

# Obtención del ECG en una báscula de baño

D. Díaz Cerecedo<sup>1</sup>, Ó. Casas Piedrafita<sup>1</sup>, R. Pallàs Areny<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo ISI, Universitat Politècnica de Catalunya, Castelldefels (Barcelona), España, {ramon.pallas}@upc.edu

## Resumen

*El ECG es una señal común para el diagnóstico y se suele obtener disponiendo dos o más electrodos en posiciones predeterminadas, para poder comparar así las señales obtenidas (derivaciones “estándar”) con los patrones de normalidad. Pero si el ECG se desea sólo para calcular la frecuencia cardíaca o para utilizarlo como referencia temporal para detectar otros eventos cardíacos, los electrodos se pueden disponer según convenga. Una posibilidad es ponerlos en una báscula de baño que tenga dos o más electrodos (secos) que hagan contacto con cada pie. Si simultáneamente se detecta la onda de pulso, es posible medir el tiempo de llegada de la onda de pulso (PAT) de una forma simple, rápida y económica. En este trabajo se presenta un diseño capaz de obtener el ECG entre los pies en una báscula de baño y se analizan los factores que determinan la relación señal a ruido. Aplicando estos estudios al diseño de un sistema basado en una báscula comercial con electrodos para medida de bioimpedancia plantar, se ha obtenido el ECG con buena relación señal a ruido incluso midiendo a través de calcetines.*

## 1. Introducción

Una de las tendencias claras en bioinstrumentación es el diseño de sistemas de medida basados en sensores dispuestos en objetos de uso cotidiano [1]. Este tipo de soluciones no suelen exigir ninguna formación específica por parte del usuario, a la vez que permiten obtener información cómodamente. De hecho, su presencia puede incluso pasar desapercibida.

El electrocardiograma (ECG) fue uno de los primeros objetivos de estas técnicas, tanto por sus buenas características (amplitud, forma repetitiva y presencia en todo el cuerpo), como por su importancia para el diagnóstico y la monitorización. Así se ha propuesto su obtención con electrodos en sábanas [2], sillas [3], asientos de inodoros [4], e incluso básculas [5]. Pero en muchos casos la baja relación señal a ruido (SNR) no ofrecía suficiente calidad para el diagnóstico, y el uso se limitaba a la obtención de la frecuencia cardíaca.

La identificación del complejo QRS permite usar el ECG como referencia temporal para analizar otras señales de origen cardiovascular. Así, por ejemplo, se ha propuesto estimar la presión sistólica a partir del ECG y el balistocardiograma (BCG) obtenidos en la misma báscula [6]. El ECG se obtuvo de tres maneras distintas: con dos electrodos en el tórax, entre las manos, y entre los pies, en este caso con electrodos en la misma báscula. La correlación obtenida, en diez sujetos, entre el intervalo de tiempo que media entre la onda R del ECG y la onda J del BCG, y la presión sistólica fue del orden de -0,77. Pero en el caso del ECG entre los pies, la onda R sólo pudo ser

identificada mediante promediado sincronizado con la onda J del BCG, y por lo tanto no se pudo obtener información sobre los cambios de presión latido a latido.

En este trabajo se analizan los factores que determinan el deterioro de la SNR y se describe un diseño que permite reducir su influencia. La implementación de este diseño en una báscula comercial que incluye electrodos, previstos en principio para medir la bioimpedancia entre los pies, ha permitido obtener señales donde el complejo QRS es fácilmente identificable a simple vista, incluso si el sujeto lleva calcetines normales.

## 2. Interferencias en el ECG obtenido con electrodos plantares

### 2.1. Interferencias de la red eléctrica

Las interferencias de la red eléctrica en el registro de biopotenciales dependen de muchos factores cuyo control no está siempre al alcance del investigador, y menos del usuario. No obstante, los sistemas alimentados a baterías, como las básculas de baño electrónicas, son en principio menos susceptibles que los sistemas alimentados desde la red eléctrica, tales como las básculas de peso de las farmacias. Esta menor susceptibilidad es debida al gran aislamiento que hay entre la masa de señal y tierra [7] [8], de modo que, si el amplificador de ECG tiene un camino alternativo para sus corrientes de polarización, es posible prescindir del electrodo de referencia y medir con sólo dos electrodos. Esta opción es muy atractiva para medidas entre los dos pies (o entre otros dos puntos cualesquiera del cuerpo), pero debido a las redes de polarización de las entradas, la impedancia de entrada que se puede conseguir es mucho menor que en sistemas que usen electrodo de referencia. Otra alternativa para medir el ECG con sólo dos electrodos es emplear un amplificador donde una de sus entradas se mantiene virtualmente al potencial de masa mediante una fuente de corriente [9], pero este sistema es menos frecuente que el basado en amplificadores de tensión diferenciales.

Cuando los electrodos son secos, como en una báscula de baño capaz de medir bioimpedancia plantar, la impedancia de la interfaz electrodo-piel es relativamente alta, y ello repercute negativamente en el efecto de carga y en la susceptibilidad a las interferencias. De hecho, en las señales presentadas en [5], la onda R del ECG apenas se distingue por la elevada interferencia de red. El efecto de carga se puede mitigar aumentando el área de contacto de los electrodos para reducir su impedancia y diseñando un amplificador con impedancia de entrada muy elevada, reduciendo a la vez la longitud de las conexiones al

amplificador para que no sea necesario apantallarlas. Pero si las dimensiones de los electrodos son excesivas, su acoplamiento a las líneas de distribución eléctrica puede aumentar. Dado que en las básculas que pueden medir bioimpedancia plantar, la superficie total de los electrodos suele ser alta, para garantizar el contacto con los pies independientemente de su tamaño, este compromiso requiere un estudio detallado.

Si la impedancia de entrada es suficientemente alta para reducir el efecto de carga, el riesgo de una mayor interferencia cuando se usan electrodos pequeños quizá se pueda mitigar con electrodos dobles que incluyen junto a cada electrodo de medida otro conectado a masa [10].

### 2.2. Interferencia del electromiograma (EMG)

Al medir el ECG con un electrodo debajo de cada pie, las señales debidas a la contracción de los músculos que haya entre los electrodos se sumarán al ECG. Dichas señales serán las debidas a las contracciones musculares necesarias cuando menos para mantener el equilibrio. En cada persona, esta interferencia marcará el nivel mínimo de ruido cuando está de pie. Si dicho nivel fuera excesivo, queda la posibilidad de medir estando sentado, en cuyo caso, para obtener información adicional del sistema cardiovascular, las otras señales de interés deberían ser válidas en dicha posición. Este puede ser el caso del pletismograma de impedancias (IPG), pero no del BCG.

### 3. Diseño propuesto

En la figura 1 se muestra el diagrama de bloques del sistema diseñado. Dado que la impedancia de contacto electrodo-piel es básicamente resistiva, cada uno de los dos electrodos de medida E1 y E2 está conectado a un seguidor de tensión, basado en el amplificador operacional OPA 129, que se polariza a través del cuerpo conectando éste a la masa de señal. Como referencia se usaron o bien dos electrodos próximos a los de medida de potencial, E3 y E4 [10], o un único electrodo de referencia (E4). La señal de salida de los seguidores está conectada a un amplificador de instrumentación INA 128 que tiene una ganancia  $G_1 = 980$ , mediante una red de acoplamiento en alterna [11] con frecuencia de corte de 0,5 Hz. Para determinar experimentalmente el ancho de banda óptimo que permita identificar bien el complejo QRS y a la vez reducir la influencia de las interferencias de la red y del EMG, la señal se procesó en paralelo con dos filtros activos ( $G_2 = 5$ ) paso-bajo tipo Butterworth analógicos con frecuencias de corte respectivas de 20 Hz y 40 Hz. Al estimar la posición de la onda R, este filtrado provoca un retardo de unos 10 ms en el filtro de 20 Hz y de 6 ms en el de 40 Hz, lo cual limita la exactitud de las medidas de tiempo entre los puntos característicos del ECG o entre éstos y otras señales adquiridas simultáneamente con los circuitos respectivos (bioimpedancia o BCG). Las dos salidas de los filtros se adquirieron en paralelo con un osciloscopio digital de 16 bits (DL750 de Yokogawa) utilizando una frecuencia de muestreo de 1 kHz para cada canal. Los registros digitales se procesaron con Matlab R2010a<sup>®</sup> únicamente para obtener la densidad espectral de potencia (PSD) mediante el método Welch y una ventana de Hamming. A las

señales adquiridas no se les aplicó ningún filtrado digital adicional antes de presentarlas.

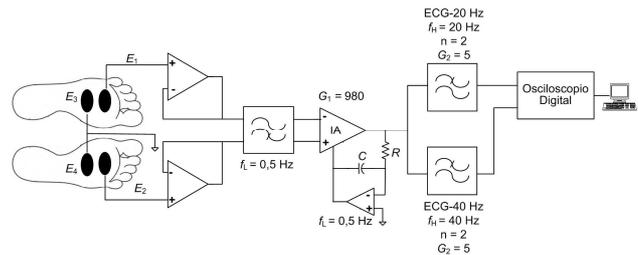


Figura 1. Diagrama de bloques del diseño propuesto

### 4. Resultados experimentales y discusión

En la bibliografía conocida no hay medidas de ECG plantar con una relación señal a ruido suficiente para poder definir claramente su forma, ni para cuantificar su nivel de amplitud. Por ello, en cada voluntario se medía primero cuando estaba sentado y con sus piernas levantadas y apoyadas en otra silla. Esto minimiza la contribución del EMG y mejora la relación señal a ruido. La figura 2 muestra un ECG obtenido en estas condiciones. La forma de onda es la convencional pero la amplitud es de sólo 100  $\mu$ V, unas 10 veces inferior a la del ECG medido entre los brazos (derivación I estándar).

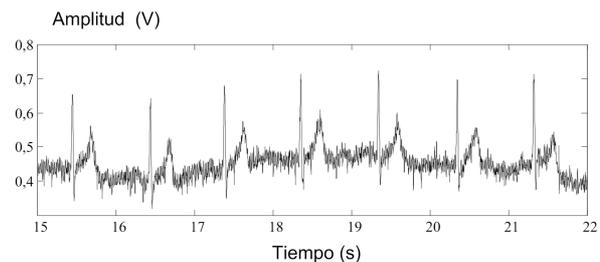


Figura 2. ECG obtenido entre los pies

Las figuras 3 y 4 muestran registros obtenidos con electrodos en contacto directo con la piel y con el voluntario de pie (figura 3a con  $f_H = 20$  Hz y figura 3b con  $f_H = 40$  Hz), y sentado (figura 4a con  $f_H = 20$  Hz y figura 4b con  $f_H = 40$  Hz).

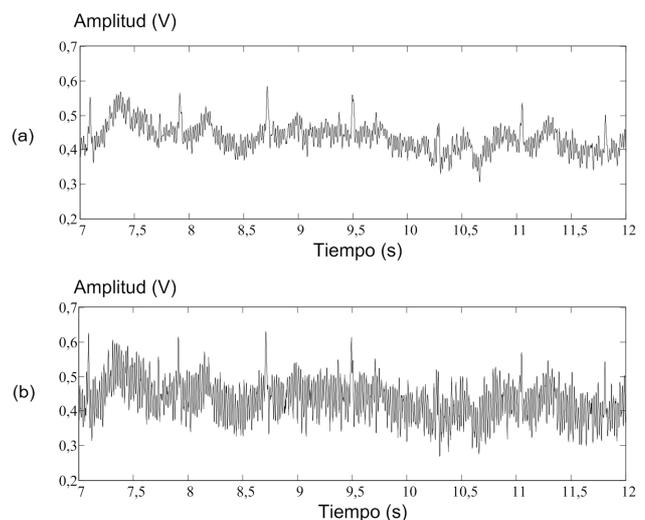
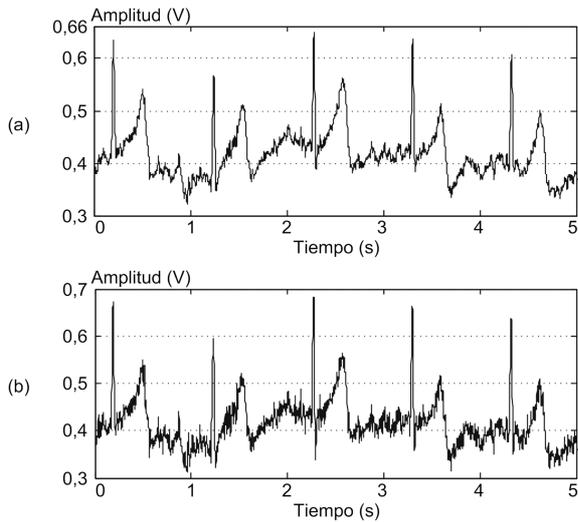


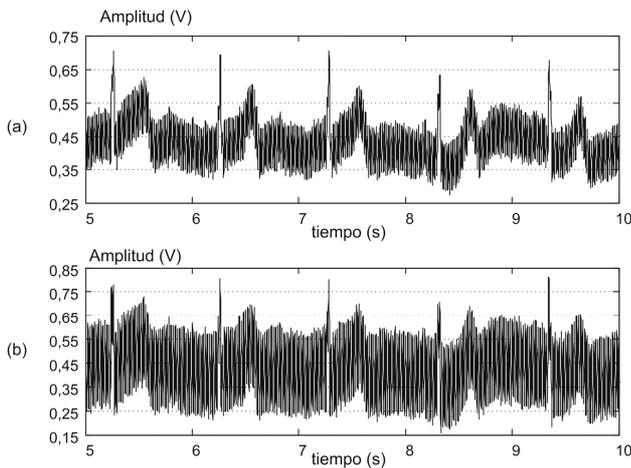
Figura 3. ECG obtenido con el voluntario de pie, utilizando 4 electrodos y un filtro paso bajo de (a) 20 Hz y (b) 40 Hz



**Figura 4.** ECG obtenido con el voluntario sentado, utilizando 4 electrodos y un filtro paso bajo de (a) 20 Hz y (b) 40 Hz.

Puede observarse que en las medidas realizadas de pie, además de aumentar el EMG, aumenta la deriva de la línea base debido a la respiración y a los movimientos (inestabilidad) del voluntario sobre la plataforma de medida. Esto último aconseja el uso de una plataforma que presente la menor altura posible. Comparando la figura 4 con la 2, se observa que hay menos EMG sentado y con las piernas sobre la báscula que cuando están en posición horizontal apoyadas en otra silla.

Si para reducir la impedancia de los electrodos se hacen más grandes, cuando su tamaño supera el del pie se pierde el apantallamiento eléctrico que ofrecía éste, y la interferencia de la red aumenta de forma considerable como muestra la figura 5 donde las medidas se han realizado con cuatro electrodos y el voluntario sentado.

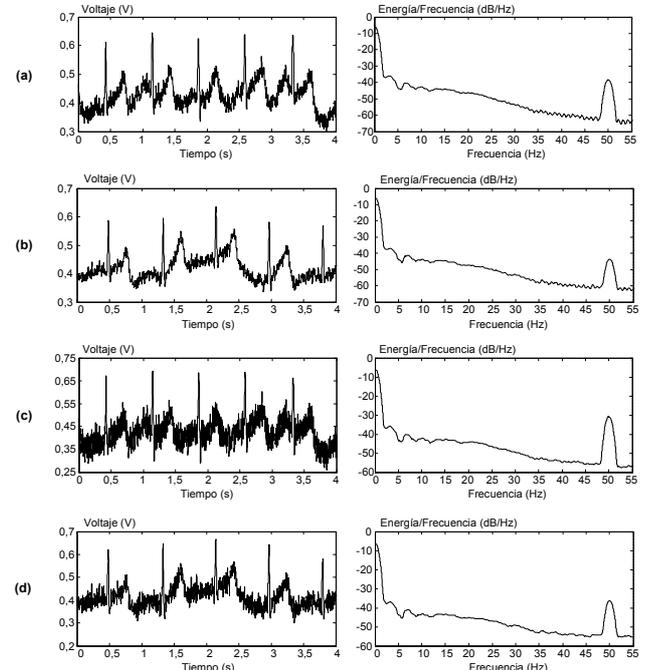


**Figura 5.** ECG obtenido con el voluntario sentado, utilizando 4 electrodos y un filtro paso bajo de (a) 20 Hz y (b) 40 Hz con electrodos de dimensiones mayores que los pies

Estos resultados confirman que es posible obtener el ECG en una báscula de baño mediante electrodos secos en contacto eléctrico directo con los pies. Sin embargo, muchas veces interesa poder medir a través de prendas tales como calcetines o medias porque esto facilita el uso de la báscula. El carácter predominantemente resistivo de la impedancia de la interfaz electrodo-piel incluso con

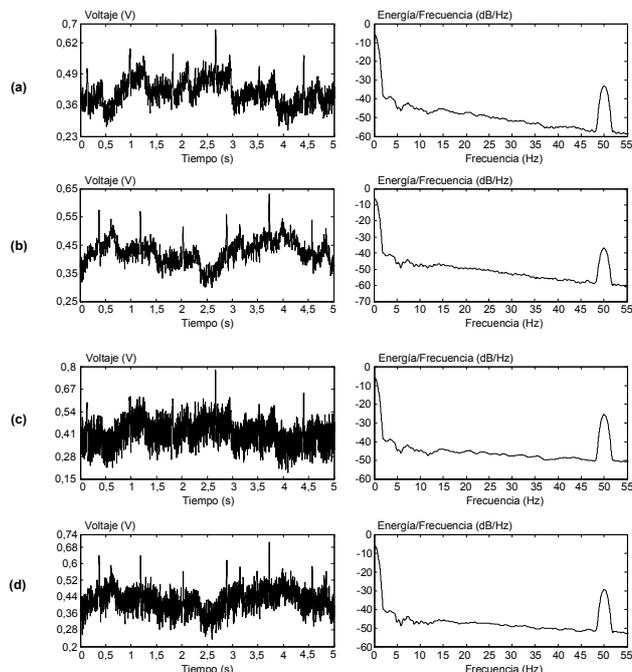
calcetines, permite utilizar la misma instrumentación. Dada la mayor impedancia de los electrodos, que implica una mayor susceptibilidad a las interferencias de red, se ha comparado el efecto de utilizar dos electrodos de masa (uno en cada pie) respecto al uso de uno solo.

La figura 6 presenta el ECG adquirido y su densidad espectral de potencia, mientras el voluntario se encontraba sentado con los pies dispuestos sobre los electrodos, vistiendo calcetines y bajo condiciones normales de interferencia de red. En las gráficas 6a y 6b se presenta el ECG-20 Hz usando, respectivamente, uno y dos electrodos de masa, mientras que las figuras 6c y 6d muestran el ECG-40 Hz, respectivamente, con uno y dos electrodos de masa. El registro temporal de ECG-20 Hz adquirido con un solo electrodo a masa (figura 6a) tiene unos 3 dB más de interferencia que el registro adquirido con electrodos dobles (figura 6b) para la misma persona, bajo las mismas interferencias externas y en la misma sesión de registro. Las gráficas de PSD correspondientes al ECG-40 Hz muestran un incremento de unos 8 dB respecto al ECG-20 Hz tanto al adquirirlos con un sólo electrodo de masa, figura 6c frente a figura 6a, como al adquirirlos con electrodos dobles (figuras 6b y 6d). La reducción de la interferencia al usar un electrodo de masa próximo a cada electrodo de detección puede ser debida a que éstos quedan entonces cerca de la misma línea equipotencial en cuanto al potencial de red adquirido por los distintos puntos del cuerpo, de modo que no hay corriente de desplazamiento de 50 Hz entre ellos [10]. Aunque los niveles de interferencia cambiaban de unos a otros voluntarios, en todos los casos se observaba claramente el complejo QRS.



**Figura 6.** ECG plantar medido con el voluntario sentado y con calcetines. Empleando una frecuencia de corte de 20 Hz: (a) con un solo electrodo de masa y (b) electrodos dobles, y su correspondiente PSD. Empleando una frecuencia de corte de 40 Hz: (c) con un solo electrodo de masa y (d) electrodos dobles, y su correspondiente PSD.

La figura 7 muestra diversos ECG adquiridos, y sus correspondientes densidades espectrales, mientras un voluntario estaba de pie sobre los electrodos, vistiendo calcetines. Las figuras 7a y 7b muestran el ECG-20 Hz, respectivamente, con uno y dos electrodos de masa, mientras que las figuras 7c y 7d muestran el ECG-40 Hz, respectivamente, con uno y dos electrodos de masa. La mejora al emplear dos electrodos de masa es casi la misma que cuando estaba sentado (figura 6), pero con el filtro de paso bajo de 20 Hz, el complejo QRS todavía se ve muy nítidamente a pesar del aumento del EMG.



**Figura 7.** ECG plantar medido con el voluntario de pie y con calcetines. Empleando una frecuencia de corte de 20 Hz: (a) con un solo electrodo de masa y (b) electrodos dobles, y su correspondiente PSD. Empleando una frecuencia de corte de 40 Hz: (c) con un solo electrodo de masa y (d) electrodos dobles, y su correspondiente PSD.

## 5. Conclusiones

Se ha demostrado que es posible obtener el ECG mediante electrodos plantares secos incluso si se llevan calcetines. Para ello es necesario tener una impedancia de entrada muy alta, lo cual obliga a utilizar seguidores de tensión y conectar el cuerpo a la masa de señal para tener un camino de retorno para las corrientes de polarización. Por lo tanto, no se puede medir con sólo dos electrodos, que en sistemas convencionales (electrodos húmedos) alimentados con baterías permiten obtener registros con muy pocas interferencias de red.

La amplitud del ECG entre los pies es unas 10 veces menor que entre las manos y la relación señal a ruido viene limitada por la interferencia de red y el EMG. Para reducir la interferencia de la red se puede: a) reducir el tamaño de los electrodos para asegurar que los pies los apantallan por completo, o b) usar un electrodo de masa cerca de cada electrodo de medida para que éstos queden sobre líneas (de 50 Hz) equipotenciales. Los resultados experimentales muestran que es más efectivo el

apantallamiento de los pies, si bien esto exige mayor colaboración del sujeto, porque debe “tapar” los electrodos con los pies. Un filtrado paso bajo a 20 Hz permite reducir además el EMG, de modo que la relación señal a ruido es suficiente incluso estando de pie y con calcetines. Si el retardo en la detección temporal de la onda R introducido por este filtro es excesivo, se puede reducir a aproximadamente la mitad aumentando la frecuencia de corte del filtro de salida a 40 Hz. Pero entonces para poder detectar el complejo QRS de forma simple en todos los casos, puede ser necesario realizar las medidas estando sentado.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación (contrato TEC2009-13022) y el Fondo Social Europeo. Los autores agradecen a la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Aeroespacial de Castelldefels las instalaciones cedidas, al Sr. Francis López su soporte técnico y a los voluntarios su buena predisposición y paciencia.

## Referencias

- [1] Yamakoshi K, In the Spotlight: Bioinstrumentation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol 4, 2011, 6-8.
- [2] Ishijima M, Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 40, 1993, pp 593-4.
- [3] Lim YG, Kim KK, Park KS. ECG measurement on a chair without conductive contact. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol 53, 2006, pp 956-9.
- [4] Baek HJ, Kim JS, Kim KK, Park KS. System for Unconstrained ECG Measurement on a Toilet Seat using Capacitive Coupled Electrodes: The Efficacy and Practicality. *Proceedings 30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008, pp 2326-8.
- [5] Kaiser K, Findeis M. Apparatus and method to obtaining cardiac data. Solicitud de Patente US2007/0021815, 25 enero 2007.
- [6] Shin JH, Lee KM, Park KS. Non-constrained monitoring of systolic blood pressure on a weighing scale. *Physiol. Meas.* vol 30, 2009, pp 679-693.
- [7] Pallàs Areny, R. Interference-rejection characteristics of biopotentials amplifiers: a comparative analysis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol 58, 1998, pp 953-9.
- [8] Meeting van Rijn AC, Peper A, Grimbergen CA. High-quality recording of bioelectric events. Part 1: Interference reduction theory and practice. *Med. Biol. Eng. Comput.* vol 28, 1990, pp 389-397.
- [9] Dobrev DP. Two-electrode non-differential biopotential amplifier. *Med. Biol. Eng. Comp.* vol 40, 2002, pp. 546-9.
- [10] Díaz D, Casas Ó, Pallas-Areny R. Interference reduction in ECG recordings by using a dual ground electrode. *Proceedings XIX IMEKO World Congress*, Lisbon, 2009, pp 1695-700 (ISBN: 978-963-88410-0-1).
- [11] Spinelli E, Pallàs-Areny R, Mayoski MA. AC-Coupled Front-End for Biopotential Measurements. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol 50, 2003, pp. 391-395.