

Área: Bioingeniería

Eje: Adquisición de señales ECG

“DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG DE MUY BAJO CONSUMO PARA LA MONITORIZACIÓN DE PACIENTES DE ALTO RIESGO”

*Gabriel Eduardo Cañadas Fragapane
Becario CICITCA categoría estudiante avanzado
Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería
Universidad Nacional de San Juan
gcanadas@unsj.edu.ar*

1. Resumen

1.1. Introducción

En este proyecto, se ha desarrollado un sistema, de muy bajo consumo y portable, capaz de adquirir y procesar en línea señales electrocardiográficas (ECG) para realizar el monitoreo de personas con afecciones cardíacas.

El trabajo del becario se desarrolló en el marco del proyecto PICT-O-UNSJ-2009-0027 denominado “Estudio, diseño e implementación de un sistema inalámbrico de monitoreo ambulatorio de señales biomédicas en pacientes de alto riesgo”, cuyo investigador responsable es el Dr. Ing. Eric Laciari Leber, quien se ha desempeñado como director del becario.

1.2. Objetivos

Objetivo General

- Diseño y desarrollo de un sistema portable de bajo consumo para la adquisición y procesamiento de señales biomédicas.

Objetivos Específicos

- Acondicionar señales cardíacas.
- Adquirir y digitalizar las señales acondicionadas.
- Diseñar un sistema de control de energía.

1.3. Metodología

En primera instancia se realizó un estudio de las principales características de las señales electrocardiográficas (ECG), en particular las concernientes a su amplitud y ancho de banda. También se estudió las distintas técnicas para la obtención de estas señales y así conocer los niveles de tensión y ruido con los que se iba a adquirir la señal.

Una vez conocidos los aspectos más importantes de las señales ECG, se establecieron los requerimientos que debían cumplir los circuitos integrados (CI), que forman parte del sistema, para poder analizar los diferentes productos que ofrecen las principales firmas de circuitos electrónicos.

Se seleccionaron los CIs más importantes del sistema, como es el filtrado analógico, la amplificación, digitalización de la señal y microcontrolador.

Posteriormente se realizó el diseño de un prototipo sobre el cual se realizaron pruebas de adquisición y procesamiento de señales cardíacas. Para la validación de las señales obtenidas se utilizó un simulador comercial de señales cardíacas marca Fluke y el software computacional Matlab.

Palabras claves: ecg, adquisición, procesamiento, bajo consumo.

2. Ponencia

2.1. Problemática

Las enfermedades cardiovasculares y respiratorias constituyen dos de las causas más importantes de mortalidad en las sociedades actuales. Un informe realizado por el departamento de estadística del Ministerio de Salud de la Nación demuestra que el mayor porcentaje de muertes en nuestro país en el año 2009 tiene como origen las afecciones del corazón, 24.4%. Es importante notar que en el sector de la población que posee 75 años o más estos porcentajes se ven modificados en forma creciente, en especial las enfermedades del corazón con un 31%.

Los individuos con antecedentes de angina de pecho, hipertensión severa, arritmias auriculares y/o ventriculares, infarto agudo de miocardio, mecanismos de reentrada, accidentes cerebro-vasculares, enfermedades pulmonares obstructivas crónicas (EPOC) y otras constituyen un grupo poblacional de alto riesgo. Estos pacientes suelen presentar cuadros clínicos asintomáticos o que suelen confundirse con otras patologías. Si estas manifestaciones clínicas no son identificadas y tratadas correctamente la patología puede derivar en la muerte súbita del paciente. Por esta razón, resulta necesario controlar periódicamente a estos pacientes.

A pesar de los grandes avances tecnológicos aplicados al diagnóstico y tratamiento de patologías, la mayor parte de la población de alto riesgo no es controlada adecuadamente. Después de la manifestación de un cuadro agudo, un gran número de pacientes son tratados y luego son dados de alta a sus hogares hasta que un nuevo evento los conduce nuevamente al hospital. En este contexto, surge la necesidad de disponer de sistemas de registro y análisis de las señales biomédicas y signos vitales más relevantes que permitan el monitoreo continuo de la actividad cardíaca del paciente durante su actividad habitual fuera y dentro del hogar.

2.2. El electrocardiograma convencional

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica del corazón obtenida sobre la superficie corporal mediante un conjunto de electrodos. El análisis de esta señal, registrada de forma no invasiva, constituye la forma más común de estudiar y diagnosticar diferentes cardiopatías, dada la estrecha relación existente entre el ECG y el funcionamiento del corazón.

La rama de la medicina que estudia el registro y la interpretación de la señal ECG se denomina electrocardiografía. Dicha rama se ha convertido en una de las herramientas principales para el diagnóstico no invasivo de diferentes cardiopatías, tales como arritmias cardíacas, trastornos de conducción, síndromes de preexcitación e isquemias miocárdicas. En efecto, dichas patologías cardíacas alteran la actividad eléctrica del corazón y producen cambios significativos en las diferentes ondas e intervalos del ECG. No obstante, debe indicarse también que el ECG puede ser insensible a otras patologías cardíacas o, por el contrario, puede presentar alteraciones momentáneas en sujetos normales debido a múltiples causas (hiperventilación, hipotermia, ingestión de alcohol, acción de fármacos, etc.). Por dichas razones, la información brindada por el ECG debe siempre ser correlada con la clínica médica y, en los casos que sea posible, complementada con otras técnicas auxiliares (radiografía, ecocardiografía, angiografía, resonancia magnética y/o tomografía por emisión de positrones) para llegar a un correcto diagnóstico.

2.3. Características de la señal ECG

La señal electrocardiográfica está formada por una serie de *ondas*, *intervalos* y *segmentos*, que resultan de la superposición de los potenciales de acción de diferentes células cardíacas.

En la Figura 2.1 se muestra una señal electrocardiográfica típica de un sujeto normal. Históricamente, las diferentes ondas del ECG se designaron con las letras P, Q, R, S, y T, nomenclatura que se sigue utilizando en la actualidad.

Los intervalos se definen como los espacios de tiempo que incluyen al menos una onda, mientras que los segmentos son los espacios entre dos ondas.

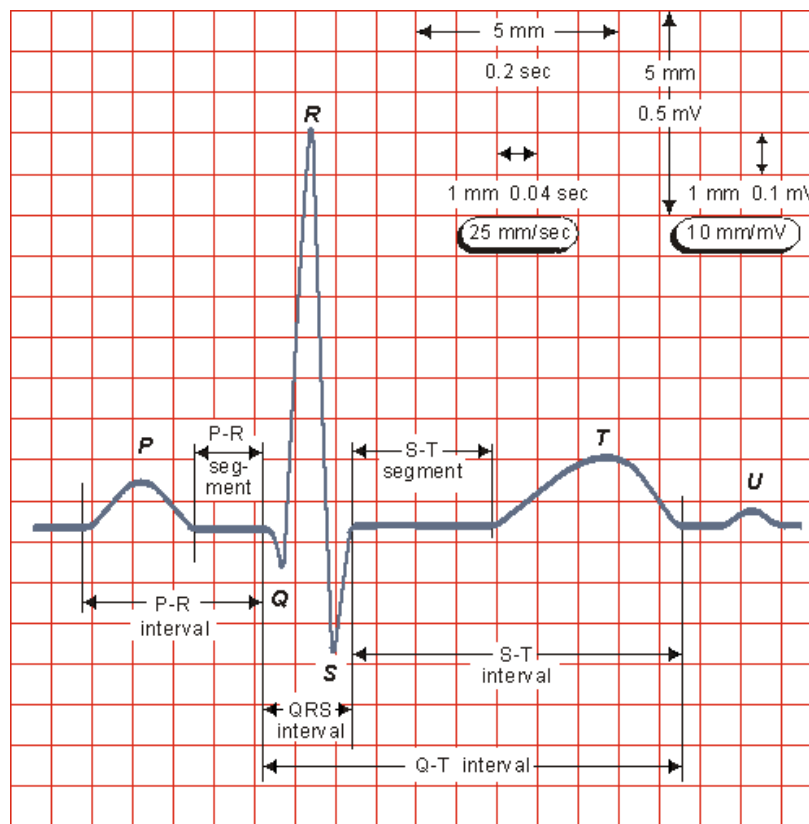


Figura 2.1. Ondas, intervalos y segmentos en la señal electrocardiográfica de un sujeto normal.

En la Tabla 2.1 se presentan los valores típicos de amplitud de las ondas y de duración de algunos intervalos, ondas y segmentos del ECG para un sujeto normal. Finalmente, cabe mencionar que la duración de estos intervalos y segmentos presenta una dependencia significativa con la frecuencia cardíaca, lo cual se ve reflejado en el rango de valores normales vinculados a estos parámetros.

	Denominación	Valor
Amplitud	Onda P	0.25 mV
	Onda R	1.60 mV
	Onda Q	25% de la onda R
	Onda T	0.1 a 0.5 mV
Duración	Intervalo PR	0.12 a 0.20 s
	Intervalo QT	0.35 a 0.44 s
	Segmento ST	0.05 a 0.15 s
	Onda P	0.11 s
	Complejo QRS	0.06 a 0.1 s
	Intervalo RR	0.6 a 1.0 s

Tabla 2.1. Valores típicos de amplitud de las ondas y duración de los intervalos, ondas y segmentos de la señal ECG (Cromwell, 1980).

El espectro de la señal ECG está concentrado principalmente en la banda de 0.5 a 40 Hz (Thakor et al., 1984). En la Figura 2.2 se muestra el espectro de potencia de la señal ECG, de sus ondas principales (P, QRS, y T) y de algunas fuentes de ruido, como los artefactos por movimiento y el ruido muscular. Como puede apreciarse en dicha figura, las ondas de mayor contenido frecuencial corresponden al complejo QRS, mientras que las ondas P y T presentan su mayor energía por debajo de los 10 Hz.

Asimismo, puede observarse que los artefactos de movimiento se encuentran localizados en el rango de bajas frecuencias (<15 Hz), mientras que el ruido muscular presenta un espectro esencialmente plano en el rango de la señal ECG. Por último, es necesario destacar que la señal ECG puede estar contaminada además por interferencias de la red eléctrica (50 / 60 Hz y sus frecuencias armónicas) y por interferencias electromagnéticas de radio frecuencia generadas por equipos de alta frecuencia (rayos X, electro-bisturí, desfibrilador, etc) cercanos al electrocardiógrafo.

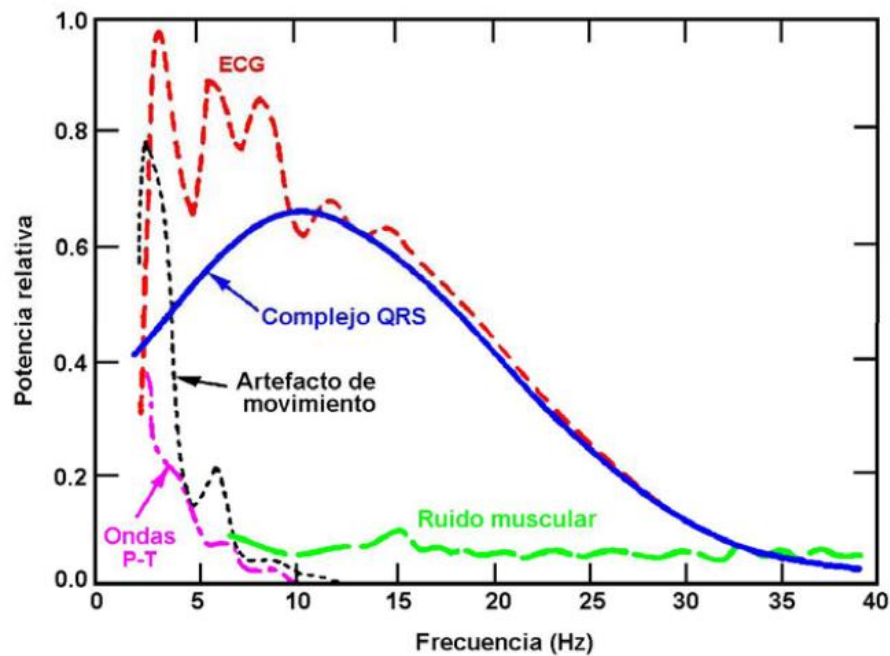


Figura 2.2. Espectro de la señal ECG y sus componentes (Laciar, 2004).

2.4. Sistema de adquisición y procesamiento de señales ECG

El sistema para la adquisición y procesamiento de señales ECG esta compuesto de varias etapas las cuales se analizan a continuación y se pueden observar en el diagrama de la Figura 2.3.

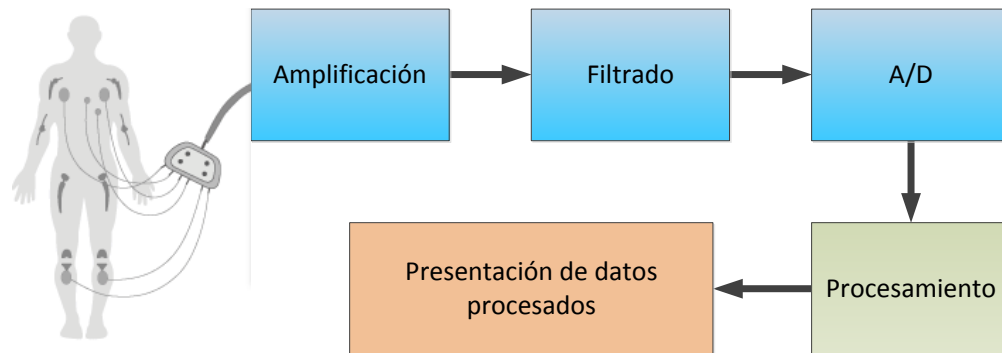


Figura 2.3. Diagrama en bloques general del sistema

2.4.1. Amplificación

La etapa de amplificación es la primera del sistema, en ella se recibe la señal ECG proveniente de los electrodos y se la introduce a un amplificador cuya función es elevar la amplitud de la señal que como se vio en el apartado 2.3 es muy pequeña (1-3 mV). Estos amplificadores son del tipo diferencial con muy bajo nivel de ruido, para mantener la señal lo mas limpia posible.

2.4.2. Filtrado

La función de esta etapa es modificar la señal proveniente de los amplificadores eliminando los componentes de muy baja frecuencia (menores que 0.05 hz) y los de alta frecuencia (mayores de 100 hz). Para esto se usan filtros pasabandas pasivos con un ancho de banda de 0.05 hz a 100 hz. La frecuencia de corte pasa alto de 0.05 Hz elimina los potenciales de corriente continua producidos por la interfase electrodo-piel o por el amplificador, no modificando sustancialmente el contenido frecuencial de la señal electrocardiográfica. Por su parte, la frecuencia de corte pasa bajo de 100 Hz reduce el ruido de alta frecuencia y actúa como filtro anti-alias antes del proceso de conversión analógica a digital.

2.4.3. Conversor A/D

El conversor A/D tiene como finalidad convertir la señal analógica proveniente de los filtros en una señal digital para luego poder enviarla a un microcontrolador para su procesamiento y posterior transmisión. La frecuencia de muestreo del conversor debe ser superior a los 200 hz, para evitar problemas de aliasing tal como lo establece el teorema de muestreo de Shannon. La resolución del conversor debe ser de por lo menos 12 bits para permitir apreciar las diferentes partes de la señal cardiaca.

En este trabajo las etapas de amplificación, filtrado y conversión A/D se realizan con un circuito integrado Analog Front End ADS1298R de la firma Texas Instrument. En la Figura 2.4 se puede observar el diagrama en bloque interno del mismo. Las características y detalles de funcionamiento de este integrado se verán en el apartado 2.4.4.

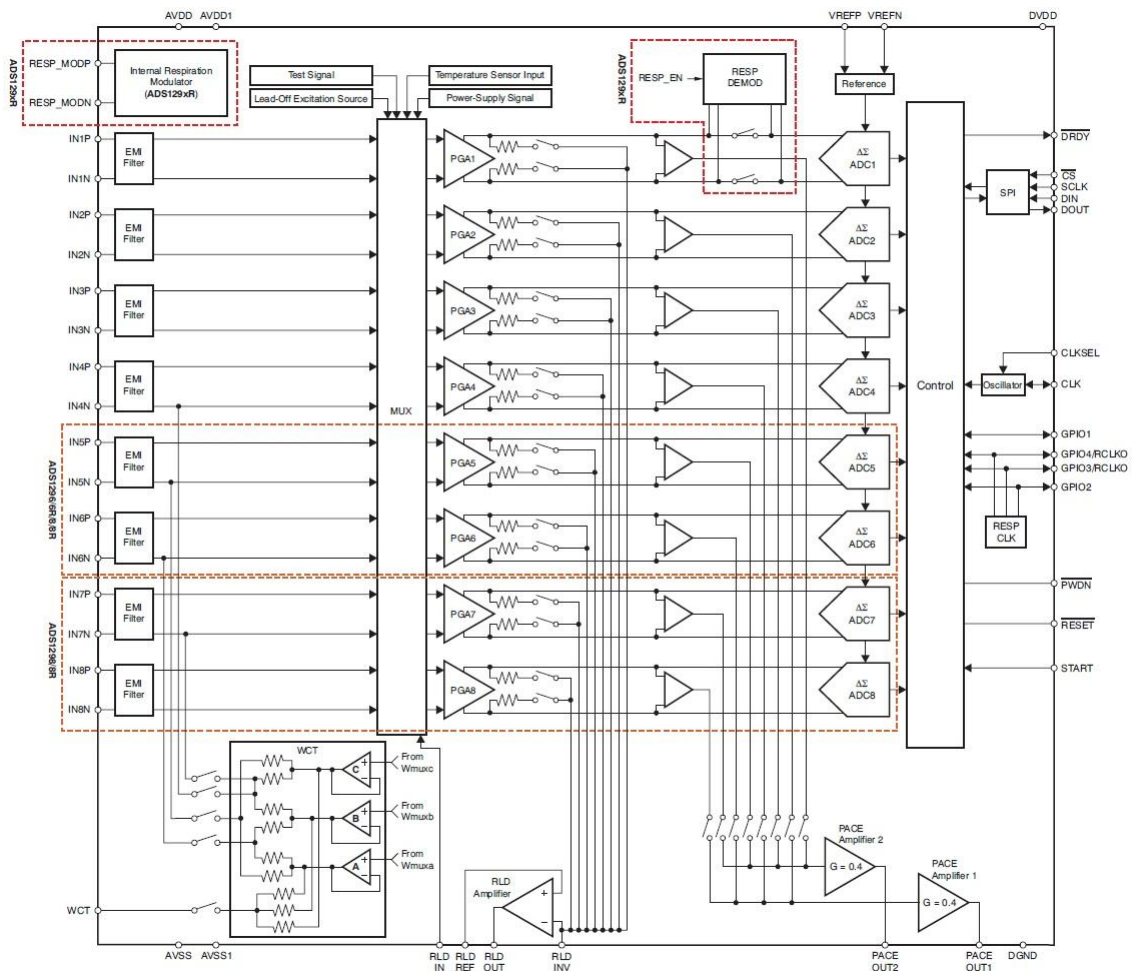


Figura 2.4. Diagrama en bloque del ADS1298R

2.4.4. Analog Front End

El circuito integrado Analog Front End ADS1298R de la firma Texas Instrument, utilizado en este proyecto posee muchas características interesantes que hacen muy aconsejado su uso por sobre otras alternativas comerciales, a continuación se detallan algunas de ellas:

- Ocho amplificadores de ganancia programable (PGA) de bajo nivel de ruido.
- Ocho conversores A/D delta sigma de 24bits de resolución.
- Bajo consumo: 0.75 mW por canal.
- Corriente de fuga de 200pA.
- Relación de rechazo de modo común (CMRR) de -115dB.
- Ganancia programable de 1 hasta 12.
- Interfaz SPI.

Es muy importante explicar el modo en que este integrado realiza el acondicionamiento de las señales de ECG ya que difiere mucho a los métodos clásicos y comúnmente utilizados. El método clásico de acondicionamiento consiste en realizar una gran amplificación inicial de la señal de ECG del orden de 1000 a 10000 veces el valor original, para luego filtrarla y convertirla en una señal digital mediante un conversor A/D de 12 a 16 bits de resolución. El problema de este método es que la señal original siempre posee un nivel de ruido inicial que puede deberse a muchos motivos (electrodos, cables, etc.) y al amplificarla también amplificamos este ruido. En cambio el circuito integrado ADS1298R realiza una amplificación muy pequeña de entre 1 y 12 con lo cual ahorra energía y no amplifica mucho el ruido, luego filtra la señal por medio de un filtro pasabanda tal como se hace tradicionalmente y posteriormente utiliza un conversor A/D delta-sigma de alta resolución (24 bits) con el cual al tener mas niveles de cuantificación permite obtener una señal digital con muy buena resolución y bajo nivel de ruido. En la Figura 2.5 se realiza una comparación de los dos métodos para clarificar el concepto.

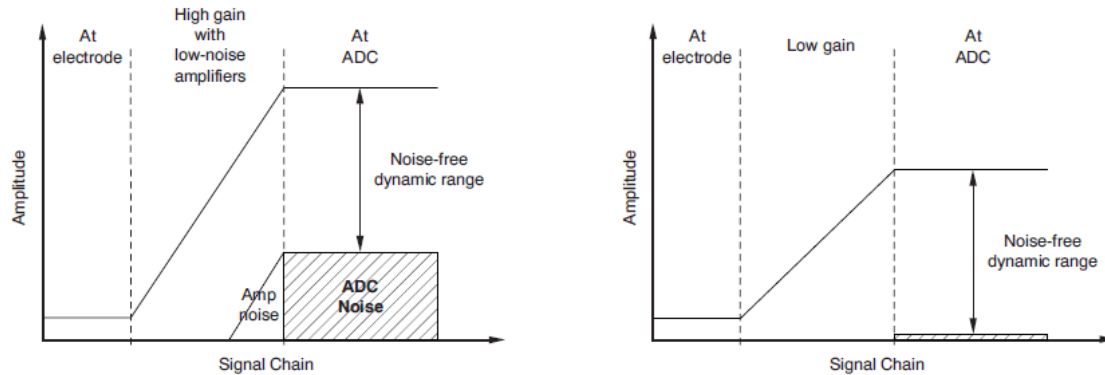


Figura 2.5. Comparación entre el método clásico de acondicionamiento de señales ECG y el utilizado por el ADS1298R

2.4.5. Procesamiento

En este trabajo el procesamiento realizado es muy simple, el mismo se realiza mediante un microcontrolador MSP430 de la firma Texas Instrument. Este microcontrolador tal como se observa en la Figura 2.6 posee una gran variedad de bloques, de los cuales se hace uso de los siguientes periféricos:

- Interfaz SPI: Recepción de los datos provenientes del convertor A/D
- DMA y Multiplicador de 24 bits: Implementación de filtros digitales.
- UART: Transmisión de datos procesados.

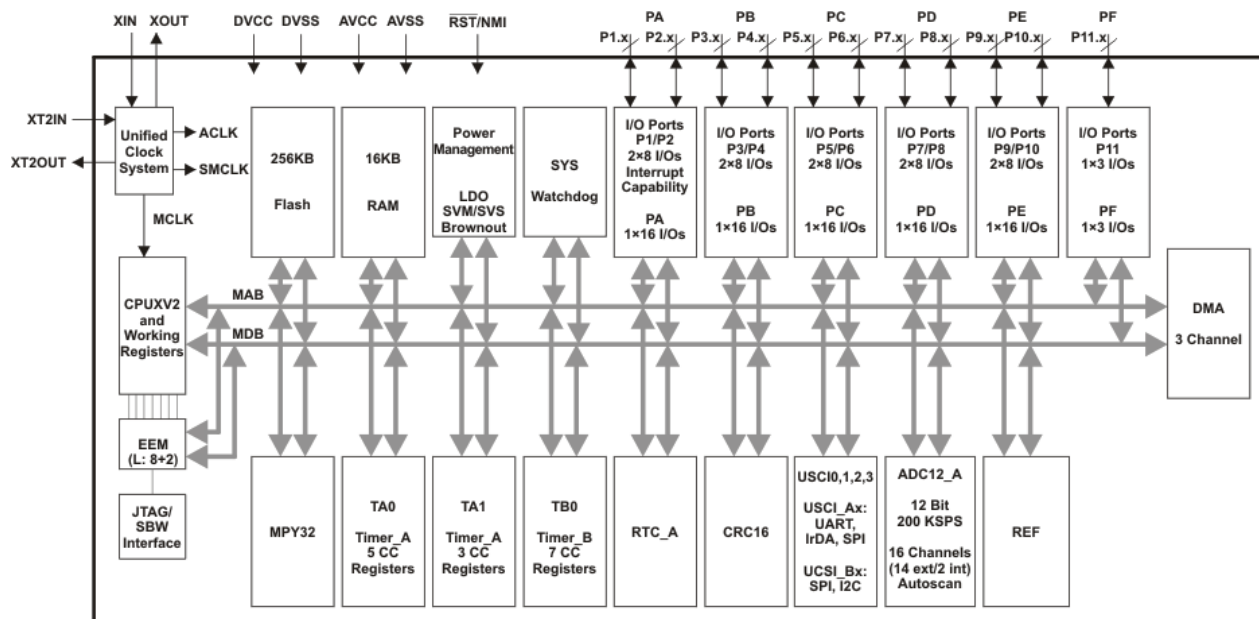


Figura 2.6. Diagrama en bloque interno del MSP430BT5190

2.4.6. Presentación de datos procesados

Los datos transmitidos por el microcontrolador se envían por medio de una interface RS232 a una computadora en la cual a través del software Matlab se grafican y estudian los mismos.

2.5. Prueba y validación del sistema

Para realizar las pruebas del sistema se utilizó un simulador multiparamétrico FLUKE PS450, el cual es usado para la calibración de equipos comerciales.

También se realizaron pruebas en 3 individuos masculinos. En ambos casos se registraron simultáneamente las señales con un equipo convencional de ECG (de la firma Ecosur) para validar el sistema desarrollado. Las señales obtenidas se observan en la Figura 2.7.

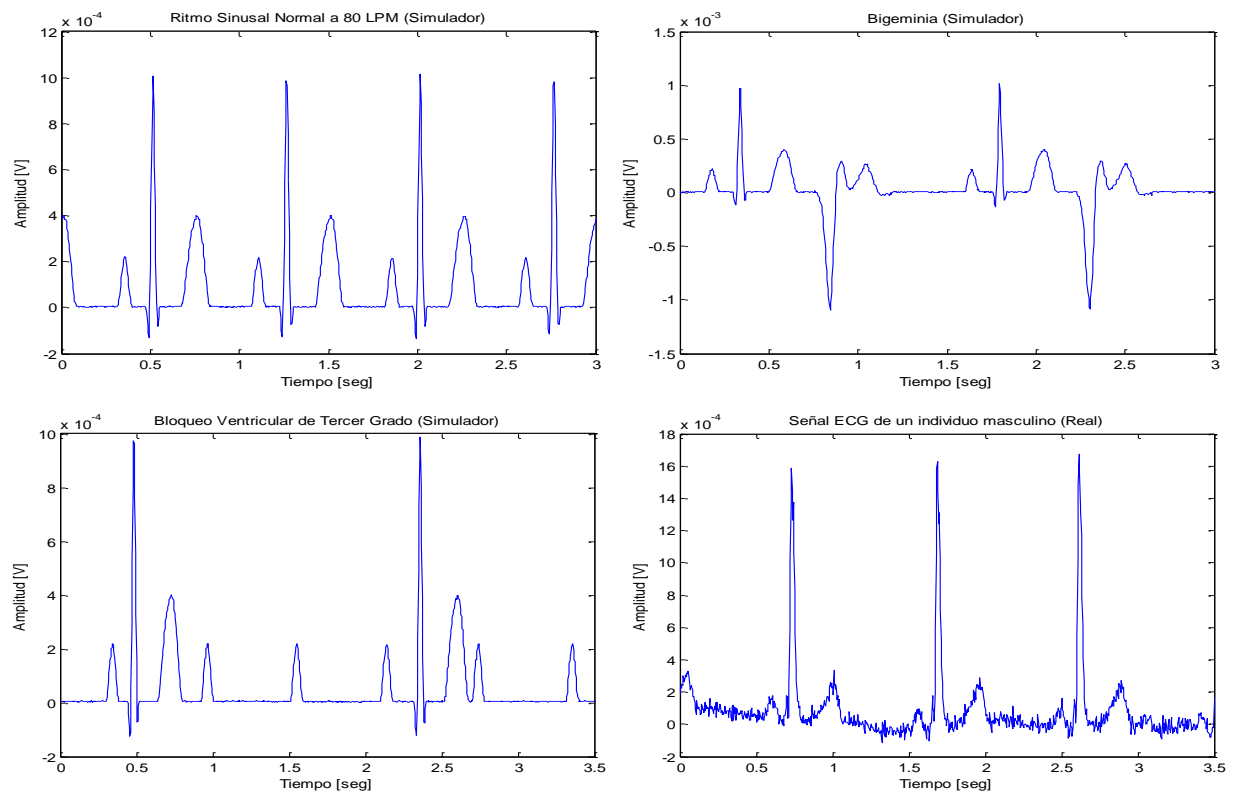


Figura 2.7. Señales ECG obtenidas con el simulador y en individuo masculino

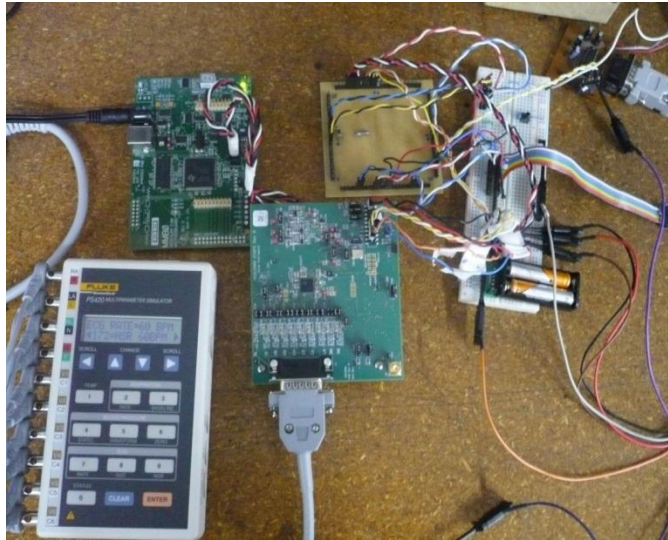


Figura 2.8. Fotografía de un prototipo del sistema en funcionamiento

2.6. Resultados y conclusiones

Durante el desarrollo de este trabajo se tuvo que hacer frente a algunos problemas. El más relevante de ellos fue que para la construcción del primer prototipo los métodos clásicos usados para la fabricación de circuitos impresos no servían debido a la complejidad y tamaño de los integrados usados, por ende se tuvo que investigar y desarrollar un nuevo método que permitió la construcción de los mismos. El otro problema importante que se tuvo que resolver fue que las placas del ADS1298R tuvieron un comportamiento no contemplado en las hojas de datos, el cual se pudo corregir usando un analizador lógico.

Los resultados obtenidos indican que existe una total concordancia entre las señales cardiacas registradas por el sistema desarrollado y por el equipo comercial de ECG. También cabe destacar que se pudo diseñar un dispositivo de adquisición y procesamiento de señales cardiacas con un bajo nivel de consumo y ruido, tal como se planteo en los objetivos iniciales, posibilitando así el uso de este equipo con baterías y permitiendo una mayor portabilidad del mismo. Estos resultados posibilitan seguir investigando y desarrollando algoritmos para la detección de diversas patológicas cardiacas.

2.7. Bibliografía consultada

La bibliografía consultada para el área de señales biomédicas y particularmente sobre señales Electrocardiográficas es la siguiente:

1. Eugene N. Bruce (2000). *Biomedical Signal Processing and Signal Modeling*. New York: Wiley-Interscience.
2. Pan, J. & Tompkins, W.J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 32: 230-236.
3. Laciari L. Eric (2004). *Técnicas temporales, espectro-temporales y Wavelet para el análisis de señal promediada y latido a latido en ecg de alta resolución*. Barcelona: Autor.
4. Max E. Valentinuzzi (2004). *Understanding The Human Machine*. World scientific Publishing.
5. Ministerio de Salud. Tabla de mortalidad de la República Argentina, año 2009. http://www.deis.gov.ar/Publicaciones/arbol_tematico.asp

Bibliografía consultada sobre temas de electrónica.

1. Texas Instrument. Hojas de datos del circuito integrado ADS1298R, de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298r.pdf>
2. Texas Instrument. Manual de uso del Kit demostración del ADS1298R, de <http://www.ti.com/lit/ug/sbau181/sbau181.pdf>
3. Texas Instrument. Hojas de datos del microcontrolador MSP430BT5190, de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430bt5190.pdf>
4. Texas Instrument. Detalle sobre la arquitectura y entorno de programación del MSP430BT5190, de <http://www.ti.com/lit/ug/slau208j/slau208j.pdf>
5. Fluke Corporation. Manual del simulador multiparámetro Fluke PS420, de http://assets.fluke.com/manuals/ps420_umeng0100.pdf