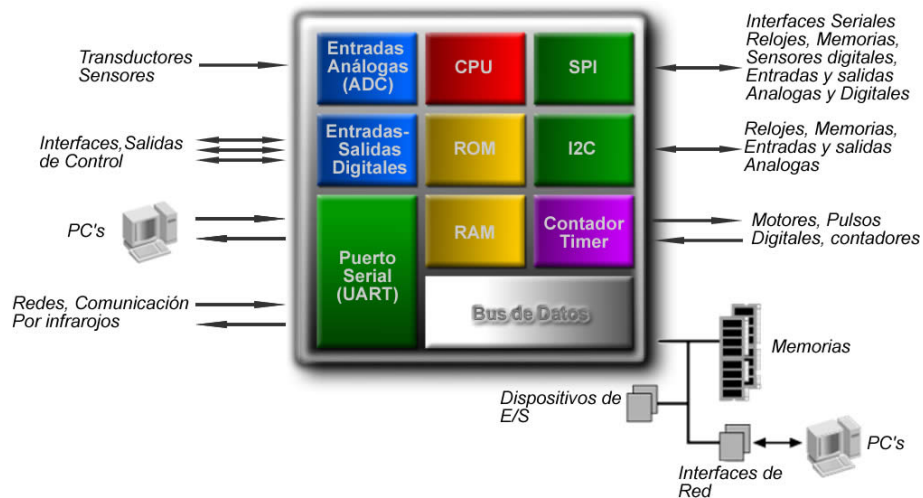


Figura 2.4: Diagrama de bloques de un sistema embebido[11].

muy avanzadas a nivel de hardware. Algunos ejemplos de dispositivos que utilizan un sistema embebido serían un control de accesos o una máquina expendedora.

Los principales fabricantes de este tipo de sistemas son RaspBerry, Gumstix, PandaBoard, WandaBoard y Beagleboard. A continuación se estudian los diferentes dispositivos de estos productores.

- WandaBoard:

El dispositivo estudiado ha sido WandaBoard Quad [12]. Tiene un procesador muy potente como es el i.MX6 Quad y un cortex A9 junto con 2GB de memoria RAM. Sistema operativo Android.

Tiene un precio aproximado de 129 dólares.

- RaspBerry:

El modelo elegido para este fabricante ha sido el PI B+[13]. Contiene un array de pines de expansión de los cuales hay un gran número de GPIOs (*General Purpose Input/Output*), lo que es un importante detalle a tener en cuenta para la capacidad de expansión. Además tiene buses de comunicación tanto i2c como SPI (*Serial Peripheral Interface*). Respecto al procesador utiliza un Cortex A7 de cuatro núcleos que funciona a una frecuencia de 900 Hz. Sistema operativo Ubuntu.

Tiene un precio aproximado de 35 dólares.

- PandaBoard:

Este fabricante tiene un único modelo [14], posee un procesador muy potente como es el ARM Cortex-A9 MPCore, de los más rápidos del mercado, además contiene un gran número de GPIOs de entrada y salida y 1 Gb de memoria RAM. Sistema operativo Ubuntu.

Tiene un precio aproximado de 182 dólares.

- Beagleboard

El dispositivo elegido para su estudio ha sido Beaglebone black [15]. Utiliza un procesador de la familia Sitara arm3558, posee 2 conectores en los que se incluyen un gran número de GPIOs y buses de comunicación i2c y SPI. Este procesador tiene una ventaja respecto a los otros y es que incluye dos módulos PRU, que permite independizar procesos. Sistema operativo Ubuntu.

Tiene un precio aproximado de 60 dólares.

- Gumstix:

El modelo estudiado ha sido The Aerocore 2[16]. Este dispositivo contiene un ARM Cortex-M4 con la ventaja principal de poseer un acelerador de RAM y un array de GPIOs, que incluyen bus de comunicaciones SPI e i2c. Sistema operativo Ubuntu.

Tiene un precio aproximado de 149 dólares.

Capítulo 3

Desarrollo e implementación

En este apartado se detalla el proceso de desarrollo de un potenciostato para la medida de parámetros químicos. El primer paso de todos ha consistido en el estudio de la tecnología para el desarrollo del hardware, seguido del estudio de técnicas de diseño con el objetivo de evitar posibles errores que puedan generar ruido interferente. Por último, se ha elegido un sistema empujado para el control del potenciostato y posterior desarrollo el software correspondiente. En la figura 3.1 se puede observar un esquema simplificado del sistema de medida de parámetros químicos que se ha desarrollado en este trabajo.

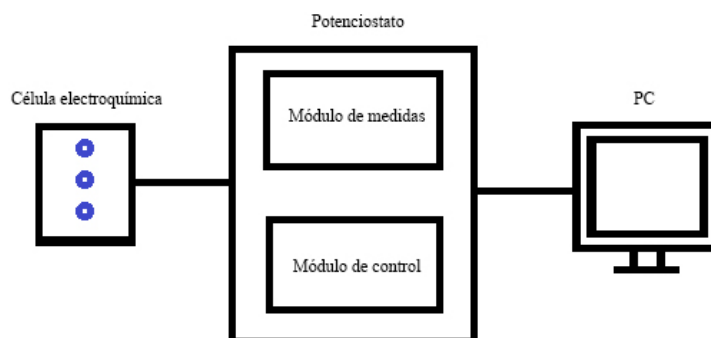


Figura 3.1: Vista funcional del sistema de medida de parámetros químicos.

Al estudiar algunas características que se tendrán en cuenta en el desarrollo del proyecto, debemos mencionar que el estándar elegido para la comunicación entre dispositivos es SPI. Éste es un protocolo [17] síncrono en el que el maestro es el microprocesador y los dispositivos son los esclavos.

Está compuesto por 4 líneas de datos. El primero de ellos una señal de reloj, una entrada de datos MOSI (*Master Output Slave Input*), una salida de datos MISO (*Master Input Slave Output*) y un CS (*Chip Select*) que sirve para seleccionar el componente con el cual hay que comunicarse.

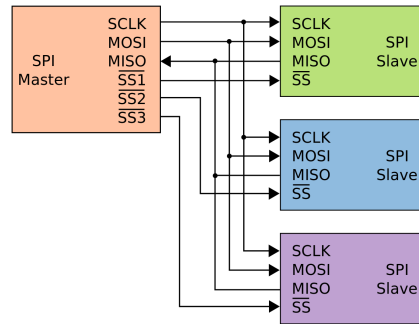


Figura 3.2: Esquema de un sistema comunicado por SPI.

Es un protocolo muy simple, ya que para hacerlo funcionar únicamente es necesario cambiar el estado de los diferentes *chip select* para habilitar tanto la escritura como lectura de los datos. Por ejemplo, si se quiere mandar una cadena de bits al chip 1, simplemente habrá que cambiar el estado de 1 a 0 para ese dispositivo.

Los motivos por los que se elige este bus para la comunicación son los siguientes:

- Alta velocidad.
- *Full Duplex*.
- Fácil comprobación de errores.

Respecto al comportamiento del sensor será necesario saber que el electrodo de trabajo se encuentra a 2V de forma constante.

3.1. Desarrollo hardware

El diseño se divide en tres fases con el objetivo de analizar la tecnología de acuerdo a su fin y buscar nuevas soluciones, que se adapten a ésta conforme se ha desarrollado el proyecto.

Este análisis se ha realizado partiendo de los dos circuitos independientes para el sistema de lectura y calibración de los electrodos, hasta un aspecto más general en el que se estudian las posibles formas de alimentación, posibles adaptadores o convertidores de tensión y conectores.

Acerca del encapsulado de los diferentes componentes se acepta VSOP (*Very Small Outline Package*) como el mínimo permitido debido a las limitaciones de la soldadura manual.

3.1.1. Sistema de lectura

Esta parte del diseño está orientada al sistema de medida que ha sido utilizado para calcular la corriente que circula por el electrodo de trabajo a partir del volumen de analito.

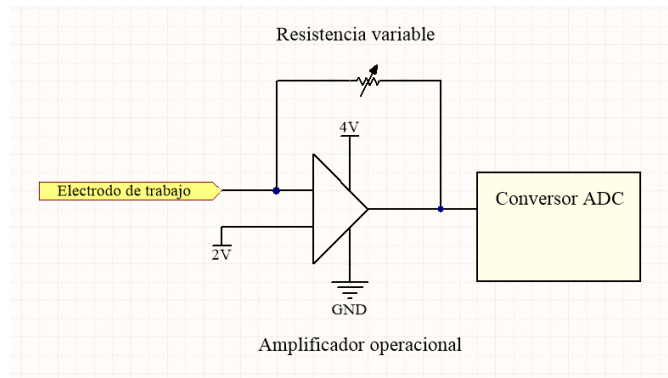


Figura 3.3: Circuito de medida del potencióstato.

Como se puede observar en la figura 3.3 se necesita un amplificador operacional, una resistencia variable para la cual se ha utilizado un potenciómetro y un conversor analógico digital cuyo objetivo es leer los datos y la posterior comunicación con el microprocesador para poder tomar y monitorizar los datos.

A continuación se detallan las necesidades o criterios de selección de esta tecnología, así como su funcionalidad.

▪ Amplificador operacional

El objetivo de este dispositivo es transformar la corriente de entrada, por tanto, tiene una función de conversor I/V , siendo I la intensidad de corriente del electrodo y R la resistencia utilizada para la amplificación. Por lo que su funcionamiento sigue la siguiente ecuación.

$$V_{out} = -I \cdot R$$

Es uno de los componentes más críticos del sistema. Requisitos:

- ✧ Alto CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*). Alto rechazo al modo común, de forma que sea capaz de ignorar los voltajes que son comunes a ambas entradas.
- ✧ Alta impedancia de entrada.
- ✧ Bajo IBias o corriente de polarización. Es la corriente que circula por el integrado cuando no hay señal y que es provocada por la no linealidad del componente.

Se elige el LMP7721 tras centrar principalmente la búsqueda en la característica de bajo IBias. Está fabricado por Texas Instruments y sus características son las siguientes:

- ✧ 1 canal.
- ✧ IBias 0.02 pF.
- ✧ *Rail to rail*. De forma que el voltaje de salida sea próximo a la tensión de alimentación.
- ✧ Alto CMRR.
- ✧ Encapsulado SOIC (*Small Outline Integrated Circuit*).

Para conectar este dispositivo, lo primero ha sido conectar su entrada positiva a 2V de forma que así se pueda medir tanto corrientes positivas como negativas. Aplicando la anterior fórmula se obtiene el siguiente comportamiento.

$$V_{out} = -I \cdot R + 2$$

De esta forma se consigue un rango de voltajes de entrada de 0 a 4V, siendo representadas de 0 a 2 voltios las corrientes positivas y de 2 a 4 las corrientes con valor negativo.

■ Potenciómetro

El potenciómetro es utilizado para la conversión I/V ya que su función es multiplicar la corriente de entrada de forma que se llegue a los 4V que como máximo entran al conversor ADC (*Analog-to-Digital Converter*).

Dado que los parámetros químicos a medir pueden variar considerablemente la corriente que circule por el electrodo de trabajo, se hace necesario un rango de resistencias y resolución amplias de forma que sea posible medir desde nanoamperios hasta miliamperios.

Los criterios a seguir son:

- ✧ Comunicación SPI.
- ✧ Resistencia elevada.

El componente elegido será MCP4261 del fabricante Microchip. Sus características principales son las siguientes:

- ✧ Resolución de 257 pasos, 8 bits.
- ✧ Resistencia máxima de 100K.
- ✧ Comunicación SPI.
- ✧ Doble canal
- ✧ No volátil.
- ✧ Encapsulado SOIC.

Si se estudia el comportamiento de su resistencia interna responderá a la siguiente ecuación.

$$R = \frac{R_{MAX} \cdot N}{256} \quad N \in [0, 256]$$

De esta forma se obtiene la máxima resistencia para valores superiores de N.

■ Conversor ADC

Para la elección del sistema conversor analógico-digital son interesantes unas características que permitan percibir, con la mayor exactitud posible, la cantidad de corriente que es recibida. Sus características principales serán las siguientes:

- ✧ Comunicación SPI.
- ✧ Alta resolución.
- ✧ Operación diferencial para poder restar los 2V que le son sumados en la etapa anterior.

- ✧ 1 canal.
- ✧ Bajo INL (*Integral nonlinearity*). Este factor determina el porcentaje de no linealidad del dispositivo. De forma que cuanto menor sea, más se acercará su comportamiento al ideal.

Siguiendo estos criterios, se elige el ADS1146 del fabricante Texas Instruments que cumple con las siguientes características:

- ✧ 16 bits de resolución.
- ✧ Comunicación SPI.
- ✧ 1 Canal.
- ✧ Entrada diferencial.
- ✧ Encapsulado TSSOP (*Thin-Shrink Small Outline Package*).

Es un detalle importante a tener en cuenta que la resolución sea de 16 bits ya que la mayoría de dispositivos que utiliza este sistema de comunicaciones envían registros de este tamaño, de forma que no sea necesario configurar distintos modos para el SPI dependiendo del integrado a controlar.

3.1.2. Sistema de control del electrodo

Como se vio anteriormente, los electrodos deben mantener una diferencia de tensión constante entre ellos. Para ello, se ha realizado un sistema de forma que sea posible equilibrar esta tensión. Como consecuencia se ha desarrollado un pequeño circuito de realimentación. Tal y como se muestra en la figura 3.4

A continuación, se detallan las necesidades o criterios de selección de esta tecnología, así como su funcionalidad.

■ Amplificador operacional (Seguidor)

El objetivo de este operacional no es otro que evitar la polarización del electrodo, ya que por las características propias de estos dispositivos la corriente, a su entrada, será prácticamente nula.

Criterios:

- ✧ *Rail to rail*.
- ✧ IBias baja, pero no es un detalle determinante.
- ✧ Buena impedancia de entrada.

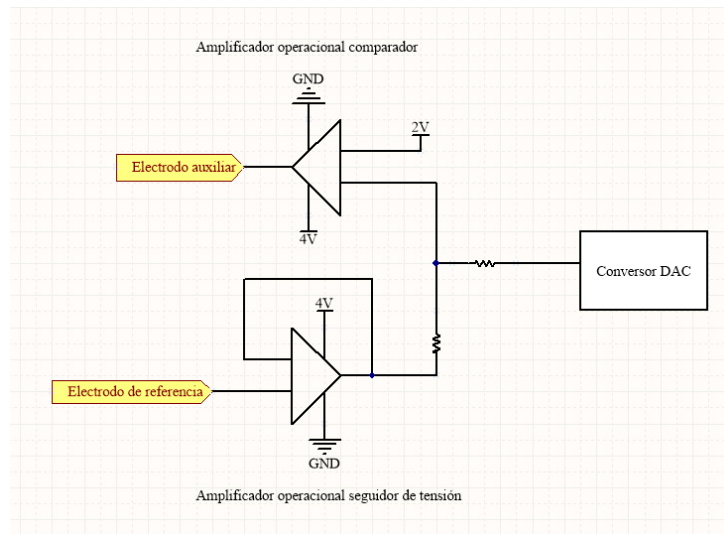


Figura 3.4: Circuito de control de potencial.

El elegido fue MCP6002 del fabricante Microchip. Sus características principales son:

- ✧ IBias de 1 pA.
- ✧ 2 Canales, ya que no es un componente crítico para el sistema se opta por esta disposición de manera que se ahorre espacio sobre la superficie del PCB (*Printed Circuit Board*).
- ✧ *Rail-to-Rail Input/Output*.
- ✧ Encapsulado SOIC.

■ Convertor DAC

El objetivo de este componente es fijar los 2 voltios de referencia en nuestro electrodo de trabajo; el motivo de utilizar un convertor ha sido de cara a un posible cambio de sensor en el futuro que requiera que este electrodo tenga un voltaje diferente.

Criterios:

- ✧ Único canal.
- ✧ Buena resolución.
- ✧ Referencia externa.
- ✧ Comunicación SPI.
- ✧ Muy bajo ruido.

El componente elegido de acuerdo a las especificaciones anteriores fue el DAC8830 cuyas características principales son:

- ✧ 16 bits.
- ✧ 2 canales.
- ✧ SPI.
- ✧ Encapsulado SOIC.

■ Amplificador operacional (Circuito regulador)

Este componente tiene como objetivo principal regular la tensión del electrodo auxiliar y funciona como un comparador. De forma, que si la tensión es superior a 2 voltios, la salida sea 0V y en caso de ser inferior, sea de 4V. De esta manera, siempre se encontrará el electrodo en torno a 2 voltios.

Requisitos principales:

- ✧ Alto CMRR.
- ✧ Rail to rail.
- ✧ Alta ganancia.

El elegido ha sido el OPA2363, ya que cuenta con las necesidades anteriores y sus características son las siguientes:

- ✧ CMRR 90 dB.
- ✧ Aol (*open-loop gain*): 100dB. La ganancia en lazo abierto se considera infinita para operadores ideales e indica la ganancia tensión en ausencia de realimentación.
- ✧ 2 canales.
- ✧ Encapsulado MSOP-10 (*Mini Small Outline Package*).

Otro detalle a tener en cuenta para este dispositivo es que tiene posibilidad de apagado. Esto permite que cuando no sea utilizado ese canal de medida pueda ser desconectado.

3.1.3. Aspectos generales

Tras realizar la selección anterior de componentes surge la necesidad de nuevos dispositivos como pueden ser los de alimentación, así como un nuevo dispositivo para traducir el voltaje para asegurar la integridad de señal.

En primer lugar, han sido necesarios 4 voltios para la alimentación de los diferentes componentes, y se ha precisado de una referencia de 2 voltios de entrada al sensor. Tras la búsqueda de diferentes componentes que se adecuasen a nuestras necesidades se optó por elegir los siguientes:

- MCP1702-4002 este componente fabricado por microchip es un regulador de tensión de baja caída y ha sido el encargado de entregar a su salida 4V y 250 mA de corriente que sirven para alimentar la parte analógica del circuito. Encapsulado SOT23 (*Small-outline transistor*).
- REF3040 de Texas Instruments proporciona una referencia de 4V que utilizan los diferentes componentes digitales. Encapsulado SOT23.
- REF3020 al igual que el componente anterior, es fabricado por Texas Instruments y se encarga de proporcionar los 2V que utiliza como referencia el sensor bioenzimático. Encapsulado SOT23.

Una vez elegidos los diferentes componentes para el potenciómetro, surge un problema ya que dependiendo del microprocesador, el bus de comunicación funciona a un voltaje u otro y esta diferencia de voltaje respecto de los dispositivos elegidos puede ver alterada la comunicación. Por tanto, se optó por referenciar a 4V las líneas de datos (MOSI y MISO) y la línea de reloj (SCLK).

Tras la búsqueda de un componente multicanal y bidireccional, se eligió el siguiente:

- TXB0108 fabricado por Texas Instruments y con encapsulado SOIC.

Con el uso de este dispositivo se asegura una mayor precisión a la salida y la correspondiente configuración de los componentes.

3.2. Características del sistema empotrado

El sistema hardware elegido ha sido la placa Beaglebone black [18], la misma que se muestra en la figura 3.5. Se ha tomado esta decisión principalmente por su procesador AM355x, ya que una de sus características principales es que consta de 2 unidades programables a tiempo real, también conocidas como PRU, que permiten independizar los procesos necesarios para el funcionamiento del potenciómetro. De esta forma, los programas corren sobre la PRU y así el procesador principal se encuentra libre para poder realizar otras tareas totalmente independientes sin verse penalizados por el rendimiento de estas.

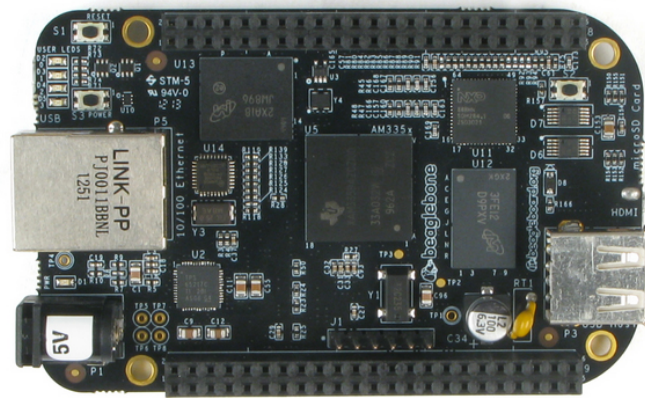


Figura 3.5: Vista superior del sistema embebido Beaglebone

A continuación, se analizan las características principales de esta placa que han permitido conocer los pasos necesarios para desarrollar el proyecto.

El procesador, como se indica anteriormente es el AM3558 Cortex A8 d 32 bits. Fabricado por Texas Instruments. La velocidad de éste, viene determinada por la alimentación entregada al dispositivo, por tanto es de 500MHz alimentada únicamente por vía USB y de 720 MHz con una fuente en DC.

En la figura 3.6 se puede ver el sistema funcional del procesador.

Con esta vista general del microprocesador, se puede observar que tiene un módulo PRU-ICSS consistente en la ya mencionada unidad programable a tiempo real y su protocolo de comunicación correspondiente.

Si se estudia con detenimiento, la PRU tiene una arquitectura RISC de 32 bits y es el modelo SPRUH73 de Texas Instruments. Consiste en un ordenador con un conjunto reducido de instrucciones que permite deshacerse de carga importante del procesador, principalmente de las operaciones que funcionan a tiempo real y a alta velocidad.

Ambas PRU pueden operar tanto de forma independiente como conjunta y poseen 8 Kb de RAM cada una.

El sistema funcional anterior permite ver que el procesador tiene una memoria RAM compartida, esto hace posible compartir datos con los programas que corren en el procesador principal, ya que es accesible por todos los dispositivos.

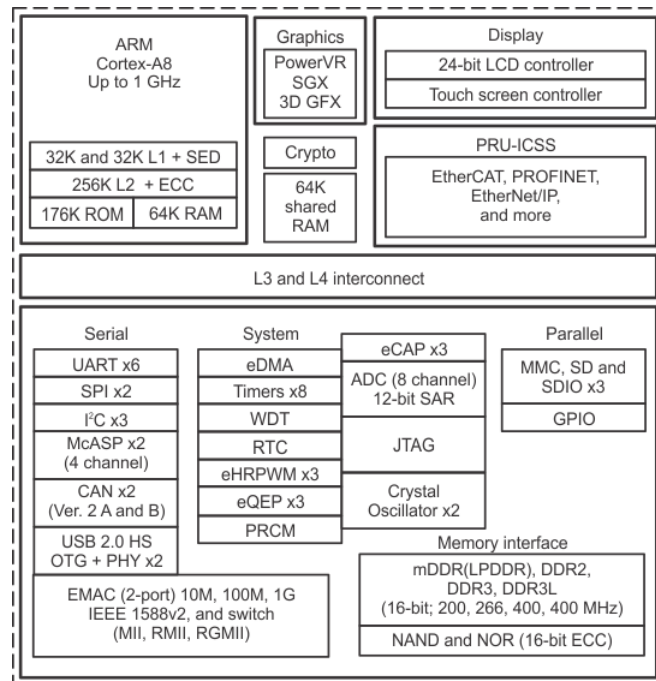


Figura 3.6: Vista funcional del procesador AM3358.

Dado que la PRU es un dispositivo que se encuentra a muy bajo nivel, el lenguaje en el que se ha programado ha sido ensamblador y se ha basado en la escritura en diferentes registros del mapa de memoria.

Una vez estudiado el procesador, otra de las características de la Beaglebone son los 2 conectores de 46 pines que se encuentran a la derecha e izquierda de la placa, señalados en la figura 3.7. Estos pines pueden ser configurados en 7 modos distintos de forma que sea posible programar obteniendo acceso a los pines SPI, i2C, ADCs, PWM o lo que se necesite para la configuración.

Otros detalles a tener en cuenta sobre el dispositivo son los 256Mb de memoria SDRAM DDR2 o que contiene un sistema embebido Linux que ha sido actualizado a la última versión.

Respecto de la alimentación del sistema empotrado, la placa tiene 2 posibles salidas de tensión, una de 5V y otra de 3,3V al igual que el bus SPI.

3.3. Diseño del PCB

En este apartado se explicarán algunos de los criterios aplicados durante el diseño, así como técnicas utilizadas para la reducción de ruido.

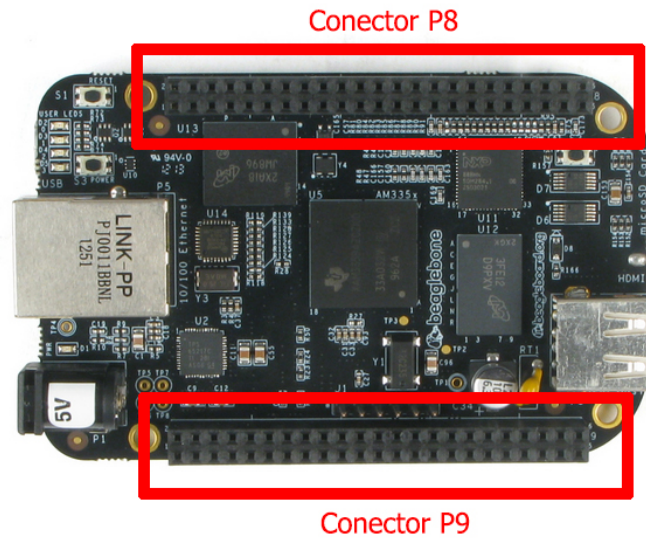


Figura 3.7: Pines expansión Beaglebone.

Con el objetivo de permitir una expansión del proyecto, se han utilizado los conectores P8 y P9 que se pueden observar en la figura 3.7 sobre los que se inserta el PCB del potencióstato. Con motivo de utilizar una pantalla en trabajos futuros se estudió los pines utilizados por este dispositivo.

Para la alimentación del potencióstato se han utilizado las salidas de voltaje de 3,3V y 5V del dispositivo Beaglebone [18] de forma que no es necesario conectar al hardware una nueva fuente de tensión.

A continuación se indica la asignación de pines correspondientes:

- P8. Uso de los pines 7, 8, 9, 10 como GPIOs. Pines 1, 3 y 5 para alimentación del potencióstato.
- P9. Uso de los pines 11, 13 y 25 como GPIOs y pines 28, 29, 30 y 31 para el bus de comunicaciones SPI.

Para reducir el ruido del sistema se optó por llevar a cabo las siguientes mejoras [19]:

- Evitar giros mayores de 90° en las pistas para evitar fenómenos de reflexión.
- Realizar 2 planos de masa. Uno digital que conecte directamente al dispositivo Beaglebone y un plano analógico que se conecta en la capa inferior del PCB al plano digital.
- Caminos cortos en las pistas a masa.

- Pistas de 0,3 mm de grosor y 0.3 mm de separación.
- Separación de voltaje analógico y digital.
- Uso de condensadores cerca de la alimentación de los componentes.
- Uso de condensadores para reducir el sobreoscilamiento de las señales.

Para el diseño de los esquemáticos y del PCB se ha utilizado la herramienta Altium Designer.

En las figuras 3.8 y 3.9 se muestran las capas superior e inferior del circuito impreso diseñado. Dicho circuito impreso tiene unas dimensiones de 8,2 cm de largo por 6 cm de ancho.

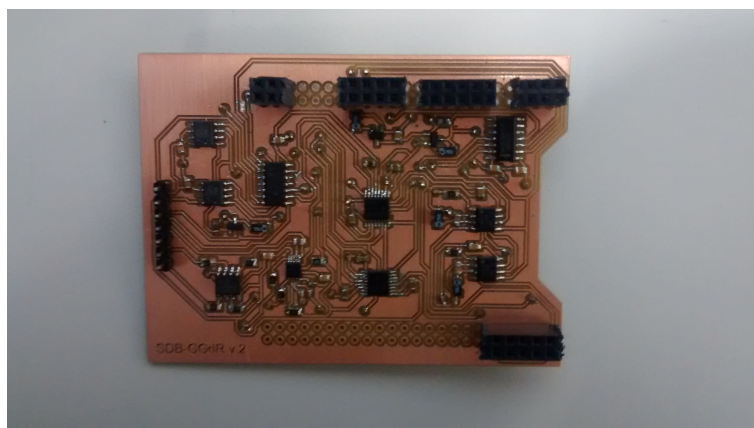


Figura 3.8: Vista superior del potenciómetro fabricado.

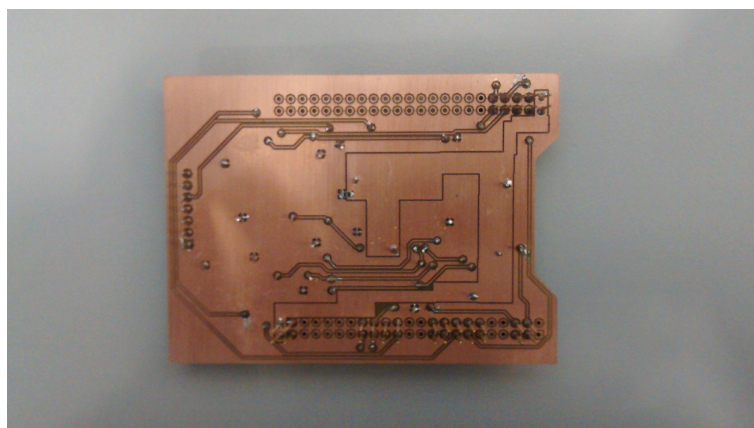


Figura 3.9: Vista inferior del potenciómetro fabricado.

3.4. Desarrollo del software

En esta sección se detalla el proceso seguido para el desarrollo del software de control de los diferentes dispositivos.

Dado que la placa Beaglebone lleva embebido un sistema operativo Debian Linux, existe la posibilidad de programar en Python, Java o C y se opta por programar en lenguaje C ya que facilita algunas necesidades que eran complicadas de realizar en otros lenguajes como python.

Este programa que corre sobre la PRU debe tener la siguiente funcionalidad:

- Configuración de los componentes.
- Lectura del módulo ADC.
- Escritura en memoria.

El primer paso para poder configurar componentes y leer los dispositivos ha sido habilitar el bus de comunicación SPI, para ello hubo que deshabilitar el HDMI de la placa debido a que utilizaba los diferentes pines necesarios [20]. Como hemos visto anteriormente, cada uno de los componentes se sirve de un GPIO que se utilizará como CS. Dado que los diferentes pines están multiplexados y tienen 7 posibles estados, se han activado y posteriormente configurado los diferentes GPIOs. Se ha utilizado el SPI1, para activarlo ha sido necesario escribir un programa que se ejecuta en el *Device Tree*¹ de la placa de forma que se active esta funcionalidad.

Para poder lanzar el programa sobre la PRU el primer paso es activarla; en este programa se ha utilizado la PRU0, una vez activa envía un programa binario que es generado a partir del código en ensamblador.

Para enviar los mensajes mediante SPI se configura de forma que el tamaño de palabra sea de 16 bits. Para transmitir, se escribe el mensaje correspondiente en el registro de transmisión y el registro de recepción para el proceso de lectura.

Para comprobar el correcto funcionamiento del programa, se ha optado por escribir las lecturas en la memoria compartida, diseñando un programa que corra sobre el procesador principal. De manera que muestre por pantalla las diferentes medidas.

En las figuras 3.10 y 3.11 se puede ver el sistema de medida completo formado por el dispositivo Beaglebone y el PCB diseñado. Tiene unas dimensiones totales de 10 *cm* de largo por 6 *cm* de ancho.

¹Estructura de datos para la descripción del hardware

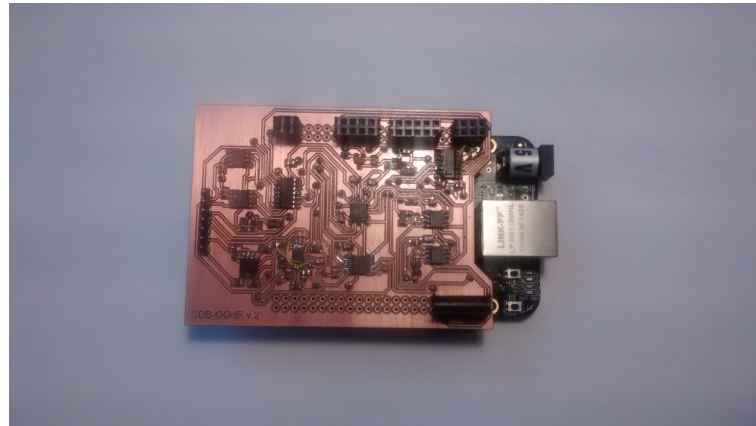


Figura 3.10: Vista superior del sistema de medida compuesto por el dispositivo Beaglebone y el potencióstato.

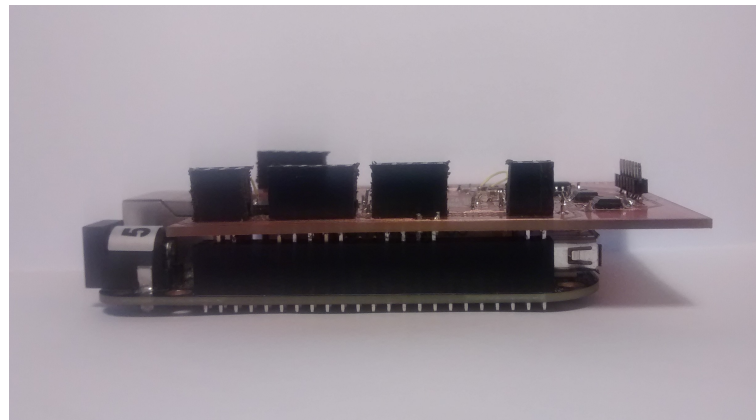


Figura 3.11: Vista lateral del sistema de medida compuesto por el dispositivo Beaglebone y el potencióstato.

Capítulo 4

Pruebas

En este capítulo se explican el conjunto de medidas llevadas a cabo para el correcto funcionamiento del potencióstato.

El primer paso fue conseguir que los componentes se configurasen de la forma correcta. Para algunos componentes como el potenciómetro, al tener tanto entrada como salida SPI pudo ser leída la resistencia fijada mediante el uso de este bus de comunicación.

Otros componentes como los conversores digital-analógico son fijados a 2V de acuerdo al voltaje esperado sobre el electrodo de referencia, para comprobar la correcta configuración fue medido con el osciloscopio obteniendo la misma respuesta para ambos canales, tal y como se muestra en la figura 4.1.



Figura 4.1: Calibración del conversor digital-analógico.

Para realizar las medidas con biosensores enzimáticos fue necesario desplazarse a una empresa fabricante de este tipo tecnología.

Estas pruebas se realizaron con un biosensor amperométrico para la medida de alcohol, por lo que el compuesto químico a medir fue etanol.

Se utilizó una disolución tampón fosfato salino 0,05 Molar y pH 7,5 dentro de una célula electroquímica de 20 ml. El material de fabricación del electrodo de referencia es Ag/AgCl.

Debido a limitaciones durante la medida, solo se han realizado pruebas con dos concentraciones distintas de etanol. Una primera muestra con una baja concentración de etanol $1,2 \cdot 10^{-4} \%$ (V/V) y una mayor de $6 \cdot 10^{-4} \%$ (V/V), ambas se consiguen mediante la adición de 100 μl y 500 μl de etanol, respectivamente, sobre una disolución inicial/patrón de 0,024 % (V/V). Se ha llevado a cabo un proceso de reducción electrofítica de forma que se espera que con el aumento de etanol en la solución aumente la corriente.

El montaje del equipo para la medición se muestra en la figura 4.2.

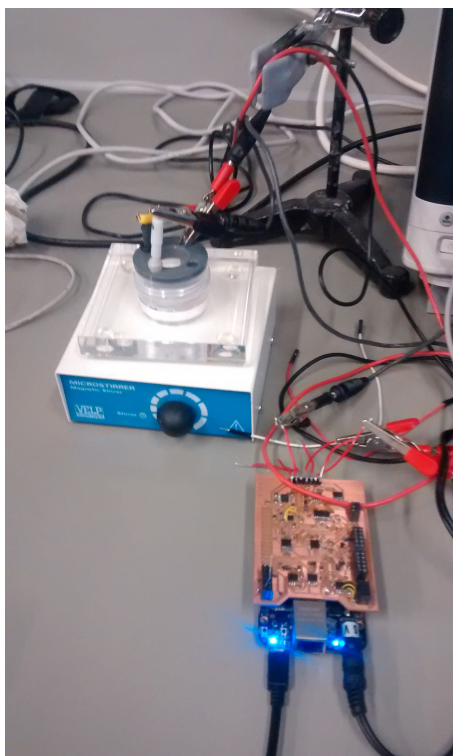


Figura 4.2: Montaje de medición.

Para estas medidas se utilizó una resistencia $100\text{ K}\Omega$, la máxima permitida por el potenciómetro, ya que el rango de corrientes a medir para este sensor era de -800 a -1800 nA y así la variación para una corriente tan baja es apreciable.

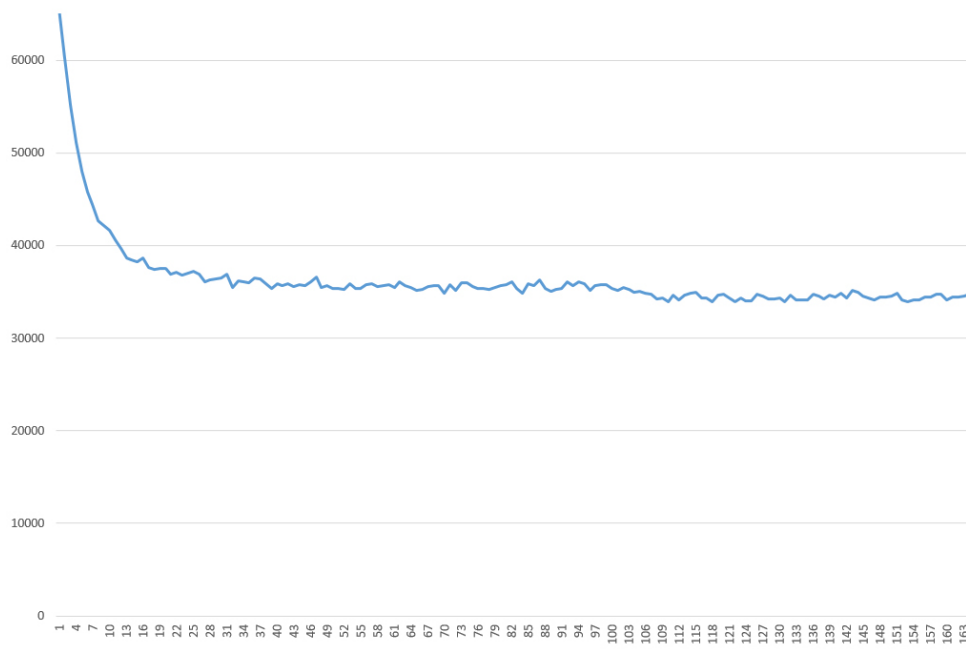


Figura 4.3: Proceso de medida de estabilización y adición de muestra de baja concentración para el canal 1.

Las medidas obtenidas para el canal 1 se muestran en las figuras 4.3 y 4.4.

En la figura 4.3 se muestra la gráfica correspondiente a la medida para la muestra de baja disolución y en la figura 4.4 la correspondiente a la muestra de alta concentración. En el eje horizontal de ambas gráficas se indica el número de muestra y en el eje vertical la concentración medida por el conversor ADC. Durante la medición se tomó una muestra cada 3 segundos y se tomaron un total de 163 muestras para el primer canal y 113 para el segundo.

Se aprecia como hay una fase inicial de estabilización del sensor que dura aproximadamente las 50 primeras muestras, a partir de ese momento se empiezan a considerar los datos como lineales. En la muestra número 100 se introdujo la solución de etanol. Se puede observar una pequeña variación en el comportamiento, muy baja ya que el cambio es de $-200nA$. Los resultados no son los esperados ya que se espera un aumento del voltaje de acuerdo a la operación de reducción electroquímica.

Para la segunda medida del canal, en la muestra número 130 se introdujo la solución con mayor concentración. Se puede observar que se produce una curva mayor, lo que corresponde al igual que en la gráfica anterior, con una bajada de la tensión a la entrada del conversor analógico-digital.

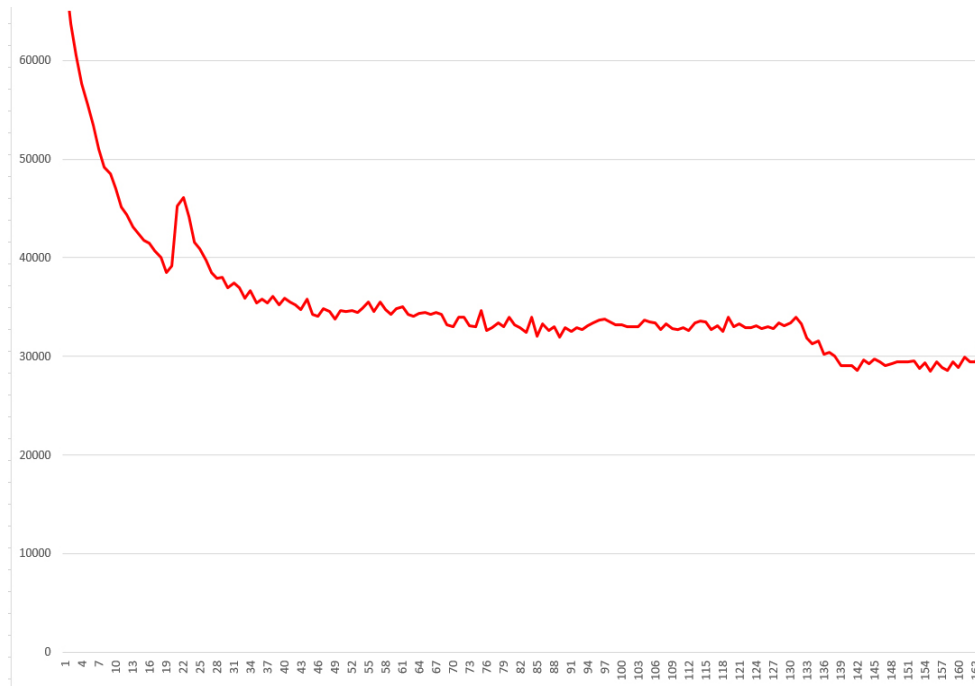


Figura 4.4: Proceso de medida de estabilización y adición de muestra de alta concentración para el canal 1.

Las medidas obtenidas para el canal 2 se muestran en las figuras 4.5 y 4.6.

En la figura 4.5 la gráfica muestra la medida de baja disolución y en la figura 4.6 se muestran los resultados para la disolución de alta concentración.

Para estas medidas no se ha tenido en cuenta el proceso de estabilización, esto se debe a que únicamente se conectó el electrodo de medida del canal 1 al 2 y al no producirse un cambio en el potencial, no fue necesario volver a estabilizar el sensor.

Para la muestra de baja concentración de etanol se observa que, de acuerdo con los datos esperados, la operación de reducción produce un aumento del voltaje a la entrada del conversor ADC. La solución de alcohol fue añadida en torno a la muestra número 45.

Para la muestra de mayor concentración de etanol se puede apreciar como la curva generada por el cambio de corriente es mucho mayor.

Debido a que los resultados obtenidos para las muestras del primer canal no son las esperadas, se procederá a comparar las curvas obtenidas para el segundo canal y así obtener la sensibilidad de la medida. La figura 4.7 da un ejemplo visual de esta comparación.

Para calcular la sensibilidad del sistema se ha procedido a calcular la media de las rectas en sus regiones estables.

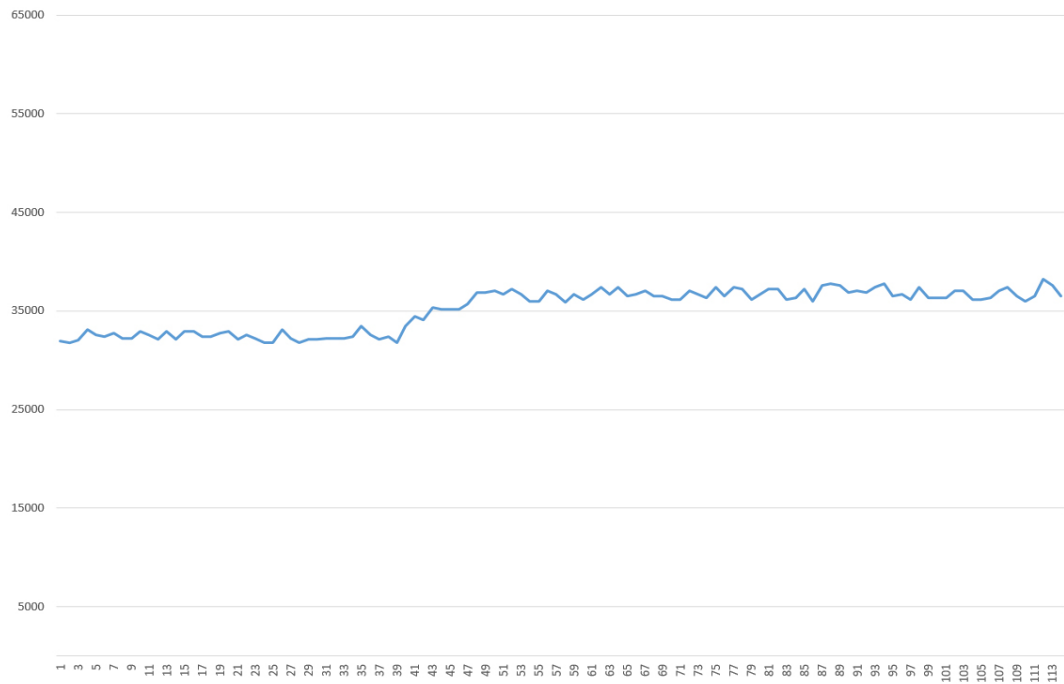


Figura 4.5: Proceso de medida del canal 2 tras la adición de muestra de baja concentración.



Figura 4.6: Proceso de medida del canal 2 tras la adición de muestra de alta concentración.

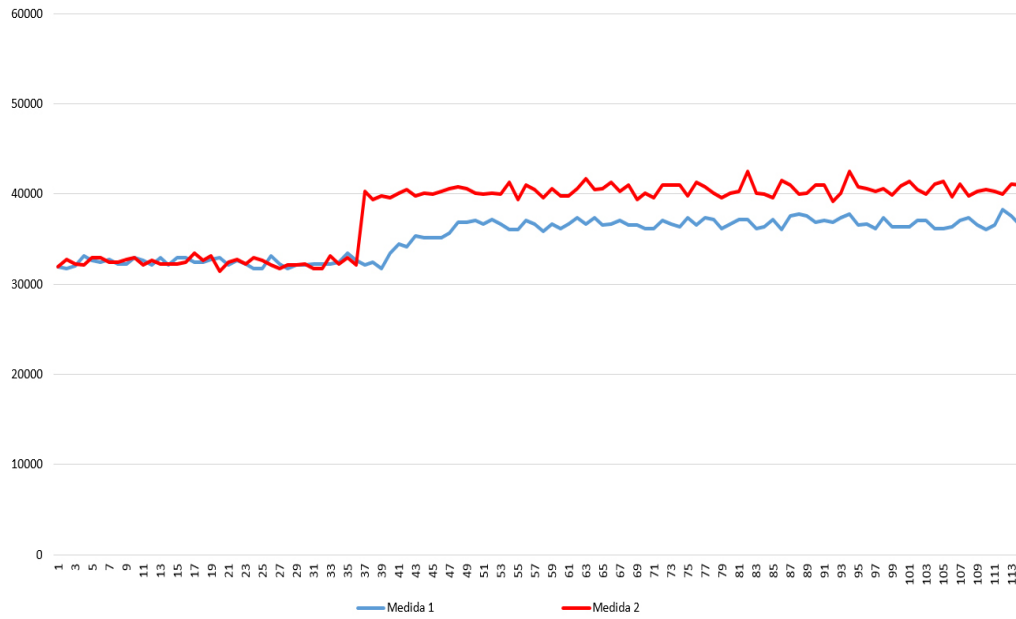


Figura 4.7: Comparación de las señales del canal 2 para las muestras de baja y alta concentración de disolución.

El promedio para la recta calibrada fue 33411, para la muestra con baja concentración 36163 y para la alta concentración 40421. A partir de estos valores podemos calcular que el sistema tendrá una sensibilidad media de 632.93mV/nA . Este dato puede variar debido al índice de no linealidad del conversor ADC.

Capítulo 5

Conclusiones y trabajo futuro

5.1. Conclusiones

A lo largo de este trabajo, se ha realizado el desarrollo de un potencióstato para la medida de parámetros químicos.

Como punto de partida, se ha llevado a cabo un estudio sobre la tecnología actual necesaria para el diseño del potencióstato, también se ha estudiado a fondo el dispositivo Beaglebone de forma que fuese posible sacar un máximo rendimiento y buscar las mejores soluciones para desarrollar un sistema que permita la evolución en proyectos futuros.

Respecto de las pruebas realizadas durante el desarrollo, se ha podido observar el correcto funcionamiento del sistema para uno de los canales de medida obteniendo los datos esperados para las medidas, ya que varía la respuesta en función de la corriente que circula por el electrodo.

5.2. Trabajo futuro

Existen multitud de aplicaciones posibles para este dispositivo ya que por la disposición del diseño, aprovechando los conectores de expansión del sistema empotrado, tiene la capacidad de ampliar la funcionalidad del dispositivo.

En primer lugar, se propone como trabajo futuro el desarrollo de nuevas versiones que mejoren el dispositivo minimizando el ruido y obteniendo un mayor control sobre el potencial de los electrodos, de forma que mejore la precisión en la medida.

Por otro lado, el dispositivo Beaglebone puede evolucionar con la aparición de nuevas capas, creando nuevas aplicaciones. Por ejemplo, a partir de la conexión de una pantalla LCD se podría monitorizar el comportamiento de los fluidos o incorporando

un módulo GSM, de forma que éste se pueda monitorizar a tiempo real desde cualquier dispositivo móvil conectado a internet.

Desde otro punto de vista, también se podrá adaptar a nuevos tipos de medidas de acuerdo aparezcan en el mercado nuevas generaciones de sensores adaptados a otros compuestos.

Por tanto, se pueden definir tres posibles caminos de desarrollo futuro. Trabajar para mejorar la calidad y precisión de este dispositivo, añadir nuevas funcionalidades a través de nuevas capas para el sistema embebido y por último lograr un mayor rango de especialización, adaptando el dispositivo a nuevos sensores, componentes o técnicas de diseño.

Glosario

HCTLAB	Human Computer Technology Laboratory
HW	Hardware
SW	Software
RTD	Resistance temperature detector
HDMI	High-Definition Multimedia Interface
SO	Sistema Operativo
PCB	Printed Circuit Board
GPIO	General Purpose Input-Output
SPI	Serial Peripheral Interface
I2C	Inter-Integrated Circuit
PRU	Programmable Real Unit
RAM	Random-access memory
ICSS	Industrial Communication SubSystem
RISC	Reduced Instruction Set Computer
DC	Direct current
MOSI	Master Output Slave Input
MISO	Master Input Slave Output
CS	Chip Select
ACK	Acknowledgement
SDA	Serial Data Line
SCL	Serial Clock Line
ADC	Analog-to-digital converter
DAC	Digital-to-analog converter
IBias	Corriente de polarización
CMRR	Common mode rejection ratio
AOL	Open-loop gain
LCD	Liquid crystal display
GSM	Global System for Mobile Communications
SOT	Small-outline transistor
SOIC	Small Outline Integrated Circuit
VSOP	Very Small Outline Package
MSOP	Mini Small Outline Package
TSSOP	Thin Shrink Small Outline Package

Bibliografía

- [1] Documentación didáctica de la asignatura de Análisis Químico del Grado en Bioquímica. Universidad de Murcia. "Introducción al análisis químico". (2012).
- [2] Avid Roman Gonzalez. Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco. "Sensores y actuadores".
- [3] Ángel Maquieira. Universidad Politécnica de Valencia. "¿Qué son los biosensores y para qué los podemos utilizar?" (Octubre 2010).
- [4] Gómez, M. R., and S. S. Alegret. "Los sensores químicos: una aportación a la instrumentación analítica." Educación Química 8.4 (1997).
- [5] Revista información tecnológica. ISSN 0718-0764. "Biosensor de Glucosa basado en un Biocompósito disperso de Grafito-Epoxi-Platino-Glucosa Oxidasa". v22. (2011).
- [6] Electroodos serigrafados como plataforma analítica.
www.quimicosonador.wordpress.com/2012/03/23/electrodos-serigrafados-como-plataforma-analitica/
- [7] Documentación didáctica de la asignatura Sensores de la E.T.S. de Ingenieros de Telecomunicación de Vigo.
- [8] Pingarrón Carrazón, J. M., and P. Sánchez Batanero. "Química Electroanalítica, Fundamentos y Aplicaciones. 1a Edición, Editorial Síntesis.." Madrid España (2003).
- [9] Esteban García, Sergio Salazar, Armando Aguilar y Marcos Ley Koo. "Las pruebas electroquímicas y el potenciostato autónomo programable". Publicación del Instituto de Inverstigaciones Tecnológicas de México. (1997).
- [10] Wikipedia. Sistema embebido. www.es.wikipedia.org/wiki/Sistema_embebido

- [11] Contenido didáctico del curso Sistemas Embebidos. Universidad Nacional Abierta y a Distancia de Colombia.
- [12] Wandboard. www.wandboard.org/
- [13] Raspberry boards. www.raspberrypi.org/
- [14] PandaBoard. www.pandaboard.org/
- [15] Beaglebone. www.beagleboard.org/
- [16] The aerocore Board. www.gumstix.com/
- [17] Wikipedia. Estándar SPI. http://es.wikipedia.org/wiki/Serial_Peripheral_Interface
- [18] Beagleboard. “BeagleBone Rev A6 System Reference Manual.” (May, 2012).
- [19] Documentación didáctica de la asignatura de Tecnología Electrónica de Sistemas. Universidad Autónoma de Madrid. (2014).
- [20] BeagleBone Black Enable SPIDEV. www.elinux.org/BeagleBone_Black_Enable_SPIDEV

Parte II

Apéndices

Apéndice A

Esquemático desarrollado

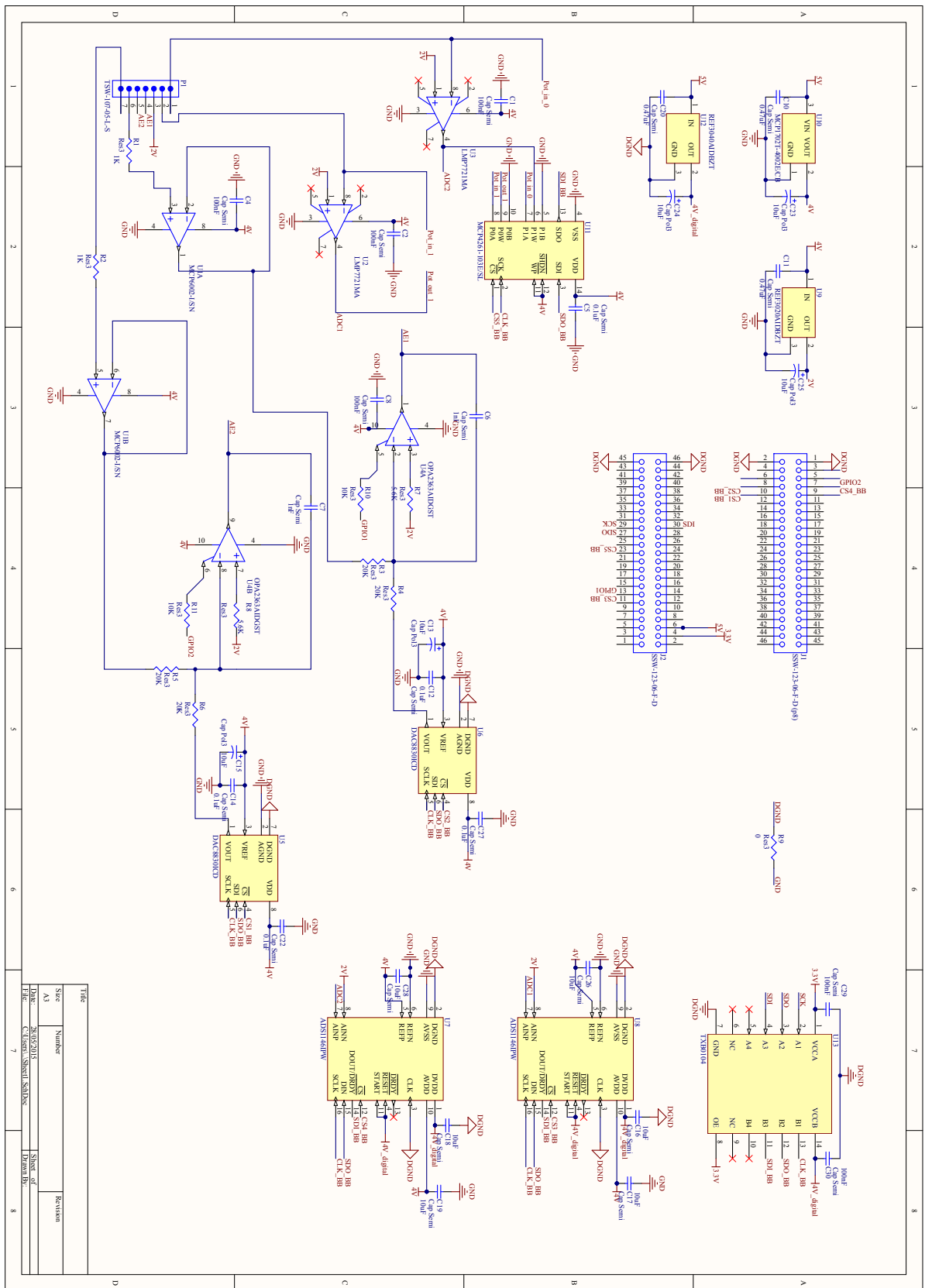


Figure A.1: Esquemático del PCB desarrollado.

Apéndice B

PCB Desarrollado

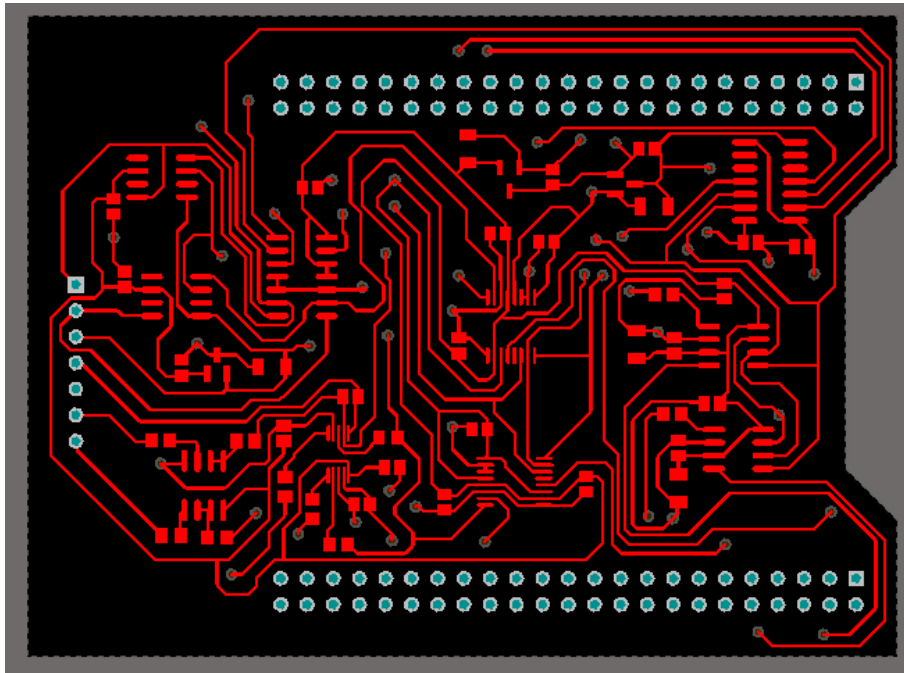


Figura B.1: Vista capa superior del PCB.

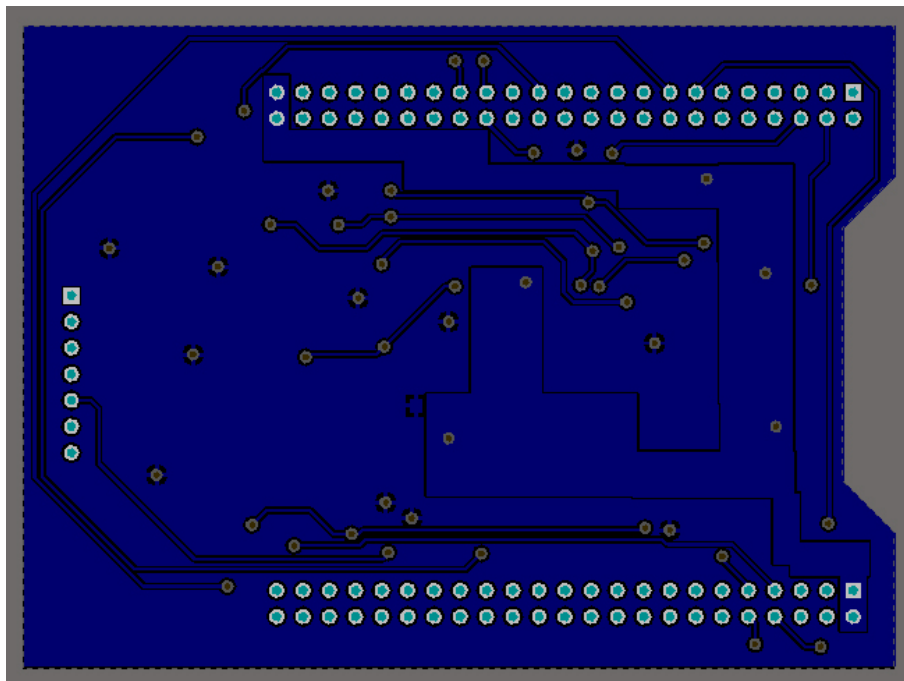


Figura B.2: Vista capa inferior del PCB.

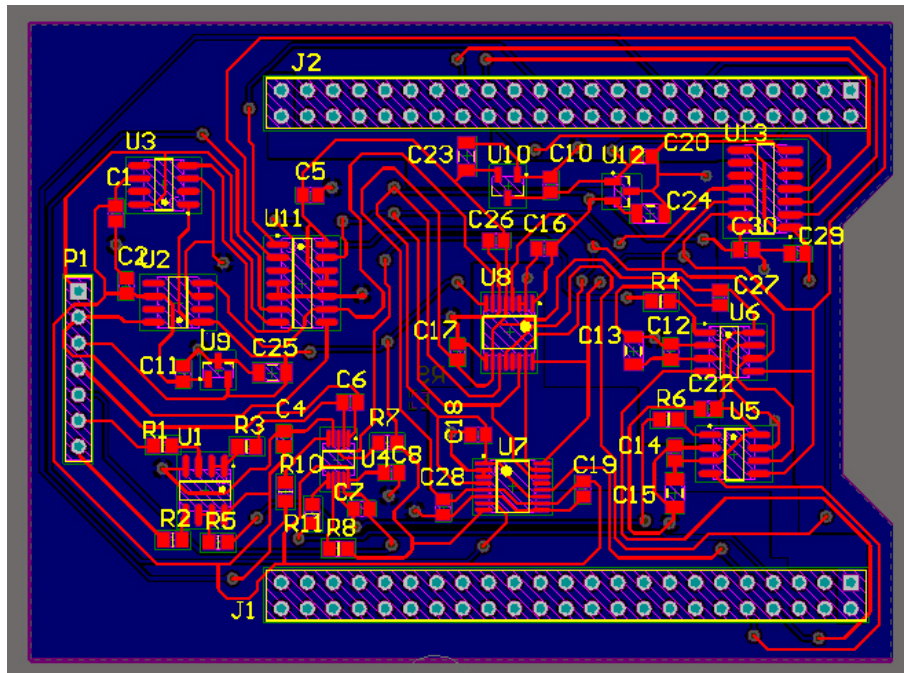


Figura B.3: Vista general del PCB.

Parte III

Anexo

Anexo

Hojas de datos de los componentes

Condensador 10uF $\pm 10\%$ (0805). Murata GRM21BR71A106KE51K.
Condensador 0.47uF $\pm 10\%$ (0805). Yageo CC0805KKX7R6BB474.
Condensador 100nF $\pm 10\%$ (0805). Murata GCM21BR72A104KA37L.
Condensador 1nF $\pm 10\%$ (0805). Murata GCM216R71H102KA37D.
Condensador 10uF $\pm 10\%$ (1206). Nichicon F931C106KAA.
Resistencia 0 $\Omega \pm 5\%$ (0805). Bourns CR0805-J/-000ELF.
Resistencia 5,6 K $\Omega \pm 5\%$ (0805). Panasonic ERJ6RBD5601V.
Resistencia 10 K $\Omega \pm 5\%$ (0805). Bourns CR0805-JW-103ELF.
Resistencia 20 K $\Omega \pm 5\%$ (0805). Panasonic ERJ6RBD2002V.
DAC8830ICD. Texas Instruments.
ADS1146IPW. Texas Instruments.
REF3040AIDBZT. Texas Instruments.
REF3020AIDBZT. Texas Instruments.
MCP1702T-4002E/CB. Microchip.
LMP7721MA/NOPB. Texas Instruments.
OPA2363AIDGST. Texas Instruments.
MCP6002-I/SN. Microchip.
TXB0104DG4. Texas Instruments.
MCP4261-103E/SL. Microchip.