

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-27

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS DE BAJO COSTO PARA EL MANTENIMIENTO DE MONITORES CARDIACOS EN HOSPITALES

Cristian Cortés Chica

Sergio Hernando Ruiz Obando

Ingeniería Electrónica

Director del trabajo de grado

Sebastián Roldán Vasco, M.Sc.

INSTITUTO TECNOLÓGICO METROPOLITANO

2015

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

RESUMEN

En la práctica clínica moderna, es de gran importancia contar con equipos biomédicos que arrojen medidas seguras al personal médico-asistencial, con el fin de garantizar diagnósticos acertados y evitar así eventos adversos relacionados. Por otro lado, el servicio de mantenimiento de estos equipos resulta costoso para el sistema de salud colombiano, especialmente en hospitales con problemas financieros, muchos de los cuales se encuentran en los niveles de baja y mediana complejidad de zonas rurales y apartadas. Es por esto que se vio la necesidad de plantear el presente proyecto, el cual tiene como propósito general el diseño y desarrollo de un simulador de señales electrocardiográficas de bajo costo para el mantenimiento de monitores cardíacos, electrocardiógrafos y monitores de signos vitales en los hospitales mencionados

Para alcanzar el objetivo propuesto se utilizó un DSP para la generación de señales electrocardiográficas simuladas, todas estas sin patologías, arritmias ni artefactos y con las características de las derivadas bipolares (DI, DII y DIII) en el dominio del tiempo. Se diseñó un dispositivo similar a los simuladores comerciales que pacientes, con posibilidad de modificar en cinco escalas diferentes la amplitud y la frecuencia de las señales simuladas, en un rango entre 30 y 300 BPM.

Palabras clave: Simulador ECG, electrocardiograma, señales ECG, DSP, simulación de señales biomédicas

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

RECONOCIMIENTOS

En primer lugar damos gracias a Dios, quien permite que todas las cosas sucedan para nuestro bien; a nuestras familias, de las cuales tuvimos el apoyo incondicional en todo momento; a los docentes que a través de la carrera nos han compartido sus conocimientos; a nuestros compañeros de trabajo quienes siempre estuvieron disponibles para colaborarnos y a nuestro asesor de trabajo de grado por su compromiso, disponibilidad y paciencia para que el proyecto fuera posible.

	<p style="text-align: center;">INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</p>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

ACRÓNIMOS

ECG Electrocardiografía

LPM/BPM Latidos por minuto

IPS Institución prestadora de salud

DSP Procesador digital de señales

SA Sino-auricular

AV Auriculoventricular

LA Brazo izquierdo

RA Brazo derecho

LL Pierna izquierda

DAC Conversor digital - analógico

LED Diodo emisor de luz

LCD Display de cristal líquido

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

TABLA DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN.....	8
1.1	Justificación.....	8
1.2	Planteamiento del problema.....	9
1.3	OBJETIVOS.....	10
1.3.1	General	10
1.3.2	Específicos.....	10
2.	MARCO TEÓRICO.....	11
2.1	Generación de la señal ECG	11
2.2	Interpretación y Periodo de la señal ECG	13
2.3	Las derivaciones electrocardiográficas.....	14
2.3.1	Derivaciones bipolares.....	14
2.3.2	Derivaciones unipolares.....	15
2.3.3	Derivaciones precordiales.....	16
2.4	Diseños usados en la construcción de simuladores de ECG	17
2.5	Simuladores comerciales de paciente	21
3.	METODOLOGÍA	23
3.1	<i>Referenciación bibliográfica:</i>	23
3.2	<i>Diseño de las rutinas de programación:</i>	23
3.3	<i>Simulación de los códigos implementados:</i>	23
4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	25
5.	CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO	39
	REFERENCIAS	41
	APÉNDICE A - Diagrama circuital.....	43
	APÉNDICE B Fotos de pruebas realizadas	44
	APÉNDICE C Fotos del prototipo final	92

TABLA DE FIGURAS

Figura 1. Ilustración de Fibras cardiacas.....	12
Figura 2. Generación de gráfica ECG según el ciclo cardiaco.....	12
Figura 3. El trazado ECG y sus formas de onda más representativa.....	13
Figura 4. Ubicación de los electrodos para medir derivaciones bipolares	14
Figura 5. Ubicación de los electrodos para medir derivaciones unipolares	15
Figura 6. Derivaciones de extremidades y triángulo de Einthoven.	16
Figura 7. Derivaciones precordiales	16
Figura 8. Ondas ECG características.....	17
Figura 9. Forma de onda complejo QRS.....	20
Figura 10. Forma de onda P, T y U	20
Figura 11. Señales ECG tomadas del MIT.....	25
Figura 12. Señal generada mediante Matlab.....	26
Figura 13. Señal generada con DSP.....	26
Figura 14. Ondas ECG separadas.....	28
Figura 15. Amplificador restador	30
Figura 16. Circuito para generar derivaciones por mallas	30
Figura 17. Circuito calculado	31
Figura 18. Polígrafo empleado	32
Figura 19. Variación de los LPM	32
Figura 20. Pruebas con Polígrafo	33
Figura 21. Pruebas con monitor cardiaco	34
Figura 22. Pruebas con simulador METRON	34
Figura 23. Variación en amplitud	35
Figura 24. Diagrama de flujo	36
Figura 25. PowerBank GP y baterías	37
Figura 26. Terminal ECG	38
Figura 27. Prototipo final	38

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Cuadro comparativo de simuladores de señales ECG disponibles en el Mercado	22
Tabla 2. Escalas de Amplitud y LPM.....	27
Tabla 3. Número de muestras por onda y tiempo de ejecución	28
Tabla 4. Error del sistema	37

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

1. INTRODUCCIÓN

El contenido del presente proyecto se divide en marco teórico, metodología, resultados y conclusiones.

En el marco teórico está condensada toda la fundamentación conceptual necesaria para comprender de manera práctica y concisa, todo lo relacionado con el funcionamiento del corazón, las señales que produce, la interpretación de éstas y sus características, las diferentes derivaciones analizadas a nivel clínico, la generación de las señales ECG mediante diferentes técnicas matemáticas y de ingeniería disponibles en la literatura, así como un cuadro comparativo entre los diferentes simuladores comerciales de paciente.

En la metodología se define de forma estructurada el procedimiento para la realización práctica del proyecto, con el ánimo de dar cumplimiento a los objetivos general y específicos planteados.

En el capítulo de resultados se plasman todos los procedimientos, técnicas, experiencias, cálculos, diseños, simulaciones, corrección de errores, métodos, pruebas, ajustes, elecciones y descripciones generales a través de los cuales fue posible el cumplimiento de los objetivos propuestos.

Por último, en el capítulo de conclusiones y recomendaciones se esclarecen los objetivos alcanzados teniendo en cuenta las fortalezas, limitaciones y restricciones; formulando asimismo, las posibilidades de mejoramiento, trabajo a futuro y proyección del proyecto.

Se manejan además, al final del documento, unos apéndices que sirven para aclarar de una forma más detallada aspectos como el diagrama circuital del simulador de paciente, la evidencia fotográfica de las pruebas realizadas escala por escala y la apariencia física final del prototipo.

1.1 Justificación.

En la actualidad los simuladores de paciente constituyen una herramienta fundamental para la calibración y el mantenimiento de los electrocardiógrafos, monitores cardiacos y monitores de signos vitales, gracias a que permiten establecer el grado de confiabilidad del equipo biomédico en cuestión, lo que repercute en un buen diagnóstico asociado con la interpretación médica. Hoy día las instituciones prestadoras de servicios de salud (IPS)

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

presentan déficit financiero que no les permite, en algunos casos, adquirir este tipo de simuladores debido a su alto costo comercial; es por ello que estas instituciones se ven en la necesidad de contratar costosos servicios de mantenimiento con entidades particulares, lo cual a largo plazo resulta ser poco rentable en comparación con el costo del simulador de paciente. Esto es especialmente válido para hospitales de nivel I y II.

Es de suma importancia que los equipos mencionados permanezcan en óptimas condiciones de funcionamiento ya que, de no ser así, se podrá incurrir en malos diagnósticos y eventos adversos que comprometen la vida de los pacientes en general.

Por dichas razones se ha optado por diseñar y construir un simulador de paciente, específicamente de señales electrocardiográficas, con el fin de ofrecer una solución a la demanda normativa frente al tema de mantenimiento de equipos biomédicos. Este simulador será capaz de reproducir las señales electrocardiográficas de mayor facilidad de interpretación por parte del personal de enfermería y médicos generales, es decir, las correspondientes a las derivadas DI, DII y DIII, esto para el correcto mantenimiento de los monitores de signos vitales y electrocardiógrafos a un bajo costo. De esta forma se busca beneficiar directamente a las IPS, especialmente a aquellas que se encuentran en zonas rurales o en regiones apartadas, las cuales en su mayoría son de carácter público. De forma indirecta se beneficiará al paciente (diagnóstico acertado con equipo en óptimo funcionamiento) y al sistema de salud (menores costos).

1.2 Planteamiento del problema.

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en Colombia; el ataque cardíaco, la hipertensión arterial, las arritmias cardíacas y las cardiopatías encabezan la lista de estas afecciones. Factores genéticos, virales, idiopáticos y hábitos insanos de vida son los principales desencadenantes (Instituto Nacional de Salud, 2013). El desajuste de los electrocardiógrafos, monitores cardíacos y de signos vitales empleados pueden constituir un factor de riesgo frente a la posibilidad de eventos adversos; por dicha razón y mediante la implementación de un dispositivo capaz de reproducir las señales electrocardiográficas correspondientes a las derivadas bipolares, se logrará determinar el estado de funcionamiento de los equipos de monitoreo utilizados en diagnóstico.

Con este proyecto se pretende generar señales electrocardiográficas o ECG, que imiten los patrones fisiológicos ideales de una persona (ritmo sinusal) de manera controlada para utilizarlos como referencia en el mantenimiento de equipos biomédicos. Dichas señales deben generarse de manera bipolar, es decir que se presentan como una diferencia de

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

potencial entre dos puntos que simulan el posicionamiento específico de cuatro electrodos en el cuerpo de un paciente. Estas señales presentan patrones específicos, los cuales, a través del simulador de paciente que se diseñará y construirá, se podrá realizar la variación tanto de amplitud como de frecuencia, permitiendo de esta forma ajustar los anteriores parámetros en cinco niveles diferentes en pro de una correcta medición bajo diferentes condiciones. En este punto es muy importante considerar el nivel de amplitud de la señal, ya que es del orden de los mili voltios (1mV), por lo que requiere un manejo cauteloso desde el punto de vista electrónico y de instrumentación. Por otra parte, en la variación de la frecuencia surge como problema el hecho de que al cambiar la frecuencia de la señal, se debe impedir que ocurra una dilatación o una contracción de las diferentes ondas que componen la señal ECG, pues de lo contrario se alteraría el ritmo sinusal que se busca generar, tarea que no es trivial. También se requiere de una gran facilidad de manejo, y no debe contar con circuitos impresos en doble capa para facilitar un mantenimiento posterior del mismo, sin afectar el tamaño del dispositivo. Por otra parte, deberá garantizarse el menor costo posible de fabricación.

1.3 Objetivos

1.3.1 General

Diseñar y desarrollar un simulador de señales electrocardiográficas a bajo costo para el mantenimiento de equipos biomédicos en hospitales de bajo nivel de complejidad.

1.3.2 Específicos

- Desarrollar rutinas de programación para generar los patrones característicos de una señal ECG correspondiente a derivaciones bipolares.
- Implementar y validar las rutinas de simulación en una tarjeta de desarrollo comercial de DSP.
- Implementar el prototipo físico del simulador mediante dispositivos de interfaz de usuario.

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

2. MARCO TEÓRICO

La técnica más comúnmente usada para diagnosticar patologías cardíacas de manera eficiente es la revisión mediante un examen electrocardiográfico, el cual es de gran utilidad en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares (Duque, 2008). Dicho examen es el *gold standard* y se realiza a partir de una señal que se grafica de forma continua y representa la actividad eléctrica del corazón mediante un electrocardiógrafo (digital o analógico), monitores cardíacos (paulatinamente en desuso, especialmente en hospitales de alto nivel) y monitores de signos vitales (que operan en unidades de mediana y alta complejidad).

2.1 Generación de la señal ECG

La actividad cardíaca es producto de la interacción eléctrica en las células, que se transmite a través de las fibras auriculares y ventriculares. Con el inicio de la señal eléctrica se produce lo que se conoce como contracción. Para lograr que se conciba una actividad rítmica regular y una contracción coordinada de las aurículas y ventrículos, es indispensable contar con fibras automáticas especializadas capaces de generar y distribuir los impulsos eléctricos en el tiempo preciso y en la secuencia apropiada.

Dichas fibras cardíacas especializadas son lo que se conoce como el sistema de conducción; entre ellas están: el nódulo sinusal (SA), el nódulo auriculoventricular (AV), el fascículo de His, las ramas derecha e izquierda y las ramificaciones periféricas de estas ramas fasciculares que dan lugar a la red subendocárdica e intramiocárdica de Purkinje (“Teoría del electrocardiograma. Señales ECG e información clínica,” 2013)

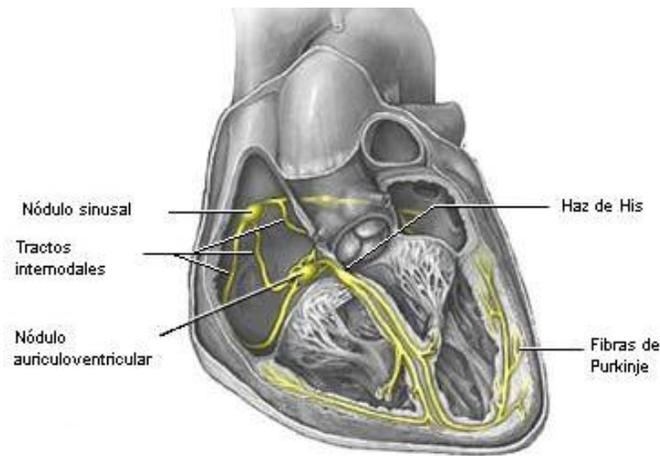


Figura 1. Ilustración de Fibras cardiacas (“Teoría del electrocardiograma. Señales ECG e información clínica,” 2013)

A continuación se ilustra la formación de la onda ECG a partir de los sucesos que ocurren en el corazón y su correspondiente variación de voltaje:

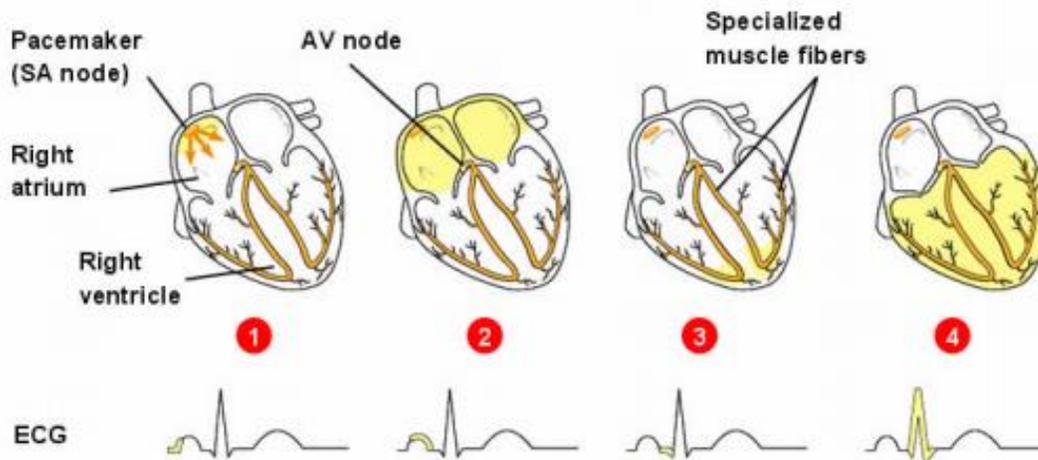


Figura 2. Generación de gráfica ECG según el ciclo cardiaco(Castillo, 2003)

Paso 1: El impulso sale del nodo SA

Paso 2: los atrios se contraen y el impulso llega al nodo AV

Paso 3: el potencial de acción se bifurca y llega a las fibras de Purkinje

Paso 4: los ventrículos se contraen

2.2 Interpretación y Periodo de la señal ECG

La señal ECG de un individuo sano, está compuesta por una onda P, el complejo QRS y la onda T, como se evidencia en la siguiente figura:

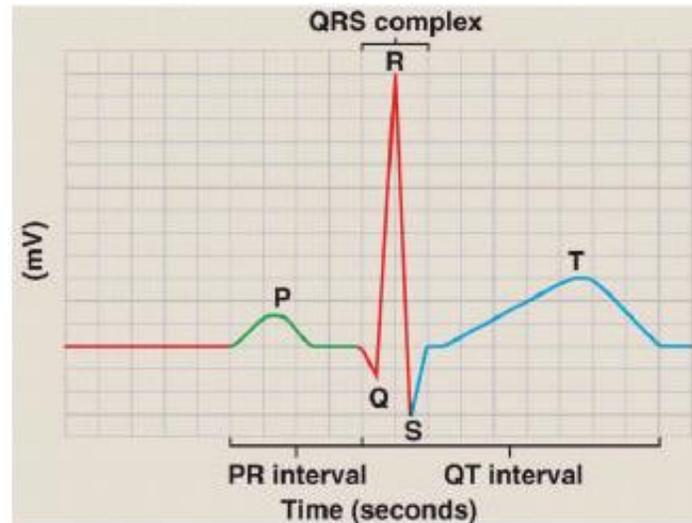


Figura 3. El trazado ECG y sus formas de onda más representativa (“Cardiovascular,” 2015)

Los espacios del electrocardiograma entre ondas se denominan segmentos, y los trayectos entre ellas se llaman intervalos. Es por esta razón que la señal electrocardiográfica de un sujeto sano puede dividirse en los siguientes segmentos e intervalos (“Teoría del electrocardiograma. Señales ECG e información clínica,” 2013):

- Onda P: normalmente es la primera onda visible en el ECG. Representa la llegada de la señal de activación a las aurículas. Usualmente su duración es menor de 100ms y su voltaje no excede los 2,5mV.
- Intervalo PR: constituye el tiempo de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo aurícula-ventricular. Su duración debe estar comprendida entre los 120 y 200ms.
- Complejo QRS: es el intervalo más visible de la señal electrocardiográfica. Representa la llegada de la señal de activación a ambos ventrículos. Su duración es de 80 a 100ms.
- Segmento ST: va desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T.
- Onda T: constituye la repolarización ventricular, aparece al final del segmento ST.

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

- Intervalo QT: aparece desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y constituye la despolarización y repolarización ventricular. Su duración está entre 320 y 400 ms.

2.3 Las derivaciones electrocardiográficas

Una derivación electrocardiográfica tiene como objetivo medir la intensidad de corriente eléctrica que circula por una línea demarcada entre los electrodos utilizados (Breu, Guggenbichler, & Wollmann, 2008).

Las derivaciones empleadas son las bipolares (DI, DII y DIII), unipolares (aVR, aVL, aVF) y precordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6). La derivada DII es la más analizada en la práctica clínica y la de más fácil interpretación por parte del personal de enfermería y de los médicos generales, ya que el vector de despolarización se alinea de forma paralela con el eje de los electrodos. A continuación se aclaran las diferencias entre las derivaciones.

2.3.1 Derivaciones bipolares

Es la medición de la diferencia de potencial entre un electrodo positivo y otro negativo que están ubicados cada uno en una extremidad diferente. (Breu et al., 2008). Las derivaciones bipolares de las extremidades son DI, DII y DIII y se forman de la siguiente manera:

- El brazo izquierdo (LA) y el brazo derecho (RA): DI
- La pierna izquierda (LF) y el brazo derecho (RA): DII
- La pierna izquierda (LF) y el brazo izquierdo (LA): DIII

La siguiente figura ilustra la ubicación de los electrodos para lograr medir las derivaciones bipolares:

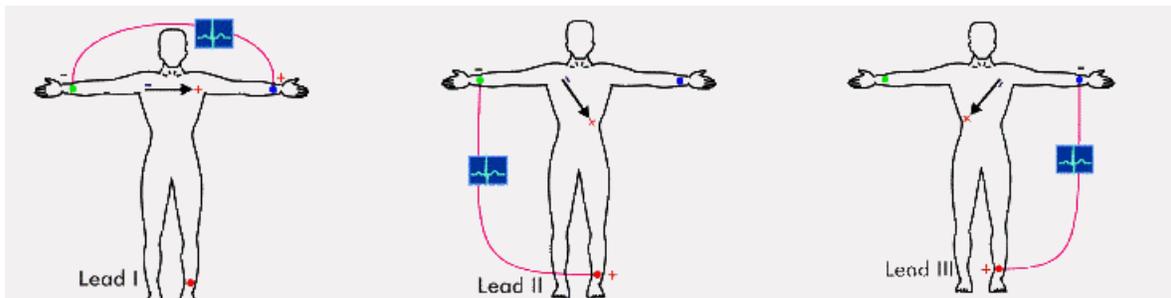


Figura 4. Ubicación de los electrodos para medir derivaciones bipolares (“Grupo de Investigación Biomédica - Electrocardiografía (ECG) - Dalca,” 2013)

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

2.3.2 Derivaciones unipolares

Miden el potencial eléctrico absoluto por medio de un electrodo positivo ubicado en el cuerpo y otro electrodo negativo virtual con nivel de potencial cero; el cual se obtiene mediante la unión de los demás electrodos produciendo la anulación de los voltajes (Breu et al., 2008).

La notación utilizada para describir la ubicación de los electrodos en las derivaciones unipolares es:

- Brazo derecho: aVR
- Brazo izquierdo: aVL
- Pie izquierdo: aVF

La letra “a” se debe a que estos potenciales deben ser amplificados por su bajo voltaje. La siguiente figura ilustra la distribución de los electrodos para medir la actividad eléctrica de manera unipolar:

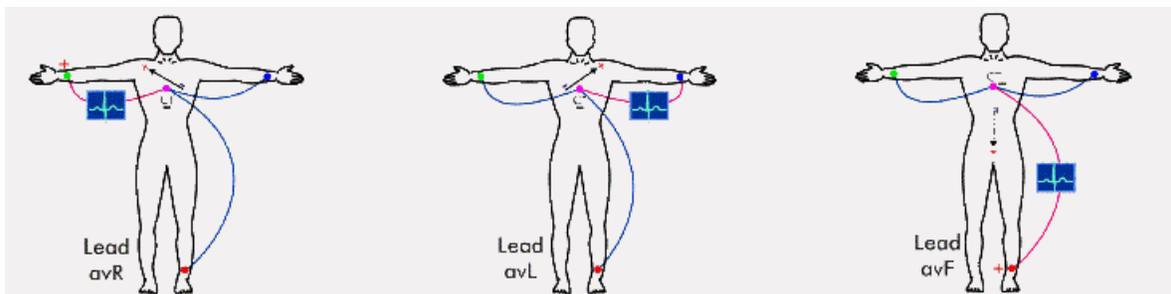


Figura 5. Ubicación de los electrodos para medir derivaciones unipolares (“Grupo de Investigación Biomédica - Electrocardiografía (ECG) - Dalca,” 2013)

Las derivaciones bipolares y unipolares forman un sistema triaxial, conocido como triángulo de Einthoven, las cuales conservan una relación matemática descrita en la Ley de Einthoven que dice: $DII=DI+DIII$.

Esta ley permite determinar si los electrodos de las extremidades están bien posicionados, de no ser así, esta ley no se cumplirá, permitiendo saber que el ECG está mal realizado (“Derivaciones Cardiacas, significado,” 2015)

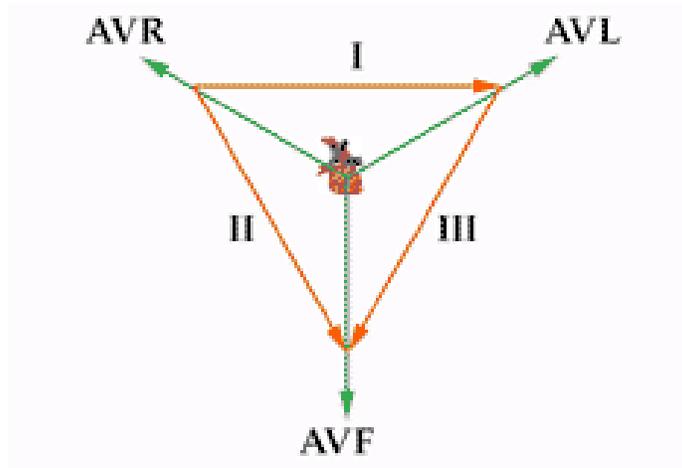


Figura 6. Derivaciones de extremidades y triángulo de Einthoven (“Derivaciones Cardiacas, significado,” 2015)

2.3.3 Derivaciones precordiales

Forman un sistema unipolar sin amplificación de seis terminales; consta además de un terminal ubicado en el centro eléctrico del corazón, cerca de la mitad del tórax; el cual sirve como electrodo cero y es el origen de los vectores Q, R, S y T (Breu et al., 2008):

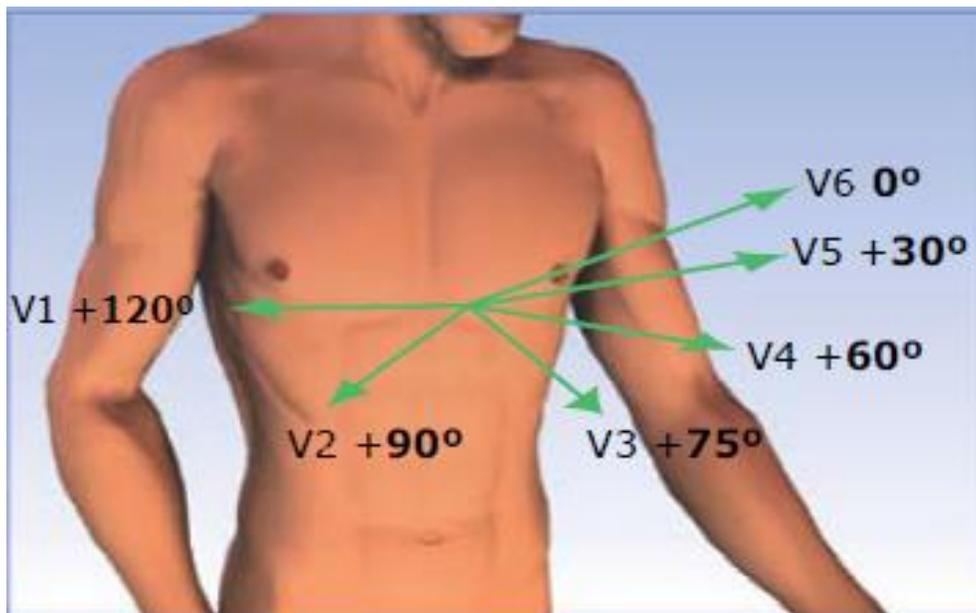


Figura 7. Derivaciones precordiales V1: Cuarto espacio intercostal paraesternal derecho; V2: Cuarto espacio intercostal paraesternal izquierdo; V3: Punto intermedio entre V2 y V4; V4: Quinto espacio intercostal izquierdo; V5: Al nivel horizontal de V4 en la línea axilar

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

anterior izquierda; V6: Al nivel horizontal de V4 en la línea media axilar izquierda (Breu et al., 2008).

A continuación se ilustran las ondas ECG características de cada una de las doce derivaciones:

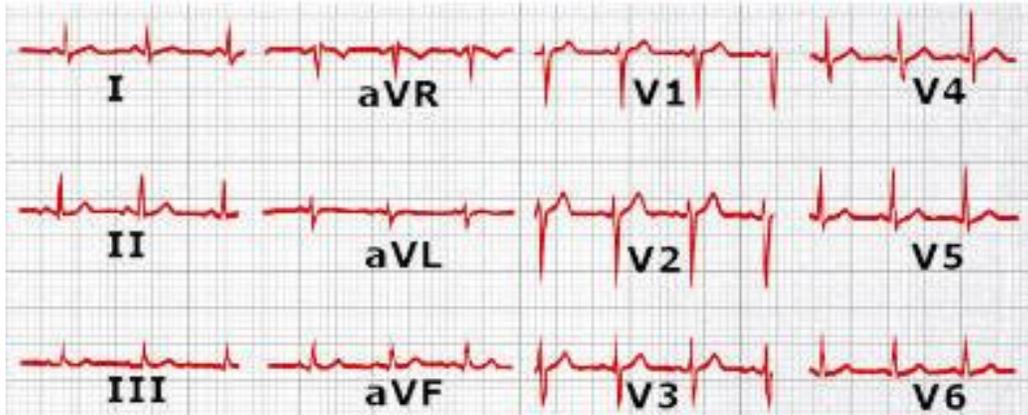


Figura 8. Ondas ECG características (“ELECTROCARDIOGRAMA (ECG) - Salud y Sintomas,” 2015)

2.4 Diseños usados en la construcción de simuladores de ECG

Teniendo como referencia los artículos encontrados en las bases de datos científicas como IEEE, Science Direct, entre otras; se encuentran tres tipos de diseños circuitales comúnmente empleados para el diseño de simuladores de paciente:

- Diseño a partir de circuitos analógicos
- Diseño a partir de circuitos digitales
- Diseño híbrido entre circuitos digitales y analógicos.

Luo Shuqian y W. J. Tompkins elaboraron un simulador de doce derivaciones ECG basado en un microcomputador; utiliza un computador IBM que contiene bases de datos de señales electrocardiográficas, las cuales pueden ser seleccionadas mediante una interfaz interactiva y reproducidas a través de una tarjeta convertora digital analógica. Con este simulador es posible elegir entre una base de datos las señales ECG deseadas para el mantenimiento de equipos de electrocardiografía (Shuqian, 1988).

Gurpinder Kaur desarrolló en su tesis de maestría un simulador ECG de doble canal con detector de pico empleando para su implementación un computador que almacena las bases de datos de las señales ECG, un convertor digital analógico, un circuito selector de canal y un circuito detector del complejo QRS; como consecuencia Kaur obtuvo un

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

simulador ECG de doble canal controlado por computador y con señalización LED del complejo QRS (Kaur, 2006).

Más tarde, Martínez, Rossi y Siri construyeron un simulador de señales ECG superficiales basado en microprocesador, empleando para tal fin un computador como elemento de captación, control y configuración de la señal ECG, un microcontrolador PIC16C877 como interfaz, un conversor digital análogo y una memoria EEPROM; el resultado fue un sistema con la capacidad de reproducir una señal ECG almacenada en forma digital en un computador (Martínez, Rossi, & Siri, 2007). El mismo año, Noé Arellano Pineda diseñó un simulador de funciones cardíacas que proporciona doce ondas, similares a la de un electrocardiograma normal, circuito analógico casi en su totalidad. Este simulador es capaz de desplegar en pantalla (de un osciloscopio por ejemplo) las doce derivaciones electrocardiográficas estándar empleadas en la clínica (Pineda, 2007).

En 2008, Caner, Engin y Engin desarrollaron un simulador ECG programable que fue diseñado e implementado sobre un procesador digital de señal (DSPIC). Este produce una señal ECG simulada mediante rutinas de programación, con la intención de ser usado en pruebas de calibración y mantenimiento de equipos de electrocardiografía y a su vez para soporte biomédico en la educación de los estudiantes de ingeniería biomédica. Una de sus características más importantes es que el ruido y los efectos por interferencia de la línea de alimentación pueden ser ajustados en un rango de 0 a 20 dB (Caner, Engin, & Engin, 2008).

Tres años más tarde, Shorten y Burke desarrollaron un simulador portable de señales ECG estable a fluctuaciones de temperatura; emplea un PIC24FJ128GA010 para la generación de la señal ECG utilizando fórmulas matemáticas para su construcción, un conversor digital análogo, una pantalla LCD a color, una etapa de acondicionamiento de señal la cual fue diseñada para ajustar los niveles de amplitud de la señal acorde a los niveles de temperatura y un sistema de baterías que permite su portabilidad. El resultado de la elaboración de este proyecto es un simulador ECG capaz de producir un amplio rango de señales ECG en la escala de los mili y microvoltios, lo que permite hacer frente a los cambios de amplitud de las señales en los semiconductores ante el cambio de la temperatura (Shorten & Burke, 2011)

Yapur *et al.* desarrollaron un proyecto que consiste en el diseño y construcción de un simulador de ondas cardíacas basado en circuitos digitales, utilizando un PIC de gama media, PIC16F886 y un convertidor digital analógico DAC0808; obteniendo como resultado un simulador de paciente capaz de generar las tres derivaciones bipolares y las tres derivaciones unipolares para el mantenimiento de monitores fisiológicos (Yapur, Jair, Altamirano, Nahim, & Velasteguí, 2010)

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Para el diseño del simulador de señales electrocardiográficas híbrido contruido por Vidal, se usaron componentes analógicos y digitales. Utilizó un microcontrolador para mostrar la señal digital, un conversor digital-análogo para volver al estado análogo la señal y un demultiplexor analógico para dividir las señales y obtener cada salida de voltaje emulada por el simulador RA, LA y LL; Lo obtenido fue un instrumento para la evaluación de monitores en institutos de salud con error del simulador de 2% en Amplitud y 1% de Frecuencia (Monitores & Vidal, 2012).

Para la generación de la señal ECG en los circuitos anteriores, fueron usadas dos técnicas; una basada en la reproducción de bases de datos de pacientes reales y la otra basada en modelos matemáticos a través de series de Fourier, los cuales permiten generar cualquier forma de onda periódica mediante una sumatoria de ondas sinusoidales.

Las series de Fourier están formadas por la separación de una señal periódica en señales periódicas básicas (senos y cosenos) cuyas frecuencias son múltiplos de la señal original(Zill, 2006).

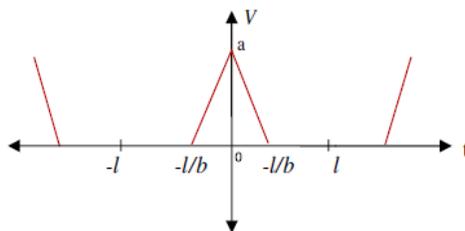
Matemáticamente, la serie de Fourier de una función periódica $f(x)$ de periodo T, está dada por:

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos n\omega x + b_n \sin n\omega x) \quad (1)$$

Las constantes a_0 y b_n son llamadas coeficientes de Fourier y se hallan mediante:

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) dx ; a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) \cos(n\omega x) dx \quad b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) \sin(n\omega x) dx \quad (2)$$

Para el modelado de las ondas Q y S así como del complejo QRS puede asumirse una forma de onda triangular:



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Figura 9. Forma de onda complejo QRS

Siendo el periodo de la señal $T = 2l$ y asumiendo como amplitud la constante a ; $f(x)$ puede calcularse a intervalos de la siguiente manera:

$$f(x) = \begin{cases} \left(\frac{-bax}{l} + a\right) \text{ if } \left(0 < x < \frac{l}{b}\right) \\ \left(\frac{bax}{l} + a\right) \text{ if } \left(\frac{-l}{b} < x < 0\right) \end{cases} \quad (3)$$

La función $f_{Q,QRS,S}(x)$ puede calcularse a partir de la ecuación 1 sin tener en cuenta los armónicos senoidales, debido a la simetría de la forma de onda QRS que produce que el coeficiente b_n sea igual a cero:

$$f_{Q,QRS,S}(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) \quad (4)$$

En donde a_0 y a_n están definidas por:

$$a_0 = \frac{a}{b}; a_n = \frac{2ba}{n^2\pi^2} \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)\right) \quad (5)$$

Para el modelamiento de las ondas P, T y U puede asumirse una forma de onda senoidal:

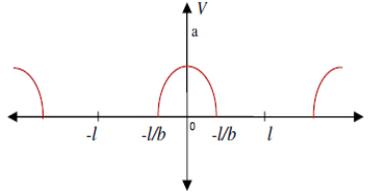


Figura 10. Forma de onda P, T y U

$f(x)$ puede calcularse como una señal cosenoidal en el intervalo:

$$f(x) = \cos\left(\frac{-l}{b} < x < \frac{l}{b}\right) \quad (6)$$

La función $f_{P,T,U}(x)$ también puede calcularse a partir de la ecuación 1 omitiendo los armónicos senoidales, ya que la simetría de la forma de las ondas P, T y U, producen la anulación del coeficiente b_n :

$$f_{P,T,U}(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) \quad (7)$$

Teniendo en cuenta que a_0 y a_n están dadas por:

$$a_0 = \frac{4}{\pi b}; a_n = \frac{4bcos\left(\frac{n\pi}{b}\right)}{\pi(b-2n)(b+2n)} \quad (8)$$

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Finalmente para obtener la señal ECG se realiza la sumatoria (Güney, Ekşi, & Çakiroğlu, 2012):

$$f_{ECG}(x) = f_Q(x) + f_{QRS}(x) + f_S(x) + f_P(x) + f_T(x) + f_U(x) \quad (9)$$

2.5 Simuladores comerciales de paciente

El simulador de ondas ECG es un equipo de prueba y evaluación utilizado en diversos equipos biomédicos como monitores de ECG, electrocardiógrafos, *holters*, entre otros, con la finalidad de simular las señales eléctricas generadas por el corazón correspondientes a los distintos sistemas de derivaciones. Estos son utilizados para calibrar o evaluar los diversos equipos que registran dicha señal. Hoy día existen en el mercado nacional varios simuladores de paciente con diferentes características, precios, ventajas y desventajas; los fabricantes más reconocidos de simuladores de señales ECG son BC Biomedical, Fluke y Metron. En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** aparecen algunos de los más destacados del mercado.

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

SIMULADORES ECG					
		217A de Fluke Biomedical	PS-410 de Metrón	BC Biomedical	TechPatient CARDIO
Configuración de las derivaciones		<ul style="list-style-type: none"> 12 Derivaciones ECG 9 salidas independientes para cada señal de derivaciones, respecto a RL 	<ul style="list-style-type: none"> 12 derivaciones ECG salidas independientes para cada señal de derivacion, respecto a RL 	<ul style="list-style-type: none"> 12 derivaciones ECG, con salidas independientes para cada señal de derivacion 	<ul style="list-style-type: none"> 12 devirvaciones ECG
Impedancia de salida		1000Ω (Respecto a RL)	940Ω entre derivaciones	1000Ω entre derivaciones	
Precisión de la amplitud		± 5% 2 Hz onda cuadrada hasta 1mV pp (derivacion II)	± 2% precisión (derivacion II).	± 2% precisión (derivacion II).	
Ritmo normal sinusoidal	Frecuencia	30, 60, 80, 120, 240 y 300 BPM	30, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180, 220, 240, 260, 280 y 300BPM, con ± 1% de precisión		1/8 Hz a 120Hz
	Amplitud	0.5, 1.0, 1.5, 2.0mV (Derivacion II)	0.5, 1.0, 2.0mV con ± 2% de precisión (Derivacion II)	1.75mV en derivacion I 2.75mV en derivacion II 1.00mV en derivacion III	0.5, 1, 2 y 4mV
Rendimiento ECG	Onda Cuadrada	2Hz a 1mV Bipolar	2Hz y 0.125 Hz	2Hz y 0.125 Hz	
	Pulsos	4s a 1mV	30, 60 y 120 BPM		
	Onda Seno	10, 40, 50, 60 y 100Hz a 1mV	0.5, 5, 10, 40, 50 y 60Hz a 1mV	10, 60 y 100Hz	
	Onda triangular	2Hz y 3mV	2Hz	2Hz	
Arritmias	Selecciones	45 en total incluyendo venricular, supraventricular, prematura, conduccion y marcapasos	35 en total incluyendo venricular, supraventricular, prematura y marcapasos		
	Ritmo Base	80BPM, 1mV Derivacion II	80BPM		
Conectores de salida		10 conectores con código de colores AHA (American Heart Association) o Europeos (IEC). Estos conectores son compatibles con conectores snaps disponibles y con electrodos de 3.2 o 4.0mm	10 conectores con código de colores AHA (American Heart Association) o Europeos (IEC). Estos conectores son compatibles con conectores snaps disponibles y con electrodos de 3.2 o 4.0mm	10 conectores universales de derivación paciente con código de colores AHA (American Heart Association) o Europeos (IEC).	Cable cocodrilo de Alta Señal, entrega señal preamplificada de "Derivación II" con 10 Multiconectores (Broche de 4mm / Banana de 4mm / Pin de 2mm).
Precio		US \$640	US \$640	US \$859	US \$350

Tabla 1. Cuadro comparativo de simuladores de señales ECG disponibles en el Mercado

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

3. METODOLOGÍA

3.1 Referenciación bibliográfica:

En primer lugar se procedió con una consulta de artículos científicos, actas de conferencia, libros y documentos de páginas web relacionados con la generación de señales ECG, publicados en revistas indexadas disponibles en la plataforma institucional del ITM y en páginas web, respectivamente. Se estableció una clasificación de la información según los datos suministrados, de acuerdo con los siguientes criterios:

- Técnicas de generación de señal ECG mediante software.
- Circuitos reportados en la literatura para el mismo fin (simulación de señales ECG).
- Técnicas matemáticas de simulación.
- Simuladores disponibles en el mercado.

Posterior a esto se realizó una depuración de la información de acuerdo a la relevancia para el desarrollo del presente proyecto.

3.2 Diseño de las rutinas de programación:

Se continuó con el diseño de las rutinas de programación para la generación de la señal electrocardiográfica con variación de frecuencia; teniendo en cuenta las diferentes técnicas que pueden ser empleadas:

- Series de Fourier.
- Bases de datos de pacientes sin patología.
- Bases de datos de la función ECG de Matlab aplicando el filtro Savitzky-Golay que permite obtener una señal ideal y suavizada.

Para ello se utilizará el lenguaje de programación C++ sobre una tarjeta de desarrollo de DSP con referencia Atmel ATSAM3X8E.

3.3 Simulación de los códigos implementados:

Paralelo a lo anterior, se ejecutaron simulaciones del código desarrollado. Una vez obtenida la señal ECG ideal, se procedió a convertirla en bipolar mediante la relación matemática descrita en el triángulo de Einthoven, a través de técnicas circuitales probadas mediante simulación que permitieron la variación de la amplitud entre derivadas.

4. Implementación del simulador de paciente:

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Alcanzados los anteriores objetivos, continuó la fase de implementación del simulador de paciente, en la que se realizó el diseño de los circuitos impresos. Finalmente se llevó a cabo el ensamble del prototipo físico mediante visualización de parámetros en un LCD, control de encendido, controles de escala tanto de amplitud como de frecuencia cardíaca y borneras para los electrodos de las derivaciones bipolares.

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Inicialmente, se encontraron varias técnicas para la generación de señales ECG y, entre ellas, había una que lograba generarla a través de una base de datos obtenida del MIT (“PhysioNet,” 2015), la cual corresponde a pacientes con algún tipo de patología, por lo que no era lo ideal para el mantenimiento de los electrocardiógrafos o monitores cardiacos. Sin embargo sirvió de base para continuar el trabajo de grado.

Con la base de datos obtenida, se procedió a incluirla dentro de una serie de rutinas desarrolladas en lenguaje C++ con aplicación en Arduino due, el cual cuenta con un DSP con salidas analógicas. Al hacer la ejecución de la rutina en el DSP, se realizó la visualización mediante el osciloscopio de la marca Leader 1021. Esto se refleja en la Figura 11. Señales ECG tomadas del MIT

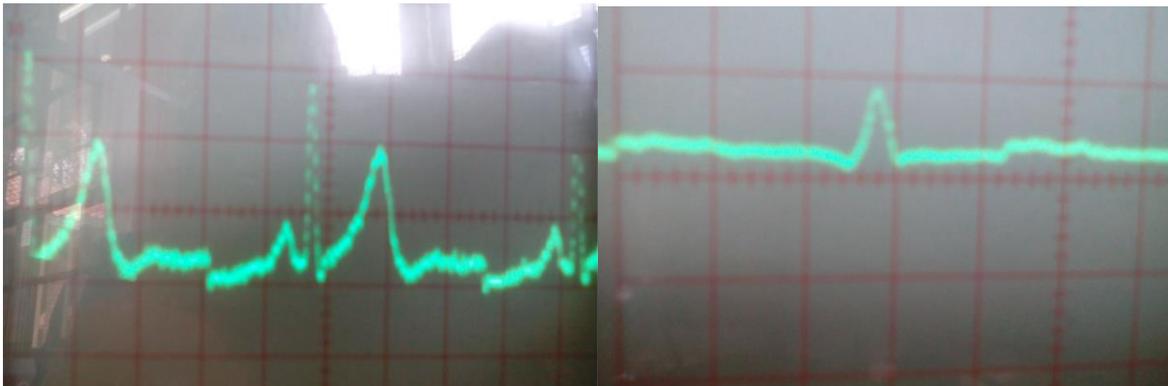


Figura 11. Señales ECG tomadas del MIT

Partiendo del éxito del resultado anterior, que consistía en generar una señal, se emprendió la búsqueda hacia una señal ECG ideal, es decir, que no presentara patología alguna. Esta se obtuvo mediante la función ECG del software Matlab, tal y como se muestra en la Figura 12. Señal generada mediante Matlab a la señal obtenida de 500 muestras se le aplicó un filtro Savitzky-Golay de orden 15 para suavizarla y hacerla parecer más a un registro electrocardiográfico real.

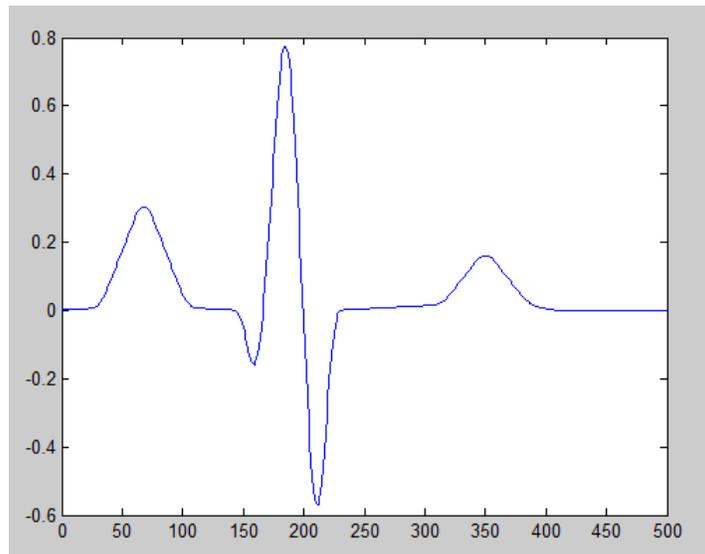


Figura 12. Señal generada mediante Matlab

Al ser implementada a través de las mismas líneas de código usadas con la base de datos del MIT, se logró visualizar una señal con las mismas características presentadas en Matlab:

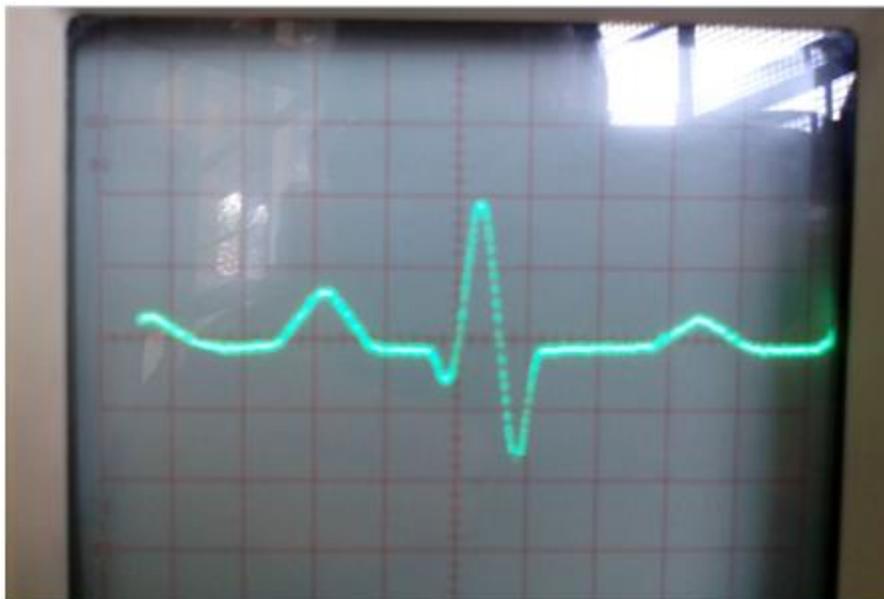


Figura 13. Señal generada con DSP

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Partiendo del objetivo de entregar el mismo rango de variación tanto en amplitud como del ritmo cardiaco de los simuladores de paciente convencionales, se reajustaron las líneas de código, lo que involucró también la visualización con LCD de los parámetros de control.

Los parámetros de programación del simulador se consignan en la Tabla 2. Escalas de Amplitud y LPM.

Parámetro	Valores
Amplitud (Ganancia)	x 0.25
	x 0.5
	x 1
	x1.5
	x 2
Frecuencia (LPM)	30
	60
	90
	120
	150
	180
	210
	240
	270
	300

Tabla 2. Escalas de Amplitud y LPM

La etapa de programación de la frecuencia en el DSP fue la más crítica, de tal manera que se mantuvieran las duraciones fisiológicas de los segmentos de la señal ECG. Para esto fue necesario separar las 500 muestras y dejar de manera independiente las ondas P y T; el complejo QRS y los segmentos PR y ST de la señal ECG obteniendo un total de 376 muestras (ver Figura 14. Ondas ECG separadas).

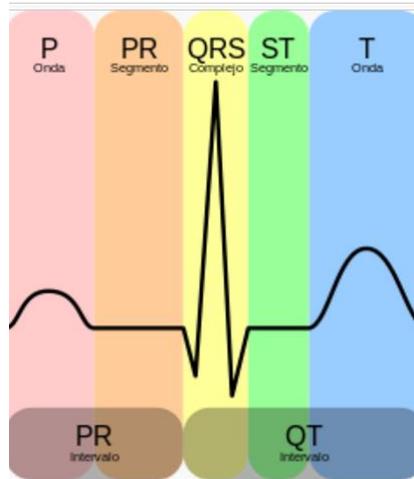


Figura 14. Ondas ECG separadas

LPM	N° DE MUESTRAS					TIEMPO (μs)					Tiempo adicional
	P	PR	QRS	ST	T	P	PR	QRS	ST	T	
30	89	31	95	73	88	1211	1211	968	1211	1136	1580
60	89	31	95	73	88	1211	1211	968	1211	1136	590
90	89	31	95	73	88	1211	1211	968	1211	1136	245
120	89	31	95	73	88	1211	1211	968	1211	1136	80
150	89	31	95	73	88	1211	1114	968	920	1136	0
180	89	31	95	73	88	1211	395	968	330	1136	0
210	89	0	95	0	88	1121	X	968	X	1099	0
240	89	0	95	0	88	986	X	968	X	829	0
270	89	0	95	0	88	745	X	968	X	745	0
300	89	0	95	0	88	659	X	968	X	580	0

Tabla 3. Número de muestras por onda y tiempo de ejecución

El tiempo total de la onda ECG se calculó mediante la siguiente expresión:

$$T_{ECG} = T_S \sum_{k=1}^5 (N_i - 1) + T_a \quad (10)$$

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Donde T_{ECG} es el periodo de la señal, T_S es el tiempo de muestreo, N_i es el número de muestras y T_a el tiempo adicional.

Por esta razón la calibración de la frecuencia cardiaca además de tener en cuenta el cálculo matemático anterior, requirió de un ajuste por tanteo debido a la variación en el tiempo de ejecución de las instrucciones que controlan el proceso.

Cabe resaltar que a partir de 210 LPM fue necesario suprimir los segmentos PR y ST, debido a que al ser de menor relevancia (repolarización ventricular), su eliminación permitía alcanzar los valores deseados. De no haberlo hecho así, se hubiese presentado una afectación en la forma de onda del complejo QRS tal que perdiera su duración fisiológica propia del ritmo sinusal que se busca simular; igualmente fue necesario disminuir el tiempo de ejecución de las ondas P y T.

Hasta este punto, sólo se contaba con una única señal ECG generada de manera unipolar, por lo que se procedió a realizar la conversión a bipolar. El primer problema que se debió solucionar fue que la señal ECG se encontraba sobre un nivel de voltaje DC, debido a que se trabajó en el rango de voltajes positivos del DSP. Para esto se usó en primera instancia un capacitor en serie con la salida analógica del DSP; sin embargo, al conectarlo a la siguiente etapa, se presentó un comportamiento de filtrado que deterioraba la calidad de la señal unipolar, por lo cual fue necesario emplear un amplificador restador entre dicha señal ECG y un nivel de DC, de esta forma se logró ubicar la señal ECG en la referencia como línea isoelectrica y realizar un acople de impedancia entre el DSP y la siguiente etapa (ver Figura 15. Amplificador restador)

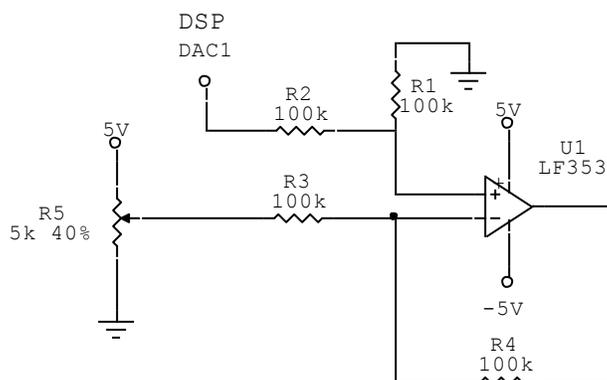


Figura 15. Amplificador restador

Seguido del ajuste realizado con respecto a la línea isoelectrica de la señal ECG, fue necesario obtener las derivaciones DI, DII y DIII de la señal unipolar generada, correspondientes a las señales bipolares cardiacas. Esto fue posible mediante un divisor de tensión para cada una de las derivaciones (ver Figura 16. Circuito para generar derivaciones por mallas)

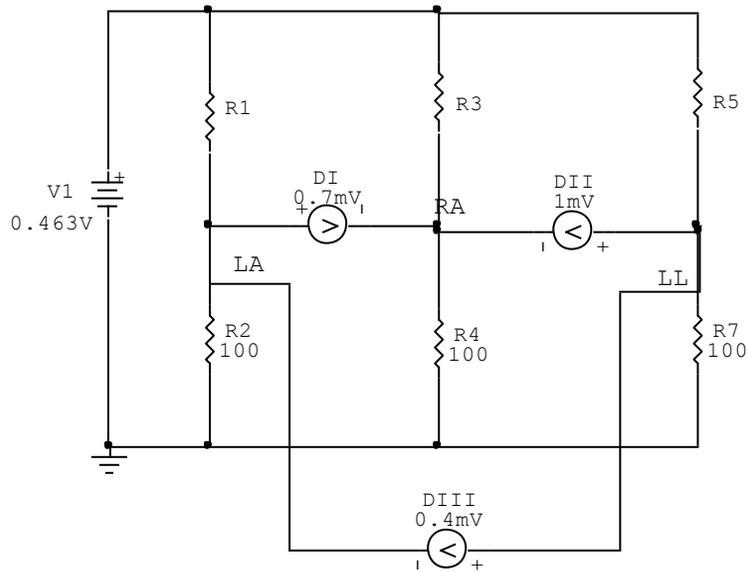


Figura 16. Circuito para generar derivaciones por mallas

El cálculo correspondiente a los valores de las resistencias R1, R3 y R5 empleadas para la generación de cada derivación fue mediante análisis circuital de mallas con las premisas de los voltajes en cada derivación como se muestra en Figura 16. Circuito para generar derivaciones por mallas. Para obtener mayor precisión en los divisores de tensión y para posteriores ajustes del simulador fue necesario hacer uso de trimmer resistivos (ver Figura 17. Circuito calculado)

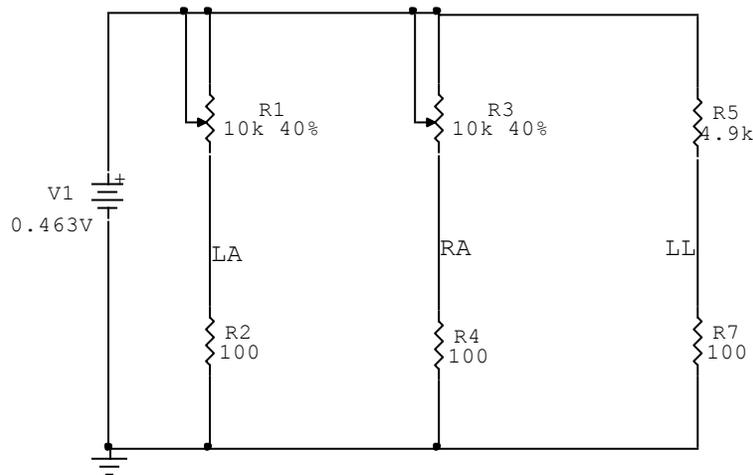


Figura 17. Circuito calculado

De esta forma, se logró el control en la variación de la frecuencia cardíaca y de la amplitud de las derivaciones DI, DII y DIII de una señal ECG estándar. Vale aclarar que la amplitud de DII fue de 1 mV, debido a que este se corresponde con los rangos fisiológicos.

Se realizaron múltiples ajustes tanto en amplitud como en frecuencia de generación de la señal mediante el uso del bioamplificador diferencial ML138, un sistema de adquisición y acondicionamiento de señales biológicas. Este equipo de adquisición se conectó al polígrafo PowerLab 16/35, AD Instruments Inc. Durante el proceso de adquisición se realizó un pre-procesamiento de señal mediante el software LabChart Pro, AD Instruments Inc. El equipo usado (ver Figura 18. Polígrafo empleado) se encuentra en las instalaciones del Laboratorio de Ingeniería Biomédica de Parque i.

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

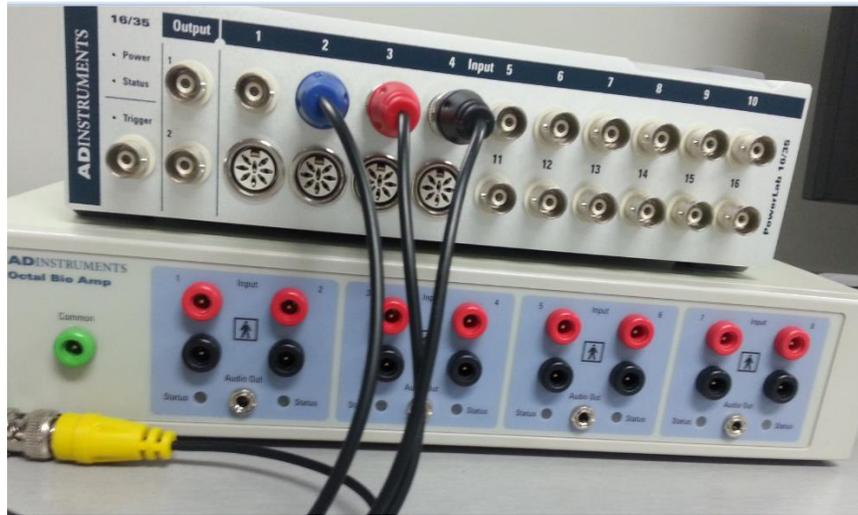


Figura 18. Polígrafo empleado

Teniendo en cuenta que la frecuencia de interés oscila entre 30 y 300 LPM, se buscó la implementación de un filtro digital pasa-banda con frecuencias de corte entre 0.5 y 5 Hz. Dado que el polígrafo no cuenta con este rango específico, se ajustó a un ancho de banda entre 0.3 y 50 Hz, pudiéndose visualizar las diferentes escalas de LPM como se muestra en la siguiente figura:

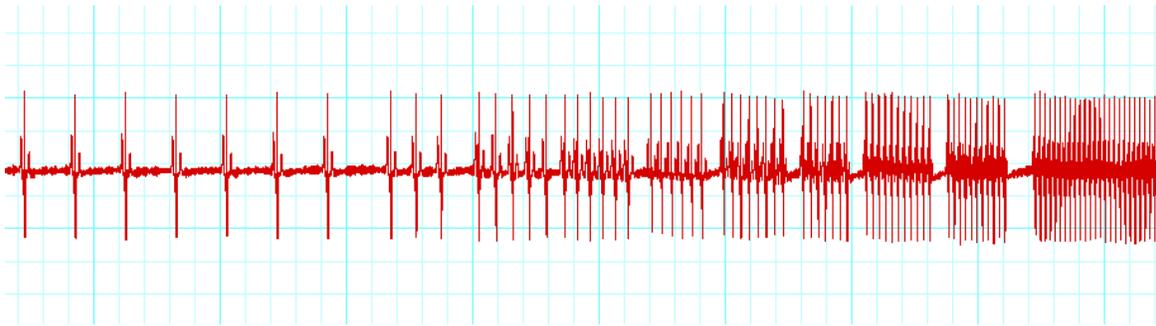


Figura 19. Visualización en LabChart de la variación de la frecuencia cardiaca.

Adicionalmente, se hizo uso de un simulador de paciente METRON QA-45 Mk 11 para fines de validación (ver Figura 22. Pruebas con simulador de paciente METRON), así como del monitor de signos vitales marca Goldway con referencia UT4000F PRO (ver Figura 21. Pruebas con monitor), ambos ubicados en el laboratorio de Bioinstrumentación de la sede

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Robledo. El uso de los equipos mencionados permitió el ajuste fino tanto de la frecuencia y la amplitud como de la ubicación de la línea isoelectrica.

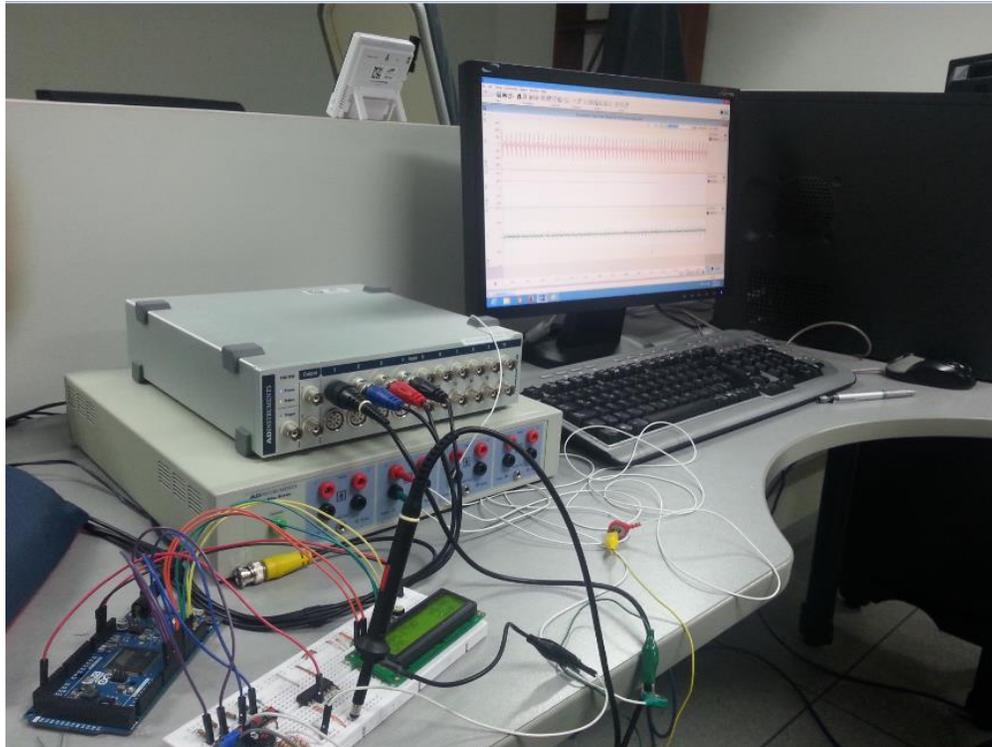


Figura 20. Pruebas con polígrafo

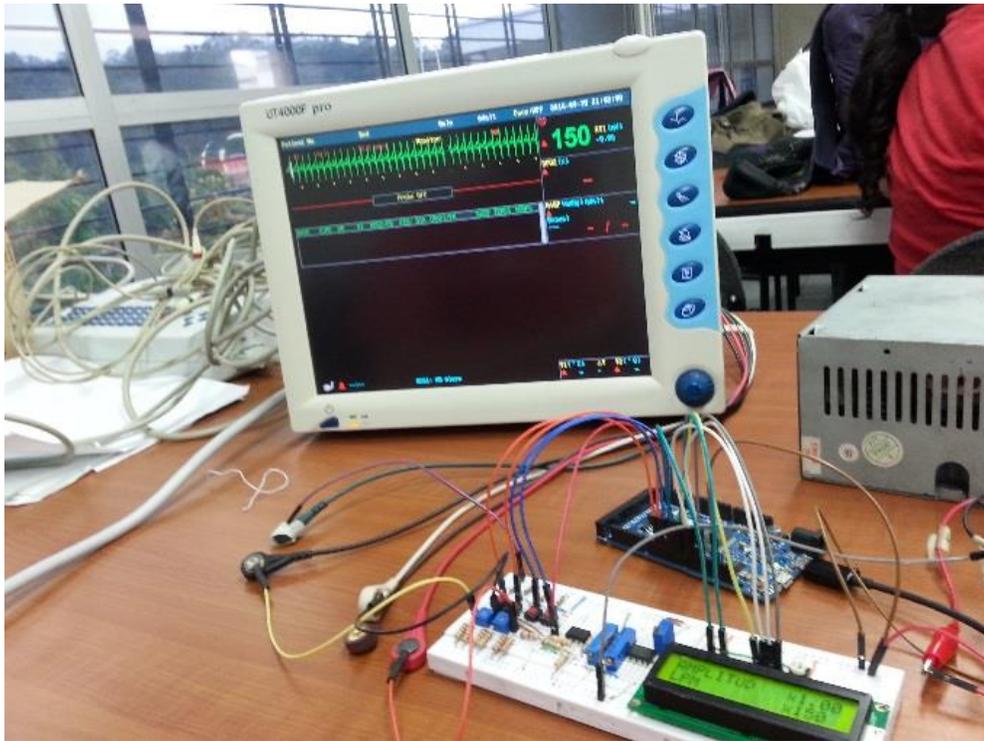


Figura 21. Pruebas con monitor de signos vitales



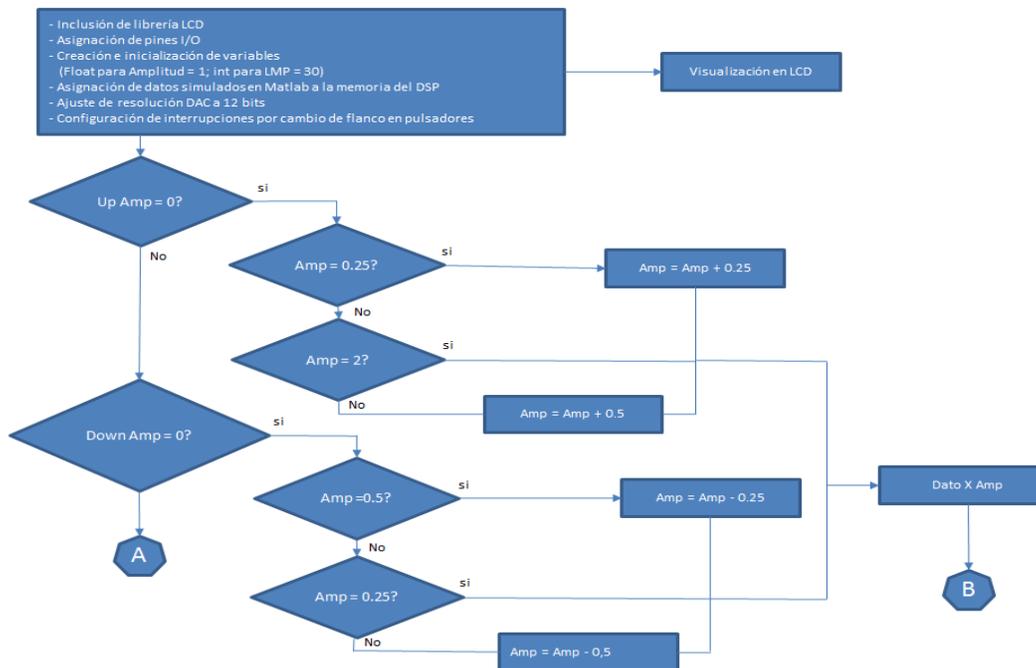
Figura 22. Pruebas con simulador de paciente METRON

Luego fue necesario variar dicha amplitud para cada una de las derivaciones en las escalas previamente acordadas; para ello se utilizaron líneas de código para multiplicar la base de datos de la señal por la escala seleccionada, es decir, de 0.25, 0.5, 1, 1.5 y 2 mV, obteniendo como resultado en el polígrafo las siguientes señales:



Figura 23. Variación en amplitud

El diagrama de flujo de la Figura 24. Diagrama de flujo detalla la rutina de programación generada para poder simular la señal ECG bajo los parámetros establecidos por el usuario.



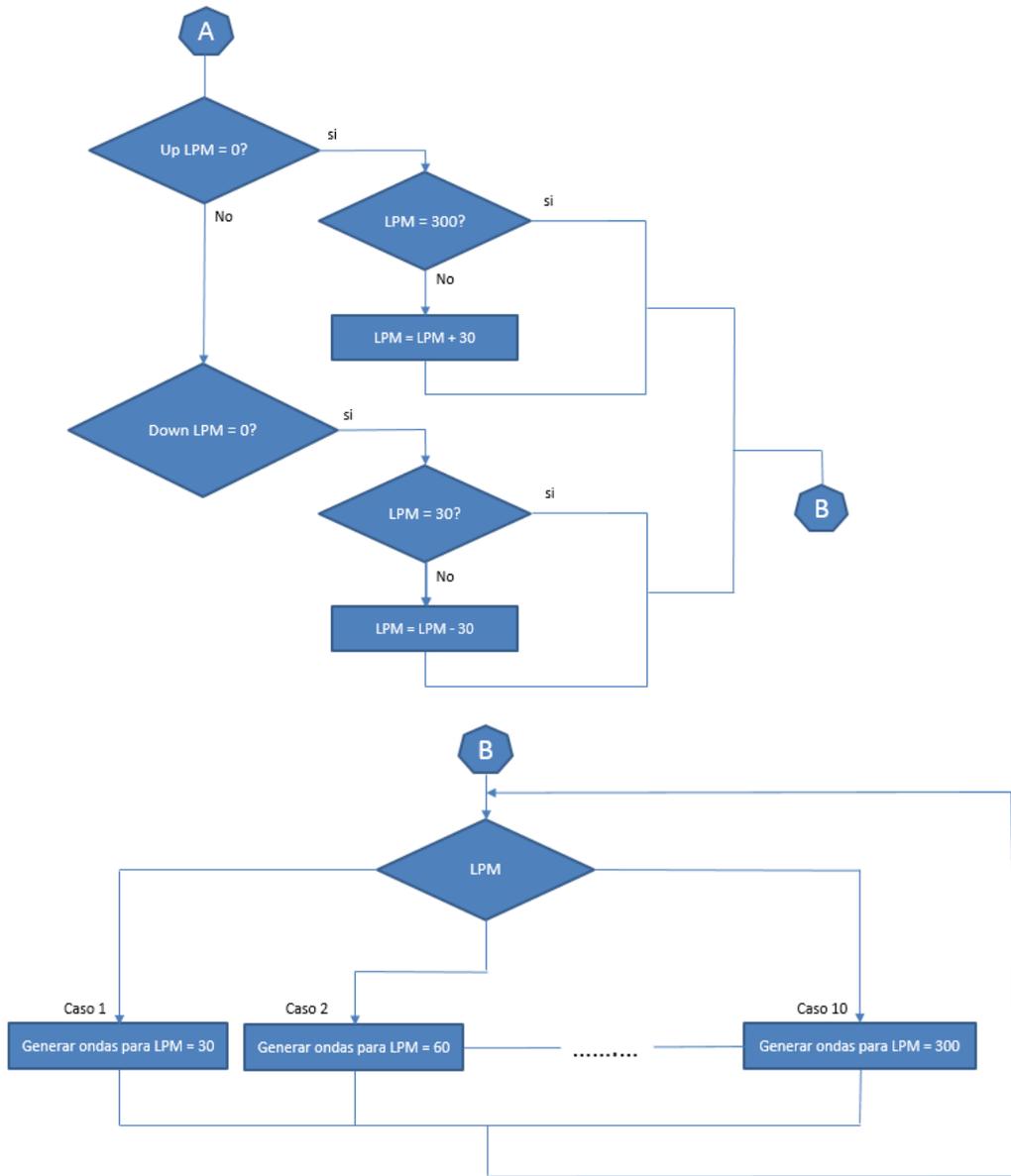


Figura 24. Diagrama de flujo

Las pruebas de validación mencionadas anteriormente definieron qué tan exacto resultó ser el sistema; en la siguiente tabla se detalla el error del sistema (E) en todas las escalas de acuerdo al promedio de lectura medido tanto en el monitor de signos vitales (M) como en el polígrafo (P).

Medición	LPM																													
	30			60			90			120			150			180			210			240			270			300		
	M	P	E	M	P	E	M	P	E	M	P	E	M	P	E	M	P	E	M	P	E	M	P	E	M	P	E	M	P	E
1	30	29,98	0,07	60	59,45	0,9	90	90,35	-0	120	119,1	0,75	150	150,51	-0	180	180,21	-0,116666667	210	210,4	-0,19047619	240	240,28	-0	270	271,68	-0,622222222	300	301,2	-0,4
2	30	29,99	0,03	60	59,47	0,9	90	90,32	-0	120	119,0	0,166667	150	150,54	-0	180	180,25	-0,138888889	210	210,62	-0,295238095	240	240,48	-0	270	271,7	-0,62962963	300	301	-0,333333
3	30	29,99	0,03	60	59,42	1	90	90,37	-0	120	119,96	0,033333	150	150,37	-0	180	180,33	-0,183333333	210	210,72	-0,342857143	240	240,74	-0	270	271,7	-0,62962963	300	301,3	-0,44667
4	30	29,96	0,13	60	59,49	0,8	90	90,45	-1	120	119,78	0,183333	150	150,11	-0	180	179,89	0,061111111	210	210,74	-0,352380952	240	240,12	-0	270	271,78	-0,659259259	300	301,4	-0,46
5	30	29,98	0,07	60	59,45	0,9	90	90,29	-0	120	119,76	0,2	150	151,19	-1	180	180,11	-0,061111111	210	210,64	-0,304761905	240	240,72	-0	270	271,84	-0,681481481	300	301,3	-0,44
Promedio E		0,07			0,9			-0			0,266667			-0			-0,087777778			-0,297142857			-0			-0,644444444			-0,416	
Desviación estándar E		0,04			0			0,1			0,278139			0,3			0,094149867			0,064382643			0,1			0,025119741			0,051338	

Tabla 4. Validación del sistema

Se encontró un error máximo del sistema de 0,9%, lo cual evidencia su estabilidad y su alta exactitud.

Una vez terminada la anterior etapa se continuó con la elección de la fuente de alimentación; hasta este momento en las pruebas realizadas utilizándose usó una fuente conmutada, la cual introducía un nivel de ruido a la señal generada. Debido a esto se hizo necesario elegir para la implementación final del proyecto una fuente de alimentación con las siguientes características: voltaje de $\pm 9V$, corriente mayor a 120mA, tamaño reducido, bajo nivel de ruido y recargable. Por esta razón se eligieron dos baterías recargables de 8.4v marca GP de Niquel-Metal Hidruro, con referencia GPSP y una capacidad de 170mAH; para la carga de dichas baterías se empleó un cargador marca GP PowerBank modelo GPPB09US; como se muestra en la siguiente figura:



Figura 25. PowerBank GP y baterías

La ventaja del uso de la anterior batería es su bajo costo, además de constituir el estándar de las baterías que usan los simuladores de paciente portables.

Debido a la difícil consecución de las terminales ECG para el simulador en el mercado local, fue necesario construirlas artesanalmente tomando para tal fin los terminales de electrodos usados en pacientes reales así:



Figura 26. Terminal ECG

Para la presentación final del prototipo se optó por utilizar una caja de prototipos plástica, en la que fácilmente era posible hacer perforaciones, permitiendo de esta manera ubicar los distintos componentes del proyecto como los pulsadores, suiche, LCD y terminales ECG; Además de esto se optó por conseguir una placa acrílica que incluyera cada una de las especificaciones de control del simulador y a la vez para mejorar la presentación final del prototipo como se muestra en la siguiente figura:



Figura 27. Prototipo final

El apéndice C muestra fotos del prototipo final con mayor detalle.

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

5. CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO

- Se alcanzó el propósito de diseñar y desarrollar un simulador de señales electrocardiográficas a un muy bajo costo de ciento veintemil pesos para el mantenimiento de equipos biomédicos en hospitales de bajo nivel de complejidad.
- Se desarrollaron las rutinas de programación para generar el patrón característico de una señal ECG, generada idealmente a través del software Matlab. Estas se implementaron mediante el lenguaje de programación C++ y se validaron las rutinas de programación en una tarjeta de desarrollo comercial de Arduino due; paralelo a este proceso se realizó la simulación de las rutinas.
- Se elaboró el prototipo físico del simulador mediante el diseño y posterior ensamble de todos los dispositivos electrónicos (LCD, pulsadores, suiche, Arduino due, shield universal Arduino due, baterías recargables), caja de proyecto y presentación frontal acrílica.
- Un aspecto que podría mejorar ostensiblemente la presentación, el tamaño y reducir los costos a nivel de producción masiva del simulador de paciente, sería diseñar e implementar un circuito único para todo el sistema, el cual incluya sólo el DSP y los circuitos adicionales necesarios en una única PCB.
- Se propone como trabajo futuro, robustecer el sistema de simulación mediante la implementación de las derivadas unipolares y precordiales.
- Se plantea como mejora a futuro la adquisición de terminales ECG como las de los simuladores comerciales, si bien en el presente trabajo se logró un resultado bastante cercano desde el punto de vista estético y funcional.
- Como proyección del proyecto se propone plantear el desarrollo masivo para venta al mercado objetivo planteado, pues se considera es viable debido a la

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

competencia en precio que presenta el proyecto con respecto a los simuladores de paciente comerciales que actualmente se consiguen a nivel nacional. Se propone para ello hacer un análisis de mercado, el cual se sale del alcance del presente trabajo de grado.

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

REFERENCIAS

- Breu, F., Guggenbichler, S., & Wollmann, J. (2008). Electrocardiografía y arritmias. *Vasa*.
- Caner, C., Engin, M., & Engin, E. Z. (2008). The programmable ECG simulator. *Journal of Medical Systems*, 32(4), 355–359. <http://doi.org/10.1007/s10916-008-9140-1>
- Cardiovascular. (2015). Retrieved from <http://users.ipfw.edu/paladino/Cardiovascular.ppt>
- Cas, dr. L. A. del C. castilla. (2003). *Lectura Electrocardiográfica- Aprendizaje Educativo*.
- Derivaciones Cardiacas, significado. (2015). Retrieved August 12, 2015, from <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>
- Duque, M. (2008). *Electrocardiografía*.
- Electrocardiografia.es. Teoría del electrocardiograma. Señales ECG e información clínica. (2013). Retrieved August 20, 2015, from http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html
- ELECTROCARDIOGRAMA (ECG) - Salud y Sintomas. (2015). Retrieved August 12, 2015, from <http://www.saludysintomas.com/2013/04/electrocardiograma-ecg.html>
- Güney, E., Ekşi, Z., & Çakiroğlu, M. (2012). WebECG: A novel ECG simulator based on MATLAB Web Figure. *Advances in Engineering Software*, 45(1), 167–174. <http://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2011.09.005>
- Instituto Nacional de Salud. (2013). *Enfermedad cardiovascular : principal causa de muerte en Colombia. Boletín ONS*. Bogota. Retrieved from http://www.ins.gov.co/lineas-de-accion/ons/boletin_1/boletin_web_ONS/boletin_01_ONS.pdf
- Kaur, G. (2006). Design and Development of Dual Channel ECG Simulator and Peak Detector Master of Engineering, (June 2006).
- Martínez, a E., Rossi, E., & Siri, L. N. (2007). Microprocessor-based simulator of surface ECG signals. *Journal of Physics: Conference Series*, 90, 012030. <http://doi.org/10.1088/1742-6596/90/1/012030>
- me: Grupo de Investigación Biomédica - Electrocardiografía (ECG) - Dalca. (2013). Retrieved August 10, 2015, from http://www.dalcame.com/ecg.html#.Vcki-XF_NBc

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Monitores, E. D. E., & Vidal, R. (2012). Pontificia universidad católica del Perú.

PhysioNet. (2015). Retrieved November 26, 2015, from <http://www.physionet.org/>

Pineda, N. (2007). Diseño Y Construcción De Un Simulador De Funciones Cardíacas, 32.

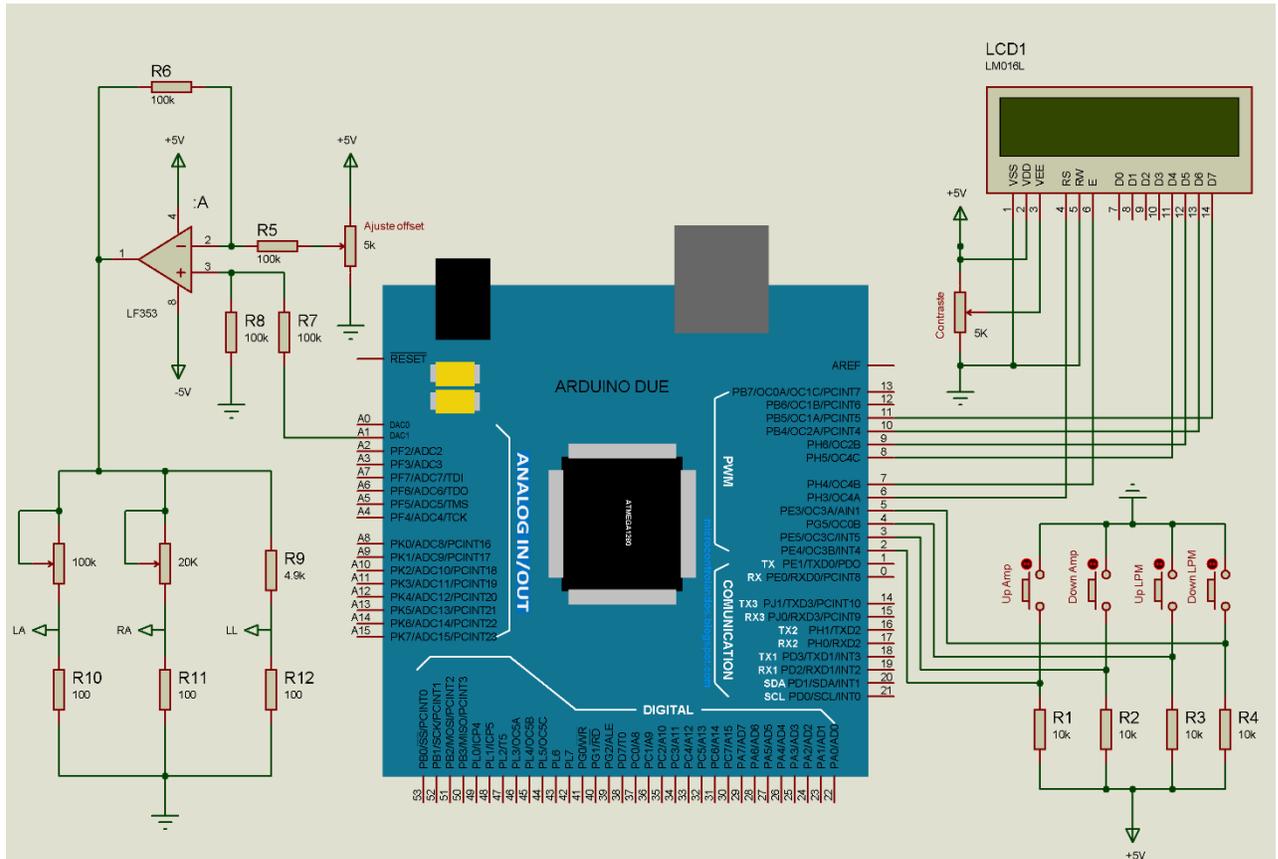
Shorten, G. P., & Burke, M. J. (2011). A versatile temperature-stable ECG simulator. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 35(2), 92–102.
<http://doi.org/10.3109/03091902.2010.539771>

Shuqian, L. (1988). Microcomputer-based simulator of the 12-lead electrocardiogram, 25–26.

Yapur, M. S. M., Jair, S., Altamirano, A., Nahim, J., & Velasteguí, M. (2010). usado en electrocardiografía , utilizando comandos digitales, (1).

Zill, D. G. (2006). *Matemáticas Avanzadas Para Ingeniería*. (M. G. Hill, Ed.) (Volumen 2). Los Angeles.

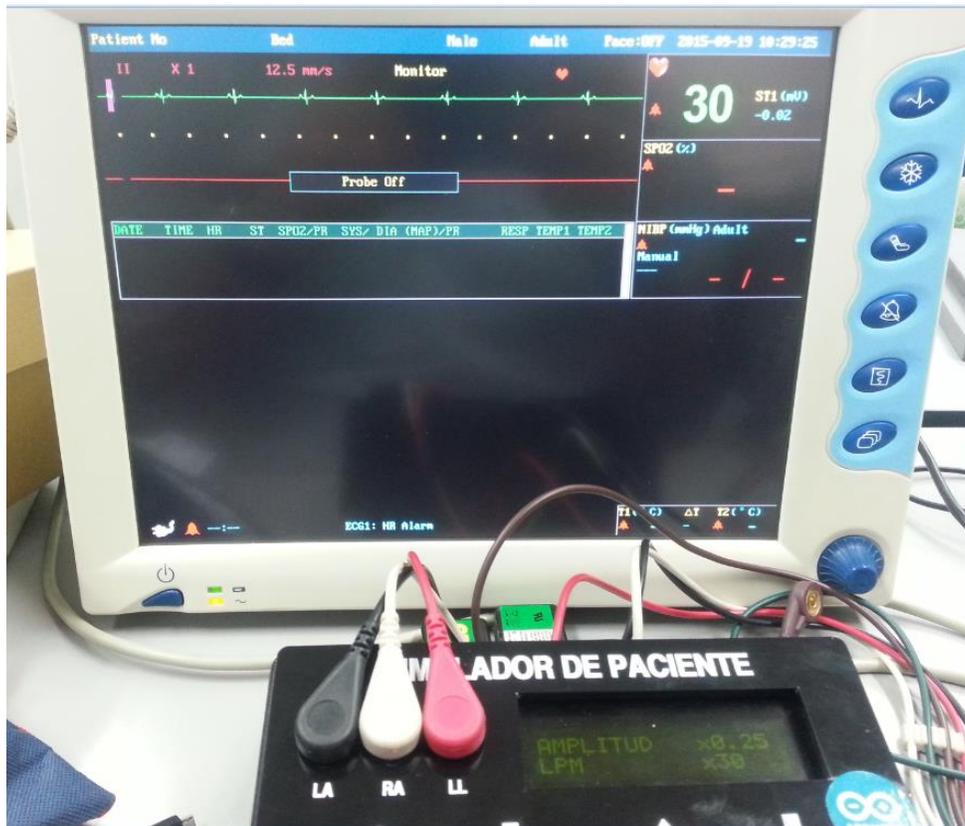
APÉNDICE A - Diagrama circuital



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

APÉNDICE B Fotos de pruebas realizadas

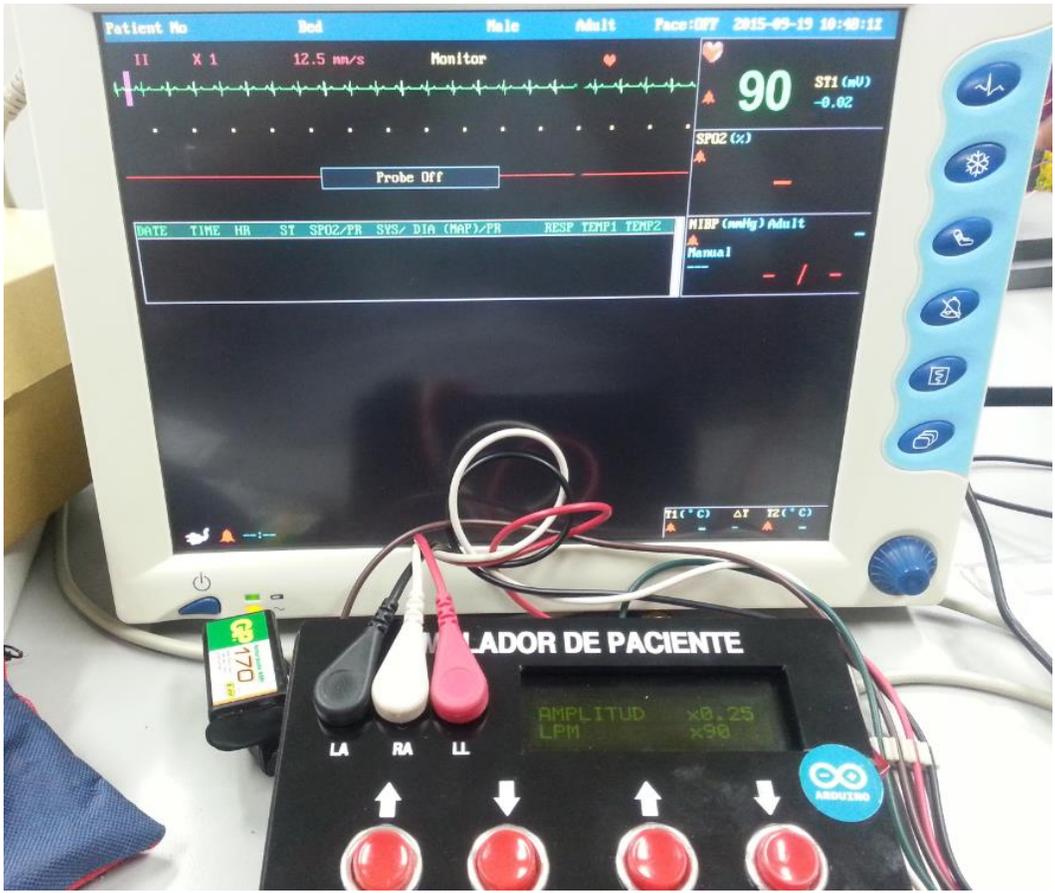
Escala de amplitud = 0.25mV



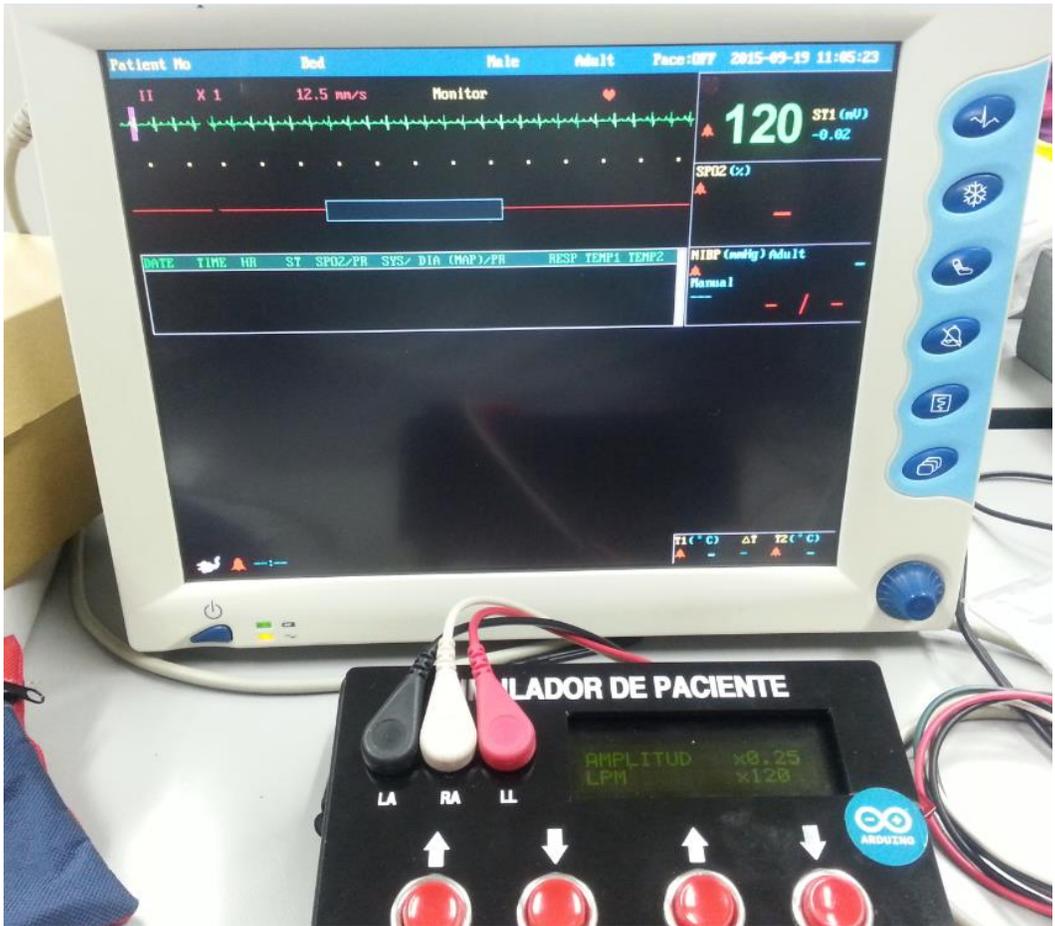
 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



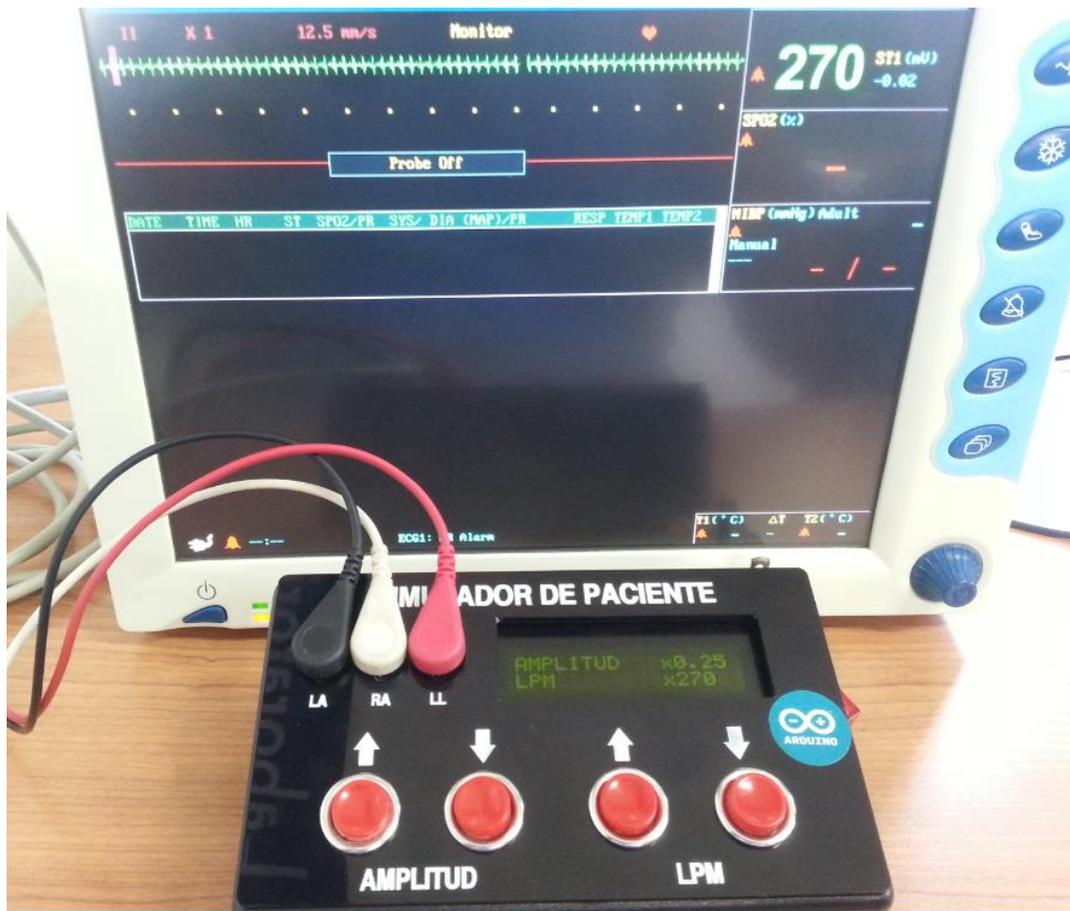
 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



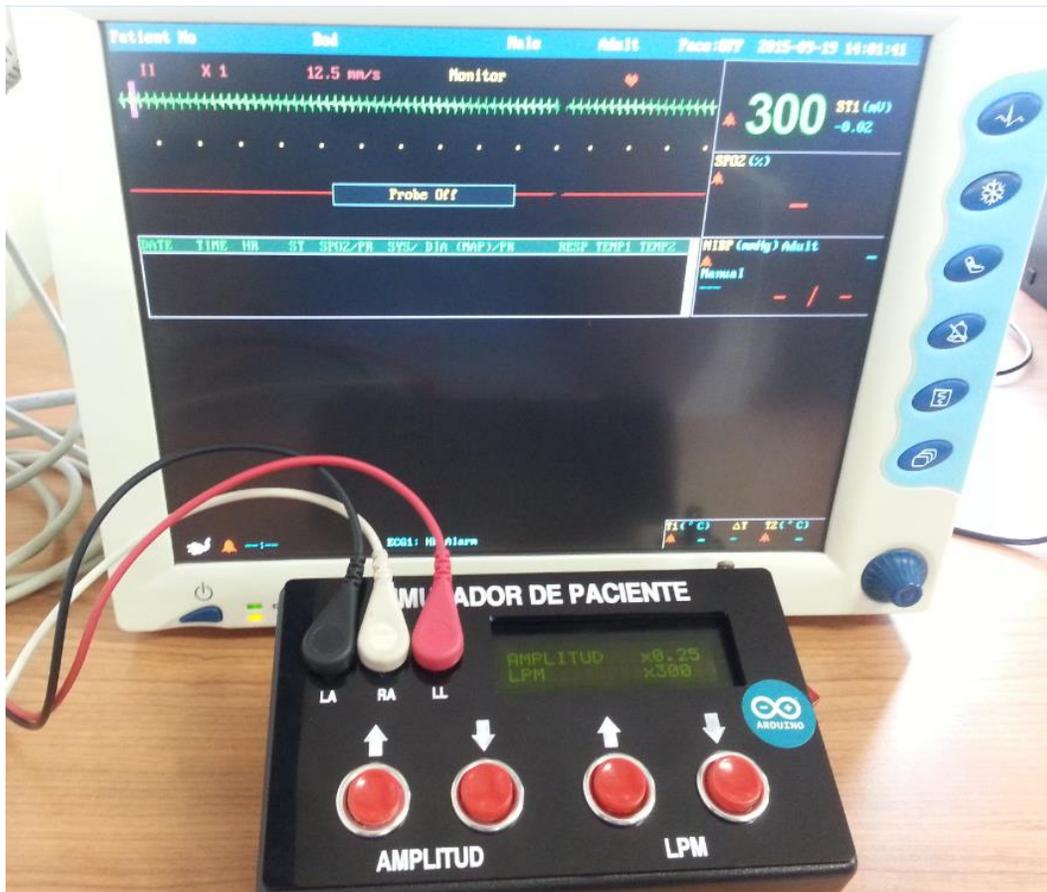
 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

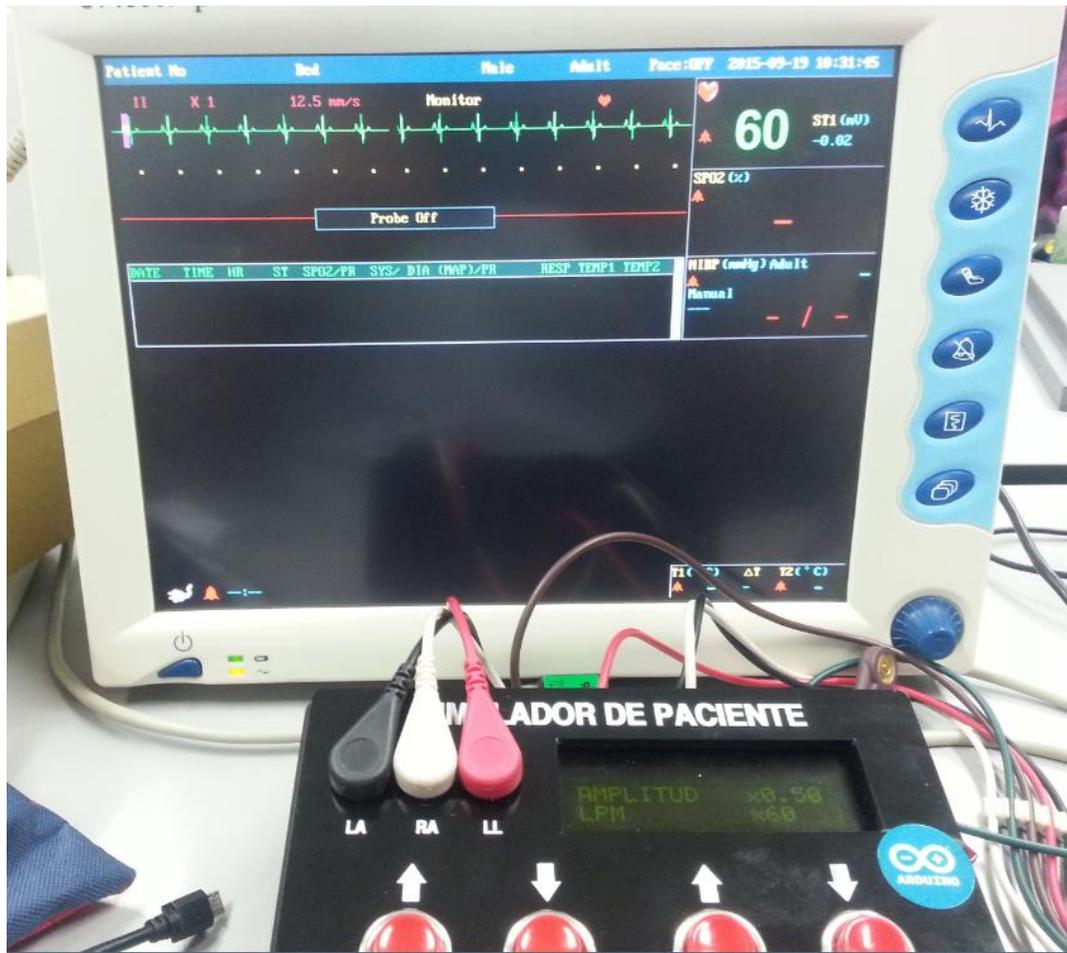


	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

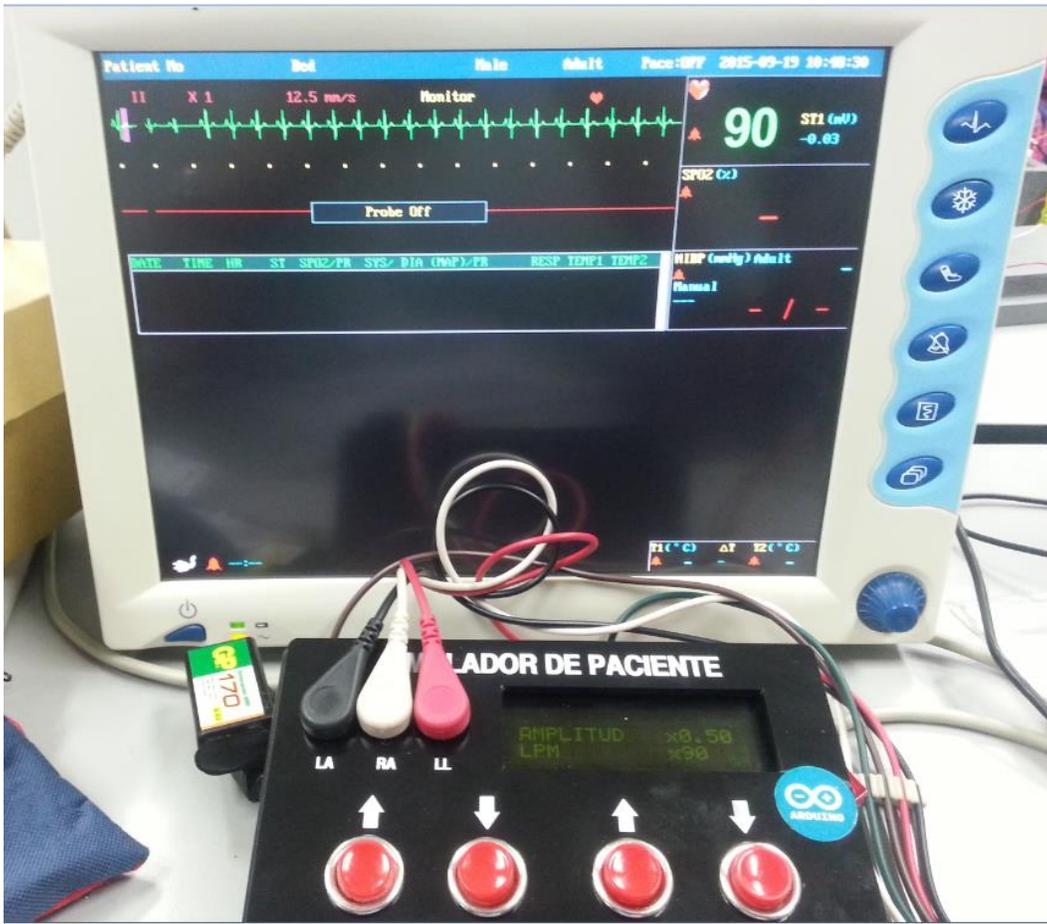
Escala de amplitud = 0.5mV



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

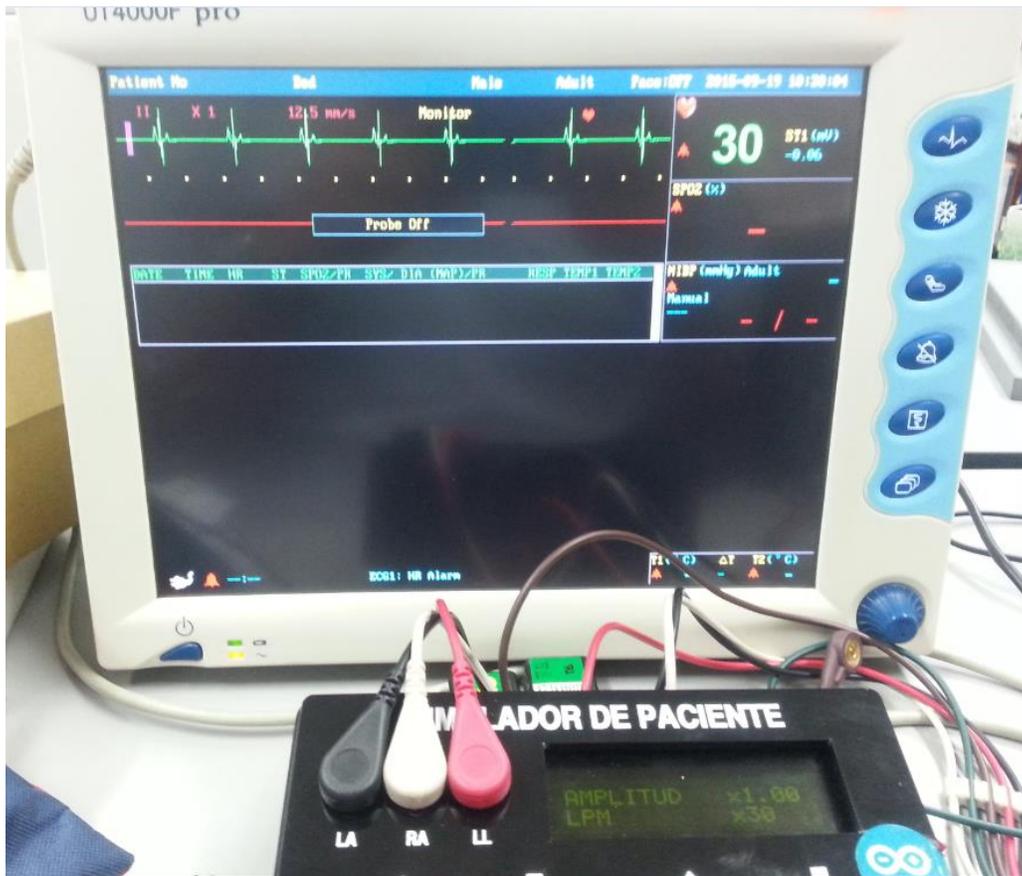


	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

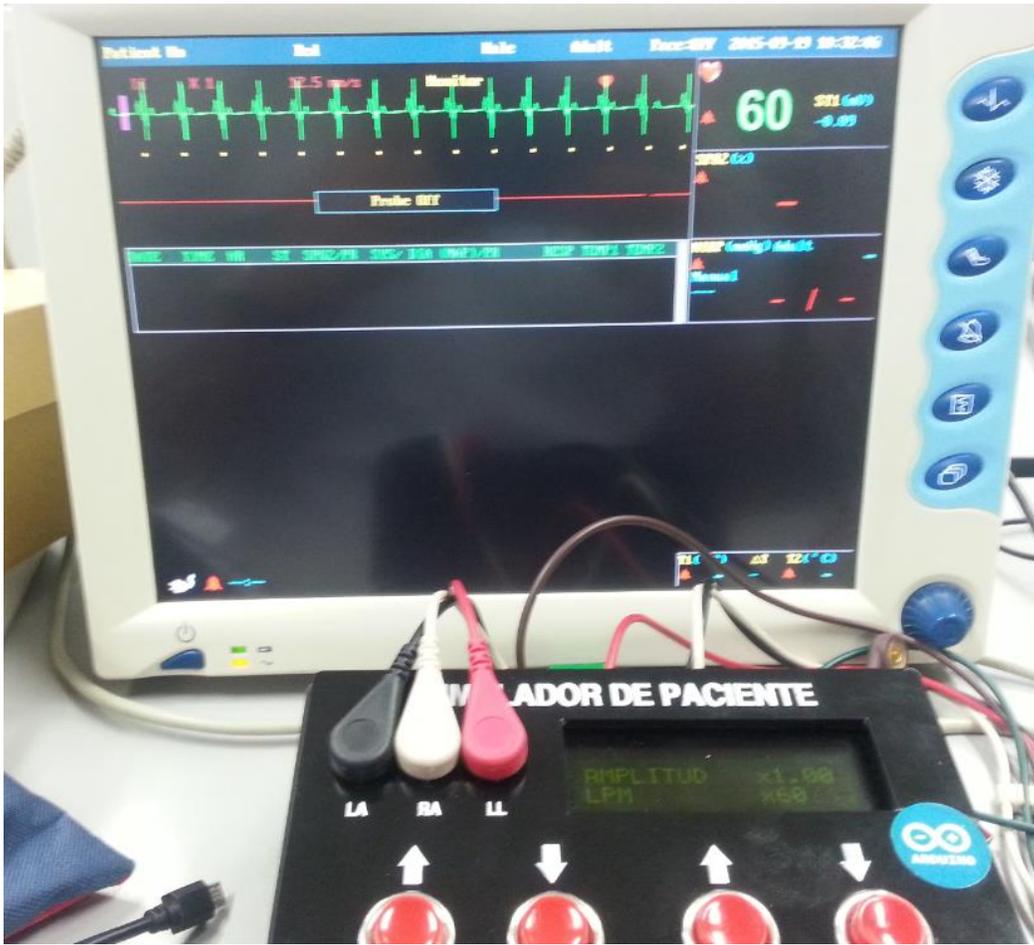


	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

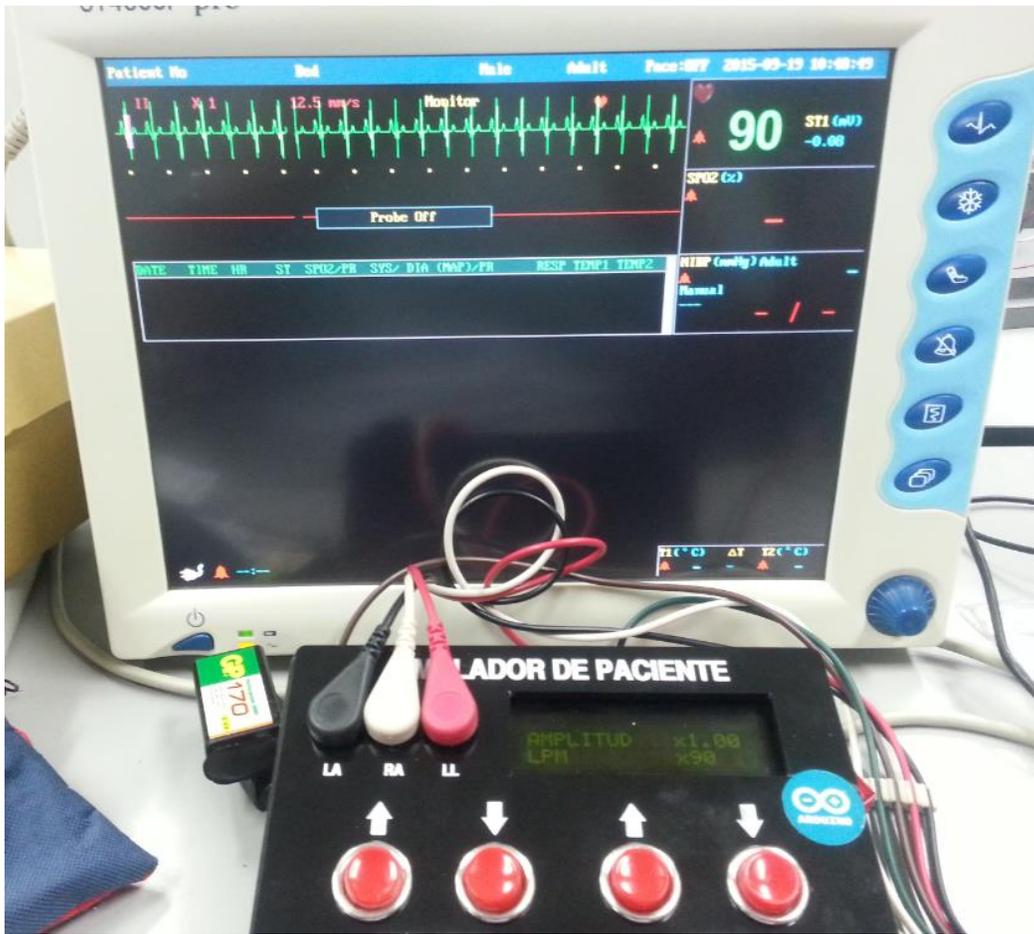
Escala de amplitud = 1mV



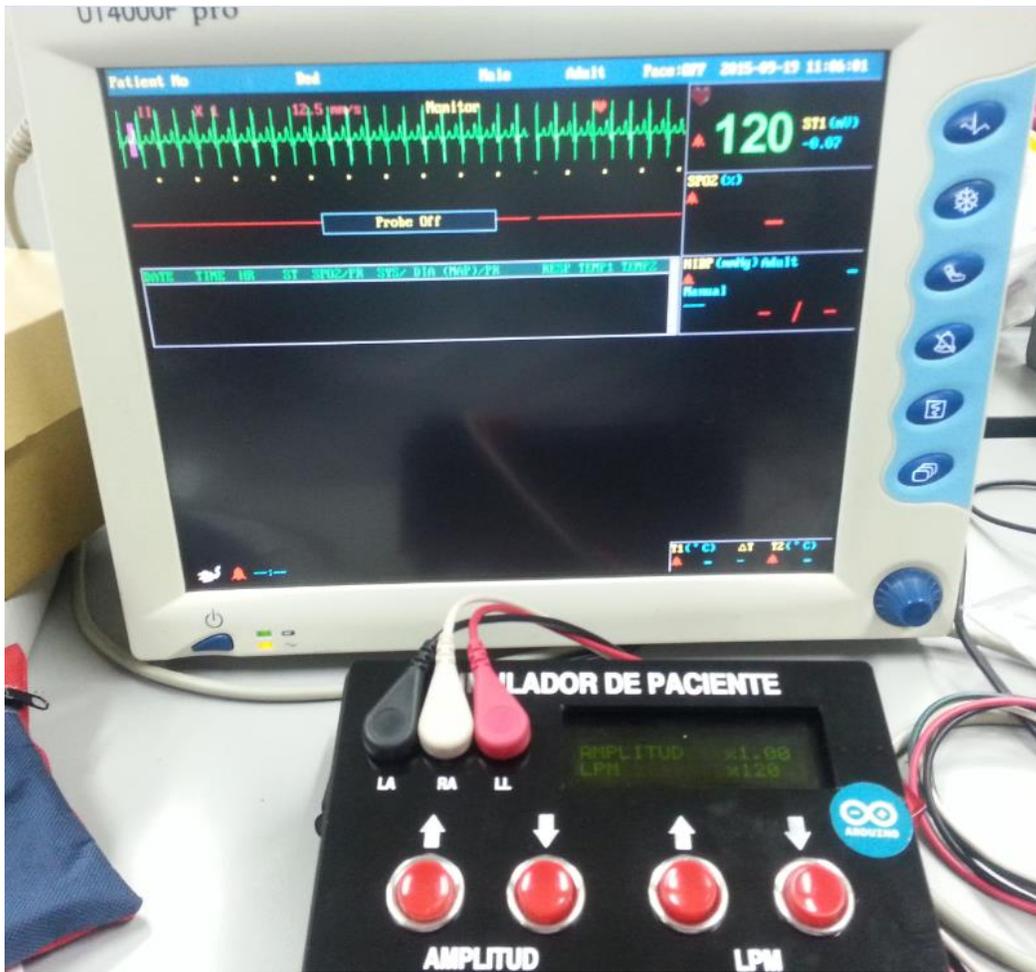
 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



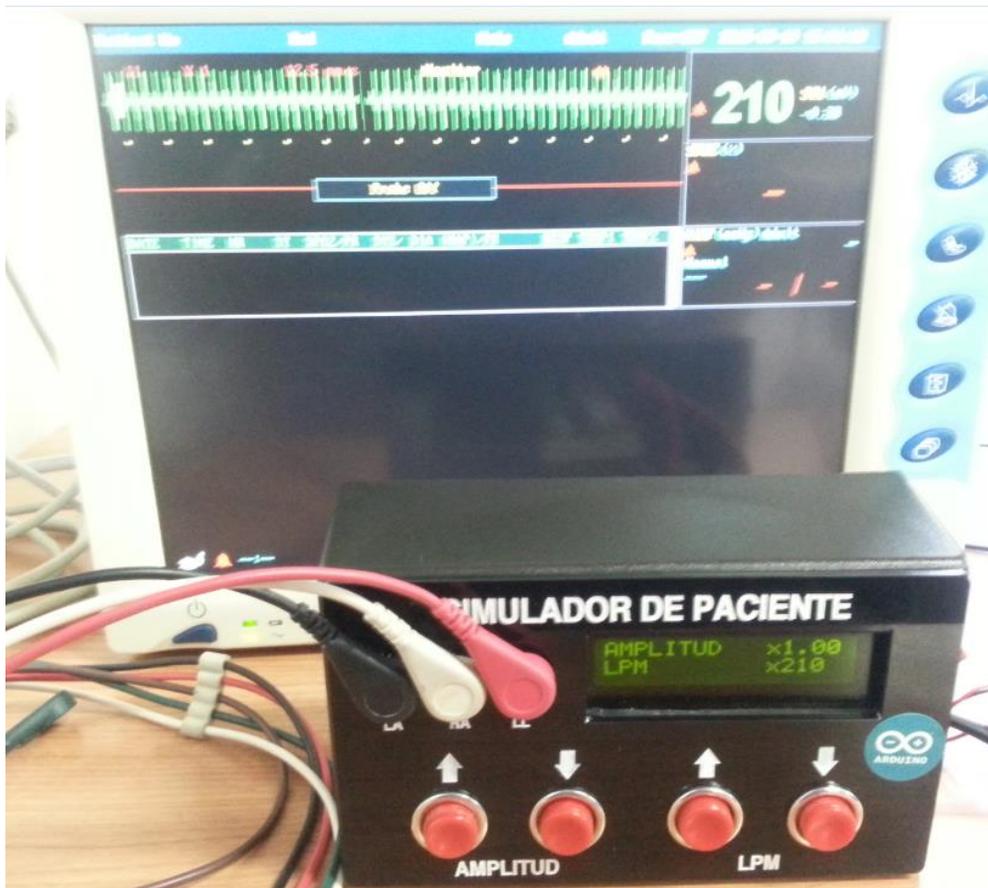
	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



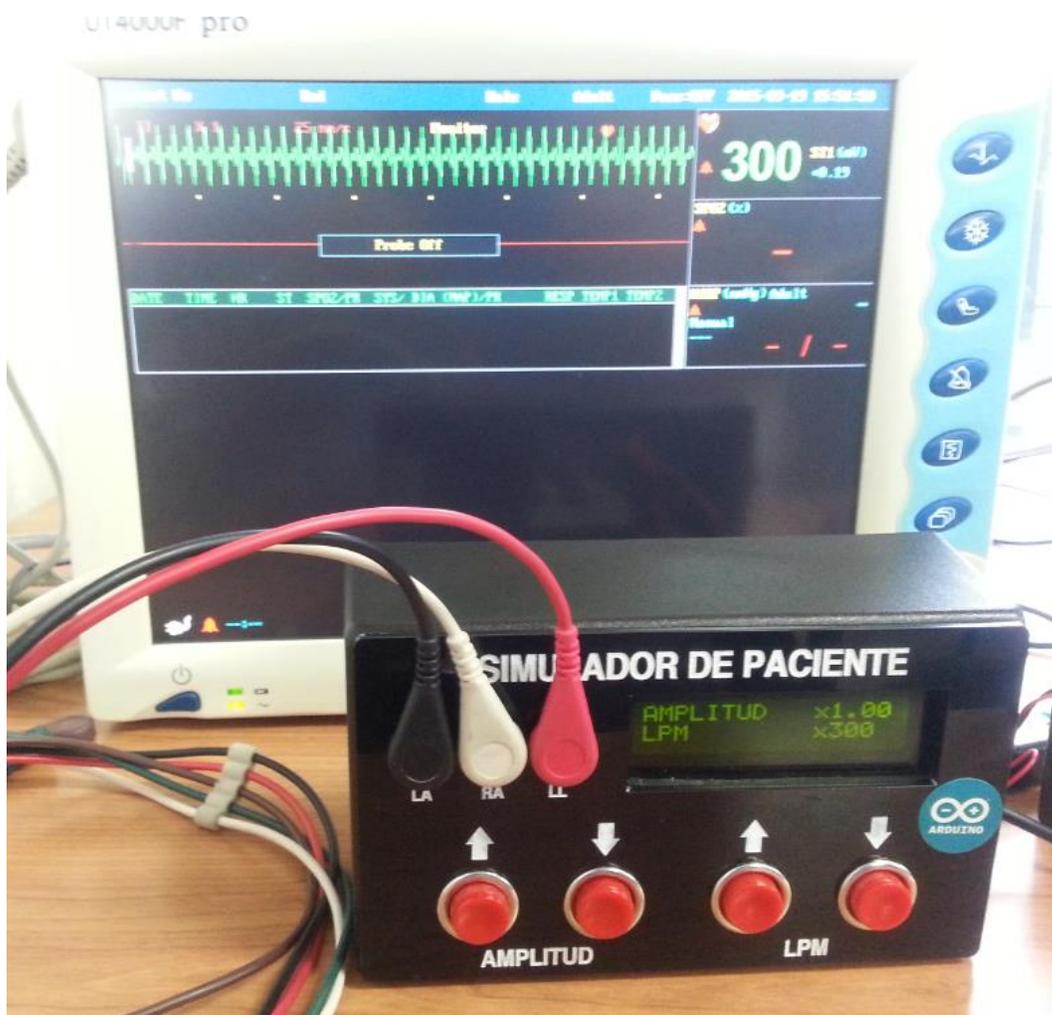
 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

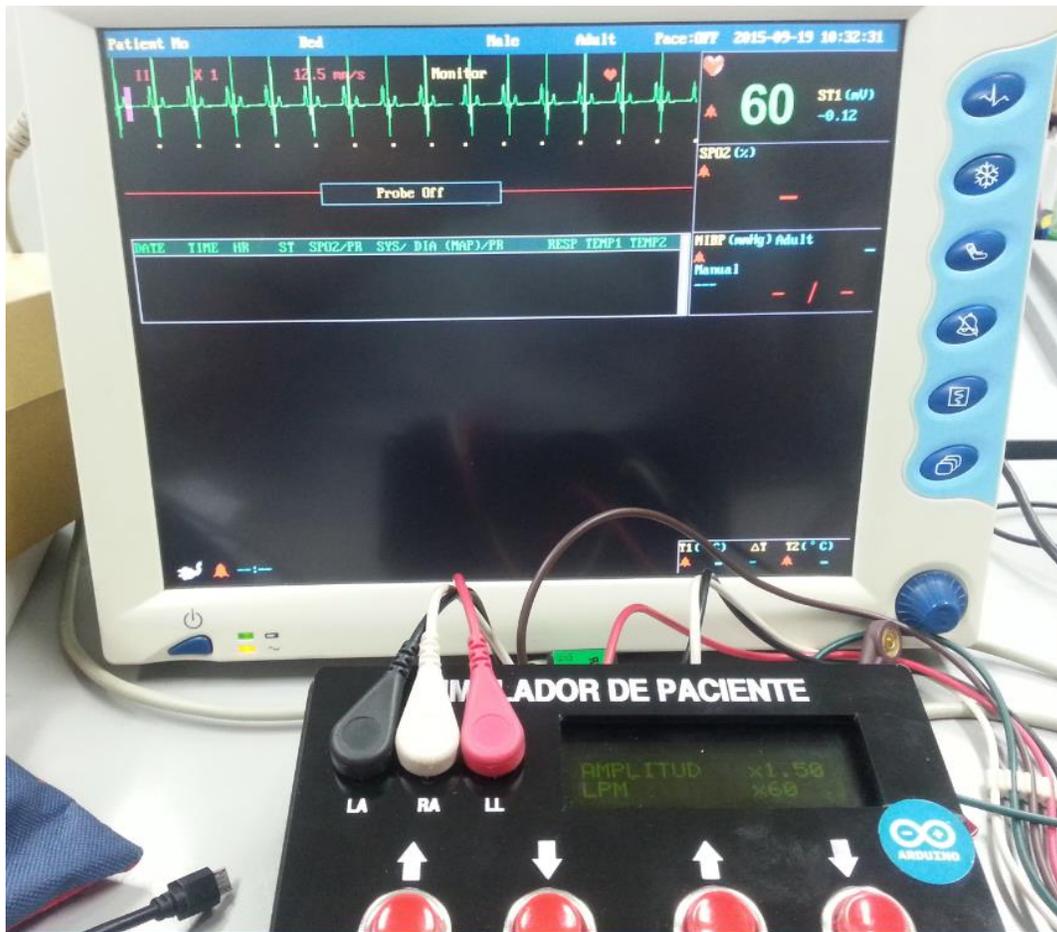


 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

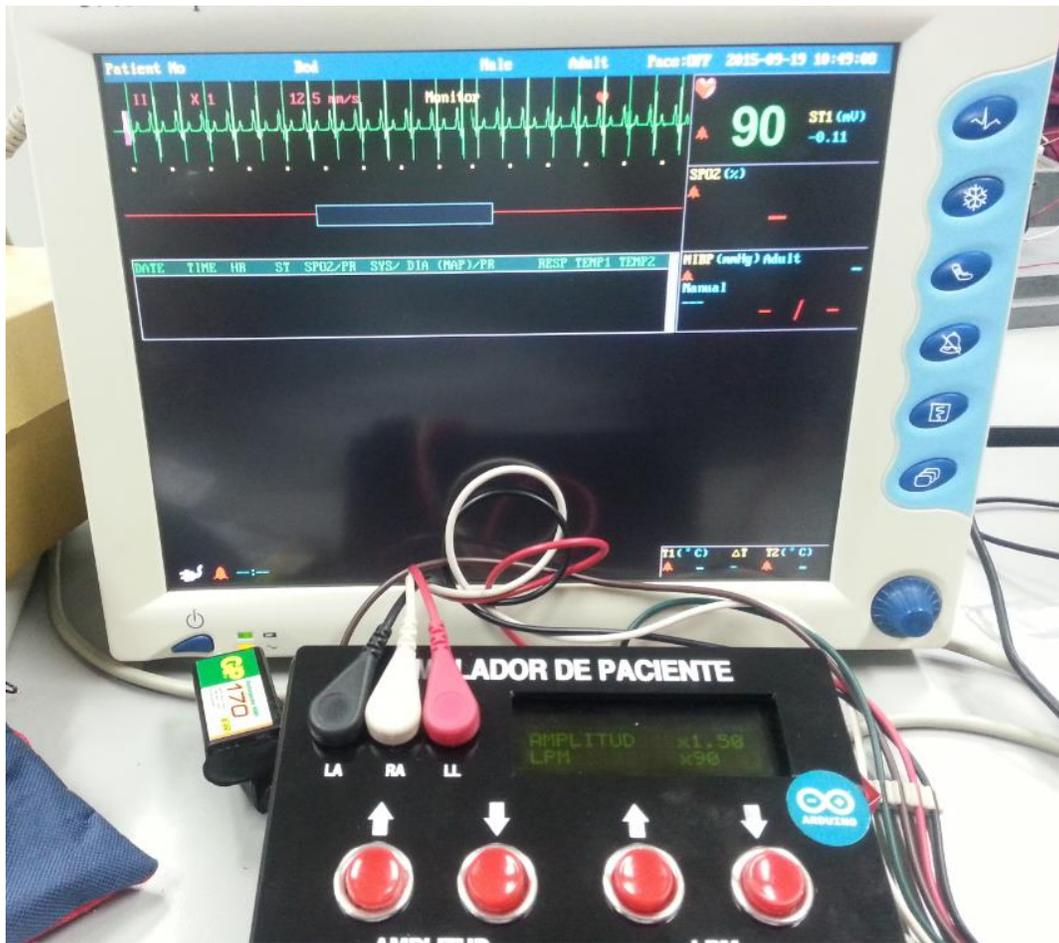
Escala de amplitud = 1.5mV



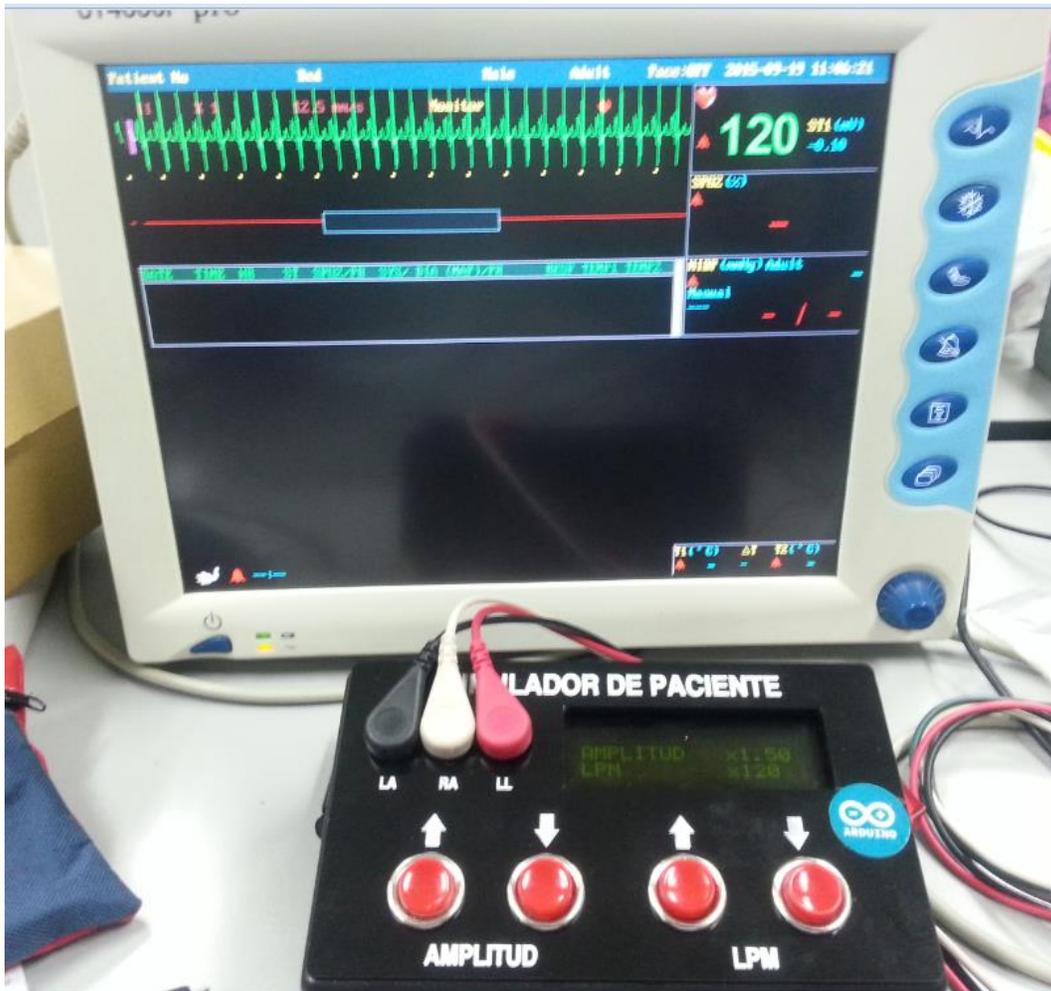
	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



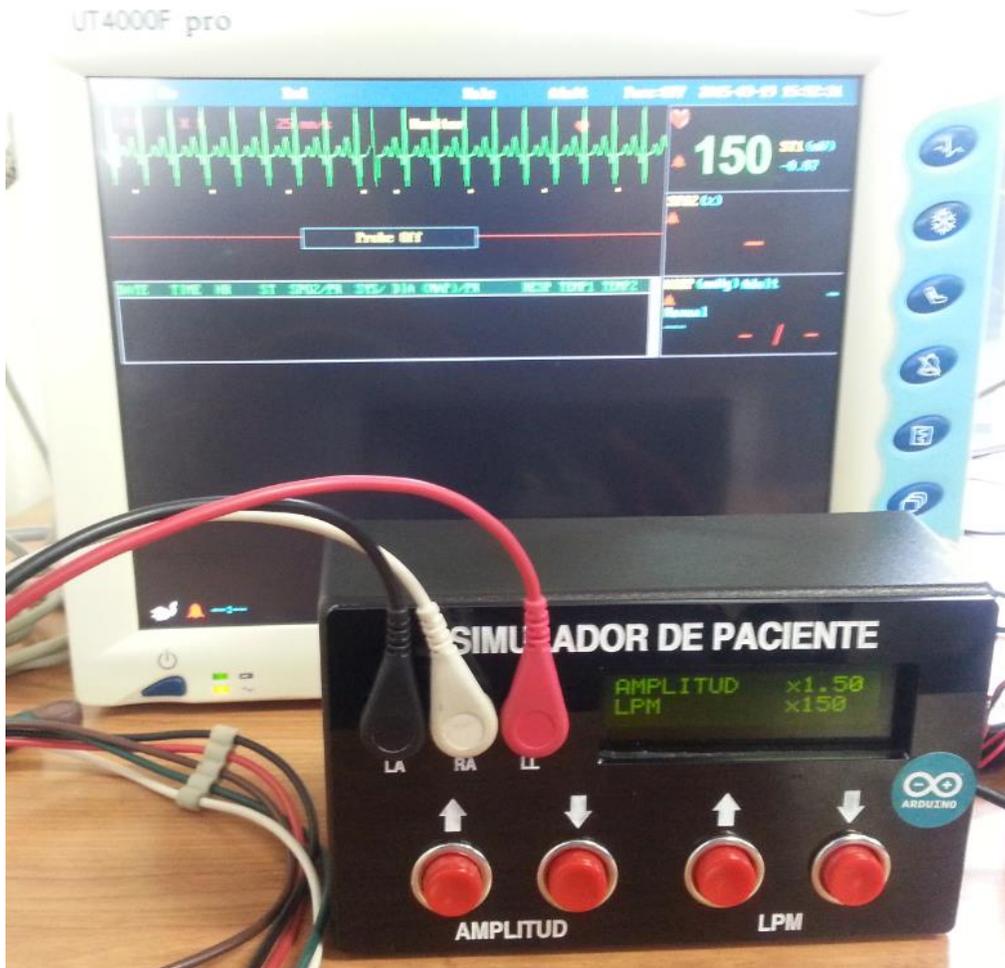
 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22





 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

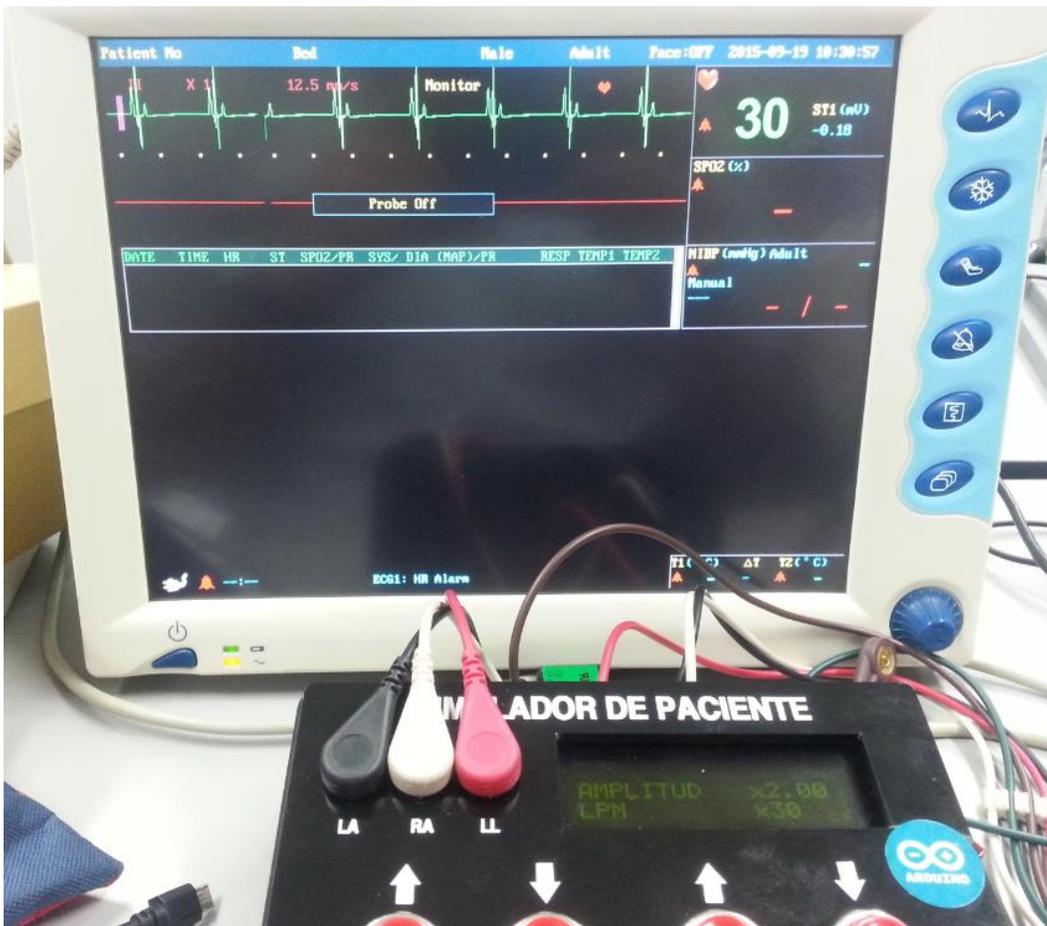


	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

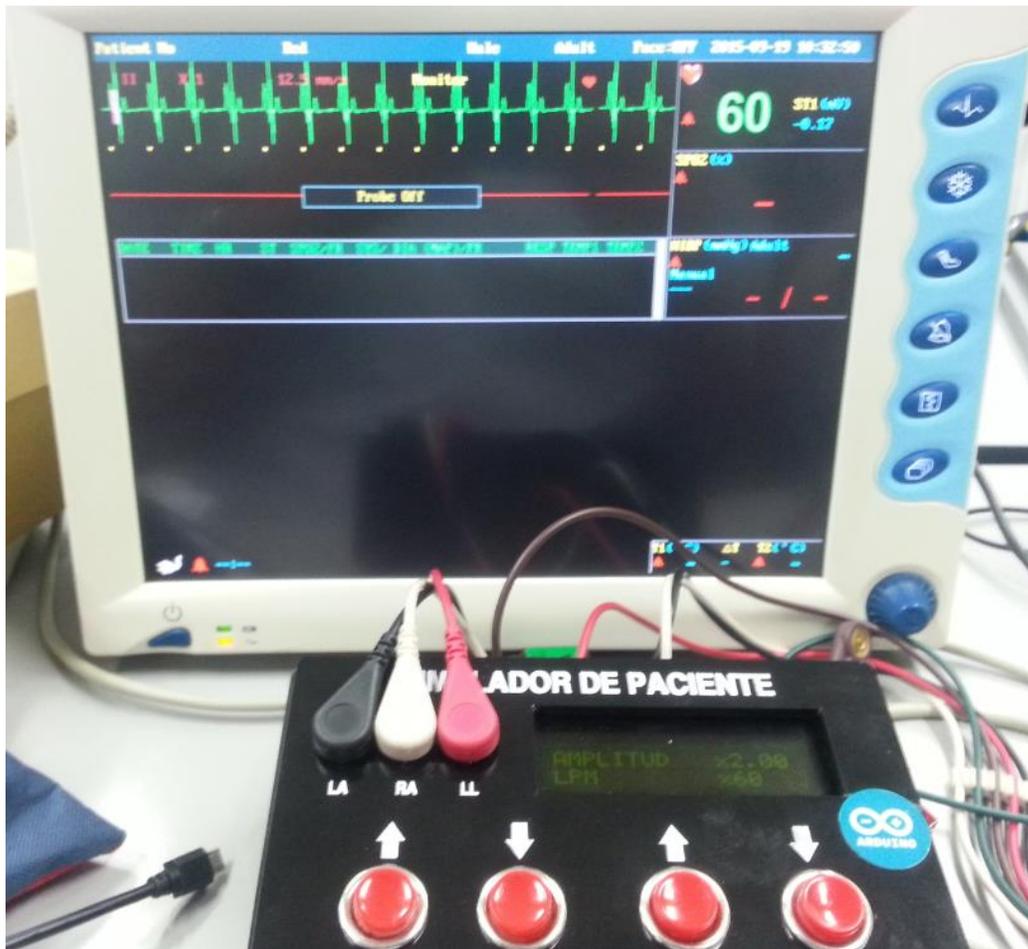


	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

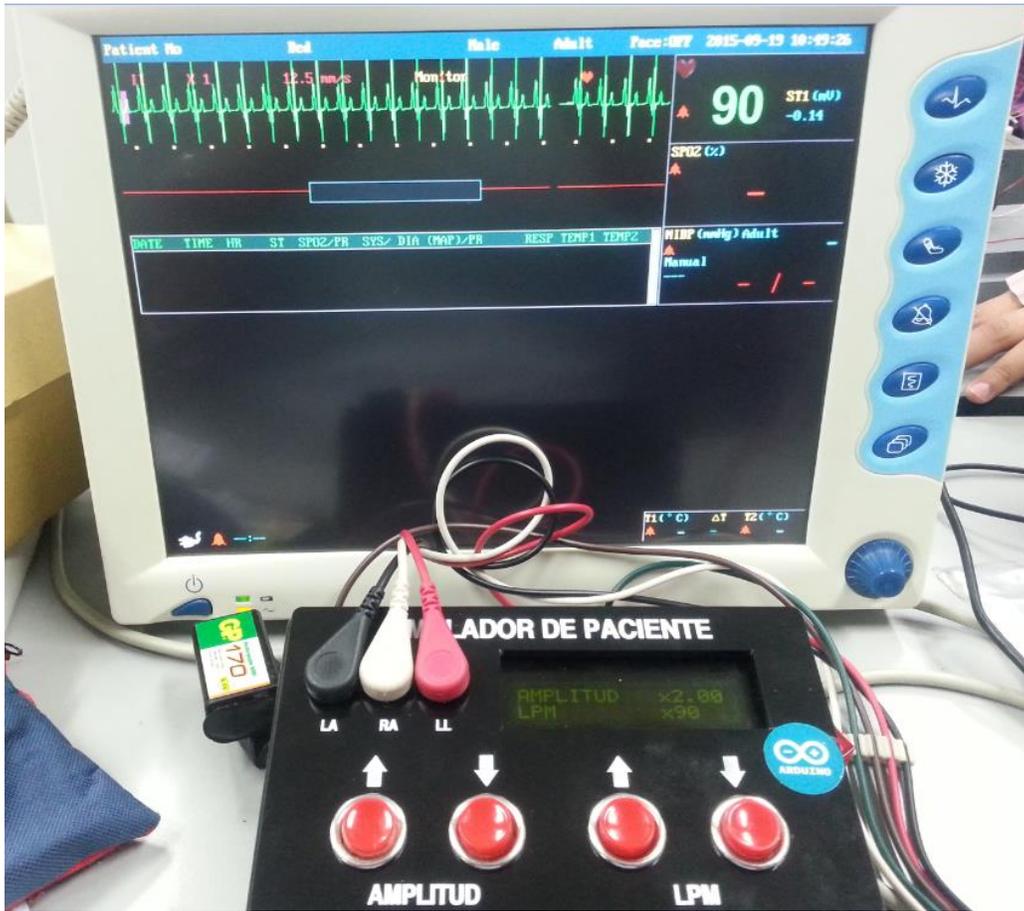
Escala de amplitud = 2mV



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

APÉNDICE C Fotos del prototipo final

Vista frontal



 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

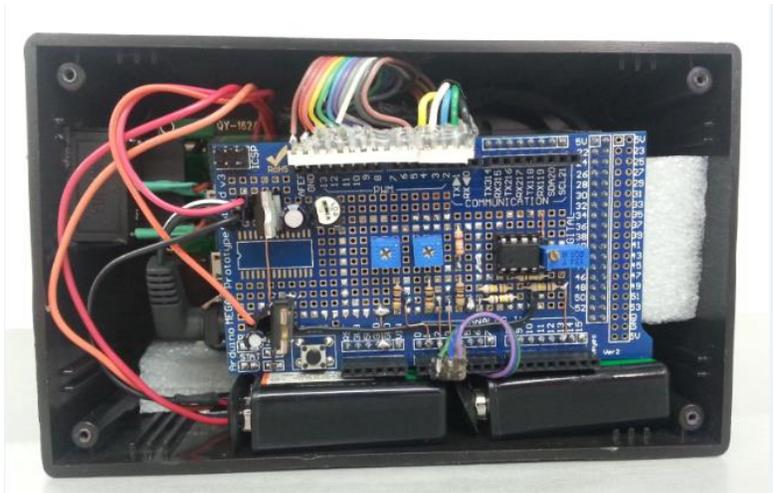


Vista trasera



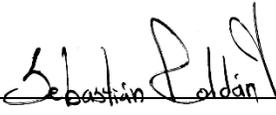
 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Vista interna



	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22


 FIRMA ESTUDIANTES _____
Cristian Cortes Cirica


 FIRMA ASESOR _____
Sebastian Eldán

FECHA ENTREGA: 11/12/2015

FIRMA COMITÉ TRABAJO DE GRADO DE LA FACULTAD _____

RECHAZADO___ ACEPTADO___ ACEPTADO CON MODIFICACIONES___

ACTA NO. _____

FECHA ENTREGA: _____

FIRMA CONSEJO DE FACULTAD _____

ACTA NO. _____

FECHA ENTREGA: _____