

128-13

TESIS
R058
S24
2014

CUV 57685679



**TECNOLÓGICO
DE MONTERREY®**

2011

Sistema para la visualización de signos vitales con dispositivos móviles utilizando tecnología Bluetooth.



Asesor: M. en C. Raúl Martínez Memije

Alumnos:

Paola Salgado Rodríguez A00376355

Rodrigo Dávila García A01122468

Fecha: 5 de Mayo de 2011



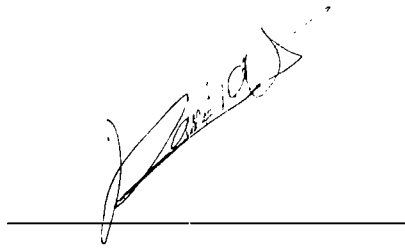
**TECNOLÓGICO
DE MONTERREY**

Biblioteca
Campus Ciudad de México

*Este trabajo se realizó con
apoyo del Instituto Nacional de Cardiología
"Ignacio Chávez", con la asesoría del investigador*

A handwritten signature in black ink, featuring a stylized 'R' and 'M' with a small star above the 'M'. The signature is written above a horizontal line.

M en C. Raúl Martínez Memije

A handwritten signature in black ink, written in a cursive style. The signature is written above a horizontal line.

Rodrigo Dávila García

A01122468

A handwritten signature in black ink, written in a cursive style. The signature is written above a horizontal line.

Paola Salgado Rodríguez

A00376355

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi compañero Rodrigo Dávila García, por su compañerismo, comprensión y apoyo durante los meses que estuvimos trabajando en conjunto, ya que pudimos hacerlo de manera exitosa.

Le agradezco al profesor M.C. Raúl Martínez Memije por darme la oportunidad de contar con su tiempo y asesoría para el desarrollo del proyecto.

Agradezco al Ing. Brayan Becerra, ya que fue imprescindible su apoyo para la realización del proyecto, debido a su gran experiencia sobre los temas abordados.

Agradezco a mis padres, Pablo y Julia, por su apoyo incondicional a lo largo de toda mi carrera, siempre conmigo apoyándome en mis decisiones en cada paso que he dado cuando más lo he necesitado.

Agradezco a todos mis amigos por sus consejos, apoyo y nunca dejarme sola durante el emprendimiento de cualquier proyecto en mi vida.

Paola Salgado Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco al profesor Raúl Martínez Memije por abrirme las puertas del laboratorio de electromecánica del Instituto Nacional de Cardiología, por su tiempo y asesoría en la realización de este proyecto. Sin su ayuda este proyecto no se habría logrado.

Agradezco al Ing. Brayan Becerra, por su valiosa asesoría en la realización del proyecto y compartir sus experiencias.

Agradezco a mis padres, Jesús y Estela, todo el apoyo que me brindaron desde el comienzo de mi carrera, los consejos que me dieron cuando más los necesite y sobretodo su amor y confianza.

Agradezco a mi hermana Sandra, por alegrarme siempre con sus comentarios, por contagiarme su entusiasmo y por su apoyo.

Agradezco a todos mis amigos y ahora también colegas todos los momentos y experiencias compartidos.

Rodrigo Dávila García

ÍNDICE

CONTENIDO	PAGÍNA
Resumen.....	6
Problemática.....	7
Objetivos	8
Justificación de la oportunidad.....	9
Competidores y productos sustitutos.....	12
CAPITULO 1 MARCO TEORICO	
1.1 Anatomía de Corazón.....	14
1.2 Fisiología del corazón.....	16
1.3 Descripción de la actividad cardiaca.....	21
1.4 Registro de electrocardiograma.....	22
1.5 Presión arterial.....	23
CAPITULO 2 ESTADO DE LA TÉCNICA	
2.1 Tecnología Bluetooth (BT).....	25
2.2 Tecnología Zigbee y comparativo con BT.....	27
2.3 Texas Instruments ANT@.....	29
2.4 Tendencias en equipos de medición.....	30
2.5 Java@ y J2ME.....	34
CAPITULO 3 DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROYECTO	
3.1 Etapas del proyecto	35
3.2 Diseño de la etapa analógica del sistema de monitoreo fisiológico.....	36
3.3 Programación del microcontrolador.....	42
3.4 Comunicación serial microcontrolador –PC.....	49
3.5 Transmisión y recepción de datos por Bluetooth.....	53
3.6 Programación de la aplicación en el teléfono móvil.....	57

3.7 Visualización de datos en dispositivo móvil.....	61
Conclusiones.....	66
Trabajo futuro.....	67
Glosario.....	68
Bibliografía	70
Anexos.....	71

RESUMEN

La tendencia actual en desarrollo de equipos de monitoreo médico apunta hacia el desarrollo de equipos portátiles de medición y su integración con los dispositivos móviles de telefonía celular o computadoras portátiles, con el objetivo de aprovechar la gran capacidad de conectividad que presentan estos dispositivos, así como también su creciente procesamiento para grandes paquetes de datos y poder presentar la información al usuario de forma amigable. Durante este proyecto se creó un sistema que integra la adquisición de datos, pre procesamiento de datos, transmisión serial por medio de Bluetooth y finalmente su visualización en un dispositivo móvil.

PROBLEMÁTICA

El creciente índice demográfico, los avances científico-tecnológicos y sociales, impulsan el cuidado de la salud. Ya que demandan la posibilidad de tener un autodiagnóstico fácil y confiable, es decir, el monitoreo de signos vitales mediante equipos de portátiles de medición y su integración con los dispositivos móviles de telefonía celular o computadoras portátiles

Mejorando la calidad de vida y autocuidado, que depende en gran medida en la habilidad de compartir la información clínica del paciente en tiempo real¹, lo que justifica el desarrollo de un protocolo capaz de realizar mediciones de signos vitales como presión arterial y registrar la señal electrocardiográfica con las características tecnológicas siguientes: deberá ser inalámbrico utilizando tecnología Bluetooth para enlazarse a un dispositivo portátil donde se desplegarán las gráficas y datos de las señales registradas, posibilitando el intercambio confiable de la información.

¹ Wireless Medical Interface Using Zigbee and Bluetooth.

OBJETIVO

GENERAL

- Desarrollar un sistema electrónico que sea capaz de registrar la actividad cardíaca, los cambios en la presión arterial y la frecuencia cardíaca de una persona, enviando dicha información vía bluetooth a un dispositivo móvil que permitirá recuperar la información y desplegarla en la pantalla de una forma sencilla y amigable para el usuario.

ESPECIFICO

- Ajustar la etapa analógica para la obtención de los registros de las señales fisiológicas (circuito de frecuencia cardíaca, circuito de ECG, circuito de presión arterial).
- Desarrollar un programa para un microcontrolador que permita convertir los registros analógicos de la señal de electrocardiograma y presión arterial en información digital.
- Transmitir esta información a través de comunicación serial a un modem Bluetooth para su posterior transmisión inalámbrica.
- Desarrollar y validar un algoritmo para cuantificar la presión sistólica y diastólica, a partir del circuito de presión arterial y el circuito de oscilometría.
- Desarrollar una aplicación para visualizar los datos en un dispositivo móvil. La visualización de los datos de electrocardiograma se realizará de forma gráfica, mientras que los datos de presión arterial y frecuencia se desplegaran en formato numérico, igual que los monitores de signos vitales médicos.

JUSTIFICACIÓN DE LA OPORTUNIDAD

Megatendencias Salud-Tecnológica

Este dispositivo médico se basa en la tendencia mundial (Salud Tecnológica) **hacia la integración de los sistemas de salud y las tecnologías de comunicación electrónica** y procesamiento de información de los sistemas hospitalarios.

El detonador principal de esta tendencia es el aumento generalizado en la sociedad por el cuidado de la salud y la necesidad de métodos efectivos de diagnóstico y tratamiento a bajos costos. Las oportunidades de negocio en esta área son variadas y van desde el desarrollo tecnológico hasta prestación de servicios para mantenimiento del equipo médico.

Para los desarrolladores de tecnologías se identificaron 6 productos y servicios potenciales

- Vacunas alternativas para enfermedades endémicas
- Desarrollo de tecnología para nanoterapia.
- Bioingeniería de tejidos.
- Cirugía robótica y telemedicina.
- Elaboración de fármacos para la elaboración.
- Desarrollo de dispositivos biocompatibles.

Actualmente existen factores que se encuentran impulsando la biotecnología médica como son los cambios demográficos, científico-tecnológicos y sociales, que impulsan el cuidado de la salud.

Tabla No. 1 Tendencias de consumo en salud²

Conductores demográficos	Conductores científico tecnológicos	Conductores de salud	Tendencias de consumo
<ol style="list-style-type: none"> 1. Mayor esperanza de vida 2. Aumento de la proporción de personas mayores en la población 3. Disminución de las tasas de fecundidad y el retraso en la edad de reproducción 	<ol style="list-style-type: none"> 1. La mejora de las herramientas para la recopilación de datos 2. La mejora de los métodos de análisis de datos 3. Convergencia de las disciplinas de las ciencias 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aumento en la tasa de incidencia de cáncer y trastornos hereditarios 2. Enfermedades relacionadas con el envejecimiento (por ejemplo, la enfermedad de Alzheimer) 3. Enfermedades infecciosas (por ejemplo, SIDA y SARS) 4. Enfermedades por "estilo de vida" (por ejemplo la diabetes tipo 2 y la obesidad) 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Libre diagnóstico y autocuidado 2. El aumento del mercado de medicamentos para mejorar estilo de vida y de autodiagnóstico

Un tema de gran relevancia son los cambios demográficos ya que la esperanza de vida ha aumentado y en consecuencia la población mundial está envejeciendo rápidamente lo que conlleva una gran necesidad de mejorar los sistemas de salud, hacer más eficiente los recursos, tiempo (mediante la incorporación de sistemas de telecomunicaciones) y sobretodo mantener la calidad de vida.

Taxonomía de la Tecnología de la Salud

La megatendencia de la tecnología de la salud se inclina a la creación e implementación de plataformas con información médica disponible inalámbricamente, así como dispositivos de auto-diagnóstico y auto-monitoreo, y que se clasifican en la tabla 2. Como vemos el objetivo principal es crear un enlace entre el conocimiento médico y las tecnologías informáticas para ofrecer a la comunidad mejores servicios de salud.³

² Observatorio Estratégico Tecnológico. Recuperado el 10-01-11.

Salud tecnológica			
ÁREAS DE APLICACIÓN	ÁREAS DE APLICACIÓN ESPECÍFICA	TECNOLOGÍAS	PRODUCTOS Y SERVICIOS
MEDICINA PREVENTIVA Y CORRECTIVA	DIAGNÓSTICO MÉDICO	INGENIERÍA GENÉTICA	MEDICAMENTOS PERSONALIZADOS
		SCREENING DE POLIMORFISMOS GENÉTICOS	
		INGENIERÍA GENÉTICA	DIAGNÓSTICO Y FÁRMACOS PERSONALIZADOS
		SECUENCIACIÓN GENÉTICA	
		ANÁLISIS DE OLIGONUCLEÓTIDOS	
		ANÁLISIS DE POLIMORFISMOS GENÉTICOS	
		BASES DE DATOS ELECTRÓNICAS	PLATAFORMAS CON INFORMACIÓN MÉDICA DISPONIBLE EN LÍNEA
		BIOPOLÍMEROS ABSORBIBLES	DISPOSITIVOS DE AUTO-DIAGNÓSTICO Y AUTOMONITOREO DE ENFERMEDADES CRÓNICAS
		REDES DE SENSORES INALÁMBRICAS	
		MICROSENSORES BIOLÓGICOS	DISPOSITIVOS DERMOADHERIBLES PARA EL SUMINISTRO PRE-PROGRAMADO DE
		BIOPOLÍMEROS ABSORBIBLES	
		MICROARREGLOS DE ADN	
	CHIPS DE PROTEÍNAS	CIRUGÍAS TELEDIRIGIDAS	
	REDES DE BANDA ANCHA		
	ROBOTS INTELIGENTES		
	CONECTIVIDAD INALÁMBRICA		
	LÁSERES DE BAJA POTENCIA		
	DIODO DE EMISIÓN DE LUZ ORGÁNICA (OLED)	TELEMEDICINA	
	REDES DE BANDA ANCHA		
	ESPECTROSCOPIA ELÁSTICA DE LUZ DISPERSA DE CUATRO DIMENSIONES (4D-ELF)		
	ESPECTROSCOPIA RETRODISPERSA MEJORADA DE BAJA COHESIÓN (LEBS)		
	COMUNICACIÓN ÓPTICA	PREPARACIONES PARA USO MÉDICO	
	PUNTOS CUÁNTICOS (QUANTUM DOTS)		
	DIODO DE EMISIÓN DE LUZ ORGÁNICA (OLED)		
MARCADORES MOLECULARES			
MANEJO DE BIORREACTORES	DISPOSITIVOS PARA INTRODUCIR AGENTES EN EL CUERPO		
ESPECTROMETRÍA DE MASAS			
SECUENCIACIÓN GENÉTICA			
AMPLIFICADORES MOLECULARES			
INGENIERÍA DE MATERIALES			
BIOPOLÍMEROS ABSORBIBLES			

Salud tecnológica ³

³ Observatorio Estratégico Tecnológico. Recuperado el 15-01-11

COMPETIDORES Y PRODUCTOS SUSTITUTOS

Existen numerosos dispositivos capaces de monitorear múltiples variables fisiológicas. Para este análisis creamos la siguiente clasificación de acuerdo a las características de los dispositivos encontrados.

Categoría 1

- Dispositivos que monitorean exclusivamente frecuencia cardiaca
- Sistema de transmisión por RFID a un reloj.
- No permite interacción con la computadora y/o dispositivo móvil.
- No permite programar actividades deportivas.
- Capacidad de almacenamiento solo del último dato registrado.
- Transmisión no codificada.

Categoría 2

- Dispositivos que monitorean actividad cardiaca, temperatura y posición.
- Sistema de transmisión por RFID a un reloj.
- No permite interacción directa con la computadora y/o dispositivo móvil.
- Permite programar actividades deportivas.
- Capacidad de almacenamiento de datos.
- Transmisión codificada.

Categoría 3.

- Dispositivos que monitorean actividad cardiaca, temperatura y posición.
- Sistema de transmisión bluetooth o zigbee.
- Permite interacción con la computadora y/o dispositivo móvil.
- Permite programar actividades deportivas
- Capacidad de almacenamiento de datos
- Capacidad para trabajar sin interferencia
- Transmisión codificada.

Categoría 4

- Dispositivos que monitorean actividad cardiaca y temperatura
- Sistema de transmisión bluetooth o zigbee.
- Permite interacción con la computadora y/o dispositivo móvil.
- Permite programar actividades deportivas
- Capacidad de almacenamiento de datos
- Capacidad para trabajar sin interferencia
- Transmisión codificada.
- Integración de sensor en ropa

Categoría 5

- Dispositivos que monitorean actividad cardiaca.
- Sistema de transmisión GPRS
- Permite interacción con la computadora y/o dispositivo móvil.
- Permite monitoreo constante durante 24 hrs.
- Capacidad de almacenamiento de datos
- Capacidad para trabajar sin interferencia
- Transmisión y chequeo constante por un especialista.
- Integración de sensores y sistema de registro ECG.

Tabla No. 2 Productos comerciales

Categoría 1		Categoría 2		Categoría 3		Categoría 4		Categoría 5	
Polar [Polar]	RS100	HxM [Zephyr]		Bioharness [Zephyr]		Proyecto Philips y Medtronic Heart)	EPI (My International life)		
Fusion [Cardiosport]	10	Polar [Polar]	CS200			Vital [Biodevice]	Jacket		
Forerunner [Garmin]	10								

1. MARCO TEÓRICO

1.1. Anatomía de corazón

El corazón es un órgano musculoso situado en la cavidad torácica, en la parte inferior del mediastino en el espacio intercostal izquierdo. Se encuentra envuelto en un saco seroso llamado pericardio. También se encuentra revestido por las siguientes capas: endocardio, miocardio y epicardio.

El endocardio es una membrana serosa de endotelio y tejido conectivo de revestimiento interno, con la cual entra en contacto la sangre. Incluye fibras elásticas y de colágeno, vasos sanguíneos y fibras musculares especializadas, las cuales se denominan Fibras de Purkinje. En su estructura encontramos las trabéculas carnosas, que dan resistencia para aumentar la contracción del corazón.

El miocardio, es una masa muscular contráctil, encargado de impulsar la sangre por el cuerpo mediante su contracción (se encuentra en tejido conectivo, capilares sanguíneos, capilares linfáticos y fibras nerviosas).

Y el epicardio, es una capa fina serosa mesotelial que envuelve al corazón llevando consigo capilares y fibras nerviosas. Esta capa se considera parte del pericardio seroso.[11]

Se compone de tres tipos de músculo cardíaco principalmente: músculo auricular, músculo ventricular y fibras musculares excitadoras y conductoras especializadas, que a su vez se pueden clasificar en dos grupos: músculos de contracción (aurícula y ventrículo) y músculos de excitación (fibras excitadoras y especializadas)

El corazón como actor principal en el sistema circulatorio, bombea la sangre hacia todo el cuerpo mediante los vasos sanguíneos del organismo; se encuentra dividido en cuatro cavidades: dos superiores, llamadas aurícula derecha (atrio derecho) y aurícula izquierda (atrio izquierdo), y dos inferiores, llamadas ventrículo derecho y ventrículo izquierdo. En donde las aurículas son cámaras de recepción, que envían la sangre que reciben hacia los ventrículos, que funcionan como cámaras de expulsión. De manera que la circulación comienza en la parte derecha del corazón recibiendo sangre poco

oxigenada por la aurícula derecha desde la vena cava inferior (VCI), que transporta la sangre procedente del tórax, el abdomen y las extremidades inferiores, mientras que la vena cava superior (VCS), recibe la sangre de las extremidades superiores y la cabeza. Después de la aurícula la sangre traspasa al ventrículo derecho a través de la válvula tricúspide, y desde aquí se impulsa hacia los pulmones a través de las arterias pulmonares, separadas del ventrículo derecho por la válvula pulmonar.[11]

Posteriormente, ya que la sangre se oxigena a su paso por los pulmones, la sangre vuelve al corazón izquierdo a través de las venas pulmonares, entrando en la aurícula izquierda. De aquí pasa al ventrículo izquierdo, separado de la aurícula izquierda por la válvula mitral. Desde el ventrículo izquierdo, la sangre es propulsada hacia la arteria aorta a través de la válvula aórtica, para proporcionar oxígeno a todos los tejidos del organismo. Una vez que los diferentes órganos han captado el oxígeno de la sangre arterial, la sangre pobre en oxígeno entra en el sistema venoso y retorna al corazón derecho.[11]

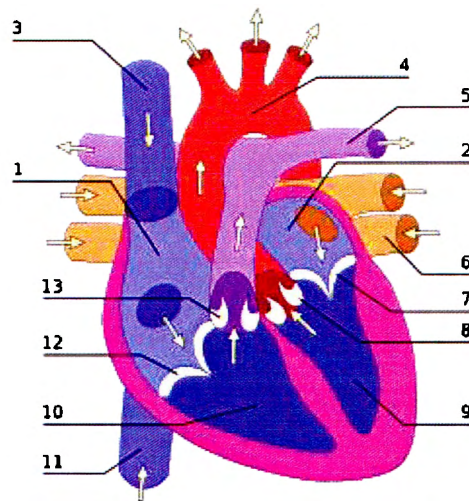


Figura No. 1 Anatomía de Corazón

Vista frontal de un corazón humano. Las flechas blancas indican el flujo normal de la sangre. 1. Aurícula derecha; 2. Aurícula izquierda; 3. Vena cava superior; 4. Arteria aorta; 5. Arterias pulmonares, izquierda y derecha; 6. Venas pulmonares; 7. Válvula

mitral; 8. Válvula aórtica; 9. Ventriculo izquierdo; 10. Ventriculo derecho; 11. Vena cava inferior; 12. Válvula tricúspide; 13. Válvula pulmonar.

El tejido que separa el corazón derecho del izquierdo se denomina septo o tabique. Funcionalmente, se divide en dos partes no separadas: la superior o *tabique interauricular*, y la inferior o tabique interventricular. Este último es especialmente importante, ya que por él discurre el fascículo de His, que permite llevar el impulso eléctrico a las partes más bajas del corazón.[11]

Por último es importante mencionar que las válvulas cardíacas son las estructuras que separan unas cavidades de otras, evitando que exista reflujo retrógrado. Están situadas en torno a los *orificios atrioventriculares* (o auriculo-ventriculares) y entre los ventrículos y las arterias de salida. Son las siguientes cuatro:

- La válvula tricúspide, que separa la aurícula derecha del ventrículo derecho.
- La válvula pulmonar, que separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar.
- La válvula mitral o bicúspide, que separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo.
- La válvula aórtica, que separa el ventrículo izquierdo de la arteria aorta.

1.2. Fisiología del corazón

La frecuencia de los latidos del corazón está controlada por el sistema nervioso autónomo de modo que el sistema simpático la acelera y el parasimpático la retarda. Y es en el nodo sinoauricular dónde se originan los impulsos nerviosos de forma rítmica, este se localiza en la aurícula derecha junto a la desembocadura de la vena cava superior.

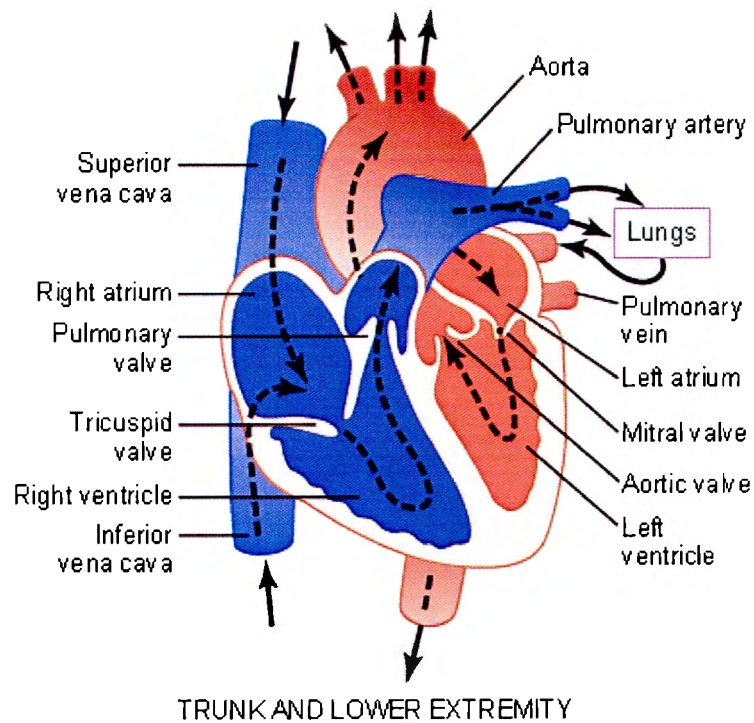


Figura No. 2 Circulación sanguínea en corazón. [10]

Existen distintas vías internodales que conectan el nodo sino auricular con el nódulo auriculoventricular, donde tiene lugar un retardo en la conducción del impulso nervioso para facilitar el vaciado de las aurículas antes de que tenga lugar la activación ventricular. El impulso eléctrico continúa a través del haz de His que se divide en dos ramas, que a su vez se subdividen en las llamadas fibras de Purkinje, en el espesor de las paredes ventriculares.

El corazón posee varios tipos de células con propiedades anatómicas y fisiológicas bien diferenciadas: células de actividad automática (eléctricas, se localizan en nódulo sinusal, nódulo aurículo-ventricular y sistema de Purkinje), células de actividad contráctil (de trabajo), tejido conectivo (de entramado) y vasos.

Las células de actividad automática (con mayor facilidad para la despolarización que las de actividad contráctil), muestran un potencial diastólico de reposo que al activarse estimulan y desencadenan la contracción de las células de actividad contráctil de esta manera se genera la fase sistólica del ciclo cardiaco. Por su parte, el tejido conectivo le sirve de entramado y otorga un adecuado aporte de energía (substratos y oxígeno) que le llega a través de los vasos. De manera que todo el proceso anterior

pone en marcha el potencial de acción transmembrana, por lo que la estimulación de una célula muscular aumenta la permeabilidad de su membrana produciendo cambios iónicos a través de la misma. Esto se refleja gráficamente como una curva llamada potencial de acción transmembrana que consta de dos partes y cuatro fases, que se describen a continuación.[10]

- **FASE 0 (Despolarización):** Al inicio, la membrana celular se encuentra en estado de reposo, sin embargo por diferencia de tensión que generan los iones de K^+ internos con relación a los iones de Na^+ externos, se genera una resistencia de aproximadamente $1000 \Omega/cm^2$, acumulándose cargas negativas en el interior y de positivas en el exterior. La curva de corriente, instantes antes de la activación transcurre por un fenómeno isoelectrico. El impulso de excitación generado a partir del nódulo sinusal se difunde rápidamente por todo el corazón, produciendo una caída en la resistencia de la membrana celular desde 1000Ω a 100Ω originando cambios súbitos en la permeabilidad iónica de forma que el Na^+ y el Ca^{++} penetran en la célula mientras que el K^+ inicia su salida. Por lo tanto, se genera un potencial positivo, por el cambio iónico ocurrido, con un valor aprox de $+30$ mV. Cabe mencionar que los intercambios rápidos de iones, se producen a través de unos canales específicos para cada ión existentes en todas las membranas celulares, y cuya integridad es básica para la normalidad de todo el proceso electro-genético. Dentro de esta fase ningún extraestímulo será capaz de activar un período refractario absoluto.
- **FASE I (Repolarización lenta):** El intercambio iónico persiste, la entrada de iones Na^+ y Ca^{++} a través de otro tipo de canales de flujo más lento, mientras que el K^+ sale del interior celular.
- **FASE II (Sístole eléctrica):** se caracteriza por la salida masiva de K^+ al exterior, que genera un declive en el potencial de acción transmembranal [PAT] de forma paulatina, aumentando progresivamente también la permeabilidad de la membrana para el Na^+ . Gráficamente se representa como el complejo QRS en el registro de ECG.

- **FASE III:** al igual que en la fase anterior, persiste el intercambio iónico en el mismo sentido. La capa externa celular comienza a cargarse positivamente mientras que la interna se rodea de cargas negativas. Esta fase de repolarización eléctrica se identifica en el ECG como el segmento ST y la onda T, y en ella un extraestímulo potente podría provocar la aparición de un nuevo PAT (período refractario relativo). Esto está relacionado directamente con las concentraciones de K^+ , es decir, al generarse una hipopotasemia=mayor vulnerabilidad.
- **FASE IV o de potencial de reposo o fase diastólica eléctrica:** aquí se produce la salida del Na^+ y la penetración del K^+ , a través de un mecanismo activo conocido como " bomba iónica ", lo que restablece el equilibrio inicial, y permite que el PAT alcance un valor de reposo de -90 mV. En el trazo de ECG de superficie este período se corresponde con el tiempo que media entre T y un nuevo QRS. El estímulo se expande por todo el miocardio auricular, lo que se corresponde con la primera inscripción gráfica del ECG y que recibe en nombre de onda P. Posteriormente dicho estímulo alcanza la unión atrio-ventricular (AV). La unión AV está a su vez conformada por tejido especializado para el automatismo (nodo AV) y para la conducción (haz de His). Desde este punto surgen dos ramas a izquierda y derecha respectivamente, desde donde el estímulo eléctrico se distribuye por ambos ventrículos a través del sistema específico de Purkinje. La rama izquierda a poco de nacer se divide en dos hemirramas, una que discurre pegada a la pared anterior y otra sobre la pared posterior. La rama derecha posee un trayecto más largo que la izquierda y además no se ramifica tan precozmente.

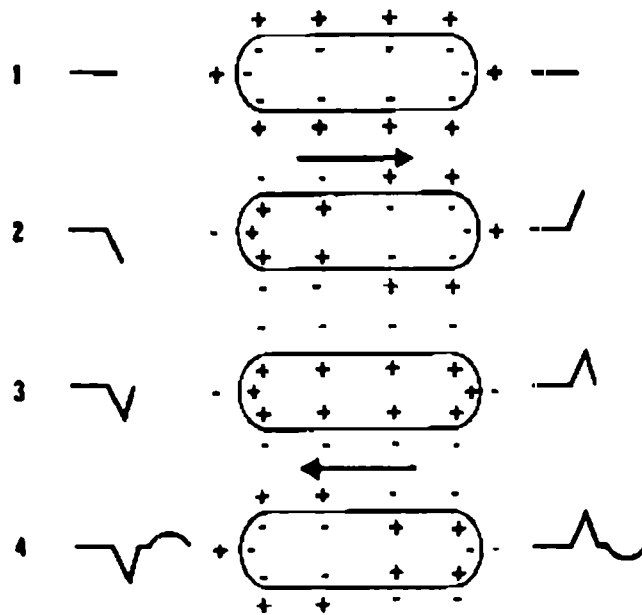


Figura No. 3 Transmisión del potencial de acción

Es importante mencionar que una vez que el estímulo ha alcanzado el nodo AV sufre un retraso fisiológico entre 120 y 220 mseg (intervalo PR del ECG) para posteriormente despolarizar ambos ventrículos a través de la red de Purkinje en un tiempo que varía entre 60 y 100 mseg. La despolarización ventricular, denominada comúnmente QRS, se reconoce en el ECG como la inscripción de mayor voltaje, que aparece tras el segmento PQ ó PR.

Todas las fases que componen la estimulación cardíaca global, están marcadas por unos tiempos de inscripción y unas características morfológicas que serán decisivas en el análisis electrocardiográfico.

En cuanto al sistema de conducción, como ya se había mencionado anteriormente la estimulación del corazón se origina en las ramas simpáticas y parasimpáticas del sistema nervioso autónomo y el impulso se desplaza, primero al nódulo sino auricular; este es el primer marcapaso cardíaco que envía los impulsos como ondas a través de la aurícula derecha y después la aurícula izquierda. Posteriormente, el impulso disminuye, mientras pasa a través del nodo auriculo-ventricular (AV), lo que permite a los ventrículos que están en reposo o bien en diástole, se llenen de sangre proveniente de las aurículas. La onda de excitación o estimulación se disemina hacia el fascículo de His, la rama izquierda y derecha del

fascículo de His y las fibras de Purkinje, que terminan en los ventrículos. La estimulación del ventrículo empieza en el septum intra ventricular y se desplaza hacia abajo, dando lugar a la despolarización y contracción ventricular y ya en la circulación menor los ventrículos, haciendo llegar la sangre oxigenada a todos los tejidos, dando pauta al comienzo de la circulación mayor.[10]

1.3. Descripción de la actividad cardiaca

La propagación de la actividad cardiaca se produce de la siguiente manera [10]:

La despolarización de la aurícula produce la onda **P** e indica la función del nodo SA. esta onda donde mejor se observa es en las derivaciones II y V1 en las que aparece dirigida hacia arriba. [10]

El intervalo **PR** indica el tiempo de conducción auriculo-ventricular. Se extiende desde el inicio de la onda **P** (inicio de la despolarización auricular) hasta el inicio del complejo **QRS** (inicio de la despolarización ventricular), este intervalo se considera normal entre 0,12 a 0,20 seg.; un **PR** corto indica que el impulso se origina en otra área distinta al nodo SA, y un **PR** largo indica que el impulso se retarda mientras pasa por el nodo AV.

La onda **Q** es la primera deflexión negativa (invertida) que sigue a la onda **P** y al intervalo **PR**.

La onda **R** es la primera deflexión positiva (hacia arriba) después de la onda **Q**. (si las ondas **Q** no son visibles, la onda **R** es la primera deflexión hacia arriba después del intervalo **PR**).

La onda **S** es la primera deflexión negativa que sigue a la onda **R**.

El segmento **ST** es una línea isoelectrica (horizontal) sin voltaje, va desde el final de la onda **S** al comienzo de la onda **T**.

La onda **T** indica la repolarización de los ventrículos; que sigue a la onda **S** y al segmento **ST**.

La onda **U** se cree que puede ser por la repolarización de la repolarización del sistema de Purkinje.

La despolarización de los ventrículos produce el complejo **QRS**. El límite superior de duración considerada normal del **QRS** es de menos de 0,12 segundos. Una duración

mayor de 0,12 segundos significa que el impulso se inicio desde el nodo auriculo-ventricular, o más arriba, supr.-ventricular. Un **QRS** ancho, mayor de 0,12 segundos puede indicar que la conducción procede del ventrículo o del tejido supra-ventricular, pero que hay una conducción prolongada a través del ventrículo y por tanto origina un QRS ancho. [10]

1.4. Registro de electrocardiograma

El registro electrocardiográfico se hace desde 12 derivaciones estándar que han sido sistematizadas y universalmente aceptadas, se explican a continuación:

1) *Derivaciones bipolares de miembros de Einthoven:* registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos.

- Derivación I: entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-).
- Derivación II: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-). Esta derivación es la más adecuada para el análisis de la onda P, tendrá una amplitud menor a 0,2 milivoltios equivalentes a 2 mm y una duración menor de 0,12 segundos.
- Derivación III: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-).

2) *Derivaciones monopolares de miembros:* Exploran la actividad eléctrica en el plano frontal, desde cada miembro por separado en relación a un electrodo indiferente de voltaje igual a 0, construido entre las otras tres derivaciones no exploradas. De acuerdo a la ley de Einthoven [10]:

$$D2 = D1 + D3.$$

$$aVR + aVI + aVF = 0$$

aVR: Potencial del brazo derecho (Right)

aVL: Potencial del brazo izquierdo (Left)

aVF: Potencial de la pierna izquierda (Foot)

1.5. Presión arterial

Anteriormente ya se ha mencionado la circulación y anatomía básica del corazón, que la sangre es impulsada mediante los movimientos de sístole que corresponde a la contracción del corazón (auricular o ventricular) para expulsión hacia los tejidos y diástole que corresponde a la relajación del corazón para recibir la sangre que proviene de los tejidos. De manera que la circulación pueda ser propulsada mediante diferencias de presión que determinan el flujo sanguíneo del organismo.

Por lo que $F = \frac{P}{R}$ (ml/s) en donde P se refiere a la diferencia de presión (mmHg) mientras que R a la resistencia del vaso (PRU= Perif. Resist. Unist) Debido a que la resistencia no es constante es necesario tomar en cuenta el radio del vaso, coeficiente de viscosidad y la longitud del vaso.

En donde la presión es la fuerza ejercida por unidad de área: $P = \frac{F}{A} = (N/m^2)$, la presión ejercida en el sistema circulatorio por la fuerza creada por el bombeo del corazón, es transmitida al fluido (sangre) y contra las paredes de los vasos.

El sistema circulatorio regula la presión sanguínea mediante la contracción y dilatación de los vasos, que propicia un cambio en la superficie de contacto.

La medición de la presión fisiológica más común, es la de la presión arterial sistémica, la cual es casi siempre monitoreada por instrumentos electrónicos sobretodo en unidades de Terapia Intensiva, Unidad Coronaria, etc.

Sin embargo, existen otras presiones que son importantes para determinar el buen funcionamiento de sistema circulatorio como son:

- Presión Venosa Central.
- Presión Intracardiaca.
- Presión en la arteria pulmonar
- Presión intraventricular (cerebral y cardiaca).
- La Presión Media (PM), se refiere a la presión promedio durante un ciclo cardiaco.

La medición de la presión sistémica (presión diastólica-presión sistólica) puede realizarse de manera directa (invasiva métodos invasivos como: sensor extravascular, sensor intravascular. Sin embargo, existen métodos más sencillos y confiables indirectos (no invasivos), mediante métodos como: método palpatorio, auscultatorio y oscilométrico, en donde se utiliza como referencia la arteria braquial debido a la proximidad al corazón, así como también otros sitios de medición: antebrazo / arteria radial muñeca (tiende a dar mayor PSist),

El método oscilométrico es empleado por la mayoría de los dispositivos automáticos no invasivos, las medidas de presión arterial no se toman directamente de la arteria, sino de los cambios de presión de un brazalete presurizado que se coloca alrededor del brazo como se muestra en la Figura No.4. Este brazalete es inflado por medio de una bomba automática o con un bulbo de goma hasta alcanzar una presión de 20 a 30 mmHg por encima de la presión sistólica de cada paciente, garantizando la oclusión de la arteria, a continuación se deja escapar el aire aproximadamente 3 mmHg por segundo. A medida que la presión del brazalete disminuye la arteria trata de permitir el flujo sanguíneo, y las oscilaciones comienzan a aumentar su amplitud, en ese momento se considera a la presión arterial sistólica, las oscilaciones continúan creciendo hasta alcanzar un máximo el cual corresponde a la presión arterial media, luego comienza a disminuir rápidamente y se presenta la presión arterial diastólica en el momento en que la arteria recupera su flujo sanguíneo normal, y finalmente las oscilaciones regresan a su amplitud normal.

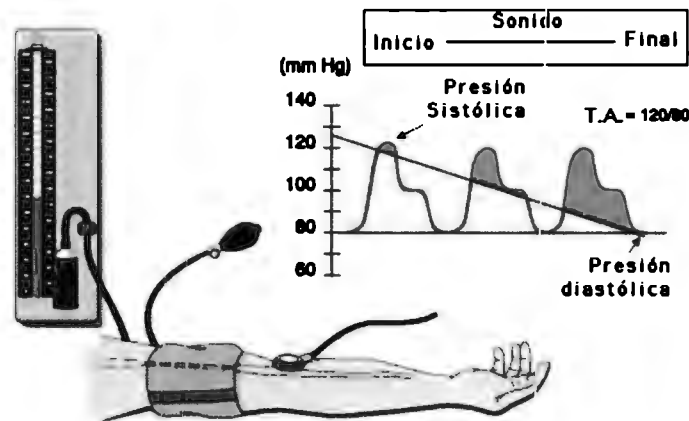


Figura No. 4 Método Oscilométrico

2. ESTADO DE LA TÉCNICA

En la actualidad existen muchos dispositivos comerciales que son capaces de recabar información fisiológica de una persona y transmitirla de forma inalámbrica a otro dispositivo como un reloj, un teléfono celular o una agenda electrónica. Existen muchos protocolos de comunicación que sirven para realizar la transmisión de datos en forma inalámbrica sin embargo en años recientes el desarrollo tecnológico se inclinó principalmente hacia dos sistemas de comunicación: Bluetooth y Zigbee. Comenzaremos por describir estos sistemas de comunicación y posteriormente describiremos los sistemas más innovadores y la tendencia tecnológica a futuro.

2.1. Tecnología Bluetooth

El desarrollo de la tecnología Bluetooth comenzó 1994 cuando Erickson desarrollo este sistema inalámbrico como un sustituto para el uso de cable en la transmisión de datos. Fue hasta 1998 cuando se formó el Bluetooth Special Interest Group (SIG), grupo que está formado por empresas líderes en telecomunicaciones, programación y redes, cuyo objetivo era desarrollar un estándar abierto y compatible tecnológicamente con otras aplicaciones. Dentro de estas empresas encontramos compañías de gran importancia como Microsoft, IBM, Lucent, Intel, Motorola, Nokia, y Toshiba.⁴

El bluetooth es una tecnología de comunicación inalámbrica que se caracteriza por poseer altos niveles de seguridad, ser de bajo costo y bajo consumo de energía. Sus especificaciones definen una estructura única de transmisión y recepción del paquete de datos enviados lo que permite la interconexión y comunicación de múltiples dispositivos.

⁴ What is Bluetooth. Patricia McDermott Well.

How Bluetooth is Transforming Consumer Electronics

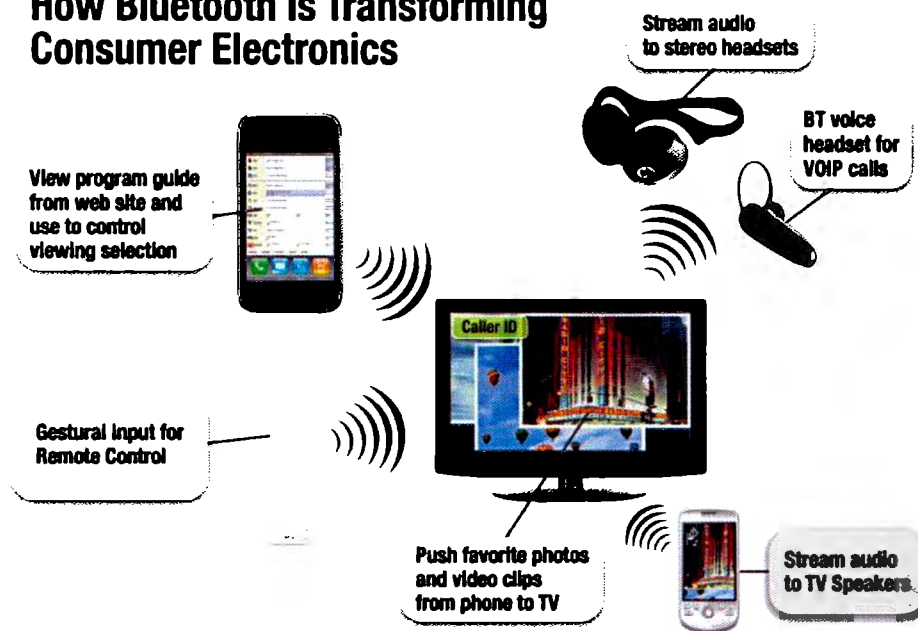


Figura No. 5 Sistema de conectividad Bluetooth

Las conexiones entre dispositivos bluetooth se realizan mediante redes conocidas como piconet, que requieren de infraestructura del medio de transmisión por lo que permite crear conexiones entre dispositivos que se encuentren dentro del rango de transmisión (10 metros ó 30 pies) lo que otorga dinamismo a la red. Por otro lado cada dispositivo en una piconet puede comunicarse hasta con siete dispositivos más, de modo que un dispositivo puede pertenecer a varias piconets lo que crea una gran capacidad de conectividad (Figura No.6) ⁵

⁵ McDermott Patricia. What is Bluetooth?.

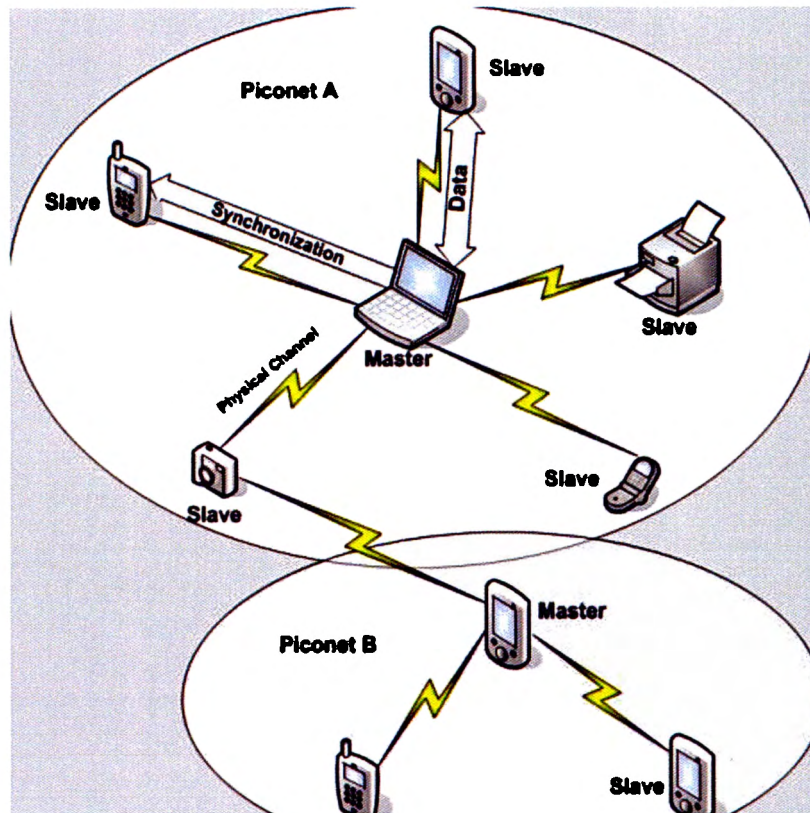


Figura No. 6 Redes tipo Piconet

El espectro de frecuencias en el que opera la tecnología bluetooth se encuentra delimitado entre 2.4 GHZ y 2.485 GHZ, a pesar de ser un ancho de banda reducido no tiene problemas de interferencia entre dispositivos bluetooth. Esto se debe a cuenta con un sistema denominado “*adaptative frequency hopping*” que se encarga de muestrear constantemente el espectro de operación en busca de otros dispositivos móviles transmitiendo a fin de evitar usar frecuencia en particular. El sistema revisa constantemente los 85 canales. El espectro de operación se encuentra reservado en la mayoría de los países para usos científicos, médicos e industriales y no requiere de licencia para su uso.

2.2. Tecnología Zigbee y comparativo con BT

Es un protocolo de comunicación muy similar al Bluetooth, sin embargo esta tecnología tiene un menor consumo energético, bajo costo y es de fácil implementación. El consumo reducido de energía se debe a que requiere solo de dos modos de operación Tx/Rx o Sleep. Esta tecnología es capaz de operar en varias

bandas de frecuencia: 2.4 – 2.485 GHz, 868-870 MHz y 902-928 MHz. Es importante notar que la velocidad de transferencia de datos es mayor para la banda de frecuencia de 2.4GHz donde es de 250 kbps. La aplicación para redes de esta tecnología se encuentra bajo el estándar 802.15 de la IEEE⁶. La velocidad de transferencias varía entre 10 y 250 kbps.

Como se menciona, la tecnología zigbee posee dos estados Tx/Rx y Sleep. En modo Sleep requiere de 15ms para volver al estado de transmisión y puede llegar a consumir 1 µA en estado Sleep. El protocolo de IEEE para esta tecnología de comunicación se creó en Marzo de 2010⁷, de modo que no se encontraron dispositivos comerciales que realicen funciones de monitoreo mediante este protocolo, sin embargo, por ser un avance novedoso ya existen algunos artículos que se refieren a su posible aplicación en el área de salud, concretamente en la monitorización de pacientes y buscan aprovechar al máximo su relación entre transmisión de datos y duración de batería. A continuación se presenta uno de los ejemplos de aplicación encontrados, un monitor de paciente que integra servicios de TI para el funcionamiento de este dispositivo. Las mediciones fisiológicas del paciente son transmitidas por usando la tecnología Zigbee a un modem Gateway conectado a la red local de Hospital.⁸

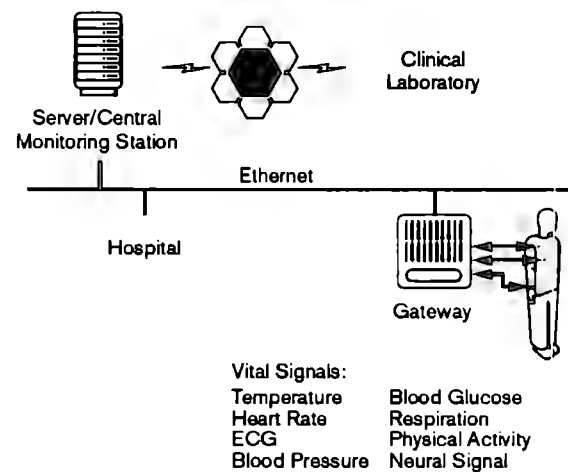


Figura No. 7 Propuesta de uso de tecnología Zigbee

⁶ Seminar Report On ZIGBEE

⁷ Medical Design Staff. "ZigBee Networks Open the Door to More Wireless Medical Devices".

⁸ Matt Maupin; Zigbee TechLongTermCare

Cuadro comparativo entre Bluetooth y Zigbee

Tabla No. 3

Tecnología	Ventajas	Desventajas
Zigbee	Bajo consumo de energía Tamaño reducido Bajo costo Licencia de uso gratis	Stack de protocolo requerido Requiere de un coordinador de red.
Bluetooth	Se encuentra instalado muchos dispositivos móviles. Optimizado para redes ad-hoc	Piconet con 7 conexiones posibles. Alto consumo de energía Más caro comparado con zigbee

Como se puede ver existen dos diferencias significativas entre las tecnologías Bluetooth y Zigbee, la primera es la capacidad de enviar datos, siendo Bluetooth el sistema que puede enviar mayor cantidad de datos, la segunda diferencia es el costo energético y de operación siendo Zigbee el más efectivo. En realidad el factor determinante para decidir que tecnología usar es la cantidad de información que se desea enviar y la aplicación que se desea ejecutar.

2.3. Texas Instruments ANT

ANT es un protocolo desarrollado por la empresa Texas Instruments para usarse en aplicaciones médicas. Este protocolo es de bajo costo y de bajo consumo energético y su aplicación está orientada a redes de corto alcance.



No. 8 TI ANT chip CC257X

El sensor ANT de TI es un chip dual que combina la tecnología de radiofrecuencia disponible comercialmente, con el microcontrolador (MCU) MSP430TM de menor

consumo energético en el mundo. Los procesadores de red CC257X emiten radiofrecuencia a 2.4 GHz y están fabricados especialmente para trabajar con sensores de aplicación ANT.

2.4. Tendencias en equipos de medición

A pesar de contar con una gran cantidad de dispositivos comerciales como los mostrados en el análisis de los equipos sustitutos, solo mostramos el más significativo que corresponde a la clasificación 3 y el dispositivo de la clasificación 4 que marca la tendencia a futuro de los sistemas de monitoreo medico.

- *Bioharness.*

Es una banda sensora fabrica por Zephyr™, pequeña compañía con base en Maryland, EEUU. Son pioneros en el diseño de dispositivos denominados PSM (*Physical Status Monitoring*) para aplicaciones militares y de investigación.

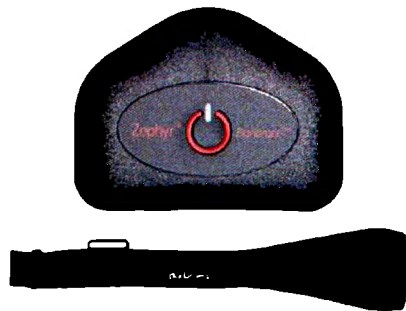


Figura No. 9 Sensor Bioharness de Zephyr

La banda posee las siguientes características:

- Conectividad a un dispositivo móvil con tecnología Bluetooth.
- Medición de frecuencia cardiaca
- Medición de frecuencia respiratoria
- Medición infrarroja de la temperatura de la piel.
- Medición de conductividad de la piel.
- Posee 3 acelerómetros que determina posición
- Memoria interna con capacidad de almacenamiento de 570 horas

- Adquiere mediciones de ECG

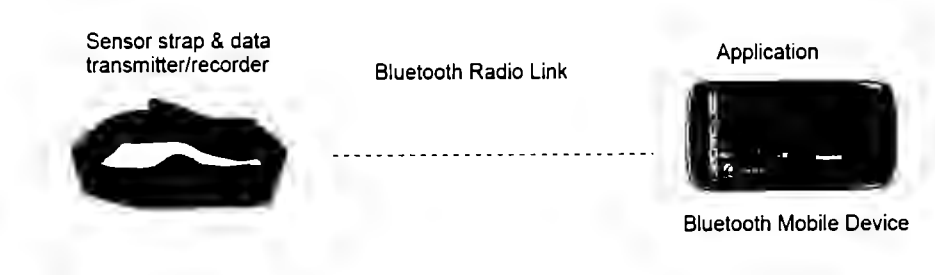


Figura No. 10 Comunicación vía BT del sensor Bioharness y una interfaz de visualización particular

- *Proyecto MyHeart:*

Es un proyecto creado en la Unión Europea orientado al adelanto de sistemas inteligentes para la prevención y monitoreo de las condiciones cardiovasculares. El consorcio MyHeart está conformado por 33 socios en 10 países diferentes, los socios son institutos de investigación, universidades, hospitales médicos y compañías internacionales como Phillips, Vodafone y Medtronic. Comenzó en enero de 2004 y es considerado como uno de los proyectos de investigación biomédica más importantes en la Unión Europea. El proyecto busca integrar sistemas electrónicos de sensado y monitoreo de signos vitales o VBS por sus siglas en inglés, dentro del tejido que constituye la ropa del usuario.

El sistema que proponen consiste sensores acoplados a ropa que poseen la capacidad de transmitir información de signos vitales por medio de Bluetooth hacia un dispositivo portátil y de ahí la información es enviada por internet hacia los servicios de salud, como se muestra en la figura No 11.

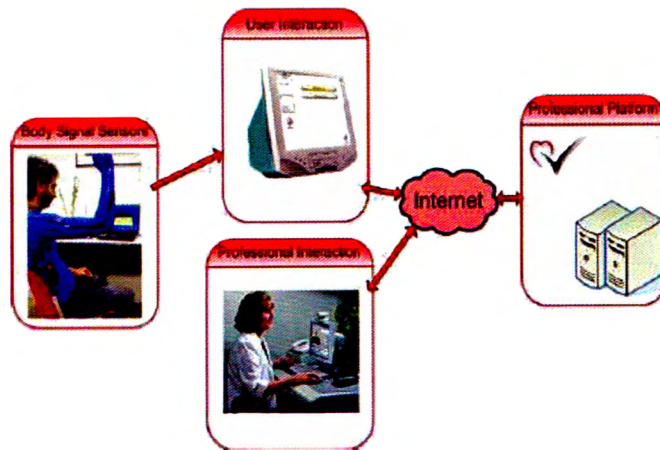


Figura No. 11 Idea del proyecto Myheart

Se plantea que los datos fisiológicos deben de estar al alcance tanto del usuario como del personal médico y de esta manera crearon un sistema de retroalimentación para cerrar el sistema de medición y terapia, (figura No.12.⁹)

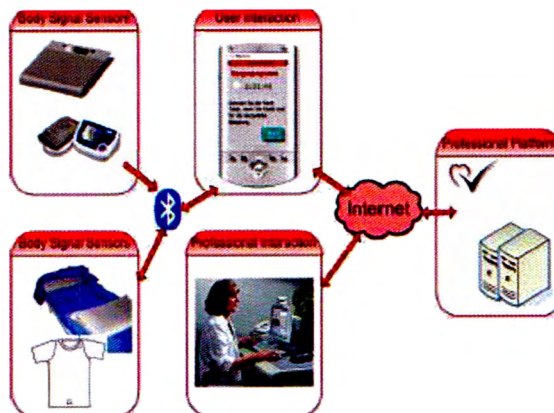


Figura No. 12 Esquema de conectividad del proyecto MyHeart

- *Blood Pressure Monitor Withings*

Este monitor de presión arterial se presentó el pasado 6 de enero en el “*Consumer Electronic Show*” (CES). Este dispositivo es un medidor de presión arterial portátil, la ventaja que ofrece es que los resultados de las mediciones son desplegadas en los equipos portátiles desarrollados por Apple (Iphone, Ipad y Ipod touch) y que a su vez

⁹ Project MyHeart

ofrece el servicio de conectividad a internet, lo que facilitaría el envío de datos (mediciones fisiológicas) a un doctor en particular y permite además generar de forma rápida un historial de mediciones realizadas, registradas por fecha y hora.



Figura No. 13 Monitor de presión Withings

- *EPI Ephone International.*

Ephone International es una compañía que crea este dispositivo, está enfocado para enfermedades cardiovasculares, se trata de un teléfono móvil que mantiene el monitoreo constante de ECG, detectando anomalías. Se encuentra en conexión a una estación (Personal Health Concierge centre) que recibe los datos y registros suministrados en el día. De esta manera se mantiene en contacto con el especialista, es decir, el doctor y mantiene contacto directo sobre el chequeo de su estado físico.

La compañía vende el servicio completo, y es sencillo de utilizarse, pues con tan solo tenerlo en la mano es posible realizar el registro, estando en casa, o en el trabajo, mediante comunicación vía GPRS.

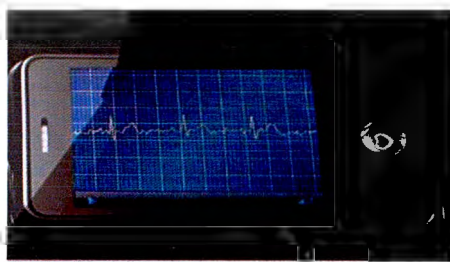


Figura No. 14 EPI monitoreo de ECG

2.5. Java y J2ME

La plataforma sobre la que se desarrolló el programa para el dispositivo móvil es J2ME que es una versión de Java diseñada para operarse en celulares y dispositivos móviles con capacidades de procesamiento y memoria limitadas.

En 1991, la empresa Sun Microsystems patrocinó un proyecto interno denominado Green, cuyo principal creador fue James Gosling. El objetivo era desarrollar un lenguaje basado en C++ para aplicarse en el dispositivos electrónicos inteligentes de uso domestico. El nombre del lenguaje desarrollado fue Java; sin embargo el mercado de electrodomésticos inteligentes no creció tan rápido como se esperaba. Fue en 1993, con la popularidad del internet que Sun Microsystems se percató de la utilidad del software para agregar contenido dinámico y animaciones a las páginas web. En la actualidad Java se encuentra prácticamente en todos los dispositivos electrónicos de uso común.

Los programas de java consisten en varias piezas llamadas *clases*. Estas clases incluyen piezas llamadas *métodos*, los cuales realizan tareas y devuelven información cuando se completan esas tareas. Existen grandes bibliotecas de clases de java, estas se conocen como APIs (Interfaces de programación de aplicaciones) que son creadas por las empresas que venden los compiladores o los desarrolladores de software independientes. Estas bibliotecas, permiten ahorrar una gran cantidad de tiempo al momento de programar que se importan al código y sus instrucciones se mantienen funcionales. El software J2ME o Java 2 Microedition que es la versión de java para dispositivos móviles opera bajo el mismo esquema.

La edición Java 2 Micro Edition fue presentada en 1999 por Sun Microsystems con el propósito de habilitar aplicaciones Java para pequeños dispositivos. En esta presentación, lo que realmente se enseñó fue una primera versión de una nueva Java Virtual Machine (JVM) que podía ejecutarse en dispositivos Palm.

Dentro de la parte de programación en celulares es necesario contar con "CLDC" en los dispositivos móviles. CLDC significa "Connected Limited Device Configuration" y

consiste en una serie de parámetros de estructura que cuenta con las librerías básicas para que la máquina virtual de java pueda ejecutar una aplicación.

3. DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROYECTO

3.1. Etapas del proyecto



A continuación se describen las etapas de desarrollo del proyectos, sus herramientas y las pruebas realizadas.

La primera parte consiste en el diseño de los circuitos analógicos, de donde se obtiene la señal de ECG y Presión Arterial, así como su armado físico y pruebas relacionadas con obtención de señales amplificadas adecuadamente para posteriormente ajustar su transmisión serial con el microcontrolador PIC 18F4550, para el procesamiento de estas señales analógicas obtenidas, manejando el software: PIC CCs Compiler, tinybootloader y hardware adecuado: kit de desarrollo para PIC 18F4550,

El siguiente bloque es la conversión analógica digital utilizando los puertos correspondientes del ADC interno del microcontrolador, realizando la programación necesaria desarrollada en PIC C Compiler.

Después de haber obtenido estos primeros bloques pasamos al siguiente que corresponde a la transmisión vía bluetooth para el cual se requirió de software como: Windows mobile 0007, Bluesoleil y Wireless Tool kit 2.5.2. Realizando los desarrollando los códigos y ajustes necesarios de manera individual, para finalmente probarse en conjunto con los bloques anteriores.

Una vez llegado a este punto se enfatizó en el diseño de la interfaz de manejo, es decir el menú de opciones y forma de despliegue para el usuario y por último de la mano con lo anterior, la visualización gráfica de las señales fisiológicas. Para ello se requirió de conocer el API de Windows mobile 0007 para realizar manejo de gráficos.

3.2. Diseño de la etapa analógica del sistema de monitoreo fisiológico

- **Circuito oscilométrico**

La adquisición y acondicionamiento de la señal de presión, se realizó con el sensor de presión MPX5050GP de Motorola® mostrado en la Figura No.14, con un rango de presión de 0mmHg a 300mmHg, transforma las vibraciones de presión en una señal eléctrica proporcional, que es conducida a una etapa de filtrado, donde se elimina el ruido en el sistema. Se diseñaron filtros pasa altas y pasa bajas, para obtener variaciones de frecuencia de oscilación de presión arterial y calcular la frecuencia cardiaca. Así como también se realizó una amplificación a la señal.

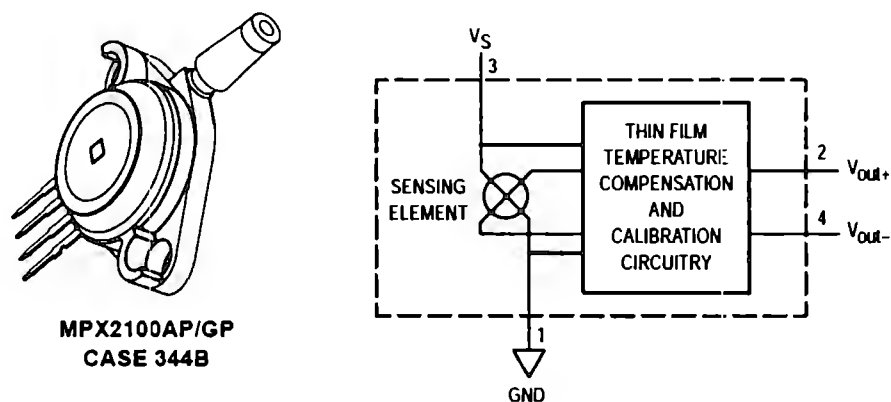


Figura No. 14 Sensor de presión MPX5050GP y diagrama de pines

Utilizando el integrado TL084, se realizó el acondicionamiento de señales y se determinaron las amplificaciones y diseño de filtros adecuados.

El siguiente circuito se tomó como base para realizar el diseño de nuestro circuito analógico de medición de presión arterial. Este esquema es el que se presenta en la hoja de aplicación AN1571 de Motorola para el sensor de presión.

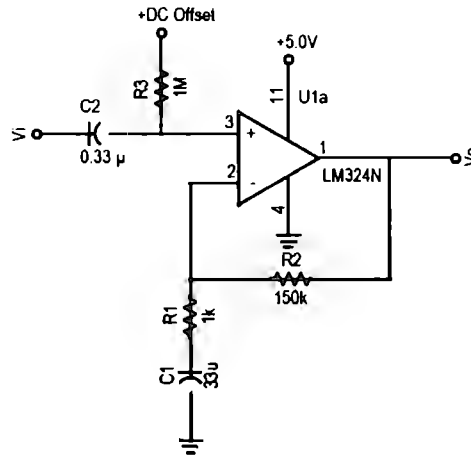


Figura No. 15 Circuito de aplicación del sensor para medición de presión arterial

Cálculos de acondicionamiento de señal:

- Filtro pasa bajas(2do grado):

Suponiendo valores comerciales para $R=12k$ y una $FC=42Hz$

$$C1 = \frac{1.41}{2\pi(42Hz)12k} = .47\mu F$$

$$C2 = \frac{.707}{2\pi(42Hz)12k} = .22\mu F$$

Después de la salida de señal a través del sensor se realiza una amplificación de $G=1000$

$$G = -\left(\frac{Rf}{R1}\right) = \left(\frac{1M}{1K}\right) = 1000$$

y al final del circuito se realiza una amplificación de $G=10$ de acuerdo a la fórmula:

$$G = \left(1 + \frac{10K}{1K}\right) = 11$$

por lo que la señal obtenida al final es amplificada con una ganancia total de $G=10000$ APROX., esto para el circuito completo y salida de la señal de presión.

De manera que el diseño quedó de la siguiente manera:

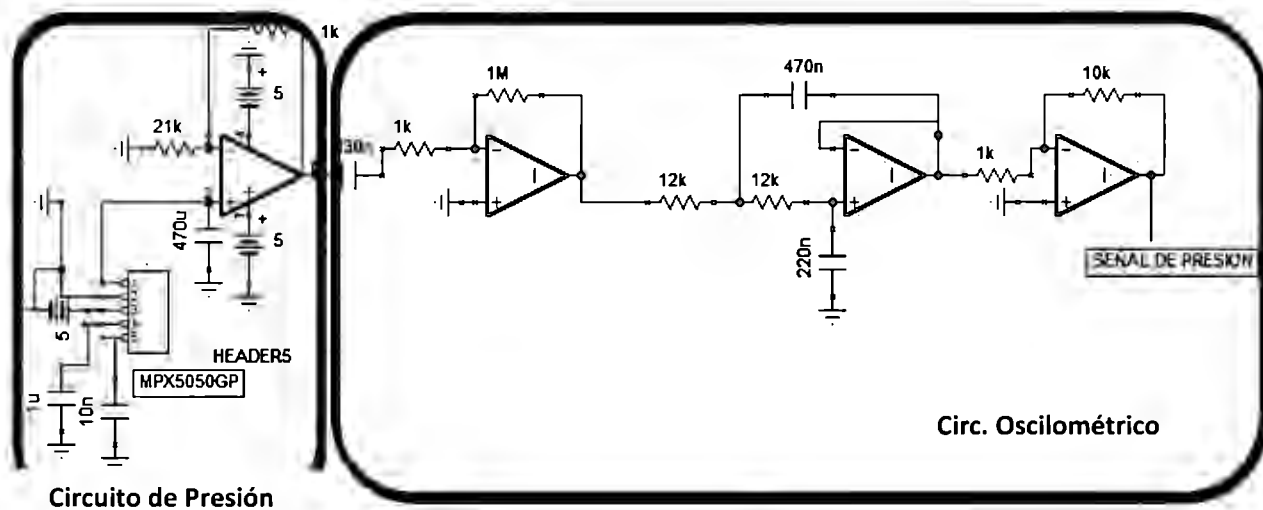


Figura No. 16 Circuito de presión-oscilometría

- **Circuito de electrocardiograma**

El circuito de un dispositivo electrónico de un registro de electrocardiograma es el siguiente:

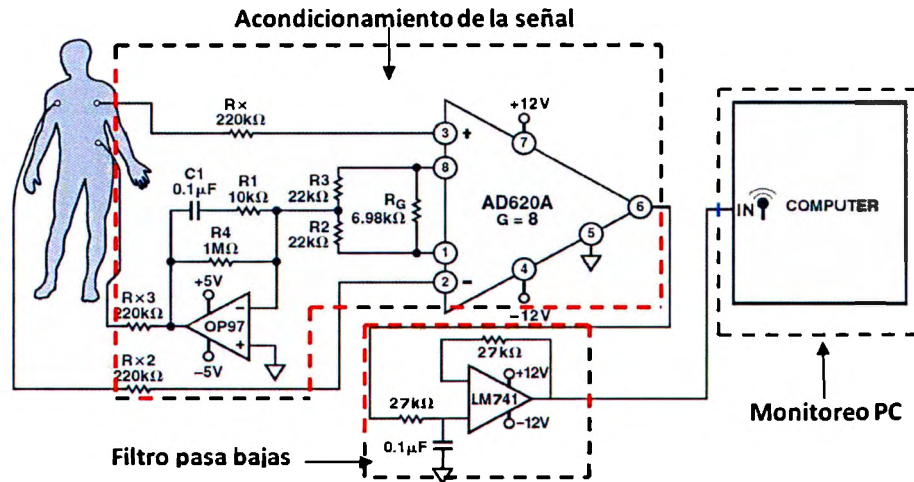


Figura No. 17 Esquema general de circuito de electrocardiograma

Consta de tres fases: adquisición de señal (electrodos), acondicionamiento de la señal, filtros diseñados a frecuencias especificadas a 5 y 40Hz para eliminar ruidos y tener una señal limpia, y por último despliegue de señal.

A su vez el acondicionamiento de señal está compuesto por las ampliaciones necesarias en el esquema de la figura No. 17 se utiliza un OPAMP de instrumentación AD620A, que recibe las señales fisiológicas amplificándolas, con una ganancia de 8.

Con base en lo anterior, nuestro primer paso para el diseño fue realizar los cálculos necesarios de los valores adecuados para la filtración y amplificación de la señal obtenida.

Cálculos de acondicionamiento de la señal

Amplificador de instrumentación AD620.

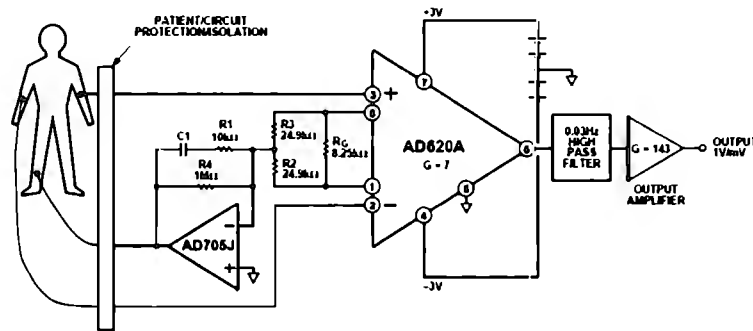


Figura No. 18 Amplificador de instrumentación AD620 aplicado en ECG co

Fórmulas de ganancia(a) y voltaje de salida (b):

$$Gd = \frac{R3}{R2} \left(1 + 2 \frac{R1}{aR} \right)$$

$$Vo = E1 - E2$$

Por lo tanto nuestros cálculos quedan de la siguiente manera:

$$Gd = \frac{R3}{R2} \left(1 + 2 \frac{R1}{aR} \right) = \frac{10k}{10k} \left(1 + 2 \frac{24.7k}{1.8k} \right) = 27$$

$$Vo = E1 - E2$$

Necesitamos un de Gd=2. Obtenemos que:

$$R1=10k$$

$$R2=10k$$

$$R3=10k$$

Es necesario saber que el ancho de banda que se maneja en la adquisición de la señal es de 5 Hz para remover el ruido de DC y 40 Hz por lo tanto:

Filtro pasa bajas (2do grado): $F_c=40\text{Hz}$. Suponiendo valores comerciales para $R=1.2\text{k}$

$$C1 = \frac{C_{\text{tabla}}}{2\pi f c R} = \frac{1.414}{2\pi(40\text{Hz})1.2\text{k}} = 4.7\mu\text{F}$$

$$C2 = \frac{C_{\text{tabla}}}{2\pi f c R} = \frac{.707}{2\pi(40\text{Hz})} = 2.3\mu\text{F}$$

Correspondiente a una frecuencia de corte 5Hz tenemos que:

Suponiendo valores comerciales para $C=47\mu\text{F}$

Filtro pasa altas (2do grado):

$$R1 = \frac{R_{\text{tabla}}}{2\pi f c C} = \frac{.707}{2\pi(5\text{Hz})47\mu\text{F}} = 4.7\text{k}$$

$$R2 = \frac{R_{\text{tabla}}}{2\pi f c C} = \frac{1.414}{2\pi(5\text{Hz})47\mu\text{F}} = 9.5\text{k}$$

Se amplificó la señal de entrada $G=35$

Obteniendo una ganancia total de $G_{\text{final}}= 980$

Diagrama del circuito con los valores propuestos anteriormente:

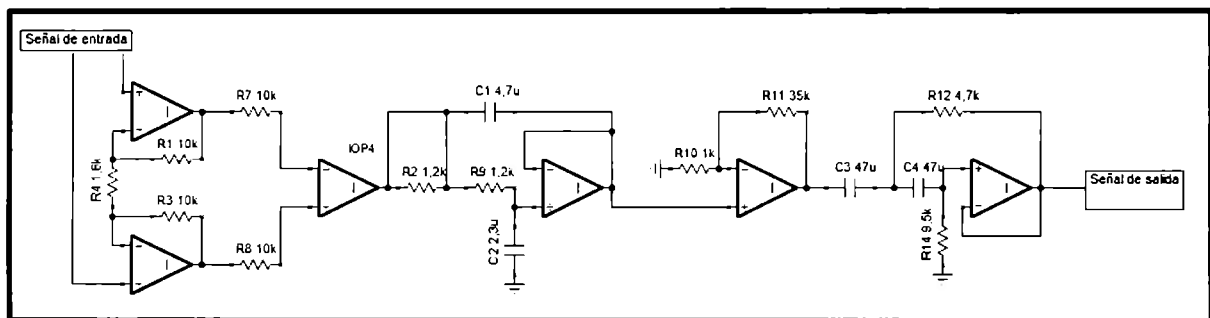


Figura No. 19 Circuito de ECG

3.3. Programación del microcontrolador

En este bloque se desarrollo el programa de conversión analógico-digital de los datos obtenidos para los circuitos antes descritos. Para esta tarea se utilizó la suite de programación PIC C compiler® de la compañía Customer Consumer Services (CCS) y el programa TINY Bootloader® para cargar el programa dentro del microcontrolador.

- **Microcontrolador PIC 18F4520**

Este dispositivo microcontrolador es compatible con USB V2.0, trabaja a una velocidad: baja de 1.5Mb/s y completa a 12Mb/s. Tiene una frecuencia de operación de DC-48Mhz con una memoria de programación de 32768, mientras que su memoria de instrucciones corresponde a 16384 (bytes).

En su conexión periférica encontramos que está constituido por 4 puertos I/O A, B, C, D y E, así como también de 4 timers, 3 interrupciones externas y maneja 13 canales de conversión analógica-digital de 10 bits y su comunicación serial es MSSP- USART. Por otra parte maneja en 3 diferentes encapsulados: 40-pin PDIP, 44-Pin QFN y 44-Pin TQFF.

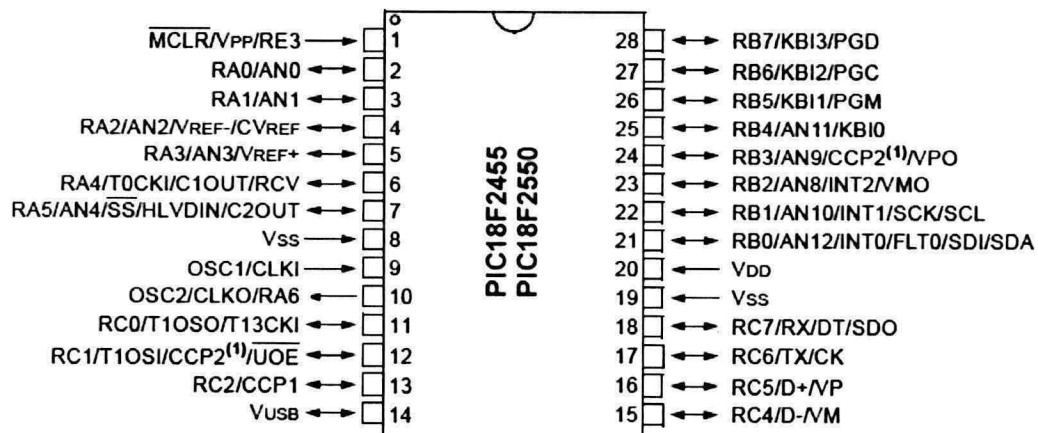


Figura No. 20 Esquema del encapsulado del PIC18F4550

- **TINY Bootloader®**

Este programa es esencial para cargar el programa desarrollado en la suite PIC C. Este software es importante porque permite programar rápidamente el microcontrolador y para esto es necesario hacer algunos ajustes al microcontrolador.

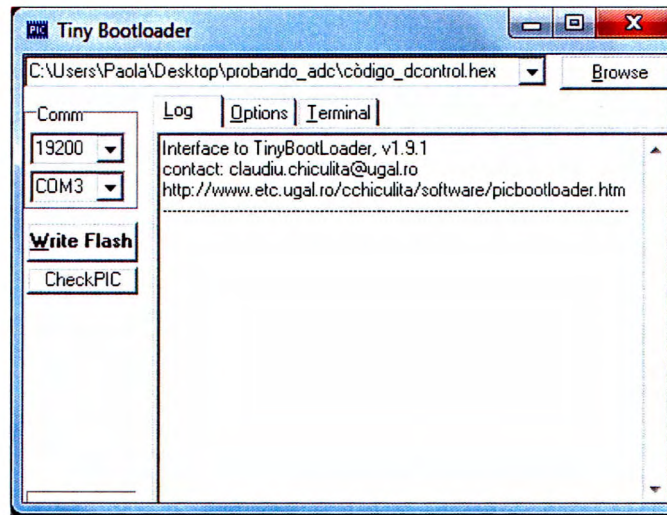


Figura No. 21 Interfaz de usuario del tinybootloader

El bootloader es un programa que se almacena dentro del microcontrolador que facilita la programación del microcontrolador y permite realizar pruebas de funcionamiento del código almacenado en el microcontrolador ya que se establece una comunicación directa con la computadora a través del puerto serial y el kit de desarrollo del pic.

El programa bootloader recibe de la computadora un programa y lo escribe en la memoria flash del microcontrolador. Para que el programa bootloader se ejecute cada vez que se desea reiniciar la ejecución es necesario reubicar las primeras cuatro instrucciones del código y el software Tiny Bootloader® realiza esta tarea de forma automática. El esquema del programa dentro del microcontrolador queda ilustrado en la figura No.22

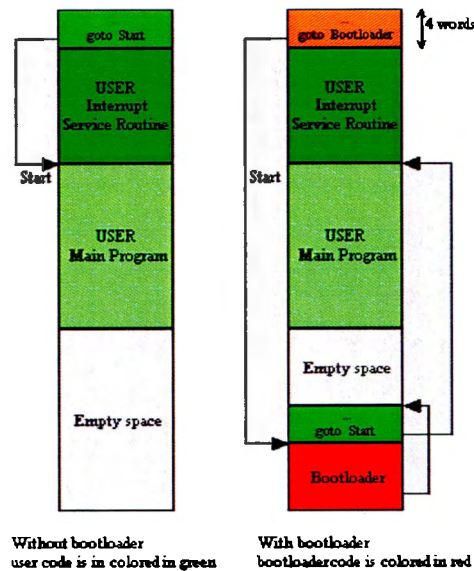


Figura No. 22 Esquema de funcionamiento de Bootloader

Este programa permite ajustar el puerto de comunicación habilitado para enviar el archivo hexadecimal creado por el compilador y modificar la frecuencia del trabajo.

- **PIC CCS compiler®**

La suite de desarrollo PIC C cuenta con varias herramientas integradas que permiten desarrollar, probar y debug aplicaciones que se ejecutaran en Microchip PIC. La parte central de esta suite es el compilador de lenguaje C que utiliza, y que junto con la biblioteca de instrucciones y paquete de operadores estándar de C permite crear aplicaciones con menor cantidad de líneas de código, lo cual representa un ahorro en espacio de memoria y tiempo de procesamiento del microcontrolador. Por otro lado esta suite posee drivers de control para puertos periféricos como el monitor de puerto serial, lo que permite probar el funcionamiento del programa.

El ambiente de desarrollo es muy similar al otras interfaces de programación como es el caso de Java NetBeans. Cuenta con una sección de menú en la parte superior de la pantalla, donde encontramos los botones para generar proyectos, compilar el programa y acceder a las herramientas de prueba como el monitor de puerto serial.

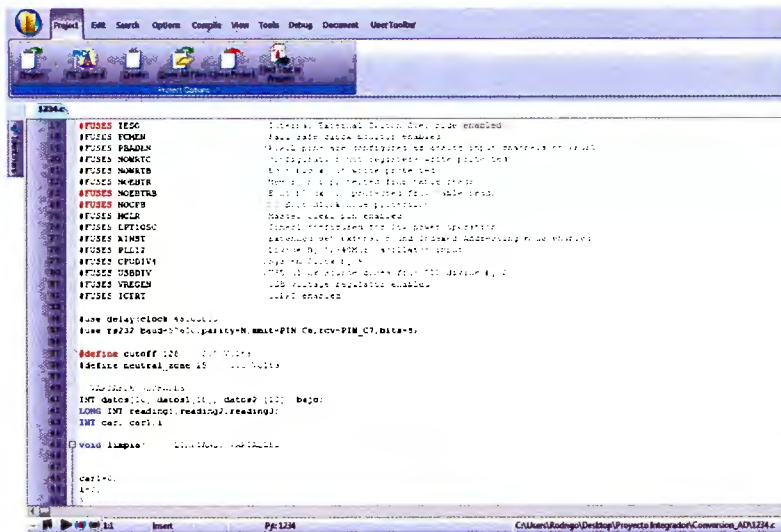


Figura No. 23 Entorno de programación PIC CCs compiler

Además de la conversión analógico-digital de la información, se escribió el programa para enviar los datos como valores numéricos de tipo ASCII por puerto serial (RS232) de control y el control de la bomba que infla el manguito de presión. Este control se hace tomando en cuenta la información recabada del circuito medidor de presión para limitar el inflado del manguito, mientras que la información del circuito oscilométrico se utiliza para hacer el cálculo de la presión arterial.

Diagrama del programa del PIC

El PIC espera recibir un valor enviado por BT desde el teléfono celular.

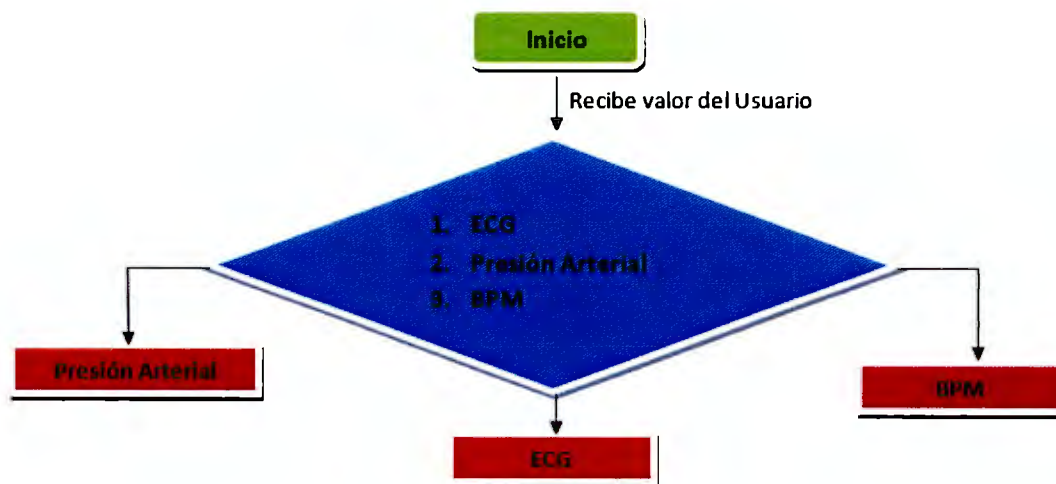


Figura No. 24 Inicio del programa del PIC

1. Presión arterial



Para poder realizar el muestreo de datos de presión, es necesario realizar una calibración previa, para reducir el error en las muestras y poder obtener un valor más exacto al momento de aplicar el algoritmo de oscilometría.

Calibración de la conversión de datos

El muestreo se realiza a una frecuencia de 80Hz por lo que se obtiene una muestra cada .0125 seg. Esto porque la frecuencia máxima es de 40 Hz dentro del sistema de medición y de acuerdo al teorema de Nyquist se debe muestrear al menos con una frecuencia dos veces mayor que la señal original. Se realizó la conversión A/D de la presión y se obtuvo la siguiente gráfica:

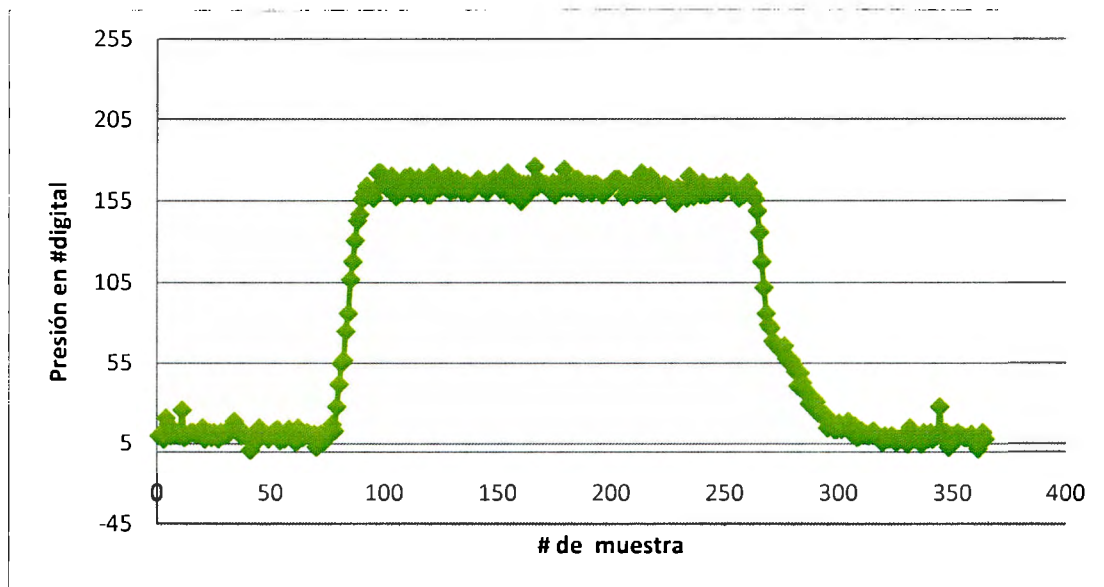


Figura No. 25 Valores de calibración

De acuerdo al registro anterior se realizó la siguiente aproximación tomando 10 valores para cada caso, y de esta manera determinar el valor equivalente aproximado en valores de 0 a 255 de cada presión en mmHg.

Equivalente para 200 mmHg	165,7
Equivalente para 0 mmHg	8,454545455

Por lo que se pudo calcular la pendiente:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{200 - 0}{165.7 - 8.45} = 1.272$$

Una vez obtenida la pendiente es posible determinar mediante programación el valor de la presión en mmHg. Pues cada valor registrado del canal conectado al sensor, es convertido a su valor digital y multiplicado por la pendiente para obtener el valor en mmHg.

Del circuito analógico de presión se obtienen dos salidas, una que refiere a la presión medida directamente del sensor, y la otra es esta misma señal acondicionada para tener mejor observación de las oscilaciones (de acuerdo al método oscilométrico). De la comparación de ambos canales se determina la presión sistémica.

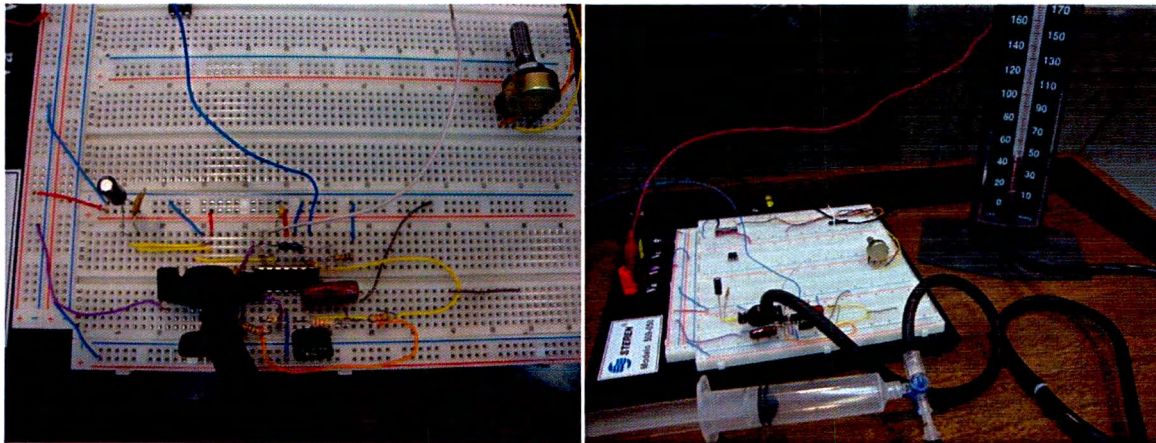


Figura No. 26 Circuito en oscilometría y pruebas de calibración

Como se muestra en la figura, esta calibración se realizó con una con una de mercurio, en donde se fue verificando la presión correspondiente a cierto número digital.

2. ECG



3.4. Comunicación serial microcontrolador –PC.

- **Kit de desarrollo**

La transmisión se realiza mediante un kit de desarrollo para el PIC 18F4550, figura No.27 muestra un ejemplo de la conexión y del dispositivo para un PIC18F452, que finalmente nos sirve como ilustración del sistema utilizado para cargar el programa al microcontrolador y probar su funcionamiento.

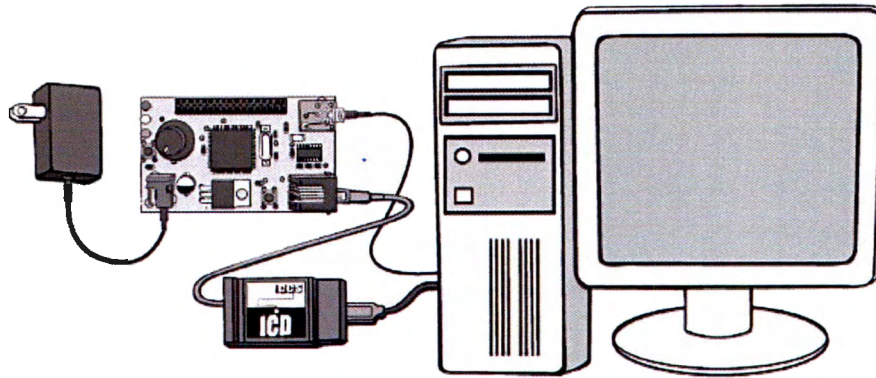


Figura No. 27 Kit de desarrollo

Una vez establecida la conexión se puede programar en el pic, es decir se traspasa el código diseñado mediante el programa programa tinyBldWin. El programa tinyBldWin carga en la memoria del microcontrolador el archivo con terminación .hex que se generó cuando se compilo el programa usando el software PIC CCs. Dentro de los parámetros que se deben de controlar están los baudios y el puerto de la computadora destinado para la comunicación con el kit de programación, en nuestro caso los valores fueron de 19,200 baudios y puerto de comunicación COM3.

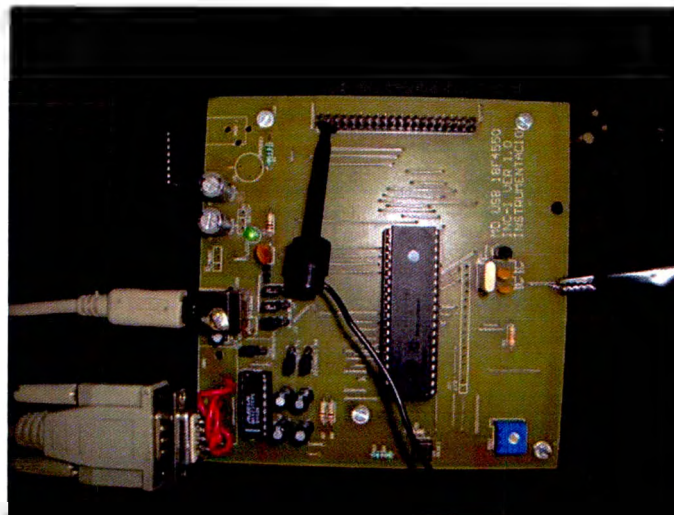


Figura No. 28 Kit de programación y prueba de PIC

Para realizar la prueba de conversión analógica-digital de datos se aplico con el generador de funciones un señal senoidal con voltaje pico-pico de 5V, frecuencia 5 Hz y con un offset de 2.5 V. La frecuencia es baja para que podamos visualizar los datos en el visor de puertos del programa PIC C y el offset es necesario ya que el conversor analógico-digital solo puede operar con valores positivos.

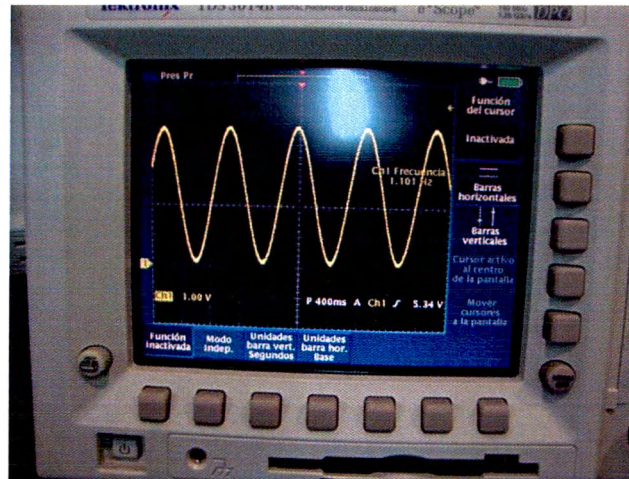


Figura No. 29 Señal de prueba

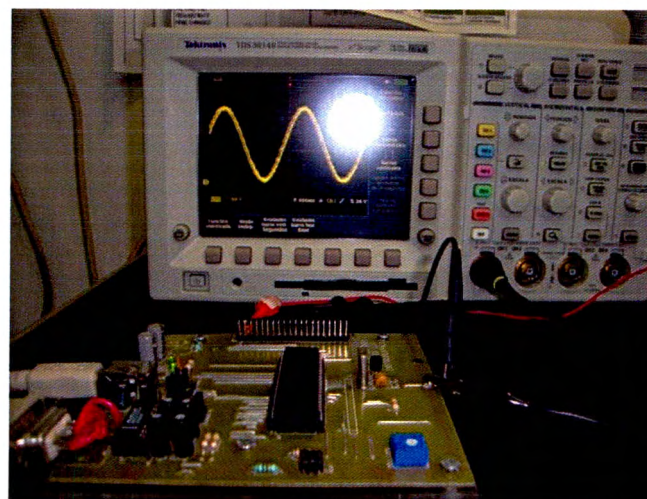


Figura No. 30 Circuito de prueba y señal de entrada

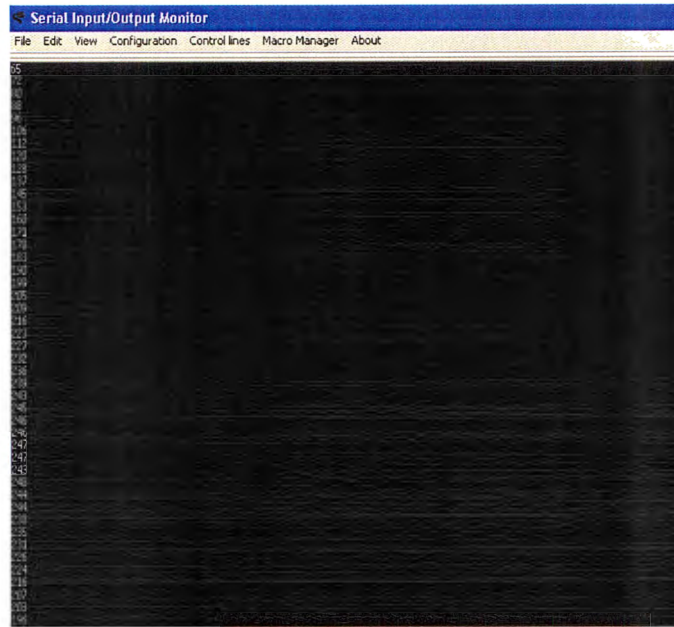


Figura No. 31 Visualización de datos en monitor de puerto serial

Con los valores obtenidos de la conversión se realizó una gráfica en el programa Microsoft Excel para corroborar que los datos obtenidos del microcontrolador estaban correctos, incluso se modificó la frecuencia para ver los cambios.

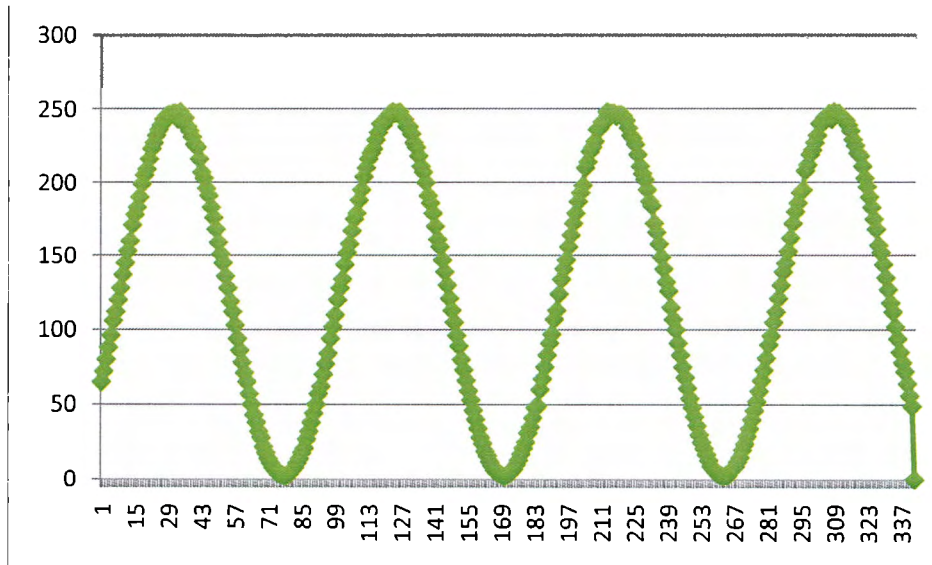


Figura No. 32 Gráfica de datos

3.5. Transmisión y recepción de datos por Bluetooth

En este bloque, se realizó la programación del modem Bluetooth Parani modelo ESD 100 fabricado por la empresa SENA y se realizó la transmisión de datos de forma inalámbrica entre el microcontrolador y la computadora, la cual se revisó utilizando el monitor de puertos del programa PIC CCs.

- Parani ESD 100.

Es un modulo utilizado para comunicación serial inalámbrica por medio de tecnología Bluetooth. El modelo que se usó es el ESD 100 con un alcance de 100 metros. Este modem soporta la técnica de comunicación Bluetooth denominada "Frequency Hopping Spread Spectrum" lo que le permite al modem reducir la interferencia de radio y previene el robo de información. Para utilizar el modem Parani, es necesario programarlo antes de usar, de acuerdo a los diferentes modos de conexión que tiene y para esto se utiliza la tarjeta de configuración que se muestra en la figura No.33

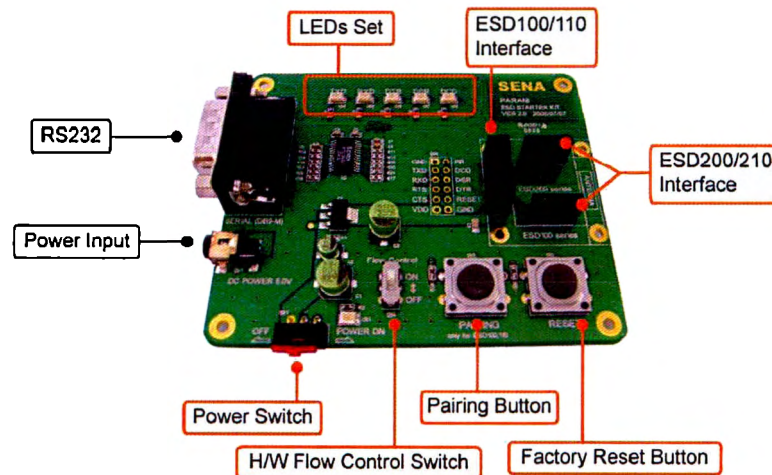


Figure 2-1 The panel layout of Jig Board

Figura No. 33 Tarjeta de configuración del modem BT Parani ESD 100

- Descripción de los modos de operación del modem de BT

Tabla No. 4 Modos de operación del modem BT

Modo	Descripción
Modo 0	En este modo no existe respuesta cuando por parte del modem cuando se enciende o se presiona el botón de reset. EL Parani se encuentra esperando por la entrada de los comando AT.
Modo 1	En este modo el Parani-ESD busca conectarse siempre con el último dispositivo con el cual se sincronizó. En esta configuración el modem se queda en estado Maestro.
Modo 2	En este modo el Parani-ESD espera que el último dispositivo con el cual se sincronizo, establezca la conexión. En esta configuración el modem se queda en estado esclavo.
Modo 3	En este modo, el Parani-ESD espera por cualquier dispositivo que desea conectarse con él. El modem se encuentra en estado visible todo el tiempo.

- **Pruebas de comunicación**

Para realizar las pruebas de comunicación y verificar que los resultados del código sean los esperados. Se utiliza la herramienta de monitor para visualizar salida y entrada por puerto serie, que ofrece el software PIC-C COMPILER®. Una vez que se elige del menú TOOLS→ Input/ Output serial Monitor Saldrá la venta que aparece en la figura No. 15 en donde se sincroniza el baud rate de transmisión del PIC con la del software de prueba en este caso 57600.

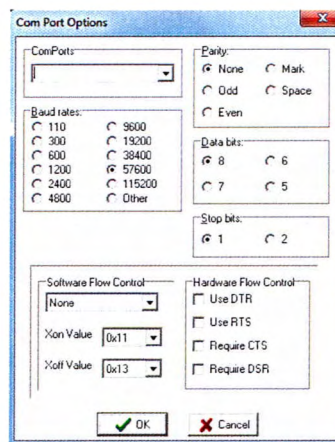


Figura No. 34

Posteriormente aparecerá la ventana de prueba que se muestra en la siguiente figura No. 35.

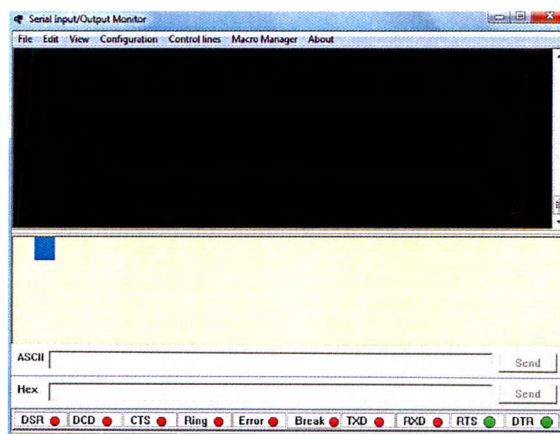


Figura No. 35 Pantalla del monitor de puerto serial del PIC C

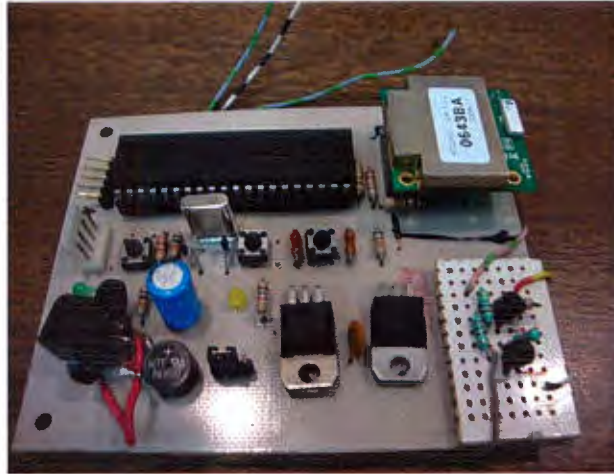


Figura No. 36 Circuito de prueba con modem BT conectado

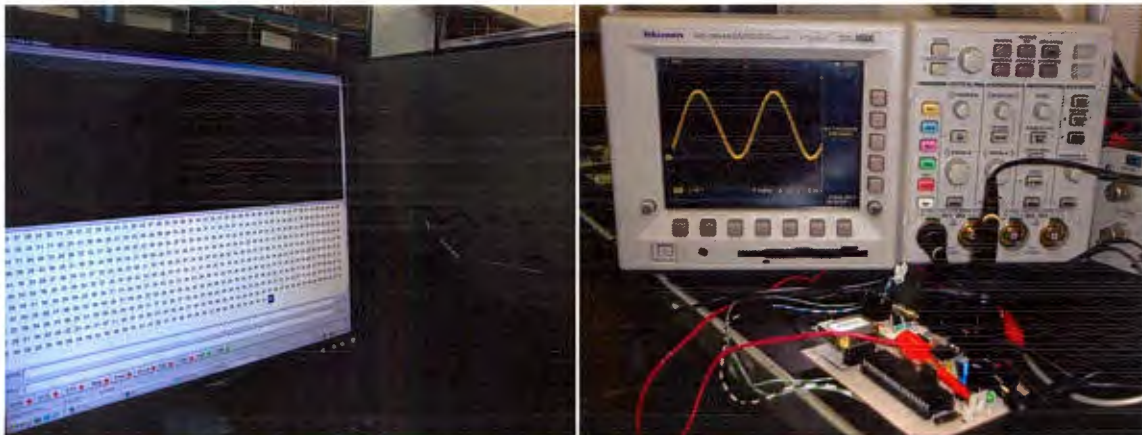


Figura No. 37 realizando prueba de comunicación

Se aplicó la misma señal de prueba que en la etapa anterior, señal senoidal de 5V pico-pico, frecuencia 5 Hz y offset 2.5 V. Con los valores obtenidos de la conversión se realizó una gráfica en el programa Microsoft Excel para corroborar que los datos obtenidos del microcontrolador estaban correctos.

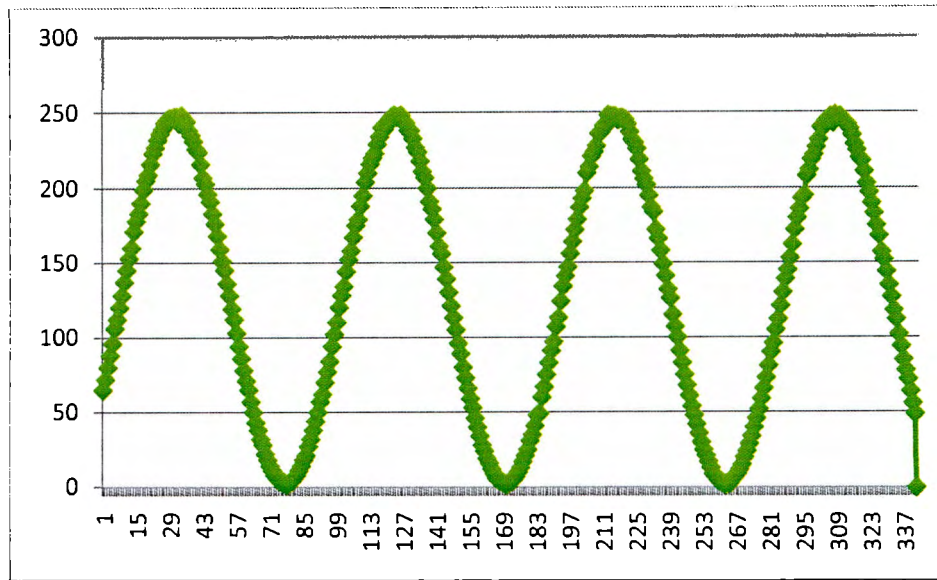


Figura No. 38 Gráfica de prueba de transmisión

3.6. Programación del dispositivo móvil

En este bloque del proyecto se desarrollo el programa para la visualización de los datos, para poder realizar esta tarea fue necesario utilizar las herramientas Wireless Toolkit® y el entorno de programación Mobile Processing 0007®.

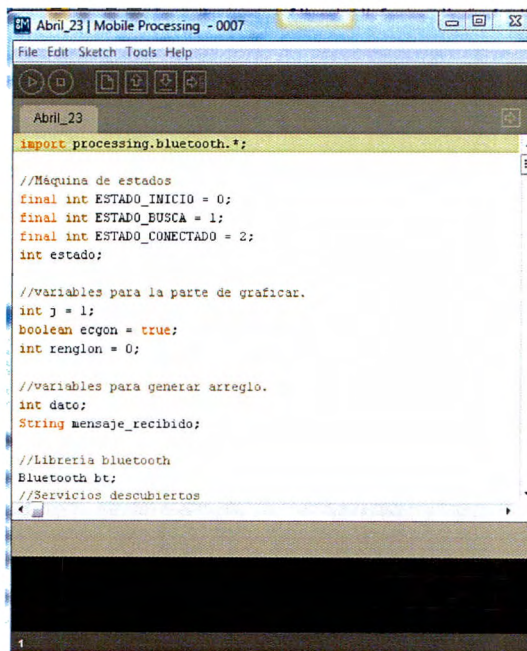
- **Wireless Toolkit®.**

Es un conjunto de herramientas para el desarrollo de aplicaciones inalámbricas que se basan en la plataforma J2ME, *Connected Limited Device Configuration* (CLDC) y *Mobile Information Device Profile* (MIDP), diseñadas para funcionar en teléfonos celulares y otros pequeños dispositivos móviles. Sun Java Wireless Toolkit 2.5® incluye entornos de emulación, características de optimización y rendimiento, documentación y ejemplos útiles para lograr eficientes y exitosas aplicaciones. Es similar a J2ME Wireless Toolkit 2.2® y tienen incluidos varios modelos de dispositivos celulares para la simulación.

- **Mobile Processing 0007 ®**

Es un ambiente de programación creado por Francis Li en mayo de 2007. Es una aplicación libre, y provee de un ambiente para desarrollar programas y software para teléfonos móviles. Su desarrollo se basa en la plataforma de desarrollo Processing que fue creada en 2007 por Ben Fry y Casey Reas. Mobile processing utiliza la misma estructura que los programas de desarrollo de J2ME como Netbeans; la ventaja este software radica en la simplicidad en sus instrucciones y en la creación automática de las clases necesarias para ejecutar el programa en un dispositivo móvil. Como se menciona, este programa al compilar el código los archivos con extensión .jar que se exportan al dispositivo móvil y que son el único requerimiento de la maquina virtual de java para poder ejecutar el programa en el celular.

Este software cuenta con bibliotecas de códigos orientadas al manejo de sonido, video, imágenes, servicios de mensajería (Bluetooth, sms, mms), servicio de telefonía y navegación en internet para dispositivos móviles. Cuenta además con soporte para varias marcas de dispositivos móviles como: RIM Blackberry®, Nokia®, Motorola® y Sony Ericsson®.



```
Abri_23 | Mobile Processing - 0007
File Edit Sketch Tools Help
Abri_23
import processing.bluetooth.*;

//Máquina de estados
final int ESTADO_INICIO = 0;
final int ESTADO_BUSCA = 1;
final int ESTADO_CONECTADO = 2;
int estado;

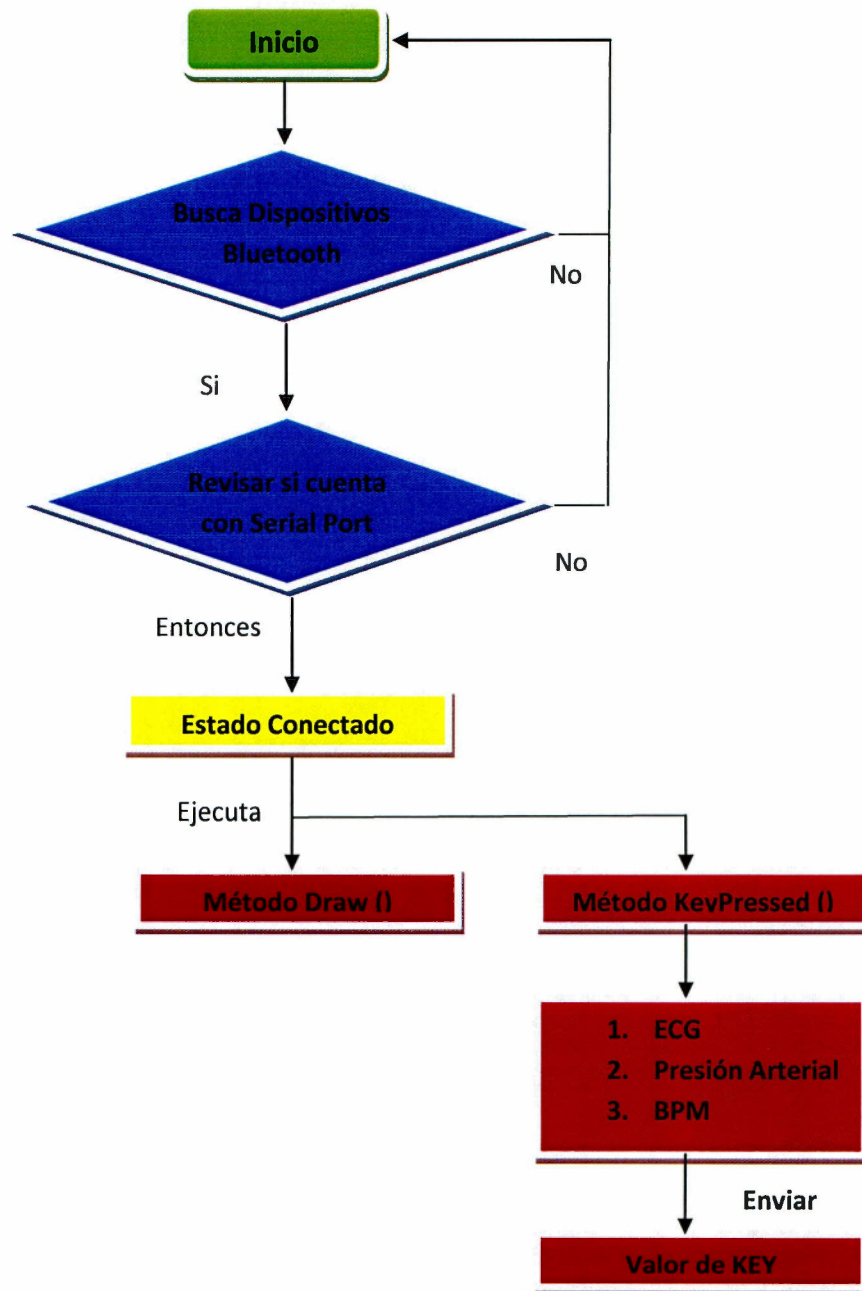
//variables para la parte de graficar.
int j = 1;
boolean ecgon = true;
int renglon = 0;

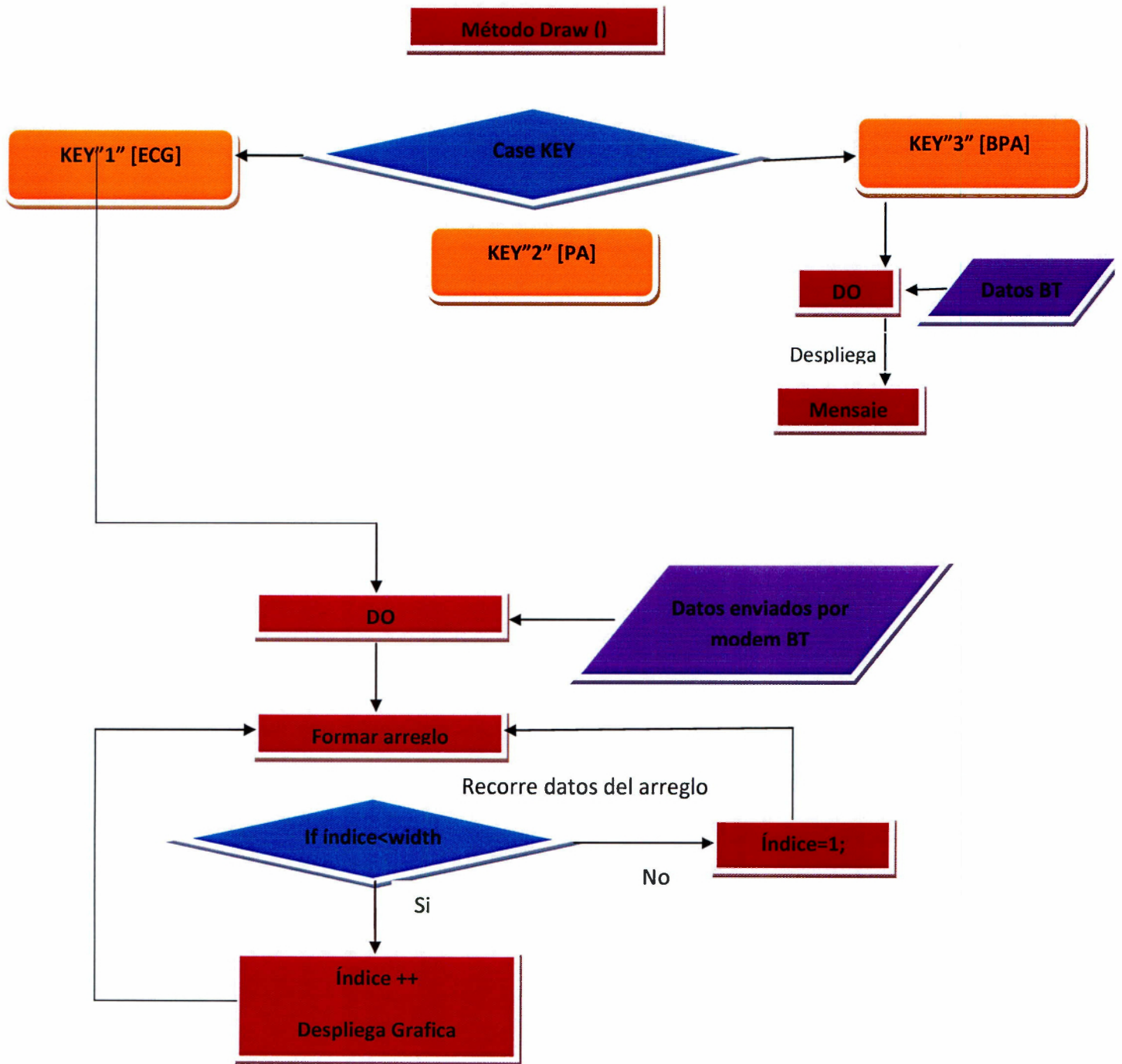
//variables para generar arreglo.
int dato;
String mensaje_recibido;

//Libreria bluetooth
Bluetooth bt;
//Servicios descubiertos
```

Figura No. 17 Ambiente de desarrollo de Mobile Processing 0007

- Diagrama de bloques del programa desarrollado.





3.7. Visualización de datos en dispositivo móvil

En esta etapa podemos ver el funcionamiento del programa realizado funcionando en un teléfono celular Nokia® modelo 7230C que cuenta con maquina virtual de Java. El esquema de operación que sigue el programa es el siguiente:

1. En la pantalla inicial, se presentan los logotipos de las instituciones que participaron en el desarrollo de este proyecto:
 - a. Departamento de Instrumentación Electromecánico del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez.
 - b. Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Monterrey.

Nota: Es importante señalar que el programa funciona únicamente utilizando el teclado numérico del celular.

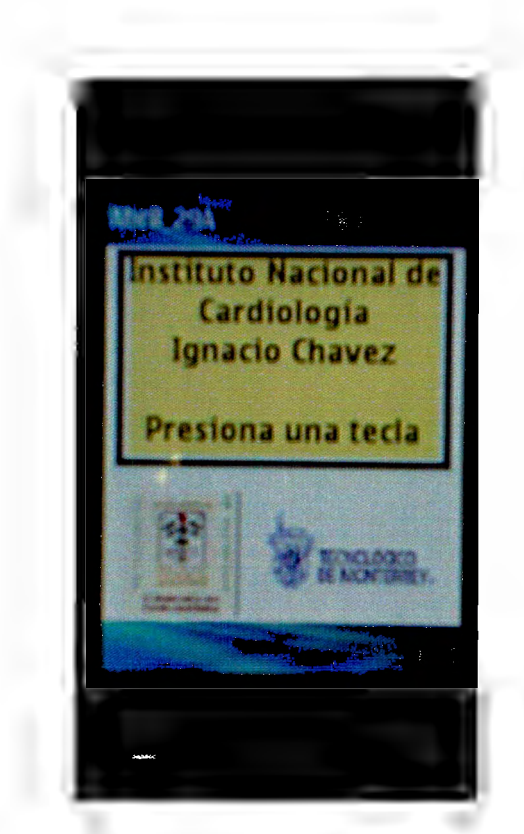


Figura No. 39 Pantalla de Inicio

2. Se inicia de forma automática la función de buscar dispositivos con Bluetooth en estado visible y se procede a determinar cuáles de estos servicios cuentan con

la función Serial Port Profile y despliega las opciones que cumplen con estas dos condiciones.



Figura No. 40 Pantalla de opciones de conectividad

3. Después de haber seleccionado el servicio de bluetooth al cual se desea conectar (en nuestro caso el servicio debe ser el modem BT Parani que se encuentra conectado a nuestro sistema de adquisición de datos fisiológicos) y pregunta al usuario si desea conectarse y permitir el intercambio de información.

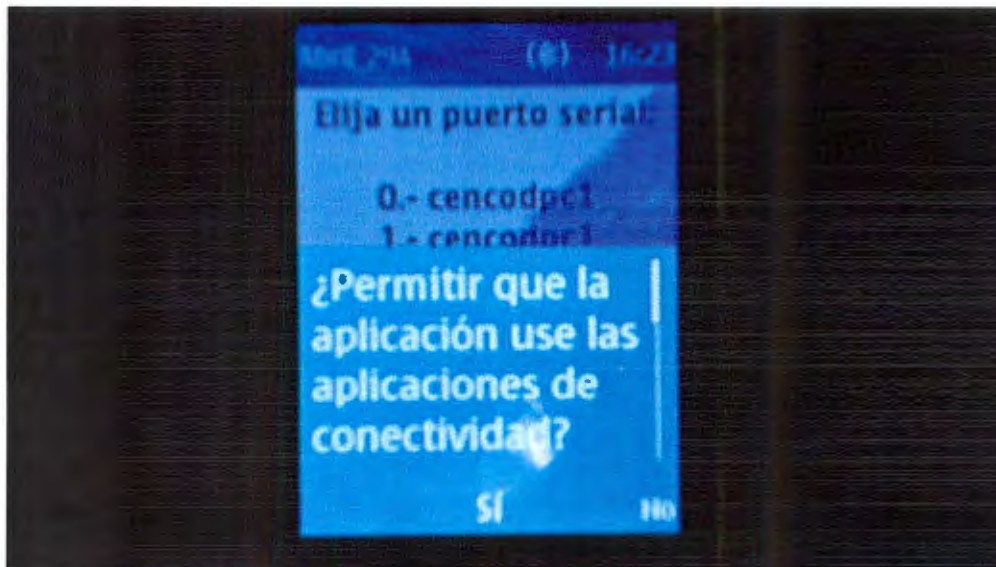


Figura No. 41 Pantalla de Conexión

- Una vez establecida la conexión entre el celular y el sistema de adquisición de datos, se presenta la pantalla de menú. Esta pantalla presenta tres opciones a elegir por el usuario: sistema de visualización de la señal de electrocardiograma, sistema de despliegue de datos de presión arterial y sistema de visualización de datos de frecuencia cardiaca. Una vez que se elige una de estas opciones, el dispositivo móvil envía un valor numérico al microcontrolador que a su vez, lo relaciona con el canal analógico que debe muestrear.



Figura No. 42 Pantalla de menú

- Una vez seleccionado el servicio que desea el usuario, el dispositivo móvil espera la información enviada desde el sistema de adquisición de datos fisiológicos. Posteriormente, el celular despliega la pantalla con la información requerida.

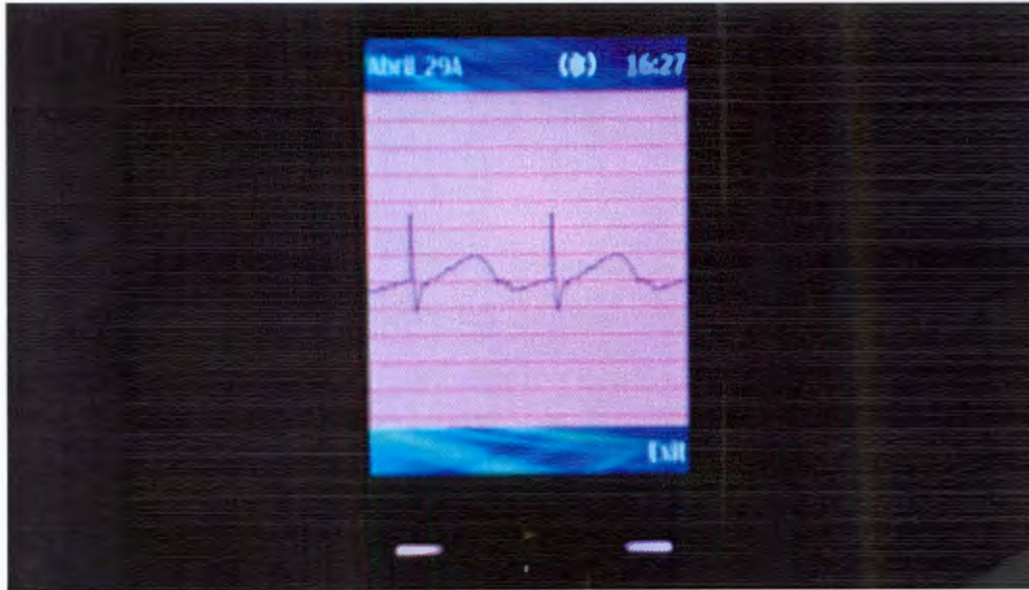


Figura No. 43 Pantalla de visualización de datos de ECG



Figura No. 44 Pantalla de visualización de datos de presión arterial

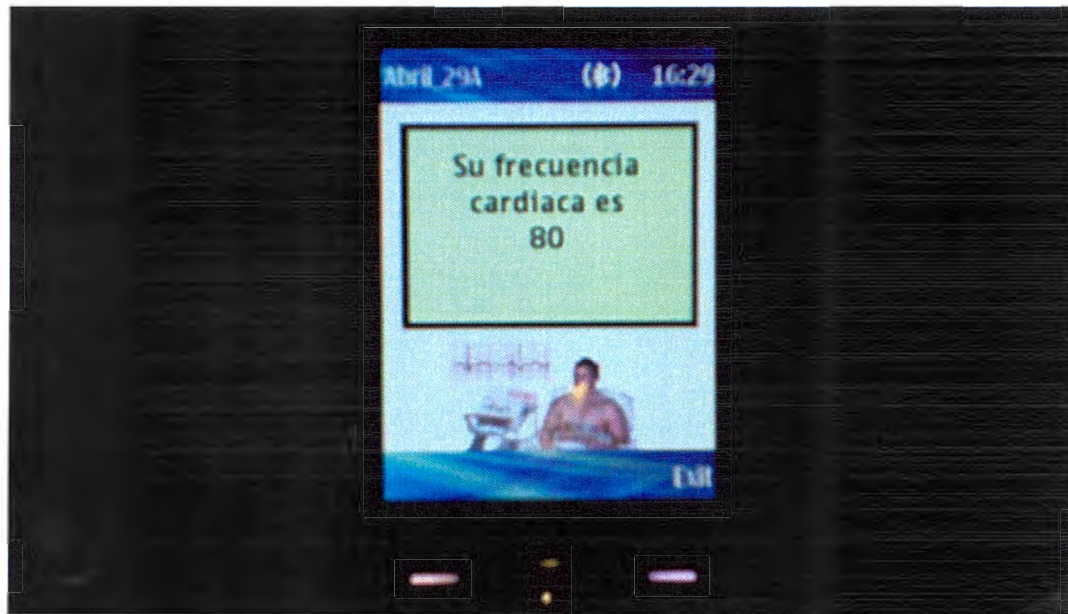


Figura No. 45 Pantalla de visualización de datos de frecuencia cardiaca

CONCLUSIÓN

Se desarrolló un sistema capaz monitorear y registrar la actividad cardiaca, mediante el diseño de los circuitos analógicos, en el caso del ECG se acondicionó la señal con una amplificación del orden de 1000 veces y un filtrado especial limitado entre las frecuencias de 5 y 40 Hz; de igual forma en el circuito de presión arterial se adecuó la señal para una frecuencia de 42 Hz y una amplificación de $G=10000$.

La etapa analógica se integró con la programación, y nuestro sistema de medición quedó automatizado. Por ejemplo, en el caso de medición arterial, el control de la compresora y la válvula electrónica de escape, que en conjunto con el algoritmo de medición nos determinan la presión sistémica (sistólica y diastólica).

Todo se logró mediante la transmisión de datos por puerto serial al modem BT Parani el cual transmite los datos de forma inalámbrica bajo el mismo perfil (SPP). Para ello se generó un programa que permite realizar la búsqueda de dispositivos móviles con bluetooth en estado disponible y busca que cuente con puerto serial activado.

El sistema diseñado logra la conexión entre la etapa con el modem y despliega en pantalla un menú (ECG, Presión arterial y frecuencia cardiaca) y el usuario escoge un servicio. Con lo cual se llegó a obtener un manejo sencillo e integrado del sistema deseado como objetivo principal. Simplemente un sistema, que al seleccionar una opción el programa envía por BT al microcontrolador un valor numérico y a su vez relaciona con el canal analógico que se desea muestrear, comienza la adquisición de datos y el ciclo de empaquetamiento, procesamiento y la transmisión serial culminando con el despliegue en pantalla.

Creemos que este proyecto cuenta con una gran oportunidad para desarrollarse y crear un producto capaz de llegar a ser comerciable. Vemos que existen en la actualidad, muchas personas interesadas en el desarrollo de aplicaciones de medicina móvil que puedan aprovechar las plataformas tecnológicas que brindan las PDA y otros dispositivos electrónicos y un gran ejemplo de esto es el sensor bioharness o el monitor de presión arterial Withings presentado este año en la CES. En este proyecto, nos enfocamos a un dispositivo de telefonía celular Nokia de mediana gama que a pesar de

proporcionar un ambiente amigable para el desarrollo se encuentra limitado en su capacidad de procesamiento, por lo cual requiere de la versión de java J2ME. Una mejora sustancial del sistema de visualización sería migrar el desarrollo a una plataforma tecnológica mejor, que cuente con una mayor capacidad de procesamiento y una pantalla más grande, como un computador textbook.

En particular este proyecto ha sido uno de los más retadores a nivel de conocimiento y manejo tiempo. Ya que aprender conceptos de otras disciplinas como comunicaciones y programación J2ME de forma rápida. Esta limitación en tiempo, no nos permitió desarrollar el código para obtener la frecuencia cardíaca, ni hacer pruebas de todo el sistema íntegro.

TRABAJO A FUTURO

- Desarrollar el programa para obtener la frecuencia cardíaca.
- Mejorar de forma significativa el consumo energético de los circuitos de adquisición de datos fisiológicos ya que de ello depende el grado de portabilidad e independencia que pueden proveer a la persona que los utiliza.
- Reducir al máximo el tamaño del circuito y mejorar su especificidad.
- Desarrollar el programa de interpretación y visualización de datos para ser utilizada en una plataforma con mayores capacidades de procesamiento y conectividad.
- Incorporar mejores algoritmos de medición para el procesamiento de las señales, lo que mejoraría la exactitud del sistema que proponemos.
- Incorporar una función que permita guardar un archivo histórico de las mediciones realizadas.
- Incorporar alarmas y mensajes en caso de encontrar errores en las mediciones.

LIMITACIONES

- El sistema aun presenta múltiples limitaciones como son: el consumo energético de los circuitos de medición analógico así como también del sistema de transmisión Bluetooth, que consume la batería del teléfono celular rápidamente.
- Los algoritmos de procesamiento son una aproximación a los valores reales.

GLOSARIO

Bluetooth: especificación tecnológica para redes inalámbricas que permite la transmisión de voz y datos entre distintos dispositivos mediante una radiofrecuencia segura de 2.4 Ghz.

Zigbee: protocolo de comunicaciones inalámbrico basado en el estándar de comunicaciones para redes inalámbricas, creado por Alliance®. Permite que dispositivos electrónicos de bajo consumo puedan realizar sus comunicaciones inalámbricas. Es especialmente útil para redes de sensores en entornos industriales, médicos y, sobre todo, domóticos.

Piconets: redes ad hoc de corto alcance, se establecen de forma dinámica y automática cuando los dispositivos Bluetooth se encuentran en el mismo radio de acción.

Válvula aortica: válvula que conecta a ventrículo izquierdo con la arteria aorta.

Válvula mitral: válvula que conecta a aurícula derecha con ventrículo derecho.

Válvula pulmonar: válvula que conecta ventrículo derecho con

Válvula tricúspide: válvula que conecta a aurícula derecha con ventrículo derecho.

ECG: registro del funcionamiento eléctrico del corazón.

Megatendencia: Son las proyecciones que realizan los analistas sobre el futuro del mundo globalizado. Es decir, las tendencias científicas, económicas y sociales

Nanoterapia: aplicación de la nanomedicina e la rama de la nanotecnología que permite la posibilidad de curar enfermedades desde dentro del cuerpo y al nivel celular o molecular

RFID: Radiofrequency IDentification modo automático para recolectar datos de productos, lugar, tiempo o transacciones rápida y fácilmente sin intervención humana o error.

Fibras de Purkinje: se localizan en las paredes internas ventriculares del corazón, por debajo de la cabeza del endocardio, son fibras especializadas que conducen un

estímulo o impulso eléctrico que interviene en el impulso nervioso del corazón haciendo que éste se contraiga de forma coordinada

Bluetooth Special Interest Group (SIG): grupo que está formado por empresas líderes en telecomunicaciones, programación

CLDC: significa "Connected Limited Device Configuration" y consiste en una serie de parámetros de estructura que cuenta con las librerías básicas para que la máquina virtual de java pueda ejecutar una aplicación

API: (Application Programming Interface - Interfaz de Programación de Aplicaciones).

Baudios: de medida que determina el número de cambios de estados en una señal por segundo. En la transmisión de datos, baudio es la cantidad de veces que cambia el estado del medio de transmisión por segundo.

BIBLIOGRAFÍA

1. McDermott-Wells, P.; , "What is Bluetooth?," Potentials, IEEE , vol.23, no.5, pp. 33- 35, Dec. 2004-Jan. 2005 doi: 10.1109/MP.2005.1368913
2. Dayu He; , "The ZigBee Wireless Sensor Network in medical care applications," *Computer, Mechatronics, Control and Electronic Engineering (CMCE), 2010 International Conference on* , vol.1, no., pp.497-500, 24-26 Aug. 2010
3. Frehill, P.; Chambers, D.; Rotariu, C.; , "Using Zigbee to Integrate Medical Devices," *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* , vol., no., pp.6717-6720, 22-26 Aug. 2007
4. Mulyadi, I.H.; Supriyanto, E.; Safri, N.M.; Satria, M.H.; , "Wireless Medical Interface Using ZigBee and Bluetooth Technology," *Modelling & Simulation, 2009. AMS '09. Third Asia International Conference on* , vol., no., pp.276-281, 25-29 May 2009
5. Zhang Gang; Liu Shuguang; , "Study on electrical switching device junction temperature monitoring system based on Zigbee technology," *Computer Application and System Modeling (ICCASM), 2010 International Conference on* , vol.4, no., pp.V4-692-V4-695, 22-24 Oct. 2010
6. Guo, D.G.; Tay, F.E.H.; Xu, L.; Yu, L.M.; Nyan, M.N.; Chong, F.W.; Yap, K.L.; Xu, B.; , "A Long-term Wearable Vital Signs Monitoring System using BSN," *Digital System Design Architectures, Methods and Tools, 2008. DSD '08. 11th EUROMICRO Conference on* , vol., no., pp.825-830, 3-5 Sept. 2008
7. Matt Maupin; Raghavan Sampath; "ZigBee® Technology for Long-Term Care. Improving the quality of life". Freescale. **URL:**http://www.freescale.com/webapp/sps/site/overview.jsp?code=784_LPBB_ZIGBEE
8. Medical Design Staff; "ZigBee Networks Open the Door to More Wireless."
9. Guyton and Hall. Textbook of medical physiology. Philadelphia, PA. Saunders/Elsevier, c2011
10. Moore, Keith. Anatomía con orientación clínica. México, D. F.: Wolters Kluwer, c2010.
11. Peña. Pablo et al. "Salud Tecnológica". Las Megatendencias Sociales actuales y su impacto en la identificación de oportunidades estratégicas de negocios. Observatorio Estratégico Tecnológico ITESM-FEMSA. **URL:** <http://oet.itesm.mx/portal/page/portal/OET/Servicios1>

ANEXOS

Código para visualización de datos en dispositivo móvil.

```
import processing.bluetooth.*;
import processing.core.*;
import processing.phone.*;

public class Abril_29A extends PMIDlet {
  //Máquina de estados
  final int ESTADO_INICIO = 0;
  final int ESTADO_BUSCA = 1;
  final int ESTADO_CONECTADO = 2;
  int estado;

  //variables para la parte de graficar.
  //int i = 1;
  int j = 1;
  boolean ecgon = true;
  boolean pres_on = false;
  int renglon = 0;

  //variables para generar arreglo.
  String mensaje_recibido;

  //Librería bluetooth
  Bluetooth bt;

  //Servicios descubiertos
  Service[] servicios;

  //Mensaje de estado
  String mens;

  //Conexión serial
```

```

Client c;

//Fuente
PFont font;

//Imágenes
PImage inicio;
PImage pres;
PImage frec;
PImage busca;
PImage menu;

////////////////////////////////////

public void setup()
{
    font=loadFont();
    textFont(font);

    //Inicializa objeto Bluetooth
    bt = new Bluetooth(this, Bluetooth.UUID_SERIALPORT);

    estado=ESTADO_INICIO;
    ellipseMode(CORNER);
    framerate(50);

    //intro = loadImage();
    pres = loadImage("Pantalla_presion.png");
    frec = loadImage("Pantalla_ecg.png");
    inicio = loadImage("Pantalla_inicio.png");
    busca = loadImage("Pantalla_busca.png");
    menu = loadImage("Pantalla_menu.png");

```

```

}
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
public void destroy()
{
    bt.stop();
}
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
public void draw()
{
    //Dibuja la pantalla dependiendo de qué estado tiene la máquina
    switch(estado)
    {
        case ESTADO_INICIO:
            image(inicio,0,0);
            //background (255,255,255);
            fill(0);
            textAlign(CENTER);
            text("Instituto Nacional de Cardiología\nIgnacio Chavez\n\nPresiona una tecla\n",2,2,width-4,height-4);
            break;

        case ESTADO_BUSCA:
            image(busca,0,0);
            //background (255, 255, 255);
            textAlign(CENTER);
            //Si no se han encontrado servicios
            if(servicios==null)
                text("Monitor de signos vitales\n\nBuscando\n"+mens,2,2,width-4,height-4);
            //Si ya hay al menos un servicio
            else
                {

```

```

String lista = "Elija un puerto serial:\n\n";
for(int i=0, conteo = length(servicios); i<conteo;++i)
    lista += i + "- "+servicios[i].device.name+"\n"; //Hace una lista con nombres de dispositivos hallados
text(lista,2,2,width-4,height-4);
}
break;

case ESTADO_CONECTADO:

if(key=='0')
{
//background(255);
image(menu,0,0);
textAlign(LEFT);
text("Menu:", 20, 35);
text("1.Electrocardiograma", 15, 65);
text("2.Presión arterial", 15, 95);
text("3.Frecuencia cardiaca", 15, 125);
}

if(key=='1')
{
if (ecgon==true)
{
background(255,190,190);
renglon=0;
while (renglon <= height)
{
stroke (255,0,0);
strokeWeight(2);

```

```

    line (0, renglon, width, renglon);
    renglon = renglon + 20;
}
ecgon=false;

int dato;
c.flush();
mensaje_recibido="";
estado=ESTADO_CONECTADO;
while((dato=c.read())!=13){
    mensaje_recibido +=(char)dato; }
}

int [] datos = int(split(mensaje_recibido));

do {
    strokeWeight(2);
    stroke(0);
    for (int j=1; j<239; j++) {
        line(j, 280-datos[j-1]/3,j,280-datos[j]/3); }
    j=1;
    mensaje_recibido="";
    ecgon=true;
} while (!ecgon); //CIERRE DE CICLO DO...KEY1
} //CIERRE DE CICLO Key=='1'.

//PRESIÓN ARTERIAL
if (key=='2') {
    //background(255);
    image(pres,0,0);
}

```

```

//background(51,153,255);

int dato;

c.flush();

mensaje_recibido="";

estado=ESTADO_CONECTADO;

while((dato=c.read())!=13){
mensaje_recibido +=(char)dato;}

String [] datos1 =(split(mensaje_recibido));

textAlign(CENTER);

text (" Presión Sistólica:\n"+ datos1[0], 100, 40);

text (" Presión Diastólica:\n"+ datos1[1], 108, 105);

} //CIERRE DE CICLO key=='2':

```

//FRECUENCIA CARDIACA

```

if (key=='3') {

//background(51,153,255);

image(frec,0,0);

int dato3;

c.flush();

mensaje_recibido="";

estado=ESTADO_CONECTADO;

while((dato3=c.read())!=13){
mensaje_recibido +=(char)dato3;}

String [] datos3 =(split(mensaje_recibido));

textAlign(CENTER);

```

```

        text ("Su frecuencia\ncardiaca es\n "+datos3[0],120,50);

    }//CIERRE DE CICLO key=='3'.

    break;
}//CIERRE DEL CICLO DE SWITCH
}//CIERRE DEL METODO DRAW

////////////////////////////////////

public void keyPressed()
{
    //Máquina de estados
    switch(estado)
    {
        case ESTADO_INICIO:
            servicios=null; //Limpia los servicios
            bt.find(); //Comienza la búsqueda de dispositivos bluetooth
            estado=ESTADO_BUSCA;
            mens="Buscando dispositivos Bluetooth...\n";
            break;

        case ESTADO_BUSCA:
            //Si ya hay al menos un dispositivo encontrado
            if(servicios!=null)
            {
                //Verifica que haya presionado algo del 0 al 9
                if((key>='0') && (key<='9'))
                {
                    int i = key - '0'; //Conversión ASCII a entero
                    //Si la tecla presionada existe como puerto disponible

```



```

if(i < length(servicios))
{
    mens="Conectando...";
    c = servicios[i].connect();
    estado= ESTADO_CONECTADO; //edo conectado valor = 2;
    mens="Conexión exitosa :D";
}
}
}
break;

```

case ESTADO_CONECTADO:

//Envía por el puerto serial la tecla que el usuario presionó

```

if (key=='1') {
    c.write(key);
    c.flush();
}

```

```

if (key=='2') {
    c.write(key);
    c.flush();
    pres_on=true;
}

```

```

if (key=='3') {
    c.write(key);
    c.flush();
}

```

```

    break;
}
}
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//Aquí llega cuando alguna librería genera un evento
public void libraryEvent(Object library, int event, Object data)
{
    //Si la librería no fue bluetooth, sal de aquí
    if(library!=bt)
        return;
    switch(event)
    {
        //Se encontró un dispositivo
        case Bluetooth.EVENT_DISCOVER_DEVICE:
            mens="Dispositivo: " + ((Device)data).address;
            break;

        //Ya se encontraron todos los dispositivos posibles
        case Bluetooth.EVENT_DISCOVER_DEVICE_COMPLETED:
            mens="Se encontraron " + length((Device[])data) + " dispositivos,\n" +
                "buscando puertos seriales...";
            break;

        //Encontró un puerto serial
        case Bluetooth.EVENT_DISCOVER_SERVICE:
            mens="Puerto serial en " + ((Service[])data)[0].device.address;
            break;

        //Búsqueda de puertos seriales terminada
        case Bluetooth.EVENT_DISCOVER_SERVICE_COMPLETED:

```

```

servicios=(Service[])data; //Junta todos los puertos encontrados en un arreglo
mens="Búsqueda terminada. Elija un puerto";
break;

//Ya se conectó al cliente
case Bluetooth.EVENT_CLIENT_CONNECTED:
    c=(Client)data;
    mens="Conexión exitosa :D";
    break;
}
}
}

```

Código del microcontrolador

```

////////////////////
#include <18F4550.h>
#device adc=8

#FUSES NOWDT           //No Watch Dog Timer
#FUSES WDT128         //Watch Dog Timer uses 1:128 Postscale
#FUSES XT             //Crystal osc <= 4mhz
#FUSES NOPROTECT      //Code not protected from reading
#FUSES BROWNOUT       //Reset when brownout detected
#FUSES BORV20         //Brownout reset at 2.0V
#FUSES NOPUT          //No Power Up Timer
#FUSES NOCPD          //No EE protection
#FUSES STVREN         //Stack full/underflow will cause reset
#FUSES NODEBUG        //No Debug mode for ICD

```

```

#FUSES LVP           //Low Voltage Programming on B3(PIC16) or B5(PIC18)
#FUSES NOWRT        //Program memory not write protected
#FUSES NOWRTD       //Data EEPROM not write protected
#FUSES IESO         //Internal External Switch Over mode enabled
#FUSES FCMEN        //Fail-safe clock monitor enabled
#FUSES PBADEN       //PORTB pins are configured as analog input channels on RESET
#FUSES NOWRTC       //configuration not registers write protected
#FUSES NOWRTB       //Boot block not write protected
#FUSES NOEBTR       //Memory not protected from table reads
#FUSES NOEBTRB      //Boot block not protected from table reads
#FUSES NOCPB        //No Boot Block code protection
#FUSES MCLR         //Master Clear pin enabled
#FUSES LPT1OSC      //Timer1 configured for low-power operation
#FUSES XINST        //Extended set extension and Indexed Addressing mode enabled
#FUSES PLL12        //Divide By 12(48MHz oscillator input)
#FUSES CPUDIV4      //System Clock by 4
#FUSES USBDIV       //USB clock source comes from PLL divide by 2
#FUSES VREGEN       //USB voltage regulator enabled
#FUSES ICPRT        //ICPRT enabled

#use delay(clock=48000000)
#use rs232(baud=57600,parity=N,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,bits=8)

#define cutoff 128 // 2.5 Volts
#define neutral_zone 25 // 0.5 Volts

//VARIABLES GLOBALES

LONG suma[5], PROMEDIO; //VARIABLES PARA REALIZAR EL PROMEDIO DE 5 DATOS
CONVERTIDOS Y AFINAR EL ERROR DE +-10 DENTRO DEL METODO OSCILOMETRICO

```

```

BYTE reading1,reading2,reading3, reading0, m, n; //VARIABLES DE LECTURA DE CANALES
ANALÓGICOS

INT DATO_P, cont; //VARIABLE EN DONDE SE GUARDARA EL VALOR DE PRESIÓN (cont FOR)

INT OPCS; //VARIABLE PARA MENÚ DE OPCIONES PARA EL SWITCH

INT td, PRESIONES[70], PRESOSC[70], ip1, ip2, max, i, min, value; //td es indice para determinar el
tiempo de desinflado

INT PS, PD, indice, ind2, CONVER; // y los arreglos para guardar presiones

INT UMBRAL_SUP, UMBRAL_INF; //VARIABLES PARA PRESION ARTERIAL

INT muestras_ecg[240], p, p1, value2, posc, max1, min1, max2, min2, ind3, value3, pdinfla;

//método oscilométrico para aplicarlo en la rutina de presión

void Oscilometrico(void){

//PRINTF("\r\nOSCILOMETRICO");

set_adc_channel(2); //CHANNEL 2

FOR (cont=0; cont<5; cont++)

{
delay_us(10);

reading3=read_adc(); //lee el canal análogo AN0 y lo guarda en la variable reading3
DATO_P=(reading3*(1.282)); //reading3 se multiplica por la pendiente
//de la pendiente obtenida en la previa calibración del PIC
suma[cont]=DATO_P; //este valor corresponde al valor de presión guardado en DATO_P

} //posteriormente se realiza el promedio de 5 valores
//para mejorar la veracidad del valor a desplegar (error de + -10)

PROMEDIO=((suma[0]+suma[1]+suma[2]+suma[3]+suma[4])/5);

PRINTF("\r\n%lu",PROMEDIO); // NO DESPLIEGO ESTO POR EL MOMENTO

```

```

PRESOSC[td]=PROMEDIO;
delay_ms(125);

}

void MedirPresion(void){
    //output_high(PIN_B1);    //esto fue para probar el encendido del led cn EL CEL
    PRINTF("\nENCENDIDO");    //COMIENZA EL INFLADO DEL BRAZALETE, CON EL
    ENCENDIDO DE LA BOMBA
    output_high(PIN_B0);
    set_adc_channel( 0 );

    do{
        delay_us(10);
        reading0 = read_adc();    //EL INFLADO DEBE DE SER HASTA ALCANZAR LOS 180mmHg
        pdinfla= (reading0*1.282); //EL VALOR DIGITAL OBTENIDO EN reading0 SE CONVIERTE A SU
        EQ. EN mmHg
        PRINTF("\n%U",pdinfla); //PARA SER COMPARADO
        delay_ms(125);
        PRINTF("\n ");

        }while(pdinfla<=180);    //EL NUM 99 ES EL EQUIVALENTE A LOS 180 MMhg DE ACUERDO A
        LA PENDIENTE

    PRINTF("\nAPAGADO");
    output_low(PIN_B0);

    //COMIENZA EL DESINFLADO
    PRINTF("\nComienzaDESINFLADO");
    output_high(PIN_B1);

```

```
FOR (td=0; td<=70; td++) // CICLO PARA DETERMINAR EL DESINFLADO DE 180mmHg A 40mmHg
```

```
{  
    delay_ms(750); // TIENE QUE DESINFLAR A 2mmHg (estándar)a .75s APROX  
    Oscilometrico(); // (((180mmHg-40mmHg))/2) .75seg  
    set_adc_channel( 0 );  
    delay_us(10);  
    reading1=read_adc(); //LOS VALORES QUE VOY GUARDANDO ESTAN EN VALOR  
DIGITAL  
    CONVER=(reading1*1.282); //LOS CONVIERTO A SU EQUIVALENTE DE ACUERDO A LA  
PENDIENTE ESTABLECIDA  
    PRESIONES[td]=CONVER;  
    output_low(PIN_B1);  
}
```

```
PRINTF("\nTerminaDESINFLADO");
```

```
// COMIENZA VERIFICACIÓN DE MÁXIMO PARA PRESIÓN OSCILOMÉTRICA=PRESIÓN MEDIA
```

```
max=40;  
min=180;  
for(i=0; i<70; i++) //SE BUSCA EL VALOR DE PRESIÓN MÁXIMO DE LA SEÑAL DE  
// OSCILOMETRIA A PARTIR DE LOS 70 VALORES GUARDADOS EN  
{ //EN PRESOSC[70] Y SE GUARDA SU POSICIÓN  
    delay_ms(100);  
    value=PRESOSC[i];  
    indice=i;  
  
    if(value>max)
```

```

    {
        posc=indice;
        max=value;

    }

    if(value<min)
    {
        min=value;
    }

}

printf("\nMax: %U ", max); //mensajes de prueba
printf("\nMax: %U ", min);
printf("\nPOSICION_PresionMedia: %U ", POSC);

```

```

    UMBRAL_SUP=(max*.72);           //SE DETERMINAN LOS UMBRALES DE AMPLITUD
CON REFERENCIA

```

```

    UMBRAL_INF=(max*.68);           //AL PUNTO MÁXIMO PRE:SIÓN MEDIA

```

```

    max1=UMBRAL_INF;

```

```

    min1=UMBRAL_SUP;

```

```

    max2=max1;

```

```

    min2=min2;

```

```

    printf("\numbralinf: %U ", UMBRAL_SUP); //mensajes de prueba

```

```

    printf("\numbralsup: %U ", UMBRAL_INF);

```

```

    for(p=0; p=posc; p++)

```

```

    {

```

```

        delay_ms(100);

```



```
value2=PRESOSC[p];
```

```
if(value2>max1)
```

```
{
```

```
ind2=P;
```

```
max1=value2;
```

```
}
```

```
if(value2<min1)
```

```
{
```

```
min1=value2;
```

```
}
```

```
}
```

```
PS=PRESIONES[ind2];
```

```
for(p1=posc; p1=70; p1++) //chechar despues si no es necesario hacer lo de rodrigu
```

```
{
```

```
delay_ms(100); //se determina presión diástolica
```

```
value3=PRESOSC[p1]; //checando el resto de los arreglos a partir de la posición
```

```
//de la presión media detectada en adelante
```

```
if(value3>max2) //determinando el punto máximo utilizando el mismo umbral
```

```
{ //de amplitu de 72 y 68% de PM
```

```
ind3=p1;
```

```

        max1=value3;

    }

    if(value3<min2)
    {
        min2=value3;
    }
}

PD=PRESIONES[ind3];
printf("\nPresSist: %U ",PS);
printf("\nPresDiast: %U ",PD);

// TERMINA VERIFICACION DE MAXIMO

        // hago la búsqueda del valor máximo del arreglo
        // a partir de ahí aplico SISTOLE -30 Y DIASTOLICA +30 %
    }

void VerECG(void){ // ESTE SE TIENE QUE CAMBIAR ACORDE A LAS CARACTERISTICAS DEL
CEL 240 muestras

//PRINTF("\nECG");    125 muestras x segundo    8ms= 1/120

DO {

    output_high(PIN_B0);

    set_adc_channel(1); //CHANNEL 1

    FOR (m=0; m<240; m++ )

{

```

```

    delay_us(10);
    reading2=read_adc();
    muestras_ecg[m]=reading2;
    delay_ms(8);
        //especificaciones para transmision al cel
}

    output_low(PIN_B0);

    FOR (n=0; n<240; n++)
    {
    PRINTF("%U ",muestras_ecg[n]);
    }

    Putc(0x0D);    //especificaciones para transmision al cel

// do { } while(1);

}WHILE(TRUE);

}

void opciones(void) { //DESPLIEGUE DE OPCIONES A ESCOGER

    //PRINTF("\nOPCIONES");
    //PRINTF("\n1VER ECG");
    //PRINTF("\n2MEDIR PRESION");

```

```

DO {
    OPCS=getc();
    switch(OPCS) {

case '1':VerECG();
        Break;
case '2':MedirPresion();
        Break;
    }

}while(TRUE);
void main()
{
    ip1=0; //indices para almacenamientos de presiones
    ip2=0;

    setup_port_a( ALL_ANALOG );
    setup_adc( ADC_CLOCK_INTERNAL );
    output_low(PIN_B0);
    //getc();
    opciones();
    // do {
    // }while(1);
}

```