

Sistema vestible de adquisición y monitoreo de señales biológicas.

D. J. Piccinini¹
N. B. Andino¹
S. D. Ponce¹
MA. Roberti¹
N. López²

¹ Grupo de Análisis, Desarrollos e Investigaciones Biomédicas,
Facultad Regional San Nicolás
Universidad Tecnológica Nacional

² Gabinete de Tecnología Médica,
Universidad Nacional de San Juan



ABSTRACT

This paper presents a modular, wearable system for acquisition and wireless transmission of biological signals. Configurable slaves for different signals (such as ECG, EMG, inertial sensors, and temperature) based in the ADS1294 Medical Analog Front End are connected to a Master, based in the CC3200 microcontroller, both from Texas Instruments. The slaves are configurable according to the specific application, providing versatility to the wearable system.

The battery consumption is reduced; through a couple of Li-ion batteries and the circuit has also a battery charger. A custom made box was designed and fabricated in a 3D printer, preserving the requirements of low cost, low weight and safety recommendations.

1. INTRODUCCIÓN

La tecnología médica es una pieza clave dentro de la problemática de salud mundial, ya que ella puede mejorar la calidad de vida o extenderla mediante el uso apropiado y la prevención. Su valor se mide no tanto por su costo económico, sino por su impacto en la práctica y el éxito de los tratamientos médicos. Debido a los avances en medicina, la expectativa de vida ha aumentado y con ella el cuidado de personas con enfermedades crónicas y tercera edad, enfatizando la necesidad de medicina preventiva y monitoreo de estos pacientes [1,2].

En este contexto se propone el desarrollo de una plataforma de sensores vestibles para el monitoreo de la salud y bienestar de los individuos, ya sea en forma directa o remota. La incorporación de esta tecnología mejora la calidad de vida e independencia de adultos mayores, personas con trastornos cognitivos o de memoria, discapacitados o personas con déficit motor, pacientes obesos, o cualquier

otra patología que coloque al usuario en situación de vulnerabilidad. Además permite el monitoreo continuo y no invasivo en la práctica deportiva, exposición a situaciones ambientales adversas, y otras aplicaciones en personas sanas [3-5]. En los últimos años se ha incorporado el uso de estas tecnologías en videojuegos, tanto de entretenimiento como de rehabilitación, como también para sistemas de realidad aumentada.

Un sistema vestible debe cumplir condiciones de diseño, tales como almacenamiento de datos, conexión inalámbrica, eficiencia en la alimentación, portabilidad, versatilidad y capacidad de acoplar varios sensores, entre otras [6]. El sistema propuesto consta de un módulo maestro encargado de la recepción de datos, sincronización, empaquetamiento de datos y transmisión inalámbrica. Este módulo se conecta a sensores o módulos esclavos, los que adquieren una señal biológica, la procesan y dan formato adecuado para su envío al maestro. Es importante destacar que la comunicación entre dispositivos debe respetar el mismo protocolo, independientemente de la naturaleza de la señal adquirida.

Los datos transmitidos a la PC desde el módulo maestro se visualizan, procesan, y se exportan a softwares específicos según la configuración del usuario. El software debe ser modular para adecuarse a los sensores elegidos para cada aplicación, los cuales dan versatilidad al sistema, funcionando en forma intercambiable. Se proponen variables biológicas a ser sensadas, cada una con su módulo de adquisición y de pre-procesamiento específico:

- **Módulo de temperatura y humedad:** Registra dos canales de temperatura, los cuales pueden colocarse en dos segmentos corporales o uno externo al cuerpo para determinar la respuesta metabólica a condiciones ambientales adversas. La humedad es una variable importante en la regulación de la temperatura corporal, y su sensado nos permite conocer el estado de adaptación del usuario a condiciones externas.
- **Módulo de Frecuencia cardíaca y oximetría de pulso:** Con un solo módulo se registran ambas variables, mediante un emisor LED de frecuencia específica para absorción por los hematíes o glóbulos rojos, lo que indica el grado de oxigenación y además permite inferir la frecuencia cardíaca. Este módulo es de vital importancia en el monitoreo remoto de pacientes cardíacos, respiratorios y ancianos. Por otro lado es un indicador de actividad corporal para usuarios sedentarios y obesos, y por último, es fundamental para el uso en deportes. La colocación de estos sensores debe realizarse sobre la piel directamente, por el mecanismo de funcionamiento mencionado anteriormente.
- **Módulo de mediciones cinéticas:** Este módulo contiene un sensor inercial IMU (*Unidad de Medición Inercial*), el cual consta de acelerómetro y giróscopo. Es importante destacar que es necesario colocar el sensor sobre el segmento corporal que quiere estudiarse, o colocar un IMU por cada segmento. La información de cada módulo IMU se procesa a fin de evitar singularidades y se fusionan ambas fuentes (acelerómetro y giróscopo) mediante un filtro de Kalman. Con dos o más segmentos es posible determinar los ángulos establecidos entre ambos, lo que es un fiel estimador del ángulo articular. Un único IMU provee información acerca de la actividad del usuario, nivel de sedentarismo, gasto de Energía (en relación con la temperatura).
- **Magnetómetro/GPS:** Este sensor está incorporado al IMU anterior, pero será usado estrictamente para realizar seguimiento y ubicación del paciente. Este módulo resulta particularmente útil para pacientes con deterioro cognitivo, enfermedad de Alzheimer o patologías similares. En el caso de pacientes de riesgo es de vital importancia si se acciona alguna alarma, tal como la frecuencia cardíaca. Asimismo se utiliza cuando se realiza el monitoreo continuo de un usuario para estudiar su comportamiento en actividades cotidianas y su ubicación permite conocer la ac-

tividad y ambiente que se relaciona a cada evento.

- Módulo de electromiografía de superficie (EMG): en los últimos años se evidencia un avance en el estudio del comportamiento muscular en pacientes en rehabilitación a través del EMG no invasivo. Es posible utilizar estas tecnologías para evaluaciones cuantitativas de ergonomía, fatiga y esfuerzo muscular en trabajos repetitivos o forzados, donde las lesiones del sistema musculoesquelético son la principal causa de discapacidad.

El diseño modular y configuración de variables que se propone en este diseño permite la configuración de los sensores activos (reduciendo el consumo de batería), el almacenamiento selectivo de datos, y la transmisión permanente sólo de los parámetros de monitoreo dependiendo de la aplicación.

En este trabajo se presenta el desarrollo del sistema maestro y un módulo esclavo para adquirir señales, en este caso se utilizaron como ejemplo señales electrocardiográficas (ECG) y electromiográficas (EMG).

2. MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema está compuesto por sensores individuales (*Slaves*) que incluyen, in situ, una etapa de acondicionamiento de la señal biológica de interés, otra etapa de regulación y filtrado de la alimentación y un convertor analógico digital. Estos sensores se conectan a una placa *Master*, que se encarga de: controlar la comunicación con los *Slaves*, la transmisión inalámbrica a una PC y la alimentación del sistema completo, que incluye la carga de las baterías. La mencionada conexión entre *Slaves* y *Master* está prevista para montarse en una prenda cableada adecuadamente. La transmisión de información desde el *Master* se realiza por Wifi bajo protocolo TCP/IP a una computadora personal para su procesamiento y extracción de características (Figura 1). El sistema brinda la posibilidad de disponer los datos en formato de archivo de texto plano, facilitando el análisis y aplicación de algoritmos con cualquier lenguaje de programación o incluso en una simple hoja de cálculo comercial o abierta.

160

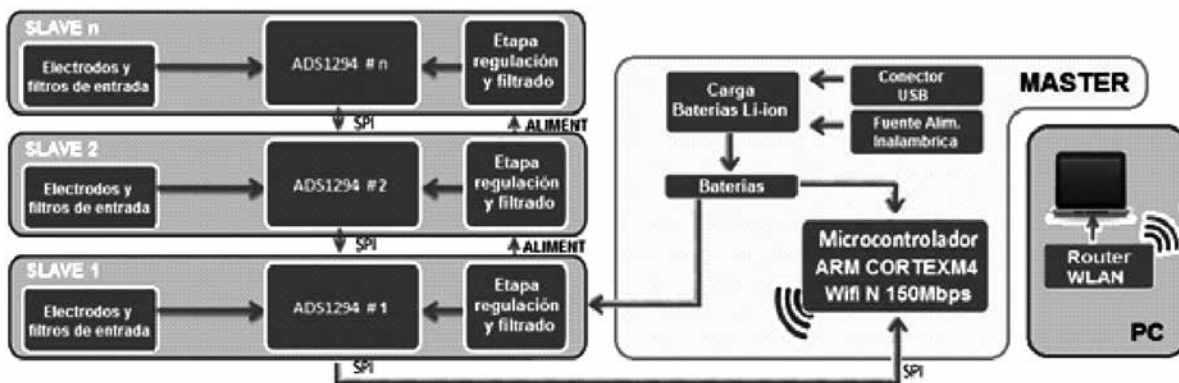


Figura 1. Diagrama en bloques del sistema.

2.1. Unidades Slaves

Como ya hemos dicho en el párrafo anterior, estas unidades *Slaves* (color azul en Figura 1) están compuestas por una etapa de amplificación de ganancia programable de bajo ruido y alto RRM de 115dB, un convertor A/D multicanal del tipo delta-sigma de 24bits con tasa de muestreo de hasta 32kSPS y referencia de tensión interna de bajo ruido, posibilidad de realimentación del modo común

a través del circuito RLD (pierna derecha) y salida digital por interface SPI compatible con conexión en cascada de múltiples dispositivos (*Daisy Chain*). Todo esto es proporcionado por el circuito integrado ADS129X de la firma Texas Instruments. En nuestro caso, es decir, módulo *Slave* para ECG/EMG se utilizó el modelo ADS1294, el cual cuenta con 4 canales diferenciales y reloj interno para su parte digital y los convertidores delta-sigma.

Cabe destacar que toda la familia ADS129X cumple con el estándar IEC60601 [7].

Para alimentar esta unidad se dispone de una tensión unipolar de +3.3v para la parte digital y una tensión unipolar de +5v para la parte analógica. Para ello, se utilizan reguladores lineales con ultra bajo ruido TPS7A49 de la firma Texas Instruments, los cuales están recomendados para aplicaciones analógicas de alta precisión y alta exactitud.

El bus SPI funciona a una velocidad de 4MHz (máx.20MHz) y permite agregar hasta un máximo de 41 unidades Slaves, que van montadas directamente sobre electrodos descartables. La cantidad máxima que se indica arriba es respecto al bus SPI, pero puede existir una limitación debido que a medida que nos alejamos del router Wifi, el ancho de banda de la comunicación decae. La siguiente ecuación corresponde a un cálculo de estimación de números de Slaves comunicados a través del bus SPI,

$$N_{\text{DEVICES}} = \frac{f_{\text{SCLK}}}{f_{\text{DR}} (N_{\text{BITS}})(N_{\text{CHANNELS}}) + 24}$$

Donde f_{SCLK} es la frecuencia del bus SPI que se usó, f_{DR} la frecuencia de muestreo del ADC, N_{BITS} es la cantidad de bits de la muestra, en este caso es 24 bits y N_{CHANNELS} corresponde a los 4 canales que tiene el ADS1294. La configuración adoptada es de 1000SPS (Samples

Per Second). Es posible llegar hasta 208 Slaves conectados si usamos una velocidad de SPI de 20 MHz, ya que tanto el microcontrolador como los ADS128X lo permiten, pero esto podría traer problemas en la comunicación originada por la longitud de los cables. Aun así, se tomaron las precauciones necesarias en el diseño de la placa para llegar a esa velocidad si esta aplicación, o alguna otra, lo requiere.

Para interconectar las unidades Slaves se utilizó la configuración *Daisy Chain*, que comparte las señales SCLK, DIN y CS del bus, atravesando por cada ADS1294. La línea DOUT correspondiente al dato de salida de cada ADS ingresa a la entrada DAISY_IN del módulo previo, y así sucesivamente creando una cadena. Es decir, que la cantidad mínima de cables necesarios para realizar la comunicación en este modo es 5, y es siempre la misma. Existe una señal de START para indicar el comienzo de la conversión, pero se optó por reemplazar la señal física por un OPERATION COMMAND a través del bus SPI para evitar el uso de un cable más. También se utiliza el reloj interno para las señales de sincronismo internas, evitando otro cable extra y componentes electrónicos adicionales. En la figura 2 se aprecia el conexionado necesario para éste modo.

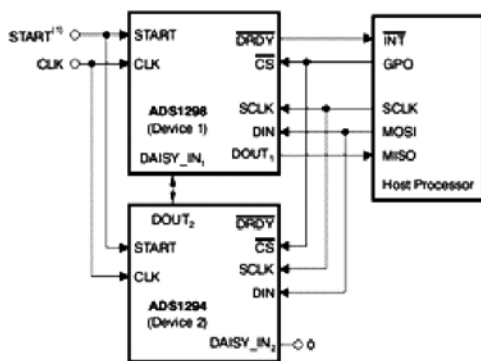


Figura 2. Configuración múltiple usada.

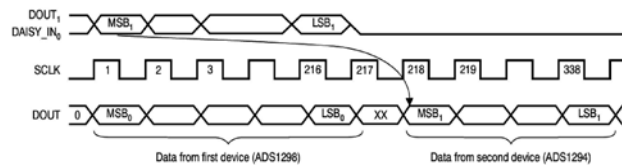


Figura 3. Diagrama de sincronización de los datos para la figura 2.

La interferencia electromagnética podría llegar a afectar en gran parte al sistema, a través de tensiones de modo común producidas por acoplamiento de campo eléctrico,

proveniente de línea de alimentación y otras fuentes, incluyendo luces fluorescentes. Para esto se hace uso de un circuito de RLD que sensa el modo común de un set de electro-

dos determinados y origina una realimentación negativa inyectando al paciente la señal de modo común invertida en fase [8, 9]. La

tensión de referencia utilizada en nuestro sistema corresponde a +2.5V, es decir $(AVDD + AVSS)/2$, generada de forma interna.

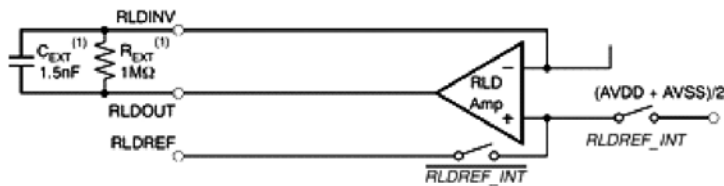


Figura 4. Bloque interno de RLD.

El fabricante del front-end ADS1294 recomienda el siguiente conexionado para RLD cuando se utilizan múltiples dispositivos interconectados, realimentando por un único Slave pero con todos los Slaves participando del promediado, considerando al cuerpo como unipotencial.

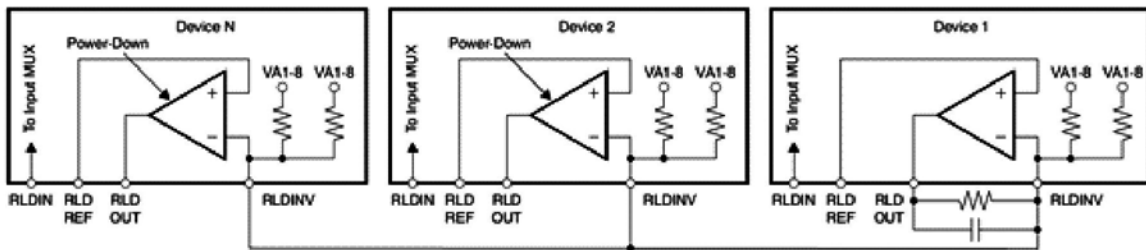


Figura 5. Diagrama de conexión de RLD para múltiples dispositivos.

2.2. Unidad Master

Las unidades Slaves de este sistema se conectan a una unidad central o maestro, "Master". El microcontrolador encargado de llevar a cabo todas las tareas de control y transmisión es el CC3200 de la firma Texas Instruments. Dicho microcontrolador corresponde a un SOC de doble núcleo ARM CortexM4 de 32bits con punto flotante, corriendo a 80 MHz y una memoria externa para programa de usuario de 8Mbit de capacidad. Como característica destacable este modelo cuenta con conexión Wifi embebida en el mismo módulo lista para usar, bajo la coordinación de un subprocesador de red. Tiene capacidad para hacer transmisiones de 150Mbps bajo norma N y le permite al usuario la posibilidad de utilizar encriptación de datos, tales como AES, DES, SHA, TLS/SSL o MD5. Además cuenta con periféricos de uso común como GPIO, PWMs, UARTs, SPI, IIC, etc. Otra característica que destaca a este circuito integrado es que cuenta con certificaciones (FCC, IC, CE, Wifi CERTIFIED) lo que permite agilizar desarrollos, economizar su

implementación comercial y reducir tiempos de colocación en el mercado. En la figura 6 puede apreciarse con mayor detalle los periféricos internos del módulo.

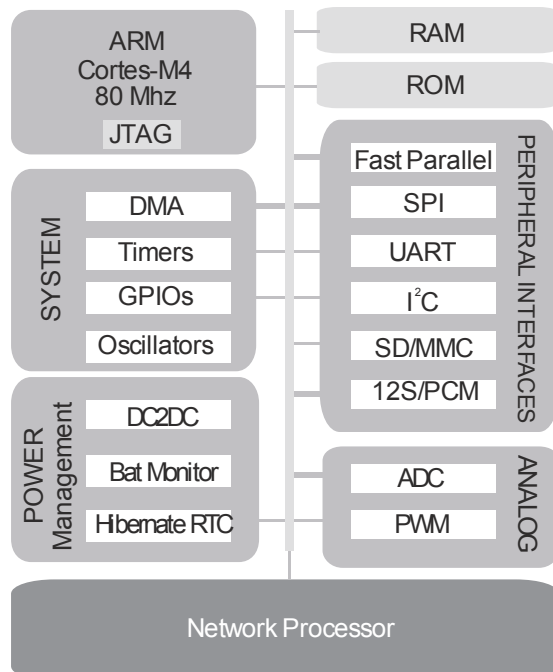


Figura 6. Periféricos que conforman el módulo CC3200.

Mediante esta placa se controlan dos medios de comunicación, por un lado una comunicación Wifi, y por otro, un bus SPI (Serial Peripheral Interface). El *Master* inalámbricamente envía los datos de la adquisición a través de protocolo TCP/IP. El bus de interfaz de periféricos serie o bus SPI es un estándar de comunicaciones para controlar la transferencia de información entre diversos circuitos integrados, en este caso entre los sensores esclavo y la unidad maestro.

El sistema completo opera con un par de baterías de Li-ion, siendo ésta, por razones de seguridad eléctrica, la única forma de funcionar. Estas baterías se cargan utilizando el circuito integrado MAX1555 de la firma Maxim Integrated, que permite la carga con energía proveniente de un conector USB o una fuente DC. Como método innovador se utilizó una fuente de alimentación inalámbrica compatible con la especificación Qi, circuito integrado BQ541013B de la firma Texas Instruments, diseñado para sistemas portables. Esta etapa, está compuesto por un transmisor y un receptor, que por medio del principio de inducción electromagnética nos permite cargar las men-

cionadas baterías. Dicha fuente entrega una potencia de 5W a 5 volts de salida.

En la figura 1 se puede apreciar que el bloque *Master* está representado por un color anaranjado, compuesto por las etapas nombradas anteriormente. Y en la figura 10, podemos observar la implementación física del sistema.

2.3. Firmware

El firmware de la unidad *Master* fue programada en lenguaje C utilizando el software Code Composer Studio distribuido de forma gratuita por el fabricante del circuito integrado, Texas Instruments. Se decidió que el sistema esté compuesto por diversas tareas dentro de un sistema operativo en tiempo real, TI RTOS, corriendo en el microcontrolador del módulo. Si bien el fabricante no provee ejemplo de usos de la interfaz Wifi bajo este sistema operativo, se logró manipular la comunicación Wifi y todo los demás segmentos que hacen a la comunicación, como sockets TCP/IP, Smart Link, etc. En la figura 7 se detalla el diagrama del firmware para la unidad *Master*.

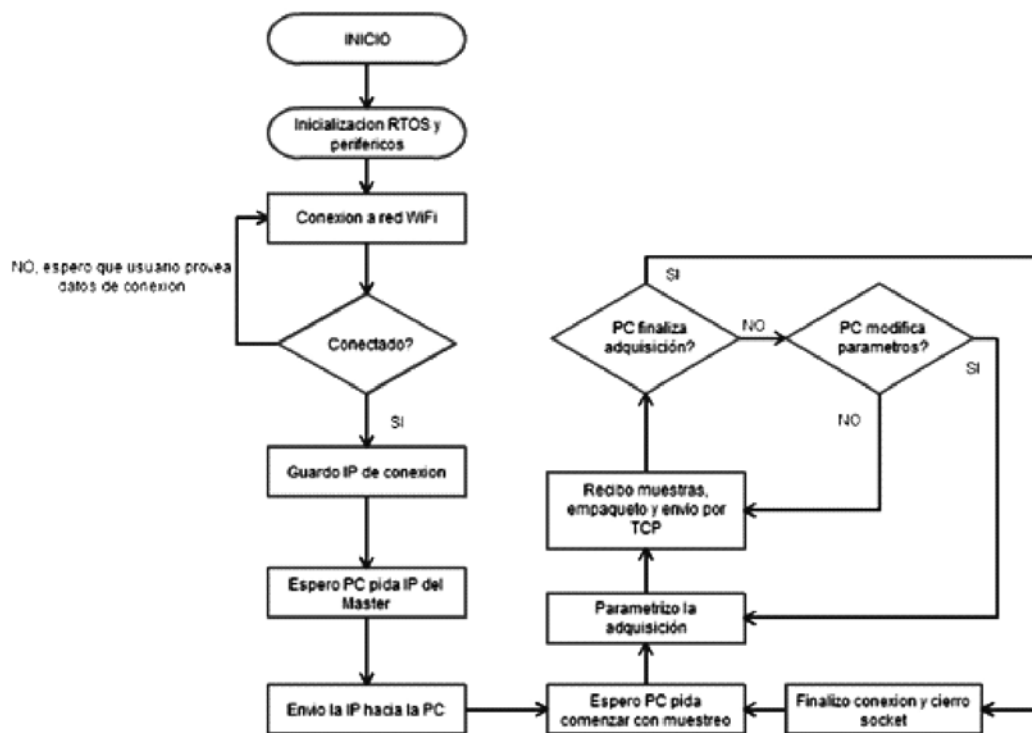


Figura7. Diagrama de estado de la unidad *Master*.

Para utilizar la conexión Wifi se utilizaron las librerías brindadas por el fabricante, configurándolo como cliente de la conexión Wifi. El módulo permite almacenar perfiles para distintas redes Wifi. Al encender buscará redes cercanas y se conectará a la de mayor señal, usada y almacenada en una anterior ocasión. En caso que no existan redes almacenadas, que el dispositivo se esté usando por primera vez, o que, habiendo detectado presencias de redes, ninguna de ellas se conectó anteriormente, el módulo estará a la espera que el usuario le indique a que red conectarse. Esto se realiza utilizando un Smartphone con la aplicación "Wifi Starter" que distribuye de forma gratuita Texas Instruments.

2.4. Recepción de los datos

Para comenzar a adquirir las muestras, primero la PC, por medio de Wifi, le indica al *Master* como configurar a los ADC ADS1294 de cada *Slave*. Pero para poder hacerlo, previamente debe conocer la dirección IP que la red Wifi le otorgó al *Master*. Esto puede solucionarse asignando una dirección IP fija en el *Master*, lo cual no es recomendable porque sólo funcionaría con esa dirección IP y en esa red Wifi, siendo poco versátil. Se plantea la siguiente solución: la PC envía por medio de la conexión Wifi un paquete UDP (*User Datagram Protocol*) dirigido a un puerto conocido de cada *Master*, con la palabra "Discovery" en forma de Broadcast, es decir le envía a todos los dispositivos conectados a la red. La unidad *Master* recibe este paquete, acompa-

ñado por la dirección IP de la PC que está interesada en iniciar una conexión, y responde a dicho paquete con otro paquete conteniendo su dirección IP. De esta forma, al regresar esta respuesta, la PC ya estará notificada de cual dirección IP corresponde a la unidad *Master* y se da comienzo a la comunicación. Luego, sólo queda configurar el ADS1294 con parámetros como frecuencia de muestreo, tensión de referencia interna, estado de encendido de cada canal, ganancia programable de cada canal, uso del RLD, etc. La recepción de las muestras desde los ADC se hace de forma ininterrumpida a la frecuencia de muestreo establecida por el usuario. Cada muestra recibida por el *Master* de cada uno de los *Slaves*, es enviada hacia la PC por medio de paquetes TCP (*Transmission Control Protocol*) para garantizar el orden y la entrega de los paquetes.

2.5. Diseño del hardware

Las placas de circuito impreso se diseñaron bajo herramientas libres o lite, en nuestro caso se trabajó con el software KiCAD para las placas *Slaves* (Figura 8), y en su versión Lite el software Eagle para la placa *Master* (Figura 9). La tecnología de diseño adoptada fue SMD. Para la soldadura del chip CC3200 y BQ51013B fue necesario acudir a empresas que se dedican al montaje superficial. En la Figura 10 se aprecian todas las placas terminadas y con los principales componentes soldados, permitiendo efectuar las primeras pruebas.

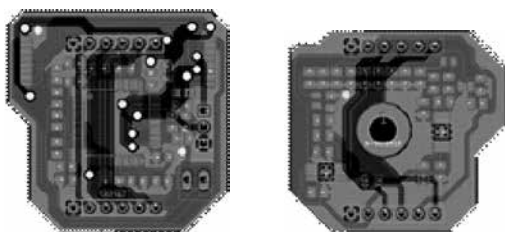


Figura 8. Diseño y fabricación de las placas SLAVES.

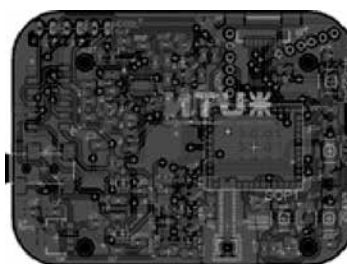


Figura 9. Diseño mostrando ambas capas de la placa MASTER.

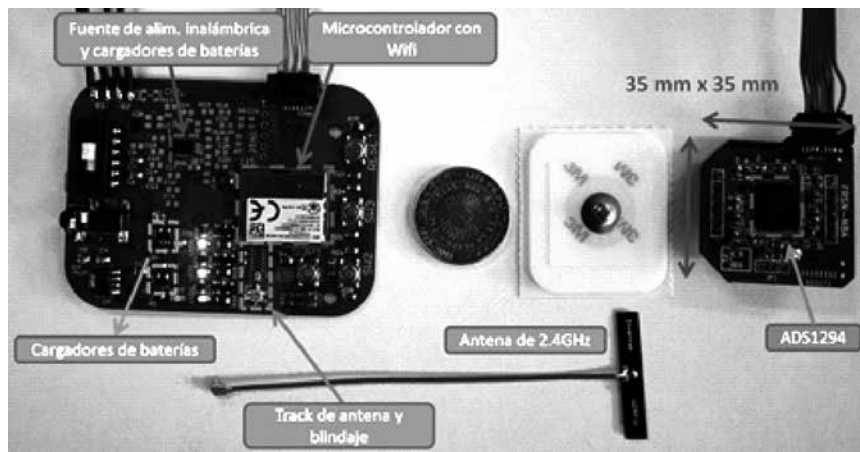


Figura 10. Equipo base terminado listo para efectuar las primeras pruebas.

Como comentario final respecto de las placas, el diseño fue pensado para ser fabricado en 2 capas con PTH en material FR-4 de 1mm de espesor. La parte más crítica de la placa *Master* fue el diseño de la conexión a la antena, la cual debe cumplir con requerimientos de adaptación de impedancias, el cálculo fue verificado bajo KiCAD (Figura 11). En la figura 10 también puede apreciarse blindaje adicional con agujeros PTH alrededor de la pista hacia el conector de la antena.

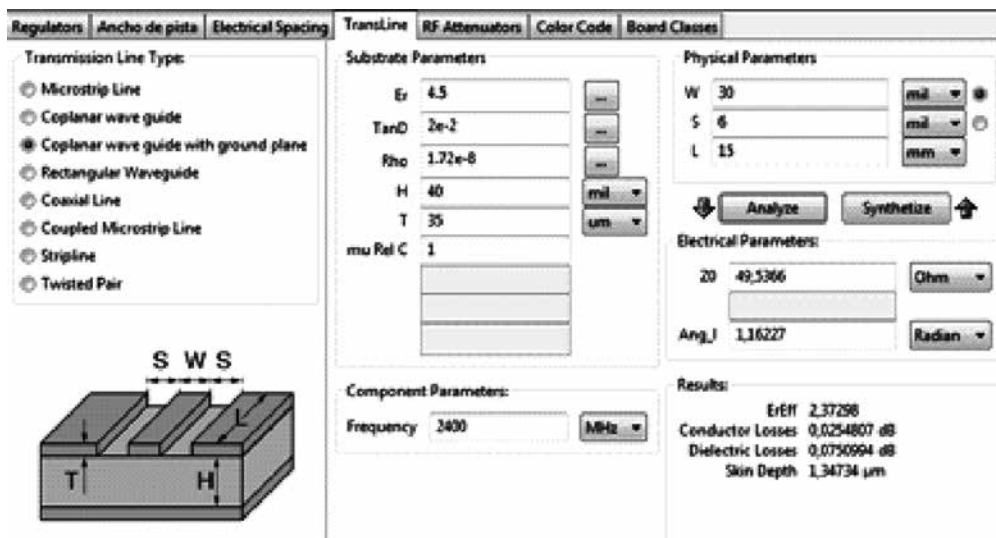


Figura 11. Cálculo de la pista para el conector de antena.

Por último, se llevó a cabo el diseño del gabinete con la utilización de un software 3D (Figura 12), el cuál actualmente está en etapa de fabricación. Se utiliza una impresora 3D o puede usarse otro método convencional de la industria dedicada a este tema.



Figura 12. Modelo prototipo 3D de la carcasa del Master.

3. RESULTADOS

3.1. Evaluación del equipo

Antes de conectar el circuito con voluntarios, cada bloque se probó por separado y luego el sistema completo de ECG/EMG se

probó realizando una adquisición de electrocardiografía real. El desempeño se evaluó a través de la medida de sus parámetros y su uso práctico en el laboratorio. Se desarrolló una interfaz de usuario que permite visualizar la señal en tiempo real y la posibilidad de exportar los datos para un posterior análisis. En la figura 13 se muestra la adquisición de la señal de ECG.

Se midió la tensión de ruido equivalente a la entrada. Si se cortocircuitan las entradas se obtiene una lectura de la tensión de ruido del ADS1294. Para una configuración establecida de ganancia en 3, se inyecta una señal de ECG cuyo ancho de banda es de 100Hz y se obtiene una lectura que nos permite establecer que el ruido total a la entrada es bajo, de unos $2\mu V_{RMS}$.

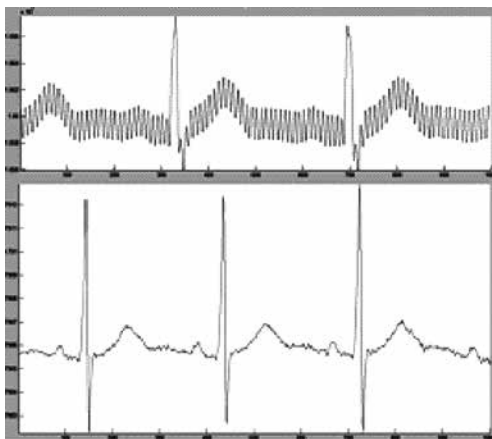


Figura 13. Captura de una adquisición analógica de la señal ECG. Verificación de RLD (PD).

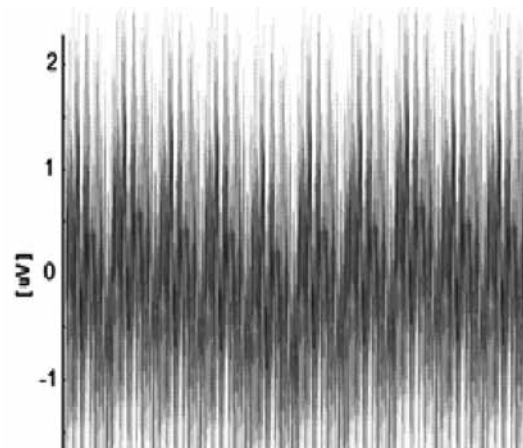


Figura 14. Lectura de tensión de ruido en las entradas durante 10 segundos.

Referido a la comunicación inalámbrica con la PC es muy importante que el ancho de banda sea el máximo posible para garantizar el buen funcionamiento de todo el sistema. Por ello, se compararon 2 diseños de implementación:

- Placa A: Placa de evaluación del microcontrolador CC3200, comercializada por Texas Instruments. Utiliza una antena montada en placa tipo "chip" modelo 316M245001, cuyo fabricante es TaiyoYuden.

- Placa B: Placa de diseño propio, comentada a lo largo de este documento, con antena no montada en placa, utilizando un conector U.FL para radiofrecuencias.

Se comparan el ancho de banda máximo para cadaPlaca, ubicandoéstas a 18 metros de distancia del router Wifi. El análisis se lleva a cabo haciendo uso de la aplicación abiertaPerf3.

```

C:\>iperf.exe -s -i 1 -t 100
-----
Server listening on TCP port 5001
TCP window size: 63.0 KByte (default)
-----
[  4] local 172.20.20.44 port 5001 connected with
[ ID] Interval      Transfer    Bandwidth
[  4] 2.0- 3.0 sec    0.77 MBytes 6.5 Mbits/sec
[  4] 3.0- 4.0 sec    0.76 MBytes 6.4 Mbits/sec
[  4] 4.0- 5.0 sec    0.69 MBytes 5.8 Mbits/sec
[  4] 5.0- 6.0 sec    0.63 MBytes 5.3 Mbits/sec
[  4] 6.0- 7.0 sec    0.57 MBytes 4.8 Mbits/sec
[  4] 7.0- 8.0 sec    0.79 MBytes 6.6 Mbits/sec
[  4] 8.0- 9.0 sec    0.75 MBytes 6.3 Mbits/sec
    
```

Figura 15. Medición del ancho de banda para Placa A.

```

C:\>iperf.exe -s -i 1 -t 100
-----
Server listening on TCP port 5001
TCP window size: 63.0 KByte (default)
-----
[  4] local 172.20.20.44 port 5001 connected with
[ ID] Interval      Transfer    Bandwidth
[  4] 2.0- 3.0 sec    1.96 MBytes 16.4 Mbits/sec
[  4] 3.0- 4.0 sec    1.96 MBytes 16.4 Mbits/sec
[  4] 4.0- 5.0 sec    1.94 MBytes 16.3 Mbits/sec
[  4] 5.0- 6.0 sec    1.83 MBytes 15.3 Mbits/sec
[  4] 6.0- 7.0 sec    1.77 MBytes 14.8 Mbits/sec
[  4] 7.0- 8.0 sec    1.97 MBytes 16.5 Mbits/sec
[  4] 8.0- 9.0 sec    1.94 MBytes 16.3 Mbits/sec
    
```

Figura 16. Medición del ancho de banda para Placa B.

Como comentario final podemos decir que todo el sistema en su conjunto es pequeño y de bajo peso, haciéndolo vestible y portátil. Con un consumo aproximado de 270mA cuando transmite conectado a un *Slave* y todos los leds encendidos. Este consumo permite una autonomía de poco más de 3,5 horas con baterías de Li-ion de 1000 mAh. Previamente estas baterías completan su carga en 1,3 horas, habiendo pérdida de eficiencia por ser baterías utilizadas años anteriores en otros proyectos.

4. CONCLUSIONES

El diseño implementado en Master/Slave permitió disminuir el tamaño de la etapa de adquisición de señales biológicas, lo que permite proyectar a futuro un sistema integrado a la vestimenta del usuario.

Los resultados preliminares obtenidos son alentadores en términos de tamaño similar a un electrodo húmedo, robustez en la transmisión inalámbrica y confiabilidad en la recepción y procesamiento de los datos. Se está trabajando actualmente en el diseño de electrodos secos para la adquisición, a fin de disminuir el ruido y mejorar la portabilidad del sistema.

5. REFERENCIAS

- Muennig PA, Glied SA: What changes in survival rates tell us about US health care. *Health Affairs* 2010, 29:2105-2113.
- Gulley S, Rasch E, Chan L: If we build it, who will come? Working-age adults with chronic health care needs and the medical home. *Medical Care* 2011, 49:149-155.
- Gulley SP, Rasch EK, Chan L: Ongoing coverage for ongoing care: access, utilization, and out-of-pocket spending among uninsured working-aged adults with chronic health care needs. *Am J Public Health* 2011, 101:368-375.
- Teng X-F, Zhang Y-T, Poon CCY, Bonato P: Wearable medical systems for p-Health. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 2008, 1:62-74.
- Bonato P: Wearable sensors and systems. From enabling technology to clinical applications. *IEEE EngMedBiolMag* 2010, 29:25-36.
- Patel S, Park H, Bonato P, Chan L, Rodgers M: A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2012, 9:21 doi:10.1186/1743-0003-9-21
- ADS129x Datasheet. Texas Instruments. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1294.pdf>
- Application Report: Understanding Lead-Off Detection in ECG. Texas Instruments. <http://www.ti.com/lit/an/sbaa196a/sbaa196a.pdf>
- Application Report: Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier. Texas Instruments. <http://www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf>.