



Escola d'Enginyeria de Telecomunicació i
Aeroespacial de Castelldefels

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

TRABAJO FINAL DE GRADO

TÍTULO DEL TFG: Implementación y caracterización de un sistema inalámbrico para la medida de parámetros fisiológicos de manera no invasiva.

TITULACIÓN: Grado en Ingeniería de Sistemas de Telecomunicación

AUTOR: Marc Hernández Urrea

DIRECTOR: Ramón Casanella Alonso

FECHA: 29 de julio del 2016

TÍTULO DEL TFG: Implementación y caracterización de un sistema inalámbrico para la medida de parámetros fisiológicos de manera no invasiva.

AUTOR: Marc Hernández Urrea

DIRECTOR: Ramón Casanella Alonso

FECHA: 29-07-2016

Resumen

Se quiere diseñar un sistema inalámbrico para la medida de parámetros fisiológicos de manera no invasiva. El sistema obtendrá los parámetros a partir de la medida de señales eléctricas del propio cuerpo (el electrocardiograma (ECG)), y con la medida de señales mecánicas (balistocardiograma (BCG), adquiridas con una báscula doméstica y también mediante un nodo sensor con un acelerómetro). Los datos se adquirirán con un microprocesador de bajo consumo y se emitirán en radiofrecuencia (RF) a un receptor conectado a un PC, donde se observará la señal medida. En el proyecto se estudiará el efecto de las diferentes interfaces mecánicas del sistema en las señales medidas y la viabilidad de la integración de los diferentes sensores en una red de sensores inalámbricos.

Title: Implementation and characterization of a non-invasively and wireless measurement system of physiological parameters

Author: Marc Hernández Urrea

Director: Ramón Casanella Alonso

Date: 07-29-2016

Overview

We want to design a wireless system for measuring physiological parameters non-invasively. The system parameters will be obtained from the measurement of electrical (electrocardiogram (ECG)), and mechanical signals (ballistocardiogram (BCG)) of the body, acquired using a domestic scale and also through a node with an accelerometer sensor. The data acquired with a low-power microcontroller will be sent to a radiofrequency (RF) receiver connected to a PC, in which the measured signals will be observed. The project will study the effect of different mechanical interfaces in the measured signals and the feasibility of the integration of the different sensors in a wireless sensor network.

Agradecimientos

Primeramente quisiera agradecer a Dimi y a mi familia la paciencia y el apoyo que me han dado a lo largo de los años para finalizar esta carrera.

Seguidamente a mis amigos y compañeros de curso, gracias a los cuales estos años han sido más llevaderos y agradables y cuyo conocimiento compartido ha sido tan clave para superar una materia tras otra.

Por último a los doctores Ramón Casanella Alonso y Joan Gómez Clapers por todos los conocimientos y consejos que han compartido conmigo, de esta rama tan interesante como es la de los sensores biomédicos. A los técnicos de laboratorio, especialmente Francis y Juanjo.

ÍNDICE

CAPÍTULO 0. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	8
0.1. Introducción	8
0.2. Objetivos y tareas.....	9
CAPÍTULO 1. FISIOLÓGÍA DE LAS SEÑALES DE ESTUDIO.....	10
1.1. El corazón.....	10
1.2. Origen del ECG	11
1.2.1. Definición y utilidades	11
1.2.2. Estructura de la onda ECG.....	12
1.2.3. Ruido y componentes indeseados en el ECG [5].....	13
1.3. Origen del BCG	14
1.3.1. Definición y utilidades	14
1.3.2. Estructura de la onda BCG.....	14
1.3.3. Ruido y componentes indeseados en el BCG.....	15
CAPÍTULO 2. CARACTERIZACIÓN DE LA INFLUENCIA DE LAS BÁSCULAS	16
2.1. Descripción de los sensores.....	17
2.1.1. Electrodo seco	17
2.1.2. Galgas extensiométricas	17
2.2. Circuitos analógicos	21
2.2.1. Espectro de las señales	21
2.2.2. Circuito ECG	22
2.2.3. Circuito BCG	23
2.2.4. Placa circuito impreso	23
2.3. Adquisición no inalámbrica.....	26
2.3.1. Arduino Uno.....	26
2.3.2. Placa adquisición ME-RedLab 1408	27
2.4. Entorno LabVIEW®	27
2.4.1. Interfaz LabVIEW® para Arduino	27
2.4.2. Interfaz LabVIEW® para ME-Redlab 1408	28
2.5. Resultados experimentales	28
2.5.1. Respuestas de las básculas	28
2.5.2. Respuesta con personas.....	31
CAPÍTULO 3. SISTEMA INALÁMBRICO VARIOS NODOS	33
3.1. Dispositivos	34
3.1.1. Kit de desarrollo eZ430-RF2500	34
3.1.2. Chip FT 232RL	35

3.2. Descripción de los nodos inalámbricos	35
3.2.1. Nodo ED-PCB.....	35
3.2.2. Nodo ED-BMA180	37
3.2.3. Nodo AP	39
3.3. Estudio de las limitaciones del sistema.....	40
3.3.1. Frecuencia de muestreo mínima	40
3.3.2. Implementación de la f_s en el eZ430-RF2500	40
3.3.3. Límites del sistema y frecuencia muestreo máxima	41
3.4. Entorno LabVIEW® y resultados	42
CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y ESTUDIO MEDIOAMBIENTAL	45
4.1. Conclusiones globales y trabajos futuros	45
4.2. Estudio medioambiental	47
REFERENCIAS.....	49
ANEXO I: COMUNICACIÓN A CONGRESO COMPUTING IN CARDIOLOGY – VANCOUVER 11 A 15 DE SEPTIEMBRE DE 2016.....	52

CAPÍTULO 0. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

0.1. Introducción

Desde hace unos años se observa como la sostenibilidad de la sanidad pública se pone en entredicho [1]. La actual crisis económica iniciada en 2007, y los subsiguientes recortes han puesto de manifiesto la necesidad de nuevas vías de desarrollo para poder mantener una sanidad pública de calidad [2]. A esta situación adversa hay que añadirle un continuo envejecimiento de la población, que lleva observándose desde hace varias décadas en las pirámides de población mundiales, y un futuro aumento de los costes médicos como indican varios estudios [3].

Todos estos factores han favorecido la aparición de un conjunto de nuevas prácticas englobadas en el *e-health*, en las que se intenta mejorar la eficiencia y sostenibilidad de los sistemas sanitarios aplicando los conocimientos de las tecnologías de la información y las comunicaciones (TIC). Estas nuevas medidas vienen recomendadas por la OMS [4].

Este proyecto se ha realizado en el ámbito de trabajo del grupo de investigación ISI (Instrumentation, Sensors and Interfaces) del departamento de Ingeniería Electrónica de la UPC en la EETAC (Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Aeroespacial de Castelldefels) y sigue las líneas de investigación abiertas en anteriores estudios y proyectos [5] [6] [7] [8]. En él nos centramos en dispositivos que puedan servir a la telemedicina, uno de los servicios incluidos en el *e-health*, y concretamente en facilitar instrumentación y medios que permitan un seguimiento doméstico de distintas señales del corazón, como son el electrocardiograma (ECG) y el balistocardiograma (BCG). Se espera que estos dispositivos puedan facilitar en un futuro cercano la detección temprana y el seguimiento de las cardiopatías, que son el 29% de las causas de mortalidad mundial, según informes de la Organización mundial de la salud [9],

Partiendo de los estudios y proyectos previos ya citados, este proyecto, por un lado, pretende ayudar a la investigación que se está realizando actualmente sobre la posibilidad de que las básculas (a través de las galgas extensiométricas de su interior) como elementos sensores para el BCG pudieran introducir retrasos y alteraciones en la onda y por otro lado, se pretende estudiar la posibilidad de incorporar simultáneamente en la misma red inalámbrica un nodo que obtenga las medidas de BCG con báscula y otro nodo que obtenga la señal del acelerómetro sobre el pecho, lo que permitiría ampliar la versatilidad y la adquisición de manera cómoda de múltiples señales con este tipo de sistemas. Para esto hemos planteado una serie de objetivos y tareas, o fases, que detallamos en el siguiente apartado.

0.2. Objetivos y tareas

Los objetivos de este proyecto son:

- Ayudar a analizar la influencia de las básculas sobre las medidas de BCG.
- Implementar la transmisión simultánea de 2 nodos inalámbricos.

Para ello se han realizado varias tareas para la consecución de los objetivos:

Parte 1:

- Familiarización con las señales ECG y BCG.
- Familiarización e implementación de elementos sensores (electrodos y básculas) y circuitos analógicos para la adquisición, adaptación y acondicionamiento de las señales.
- Pruebas con el primer sistema de adquisición no inalámbrico.
- Familiarización y elaboración de un entorno basado en LabVIEW[®] adaptado al sistema no inalámbrico.
- Pruebas y resultados.

Parte 2:

- Familiarización con los microprocesadores y el kit de desarrollo (MSP430 eZ430-RF2500) y acelerómetro (BMA180).
- Programación de un solo nodo inalámbrico.
- Implementación del entorno LabVIEW[®] para sistema inalámbrico un solo nodo.
- Programación de dos nodos inalámbricos transmitiendo simultáneamente.
- Implementación del entorno LabVIEW[®] para sistema inalámbrico con dos nodos transmitiendo simultáneamente.
- Pruebas y resultados.

CAPÍTULO 1. FISIOLOGÍA DE LAS SEÑALES DE ESTUDIO

En este capítulo vamos a proporcionar todos aquellos datos fisiológicos, del corazón y las dos señales de interés, el ECG y BCG, que son de relevancia para la selección de filtros y elementos circuitales adecuados para un correcto desarrollo del proyecto.

1.1. El corazón.

Según [10] [11] el corazón es el órgano muscular principal del aparato circulatorio. En el ser humano es un músculo hueco y piramidal situado en la cavidad torácica. Está dividido en cuatro cámaras o cavidades: dos superiores, llamadas aurícula derecha (atrio derecho) y aurícula izquierda (atrio izquierdo), y dos inferiores, llamadas ventrículo derecho y ventrículo izquierdo. En la fig. 1.1 puede verse su estructura. El corazón es un órgano muscular auto controlado, formado por dos bombas en paralelo, una aspirante y otra impelente, que trabajan al unísono para propulsar la sangre hacia todos los órganos del cuerpo. Las aurículas son cámaras de recepción, que envían la sangre que reciben hacia los ventrículos, que funcionan como cámaras de expulsión. La aurícula derecha recibe sangre poco oxigenada desde:

- la vena cava inferior (VCI), que transporta la sangre procedente del tórax, el abdomen y las extremidades inferiores.
- la vena cava superior (VCS), que recibe la sangre de las extremidades superiores y la cabeza.

La vena cava inferior y la vena cava superior vierten la sangre poco oxigenada en la aurícula derecha. Esta la traspasa al ventrículo derecho a través de la válvula tricúspide, y desde aquí se impulsa hacia los pulmones a través de las arterias pulmonares, separadas del ventrículo derecho por la válvula pulmonar.

Una vez que se oxigena a su paso por los pulmones, la sangre vuelve al corazón izquierdo a través de las venas pulmonares, entrando en la aurícula izquierda. De aquí pasa al ventrículo izquierdo, separado de la aurícula izquierda por la válvula mitral. Desde el ventrículo izquierdo, la sangre es propulsada hacia la arteria aorta a través de la válvula aórtica, para proporcionar oxígeno a todos los tejidos del organismo. Una vez que los diferentes órganos han captado el oxígeno de la sangre arterial, la sangre pobre en oxígeno entra en el sistema venoso y retorna al corazón derecho.

El corazón impulsa la sangre mediante los movimientos de sístole (auricular y ventricular), la contracción del corazón (ya sea de una aurícula o de un ventrículo) para expulsar la sangre hacia los tejidos, y diástole, la relajación del corazón para recibir la sangre procedente de los tejidos.

Un **ciclo cardíaco** está formado por una fase de relajación y llenado ventricular (diástole) seguida de una fase de contracción y vaciado ventricular (sístole).

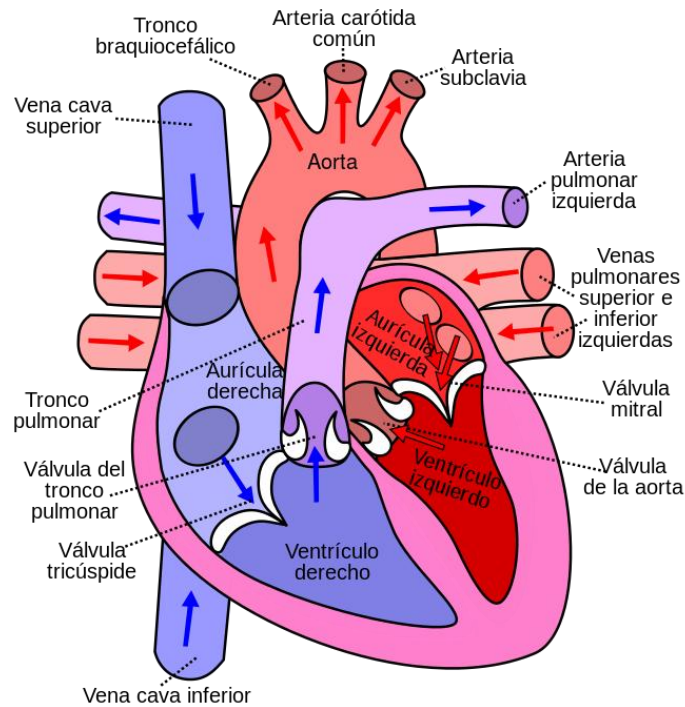


Fig. 1.1 Estructura corazón humano [11]

Para caracterizar las diferentes fases del corazón nos vamos a centrar en los impulsos eléctricos vistos a través del electrocardiograma; o los movimientos mecánicos vistos a través del balistocardiograma.

1.2. Origen del ECG

1.2.1. Definición y utilidades

Según [12], el electrocardiograma es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón. Descubierta en 1872 por el ingeniero eléctrico escocés Alexander Muirhead, desde entonces se ha profundizado en su estudio y evolucionado la técnica y métodos de obtención. Es una herramienta de gran utilidad para el diagnóstico de enfermedades del corazón.

En el corazón se generan una amplia variedad de señales eléctricas, provocadas por la actividad química que tiene lugar en los nervios y músculos que lo conforman, produciendo un patrón característico de variaciones de voltaje, ECG. Los potenciales se generan a nivel celular, es decir, cada una de las células es un diminuto generador de voltaje que provoca corrientes iónicas en el cuerpo. El ECG es el registro de las diferencias de potencial debidas a dichas corrientes

Según [12], “Para que la contracción cíclica del corazón se realice en forma sincrónica y ordenada, existe un sistema de estimulación y conducción eléctrica compuesto por fibras de músculo cardíaco especializadas en la transmisión de impulsos eléctricos. Aunque el corazón tiene inervación por parte del sistema nervioso simpático, late aun sin estímulo de este, ya que el sistema de conducción es autoexcitable.

El sistema de conducción se inicia con la despolarización cardíaca y debe transmitir ese impulso eléctrico desde las aurículas hacia los ventrículos. Para ello se compone de los siguientes elementos: el nódulo sinoauricular (o sinusal), el nódulo auriculoventricular, el haz de His, con sus ramas derecha e izquierda y las Fibras de Purkinje.”

1.2.2. Estructura de la onda ECG

El trazado típico de un electrocardiograma registrando un latido cardíaco normal consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T. La pequeña onda U normalmente es invisible. Estos son eventos eléctricos que no deben ser confundidos con los eventos mecánicos correspondientes, es decir, la contracción y relajación de las cámaras del corazón. Así, la sístole mecánica o contracción ventricular comienza justo después del inicio del complejo QRS y culmina justo antes de terminar la onda T. La diástole, que es la relajación y relleno ventricular, comienza después que culmina la sístole correspondiendo con la contracción de las aurículas, justo después de iniciarse la onda P, según se puede ver en la fig. 1.2.

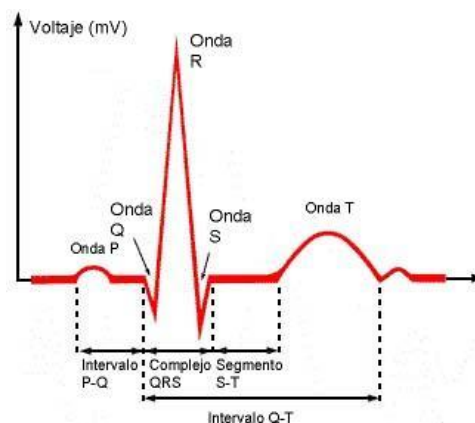


Fig. 1.2 Onda característica ECG [13]

Las principales ondas e intervalos de estudio son, véase [5] [12]:

Onda P: es la señal eléctrica que corresponde a la despolarización auricular. Resulta de la superposición de la despolarización de la aurícula derecha (parte inicial de la onda P) y de la izquierda (final de la onda P). Su amplitud no supera los 300 μV , y la duración en adultos no debe ser mayor a 110 ms y entre 70 y 90 ms en los niños.

Complejo QRS: El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo (despolarización ventricular), la cual es mucho más potente que la de las aurículas y compete a más masa muscular, produciendo de este modo una mayor deflexión en el electrocardiograma. La duración normal es de 60 a 100 ms.

Onda T: La onda T representa la repolarización de los ventrículos. Durante la formación del complejo QRS, generalmente también ocurre la repolarización auricular que no se registra en el ECG normal, ya que es tapado por el complejo QRS. Su duración aproximadamente es de 200 ms o menos y puede alcanzar valores de amplitud de hasta 2 o 3 mV.

Intervalo QT: El intervalo QT corresponde a la despolarización y repolarización ventricular, se mide desde el principio del complejo QRS hasta el final de la onda T.

Intervalo RR: Es la longitud del ciclo cardíaco, medido entre dos picos R sucesivos. Es el ritmo cardíaco fundamental en cualquier interpretación del ECG.

1.2.3. Ruido y componentes indeseados en el ECG [5]

- **Interferencias de la red eléctrica a 50/60 Hz**, dependiendo del país.
- **"Baseline wander"**, es un tipo de ruido obtenido por movimientos del paciente, la respiración, o mal contacto con los electrodos. El espectro suele estar contenido por debajo de 1 Hz.
- **Artefactos de movimiento de los electrodos**, causados por el estiramiento de la piel. El espectro está comprendido entre 1 y 10 Hz. Complicado de eliminar porque está dentro del espectro del ECG.
- **Ruido electromiográfico**, causado por la actividad eléctrica de los músculos. Habitualmente ocupa el mismo espectro que el ECG por lo que es muy difícil de eliminar.

1.3. Origen del BCG

1.3.1. Definición y utilidades

El BCG es la onda resultante de las fuerzas causadas por el desplazamiento de la sangre por el sistema arterial a resultas de la eyección cardíaca. Las primeras observaciones del BCG fueron hacia 1877 [14], aunque la técnica no fue publicada hasta años más tarde [15] y los primeros estudios detallados no fueron hasta la primera mitad del siglo XX por el holandés Abraham Noordegraaf. Estas fuerzas pueden ser medidas a través del desplazamiento, velocidad o aceleración del centro de gravedad del cuerpo [16]. Los estudios del BCG cayeron en desuso por el elevado coste de los sistemas de medida, hasta que actualmente se han descubierto otros sistemas de medida económicos: básculas domésticas, sillas o acelerómetros.

La onda obedece a la tercera ley de Newton, y es consecuencia del desplazamiento del cuerpo para mantener constante la posición del centro de masas, en oposición al desplazamiento de la sangre a través del sistema circulatorio. Como resultado podemos observar las variaciones de movimiento en las básculas, o el cambio de aceleración en las 3 coordenadas de nuestro cuerpo con los acelerómetros.

1.3.2. Estructura de la onda BCG

El trazado típico de un BCG, como puede verse en la fig. 1.3, son varias ondas nombradas arbitrariamente con letras desde la F hasta la N, para poder referirse a ellas con facilidad. Tradicionalmente está dividido en 3 zonas relacionadas con el ciclo cardíaco: La zona de pre-eyección de la sangre (hasta la onda H), la zona de eyección (intervalo IJK), i la zona de relajación o diástole (intervalo LMN). Aunque la atribución específica de los diferentes picos a sucesos cardiovasculares concretos aún está sujeta a investigación [7].

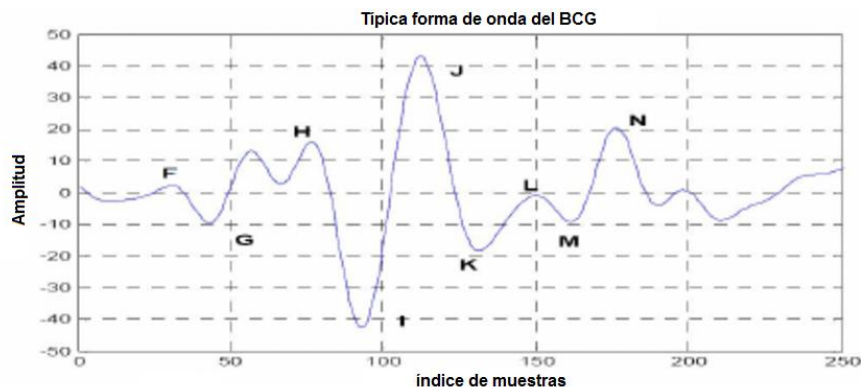


Fig. 1.3 Onda característica BCG [17]

El principal intervalo de estudio es, véase [6] [7], el intervalo R-J, el intervalo de tiempo resultante entre el pico R del ECG y el pico J del BCG. Estudios recientes lo relacionan con parámetros del corazón, como la variación de la presión sanguínea o el PEP, "*pre-ejection period*". Tiene una gran variabilidad, incluso con el mismo sujeto, y puede tomar valores entre 150 y 300 ms.

1.3.3. Ruido y componentes indeseados en el BCG

- **Interferencias de la red eléctrica a 50/60 Hz**, dependiendo del país. Puede solucionarse con filtrado.
- **Artefactos de movimiento**, causado por los movimientos voluntarios e involuntarios de los músculos del cuerpo, la respiración, etc. Habitualmente ocupa el mismo espectro que el BCG por lo que es muy difícil de eliminar.

CAPÍTULO 2. CARACTERIZACIÓN DE LA INFLUENCIA DE LAS BÁSCULAS

Para caracterizar la posible influencia de distintas básculas en la forma del BCG será necesario construir un sistema, puede verse el esquema en la fig. 2.1, capaz de adquirir el BCG y también el ECG, que será usado como señal de referencia para poder analizar la evolución temporal del BCG. En este capítulo por un lado vamos a describir los circuitos usados y facilitar aquellos conceptos clave para obtener y comprender los resultados y por el otro indicaremos los experimentos realizados y revisaremos los resultados.

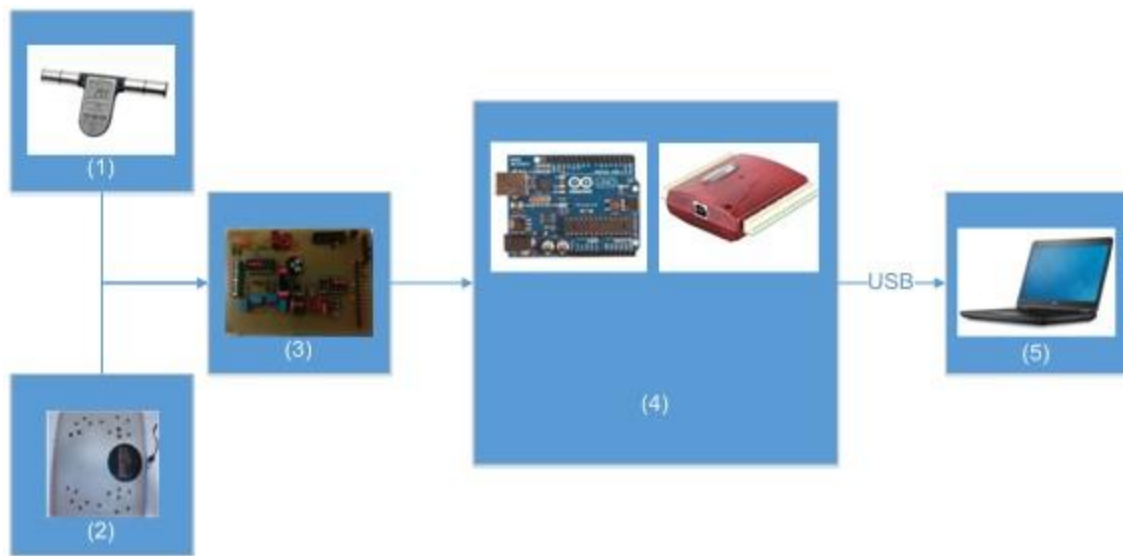


Fig. 2.1 Diagrama de bloques del sistema adquisición no inalámbrico

Los bloques (1) y (2) representan los elementos sensores para adquirir el BCG y ECG, respectivamente 4 electrodos secos y las galgas extensiométricas en el interior de una báscula doméstica. El bloque (3) es el circuito acondicionador para las señales obtenidas con los sensores. En el bloque (4) tenemos los 2 convertidores analógico/digital (El Arduino Uno o la placa de adquisición ME-RedLab 1408) que usamos en los diferentes experimentos, indicaremos cual en cada caso. Y por último en el bloque (5) conectado vía USB, tanto al Arduino Uno como la placa adquisición, tenemos un ordenador que gracias a las herramientas LabVIEW® y MATLAB® nos servirá para visualizar los datos, guardarlos y procesarlos. Describiremos de un modo más detallado los distintos elementos en los siguientes apartados.

2.1. Descripción de los sensores

2.1.1. Electrodo secos

Dada la intencionalidad de que nuestro proyecto sea de uso doméstico y ambulatorio, la simplicidad de uso y comodidad son factores muy importantes a la hora de elegir el tipo de sensor que vamos a usar.

El ECG puede ser captado por electrodos secos o húmedos, con uso de un gel que mejora la conductividad. El ECG típicamente medido en los ambulatorios y hospitales habitualmente está conformado por un sistema de 12 electrodos, dispuesto en varios puntos del cuerpo. Esto obliga a tomarse cierto tiempo para su colocación y de cierta práctica en su manejo.

Como nosotros queremos unos electrodos que sean cómodos de usar y rápidos de montar, que nos permitan diagnosis y seguimiento, y que pueda usar una persona no experimentada desde su hogar, se ha optado por 4 electrodos secos con doble masa, pues corrigen algunos de los comportamientos indeseados señalados en el apartado 1.2.3. tal como se sugiere en [5] y [7]. Estos electrodos se sujetan poniendo una mano en un extremo del manillar y la otra en el otro.



Fig. 2.2 Sistema 12 electrodos [18] vs manillar 4 electrodos [7]

2.1.2. Galgas extensiométricas

Siguiendo la filosofía para obtener un sistema asequible, de fácil uso y doméstico, de entre las maneras de captar el BCG una buena opción son las galgas de una báscula pues otras opciones que se han usado eran equipos muy caros y complejos de uso, y han sido parte importante por la que la investigación sobre el BCG cayó en desuso.

Por definición una galga extensiométrica o extensómetro es un sensor que mide la deformación debida a una presión, fuerza o par, y se basa en el efecto piezorresistivo, que es la propiedad que tienen ciertos materiales de cambiar el valor nominal de su resistencia cuando se les somete a ciertos esfuerzos y se deforman en dirección de los ejes mecánicos [19].



Fig. 2.3 Balistocardiógrafo años 50 [16] vs báscula doméstica [7]

2.1.2.1. Descripción de las básculas

Hemos usado 3 básculas completamente diferentes en forma (dos báscula domésticas y una de farmacia) y materiales (una de metal y caucho, otra de plástico y otra de cristal), pero todas las básculas usadas se corresponden al siguiente esquema: voladizo (plataforma superior), galgas extensiométricas adheridas al voladizo, y la tapa inferior.

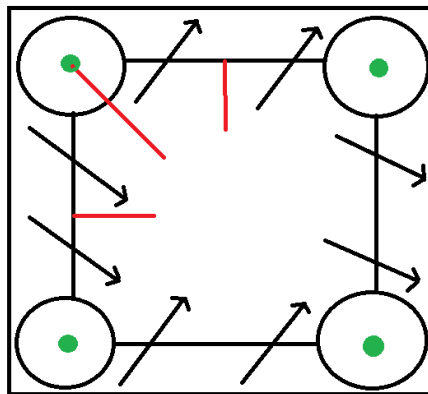


Fig. 2.4 Esquema de la distribución de las galgas extensiométricas

Las 4 galgas están distribuidas del siguiente modo, con 3 salidas cada una (indicadas con las líneas en rojo). Una en el punto medio que no tiene variación al presionar, otra que aumenta la resistencia al presionar y otra que disminuye la resistencia al presionar. Las emparejamos de modo que los extremos ascendentes y descendentes coincidan entre galgas adyacentes, como se muestra en la fig. 2.4.

Una vez las galgas tienen sus extremos conectados, sacamos cuatro salidas (marcadas con círculos verdes). Las conectaremos de modo que dos terminales opuestos correspondan a los terminales de alimentación ($+V_{cc}$ y $-V_{cc}$) del circuito y otros dos a las entradas del filtro diferencial. Depende de la polaridad el BCG medido puede estar invertido, pero sigue siendo correcto y puede corregirse fácilmente vía software.

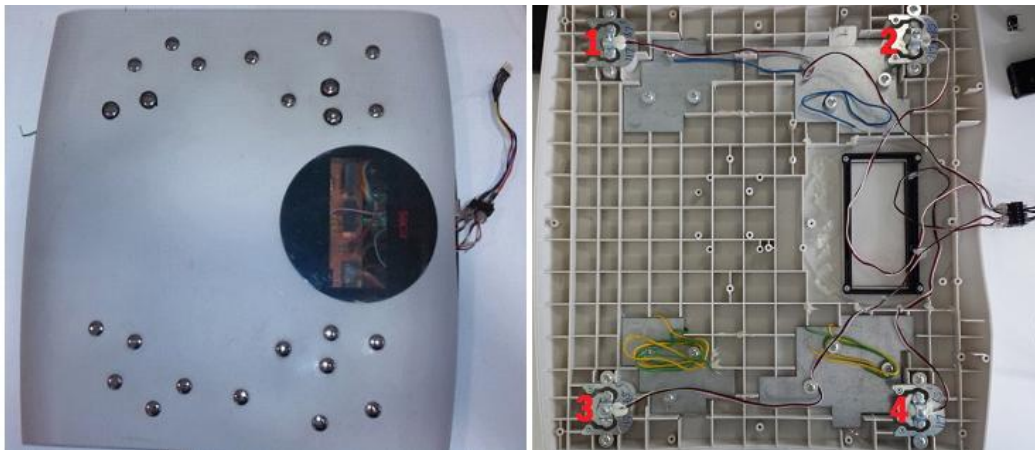


Fig. 2.5 Báscula 1 de plástico



Fig. 2.6 Báscula 2 de farmacia

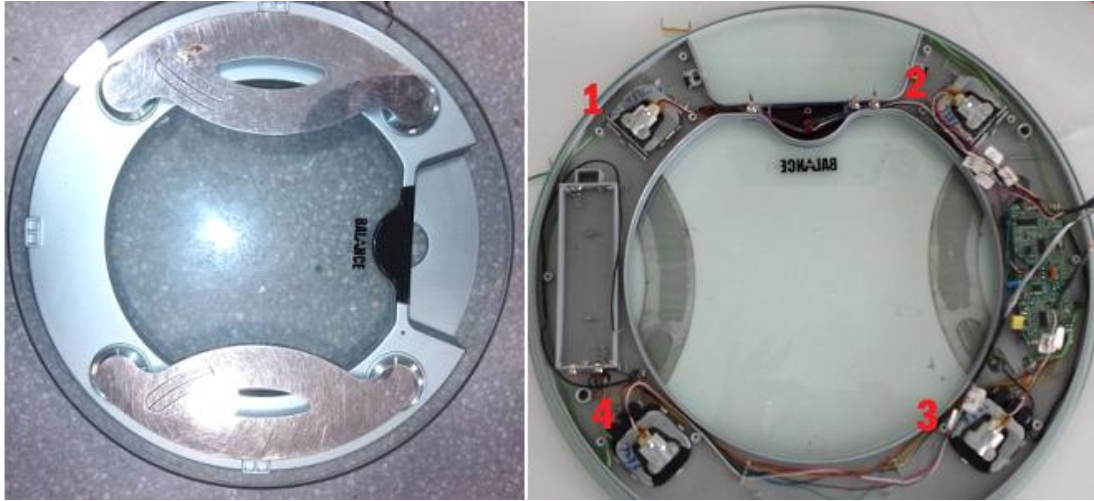


Fig. 2.7 Báscula 3 de cristal

2.1.2.2. Fundamentos teóricos

Según la tesis doctoral de Rafael González Landaeta [20] las básculas se pueden modelar como un sistema paso-bajo de segundo orden (Doebelin, 1983), cuya función de transferencia es:

$$H_b(s) = \frac{k\omega_n^2}{s^2 + 2\omega_n\xi s + \omega_n^2} \quad (2.1)$$

donde k es la sensibilidad estática, ω_n es la frecuencia angular natural y ξ es el factor de amortiguamiento. Estos tres parámetros están relacionados con la masa (M) de los elementos que descansan sobre el voladizo, la constante elástica del voladizo (K) y la fricción viscosa (B) de elementos parásitos:

$$k = \frac{1}{K} \quad (2.2)$$

$$\xi = \frac{B}{2\sqrt{KM}} \quad (2.3)$$

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K}{M}} \quad (2.4)$$

Esto quiere decir que las básculas serían sistemas paso bajo con un polo complejo doble, y que la frecuencia es inversamente proporcional al cuadrado de la masa. Por ello, si la frecuencia de resonancia cayese entre 0,5 Hz y 25 Hz influiría sobre las medidas de BCG introduciendo retardos, muy críticos a la hora de calcular intervalos RJ, o bien alteraciones en la forma de onda, crítico si de la forma de onda queremos extraer información. La frecuencia de oscilación (f_d) frente a una entrada en forma de impulso escalón se obtendría de las siguientes ecuaciones:

$$2\pi f_d = \omega_d = \beta \omega_n \quad (2.5)$$

$$\beta = \sqrt{1 - \xi^2} \quad (2.6)$$

donde ω_n es la frecuencia angular natural.

2.2. Circuitos analógicos

En este apartado expondremos la metodología y etapas para el diseño y testeo de la placa de circuitos impresos, en adelante PCB, para captar y acondicionar el ECG y BCG. Describiremos brevemente los circuitos (implementados según [6]) y daremos datos de funcionamiento.

2.2.1. Espectro de las señales

Los parámetros fisiológicos que hemos facilitado en el capítulo 1 junto a los resultados obtenidos en los estudios realizados anteriormente [5] [7] [8], nos proporcionan el espectro útil donde podemos encontrar los armónicos necesarios para poder adquirir y recuperar el ECG y BCG sin tener distorsión ni perder información. Dependiendo del objetivo de nuestra medida el ancho de banda/espectral es distinto:

Tabla 2.1 - Resumen de anchos de banda útiles [5]

Seguimiento ECG	0,5 - 40 Hz
Diagnos ECG	0,5 - 40, 80, 100 Hz
Diagnos BCG	0,5 - 25 Hz

Nosotros vamos a quedarnos con el mínimo espectro necesario para recuperar las señales, y mejoraremos las formas de onda con ayuda de la interpolación, por lo que a requisitos del sistema se refiere, el espectro útil para el ECG será de 0,5 - 40 Hz y el del BCG 0,5 - 25 Hz como puede verse en la tabla 2.1. El impacto principal de esta decisión es sobre los filtros que vamos a necesitar, la

frecuencia de muestreo f_s mínima, las velocidades de transmisión y la memoria que necesitamos.

2.2.2. Circuito ECG

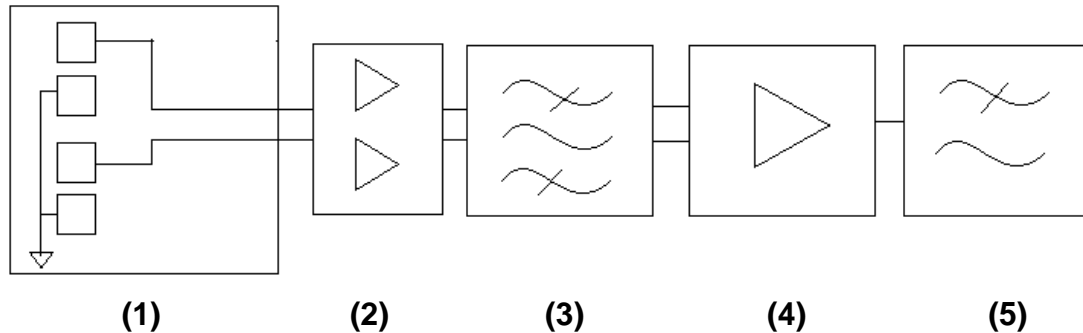


Fig. 2.8 Esquema circuito adquisición ECG

- (1) 4 electrodos secos con doble masa
- (2) Amplificador (*buffer*) $G = 1$.
- (3) Filtro diferencial paso-banda, $n = 1$, $f_l = 0,48$ Hz, $f_h = 41$ Hz.
- (4) Amplificador instrumentación, $G = 1000$.
- (5) Filtro paso-bajos, $n = 1$, $f_h = 40$ Hz.

Este circuito capta la señal a través de electrodos secos de doble masa. Utilizamos el amplificador TLC 2274 (véase [21]), porque al ser *rail-to-rail* nos permite funcionar cómodamente en bajas tensiones tanto unipolares como bipolares, a modo de *buffer* para evitar efectos de carga. El filtro diferencial paso banda que le sigue elimina la componente continua, la interferencia de 50/60 Hz de la red, y otros componentes indeseados explicados en el capítulo 1. Amplificamos diferencialmente con una ganancia de 1000 mediante el amplificador de instrumentación INA118P (véase [22]) porque tiene las mejores características para trabajar a baja tensión, suficiente para percibir la señal con corrección sin llegar a saturar. Finalmente filtramos paso bajo a 40 Hz para eliminar ruido y componentes indeseadas como explicamos en el capítulo 1.

Tabla 2.2. Resumen parámetros más importantes de los amplificadores.

Componente	INA118P	TLC2274
Número pines	8	16
Mínima alimentación	± 1.35 V	± 2.2 V
Salida " <i>rail-to-rail</i> "	$(V^+) - 0.8$ V $-(V^-) + 0.2$	Completo " <i>rail-to-rail</i> "
Ruido	10 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	50 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (10 Hz) 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (1 kHz)
CMRR	125 dB (100 Hz)	80 dB (100 Hz)

2.2.3. Circuito BCG

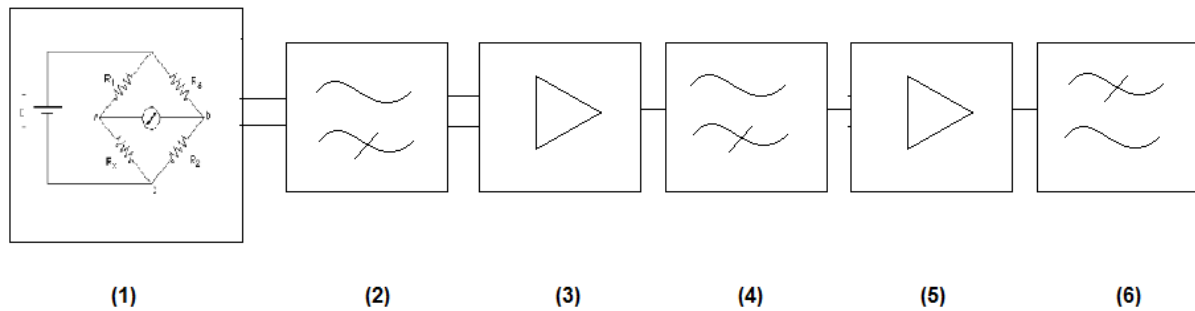


Fig. 2.9 Esquema circuito adquisición BCG

- (1) Galgas extensiométricas.
- (2) Filtro diferencial paso alto, $n = 1$, $f_i = 0,5$ Hz.
- (3) Amplificador instrumentación, $G = 5000$.
- (4) Filtro paso altos, $n = 1$, $f_h = 0,5$ Hz.
- (5) Amplificador, $G = 5$.
- (6) Filtro paso bajos, $n = 1$, $f_l = 25$ Hz.

En este circuito captamos la señal del BCG a través de la diferencia de tensiones obtenidas a la salida del puente de Wheatstone formado por las galgas de la báscula. Seguidamente realizamos un filtrado diferencial paso alto para eliminar la componente continua, amplificamos diferencialmente con el INA118P con ganancia de 5000 sin llegar a saturar, y por ultimo realizamos un filtrado paso banda en tres etapas, para eliminar componentes indeseadas y quedarnos con suficientes armónicos del BCG para recuperarlo con corrección: primero filtramos paso altos, amplificamos con el TLC2274 con ganancia 5 y finalmente filtramos paso bajo.

2.2.4. Placa circuito impreso

Una vez tenemos definidos los circuitos que necesitamos para obtener las señales pasamos a su realización física, para ello hemos de tener en cuenta los siguientes requisitos:

- Alimentación: bipolar y 3, 6 o 9 V.
- Interfaz final: Arduino Uno, ME-RedLab 1408
- Tamaño: Reducido.

2.2.4.1. Diseño PCB

Una vez obtuvimos resultados satisfactorios en *protoboard*, se realizaron dos prototipos de PCB con EAGLE:

Un primero fig. 2.10 para familiarizarse con la herramienta de diseño EAGLE y el montaje y manipulación de la PCB, una segunda versión fig. 2.11 y fig. 2.12 mejorando las prestaciones de la primera PCB y reduciendo tamaño:

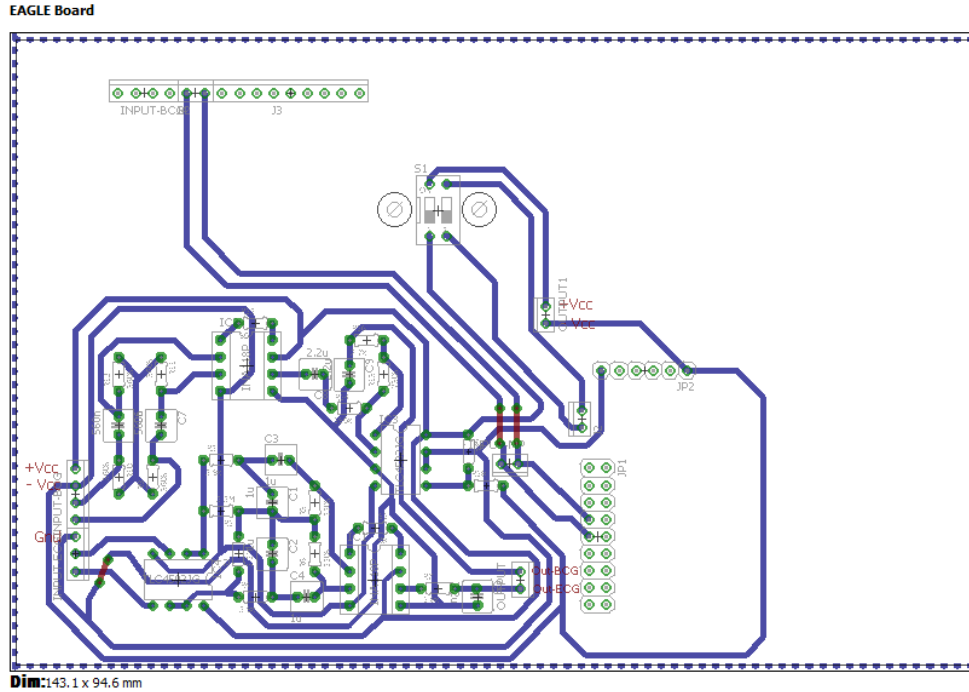


Fig. 2.10 Esquema PCB.v1

Esta primera versión fue testada con osciloscopio y posteriormente con Arduino Uno para capturar los datos y guardarlos y poder realizar un posterior análisis en MATLAB[®]. Los resultados fueron satisfactorios, pero tomamos nota de los puntos en los que se podía mejorar.

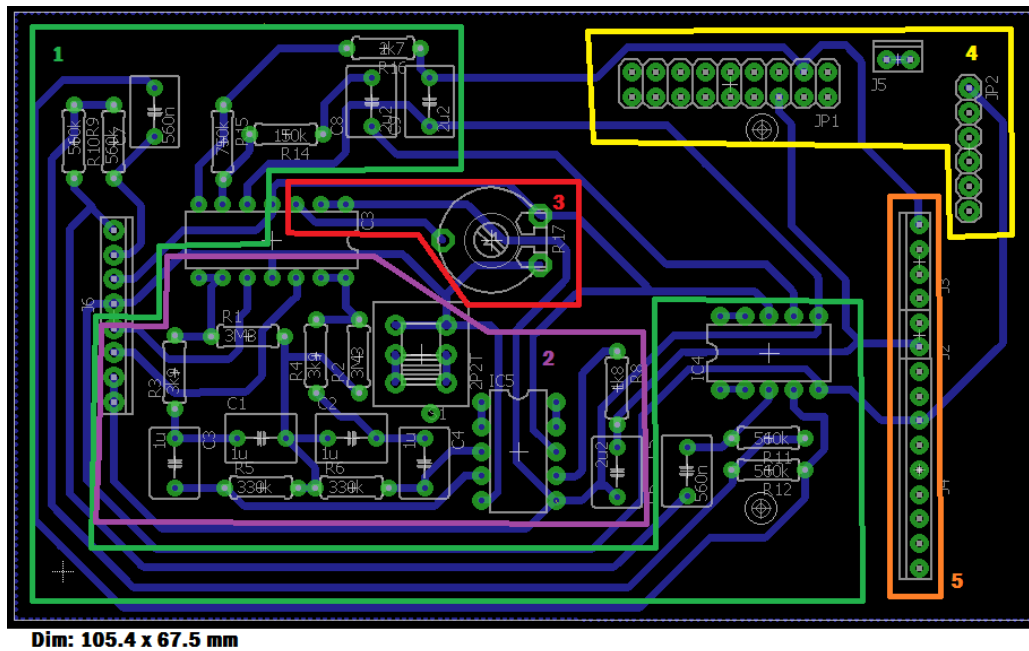


Fig. 2.11 Esquema PCB.v2

- 1 Circuito ECG.
- 2 Circuito BCG.
- 3 Circuito masa virtual.
- 4 Conectores MSP430 eZ430-RF2500.
- 5 Conectores Arduino Uno.

En la segunda versión se redujo el tamaño considerablemente para hacerlo adecuado a nuestras necesidades y a los componentes de que disponíamos. Para una mayor reducción de tamaño podrían usarse componentes SMD pero el portapilas, los conectores para los micro controladores, los componentes, los micro controladores en sí, y el carácter experimental del proyecto nos hizo descartar la posibilidad dado que era innecesario para las prestaciones que en este momento se exigen. En la fig. 2.12 puede observarse el esquema de los pines y componentes de la PCB.

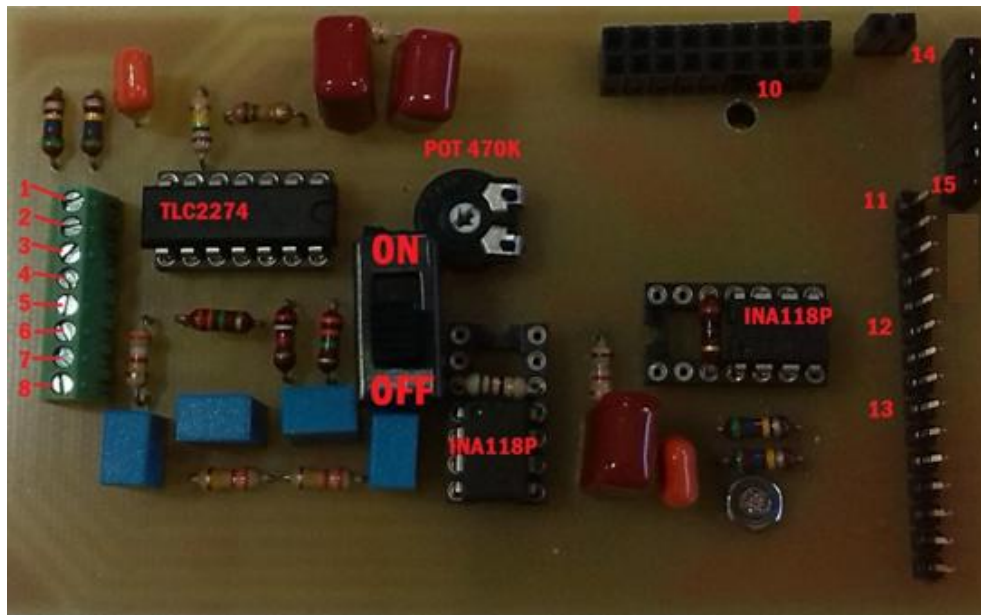


Fig. 2.12 Foto PCB.v2, indicando elementos principales y pines usados

- | | |
|---------------------------------------|--------------------------|
| 1.- Punto medida de las galgas. | 8.- GND (pin de pruebas) |
| 2.- Punto medida de las galgas. | 9.- Pin salida BCG |
| 3.- +Vcc, entrada alimentación galgas | 10.- Pin salida ECG |
| 4.- -Vcc, entrada alimentación galgas | 11.- Pin salida BCG |
| 5.- Electrodo 1 | 12.- Pin salida ECG |
| 6.- Electrodo 2 | 13.- GND (arduino) |
| 7.- GND | 14.- GND (eZ430-RF2500) |
| | 15.- +Vcc (3 V) |

2.3. Adquisición no inalámbrica

2.3.1. Arduino Uno

La placa Arduino es un microprocesador con un *clock* de 16 MHz, funciona a 5 V y tiene un ADC de 10 bits, una frecuencia de muestreo máxima por limitación del bus USB de 360 Hz y se conecta al PC vía USB. Es muy fácil de programar y de usar.

El código para usar Arduino es muy sencillo y está basado en ejemplos facilitados por el director de este proyecto. Básicamente muestrea simultáneamente los canales indicados y los envía por separado por el puerto serie USB con el siguiente formato "AX:YYYY". Donde X es 0 o 5 el indicador del canal analógico del microprocesador del que estamos convirtiendo datos e YYYY el valor de las medidas, sin unidades, en niveles del convertidor A/D.

Para más información véase [23].

2.3.2. Placa adquisición ME-RedLab 1408

La placa de adquisición ME-Redlab 1408 es un convertidor AD de 13 o 14 bits según el modo de operación, que conectamos al PC vía USB y que puede ser controlada por LabVIEW[®], programa de diseño de herramientas virtuales. Por simplicidad se programó para usar la misma frecuencia de muestreo que un sistema anterior, 350 Hz, suficiente para el ancho de banda de las señales muestreadas.

Este dispositivo no es programable, sino que es controlado via LabVIEW[®] mediante unas librerías descargadas de National Instruments. Para más información véase [24].

2.4. Entorno LabVIEW[®]

Para poder visualizar y guardar las medidas se diseñaron varias interfaces de usuario con LabVIEW[®], que es un entorno de programación gráfico que permite desarrollar a alto nivel programas que controlan y testean instrumentos simultáneamente. Se escogió LabVIEW[®] porque es sencillo y fácil de programar instrucciones complejas con solo utilizar los bloques pre-programados que vienen incluidos. Para este capítulo se utilizaron dos interfaces distintas.

2.4.1. Interfaz LabVIEW[®] para Arduino

Para la realización de esta interfaz hemos tomado de base códigos facilitados por el director del proyecto y los hemos adaptado. La interfaz tiene implementadas una serie de funciones, puede verse el aspecto en la fig. 2.13:

- **Visualización de los distintos canales.** El programa muestra de manera gráfica las señales BCG y ECG, de este modo podemos observar las señales mientras realizamos las pruebas. Importante para detectar anomalías o pruebas fallidas.
- **Selección puerto serie.** Selector que permite cambiar el puerto de serie que vamos a usar.
- **Tiempo de medida.** Selector que permite indicar la duración de las medidas que vamos a realizar.
- **Tiempo de espera.** Selector que permite indicar el tiempo de espera antes de empezar a medir, útil dado que el proyecto está pensado para que un sujeto realice sus propias medidas. El entorno de medidas exige que el sujeto esté sosteniendo con ambas manos los electrodos y se sitúe sin moverse sobre el voladizo.

- **Guardado.** Mediante esta operación y junto al módulo "Conv2mat.vi" nos permite guardar los datos en formato .mat muy útil para realizar las tareas de procesado futuras de las medidas con MATLAB®.

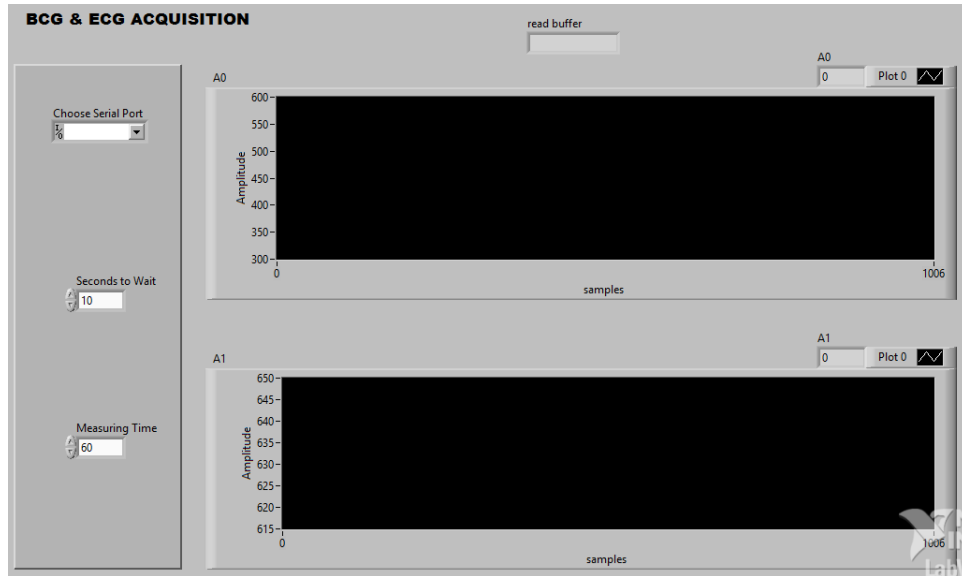


Fig. 2.13 Interfaz visual LabVIEW®.

2.4.2. Interfaz LabVIEW® para ME-Redlab 1408

La interfaz para ME-Redlab 1408, funciona de modo similar y en este caso ha sido tomada de un proyecto previo [8] y sólo se ha empleado para obtener datos mediante la placa de adquisición.

2.5. Resultados experimentales

En este apartado se detallan los experimentos y resultados para intentar obtener la caracterización de las básculas y observar el efecto de la báscula sobre el BCG de los sujetos.

2.5.1. Respuestas de las básculas

Para caracterizar las básculas nos volvimos a servir de la tesis mencionada previamente [20] y su metodología para caracterizar las básculas. El experimento propuesto consiste en dejar caer una pelota de tenis desde la misma altura sobre las básculas, dejando que rebote una sola vez, para observar su respuesta impulsional y poder obtener ω_n , ω_d y ξ .

La respuesta obtenida al botar la pelota sobre el voladizo es similar a la de la fig. 2.14.

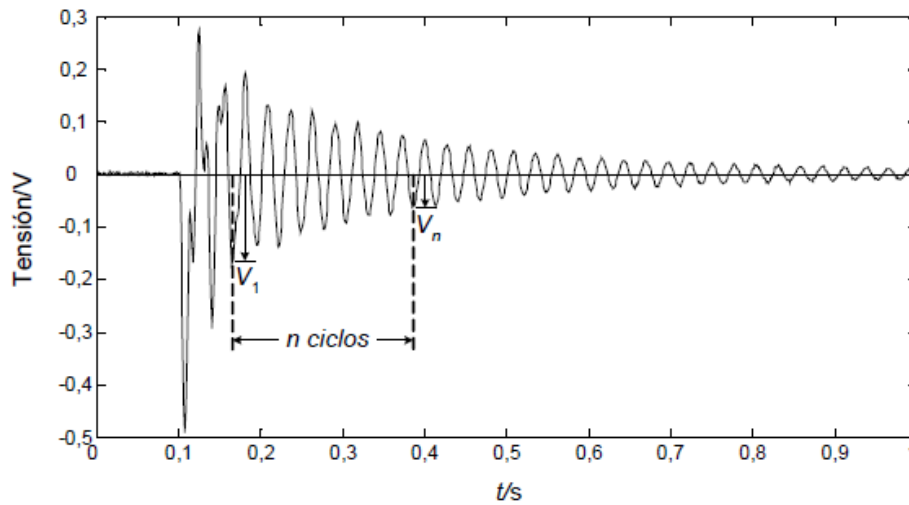


Fig. 2.14 Onda característica de la respuesta impulsional al botar una pelota sobre el voladizo de una báscula [20]

La respuesta transitoria de la fig. 2.14 se puede describir mediante:

$$c(t) = \frac{\omega_n}{\beta} e^{\xi \omega_n t} \text{sen}(\omega_d t) \quad (2.7)$$

La respuesta de las básculas (con o sin peso) es subamortiguada ($\xi < 1$) y se estabiliza al cabo de 1 s, aproximadamente. A partir de la respuesta transitoria, ξ y ω_n se estiman mediante un procedimiento descrito por Doebelin (1983) para la caracterización de sistemas de segundo orden. Si $\xi \ll 1 \rightarrow \sqrt{1 - \xi^2} \approx 1$, por tanto las ecuaciones 2.5 y 2.6 quedarían:

$$\omega_d = \omega_n = \frac{2\pi}{T} \quad (2.8)$$

$$\xi \approx \frac{\ln\left(\frac{v_1}{v_n}\right)}{2\pi n} \quad (2.9)$$

donde T es el promedio del período de n ciclos, dado que así minimizamos el error de la respuesta transitoria. V_1 y V_n son las tensiones en los instantes de tiempo correspondientes a la medida de V_1 y V_n (ver la fig. 2.14). Las gráficas

obtenidas por nuestro LabVIEW® nos dan los resultados en muestras así que es necesario aplicar factores de conversión a la escala temporal y a la escala de tensiones para poder obtener los resultados.

Siguiendo este procedimiento, realizamos varias pruebas con el propósito de observar el comportamiento de las básculas y poder orientar trabajos futuros.

2.5.1.1. Resultados báscula en vacío.

Este primer experimento se realiza igual que el propuesto anteriormente. La tabla recoge la media de los resultados obtenidos.

Tabla 2.3. Resumen del promedio de los resultados.

Báscula 1 (plástico)		Báscula 2 (farmacia)		Báscula 3 (cristal)	
$f_n(\text{Hz})$	ξ	$f_n(\text{Hz})$	ξ	$f_n(\text{Hz})$	ξ
52,9	0,02	35,5	0,03	28,9	0,07

Como se puede observar, ya en vacío dos de las básculas tienen una frecuencia de resonancia cercana a la banda crítica de 0,5 Hz a 25 Hz, por lo que se puede esperar que al poner peso sobre ellas puedan acabar alterando la forma de la señal BCG.

2.5.1.2. Resultados báscula con peso I

En una primera prueba para observar el efecto del peso en la frecuencia de resonancia, se ha usado un peso total de 28 kg (un saco de arena de 20 kg y dos pesas de 4 kg), que se ha añadido sobre el voladizo de la báscula y se ha botado una pelota de tenis sobre el voladizo de la báscula.

Tabla 2.4. Resumen del promedio de los resultados.

Báscula 1 (plástico)		Báscula 2 (farmacia)		Báscula 3 (cristal)	
$f_n(\text{Hz})$	ξ	$f_n(\text{Hz})$	ξ	$f_n(\text{Hz})$	ξ
24,8	0,01	14,0	0,02	30,7	0,02

Se puede observar que en estas pruebas los cambios observados dependen del material de la báscula. Tanto la báscula 1 como la 2 que tenían superficies más deformables sufren una disminución de la frecuencia de resonancia hasta llegar a la banda crítica. Sin embargo la báscula 3, con una superficie más rígida apenas sufre cambio en su frecuencia natural.

2.5.1.3. Resultados básculas con peso II

Una de las limitaciones del experimento anterior es que, en la señal de BCG, el impulso generado por el corazón no impacta directamente sobre la báscula sino que se transmite por el cuerpo antes de llegar a ella. Para aproximarnos más a esta situación, se realiza una segunda prueba en que hemos utilizado un peso total de 30 kg (Varias cajas y paquetes de folios), abajo las dos cajas de folios y encima dos paquetes de folios y la pelota en este caso se botaba sobre los folios.

Tabla 2.5. Resumen del promedio de los resultados.

Báscula 1 (plástico)		Báscula 2 (farmacia)		Báscula 3 (cristal)	
f_n (Hz)	ξ	f_n (Hz)	ξ	f_n (Hz)	ξ
15,3	0,03	16,0	0,03	16,6	0,02

En este caso se puede observar que la respuesta mecánica queda notablemente modificada por la interfaz intermedia de papel que acaba dominando en el resultado y causando que la respuesta de los tres sistemas sea similar y dentro de la zona crítica. En una última prueba en que se invirtieron el orden de las cajas y los paquetes de folios para la báscula 1, se observó que la frecuencia natural se modificaba hasta 13,3 Hz. Esto ya es un primer indicio de que la respuesta distinta que puede tener el cuerpo de cada persona podría influir en como interactúa cada báscula con ella y alterar la onda del BCG. Para verificarlo, el siguiente paso ha sido estudiar la respuesta con distintos sujetos en las básculas, como se detalla a continuación.

2.5.2. Respuesta con personas

En este apartado se detallan los experimentos y resultados obtenidos en la caracterización conjunta de básculas con personas. El apartado 2.5.2.1. se obtuvo mediante Arduino Uno. Otros experimentos detallados en el anexo I se realizaron con la placa de adquisición.

2.5.2.1. Resultados básculas con personas

Se realizó una primera prueba en la que en un sujeto de 88 kg se colocaba sobre la báscula, el cual tenía un pie sobre el voladizo y el otro en el suelo. Al comenzar a medir el sujeto pivotaba, es decir subía el pie del suelo sobre la báscula y cambiaba el peso a éste, simulando una respuesta tipo escalón que se ha usado también para estudiar la frecuencia natural del sistema conjunto obteniendo los siguientes resultados que se muestran en la tabla 2.6

Tabla 2.6. Resumen del promedio de los resultados.

Báscula 1 (plástico)		Báscula 2 (farmacia)		Báscula 3 (cristal)	
$f_n(\text{Hz})$	ξ	$f_n(\text{Hz})$	ξ	$f_n(\text{Hz})$	ξ
6,8	0,02	5,8	0,03	5,5	0,02

Se puede observar que la frecuencia de resonancia del sistema formado por la persona y la báscula se reduce aún más hasta coincidir mejor con el del BCG. Se puede ver además que la resonancia se produce a frecuencias distintas para cada báscula, por lo que se puede esperar que efectivamente la báscula condicione la señal obtenida.

A partir de estos resultados, se pudo contribuir a un trabajo de investigación más amplio que incluye un conjunto de pruebas en que se analizan los efectos de las tres básculas en un grupo de personas usando herramientas más avanzadas de procesamiento de señal que quedan fuera del alcance de este proyecto. Los resultados de esta contribución se pueden ver en el anexo I y en ellos se puede constatar que efectivamente las básculas influyen en la forma y los tiempos de los picos del BCG tal como sugerían los experimentos previos que se han presentado aquí.

CAPÍTULO 3. SISTEMA INALÁMBRICO VARIOS NODOS

En este capítulo se facilita la descripción del hardware necesario para implementación del sistema inalámbrico de varios nodos, los datos que validan y limitan el sistema y por último la descripción de los códigos e interfaz LabVIEW[®] para diseñar un sistema con dos nodos transmitiendo simultáneamente. El sistema implementado se muestra en el siguiente diagrama:

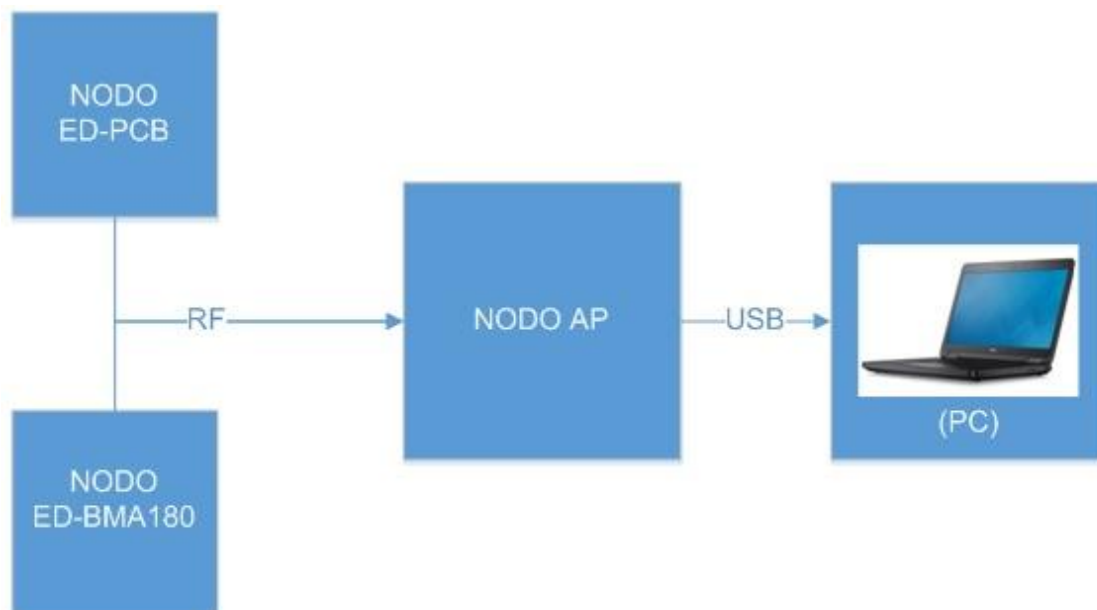


Fig. 3.1 Esquema de bloques del sistema inalámbrico completo

Tal como puede observarse en la fig. 3.1, los dos nodos inalámbricos, ED-PCB (nodo conectado al circuito PCB) y ED-BMA180 (nodo conectado a un acelerómetro, el chip BMA180), transmiten simultáneamente las muestras obtenidas del circuito PCB y el chip BMA180 vía RF al nodo de acceso, AP. Este último nodo recibe los datos, de manera intercalada, los procesa y envía los datos por el puerto USB hacia el PC, donde, al igual que en el capítulo anterior, los datos se visualizan, guardan y procesan con LabVIEW[®] o MATLAB[®].

3.1. Dispositivos

3.1.1. Kit de desarrollo eZ430-RF2500

El eZ430-RF2500, ver fig. 3.2, es un kit de desarrollo inalámbrico basado en USB-MSP430 que nos proporciona el hardware y software necesario para programar y evaluar el microprocesador de bajo consumo MSP430F2274 y el transceptor CC2500 2,4 GHz. El kit usa IAR (Integrated Development Environment) o CCE (Code Composer Essentials) para escribir, descargar o depurar aplicaciones. Este kit tiene un precio asequible, es sencillo de programar si se tiene nociones de programación en entornos MSP430. Requiere una tensión de alimentación mínima de 2,2 y máxima de 3 V. Dispone de varios componentes integrados: sensor de temperatura, varios pines I/O y un ADC de 10 bits. Por eso era un buen candidato para desarrollar las funciones de microprocesador, ADC e interfaz RF.

En nuestro proyecto vamos a darle tres usos: nodo de acceso o central (AP) que va a recibir los datos de los otros nodos vía RF, los procesará y los enviará al PC vía el chip FT 232RL. El Nodo situado en la PCB (ED-PCB) que realizará las funciones de ADC y enviará los datos de BCG y ECG de la báscula vía RF hacia el AP y por último el nodo del acelerómetro (ED-BMA180) integrando el chip BMA180, que por un lado controlará el BMA180 para que realice las medidas y se las transmita, y por el otro enviará estas medidas vía RF al AP. Para más información véase [25] y [26].

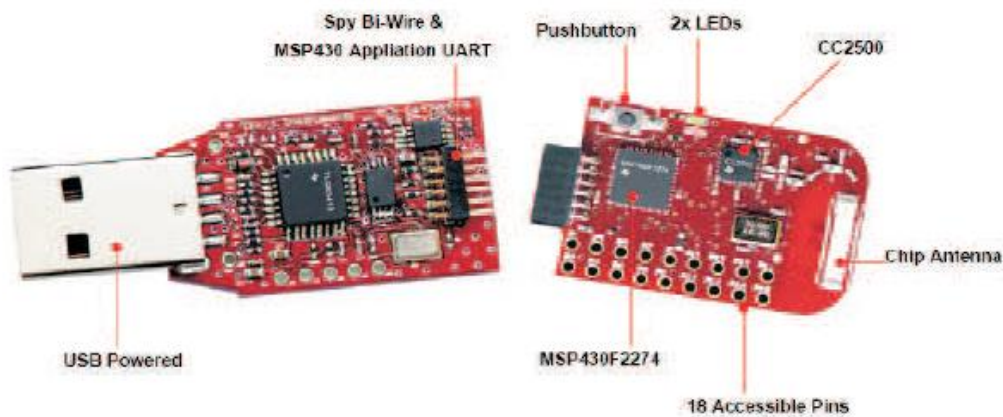


Fig. 3.2 Imagen eZ430-RF2500

3.1.2. Chip FT 232RL

La interfaz USB que viene incluida en el kit MSP430 eZ430-RF2500 presenta un inconveniente crítico para la realización de este proyecto y es que solo permite velocidades a través del USB de 9600 baudios, insuficiente si queremos mantener la frecuencia de muestreo mínima y transmitir varios datos simultáneamente, véase [8]. Es por eso que nos vemos obligados a usar el chip FT 232RL, véase [27] para más detalles se muestra el chip en la fig. 3.2, que nos permiten velocidades de hasta 460 kbaudios.

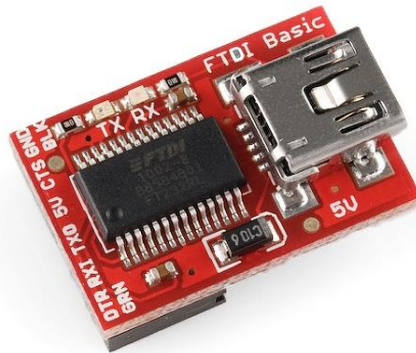


Fig. 3.3 Imagen chip FT 232RL [27]

3.2. Descripción de los nodos inalámbricos

Para la programación de estos códigos se ha utilizado el programa de demostración que viene incluido en el kit, funciones extraídas de los códigos de ejemplo del BMA180 y código propio para personalizar el programa. A continuación se detalla y explica cada código y se añaden las descripciones del hardware necesario.

3.2.1. Nodo ED-PCB

Un diagrama general de la estructura del nodo se muestra en la fig. 3.4, donde se ve como los elementos sensores del nodo se conectan al circuito de acondicionamiento y esté al eZ430-RF2500.

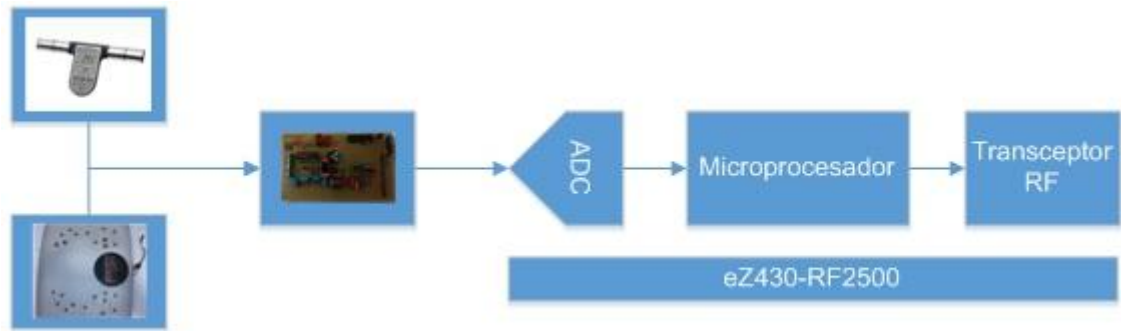


Fig. 3.4 Diagrama bloques Nodo ED-PCB

3.2.1.1. Acondicionamiento de la señales

El hardware de este nodo para adquirir las señales de BCG y ECG de la báscula es esencialmente el descrito en el capítulo 2 de esta memoria. Adicionalmente, para poder adquirir las señales con el ADC del eZ430-RF2500 es necesario añadir un circuito adicional, como se muestra en la fig. 3.5, que realiza las funciones de buffer eliminando efectos de carga y permite añadir un offset para ajustar los niveles de tensión entre los distintos bloques.

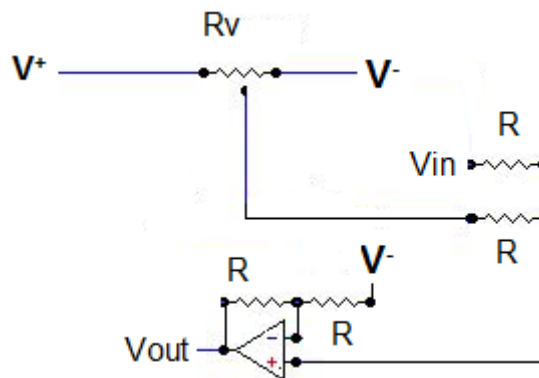


Fig. 3.5 Esquema del circuito para ajustar los niveles de tensión

3.2.1.2. Rutina de ejecución

El nodo ED-PCB adquiere dos muestras cada vez que se ejecuta el código, una del canal BCG y otra del canal ECG. Una vez tiene las muestras las introduce en un *array* de caracteres (*char*) y les añade un byte de control para que el AP pueda distinguir la procedencia. La rutina de ejecución de este nodo es la siguiente:

1. **Inicialización.** El ED primeramente inicializa los valores de sus registros y *clocks*.
2. **Establecimiento enlace.** El ED se queda en este punto hasta establecer un enlace con algún AP.
3. **Configuración clock y timers.** El ED configura tanto el *clock* del sistema como los *timers* que lo despertarán después de que se ejecute la instrucción que lo manda a un estado dormido. Acto seguido entra en un bucle hasta que se apague puntos 4, 5 y 6.
4. **Conversión.** Estando dentro del bucle, cada vez que se despierta el ED realiza una adquisición de las medidas de ECG y BCG. Una vez adquiridas las medidas las guarda en un *array*.
5. **Envío RF.** Envía el *array* al AP.
6. **Modo dormido.** Cuando ha terminado de enviar el microprocesador es enviado a dormir hasta que es despertado por el *timer* y volvemos al punto 4.

3.2.2. Nodo ED-BMA180

Un diagrama general de la estructura del nodo se muestra en la fig. 3.6, donde se ve como, en este caso, el acelerómetro BMA180 se conecta directamente al eZ430-RF2500.



Fig. 3.6 Diagrama de bloques del Nodo ED-BMA180

3.2.2.1. Chip BMA180

Basándonos en estudios anteriores [7], otro sistema viable, para medir una señal cardiovascular relacionada con el BCG, a nivel doméstico, asequible y de fácil uso son los acelerómetros, sensores que miden la aceleración en los ejes X, Y Z. En nuestro caso, el acelerómetro usado, el chip BMA180 de Bosch, es un sensor digital programable, económico y de relativo bajo consumo véase [28].



Fig. 3.7 Imagen BMA 180 [28]

El sensor utiliza 14 bits para guardar las aceleraciones en cada eje, se pueden elegir distintos rangos de sensibilidad que van desde ± 1 g hasta ± 16 g i diferentes filtros pasa-bajos y pasa-altos. Además, se podrán elegir diferentes interfaces digitales de comunicación (4-wire SPI, I2C). Los filtros que tiene integrados el chip pueden seleccionarse vía software (pasa-bajos de 10, 20, 40, 75,150, 300, 600, 1200 Hz, pasa-altos de 1 Hz y pasa banda 0,2 a 300 Hz).

De este mismo estudio obtenemos que las mejores condiciones para trabajar son:

- Una sensibilidad de **$\pm 1,5$ g**, pues rangos inferiores a ± 1 g se ven afectados por la gravedad y mayores a ± 4 g la señal no se visualiza correctamente, obteniendo una resolución correcta de 0,19 mg/LSB.
- El filtro pasa-bajos predefinido en el chip con un ancho de banda más próximo a 25 Hz, que es el mínimo ancho de banda que puede tener el BCG según tabla 2.1, es el de **40 Hz**.

Las conexiones entre el chip BMA180 y el eZ430-RF2500 pueden verse detalladas en [8].

3.2.2.2. Rutina de ejecución

1. **Inicialización msp430.** El ED primeramente inicializa los valores de sus registros y *clocks*.
2. **Inicialización BMA180.** El ED configura la conexión SPI y el valor de los registros del BMA180.
3. **Establecimiento enlace.** El ED se queda en este punto hasta establecer un enlace con algún AP
4. **Configuración clock y timers.** El ED configura tanto el *clock* del sistema como los *timers* que lo despertarán después que se ejecute la instrucción

- que lo manda a dormir. Acto seguido entra en un bucle hasta que se apague puntos 5, 6 y 7.
5. **Adquisición.** Estando dentro del bucle, cada vez que se despierta el ED adquiere de los registros del BMA180. Una vez adquiridas las medidas las guarda en un *array*.
 6. **Envío RF.** Envía el *array* al AP.
 7. **Modo dormido.** Cuando ha terminado de enviar el microprocesador es enviado a dormir hasta que es despertado por el *timer* y volvemos al punto 4.

3.2.3. Nodo AP

Un diagrama general de la estructura del nodo se muestra en la fig. 3.8, donde se ve como, en este caso, el nodo AP, que recibe las señales de la báscula y el acelerómetro BMA180 se conecta al PC mediante el chip FT232RL.

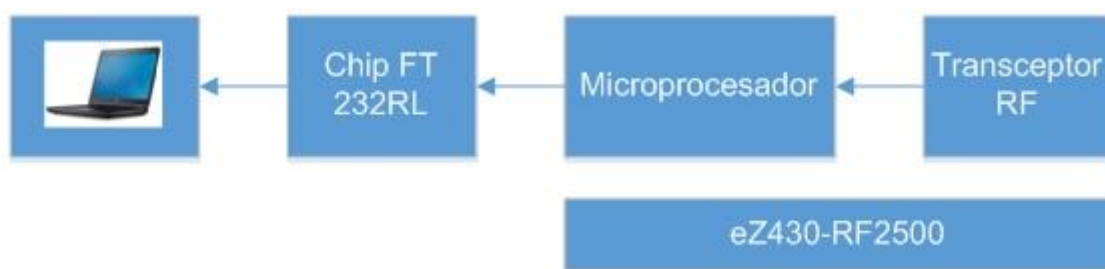


Fig. 3.8 Diagrama bloques Nodo AP

3.2.3.1. Descripción y rutina de ejecución

El nodo AP está activo y escuchando en todo momento. Cuando recibe un paquete de alguno de los nodos, gracias a un byte de control identifica la cadena por la que ha de ser procesado cada paquete (*array* de caracteres (*char*)), y finalmente envía un *array* de *char* por el puerto serie USB.

Para este programa se han usado las librerías básicas incluidas en el código de ejemplo. La rutina de ejecución es la siguiente:

1. **Inicialización.** El AP primeramente inicializa los valores de sus registros y *clocks*. Después configura las conexiones con los diferentes ED, si los hay. Finalmente se queda en un bucle esperando a recibir los mensajes de los ED.
2. **Recepción y tratamiento de los paquetes.** Una vez un ED solicita la transmisión, el AP espera recibir los datos y seguidamente los procesa según su ED.

3. **Envío vía puerto serie USB.** El AP una vez ha procesado los datos, los envía por el puerto USB.

3.3. Estudio de las limitaciones del sistema

3.3.1. Frecuencia de muestreo mínima

De la tabla 2.1 obtenemos que el ancho de banda mínimo para poder medir con corrección el ECG es de 40 Hz mientras que el del BCG es 25 Hz, esto quiere decir que por Nyquist la f_s , frecuencia de muestreo, mínima será 80 Hz y 50 Hz respectivamente.

Como nuestro sistema ha de ser síncrono, estamos obligados a que las muestras de cada aceleración (x, y, z), del ECG y el BCG se hagan con la misma f_s . Así que hemos de quedarnos con la f_s mínima más restrictiva que es la del ECG como referencia, y aumentarla para que los datos se visualicen correctamente en la interfaz LabVIEW® por el usuario, de modo que pueda descartar aquellas pruebas en las que se observen anomalías.

Esto es un compromiso para garantizar un bajo consumo, cierto confort a la hora de visualizar los datos y la capacidad del interpolador para recuperar los datos posteriormente con corrección.

3.3.2. Implementación de la f_s en el eZ430-RF2500

Para poder realizar la adquisición de datos a la f_s deseada lo que hacemos es encender, y ejecutar una vez el código, y poner en modo bajo consumo (dormir) el microprocesador, alternando los estados de modo que el código del ED se ejecuta a la misma frecuencia a la que queremos muestrear las medidas.

El tiempo en el estado encendido del microprocesador es el tiempo de ejecución del programa y el tiempo que pasa dormido es el que viene marcado por el temporizador del *Timer A*. Lo que hace este temporizador es contar un número determinado de tics del *clock* que se le ha asignado. De modo que los tics que hacen falta para imponer cierta frecuencia de muestreo se calcularían así:

$$T_A = \frac{f_{\text{clk}}}{f_s} \quad (3.1)$$

donde T_A es el número de tics del contador, f_{clk} es la frecuencia del *clock* asignado y f_s la frecuencia de muestreo que deseamos. Si utilizamos nuestros valores $f_{clk} = 12 \text{ kHz}$, $f_s \text{ mínima} = 80 \text{ Hz}$.

$$T_A = \frac{12000 \text{ Hz}}{80 \text{ Hz}} = 150 \text{ tics} \quad (3.2)$$

Sin embargo, esto es solo cierto si el tiempo en que el código se ejecuta es mucho menor al tiempo en que el microprocesador está dormido, por eso en el siguiente apartado detallamos las limitaciones en el uso de este microprocesador.

3.3.3. Límites del sistema y frecuencia muestreo máxima

La principal limitación de estos kits de desarrollo es que no tienen más que una sola línea de ejecución, de modo que sólo pueden hacer una de las siguientes instrucciones a la vez: muestrear, enviar o recibir datos. Por ello la velocidad de los nodos se limita a la de ejecución del código secuencialmente.

Para poder obtener una estimación de los tiempos de ejecución observamos la hoja de características [29] donde se estima el tiempo del programa de ejemplo en que se ha basado el código desarrollado, que es suficientemente similar para poder tomarlos como referencia. La fig. 3.9 muestra los datos más relevantes.

Radio Event	Current Consumed	Time Executed	Amps * Seconds Consumed
XOSC startup	2.7 mA	300 μ s	810 nA*s
Ripple counter timeout	1.75 mA	150 μ s	262 nA*s
PLL calibration	7.5 mA	809 μ s	6068 nA*s
RX mode	18.8 mA	2.56 ms	48 128 nA*s
TX mode	12.3 mA	800 μ s	17 040 nA*s
		Total	72 308 nA*s
MSP430 Event	Current Consumed	Time Executed	Amps * Seconds Consumed
MSP430 active current	2.7 mA	4.634 ms	12 512 nA*s
MSP430 LPM0 current	1.1 mA	66 μ s	73 nA*s
ADC10	850 μ A	326 μ s	277 nA*s
		Total	12 862 nA*s
		Transmission Total	85 170 nA*s

Fig. 3.9 Imagen Tabla de tiempos y consumos de un ED [29]

Los tiempos fijos de ejecución y transmisión serían:

$$T_{\text{fijo ejecución ED}} = 4,634 \text{ ms} + 0,066 \text{ ms} + 0,326 \text{ ms} + 0,809 \text{ ms} + 0,300 \text{ ms} = \\ = 6,135 \text{ ms} \quad (3.3)$$

$$T_{\text{fijo rx}} = 2,56 \text{ ms} \quad (3.4)$$

Hay que añadir el tiempo de transmisión T_{tx} de cada paquete, pero hay dos tipos de paquetes según su ED, de 5 bytes si es de ED-PCB y 7 bytes si es de ED-BMA180, ya que envía los tres ejes de aceleración. Así que lo hemos calculado para cada tipo:

$$T_{\text{tx}_5\text{Bytes}} = \frac{\text{bits/paquete}}{v_{\text{tx}}} = \frac{(80 \text{ bits cabeceras} + 5 \text{ bytes paquete} * 8 \text{ bits})}{500 \text{ kbps}} = 240 \mu\text{s} \quad (3.5)$$

$$T_{\text{tx}_7\text{Bytes}} = \frac{\text{bits/paquete}}{v_{\text{tx}}} = \frac{(80 \text{ bits cabeceras} + 7 \text{ bytes paquete} * 8 \text{ bits})}{500 \text{ kbps}} = 272 \mu\text{s} \quad (3.6)$$

Si sumamos el más lento de los sistemas el $T_{\text{fijo total}} = 8,97 \text{ ms}$ por lo que el sistema global no podrá superar una $f_s = 111 \text{ Hz}$. Como la f_s mínima que necesitamos es de 80 Hz consideramos el sistema válido y dejamos la f_s arbitrariamente a 100 Hz de modo que podemos trabajar cómodamente aunque el consumo se vea perjudicado.

El ajuste final de los *timer A* para que ambos ED muestreen a frecuencias similares será:

$$T_{A_ED-PCB} = 13 \text{ tics}$$

$$T_{A_ED-BMA180} = 10 \text{ tics}$$

De este modo una vez está inicializado el sistema, aunque desconocemos a priori cual es el desfase mutuo, ambos ED entrarán en un ciclo continuo de 100 Hz debido al tiempo de ejecución de sus códigos.

3.4. Entorno LabVIEW® y resultados

Esta segunda interfaz coge como base la que hemos usado para Arduino Uno, y la amplía para poder adquirir señales de dos nodos distintos. La interfaz tiene implementadas una serie de funciones:

- **Control de errores.** Esta versión también implementa varios indicadores para poder detectar los errores de manera rápida y eficaz. Útil en este entorno donde es difícil usar el depurador.
- **Visualización de los distintos canales.** El programa muestra de manera gráfica las señales BCG y ECG, y las tres aceleraciones de los ejes cartesianos de este modo podemos observar las señales mientras realizamos las pruebas. Importante para detectar anomalías o pruebas fallidas.
- **Selección puerto serie.** Selector que permite cambiar el puerto de serie que vamos a usar.
- **Tiempo de medida.** Selector que permite indicar la duración de las medidas que vamos a realizar.
- **Tiempo de espera.** Selector que permite indicar el tiempo de espera antes de empezar a medir, útil dado que el proyecto está pensado para que un sujeto realice sus propias medidas, y el entorno de medidas exige que el sujeto este sosteniendo con ambas manos los electrodos y se sitúe sin moverse sobre el voladizo.
- **Guardado.** Mediante esta operación y junto al módulo "Conv2mat.vi" nos permite guardar los datos en formato .mat muy útil para realizar las tareas de procesado futuras de las medidas con MATLAB®.

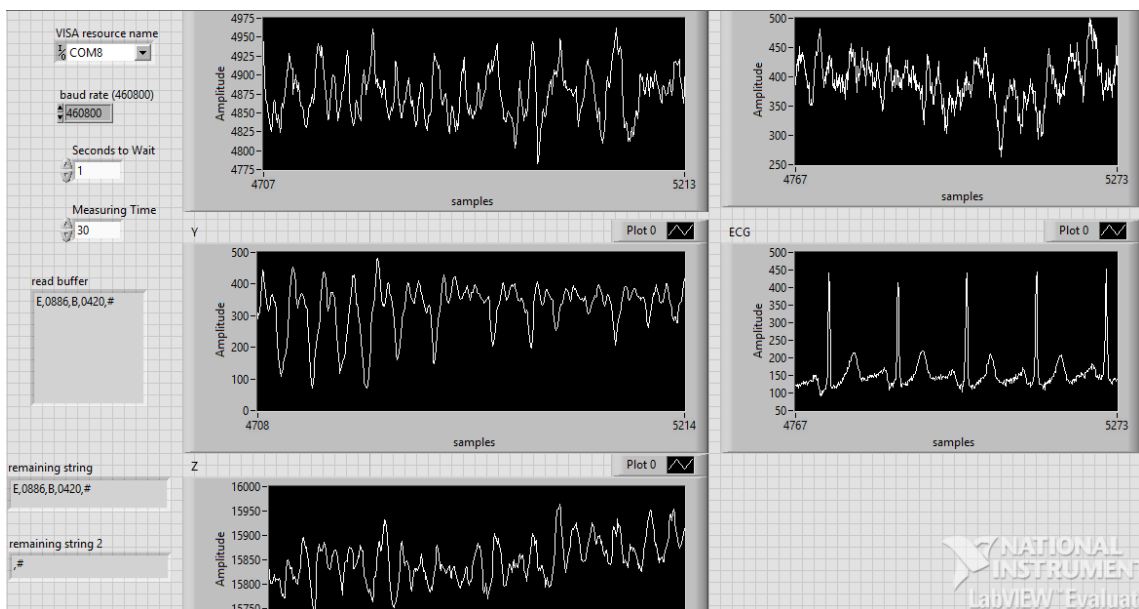


Fig. 3.10 Interfaz visual final LabVIEW® con un ejemplo de adquisición con dos nodos simultáneamente

Dada las limitaciones del sistema, tal como hemos comentado, los datos vienen intercalados entre sí, por lo que cuando recibimos medidas de un nodo en el *array* del otro se escribe un cero y viceversa. Por este motivo es necesario que realicemos un pre-procesado sencillo que consiste en primer lugar en averiguar qué dato llegará primero. Seguidamente gracias a un *array* de referencia temporal sabremos cuál es el retraso sistemático de uno respecto del otro. Por último corregimos quitaremos los ceros intercalados, interpolaremos y corregiremos el retraso sistemático. Teniendo en cuenta esto, se puede observar en la fig. 3.10 cómo el sistema es capaz de adquirir de los dos nodos simultáneamente, alcanzando así el objetivo deseado.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES Y ESTUDIO MEDIOAMBIENTAL

4.1. Conclusiones globales y trabajos futuros

Para nuestro primer objetivo: *"Ayudar a analizar la influencia de las básculas sobre las medidas de BCG"*. Hemos realizado un sistema viable de medida no inalámbrica tanto para BCG como ECG y realizado varios experimentos/pruebas que puedan orientarnos sobre la influencia de las básculas sobre el BCG.

Con respecto a las tareas realizadas para lograr el primer objetivo:

- ✓ La primera tarea consistía en leer documentación especializada para obtener un conocimiento de las señales, elementos sensores y los circuitos con los que íbamos a trabajar. Ahora disponemos de los conocimientos suficientes para reconocer y trabajar con las señales ECG y BCG, e igualmente con los circuitos más comunes para adaptarlos.
- ✓ Para la segunda tarea, modificamos un manillar comercial para convertirlo en el manillar con 4 electrodos que necesitamos, modificamos 3 básculas para poder extraer de las galgas la señal con el BCG y diseñamos e implementamos un circuito impreso que adaptara las señales. Hemos aprendido sobre el uso de herramientas de diseño de placas impresas como EAGLE, criterios para el diseño de circuitos y adquirido soltura en buscar entre la documentación esquemas de circuitos para solucionar los problemas que han ido apareciendo. En la parte de implementación cogimos soltura para la implementación tanto de los elementos sensores como de los circuitos.
- ✓ Para la tercera tarea, realizamos el testeo de los circuitos con diferentes herramientas. Aquí se consolidó la metodología para encontrar fallas tanto en los elementos sensores como en los circuitos.
- ✓ La cuarta tarea consistía en familiarizarse y elaborar un entorno LabVIEW[®] adaptado al sistema no inalámbrico. Aquí aprendimos a realizar diseños más avanzados con LabVIEW[®].
- ✓ Por último realizamos varios experimentos con las básculas y posteriormente con sujetos y básculas. Con estos experimentos hemos demostrado que las básculas influyen en la adquisición de BCG y hemos facilitado algunas pistas para seguir realizando trabajos futuros. Por un lado hemos aprendido sobre la metodología al experimentar (dejar constancia de los experimentos para poder recuperarlos en cualquier momento, como presentar e interpretar datos y como elaborar conclusiones), y por el otro el resultado mismo de los experimentos.

Concluimos por lo tanto:

- Que el sistema es viable de manera no inalámbrica, y el circuito puede cumplir con las especificaciones que nos hemos propuesto: tamaño, alimentación a 6 V unipolar e interfaces Arduino Uno y Me-Redlab 1408.
- Que las básculas influyen en la adquisición de BCGs, cada báscula influye de manera distinta y al mismo tiempo la influencia de las básculas es distinta en cada sujeto, en algunos más perjudicialmente y en otros menos.

En general el proceso de caracterización de las básculas solo ha hecho más que empezar, solamente se ha puesto de manifiesto su influencia. Se requerirá de más trabajo para comprender el modelo mecánico de la interfaz báscula-sujeto y si será posible compensar los efectos introducidos. Por ello que carecemos de la información necesaria para afirmar si las básculas serán o no buenos sistemas de referencia. Sería necesario en un futuro realizar más experimentos sobre mayores números de población.

Respecto al diseño e implementación de la PCB si fuera necesario aún puede reducirse el tamaño reordenando los componentes y aún más si usáramos componentes de tipo SMD. Otro punto a mejorar es que el circuito deja de funcionar con valores de tensión bajos dado que los amplificadores a menos de 2,2 V no es recomendados usarlos, esto produce un desaprovechamiento de las pilas, podría alargarse su vida si añadiéramos un *booster* al circuito,

Para el segundo objetivo: "*Implementar transmisión simultánea de dos nodos inalámbricos*". Hemos diseñado e implementado un sistema inalámbrico con dos nodos remotos emitiendo vía RF y un nodo haciendo de punto de acceso conectado vía USB a un PC. Así mismo también se han diseñado e implementado las herramientas virtuales necesarias para obtener y guardar adecuadamente los datos.

Con respecto a las tareas realizadas para lograr el segundo objetivo:

- ✓ La primera tarea consistía en la familiarización con microprocesadores y kit de desarrollo (MSP430 eZ430-RF2500) y acelerómetro (BMA180). Esta parte es muy importante dado que los microprocesadores y el acelerómetro tienen varios conceptos clave: *clocks*, ADC, UART, los registros para controlarlos y el manejo interno y formato de los datos). Todo ello se ha tenido que aprender desde cero debido a que el la titulación no se da formación previa al respecto.
- ✓ La segunda tarea consistía en la programación un solo nodo inalámbrico. De este modo empezamos a familiarizarnos con el microprocesador realizando un sistema sencillo y manejable.
- ✓ Seguidamente, implementamos un entorno LabVIEW® para el sistema inalámbrico de un solo nodo. En este punto ya acabamos de consolidar el diseño con LabVIEW® acomodado a nuestras necesidades y disponíamos de una herramienta que nos permitía testear el sistema

completo dado que no disponíamos de un depurador para los nodos remotos.

- ✓ La cuarta tarea consistía en la implementación de un sistema inalámbrico completo. Se logró implementar el sistema completo, con lo que se ha adquirido el nivel necesario en el uso de kits de desarrollo con microprocesadores de la familia MSP430.
- ✓ Seguidamente implementamos un entorno LabVIEW® para el sistema inalámbrico con dos nodos transmitiendo simultáneamente, que procesara los paquetes de ambos nodos y los guardara en formato .mat. Con poco trabajo modificamos la primera herramienta diseñada para poder adquirir señales desde dos nodos distintos con formatos distintos y guardarlos de modo que los resultados tuvieran coherencia.
- ✓ Finalmente realizamos la fase de validación del sistema realizando medidas simultáneas de BCG tanto con báscula como con acelerómetro y de ECG. En este punto se observó como el sistema funcionaba correctamente, y detallamos los límites a los que el sistema puede funcionar.

Concluimos por lo tanto:

- Que el sistema completamente inalámbrico es viable, a una f_s no superior a 100 Hz, y podemos cumplir con las especificaciones que nos hemos propuesto.
- El circuito puede cumplir con las especificaciones que nos hemos propuesto: portabilidad e interfaz eZ430-RF2500.

Con el diseño e implementación de esta herramienta, que permite tomar medidas simultáneas del BCG a través de básculas y acelerómetros, permitirá ampliar el estudio sobre el BCG y sus métodos de obtención.

Dadas las limitaciones del kit de desarrollo eZ430-RF2500 en cuanto a tiempo de ejecución y una única línea de ejecución (*single-thread*), se recomienda el uso de otros dispositivos que permitan *multi-threads*.

En la línea de buscar otros dispositivos las tendencias actuales son hacia aplicaciones con Bluetooth (*low energy* o no) por lo que diseños futuros podrían implementarse con estas tecnologías.

4.2. Estudio medioambiental

Este proyecto tiene una implicación directa desde el punto de vista medioambiental pues pretende por un lado abaratar costes sanitarios: simplificando el trabajo médico, reducir el número de visitas al doctor, reducir el tiempo de hospitalización, reducir los desplazamientos. Y por el otro aumentar el bienestar del paciente: permitiéndole realizar medidas desde el domicilio, evitándole desplazamientos y permitiendo que realice seguimientos más continuos con el incremento de seguridad que ello comporta.

La tecnología empleada para este proyecto es de bajo coste, solo contando los componentes, pues el kit de desarrollo eZ430-RF2500, los chips usados y la PCB cuestan aproximadamente 180 € menos si se produjeran en serie. Las licencias de IAR y LabVIEW® son más costosas pero al producir en serie el coste se repartiría. Esto quiere decir que podemos producir tecnología asequible por un amplio espectro de la población.

En términos generales este proyecto cumple con muchos de los objetivos que el *e-health* desea alcanzar: Ahorro tanto en recursos como en costes, seguimiento y diagnosis remota, aumento del bienestar, mejor uso de la tecnología en beneficio del ser humano. Todo en pos de conseguir un sistema sanitario sostenible.

REFERENCIAS

- [1] http://politica.elpais.com/politica/2016/06/22/actualidad/1466618237_570934.html
- [2] http://sociedad.elpais.com/sociedad/2010/04/15/actualidad/1271282402_850215.html
- [3] EU Ageing Working Group, "The 2009 ageing report: Underlying assumptions and projection methodologies for EU-27 member states (2007-2060)", European Economy 7/2008, 2008.
- [4] Bernd Rechel, Yvonne Doyle, Emily Grundy, Martin McKee, "How can health systems respond to population ageing?", Health systems and policy analysis, policy brief 10, 2009.
- [5] Gomez Clapers, Joan. "Master Thesis: Design and implementation of a inalámbrico system for ECG acquisition", Universitat Politècnica de Catalunya, 2010.
- [6] Gomez Clapers, Joan. "Doctoral Thesis: assessment of trends in the cardiovascular system from time interval measurements using physiological signals obtained at the limbs", Universitat Politècnica de Catalunya, 2015.
- [7] Serra, A. "Projecte de fi de carrera: Disseny i implementació d'un sistema inalámbrico de mesura de paràmetres fisiològics de manera no invasiva", Universitat Politècnica de Catalunya, 2013.
- [8] Tena Vidal, Pau. " Projecte de fi de carrera: Disseny i implementació d'un sistema de monitorització no invasiva de paràmetres cardiovasculars per a pilots d'aeronau", Universitat Politecnica de Catalunya, 2014.
- [9] World Health Organization, Cardiovascular diseases, Fact sheet 317, 2009.
- [10] National Heart Lung and Blood institute, "How does your heart works?", How the heart works, 2009.
- [11] <https://es.wikipedia.org/wiki/Coraz%C3%B3n>
- [12] <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
- [13] <http://www.medvoice.eu/esp/u6/u6.htm>

- [14] J W Gordon "Certain Molar Movements of the Human Body Produced by the Circulation of the Blood " *J. Anat. Physiol.*, vol. 11, no. Pt 3, pp. 533–536, Apr. 1877.
- [15] I. Starr, A. J. Rawson, H. A. Schroeder, and N. R. Joseph "Studies on the Estimation of Cardiac Output in Man and of Abnormalities in Cardiac Function From the Heart's Recoil and the Blood's Impacts; the Ballistocardiogram " *Am. J. Physiol. - Leg. Content*, vol. 127, no. 1, pp. 1–28, 1939.
- [16] Noordegraaf, A. "Further Studies on a Theory of the Ballistocardiogram", pp. 413-425, American heart Association 1961.
- [17] Sonia Gilaberte, Joan Gómez-Clapers, Ramon Casanella, Ramon Pallas-Areny "Heart and Respiratory Rate Detection on a Bathroom Scale Based on the Ballistocardiogram and the Continuous Wavelet Transform", 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, 2010
- [18] <https://enfermeria7057504.wordpress.com/2012/05/10/electrocardiografia-basica/>
- [19] https://es.wikipedia.org/wiki/Galga_extensiom%C3%A9trica
- [20] González Landaeta, Rafael. "Tesis doctoral: estudio y desarrollo de nuevas técnicas de medida no invasivas en extremidades inferiores para supervisar parámetros fisiológicos en entornos domésticos ", Universitat Politècnica de Catalunya, 2008.
- [21] Texas instruments, INA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier. Sbos027a –september 2000–revised january 2016.
- [22] Texas instruments, TLC227x, TLC227xA: Advanced LinCMOS Rail-to-Rail Operational Amplifiers. Slos190h –february 1997–revised march 2016.
- [23] Radiospares, Radionics, Allied Electronics, D-c- Arduino Uno.
- [24] Meilhaus Electronic GmbH, RedLab 1408FS-Plus Analog and Digital I/O User's Guide.
- [25] Texas instruments, MSP430x2xx Family SLAU144 2007.
- [26] Texas instruments, MSP430x22x2, MSP430x22x4MIXED SIGNAL MICROCONTROLLER SLAS504B – july 2006 – revised july 2007.
- [27] Future Technology Devices International, FT232R USB UART I.C. Incorporating Clock Generator Output and FTDIChip-ID™ Security Dongle 2005.

-
- [28] Bosch; BMA180. Digital, triaxial acceleration sensor. Datasheet.
 - [29] Texas instruments, Application Report SLAA378A–December 2007–
Revised December 2007 Wireless Sensor Monitor Using the eZ430-
RF2500

**ANEXO I: COMUNICACIÓN A CONGRESO Computing in
Cardiology – Vancouver 11 a 15 de Septiembre de 2016**

Impact of the Mechanical Interface on BCG Signals Obtained from Electronic Weighing Scales

Ramon Casanella¹, Joan Gomez-Clapers¹, Marc Hernandez-Urrea¹,
Ramon Pallas-Areny¹

¹Universitat Politècnica de Catalunya -
BarcelonaTech, Castelldefels, Spain

Abstract

This work analyzes the reproducibility of the BCG obtained from different weighing scales. First, the natural frequency of three commercial bathroom scales has been characterized by an impulse excitation test. Second, the BCG and the ECG from 5 healthy subjects (27 ± 4 years) have been recorded for 60 s by sequentially standing on these weighing scales connected to the same analog front-end and signal acquisition system. An ensemble average representative of each subject and weighing scale has been obtained by applying Woody's method with the ECG as a timing reference. Consecutive BCG signals obtained from the three scales show consistent systematic intra-subject differences in the timing of the J peak that can reach up to 30 ms. This timing error is relevant because it is about 50 % of the changes induced by typical respiratory maneuvers, such as Valsalva's, used to modulate hemodynamic parameters in correlation studies between changes in J timing with respect to different cardiac fiducial points. Due to its ubiquity, weighing scales are promising devices for monitoring cardiovascular function at home but their frequency response must be accounted for and minimal performance standards should be defined for them.

1. Introduction

The interest in periodic monitoring of cardiovascular information at home or in other non-clinical scenarios has increased in recent years. For that purpose, ballistocardiogram (BCG) systems have been embedded in beds, chairs or weighing scales, among others [1]. The BCG is the recording of forces in the body that result from cardiac ejection and several BCG parameters have been correlated to important cardiovascular markers such as heart rate [2],

cardiac output [3], pre-ejection period [4] or systolic blood pressure changes [5] by using modified weighing scales as recording devices. In an early work that used weighing scales to acquire BCG signals [6], it was assumed that they were underdamped low-pass second-order mechanical systems with a natural frequency close to the signal bandwidth. Further, it was observed there that different weighing scales yielded different BCG waveforms for the same subject, albeit this was irrelevant for heart rate monitoring [2]. Unfortunately, these results went mostly unnoticed during later characterizations of weighing scales intended for BCG monitoring [7], which concluded that the measured waveform was not mechanically distorted as the resonant frequency of scales was significantly out of band. This view, in which the mechanic response of the weighing scale is considered not to distort the BCG signal, has been sustained until now [1,8]. Contrarily, the influence of the electronic interface has received more attention as a necessary step towards the standardization of electronic stages of BCG acquisition systems [9]. On the other hand, it has been recently pointed out that time correlations between the pre-ejection period and some features of the BCG are different when measured using a force plate or a weighing scale [10], which has been attributed to the wider bandwidth of force plates. This finding further increases the need of characterizing the mechanical interfaces used in BCG systems so that performance standards regarding both electronic and mechanical aspects could be established in the near future. This work aims to contribute to this goal by analyzing the reproducibility of the BCG obtained in different weighing scales and subjects.

2. Materials and methods

2.1. Weighing scales and signal acquisition system

The weighing scales used in this work were: WS1 (Seca sense 804), a bathroom scale with a plastic top surface; WS2 (Balance KH5510), a similar bathroom scale but with glass platform; and WS3 (MCR Electronic), a pharmacy body weight scale with rubber-covered metal surface.

The BCG was obtained from each scale by arranging their strain gauges to form a Wheatstone bridge that was connected to a typical BCG analog front-end [9]. This provided a total gain of 25,000 and a bandwidth from 0.5 Hz to 25 Hz that minimizes possible errors in the timing of BCG waves [9].

Additionally, a lead I ECG was recorded between hands by using a custom ambulatory ECG system [9], to be used as a timing reference during the analysis of BCG data.

The BCG and the ECG were acquired by a data acquisition system (MicroDAQ-Lite, Eagle Technology, Cape Town, South Africa) configured to sample each channel at 350 Hz and send the data to a PC, where the recordings were analyzed with MATLAB®.

2.2. Experimental setup

In a first experiment, the 2nd order dynamic properties of the weighing scales were determined from their response to an impulse excitation (Impulse Excitation Test, IET), performed as described in [2] in which a tennis ball was dropped over the scale platform (with zero initial velocity) and caught after its bounce.

Afterwards, the BCG and the ECG were recorded from 5 healthy subjects (see Table 1), which gave their informed consent, for 60 s sequentially in each of the three weighing scales connected to the same signal acquisition system described above.

Table 1. Cohort characteristics

Subject	Gender	Age	Weight (kg)	Height (cm)
S1	F	28	55	170
S2	M	23	71	174
S3	F	26	62	166
S4	M	26	74	182
S5	M	33	72	188

An ensemble average representative of each subject and weighing scale was obtained by applying Woody's method [11] with the ECG as a timing reference.

3. Results and discussion

Figure 1 shows an example of the normalized traces obtained during an IET that were used to determine the mechanical responses of the three weighing scales that are summarized in Table 2.

Table 2. Mechanical properties of the weighing scales

	Natural frequency (Hz)	Damping ratio
WS1	55	0.02
WS2	28	0.07
WS3	35	0.03

As expected from their different constitutive materials, the mechanical properties of the three commercial devices are significantly different.

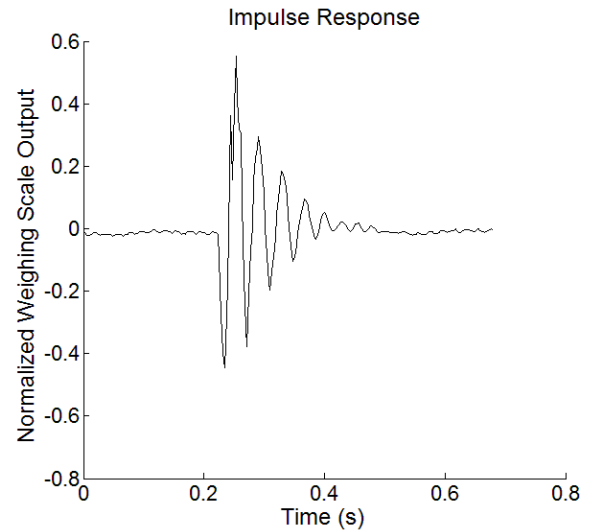


Figure 1. Example of the impulse response of WS1.

The effect of these different mechanical properties on the normalized BCG of each of the five subjects under study is shown in Figures 2 to 6.

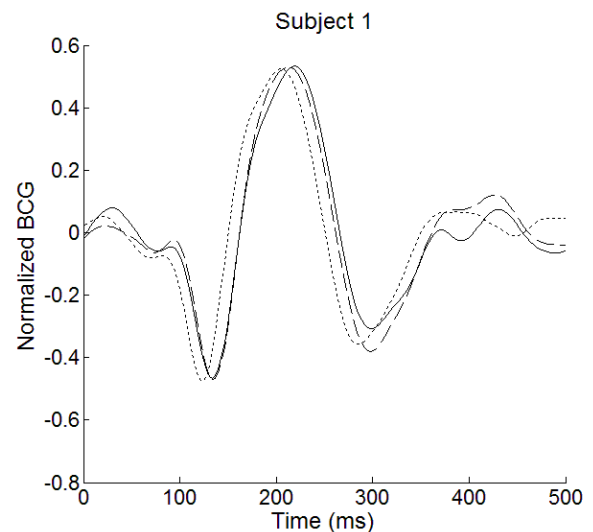


Figure 2. Ensemble averages of the three consecutive BCG's acquired using WS1 (dashed), WS2 (dotted), and WS3 (solid) for subject 1.

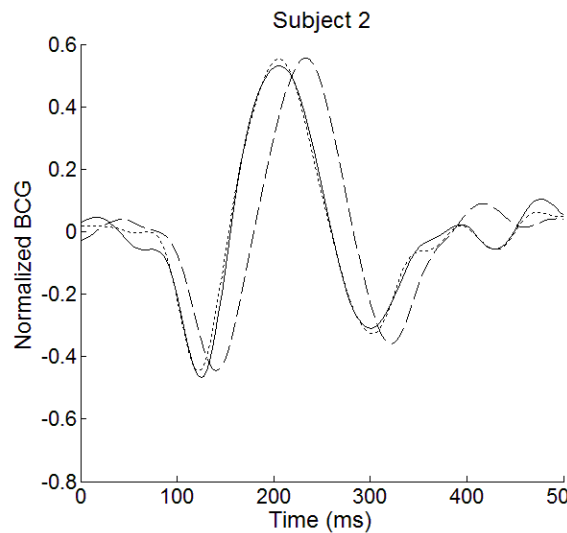


Figure 3. Ensemble averages of the three consecutive BCG's acquired using WS1 (dashed), WS2 (dotted), and WS3 (solid) for subject 2.

The results show that the effect of the weighing scales on the BCG depend on the subject and are specially relevant for S1 and S2, for which differences in the timing of the J peak (the most prominent positive peak in the center of the BCG wave) can reach up to 30 ms. This is about 50 % of the changes induced by typical respiratory maneuvers, such as Valsalva's, used to modulate hemodynamic parameters in correlation studies between changes in J timing with respect to different cardiac fiducial points [4,5].

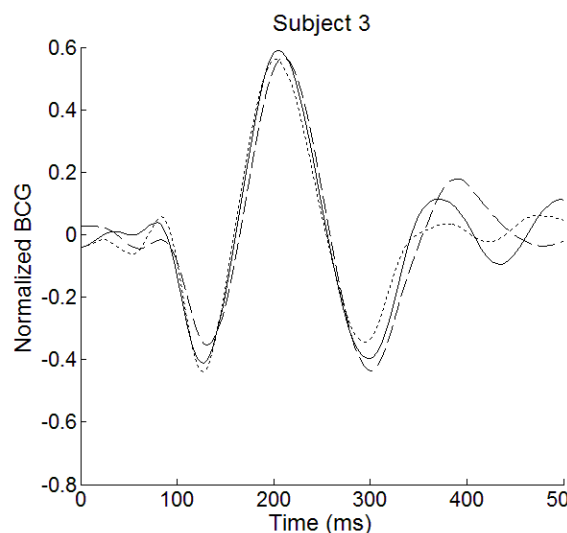


Figure 4. Ensemble averages of the three consecutive BCG's acquired using WS1 (dashed), WS2 (dotted), and WS3 (solid) for subject 3.

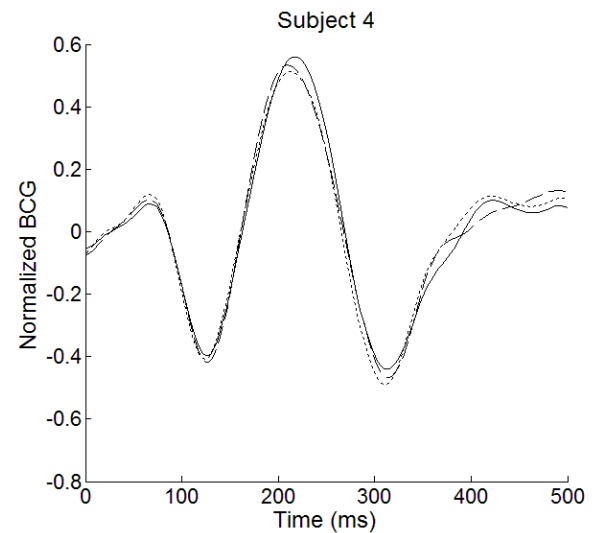


Figure 5. Ensemble averages of the three consecutive BCG's acquired using WS1 (dashed), WS2 (dotted), and WS3 (solid) for subject 4.

For S3, and especially for S4 and S5, the J-peak timing is less influenced by the weighing scales, but important waveform differences still exist, especially in the latter waves of the signal. All these results suggest that in BCG's measured with commercial weighing scales there can be a non-negligible coupling effect between the mechanical response of the weighing scale and that of the subject, which depends not only on the mechanical properties of the scales but also on those of the subjects.

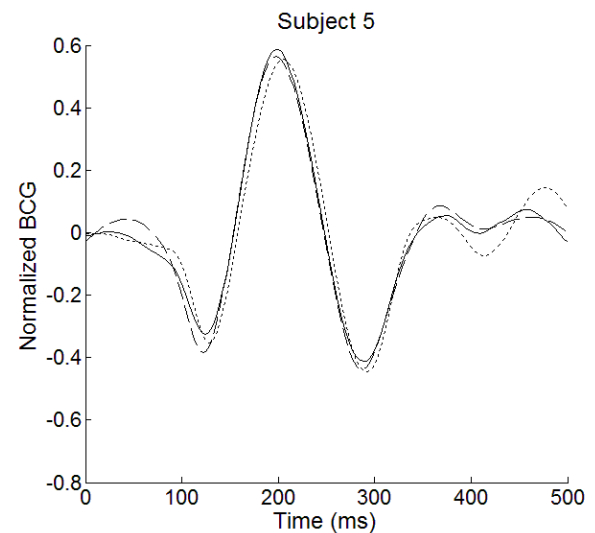


Figure 6. Ensemble averages of the three consecutive BCG's acquired using WS1 (dashed), WS2 (dotted), and WS3 (solid) for subject 5.

Finally, Figure 7 shows an example of the results obtained when acquiring two consecutive BCG's for the same subject in the same scale.

The similarity between waveforms observed in these cases confirm that the existing differences in the signals are attributable to the differences in the mechanical properties of weighing scales and not to a possible lack of repeatability in the BCG signals acquired.

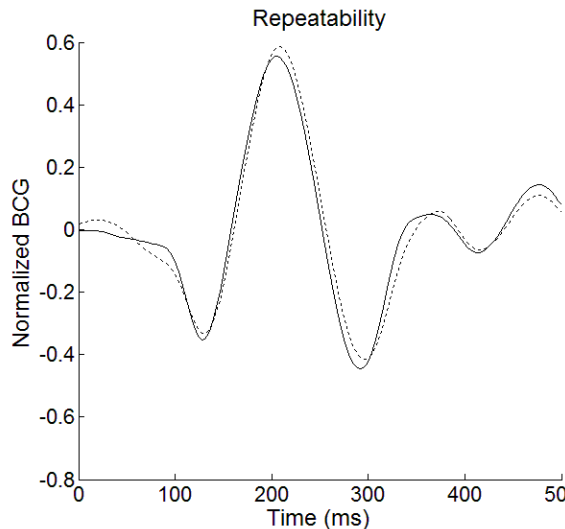


Figure 7. Ensemble averages of two consecutive BCG's acquired using WS2 for subject 5 to evaluate the repeatability of the waveform.

4. Conclusions

The reproducibility of the BCG obtained from different weighing scales and subjects has been analyzed. The results obtained show that the three commercial weighing scales analyzed have different mechanical responses that influence BCG waveforms to different extents depending on the subject and that for some of them the timing differences in the main waves of the waveform can be relevant. These very different effects for different subjects that can be detected even in the reduced cohort studied need to be carefully characterized for a larger cohort in the future in order to determine to what extent these can be corrected.

The BCG is indeed a very promising tool for unobtrusively monitoring cardiovascular parameters at home and in other non-clinical scenarios. Nevertheless, the impact on the signal of the mechanical interfaces through which BCG is currently recorded, such as those of beds, chairs and weighing scales needs still to be clearly determined. In the near future, an extensive work of characterization of the several existing mechanical interfaces is indeed required as a first step towards defining the necessary mechanical standards to be fulfilled by the forthcoming instruments in the field.

Acknowledgements

The authors want to thank the volunteers for their valuable cooperation and F. Lopez for his technical support.

References:

- [1] O. T. Inan, P. F. Migeotte, K.-S. Park, M. Etemadi, K. Tavakolian, et al. Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. *Biomed. Heal. Informatics, IEEE J.* 2015; 19(4): 1414–27.
- [2] R. Pallas-Areny, R. Gonzalez-Landaeta, O. Casas. Heart Rate Detection from an Electronic Weighing Scale. *Physiol. Meas.* 2008; 29(8): 979–88.
- [3] O. T. Inan, M. Etemadi, A. Paloma, L. Giovangrandi, G. T. A. Kovacs. Non-invasive Cardiac Output Trending During Exercise Recovery on a Bathroom-scale-based Ballistocardiograph. *Physiol. Meas.* 2009; 30(3): 261–74.
- [4] M. Etemadi, O. T. Inan, L. Giovangrandi, G. T. A. Kovacs. Rapid Assessment of Cardiac Contractility on a Home Bathroom Scale. *Inf. Technol. Biomed. IEEE Trans.* 2011; 15(6): 864–69.
- [5] J. H. Shin, K. M. Lee, K. S. Park. Non-constrained Monitoring of Systolic Blood Pressure on a Weighing Scale. *Physiol. Meas.* 2009; 30(7): 679–93.
- [6] R. Pallas-Areny, R. Gonzalez-Landaeta, and O. Casas. Heart Rate Detection from an Electronic Weighing Scale. *Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), 2007. 29th Annu. Int. Conf. IEEE.* 2007: 6282–5.
- [7] O. T. Inan, M. Etemadi, R. M. Wiard, L. Giovangrandi, G. T. A. Kovacs. Robust Ballistocardiogram Acquisition for Home Monitoring. *Physiol. Meas.* 2009; 30(2): 169–85.
- [8] A. D. Wiens and O. T. Inan. A Novel System Identification Technique for Improved Wearable Hemodynamics Assessment. *Biomed. Eng. IEEE Trans.* 2015; 62(5): 1345–54.
- [9] J. Gomez-Clapers, A. Serra-Rocamora, R. Casanella, R. Pallas-Areny. Towards the Standardization of Ballistocardiography Systems for J-peak Timing Measurement. *Measurement.* 2014; 58:310–16.
- [10] H. Ashouri, O. T. Inan. Improving the accuracy of proximal timing detection from ballistocardiogram signals using a high bandwidth force plate. *Biomedical and Health Informatics (BHI), 2016. Int. Conf. IEEE.* 2016: 533–6.
- [11] C. Woody. Characterization of an Adaptive Filter for the Analysis of Variable Latency Neuroelectric Signals. *Med. Biol. Eng.* 1967; 5(6) 539–54.

Address for correspondence:

Ramon Casanella
EETAC-UPC
c/Esteve Terradas 7
08860 Castelldefels (Spain)
ramon.casanella@upc.edu