

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

TITULO DEL TRABAJO

DISEÑO Y CREACIÓN DE UN SIMULADOR DE
ELECTROCARDIOGRAMA Y PATOLOGÍAS

PROTOCOLO DE LA OPCIÓN CURRICULAR EN LA MODALIDAD DE:

ESTANCIA INDUSTRIAL

HOSPITAL ANGELES LINDAVISTA

PRESENTA:

ABRAJÁN PANIAGUA FRANCISCO ADOLFO

Asesor Externo:

Ing. Xóchitl Solano Robert

Asesor Interno:

Dr. Jorge Isaac Chairez Oria

Evaluadores:

Ing. Ramón Felipe Miranda Flores

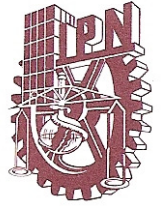
Dr. Agustín Ignacio Cabrera Llanos



SECRETARÍA
DE
EDUCACIÓN PÚBLICA

México., D. F., a 29 de abril 2010.
Of. No. SA-UPIBI-589/10

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA



ABRAJAN PANIAGUA FRANCISCO ADOLFO
7º SEMESTRE DE LA CARRERA DE
INGENIERÍA BIOMÉDICA
Presente.

Comunico a usted, que como resultado de la evaluación del Comité de Proyecto Terminal, con esta fecha queda registrado su proyecto terminal en la modalidad de **“ESTANCIA INDUSTRIAL”** denominada **“DISEÑO Y CREACIÓN DE UN SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAMA CON PATOLOGÍAS”** bajo la dirección interna de Dr. Isaac Chairez Oria y la dirección externa Ing. Xochitl Solano Robert.

De cumplir con las condiciones que abajo se indican, será acreditada la opción curricular de titulación. Asimismo me permito recordarle que el trabajo experimental deberá concluir en el octavo semestre y entregar el informe técnico final, de conformidad con los lineamientos que para tal fin establezca el Comité mencionado.

CONDICIONES

1. Permanecer en la misma opción y actividad en el Proyecto Terminal I, II, III.
2. Obtener una calificación igual o superior a 8.0 en Proyecto Terminal I, Proyecto Terminal II y Proyecto Terminal III.
3. Cumplir con el 90% de asistencia a las actividades asignadas.
4. Cumplir con los demás requisitos que se fijan en el programa de estudios de la asignatura.

ATENTAMENTE.
“LA TÉCNICA AL SERVICIO DE LA PATRIA”

ING. YESICA MA. DOMÍNGUEZ GALICIA
SUBDIRECTORA ACADÉMICA.

MGRS/Jym.



INSTITUTO POLITECNICO
NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL
INTERDISCIPLINARIA DE
BIOTECNOLOGIA
DIRECCION ACADEMICA

Agradecimientos:

Cuando hacemos algo, no estamos solos, siempre tenemos gente a nuestro alrededor que está ahí e intervienen ya sea directa o indirectamente con nosotros en los aspectos de nuestra vida y hay que tomar un momento para pensar en ellos.

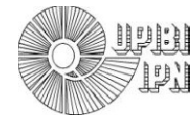
Gracias a mis padres por su apoyo, amor y comprensión, y que aún siguen cuidando del "pequeño niño" al que dieron vida.

A mi hermana por ser una compañera en este camino de la vida.

A los amigos que son la familia que uno escoge, Brenda, Gabo, Emmanuel, Jorge... y a todos los que siempre están ahí.

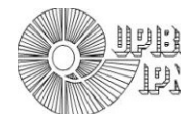
A los docentes, esos individuos extraños que nos dan nuestras lecciones y transmitirme una fracción de su conocimiento.

A mis asesores por permitirme realizar este trabajo.



Contenido:

Índice de Figuras	4
RESUMEN.....	6
INTRODUCCIÓN.....	7
Descripción de la empresa	7
Ubicación.....	8
Misión.....	9
Visión	9
Política de la Calidad	9
OBJETIVOS	10
Objetivos Generales.....	10
Objetivos Secundarios.....	10
JUSTIFICACIÓN	10
MARCO TEÓRICO.....	11
Ingeniería Clínica.....	11
Anatomía y fisiología del corazón.....	12
Datos anatómicos.....	13
Generalidades electrocardiográficas.....	16
Derivaciones bipolares (Triángulo de Einthoven)	17
Derivaciones Unipolares	18
Electrocardiograma.....	20
Patologías cardiacas.....	22
El Electrocardiógrafo	24
Simuladores de ECG.....	25
Versiones digitales.....	26



Almacenaje y versatilidad de los simuladores.....	26
El uso de memorias no volátiles como alternativa al almacenaje	27
Protocolo I2C.....	28
METODOLOGÍA.....	31
El dispositivo propuesto	31
Diagrama general.....	32
Microcontrolador.....	32
Memoria 24C32A	33
Bits de resolución de audio digital	34
Generación de Datos	34
Almacenamiento de Datos.....	36
Generación de la Señal	38
RESULTADOS	41
CONCLUSIONES.....	52
REFERENCIAS	53
ANEXOS	54
Rutina para la generación de señales.....	54
Programa de escritura en la memoria 24C32A.....	56
Programa de lectura en la memoria 24C32A.....	57
Programa para la selección de la señal.....	58

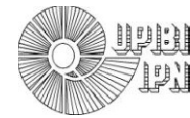


Índice de Figuras

<i>Figura 1. Croquis Hospital Angeles Lindavista</i>	<i>8</i>
<i>Figura 2. Esquema anatómico del corazón.....</i>	<i>13</i>
<i>Figura 3. Origen y conducción del estímulo cardíaco.</i>	<i>15</i>
<i>Figura 4. Secuencia de despolarización.</i>	<i>16</i>
<i>Figura 5. Triangulo de Einthoven.</i>	<i>18</i>
<i>Figura 6. Derivaciones unipolares.....</i>	<i>19</i>
<i>Figura 7. Señal electrocardiográfica</i>	<i>21</i>
<i>Figura 8. Relación maestro esclavo.</i>	<i>29</i>
<i>Figura 9. Señales SDA y SCL.....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 10. Formato de Transmisión de Datos.....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 11. Metodología.....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 12. Diagrama General</i>	<i>32</i>
<i>Figura 13. Diagrama del programa para la generación de datos.....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 14. Diagrama almacenamiento de datos.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 15. Diagrama para la generación de la señal</i>	<i>38</i>
<i>Figura 16 Circuito Para la Generación de la Señal.....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 17 Forma de la distribución de las 8 memorias en el circuito.</i>	<i>40</i>
<i>Figura 18 Circuito (simplificado) para el control de las señales.</i>	<i>41</i>
<i>Figura 19. Derivación AVR</i>	<i>42</i>
<i>Figura 20. Derivación AVL.....</i>	<i>42</i>



Figura 21. Derivación AVF.....	42
Figura 22. Derivación V1	43
Figura 23. Circuito en placa tipo proto.....	44
Figura 24. Diagrama del PCB.....	45
Figura 25. Señal Obtenida con 100 datos.	46
Figura 26. Señal obtenida con más de 1000 datos.....	46
Figura 27. Comparación de ambas señales.....	47
Figura 28. PCB sistema de control.....	48
Figura 29. Derivación AVL (Fibrilación)	48
Figura 30. Derivación AVL (Fibrilación)	49
Figura 31. Derivación aVR (Taquicardia).....	49
Figura 32. Derivación aVL (Taquicardia).....	50
Figura 33. Derivación V1 (Crecimiento Auricular).....	50
Figura 34. Derivación V2 (Crecimiento Auricular).....	50
Figura 35. Síndrome Wolff Parkinson - White.....	51



RESUMEN

DISEÑO Y CREACIÓN DE UN SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAMA CON PATOLOGÍAS.

Abraján Paniagua, Francisco Adolfo; Chairez Oria, Jorge Isaac^{*1}; Solano Robert, Xochitl^{**2}

¹UPIBI- IPN Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología., Av. Acueducto s/n, Barrio La Laguna, Col. Ticomán, México, D.F., C.P. 07340, jchairez@ctrl.cinvestav.mx, isaac_chairez@yahoo.com

²Hospital Ángeles Lindavista., Av. Riobamba No. 639, Col. Magdalena de las Salinas, Gustavo a. Madero, México D.F., C.P. 07760, xsolano@saludangeles.com

DISEÑO Y CREACIÓN DE UN SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAMA CON PATOLOGÍAS

Introducción. El trabajo titulado “Diseño y creación de un simulador de electrocardiograma con patologías” trata de la generación de señales bioeléctricas (electrocardiográficas), y su despliegue en equipos de monitoreo hospitalario, para permitir que se puedan llevar a cabo funciones de verificación, prueba, demostración y calibración en estos equipos, ya que aunque algunos equipos tienen pruebas de autocalibración, estas solo nos muestran su función en amplitud del equipo, pero no nos permite conocer la respuesta en frecuencia del mismo.

Metodología. Generación de las señales a través de MATLAB, adquisición de las señales a través de un microcontrolador, envío de las señales a su almacenaje en memorias EEPROM por medio del protocolo I2C, lectura de las memorias EEPROM y generación de la señal a través de convertidor digital – analógico.

Resultados. Mediante el uso de MATLAB se lograron generar las señales necesarias para cada una de las derivaciones a usar en un formato de audio. Ya que se obtuvieron estas señales, se hizo uso del convertidor analógico – digital del microcontrolador, que permitió leer la señal y almacenarla en cada uno de los espacios de las memorias EEPROM 24C32A, a través del protocolo I2C. Posteriormente se logró leer cada uno de estos datos por medio nuevamente del microcontrolador, y reconstruir la señal almacenarla y adecuarla a un voltaje máximo de 10 mV, para su uso en los equipos de Monitoreo.

Conclusiones y Perspectivas. El uso del bus I2C, facilitó la forma de realizar el almacenado en las

memorias, ya que éste solo necesita de 2 líneas de comunicación, y evita errores de lectura, ya que siempre existe un reconocimiento tanto del microcontrolador, como de la memoria de la cual se está extrayendo la información. La generación de señales mediante su previo almacenado en memorias, aunque nos limita en el número máximo de señales que podemos tener en un mismo instante, otorga da la posibilidad de que estas puedan ser cambiadas, en cualquier momento, por lo que si se tiene un banco de señales en el ordenador, estas pueden ser usadas en cualquier momento por nosotros.

Referencias.

HAMPTON, John. Electrocardiogramas “Trazos e interpretación”, Segunda edición. Editorial El Manual Moderno. S.A, de C.V, México

VALDES, Fernand. Microcontroladores Fundamentos y aplicaciones con PIC. Editorial Alfaomega.

PALLARES MEDRANO, Sodi et. al. Electrocardiografía Clínica. Análisis Deductivo. Ediciones del Instituto Nacional de Cardiología de México.

Philips Semiconductors, "The I2C Bus specifications", January 2000.

Sedra A., Smith K. Circuitos Microelectrónicos. 4ta. ed., Oxford University Press,

<http://www.physionet.org/>

<http://www.i2c-bus.org>

DISEÑO Y CREACIÓN DE UN SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAMA CON PATOLOGÍAS

INTRODUCCIÓN

Descripción de la empresa

Grupo Ángeles es una empresa 100% mexicana que desde 1986 estimula y apoya el sector de la medicina privada en México e impulsa de manera decidida una reforma global en el Sistema de Salud, siendo pioneros y líderes indiscutibles en este ámbito.

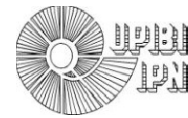
- Más de 8,500 médicos especialistas.
- Más de 40 ramas de especialidades.
- 8,100 colaboradores.
- 140 quirófanos.
- 1,600 camas.
- + de 15 centros hospitalarios.

Este grupo brinda servicios médicos y hospitalarios a más de 1 millón de personas al año y en consultas externas se atienden a casi 5 millones de personas.

Grupo Ángeles destaca y asume firmemente la responsabilidad no sólo de la curación, sino de la prevención; se compromete a actualizar permanentemente a su cuerpo médico a través de la investigación y de la enseñanza; proyecta la medicina de excelencia a nivel nacional e internacional, y continua con la oferta de servicios que compitan con los mejores del mundo.

Hospital Ángeles Lindavista

A lo largo de 2 décadas, el Grupo se ha enfocado a extender la excelencia en servicios hospitalarios a todo el País y más allá de sus fronteras. Hoy gracias a la visión de esta



iniciativa, México tiene el orgullo y la seguridad de poder ofrecer a sus habitantes la tecnología, excelencia médica e infraestructura para la salud con una red de modernos Hospitales que llega a todo el territorio nacional.

El Hospital Ángeles Lindavista es el centro de atención hospitalario privado más importante de la región, ofreciendo a la población un espacio único para darle respuesta a todas sus necesidades de salud. Y a los médicos, profesionales y especialistas, los mejores recursos tecnológicos, las instalaciones más completas para ejercer su talento, vocación y experiencia con el respaldo de un grupo que ha demostrado su compromiso por brindarle a México una mejor calidad de vida.

Ubicación

La ubicación del hospital se encuentra en la siguiente dirección:

- Río Bamba No, 639 Col. Magdalena de las Salinas Delegación Gustavo A. Madero C.P. 07760.

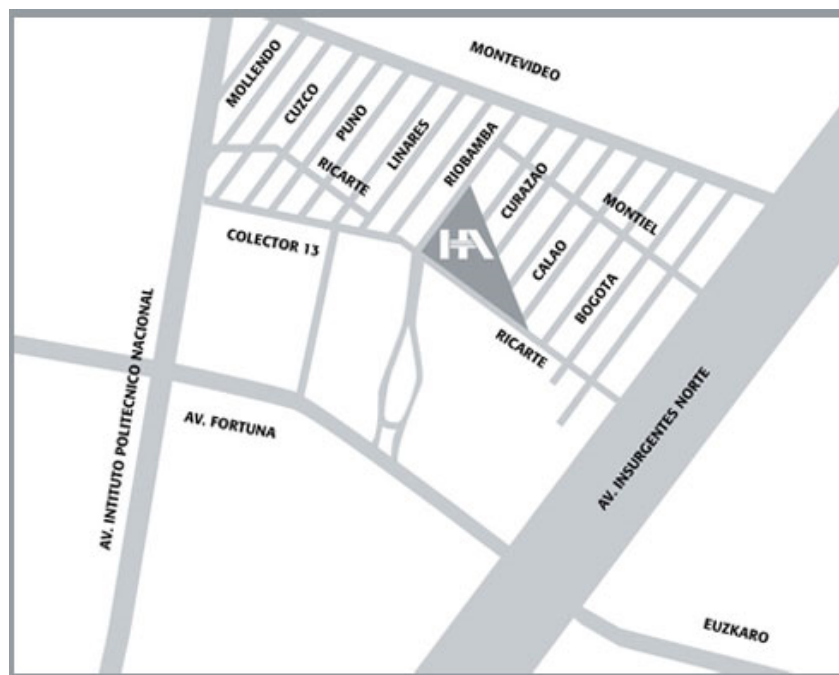
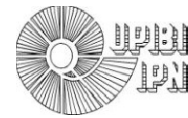


Figura 1. Croquis Hospital Angeles Lindavista



Misión

Grupo Ángeles tiene la misión de brindar permanentemente atención médica de excelencia a través de los siguientes principios:

- Ofrecer instalaciones e infraestructura que respondan plenamente a las necesidades y demandas de la población.
- Actualizar y renovar los equipos con tecnología de punta, de acuerdo a las exigencias de los avances científicos mundiales.
- Tener personal médico y paramédico altamente capacitado, con talento y experiencia.
- Brindar al cliente interno y externo un trato honesto y cortés.

Visión

Ser el sistema de salud privado mejor integrado y con cobertura nacional, reconocido por la alta preparación y capacidad profesional de su equipo humano, la tecnología de su plataforma de servicios clínicos, el mejor servicio y la atención más cálida.

Política de la Calidad

- Modernización arquitectónica.
- Actualización tecnológica.
- Modernización operativa.

El sustento de operación de los hospitales se basa en la modernización arquitectónica, tecnológica y operativa. Además la estandarización de los procesos de atención tanto administrativos como médicos, garantizan la calidad de la atención.



OBJETIVOS

Objetivos Generales

- Desarrollar y conocer las funciones de la Ingeniería Clínica dentro del Hospital
- Desarrollar y construir un simulador de señales electrocardiográficas de fácil empleo.

Objetivos Secundarios

- Conocer las necesidades del personal del área hospitalaria (médicos, enfermeras, etc.) que permitan una mejor eficiencia en los procedimientos realizados dentro del hospital.
- Desarrollar funciones del Área de Ingeniería Biomédica como son: mantenimientos, capacitaciones, etc.).
- Investigar las características de las señales electrocardiográficas.
- Investigar los principales problemas de origen cardíaco, así como su representación gráfica.
- Generar los datos de las patologías cardíacas a simular.
- Realizar la interfaz del usuario para el uso del simulador.

JUSTIFICACIÓN

Los Servicios de Atención a la Salud, necesitan cada vez de más tecnología médica, la cual incide en la calidad del servicio, por lo que se requiere de tener personas que garanticen la funcionalidad, eficacia y seguridad del equipo médico, para ayudar a cumplir con las demandas de salud.

El sector salud demanda profesionales capacitados y existe una necesidad creciente, por independizarse tecnológicamente; lo cual conduce a una mayor inversión en materiales y



personal que pueda cumplir tanto con funciones de ingeniería clínica, así como tener capacidad de intervenir en las áreas de desarrollo e investigación.

Debido a que en el área médica existen diversos equipos para medir señales fisiológicas; donde una de las principales son las electro-cardiográficas, es necesario contar con herramientas que nos ayuden a verificar el correcto funcionamiento de estos equipos, así como detectar fallas en su funcionamiento.

La generación de señales en vivo, permite decidir cada aspecto de un proceso de ensayo en los procedimientos en las distintas áreas hospitalarias. La salida de señales también permite que aquellos que se encuentren desarrollando equipos puedan comenzar a ensayar el funcionamiento de los mismos, antes de llevarlos al paciente.

Con este equipo se espera se puedan llevar a cabo funciones de verificación, prueba, demostración y calibración, de equipos médicos y sus partes, los cuales adquieren la señal electrocardiográfica ya sea para diagnóstico, monitoreo o sincronización (monitores de ECG, Holters, electrocardiógrafos, cardioversores, ecocardiógrafos, etc.).

MARCO TEÓRICO

Ingeniería Clínica

La ingeniería clínica, es una especialidad de la Ingeniería Biomédica que se desarrolla en las instituciones de salud en la cual, se realizan funciones de gestión tecnológica, así como de procedimientos de ingeniería para asegurar el mejor uso de los equipos médicos y contribuyendo a la seguridad y bienestar del paciente en el área de la salud.

En 1978 se fundó el primer departamento de Ingeniería Biomédica en el Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición, y a partir de ahí, la incorporación de ingenieros biomédicos a las Instituciones de Salud ha ido en aumento, no solo en el sector público, también en el privado, donde cada vez se observa más como estas instituciones toman en cuenta para su funcionamiento no solo a los pacientes y médicos, sino también consideran el número de cama censables, la cantidad de equipo médico y el número de personal técnicos e ingenieros que elaboran en el lugar.



Mediante el número de camas censables es posible conocer cuánto personal del área de ingeniería biomédica es necesario para las instituciones. Así sabemos que en las públicas se requieren tres ingenieros biomédicos por cada cien camas, y en el caso de las privadas, para este mismo número son necesarios cuatro ingenieros clínicos, aproximadamente, lo que significa un incremento de 33% en las últimas, debido a que existen más recursos financieros y una mayor necesidad de inversión para que el negocio resulte competitivo y, además, se mantengan en óptimas condiciones los equipos médicos.

Actualmente nos encontramos con al menos 65 Departamentos de Ingeniería Biomédica, los cuales aunque son ya una gran cantidad, en relación con el total de hospitales, estos solo cubren un menos del 10% de las necesidades (considerando solamente los hospitales de segundo y tercer niveles del SNS). En aquellos lugares en los que no hay ingenieros biomédicos, quienes se encargan de la operación del equipo médico son profesionales de ingeniería más tradicionales formados en áreas como mecánica o electrónica, entre otras, que aunque tienen las características de cualquier ingeniero, no están especializados en esta área.

De aquí la necesidad de contar con ingenieros clínicos capaces de integrarse al trabajo vinculado con el personal médico y paramédico, estableciendo una comunicación clara y directa en los términos propios de los profesionales a los que asiste. Un ejemplo: el ingeniero biomédico, al tener formación en fisiología humana, conoce los términos clínicos utilizados por los médicos; por lo que pueden establecer una amplia comunicación.

Anatomía y fisiología del corazón

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio, localizado en el tórax levemente a la izquierda del esternón y conformado por músculos especializados que suministran la fuerza motriz para impulsar la sangre a través del organismo. Se compone de dos cavidades superiores llamadas aurículas y dos inferiores denominadas ventrículos, separadas por una pared muscular denominada tabique. El flujo sanguíneo se controla por medio de cuatro válvulas: Tricúspide, mitral, pulmonar y aórtica, las cuales, se encargan de permitir el paso de la sangre entre las cavidades al interior y al exterior del corazón.

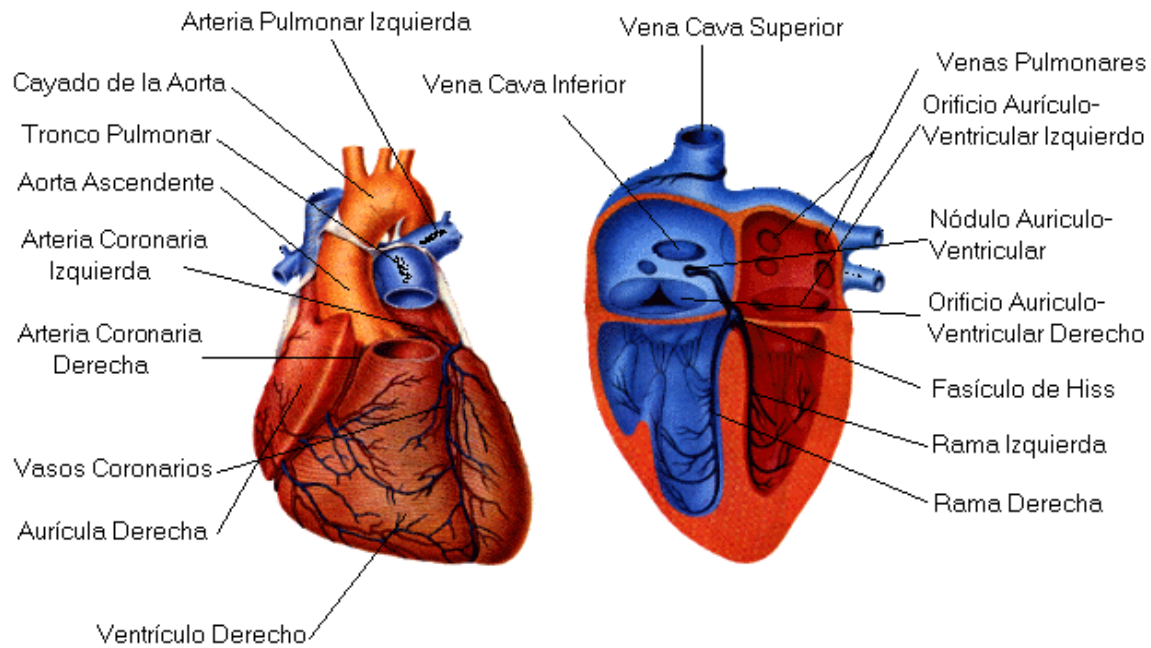


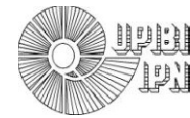
Figura 2. Esquema anatómico del corazón

Datos anatómicos

Nodo sinusal o de Keith-Flack. Es un acumulo de miofibrillas, rico en tejido colágeno, situado en la aurícula derecha, vecino a la desembocadura de la vena cava superior. En él se origina la excitación normal del miocardio, de donde se deriva el nombre de ritmo sinusal.

Nodo auriculoventricular (AV). Está situado, en la aurícula derecha, en posición más caudal, es decir, más próxima al tabique interventricular. Este nodo forma parte de un sistema anatómico llamado zona de la unión. Esta zona, está integrada por varias regiones anatómicas, resumidas en:

- Regiones auriculares adyacentes al nodo AV.
- El propio nodo AV.



- El haz o fascículo de His.
- Las porciones de los tres fascículos de dicho haz: rama derecha, fascículo anterior de la rama izquierda y fascículo posterior de la rama izquierda.

Haces internodales. Los impulsos en el miocardio auricular, se desplazan en varias direcciones y lo hacen con rapidez. Ha sido demostrada la existencia de por lo menos tres vías de tejido de conducción que establecen un puente anatomo – funcional entre los nodos sinusal y auriculoventricular. Son los haces internodales anterior, medio y posterior. La conducción está garantizada mediante los tres haces, de los que están bien descritos los de Bachmann y Wenckenbach.

Haz de His. Es una prolongación del nodo AV; se encuentra situado en la porción muscular del tabique interventricular. Recibe su vascularización de la arteria coronaria izquierda.

Rama izquierda del haz de His. Es el resultado de la bifurcación del haz de His, y se dirige al ventrículo izquierdo.

Fascículos anterior y posterior de la rama izquierda. Esta rama izquierda se bifurca, casi de inmediato, en dos fascículos: anterior y posterior que, en apariencia, ya desde el haz de His, tienen delimitadas las fibras para cada fascículo. El fascículo anterior, el que mayor trauma hemodinámico sufre es más largo y delgado que el fascículo posterior. Ambos terminan insertándose en los músculos papilares anterior y posterior del ventrículo izquierdo. Los dos fascículos reciben sangre de ambas arterias coronarias.

Rama derecha del haz de His. Se dirige al ventrículo derecho y termina también en los músculos papilares. Aparece como una continuación del haz de His, después que se ha desprendido la rama izquierda. Es irrigada por la arteria coronaria izquierda; raras veces recibe irrigación de ambas arterias coronarias.

Red de Purkinje. Forma una malla tupida que invade las paredes ventriculares y termina confundiendo con las fibras miocárdicas donde se asienta. La disposición anatómica del sistema de conducción cardíaca es fundamental para entender la morfogénesis de las ondas del electrocardiograma. La disposición anatómica del sistema de conducción

cardíaca es fundamental para entender la morfogénesis de las ondas del electrocardiograma.

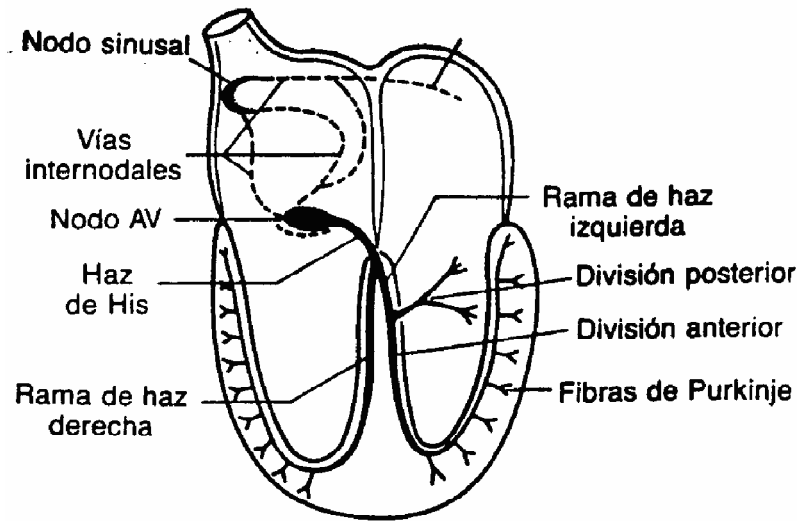


Figura 3. Origen y conducción del estímulo cardíaco.

En el orden descrito anteriormente, es como se lleva a cabo el sistema de conducción cardíaco. El origen del voltaje del músculo cardíaco es en el nodo sinusal, que emite un pulso que se propaga. El pulso y la progresión de la excitación, puede ser medida en la superficie del cuerpo. Las formas de ondas resultantes y su progresión (figura 3) proporcionan información importante a los médicos con respecto a las enfermedades del corazón y el sistema circulatorio.

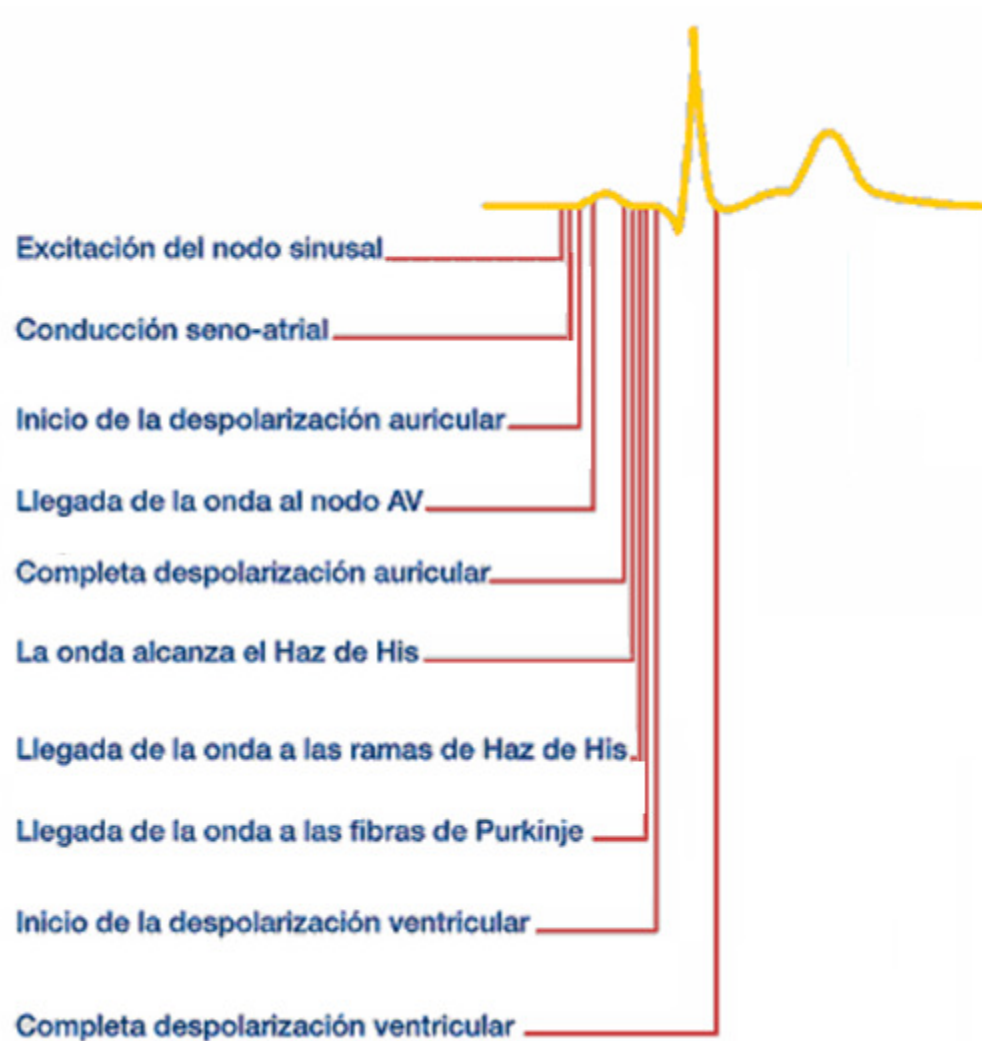
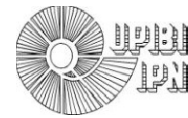


Figura 4. Secuencia de despolarización.

Generalidades electrocardiográficas

Willen Einthoven, en 1901, ideó un aparato para registrar y grabar en una tira de papel que corre a velocidad constante, las corrientes eléctricas que se originan en el corazón. Al aparato se le llama electrocardiógrafo y al registro de las corrientes cardíacas se le denomina electrocardiograma.



Se dice que las corrientes que se originan en el corazón son llevadas al aparato de registro a través de cables que van del paciente hasta el dispositivo; de acuerdo a la colocación de los cables en el paciente, se registrarán diferentes señales. A cada una de estas señales se les conoce como *derivación*.

Derivaciones bipolares (Triángulo de Einthoven)

Si los electrodos se colocan en dos sitios alejados del corazón, en ambos antebrazos, se trabaja con una derivación bipolar alejada. Igual tipo de derivación es cuando uno de los electrodos se coloca en la pierna izquierda y el otro en cualquiera de los antebrazos.

Desde los trabajos de Einthoven quedó demostrado que si el electrodo se coloca en los antebrazos o en las piernas, equivale a colocarlo en la raíz del miembro correspondiente. Así, el electrodo colocado en el antebrazo derecho registra los potenciales cardiacos (variaciones del potencial) que llegan al hombro derecho. El colocar un electrodo en el antebrazo izquierdo equivale a colocarlo en el hombro izquierdo y, por último, un electrodo en la pierna izquierda, registra lo mismo que otro colocado en el pubis. A los tres sitios de registro mencionados se les denomina:

- RA: al hombro derecho.
- LA: al hombro izquierdo.
- LL: a la pierna izquierda.

Ahora bien, si registramos la diferencia de potencial entre LA y RA se obtiene la derivación I (DI) de Einthoven (Figura 4). Si se registra la diferencia de potencial entre la pierna izquierda y el brazo derecho se obtiene la derivación II (DII). Por último, el potencial de la pierna izquierda menos el del brazo izquierdo, constituye la derivación III (DIII). Por lo tanto:

- $DI = LA - RA,$
- $DII = LL - RA,$
- $DIII = LL - LA.$

Si a los potenciales descritos primeramente se les llama VR, VL y VF, respectivamente, las igualdades anteriores las podemos representar como sigue:

- $DI = VL - VR$,
- $DII = VF - VR$,
- $DIII = VF - VL$.

Estas son las clásicas derivaciones de Einthoven, llamadas también derivaciones estándar que, como ya se dijo, son derivaciones bipolares.

Las líneas que representan las tres derivaciones (Figura 5) forman un triángulo, el TRIÁNGULO de EINTHOVEN, que para fines prácticos se considera equilátero.

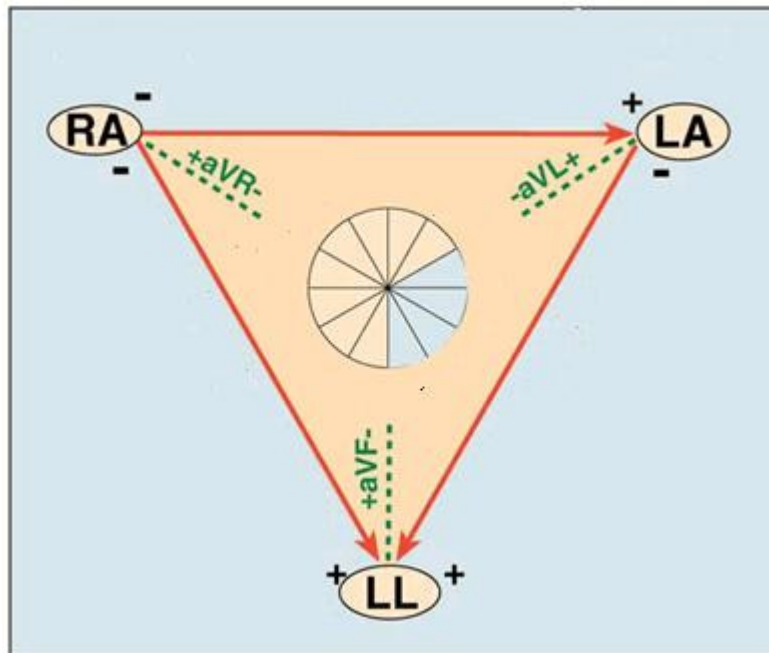


Figura 5. Triangulo de Einthoven.

Derivaciones Unipolares

Frank N. Wilson ideó un sistema para el registro de las derivaciones unipolares; es decir, un método para registrar el potencial neto de un punto en la superficie del cuerpo, respecto a un potencial cero.

Ahora bien, si una de las dos terminales de aparato de registro se conecta a cada uno de los miembros, se obtienen las derivaciones unipolares de cada uno de ellos: VR, VL y VF. Estas derivaciones unipolares en los miembros.

Si el electrodo explorador se coloca en la región precordial se registran las derivaciones precordiales unipolares denominadas V1, V2, V3, V4, V5 y V6. La colocación de cada uno es la que sigue:

- V1: 4º espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha.
- V2: 4º espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda.
- V3: equidistante de V2 y V4.
- V4: 5º espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.
- V5: 5º espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar.
- V6: 5º espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.

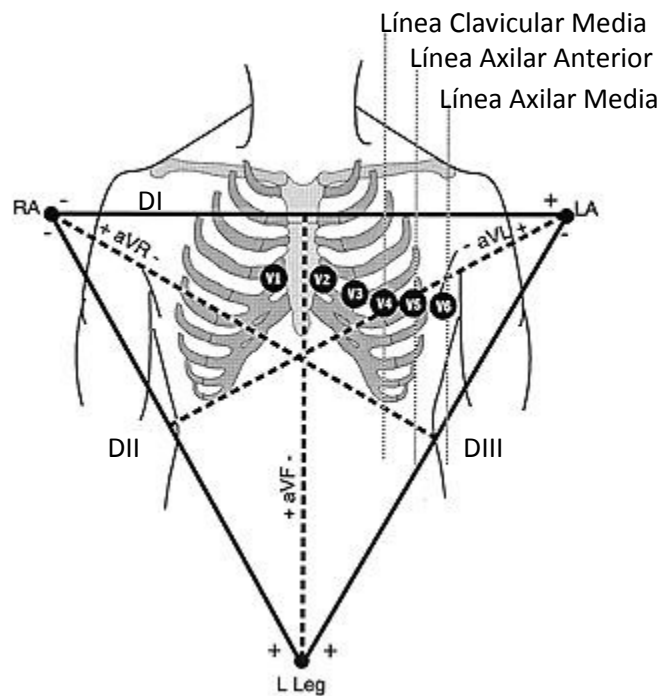


Figura 6. Derivaciones unipolares.



Por lo tanto, hay doce derivaciones en total; cada una de las cuales registra información de partes concretas del corazón:

- Las derivaciones inferiores (III y aVF) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la región inferior (pared) del corazón. Esta es la cúspide del ventrículo izquierdo.
- Las derivaciones laterales (I, II, aVL, V5 y V6) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la pared lateral del corazón, que es la pared lateral del ventrículo izquierdo.
- Las derivaciones anteriores, V1 a V6 representan la pared anterior del corazón o la pared frontal del ventrículo izquierdo.
- aVR raramente se utiliza para la información diagnóstica, pero indica si los electrodos se han colocado correctamente en el paciente.

Electrocardiograma

Al registrar un trazo electrocardiográfico se suceden en el tiempo una serie de ondas (variaciones de potencial) que se repiten para cada latido, con igual forma y duración si no cambia el ritmo y la forma de activación del corazón. Einthoven denominó a estas ondas con las letras P, Q, R, S, T y U. Un grupo de ondas está separado de las ondas que le preceden y le siguen por una línea horizontal en la que no se reconoce actividad eléctrica. Esta línea se denomina ISOELECTRICA, de REFERENCIA o LINEA CERO.

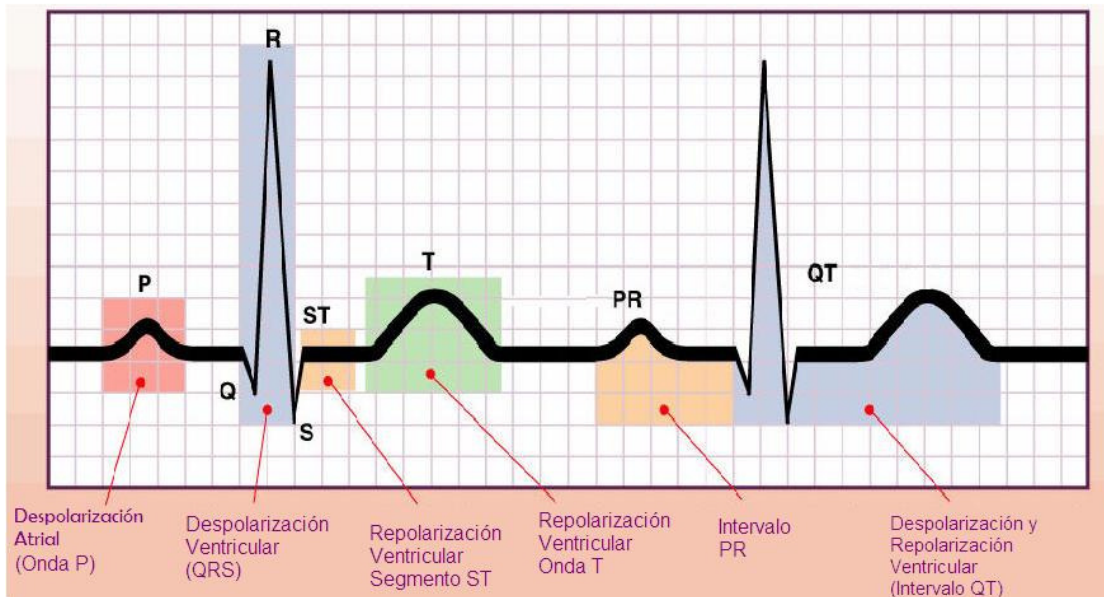


Figura 7. Señal electrocardiográfica

La onda P se produce por la despolarización o activación de ambas aurículas; en otras palabras, la onda P representa la despolarización auricular. Es una onda discretamente redondeada. Su duración normal no excede 0.1 segundos y su voltaje máximo es de 2.5 mm (0.25 mv). En condiciones normales, las ramas de P se inscriben a velocidad más o menos constante y sin muescas o emplastamientos importantes. Una pequeña muesca en la rama ascendente de P, puede llegar a observarse en trazos normales.

La morfología más frecuente de la onda P se esquematiza en la figura 7. En condiciones normales, la onda P es positiva en las derivaciones DI, DII, aVF y de V2 a V6. Siempre es negativa en aVR y puede ser positiva, negativa o difásica en DIII y en aVL. Aunque en V1 la onda P es generalmente positiva, en algunos casos puede ser difásica, del tipo más, menos.

Las ondas Q, R y S son el resultado de la despolarización ventricular y en conjunto se les denomina complejo QRS. Se llama Q a la primera onda negativa del complejo ventricular, seguida de la onda R. Se llama onda R a la primera positividad del complejo ventricular; si existe más de una onda positiva, a la segunda se le llama R prima. La onda S es negativa, pero lleva como condición que vaya precedida de una onda R. Si hay dos ondas S a la segunda se le denomina S prima.



El segmento ST, comprende desde el fin del complejo *QRS* hasta el inicio de la onda *T*. Se debe tener en cuenta su relación con la línea de base, ya que con respecto a esta puede estar supradesnivelado, infradesnivelado o ser isoelectrico. Tiene valor patológico si hay desniveles mayores a 1 mm. Debido a que no hay mayor cambio de potencial durante esta fase, el segmento *ST* suele ser isoelectrico en los electrocardiogramas normales.

La onda *T* corresponde con la repolarización ventricular y aparece al final del segmento *ST*. Su polaridad suele ser positiva en todas las derivaciones excepto en *aVR* y ocasionalmente en *DIII*. La forma de la onda *T* es redondeada pero asimétrica, por lo general la rama ascendente de la *T* suele ser de inscripción lenta mientras que la descendente busca la isoelectrica de forma rápida. La amplitud de la onda *T* es bastante variable de unas a otras derivaciones, aunque nunca debe exceder de 0.6 mV.

El intervalo QT se mide desde el comienzo del complejo *QRS* hasta el final de la onda *T*, se relaciona, dentro de ciertos límites con la duración de la despolarización y de la repolarización. El intervalo QT a veces no indica con precisión el tiempo de recuperación de los ventrículos, su duración habitualmente es de 0.38 a 0.44 s. Sin embargo, varía de acuerdo a la frecuencia cardiaca.

La onda *U* es una deflexión de bajo voltaje usualmente positiva que aparece después de la onda *T* o antes de una onda *P*. Muestra la misma dirección de la onda *T* en una derivación particular y es el 10% de su amplitud. Es más fácil identificarla en sus derivaciones precordiales (*V2* o *V3*), donde su amplitud puede llegar a 0.2 mV y con frecuencias cardíacas bajas.

Patologías cardiacas

Para efectos de este proyecto, además de la actividad normal del corazón, se tomaran en cuenta las alteraciones eléctricas que sufre debido a las diversas patologías cardiacas que existen tomándose en un principio solo algunas de ellas.

El electrocardiograma es de significado diagnóstico en las siguientes circunstancias: hipertrofia auricular y ventricular; isquemia e infarto al miocardio; pericarditis;



padecimientos generalizados que afectan el corazón; determinar el efecto de fármacos cardiacos, en y otros antiarrítmicos; trastornos electrolíticos, en especial del potasio; y valorar la función de marcapasos cardiacos. El ECG es de considerable importancia diagnóstica en evaluar el retardo de la conducción de impulsos eléctricos auriculares y ventriculares, y determinar al origen y comportamiento de las disritmias.

Algunos ejemplos de cómo se ven reflejadas las enfermedades en las señales, serían los siguientes:

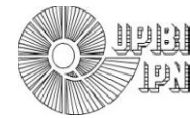
Crecimiento auricular derecho: en éste podemos llegar a observar en un electrocardiograma los siguientes signos: A) Desviación de la derivación a la derecha entre 60 y 90 grados. B) Aumento del voltaje de P en DII DII y AVF. C) Onda P simétrica y picuda en las derivaciones. D) Onda P de duración normal. E) P difásica y generalmente con predominio de su positividad en V1 y V2. F) Inscrición rápida de P en V1 y V2.

Extrasístole auricular: Una extrasístole auricular es un latido cardíaco causado por la activación eléctrica de las aurículas antes de un latido normal. Las extrasístoles auriculares se producen como latidos cardíacos adicionales en las personas sanas y sólo en raras ocasiones causan síntomas.

Taquicardia auricular paroxística: La taquicardia auricular paroxística es una frecuencia cardíaca uniforme, rápida (de 160 a 200 latidos por minuto) que acontece de modo repentino y se inicia en las aurículas.

Existen varios mecanismos que producen las taquicardias auriculares paroxísticas. La frecuencia rápida puede deberse a que un latido auricular prematuro envíe un impulso a través de una vía anómala hacia los ventrículos. Esta frecuencia cardíaca rápida suele tener un inicio y un fin repentinos y puede durar desde pocos minutos a varias horas.

Fibrilación y flúter auricular: La fibrilación y el flúter auricular son impulsos eléctricos muy rápidos que producen una contracción auricular extremadamente veloz, lo que hace que el ventrículo se contraiga de una forma más rápida y menos eficiente de lo normal.



Estos ritmos pueden ser esporádicos o persistentes. Durante la fibrilación o el flúter, las contracciones auriculares son tan veloces que las paredes de las aurículas simplemente se estremecen, por lo que al no haber una verdadera contracción, la sangre no es bombeada a los ventrículos. En la fibrilación, el ritmo auricular es irregular, por lo que el ritmo ventricular también lo es; en el flúter, los ritmos auriculares y ventriculares son, por lo general, uniformes. En ambos casos, los ventrículos laten más lentamente que las aurículas porque el nódulo auriculoventricular y el haz de His no pueden conducir impulsos eléctricos a una velocidad tan elevada y sólo uno de cada dos o cuatro impulsos consigue pasar.

Síndrome de Wolff-Parkinson-White: El síndrome de Wolff-Parkinson-White es una arritmia cardíaca en la que los impulsos eléctricos son conducidos a lo largo de una vía accesoria desde las aurículas a los ventrículos, lo que provoca episodios de taquicardia.

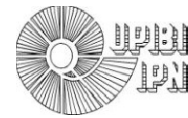
Extrasístoles ventriculares: Una extrasístole ventricular (contracción ventricular prematura) es un latido cardíaco causado por la activación eléctrica de los ventrículos antes del latido cardíaco normal.

Taquicardia ventricular: La taquicardia ventricular es un ritmo ventricular de por lo menos 120 latidos por minuto. La taquicardia ventricular sostenida (taquicardia ventricular que dura por lo menos 30 segundos) se produce en varias enfermedades cardíacas que causan lesiones graves a los ventrículos. Lo más frecuente es que se manifieste varias semanas o meses después de un infarto.

El Electrocardiógrafo

Un electrocardiógrafo mide las diferencias de potencial existentes en la superficie del organismo. Durante el proceso de activación del corazón se crean diferencias de potencial y a través de los electrodos fluye una corriente eléctrica.

Un electrocardiógrafo básico está compuesto de un par de electrodos, los cuales son unas pequeñas láminas metálicas, que se colocan en el antebrazo y en las piernas del paciente, y otro más cerca del pecho a la altura del corazón. La combinación de los diferentes impulsos que se producen por la despolarización cardíaca que produce un



gradiente de potencial entre ambos electrodos que se recoge como señal es recogida por sensores localizados al final de los electrodos y que son interpretados por medio de la señal que se envía y gráfica en el tiempo “real”, lo que da como resultado el electrocardiograma.

El electrocardiograma se usa para: Determinar si el corazón funciona normalmente o sufre de anomalías (p. ej.: latidos extra o saltos – arritmia cardíaca). Indicar bloqueos coronarios arteriales (durante o después de un ataque cardíaco). Se puede utilizar para detectar alteraciones electrolíticas de potasio, sodio, calcio, magnesio u otros. Permitir la detección de anomalías conductivas (bloqueo auriculo-ventricular, bloqueo de rama). Mostrar la condición física de un paciente durante un test de esfuerzo. Suministrar información sobre las condiciones físicas del corazón (p. ej.: hipertrofia ventricular izquierda).

Existen diversos tipos de electrocardiógrafos, existen desde los más simples los cuales únicamente analizan una sola derivada, hasta los que pueden analizar todas al mismo tiempo. Actualmente estos sistemas de monitoreo, no sólo muestran el complejo electrocardiográfico, sino que tienen alarmas y sistemas computarizados que detectan arritmias.

Estos sistemas ya son capaces de detectar arritmias, basándose en el reconocimiento de la frecuencia cardíaca, ritmo, intervalos, longitud de segmentos, amplitud de complejos y morfología de las señales que recogen.

Simuladores de ECG

El origen del simulador se debe a que a través del tiempo, se ha buscado una manera de observar disritmias cardíacas sin la necesidad de que se encuentre un paciente en el momento. La mayoría del personal que labora en el área hospitalaria (enfermeras, técnicos, ingenieros, médicos, etc.), ha notado que usando un simulador con un monitor cardíaco es una manera efectiva de aprender las diferentes arritmias del corazón, y el funcionamiento de equipos de monitoreo, en una experiencia muy similar a la realidad.



El simulador es un equipo, que reproduce una señal deseada, en este caso, la del ECG, y que dependiendo de sus características puede tener una o varias derivaciones y reproducir más de un tipo de ECG.

Los primeros simuladores usados, no eran más que la representación de una señal del pulso QRS del ECG, y no tenían la forma de éste, sino que era un pulso cuadrado con la duración normal del latido del corazón. Con el progreso de la tecnología se desarrollaron poco a poco mejores simuladores generando diferentes señales y sumándolas (por ejemplo uniendo dos medias senoidales de diferentes amplitudes, un diente de sierra, un diente de sierra invertida y una triangular), hasta los que se diseñan actualmente utilizando moderna tecnología de microprocesadores para permitirle efectuar pruebas que sean confiables y precisas.

Versiones digitales

Actualmente los simuladores los podemos encontrar en forma digital, lo cual representa tanto ventajas como desventajas al momento de generar las señales, entre ellas el poder manipular directamente cualquier momento de la señal del ECG. Además estos añaden ventajas como: son más ligeros y de menor tamaño; su operación es más sencilla; se pueden tener varias derivaciones; se puede cambiar rápidamente de señal, sin que esto implique un cambio en la parte física del dispositivo; e incluso pueden funcionar con baterías.

Almacenaje y versatilidad de los simuladores

Los simuladores de ECG actualmente, en su mayoría, no tiene almacenada la señal que se está generando, si no que esta es producida al momento. Algunos de los más nuevos utilizan otros sistemas de almacenado como las memorias SD (Secure Digital), que aunque presentan ventajas sobre otros formatos como el USB (Universal Serial Bus; son memorias tipo “plug-and-play” permitiendo a los dispositivos ser conectados o desconectados al sistema sin necesidad de reiniciarlo; sin embargo, en aplicaciones donde se necesita ancho de banda para grandes transferencias de datos, o si se necesita una latencia no son recomendables, igualmente sucede si la aplicación requiere de una



robustez industrial en el almacenado) principalmente si se requiere de almacenar grandes cantidades de información de manera compacta no es de acceso libre requiere de costes de licencia por las marcas registradas y logotipos asociados.

El uso de memorias no volátiles como alternativa al almacenaje

Las memoria de bajo costo USB, por I2C, MMC, permiten dar un grado de robustez a los simuladores dado que se puede resguardar una gran cantidad de señales correspondientes a una variedad de patologías.

Las memorias EEPROM que funcionan bajo el protocolo I2C las cuales fueron usadas para fines del proyecto, han ganando poco a poco un espacio en el hardware de los equipos electrónicos hasta transformarse en uno de los medios de almacenamiento de información más populares por su practicidad y sencillez de manejo. Tener la posibilidad de almacenar datos de diversa índole en una memoria no volátil, es una característica importante de los equipos que les permite la desconexión prolongada de cualquier suministro energético y conservar durante mucho tiempo información valiosa que de otro modo, se perdería al desconectar un sistema. También conocidas como memorias de protocolo "serie" las 24CXX se pueden encontrar ya casi en cualquier equipo electrónico de consumo masivo, ya que estos diminutos circuitos integrados poseen la capacidad de almacenar datos organizados, los que deben ser grabados de manera apropiada en su interior y además tienen particularidades que los hacen sobresalir y destacar dentro de su género. Sus principales características son las siguientes

- Pueden ser escritas y borradas de forma eléctrica = Electrically Erasable Programmable Read Only Memory
- Están garantizadas para 1 millón de ciclos de escritura/lectura.
- Pueden llegar a retener la información sin ser alimentadas durante cientos de años.
- Se organizan por direccion para facilitar su direccionamiento y almacenamiento de la información.
- Utilizan para su funcionamiento una tensión única (5Volts o 3,3Volts)
- Son compatibles con el protocolo serial I2C
- Su costo es muy bajo.



- Se presentan en una amplia variedad de encapsulados para adaptar el modelo necesario, de acuerdo al tamaño de la aplicación.

Como se pretende hacer uso de las memorias de las memorias EEPROM de la serie “24CXXX” en este estudio se selecciono el protocolo I2C, a demás por otros diversos factores:

- Se requieren solamente dos líneas de bus.
- No existe una tasa de transferencia fija con el RS232.
- Las relaciones maestro/esclavo existentes entre todos los componentes son simples.
- Cada dispositivo conectado con el bus es software direccionable por una dirección única.
- Relativamente, no hay un límite en el número de dispositivos que se puedan colocar en la red de bus del I2C

Protocolo I2C

El I2C fue diseñado por Philips en los años 80 tempranos para permitir la comunicación fácil entre los componentes que residen en la misma tarjeta de circuitos. El nombre I2C se traduce de “Inter IC”. Otras veces es llamado IIC o I²C.

La velocidad original de la comunicación fue definida con un máximo del kbit 100 por segundo y muchos usos no requieren transmisiones más rápidas. Para cuando se necesite, existe un modo rápido de 400 kbit y - desde 1998 - una opción de alta velocidad de 3.4 Mbit disponibles. I2C no sólo se utiliza en solos tableros, sino también para conectar los componentes que se ligan vía cable. La simplicidad y la flexibilidad son las características dominantes que hacen este bus atractivo a muchos usos.

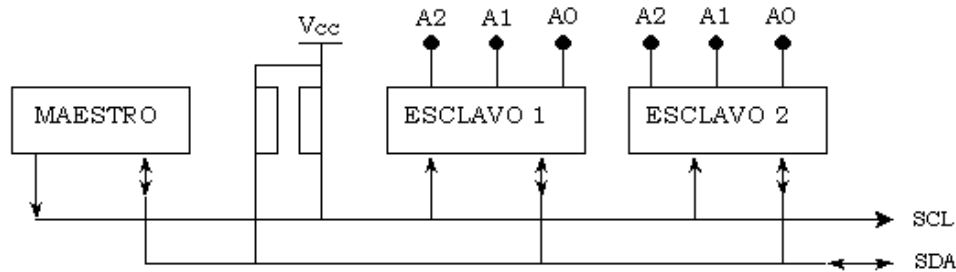


Figura 8. Relación maestro esclavo.

El maestro es el encargado de iniciar y terminar la transferencia de información y es el que genera la señal de reloj (SCL), cuya frecuencia es fija y a 100 KHz. Los esclavos, hasta 128, son los dispositivos direccionados por el maestro, mediante 7 bits (dirección del esclavo). La línea de datos (SDA) es utilizada tanto por el maestro como por el esclavo para la transmisión de información.

Cuando el maestro inicia una trama de comunicación, envía a través de la línea de datos la dirección del esclavo con el que se pretende establecer una comunicación. Todos los esclavos reciben dicha dirección, pero es uno solo el que responderá y el resto permanece en espera de que se inicie una nueva trama.

Las dos líneas SCL y SDA están conectadas a la línea de positivo de alimentación, a través de resistencias cuya misión es asegurar una mínima carga de la línea, necesaria para que la transmisión sea estable ante posibles "ruidos" externos. Estas resistencias son llamadas de pull-up, y su valor está comprendido entre 1K y 10K dependiendo de la tensión de alimentación y de los dispositivos conectados. Como valor orientativo 2K para una tensión de alimentación de 5V. Cuando la línea de datos y la de reloj están a nivel alto (ningún dispositivo está actuando), se dice que el bus está en "reposo" o "libre".

El inicio de la transmisión se determina con el bit de inicio (S) y el final de la transmisión mediante otro bit, el de stop (P). En la figura 9 se representan los niveles de señal con los que funciona el bus I2C.

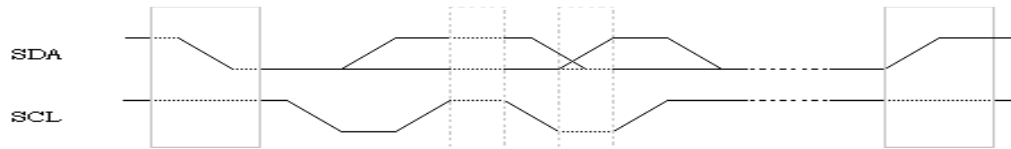


Figura 9. Señales SDA y SCL

Como se ha mencionado anteriormente, en el formato I2C cada dispositivo tiene asignada una dirección de 7 bits, que envía el maestro cuando comienza una trama de comunicación con uno de ellos. En toda trama tendremos siempre el bit de inicio y una dirección del periférico o esclavo. Tras la dirección del periférico se añade el bit de recepción/transmisión o lectura/escritura (R/W). Si R/W=0 será una recepción o lectura y si R/W = 1 será transmisión o escritura. A continuación del bit de R/W, se envía un bit de acuse de recepción o reconocimiento (ACK). Tras todos estos bits, se transmiten los datos, en grupos de 8 bits cada uno, o sea, en octetos y al finalizar cada octeto se inserta un bit de acuse de recepción o reconocimiento (ACK), que en este caso puede ser producido por el esclavo o por el maestro. Estos datos pueden tener una función especial dentro de la trama según el orden que tengan, pero esto depende del formato que tenga esta transmisión, o sea, depende de los dispositivos. Para terminar la trama el maestro generará el bit de stop (P). En la figura 10 se muestra el formato de transmisión explicado.

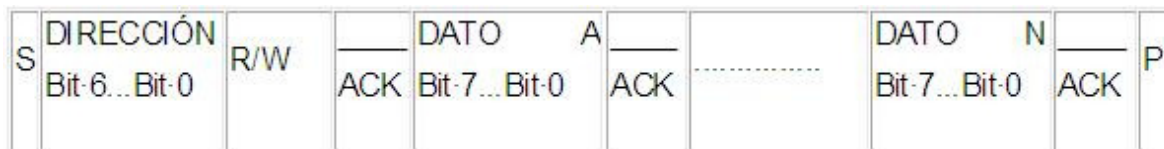


Figura 10. Formato de Transmisión de Datos



METODOLOGÍA

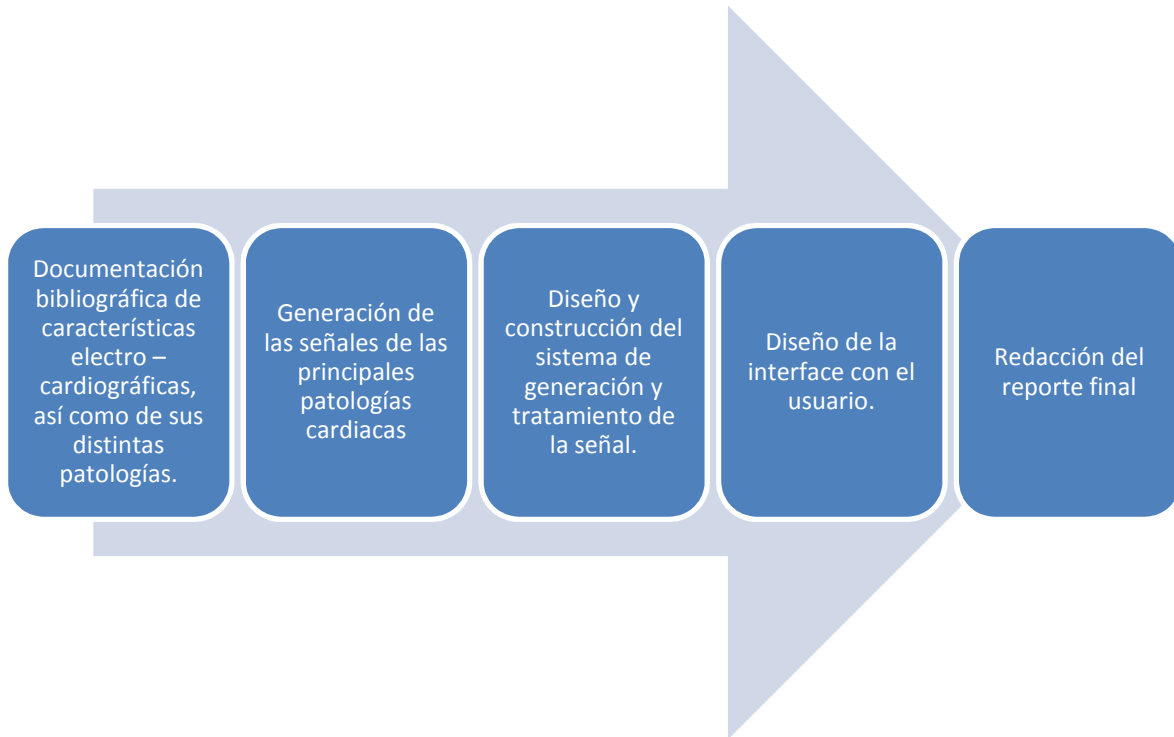


Figura 11. Metodología

El dispositivo propuesto

El dispositivo propuesto en este proyecto se incluye los siguientes elementos:

- Un microcontrolador (PIC 16F877)
- Memorias EEPROM 24C32A
- Convertidor Digital – Analógico
- Amplificadores Operacionales

Diagrama general

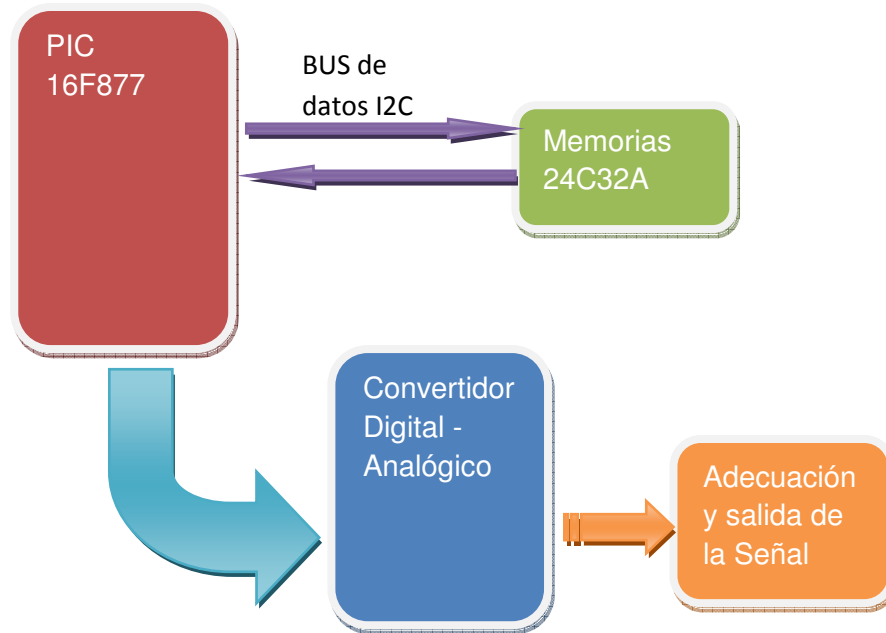
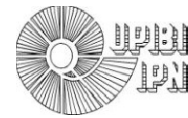


Figura 12. Diagrama General

Microcontrolador

Para efectos de este proyecto se usó un microcontrolador el cual es un circuito integrado que nos ofrece las posibilidades de un pequeño computador. En su interior encontramos un procesador, memoria, y varios periféricos.

El PIC usado fue el 16F877, que es muy versátil por contar con diversas características en un solo chip que lo hacen ser uno de los más utilizados en el mundo. Pertenece a una gran familia de microcontroladores de 8 bits (bus de datos) que tienen las siguientes características generales que los distinguen de otras familias: A) Está basado en la arquitectura Harvard (arquitecturas de computadoras que utilizaban dispositivos de almacenamiento físicamente separados para las instrucciones y para los datos). B)



Tecnología RISC (conjunto de computadores con un set de instrucciones reducido). C)
Tecnología CMOS (mejor inmunidad al sonido y un menor consumo de energía).

Estas características se conjugan para lograr un dispositivo altamente eficiente en el uso de la memoria de datos y programa y por lo tanto en la velocidad de ejecución.

La función del microcontrolador de la cual se hizo más uso fue la de la conversión analógico – digital, la cual es la comparación de una tensión desconocida (V_x), con una tensión de referencia (V_{ref}) en diversos lapsos de tiempo; es decir, se está comparando nuestra señal de entrada, con un voltaje de referencia, en un tiempo específico.

La conversión está determinada por la siguiente ecuación:

$$D = \text{ent} \left(\frac{V_x}{V_{ref}} * 2^N \right) + 1$$

Donde D es el resultado de nuestra conversión, el cual es un número entero de orden mayor a 1 y menor de 2^N , y N es el número de bits del convertidor.

El PIC 16F877 además nos permite hacer uso de la comunicación I2C, la cual nos permite controlar diversos dispositivos (memorias) con un solo PIC.

Memoria 24C32A

24C32A es una 4K x 8 (32K bit) memoria serial eléctrica EEPROM borrable. Se ha desarrollado para usos avanzados, de baja energía tales como comunicaciones personales o de adquisición de datos. El 24C32A también tiene una capacidad de página-escritura de hasta 32 bytes de datos. El 24C32A es capaz de al azar y secuencial leer hasta el límite de 32K. Las líneas funcionales de la dirección permiten hasta ocho dispositivos 24C32A en el mismo autobús, para hasta el espacio de dirección 256K bits. La tecnología avanzada CMOS y la gama amplia del voltaje hacen este ideal del dispositivo para el código y los usos de baja potencia/de baja tensión, permanentes de datos.



Bits de resolución de audio digital

En una grabación analógica la longitud de la señal grabada en una cinta, por ejemplo, es la que determina la calidad y fidelidad que tendrá después la reproducción de los sonidos, es decir, lo que se conoce como "respuesta de frecuencia". En las antiguas grabaciones en cintas magnetofónicas analógicas de ¼ pulgada de ancho y carrete abierto, las grabaciones de audio se podían efectuar a diferentes velocidades de giro de la cinta.

A menor velocidad la longitud de la senoide que se obtenía por cada segundo de grabación era menor que cuando se grababa a mayor velocidad. Por tanto, una misma grabación de música realizada a 15 ips tenía una respuesta de frecuencias mucho mayor que si se grababa a 7 ½ ips o a menor velocidad, pues al ser más extensa la longitud de la onda senoidal, ésta podía captar en la grabación mayor número de detalles o armónicos, así como registrar también las frecuencias más altas o agudas de los sonidos.

Algo similar ocurre con la cantidad de bits que se utilizan para realizar el muestreo de la señal analógica para después convertirla en señal digital, y el número de muestras que se toman en total. O sea, un muestreo realizado a 8 bits tendrá menos calidad y respuesta de frecuencia que otro realizado a 16 bits, sin embargo, esto se puede corregir, tomando un mayor número de respuestas en un cierto tiempo, con el fin de perder la menor cantidad de información posible, y obteniendo así una señal muy similar a la original.

Generación de Datos

Los datos para el simulador, se generaron de dos maneras diferentes: una mediante un programa en MATLAB, el cual generaba los datos a partir de la información que le introdujéramos como el número de pulsaciones por minuto, o la duración del pulso; la otra fue mediante datos de estudios reales algunos obtenidos del Physiobank del MIT o mediante estudios grabados en los equipos, donde la mayoría de estos se encontraban a manera de archivos de texto (*.txt) o .dat, por lo que para poder hacer uso de estos, se realizó un programa en MATLAB el cual transformo los datos a manera de matriz, para poder trabajar con ellos y manipularlos.



¿Para qué utilizar estudios anteriores o almacenados? Esto se hizo con el fin de que el usuario no solo tenga la posibilidad de analizar el equipo mediante datos simulados, si no también observar el comportamiento del equipo a analizar y como responde a los datos del paciente. Por ejemplo, una enfermera podría reportar que el equipo de monitoreo fallo en hacer sonar la alarma del paciente en cierto momento crítico, esto podría ser corroborado mediante el simulador y verificar que en verdad el equipo haya fallado y no se deba a error humano.

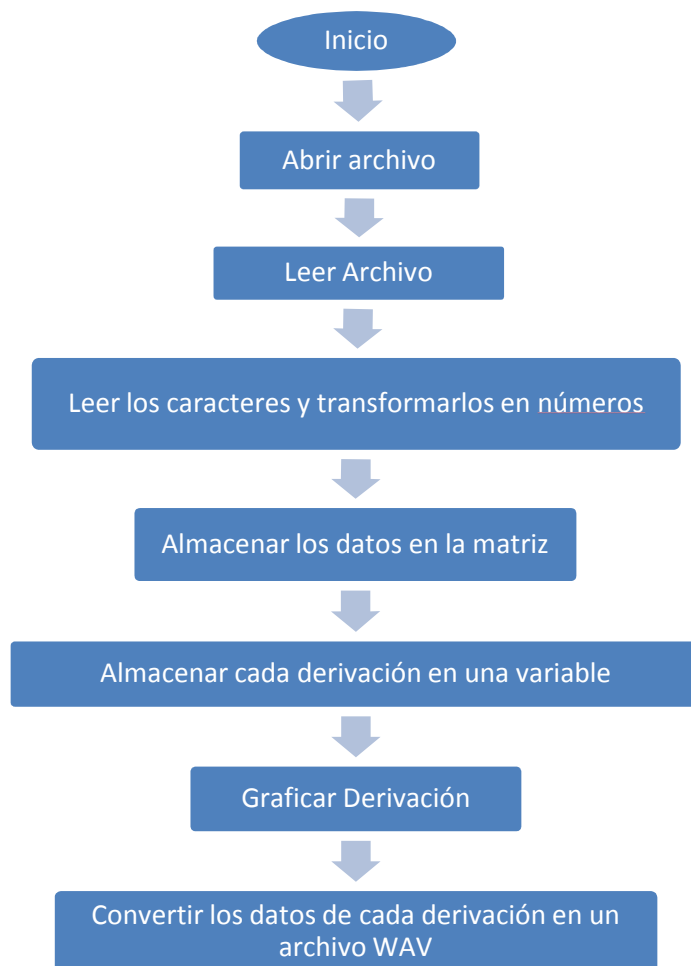


Figura 13. Diagrama del programa para la generación de datos.



A continuación se explica el código utilizado para realizar esto (*ver Anexo*):

En las primeras líneas del código (1 – 8) del programa es donde abrimos y leemos el archivo en el cual están contenidos nuestros datos. En las siguientes líneas (9 – 17), se comienzan a leer los caracteres contenidos en el archivo, convirtiéndolos en números, y se almacenan en un vector “t” el cual es el tiempo en el cual se tomo cada uno, y una matriz d, en la cual están contenidos los valores de las derivaciones (línea 18). Una vez hecho esto, comenzamos a separar la información de cada derivación en un vector individual, el cual graficamos (con una frecuencia de muestreo de 1000), para observar cada una de las derivaciones.

En las últimas líneas del programa (77 – 88)se toma cada uno de estos vectores y se almacena en un archivo tipo WAV, el cual será de utilidad para poder almacenar los datos posteriormente en las memorias.

Almacenamiento de Datos

Una vez obtenidos los datos, se almacenaron en las memorias 24a32c mediante el uso del I2C.

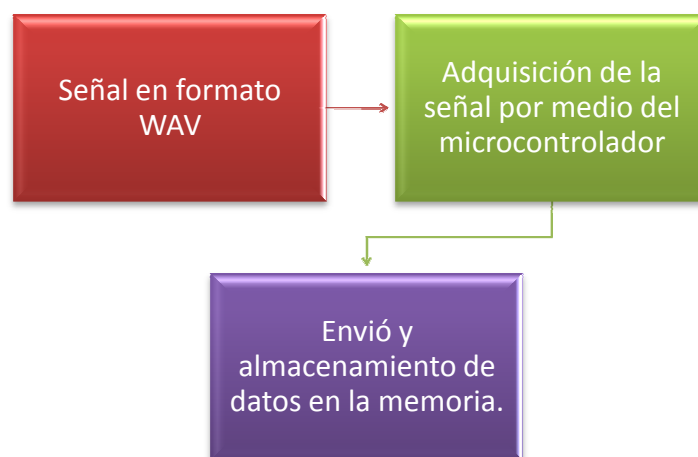


Figura 14. Diagrama almacenamiento de datos.



El PIC 16F877 obtiene la señal de los archivos generados anteriormente en MATLAB (*.WAV), mediante el convertidor analógico digital interno del mismo, y estos valores de conversión son enviados a las memorias para su almacenamiento.

La primera sección del código del programa (*ver Anexo*) es la configuración de parámetros básicos para el funcionamiento del compilador (líneas 1 – 10), tales como indicación del modelo de PIC a utilizar y también la velocidad de procesamiento de CPU, esto se encuentra determinado por el oscilador, en este caso es un cristal de cuarzo de 20 MHz. En el caso del conversor analógico – digital, se configuraron los parámetros tales como la resolución a la cual estará nuestro conversor, velocidad de muestreo, así como el oscilador de donde se tomará la base para el tiempo de muestreo de la conversión (líneas 7 – 9).

En cuanto al modulo de comunicación serial asíncrona, es necesaria la configuración de velocidad con la cual se envían los datos (línea 10), se utilizó en este caso una velocidad de 9600 baudios (bits por segundo).

Más adelante se declararon las variables usadas en el programa (líneas 11 – 14) y el espacio que tendrán en la memoria RAM estas, tipo byte, la cual da un tamaño de 8bits. En las siguientes líneas establecemos nuestros puertos en el PIC

La sección central del código es donde se encuentra la conversión analógica digital (líneas 20 – 41), y después se utiliza el protocolo I2C para poder enviar este valor a almacenarlo en la memoria, repitiendo la operación para cada valor diferente de la señal y enviándola a un “espacio” diferente dentro de la memoria. La forma en que se realiza la comunicación entre el PIC 16F877 y la memoria 24C32A, es enviando primero un byte en el cual va contenido el que queremos hacer (leer o escribir) y a que memoria se está dirigiendo, los siguientes 2 bytes, indica la dirección en la cual se va a escribir, y después enviar la información a almacenar.

Generación de la Señal

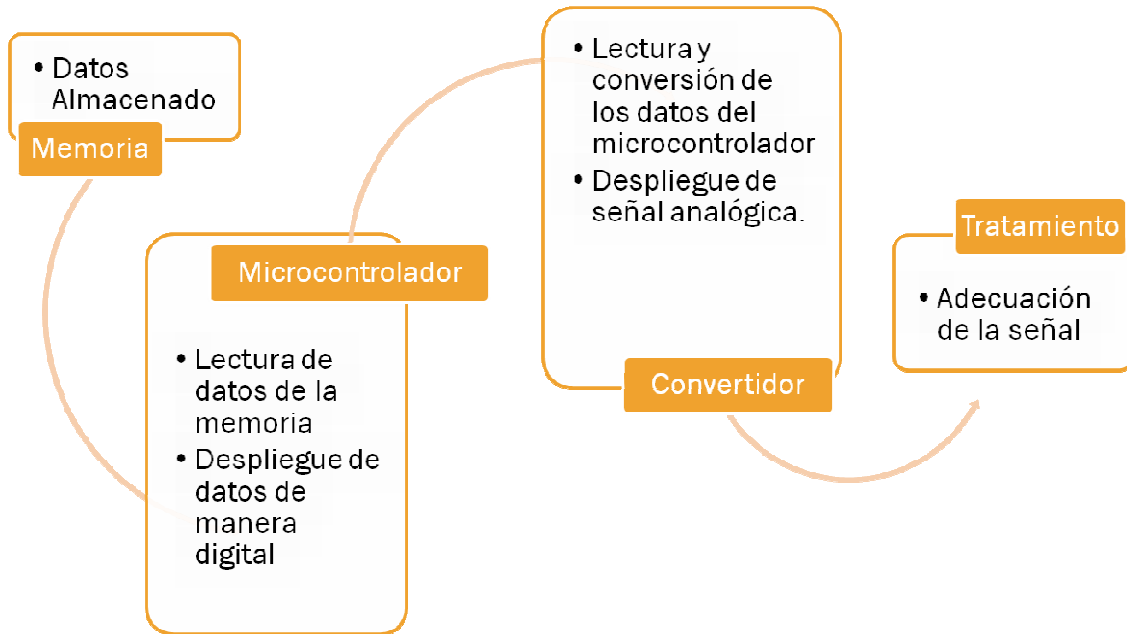


Figura 15. Diagrama para la generación de la señal

Para la generación de la señal, se usó otro PIC, el cual utilizando el protocolo I2C, fue leyendo los datos almacenados en la memoria. Debido a que estos datos se encontraban de manera digital, fue necesario usar un convertidor analógico – digital, el cual toma estos y los convierte en una señal analógica, la cual podemos visualizar en el osciloscopio y posteriormente en cada uno de los equipos de monitoreo.

El código del programa es similar al de escritura (ver Anexo); solo que no se realiza la conversión analógica – digital, y la forma del envío (líneas 21 – 40) es la siguiente: Se envía un primer byte como si se fuera a escribir en la memoria, se envía la dirección en la cual se desea hacer la lectura, se envía un bit de reinicio, se envía un byte, similar al de escritura, pero con la diferencia de que el bit que indica la lectura está en alto, la dirección de donde se desea leer, y por último se espera la información, la cual es desplegada en el Puerto D del PIC 16F877.

El Puerto D, es el que se encuentra conectado al convertidor analógico – digital el cual tomará ese dato y finalmente iremos reconstruyendo nuestra señal.

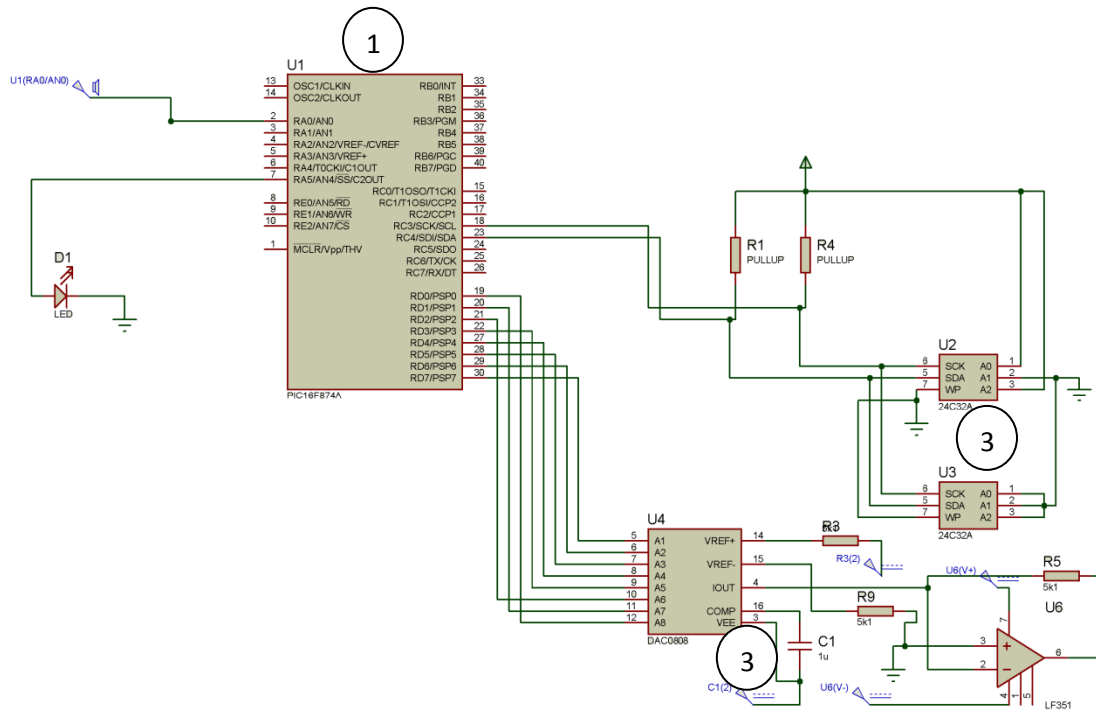


Figura 16 Circuito Para la Generación de la Señal

1. PIC 16F877
2. Memorias 24C32A
3. Convertidor Digital – Analógico.

El circuito final cuenta con un total de 8 memorias, cada una contiene en la mitad de su capacidad una señal diferente.

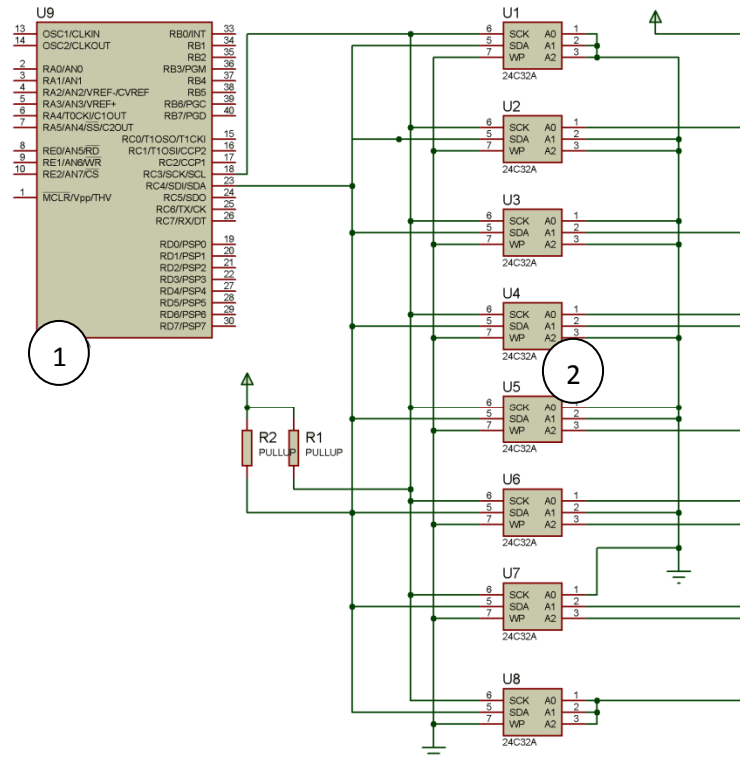


Figura 17 Forma de la distribución de las 8 memorias en el circuito.

1. PIC 16F877
2. Memorias 24C32A

Se necesita al menos de un total de 3 a 4 circuitos para la generación de la señal, los cuales corresponderían a las señales AVL, AVF, AVR y la derivación V1, ya que es con estas señales con la que la mayoría de los equipos de monitoreo necesitan como mínimo para su operación.

Estos 4 circuitos son controlados por otro PIC16f877, el cual indicara que memoria es la que debe ser seleccionada y que parte de la memoria debe ser leída.

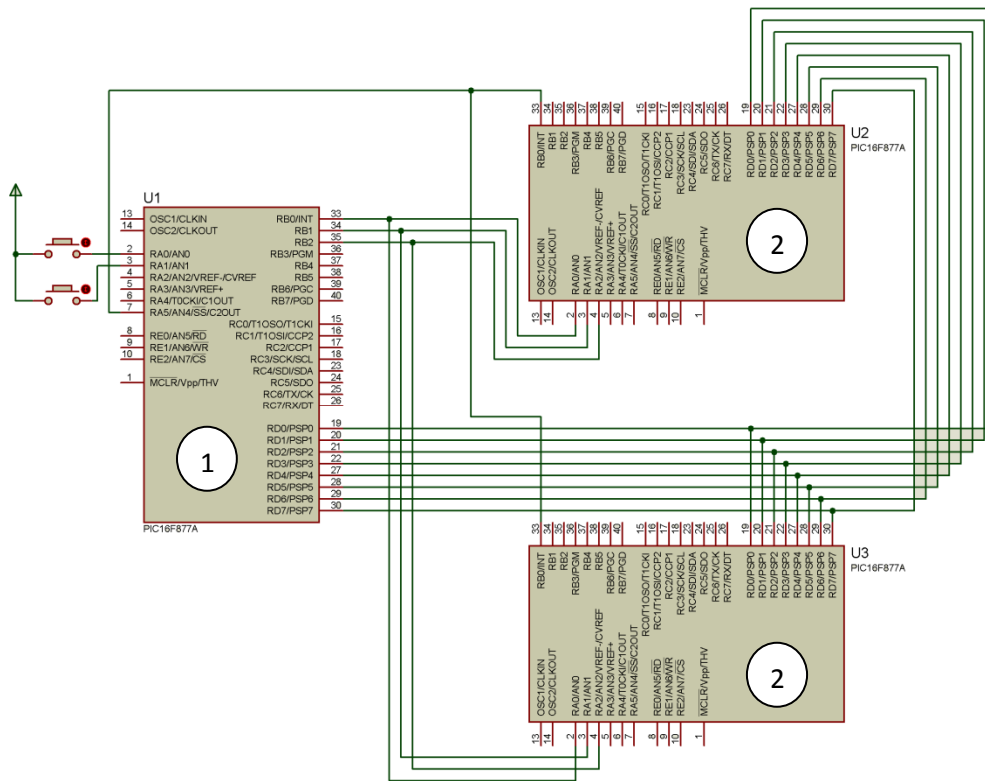


Figura 18 Circuito (simplificado) para el control de las señales.

1. PIC 16F877 encargado de seleccionar la memoria.
2. PICS 16F877 encargados de la lectura de cada una de las memorias.

Mediante el Puerto A.0 seleccionaremos en número de señal que queremos ver, esta señal se traducirá en el número de memoria que será enviado por el puerto B, y la parte de la memoria que queremos que sea leída (Puerto D). Cada una de las señales que es escogida, es visualizada su nombre en la LCD (Ver Anexo).

RESULTADOS

Mediante la ayuda de MATLAB, se generaron las señales que serían usadas en el generador.

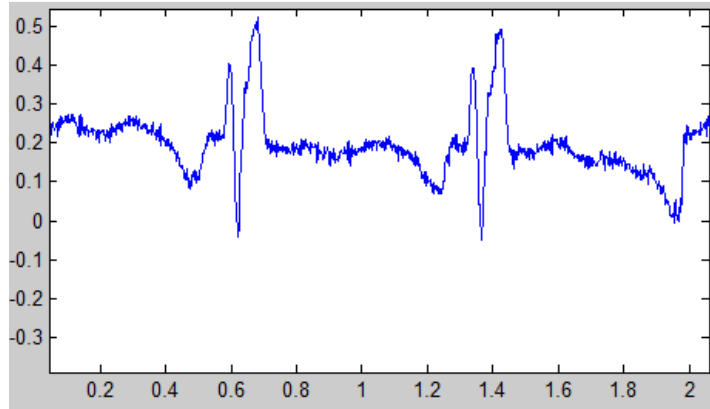


Figura 19. Derivación AVR

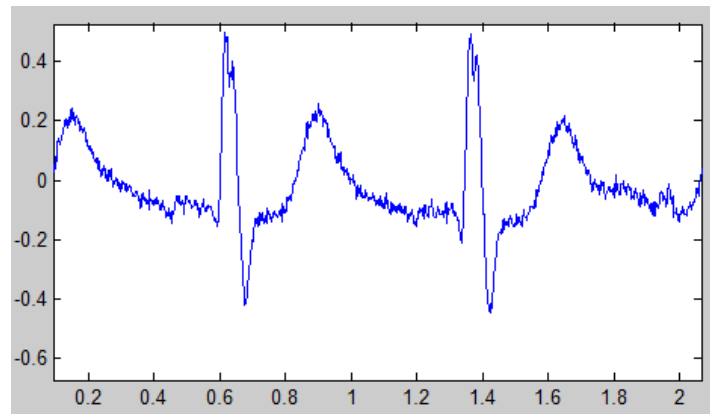


Figura 20. Derivación AVL

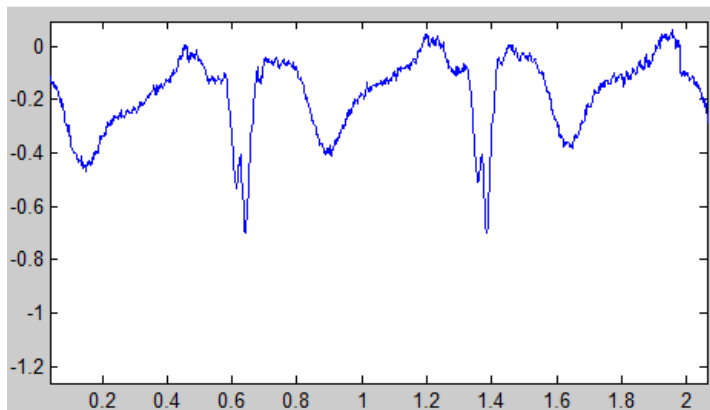


Figura 21. Derivación AVF

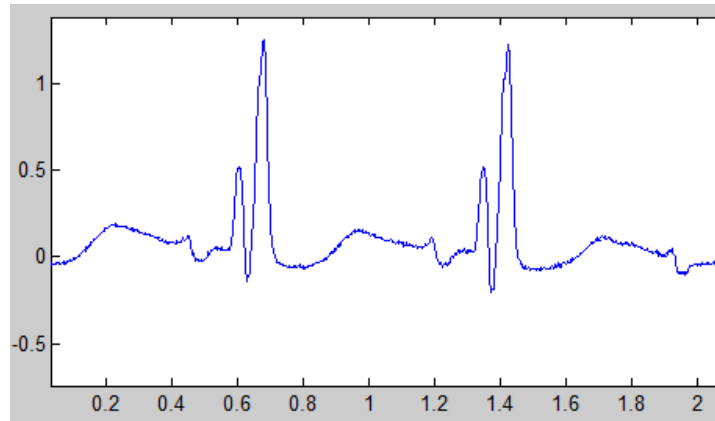


Figura 22. Derivación V1

En las imágenes anteriores (Figuras 18 – 21) se pueden observar las señales de las derivaciones principales con las cuales operan la mayoría de los equipos de monitoreo cardiaco (aVR, aVL, aVF y V1). Como se podrá observar, la amplitud de las señales y la línea de referencia de estas no es la adecuada para que sean leídas por el PIC 16F877, ya que este solo puede convertir voltajes que van de 0 a 5 Volts.

Ya obtenidas estas señales, se realizó el circuito que funcionaría tanto para escritura como lectura de cada una de las señales. Para la extracción de las señales de la computadora al circuito, se usó la tarjeta de audio de la misma, y con ayuda de un programa de edición de audio, se simplificó la tarea de adecuación de la señal para que fuera posible el que el PIC 16F877 la leyera.

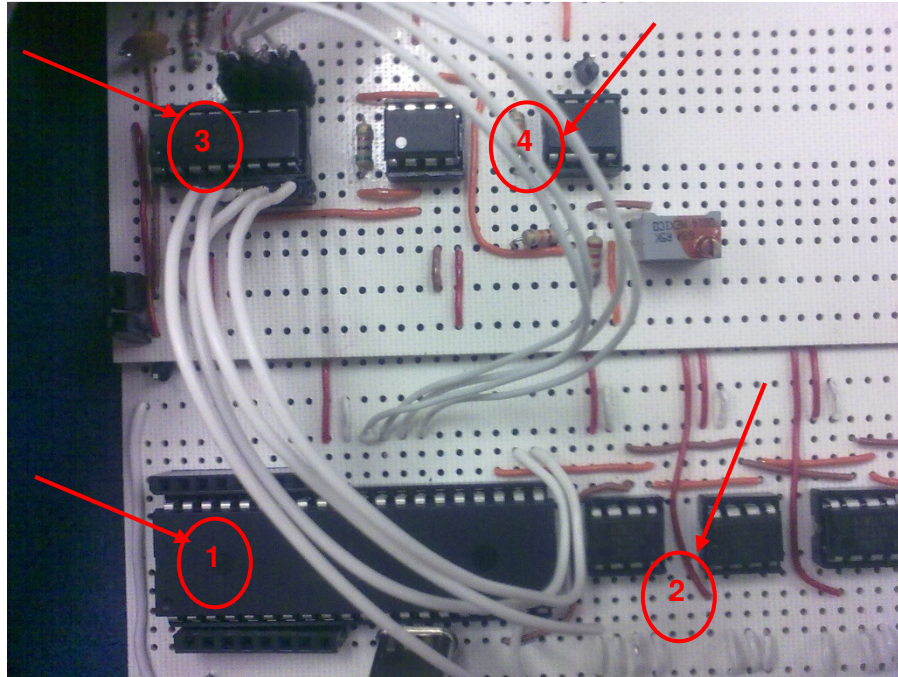


Figura 23. Circuito en placa tipo proto.

1. Microcontrolador PIC 16F877
2. Memorias 24C32A
3. Convertidor Digital – Analógico
4. Adecuación de la señal

El PIC 16F877 toma la información de las memorias y la envía al convertidor digital – analógico, el cual tiene un V_{ref} de 0 a 10 Volts, por lo que nuestra salida tendrá esos valores de voltaje, lo que hizo necesario que se adecuara a los 10 mV que soportan como máximo los equipos de Monitoreo. Esto se logró mediante la utilización de un amplificador operacional en modo de sumador, donde por medio de un POT se ajustó la señal, ya sea para que esta sea de 0 a +10 mV o de 0 a -10 mV según sea el caso.

Una vez que se comprobó el correcto comportamiento del circuito se procedió a hacer un prototipo en placa. Posteriormente se realizó el circuito PCB con ayuda del Proteus, con la aplicación de nombre ARES obteniéndose el siguiente que se muestra en la figura 21.

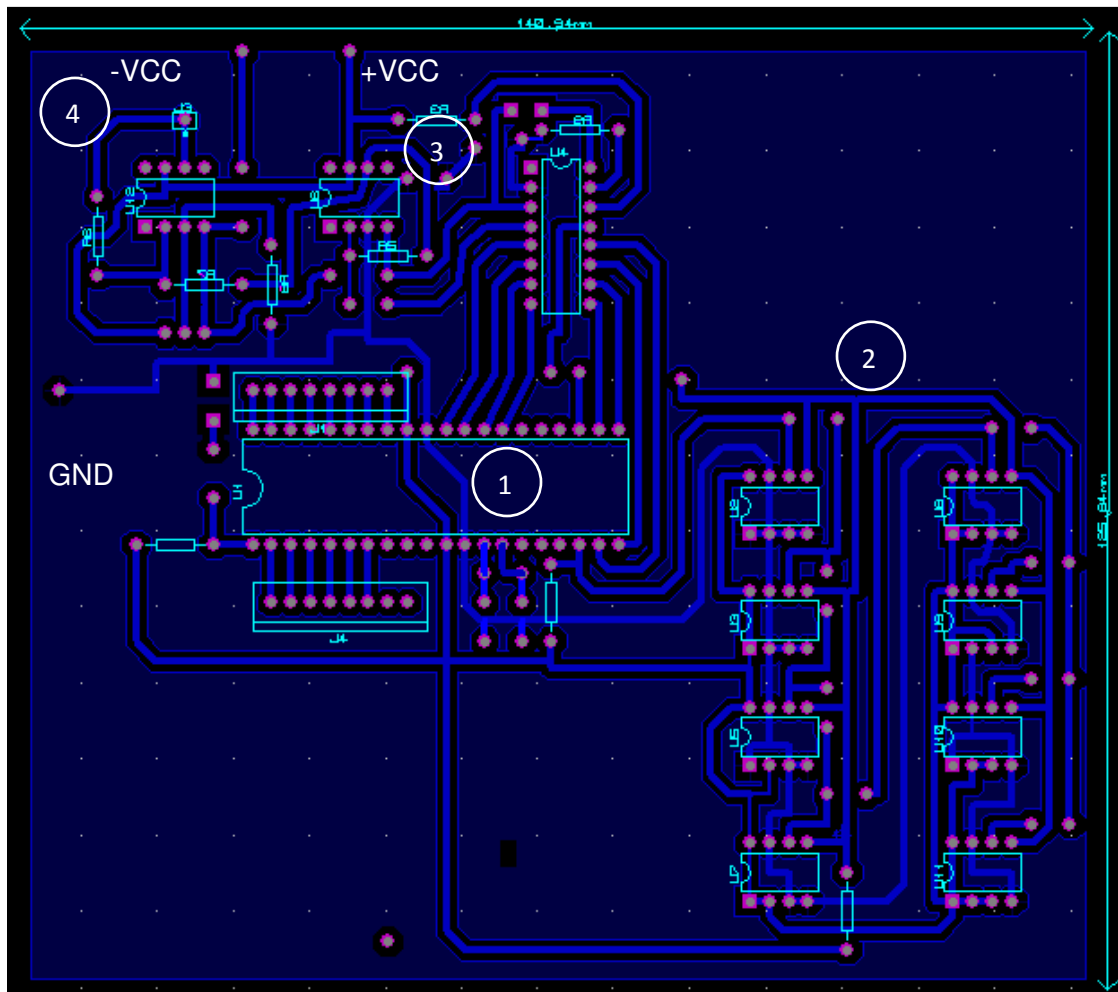


Figura 24. Diagrama del PCB

1. PIC16F877 encargado de la lectura de las memorias.
2. Memorias 24C32A.
3. Convertidor digital – analógico.
4. Salida final de la Señal

En base a este diagrama de la figura anterior se realizo el serigrafiado del circuito, lo cual no solo ayuda a dar una mejor presentación, si no que nos ayuda a reducir el espacio y las dimensiones finales de este.

Como se podrá observar, se unió la tierra a las islas del circuito, esto con el fin de ayudar a disipar un poco de calor, y evitar errores de ruido.

Con el circuito anterior se realizaron diversas pruebas, con diferente cantidad de datos almacenados, viendo una notable diferencia al incrementar el número de los mismos.

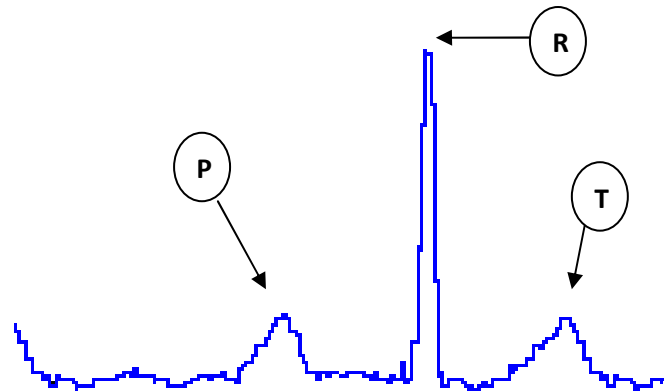


Figura 25. Señal Obtenida con 100 datos.

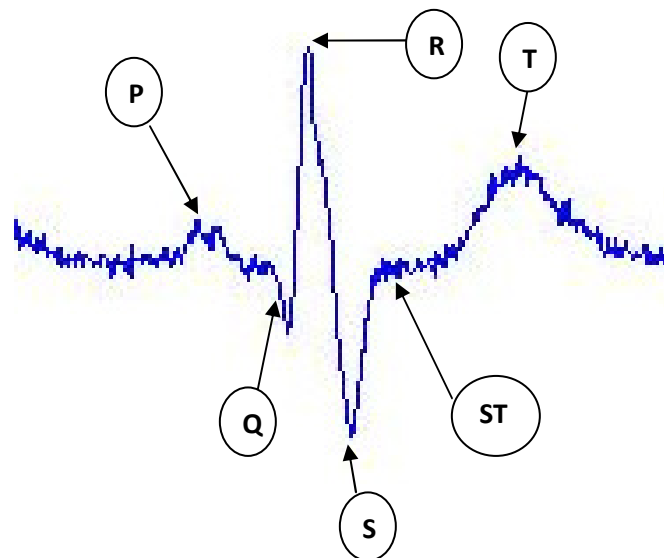


Figura 26. Señal obtenida con más de 1000 datos

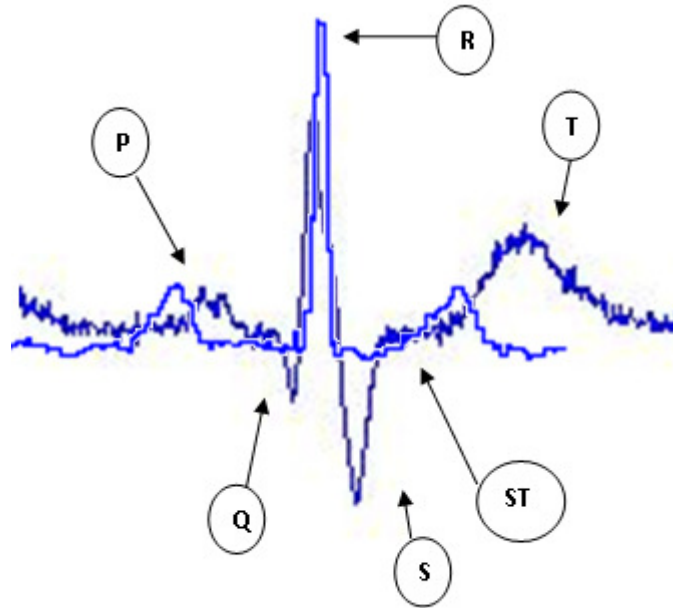


Figura 27. Comparación de ambas señales

Podemos observar en las figuras 26 y 27, la clara diferencia en la forma de la señal. En la Figura 26, se nota la falta de algunos segmentos de una onda de electrocardiograma normal, lo cual no sucede en la figura 27; estos segmentos principalmente son las ondas Q, S y ST. En la figura 28, se ve claramente la diferencia entre ambas señales al superponer una con otra.

Para el control del dispositivo se utilizó el siguiente circuito:

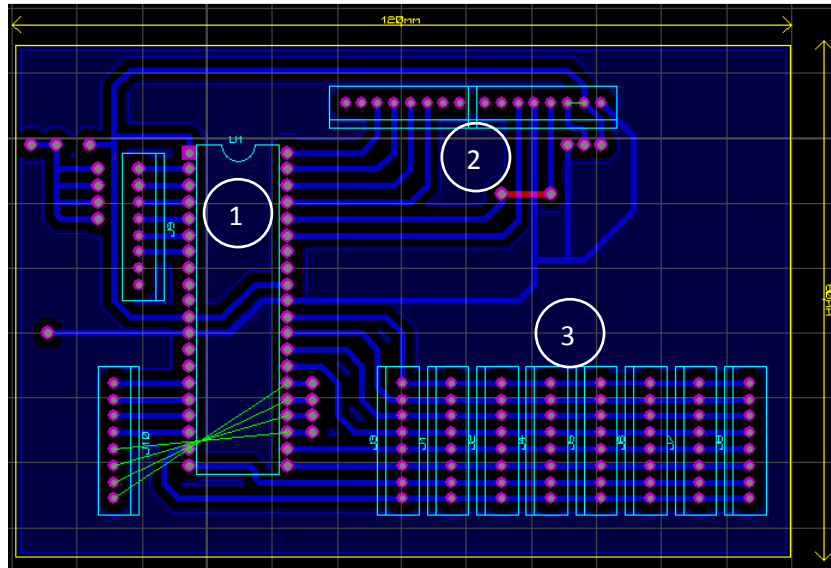


Figura 28. PCB sistema de control

1. PIC 16F877
2. Pantalla LCD
3. Conexiones a cada uno de los PICS encargados de leer las memorias.

El cual se encargaba de enviar las instrucciones a cada uno de los microcontroladores de cada placa.

Se hicieron pruebas para observar la generación de las señales en un equipo de monitoreo, obteniéndose algunas de las siguientes señales como ejemplo.

Fibrilación:

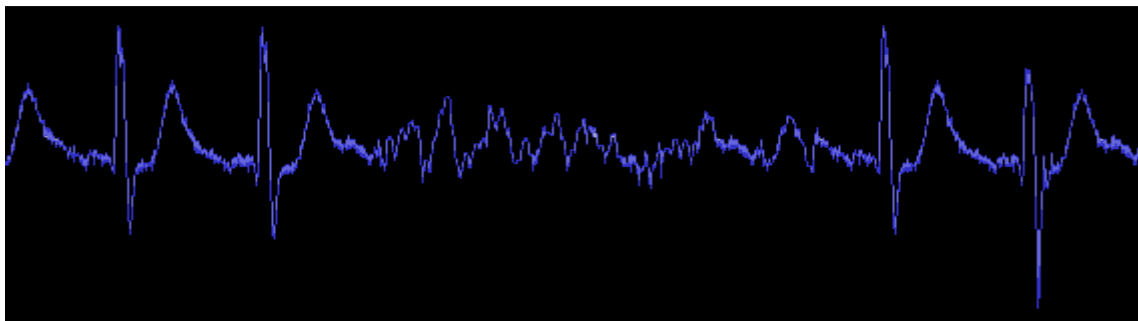


Figura 29. Derivación AVL (Fibrilación)

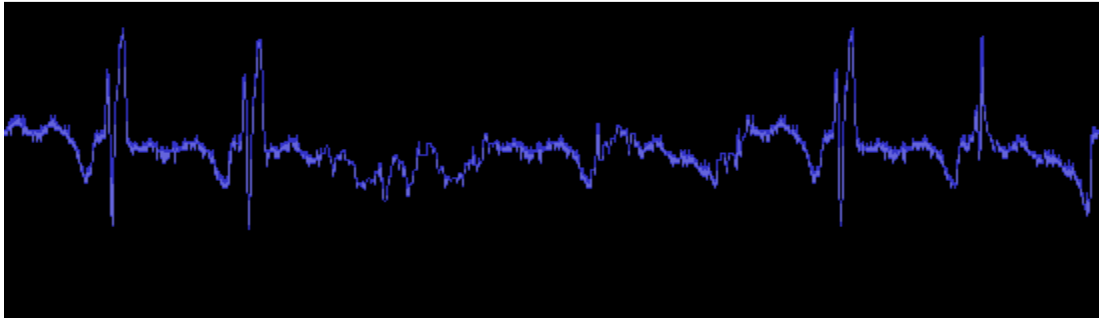


Figura 30. Derivación AVL (Fibrilación)

La fibrilación ventricular es un ritmo caótico originado en los ventrículos, lo cual resulta en la pérdida de una señal real por parte del electrocardiograma (figuras 29 y 30). En la fibrilación ventricular, en las zonas donde la amplitud no supera los 3 mm, significa que la energía del miocardio es mucho menor, y en llevar a cabo una desfibrilación exitosa que restaure el ritmo normal. En equipos de desfibrilación que cuenten con monitoreo de signos vitales, se puede utilizar este tipo de señales para realizar pruebas de funcionamiento.

Taquicardia:

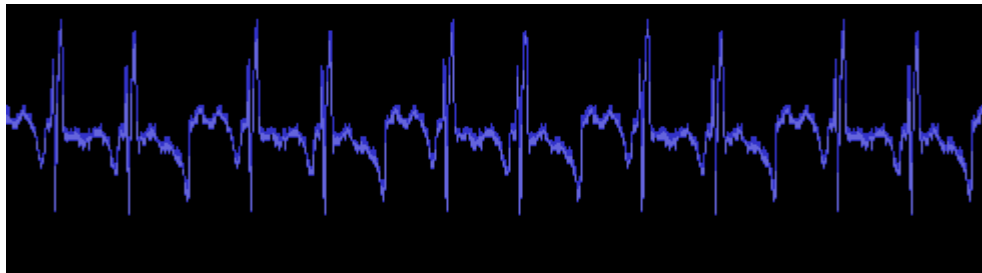


Figura 31. Derivación aVR (Taquicardia)

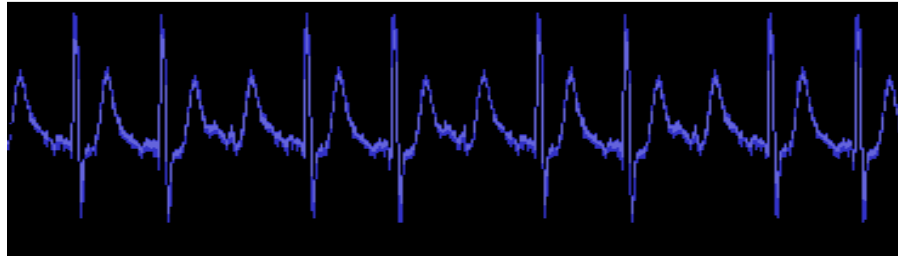


Figura 32. Derivación aVL (Taquicardia)

La taquicardia es observable en casi cualquier derivación, ya que consiste en rápido ritmo aproximadamente 120 a 150 latidos por minuto. Por lo general es resultado de una estimulación debido a otros síntomas (fiebres, dolor, incremento en la demanda de oxígeno o hipovolemia). Usualmente tiene un poco en forma de flecha el complejo QRS

Crecimiento Auricular:

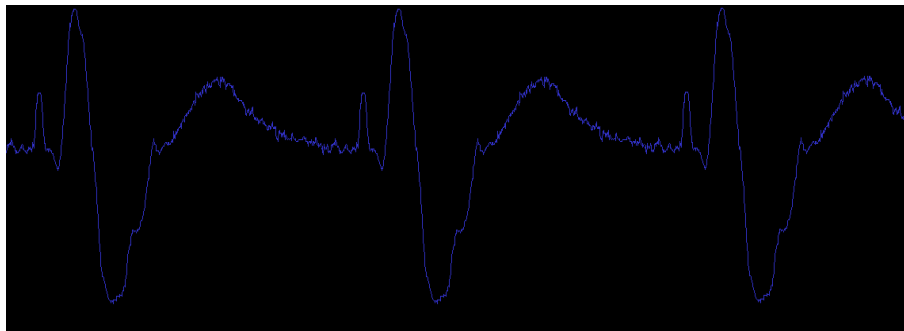


Figura 33. Derivación V1 (Crecimiento Auricular)

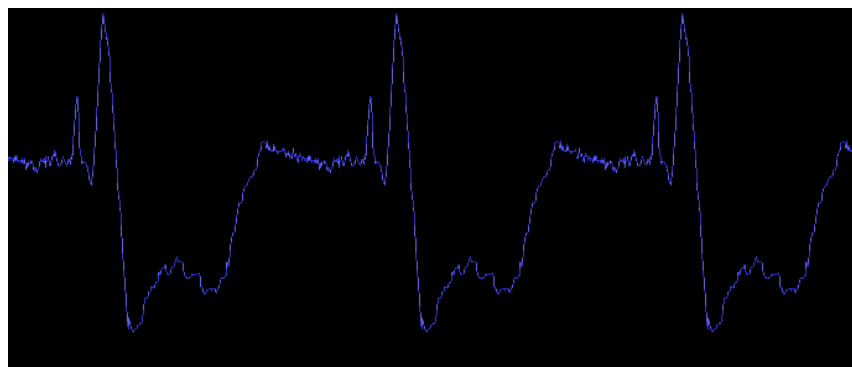


Figura 34. Derivación V2 (Crecimiento Auricular)

En las dos imágenes anteriores se observan las derivaciones V1 y V2, las cuales son en las que principalmente se notan los cambios en el ECG de uno normal al que tiene la patología. En ambas derivaciones, el principal rasgo a notar es la onda P picuda. En la derivación V2, también se observa el cómo las ondas S – T son negativas y tardan más de lo normal en regresar al lado positivo del eje isoelectrico.

Síndrome Wolff Parkinson – White:

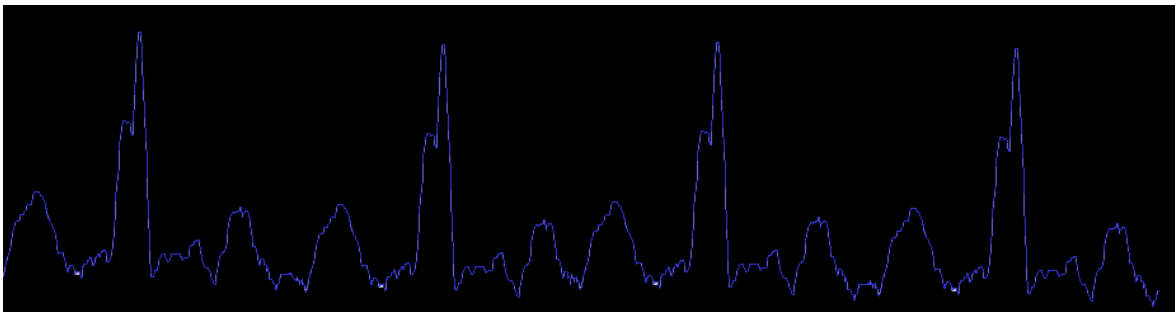
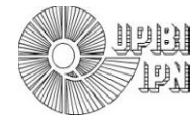


Figura 35. Síndrome Wolff Parkinson - White

El síndrome Wolff – Parkinson – White es una pre – excitación que es provocada por un camino eléctrico fuera de lo normal, que comunica el atrio con los ventrículos. En el comienzo del QRS (también conocido como onda delta), resulta de la despolarización de los ventrículos temprana antes de la despolarización normal. También se puede llegar a observar un paso de la onda P a la onda R directamente.



CONCLUSIONES

Con respecto a las señales generadas en MATLAB se encuentra que fueron realizadas apropiadamente ya que logro desplegar la señal total de cada derivación y enviarla a un archivo de audio. Vemos que a cada señal incluso es posible en dado caso que se requiera, tratarla con el mismo MATLAB (filtrar, agregar ruido, etc.) previamente a la creación del documento .WAV.

En cuanto a nuestro sistema de almacenado y reproducción se encontró con que el sistema I2C fue muy útil debido a la velocidad de lectura y escritura, facilito la forma de realizar el almacenado en las memorias 24C32A, ya que éste solo necesita de 2 líneas de comunicación, y evita errores de lectura, ya que siempre existe un reconocimiento tanto del microcontrolador, como de la memoria de la cual se está extrayendo la información. La generación de señales mediante su previo almacenado en memorias, aunque nos limita en el número máximo de señales que podemos tener en un mismo instante, nos da la posibilidad de que estas puedan ser cambiadas, en cualquier momento, por lo que si tenemos un banco de señales en nuestro ordenador, estas pueden ser usadas en cualquier momento por nosotros. Las señales obtenidas si no exactas a las generadas en MATLAB, si muy fieles o cercanas a estas; existieron momentos en los que se percibía ruido agregado a la señal final en las derivaciones, esto es a que los materiales usados no son de grado médico y que el ruido externo sigue afectando a nuestro circuito.

En cuanto a los objetivos se logro la construcción del prototipo de simulador de señales de ECG y algunas patologías cardiacas, el cual permitirá realizar diversas funciones dentro del área de ingeniería biomédica, como se mencionaron en el principio del trabajo (verificación, calibración, pruebas de funcionamiento, etc.).

Además de la realización del prototipo, se realizaron dentro de la estancia diversas funciones propias del área de ingería biomédica como fueron: mantenimientos preventivos y correctivos a equipos de hospitalización, cuidados intensivos, quirófanos; capacitación a personal del hospital (médicos y enfermeras); instalación de equipos del área hospitalaria y quirófanos.



REFERENCIAS

Hampton, John **Electrocardiogramas “Trazos e interpretación”**, Segunda edición. Editorial El Manual Moderno. S.A, de C.V, México.

Valdes, Fernand. **Microcontroladores Fundamentos y aplicaciones con PIC**. Editorial Alfaomega.

Pallares Medrano, Sodi. **Electrocardiografía Clínica. Análisis Deductivo**. Ediciones del Instituto Nacional de Cardiología de México.

Lindner U. K., Dubin D. **Introducción a la electrocardiografía**. Barcelona: Masson.

Rodríguez Padial L. **Curso básico de electrocardiografía. Bases teóricas y aplicación diagnóstica**. Madrid: Jarpyo Editores; 1999.

Philips Semiconductors, "**The I2C Bus specifications**", January 2000.

Microchip Technology Inc. "**PIC16F87X Data Sheet 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers**"

Microchip Technology Inc. "**24C32A Data Sheet**".

Ganong W. **Fisiología Médica**. 14^a. Ed., El Manual Moderno S. A. de C. V.
México, D. F. 1990

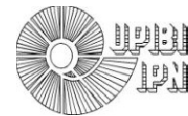
Gibiliscos S. **Electrónica. Diccionario Enciclopédico**, 2da ed., McGraw-Hill,
México, 1995.

Sedra A., Smith K. **Circuitos Microelectrónicos**. 4ta. ed., Oxford University Press,
México, 1999.

<http://www.physionet.org/>

<http://www.hospitalangeleslindavista.com>

<http://www.i2c-bus.org>



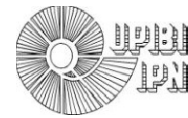
ANEXOS

Rutina para la generación de señales.

```
1. function ecgsimulador
2. f=fopen('ecg.txt');
3. a=fread(f);
4. b=char(a);
5. b=b';
6. [m n]=size(a);
7. r=137;
8. filas=floor(m/r);
9. for i=1:filas
10.     c(i,:)=b(((i-1)*r)+1:i*r);
11.     h=str2num(c(i,10:14));
12.     t(i)=h;
13.     for j=0:14
14.         x= c(i,17+(8*j):23+(8*j));
15.         d(i,j+1)=str2num(x);
16.     end
17. end
18. save d d
19. dl=[d(:,1)'];
20. dll=[d(:,2)'];
21. dlII=[d(:,3)'];
22. aVR=[d(:,4)'];
23. aVL=[d(:,5)'];
24. aVF=[d(:,6)'];
25. V1=[d(:,7)'];
26. V2=[d(:,8)'];
27. V3=[d(:,9)'];
28. V4=[d(:,10)'];
29. V5=[d(:,11)'];
30. V6=[d(:,12)'];
31. for g=1:10
32.     dl=[dl d(:,1)'];
33.     dll=[dll d(:,2)'];
34.     dlII=[dlII d(:,3)'];
35.     aVR=[aVR d(:,4)'];
36.     aVL=[aVL d(:,5)'];
37.     aVF=[aVF d(:,6)'];
38.     V1=[V1 d(:,7)'];
39.     V2=[V2 d(:,8)'];
40.     V3=[V3 d(:,9)'];
41.     V4=[V4 d(:,10)'];
42.     V5=[V5 d(:,11)'];
43.     V6=[V6 d(:,12)'];
```

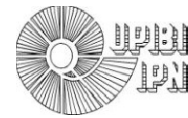



```
44. end
45. Fs=1000;
46. Tiempo=0:length(dl)-1;
47. Tiempo=Tiempo*inv(Fs);
48. length(Tiempo)
49. length(dl)
50. figure(1)
51. subplot(2,2,1)
52. plot(Tiempo,dl)
53. subplot(2,2,2)
54. plot(Tiempo,dII)
55. subplot(2,2,3)
56. plot(Tiempo,dIII)
57. subplot(2,2,4)
58. plot(Tiempo,aVR)
59. figure(2)
60. subplot(2,2,1)
61. plot(Tiempo,aVL)
62. subplot(2,2,2)
63. plot(Tiempo,aVF)
64. subplot(2,2,3)
65. plot(Tiempo,V1)
66. subplot(2,2,4)
67. plot(Tiempo,V2)
68. figure(3)
69. subplot(2,2,1)
70. plot(Tiempo,V3)
71. subplot(2,2,2)
72. plot(Tiempo,V4)
73. subplot(2,2,3)
74. plot(Tiempo,V5)
75. subplot(2,2,4)
76. plot(Tiempo,V6)
77. wavwrite(dl,Fs,8,'derivaciónI')
78. wavwrite(dII,Fs,8,'derivaciónII')
79. wavwrite(dIII,Fs,8,'derivaciónIII')
80. wavwrite(aVR,Fs,8,'derivaciónaVR')
81. wavwrite(aVL,Fs,8,'derivaciónaVL')
82. wavwrite(aVF,Fs,8,'derivaciónaVF')
83. wavwrite(V1,Fs,8,'derivaciónV1')
84. wavwrite(V2,Fs,8,'derivaciónV2')
85. wavwrite(V3,Fs,8,'derivaciónV3')
86. wavwrite(V4,Fs,8,'derivaciónV4')
87. wavwrite(V5,Fs,8,'derivaciónV5')
88. wavwrite(V6,Fs,8,'derivaciónV6')
```



Programa de escritura en la memoria 24C32A

```
1. Device 16F877A
2. XTAL 20
3. Declare LCD_DTPORT PORTB
4. Declare LCD_DTPIN PORTB.4
5. Declare LCD_ENPIN PORTB.2
6. Declare LCD_RSPIN PORTB.3
7. Declare ADIN_RES 8
8. Declare ADIN_TAD 3
9. Declare ADIN_STIME 1
10. Declare HSERIAL_BAUD 9600
11. Dim saime As Byte
12. Dim i As Byte
13. Dim j As Byte
14. Dim saime2 As Byte
15. TRISA = %00000011
16. ADCON1 =%10000000
17. TRISD = %00000000
18. TRISB = %00000000
19. PORTB=0
20. For j =0 To 32
21. For i =0 To 255
22. saime = ADIn 0
23. HBStart
24. HBusOut %10100000
25. HBusOut i
26. HBusOut j
27. HBusOut saime
28. HBStop
29. HBStart
30. HBusOut %10100000
31. HBusOut i
32. HBusOut j
33. HBREStart
34. HBusOut %10100001
35. saime2 = HBusIn
36. HBStop
37. PORTD=saime2
38. DelayUS 1000
39. Next
40. Next
41. End
```



Programa de lectura en la memoria 24C32A

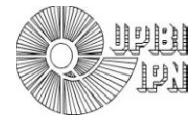
```
1. Device 16F877A
2. XTAL 20
3. Declare HSERIAL_BAUD 9600
4. Dim saime As Byte
5. Dim i As Byte
6. Dim j As Byte
7. Dim saime2 As Byte
8. Dim memo2 As Byte
9. Dim j As Byte
10. Dim saime2 As Byte
11. Dim memo2 As Byte
12. Dim lectu As Byte
13. Dim chip As Byte
14. Dim memo As Byte
15. TRISA = %11111111
16. TRISD = %00000000
17. TRISB = %11111111
18. PORTB=0
19. chip = PORTA
20. memo = PORTB
21. main:
22. memo2 = memo + 125
23. saime = %10100000 + chip
24. lectu = %10100001 + chip
25. For j =memo To memo2
26. For i =0 To 254
27. HBStart
28. HBusOut saime
29. HBusOut i
30. HBusOut j
31. HBREStart
32. HBusOut chip
33. saime2 = HBusIn
34. HBStop
35. PORTD=saime2
36. DelayUS 10000
37. Next
38. Next
39. GoTo main
40. End
```



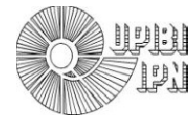
Programa para la selección de la señal.

```
1. Device 16F877A
2. XTAL 20
3. Device 16F877A
4. Declare LCD_DTPORT PORTB
5. Declare LCD_DTPIN PORTB.4
6. Declare LCD_ENPIN PORTB.2
7. Declare LCD_RSPIN PORTB.3
8. Declare HSERIAL_BAUD 9600
9. Dim contador As Byte
10. Dim boton As Byte
11. TRISA = %00001111
12. TRISD = %00000000
13. TRISB = %00000000
14. TRISC = %00000000
15. contador = 0
16. inicio:
17. Print $FE, 2
18. Print "Bienvenido"
19. DelayMS 1000
20. Print $FE, 2
21. Print "Simulador ECG"
22. main:
23. DelayUS 2000
24. boton = PORTA.1
25. While boton == 0
26. GoTo main
27. Wend
28. contador = contador + 1
29. Select contador
30. Case 1
31. PORTC = 0
32. PORTD = 0
33. Print $FE, 2
34. Print "Señal 1"
35. GoTo main
36. Case 2
37. PORTC = 0
38. PORTD = 125
39. Print $FE, 2
40. Print "Simulador ECG"
41. GoTo main

42. Case 3
43. PORTC = 1
44. PORTD = 0
```



45. Print \$FE, 2
46. Print "Simulador ECG"
47. GoTo main
48. Case 4
49. PORTC = 1
50. PORTD = 125
51. Print \$FE, 2
52. Print "Simulador ECG"
53. GoTo main
54. Case 5
55. PORTC = 2
56. PORTD = 0
57. Print \$FE, 2
58. Print "Simulador ECG"
59. GoTo main
60. Case 6
61. PORTC = 2
62. PORTD = 125
63. Print \$FE, 2
64. Print "Simulador ECG"
65. GoTo main
66. Case 7
67. PORTC = 3
68. PORTD = 0
69. Print \$FE, 2
70. Print "Simulador ECG"
71. GoTo main
72. Case 8
73. PORTC = 3
74. PORTD = 125
75. Print \$FE, 2
76. Print "Simulador ECG"
77. GoTo main
78. Case 9
79. PORTC = 4
80. PORTD = 0
81. Print \$FE, 2
82. Print "Simulador ECG"
83. GoTo main
84. Case 10
85. PORTC = 4
86. PORTD = 125
87. Print \$FE, 2
88. Print "Simulador ECG"
89. GoTo main
90. Case 11
91. PORTC = 5
92. PORTD = 0



```
93. Print $FE, 2
94. Print "Simulador ECG"
95. GoTo main
96. Case 12
97. PORTC = 5
98. PORTD = 125
99. Print $FE, 2
100.   Print "Simulador ECG"
101.   GoTo main
102.   Case 13
103.   PORTC = 6
104.   PORTD = 0
105.   Print $FE, 2
106.   Print "Simulador ECG"
107.   GoTo main
108.   Case 14
109.   PORTC = 6
110.   PORTD = 125
111.   Print $FE, 2
112.   Print "Simulador ECG"
113.   GoTo main
114.   Case 15
115.   PORTC = 7
116.   PORTD = 0
117.   Print $FE, 2
118.   Print "Simulador ECG"
119.   GoTo main
120.   Case 16
121.   PORTC = 7
122.   PORTD = 125
123.   Print $FE, 2
124.   Print "Simulador ECG"
125.   GoTo main
126.   Case Else
127.   GoTo main
128.   EndSelect
129.   If contador = 16 Then
130.   contador = 0
131.   GoTo main
132.   Else
133.   GoTo main
134.   EndIf
135.   End
```