

41132
33



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS PROFESIONALES
ARAGÓN**

**SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE
ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE
INTERNET**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE :
INGENIERO EN COMPUTACIÓN
P R E S E N T A N:
VERÓNICA (HERNÁNDEZ) URIBE
SUE AMAPOLA ORDÓÑEZ CARRILLO

ASESOR:
ING. ARTURO OCAÑO ALVAREZ

MÉXICO

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2003

A



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

PAGINACION DISCONTINUA

AGRADECIMIENTOS

A mi madre:

Solo quiero decirte que toda tu vida llena de sufrimientos no ha sido en vano, te esmeraste en marcar el camino a tus hijos, los cuales tal vez no sean ricos en bienes materiales, pero millonarios en dicha por haber tenido una madre como tú, y ahora, estoy en este punto de mi vida gracias a ti, a ese apoyo incondicional que brindas siempre y a cualquier hora quedando tú la mayoría de las veces al final, gracias.

A mi padre:

A pesar de las grandes o pequeñas diferencias que han existido quiero hacerte saber que siempre agradeceré el que estuvieras a mi lado, dándome ese pequeño gran empujón que me hacía falta para continuar, gracias por tus consejos, gracias por ser mi padre.

A mis Hijos:

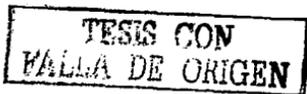
Son el aliciente que me mueve, lo mejor que me ha pasado en la vida, gracias por ser tan comprensivos y por el gran cariño que siempre me brindan, aún en los peores momentos, este momento en mi vida es parte de la fe que tengo de un futuro mejor para ustedes.

A mi esposo:

Me faltarían palabras para agradecerte todo por cuanto has luchado por mi y tus hijos, gracias a ti he podido llegar hasta aquí este trabajo es tuyo. Gracias por esa comprensión, paciencia y regaños, recuerdo cuando alguien te dijo que conmigo te habías sacado la lotería yo diría que soy yo la más afortunada.

Verónica

B



AGRADECIMIENTOS

Gracias Dios: Porque sé que siempre ha caminado a mi lado estando conmigo en las buenas y en las malas dejándome sentir ese amor infinito que me tiene, pero sobre todo, gracias por permitirme vivir este momento de satisfacción en la culminación de mi carrera.

A mis padres: Laura Verónica y José Luis muy especialmente por darme la vida y la oportunidad de tener una educación, porque cada uno ha sido un motivo de superación, por el amor, el gran apoyo, por ser mis primeros maestros, porque son una parte fundamental en mi vida y gracias a ellos he logrado cumplir una meta muy importante en mi vida, así que esta tesis esta dedicada a ellos con amor y agradecimiento.

A mi esposo: Ernesto por que enriqueces mi vida de muchas maneras, siempre dispuesto cuando te necesito para apoyarme y alentarme a seguir adelante, por que me has enseñado con amor y paciencia mucho de lo que sabes y sobre todo por ese gran regalo, la alegría de llevar un pedacito de ti en mi vientre que me hace luchar por ser cada día mejor, esto es también por ti y nuestro bebé los amo.

A mis hermanas: Lili, Shaila y Ale por que aunque son más pequeñas siempre me han enseñado cosas muy grandes, entre ellas que si permanecemos juntas no hay nada que no podamos lograr, gracias por estar conmigo, las quiero.

A mis familiares: A mis abuelos, suegros, cuñados, tios, padrinos, primos, sobrinos, y a todos mis amigos que ya son parte de mi familia, no escribo nombres porque no quisiera olvidar a nadie, a todos y cada uno de ustedes por que han estado siempre al pendiente, dándome ánimos a lo largo de mi carrera, por todos sus consejos y cariño muchas gracias.

Al personal del Depto. de Instrumentación Electromecánica del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez: En especial al Bto. Oscar Infante Vázquez y al Ing. Salvador Cortés Tenorio por que fueron una parte clave para el desarrollo de esta tesis, gracias por su paciencia, por brindarme mucho de su valioso tiempo y sabiduría, pero sobre todo el haberme dejado compartir con ustedes ese mundo de la investigación que desarrollan día a día, mil gracias.

A mi asesor y compañera de tesis: Ing. Arturo Osampo Álvarez y Verónica Hernández Uribe, porque juntos logramos formar un equipo cuyo resultado es el presente trabajo en el que compartimos buenas y malas experiencias logrando al final nuestro objetivo, Gracias por todo.

Sue Amapola

C

TESIS CON
FALSA DE ORIGEN

INDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN

Capítulo 1. FUNDAMENTOS BÁSICOS DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS

1.1	Origen de las señales biomédicas	1
1.1.1	Potenciales bioeléctricos	2
1.1.2	Transmisión de los potenciales bioeléctricos	6
1.2	Estructura del corazón	9
1.2.1	Actividad del corazón	9
1.2.2	El latido cardiaco	11
1.3	La importancia de los sistemas de medición en la medicina y sus campos de aplicación	12
1.3.1	Medición de las señales médicas más comunes	15
1.3.2	El electrocardiograma	16
1.3.3	Técnicas básicas en el uso clínico	17
1.3.4	Monitoreo de ECG por medio de derivaciones bipolares	18

Capítulo 2. DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG) POR MEDIO DEL CONTROLADOR HC11

2.1	Sistema hombre instrumento	22
2.1.1	Componentes del sistema hombre instrumento	23
2.1.2	Factores para el diseño de un instrumento	25
2.2	Transductores (Electrodos)	28
2.2.1	Microelectrodos	29
2.2.2	Electrodos de aguja	30
2.2.3	Electrodos superficiales	32
2.3	Amplificación de Señales	34
2.3.1	El amplificador diferenciat	35
2.3.2	El amplificador operacional (Amp Op)	36
2.3.3	Configuraciones básicas del amplificador operacional	38
2.4	Filtros Analógicos	40
2.4.1	Clasificación de filtros por respuesta de frecuencia	41
2.4.2	Clasificación de filtros por sus componentes electrónicos	44
2.5	Teorema de muestreo	45
2.6	Optoacopladores	46
2.7	Microcontroladores	47
2.7.1	El microcontrolador MC68HC11 de Motorola	47
2.7.2	Pines del MC68HC11	50
2.7.3	Bloques internos del MC68HC11	51
2.7.4	Características de los puertos del MC68HC11	54
2.7.5	Sistemas basados en el MC68HC11: Modos simple y expandido	54
2.7.6	Microcontrolador MC68HC11F1	55
2.8	Monotabllila SIMMP-2	56
2.8.1	Convertidor TTL - RS-232	58
2.8.2	Lógica M-1	59
2.8.3	Paginador de puertos	59
2.8.4	Conjunto triple de puertos paralelos	60
2.8.5	Memorias RAM y EPROM	61
2.8.6	Lógica de programación de memorias EPROM	61
2.8.7	Mapas de memoria con los que puede operar la CMT SIMMP-2	61

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2.9	Etapas básicas para el diseño de un electrocardiógrafo	63
2.10	El electrocardiógrafo digital	66

Capítulo 3. DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE PARA TRANSMITIR EN TIEMPO REAL UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE ECG A TRAVÉS DE INTERNET

3.1	Instrumentación virtual	70
3.1.1	Opciones para hacer instrumentación virtual	70
3.1.2	¿Cómo construir un instrumento virtual?	71
3.2	Transmisión de ECG en tiempo real a través de Internet	73
3.2.1	Sistemas de Telemonitorización vía Internet	73
3.2.2	Módulo Intranet o Internet Embebido	75
3.3	MATLAB	75
3.3.1	SIMULINK	77
3.3.2	The Real Time Workshop	77
3.3.2.1	Aplicación del Real Time Workshop	78
3.3.2.2	El código generado	79
3.3.2.3	Tipo de salidas	79
3.3.3	Proceso rápido de prototipos	80
3.4	Prototipo rápido para el procesamiento de señales digitales	82
3.5	Arquitectura abierta en el Real Time Workshop	85
3.5.1	Lenguaje de compilador objeto	86
3.5.2	La utilidad MAKE	87
3.5.3	S-Functions	87
3.5.4	Archivos creados por el proceso de construcción	89
3.6	S-Función para comunicar una PC vía puerto serie	89
3.7	WINCON	91
3.7.1	Servidor de WINCON	92
3.7.2	Ciente de WINCON	92
3.7.3	Configuraciones	93
3.7.4	Requerimientos	96

Capítulo 4. INTEGRACION DEL SISTEMA Y RESULTADOS

4.1	Diagrama a bloques del sistema desarrollado	100
4.1.1	Etapas de adquisición de la señal de ECG	100
4.1.2	Interfase al paciente	101
4.1.3	Amplificación filtrado y acondicionamiento de la señal	101
4.2	Pruebas con el simulador de ECG dentro de una red local	111
4.3	Propuestas y mejoras al sistema	113
4.4	Pruebas de monitoreo de ECG a través de Internet	117
Conclusiones		119
Bibliografía		123
Apéndice A		A-1
Apéndice B		B-1

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

INTRODUCCIÓN

Es necesario reconocer que las enfermedades del corazón constituyen un problema de salud emergente a nivel mundial. Se sabe que estas enfermedades se presentan, principalmente, por complicaciones de otras enfermedades como la obesidad, la diabetes mellitus y las dislipidemias.¹ Constantemente se descubren nuevos y avanzados exámenes y herramientas de diagnóstico para entender mejor la complejidad de las enfermedades, las lesiones, y las anomalías congénitas o adquiridas. Afortunadamente existen muchas técnicas (ver apéndice A) para hacer exámenes de diagnóstico que se han utilizado o se utilizan para entender e identificar mejor las enfermedades cardiovasculares.

Este trabajo de tesis tiene como finalidad ahondar en el diseño de un electrocardiógrafo digital, poniendo énfasis en la transmisión en tiempo real del electrocardiograma (ECG o EKG) a través de la Internet. El avance en las telecomunicaciones abre la posibilidad de conectar un electrocardiograma digital básico a la Computadora Personal (PC) de un médico o paciente, que cuente con servicio de Internet y desde la comodidad de su hogar o un consultorio, enviar las señales de ECG a un hospital, para una primera valoración o chequeo, acortando distancias y evitando desplazamientos. Este trabajo muestra una alternativa para lograr dicho fin, cabe mencionar que el desarrollo de este sistema es parte de un prototipo desarrollado en la ENEP-Aragón a partir de un diseño proporcionado por el Instituto Nacional de Cardiología.

¹ Se llama así a las alteraciones de los valores normales de Lípidos (o grasas de la sangre, que son fundamentalmente colesterol y triglicéridos).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

El supuesto hipotético que se pretende demostrar con este trabajo de investigación, además de aplicar y fundamentar los conocimientos de ingeniería adquiridos a lo largo de nuestra carrera; es construir una interfase hombre-instrumento de bajo costo que permita la comunicación entre un sistema de adquisición de datos y la Internet para monitorear en tiempo real una señal de ECG.

Este trabajo esta dividido en cuatro capítulos, en los cuales se describen los fundamentos fisiológicos necesarios para entender como funciona el corazón, así como sus características eléctricas, el diseño implementado en hardware y software, y finalmente los resultados obtenidos.

Para el capítulo uno consideramos importante explicar ciertos conceptos, que permitan entender cómo se originan las señales biomédicas y la importancia de los sistemas de medición en la medicina, tomando en cuenta las diferente derivaciones que se pueden hacer para monitorear y registrar los diferentes cambios en la actividad eléctrica generada por el corazón.

En el capítulo dos, se describen los factores que se deben considerar para la implementación de un instrumento biomédico, así como los principales elementos que se deben considerar para el diseño de un electrocardiógrafo digital, haciendo hincapié en las ventajas que ofrece el uso de un microcontrolador.

El capítulo tres, se destino para explicar la interfase de programación que se utilizó para lograr nuestro objetivo de comunicar el sistema de adquisición de datos, con la Internet a través del diseño de una librería dinámica implementada con el Real Time Workshop de Matlab-Simulink. Y la descripción del software WinCon empleado para realizar el envío de la señal de ECG, a través del cliente y la recepción en un servidor.

Por último, en el capítulo cuatro se describen los resultados obtenidos de la implantación del sistema de acondicionamiento y adquisición de la señal de ECG a través de un solo canal y tres derivaciones. Se muestran cada uno de las etapas que conforman el sistema y la descripción de las pruebas hechas, primero con un simulador de señales de ECG, después con un microprocesador de mayor resolución en su convertidor analógico digital y a mayor velocidad de transmisión.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INTRODUCCIÓN

Consideramos que nuestra principal aportación con este trabajo de tesis, es el diseño de una interfaz en software de propósito general, que permite comunicar cualquier dispositivo electrónico a través de la transmisión serial de datos con Simulink, y aprovechar las ventajas de la Arquitectura Abierta del Real Time Workshop para generar aplicaciones en Tiempo-Real. Nuestras perspectivas son muy amplias ya que este primer prototipo sirve como material didáctico en las materias de bioingeniería, microcomputadoras y procesamiento digital de señales, además abre la posibilidad de seguir incluyendo otros signos vitales, así como la realización de procesamientos digitales más complejos que sirvan al diagnóstico médico.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CAPÍTULO 1

1. FUNDAMENTOS BÁSICOS DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS.

La importancia del procesamiento de las señales biomédicas hoy en día es imprescindible en todas las áreas de las ciencias de la salud, debido a la necesidad de los médicos por obtener y proporcionar diagnósticos clínicos de mayor exactitud para beneficio de sus pacientes, por esta razón la colaboración de los ingenieros en computación dentro de la medicina juegan un papel importante para el manejo y aplicación de las modernas tecnologías; un ejemplo del gran nivel de uso y desarrollo que han alcanzado las aplicaciones tecnológicas en el campo de las ciencias de la salud, es la telemedicina, concepto que puede definirse como la utilización de señales electrónicas para transferir y/o intercambiar información médica de un lugar a otro, en forma remota y en tiempo real.

Con el fin de poder ahondar en materia del tema que investigamos es importante tener presentes ciertos conceptos, que nos permitan entender de manera clara los elementos involucrados y la manera en que se interrelacionan. Por esta razón, emplearemos este primer capítulo para presentar los conceptos y fundamentos más importantes para entender cómo se originan las señales biomédicas. Presentaremos las características generales de las señales fisiológicas más utilizadas por los médicos, y nos enfocaremos al funcionamiento del corazón.

1.1 Origen de las señales biomédicas.

Al llevar a cabo sus distintas funciones, ciertos sistemas del organismo generan sus propias señales de monitorización, que llevan información útil sobre las funciones que representan. Estas señales son los potenciales bioeléctricos asociados con la conducción en nervios, la actividad muscular, y otros. Los potenciales bioeléctricos son realmente potenciales iónicos

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células. Utilizando transductores capaces de convertir potenciales iónicos en tensiones eléctricas, se pueden medir estas señales de monitorización naturales y presentar los resultados de una forma comprensible para ayudar al médico en su diagnóstico y tratamiento de distintas enfermedades.

1.1.1 Potenciales bioeléctricos

Ciertos tipos de células del organismo, como las células musculares y nerviosas, están encerradas en una membrana semipermeable que permite que algunas sustancias pasen a través de la membrana mientras otras se mantienen fuera. No se conoce ni la estructura exacta de la membrana ni el mecanismo mediante el que se controla su permeabilidad, pero las sustancias involucradas se han identificado experimentalmente.

Rodeando a las células del organismo están los líquidos orgánicos. Dichos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados, conocidos como *iones*. Los iones principales son sodio (Na^+), potasio (K^-) y cloro (Cl^-). La membrana de las células excitables permite fácilmente la entrada de iones potasio y cloruro pero, bloquea eficazmente la entrada de iones sodio. Dado que los distintos iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo tanto con la concentración como con la carga eléctrica, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana acarrea dos consecuencias: En primer lugar, la concentración de iones Sodio en el interior de las células se hace mucho menor que en el líquido intercelular externo, puesto que los iones de sodio son positivos, esto tenderá a hacer el exterior de la célula más positivo que el interior. En segundo lugar, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entrarán en la célula iones potasio adicionales que también son positivos, produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior, sin embargo, este equilibrio de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio en la concentración de iones potasio, el equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior.

Este potencial de membrana se denomina *potencial de reposo* de la célula y se mantiene hasta que una perturbación de algún tipo altera el equilibrio. Dado que la medida del potencial de membrana se hace por lo general en el interior de la célula con respecto a los líquidos orgánicos, el potencial de reposo de una célula viene dado como un valor negativo.

Investigadores científicos han informado haber medido potenciales de membrana en distintas células oscilando entre -60 y -100 mv. La figura 1.1. ilustra de forma simplificada la sección transversal de una célula con su potencial de reposo. Una célula en estado de reposo se dice que está *polarizada*.

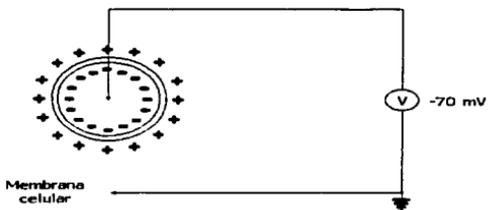


Figura 1.1. Célula polarizada con su potencial de reposo.

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante algún tipo de energía aplicada externamente la membrana cambia sus características y empieza a permitir la entrada de algunos iones sodio. Este movimiento de iones sodio hacia el interior de la célula constituye un flujo de corriente iónica que reduce más la *barrera* de la membrana a los iones sodio. El resultado neto es un efecto de avalancha en el que los iones sodio se precipitan literalmente en el interior de la célula intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior. Al mismo tiempo, los iones potasio, que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo, intentan salir pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones sodio. Como resultado de ello, la célula tiene ligeramente positivo el interior debido al desequilibrio de iones potasio.

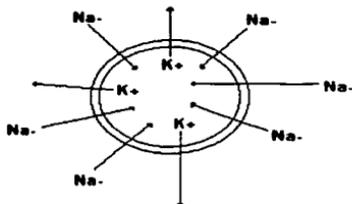


Figura 1.2. Despolarización de una célula. (Los iones sodio Na^+ se precipitan dentro de la célula mientras los iones potasio K^+ intentan salir).

Este potencial se conoce como *potencial de acción* y es aproximadamente 20 mV positivo. Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción se dice que está *despolarizada*; el proceso de cambio desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina *despolarización*. La figura 1.2. muestra los movimientos iónicos asociados con la despolarización y la figura 1.3. ilustra la sección transversal de una célula despolarizada.

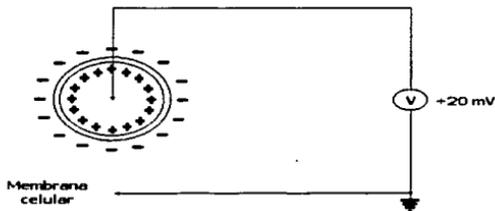


Figura 1.3. Célula despolarizada durante un potencial de acción.

Una vez que ha cesado la avalancha de iones sodio a través de la célula (se ha alcanzado un nuevo estado de equilibrio), desaparecen las corrientes iónicas que reducen la barrera a los iones sodio y la membrana vuelve a la situación original de permeabilidad

selectiva, bloqueándose el paso de iones sodio desde el exterior al interior de la célula. Si el único efecto fuera éste, tardaría mucho rato en crearse de nuevo un potencial de reposo. Pero no es éste el caso. Mediante un proceso activo, denominado *bomba de sodio*, los iones sodio son transportados rápidamente al exterior de la célula y ésta queda polarizada de nuevo adquiriendo su potencial de reposo. Este proceso se denomina *repolarización*. Aunque se conoce poco sobre los mecanismos químicos exactos que intervienen en la bomba de sodio, se admite de forma muy general que el sodio es extraído contra los gradientes de carga y concentración apoyado por algún tipo de compuesto fosfatado de alta energía. La velocidad de bombeo es directamente proporcional a la concentración de sodio en la célula. También se admite que el funcionamiento de esta bomba está vinculado con la entrada de potasio en la célula, como si existiera un proceso cíclico que supusiera un intercambio de sodio y potasio.

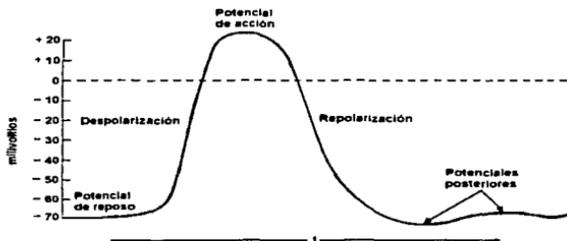


Figura 1.4. Forma de onda del potencial de acción (La escala de tiempos varía con el tipo de célula).

En la figura 1.4. se muestra la forma de onda de un potencial de acción típico, empezando en el potencial de reposo, despolarización y volviendo al potencial de reposo después de la repolarización. La escala de tiempos para el potencial de acción depende del tipo de célula que produce el potencial. En las células nerviosas y musculares la repolarización se produce después de la despolarización de forma tan rápida que el potencial de acción aparece como un impulso de una duración total de tan sólo un milisegundo. Por otro lado, el músculo cardíaco, se repolariza mucho más lentamente, prolongándose su potencial de acción generalmente entre 150 y 300 ms.

Independientemente del método por el que se excita una célula o de la intensidad del estímulo (suponiendo que sea suficiente para activar la célula) para una célula dada cualquiera el potencial de acción es siempre el mismo. Esto se conoce como ley de *todo o nada*. La *altura neta* del potencial de acción se define como la diferencia entre el potencial de la membrana despolarizada en el pico del potencial de acción y el potencial de reposo.

Siguiendo a la generación de un nuevo potencial de acción hay un breve periodo de tiempo durante el que la célula no responde a ningún estímulo nuevo. Este periodo, denominado *periodo refractario absoluto* dura alrededor de un milisegundo en las células nerviosas. A continuación del periodo refractario absoluto hay un *periodo refractario relativo*, durante el que se puede producir otro potencial de acción, pero hace falta un estímulo mucho mayor. En las células nerviosas, el periodo refractario relativo dura varios milisegundos. Estos periodos refractarios, se piensa son el resultado de potenciales posteriores que siguen a un potencial de acción. [Cromwell, 1980]

1.1.2 Transmisión de los potenciales bioeléctricos

Las diferencias entre las neuronas y otros tipos de células son que las neuronas tienen capacidad para generar y transmitir señales nerviosas, pero no se pueden reproducir como las otras células.

Las neuronas están formadas por un cuerpo celular o soma que rodea a una región conocida como núcleo, del cual surgen prolongaciones que se desarrollan y ramifican a diferentes distancias; estas prolongaciones pueden ser de dos tipos de acuerdo al papel fisiológico que desempeñan en la transmisión de señales de una neurona a otra: las dendritas, que junto con el soma reciben señales de otras neuronas (terminales postsinápticas) y el axón, que en su parte más distante (terminal presináptica), establece contacto a través de una brecha entre las neuronas denominada hendidura sináptica.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

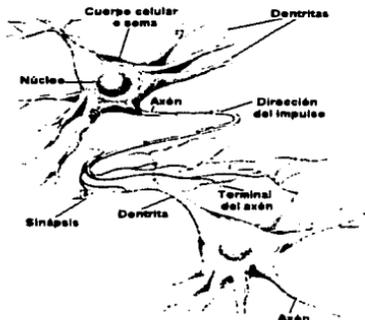


Figura 1.5 Estructura y comunicación entre neuronas.

Para entender mejor la transmisión de señales entre las neuronas, es necesario definir que es un neurotransmisor: Es un grupo de sustancias químicas almacenadas dentro de las vesículas existentes en la neurona pre-sináptica, cuya descarga hacia la hendidura sináptica produce un cambio en el potencial de acción de la neurona post-sináptica. Algunas de estas sustancias químicas son la acetilcolina, la norepinefrina y la dopamina. La señal eléctrica transportada por el axón en forma de potencial de acción, induce la liberación del neurotransmisor de las vesículas sinápticas, el cual una vez depositado en la hendidura sináptica difunde hacia la membrana dendrítica (membrana postsináptica) uniéndose a unas proteínas de membrana especializadas o receptores postsinápticos, generando un potencial postsináptico. El efecto del neurotransmisor termina cuando se separa del receptor y es eliminado de la hendidura sináptica. A este tipo de sinapsis se le llama sinapsis química, para este tipo de sinapsis la hendidura sináptica va de 20 a 50 nm y por sus características, el flujo de información sucede de manera unidireccional, de la neurona presináptica hacia la neurona postsináptica. Los potenciales postsinápticos pueden ser de dos tipos: potencial postsináptico excitatorio y potencial postsináptico inhibitorio.

En el caso del potencial postsináptico excitatorio, el neurotransmisor al unirse al receptor abre los canales iónicos de la membrana postsináptica originando corrientes iónicas que disminuyen el potencial de membrana; en el caso del potencial postsináptico inhibitorio, el

neurotransmisor al unirse al receptor produce la apertura de canales iónicos de cloro (Cl-) o potasio (K+) que incrementan el potencial de membrana. Los contactos sinápticos inhibitorios en su mayoría se sitúan en el soma más que en la región dendrítica. Existe otro tipo de sinapsis denominada sinapsis eléctrica (figura 1.6); en éste caso, las membranas presináptica y postsináptica se encuentran muy próximas con una distancia entre ellas de 2 nm. Las membranas presináptica y postsináptica cuentan con los canales conocidos como uniones comunicantes o "gap junctions" por los que pasa el contenido intracelular de una neurona a la otra, como es el caso de iones y moléculas pequeñas. El paso de iones a través de las uniones comunicantes genera corrientes iónicas que transmiten la señal eléctrica de una neurona a otra. En este tipo de sinápsis el flujo de información puede ser bidireccional, ya que en las uniones comunicantes las corrientes iónicas pueden ocurrir en ambas direcciones.

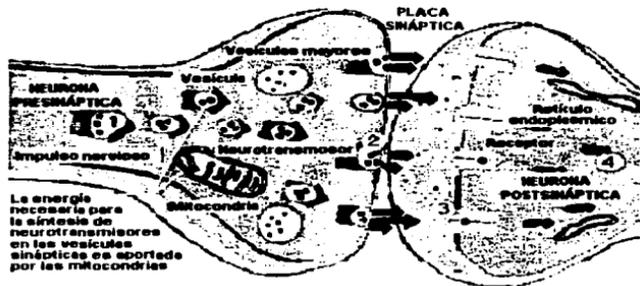


Figura 1.6. Los axones se ramifican en terminales especializados llamados botones o terminales presinápticas que descansan sobre la superficie de la membrana de una dendrita o cuerpo celular de otra neurona. Este punto de contacto se conoce como la sinapsis y a través de él se transmiten impulsos de una neurona a otra. El proceso es el siguiente: 1 el impulso nervioso llega a botón mediante vesículas que transportan los neurotransmisores, 2 cuando llegan al final del mismo las vesículas vacían su contenido de neurotransmisores en la hendidura sináptica, 3 atraviesan la membrana de la neurona postsináptica y 4 transmiten el impulso.

1.2 Estructura del corazón.

Examinemos ahora con más detalle el mecanismo del sistema circulatorio. El corazón, la planta de bombeo del sistema, es un órgano muscular casi tan grande como un puño. Su peso medio es de unos 340 gramos en los hombres y 255 en las mujeres. Normalmente está ubicado algo hacia la izquierda en el tórax, un doble saco *el pericardio* lo envuelve completamente.

Una pared llamada *el septo*, divide el corazón en una mitad izquierda y en otra derecha. Cada mitad, a su vez, está dividida en una cámara superior, *la aurícula o atrio*, y una cámara inferior, *el ventrículo*. Las aurículas reciben sangre de las venas, los ventrículos expulsan sangre a las arterias.

Existe una abertura entre la aurícula y el ventrículo correspondiente de cada lado del corazón. A ambas aberturas están provistas de *válvulas* y están formadas por delgados pliegues membranosos. La válvula entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho posee tres pliegues y se denomina *tricúspide*. Existen sólo dos pliegues en la válvula entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo. Ésta es llamada *bicúspide* y también *mitral*, porque con sus dos aletas se parece a una mitra de un obispo.

Otras dos válvulas, la *aórtica* y la *pulmonar*, guardan las salidas de los ventrículos. La *válvula aórtica* está ubicada en el comienzo de la aorta, la gran arteria desde la cual la sangre fluye a todas partes del cuerpo. La *válvula pulmonar* está localizada al principio de la arteria pulmonar, que lleva la sangre a los pulmones.

1.2.1 Actividad del corazón.

Cada bombeo del corazón consta de dos fases: *sístole* y *diástole*. El órgano se contrae en la *sístole* y se relaja en la *diástole*.

Durante la fase de relajación, la sangre — desoxigenada — entra en la aurícula derecha por dos grandes venas, la *cava superior* y la *cava inferior*. La primera conduce sangre desde la cabeza, el cuello y los brazos; la segunda, desde el abdomen, la pelvis y los miembros inferiores. Al mismo tiempo que la sangre fluye dentro de la aurícula derecha por las venas

cavas, otra sangre -recientemente oxigenada- entra en la aurícula izquierda desde las venas provenientes de los pulmones.

Las válvulas entre las aurículas y los ventrículos en ambos lados del corazón se abren. La sangre penetra dentro de los ventrículos. Cuando éstos se hallan bastante o casi llenos, las aurículas se contraen y vacían su contenido en los ventrículos, dando un impulso adicional a la sangre. Éste es el comienzo de la sistole. A su vez, los ventrículos se contraen. Mientras hacen esto las válvulas entre ellos y las aurículas se cierran. Por un instante, cada ventrículo, aún en contracción, forma un recipiente clausurado para la sangre, porque las válvulas, a cada lado del mismo, están cerradas.

Por fin, las válvulas aórtica y pulmonar, que separan los ventrículos de las arterias, son forzadas a abrirse. La sangre sale del ventrículo derecho hacia la arteria pulmonar y es enviada en su recorrido a los pulmones. Al mismo tiempo, la sangre del ventrículo izquierdo es impulsada dentro de la aorta, desde donde será conducida, por medio de otras arterias, a las diferentes partes del cuerpo. Los ventrículos se relajan y se restablece la diástole. Las válvulas aórtica y pulmonar entonces se cierran.

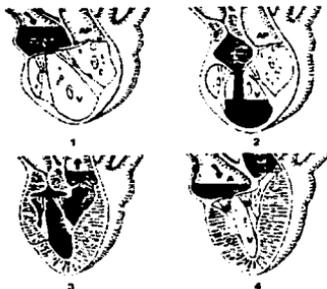


Figura 1.7 En la parte inferior se esquematizan las distintas fases de la contracción cardíaca; para simplificar sólo se representa la porción derecha del corazón. La aurícula A se llena de sangre (1); sucesivamente su contracción expulsa la sangre al ventrículo V, mediante la apertura de la válvula S (2); a su vez, el ventrículo lleno de sangre se contrae haciendo que se cierre la válvula S comprimiéndola hacia arriba y abriendo la válvula T y expulsando la sangre a la arteria pulmonar AP (3); en este punto, mientras la válvula T se cierra por la presión ejercida por la sangre de reflujo, la aurícula se llena de nuevo (4) recomenzando el ciclo.

1.2.2 El latido cardíaco

La ciencia médica ha encontrado como se transmiten los potenciales de acción o impulsos dentro del corazón para hacerlo latir. Estos potenciales surgen en un pequeño haz de tejido, llamado *nódulo senoauricular* o *marcapasos*, situado en la parte superior de la aurícula derecha; estos potenciales forman lo que se denomina una *onda de excitación* que se describirá a detalle en el tema del electrocardiograma. Ésta se transmite a través de las aurículas derecha e izquierda, haciendo que sus fibras musculares se contraigan. La onda de excitación llega a un segundo nódulo el *aurículo ventricular* o *atrioventricular* en la parte superior de la pared entre los dos ventrículos. Los impulsos son entonces retransmitidos por medio de un haz de tejido a una red de fibras, conocida como el *sistema de Purkinje*, que los transmite a las fibras musculares del ventrículo y las hace contraer y enviar sangre a las arterias.

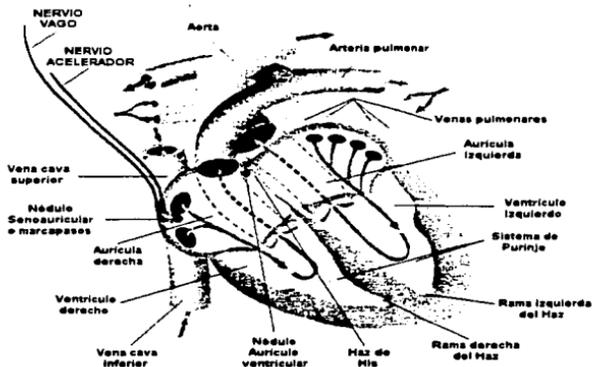


Figura 1.8 Sección frontal del corazón, que muestra las características anatómicas responsables de la actividad cardíaca.

Ciertos cambios eléctricos acompañan a la onda de excitación que se va esparciendo a

través del corazón. La sangre y los fluidos tisulares son buenos conductores de la corriente eléctrica. Por tanto, los cambios en el potencial eléctrico que surgen en el corazón se propagan a todas partes del cuerpo. El latido cardiaco no se inicia por la acción nerviosa, pero es afectado por dos grupos de nervios que nacen en la *médula oblongada* (o bulbo raquídeo), una porción del encéfalo. Estos son el *nervio vago* y el *nervio acelerador*. Ambos pertenecen al sistema nervioso autónomo. El nervio vago actúa como freno; retarda el corazón y reduce la fuerza de sus latidos. El nervio acelerador, por el contrario, acelera el corazón e incrementa la fuerza de sus latidos.

1.3 La importancia de los sistemas de medición en la medicina y sus campos de aplicación.

Cuando una persona acude al consultorio de un médico lo primero que hace la enfermera es tomar los signos vitales: peso, altura, temperatura corporal, presión sanguínea y pulso. Todas estas medidas se hacen por medio de instrumentos, que el médico sabe utilizar e interpretar junto con el examen físico: observando los ojos, escuchando el sonido del corazón y los sonidos pulmonares, todo bajo una metodología ya bien estudiada por los médicos, incluyendo preguntas. Finalmente, le piden que dé muestras de orina y sangre para unos análisis clínicos, que posteriormente serán analizados también, con instrumentos biomédicos.

Todo el procedimiento anterior se conoce como diagnóstico y sirve para detectar la enfermedad del paciente, y así, por medio de la interpretación de los signos vitales el médico puede recetar el tratamiento adecuado, en todo este proceso es necesario tomar medidas utilizando instrumentos biomédicos. Una manera de clasificar los tipos de bioinstrumentación es considerar el nivel de organización biológica involucrado, por ejemplo, puede involucrar moléculas, células, tejidos, sistemas de órganos, o el cuerpo entero. Este capítulo discute cómo y por qué se toman medidas. Por ejemplo, cada paciente tiene señales vitales que indican la salud general de esa persona. Es necesario dejar claro que los resultados de las medidas pueden variar debido a errores de diferentes tipos (apartado 2.1.2) y también, hay que reconocer las diferentes áreas que necesitan medir señales fisiológicas, la fundación Whitaker¹ describe los campos de la ingeniería biomédica ver tabla 1.1.

La bioinstrumentación aplica los principios científicos de la instrumentación electrónica

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

a los problemas asociados con las medidas en sistemas vivientes. Una variable fisiológica se origina de un proceso molecular, celular o sistémico, cuya naturaleza puede describirse mecánica, eléctrica, química, u óptica. Una variable debe especificarse cuidadosamente antes de ser moderada, y los sensores deben ser diseñados para minimizar las perturbaciones a la variable moderada y su ambiente, deben obedecer los requisitos del sistema viviente, y debe cuidarse la proporción de señal a ruido. La señal, típicamente después de que se convierte a una forma eléctrica, es entonces acondicionada como entrada a procesos lineales o no lineales, estos dispositivos deben entregar el rendimiento apropiado. La bioinstrumentación incluye métodos para obtener medidas invasivas y no invasivas del cuerpo humano, órganos, células y moléculas. La instrumentación electrónica establece los principios del procesamiento analógico digital, y los dispositivos necesarios para satisfacer las necesidades típicas. Se incluyen también conceptos de medida como exactitud, reproducibilidad, supresión del ruido, métodos de calibración, y requisitos de seguridad.

<i>Bioinstrumentación</i>
<i>Biomateriales</i>
<i>Biomecánica</i>
<i>Bioseñales</i>
<i>Biosistemas</i>
<i>Biotransportación</i>
<i>Ingeniería celular</i>
<i>Ingeniería clínica</i>
<i>Ingeniería del tejido</i>

Tabla 1.1. Campos de la Ingeniería Biomédica.

La aplicación de los biomateriales en la ingeniería utilizados para la producción de dispositivos médicos y productos de diagnóstico. Los adelantos en biología en la última década, sobre todo a nivel molecular, contribuyen al plan y desarrollo de nuevas clases de materiales derivados de las fuentes naturales. Éstos incluyen materiales molecularmente diseñados, para cubrir aplicaciones que son utilizados en la elaboración de tejidos y órganos artificiales.

¹ <http://www.whitaker.org/>

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

La biomecánica estudia la conducta de tejidos biológicos y fluidos para incorporar complejidades que van desde las mecánicas de biofluidos y biosólidos a nivel molecular, celular, de tejido, hasta niveles de sistemas orgánicos.

Las bioseñales cubren el análisis de series de tiempo en estudios biomédicos y se concentra en el uso de datos que describen la naturaleza de los fenómenos subyacentes, los mecanismos de producción de impulsos eléctricos y los orígenes fundamentales de la variabilidad en la señal. Se han usado métodos normales de análisis de señales, incluyendo transformaciones y técnicas estadísticas y sus relaciones; métodos de análisis de fractales para las señales con características diferentes, métodos para analizar señales caóticas, y métodos para determinar o distinguir entre los posibles orígenes.

Los biosistemas se utilizan como una herramienta para identificar y caracterizar moléculas y células, como elementos fundamentales de sistemas más complejos como los órganos. De tal forma que entendiendo cómo funcionan las moléculas y células en los tejidos se podrá hacer un análisis más profundo de los sistemas biológicos.

La biotransportación estudia los fenómenos de transporte en los procesos orgánicos a niveles subcelulares. El entendimiento cuantitativo de procesos biológicos está basado en los principios de los procesos complementarios de masa, velocidad adquirida y transporte de energía. Así como en la transportación de iones, sustratos, proteínas y virus, por lo que las células son un problema central para la comprensión cuantitativa de los sistemas biológicos.

La Ingeniería celular desarrolla y comunica los principios bioquímicos y biofísicos cuantitativos que gobiernan la función de la célula.

La Ingeniería clínica se enfoca a la administración hospitalaria. El trabajo de los ingenieros clínicos es tratar con el personal que se dedica al cuidado de la salud, y su función es seleccionar el equipo necesario y óptimo, así como su inspección y funcionamiento apropiado, y realiza inspecciones de seguridad.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1.3.1 Medición de las señales médicas más comunes.

La medición de las señales biomédicas se pueden obtener por métodos invasivos o no invasivos. Por ejemplo, si nosotros queremos medir la presión de la sangre con precisión en la aorta (cavidad que conduce sangre al corazón) en vivo (es decir en un organismo viviente), nosotros debemos poner un sensor de presión en la punta de un catéter (un tubo estrecho largo), cortando en un vaso periférico, este es un método invasivo que lógicamente agrada al paciente. Un método no invasivo para medir la presión de sangre es poner un cojinete de presión alrededor del brazo y escuchar los sonidos de Korotkoff² con un estetoscopio. Otro ejemplo de un método no invasivo, puede ser el análisis de orina coleccionando una muestra y analizándolo en vitro (fuera del organismo vivo) en el laboratorio clínico. La electrocardiografía como se vera mas adelante también es un ejemplo de medida no invasiva. El la tabla 1.2. se muestran las características generales de las señales más comunes que se pueden medir y los métodos que se utilizan.

Medición	Rango	Frecuencia, Hz	Método
El flujo de sangre	1 a 300 mL/s	0 a 20	Electromagnético o ultrasónico
Presión sanguínea	0 a 400 mmHg	0 a 50	Puño o brazalete de presión
Rendimiento cardiaco	4 a 25 L/min	0 a 20	Dilusión del tinte
Electrocardiografía	0.5 a 4 mV	0.05 a 100	Electrodos de la piel
Electroencefalografía	5 a 300 μ V	0.5 a 150	Electrodos del cuero cabelludo
Electromiografía	0.1 a 5 mV	0 a 10000	Electrodos de Aguja
Electroretinografía	0 a 900 μ V	0 a 50	Electrodos de lente de contacto
pH	3 a 13 pH units	0 a 1	Electrodos de pH
pCO ₂	40 a 100 mmHg	0 a 2	Electrodos de pCO ₂
pO ₂	30 a 100 mmHg	0 a 2	Electrodos de pO ₂
Pneumotachography	0 a 600 L/min	0 a 40	Pneumotachometer
Proporción respiratoria	2 a 50 breaths/min	0.1 a 10	Impedancia
Temperatura	32 a 40 °C	0 a 0.1	Termistor

Tabla 1.2. Medidas médicas comunes.

² La presión a la que infla el médico el brazalete de presión es de aproximadamente 180 a 200 mmHg. La sangre al pasar lo hace en forma de flujo turbulento y en este momento genera ruidos (sonidos de Korotkoff). El primer ruido se lo asocia con la presión máxima. Una vez que la presión de la sangre sea menor que la presión diastólica, la sangre fluye normalmente.

1.3.2 El electrocardiograma

El electrocardiograma, abreviado ECG (a veces EKG, del alemán elektrokardiogram) es el registro de la actividad eléctrica del corazón medida normalmente entre dos puntos de la superficie del cuerpo. Al ser la actividad de las cámaras cardíacas rítmica y totalmente coordinada, la forma de onda obtenida es regular, en la figura 1.9 se muestra un ECG típico, a cada una de las características sobresalientes se le ha dado una designación alfabética. Esas características se pueden identificar con hechos relacionados con la forma de propagación del potencial de acción. Para facilitar el análisis, el segmento horizontal de esta forma de onda que precede a la onda P se designa como la línea de base o línea isopotencial. La onda P representa la despolarización de la musculatura auricular, el complejo QRS es el resultado combinado de la repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos que se producen casi simultáneamente. La onda T es la onda de la repolarización ventricular, mientras que la onda U, si está, se cree generalmente que es el resultado de potenciales posteriores en los músculos ventriculares.

El intervalo P-Q representa el tiempo durante el que se retrasa la onda de excitación en las fibras cerca del nódulo AV. La forma y polaridad de cada una de esas características varía con la situación de los electrodos de medida respecto al corazón, y un cardiólogo normalmente basa su diagnóstico en lecturas realizadas a partir de varias disposiciones de electrodos.

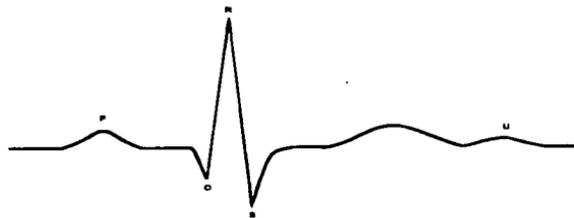


Figura 1.9. Forma de onda del electrocardiograma.

FUNDAMENTOS BÁSICOS DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS

Para el médico, la forma y la duración de cada componente del ECG presenta un significado, la señal depende de la configuración de conexiones empleada, tal como se explicará más adelante, en general, para alcanzar un diagnóstico, el cardiólogo observa con detalle los distintos intervalos de tiempo, las polaridades y las amplitudes.

Algunos valores normales de las amplitudes y duraciones de parámetros importantes del ECG son los siguientes:

Amplitudes	onda P	0.25 mV
	Onda R	1.60mV
	Onda Q	25% de la onda R
	Onda T	0.1 a 0.5 mV
Duraciones	Intervalo P-R	0.12 a 0.20 segundos
	Intervalo Q-T	0.35 a 0.44 segundos
	Segmento S-T	0.05 a 0.15 segundos
	Onda P	0.11 segundos
	Intervalo QRS	0.09 segundos

Para emitir su diagnóstico, normalmente el cardiólogo observaría primero el ritmo cardiaco. El valor normal oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. A continuación observaría si los ciclos están separados uniformemente, si no es así es síntoma de arritmia, si el intervalo P-R es mayor de 0.2 segundos, cabe sospechar un bloqueo del nódulo AV, si falta uno de los componentes básicos del ECG o más, es síntoma de algún tipo de bloqueo cardiaco.

1.3.3 Técnicas básicas en el uso clínico

Hay tres técnicas básicas en el uso clínico de electrocardiografía, el más familiar es el estándar clínico el cual se realiza en el consultorio de un especialista y se pueden registrar 12 diferentes derivaciones desde la superficie del cuerpo de un paciente en reposo, una segunda aproximación usa un modelo tridimensional que forma un vector de excitación cardiaca, produciendo una vista gráfica llamada vector de cardiograma (VCG). Finalmente, para un tiempo de monitoreo largo en unidades de cuidado intensivo o pacientes ambulantes, una o dos derivaciones son suficientes para detectar perturbaciones en el ritmo cardiaco. Para esta última técnica, se necesita sólo tres electrodos.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1.3.4 Monitoreo de ECG por medio de derivaciones bipolares.

Una derivación es una ilustración gráfica de la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos sobre la superficie cutánea, que se transmite por el corazón durante el ciclo cardiaco. Las derivaciones del ECG se usan para monitorear y registrar los cambios en la actividad eléctrica generada por el corazón. Al saber qué parte del corazón visualiza cada derivación, se determina el sitio y la extensión de una lesión miocárdica cuando se observan determinados cambios en una o más derivaciones. El ECG estándar consiste en 12 derivaciones diferentes que se usan para obtener un cuadro completo de la actividad eléctrica del corazón. Las seis primeras se denominan derivaciones de las extremidades (I, II, III, aV_R , aV_L , aV_F), a su vez las tres primeras también son denominadas derivaciones bipolares porque se usan 2 electrodos para medir la diferencia de potencial eléctrico, las tres siguientes se denominan derivaciones unipolares, porque el centro del corazón se usa como punto de referencia, por lo que solo se necesita un electrodo para usarse como el otro polo. Las seis derivaciones restantes son las llamadas derivaciones precordiales o torácicas (V_1 a V_6) estas derivaciones también son derivaciones unipolares.

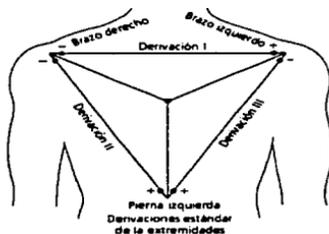


Figura 1.10. Triángulo de Einthoven.

Para el monitoreo de ECG propuesto en este proyecto sólo se utilizan las derivaciones bipolares (I, II y III) por lo cual en adelante mencionaremos sólo las características de estas. Al colocar los electrodos de manera descrita, se forma el triángulo de Einthoven, como se muestra en la figura 1.10. Cada lado del triángulo equilátero, entre los dos electrodos representa una derivación estándar de las extremidades. Según Einthoven, el corazón está

FUNDAMENTOS BÁSICOS DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS

situado en el centro del campo eléctrico generado por él. Por tanto, el corazón se considera como el centro del triángulo. La figura triaxial de referencia para las derivaciones I, II y III se obtiene partiendo del triángulo de Einthoven. La Ley de Einthoven dice, que la suma de los potenciales eléctricos registrados en las derivaciones I y III es igual al potencial eléctrico registrado en la derivación II. La colocación de los electrodos para el ECG (derivaciones I, II y III) se muestran en la tabla 1.3.

Derivación	Electrodo positivo	Electrodo negativo
<i>I</i>	Brazo izquierdo (LA)	Brazo derecho (RA)
<i>II</i>	Pierna izquierda (LL)	Brazo derecho (RA)
<i>III</i>	Pierna izquierda (LL)	Brazo izquierdo (LA)

Tabla 1.3. Configuración para colocar las derivaciones bipolares en el paciente.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CAPÍTULO 2

2. DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG) POR MEDIO DEL CONTROLADOR HC11.

Para este capítulo, nos proponemos describir los elementos básicos que se deben considerar para el diseño de un sistema de medición, tomando en cuenta que los instrumentos propuestos para lograr la interfaz entre el paciente y el sistema de adquisición de la señal de ECG debe seguir ciertos criterios.

En el siguiente apartado presentamos los conceptos básicos que fundamentan la realización de nuestro diseño del sistema de adquisición y procesamiento de señales ECG. Esto nos servirá para entender el por qué del electrocardiograma, sus inicios, sus objetivos y sus aplicaciones en general.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2.1 Sistema hombre-instrumento.

Un sistema de instrumentación se define como el conjunto de instrumentos y equipo utilizados en la medida de una o más características o fenómenos, y en la presentación de la información obtenida a partir de estas medidas de forma tal que la pueda leer e interpretar el hombre. En algunos casos, el sistema de instrumentación incluye componentes que dan un estímulo o excitación para una o más de las entradas del dispositivo donde se mide. También puede haber algún mecanismo para control automático de ciertos procesos dentro del sistema o fuera de éste. El sistema hombre-instrumento completo debe incluir además, al ser humano en el que se realizan las medidas. Los objetivos básicos de cualquier sistema de instrumentación se enmarcan por lo general, dentro de una de las categorías siguientes:

a) Adquisición de información.

En un sistema de adquisición de información, la instrumentación se utiliza para medir fenómenos naturales y otras variables que ayuden al hombre en su búsqueda para conocerse a sí mismo y al universo donde vive. En esta situación puede que no se conozcan por adelantado las características de las medidas.

b) Diagnóstico.

Las medidas se realizan para ayudar a la detección y, si hay suerte a la corrección de algo que funcione mal en el sistema donde se mide. En algunas aplicaciones, este tipo de instrumentación se puede clasificar como equipo de "investigación de alteraciones".

c) Evaluación.

Las medidas se emplean para determinar la capacidad de un sistema, para satisfacer las exigencias de funcionamiento impuestas. Estas pruebas se podrían clasificar como "test de funcionamiento" o "control de calidad".

d) Monitorización.

La instrumentación se utiliza para vigilar algún proceso u operación a fin de obtener continua o periódicamente información del estado del sistema medido.

e) Control.

Algunas veces la instrumentación se utiliza para controlar automáticamente el funcionamiento de un sistema, basándose en los cambios de uno o más de los parámetros internos o en la salida del sistema.

2.1.1 Componentes del sistema hombre instrumento.

Los componentes básicos de este sistema son esencialmente los mismos que en cualquier sistema de instrumentación, la única diferencia real es que se tiene como individuo un ser humano vivo. En la figura 1.9. se muestra un diagrama de bloques del sistema hombre-instrumento.

a) El individuo.

Es el ser humano en que se realizan las medidas.

b) Estimulo.

En muchas medidas, se necesita la respuesta a algún tipo de estímulo externo. La instrumentación empleada para generar y presentar este estímulo al individuo es una parte vital del sistema hombre-instrumento siempre que se miden las respuestas. El estímulo puede ser visual (un flash), acústico (un tono), táctil (un golpe en el tendón de Aquiles) o estimulación eléctrica directa de alguna parte del sistema nervioso.

c) Transductor.

En general un transductor se define como un dispositivo capaz de convertir una forma de energía o señal en otra. En el sistema hombre-instrumento, cada transductor se emplea para producir una señal eléctrica que es una analogía del fenómeno que se mide, el transductor puede medir temperatura, presión, flujo o cualquiera de las otras variables que se pueden encontrar en el organismo, se puede utilizar dos o más transductores simultáneamente para obtener variaciones relativas entre fenómenos.

d) Etapa de tratamiento de señal.

La parte del sistema de instrumentación que amplifica la salida eléctrica del transductor, le elimina ruido o interferencias del sistema, se denomina etapa de tratamiento (o algunas veces

proceso) de la señal, la etapa de tratamiento de la señal se utiliza también para combinar o relacionar las salidas de dos o más transductores, por tanto para cada módulo etapa de tratamiento de la señal, tanto la entrada como la salida son señales eléctricas, si bien la señal de salida frecuentemente está muy modificada con respecto a la entrada. En general, la finalidad de la etapa de tratamiento de la señal es procesar las señales de los transductores para cumplir las funciones del sistema y preparar señales adecuadas para el funcionamiento de la etapa de visualización o registro siguientes.

e) Etapa de registro, proceso y transmisión de datos.

Frecuentemente es necesario, o por lo menos deseable, registrar la información medida para un posible uso posterior o para transmitirla de un punto a otro (telemedicina) . El equipo para estas funciones es con frecuencia una parte importante del sistema hombre-instrumento. Además donde se necesite un almacenamiento o procesado automático de los datos o donde se emplee un control por computadora, actualmente un microcontrolador es parte fundamental del sistema de instrumentación. Hay que tener en cuenta el término registrador, se utiliza en instrumentación biomédica con dos significados distintos. Un registrador gráfico como los que se mencionan en el inciso e), que sirven para producir un registro de señales analógicas en un monitor o papel, mientras que el equipo de registro a que se esta refiriéndose aquí, incluye instrumentos donde se pueden guardar los datos en forma digital para recuperarlos y analizarlos en un futuro, como es un registrador de cinta magnética o disco duro, a los cuales se pueden acceder desde una red de área local.

f) Etapa de presentación

La salida eléctrica de la etapa de tratamiento de la señal se debe convertir, a fin de que sea inteligible, en algo que pueda ser percibido por uno de los sentidos del hombre convirtiendo así la información obtenida con la medición en algo comprensible. La entrada de la etapa de presentación es la señal eléctrica modificada proveniente de la etapa de tratamiento de la señal. Su salida es algún tipo de información visual o acústica o tal vez táctil. En el sistema hombre-instrumento la etapa de presentación puede incluir un registrador o polígrafo que realice un registro permanente de los datos, pero actualmente este tipo de registro se ha sustituido por dispositivos digitales: monitores, display de cristal líquido, impresoras de tinta, térmicas o láser.

g) Dispositivos de control.

Donde sea necesario o deseable disponer de un control automático del estímulo, transductores, o cualquier otra parte del sistema hombre-instrumento, se incorpora un sistema de control. Este sistema consta por lo general de un lazo de realimentación donde se emplea parte de la salida del equipo de tratamiento de la señal o de presentación de la información para controlar de alguna forma el funcionamiento del sistema.

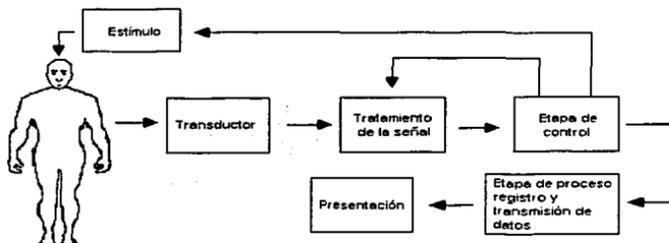


Figura 2.1 Diagrama de bloques del sistema hombre-instrumento.

2.1.2 Factores para el diseño de un instrumento.

a) Margen.

En general el rango de una señal se estudia para que el instrumento incluya todos los niveles de amplitud y frecuencia de entrada en los cuales se requiere que funcione el sistema. El objetivo sería ofrecer un sistema que diese una lectura utilizable desde los valores más pequeños esperados para las variables o parámetros que se miden hasta los más grandes.

b) Sensibilidad.

La sensibilidad determina directamente la *resolución* del instrumento, que es la mínima variación que se puede leer con precisión.

c) Linealidad.

Se designa como linealidad del instrumento el grado en el que las variaciones en la salida del mismo siguen a las variaciones de entrada. En un sistema lineal la sensibilidad es la misma

para todos los niveles absolutos de la entrada, tanto en la zona superior como en el centro o en la zona inferior de su rango.

d) Respuesta Frecuencial.

La respuesta frecuencial de un instrumento es su variación de sensibilidad para la gama de frecuencias de medida. Es importante para visualizar una señal que sea una reproducción fiel de la señal fisiológica original. Un sistema de instrumentación debe ser capaz de responder con rapidez para reproducir todas las componentes frecuenciales de la señal con la misma sensibilidad. Esta condición se indica como "respuesta plana" para una gama de frecuencia dada.

e) Precisión.

La precisión es una medida del error del sistema. Los errores se pueden producir de muchas formas aunque no siempre se presentan simultáneamente. Se deben considerar los siguientes errores:

1. Errores debido a las tolerancias de los componentes electrónicos.
2. Errores de los componentes debido a la deriva o variación de la temperatura.
3. Errores debido a una respuesta frecuencial insuficiente.

No se deben pasar por alto dos fuentes de error adicionales. La primera se refiere a la puesta a cero correcta del instrumento. En la mayoría de las medidas hace falta un cero o medida de base. Ello se logra a menudo ajustando un puente de Wheatstone o un dispositivo similar. Es muy importante que, cuando haga falta, el ajuste o puesta a cero se realice antes de cada conjunto de medidas. Otra fuente de error es el efecto del instrumento sobre los parámetros que se miden y viceversa. Esto es especialmente en medidas en organismos vivos.

f) Relación Señal-Ruido.

Es importante que la relación Señal-Ruido sea lo mas grande posible. En el entorno de los hospitales, son frecuentes las interferencias de las redes de datos y las redes eléctricas captadas por cables largos. También son posibles las interferencias debidas a los equipos electromagnéticos, electrostáticos o de diatermia. Una masa pobre es causa de este tipo de problemas de ruido. No hay que olvidar que también existen ruidos inherentes al mismo sistema.

Aunque el ruido térmico es con frecuencia el factor que delimita la detección de señales en otros campos de la electrónica, el ruido de interferencias es el mayor problema en sistemas biomédicos. También es importante conocer y controlar la relación señal-ruido en el entorno real donde se realizarán las medidas.

g) Estabilidad.

En ingeniería de control la estabilidad es la capacidad de un sistema de retornar a un estado estacionario después de una perturbación en la entrada, en vez de tender a una oscilación incontrolable. Este es un factor que varía con la relación de amplificación, realimentación y otras características del sistema. El sistema global debe ser suficientemente estable en el campo de utilización.

h) Aislamiento.

Con frecuencia las medidas se deben realizar en pacientes o en animales experimentales de tal forma que el instrumento no establezca una conexión eléctrica directa entre el organismo y la tierra eléctrica. Esta exigencia es necesaria por razones de seguridad eléctrica o para evitar interferencias entre distintos instrumentos empleados simultáneamente. El aislamiento eléctrico se puede lograr empleando técnicas de acoplamiento magnético, óptico, capacitivo o telemétrico. La telemetría se emplea también cuando es esencial el movimiento de la persona o animal donde se mide y por tanto se debe evitar la molestia de los cables de conexión.

i) Simplicidad.

Todos los sistemas e instrumentos deben ser lo más simples posibles para evitar la posibilidad de error humano o en un componente. La mayoría de los sistemas de instrumentación requieren una calibración antes de utilizarlos efectivamente. Cada componente de un sistema de medida se calibra generalmente por separado en fábrica, comprobando con un patrón. Cuando el sistema médico está montado, se debe calibrar globalmente. Este paso se puede realizar externamente al organismo vivo o in situ (conectado al organismo o dentro de él). La calibración se debe realizar siempre empleando como referencia instrumentos sin error del tipo más simple posible.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2.2 Transductores (electrodos).

Para poder medir y registrar potenciales y por consiguiente, corrientes en el cuerpo, es necesario establecer alguna interfaz entre el cuerpo y los aparatos de medición electrónicos. Esta función de interfaz es realizada por electrodos. Nuestra primera impresión puede ser que ésta es una función muy simple de realizar, y que los electrodos deben ser relativamente cosas muy simples. Pero cuando consideramos el problema con mayor detalle, vemos que los electrodos realizan en sí una función de transducción, pues la corriente es transportada en el cuerpo humano mediante iones, en tanto que los aparatos necesitan medir la corriente en electrones. De esta forma, los electrodos sirven como transductores al cambiar una corriente iónica en una corriente electrónica.

Para explorar las características de la interfaz electrodo – electrolito, consideremos lo que pasa cuando sumergimos una pieza de metal (electrodo) en una solución conductora (electrolito) que contiene cationes¹ y aniones² en igual cantidad para mantener su equilibrio. Cuando el electrodo entra en contacto con el electrolito, inmediatamente se desencadena alguna de las dos reacciones mostradas en la figura 2.1 (a) y (b), dependiendo de la naturaleza misma del material con que esté hecho el electrodo.

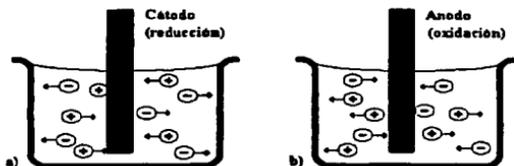


Figura 2.2 (a) y (b) Reacción desencadenada al introducir un electrodo dentro de un electrolito.

Como se observa en la figura 2.2, la concentración de cationes y aniones se ve alterada, lo que provoca que el electrolito que rodea al electrodo se encuentre a diferente potencial que el resto de la solución. Esto provoca una reacción de reducción³ u

¹ Catión. Ion cargado positivamente

² Anión. Ion cargado negativamente.

³ Reacción de reducción. Reacción que implica la ganancia de electrones.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

oxidación⁴ espontánea en el metal del electrodo. Por definición, el electrodo en el cual ocurre la oxidación se llama *ánodo*; el electrodo en el cual ocurre la reducción se llama *cátodo*. Es imposible medir el potencial de un solo electrodo, pero si arbitrariamente se asigna al potencial de un electrodo particular el valor de cero, puede usarse para determinar los potenciales relativos de otros electrodos.

Para medir fenómenos bioeléctricos se puede utilizar una amplia variedad de electrodos, pero casi todos se pueden clasificar como pertenecientes a uno de tres tipos básicos: microelectrodos, electrodos de aguja y electrodos superficiales, los cuales se describen en el apartado siguiente.

2.2.1 Microelectrodos.

Electrodos para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula. Los microelectrodos son generalmente de dos tipos: metálicos y micropipeta.

a) Metálicos.

Estos microelectrodos se forman afilando electroquímicamente hasta el tamaño deseado, la punta de un hilo de tungsteno o de acero inoxidable. Luego se recubre el hilo casi hasta la punta, con un material aislante.

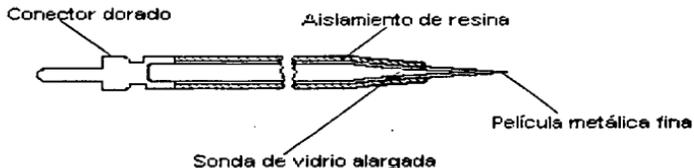


Figura 2.3. Microelectrodo con película metálica sobre vidrio

⁴ Reacción de oxidación. Reacción que implica la pérdida de electrones.

b) Micropipeta

Estos microelectrodos están constituidos por una micropipeta de vidrio con la punta alargada hasta el tamaño deseado (por lo general alrededor de 1 micra de diámetro). La micropipeta se llena con un electrolito compatible con los líquidos celulares. Este tipo de microelectrodo tiene una interfase doble. La primera interfase consiste en un hilo metálico en contacto con la disolución electrolítica dentro de la micropipeta, mientras que la otra es la interfase de electrolito del interior de la pipeta y los fluidos del interior o inmediatamente exteriores de la célula.

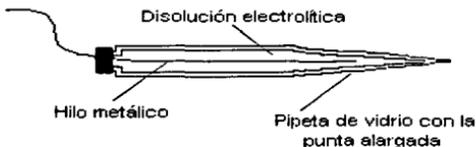


Figura 2.4 Micropipeta

2.2.2 Electrodo de aguja.

Electrodos utilizados para atravesar la piel para registrar potenciales EEG en una región local del cerebro o potenciales EMG en un grupo de músculos específico

Estos electrodos también pueden colocarse dentro del cuerpo para detectar los potenciales bioeléctricos. Éstos pueden ser electrodos percutáneos, en donde el electrodo en sí atraviesa la piel del exterior, o bien pueden ser totalmente electrodos internos, en los que la conexión se hace a través de un implante que funciona como un transmisor de radio. Estos electrodos no requieren ningún gel electrolítico para mantenerse en contacto pues en este caso, el líquido extracelular está directamente presente.

La figura 2.5. muestra algunos de los electrodos percutáneos más frecuentemente utilizados, en tanto que la figura 2.6. hace lo mismo pero para los electrodos internos.

DISEÑO DEL SISTEMA DE ADOQUISIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG)
 POR MEDIO DEL CONTROLADOR MC68HC11

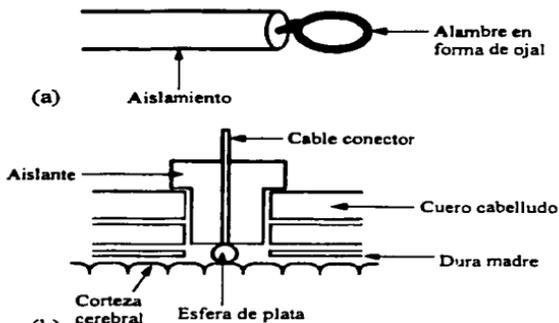


Figura 2.5. Electrodos percutáneos de aguja y de alambre.

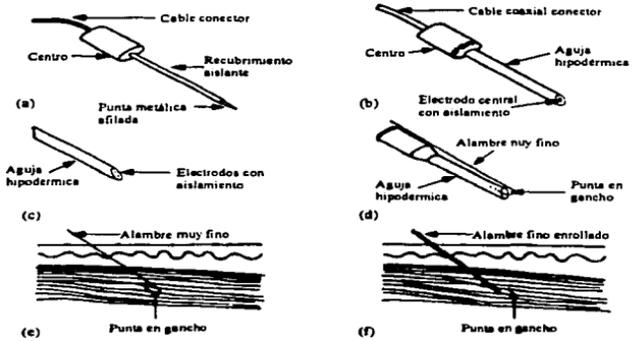


Figura 2.6. Electrodos internos

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

2.2.3 Electrodo de placa.

Electrodos utilizados para medir potenciales ECG, EEG y EMG en la superficie de la piel, en este tipo de electrodos se encuentran:

a) Electrodo de placa

Estos electrodos son unos de los más comúnmente utilizados para censar potenciales bioeléctricos, básicamente están formados por una placa de metal conductor que se pone en contacto con la piel, se utiliza un gel electrolítico para establecer y mantener el contacto correcto. La figura 2.7 muestra distintas presentaciones para este electrodo, el electrodo del inciso (a) se utiliza mayormente en electrocardiogramas. El del inciso (b) es bueno tanto para electrocardiogramas, electromiogramas o electroencefalogramas, el del inciso (c) es un tipo de electrodo muy popular, ya que viene junto con el adhesivo y el gel integrados, de tal forma que su uso es mucho más fácil y rápido, pues no se necesita aprender ninguna técnica especial para usarlos; por supuesto su costo es mayor.

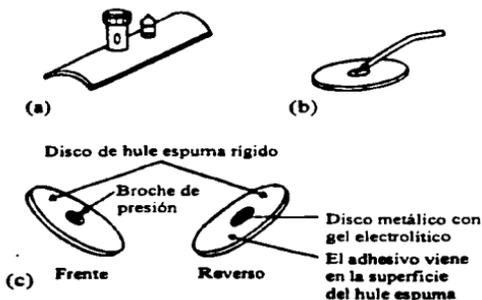


Figura 2. 7. Electrodo de placa de metal

b) Electrodo de succión

Es una modificación del electrodo de placa de metal que no requiere de correas o adhesivos para sujetarse a la piel (Figura 2.8). Estos electrodos frecuentemente utilizados en la electrocardiografía, están formados por un electrodo cilíndrico de metal ahuecado que hace contacto con la piel por la base y por el otro extremo poseen una pequeña bomba de succión hecha de goma. Para instalar el electrodo se pone un poco de gel electrolítico sobre la superficie de contacto del electrodo con la piel, se oprime la bombilla y se coloca el electrodo sobre el punto deseado. La bombilla es liberada y aplica una leve succión sobre la piel de tal forma que el electrodo se mantiene firme en su lugar. Estos electrodos deben usarse sólo durante cortos periodos, pues la succión y presión ejercidas sobre la piel tienden a irritarla.

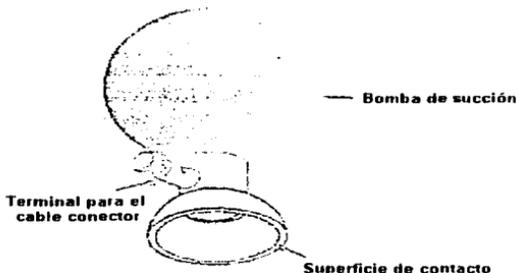


Figura 2.8. Electrodo de succión.

c) Electrodo Flexible

Los electrodos descritos hasta ahora son rígidos y planos o bien poseen una curvatura predefinida. La superficie del cuerpo, sin embargo, posee forma irregular y puede cambiar su curvatura con el movimiento, por esto se desarrollaron los electrodos flexibles como los que se muestran en la figura 2.9.

El inciso (a) muestra un electrodo formado por un pedazo de caucho relleno de carbón con forma de laminilla delgada el cual es usado en la misma forma que los electrodos

de placa de metal. El inciso (b) muestra un electrodo flexible desarrollado por Neuman en 1973, formado por una película extremadamente delgada de poliéster (de $13 \mu\text{m}$) y recubierta por una capa de cloruro de plata, estos electrodos son muy útiles para monitorear bebés prematuros. El inciso (c) nos muestra una vista lateral de estos electrodos.

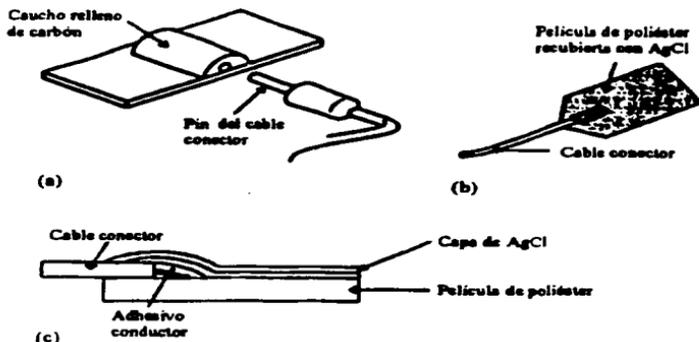


Figura 2.9. Electrodo flexibles.

2.3 Amplificación de señales.

La mayoría de las señales bioeléctricas son de amplitudes muy pequeñas y las señales EEG, como se mencionó anteriormente, no son la excepción y por ende requieren amplificación. Los amplificadores también son utilizados como interfaz a los sensores. En adición a simple amplificación, los amplificadores pueden modificar la señal para producir filtrado de frecuencia y efectos no lineales.

2.3.1 El amplificador diferencial.

Un amplificador diferencial a menudo abreviado *Amp Dif*, es un amplificador electrónico en el cual el voltaje de salida es proporcional a la diferencia entre los dos voltajes de entrada. Los amplificadores diferenciales son particularmente útiles para medir biopotenciales, ya que muchos potenciales biológicos de significado en el diagnóstico clínico y médico consisten en las diferencias de voltaje en dos sitios del cuerpo. El electrocardiograma, por ejemplo, es medido como la diferencia de potenciales de superficie entre dos extremidades. El electromiograma registra la diferencia entre dos potenciales medidos en un músculo. El electroencefalograma, por otro lado, es la diferencia de potencial en la superficie en dos sitios del cuero cabelludo. El amplificador diferencial es ideal para medir estas diferencias de potencial y por ende es a menudo usado en instrumentaciones médicas.

Una característica particularmente conveniente del amplificador diferencial es que éste tiende a eliminar la interferencia de *voltaje modo-común*. Los voltajes de modo-común son aquellos que tienen el mismo valor en cada terminal de entrada del amplificador diferencial. Este hecho es de notable importancia pues es el fundamento que permite reducir la interferencia en los amplificadores biopotenciales al momento de hacer las mediciones, ya que en condiciones normales podemos esperar valores de capacitancia parásita entre uno y diez picofaradios con la que estará cargado un paciente debido a las líneas de energía. Así, la interferencia de las líneas de energía, por la capacitancia parásita con que cargan al paciente, excede por mucho la magnitud de la señal medida, la cual es del orden de microvoltios para el caso del EEG. Esta mala noticia es a menudo cancelada por el hecho de que la señal de interferencia aparece igualmente intensa en las dos terminales de entrada del amplificador diferencial, y es por eso llamada señal de modo - común.

Amplificadores que usan circuitos de amplificadores diferenciales ideales como componentes, junto con otros elementos *R* y *C*, son llamados amplificadores operacionales, o *amp op*

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2.3.2. El amplificador operacional (amp op).

El nombre amplificador operacional se deriva del hecho de que el amplificador se utilizó en un principio para realizar electrónicamente las operaciones matemáticas de adición, sustracción, integración y diferenciación, pero actualmente se emplean mucho en aplicaciones de medición y control.

El amplificador operacional es en realidad una combinación de etapas amplificadoras que además de servir de acoplamiento entre circuitos de c.c. tienen la ventaja de presentar impedancia de entrada elevada, impedancia de salida baja e introducir una diferencia de fase de 180° entre las señales de entrada y salida.

En la figura 2.10 se muestra un diagrama a bloques del amplificador operacional. La señal se aplica a las terminales de entrada del amplificador diferencial, la salida amplificada está acoplada al excitador, esta etapa proporciona la ganancia requerida y su salida es una terminal única que se encarga de excitar al seguidor de emisor quien a su vez alimenta a la terminal de salida del dispositivo.

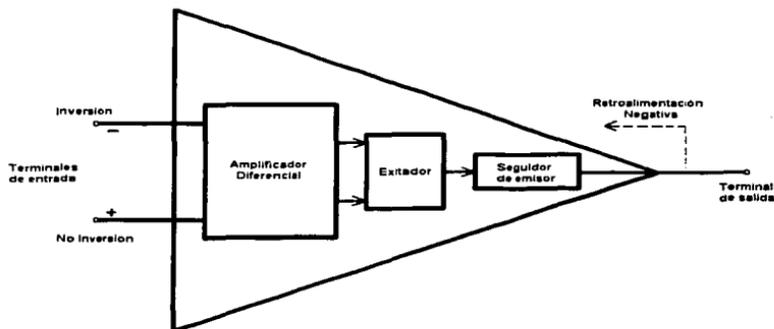


Figura 2.10. Diagrama a bloques de un amplificador operacional (Amp. Op.)

La terminal negativa (-) se llama *terminal de inversión*, porque la señal de entrada aplicada aquí está 180° fuera de fase con la salida amplificada. La terminal positiva (+) es la *terminal sin inversión* porque la salida amplificada está en fase con la señal de entrada.

El amplificador operacional cuenta con un lazo, bucle o circuito externo de retroalimentación negativa, de la terminal de salida a la terminal de inversión (-). La ganancia de voltaje se reduce con la retroalimentación negativa, que se encuentra en un rango de entre 10 y 1000 aproximadamente, esto debido a que la retroalimentación cancela parte de la señal de entrada. Sin embargo, se reduce también la distorsión. Lo más importante es que la retroalimentación negativa hace al amplificador estable y evita que oscile, también se aumenta el ancho de banda; además la retroalimentación negativa puede controlarse para fijar la ganancia y la respuesta de frecuencia por medio de los valores de sus componentes.

Sin el lazo o bucle de retroalimentación negativa, la ganancia de voltaje del amplificador en sí mismo es muy alta, un valor típico es de 100000. Sin embargo la respuesta de frecuencia es muy limitada.

El símbolo del amplificador diferencial se muestra en la Figura 2.11, y su definición matemática es:

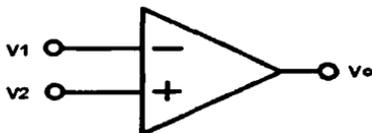


Figura 2.11 Símbolo del Amplificador Diferencial.

$$V_o = G (V_2 - V_1)$$

donde V_1 y V_2 son caídas de voltaje de entrada referenciadas a tierra. V_o es el voltaje de salida, referenciado a tierra, y G es la ganancia de voltaje diferencial, donde el valor de G depende de los valores de los componentes en el circuito de realimentación.

2.3.3 Configuraciones básicas del amplificador operacional.

Los amplificadores operacionales se pueden retroalimentar según dos circuitos amplificadores básicos: las configuraciones (1) *inversora* y (2) *no inversora*. Casi todos los demás circuitos con amplificadores operacionales están basados de alguna forma, en estas dos configuraciones básicas. Además existen variaciones estrechamente relacionadas de estos dos circuitos, más otro circuito básico que es una combinación de los dos primeros: el *amplificador diferencial*.

a) El amplificador inversor

La figura 2.12. ilustra la primera configuración básica del AO el amplificador inversor. En este circuito,, la entrada (+) está a tierra y la señal se aplica a la entrada (-) a través de R_1 , con realimentación desde la salida a través de R_2 .

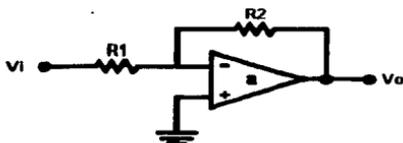


Fig. 2.12. Amplificador inversor

$$V_o = -\frac{R_2}{R_1} \cdot V_i$$

luego la ganancia, del amplificador inversor:

$$G = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_2}{R_1}$$

b) El amplificador no inversor

La segunda configuración básica del AO ideal es el amplificador no inversor, mostrado en la figura 2.13.



Figura 2.13. Amplificador no inversor

En este circuito la tensión V_i se aplica a la entrada (+) y una fracción de la señal de salida V_o , se aplica a la entrada (-) a través del divisor de tensión $R_1 - R_2$. Puesto que no fluye corriente de entrada en ningún terminal de entrada y ya que $G = 0$, la tensión en R_1 será igual a V_i .

$$V_i = \frac{V_o}{R_1} \cdot (R_1 + R_2)$$

que si lo expresamos en términos de ganancia:

$$G = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

que es la ecuación característica de ganancia para el amplificador no inversor ideal.

En el amplificador inversor la corriente a través de R_1 , siempre determina la corriente a través de R_2 independientemente del valor de R_2 , esto también es cierto en el amplificador no inversor. Luego R_2 puede utilizarse como un control de ganancia lineal, capaz de incrementar la ganancia desde el mínimo (uno) hasta un máximo (infinito). La impedancia de entrada es infinita puesto que se trata de un amplificador ideal.

c) El amplificador seguidor de emisor

Una modificación especial del amplificador no inversor es la etapa de ganancia unitaria mostrada en la figura 2.14.



Figura 2.14. Amplificador seguidor de emisor

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

En este circuito la señal de salida sigue exactamente en amplitud y fase a la señal de entrada. Si se habla de voltaje, se refiere a un amplificador en el que la resistencia de entrada R_1 es muy grande, en lo posible cercana a lo infinito con el fin de no cargar a la etapa anterior con lo cual la señal de entrada no se alterará. Por otro lado, la salida se comporta como una fuente ideal de voltaje.

Para lograr estas características, se toma como base la ecuación de la ganancia de el amplificador no inversor.

$$G = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Para que la ganancia G sea unitaria, R_2 puede ser cero, R_1 infinita o ambas condiciones simultáneamente, siendo ésta última con la que se configura al amplificador seguidor donde:

$$G = \frac{V_o}{V_i} = 1$$

es decir:

$$V_o = V_i$$

2.4 Filtros analógicos.

Existen muchos tipos de instrumentos médicos en los que es necesario seleccionar componentes de frecuencia de la señal de entrada. En encefalografía⁵, varios estados del cerebro tales como estado de alerta, estado de sueño ligero y profundo, producen bandas distintivas de frecuencia. En un EEG las ondas *alfa* en la banda de frecuencia de 4 a 8 Hz. indican dormido, mientras que las señales *beta* en la banda de frecuencia de 13 a 22 Hz. indican un estado alto de interés o alerta.

Los filtros pueden ser utilizados para dirigir esas bandas de frecuencia hacia diferentes canales para facilitar el procesamiento de la señal y el diagnóstico. En este caso, el filtrado es

⁵ Estudio de la actividad eléctrica del cerebro



esencial para la función diagnóstica del instrumento. En todo monitoreo, el filtrado es útil en la reducción del ruido y frecuentemente en la reducción de los efectos de la señal de interferencia de 60 Hz. En general los filtros son utilizados ya sea para seleccionar o rechazar frecuencias.

Un filtro ideal es aquel que deja pasar la señal deseada sin distorsión de amplitud o fase, y rechaza cualquier señal innecesaria o parásita.

Los filtros se pueden clasificar de dos formas, de acuerdo a la función del filtro (respuesta en frecuencia) o de acuerdo a sus componentes electrónicos (activos o pasivos).

2.4.1 Clasificación de filtros por respuesta de frecuencia.

En lo que se refiere a respuesta de frecuencia los filtros se clasifican en pasa – bajo, pasa – alto, pasa – banda y supresores de banda. Las respuestas en frecuencia ideales a entradas específicas se presentan en la figura 2.16. Las características de los filtros son:

a) El filtro pasa – bajo

Se caracteriza por presentar una frecuencia llamada *de corte* (f_0) la cual indica que las señales de entrada con frecuencia menor a f_0 que atraviesan el filtro casi no presentan cambios de amplitud, mientras que para señales con frecuencias mayores que f_0 , se someten a una atenuación casi completa. Una aplicación común de los filtros pasa – bajo es la eliminación del ruido de alta frecuencia de una señal.

b) El filtro pasa – alto

Es complementaria a la respuesta pasa – bajo. Las señales de entrada con frecuencias mayores que la frecuencia de corte f_0 pasan por el filtro sin grandes cambios de amplitud, mientras que aquellas con frecuencia menor que f_0 muestran una gran atenuación.

c) El filtro pasa – banda

Se caracteriza por una banda de frecuencia $f_L < f < f_H$ tal que las señales de entrada con frecuencia dentro de la banda pasan sin cambios, mientras que aquellas con frecuencia fuera de la banda son atenuadas. La diferencia $f_H - f_L$ es conocida como *ancho de banda* del filtro y

el punto del espectro de frecuencia en que la banda se centra es conocido como *frecuencia central*. un ejemplo familiar de un filtro pasa – banda es el circuito de sintonización de un radio AM/FM, el que permite al usuario elegir una estación en particular y bloquear todas las demás.

d) El filtro supresor de banda

Es complementario al filtro pasa – banda, ya que atenúa los componentes de frecuencia de la banda $f_l < f < f_u$, mientras que deja pasar todas las demás. Cuando la banda de rechazo es lo suficientemente estrecha, la respuesta del filtro se conoce como *respuesta de filtro en V* (Notch). Una aplicación común de los filtros en V es la eliminación del componente parásito de 60 Hz.

En la señal que se muestra en la figura 2.15 en la esquina superior izquierda es la forma de onda de entrada como una función del tiempo; a la derecha está la forma de onda que emerge del filtro. Sin embargo, un filtro puede ser mejor entendido en términos de su efecto en el espectro de la señal de entrada, esto es, en el dominio de la frecuencia. Este punto de vista se ilustra en la figura 2.16

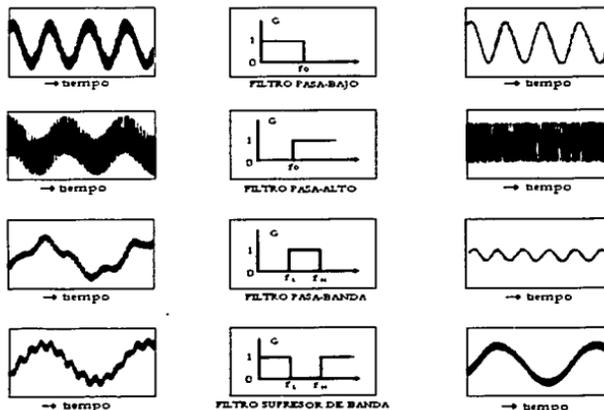


Figura 2.15 Ilustra el efecto de varios tipos de filtro en el dominio del tiempo.

Por ejemplo, el diagrama superior izquierdo de la figura 2.16. muestra el espectro correspondiente a la forma de onda de la figura 2.15, esta forma de onda está compuesta de la suma de cuatro componentes senoidales, cada una con su amplitud frecuencia y fase particular. En la representación espectral de la figura 2.16., esas componentes son señaladas por cuatro segmentos cuya altura coincide con la magnitud y cuya abscisa coincide con la frecuencia del componente. Después de atravesar el filtro pasa – bajo, la primera componente, cuya abscisa es menor que la frecuencia de corte f_0 , emerge sin cambio ya que el filtro presenta ganancia unitaria en esa frecuencia, mientras que las componentes restantes son eliminadas debido a que se encuentran en la región del espectro de frecuencia donde el filtro presenta ganancia cero. Los otros tipos de filtros producen resultados correspondientes.

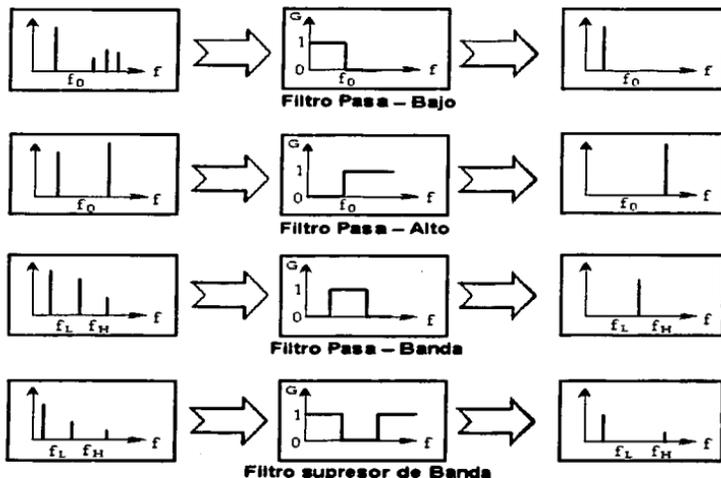


Figura 2.16 Respuestas ideales en el dominio del tiempo de los cuatro tipos de filtros más comunes.

La teoría de los filtros es un tema vasto por si mismo, y los amplificadores operacionales juegan un papel importante en el desarrollo de esta disciplina, particularmente en la teoría de los filtros activos.

2.4.2 Clasificación de filtros por sus componentes electrónicos.

De acuerdo al tipo de componentes electrónicos que forman los filtros, también se pueden dividir en dos tipos: filtros pasivos y filtros activos.

a) Filtros pasivos

Cualquier combinación en serie o paralelo de elementos pasivos R C L (resistencias, capacitores e inductores) diseñados para dejar pasar una serie de frecuencias se denomina un filtro. En los sistemas de comunicaciones se emplean filtros para dejar pasar solo las frecuencias que contengan la información deseada y eliminar las restantes.

b) Filtros Activos

Después de la aparición de los amplificadores operacionales retroalimentados, se comprendió que al incorporarlos en el circuito de un filtro se podía lograr cualquier respuesta posible sin el uso de inductores. En otras palabras, amplificadores más resistores más capacitores pueden hacer lo que inductores más resistores más capacitores. El cómo el amplificador desplaza el uso de inductores en el diseño de filtros no es tema de este trabajo, pero notamos que el amplificador puede tomar energía de su fuente de poder e inyectarla al circuito circundante, previendo la pérdida de energía de los elementos resistivos. Los inductores y capacitores son dispositivos no disipadores que pueden almacenar energía durante parte del ciclo y liberarla posteriormente. Un amplificador, respaldado por su fuente de poder puede hacer lo mismo y más, a diferencia de los inductores y capacitores puede liberar más energía que la que es absorbida por las resistencias. Los amplificadores son llamados elementos *activos* por esta causa y los filtros que incorporan amplificadores son, por extensión, llamados *filtros activos*.

La eliminación de los inductores es una gran ventaja ya que su desempeño es el menos ideal de los elementos básicos de circuitos. Más aún, tienden a ser voluminosos y pesados y debido a que no se prestan para la producción en masa de circuitos integrados, son por tanto caros. Sin embargo el rompimiento hacia el amplificador operacional vino con el

advenimiento del *amp op* monolítico de bajo costo, que hizo los filtros activos comercialmente factibles. Un filtro activo trabajará apropiadamente en el rango que el *amp op* lo haga.

El comportamiento no ideal de un *amp op* a altas frecuencias, restringe la aplicación de filtros activos a rangos debajo de los Mhz. A frecuencias más altas que los *amp op* pueden manejar, los inductores son la opción factible, de tal forma que los filtros para altas frecuencias son implementados con componentes pasivos RLC.

Aquí los tamaños y pesos de los inductores son más manejables, ya que los valores de inductancias y capacitancias decrecen en la medida que la frecuencia de operación se incrementa.

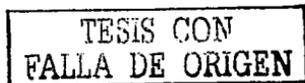
2.5 Teorema de muestreo.

Teorema de muestreo: Si una señal $f(t)$ se muestrea a intervalos regulares de tiempo con una frecuencia mayor que el doble de la frecuencia significativa más alta de la señal, entonces las muestras así obtenidas contienen toda la información de la señal original.

La función $f(t)$ se puede reconstruir a partir de estas muestras mediante la utilización de un filtro pasa-baja. Es decir, se debe muestrear la señal original con el doble de frecuencia que ella, y con los valores obtenidos, normalizándolos a un número de bits dado (por ejemplo, con 8 bits habría que distinguir entre 256 posibles valores de amplitud de la señal original a cuantificar) se ha podido codificar dicha señal.

En el receptor, este proceso se invierte, pero por supuesto se ha perdido algo de información al codificar, por lo que la señal obtenida no es exactamente igual que la original (se le ha introducido ruido de cuantización).

Hay técnicas no lineales en las que es posible reducir el ruido de cuantización muestreando a intervalos no siempre iguales.



Nyquist demostró por medio del teorema del muestreo que una señal analógica puede representarse con muestras discretas de la misma, tomadas a una frecuencia de al menos el doble de su frecuencia límite superior.

2.6 Optoacopladores.

Un optoacoplador es un componente formado por la unión de un diodo LED y un fototransistor acoplados a través de un medio conductor de luz e inmersos en una cápsula cerrada y opaca a la luz.

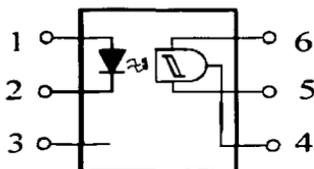


Figura 2.17. Esquema de un optoacoplador

Cuanta mayor intensidad atraviesa el fotodiodo, mayor será la cantidad de fotones emitidos y, por tanto, mayor será la corriente que recorra el fototransistor. Se trata de una manera de transmitir una señal de un circuito eléctrico a otro. Obsérvese que no existe comunicación eléctrica entre los dos circuitos, es decir existe un flujo de información pero no existe una conexión eléctrica: la conexión es óptica.

Las implementaciones de un optoacoplador son variadas y dependen de la casa que los fabrique. Una de las más populares se ve en la Figura 2.17. Se puede observar como el LED, en la parte superior, emite fotones que, tras atravesar el vidrio, inciden sobre el fototransistor.

2.7 Microcontroladores.

Un microcontrolador (μC) es un circuito integrado que incorpora una unidad central de proceso (CPU) y una serie de recursos internos. La CPU permite que el microcontrolador pueda ejecutar instrucciones almacenadas en una memoria. Los recursos internos son memoria RAM, memoria ROM, memoria EEPROM, puerto serie, puertos de entrada/salida, temporizadores, comparadores, capturadores... Se puede decir que es una evolución del microprocesador, al añadirle a este último las funciones que antes era necesario situar externamente con otros circuitos. El ejemplo típico está en los puertos de entrada/salida y en la memoria RAM, en los sistemas con microprocesadores es necesario desarrollar una lógica de control y unos circuitos para implementar las funciones anteriores, con un microcontrolador no hace falta porque lo lleva todo incorporado, además en el caso de tener que ampliar el sistema ya ofrece recursos que facilitan esto.

En resumen, un microcontrolador es un circuito integrado independiente, que no necesita memoria ni puertos externos pues los lleva en su interior, que facilita la tarea de diseño y reduce el espacio, traduciéndose todo a una aplicación final más económica y fiable.

2.7.1 El microcontrolador MC68HC11 de motorola.

Existen otros muchos microcontroladores en el mercado, pero el MC68HC11 destaca por sus recursos, simplicidad y facilidad de manejo. Motorola describe al MC68hc11 como un microcontrolador de 8-bits fabricado con tecnología HCMOS, con una frecuencia de bus de 2 Mhz y con una amplia lista de recursos internos. En la tabla 2.1, se muestran los modelos más importantes que componen la familia. La principal diferencia entre ellos es en la cantidad de RAM, ROM, EPROM y EEPROM.

Su *bus de direcciones* \acute{e} s de 16 líneas, por lo tanto puede direccionar hasta 64 KB (aunque algunos de sus miembros pueden direccionar más de un megabyte), y aunque el *bus de datos* es de 8, trabaja fácilmente con datos de 16 bits. Todas las versiones del 68HC11 pueden presentar sus buses al exterior para trabajar con memoria externa. El 68HC11 posee dos registros acumuladores de 8 bits (fig. 2.18), el A y el B; juntos constituyen además un acumulador D de 16 bits (A y B pueden utilizarse libremente como dos registros independientes

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

o como uno único D). También dispone de dos registros índice de 16 bits, el X y el Y, un registro contador de programa PC y un puntero de pila, SP, también de 16 bits. El registro de estado, denominado CCR (*condition code register*), incluye 8 señalizadores o *flags*: C (acarreo), V (desbordamiento), Z (resultado cero), N (resultado negativo), H (acarreo a la mitad), I (máscara de las interrupciones IRQ), X (máscara de las interrupciones XRQ) y S (máscara de la instrucción STOP empleada para el estado de bajo consumo).

El 68HC11 cuenta con siete *modos de direccionamiento* (los mismos que el 6800): directo, extendido, inmediato, indexado, inherente, acumulador y relativo. Su *juego de instrucciones* posee más de 300 códigos de operación (incluyendo los del 6800 como subconjunto); algunos códigos de operación se componen de un byte y otros de dos (pre-byte y opcode), de modo que *una instrucción en total ocupa entre 1 y 4 bytes*.

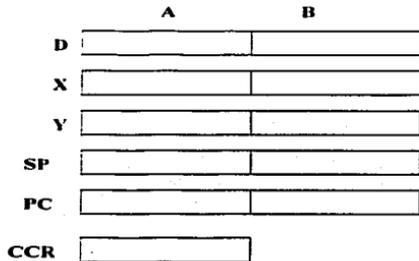


Figura 2.18 Modelo para el programador del MC68HC11.

El sistema de *interrupciones* del 68HC11 es muy amplio, comprendiendo las clásicas: RESET, interrupción enmascarable IRQ, no enmascarable XIRQ, más una veintena adicionales asociadas a los bloques internos (COP, monitor de reloj, RTI, temporizadores, acumulador de pulsos, SCI y SPI).

Los microcontroladores de la familia del 68HC11 pueden trabajar en *cuatro modos de operación* (Tabla 2.2), dos normales y dos especiales: sencillo (*single-chip*) y expandido (*expanded*), especial de test (*special test*) y especial de arranque (*bootstrap*). Estos modos se

DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG)
POR MEDIO DEL CONTROLADOR MC68HC11

establecen mediante dos pines, MODA y MODB. Tras la señal de reset la CPU mira el estado de estos pines y establece su modo de operación según los valores presentes en ellos, el cual no es modificable posteriormente por software. En *modo simple* el HC11 utiliza únicamente sus recursos integrados. El *modo expandido* se emplea sólo si la memoria interna no es suficiente o se necesitan más puertos; en este caso el HC11 sacrifica dos de sus puertos (el B y el C), cuyos 16 pines se convierten en los buses (multiplexados) del sistema. El *modo especial de bootstrap* se utilizará para programar desde un PC la EEPROM interna; finalmente, el *modo especial de test* es empleado por Motorola para la comprobación del chip.

VERSION	EPROM	ROM	EEPROM	RAM	
MC68HC11E9	-	12K	512	512	Base de la familia E
MC68HC711E9	12K	-	512	512	Version EPROM del E9
MC68HC11E1	-	-	512	512	E9 con la ROM deshabilitada
MC68HC11E0	-	-	-	512	ROM y EEPROM deshabilitadas
MC68HC11E2	-	-	2048	256	Sin ROM, EEPROM ampliada
MC68HC11A8	-	8k	512	256	Primer modelo HC11 fabricado
MC68HC11A1	-	-	512	256	A8 con la ROM deshabilitada
MC68HC11F1	-	-	512	1K	Alto rendimiento no multiplexado 68-pin
MC68HC11A0	-	-	-	256	ROMM y EEPROM deshabilitadas

Tabla 2.1 Series MC68HC11, todos incluyen los mismos bloques internos (puertos, conversor,...) y su operación es básicamente similar.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MODB	MODA	MODO SELECCIONADO
1	0	SENCILLO (SINGLE-CHIP)
1	1	EXPANDIDO
0	1	ESPECIAL:TEST
0	0	ESPECIAL:ARRANQUE EXTERNO (BOOTSTRAP)

Tabla 2.2 Modos de operación del MC68HC11.

2.7.2 Pines del MC68HC11.

La familia 68HC11 cuenta con diferentes versiones y encapsulados, por lo que los pines pueden variar algo de un modelo a otro. De las muchas subfamilias o series que comprende el microcontrolador 68HC11.

A continuación explicaremos la función de cada pin. El papel de algunos de ellos varía según el modo de operación seleccionado, por lo que distinguiremos entre los pines cuyo papel no varía, y la función de los demás en los modos simple y expandido, por separado.

a) Pines comunes.

VDD y *VSS*. Terminales de alimentación (+5 v) y tierra (0 v)

XTAL y *EXTAL*. Conectores del cristal de reloj (normalmente a 8 MHz).

MODA y *MODB*. Entradas que establecen el modo actual de operación del \square C.

RESET. Línea de reset (entrada).

IRQ y *XIRQ*. Entradas de interrupción.

VRH y *VRL*. Tensiones de referencia para el conversor A/D interno.

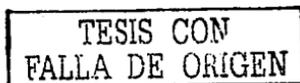
E. Salida del reloj E (reloj del sistema).

Puerto A (PA0-PA7). Puerto con conexión al sistema de temporizadores y contadores.

Puerto D (PD0-PD5). Comunicaciones serie asincrónicas (SCI) y síncronas (SPI).

Puerto E (PE0-PE7). Puerto de entrada para señales digitales o analógicas (conversor A/D).

En encapsulado DIP-48 solamente hay 4 líneas disponibles, PE0-PE3.



b) Pines que cambian según el modo de operación (simple o expandido).

Puerto B (PB0-PB7) ó A8-A15. Puerto de salida en modo simple; en modo expandido se convierte en las líneas A8-A15 del bus direcciones (parte alta).

Puerto C (PC0-PC7) ó AD0-AD7. En modo simple, puerto programable como entradas o salidas; en modo expandido, líneas multiplexadas del bus de direcciones (parte baja) y del bus de datos, AD0 a AD7.

STRA y STRB (strobe A y strobe B) o AS (address strobe) y R/W. En modo simple, STRA (entrada) y STRB (salida) son líneas para diálogo con periféricos externos. En modo expandido se convierten en AS (address strobe) y R/W. AS se emplea para demultiplexar los buses, AS='1' indica que en las líneas AD0 a AD7 hay colocada una dirección y AS='0' indica presencia de dato. R/W es la típica línea de lectura/escritura.

2.7.3 Bloques internos del MC68HC11.

a) Núcleo microprocesador (CPU)

Arquitectura basada en el 6800, mejorada y con un repertorio ampliado a 307 opcodes, con fácil manejo de números de 16 bits. Entre otras cosas, permite multiplicar y dividir enteros, así como manipular bits individuales.

b) Bloque de registros de configuración.

64 registros, desde \$1000 a \$103F. Configuran y programan los bloques integrados (consúltese los catálogos de Motorola).

c) Circuito oscilador interno

Exteriormente basta incluir el cristal y dos condensadores.

d) SCI (Serial Communications Interface)

Dispositivo de comunicación serie asíncrona, de tipo UART. Pensado para comunicaciones RS-232 con dispositivos remotos.

e) SPI (Serial Peripheral Interface)

Canal de comunicaciones serie sincrónico. Pensado para comunicación serie de alta velocidad con periféricos próximos.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

f) Puertos

El E es de entrada, B de salida, C y D son programables de E/S, y en el A hay líneas de entrada, de salida y programables. Todos pueden emplearse como puertos o para acceder a los bloques internos (Fig. 3), según las necesidades de la aplicación.

g) Sistema temporizador (*input capture y output compare*)

Permite la medida de intervalos temporales y frecuencias (por ejemplo, r.p.m.), y el control de salidas temporizadas (por ejemplo, para generar trenes de pulsos, PWM,...).

h) Acumulador de pulsos

Empleado como contador de eventos externos.

i) RTI (*Real Time Clock*)

Reloj en tiempo real para ejecutar interrupciones periódicas.

j) Conversor A/D

Conversor A/D de 8 bits por aproximaciones sucesivas conectado a 8 líneas analógicas de entrada (puerto E) por medio de un multiplexor analógico.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG) POR MEDIO DEL CONTROLADOR MC68HC11

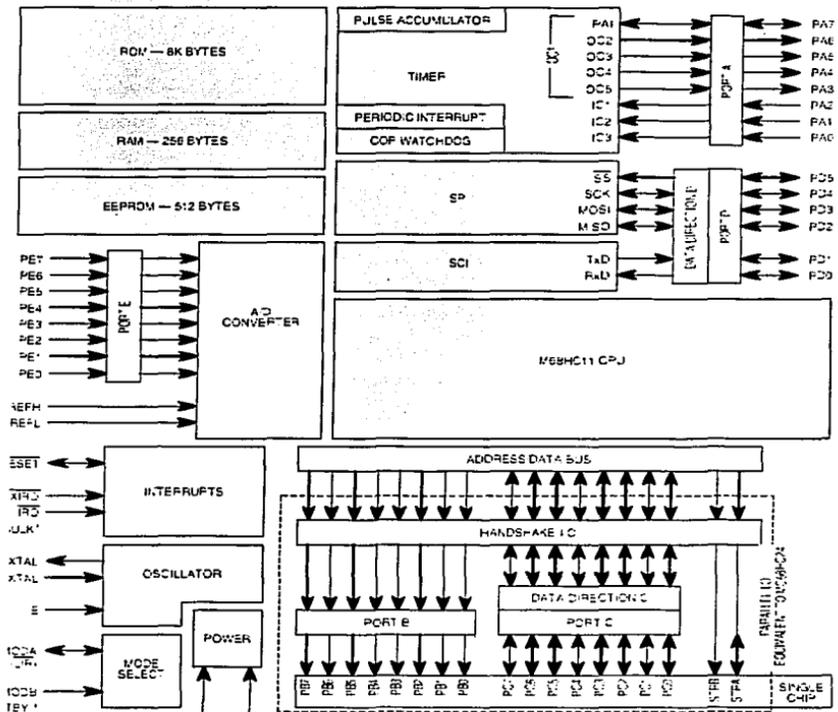


Figura 2.19. Diagrama de bloques del MC68HC11.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2.7.4 Características de los puertos del MC68HC11.

En resumen, las familias 68HC11 incluyen los siguientes puertos de entrada/salida:

Puerto A: 8 líneas, unas de entrada, otras de salida, alguna de E/S.

Puerto B: 8 líneas de salida.

Puerto C: 8 líneas programables como entradas o como salidas.

Puerto D: 6 líneas programables como entradas o como salidas.

Puerto E: 8 líneas de entrada (solo 4 si el encapsulado es DIP).

Los puertos B (de salida) y C (programable de entrada/salida) son los de propósito más general para las transferencias de datos en paralelo. Los puertos A, D y E además pueden utilizarse para acceder a los diferentes bloques internos del 68HC11. Así, las líneas del puerto A pueden emplearse como entradas y salidas, o bien como pines del sistema de temporizadores y contadores; las del puerto D se pueden convertir en los pines de los bloques de comunicación serie y las del E acceden al convertor A/D. El usuario tiene completa libertad para emplear estas líneas como puertos convencionales o para acceder a los bloques internos según sus necesidades.

2.7.5 Sistemas basados en el MC68HC11: Modos simple y expandido.

El 68HC11 posee dos modos normales de operación, simple (single-chip) y expandido:

a) En modo simple (single-chip)

El HC11 no expone sus buses al exterior, de modo que conserva todos sus puertos y solamente opera con la memoria incluida dentro del propio chip. Un sistema basado en un HC11 en modo normal es de tamaño muy reducido, barato y de bajo consumo. En este caso, solamente deben incluirse externamente una serie de componentes electrónicos en otro chip que aseguran su correcta operación, como son un cristal de cuarzo o resonador cerámico (generación del reloj), un circuito de RESET y un conjunto de resistencias y condensadores (para polarizar o terminar ciertos pines, filtrar la alimentación, proporcionar los niveles de referencia del convertor A/D, y establecer el modo de operación).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

b) En modo expandido

Por otra parte, el 68HC11 se configura en modo expandido cuando la memoria interna o los periféricos integrados resultan insuficientes para la aplicación en desarrollo, de modo que se precisa el acceso desde el exterior a los buses internos. En modo expandido el HC11 pierde los puertos B y C, que se convierten en las líneas de los buses: el puerto B se convierte en las líneas altas del bus de direcciones (A8 a A15), mientras que el C contiene las líneas bajas multiplexadas con las líneas de datos (AD0 a ADB). La línea AS (*Address Strobe*) permite demultiplexar estas señales: indica con un '1' que en ellas hay presente una dirección y con un '0' cuando se trata de un dato. Para dicha demultiplexación se emplea un registro latch (74HC373) que retiene el valor bajo del bus de direcciones antes de que aparezca por las mismas líneas el dato de 8 bits del bus de datos (Fig. 8). Por último, el reloj E es el encargado de sincronizar el sistema; los accesos a memoria externa se hacen efectivos cuando E='1'.

Para ampliar la información sobre el M68HC11 recomendamos la consulta de las referencias indicadas al final del presente documento, en particular la del *M68HC11 Reference Manual*, de Motorola, disponible también en Internet como documento pdf. Por otro lado, las características eléctricas del 68HC11 pueden consultarse en los libros que Motorola denomina *Technical Data*.

2.7.6 Microcontrolador MC68HC11F1.

Este es el circuito integrado número uno de la CMT SIMMP-2 y es una versión del MC68HC11 que cuenta, con las siguientes características adicionales a las que se cuentan en otras versiones del MC68HC11 y estas son entre otras las siguientes:

- a) Bus de direcciones demultiplexado.
- b) Puerto paralelo F de salida, disponible para el usuario sólo en los modos boot-strap o single-chip. Los pines que dan acceso a este puerto validan la parte baja del bus de direcciones al operar el microcontrolador en los modos expandido o TEST.
- c) Puerto G bidireccional. Los cuatro bits más significativos de este puerto, pueden ser empleados para controlar la paginación de memoria y puertos cuando el microcontrolador opera en modo expandido o TEST, en cuyo caso quedarían disponibles para el usuario sólo los cuatro bits menos significativos de este puerto.

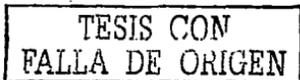
Cuenta con un Firmware interlocutor que permite enlazarla vía puerto serie a una computadora (PC), en donde se ejecuta un manejador hexadecimal mediante el cual se pueden llevar a cabo las siguientes tareas:

- Cargar de la PC programas en lenguaje máquina del microcontrolador para su ejecución en el mismo.
- Lectura en la PC de la información contenida en la memoria con que cuenta la tarjeta.
- Compatibilidad con herramientas de software asociadas con el microcontrolador 68HC11, permitiendo esto la ejecución en la tarjeta de programas originalmente escritos en lenguaje "C" o ensamblador, lográndose esto por medio de la importación del archivo *.S19 correspondiente que haya sido generado por el software de ensamble o compilación respectivo.
- Capacidad de configuración para diversos mapas de memoria, al operar en modo expandido.
- Capacidad de programar memorias EPROM, utilizando el propio manejador hexadecimal y hardware contenidos en la tarjeta. El tipo de memorias que se pueden programar son: 27C16, 27C32, 27C64, 27C128, 27C256 y 27C512; así como sus respectivas versiones que no sean CMOS.
- Para operar el programador de memorias EPROM la tarjeta necesariamente deberá operar en modo boot-strap⁶.

Al operar la tarjeta SMMP-2 en los modos expandido o TEST se pueden configurar diferentes mapas de memoria con sus respectivos submapas de puertos, dichas configuraciones se logran cambiando puentes (jumpers), así como también firmware residente de la tarjeta.

En la figura 2.21. se muestra el diagrama a bloques de la CMT SIMMP-2, apreciándose que el usuario tiene acceso a casi todas las líneas asociadas ya sea con periféricos propios del microcontrolador o con líneas de control del mismo, el puerto G del microcontrolador no está disponible para el usuario ya que es empleado por la CMT SIMMP-2 para arbitrar la paginación de memoria y puertos y el programador de memorias EPROM.

⁶ <http://dctrl.fi-b.unam.mx>



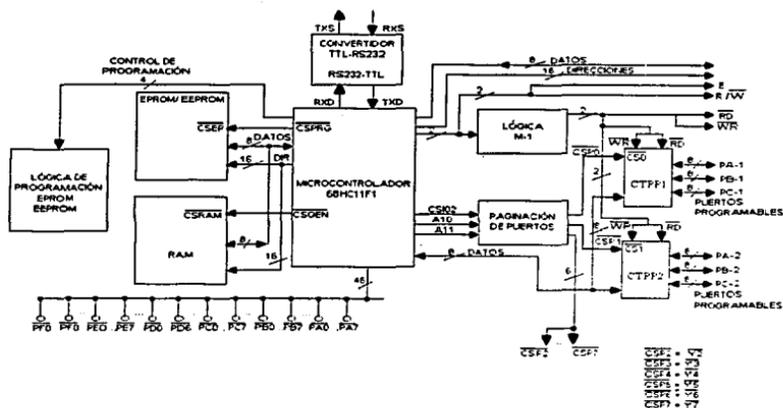


Figura 2.21 Diagrama de bloques de la CMT SIMMP-2.

A continuación se describe genéricamente el funcionamiento de los bloques funcionales de la CMT SIMMP-2 que aparecen en la figura 2.21

2.8.1 Convertidor TTL – RS-232.

TxD y RxD: Son los pines de transmisión y recepción de datos serie asincrónicos. El 68HC11 trabaja con niveles TTL, por lo que será necesario un circuito de adaptación si se quiere comunicar con un dispositivo que utilice otro tipo de norma como por ejemplo un PC (norma RS-232C). Un integrado que realiza esta adaptación es el MAX232.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2.8.2 Lógica M-I.

Este bloque genera señalización de control de periféricos INTEL para que los mismos puedan ser empleados por la CNT SIMMP-2, es importante aclarar aquí que el periférico INTEL que se deseara conectar no operará correctamente si la velocidad de operación del mismo no es compatible con la correspondiente a la tarjeta SIMMP-2. Las señales de control generadas son WR y RD.

2.8.3 Paginador de puertos.

Este bloque está realizado con un decodificador de 3 entradas a 8 salidas 74LS138 y el mismo genera 8 líneas de paginación de puertos denominadas como CSP0 a CSP7, validando cada una de estas un intervalo de 128 direcciones, en los conectores de la tarjeta SIMMP-2 el usuario tiene acceso a seis de las ocho líneas mencionadas anteriormente (CSP2 a CSP7), siendo las mismas respectivamente denominadas como Y2 a Y7; a continuación se indica el intervalo de direcciones que verifica cada línea de paginación de puertos.

LÍNEA DE PAGINACIÓN DE PUERTO	LÍNEA EN CONECTORES DE SIMMP-2	INTERVALO DE DIRECCIONES
CSP0	-	\$1800 a \$17FF
CSP1	-	\$1880 a \$18FF
CSP2	Y2	\$1900 a \$197F
CSP3	Y3	\$1980 a \$19FF
CSP4	Y4	\$1A00 a \$1A7F
CSP5	Y5	\$1A80 a \$1AFF
CSP6	Y6	\$1B00 a \$1B7F
CSP7	Y7	\$1B80 a \$1BFF

Tabla 2.3 Líneas de paginación de puertos de la Tarjeta SIMMP-2

*Estas líneas de paginación de puerto no están disponibles para el usuario ya que el sistema las usa para habilitar los bloques funcionales CTPP1 y CTPP2.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2.8.4 Conjunto triple de puertos paralelos.

Este bloque funcional está realizado por un chip INTEL 82C55 que es un conjunto de tres puertos paralelos programables denotados en la hoja de datos correspondiente como PA, PB, y PC, cada uno de estos puertos tiene un registro de datos asociado; en la notación de la tarjeta SIMMP-2 estos puertos son nombrados como PA-1, PB-1, PC-1 y PA-2, PB-2, PC-2; para evitar confusiones en los puertos que son denotados con las letras A, B, y C en el microcontrolador 68HC11F1.

El 82C55 tiene cuatro direcciones asociadas, tres corresponden con lo tres puertos mencionados y la cuarta está asociada con el registro de control del chip mediante el cual se puede programar tanto el modo en que va a operar el chip como la naturaleza de entrada o salida de cada uno de los puertos del mismo; las direcciones asociadas en el mapa de puertos de la tarjeta SIMMP-2 son las siguientes:

<i>PUERTO O REGISTRO EN CTPP</i>	<i>DIRECCIÓN EN SIMMP-2</i>
PA-1	\$1800
PB-1	\$1801
PC-1	\$1802
REGISTRO DE CONTROL	\$1803
PA-2	\$1880
PB-2	\$1881
PC-2	\$1882
REGISTRO DE CONTROL	\$1883

Tabla 2.4 Direcciones asociadas en el mapa de puertos de la tarjeta SIMMP-2

Dado que el 85C55 usa sólo dos líneas de direccionamiento y cada línea de paginación de puertos en la CMT SIMMP-2 se verifica al invocarse un intervalo de 128 direcciones, las direcciones mencionadas anteriormente estarán repetidas 32 veces esto es: el puerto PA-1 estará en las direcciones 1800, 1804, 1808, hasta la 187C; el puerto PB-1 estará en las direcciones 1801, 1805, 1809, hasta la 187D; el puerto PC-1 estará en las direcciones 1802, 1806, 180A, hasta la 187E; el registro de control de este bloque CTPP1 estará localizado

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

**DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG)
POR MEDIO DEL CONTROLADOR MC68HC11**

en las direcciones 1803, 1807, 18013, hasta la 187F; a su vez el puerto PA-2 estará en las direcciones 1880,1884,1888, hasta la 18FC; el puerto PB-2 estará en las direcciones 1881, 1885, 1889, hasta la 18FD; el puerto PC-2 estará en las direcciones 1882, 1886, 188A, hasta la 18FE; el registro de control de este bloque CTP2 estará localizado en las direcciones 1883, 1887, 18813, hasta la 18FF.

2.8.5 Memorias RAM y EPROM.

Para nuestro caso no utilizaremos las memorias de la tarjeta CMT SIMMP-2 sino las memorias internas del 68HC11F1.

2.8.6 Lógica de programación de memorias EPROM.

Este bloque está integrado por circuitos analógicos y digitales que realizan físicamente la programación de memorias EPROM, esto se realiza mediante el arbitrio del microcontrolador de la tarjeta SIMMP-2 por medio de un software (manejador hexadecimal PUMA) ejecutado desde una computadora a través de un puerto serie.

2.8.7 Mapas de memoria con las que se puede operar la CMT SIMMP-2.

La CMT SIMMP-2 puede operar con diferentes mapas de memoria; cuando la CMT SIMMP-2 opera en los modos single-chip, boot-strap, expandido o test.

Al operar en los modos expandido o TEST el microcontrolador 68HC11 cuenta con líneas de selección de memoria y puertos que pueden ser configurados por software, esto hace que en estos casos puedan ser configurados diversos mapas de memoria que son:

- a) Mapa EA
- b) Mapa EB
- c) Mapa EC
- d) Mapa TA

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Cada mapa es configurado por hardware (colocando puentes) y software (programando firmware residente en la tarjeta); para todos estos mapas existe un submapa de puertos.

A continuación se describe la manera de configuración de puentes y firmware requeridos solo para el mapa de memoria EA cuando la tarjeta SIMMP-2 opera en los modos expandido o TEST, si se desea conocer más detalles acerca de los demás mapas se recomienda consultar el instructivo de manejo de la monotaquilla SIMMP-2.

Mapa EA

Para este mapa se tiene el siguiente perfil: Operación en modo expandido con 8k de RAM externa, 1k de RAM interna, 7.5k de EPROM y 0.5k de EEPROM interna con firmware SP2EA residente. Para configurar este mapa se deben colocar los siguientes puentes: J3, J8 o J9, J12, J14, J16, J20 y J22, además de que uno de los archivos FWSP2EA1.BLM deberá haber sido programado en la EEPROM interna a partir de su origen; para el caso del primer archivo mencionado el área de vectores de RESET e interrupción está programada únicamente con los vectores correspondientes a los tres tipos de RESET con los que cuenta el 68HC11 (apuntando estos al origen de la EEPROM interna), dejando al usuario la posibilidad de programar, empleando el manejador PUMA, los vectores de interrupción que el mismo pudiera llegar a requerir al realizar una determinada aplicación; en lo que toca al segundo archivo mencionado el vector de RESET principal apunta al origen de la EEPROM interna y todos los demás vectores de RESET e interrupción apuntan a la dirección de la página cero, siendo éstas las mismas las que corresponden a los vectores asociados con el modo boot-strap, lo anterior permitiría al usuario trabajar con el concepto de pseudovector de interrupción al programar sus aplicaciones en modo expandido; en la figura 2.19. se aprecia el mapa de memoria EA; los requerimientos en cuanto a chips de memoria para este mapa son: RAM estática de 8k en la base correspondiente, EEPROM de 8k en su respectiva base. Cabe señalar que este mapa es el que viene configurado de origen en la CTM SIMMP-2 con el archivo FWSP2EA.BLM en la EEPROM.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG)
 POR MEDIO DEL CONTROLADOR MC68HC11

\$FFFF	Vectores de Reset e interrupción
\$FFC0 \$FFBF	
\$FEA0 \$FE9F	Zona de EEPROM interna para usuario
\$FE00 \$DFFF \$E000 \$DFFF \$C000 \$BFFF	Firmware de enlace con el programa manejador PUMMA (FWSP2EA1.BLM o FWSP2EA2.BLM) EEPROM interna
\$DFFF \$E000 \$DFFF \$C000 \$BFFF	EPROM externa para usuario
	RAM externa para usuario
\$2000 \$1FFF \$1C00 \$1BFF \$1800 \$17FF	Submapa alternativo de puertos
	Submapa de puertos
\$1080 \$105F \$1000 \$0FFF \$0400 \$03FF \$03E0 \$03DF \$0100 \$00FF \$0000	Registros de control y programación de periféricos
	Pila (Stack)
	Zona de RAM interna para usuario
	Zona empleada por el medio ambiente PUMMA

Tabla 2.4 Mapa de memoria EA (operación en modo expandido)

2.9 Etapas básicas para el diseño de un electrocardiógrafo.

El instrumento empleado para obtener y registrar el electrocardiograma se denomina electrocardiógrafo, los electrocardiógrafos están constituidos por lo general por 5 etapas: la etapa de interfase al paciente, la de amplificación, la de filtrado, la de control y graficación. Las tres primeras etapas pueden a su vez englobarse como la etapa de entrada del sistema figura 2.20 (Infante, 1995).

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

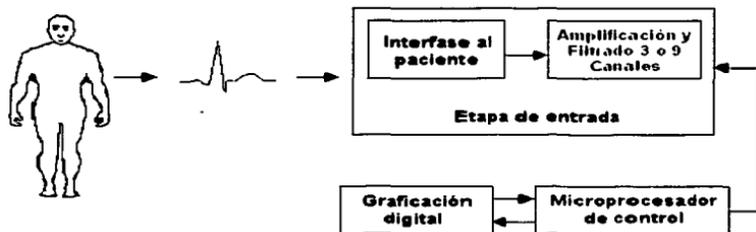


Figura 2.20 Etapas constituyentes de un electrocardiógrafo.

El cable de paciente, el cual conduce las variaciones eléctricas generadas en el corazón mediante electrodos conectados a la superficie del cuerpo del sujeto, la cual se prepara antes con un gel salino que mejora la conducción eléctrica entre los electrodos y la piel. Los electrodos generalmente son de plata clorurada a fin de reducir la polarización electrónica ocasionada por un metal cuando se encuentre en contacto con una solución salina.

En la etapa de interface se trata de establecer la comunicación entre el sistema y el paciente mismo. Esto queda condicionado por la seguridad eléctrica: el resto del sistema debe de quedar aislado eléctricamente del sujeto. Esto puede lograrse a través de disponerse a los elementos activos por donde ingresa la señal en impedancia de entrada muy alta y mantener la referencia de voltaje en las mediciones del paciente electrónicamente aisladas de las del sistema, ya sea ópticamente, capacitivamente o magnéticamente. La impedancia de entrada alta en los sistemas de electrocardiografía tiene también el objeto de no inducir una carga resistiva sobre la señal a medir, lo que de otra forma podría reducir significativamente la señal de interés.

Luego de asegurarse el aislamiento del paciente, debe de adecuarse la señal mediante arreglos ponderados de resistencias, a fin de establecer las referencias para la toma de cada una de las derivaciones, antes de pasarla a la etapa de filtrado y amplificación, en esta etapa también se incluyen circuitos que permiten evitar que entren al sistema voltajes mayores a ciento nivel, lo que protege el equipo en el caso de que se le aplique al paciente un desfibrilador.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Posteriormente, para tener a la salida una buena relación señal-ruido, es necesario que el ruido sea reducido lo más posible, para reducir el ruido en la línea de alimentación principal, una de las medidas más utilizadas es el incremento del rechazo al voltaje en modo común, ver figura 2.21.

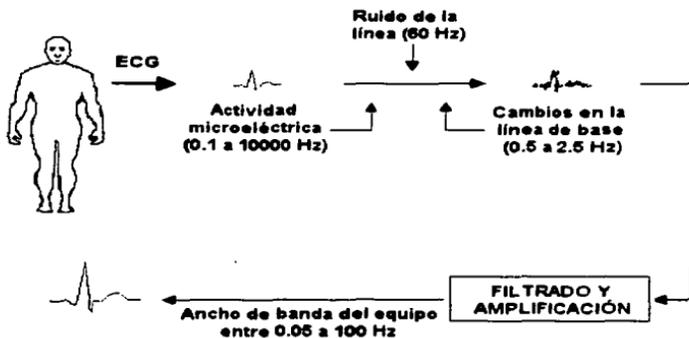


Figura 2.20. Fuentes de ruido que ocultan el electrocardiograma.

En lo que se refiere al ruido muscular y de movimiento de los electrodos, lo más común es que en la etapa de filtrado se restrinja el rango de frecuencias que pasarán a la etapa de amplificación (se restringe el ancho de banda de aparato). Esto ayuda dado que, mientras la interferencia causada por los desplazamientos de los electrodos se ubica entre 0.05 a 1.5 Hz y la actividad eléctrica muscular se ubica principalmente entre 60 a 1000 Hz, la señal de ECG conserva los componentes principales entre 5 a 80 Hz en adultos y entre 5 y 107 Hz en niños. Así es por norma que en la etapa de filtrado se seleccione un ancho de banda de entre 0.05 a 100Hz (0.5 a 45 Hz en los sistemas de monitoreo) para la señal que se permite que pase a la etapa de amplificación en electrocardiografía clínica. La frecuencia de corte del filtro pasa altos (0.05 Hz) queda determinada por la sensibilidad del equipo a los desniveles del segmento del segmento ST, cuya presencia conduce a sospecha de isquemia.

En la etapa de amplificación, la señal que se obtiene a partir de los filtros se amplifica a fin de entregar en la etapa de graficación una señal de 0.5, 1 ó 2 mV/cm, lo que requiere que

el ECG se amplifique en alrededor de 500 a 1000 veces. La máxima amplitud que se puede obtener en el ECG, tomado directamente del paciente, es de aproximadamente 10 mV^{a} de pico a pico. En la etapa de control se incluyen los dispositivos encargados de manejar el flujo de datos y de señales de control entre los componentes de entrada y el sistema de graficación, este último está constituido tradicionalmente por graficadores analógicos de plumilla móvil en donde las escalas de voltaje (0.5, 1 ó 2 mV/cm) y tiempo (12.5, 25 o 50 mm/seg) datan del siglo pasado.

2.9.1 El electrocardiógrafo digital.

Los electrocardiógrafos modernos conservan básicamente las mismas características y etapas mencionadas anteriormente, pero la incorporación de microprocesadores a su arquitectura conduce a la modificación de prácticamente todas las etapas, dado que el sistema con microprocesador permite encomendarle a este último muchas de las tareas realizadas analógicamente. En este caso podrá obtenerse como resultado una reducción en los componentes analógicos del sistema, así como el incremento en el poder de análisis, procesamiento y manejo de las señales de ECG.

Las características de protección al paciente y al sistema permanecen sin cambio prácticamente en los electrocardiógrafos analógicos y en los controlados por microprocesador. En la etapa de amplificación, los amplificadores de entrada pueden reducirse, dado que el filtrado, antes realizado por arreglos de elementos activos y pasivos, puede efectuarlo el microprocesador. Esto facilita la construcción de un sistema de amplificación de nueve canales para de esta forma obtener 12 derivaciones convencionales del ECG en forma simultánea o sincrónica.

El uso del microprocesador permite la construcción de procedimientos de filtrado más exactos, flexibles y poderosos. El filtrado de la señal sería entonces el primer proceso de la señal que efectuaría el microprocesador. Se tiene que agregar una nueva etapa al sistema, la de la conversión de analógico a digital (conversión A/D) ver figura 2.21.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

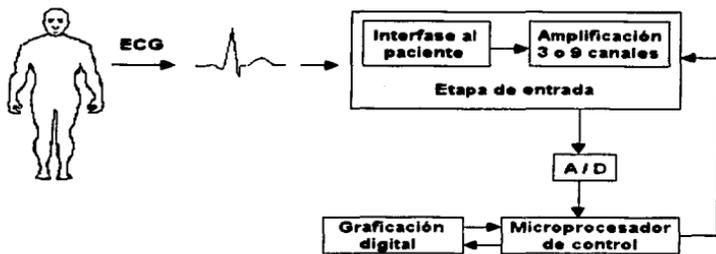


Figura 2.21 Etapas constituyentes de un electrocardiógrafo digital.

En esta etapa en donde se realiza la transformación de la señal del ECG analógico (continuo en el tiempo) a un ECG digital (valores discretos a intervalos de tiempo definidos). Las velocidades de muestreo y resolución de los convertidores van de 250 muestras por segundo con 8 bits hasta 1000 muestras por segundo con 12 bits. Esto permite resoluciones mínimas de 39 μ V en 8 bits a 2 μ V en 12 bits, tomando como máximo una amplitud de 10 mV en el ECG. Hay que mencionar aquí que en teoría, un muestreo de 250 datos por segundo, es suficiente para reproducir una señal cuya máxima frecuencia se ubica en 100 Hz, cuando los datos muestreados se pasa a través de un filtro pasa bajas, los datos que salen del convertidor A/D son pasados a la etapa de control y procesamiento.

El control de flujo de datos y comandos lo lleva a cabo el microprocesador. Este puede controlar en algunos casos la etapa de entrada del sistema al efecto de adaptar los niveles de ganancia y la frecuencia de muestreo. El control en el nivel de ganancia se puede utilizar en caso de que la señal llegue a saturar al convertidor o alguna otra porción del sistema, o bien para emplear la máxima resolución del convertidor A/D (Infante, 1995).

Dentro de la etapa de control, además de la CPU ha de incluirse la memoria para el almacenamiento de datos y programas. La memoria utilizada por el microprocesador para guardar los datos del ECG digitados y los resultados es de las denominadas RAM (random access memory) mientras, que si se está utilizando un módulo central una microcomputadora

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

de propósito específico, los programas se almacenan en memorias de las del tipo denominado ROM (read only memory), en una microcomputadora de propósito general los programas se toman de algún dispositivo de almacenamiento externo tal como unidad de lectura/escritura a disco magnético. La etapa de graficación, analógica anteriormente, ha sido sustituida por graficadores e impresoras digitales de alta resolución, para obtener en papel una copia de buena calidad.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

3. DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE PARA TRANSMITIR EN TIEMPO REAL UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE ECG A TRAVÉS DE INTERNET.

La necesidad de análisis y mediciones cada vez más precisas de los componentes de ECG, así como la captura masiva de electrocardiogramas para estudios clínicos, llevó a la introducción de procesos digitales, como se describe en el capítulo anterior. Ya desde hace varios años, se toma en cuenta la baja en costos y el incremento en el rendimiento de las computadoras personales, y la tendencia es utilizarlas como sistemas centrales (servidores) para el control, procesamiento y análisis de las señales electrocardiográficas.

El avance en las telecomunicaciones abre la posibilidad de conectar un electrocardiograma digital básico a la Computadora Personal de un médico o paciente, que cuente con servicio de Internet y desde la comodidad de su hogar o un consultorio, enviar las señales de ECG a un hospital, para una primera valoración o chequeo, acortando distancias y evitando desplazamientos. Este capítulo muestra una alternativa para lograr dicho fin.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

3.1 Instrumentación Virtual.

Mucho hemos oído hablar sobre la "instrumentación virtual" y sus beneficios. El concepto de instrumentación virtual nace a partir del uso de la PC como "instrumento" de medición de señales como: temperatura, presión, caudal, etc.

Es decir, la PC comienza a ser utilizada para realizar mediciones de fenómenos físicos representados en señales de corriente (Ej. 4-20mA) y/o voltaje (Ej. 0-5 Vdc). Sin embargo, el concepto de "instrumentación virtual" vá más allá de la simple medición de corriente o voltaje, sino que también involucra el procesamiento, análisis, almacenamiento, distribución y despliegue de los datos e información relacionados con la medición de una o varias señales específicas. Es decir, el instrumento virtual no se conforma con la adquisición de la señal, sino que también involucra la interfaz hombre-máquina, las funciones de análisis y procesamiento de señales, las rutinas de almacenamiento de datos y la comunicación con otros equipos. Esta es la razón por la cual, el diseño del software que presentamos en este trabajo parte de un software comercial, que es el MATLAB, el cual tiene varios toolbox, para solución de problemas en ingeniería y una buena Interfaz Gráfica para el Usuario (GUI). La versión de estudiante es económica y fácil de conseguir, y en la mayoría de las instituciones universitarias ya manejan este software desde hace tiempo.

El término "virtual" nace precisamente a partir del hecho de que cuando se utiliza la PC como "instrumento" es el usuario mismo quién, a través del software, define su funcionalidad y "aparición" y por ello decimos que "virtualizamos" el instrumento, ya que su funcionalidad puede ser definida una y otra vez por el usuario y no por el fabricante.

El instrumento virtual es definido entonces como una capa de software y hardware que se le agrega a una PC en tal forma que permite a los usuarios interactuar con la computadora como si estuviesen utilizando su propio instrumento electrónico "hecho a la medida".

3.1.1 Opciones para hacer instrumentación virtual.

Sin duda una de las mejores opciones que existen actualmente para realizar instrumentación virtual, es la que ofrece la compañía National Instruments (NI). Desde su fundación en 1976, NI ha revolucionado la forma en que trabajan los técnicos e investigadores de todo el mundo. Esta

empresa desarrolla y fabrica una enorme variedad de productos software y hardware integrados que, utilizados junto al ordenador estándar, permiten sustituir o integrar instrumentos tradicionales para monitorizar y controlar procesos, de tal manera que se ha convertido en la empresa líder en la producción de instrumentos de Medida y Automatización basados en PC.

Aprovechando la potencia de los ordenadores personales, el hardware de National Instruments para Adquisición de Datos y Acondicionamiento de Señal permite adquirir y analizar datos físicos tales como la temperatura, la presión y la vibración. La combinación del hardware y software de NI para Adquisición de Datos genera los llamados "instrumentos virtuales" que sustituyen a los tradicionales ofreciendo costes más reducidos y soluciones flexibles. Gracias al software de NI, técnicos e investigadores pueden aumentar la productividad. A través de las herramientas de desarrollo que ofrece la empresa, entre los que destaca su producto estrella "LabVIEW"¹

La desventaja que encontramos al evaluar el software y hardware que ofrece National Instruments es el precio de sus productos, aunque existen precios especiales para alumnos y académicos la licencia de LabVIEW esta alrededor de los \$6,000 dolares. Por varios años se han ofrecido programas de descuentos especiales y paquetes de hardware y software para universidades. Y actualmente se ofrece un programa completo para universidades que quieran establecer un convenio o relación más estrecha con esta compañía, sin embargo escapa de las posibilidades para este trabajo.

3.1.2 ¿Cómo construir un instrumento virtual?

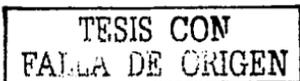
Para construir un instrumento virtual, sólo requerimos de un PC, una tarjeta de adquisición de datos con acondicionamiento de señales (PCMCIA, ISA, XT, PCI, etc.) y el software apropiado, los tres elementos clave en la conformación de un instrumento virtual, teniendo un chasis de acondicionamiento de señales como elemento opcional.

Nuestra propuesta consiste en sustituir la tarjeta de adquisición por un microcontrolador que puede ser un PIC², un COP³, o el HC11⁴ que utilizamos en este trabajo. Todos estos de

¹ <http://www.ni.com/latam>

² <http://www.microchip.com>

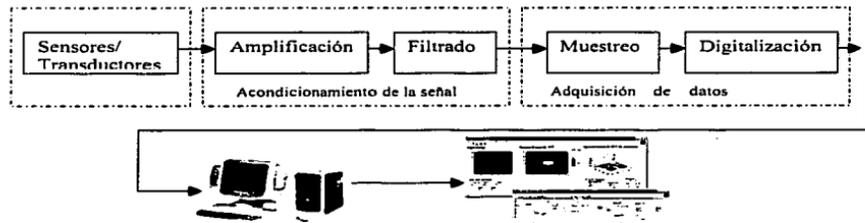
³ <http://www.national.com>



acuerdo con su modelo tiene una puerto asíncrono de comunicaciones y un convertidor Analógico Digital (A/D). El software para adquisición y procesamiento se implementa con MATLAB-SIMULINK. Y para hacer el acoplamiento entre la PC y el microcontrolador se necesita la "S-Funtion" que se describe en este trabajo, la cual se puede proporcionar a quien lo solicite, siempre y cuando, su uso sea para fines educativos (Gastaldi, 2001).

Por otro lado, decimos que el "acondicionamiento de señales" es opcional, porque dependiendo de cada señal y/o aplicación, se puede o no requerir amplificación, atenuación, filtraje, aislamiento, etc. de cada señal (ver figura 3.1). Si la señal está en el rango de los 0 a 5V dc, y no se requiere de aislamiento o filtraje, la misma puede ser conectada directamente al microcontrolador.

Se entiende entonces, que en el instrumento virtual, el "software" es la clave del sistema, a diferencia del instrumento tradicional, donde la clave es el hardware. Con el sistema indicado anteriormente, se puede construir un osciloscopio "personalizado", con la interfaz gráfica que uno desee, agregándole inclusive más funcionalidad a un precio menor de \$220 dólares a \$20 dólares si ya se tiene el software de MATLAB-SIMULINK. Sin embargo, este mismo sistema puede también ser utilizado en la medición de temperatura, o en el control de arranque/parada de una bomba centrífuga, con su respectiva etapa de potencia. Es allí donde radica uno de los principales beneficios del instrumento virtual, su flexibilidad. Este instrumento virtual no sólo nos permite visualizar la onda, sino que a la vez nos permite graficar su espectro de potencia, o hacer otras operaciones en forma simultánea con ayuda de MATLAB-SIMULINK.



3.1. Diagrama a bloques para el diseño de la etapa de Software.

⁴ <http://e-www.motorola.com>

3.2 Transmisión de ECG en tiempo real a través de Internet.

Las primeras aplicaciones de la telemedicina se realizaron en este campo, por la facilidad de adaptación de las señales de ECG, dada su naturaleza. Via teléfono, la empresa Unitat de Diagnostic Tractament de Barcelona y el ICE de Madrid, llevan dando este servicio desde hace más de siete años con excelentes resultados. Los principales usuarios son las compañías aseguradoras y los servicios de urgencia. El sistema se basa en un teléfono al que se incorpora un minielectrocardiógrafo que graba la actividad eléctrica del corazón utilizando las derivaciones estándar mínimas. Una vez que se ha grabado se conecta la bocina o auricular del teléfono del lugar donde se encuentra el paciente y se envía el registro electrocardiográfico. El Centro de Control lo recibe, lo clasifica y lo informa. Instantáneamente o en diferido, el Centro de Control informa al médico que realiza la prueba y que está junto al paciente, los resultados de la prueba. El médico entonces decide la terapia a seguir bien sea de traslado e ingreso en un Centro Hospitalario o bien de tratamiento. Está claro que el sistema es utilizado sólo por médicos.

3.2.1 Sistemas de Telemonitorización vía Internet.

Los servicios telemédicos de monitoreo remoto consisten en la adquisición de los datos médicos, su análisis por especialistas, la toma de decisiones y la guía en la aplicación de las terapias adecuadas. A diferencia del ambiente clínico estándar, en el caso telemédico, los análisis de los datos y las tomas de decisiones pueden ser hechas a distancia y en muchos casos podrían involucrar el uso de procedimientos automatizados basados en sistemas expertos.

Los sistemas telemédicos para monitorización de pacientes vía Internet se basan típicamente en instrumentación virtual realizada alrededor de arquitecturas PC. Esta configuración basada en equipos comerciales permite actualizar el sistema fácilmente, tanto en software como en hardware, siguiendo los avances de la tecnología. Los sistemas en el caso más general (*Wide Area Network, WAN*) comprenden:

- Los módulos de adquisición de datos portátiles (*MAD*) en conexión directa con los pacientes. Estos se pueden conectar a través de interfaces seriales (*RS232/RS485, USB, IrDA, RF*) o interfaces paralelas (*RAM de dos puertos,*

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

DPRAM). Los dispositivos (*PC*, *PDA*, *OEM PC*, Internet Embebido) que conectan los *MAD* a una Intranet o Internet.

- Estaciones de monitoreo locales (cerca del paciente), centrales (para monitorear varios pacientes a la vez), remotas (para monitorear pacientes a distancia) y servidores (para manejar base de datos y procesamiento de las mismas para diagnóstico y como base de sistemas expertos), que conforman la distribución de inteligencia a lo largo del sistema telemédico.
- Los respectivos protocolos de comunicación entre los *MAD* y los dispositivos que permiten una conexión con Internet y entre las computadoras locales, centrales, remotas y servidores.
- Dispositivos de red configurados como *Gateways* para enrutamiento, encriptamiento, autenticación, *firewalls*, *mirroring*, etc.
- Programas Cliente/Servidor que soportan las diferentes aplicaciones y las interfaces hombre-máquina, bajo los estándares de los navegadores (*Browsers*) o aplicaciones en *Java* o *C++* utilizando *sockets*.

Por conveniencia se pueden considerar tres tipos de subsistemas del lado del paciente: los que utilizan Internet Embebido, los que utilizan Asistentes Digitales Personales (*PDA*) y los que utilizan Computadoras Personales (*PC*).

Los primeros son útiles cuando del lado del paciente no se requiere supervisión y acceso a utilidades locales como es en el caso de aplicaciones no-clínicas para el seguimiento de pacientes remotamente, o en cuando se dispone de una Intranet en el hospital o consultorio.

Los segundos tienen un nivel relativamente bajo de interfaz hombre-máquina ya que los *PDA* tienen limitado su desempeño y pueden soportar aplicaciones donde se requiera una interacción mínima con la aplicación local como en el caso de ambulancias, ambulatorios y consultorios.

Los terceros permiten el máximo de prestaciones locales para aplicaciones completas donde se puede contar hasta con herramientas como audio y video bidireccionales (Fernández, 2000).

3.2.2 Módulo Intranet o Internet Embebido.

Los avances tecnológicos apuntan a que la totalidad de los productos ya sean electrónicos o no, puedan controlarse a través de un sistema embebido (*Embedded Internet*) y sumar muchas ventajas que no se tenían anteriormente. Uno puede acceder un dispositivo desde cualquier PC sea dentro de un apartamento, un edificio, una ciudad o en cualquier parte del mundo. A la vez, la interfaz con los usuarios se construye con páginas HTML. Es decir, los usuarios interactúan con los dispositivos a través de un navegador o una aplicación Cliente-Servidor y tienen acceso instantáneo e intuitivo a los mismos.

Se puede decir que existen actualmente tres posibilidades de conectar un producto directamente a Internet:

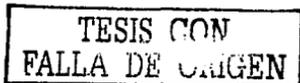
- Dispositivo embebido basado en microcontrolador con una interfaz RS232 o RS485 para conectarse con una computadora (PC o PDA) que funciona como *gateway* para comunicarse con una red.
- Dispositivo embebido basado en un microcontrolador con una interfaz para conectarse con una red en cualquier modalidad actualmente disponible como ethernet, modem alámbrico, modem inalámbrico, RF.
- Dispositivo embebido basado en microcontrolador que incluye una interfaz *Ethernet* embebida.

Este trabajo como ya se observo, se concentra en un diseño basado en la primera posibilidad para la realización del Internet embebido a través del Real-Time Workshop para usar con Simulink® de Math Works Inc.

3.3 MATLAB.

MATLAB es un lenguaje de alto rendimiento para procesar la informática técnica. Su programación es fácil e integra cómputo y visualización donde los problemas y soluciones se expresan en notación matemática. Los usos típicos incluyen:

- Matemáticas y cómputo
- Desarrollo de algoritmos
- Modelado y simulación de prototipos



SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

- o Análisis de Datos, exploración, y visualización
- o Desarrollo de aplicaciones, incluyendo medios de Interface Gráfica de Usuario (GUI)

MATLAB es un sistema interactivo cuyos datos básicos son una serie de vectores y matrices. Esto le permite resolver muchos problemas técnicos, que nos llevaría mucho tiempo programar en otros lenguajes como C o Fortran.

MATLAB se diseñó originalmente para proporcionar acceso fácil al software de matrices desarrollado en LINPACK y EISPACK proyectos que juntos dieron origen al innovador software para el cómputo de matrices. El uso de MATLAB es ideal para ambientes universitarios, para cursos avanzados en matemáticas y ciencias. En la industria, MATLAB es la herramienta mas utilizada para investigación de alta-productividad, desarrollo, y análisis.

MATLAB ofrece una familia de soluciones para aplicaciones específicas a través de sus toolboxes, que le permiten aprender y aplicar la tecnología especializada. Los Toolboxes son colecciones de rutinas y funciones (archivos-M) que extienden el ambiente de MATLAB para resolver clases particulares de problemas. Algunas de las áreas en las que los toolboxes están disponibles incluyen: Procesamiento de Señales e Imágenes, sistemas de Control, Redes Neuronales, Lógica Difusa, Ondeletas (wavelets), simulación, y muchas otras.

El manejo de Gráficos con MATLAB, Incluye órdenes de alto-nivelado para la visualización de los datos bidimensionales y tridimensionales, procesamiento de imágenes, animación, manipulación de gráficas. También incluye órdenes de bajo-nivel, que le permiten personalizar la apariencia a través de una interface gráfica.

MATLAB tiene una inmensa colección de algoritmos computacionales que van desde las funciones elementales como la suma, seno, coseno, y aritmética con números complejos, hasta las funciones más sofisticadas como operación de matrices, incluyendo su inversa, eigenvalores de la matriz, funciones Bessel, y la transformada rápida de Fourier. Su Interface para Programación de Aplicación (API), tiene una biblioteca que le permite escribir programas en lenguaje C y Fortran que actúan recíprocamente con MATLAB. Incluye medios que llaman a rutinas de MATLAB (vinculación dinámica), para leer y escribir archivos.

3.3.1 SIMULINK.

En los últimos años SIMULINK se ha convertido en el paquete de software más ampliamente utilizado para modelar y simular sistemas dinámicos en el mundo académico y en la industria. Puede construir modelos fácilmente partiendo desde cero o tomar un modelo existente y modificarlo. Las simulaciones son interactivas, de manera que puede cambiar los parámetros al instante e inmediatamente ver lo que sucede. Tiene acceso instantánea a todas las herramientas de análisis de MATLAB, de forma que puede tomar los resultados y analizarlos o visualizarlos.

Con SIMULINK se pueden hacer análisis más allá de los modelos lineales idealizados para explorar modelos no lineales más realistas que tienen en cuenta la fricción, la resistencia del aire y otros fenómenos físicos que describen al mundo real. Transforma su computadora en un laboratorio para modelar y analizar sistemas que simplemente no sería posible o práctico de otra forma, ya sea la respuesta de un sistema de embrague de un automóvil, el movimiento de las alas de un avión, la dinámica de un modelo presa-depredador o el efecto de la política monetaria en la economía.

Simulink es un programa gráfico que permite modelar un sistema dibujando un diagrama del bloque en la pantalla y se puede manipular dinámicamente. Puede funcionar con sistemas lineales, no lineales, continuos y discretos en el tiempo o multivariados. Tiene una herramienta que se puede ejecutar en tiempo-real, este programa le permite generar el código en lenguaje C, que representa el diagramas del bloques previamente diseñado.

3.3.2. The Real Time Workshop.

El Real-Time workshop proporciona un ambiente de desarrollo de tiempo real que tiene las siguientes características:

- Una ruta rápida y directa desde el diseño del sistema hasta la implementación.
- Integración compatible con MATLAB y Simulink.
- Una interface simple y fácil de usar.
- Una arquitectura abierta y extensible.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

- Un generador de código totalmente configurable - virtualmente cada aspecto de los códigos generados puede ser configurado usando el Target Language Compiler (TLC).
- Iteraciones de rápido diseño editando diagramas de bloques y construyendo automáticamente un nuevo ejecutable.

El paquete incluye módulos de la aplicación que le permiten construir programas completos con aplicación en una amplia variedad de ambientes. El programa construido es totalmente automatizado.

3.3.2.1 Aplicaciones del Real Time Workshop.

El Real Time Workshop esta diseñado para una variedad de aplicaciones. Algunos ejemplos incluyen:

Control de Tiempo Real – Se puede diseñar un sistema de control usando MATLAB y Simulink y generar código desde su modelo de diagrama de a bloques. Por lo que, se puede compilar y cargarlo directamente al hardware.

Procesamiento de la señal en Tiempo Real. Se puede diseñar un procesamiento algorítmico usando MATLAB y Simulink. El código generado de su diagrama a bloques puede entonces ser compilado y cargado al hardware.

Simulación de Hardware en ciclo. Se pueden crear modelos en Simulink que imiten mediciones en tiempo real, dinámicas de sistemas y señales de actuación.

El código generado del modelo puede ser cargado en hardware con propósito especial de proveer una representación en tiempo real del sistema físico. Las Aplicaciones incluyen la validación del sistema de control y simulación de entrenamiento y pruebas extensivas usando variaciones en la carga simulada, obteniendo:

- ❖ Cambio de parámetros interactivos en tiempo real. Se puede usar Simulink de principio a fin en un programa de Tiempo-Real. Esto le permite cambiar parámetros mientras el programa se está ejecutando.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

- ❖ Alta velocidad. Simulaciones aisladas.
- ❖ Generación de código C portátil para exportarlo a otros programas de simulación.

3.3.2.2 El código generado

El código generado (es decir, el código modelo) es por defecto altamente optimizado en código C totalmente explicado que puede ser generado a partir de cualquier modelo Simulink incluyendo modelos lineales, y no lineales, continuo, discreto o modelos híbridos.

Todos los bloques de Simulink son automáticamente convertidos a código, con la excepción de bloques de funciones de MATLAB y bloques de S-Functions que invoquen archivos-M. Se debe reescribir aquellos bloques tales como las funciones C-MEX si quiere usarlos con el Real Time Workshop.

El Real Time Workshop incluye un conjunto de archivos que están compilados por el Target language compiler (TLC) que produce código ANSI C. Los archivos a cargar son archivos de texto ASCII que describen cómo convertir el modelo de Simulink a código. Para usuarios avanzados, estos archivos le permiten personalizar el código generado para bloques individuales, a lo largo del modelo entero.

Se pueden incorporar funciones C-MEX, junto con el código generado, dentro del programa ejecutable. De tal manera que también se puede escribir funciones de acuerdo con las necesidades de diseño.

3.3.2.3 Tipo de salidas

La interface del Real Time Workshop le permite seleccionar varios tipos de salidas:

- Código C - Genera código que contiene sistema de ecuaciones y la inicialización de funciones para el modelo Simulink. Usted puede usar este código en ambientes de simulación en tiempo no real o para aplicaciones en tiempo real.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

- **Código Ada - Genera un código Ada a partir de su modelo Simulink.** Esta opción requiere que se tenga instalado el código Ada del Real Time Workshop el cual es un producto separado.
- **Programa en Real-Time workshop - El código generado en un programa de tiempo real ideal para uso con un hardware dedicado al procesamiento en tiempo real.** El código resultante está diseñado para interactuar con una fuente de reloj externa y así entonces a la misma velocidad especificada por el usuario. Modelos de tiempo continuo son incorporados dentro de este código con el único objetivo de que sus estados sean propagados usando algoritmos de integración a un paso fijo.
- **Una simulación autosuficiente de alto rendimiento - Se puede usar el código generado con el archivo de sistema genérico en tiempo real para producir un ejecutable para simulaciones autosuficientes.** Al final de la simulación, el ejecutable produce un archivo llamado *model.mat* que contiene las variables de MATLAB que fueron usadas por el Simulink. Este archivo *.mat* se usa para el análisis en MATLAB.

Como se puede observar las características de este software son "abiertas", por lo que además de poder utilizarlo en ambiente de simulación genérico autoportable y en tiempo real, se puede validar el código creado a través de las S-Fuctions, ya que podemos comparar directamente nuestros resultados en el Simulink.

3.3.3 El proceso rápido de prototipos

El Real Time Workshop le permite hacer prototipos, por medio de un proceso que le permite conceptualizar soluciones usando un modelo de diagrama a bloques y echándole un vistazo al rendimiento del sistema antes de instalar el hardware, escribir cualquier software o antes de cualquier diseño.

Usando el proceso de *prototipo rápido*, usted puede refinar su sistema de tiempo real por medio de continuas iteraciones de su modelo. Además, usted puede variar afinar parámetros sobre la marcha usando SIMULINK en modo externo.

La clave para un prototipo rápido es la generación de un código automático. Esto reduce el codificar algoritmos a un proceso automatizado; esto incluye codificar, compilar, enlazar y cargar en el hardware objetivo.

Esta automatización permite diseñar cambios que para ser hechos directamente en el diagrama a bloque. La figura nos muestra el proceso de desarrollo del *prototipo rápido*.

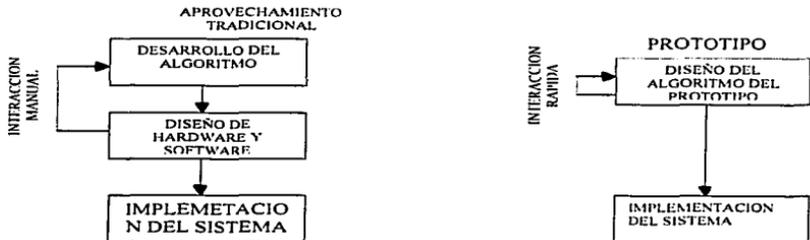


Figura 3.2. Comparación del desarrollo de procesos tradicional y rápido.

La aproximación tradicional al diseño en tiempo real y a la implementación típicamente involucra múltiples equipos de ingenieros, incluyendo equipos de diseño de algoritmos, equipo de diseño de software y equipo de diseño de hardware, y un equipo de implementación.

Cuando el equipo de diseño de algoritmo ha completado estas especificaciones, el equipo de diseño de software, implementa el algoritmo en un ambiente de simulación y entonces especifica los requerimientos del hardware.

El equipo de diseño de hardware entonces crea el dispositivo electrónico. Finalmente, el equipo de implementación integra el hardware dentro de un sistema global mayor. Esta aproximación conduce a un largo proceso de desarrollo, debido a que los ingenieros de diseño de algoritmo no trabajan con el hardware real. El proceso de prototipos rápidos combinan las fases del algoritmo, del software, y del diseño de hardware, eliminando así, potenciales cuellos

de botella. El proceso les permite a ingenieros ver los resultados e iterar rápidamente en el diseño antes de que el costoso hardware sea desarrollado.

El proceso de prototipos rápidos comienza en Simulink. Primero, se desarrolla un modelo en Simulink. En ingeniería de control esto involucra un modelado rápido e incluyendo componentes dinámicos adicionales que constituyen un controlador y/o una planta. En procesamiento digital de señales el modelo es típicamente un análisis de la razón señal a ruido y de otras características de la señal de entrada.

Una vez que se han obtenido los resultados deseados, se puede usar el Real-Time Workshop para generar código C ejecutable (para las porciones apropiadas del modelo). Usando Simulink en modo externo, usted puede afinar los parámetros y posteriormente afinar su modelo, nuevamente las iteraciones lo conducen al resultado requerido. En esta etapa el proceso de prototipo rápido esta completa. Usted puede comenzar la implementación final de producción con las reservas de que los algoritmos trabajaron adecuadamente en la producción de su sistema en tiempo real.

Este ciclo de desarrollo que se acaba de mencionar fue precisamente lo que se tubo que realizar para resolver la aplicación que se propone en este trabajo de tesis, obteniendo resultados altamente productivos debido a que el Real Time Workshop está cercanamente ligado al MATLAB y Simulink, ahorrando muchas líneas de código necesarias para la interfase gráfica.

3.4 Prototipo rápido para el procesamiento de señales digitales

El primer paso en el proceso del *prototipo rápido* para procesar señales digitales es considerar el tipo y calidad de los datos con que trabajaremos y relacionarlos con los requerimientos del sistema. Típicamente esto incluye examinar la razón señal-ruido, distorsión y otras características de la señal de entrada y relacionarlas al algoritmo y opciones del diseño. Que para este trabajo dependen en cierta medida de las características de los filtros analógicos considerados en el capítulo anterior.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

a) Simulación de sistemas y diseño de algoritmos.

En el proceso del *prototipo rápido*, el papel del diagrama a bloques en el desarrollo de algoritmos es doble. Nos da una manera de identificar cuellos de botella en el proceso y optimiza el algoritmo o arquitectura del sistema. También proporciona un alto-nivel de descripción del sistema, es decir, un armazón jerárquico para evaluar el comportamiento y precisión de algoritmos alternativos bajo condiciones de un rango de operación.

Como ya se menciona desde el planteamiento del problema de la tesis no requerimos por el momento de un sistema muy complejo que procese nuestra señal, por lo que nuestro modelo solo esta pensado para desplegar la magnitud y forma de onda de la señal de ECG.

b) Analizando resultados, afinando parámetro y monitoreando señales usando Modo Externo.

Una vez que el algoritmo se ha creado, (o un conjunto de algoritmos probables) el siguiente paso es considerar las características de la arquitectura y la implementación tales como complejidad, velocidad, y precisión. En el caso convencional, esto significa grabar el algoritmo en C o en el hardware diseñado y en el paquete de simulación.

En cuanto a esta parte del diseño, hay que mencionar que la resolución de los datos adquiridos es de 8 y 10 bits, y de acuerdo con las características del hardware utilizado (apartado 2.6.2) la transmisión es de tipo serial a una velocidad de 9600 a 57600 baudios.

Después de construir el ejecutable y cargarlo en el hardware, se puede afinar (modificar) los parámetros de bloque en Simulink y automáticamente cargar los nuevos valores en el hardware. Para cambiar estos parámetros desde el diagrama a bloques del Simulink, usted puede correr Simulink en modo externo. El modo externo de Simulink le permite cambiar parámetros interactivamente sin detener la ejecución en tiempo real de sus algoritmos de su señal procesándose en el hardware.

De tal manera que se puede monitorear la señales usando el visor de bloques mientras corre en modo externo. Simplemente conectando el visor de bloques a la señal que queremos

monitorear, por medio de la S-Fuction (apartado 3.5), y se puede entonces ver las señales cambiando mientras afina los parámetros (sobre la marcha).

c) Prototipo rápido para sistemas de control

El prototipo rápido para sistemas de control es similar al procesamiento digital de señales con una excepción; en le diseño de sistemas de control, es necesario desarrollar un modelo de su proyecto antes de desarrollar el algoritmo en función de simular mas cercanamente el rendimiento. Una vez que la simulación ha sido desarrollada en el modelo con suficiente precisión, el proceso de prototipo rápido para el diseño de sistemas de control continúa de manera muy similar al diseño de procesamiento digital de señales.

El prototipo rápido comienza con el desarrollo de un diagrama a bloques con suficiente fidelidad para un diseño preliminar del sistema y su simulación. Una vez que la simulación muestra un sistema con gran rendimiento el controlador del diagrama a bloques es sacado del modo de proyecto y un dispositivo I/O es conectado usando la generación de código automática, el sistema completo es convertido inmediatamente en un código ejecutable en tiempo real.

d) Modelando el sistema en simulink

Usted puede usar MATLAB Simulink para diseñar, probar y analizar un modelo de su sistema. El primer paso en el proceso de diseño es desarrollar un modelo de proyecto.

Usted puede construir un modelo de proyecto que involucre sensores y actuadores dinámicos usando la colección de Simulink de componentes lineales y no lineales, y se pude mas adelante simplificar el modelo creando bloques y librerías personalizadas para componentes continuos y discretos.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

e) Análisis de resultados de la simulación

Usted puede utilizar MATLAB y Simulink para analizar los resultados producidos por el modelo que usted desarrolló en el primer paso del proceso del *prototipo rápido*. Es en este punto donde usted puede diseñar y agregar un controlador a su proyecto.

3.5 Arquitectura abierta en el Real Time Workshop

El Real Time Workshop es un sistema abierto y extensible diseñado para usar una amplia variedad de ambientes operativos y tipos de hardware sus características incluyen:

- ✓ La habilidad de generar código a partir de cualquier diagrama a bloques simulink de pasos fijos.
- ✓ Una estructura para construir programas en tiempo real.
- ✓ Una extensa librería de dispositivos soportados por una gran variedad de hardware.
- ✓ Construcción automática de programas y un sistema de construcción completamente personalizable.
- ✓ Una implementación simple en DOS, y ambientes de tiempo real en general.
- ✓ Amplio soporte para hardware y herramientas.
- ✓ Generación de código completamente personalizable incluyendo optimización de bloque en línea.
- ✓ Función automática de intercalado la cual le permite la introducción directa de funciones en el código generado. Esta función elimina el exceso de encabezado en la llamada de funciones.
- ✓ La habilidad de configurar o reconstruir virtualmente cualquier versión hecha con anterioridad. El Real Time Workshop incluye ejemplos que usan C, C++, visualC, visual C++.
- ✓ Múltiples formatos de código que se pueden usar para el prototipo rápido y aplicaciones de sistemas.
- ✓ Habilidad para interconectar parámetros y señales externas con el Real time Workshop.
- ✓ Interfase gráfica totalmente configurable por el usuario.

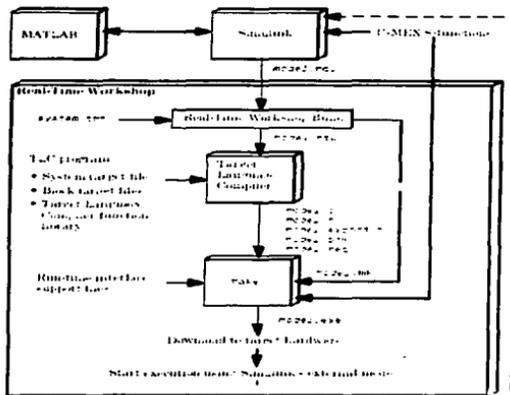


Figura 3.3. Arquitectura abierta del Real Time Workshop

3.5.1 Lenguaje de compilador objeto

Para generar código, Real Time Workshop, invoca al TLC (lenguaje de compilador objeto) este lenguaje transforma una descripción de modelo intermedio generado por el diagrama a bloques de Simulink en un código específico. La descripción intermedia de su modelo es salvada en un código ASCII llamado *model.rtw*.

El TLC le permite modificar la mayoría de los aspectos del código generado. El compilador lee el archivo *model.rtw* y ejecuta el programa TLC que consiste en un conjunto de archivos con extensión *.tlc*. Estos son archivos ASCII escritos por el TLC: El programa TLC especifica como transformar el archivo *model.rtw* en código generado.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

El programa TLC consiste de:

- Un punto central o archivo principal llamado archivo objetivo del sistema (*system target file*)
- Un conjunto de archivos en bloque. Ellos especifican como traducir cada bloque dentro de su modelo en código específico.
- Librería de funciones TLC. Este es un conjunto de funciones de librería que el programa TLC usa cuando convierte el archivo *model.rtw* en código generado.

El programa TLC completo viene junto con el programa Real Time WorkShop.

Si usted está familiarizado con HTML, PERL y MATLAB, usted puede ver similitudes entre ellos y el TLC. El TLC tiene características de escritura como HTML, el poder y la flexibilidad del PERL y el poder del manejo de datos de MATLAB. El TLC está diseñado para un solo propósito: convertir el archivo de descripción del modelo (*model.rtw*) en código específico.

3.5.2 La utilidad **MAKE**

El Real Time WorkShop invoca a *make* para construir un archivo ejecutable en tiempo real. *Make* es una utilidad que compila y enlaza código generado para crear un ejecutable.

Se puede configurar completamente la utilidad *make*, modificando el archivo del sistema: *system.mnf*. El Real Time WorkShop pasa automáticamente el archivo *model.mk* a la utilidad *make* el cual directamente compila y enlaza el código junto con cualquier librería o módulos provistos por el usuario.

3.5.3 S-Functions

Las S-Functions le permiten agregar código personalizado a su código Simulink; usted puede introducir el código directamente o por default permitir que lo haga la S-Function.

El proceso de construcción del Real Time WorkShop primero crea el archivo *model.rtw* el cual es una representación intermedia del diagrama a bloques del Simulink que contiene información tal como valor de los parámetros, ancho de los vectores, muestras de tiempo y

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

orden de ejecución de los bloques en su modelo. Esta información es almacenada en un formato con lenguaje independiente.

Después de crear el archivo `model.rtw` el proceso de construcción invoca al TLC para transformarlo en código específico. El TLC empieza leyendo el archivo `model.rtw`. Entonces lo compila y ejecuta los comandos del archivo objeto. El archivo objeto (con extensión `.tic`) especifica cómo transformar el archivo `model.rtw` en código específico. El TLC comienza la ejecución con el archivo objetivo del sistema y entonces carga los archivos de bloque individual para transformarlo en un block de información `model.rtw` en código específico para bloques. La salida del TLC es una fuente de código que es una versión del diagrama a bloques del Simulink.

El TLC incluye una librería de funciones las cuales son un conjunto de rutinas para su uso en varios archivos objeto. El siguiente paso en el proceso de construcción es crear un archivo `make` de sistema (`system.mk`) a partir de archivo `make system.tmf`, este archivo es una máscara para ser usado en ambiente `make` lo cual le permite compilarlo, compilar sus opciones y agregar información para el archivo ejecutable generado.

El archivo `model.mk` es creado copiando el contenido del archivo `system.tmf` y expandiendo la descripción de la configuración del modelo. Usted puede personalizar su proceso de construcción modificando el archivo `make` existente o creando su propio archivo `make`.

Después de que el archivo `model.mk` es creado, el comando `make` es invocado para crear su ejecutable. `Make` puede opcionalmente cargar el ejecutable en su hardware. Después de cargar el archivo en el hardware, si usted está usando el modo externo se puede conectarse nuevamente a Simulink para afinar los parámetros de su modelo mientras el código está corriendo en su hardware.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

3.5.4. Archivos creados por el proceso de construcción

Cada uno de los archivos model.* tiene una función específica en el Real Time WorkShop :

- Model.mdl. Creado por Simulink, es equivalente a un archivo fuente en un lenguaje de programación de alto nivel.
- Model.rtw, creado por el proceso de construcción del Real Time WorkShop, es análogo a un archivo objeto creado en un lenguaje de alto nivel.
- Model.c, Creado por el TLC, es el código fuente en C correspondiente al archivo model.mdl.
- Model.h creado por el TLC , es el archivo de encabezado y contiene los mapas de los enlaces entre los bloques del modelo.
- Model_export.h, creado por el TLC es un archivo de encabezado que contiene la señal exportada, parámetros y símbolos de función.
- Model.prm creada por el TLC , contiene el valor de los parámetros de los bloques en el modelo.
- Model.reg creado por el TLC contiene la función de registro del modelo responsable de la inicialización del modelo.

3.6 S-Function para comunicar una PC vía puerto serie.

El Real-Time Workshop para usar con MATLAB® y Simulink®, produce de manera directa el código que se modela en Simulink y automáticamente compila los programas que pueden ejecutarse en una gran variedad de ambientes, incluyendo sistemas en Tiempo Real. Además tiene la ventaja de ejecutar modelos hechos en Simulink desde un procesador remoto[4].

La generación de código es por default optimizada para lenguaje C que puede generarse de un modelo de Simulink, incluyendo modelos lineales, no lineales, continuos, discretos o híbridos. Todos los bloques incluidos en Simulink pueden convertirse automáticamente a código, con la excepción de los bloques de Función y S-Function de MATLAB que involucran Archivos-M. Sin embargo se pueden reescribir estos bloques por medio de un C MEX (archivo DLL) e incluirlo en una S-Function.

Una S-Function se puede interpretar como una librería dinámica que puede ser diseñada usando MATLAB® o lenguaje C, y ser compiladas por medio del comando "mex" para crear un archivo-MEX, los cuales pueden incluirse dentro de un modelo de Simulink® (figura 7). Simulink puede hacer varias llamadas a una S-Function dentro de un modelo (Manual de Matlab,1998), accedido a rutinas de las S-Function (también llamadas métodos) que realizan las siguientes tareas:

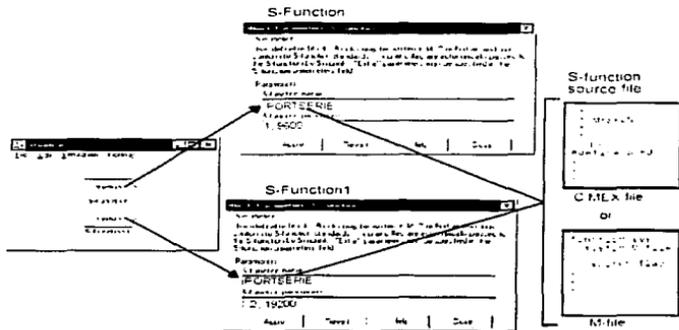


Figura 3.4. Incorporación de una S-Function a un modelo de Simulink®

- Inicialización.
 - ⇒ Se inicializa la estructura SimStruct, que contiene información sobre la S-Function.
 - ⇒ Se define el número y tamaño de entrada-salida de puertos en el bloque.
 - ⇒ Se define el tiempo(s) de muestreo en el bloque.
 - ⇒ Se asignan áreas de almacenamiento y tamaño de los arreglos.

- Cálculo de la próxima muestra. Si se declara una variable en la rutina de integración, esta fase calcula el tiempo de la siguiente variable, es decir, calcula el tamaño del próximo paso.

- Cálculo de salida en el siguiente paso. Después de esta llamada se completa toda la salida al puerto del bloque y es validado para el paso del tiempo actual.
- Actualiza los estados discretos. En esta llamada, todos los bloques se actualizan para el próximo ciclo de la simulación.
- Integración. Esto implica un modelo de estados continuos.

El protocolo de comunicación entre el microcontrolador y la S-Function se muestra en la figura 3.5, donde la configuración del puerto serial tiene que ser la misma en ambos lados (8 bits de datos, sin paridad, 1 bit de paro, xon/xoff) la S-Function esta diseñada para recibir 2 argumentos: número del puerto de comunicación serial y la velocidad en baudios.

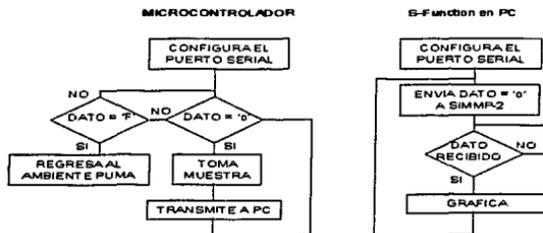


Figura 3.5. Diagramas de flujo del código en el microcontrolador y la PC.

3.7 WINCON.

El Wincon utiliza el Real Time Workshop para Windows en las versiones 95/98/NT donde se ejecuta Simulink para generar código en tiempo real. Wincon consiste de un Cliente de WinCon y un Servidor de WinCon. Cada servidor se puede comunicar con varios clientes y

cada cliente puede comunicar con varios servidores; una PC puede tener un cliente y un servidor a la vez.

3.7.1 Servidor de WINCON.

El software para el servidor puede realizar lo siguiente:

- Convierte un diagrama de Simulink a un archivo de biblioteca de WinCon (.wcl) usando Real Time Workshop.
- Compila y genera el código en C++ Visual .
- WinCon genera un archivo de Biblioteca para correr en el Cliente de WinCon.
- WinCon puede controlar el inicio y fin de un proceso que este realizando el cliente de WinCon.
- Mantiene comunicaciones de TCP/IP con el Cliente de WinCon.
- Mantiene comunicaciones con Simulink y realiza cambios en tiempo real con el cliente de WinCon.
- Realiza cambios en los parámetros del cliente de WinCon usando tableros de mando a distancia.
- Envía datos al cliente de WinCon deseado en tiempo real.
- Guarda los datos en disco.
- Por medio de una interfase externa el cliente de WinCon puede recibir datos en tiempo real y modificarlos en tiempo real.

3.7.2 Cliente de WINCON.

Este software instalado en la máquina cliente es el que ejecuta el código generado del diagrama de Simulink en tiempo real. Y realiza lo siguiente:

- Recibe código en la forma de un archivo de librería de WinCon (.wcl) del Servidor de WinCon .
- Ejecuta el código del archivo de librería en tiempo real.
- Mantiene comunicaciones con cualquier servidor de WinCon.
- Los datos pueden ser enviados a cualquier servidor de WinCon en tiempo real.

3.7.3 Configuraciones.

a) Configuración 1. Una PC - Ninguna Red.

La configuración más simple y más común es una sola PC con el software y hardware requerido. En esta configuración, el PC ejecuta el servidor y el cliente en tiempo real (Ver figura 3.6).

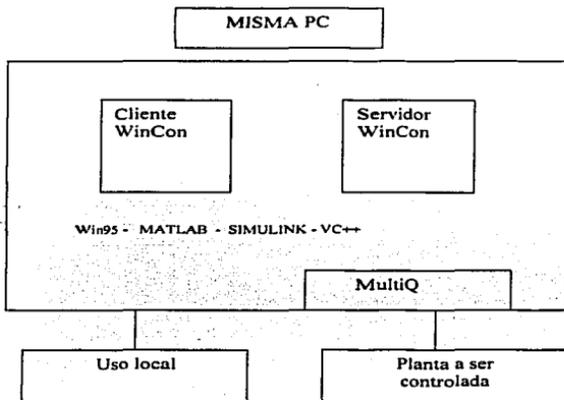


Figura 3.6. Configuración 1. Una PC - Sin Red.

b) Configuración 2 - Dos PCs - Con Conexión Directa.

La segunda configuración consiste en dos PCs: una ejecutando el software del servidor y otro ejecutando el software del cliente. En este caso las dos PCs deben conectarse directamente o vía una red. La ventaja de esta configuración es que el cliente está corriendo en un PC que normalmente no está ejecutando ningún otro software más que Windows 95/98/NT y el Cliente de WinCon. (Ver figura 3.7)

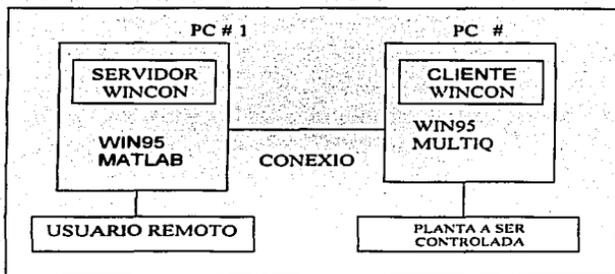


Figura 3.7. Configuración 2. Dos PC – Conexión directa.

c) Configuración 3. Dos PCs - conexión de Internet.

Una tercera configuración es conectar dos PCs con comunicación via Internet. Cada PC se conecta a un servidor y cada uno se localiza en cualquier parte en el mundo. Es esencialmente igual que la configuración 3.7 pero la conexión entre las PCs es via Internet. (Ver figura 3.8)

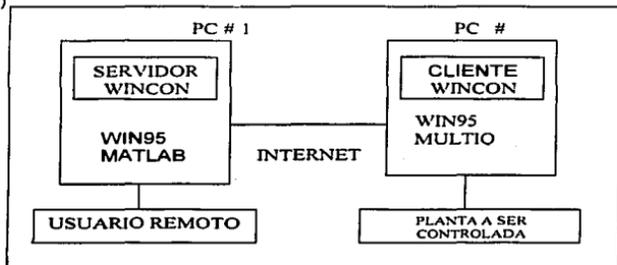


Figura 3.8. Configuración 3. Dos PC – Conexión vía Internet.

d) Configuración 4. Un Servidor de WinCon y múltiples Clientes de WinCon: Conexión vía Internet .

Otra configuración es un Servidor de WinCon y muchos Clientes de WinCon que sirven de estaciones o nodos en el Internet. El servidor puede transmitirles código a varios clientes. Manteniendo comunicaciones con un cliente determinado en un tiempo dado. (Ver figura 3.9)

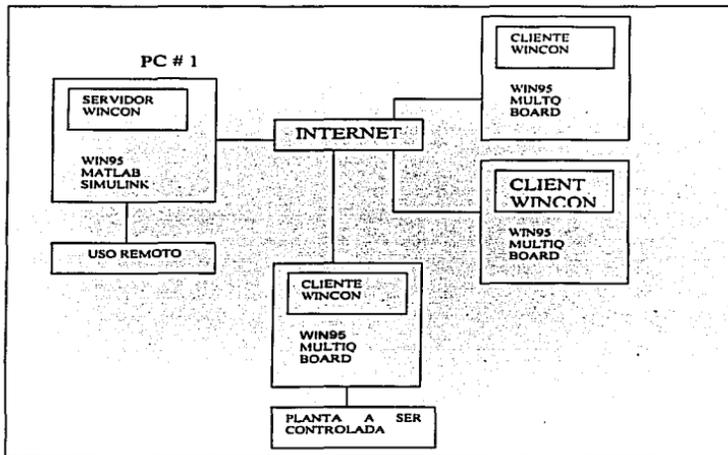


Figura 3.8. Configuración 4. Un servidor Wincon y múltiples clientes a través de una conexión vía Internet.

d) Configuración 5. Servidores múltiples y Clientes Múltiples - conexión vía Internet.

Otra configuración es tener múltiples servidores y múltiples clientes que sirven de estaciones o nodos en una red de TCP/IP. Por ejemplo el servidor S1 puede transmitir código al Cliente C1

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

y otro código al cliente C2. El servidor S2 puede entonces conectarse al cliente C1 y recibir código de este, en tiempo real. Y el servidor S2 también puede transmitirle código al cliente C3. La diferencia entre el servidor S1 y S2 es que S1 es un servidor primario para los clientes C1 y C2 y puede empezar o detener el control de código que transmiti. El servidor S2 sin embargo, es un servidor secundario para los clientes C1 y C2 y puede adquirir sólo datos de ellos. Pero puede ser el servidor primario para cliente C3.

3.7.4 Requerimientos.

La tabla 3.1 muestra los requerimientos para la PC, de acuerdo con la configuración instalada.

Configuración	1 PC - Sin red		2 PC's - Red Interna		Varias PC's - Internet	
PC	Servidor Cliente	Wincon wincon	Servidor Cliente	Wincon Wincon	Servidor Cliente	Wincon Wincon
Software requerido						
Windows 95/98/NT						
Servidor Wincon						
Cliente Wincon						
The Math Works MATLAB						
The Math Works SIMULINK						
The Math Works The Real Time Workshop						
Microsoft Visual C++ 5.x / 6.x						
Harware Requerido						
MultiQ Board*						
Eihernet Card						
Internet Connection						
Networking requirements						
Protocolo TCP/IP						
Microsoft Dial-up Adapter	(Si no está instalada la tarjeta de Red)					

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE PARA TRANSMITIR EN TIEMPO REAL UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE ECG A TRAVÉS DE INTERNET

Fully Functional TCP / IP Compliant Network	(Si está instalada la tarjeta de Red)		
Fully Functional Internet Connectivity			

Tabla 3.1 Requerimientos mínimos para usar wincon.

Los requisitos mínimos de la PC son:

- Procesador Pentium
- 16 MB RAM
- Windows 95/98/NT

La tarjeta de adquisición de dato que soporta Wincon es la tarjeta MultiQ⁵. Pero para este trabajo se implemento una interfase a través del puerto serial de la PC y se utilizo la configuración 3.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

⁵ http://www.quanser.com/english/html/solutions/fs_data_acquisition.html

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

4. INTEGRACIÓN DEL SISTEMA Y RESULTADOS.

El objetivo de este capítulo es describir el ensamblado del sistema de adquisición de señales de ECG a partir de un diseño proporcionado por el departamento de Instrumentación Electromecánica del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez y adaptado a las necesidades de la presente tesis. También se describirá y explicará el software desarrollado para el procesamiento de la señal de ECG por medio del microcontrolador 68HC11 y el software utilizado para la transmisión de la señal procesada a través de Internet en tiempo real.

Para concluir este capítulo se incluyen una serie de pruebas realizadas con el sistema y los resultados obtenidos de las mismas.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

4.1 Diagrama a bloques del sistema desarrollado

A continuación se muestra el diagrama a bloques del sistema desarrollado el cual se explicará por etapas, y al final se mostrará el esquemático del sistema de adquisición de ECG:

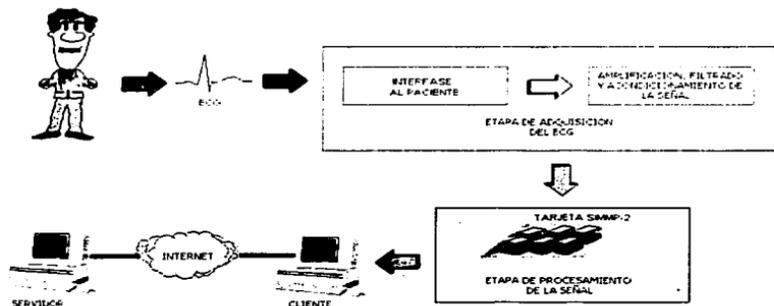


Figura 4.1. Diagrama a bloques del sistema propuesto

4.1.1 Etapa de adquisición de la señal de ECG.

Los electrocardiogramas están constituidos en lo general por cinco etapas (apartado 2.9): la etapa de interfase al paciente, la de filtrado, la de amplificación, la de control y la de graficación. Las tres primeras etapas pueden a su vez englobarse como la etapa de entrada del sistema. Los cables que van conectados al paciente conducen las variaciones eléctricas generadas en el corazón mediante electrodos de plata clorurada colocados en la superficie del cuerpo del sujeto, la cual se prepara antes con un gel salino que mejora la conducción eléctrica entre los electrodos y la piel. Los electrodos son de plata clorurada a fin de reducir la polarización electrónica ocasionada por un metal cuando se encuentra en contacto con una solución salina, para este proyecto se utilizaron electrodos desechables para el registro electrocardiográfico y cables de ECG comerciales.

4.1.2 Interfase al paciente.

Para adquirir y transmitir la señal desde el paciente hacia el sistema de adquisición se eligieron los electrodos de placa metálica descritos en el apartado 2.2.3 por que son los mas comúnmente utilizados en las mediciones de monitoreo de electrocardiograma. Una adecuada toma electrocardiográfica requiere que la superficie cutánea del paciente esté libre de grasa para lo cual es necesario limpiar la piel con agua y jabón o con alcohol antes de colocar los electrodos, además se utiliza un gel electrolítico para mejorar el acoplamiento entre el electrodo y la piel.

Es importante mencionar que la derivación que elegimos para realizar nuestras pruebas fue la derivación II, por que es la derivación con el potencial eléctrico que contiene las otras dos derivaciones, como se describió en el apartado 1.3.4.

4.1.3 Amplificación filtrado y acondicionamiento de la señal.

a) Etapa de protección.

En la etapa de entrada de la señal de ECG al sistema de adquisición se encuentra un circuito de protección que consiste en un puente de diodos y cuya función es evitar que se introduzcan altos voltajes (como el producido por un desfibrilador) a través de la interfase al paciente y dañen el sistema.

b) Etapa de Entrada.

Esta etapa está compuesta por tres amplificadores operacionales, dos de ellos configurados como seguidores de emisor y su función es proporcionarle corriente al tercer amplificador cuyo objetivo es retroalimentar la señal de entrada para acoplar las impedancias entre la piel y los electrodos ya que la corriente que proviene de los electrodos es muy baja y con esta etapa se evita sobrecargar y distorsionar la señal.

La impedancia de entrada alta en los sistemas de electrocardiografía tiene también el objeto de no inducir una carga resistiva sobre la señal a medir, lo que de otra forma podría reducir significativamente la señal de interés.

c) Etapa de preamplificación.

La señal de ECG captada por los electrodos es muy pequeña, del orden de 1 mV, pero además se encuentra mezclada con ruido proveniente principalmente de la línea de alimentación, la respiración, la actividad muscular, el movimiento de los electrodos y otros. Para dar una primera amplificación a la señal y reducir el ruido producido por la línea de alimentación se armó un circuito amplificador de instrumentación. Este arreglo tiene un potenciómetro para controlar el rechazo al voltaje en modo común, es decir, las señales que están presentes en ambas entradas del amplificador no son amplificadas, en este caso el ruido es el que está presente en ambas entradas, por lo que solo se amplifica la diferencia entre sus entradas, que es en sí la señal de ECG, ya que en una de sus entradas se encuentra la señal de la derivación y en otra la referencia. También se le adaptó otro potenciómetro para tener control sobre la ganancia de esta etapa entre 7.6 y 237.2.

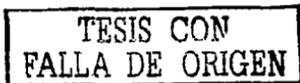
d) Etapa de Filtrado.

Para minimizar el ruido muscular y el del movimiento de los electrodos, se incluyó una etapa de filtrado que restringe el rango de frecuencias. Esto ayuda dado que, mientras que la interferencia causada por el desplazamiento de los electrodos se ubica entre 0.05 a 1.5 Hz y la actividad eléctrica muscular se ubica principalmente entre 60 a 1000 Hz la señal de ECG normal conserva los componentes principales entre 5 y 80 Hz en adultos y entre 5 y 107 Hz en niños, así es que en la etapa de filtrado se seleccionó un ancho de banda de entre 0.05 a 100 Hz. Este ancho de banda se obtuvo por medio de dos filtros activos (Amp. Op.), un filtro pasa altos y un filtro pasa bajos.

Hay que aclarar que para esta parte del proyecto no se utilizó el microcontrolador para hacer el filtrado digitalmente, consideración que se debe tomar en cuenta para diseños futuros.

e) Etapa de amplificación.

Como se requiere una señal de salida con ganancia de alrededor de 500 a 1000 veces se introdujo una segunda etapa de amplificación (entre el filtro pasa altos y el filtro pasa bajos), con una ganancia de 4 que multiplicada por la ganancia máxima de la etapa anterior (237.2) da como resultado una ganancia de 1000 aproximadamente con lo cual se garantiza obtener una señal de 0.5, 1 ó 2 V. Adecuada para trabajar con una interfase RS-232.



f) Etapa de Ajuste.

Como las tensiones de referencia que requiere el microcontrolador 68HC11 deben ser entre el rango de 0v a 5v, la señal de ECG proveniente del circuito de filtrado y amplificación debe ser ajustada (incrementada) por medio de un circuito de offset.

g) Etapa de procesamiento de la señal de ECG.

La adquisición de la señal de ECG, se realiza a través de la tarjeta SIMMP-2 (sección 2.8), la cual se configuró en modo expandido para que el microcontrolador MC68HC11F1 funcionara con el Firmware interlocutor "PUMMA" que permite enlazarla vía puerto serie a una computadora (PC), cargando en la memoria RAM el programa 4.1.

```

.....
* MC68HC11F1
* ECG1.ASM: Inicializa la transmision serie a la PC,
* Toma una muestra y la envia a la PC.
* Materia: Microcomputadoras.
* Profesor: Ocampo-Alvarez A.
.....

```

/programa de prueba para puerto serie

ORG 5010F ;INICIO PARA EL MODO EXPANDIDO

* ASIGNACION DE CONSTANTES

```

REGBAS EQU $1000 ; Inicio de la direccion para el bloque de registros
PORTA EQU $00 ; Salida para el puerto A
FACTL EQU $26 ; Reg. acumulador de pulsos
OPTIONS EQU $28 ; Activa Conv. A/D
SCCR1 EQU $2C ; Controla longitud de datos
BAUD EQU $2B ; Controla baudaje
SCCR2 EQU $2D ; Controla Tx y Rx
SCSR EQU $2E ; Registro de status
SCDR EQU $2F ; Registro de datos
ADCTL EQU $30 ; Control de Conv. A/D
ADR1 EQU $31 ; Registro de
ADR2 EQU $32 ; Datos del
ADR3 EQU $33 ; Convertidor
ADR4 EQU $34 ; Analogico-Digital
DATO1 EQU $0100

```

* INICIALIZACION

```

RESET LDS #003E0 ;inicializa el stack
LDX #REGBAS ;CARGA EL DATO 1000 EN EL REG. X

LDAA STAA #80 ;activa PA.7 como salida
STAA #ADR2 ;ALABERNA EL DATO 80 EN EL REGISTRO FACTL
LDAA #90 ;activa potencia para el conv. A/D
STAA #ADR3 ;conv. A/D
LDAA #10 ;fija longitud de palabra
STAA #ADR4 ;en 8 bits
LDAB #9600 ;fija baudaje en 9600 bauds
STAB #BAUD,X

```

* PRINCIPAL

```

INICIO LDAA #504
STAA #SCCR2,X
ESPERA SCSR,X,$20,ESPERA ;HABILITA RECEPCION
LDAA #0 ;REVISA EL BIT 00100000 DEL REG. 102E
STAA #SCSR,X ;LIMPIA BANDERA
LDAA #0 ;CARGA EL DATO RECIBIDO SERIALMENTE
STAA #SCDR,X

```

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

```

CMPA      #'F'           ;Compara si es la letra o
REQ       FIN            ;SI ES LA LETRA F BRINCA A FIN
BCLR     SCCR2,X,S04     ;SE LIMPIA BIT 4 DESHABILITANDO RECEPCION
LDAA     #S08            ;EN 102D SE GUARDA UN 08 HABILITANDO TRANSMISION
STAA     SCCR2,X

TM:       LDAA           #S00           ;Asigna 00 al Reg. ADCTL para tomar una muestra
          STAA          ADCTL,X        ;Inicia la conversion y tarda 64e-6 seg.
TC:       LDAA           ADCTL,X       ;Verifica si ya termino la conversion
          ANDA          #S80
          CMPA          #S80
          BNE          TC              ;Carga el dato convertido
          LDAB          ADRI,X

TX        STAB          SCDR,X         ;GUARDA EL VALOR DEL DATO DE LA INSTRUCCION ANTERIOR, EN EL
REGISTRO 102F SE INICIA TRANSMISION
ESPERA2   BCLR         SCSR,X,S80,ESPERA2 ;ESPERA QUE EL DATO SE YA SE HAYA ENVIADO
          LDAA          SCSR,X
          JMP          TM

FIN:      JMP          S0000          ;Regresa a PUMMA
          END
    
```

Programa 4.1 Código para transmisión serie

El protocolo de comunicación entre el microcontrolador y la S-Function (sección 3.6) donde la configuración del puerto serial fue la misma en ambos lados (8 bits de datos, sin paridad, 1 bit de paro, xon/xoff y velocidad 9,600 bps), se programo en una librería dinámica con el código que se muestra en el programa 4.2.

```

/*
 * secg1.c: Basis in C template for a level 2 S-function.
 * Author: Arturo Ocampo Alvarez
 * Date: 23/julio/2001
 */

#define S_FUNCTION_LEVEL 2
#define S_FUNCTION_NAME secg1

#include "simstruc.h"
#include <dos.h>

/*-----
 * S-function methods *
 *-----*/

/* Function: mdlInitializeSizes -----
 * ADSTRACT:
 * The sizes information is used by Simulink to determine the S-function
 * block's characteristics (number of inputs, outputs, states, etc.).
 */
static void mdlInitializeSizes(SimStruct *S)
{
    /* See sfuntmpl.doc for more details on the macros below */
    ssSetNumSFcnParams(S, 0); /* Number of expected parameters */
    if (ssGetNumFcnParams(S) != ssGetSFcnParamsCount(S)) {
        /* Return if number of expected != number of actual parameters */
        return;
    }
}
    
```

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INTEGRACIÓN DEL SISTEMA Y RESULTADOS.

```

ssSetNumContStates(S, 0);
ssSetNumDiscStates(S, 0);

if (!ssSetNumInputPorts(S, 0)) return;
/*ssSetInputPortWidth(S, 0, 1);*/
/*ssSetInputPortDirectFeedThrough(S, 0, 1);*/

if (!ssSetNumOutputPorts(S, 1)) return;
ssSetOutputPortWidth(S, 0, 1);

ssSetNumSampleTimes(S, 1);
ssSetNumRWork(S, 0);
ssSetNumIWork(S, 0);
ssSetNumPWork(S, 0);
ssSetNumModes(S, 0);
ssSetNumIonsampledZCs(S, 0);

ssSetOptions(S, 0);

inicio();
}

/* Function: mdlInitializeSampleTimes -----
 * Abstract:
 * This function is used to specify the sample time(s) for your
 * S-function. You must register the same number of sample times as
 * specified in ssSetNumSampleTimes.
 */
static void mdlInitializeSampleTimes(SimStruct *S)
{
    ssSetSampleTime(S, 0, CONTINUOUS_SAMPLE_TIME);
    ssSetOffsetTime(S, 0, 0.0);
}

#define MDL_INITIALIZE_CONDITIONS /* Change to #undef to remove function */
#if defined(MDL_INITIALIZE_CONDITIONS)
/* Function: mdlInitializeConditions -----
 * Abstract:
 * In this function, you should initialize the continuous and discrete
 * states for your S-function block. The initial states are placed
 * in the state vector, ssGetContStates(S) or ssGetRealDiscStates(S).
 * You can also perform any other initialization activities that your
 * S-function may require. Note, this routine will be called at the
 * start of simulation and if it is present in an enabled subsystem
 * configured to reset states, it will be call when the enabled subsystem
 * restarts execution to reset the states.
 */
static void mdlInitializeConditions(SimStruct *S)
{
}
#endif /* MDL_INITIALIZE_CONDITIONS */

#define MDL_START /* Change to #undef to remove function */
#if defined(MDL_START)
/* Function: mdlStart -----
 * Abstract:
 * This function is called once at start of model execution. If you
 * have states that should be initialized once, this is the place
 * to do it.
 */
static void mdlStart(SimStruct *S)
{
}
#endif /* MDL_START */

/* Function: mdlOutputs -----
 * Abstract:

```

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

```

-   In this function, you compute the outputs of your S-function
-   block. Generally outputs are placed in the output vector, ssGetY(S).
- /
static void mdlOutputs(SimStruct *S, int_T tid)
{
    int_T    i;
    int_T    width = ssGetOutputPortWidth(S,0);
    real_T   *y     = ssGetOutputPortRealSignal(S,0);
    unsigned short id;

    for (i=0; i<width; i++) {
        check_rd_full(i);
        d=inp[0x3f8];
        *y++=(5.0/256)*d;
    }
}

inicio() /* inicializa el puerto serie 1 */
{
    outp[0x3fb,0x00]; /* direcciona line control para baudaje */
    outp[0x3f8,0x0c]; /* LSB para 9600 Bauds */
    outp[0x3f9,0x00]; /* MSB para 9600 Bauds */
    outp[0x3fb,0x03]; /* inicializa el line_control en paridad non.
    outp[0x3fc,0x0b]; /* inicializa control de modem para interrupciones */
    outp[0x3f9,0x0f]; /* habilita todas las clases de interrupciones */
    outp[0x3f8,'o']; /* Inicia Conversion y transmision en el Hc11 */
}

check_rd_full()
{
    for(;;)
        if(inp[0x3fd] & 0x01 == 0x01) return;
}

#define MDL_UPDATE /* Change to #undef to remove function */
#if defined(MDL_UPDATE)
/* Function: mdlUpdate -----
- Abstract:
-   This function is called once for every major integration time step.
-   Discrete states are typically updated here, but this function is used
-   for performing any tasks that should only take place once per
-   integration step.
- /
static void mdlUpdate(SimStruct *S, int_T tid)
{
}
#endif /* MDL_UPDATE */

#define MDL_DERIVATIVES /* Change to #undef to remove function */
#if defined(MDL_DERIVATIVES)
/* Function: mdlDerivatives -----
- Abstract:
-   In this function, you compute the S-function block's derivatives.
-   The derivatives are placed in the derivative vector, ssGetdX(S).
- /
static void mdlDerivatives(SimStruct *S)
{
}
#endif /* MDL_DERIVATIVES */

/* Function: mdlTerminate -----
- Abstract:
-   In this function, you should perform any actions that are necessary
-   at the termination of a simulation. For example, if memory was
-   allocated in mdlStart, this is the place to free it.
- /

```

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INTEGRACIÓN DEL SISTEMA Y RESULTADOS.

```
static void mdlTerminate(SimStruct *S)
{
}

/*-----
 * See sfuntmpl.doc for the optional S-function methods *
 *-----*/

/*-----
 * Required S-function trailer *
 *-----*/

#ifdef MATLAB_MEX_FILE /* Is this file being compiled as a MEX-file? */
#include "simulink.c" /* MEX-file interface mechanism */
#else
#include "cg_sfun.h" /* Code generation registration function */
#endif
```

Programa 4.2 Código para Matlab.

h) Etapa de Seguridad.

Para dar seguridad al paciente, aislándolo del circuito se utilizó un arreglo de dos optoacopladores, instalados entre la tarjeta de adquisición de ECG y la computadora. Este arreglo permite la comunicación entre ambas interfaces pero impide cualquier flujo de corriente que pudiera llegar al paciente.

i) Etapa de acoplamiento hacia la PC.

Una vez adquirida la señal de ECG y procesada por el HC11 es necesario enviar la información hacia una computadora, específicamente a uno de sus puertos seriales. Como actualmente existen muchas computadoras que utilizan el puerto serial 1 (COM 1) para el manejo del ratón, se optó por utilizar por default el puerto serial 2 (COM 2) que generalmente se encuentra disponible para aplicaciones como ésta.

Para acoplar la salida del microprocesador (HC11) hacia la entrada de la PC fue necesario instalar el integrado MAX-232, cuya función es cambiar los niveles lógicos de voltaje TTL del HC11 (0 volts y 5 volts) a los niveles RS-232 que maneja un puerto serial de computadora (+12 volts y -12 volts) y viceversa.

En la figura 4.2 se muestra el diagrama de bloques de la conexión del HC11 a la PC.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

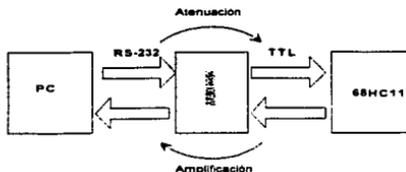


Figura 4.2 Conexión de la tarjeta de adquisición con una PC mediante el integrado MAX232

j) Etapa de alimentación del sistema.

Para que el sistema de adquisición funcione, se requiere de tres voltajes:

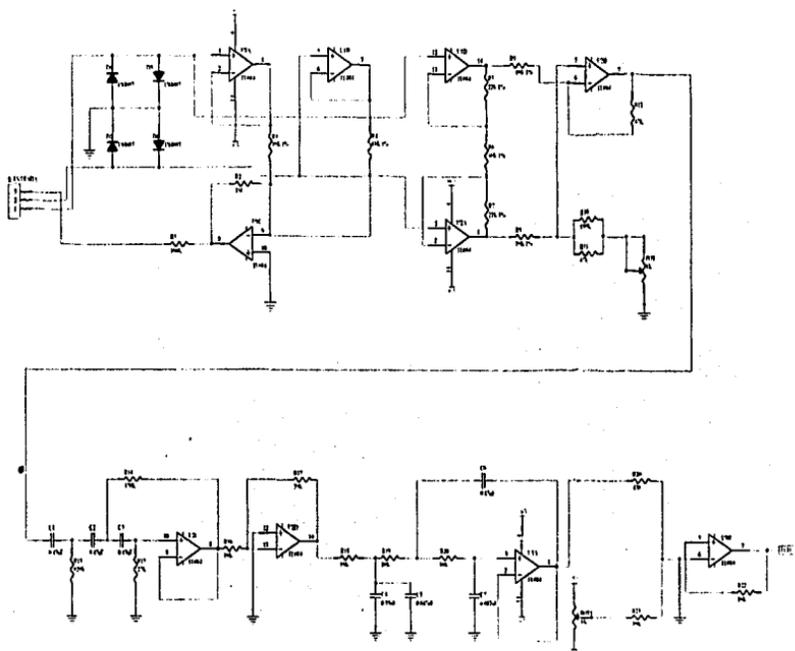
- +6 volts c.c. (batería)
- -6 volts c.c. (batería)
- +5 volts c.c.

Se utilizó una batería recargable de 6 volts, 1.2 Ah, de plomo ácido y libre de mantenimiento (sellada). El objetivo de esta batería es alimentar a los amplificadores operacionales, el microcontrolador y asegurarse de que el paciente nunca este expuesto a voltajes o corrientes altas que pudieran lesionarlo ya que la batería ofrece voltajes y corrientes muy limitados aun en caso de un corto circuito en la tarjeta de adquisición.

Para cargar la batería se construyo un circuito basado en un relevador que permite que una fuente externa (eliminador de baterías) cargue la batería mientras el circuito no se encuentra en uso y desconecta la fuente externa en el momento en el que el circuito se enciende.

Como los amplificadores operacionales también requieren de una alimentación negativa (- 6 volts c.c.) se agregó un circuito inversor de voltaje (ICL7660) el cual se alimenta de la batería y proporciona el voltaje requerido.

Para proporcionar los +5 volts c.c. al circuito se utilizó un regulador de voltaje (7805) alimentado por el mismo eliminador con el que se carga la batería, como la batería utilizada es de 6 volts y para cargarla se requiere de un voltaje mayor, el eliminador se eligió de 9 volts.



Sistema de Adquisición de ECG
 Autor: []
 Fecha: []
 Versión: []

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

Figura 4.3 Esquemático I del Sistema de Adquisición de ECG

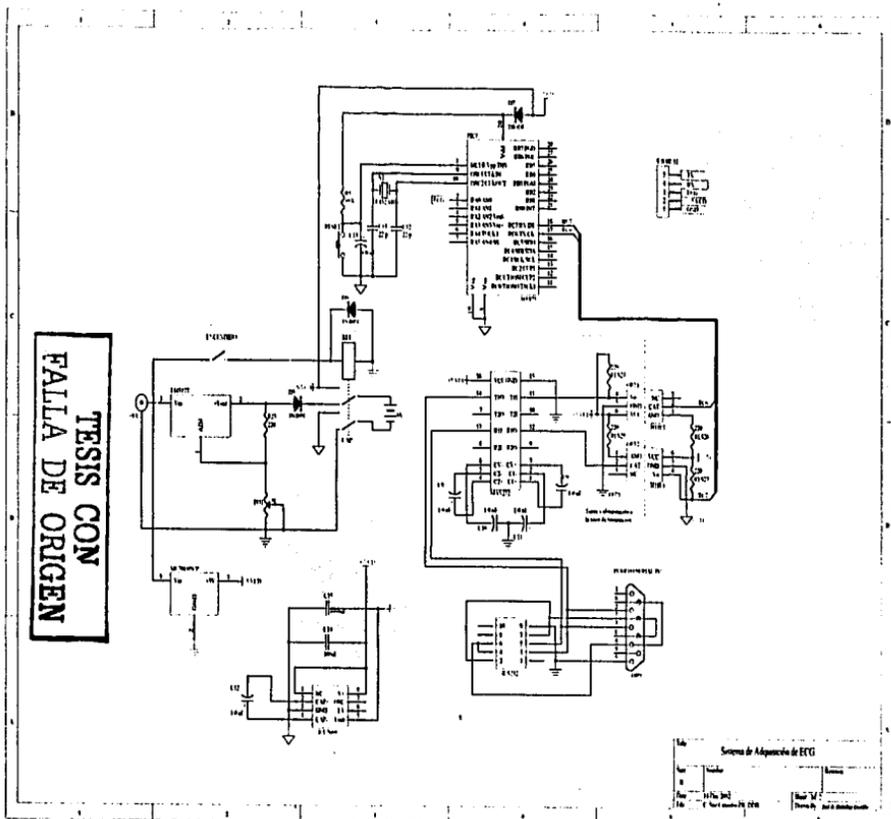


Figura 4.4 Esquemático 2 del Sistema de Adquisición de ECG

4.2 Pruebas con el simulador de ECG dentro de una red local.

Las pruebas realizadas con este sistema de adquisición de señales de ECG con monitoreo a través de Internet se llevaron a cabo en el Laboratorio de Instrumentación Electromecánica del Hospital Ignacio Chávez, colocando primero un simulador de ECG como paciente (figura 4.5) y conectando la derivación II al Amplificador y Filtros de ECG, la señal analógica se conecta a la tarjeta SIMMP-2 que envía los datos digitalizados vía puerto serie a una PC, la cual cuenta con el software Wincom-Client® (figura 4.6) y conexión a Internet con una dirección IP (Internet Protocol) predeterminada.

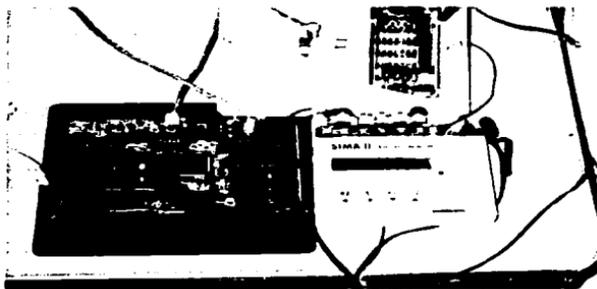


Figura 4.5 Simulador de ECG conectado al sistema de adquisición utilizando la tarjeta SIMMP-2.



Figura 4.6 Simulación de un paciente conectado a una derivación II.

En otra área del Hospital se configuró el software Wincom-Server[®] en una PC de características normales, y se estableció comunicación a través de la dirección IP de la computadora cliente (socket, puerto 17255), abriendo una ventana "scope" para desplegar la señal de ECG la cual toma muestras cada 0.005 segundos en Tiempo-Real (figura 4.7).

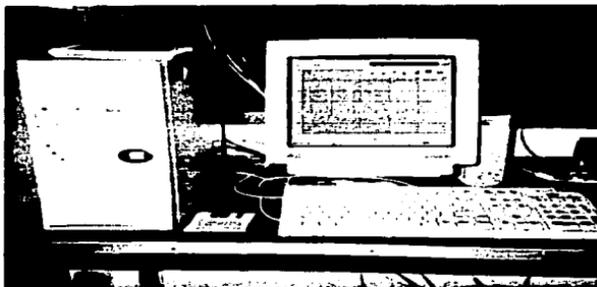


Figura 4.7 Servidor que recibe la señal de ECG en la red del hospital.

4.3 Propuestas y mejoras al sistema.

Definitivamente el sistema de monitoreo de ECG a través de Internet resultó todo un éxito, sin embargo existen muchas cosas que se deben mejorar, como por ejemplo aumentar la resolución en el número de bits del convertidor analógico digital, por lo que se sustituyó el microcontrolador MC68HC11F1 por el PIC16F873. El programa de comunicación entre el PIC y la PC se muestra en el programa 4.3.

```

-----
; This file is a basic code template for assembly code generation
; on the PICmicro PIC16F873. This file contains the basic code
; building blocks to build upon.
;
; If interrupts are not used all code presented between the ORG
; 0x004 directive and the label main can be removed. In addition
; the variable assignments for 'w_temp' and 'status_temp' can
; be removed.
;
; Refer to the MPASM User's Guide for additional information on
; features of the assembler (Document DS33014).
;
; Refer to the respective PICmicro data sheet for additional
; information on the instruction set.
;
; Template file assembled with MPLAB V4.00 and MPASM V2.20.00
-----
;
; Filename:      f873ecg.asm
; Date:         29/06/02
; File Version: 1.0
; Actualización: 14/07/02
;
; Author:       Arturo Ocampo Alvarez
; Company:      UNAN-Campus Aragón
;
-----
;
; Files required:
;
-----
;
; Notes:
;
-----

list           p=16f873           ; list directive to define processor
#include <pic16f873.inc>          ; processor specific variable definitions

_CPD_OFF = CONFIG_CP_OFF & _WDT_OFF & _BODEN_ON & _PWRTE_ON & _XT_OSC & _WRT_ENABLE_ON & _LVP_ON &
;
; 'CONFIG' directive is used to embed configuration data within .asm file.
; THE labels following the directive are located in the respective .inc file.
; See respective data sheet for additional information on configuration word.
-----
; Variables in bank0

```

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

```

        CBLOCK 0x20
        HexByte: 1 ;byte from 2 incoming ascii characters
        ENDC

-----
;Macros to select the register bank
;Many bank changes can be optimised when only one STATUS bit changes

Bank0      MACRO                                ;macro to select data RAM bank 0
            bcf  STATUS,RP0
            bcf  STATUS,RP1
            ENDM

Bank1      MACRO                                ;macro to select data RAM bank 1
            bsf  STATUS,RP0
            bcf  STATUS,RP1
            ENDM

-----

;***** VARIABLE DEFINITIONS
w_temp     EQU 0x25 ; variable used for context saving
status_temp EQU 0x26 ; variable used for context saving
variable1   EQU 0x27
variable2   EQU 0x28
DataCtrl1  EQU 0x29

;RTS_OUTPUT EQU 1 ;Port B Pin 1 output for flow control
CTS_INPUT  EQU 2 ;Port B Pin 2 input for flow control
BAUD_CONSTA57 EQU 0x03 ;Constant for baud generator for 57600 baud (3.579545Mhz)

-----
        ORG 0x000 ; processor reset vector
        cllr PCLATH ; ensure page bits are cleared
        goto main ; go to beginning of program

        ORG 0x004 ; interrupt vector location
        movwf w_temp ; save off current W register contents
        movf STATUS,w ; move status register into W register
        bcf STATUS,RP0 ; ensure file register bank set to 0
        movwf status_temp ; save off contents of STATUS register

; isr code can go here or be located as a call subroutine elsewhere

        bcf STATUS,RP0 ; ensure file register bank set to 0
        movf status_temp,w ; retrieve copy of STATUS register
        movwf STATUS ; restore pre-isr STATUS register contents
        swapf w_temp,f ; restore pre-isr W register contents
        swapf w_temp,w ; restore pre-isr W register contents
        retfie ; return from interrupt

main
        banksel PORTB
        cllr PORTB ;Clear PORTB
        banksel OPTION_REG
        cllr TRISB ;PORTB all outputs
        banksel PORTB ;inicia en bank0

        call SerialSetup ;set up serial port
        call AD_Setup ;set up AD convert

inicio
        cllr PORTB
        movlw B'10000000'
        movwf PORTB
        call retardo
        cllr PORTB

TM
        call TomaMuestra ;Inicia la Conversion A/D

leepC
        call SerialReceive ;
        movwf PORTB ;Saca el numero leído por el puerto B
    
```

INTEGRACIÓN DEL SISTEMA Y RESULTADOS.

```

movwf DatoCtrl
btfsc DatoCtrl,0 ;Pregunta por 70-'p'
goto enviah ;if not.
;else
enviah banksel ADRESL ;bank1
movf ADRESL,W ;Write A/D result to W
call SerialTransmit ;
;leefC
enviah banksel ADRESH ;bank0
movf ADRESH,W ;Write A/D result to W
call SerialTransmit ;
goto TM
fin banksel PORTB ;bank0
clrf PORTB
movlw B'10000000'
movwf PORTB
goto fin

```

;Set up USART for asynchronous comms
;Routine is only called once and can be placed in-line saving a call and return
;This routine returns in bank0

```

SerialSetup:
    bank0 ;change to bank1
    movlw BAUD_CONSTA57 ;set baud rate 57600 for 3.579545Mhz clock
    movwf SPBRG
    bsf TXSTA,BRGH ;baud rate high speed option
    bsf TXSTA,TXEN ;enable transmission
    Bank0 ;change from bank1 to bank0
    bsf RCSTA,CREN ;enable reception
    bsf RCSTA,SPEN ;enable serial port
    return

```

;Wait for byte to be received in USART and return with byte in W
;This routine returns in bank0

```

SerialReceive: Bank0 ;change from unknown bank to bank0
    btfss PIR1,RCIF ;check if data received
    goto $-1 ;wait until new data
    movf RCREG,W ;get received data into W
    return

```

;Transmit byte in W register from USART
;This routine returns in bank0

```

SerialTransmit: Bank0 ;change from unknown Bank to bank0
    btfss PIR1,TXIF ;check that buffer is empty
    goto $-1
    movwf TXREG ;transmit byte
    return

```

;Receive two ascii digits and convert into one hex byte
;This routine returns in bank0

```

GetHexByte: call SerialReceive ;get new byte from serial port
    addlw 0x0f ;add -'A' to Ascii high byte
    btfss STATUS,C ;check if positive
    addlw 0x07 ;if not, add 17 ('0' to '9')
    addlw 0x0a ;else add 10 ('A' to 'F')
    movwf HexByte ;save nibble
    swapf HexByte,F ;move nibble to high position

    call SerialReceive ;get new byte from serial port
    addlw 0x0f ;add -'A' to Ascii low byte
    btfss STATUS,C ;check if positive
    addlw 0x07 ;if not, add 17 ('0' to '9')
    addlw 0x0a ;else add 10 ('A' to 'F')
    iorwf HexByte,F ;add low nibble to high nibble
    movf HexByte,W ;put result in W reg

```

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

```

;addwf Checksum,F ;add to cumulative checksum
return
-----
;Configura el convertidor A/D
;Esta rutina retorna en bank0
AD_Setup
    banksel ADCON0
    movlw B'01000001' ;Fosc/8, A/D enabled
    movwf ADCON0

    banksel OPTION_REG
    movlw B'10001110' ;Right justify, 1 analog channel
    movwf ADCON1 ;VDD and VSS references

    banksel PORTB
    return
-----
;Inicia la conversion y toma una muestra por el canal AN0 y el resultado queda en W
;Esta rutina retorna en bank0
TomaMuestra
    bsf ADCON0,GO ;Start A/D conversion
Wait
    btfss PIR1,ADIF ;Wait for conversion to complete
    goto Wait
    return
-----
;Inicia la sincronización de la transmisión serial
;Esta rutina retorna en bank0
SincroComunic
    call SerialReceive ;
    movwf DataCtrl
    btfss DataCtrl,0
    goto SincroComunic
    movlw B'C1101111' ;6F='o'
    goto SerialTransmit
    return
-----
;Rutina de retardo
retardo
    movlw 0xFF
    movwf variable1
    movlw 0xFF
    movwf variable2
decrementa
    decfz variable1,F
    goto decrementa
    decfz variable2,F
    goto decrementa
    return
END ; directive 'end of program'

```

Programa 4.3 Código para el PIC16F873, que hace la conversión A/D y transmite el dato a través del puerto serial.

Lógicamente el sistema se puede modificar para que se procesen mas canales y las 12 derivaciones de ECG. Y en cuanto al software se sugiere el uso de java script y php, así como el almacenamiento de la información en un manejador de base de datos como el MySQL en una plataforma LINUX.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INTEGRACIÓN DEL SISTEMA Y RESULTADOS.

Las mejoras pueden ser innumerables dependiendo de las necesidades de los médicos y la cantidad de usuarios que se puedan beneficiar con un sistema más robusto, consideramos que hasta aquí nuestro trabajo de tesis solo es una pequeña aportación a los avances que se pueden realizar de la telemedicina en México.

4.4 Pruebas de monitoreo de ECG a través de Internet.

En la última prueba que se hizo, se le incorporo al sistema de adquisición de ECG el PIC16F873 junto con el programa 4.3 que realiza la comunicación entre el PIC y la PC en lugar del 68HC11F1.

Se conecto el sistema de adquisición a un paciente, instalado en la ENEP-ARAGÓN figura 4.8 y se mando la señal a través de Internet siguiendo la configuración del apartado 3.7.3, que consiste en un usuario remoto conectado a un servidor, el servidor se encontraba en una casa habitación a una distancia considerable figura 4.10

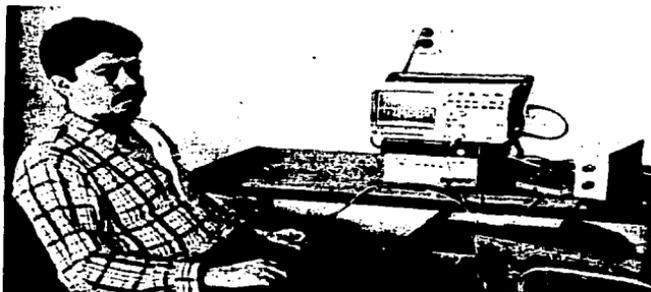


Figura 4.8 Sistema de adquisición utilizando el PICF873 conectado a un paciente

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

En la figura 4.9 se observa mejor la señal de ECG obtenida del paciente capturada en la pantalla del osciloscopio.

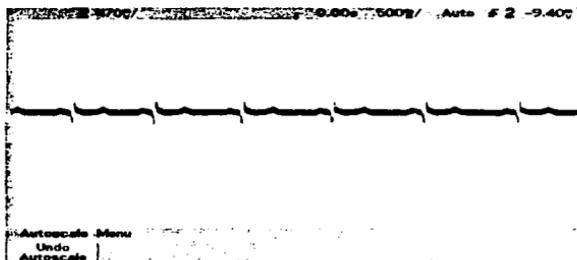


Figura 4.9 Señal de ECG del paciente en el osciloscopio

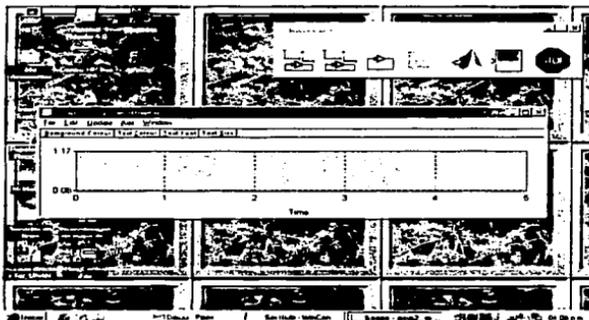


Figura 4.10 Servidor que recibe la señal de ECG

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CONCLUSIONES

Con este trabajo de tesis resaltamos la importancia del procesamiento de las señales biomédicas, ya que hoy en día es indispensable en todas las áreas de las ciencias de la salud, debido a la necesidad de los médicos por obtener y proporcionar diagnósticos clínicos de mayor exactitud para beneficio de sus pacientes, por esta razón la colaboración de los ingenieros en computación dentro de la medicina juegan un papel importante para el manejo y aplicación de las modernas tecnologías; un ejemplo del gran nivel de uso y desarrollo que han alcanzado las aplicaciones tecnológicas en el campo de las ciencias de la salud, es la telemedicina, concepto que puede definirse como la utilización de señales electrónicas para transferir y/o intercambiar información médica de un lugar a otro, en forma remota y en tiempo real.

El primer capítulo se empleo para presentar los conceptos y fundamentos más importantes para entender cómo se originan y registran las señales biomédicas, esto nos sirvió para entender el por qué del electrocardiograma, sus inicios, sus objetivos y sus aplicaciones en general. También describimos a la bioinstrumentación como la aplicación de los principios científicos de la instrumentación electrónica aplicados a los problemas asociados con las medidas en sistemas vivos. Y definimos a las variables fisiológicas como el origen de un proceso molecular, celular o sistémico, cuyo comportamiento puede describirse de manera mecánica, eléctrica, química, u óptica. Observamos que los sensores y transductores deben ser diseñados para minimizar las perturbaciones a la variable moderada y su ambiente, deben obedecer los requisitos del sistema vivo, y debe aumentarse al máximo la proporción de señal-a-ruido. Logramos *condicionar la señal* en estudio, después de que se convierte a una forma eléctrica, la cual se convirtió en la entrada del sistema.

Pudimos comprobar que una de las técnicas principales para diagnosticar las enfermedades del corazón se realiza con base en el electrocardiograma, nombre de la forma de onda que resulta de la actividad eléctrica del corazón, abreviado como ECG. El electrocardiograma es entonces la historia temporal de las diferencias de potencial causadas por la actividad eléctrica del corazón, registradas desde la superficie corporal y representadas gráficamente contra el tiempo. Y encontramos que existen tres técnicas básicas en el uso clínico de electrocardiografía, el mas familiar es el estándar clínico el cual se realiza en el consultorio de un especialista y se pueden registrar 12 diferentes derivaciones desde la superficie del cuerpo de un paciente en reposo. Una segunda aproximación usa un modelo tridimensional que forma un vector de excitación cardiaca, produciendo una vista gráfica llamada vector de cardiograma (VCG). Finalmente, para un tiempo de monitoreo largo en unidades de cuidado intensivo o pacientes ambulantes, una o dos derivaciones son suficientes para detectar perturbaciones en el ritmo cardiaco, para esta ultima técnica, se necesita sólo tres electrodos. Los electrocardiógrafos están constituidos en lo general por cinco etapas: la etapa de interfase al paciente, la de filtrado, la de amplificación, la de control y la de graficación. Las tres primeras etapas pueden a su vez englobarse como la etapa de entrada del sistema. Los cables que van conectados al paciente conducen las variaciones eléctricas generadas en el corazón mediante electrodos de plata clorurada colocados en la superficie del cuerpo del sujeto, la cual se prepara antes con un gel salino que mejora la conducción eléctrica entre los electrodos y la piel.

En la etapa de interfase se trata de establecer la comunicación entre el sistema y el paciente mismo. Esto queda condicionado por la seguridad eléctrica: el resto del sistema debe de quedar aislado eléctricamente del sujeto. Esto puede lograrse a través de disponer a los elementos activos por donde ingresa la señal (o regresa como es el caso de los circuitos de retroalimentación a la pierna derecha) en impedancia de entrada muy alta y mantener la referencia de voltaje en las mediciones del paciente electrónicamente aisladas de las del sistema, ya sea ópticamente, capacitivamente o magnéticamente. Entre los elementos indeseados (ruido) que más comúnmente se incorporan al ECG están los inducidos por la línea de alimentación principal, por la actividad eléctrica muscular, por la respiración y por movimientos de los electrodos. Para reducir la interferencia de la línea de alimentación, la medida que tomamos fue utilizar el incremento del rechazo al voltaje en modo común. En lo que se refiere al ruido muscular y de movimiento de los electrodos, lo atenúamos con la etapa de filtrado restringiendo el rango de frecuencias que pasarán a la etapa de amplificación. Esto nos ayudo dado que, mientras que la interferencia causada por el desplazamiento de los

CONCLUSIONES.

electrodos se ubica entre 0.05 a 1.5 Hz y la actividad eléctrica muscular se ubica principalmente entre 60 a 1000 Hz la señal de ECG normal conserva los componentes principales entre 5 y 80 Hz en adultos y entre 5 y 107 Hz en niños, así es por norma que en la etapa de filtrado se selecciono un ancho de banda de entre 0.05 a 100 Hz (0.5 a 45 Hz en los sistemas de monitoreo) para la señal que se permite que pase a la etapa de amplificación en electrocardiografía clínica. Y la frecuencia de corte del filtro pasa altos fue de 0.05 Hz.

En la etapa de amplificación, la señal que se obtuvo a partir de los filtros se amplificó a fin de entregar en la etapa de amplificación una señal de 0.5, 1 ó 2 mV/cm, lo que requiere que el ECG se amplificará alrededor de 500 a 1000 veces. En el capítulo 4 se muestra el circuito utilizado para este proyecto, proporcionado por el Departamento de Instrumentación Electromecánica del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez y adecuado a nuestras necesidades.

El uso del microcontrolador MC68HC11 y el PIC16f873 en el diseño del electrocardiograma digital permitió realizar la transformación de la señal del ECG analógico (continuo en el tiempo) a un ECG digital (valores discretos a intervalos de tiempo definidos). Las velocidades de muestreo y resolución de los convertidores A/D utilizados en electrocardiografía diseñado fueron de 1000 muestras por segundo con 10 bits aproximadamente.

El software utilizado para este proyecto fue el Real-Time Workshop para usar con MATLAB® y Simulink®, el cual produce de manera directa el código que se modela en Simulink (explicado en el capítulo 3), automáticamente compila los programas que pueden ejecutarse en una gran variedad de ambientes, incluyendo sistemas en Tiempo Real. La generación de código es por default optimizada para lenguaje C. Todos los bloques incluidos en Simulink pueden convertirse automáticamente a código, con la excepción de los bloques de Función y S-Function de MATLAB que involucran Archivos-M. Por lo que para esta tesis se diseñó un bloque por medio de un C MEX (archivo DLL) y se incluyó en una S-Function.

Las pruebas realizadas con el sistema de adquisición de señales de ECG con monitoreo a través de Internet diseñado en esta tesis, se llevaron a cabo en el Laboratorio de Instrumentación Electromecánica del Hospital Ignacio Chávez, colocando primero un simulador de ECG como paciente y conectando la derivación II al Amplificador y Filtros de ECG, la señal analógica se conectó a la tarjeta SIMMP-2 que envía los datos digitalizados vía puerto serie a

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

una PC, la cual cuenta con el software Wincom-Client® y conexión a Internet con una dirección IP (Internet Protocol) predeterminada. En otra área del Hospital se configuro el software Wincom-Server® en una PC de características normales, y se estableció comunicación a través de la dirección IP de la computadora cliente (socket, puerto 17255), abriendo una ventana "scope" para desplegar la señal de ECG la cual tomo muestras cada 0.005 segundos en Tiempo-Real.

Las pruebas realizadas, muestran que es viable el sistema ya que se consiguió enviar la señal de ECG a través de Internet, usando componentes básicos ya establecidos y probados como es el caso del circuito de Filtrado y Amplificación de ECG proporcionado por el Hospital de Cardiología. Por lo que consideramos haber alcanzado nuestro objetivo de implementar un prototipo, que involucra el estudio de diferentes disciplinas, así como una posible solución que contribuya al mejoramiento de los servicios médicos.

Consideramos que nuestra principal aportación es el diseño de una interfaz en software de propósito general, que permite comunicar cualquier dispositivo electrónico a través de la transmisión serial de datos con Simulink, y aprovechar las ventajas de la Arquitectura Abierta del Real Time Workshop para generar aplicaciones en Tiempo-Real.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

BIBLIOGRAFÍA

Cronwell, Leslie
Instrumentación y medidas biomédicas
Ed. Marcombo, 1980

Piña Barba, María Cristina
La física en la medicina
Ed. Fondo de cultura económica, 5ª reimpresión 1996, México

Pasantes Herminia, Sánchez Jorge, Tapia Ricardo
Neurobiología Celular
Ed. Fondo de cultura Económica, 1ª Edición 1991, México

Grob, Bernar
Circuitos electrónicos y sus aplicaciones
Ed. McGraw Hill, 1986, México

Brophy, James J.
Electrónica fundamental para científicos
Ed. Reverté, S. A. 1974

Forcada, G. Julio
El amplificador operacional
Ed. Alfaomega, 1996 México

Williams, Arthur B.
Amplificadores Operacionales
Ed. McGraw Hill, 1988 México

Infante, Oscar
Principia Cardiológico
Epoca 2, Vol. 9, 1995 pp. 20-28.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Technical Data MC68HC11
MOTOROLA, Inc., 1995

Fernández M, Funes D, Asenjo A.
Transmisión de ECG a través de Internet en Plataformas PDA, Proyecto de grado
Universidad Simón Bolívar, 2000.

The Math Works Inc.
Real-Time Workshop for use with Simulink User's Guide
1999.

The Math Works Inc.
Writhing S-Functions
1998.

Gastaldi-Pérez, Juan., Ocampo-Alvarez, Arturo.
Diseño de software para comunicar en tiempo real un sistema de adquisición de datos
económico por medio de simulink
Memorias de XIV Congreso Nacional de Informática y Computación ANIEI, 2001.

Willis J. Tompkins
Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the
IBM PC.
Ed. Tompkins, willis J, 1993

L.A., GEDDES., L.E., Baker
Principles of Applied Biomedical instrumentation
Ed. New York:Wiley 3ª edición, 1975

<http://www.telemedicinamundial.com/aplicaciones.htm>

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

<http://dcp1.fi-b.umam.mx>

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

PAGINACION DISCONTINUA

APÉNDICE A
HERRAMIENTAS DE DIAGNOSTICO PARA
DETECTAR ENFERMEDADES DEL CORAZÓN.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Electrocardiograma (ECG o EKG)

Un examen que registra la actividad eléctrica del corazón, muestra los ritmos anormales (arritmias o disritmias) y detecta lesiones del músculo cardiaco.

Electrocardiograma de Promediación de Señales (su sigla en inglés es SAE)

Un examen muy parecido a un EKG pero que lleva más tiempo debido a que registra más información.

Examen de estrés (generalmente con ECG; también llamado ECG en cinta de caminar o ECG de ejercicio)

Un examen que se realiza mientras el paciente camina en una cinta continua o pedalea en una bicicleta estática para monitorizar el corazón durante el ejercicio. También se monitoriza la respiración y los ritmos de presión de la sangre. El examen de esfuerzo se puede usar para detectar la enfermedad coronaria y, o para determinar los niveles de ejercicio seguros tras un ataque al corazón o una cirugía del corazón.

Ecocardiograma (También llamado "eco")

Un examen no invasivo que utiliza ondas sonoras para estudiar el movimiento de las cavidades y las válvulas del corazón. Al pasar un transductor de ultrasonidos sobre el corazón, el eco de las ondas sonoras crea una imagen en el monitor.

Ecocardiograma Transesofágico (su sigla en inglés es TEE)

Un examen en el que se hace pasar un pequeño transductor a través del esófago para obtener una imagen más clara de la estructura del corazón.

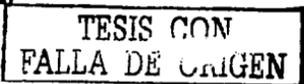
Arteriografía Coronaria (o Angiograma)

Con este procedimiento se toman rayos X tras inyectar un contraste en una arteria para localizar los estrechamientos, las oclusiones y otras anomalías de arterias específicas.

Tomografía por emisión de positrones (su sigla en inglés es PET)

Un escáner nuclear con el que se obtiene información sobre el flujo de sangre a través de las arterias coronarias al músculo cardiaco.

Escáner PET con F-18 FDG (Fluoro de oxiglucosa)



APÉNDICE A

Un escáner con glucosa que se hace algunas veces inmediatamente después del escáner PET para determinar si el músculo cardíaco tiene daños permanentes.

Escáner SPECT de Reposo con Talio o Escáner de Perfusión Miocárdica

Un escáner nuclear que se realiza mientras el paciente está en reposo y que puede descubrir zonas del músculo cardíaco que no están recibiendo suficiente sangre.

Escáner de Ejercicio con Talio o Escáner de Perfusión Miocárdica

Un escáner nuclear que se realiza mientras el paciente hace ejercicio y que puede descubrir zonas del músculo cardíaco que no están recibiendo suficiente sangre.

Escáner con Talio de Persantine o Escáner de Perfusión Miocárdica

Un escáner nuclear que se realiza en pacientes que no pueden hacer ejercicio para descubrir zonas del músculo cardíaco que no están recibiendo suficiente sangre.

Escáneres MUGA / Angiografía Radioisotópica (su sigla en inglés es RNA)

Escintigrafía Sanguínea Compartimentada en Reposo (su sigla en inglés es RGBPS), MUGA en Reposo, o Angiografía Radioisotópica en Reposo. Un escáner nuclear para ver cómo se mueve la pared del corazón y cuánta sangre se expulsa con cada latido que se realiza cuando el paciente está en reposo.

Escintigrafía Sanguínea Compartimentada de Ejercicio, MUGA de Ejercicio, o Angiografía Radioisotópica de Ejercicio

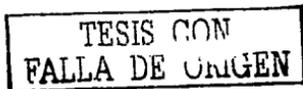
Un escáner nuclear para ver cómo se mueve la pared del corazón y cuánta sangre se expulsa con cada latido que se realiza justo después de que el paciente haya caminado en una cinta continua o pedaleado en una bicicleta estática.

De Primer Paso en Reposo

El escáner tomado muestras mientras el paciente está en reposo para medir el porcentaje de sangre que atraviesa el corazón con cada latido.

De Primer Paso en Ejercicio

El escáner tomado muestras mientras el paciente hace ejercicio para medir el porcentaje de sangre que atraviesa el corazón con cada latido.



Monitor Holter

Una máquina pequeña portátil de EKG que funciona con pilas y que el paciente debe llevar durante un periodo de 24 ó 48 horas para registrar en una cinta los latidos de su corazón durante las actividades normales. Al cabo de ese tiempo, el monitor se devuelve al consultorio del médico para que éste pueda leer y evaluar la cinta.

Grabador de Eventos

Una máquina pequeña portátil que funciona con pilas que el paciente debe llevar para registrar su ECG durante un largo periodo de tiempo. Los pacientes podrían mantener la grabadora durante varias semanas. Cada vez que experimenta algún síntoma, el paciente presiona un botón en la grabadora para grabar una muestra de ECG. Esta muestra se debe transmitir lo antes posible al consultorio del médico a través de una conexión telefónica para su evaluación.

Examen con Mesa Basculante

Un examen realizado mientras el paciente está conectado a monitores de ECG y de presión de la sangre y sujeto con correas a una mesa que se inclina en diferentes direcciones. Este examen sirve para determinar si el paciente es propenso a bajadas bruscas de la presión de la sangre o a ritmos del pulso lentos.

Estudio Electrofisiológico

Un examen en el que se sitúan catéteres eléctricos aislados dentro del corazón para estudiar el sistema eléctrico del corazón.

Cateterismo Cardíaco

Un examen en el que un pequeño catéter (un tubo hueco) se hace avanzar a través de una vena o una arteria hacia el corazón. Un contraste yodado (un "tinte" líquido sin color) se administra a través del catéter, y se hacen rayos X en movimiento a medida que el tinte se desplaza hacia el corazón. Este examen global muestra lo siguiente: estrechamientos de las arterias, el tamaño externo del corazón, el tamaño de las cavidades internas, la capacidad de bombeo del corazón y la capacidad de las válvulas para abrirse y cerrarse, así como las medidas de las presiones que existen en el interior del corazón.

APÉNDICE B
ESPECIFICACIONES ELÉCTRICAS DE LOS
CIRCUITOS UTILIZADOS.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



TL084
TL084A - TL084B

**GENERAL PURPOSE
QUAD J-FET OPERATIONAL AMPLIFIERS**

- LOW POWER CONSUMPTION
- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFF-SET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 13V/μs (typ)



N
DIP14
Plastic Dip Package



D
SO14
Plastic Micro Package

DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating matched high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

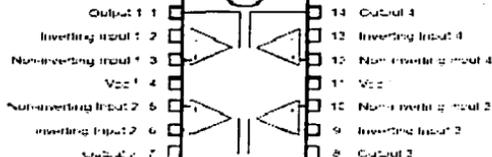
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL084MAMBVM	-65°C to 125°C	•	•
TL084A-BI	-40°C to 125°C	•	•
TL084ACBIC	0°C to 70°C	•	•

Examples : TL084CN, TL084CDB

PIN CONNECTIONS (top view)



**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

APÉNDICE B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = 25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TLO841 M.A.C.I. AM, BC, B1, BM			TLO84C			Unit	
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.		
V _{IO}	Input Offset Voltage (V _{IO}) I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}	1100000 B1, BV 1100000 B1, BV			3	6	3	μV	
ΔV _{IO}	Input Offset Voltage Drift I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}				10		10	μV/°C	
I _{IO}	Input Bias Current I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}				5	100	5	pA nA	
A _v	Large Signal Voltage Gain (A _v) I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}	2000 V _{IO} ± 100V			20	200	20	pA μA	
CMR _L	Supply Voltage Rejection Ratio (R _L) I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}				80	80	80	dB	
CMR _A	Supply Current for Amp. no Load I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}				14	25	14	25 25	μA
V _{CM}	Input Common Mode Voltage Range				±15	±15	±15	±15	V
CMR _V	Common Mode Rejection Ratio (R _V) I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}				80	80	80	80	dB
I _{OS}	Output Short-Circuit Current I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}				10	40	10	40	μA
V _{OL}	Output Voltage Swing I _{IO} = 250 μA I _{IO} ± I _{IO} ± I _{IO}	R	2kΩ	10kΩ	10	12	10	12	V
SF	Slew Rate (V/μs) I _{IO} = 250 μA (no load)	R	2kΩ	10kΩ	10	12	10	12	V/μs
f _u	Unity Gain Bandwidth (MHz) I _{IO} = 250 μA (no load)	R	2kΩ	10kΩ	0.1		0.1		MHz
f _{cl}	Clew Speed (MHz) I _{IO} = 250 μA (no load)	R	2kΩ	10kΩ	10		10		MHz
GBW	Gain Bandwidth Product (MHz) I _{IO} = 250 μA (no load)	R	2kΩ	10kΩ	2	3	2	3	MHz
R _{in}	Input Resistance				10 ⁹		10 ⁹		Ω
THD	Total Harmonic Distortion (%) R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, I _{IO} = 250 μA, V _{IO} = 2V _{IO}				0.01		0.01		%
e _n	Equivalent Input Noise Voltage I _{IO} = 250 μA, R _L = 100kΩ				11		15		μV
PSR	Power Supply Rejection Ratio				40		40		Distances
V _{OS}	Offset Voltage				100		100		dB

* The input bias currents and input offset voltages were specified at 25°C unless otherwise specified.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

CMOS Voltage Converters

The internal ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 non-polarized external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source substrate junctions are not forward biased. This assures latch-up free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal of the oscillator which be overridden by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.0V to +10.0V for the ICL7660 and +3.0V to +12.0V for the ICL7660A), the LV pin is left floating to prevent device latch-up.

Ordering Information

PART NO.	TEMP RANGE (°C)	PACKAGE	PKG. NO.
ICL7660DBA	0 to 70	8-Pin SOIC (N)	V01E
ICL7660DBA-T	0 to 70	8-Pin SOIC (N) Tape and Reel	V01E
ICL7660DBA	0 to 70	8-Pin PDIP	EE3
ICL7660TV*	0 to 70	8-Pin Metal Can	*EE3
ICL7660ADBA	0 to 70	8-Pin SOIC (N)	V01E
ICL7660ADBA-T	0 to 70	8-Pin SOIC (N) Tape and Reel	V01E
ICL7660ADBA	0 to 70	8-Pin PDIP	EE3
ICL7660A DBA	-40 to 85	8-Pin SOIC (N)	V01E
ICL7660A DBA-T	-40 to 85	8-Pin SOIC (N) Tape and Reel	V01E
ICL7660A DBA	-40 to 85	8-Pin PDIP	EE3

* Add "S25B" to part number "1803B" processing is required.

Features

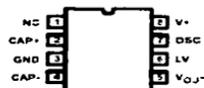
- Simple Conversion of +5V Logic Supply to -5V Supplies
- Simple Voltage Multi-Plication ($V_{OUT} = 1.1 V_{IN}$)
- Typical Open-Circuit Voltage Converter Efficiency 99.5%
- Typical Power Efficiency 90%
- Wide Operating Voltage Range
 - ICL7660: Input Voltage Range = +1.5V to 10.0V
 - ICL7660A: Input Voltage Range = +1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range

Applications

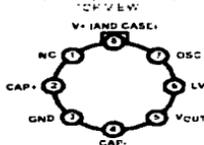
- On-Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized Processor (8086 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

Pinouts

ICL7660, ICL7660A (PDIP, SOIC)
TOP VIEW



ICL7660 (METAL CAN)
TOP VIEW



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

APÉNDICE B

ICL7660, ICL7660A

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	CL7660	-0.5V to +12.5V
CL7660A	-0.5V to +2.0V	
LV Input/OSC Input Voltage	-0.5V to $V_{CC} + 0.3V$ for $V_{CC} < 2.5V$	
Note 2	$V_{CC} + 0.5V$ to $V_{CC} + 0.3V$ for $V_{CC} < 2.5V$	
Current Through LV Nodes	250 μ A for $V_{CC} < 2.5V$	
Output Short-Duration (Maximum)	Continuous	

Thermal Information

Thermal Resistance (Notes 1, 2)	$\theta_{JA} \text{ (C/W)}$	$\theta_{JC} \text{ (C/W)}$
SOIC Package	100	N/A
SOIC Package	100	N/A
New SOIC Package, Full Power Only	100	74
Maximum Storage Temperature Range	-55°C to 125°C	
Maximum Junction Temperature (SOIC)	125°C	100°C
SOIC - Lead Ref. Temp.		100°C

Operating Conditions

Temperature Range	CL7660	-25°C to 125°C
CL7660A	-40°C to 75°C	
CL7660A	-40°C to 85°C	

CAUTION: Excessive above-Diode static or Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a critical operating and operating condition of these and other conditions above those indicated in the operational sections of the specification should be observed.

NOTE:

1. θ_{JA} is measured with the component mounted on an evaluation PCB on free air.

Electrical Specifications

CL7660 and CL7660A: $V_{CC} = 2V$, $T_A = 25^\circ C$, OSC = 0, Test Circuit Figure 11, unless otherwise specified.

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	ICL7660			ICL7660A			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Supply Current	I_{CC}	$R_L = \infty$	-	150	500	-	50	150	μ A
Supply Voltage Range - LC	V_{CC}	$R_L = T_A + \text{MAX}$, $R_L = \text{MAX}$, LV to GND	0	-	3.5	1.0	-	3.5	V
Supply Voltage Range - H	V_{CC}	MIN: $T_A + \text{MAX}$, $R_L = \text{MAX}$, LV to Open	3.0	-	10.0	2.0	-	12	V
Output Source Resistance	R_{OUT}	$I_{OUT} = 20mA$, $T_A = 25^\circ C$	-	25	140	-	60	100	Ω
		$I_{OUT} = 20mA$, $OSC = 1A$, $70^\circ C$	-	-	120	-	-	120	Ω
		$I_{OUT} = 20mA$, $OSC = 1A$, $125^\circ C$	-	-	150	-	-	-	Ω
		$I_{OUT} = 20mA$, $OSC = 1A$, $85^\circ C$	-	-	-	-	-	120	Ω
		$V_{CC} = 2V$, $I_{OUT} = 30mA$, LV to GND, $OSC = 1A$, $70^\circ C$	-	-	300	-	-	300	Ω
		$V_{CC} = 2V$, $I_{OUT} = 30mA$, LV to GND, $OSC = 1A$, $125^\circ C$	-	-	400	-	-	-	Ω
Charge Pump Frequency	f_{OSC}		-	10	-	-	10	-	kHz
Power Efficiency	η_{eff}	$R_L = 50\Omega$	65	98	-	60	98	-	%
Load Regulation @ 20mA	$\Delta V_{OUT} @ I_L$	$R_L = \infty$	57	99.9	-	60	99.9	-	mV
Line Impedance	Z_{OSC}	$V_{CC} = 2V$	-	10	-	-	-	-	M Ω
		$V_{CC} = 2V$	-	150	-	-	-	-	Ω

ICL7660A, $V_{CC} = 3V$, $T_A = 25^\circ C$, OSC = Free running, Test Circuit Figure 11, unless otherwise specified

Supply Current (Note 3)	I_{CC}	$V_{CC} = 3V$, $R_L = \infty$, $25^\circ C$	-	-	-	-	20	100	μ A
		$OSC = 1A$, $70^\circ C$	-	-	-	-	-	120	μ A
		$OSC = 1A$, $85^\circ C$	-	-	-	-	-	120	μ A
Output Source Resistance	R_{OUT}	$V_{CC} = 3V$, $I_{OUT} = 10mA$	-	-	-	57	150	Ω	
		$OSC = 1A$, $70^\circ C$	-	-	-	-	200	Ω	
		$OSC = 1A$, $85^\circ C$	-	-	-	-	200	Ω	
Oscillator Frequency (Note 3)	f_{OSC}	$V_{CC} = 3V$ (same as 2V conditions)	-	-	-	2.0	8	-	kHz
		$OSC = 1A$, $70^\circ C$	-	-	-	2.0	-	-	kHz
		$OSC = 1A$, $85^\circ C$	-	-	-	2.0	-	-	kHz

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ICL7660, ICL7660A

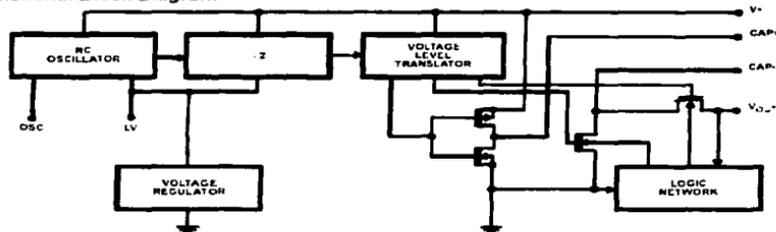
Electrical Specifications ICL7660 and ICL7660A $V_s = 3V$, $T_a = 25^\circ C$, $C_{Osc} = 0$ Test Circuit Figure 11
Unless Otherwise Specified (Continued)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	ICL7660			ICL7660A			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Voltage Conversion Efficiency	$\eta_{VOLTAGE}$	$V_s = 3V, R_{L} = \infty$	-	-	-	93	-	-	%
		$M/N = I_A \times T_{MAX}$	-	-	-	93	-	-	%
Power Efficiency	η_{POWER}	$V_s = 3V, R_L = 5k\Omega$	-	-	-	95	-	-	%
		$M/N = I_A \times T_{MAX}$	-	-	-	95	-	-	%

NOTES

- Connecting any input terminal to voltages greater than V_s or less than GND may cause destructive latch-up. It is recommended that no inputs from sources operating from external supplies be applied prior to "power up" of the ICL7660, ICL7660A.
- Derate linearly above 50°C by 0.5mW/°C.
- In the test circuit there is no external capacitor applied to pin 7; however, when the device is supplied from a battery source there is usually a very small capacitor (100pF) applied to the pin 7 of the device.
- The device ICL7660 can operate without an external diode over the full temperature and voltage range. This device is a functional existing design which incorporates an external diode with no degradation in overall product performance.

Functional Block Diagram



Typical Performance Curves Test Circuit Figure 11

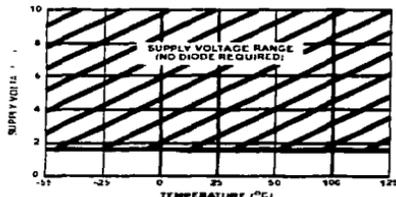


FIGURE 1. OPERATING VOLTAGE AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

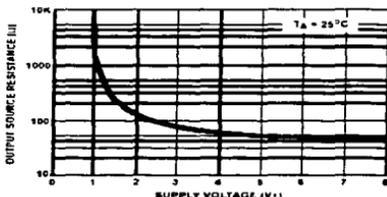


FIGURE 2. OUTPUT SOURCE RESISTANCE AS A FUNCTION OF SUPPLY VOLTAGE

+5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers

Detailed Description

The MAX220, MAX221, MAX222, MAX223, MAX224, MAX225, MAX226, MAX227, MAX228, MAX229, and MAX230 are four-channel, +5V-powered pump-up voltage converters, RS-232 drivers, and RS-232 receivers, and receiver and transmitter state control inputs.

Dual Charge-Pump Voltage Converter

The MAX220, MAX221, MAX222, MAX223, MAX224, MAX225, MAX226, MAX227, MAX228, MAX229, and MAX230 have two internal charge pumps that convert +5V to +10V (used for RS-232 driver operation). The first converter, V_{CP1}, charges C₁ to provide a +5V input to +10V on C₁ and V_{CP2} output. The second converter, V_{CP2}, charges C₂ to invert +5V to -10V on C₂ and V_{CP1} output.

A small amount of power may be drawn from the +5V V_{CP1} and +5V V_{CP2} outputs to power external circuitry, such as the *Logic Operating Characteristic* registers, except on the MAX220 and MAX221, MAX224, where these pins are not available. V_{CP1} and V_{CP2} are not regulated, and the supply voltage drops with increasing load current. Do not add V_{CP1} and V_{CP2} to a point that violates the minimum 25V ± 0.1A RS-232 driver output voltage after increasing current V_{CP1} and V_{CP2} to their rated current.

When using the shutdown feature in the MAX220, MAX221, MAX223, MAX225, MAX226, MAX227, MAX228, MAX229, MAX230, and MAX231, the V_{CP1} and V_{CP2} pins are shut down to power external circuitry. When these pins are shut down, V_{CP1} falls to 0V and V_{CP2} falls to +5V. For applications where a +5V external supply is applied to the V_{CP1} and V_{CP2} pins and the internal charge pumps are disabled, a +5V pull-up resistor must be added to each of the V_{CP1} and V_{CP2} pins to V_{CP1}. This is because V_{CP1} is internally connected to V_{CP2} in shutdown mode.

RS-232 Drivers

The typical driver output voltage swing is 25V when each wire has a minimum 100Ω RS-232 receiver and V_{CP1} = +5V. Output swing is guaranteed to meet the EIA-232-D and V.24 serial data rate outputs for 25V if the driver output is not under worst case conditions. There are two minimum 100Ω pull-downs to +5V and two 100Ω pull-up resistors to -5V. The maximum operating temperature of an RS-232 driver output is 100°C when the V_{CP1} = +5V and V_{CP2} = 0V. The maximum operating temperature of an RS-232 receiver is 100°C. The inputs of an RS-232 driver must be held when not used. The 400Ω pull-up resistors to V_{CP1} are built in to meet the EIA-232-D. The pull-up resistors inside the package are shared if two or more channels are active. The means an input pull-up resistor is not required. A pull-up resistor is required when the pull-ups are disabled. Level output turn-off and enter a high-impedance state, where leakage current is typically less than 100nA at maximum 250V_{CP1} when in shutdown

mode. In three-state mode, when device power is removed, MAX230 will drive the output to a 35V_{CP1} pull-up current typical to a 100Ω pull-up resistor. The MAX220, MAX221, MAX222, MAX223, MAX224, MAX225, MAX226, MAX227, MAX228, MAX229, and MAX230 will drive the output to the output of the internal driver. Connect a 100Ω pull-up resistor to the V_{CP1} pin.

The MAX229 has a receiver three-state control, and the MAX220, MAX221, MAX222, MAX223, MAX224, MAX225, MAX226, MAX227, MAX228, MAX229, and MAX230 have built-in receiver three-state control and a low-power shutdown control. Table 2 shows the effects of the shutdown and receiver three-state control on the receiver outputs.

The receiver E_{NR} pin is used to enable a tri-state driver, and the SHDN pin is used to enable a receiver. The MAX220, MAX221, MAX222, MAX223, MAX224, MAX225, MAX226, MAX227, MAX228, MAX229, and MAX230 are also tri-state devices when the shutdown control is active.

When in low-power shutdown mode, the driver outputs are not driven and the receiver output is not pulled up. A pull-up resistor must be added to prevent the driver output leakage current from pulling the output to a high level. The output leakage current is between 100nA and 100pA, so a 100kΩ pull-up resistor is recommended. The driver output slew rate is limited to less than 30V/μs as required by the EIA/TIA-232-D and V.24 serial data rate. Typical slew rates are 24V/μs unloaded and 10V/μs loaded with 300Ω and 250pF.

RS-232 Receivers

EIA/TIA-232-D and V.24 specify a minimum differential voltage level of 2V. The MAX220, MAX221, MAX222, MAX223, MAX224, MAX225, MAX226, MAX227, MAX228, MAX229, and MAX230 have input threshold levels set at 0.5V and -0.5V, so they meet the specification. The level inputs are available on EIA-232-D and V.24 only.

The receiver inputs will handle any input overvoltage up to +25V and provide input termination resistors with

Table 2. Three-State Control of Receivers

PART	SHDN	SHDN	EN	EN(R)	RECEIVERS
MAX220	0	1	0	0	High Impedance
MAX221	0	1	0	0	High Impedance
MAX222	0	1	0	0	High Impedance
MAX223	0	1	0	0	High Impedance
MAX224	0	1	0	0	High Impedance
MAX225	0	1	0	0	High Impedance
MAX226	0	1	0	0	High Impedance
MAX227	0	1	0	0	High Impedance
MAX228	0	1	0	0	High Impedance
MAX229	0	1	0	0	High Impedance
MAX230	0	1	0	0	High Impedance

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

+5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers

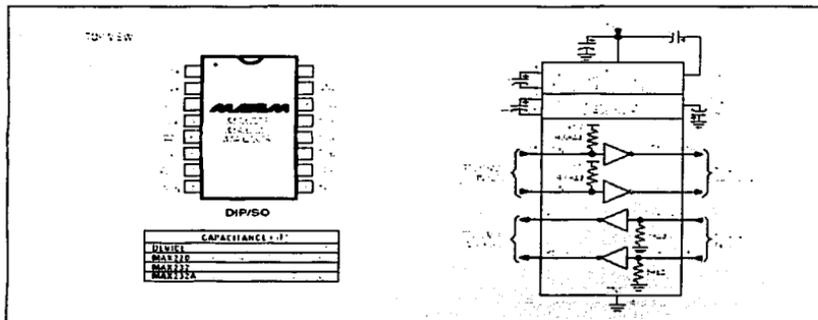


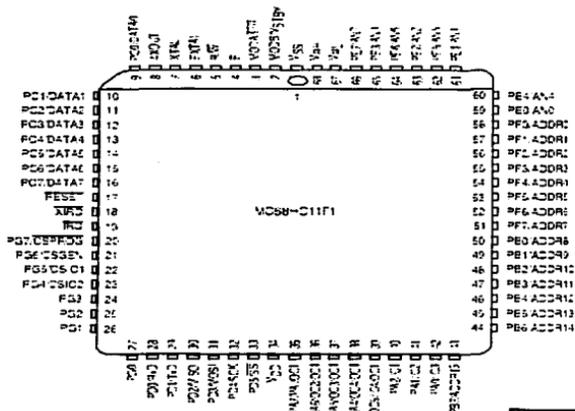
Figure 2. MAX220, MAX221, MAX222, MAX223, MAX224 Pin Configuration and Typical Operating Circuit

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

APPENDIX B MECHANICAL DATA AND ORDERING INFORMATION

B.1 Pin Assignments

The MC68HC11F1 is available in the 80-pin plastic low profile quad flat pack (LQFP) or the 68-pin plastic leaded chip carrier (PLCC). Refer to **Table B-1** for ordering information.



TESIS CON FALLA DE ORIGEN

Figure B-1 MC68HC11F1 68-Pin PLCC

APPENDIX A ELECTRICAL CHARACTERISTICS

This appendix contains electrical parameters for the MC68HC11F1 microcontroller.

Table A-1 Maximum Ratings

Rating	Symbol	Value	Unit
Supply Voltage	V_{DD}	- 0.3 to + 7.0	V
Input Voltage	V_I	- 0.3 to + 7.0	V
Operating Temperature Range MC68HC11F1 MC68HC11F1C MC68HC11F1V MC68HC11F1M	T_A	T_L to T_H 0 to + 75 - 40 to + 85 - 40 to + 105 - 40 to + 125	°C
Storage Temperature Range	T_{sto}	- 55 to + 150	°C
Current Drain per Pin Excluding V_{DD} , V_{SS} , AV_{DD} , V_{40-} , and V_{IL}	I_C	25	mA

*One pin at a time, observing maximum power dissipation limits.

Internal circuitry protects the inputs against damage caused by high static voltages or electric fields; however, normal precautions are necessary to avoid application of any voltage higher than maximum-rated voltages to this high-impedance circuit. Extended operation at the maximum ratings can adversely affect device reliability. Tying unused inputs to an appropriate logic voltage level (either GND or V_{DD}) enhances reliability of operation.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Table A-3 DC Electrical Characteristics

$V_{DD} = 5.0 \text{ Vdc}$; 5% $V_{SB} = 0 \text{ Vdc}$; $T_A = T_J$ to T_H unless otherwise noted

Characteristic	Symbol	Min	Max	Unit
Output Voltage (Note 1) All Outputs Except XTAL, RESET, and MODA $I_{Load} = 10.0 \mu\text{A}$	V_{OL} V_{OH}	— $V_{DD} - 0.1$	0.1 —	V V
Output High Voltage (Note 1) All Outputs Except XTAL, RESET, and MODA $I_{Load} = 0.6 \text{ mA}$; $V_{OL} = 2.5 \text{ V}$	V_{OH}	$V_{DD} - 0.8$	—	V
Output Low Voltage $I_{Load} = 1.0 \text{ mA}$	V_{OL}	—	0.4	V
Input High Voltage	All Inputs Except RESET, RESET	$V_{IH} = 0.7 \times V_{DD}$ $0.8 \times V_{DD}$	$V_{OH} + 0.3$ $V_{OH} + 0.3$	V V
Input Low Voltage	All Inputs	$V_{IL} = 0.3$ $V_{OL} - 0.3$	$0.2 \times V_{DD}$	V V
I/O Ports Three-State Leakage $V_I = V_{IH}$ or V_{IL}	Ports A, B, C, D, F, G MODA, TR, RESET	I_{LZ}	± 10	μA
Input Leakage Current (Note 2) $V_{IH} = V_{DD}$ or V_{SB} $V_{IL} = V_{OL}$ or V_{SB}	TRG, XTRG on standard devices MODB, V _{SB} , TRV XTRG on EPROM devices	I_L	± 1 ± 10	μA μA
Input Current with Pull-Up Resistors $V_I = V_L$	Ports B, F, and G	I_I	100 500	μA
RAM Standby Voltage	Power down	V_{SB}	4.0 V_{DD}	V V
RAM Standby Current	Power down	I_{SB}	— 20	μA
Input Capacitance	PE(7:0), TRG, XTRG, XTAL Ports A, B, C, D, F, G, MODA, TR, RESET	C_{in}	— 8 12	pF pF
Output Load Capacitance	All Outputs Except PD(4,1), 4XOUT, XTAL, MODA, TR, PD(4,1) 4XCLT	C_L	— 90 200 30	pF pF pF

Characteristic	Symbol	2 MHz	3 MHz	4 MHz	Unit
MAXIMUM Total Supply Current (Note 3) RUN: Expanded Mode	I_{DD}	27	38	50	mA
WAIT: (All Peripheral Functions Shut Down) Expanded Mode	W_{DD}	15	20	25	mA
STOP: No Clocks, Expanded Mode	S_{DD}	50	50	50	μA
MAXIMUM Power Dissipation Expanded Mode	P_D	149	209	275	mW

NOTES:

- V_{OH} specification for RESET and MODA is not applicable because they are open-drain pins. V_{OH} specification not applicable to ports C and D in wired-OR mode.
- Refer to A/D specification for leakage current for port E.
- XTAL is driven with a square wave, and
 $t_{rise} = 500 \text{ ns}$ for 2 MHz rating;
 $t_{rise} = 333 \text{ ns}$ for 3 MHz rating;
 $t_{rise} = 250 \text{ ns}$ for 4 MHz rating;
 $V_L = 0.2 \text{ V}$; $V_H = V_{DD} - 0.2 \text{ V}$; No dc loads.

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

Table A-4 Control Timing

$V_{DD} = 5.0 \text{ Vdc}$; $5\% V_{DD}$; $V_{SS} = 0 \text{ Vdc}$; $T_A = T_1, 10^\circ \text{C}$

Characteristic	Symbol	2.0 MHz		3.0 MHz		4.0 MHz		Unit
		Min	Max	Min	Max	Min	Max	
Frequency of Operation	f_o	dc	2.0	dc	3.0	dc	4.0	MHz
E-Clock Period	t_{ECP}	500	—	333	—	250	—	ns
Crystal Frequency	f_{XAL}	—	8.0	—	12.0	—	16.0	MHz
External Oscillator Frequency	f_{EXT}	dc	8.0	dc	12.0	dc	16.0	MHz
Processor Control Setup Time $t_{\text{CPU}} = 1/4 t_{\text{ECP}} + 50 \text{ ns}$	t_{CPU}	175	—	133	—	113	—	ns
Reset Input Pulse Width (Notes 2, 3) (To Guarantee External Reset Vector) (Minimum Input Time, Can Be Preempted by Internal Reset)	PW_{RST}	16 1	— —	16 —	— —	16 1	— —	t_{RST} t_{CYC}
Mode Programming Setup Time	t_{MPS}	2	—	2	—	2	—	t_{CYC}
Mode Programming Hold Time	t_{MHP}	10	—	10	—	10	—	ns
Interrupt Pulse Width TRC Edge-Sensitive Mode $PW_{\text{INT}} = t_{\text{CYC}} + 25 \text{ ns}$	PW_{INT}	520	—	353	—	275	—	ns
Wait Recovery Startup Time	t_{WRS}	—	4	—	4	—	4	t_{CYC}
Timer Pulse Width Input Capture Pulse Accumulator $PW_{\text{TIM}} = t_{\text{CYC}} + 20 \text{ ns}$	PW_{TIM}	520	—	353	—	275	—	ns

NOTES:

1. All timing is shown with respect to 20% V_{DD} and 70% V_{DD} , unless otherwise noted.
2. RESET is recognized during the first clock cycle it is held low. Internal circuitry then drives the pin low for four clock cycles, releases the pin, and samples the pin level two cycles later to determine the source of the interrupt. Refer to SECTION 5 RESETS AND INTERRUPTS for further detail.
3. $PW_{\text{RST}} = 8 t_{\text{CYC}}$ minimum on mask set C94R only.

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

H111, H112, H113, H114

**MICROPROCESSOR COMPATIBLE
SCHMITT TRIGGER OPTICALLY
COUPLED ISOLATOR**



APPROVALS

- UL recognized, File No. E91231

DESCRIPTION

The H111, H112, H113, H114 series are optically coupled isolators consisting of a Gallium Arsenide infrared emitting diode and a Microprocessor Compatible Schmitt Trigger output measured to a standard 14 pin dual in line package.

FEATURES

- Options -
 0 Ohm lead spread - add (s) after part no.
 Surface mount - add SMI after part no.
 Taps & leads - add SMD & R after part no.
- High data rate, (MHz) typical (NIZ)
- Microprocessor compatible drive
- Logic compatible output sinks to milliamperes at 0.4 volts maximum
- High Isolation Voltage (5.3KV_{DC}, 2.5KV_{AC})
- High common mode rejection ratio
- Fast switching, $t_{rise}, t_{fall} = 10$ ns typical
- Wide supply voltage capability, compatible with all popular logic systems
- Guaranteed $C_{MTR} > 0.05$ threshold hysteresis

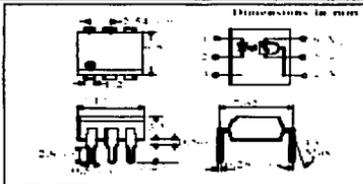
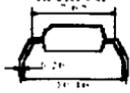
APPLICATIONS

- Levels of logic isolation
- Line level communications noise and transient protection
- Programmable current level sensor
- As an I/O connection to state ways slapping
- Digital programming of power supplies
- Interfaces computers with peripherals

H111 (SMD)
SURFACE MOUNT



H111 (DIP)
DIP



**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS
(25°C unless otherwise specified)**

Storage Temperature	-40°C to +125°C
Operating Temperature	-40°C to +85°C
Lead Soldering Temperature (1.0 inch Lead Form Package for 10 seconds)	260°C

INPUT/OUTPUT

Forward current, I _F	50mA
Peak forward current (Pulse width = 100ns, Duty rate = 0.001)	1A
Reverse Voltage, V _R	6V
Power Dissipation (derate linearly 2.31mW/°C above 25°C)	70mW

OUTPUT/INPUT

Output Voltage, V _{OC}	6V
Supply Voltage, V _{CC}	6V
Output current, I _O	50mA
Power Dissipation (derate linearly 2.31mW/°C above 25°C)	150mW

POWER DISSIPATION

Total Power Dissipation (derate linearly 2.31mW/°C above 25°C)	170mW
---	-------

ISOCOM COMPONENTS LTD.

Unit 2510, Park View Road West,
Park View Industrial Estate, Brenda Road
Hartlepool, Cleveland, TS25 1YD
Tel: 01429 837600 Fax: 01429 862581

ISOCOM INC.

1024 S. Corsenvilla Ave. Suite 240,
Allen, TX 75002, U.S.A.
Tel: (214) 496-7788 Fax: (214) 496-0040
e-mail: info@isocom.com
http://www.isocom.com

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ECG CON MONITOREO A TRAVÉS DE INTERNET

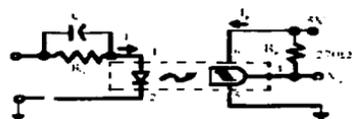
ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_a = 25°C Unless otherwise noted)

PARAMETER		MIN	TYP	MAX	UNITS	TEST CONDITIONS
Input	Forward Voltage (V _f)	0.75		1.5	V	I _f = 0.20 mA
	Forward Voltage (V _{f1})			1.8	V	I _f = 100 mA
	Reverse Current (I _r)			10	μA	V _r = 5V
	Capacitance (C _i)			10	pF	V _r = 1.7 ± 15 MHz
Output	Operating Voltage Range (V _o)	3		15	V	
	Supply Current (I _{cc})		1.6	5	mA	I _f = 100 mA, V _o = 5V
	Output Current High (I _{oh})			100	μA	I _f = 100 mA, V _o = 15V
Coupled	Supply Current (I _{cc1})		1.6	5	mA	I _f = 100 mA, V _o = 5V
	Output Voltage Low (V _{oL})			0.4	V	R = 270 Ω, V _o = 5V
	Turn-on Threshold Current (I _{th1})			1.6	mA	R = 270 Ω, V _o = 5V
	I _{TH1.1}			10	mA	R = 270 Ω, V _o = 5V
	I _{TH1.2}			5	mA	R = 270 Ω, V _o = 5V
	I _{TH1.3}			2	mA	R = 270 Ω, V _o = 5V
	I _{TH1.4}			0.2	mA	R = 270 Ω, V _o = 5V
	Turn-off Threshold Current (I _{th2})	0.2		0.9	mA	R = 270 Ω, V _o = 5V
	Hysteresis Ratio (I _{th2} / I _{th1})	0.2				R = 270 Ω, V _o = 5V
	Input to Output Isolation Voltage (V _{io})	5300			V _{dc}	See note 1
	Turn-on Time	1	0.57		μs	R = 120 Ω, I _f = 100 mA
	Fall Time	1	0.09		μs	C = 270 pF
	Turn-off Time	1	1.40		μs	f _c = 100 kHz
	Rise Time	1	0.05		μs	t _p = 3 μs or greater

Note 1 Measured with input leads shorted together and output leads shorted together

Note 2 Special Selections are available on request. Please consult the factory.

SWITCHING CHARACTERISTICS



SWITCHING TEST CIRCUIT



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



PIC16F87X

28/40-pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers

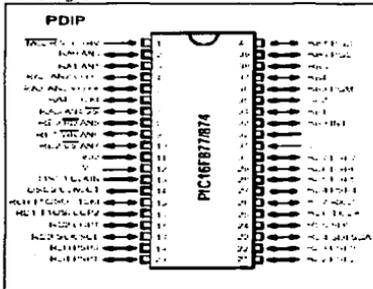
Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873
- PIC16F876
- PIC16F874
- PIC16F877

Microcontroller Core Features:

- High-performance RISC CPU
- Only 35 single word instructions to learn
- All single cycle instructions except for program branches which are two cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input
DC - 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of FLASH Program Memory
- Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM)
- Up to 256 x 8 bytes of EEPROM data memory
- Pinout compatible to the PIC16C73B/74B/76/77
- Interrupt capability (up to 14 sources)
- Eight level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Power on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWR_{TI}) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC oscillator for reliable operation
- Programmable code-protector
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options
- Low power, high-speed CMOS FLASH/EEPROM technology
- Fully static design
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP) via two pins
- Single 5V In-Circuit Serial Programming capability
- In-Circuit Debugging via two pins
- Processor read/write access to program memory
- Wide operating voltage range - 2.0V to 5.5V
- High Sink/Source Current: 25 mA
- Commercial and Industrial temperature ranges
- Low power consumption:
 - < 2 mA typical @ 5V, 32 kHz
 - 20 µA typical @ 3V, 32 kHz
 - < 1 µA typical standby current

Pin Diagram

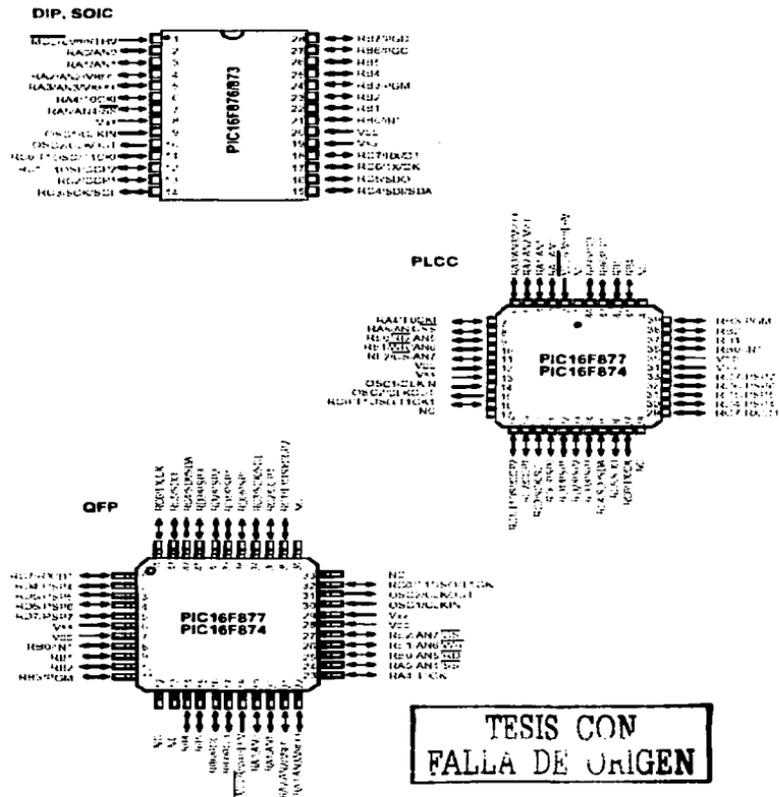


Peripheral Features:

- Timer0, 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1, 16-bit timer/counter with prescaler can be incremented during sleep via external crystal/clock
- Timer2, 8-bit timer/counter with 8-bit period register, prescaler and postscaler
- Two Capture/Compare/PWM modules
 - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
 - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
 - PWM max. resolution is 10-bit
- 10-bit multi-channel Analog-to-Digital converter
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™ (Master Mode) and I²C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (USART™/SCI) with 9-bit address detection
- Parallel Slave Port (PSP), 8 bits wide, with external RC FDR and CS controls (40-44 pin only)
- Brown-out detector circuitry for Brown-out Reset (BOR)

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Pin Diagrams



APÉNDICE B

Key Features PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023)	PIC16F873	PIC16F874	PIC16F876	PIC16F877
Operating Frequency	DC-20 MHz	DC-20 MHz	DC-20 MHz	DC-20 MHz
Resets (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)
FLASH Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory	128	128	256	256
Interrupts	13	14	13	14
I/O Ports	Ports A, B, C	Ports A, B, C, D, E	Ports A, B, C	Ports A, B, C, D, E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PS2	—	PS2
10-bit Analog to Digital Module	5 input channels	6 input channels	6 input channels	6 input channels
Instruction Set	35 instructions	35 instructions	35 instructions	35 instructions

**TESIS CON
FALLA DE URGEN**