



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

**“Desarrollo de un sistema de adquisición de datos para
rehabilitación”****

T E S I S

Presentada para obtener el título de:
Maestro en Ciencias de la Electrónica Opción en Automatización

Presenta:

Ing. José Raúl Olmedo Viveros*

Directores:

Dr. María Aurora Diozcora Vargas Treviño

Dr. Fernando Reyes Cortés

Dr. Marciano Vargas Treviño

BUAP®

Puebla, México

DICIEMBRE 2017

*BECARIO CONACYT

** TRABAJO FINANCIADO POR EL PROYECTO VIEP

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer principalmente a mis padres por todo el apoyo que me han dado incondicionalmente, no solo durante mi estancia en este programa de posgrado, sino a lo largo de mi vida, siempre ofreciéndome su apoyo en todas las decisiones que he tomado, también siendo ese empujón que requiero para realizar poco a poco mis sueños, tanto mi formación profesional como mi crecimiento personal a lo largo de la vida. También quiero agradecer a mi hermano que ha formado parte de estos pilares tan importantes en mi formación. A pesar de la distancia que hemos tenido como familia, agradezco todas sus porras y buena vibra que sin ser un obstáculo es lo que nos mantiene unidos siempre, dándome siempre esa estabilidad emocional que requiero para cumplir con los retos que se atraviesan en mi camino, los tres han sido parte fundamental para el desarrollo de este trabajo y este paso más hacia el rumbo que he decidido tomar hasta ahora.

Quiero agradecer también a María Julia, que me ha dado muchísimo apoyo moral, siempre me ha ayudado en todo, me ha escuchado y comprendido todos mis cambios de humor y estados de ánimo, a pesar de los 180 Km de distancia que existieron entre nosotros siempre me dio ánimos para concluir satisfactoriamente con esta meta que me propuse, haciéndome crecer mucho tanto profesional como personalmente.

Quiero agradecer personalmente a mis asesores de tesis, mi tutora la Dra. María Aurora Vargas Treviño y al Dr. Sergio Vergara Limon que no solo me brindaron los conocimientos y las enseñanzas que me han ayudado a alcanzar mis metas profesionales, sino que también se convirtieron en personas que me brindaron su confianza para desarrollar este trabajo y concluir con mis estudios, creyendo en mi capacidad y observando mis limitaciones, me brindaron su apoyo y me presionaron lo suficiente para poder concluir con este trabajo de una manera exitosa.

A mis compañeros de la maestría por brindarme su amistad, su ayuda y muchos momentos que recordaré eternamente ya que se convirtieron en personas muy cercanas a mí por todo el tiempo que pasamos juntos, no solo en horas de trabajo sino también en momentos de distracción.

A mis sinodales, la Dra. Amparo Palomino, la Dra. Darnes Vilariño y al Dr. José María Rodríguez Lelis, por sus comentarios, correcciones y siempre estar pendientes de mi trabajo, por contribuir a realizar correctamente este trabajo.

A todos los profesores que forman parte de este núcleo académico; por compartir sus conocimientos, técnicas, enseñanzas y consejos, que me ayudaron a ser un mejor profesionalista.

A CONACYT por su apoyo y soporte económico a lo largo de mis estudios de grado de maestría y por ayudar al desarrollo de profesionistas de primer nivel en mi país.

A la VIEP por haber financiado el presente trabajo de tesis, ayudando a finiquitarlo con éxito.

RESUMEN

Se presenta en este trabajo el diseño para el desarrollo de un sistema de adquisición de datos para utilizarlo en rehabilitación. En el cual se utilizará la tarjeta denominada MIOCARD 1.0 realizada por el grupo de Robótica de la Facultad de Ciencias de la Electrónica dentro de la Maestría en Ciencias de la Electrónica opción en Automatización, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, la cual cuenta con una tarjeta FPGA de la familia Cyclone III. Dicha tarjeta cuenta con 4 canales analógicos disponibles, en ella se implementarán tres dispositivos médicos de tipo no invasivo; los correspondientes a un Electrocardiógrafo, un Electromiógrafo y un Termómetro corporal. En el Electrocardiógrafo se obtendrán las señales correspondientes a las 12 derivaciones de las señales del corazón, el otro dispositivo médico que se requiere implementar en la tarjeta de adquisición será la de un Electromiógrafo, donde serán obtenidas señales musculares con electrodos de tipo superficial y finalmente será destinado un espacio para implementar un Termómetro para poder censar la temperatura corporal del paciente.

Este sistema permite tener una interacción con una computadora a través del protocolo de comunicación del puerto PCI, así como una interfaz agradable y funcional desarrollada en un ambiente de programación de LabVIEW, en donde el usuario podrá ejecutar el programa y visualizar de manera simultánea las señales que para propósitos de este trabajo se requieren adquirir.

Además, se realizó durante el proceso de realización del sistema, una etapa de amplificación y filtrado, la cual es muy necesaria puesto que las señales bioeléctricas procedentes del corazón y de los músculos, al ser del orden de los microvolts hasta milivolts, las hace propensas a contaminarse por interferencias de ruido externo, utilizando la etapa de amplificación se crea un voltaje adecuado para visualizar las señales en la computadora y la etapa de amplificación ayuda a eliminar las interferencias que puedan provenir del ambiente.

Contenido

AGRADECIMIENTOS.....	i
RESUMEN	ii
INTRODUCCIÓN.....	ix
CAPÍTULO I	1
DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA.....	1
1.1 SEÑALES BIOELÉCTRICAS.....	1
1.1.1 El Sistema Nervioso	3
1.1.2 El Potencial de Acción	5
1.1.3 Conducción de Impulsos Nerviosos.....	6
1.1.4 Sinapsis	7
1.2 TIPOS DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS	8
1.2.1 La señal ECG	8
1.2.1.1 El Ciclo Cardíaco	8
1.2.1.2 El Electrocardiograma	9
1.2.1.3 El Electrocardiógrafo	11
1.2.1.4 Las Derivaciones	12
1.2.2 La señal EMG	16
1.2.2.1 Propiedades Bioeléctricas del Tejido Muscular Estriado	16
Conclusiones	21
CAPITULO II	22
HARDWARE DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN.....	22
2.1 Diagrama General del Sistema	22
2.2 LATIGUILLOS Y ELECTRODOS.....	23
2.3 TARJETA DE ADQUISICIÓN MIOCARD 1.0.....	24
2.4 CIRCUITO DEL ELECTROCARDIÓGRAFO.....	27
2.4.1 Etapa de Amplificación y Filtrado.....	29
2.4.2 El Amplificador de Instrumentación.....	30
2.4.3 Implementación del Amplificador de Instrumentación	30
2.4.4 Filtro Pasa Bajas.....	32
2.4.5 Filtro Pasa Altas	32
2.4.6 Amplificador Sumador Inversor	33

2.4.7	Amplificador Inversor	33
2.4.8	Circuito y Obtención de Señales.....	34
2.5	CIRCUITO DEL ELECTROMIÓGRAFO	37
2.5.1	Filtro pasa bajas.....	40
2.5.2	Filtro pasa altas	42
2.5.3	Amplificador no inversor.....	43
2.6	CIRCUITO DEL SENSOR DE TEMPERATURA	48
	Conclusiones	49
CAPITULO III		50
FIRMWARE DEL SISTEMA		50
3.1	FIRMWARE DEL ELECTROCARDIÓGRAFO	50
3.1.1.	Conversión Terminada	53
3.1.2.	Control del Multiplexor	53
3.1.3.	Etiquetado y Apilamiento de señales.....	55
3.1.4.	Lectura.....	57
3.1.5.	Memoria FIFO.....	58
3.1.6.	Digitalización de la señal	59
3.2	FIRMWARE DEL ELECTROMIÓGRAFO.....	62
	Conclusiones	65
CAPÍTULO IV		66
SOFTWARE DEL SISTEMA		66
4.1	SOFTWARE DE ADQUISICIÓN	66
4.2	SOFTWARE DEL EMG.....	75
	Conclusiones	76
CAPÍTULO V		77
RESULTADOS EXPERIMENTALES.....		77
5.1	Electrocardiógrafo.....	77
5.1.2.	Pruebas de adquisición de las derivaciones bipolares simultáneamente.....	84
5.2	Pruebas experimentales de la adquisición de las señales EMG.....	90
5.3	Firmware	92
5.4	Software	96
	Conclusiones	101
CONCLUSIONES GENERALES		102

REFERENCIAS.....	104
APÉNDICE A.....	106
APÉNDICE B.....	107
APÉNDICE C.....	108

CONTENIDO DE ILUSTRACIONES

Figura 1. Estructura de una célula eucariota.....	2
Figura 2. Estructura de dos clases de neuronas. a) Neurona motora; b) Neurona sensitiva.....	4
Figura 3. Relación entre el SNC y SNP. Las neuronas sensitivas y motoras del SNP portan información hacia adentro, y hacia afuera, respectivamente, del SNC (cerebro y médula espinal).	5
Figura 4. La conducción de potenciales de acción en un axón amielínico.	7
Figura 5. Transmisión del pulso cardíaco a través de diferentes partes del corazón.	9
Figura 6. Descripción de la despolarización y repolarización sobre un ECG.	11
Figura 7. Elementos generales de un Electrocardiógrafo.	12
Figura 8. Ubicación de los electrodos para medir derivaciones bipolares.	13
Figura 9. Derivaciones unipolares en plano frontal. La figura (a) corresponde a la derivación aVR, la figura (b) corresponde a la derivación aVL y la figura (c) corresponde a la derivación aVF.	14
Figura 10. Ubicación en el pecho de las derivaciones precordiales.	15
Figura 11. a) Ilustración de un músculo que contiene dos unidades motoras. b) Se muestran una unidad motora única que consta de un axón motor ramificado y las tres fibras musculares que inerva.	17
Figura 12. Señal EMG obtenida con un electromiógrafo comercial.	18
Figura 13. Retículo sarcoplasmático.....	20
Figura 14. Organización del músculo esquelético, desde el nivel macroscópico hasta el nivel molecular.	21
Figura 15. Diagrama general del sistema de adquisición de señales bioeléctricas.	22
Figura 16. Latiguillos para ECG.....	23
Figura 17. Electrodo de succión para ECG.	24
Figura 18. Latiguillos con conector tipo banana.	24
Figura 19. Diseño PCB de Tarjeta de adquisición MIOCARD 1.0.....	25
Figura 20. Módulo de tarjeta hija con FPGA.....	25
Figura 21. Tarjeta de adquisición MIOCARD 1.0.....	26
Figura 22. Diagrama a bloques del ECG.	28
Figura 23. Diagrama a bloques de la etapa de amplificación y filtrado.	29
Figura 24. Amplificador de instrumentación AD8221.	31
Figura 25. Filtro Pasa Bajas de Primer Orden.	32
Figura 26. Filtro Pasa Altas de Primer Orden.	32
Figura 27. Amplificador Sumador Inversor.	33
Figura 28. Amplificador Inversor.	33
Figura 29. Diagrama electrónico de la primera etapa del circuito del ECG.	35
Figura 29a. Diagrama electrónico de la segunda etapa del circuito del ECG.	36
Figura 30. Comportamiento del filtro de rechazo de banda.....	38
Figura 31. Filtro de rechazo de banda de estructura VCVS.	39
Figura 32. Filtro pasa bajas de primer orden.....	40
Figura 33. Gráfica del comportamiento del filtro pasa bajas de primer orden.	41
Figura 34. Filtro pasa altas de primer orden.	42
Figura 35. Gráfica del comportamiento de un filtro pasa altas de primer orden.	43
Figura 36. Amplificador no inversor.	44
Figura 37. Amplificador sumador inversor.	45
Figura 38. Amplificador inversor.	45
Figura 39. Diagrama electrónico del EMG.....	47
Figura 40. Diagrama eléctrico del termómetro.	48
Figura 41. Diagrama general del firmware del sistema.	51
Figura 42. Diagrama del firmware del sistema.	52
Figura 43. Algoritmo de control y selección de canal.	54
Figura 44. Algoritmo etiquetado de señales.....	56

Figura 45. Algoritmo lectura de señales.....	57
Figura 46. Diagrama de flujo del algoritmo de conversión analógico-digital.....	61
Figura 47. Diagrama a bloques del firmware del EMG.....	62
Figura 48. Diagrama a bloques del firmware en Quartus II.....	64
Figura 49. Pantalla principal del software del sistema.....	67
Figura 50. Graficas de señales.....	67
Figura 51. Diagrama de flujo del funcionamiento del software.....	68
Figura 52. Proceso de lectura de datos.....	69
Figura 53. Organización de datos por canal.....	70
Figura 54. Organización de datos por canal.....	71
Figura 55. Arreglo de datos por canal.....	72
Figura 56. Arreglo de tiempo por canal.....	73
Figura 57. Proceso de graficado de señales.....	74
Figura 58. Graficas de señales en pantalla.....	75
Figura 59. Diagrama electrónico de la configuración del amplificador de instrumentación para obtener las señales del corazón.....	79
Figura 60. Se muestra el prototipo diseñado para probar el amplificador de instrumentación.....	79
Figura 61. Se muestran las señales obtenidas con el prototipo diseñado con las derivaciones DI y DII respectivamente.....	80
Figura 62. Prueba realizada a la etapa de filtrado del ECG.....	81
Figura 63. Prototipo de tarjeta con amplificadores de instrumentación.....	81
Figura 64. Circuitos electrónicos correspondientes a la etapa de pre amplificación y la de filtrado.....	82
Figura 65. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DI.....	82
Figura 66. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DII.....	83
Figura 67. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DIII.....	83
Figura 68. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DI y DII.....	84
Figura 69. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DI y DIII.....	84
Figura 70. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación V1.....	85
Figura 71. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación V2.....	86
Figura 72. Diferentes combinaciones de señales del ECG.....	86
Figura 73. PCB diseñado en Altium para obtener 6 señales del ECG.....	87
Figura 73a. Diseño finalizado de PCB para obtener 6 señales del ECG.....	88
Figura 74. PCB diseñado para obtener 6 señales del plano horizontal del ECG.....	88
Figura 75. Vista en 3D del PCB diseñado para obtener 6 señales del plano horizontal del ECG.....	89
Figura 76. PCB impreso para obtener 6 señales del plano horizontal del ECG.....	89
Figura 77. Muestra de señal del EMG con etapa de filtrado.....	90
Figura 78. Muestra de señal del EMG sin etapa de filtrado.....	91
Figura 79. Muestras de señal del EMG en diferentes sujetos de prueba.....	92
Figura 80. Prueba control del multiplexor.....	92
Figura 81. Control de flujo de datos.....	93
Figura 82. Etiqueta de canal.....	93
Figura 83. Petición de muestras.....	95
Figura 84. Petición de muestras a la memoria FIFO.....	95
Figura 85. Señal de prueba para el software.....	96
Figura 86. Derivaciones DI, DI y DIII en el software.....	97
Figura 87. Derivaciones AVR, AVL y AVF en el software.....	97
Figura 88. Derivaciones V1 a V6 en el software.....	98
Figura 89. Señal EMG en el software.....	99
Figura 90. Indicador de termómetro en el software.....	99

<i>Figura 91. Sistema completo del ECG.</i>	100
<i>Figura 92. Sistema del EMG.</i>	100
<i>Figura 93. Sistema del Termómetro.</i>	101

INTRODUCCIÓN

El tema de la salud es un objetivo estratégico para nuestro país y por ende de vital importancia para el estado de Puebla. Actualmente, el instrumental quirúrgico, hospitalario, equipo médico de cuidados intensivos, y en general el equipo electrónico asociado a la medicina es tecnología de importación. La dependencia tecnológica y el elevado costo del equipo hacen complicada y difícil la disponibilidad de equipar clínicas y hospitales con tecnología de punta. Por lo tanto, es un proceso no trivial llevar sistemas de salud de calidad a la sociedad.

En este contexto, la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla es una Institución que se ha comprometido y preocupado por mejorar la vida de la sociedad. Particularmente, el área de la Salud de la Institución ha visto fortalecida su infraestructura física y equipo especializado tanto en el Hospital Universitario, como en la Facultad de Medicina y Estomatología, proporcionando mejores servicios de salud, tanto a los universitarios como a la población de la región en general; sin embargo, la dependencia tecnológica aún subsiste incidiendo en un impacto reducido de dicho equipo especializado en la población.

Por otro lado, la aplicación del desarrollo de tecnología del área de Robótica y Automatización enfocadas al área de la medicina, han permitido generar sistemas con un mejor desempeño en su aplicación y además, proporcionar mayor seguridad, confiabilidad y comodidad en el uso de los mismos.

Específicamente, en aplicaciones enfocadas en la rehabilitación se ha buscado el desarrollo de sistemas que impacten en la mejora del paciente en un plazo de tiempo menor, mediante el uso de sistemas automatizados confortables que sean capaces de llevar a cabo procesos de adquisición de señales, monitoreo y de seguimiento de evolución del paciente. Aunque a la fecha ya se encuentran, de manera comercial, equipos que cumplen con algunas de las características antes mencionadas, una vez adquirido y aplicado el sistema surgen nuevas necesidades o características para mejorar el desempeño y las aplicaciones de los mismos, siendo necesario modificar el sistema original.

El poder contar de una manera accesible con sistemas en los cuales es posible adecuar las necesidades que los médicos especialistas consideran indispensables para optimizar su desempeño, mejorar y/o agregar más aplicaciones de las que el mismo ya tiene, permitirá

que la actualización y optimización de estos sea de manera rápida y más económica, en beneficio del usuario.

La medicina de rehabilitación pretende mejorar el nivel funcional de un individuo a través del diagnóstico y tratamiento médico de sus problemas de salud. La rehabilitación física y funcional es un proceso puesto en marcha para las personas (y su entorno cercano) que presentan deficiencias e incapacidades, sean temporales o permanentes con el fin de restablecer o compensar la pérdida funcional para un funcionamiento óptimo en interacción con el entorno, y de prevenir o disminuir el deterioro funcional. Para hacerlo, a la persona se le proponen ejercicios, se le dan consejos y medidas educativas, se proponen ayudas técnicas y se realizan adaptaciones del entorno [1].

Los Programas de Rehabilitación Cardíaca consisten en enseñar a los pacientes que ya han adquirido la enfermedad cardíaca a vivir plenamente con ella.

La Rehabilitación Cardíaca es un conjunto de tratamientos curativos y preventivos, es una rehabilitación y/o readaptación. Las innovaciones y logros de la Cardiología en los últimos 30 años han sido espectaculares, equipos, medicamentos, añadiendo estudios epidemiológicos; pero en cifras absolutas las enfermedades del corazón siguen teniendo el primer lugar. Por eso la prevención primaria y secundaria se impone y son prioritarias y el fin primordial de la Rehabilitación Cardíaca es que el paciente vuelva a encontrarse en un lugar lo más normalmente posible.

La Rehabilitación Cardíaca es el conjunto de actividades necesarias para asegurar a los cardiopatas una condición física, mental y social óptimas que les permita ocupar por sus propios medios un lugar tan normal como les sea posible en la sociedad.

La electromiografía (EMG) es una técnica que permite el estudio de los potenciales de acción del músculo. Aporta información sobre el estado en que se encuentran los diferentes componentes de la unidad motora (UM). La exploración electromiográfica no es una técnica estándar, sino que debe ser dirigida por el especialista, después de realizada una historia y exploración clínicas, en función de la sintomatología que refiera el paciente y de los hallazgos que se vayan obteniendo [1].

Los equipos de EMG para el registro y análisis de los potenciales de acción del músculo y nervio están compuestos por electrodos de superficie o aguja que captan la señal y una vez amplificados y filtrados son convertidos en señal digital. Hoy en día los aparatos tienen

incorporados unidades de estimulación, líneas de retraso, sistemas de almacenamiento de señales, etc. Además de la señal digital visual, los aparatos de EMG tienen altavoces para la captación acústica de la señal analógica, cuya información es fundamental para la interpretación de ciertos hallazgos como las fibrilaciones, descargas miotónicas, potenciales polifásicos, etc. Toda esta información, una vez registrada y almacenada, puede ser visualizada en la pantalla, y posteriormente impresa en papel o guardada en la memoria.

La población que cuenta con algún tipo de padecimiento físico, es un grupo de especial atención, básicamente porque es un fenómeno social que interesa desde diversas perspectivas a los sectores de la administración pública, a las instituciones privadas y a las organizaciones no gubernamentales. Este tipo de limitaciones afecta no sólo a la persona, sino también al núcleo familiar y a la comunidad de la que forma parte; sus dimensiones sociales y económicas, así como sus consecuencias para la salud pública adquieren otra magnitud. Las personas con padecimientos en su salud no presentan únicamente una limitación física en sus funciones (que se traduce en un déficit en la realización de sus actividades), sino también muestran un desajuste psicológico y una limitación en su desarrollo socioeconómico, educativo y cultural.

La OMS durante los años noventa estimó que aproximadamente 10% de la población mundial tiene alguna discapacidad, esto varía de país en país dependiendo de la definición utilizada y de los acontecimientos sociales o naturales que los hayan afectado tales como epidemias, guerras y catástrofes naturales, entre otros. Muchos países han realizado esfuerzos para disponer de cifras que sirvan de insumo para el diagnóstico, la evaluación y el seguimiento de las acciones que aseguren la integración social de las personas con discapacidad; entre los métodos para obtener información, se encuentran los registros administrativos, las encuestas y los censos [2].

En México, existen más de dos millones de personas que cuentan con algún tipo de discapacidad. Esto representa el 2.31% de la población nacional de acuerdo con el Censo Nacional de Población y Vivienda proporcionado por el Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI) de México. Hoy en día, las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muertes en México y la segunda en el estado de Puebla, responsables de un alto porcentaje de muertes registradas en el país y algunas de ellas debidas a la falta de seguimiento en el tratamiento. La Asociación Nacional de Cardiólogos al Servicio de los Trabajadores del Estado (ANCISSTE) destaca que el apego al tratamiento médico puede reducir hasta un 80 por ciento el riesgo a un evento de este tipo [2].

En la ciencia médica existen diversos tipos de herramientas que son utilizados como auxiliares en la detección, el tratamiento y el monitoreo de ciertas enfermedades o patologías que se presentan frecuentemente en el ser humano.

El papel de la electricidad con relación al sistema nervioso surgió de la observación de los efectos de la aplicación de la misma al organismo, y eventualmente, del descubrimiento que tanto músculos como nervios podían ser fuentes de esta energía. Éste descubrimiento fue la base del diagnóstico eléctrico o electrodiagnóstico.

En el siglo XIX, a raíz del descubrimiento de Galvani y Volta, muchos autores comenzaron a publicar sobre curaciones mediante galvanismo. Tras el descubrimiento de la inducción eléctrica por Michael Faraday en 1831, éste tipo de electricidad se incorporó a la terapéutica. Poco después, Duchenne de Boulogne (1806-1875) subrayó el hecho de que ciertos músculos paralizados conservan excitabilidad por corriente farádica, mientras que otros lo perdían. A partir de esto, podía diferenciarse entre parálisis central y periférica, lo que condujo a la aplicación práctica del electrodiagnóstico [3].

En el siglo XX, el electrodiagnóstico fue perfeccionado por Edgar Douglas Adrian y Bronk Detlev con la aguja coaxial en 1929, base de la electromiografía actual.

El electrodiagnóstico incluye: Electroencefalografía, electromiografía, potenciales provocados por estimulación sensorial (espinal y cerebral), registro de potenciales de acción de un nervio-conducción nerviosa y electrorretinograma. Todos ellos tienen alguna relación con los escritos de Galvani realizados en 1791. Richard Caton en 1875 fue el primero en descubrir la electroencefalografía (EEG) y detectar el cambio en el potencial provocado por estimulación visual y su aplicación a la localización cortical. El electrodiagnóstico se ha diversificado y ampliado enormemente gracias a los equipos computarizados que utilizan conversión analógica-digital [4,5].

El electrocardiograma es un estudio de la actividad eléctrica del corazón, con la finalidad de poder determinar algunas anomalías en el funcionamiento de este, ya que las células cardíacas producen los estímulos para que el músculo cardíaco pueda trabajar de una manera adecuada, si existe un mal funcionamiento del corazón, el electrocardiograma permite conocer la actividad del corazón y conforme a esto poder hacer un análisis de los resultados para determinar si existe algún tipo de enfermedad o problema en el corazón.

Los primeros estudios de la actividad eléctrica del corazón, fueron realizados en el siglo XIX.

- 1842 El físico italiano Carlo Matteucci muestra como la corriente eléctrica acompaña a cada latido cardíaco.
- 1843. El fisiólogo alemán Emil Dubois-Reymond describe un «potencial de acción» acompañando a cada contracción muscular y confirma el descubrimiento de Matteucci, en ranas.
- 1878. El fisiólogo británico John Burden Sanderson y Frederick Page registran la corriente eléctrica del corazón con un electrómetro capilar y muestran como tiene dos fases (posteriormente denominadas QRS y T).
- 1887. El fisiólogo británico Augustus D. Waller publica su primer electrocardiograma humano realizado a Thomas Goswell técnico de laboratorio.
- 1895. Einthoven usando un electrómetro improvisado y una fórmula de corrección desarrollada independientemente de la de Burch, distingue cinco deflexiones a las cuáles él denomina con las letras P, Q, R, S y T.
- 1902. Einthoven publica el primer electrocardiograma recogido con un galvanómetro de cuerda.
- 1906. Einthoven publica por vez primera un texto con electrocardiogramas normales y patológicos registrados con un galvanómetro de hilo. Hipertrofia ventricular izquierda y derecha, hipertrofia auricular izquierda y derecha, onda U (por vez primera), complejos QRS mellados, latidos prematuros ventriculares, bigeminismo ventricular, flutter auricular y bloqueos cardíacos completos fueron descritos en el texto.
- 1942. Emanuel Goldberger aumenta el umbral de las derivaciones aVR, aVL y aVF, que junto a las 3 derivaciones de Einthoven (I, II y III) y a las 6 derivaciones precordiales completan el electrocardiograma convencional de 12 derivaciones.

Registro ambulatorio de ECG (Holter)

En los años cuarenta Norman J. Holter inventó el primer equipo portátil capaz de registrar el electrocardiograma de un paciente durante 24 horas (pesaba 40 Kg). A partir de ahí es que todos los equipos sucesores capaces de cumplir con dicha función llevan el nombre Holter en su honor. Una de las grandes ventajas de estos equipos es que permiten registrar en forma continua la actividad eléctrica del corazón de un paciente durante su vida normal, brindando así información que no se podría obtener en una clínica.

Por esto, gracias al avance tecnológico tan rápido que existe en estos días, se busca crear nuevos diseños y técnicas para la medición.

En la medicina existen diversos tipos de herramientas que son utilizadas como auxiliares en la detección, tratamiento y monitoreo de ciertas enfermedades o patologías presentes en el ser humano.

Sin embargo, a pesar de que todas las personas con algún tipo de padecimiento deberían tener las mismas oportunidades para realizarse estudios, análisis, tratamientos y evaluar su mejora, esto no es posible, ya que en nuestro país no se desarrolla la tecnología ni los instrumentos necesarios para tratar este tipo de padecimientos, por lo tanto, tienen que ser importados de otros países donde sí se desarrollan, lo cual hace más difícil su adquisición y eleva los costos de los tratamientos y análisis de dichas patologías.

Es por esto que este trabajo tiene como objetivo general:

Desarrollar un sistema de adquisición de datos para utilizarlo en rehabilitación, en el cual se creará un dispositivo capaz de obtener señales bioeléctricas procedentes del cuerpo humano, correspondientes a estudios de electromiografía y electrocardiografía, así también poder hacer un censado de la temperatura corporal del paciente mientras se está realizando los estudios.

Como objetivos particulares se tomarán en cuenta los siguientes puntos:

Se revisarán bibliográficamente las señales eléctricas de los músculos, del corazón y de la temperatura corporal.

Se realizarán los ajustes necesarios para poder adquirir las tres señales por medio de la tarjeta de adquisición MIOCARD 1.0.

Se diseñará el firmware necesario para el sistema de adquisición de señales.

Se diseñará el software del sistema para hacer posible la adquisición de las señales y poder interpretarlas en una PC.

Se realizarán las pruebas experimentales del sistema diseñado y se publicarán los resultados.

La organización del trabajo planteado para la obtención del grado, se estructura de la siguiente manera:

En el capítulo I se describirán las señales bioeléctricas procedentes del cuerpo humano, la manera en que se generan y se transmiten dentro del cuerpo, los tipos de señales que competen para el propósito de este trabajo, así como la forma en que es posible su adquisición, para posteriormente poder hacer un registro, procesamiento y análisis.

En el capítulo II se describe el hardware de cada uno de los sistemas que integran este proyecto, el diseño de las etapas de pre amplificación, las etapas de filtrado, el diseño y la instrumentación de cada uno de los sistemas, así también la tarjeta de adquisición de datos MIOCARD 1.0 anteriormente creada para la captura, registro y procesamiento de señales bioeléctricas.

En el capítulo III se describe el firmware del sistema, el cual se desarrolla en el ambiente de programación de Quartus II. Éste será la interfaz entre las comandas que recibe el FPGA y su parte electrónica, ya que mediante esta se podrán ejecutar las órdenes requeridas externamente por el usuario.

En el capítulo IV se describe el software del sistema en general, diseñado en el ambiente de programación de LabView. Se explica con detalle la interfaz diseñada para la interacción del usuario con el sistema de adquisición, donde se seleccionará la señal que se requiere visualizar en una PC.

En el capítulo V, como último capítulo se presentan los resultados experimentales realizados para cada una de las etapas del sistema y en conjunto la integración de dichas etapas para realizar pruebas experimentales con sujetos de prueba en el laboratorio y finalmente se cumplan los objetivos para este trabajo.

CAPÍTULO I

DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

1.1 SEÑALES BIOELÉCTRICAS

Las señales bioeléctricas son señales provenientes del cuerpo humano, producidas debido al desplazamiento de iones en disolución (portadores de carga en los fluidos orgánicos), especialmente los correspondientes al sodio(Na^+), potasio(K) y cloro (Cl). Este desplazamiento es producido gracias a las diferencias de concentración de fluidos orgánicos que son: el líquido extracelular, el intersticial y el intracelular. El movimiento de estas partículas con carga eléctrica se llama difusión y se realiza generalmente de las zonas con mayor concentración a las más diluidas.

Los electrodos son dispositivos que tienen la capacidad de recibir el voltaje generado por las reacciones mencionadas y lo pueden transmitir, sin embargo los niveles de voltaje que se manejan en estas señales se encuentran en el orden de los microvolts (μV) hasta los milivolts (mV), lo que ocasiona cierta dificultad en su medición [7].

La señales bioeléctricas tienen su origen en la membrana de la célula, en el límite entre el medio intracelular y el extracelular. La membrana celular está formada por una película biomolecular de lípido y proteínas incrustadas que le confieren elasticidad. Esta impide el paso de sustancias hidrosolubles y permite el paso de sustancias liposolubles (oxígeno, alcoholes) del exterior al interior de la célula.

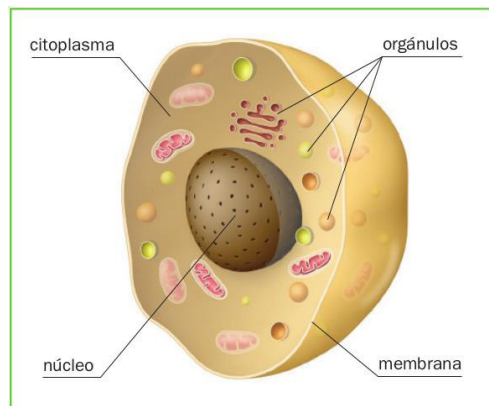


Figura 1. Estructura de una célula eucariota.

La membrana, formada por lípidos, es un dieléctrico (aislante) que separa dos medios que son buenos conductores; de esta manera se comporta como un condensador, siendo el exterior positivo y el interior de la célula negativo. Como respuesta a ciertos estímulos “despolarizantes”, el potencial intracelular se invierte (se hace positivo respecto al extracelular) momentáneamente, para retornar posteriormente a su estado inicial.

Los órganos del cuerpo están constituidos por cuatro tejidos básicos diferentes, cada uno de los cuales presenta sus propias características estructurales y funcionales. Las actividades e interacciones de estos tejidos determinan la fisiología de los organismos.

Tejido muscular: Especializado en la contracción. Para este existen tres tipos de tejido muscular:

- **Músculo esquelético:** Se denomina a menudo *músculo voluntario* debido a que su contracción está controlada por la voluntad de la persona. Presenta estriaciones o bandas que se extienden en las fibras musculares con una orientación transversal, esto se debe a una disposición característica de las proteínas contráctiles.
- **Músculo cardíaco:** Es un músculo estriado con características funcionales que lo colocan entre el músculo esquelético y el músculo liso. Sus fibras presentan en su citoplasma una estriación transversal. Se trata de un tejido muscular de contracción involuntaria y rítmica. Sólo existe en el corazón y está constituido por células miocárdicas.
- **Músculo liso:** Se encuentra en las paredes de las arterias y venas pequeñas como en órganos huecos (intestino, vejiga, útero, estómago) y se caracterizan por no activarse bajo

control consciente (involuntario). Está a cargo de sistema nervioso autónomo. Sus células son estrechas y largas y al microscopio, sus células individuales, no muestran estriaciones transversales, por lo que son lisas.

Tejido nervioso: está constituido por células nerviosas, o neuronas, que son células especializadas en la generación y conducción de impulsos eléctricos, y por células de sostén que proporcionan soporte anatómico y funcional a las neuronas.

Tejido epitelial: está constituido por células que forman membranas que cubren y revisten superficies corporales y por glándulas que proceden de estas membranas.

Tejido conjuntivo: se caracteriza por presentar una gran cantidad de material extracelular en los espacios que existen entre sus propias células. Este material puede ser de tipos diferentes con disposiciones distintas y según ello se reconocen varios tipos de tejidos conjuntivos, que son el tejido conjuntivo propiamente dicho, el cartílago, el hueso y la sangre [8].

1.1.1 El Sistema Nervioso

El sistema nervioso está compuesto por **neuronas**; encargadas de producir impulsos electroquímicos y a su vez conducirlos ayudadas por células de sostén en sus diferentes funciones.

El sistema nervioso se divide en Sistema Nervioso Central (SNC), el cual incluye el encéfalo y la médula espinal, y en Sistema Nervioso Periférico (SNP), que comprende los pares craneales que surgen desde el encéfalo y los nervios espinales que surgen a partir de la médula espinal.

El sistema nervioso está compuesto solo por dos tipos de células: neuronas y células de sostén. Éstas son las subunidades estructurales y funcionales básicas del sistema nervioso; están especializadas para responder a estímulos físicos y químicos, conducir impulsos electroquímicos y liberar reguladores químicos. Por medio de estas actividades, las neuronas permiten la percepción de estímulos sensoriales, el aprendizaje y el control de músculos así como de glándulas. Las **células de sostén** ayudan a las funciones de las neuronas y son cerca de cinco veces más abundantes que las neuronas.

Aunque las **neuronas** no tienen un estándar para su forma y tamaño, por lo general están conformadas por tres regiones principales: 1) Cuerpo celular, 2) Dendritas y 3) Axón (ver

figura 2). En los cuales puede hacerse referencia a los axones y dendritas como *prolongaciones*, o extensiones del cuerpo celular.

El **cuerpo celular** es la porción agrandada de la neurona, en ella está contenido el núcleo. Podría decirse que es el “centro nutricional” de la neurona.

Las **dendritas** son prolongaciones delgadas y ramificadas que se extienden desde el citoplasma del cuerpo celular. Estas proporcionan un área receptiva que permite transmitir pulsos electroquímicos graduados hacia el cuerpo celular.

El **axón** es una prolongación aún más larga que conduce impulsos, llamados *potenciales de acción* desde el cuerpo celular hacia la periferia. La longitud de los axones varía desde 1mm hasta 1m o más de largo (para los que se transmiten desde el SNC hasta el pie). La parte donde se originan los potenciales de acción es llamada *cono del axón* [9].

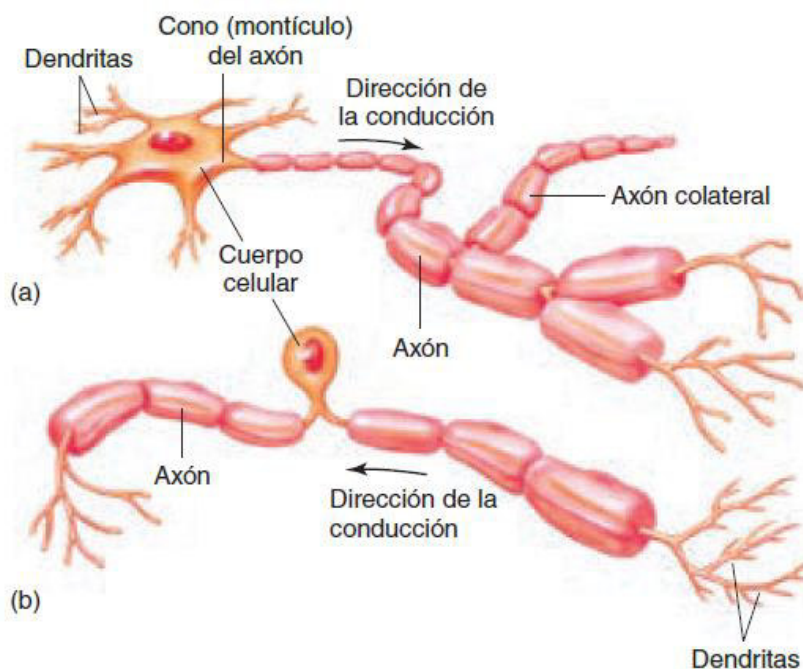


Figura 2. Estructura de dos clases de neuronas. a) Neurona motora; b) Neurona sensitiva.

Las neuronas pueden clasificarse por su función o su estructura. La clasificación funcional está basada en la dirección en la cual se conducen los impulsos. Las **neuronas sensoriales o aferentes**, conducen impulsos desde receptores sensoriales *hacia* el SNC. Las **neuronas motoras o eferentes**, conducen impulsos *hacia afuera* del SNC, siendo esto hacia órganos efectores (músculos o glándulas). Las **neuronas de asociación o interneuronas**, están

localizadas por completo dentro del SNC y desempeñan funciones de asociación o de integración del sistema nervioso.

Existen dos tipos de **neuronas motoras**: somáticas y autonómicas. Las primeras se encargan del control tanto voluntario como reflejo de los músculos esqueléticos. Las segundas se encargan de inervar los efectores involuntarios: músculo liso, cardíaco y glándulas.

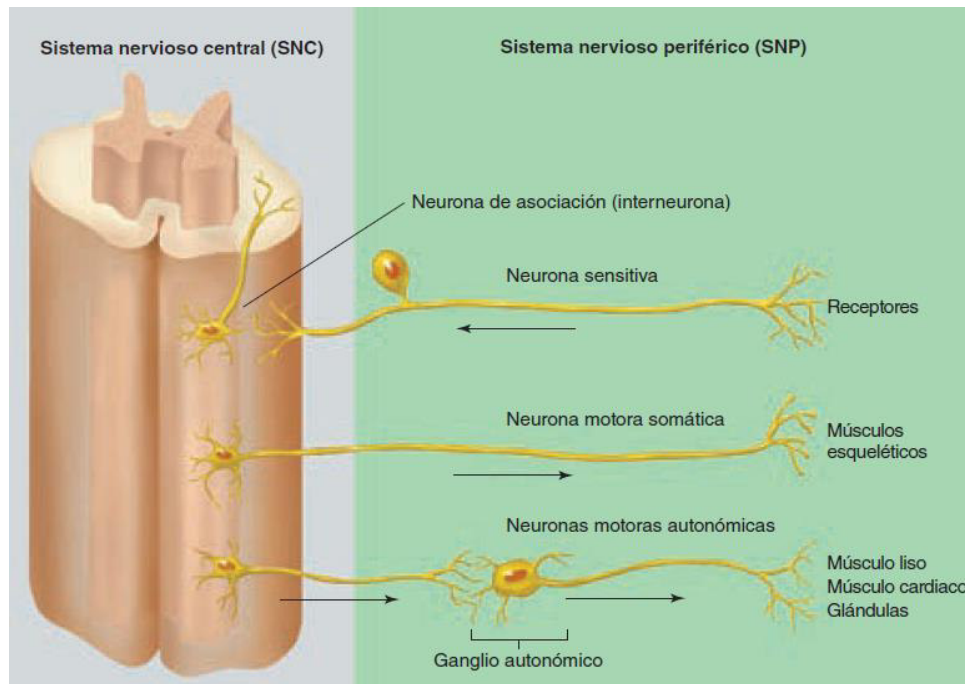


Figura 3. Relación entre el SNC y SNP. Las neuronas sensitivas y motoras del SNP portan información hacia adentro, y hacia afuera, respectivamente, del SNC (cerebro y médula espinal).

1.1.2 El Potencial de Acción

El llamado potencial de acción es la señal que se transmite por el axón y desencadena la contracción a nivel del *músculo*, es generado gracias a la permeabilidad de la membrana del axón al Na⁺ y al K⁺, ya que cuenta con canales con compuertas que se abren en respuesta a la estimulación. La difusión de estos iones ocurre en dos etapas; primero, el Na⁺ se mueve hacia el axón, después el K⁺ se mueve hacia afuera; este flujo de iones y los cambios en el potencial de la membrana constituyen dicho evento.

Todas las células del cuerpo mantienen una diferencia de potencial (Voltaje) a través de la membrana, o potencial de membrana en reposo (**rpm**, de *resting membrane potential*), en el cual el interior de la célula tiene carga negativa en comparación con el exterior de la

célula. Esta diferencia de potencial depende en gran parte de las propiedades de permeabilidad de la membrana plasmática. La membrana atrapa dentro de la célula moléculas orgánicas grandes, con carga negativa, y permite sólo difusión limitada de iones inorgánicos que tienen carga positiva. Estas propiedades dan por resultado una distribución desigual de estos iones a través de la membrana. La acción de las bombas de Na^+/K^+ también ayuda a mantener una diferencia de potencial porque bombean hacia fuera tres iones sodio (Na^+) por cada dos iones potasio (K^+) que transportan hacia la célula. Como resultado de estas variaciones de iones, la concentración de Na^+ es más alta en el líquido extracelular que dentro de la célula, mientras que la concentración de K^+ es más alta dentro de la célula. Aunque todas las células tienen un potencial de membrana, sólo algunos tipos de células alteran su potencial de membrana en respuesta a la estimulación. Esas alteraciones del potencial de membrana se logran al variar la permeabilidad de la membrana a iones específicos en respuesta a la estimulación. Un aspecto fundamental de las características fisiológicas de las neuronas y las células musculares es su capacidad para producir y conducir estos cambios del potencial de membrana. A esa capacidad se le puede denominar *excitabilidad o irritabilidad* [9].

1.1.3 Conducción de Impulsos Nerviosos

Cada potencial de acción “inyecta” cargas positivas que se propagarán hacia regiones adyacentes. La región que acaba de producir un potencial de acción es refractada. La siguiente región, que aún no ha sido estimulada con anterioridad, está parcialmente despolarizada. Como resultado, sus compuertas de Na^+ reguladas por voltaje se abren y el proceso se repite constantemente; con esto, segmentos sucesivos del axón regeneran y “conducen” el potencial de acción. En la figura a continuación puede observarse el proceso de conducción en un axón amielínico [9].

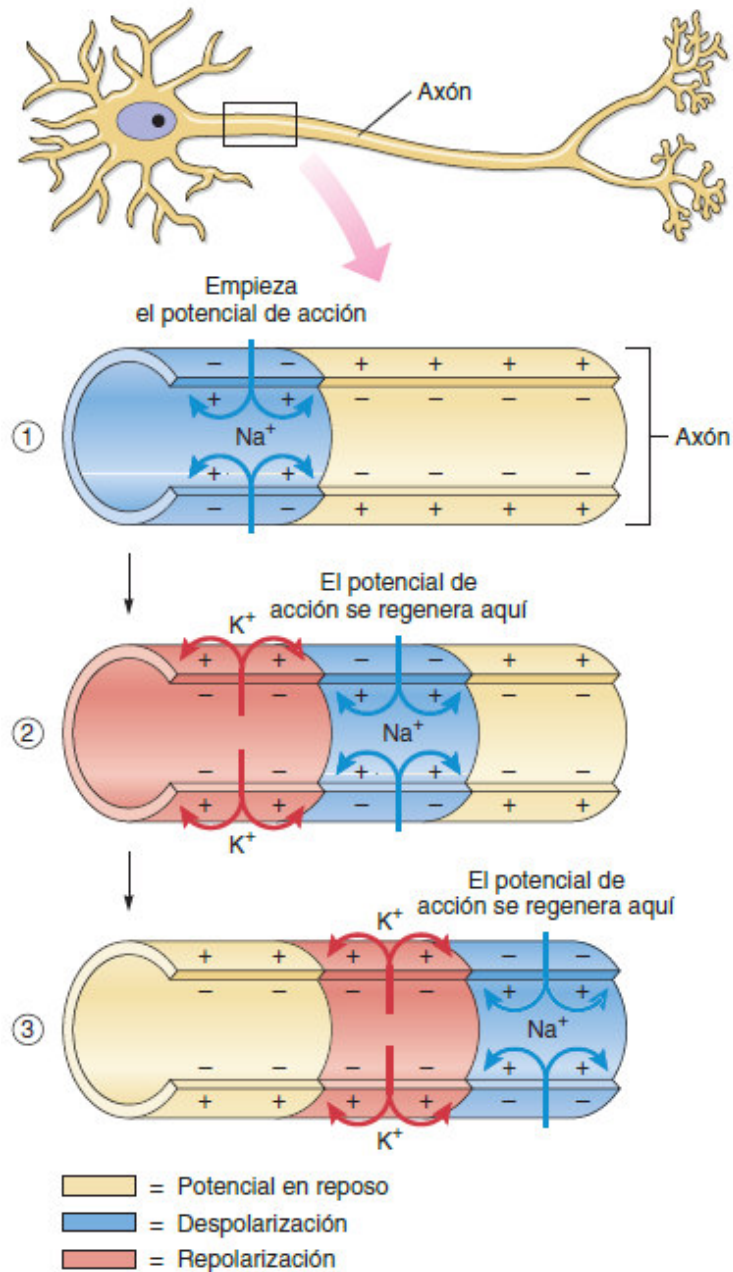


Figura 4. La conducción de potenciales de acción en un axón amielínico.

1.1.4 Sinapsis

Una sinapsis es la conexión funcional entre una neurona y una segunda célula. En el SNC, esta otra célula es otra neurona; en el SNP, la otra célula puede ser una neurona o una célula efectora en un músculo o una glándula. Existen dos tipos principales de sinapsis:

sinapsis química y sinapsis eléctrica. Casi todas las sinapsis utilizadas para la transmisión de señales en el SNC del ser humano son sinapsis químicas. En ellas la primera neurona segrega un producto químico denominado *neurotransmisor* a nivel de la terminación nerviosa, que a su vez actúa sobre las proteínas receptoras presentes en la membrana de la neurona siguiente para excitarla, inhibirla o modificar su sensibilidad de algún modo. Por el contrario, las ***sinapsis eléctricas*** se caracterizan por la presencia de unos canales fluidos abiertos que conducen electricidad directamente desde la célula a la siguiente. La mayoría de ellos consta de pequeñas estructuras proteicas tubulares llamadas uniones en hendidura que permiten el movimiento libre de los iones desde el interior de una célula hasta el interior de la siguiente [9,10].

1.2 TIPOS DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS

Todas las señales bioeléctricas se obtienen con distintos fines, por ello existen distintas clasificaciones de las mismas por el tipo de gráfica que se obtiene en su estudio. Para ello se pueden establecer características y diseños electrónicos con etapas de amplificación y filtrado para obtener cada una de estas señales. Las más utilizadas son las correspondientes a la Electrocardiografía (ECG), la Electromiografía (EMG), Electroencefalografía (EEG) y las señales correspondientes al Electrooculograma (EOG).

1.2.1 La señal ECG

Cuando el impulso cardiaco atraviesa el corazón, la corriente eléctrica también se propaga desde el corazón hacia los tejidos adyacentes que lo rodean. Una pequeña parte de la corriente se propaga hacia la superficie corporal. Si se colocan electrodos en la piel en los lados opuestos del corazón se pueden registrar los potenciales eléctricos que se generan por la corriente; el registro se conoce como *electrocardiograma* [10].

1.2.1.1 El Ciclo Cardiaco

El ciclo cardiaco alude al patrón repetido de contracción y relajación del corazón. La fase de contracción se denomina sístole y la fase de relajación diástole. Cuando se utilizan estos términos sin referirse a cavidades concretas aluden a la contracción y relajación de los

ventrículos. Aunque también existen una sístole y una diástole auriculares. Por lo tanto el corazón tiene una acción de bombeo en dos etapas. Las aurículas: derecha e izquierda se contraen de forma casi simultánea, seguidos de la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo 0.1 a 0.2 segundos después. Durante el tiempo en que están relajadas tanto las aurículas como los ventrículos, el retorno venoso de sangre llena las aurículas. La generación de presión resultante hace que se abran las válvulas AV y que la sangre fluya de las aurículas a los ventrículos.

La contracción de los ventrículos en la sístole expulsa aproximadamente dos tercios de la sangre que contienen dejando un tercio de la cantidad inicial en el ventrículo. Los ventrículos se llenan entonces de sangre durante el siguiente ciclo. A una frecuencia de 0.8 segundos; de ellos 0.5 segundos son utilizados en la diástole y la sístole ocupa 0.3 segundos.

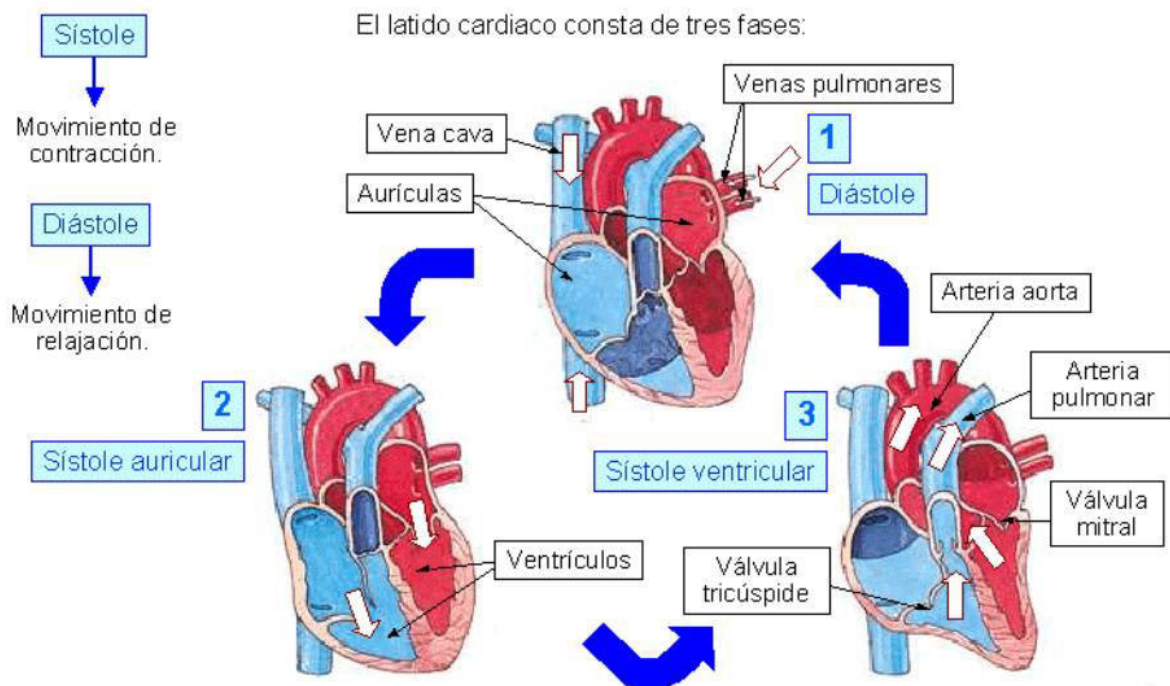


Figura 5. Transmisión del pulso cardiaco a través de diferentes partes del corazón.

1.2.1.2 El Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG/EKG, por sus siglas en alemán Elektrokardiogramm) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, sirve para conocer el ciclo cardíaco y estudiar algunas deficiencias del corazón, que pueden ser defectos del miocardio, agrandamiento del corazón, defectos congénitos, enfermedades de válvula cardíaca,

enfermedades de la arteria coronaria, arritmias, taquicardia, etc. El corazón es un tejido formado por fibras musculares llamado **miocardio** y sus tejidos son los responsables de la contracción. Produce potenciales de acción con una frecuencia aproximadamente desde 1 Hz (un latido por segundo), que se propagan a las aurículas provocando su contracción. Estos potenciales también se propagan hacia los ventrículos a través de las vías internodales hasta alcanzar el nodo aurículo-ventricular (A-V) donde las aurículas se contraen para que la sangre que todavía permanece en ellas pase a los ventrículos, proceso llamado sístole auricular. El espectro de esta señal se extiende desde 0.01 Hz hasta los 150 Hz. Y la amplitud típica en QRS es de 1 milivolt (mV).

Contracción del Músculo Cardíaco:

Cada ciclo cardíaco produce tres ondas del ECG diferenciadas que se denominan onda P, complejo QRS y onda T. El electrocardiograma normal está formado por dicho conjunto, aunque cabe destacar que estas ondas no son potenciales de acción; sino que representan variaciones del potencial entre dos regiones de la superficie del corazón producidas por los efectos compuestos de los potenciales de acción de numerosas células miocárdicas. Por ejemplo, la propagación de la despolarización a través de las aurículas provoca una diferencia de potencial indicada por una deflexión hacia arriba en la línea del ECG [3]. Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos y las distancias entre ondas se denominan intervalos. El ECG se puede dividir en los siguientes intervalos y segmentos:

Onda P: En condiciones normales es la primera marca reconocible en el ECG. Corresponde a la llegada de la señal de activación a las aurículas. Su duración es menor de 100ms y su voltaje no excede los 0.25mV.

Intervalo PR: muestra el período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo auriculoventricular. Su duración debe estar comprendida entre los 120 y 200ms.

Complejo QRS: es la marca más característica de la señal electrocardiográfica. Representa la llegada de la señal de activación a ambos ventrículos. Su duración es de 80 a 100ms.

Segmento ST: comprende desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T.

Onda T: corresponde a la repolarización ventricular, aparece al final del segmento ST, su amplitud es de 0.1- 0.5mV.

Intervalo QT: comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y repolarización ventricular. Su duración estará entre 350 y 440 ms [11].

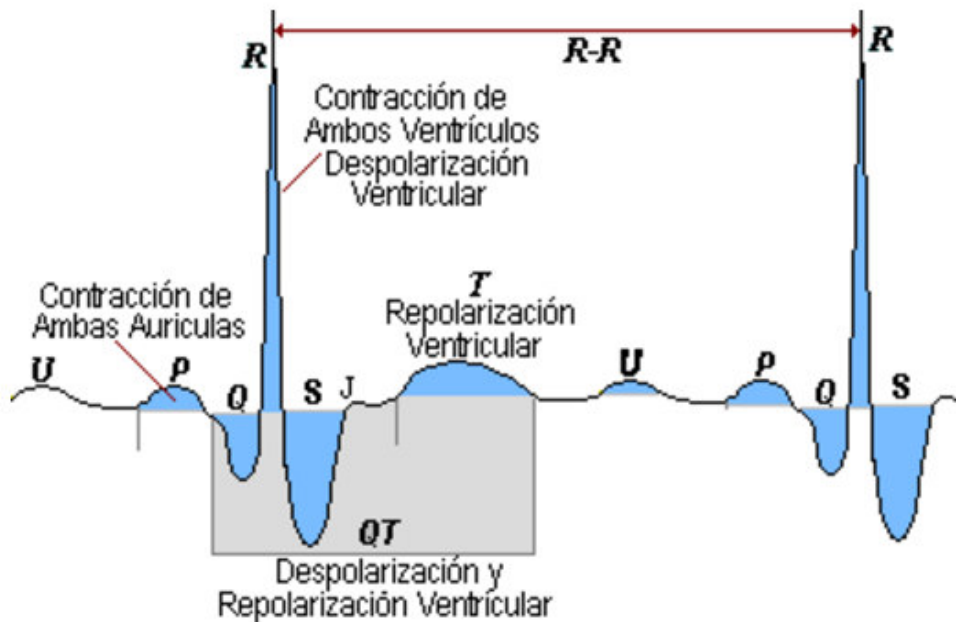


Figura 6. Descripción de la despolarización y repolarización sobre un ECG.

1.2.1.3 El Electrocardiógrafo

Para poder registrar las señales eléctricas que produce el corazón se utiliza un aparato llamado electrocardiógrafo que es el que muestrea la señal eléctrica del corazón, el electrocardiógrafo está compuesto por cuatro partes: un amplificador, un galvanómetro, un sistema de inscripción y un sistema de calibración. Los estímulos que produce el corazón al contraerse producen una diferencia de potencial que puede ser medida y manipulada. La señal se adquiere a través de cables conectados en el cuerpo del individuo llamados electrodos, ésta es enviada a un amplificador que aumenta la pequeña señal adquirida regularmente en el orden de milivolts y se conecta a un galvanómetro, el cual imprime una gráfica correspondiente al nivel de la corriente eléctrica en un papel milimetrado. El electrocardiógrafo tiene un sistema de calibración y filtrado que evita que otro tipo de señales interfieran con la señal eléctrica cardiaca, a su vez, esto permite la calibración del

electrocardiograma de manera que un potencial eléctrico de 1 milivolt produzca un desplazamiento de la aguja inscriptora de 1cm [11].

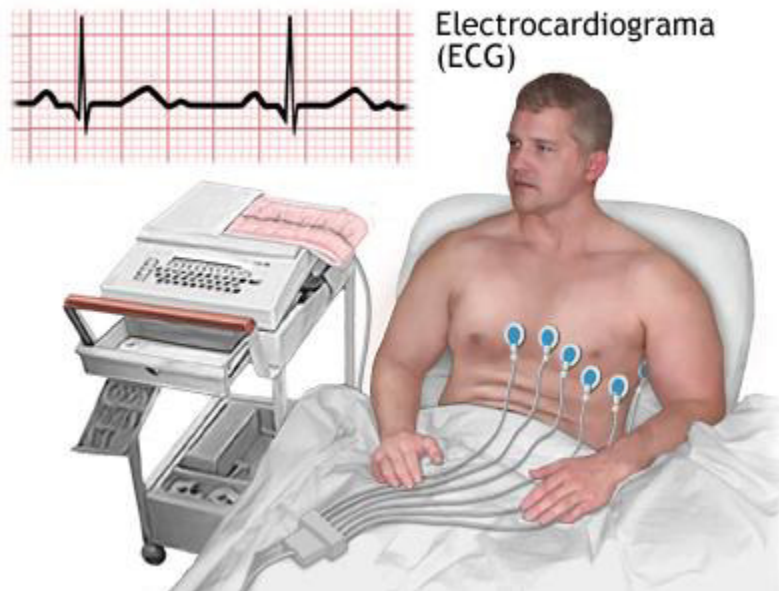


Figura 7. Elementos generales de un Electrocardiógrafo.

En algunos casos las corrientes eléctricas que genera el musculo cardiaco durante los latidos del corazón modifican los potenciales y polaridades eléctricos de los lados respectivos del corazón en menos de 0.01 segundos. Por esto, es esencial que cualquier aparato que se utilice para registrar electrocardiogramas pueda responder rápidamente a estos cambios de los potenciales.

1.2.1.4 Las Derivaciones

En el momento se dispone de un sistema de 12 derivaciones, los cuales permiten observar la actividad eléctrica desde 12 posiciones diferentes. Las derivaciones son las siguientes:

- Derivaciones bipolares: DI, DII, DIII
- Derivaciones unipolares: aVR, aVL, aVF
- Derivaciones precordiales: V1, V2, V3, V4, V5, V6

Derivaciones bipolares: Registran la diferencia de potencial entre las extremidades del cuerpo de la siguiente forma:

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

La figura a continuación presenta la ubicación de los electrodos para lograr medir las derivaciones bipolares:

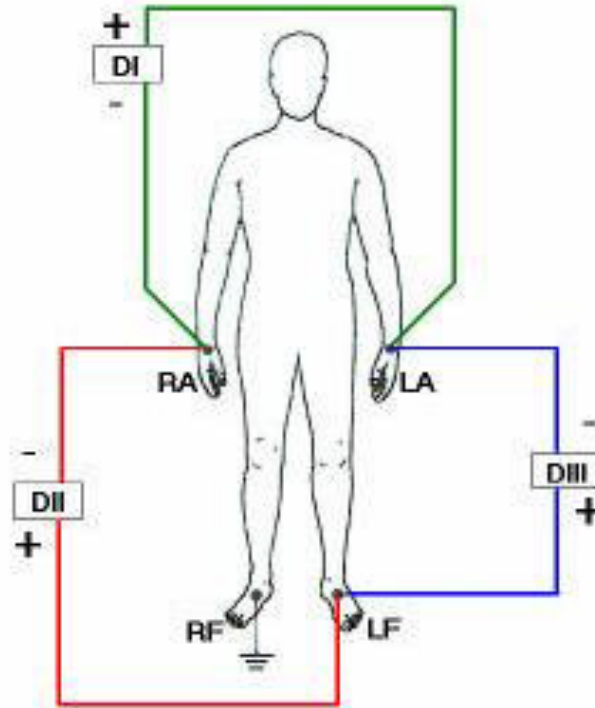


Figura 8. Ubicación de los electrodos para medir derivaciones bipolares.

Estas tres derivaciones forman un sistema triaxial, llamado triángulo de Einthoven.

Derivaciones unipolares: Forman el plano frontal. Se denominan aumentadas (a) porque miden los potenciales absolutos de las siguientes extremidades:

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

La figura que continúa ilustra la ubicación de los electrodos para medir la actividad eléctrica en el plano frontal:

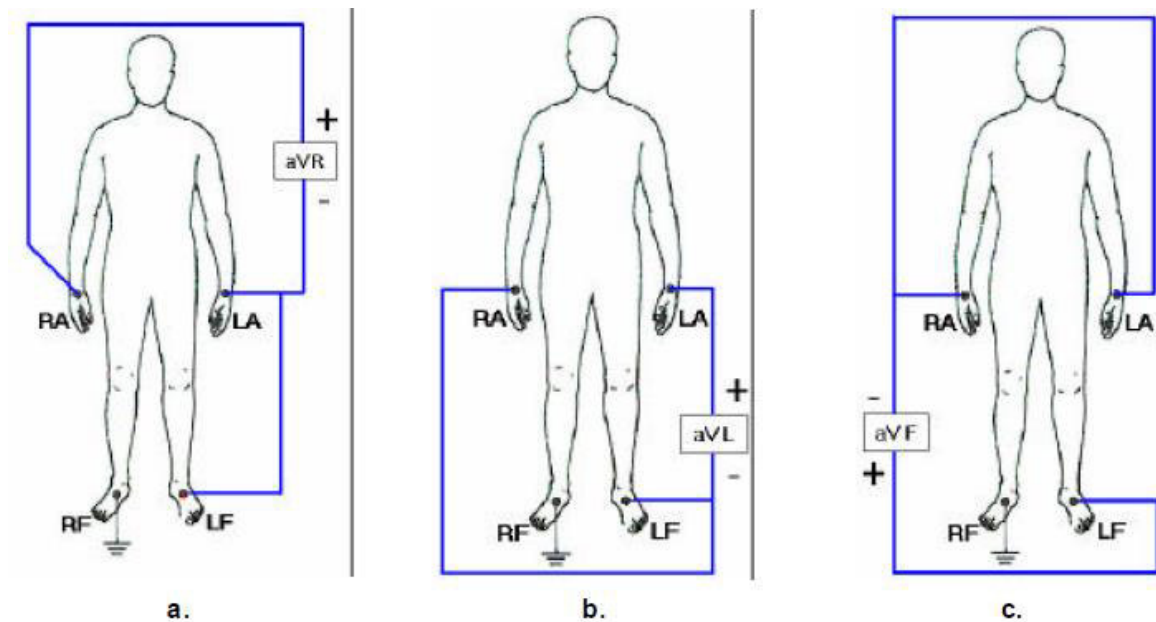


Figura 9. Derivaciones unipolares en plano frontal. La figura (a) corresponde a la derivación aVR, la figura (b) corresponde a la derivación aVL y la figura (c) corresponde a la derivación aVF.

Derivaciones precordiales: Se localizan en el plano transversal. Las derivaciones son unipolares y los electrodos precordiales miden el potencial absoluto en la zona donde se encuentran ubicados. La figura 28 muestra la posición en la cual debe estar el electrodo respecto a la ubicación de las costillas para obtener las derivaciones precordiales:

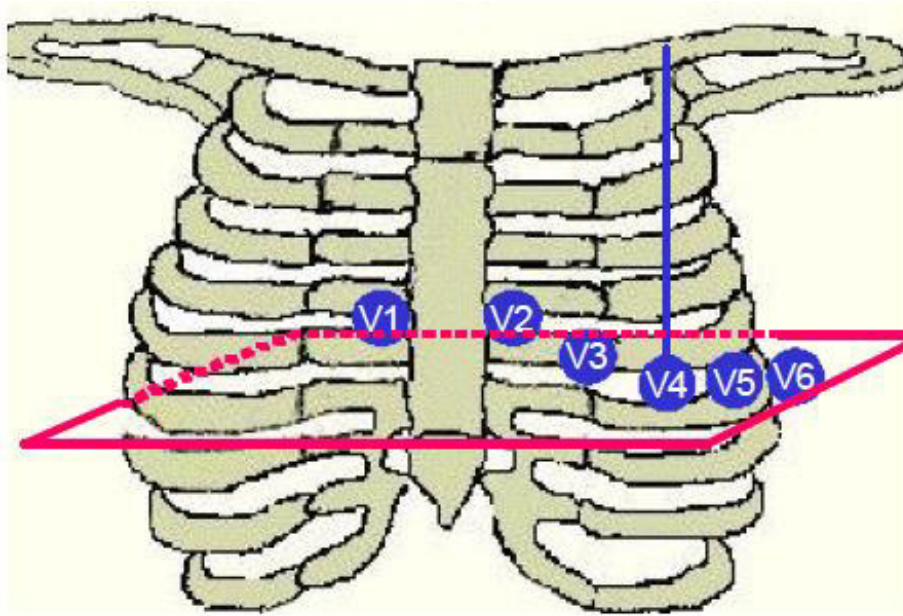


Figura 10. Ubicación en el pecho de las derivaciones precordiales.

- V1: Cuarto espacio intercostal paraesternal derecho
- V2: Cuarto espacio intercostal paraesternal izquierdo
- V3: Punto intermedio entre V2 y V4
- V4: Quinto espacio intercostal izquierdo
- V5: Al nivel horizontal de V4 en la línea axilar anterior izquierda
- V6: Al nivel horizontal de V4 en la línea media axilar izquierda

Las derivaciones V1 y V2 registran actividad eléctrica en el ventrículo derecho; en V5 y V6 se registra la actividad eléctrica en el ventrículo izquierdo.

Cada una de ellas es un electrodo positivo, con el cuerpo entero actuando como polo negativo. Por ahora, al conocer la ubicación de los electrodos en el cuerpo se puede saber qué área del corazón es la que se ve. En el siguiente apartado se expondrá la preparación que debe tener el paciente antes y durante una sesión de toma de señales electrocardiográficas [8, 9, 10, 11].

1.2.2 La señal EMG

La electromiografía es un método de registro y análisis de la actividad bioeléctrica proveniente del musculo esquelético que principalmente está orientado al diagnóstico de las enfermedades neuromusculares. A mediados del siglo XX se introdujo el primer equipo comercial de diagnóstico electromiográfico basado en circuitos electrónicos analógicos, con el paso del tiempo se ha podido implementar sistemas controlados por microprocesadores cada vez más confiables y capaces para poder captar, almacenar, mostrar, analizar y clasificar las señales mioeléctricas[6]. De igual manera, las señales electromiográficas de superficie son de gran importancia en áreas como el reconocimiento de patrones, control de dispositivos, rehabilitación, entre otras debido a la facilidad con la que se obtienen de manera no invasiva y sin riesgo para el paciente [7].

1.2.2.1 Propiedades Bioeléctricas del Tejido Muscular Estriado

Los responsables de la motilidad voluntaria son los músculos estriados, las fibras musculares (FMs) estriadas son células alargadas con bandas claras y oscuras alternantes (estriaciones) debidas a la disposición longitudinal y paralela de las proteínas contráctiles en su interior. La contracción se efectúa gracias al desplazamiento de estas proteínas entre sí. El sistema nervioso central es el responsable de codificar el grado de contracción de las FMs según la frecuencia de los impulsos nerviosos de las motoneuronas alfa, cuyos cuerpos se sitúan en las astas anteriores de la médula espinal.

El conjunto que forma una motoneurona alfa y las FMs inervadas por ella se conoce como unidad motora (UM) y constituye la unidad anatómica y funcional del músculo, donde el número de FMs de la UM varía de unos músculos a otros, dependiendo del tamaño de los mismos.

Una propiedad básica de las FMs es la posibilidad de que el potencial de membrana, en determinadas circunstancias, cambie y se haga momentáneamente positivo en el interior. Esta inversión del potencial o despolarización se denomina PA y se desencadena por la súbita apertura de los canales de sodio presentes en la membrana, con el consiguiente aumento de la permeabilidad para dicho ión. Los cambios de los flujos iónicos asociados al PA se transmiten a puntos adyacentes de la membrana, conduciéndose a lo largo de la fibra muscular a una velocidad de entre 3 y 5 m/s. En una contracción voluntaria débil sólo se

activa un escaso número de UMs que descargan potenciales de acción a frecuencias bajas (en torno a 5 por segundo). El aumento de la fuerza de contracción implica un aumento progresivo de la frecuencia de descarga y el reclutamiento o activación de más UMs.

El registro de los cambios producidos por la descarga de las FMs de una UM se conoce como PA de unidad motora (PAUM). En condiciones normales, la amplitud media de los PAUMs es de unos 0.5 mV y la duración varía entre 8 y 14 ms, dependiendo del tamaño de las UMs [12].

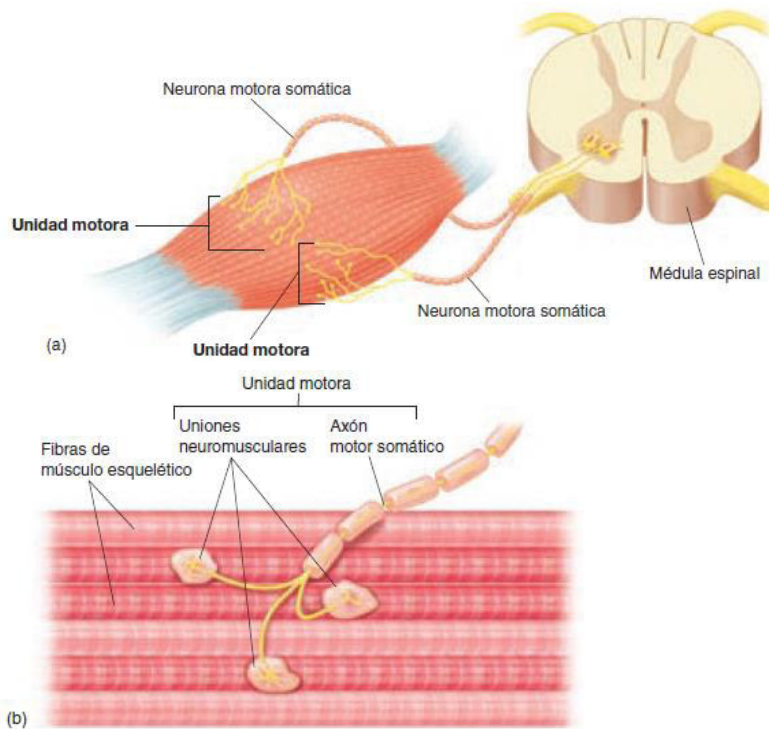


Figura 11. a) Ilustración de un músculo que contiene dos unidades motoras. b) Se muestran una unidad motora única que consta de un axón motor ramificado y las tres fibras musculares que inerva.

Otras características importantes de la señal EMG son las siguientes:

- Espectro de importancia entre 0-500Hz.
- Energía dominante entre 50 - 150Hz

- La adquisición de señales EMG se ve fuertemente afectada por el ruido de línea (60Hz).
- Aleatoria.
- Amplitudes entre 0-6mV pico y 0-1.5 mVrms

El electromiógrafo también puede ser usado para el diagnóstico de patologías que afectan al sistema nervioso periférico, las alteraciones funcionales de las raíces nerviosas de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular. Ya que la amplitud común de las señales EMG varía desde los microvolts (μV) hasta un bajo rango de milivolts (mV), comúnmente con electrodos no invasivos se miden señales de 100 μV [7].

En la siguiente figura se muestra una señal EMG típica obtenida con un electromiógrafo comercial. La misma servirá como parámetro de comparación durante las pruebas experimentales de este proyecto.

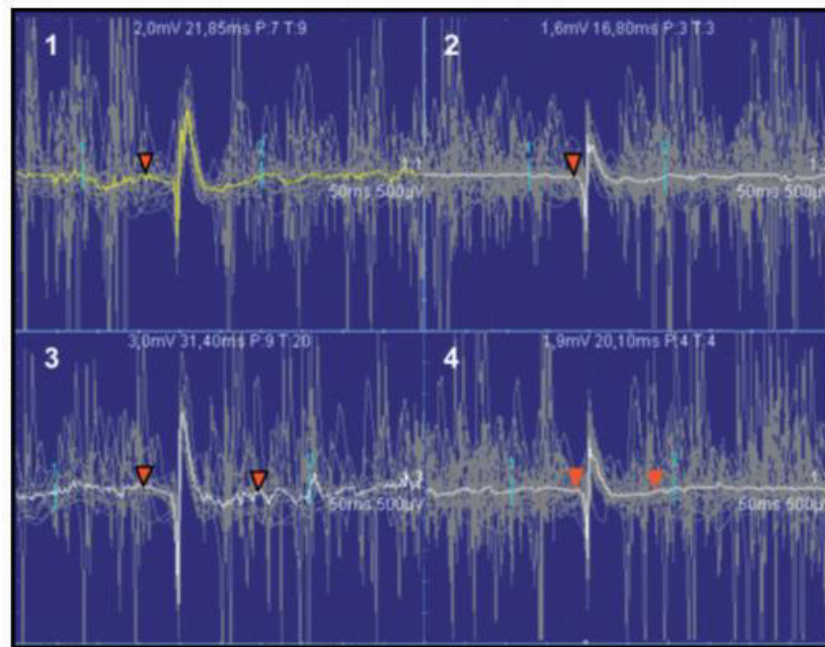


Figura 12. Señal EMG obtenida con un electromiógrafo comercial.

El inicio y la ejecución de la contracción muscular se producen en las siguientes etapas secuenciales:

1. Un potencial de acción viaja a lo largo de una fibra motora hasta sus terminales sobre las fibras musculares (ver Fig. 11).
2. En cada terminal, el nervio secreta una pequeña cantidad de la sustancia neurotransmisora acetilcolina.
3. La acetilcolina actúa en una zona local de la membrana de la fibra muscular para abrir múltiples canales activados por acetilcolina a través de moléculas proteicas que flotan en la membrana.
4. La apertura de los canales activados permite que grandes cantidades de iones de sodio se difundan hacia el interior de la membrana de la fibra muscular. Esto inicia un potencial de acción en la membrana.
5. El potencial de acción viaja a lo largo de la membrana de la fibra muscular de la misma manera que los potenciales de acción viajan a lo largo de las membranas de las fibras nerviosas.
6. El potencial de acción despolariza la membrana muscular, y buena parte de la electricidad del potencial de acción fluye a través del centro de la fibra muscular, donde hace que el retículo sarcoplasmático libere grandes cantidades de iones de calcio que se han almacenado en el interior de este retículo.
7. Los iones de calcio inician fuerzas de atracción entre los filamentos de actina y miosina, haciendo que se deslicen unos sobre otros en sentido longitudinal, lo que constituye el proceso contráctil.
8. Después de una fracción de segundo los iones de calcio son bombeados de nuevo hacia el retículo sarcoplasmático por una bomba de Ca^{++} de la membrana y permanecen almacenados en el retículo hasta que llega un nuevo potencial de acción muscular; esta retirada de los iones calcio desde las miofibrillas hace que cese la contracción muscular [7,9].

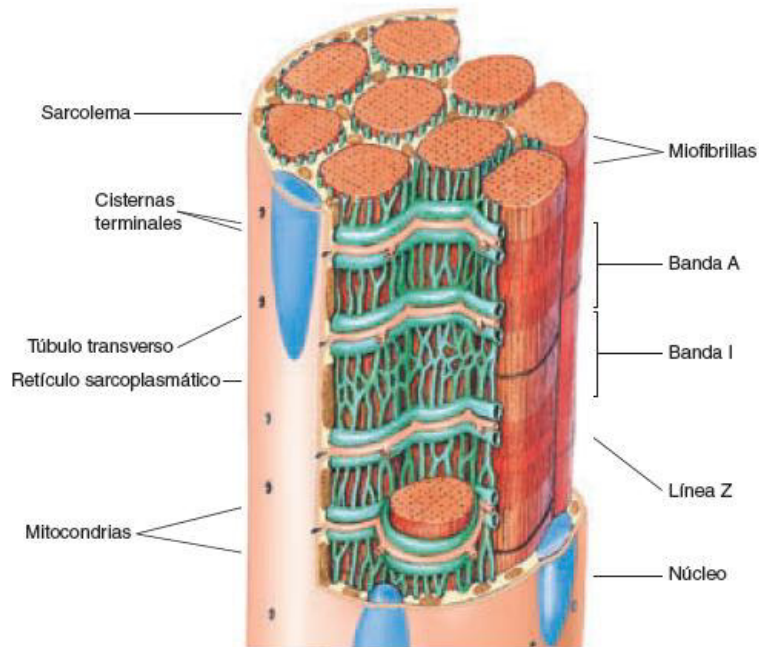


Figura 13. Retículo sarcoplasmático.

En la ilustración anterior se puede observar el retículo sarcoplasmático representado en verde, el cual almacena Ca^{2+} y es estimulado para que lo libere por potenciales de acción que llegan a los túbulos transversos [9].

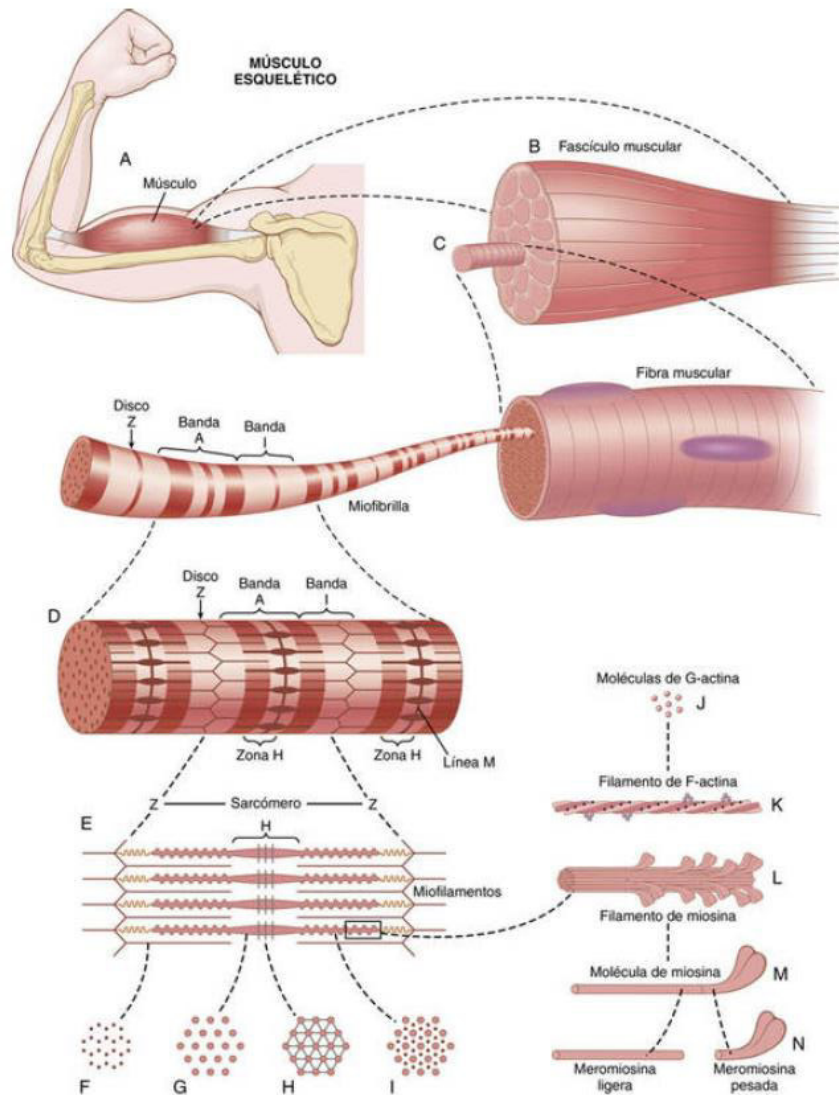


Figura 14. Organización del músculo esquelético, desde el nivel macroscópico hasta el nivel molecular.

Conclusiones

En el capítulo descrito anteriormente se describieron conceptos básicos acerca del origen, la transmisión y los tipos de señales bioeléctricas que se tratarán en este proyecto, ya que se ha recopilado la información necesaria para identificar de manera adecuada las características de las señales que se desean medir con el sistema desarroll. Se continuará con el desarrollo del sistema de adquisición de datos para capturar, procesar, registrar y visualizar dichas señales que se requieren, de esta manera en el siguiente capítulo se describirá el hardware del sistema.

CAPITULO II

HARDWARE DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN

2.1 Diagrama General del Sistema

Debido a las características de las señales bioeléctricas descritas en el anterior capítulo, se desarrolló el hardware necesario con el fin de poder adquirir, procesar y mostrar las señales procedentes del cuerpo humano.

El diagrama general del sistema de adquisición se muestra a continuación en la figura 15, el mismo contiene diferentes bloques para los que se desarrolló el hardware correspondiente de cada uno.

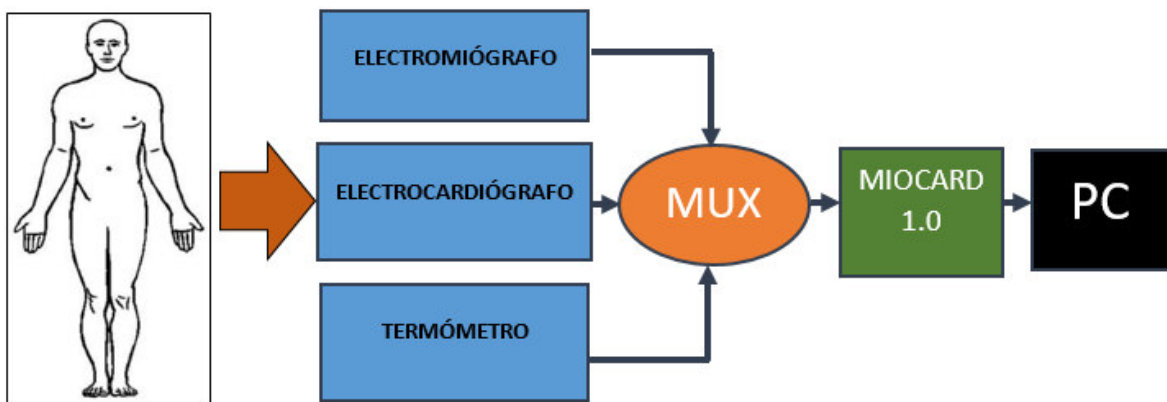


Figura 15. Diagrama general del sistema de adquisición de señales bioeléctricas.

El primer bloque corresponde a las señales bioeléctricas provenientes del cuerpo humano, que representan señales analógicas de entrada, las cuales deberán pasar cada una por una etapa de pre amplificación y filtrado ya que al ser muy pequeñas y rondar en el orden de los microVolts, pueden contaminarse fácilmente por ruido con diferente origen.

Posterior a la etapa de pre amplificación y filtrado existe una etapa de multiplexión previa a la tarjeta de adquisición denominada MIOCARD 1.0, desarrollada por el grupo de Robótica de la Facultad de Ciencias de la Electrónica dentro de la Maestría en Ciencias de la Electrónica opción en Automatización, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, la cual cuenta con una tarjeta FPGA de la familia Cyclone III [7].

Para finalizar, después de las etapas descritas se efectúa la comunicación entre la tarjeta y la PC para poder visualizar las señales bioeléctricas en la pantalla del ordenador mediante un software desarrollado con la ayuda del ambiente de programación de LabView.

2.2 LATIGUILLOS Y ELECTRODOS

Para la correcta obtención de las señales bioeléctricas se utilizaron electrodos desechables para electrocardiografía, además se utilizaron latiguillos para ECG de la marca Nihon Kohden con tres entradas para poder obtener la señal en el circuito de amplificación.



Figura 16. Latiguillos para ECG.

Con este set de latiguillos es posible obtener las 6 derivaciones del plano frontal conectándolos al individuo, sin embargo para poder obtener las derivaciones restantes del paciente y poder hacer un estudio electrocardiográfico completo es necesario contar con más latiguillos conectados al individuo, por lo cual se utiliza otro set de latiguillos (ver Fig. 15), del mismo al usar otro tipo de latiguillos se utilizan también otro tipo de electrodos, para este caso serán electrodos de succión (ver Fig. 17), que también cuentan con la ventaja de ser reutilizables.



Figura 17. Electrodo de succión para ECG.



Figura 18. Latiguillos con conector tipo banana.

Con este tipo de latiguillos se obtuvieron las señales eléctricas del corazón visualizadas primero en un osciloscopio, para posteriormente poder visualizarlas en la computadora.

Para poder visualizar las señales ECG es necesario seguir las configuraciones de las señales que se desean obtener, para ello se conectan los electrodos al cuerpo del individuo siguiendo las configuraciones encontradas en la literatura [8].

2.3 TARJETA DE ADQUISICIÓN MIOCARD 1.0

La tarjeta MIOCARD 1.0 está constituida por cuatro capas de cobre y tres de material dieléctrico. En las capas superior e inferior están contenidos todos los componentes electrónicos de la tarjeta, así como las pistas de ruteo. Una segunda capa de la tarjeta corresponde a un plano de tierra para mitigar ruido que pueda afectar a las señales que se pretendan adquirir, también contiene otra capa correspondiente al plano de voltajes.

A continuación se muestra el diseño PCB de la tarjeta en donde se pueden ver las cuatro capas, en color celeste el plano de voltajes, en color dorado el plano de tierra, en color rojo el plano de la capa superior y en color azul el plano inferior de la misma [7].

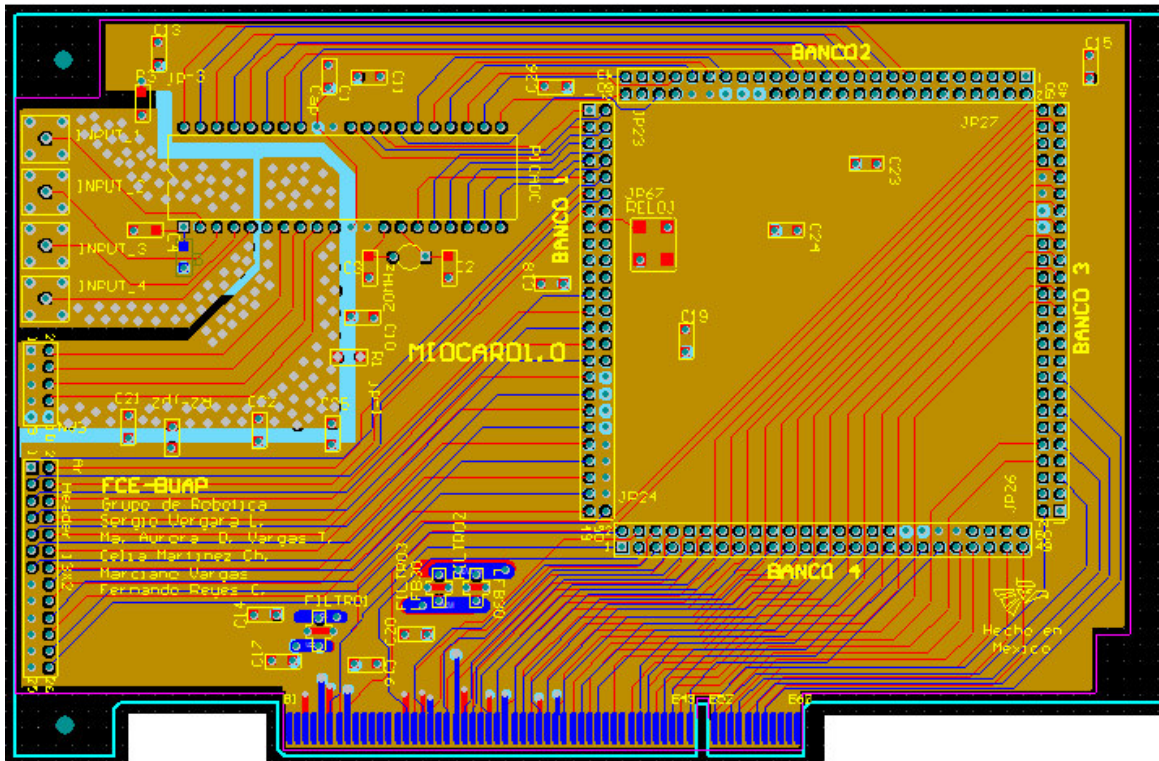


Figura 19. Diseño PCB de Tarjeta de adquisición MIOCARD 1.0

Esta tarjeta cuenta con la característica de ser modular, de tal manera que consta de una tarjeta hija que contiene solamente el FPGA; esto con la finalidad de no limitarla a realizar únicamente esta función, sino que también pueda ser utilizada para fines distintos. La tarjeta hija se muestra a continuación en la siguiente figura (ver Fig. 20).

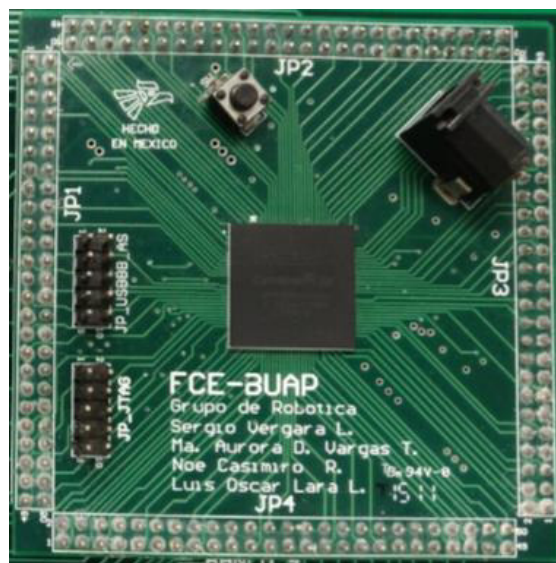


Figura 20. Módulo de tarjeta hija con FPGA.

Las características físicas con las que cuenta la tarjeta MIOCARD 1.0 se enumeran a continuación:

1. Canales analógicos con conectores LEMO para adquisición de las señales.
2. Microcontrolador PIC16F877A que realiza conversión analógico – digital.
3. Pines de prueba.
4. Conexión PCI.
5. FPGA Cyclone III. Control y flujo de datos y comunicación PCI.
 - 5.1 Pines de Programación.
 - 5.2 Reset del FPGA.
 - 5.3 Alimentación del FPGA.

De igual manera la tarjeta cuenta con características específicas que se mencionan a continuación:

- Permite la captura, registro y análisis de hasta cuatro señales bioeléctricas.
- La tarjeta cuenta con vías para el aislamiento.
- En los cuatro canales analógicos la señal puede ser muestreada a 40 kmps. En caso de utilizar dos o más al mismo tiempo la suma de las frecuencias en estos canales no puede superar las 40 kmps.
- Procesamiento de señales mediante software [7].

2.4 CIRCUITO DEL ELECTROCARDIÓGRAFO

El electrocardiograma (ECG/EKG, del alemán Elektrokardiogramm) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, sirve para conocer el ciclo cardiaco y estudiar algunas deficiencias del mismo, como defectos del miocardio, agrandamiento del corazón, defectos congénitos, entre otros. El corazón produce potenciales de acción con una frecuencia de 1Hz (un latido por segundo), estos, al propagarse hacia las aurículas y los ventrículos generan un espectro de entre 0.01Hz hasta 150Hz y la amplitud típica en QRS es de 1mV [8].

Para poder registrar las señales eléctricas que produce el corazón se utiliza un aparato llamado electrocardiógrafo encargado de muestrear la señal eléctrica. Los estímulos que

produce el corazón para contraerse producen una diferencia de potencial que puede ser muestreada. La señal se adquiere a través de cables conectados en el cuerpo del individuo (electrodos), esta es enviada a un amplificador que aumentará la amplitud de la pequeña señal adquirida que ronda en el orden de los milivolts [14, 15].

Como se mencionó con anterioridad, es posible observar la actividad eléctrica del corazón desde 12 posiciones diferentes; las llamadas derivaciones del ECG, señales del corazón que se dividen en dos planos con 6 señales cada uno. El plano frontal que comprende las señales: DI, DII, DII aVR, aVL y aVF; y el plano horizontal que comprende las señales V1 a V6. Con estas 12 señales obtenemos la información completa del corazón del paciente.

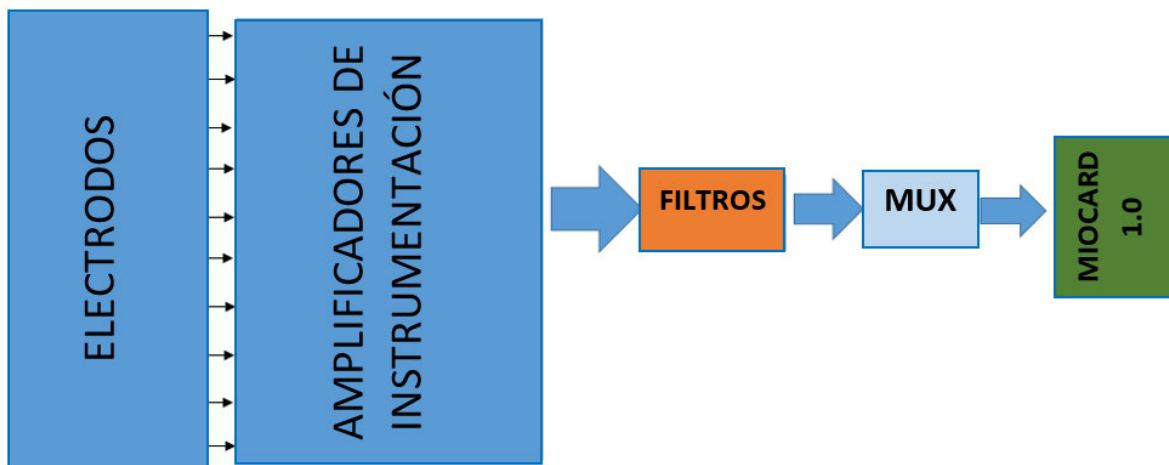


Figura 22. Diagrama a bloques del ECG.

Después de la obtención de las señales provenientes del corazón mediante la utilización de electrodos, se llevará a cabo la etapa de filtrado, donde, como se ha mencionado anteriormente se encontrarán los filtros pasa bajas, pasa altas, amplificador inversor y un sumador, con el propósito de obtener una señal lo suficientemente “limpia” para poder multiplexarla y al final poder hacer un buen procesamiento de la señal mediante el software en la tarjeta MIOCARD 1.0.

2.4.1 Etapa de Amplificación y Filtrado

Se desarrolló la etapa de amplificación y filtrado para las 12 señales del corazón, para ello esta etapa está constituida por las siguientes partes, que se muestran a continuación en el diagrama a bloques [8].

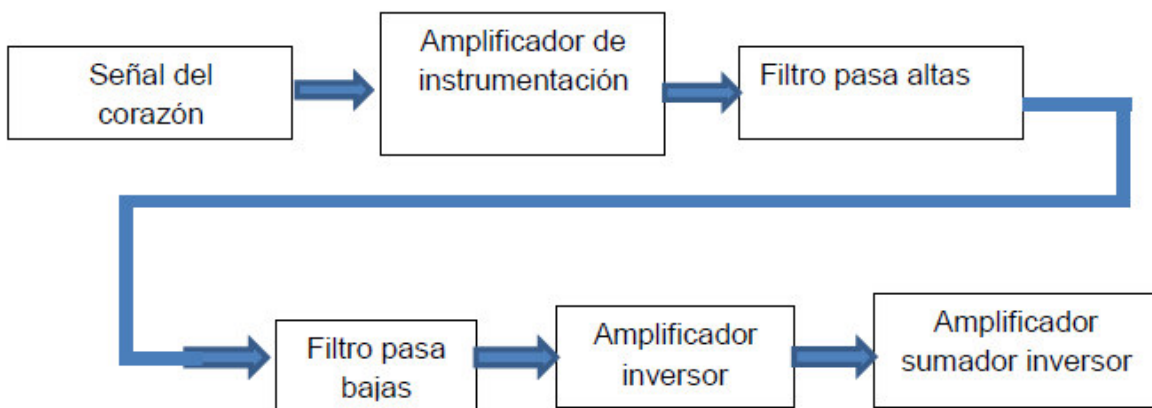


Figura 23. Diagrama a bloques de la etapa de amplificación y filtrado.

Se puede observar en el diagrama la etapa de amplificación y filtrado, la cual comprende los siguientes bloques:

- **Amplificación:** Se utiliza esta parte porque las señales del corazón rondan en el orden de unos cuantos microvolts hasta 4 milivolts como máximo.
- **Filtro pasa altas:** Para eliminar las perturbaciones por la componente en directa.
- **Filtro pasa bajas:** Para eliminar las interferencias producidas por la señal de 60 Hertz de las fuentes de energía de la computadora y de alimentación.
- **Inversión:** Debido a que en la etapa final se le agrega un offset a la señal para poder tenerla en el cuadrante positivo y así pueda ser procesada por el ADC del microcontrolador, el inversor es necesario para que al pasar la señal por el amplificador sumador inversor se obtenga a la salida de este la señal original con un offset de 1.5 volts [8].

2.4.2 El Amplificador de Instrumentación

Un amplificador de instrumentación es un tipo particular de amplificador diferencial que fue provisto de buffers de entrada, eliminando la necesidad de equiparar impedancias, lo cual lo hace un amplificador adecuado para mediciones y testeo de equipos. Posee como características adicionales tener muy bajo offset de DC, baja variación de sus parámetros con la temperatura, bajo ruido, muy alta ganancia a lazo abierto, muy alta relación de rechazo de modo común y muy altas impedancias de entrada. Los amplificadores de instrumentación son utilizados en aplicaciones en las que se requiere gran precisión y estabilidad a corto y largo plazo.

Este tipo de amplificador es un dispositivo de ganancia de voltaje que amplifica la diferencia entre voltajes existentes en dos terminales de entrada. Su funcionamiento se basa en la amplificación de señales pequeñas que puedan mezclarse con voltajes en modo común.

Su utilización es principalmente en aparatos que trabajan con señales muy débiles, un ejemplo muy común es en equipos médicos, y como ejemplo principal y muy comúnmente en el ECG.

2.4.3 Implementación del Amplificador de Instrumentación

La señal del corazón es amplificada mediante el amplificador de instrumentación AD8221ARZ, el cual tiene una ganancia máxima de 1000, para el sistema se utilizará una ganancia de 883 debido a los valores del rango de voltaje de las señales del corazón, que van desde 500 microvolts hasta 4 milivolts máximo, con esta ganancia se obtienen los siguientes resultados máximos y mínimos.

Para propósitos de la tesis se utilizarán amplificadores de instrumentación de montaje superficial con matrícula AD8221-ARZ correspondientes al tamaño SOIC_8 de Analog Devices [18].

$$4mV * 883 \approx 3.5 V$$

$$500\mu V * 883 \approx 441mV$$

Con estos cálculos y el offset de 1.5 volts se puede definir el rango de voltaje aceptable para poder visualizar nuestras señales en la computadora de 0 a 3.3 volts.

La función de transferencia del AD8221 es:

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{Rg}$$

Donde G= Ganancia y Rg =Resistencia que determina la ganancia.

Entonces configurando mediante un despeje y obteniendo el valor de la resistencia Rg :

$$Rg = \frac{49.4k\Omega}{883 - 1} = 56$$

El valor comercial más cercano a la resistencia obtenida es 56Ω , entonces recalculando:

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{56} = 883$$

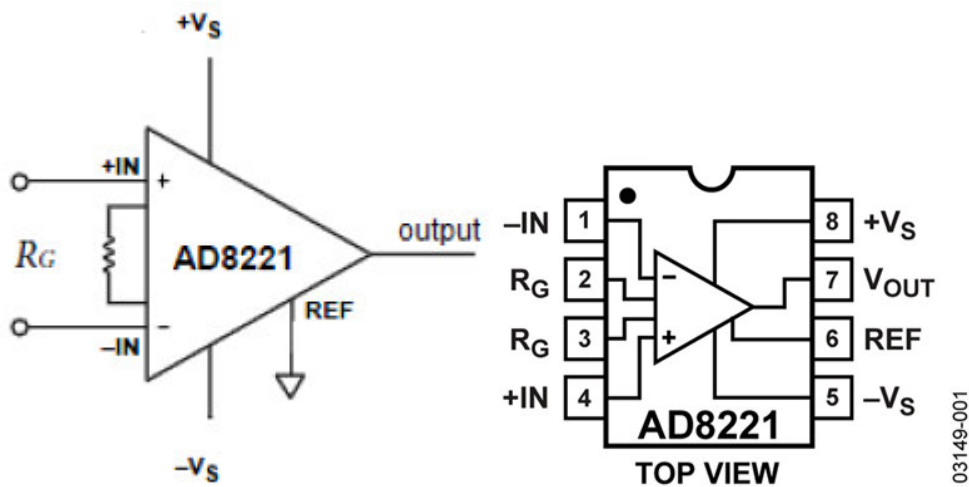


Figura 24. Amplificador de instrumentación AD8221.

2.4.4 Filtro Pasa Bajas

Para limitar la frecuencia entre 0-30Hz se utilizó un filtro pasa bajas de primer orden con una frecuencia de corte de 60 Hz.

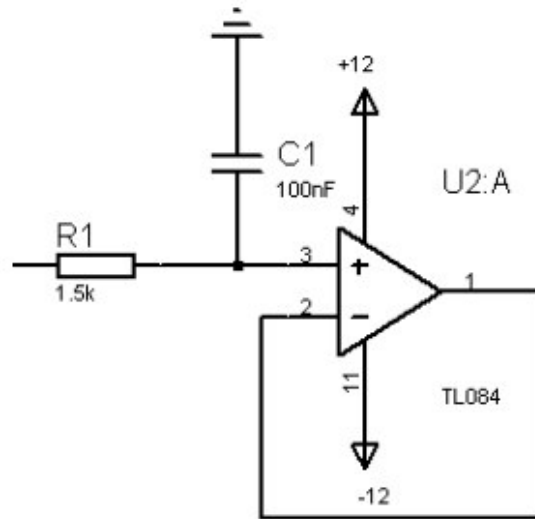


Figura 25. Filtro Pasa Bajas de Primer Orden.

2.4.5 Filtro Pasa Altas

Para eliminar la componente en corriente continua y el ruido por movimiento de los electrodos y los cables, se implementara un filtro pasa altas de primer orden de 0.1Hz.

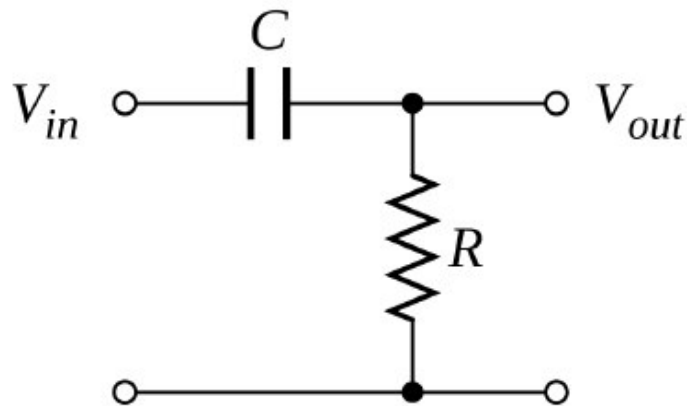


Figura 26. Filtro Pasa Altas de Primer Orden.

2.4.6 Amplificador Sumador Inversor

Antes de digitalizar la señal, primero se realizó un acondicionamiento de la misma de acuerdo a las características del microcontrolador a utilizar, que en este caso es el modelo PIC16F877A. Debido a que este no acepta voltajes negativos, es necesario recorrer verticalmente la señal (offset) hacia el cuadrante positivo. Para solucionar este problema se usa un amplificador operacional para sumar a nuestra señal variable en el tiempo una señal continua.

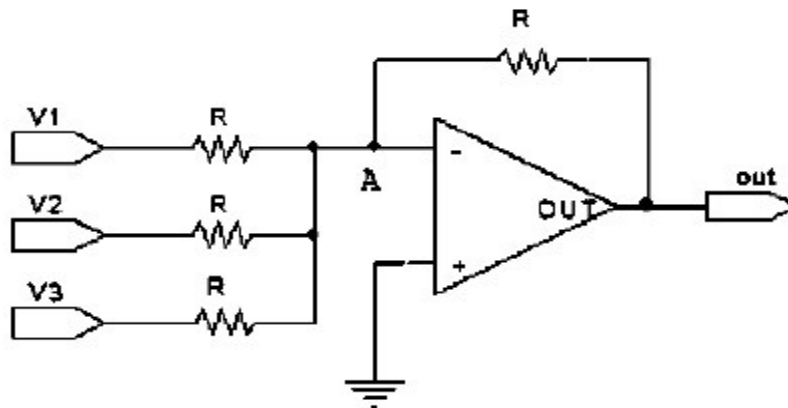


Figura 27. Amplificador Sumador Inversor.

2.4.7 Amplificador Inversor

Debido a que la señal que se obtuvo está invertida, se utiliza un amplificador inversor con ganancia unitaria para reinvertirla.

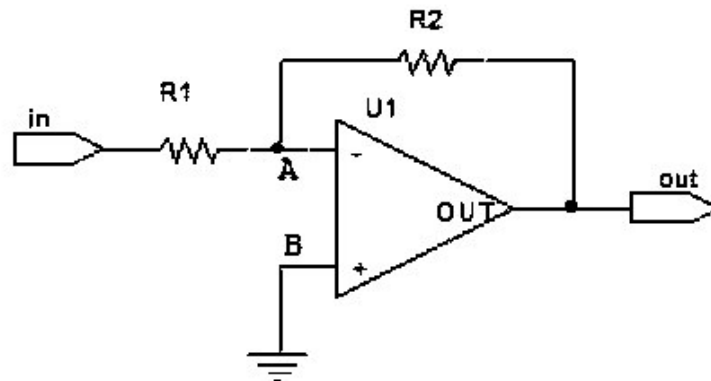


Figura 28. Amplificador Inversor.

2.4.8 Circuito y Obtención de Señales

Para la obtención de 12 señales eléctricas del corazón, fueron utilizados 9 amplificadores de instrumentación con matrícula AD8221ARZ y una combinación de electrodos en cada uno de los amplificadores, con estas combinaciones se obtienen las doce derivaciones que conforman el electrocardiograma completo.

En la primera parte (ver Fig. 29), se utilizan 3 amplificadores de instrumentación previos al arreglo de filtros y con las combinaciones adecuadas, en primera instancia es posible obtener las derivaciones del plano frontal o llamadas también de Einthoven. Una vez obtenidas estas señales, es posible, mediante un arreglo en el circuito, con las siguientes ecuaciones, es posible obtener de manera directa las señales unipolares del plano frontal (aVR, aVF y aVL) [19].

$$aVR = -\frac{DI + DII}{2}, aVL = \frac{DI - DII}{2}, aVF = \frac{DI + DII}{2}$$

Después continuando con el diseño del PCB para el ECG, se agregan 6 amplificadores de instrumentación junto con su circuito de filtrado, con el propósito de obtener las 6 restantes señales correspondientes a las señales denominadas precordiales, pertenecientes al plano horizontal.

En la siguiente figura, se muestra el diseño que continúa del circuito electrónico para la obtención de las 12 señales del electrocardiograma ver Fig. 29a).

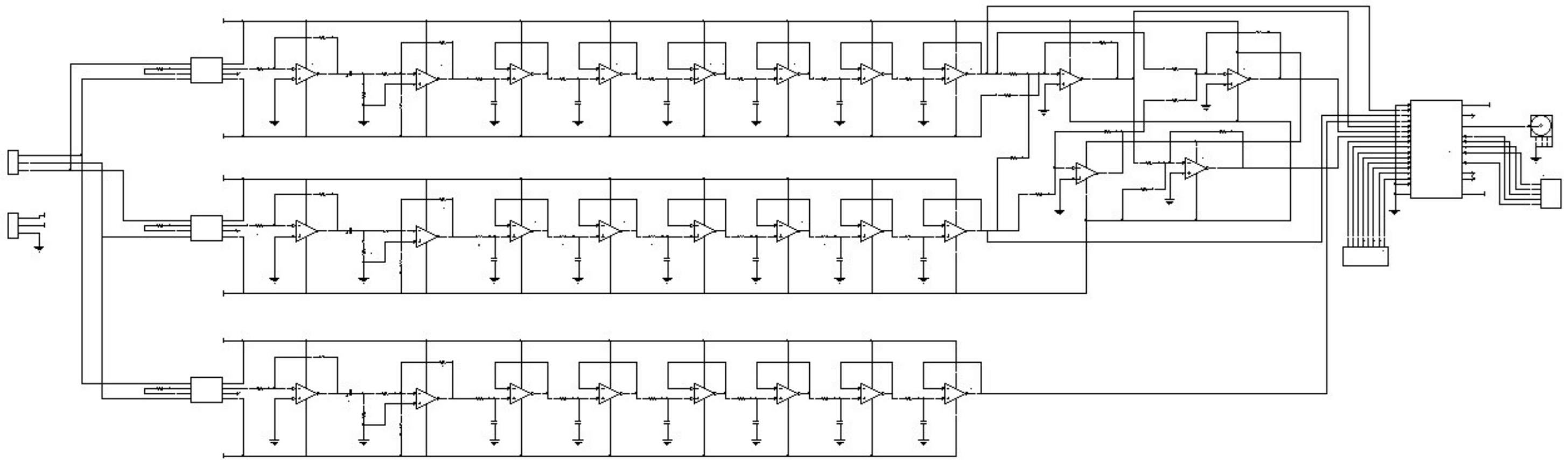


Figura 29. Diagrama electrónico de la primera etapa del circuito del ECG.

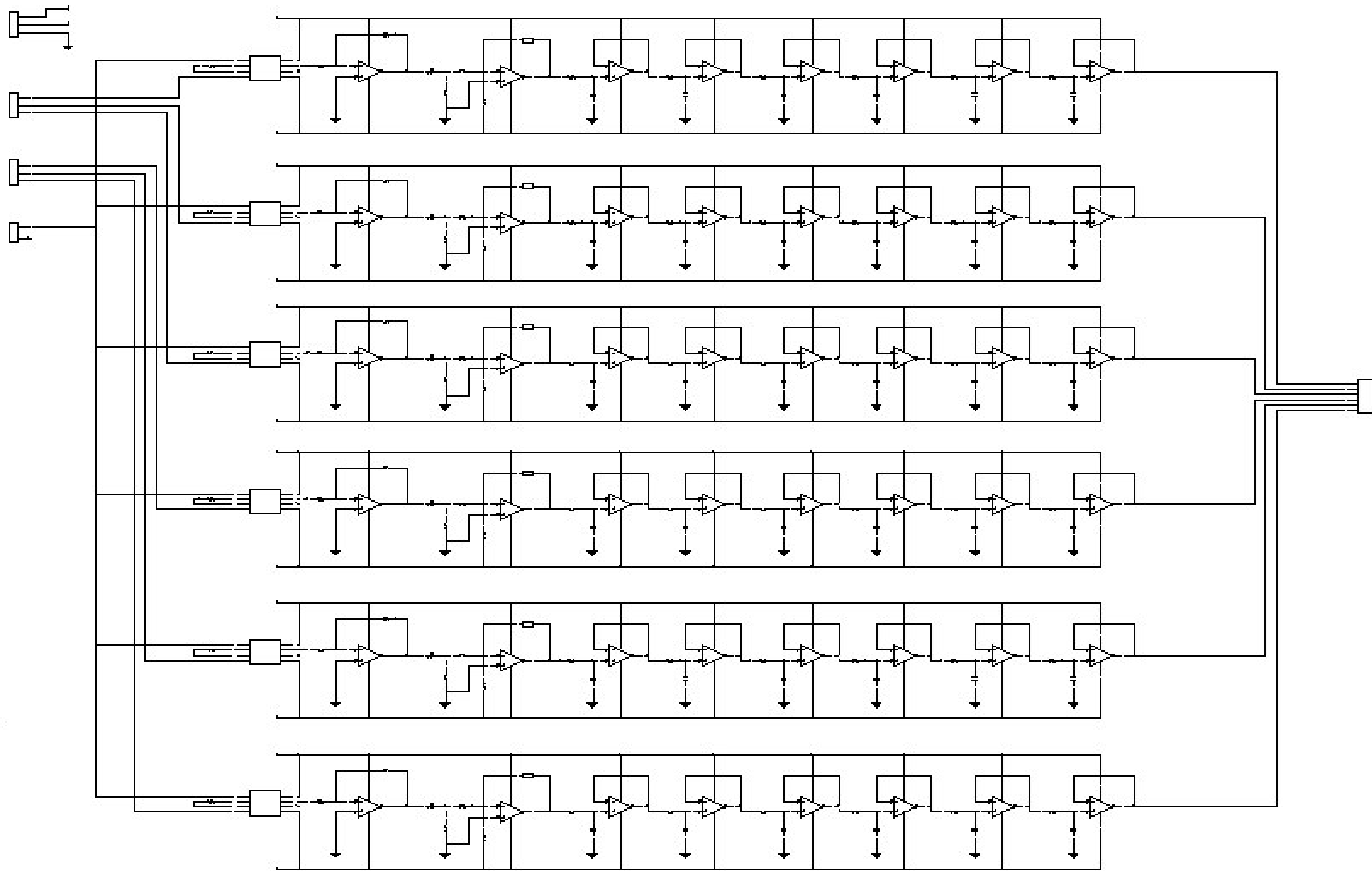


Figura 29a. Diagrama electrónico de la segunda etapa del circuito del ECG.

Al final del circuito de la primera parte, existe una etapa de multiplexión, necesaria para poder mostrar todas las señales en la computadora mediante un canal de la tarjeta MIOCARD 1.0, para ello se utilizará un multiplexor que contiene 16 entradas analógicas y una salida con matrícula MPC506A de la marca Texas Instruments [20]. La selección de este multiplexor fue debido sus características, ya que la necesidad primera es la de multiplexar 12 señales de manera rápida y sencilla. Este componente es controlado mediante 4 bits de selección de la entrada que se requiere a la salida y un bit de habilitación, el multiplexor acepta 16 entradas analógicas. Realizando la combinación de bits adecuados, consecutivamente, podemos hacer que nuestras señales vayan de la entrada 1 a la 12, al aceptar señales de entrada en un rango de ± 15 Volts, además de que las señales de selección de canal y habilitación son de lógica TTL, resulta de gran ayuda ya que esos niveles de voltaje son proporcionados por el FPGA, que son de 3.3 volts [20].

El tiempo de cambio de señales que es de entre 25 y 80 nanosegundos, siendo para el sistema suficiente tiempo para procesarlas, ya que las señales entrarán cada 20 microsegundos, además la frecuencia de trabajo es de hasta 100 kHz. Siendo adecuado el circuito para el caso de este trabajo ya que las señales son de unos cuantos Hertz. También tomando en cuenta que para la selección de las señales se deben mandar los pulsos de selección y de habilitación [8].

2.5 CIRCUITO DEL ELECTROMIÓGRAFO

Para eliminar el ruido provocado por la línea de potencia (60Hz) se utilizó un filtro de rechazo de banda. El filtro de rechazo de banda es un circuito electrónico que no permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior. Estos filtros pueden ser implementados de diversas formas. El filtro implementado en este trabajo es un filtro de rechazo de banda de estructura VCVS (Voltage Controlled Voltage Source), con este tipo de filtros es posible determinar el ancho de banda de la señal que se desea eliminar, para este caso será la señal proveniente de la línea de corriente alterna, la cual es de 60 Hz [20, 21].

Las siguientes funciones son consideradas para el diseño del filtro:

La función de transferencia es:

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{s^2 + \frac{1}{R_1 R_2 C^2}}{s^2 + \frac{2}{R_2 C} s + \frac{1}{R_1 R_2 C^2}},$$

el ancho de banda estará dado por:

$$B = f_{c2} - f_{c1},$$

donde f_{c1} = Frecuencia de corte uno y f_{c2} = Frecuencia de corte dos.

La frecuencia angular:

$$\omega = 2\pi f .$$

La selectividad:

$$Q_0 = \frac{f_0}{B\omega} = \frac{f_0}{2\pi f_{c2} - 2\pi f_{c1}},$$

donde f_0 = Frecuencia de corte central

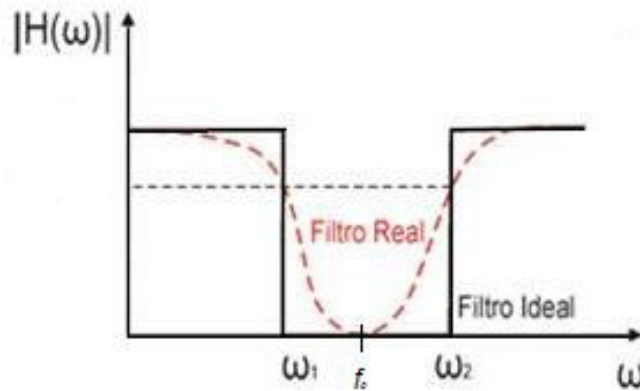


Figura 30. Comportamiento del filtro de rechazo de banda.

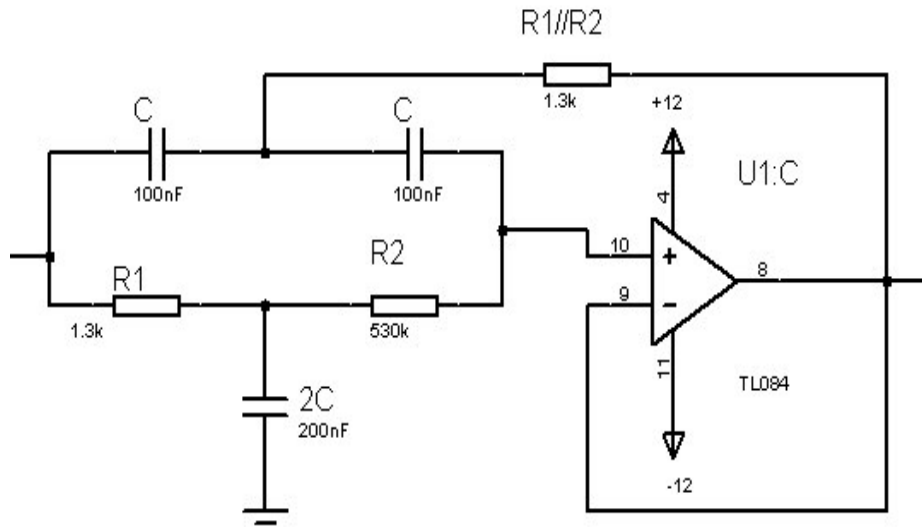


Figura 31. Filtro de rechazo de banda de estructura VCVS.

Para calcular los valores de las resistencias R_1 , R_2 , R_3 y capacitores C que se muestran en la figura 31 aplicamos las siguientes ecuaciones:

$$R_1 = \frac{1}{2Q_0\omega_0 C},$$

$$R_2 = \frac{2Q_0}{\omega_0 C},$$

Entonces:

$$R_3 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} = R_1 \parallel R_2,$$

donde $\omega_0 = \text{Frecuencia central angular}$, proponiendo $f_{c1} = 57 \text{ Hz}$ y $f_{c2} = 63 \text{ Hz}$ debido a que la frecuencia de 60 Hz de la línea de potencia esta comprendida entre estos rangos de frecuencia, aplicando la ecuación para calcular el ancho de banda .

$$B = 63 \text{ Hz} - 57 \text{ Hz} = 6 \text{ Hz},$$

siendo la frecuencia de la línea de potencia la que deseamos eliminar, se propone

$f_0 = 60 \text{ Hz}$ en la ecuación:

$$Q_0 = \frac{60}{6} = 10,$$

Aplicando las ecuaciones anteriores y proponiendo $C = 100nF$, calculamos los valores de R_1 , R_2 y R_3 :

$$R_1 = \frac{1}{2 \times 10 \times 2 \times \pi \times 60 \text{ Hz} \times 100nF} = 1326.29\Omega,$$

$$R_2 = \frac{2 \times 10}{2 \times \pi \times 60 \text{ Hz} \times 100nF} = 530516\Omega,$$

$$R_3 = \frac{1326.29 \times 530516}{1326.29 + 530516} = 1322.98\Omega,$$

De esta forma, con los valores calculados de las resistencias y propuestos de capacitores se implementa en el circuito armado.

2.5.1 Filtro pasa bajas

Para limitar la frecuencia entre 0-500Hz se utilizó un filtro pasa bajas de primer orden con una frecuencia de corte de 1kHz (ver Figs. 32 y 33).

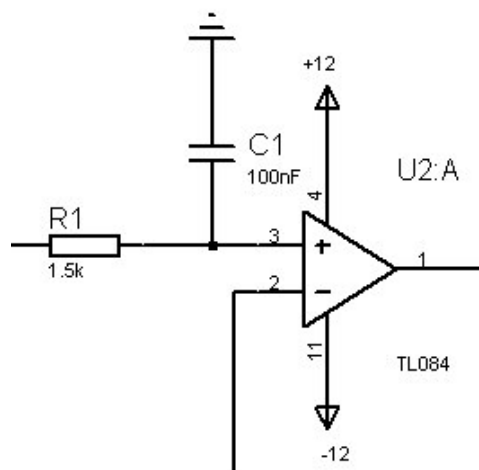


Figura 32. Filtro pasa bajas de primer orden.

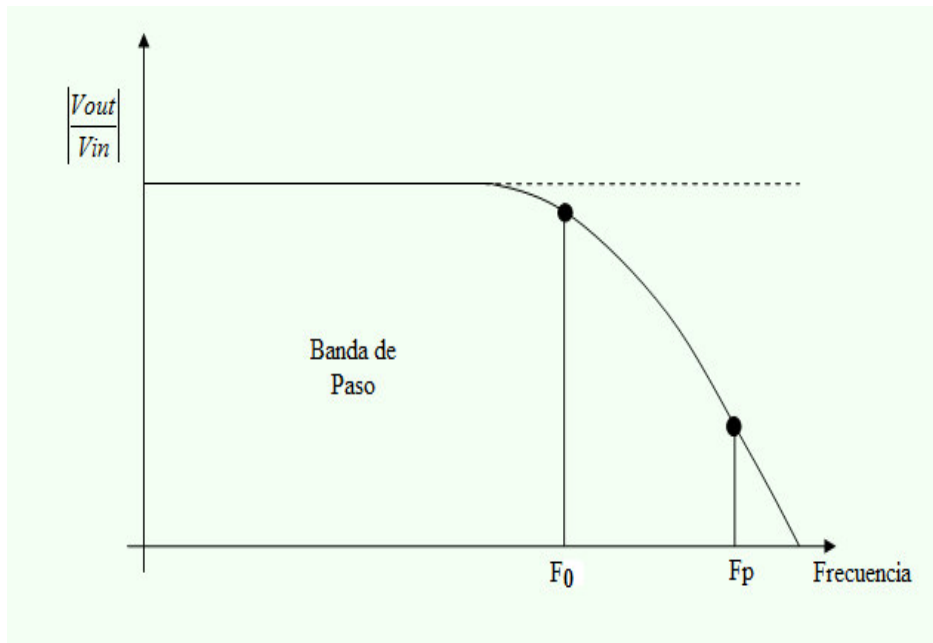


Figura 33. Gráfica del comportamiento del filtro pasa bajas de primer orden.

Para diseñar un filtro pasa bajas de primer orden se aplican las siguientes ecuaciones:

La función de transferencia es:

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{\frac{1}{RC}}{s + \frac{1}{RC}} = \frac{1}{sRC + 1},$$

La frecuencia de corte:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC},$$

Donde: $f_0 =$ Frecuencia de corte, $C =$ Capacitor, $R =$ Resistencia.

A continuación se realizan los siguientes pasos:

- 1.- Se selecciona el valor de la frecuencia de corte (f_0).
- 2.- Seleccione el valor de C ($\leq 1\mu\text{F}$).

3.- Calcular el valor de R utilizando:

Despejando R de la ecuación:

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C}$$

Aplicando ecuación anterior, proponemos $C = 100nF$ y $f_0=1kHz$:

$$R = \frac{1}{2 \times \pi \times 500 \times 100nF} = 1591.55\Omega \approx 1.5k\Omega.$$

2.5.2 Filtro pasa altas

Para eliminar la componente en corriente continua y el ruido por movimiento de los electrodos y los cables, se implementó un filtro pasa altas de primer orden de 10Hz.

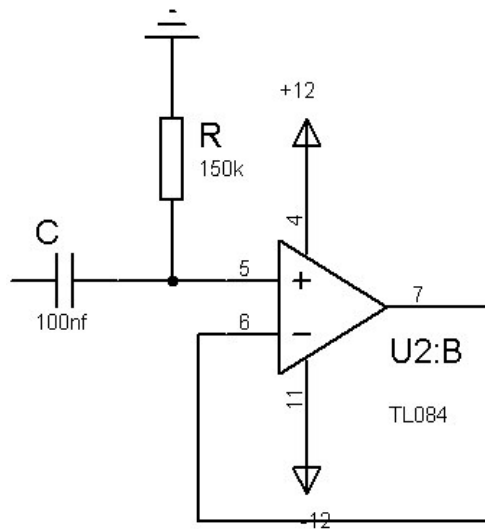


Figura 34. Filtro pasa altas de primer orden.

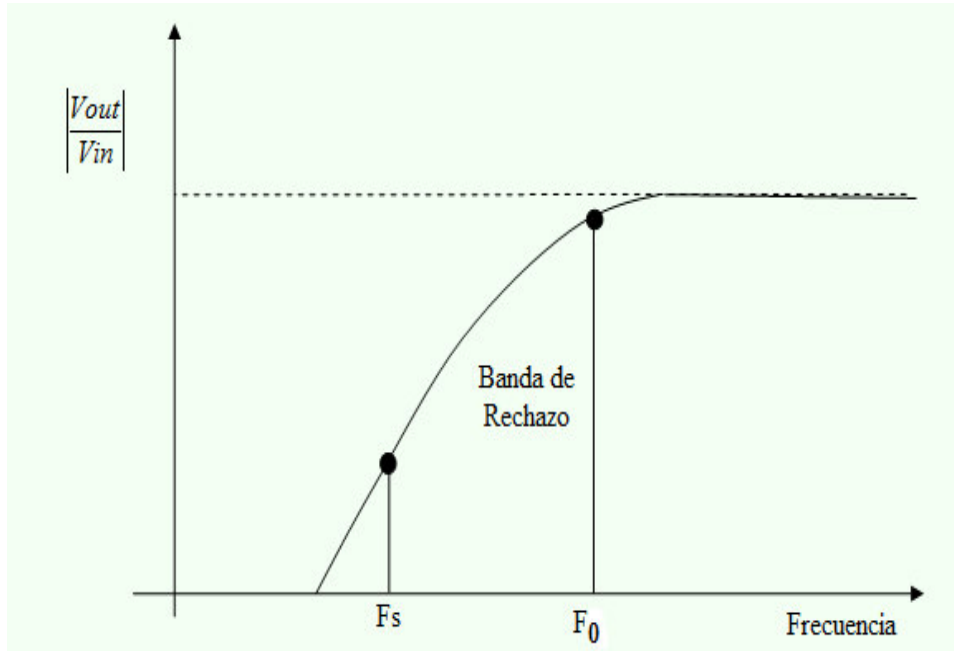


Figura 35. Gráfica del comportamiento de un filtro pasa altas de primer orden.

La función de transferencia:

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{sRC}{sRC + 1}$$

Proponiendo $f_0=10\text{Hz}$, con la siguiente ecuación:

$$R = \frac{1}{2 \times \pi \times 10 \text{ Hz} \times 100\text{nF}} = 159155 \Omega \approx 150 \text{ k}\Omega.$$

2.5.3 Amplificador no inversor

Eliminado el ruido que afecta a las señales bioeléctricas, se amplifica nuevamente la señal utilizando un amplificador no inversor para obtener una ganancia de 11 y éstas puedan ser registradas por el microcontrolador [25].

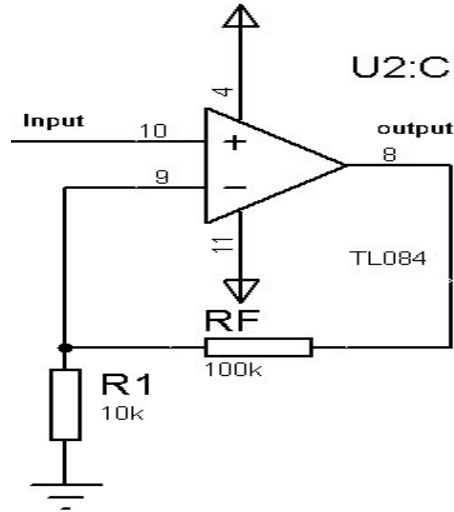


Figura 36. Amplificador no inversor.

Aplicando:

$$G = \frac{R_1 + R_f}{R_1},$$

Donde: $G = \text{ganancia}$.

Utilizando $R_1 = 10k\Omega$ y $R_f = 100k\Omega$ y aplicando la ecuación, se obtiene una ganancia de 11.

Antes de digitalizar la señal, primero se realizó un acondicionamiento de la misma de acuerdo a las características del microcontrolador a utilizar, que en este caso es el modelo PIC16F877A [24]. Debido a que este no acepta voltajes negativos, es necesario recorrer verticalmente la señal (offset) hacia el cuadrante positivo. Para solucionar este problema se usa un amplificador operacional para sumar a nuestra señal variable en el tiempo una señal continua. Un amplificador de este tipo se denomina amplificador sumador (ver Fig. 37).

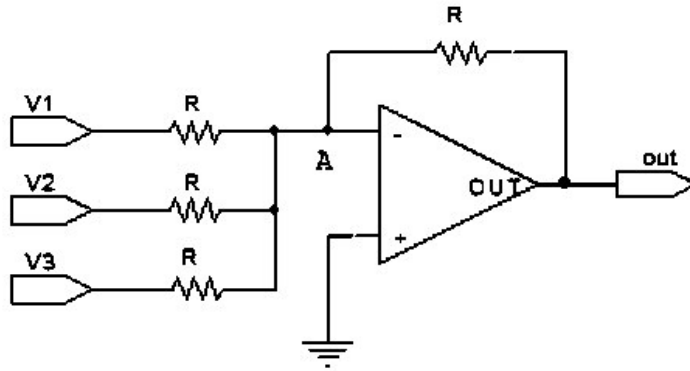


Figura 37. Amplificador sumador inversor.

El punto A es una tierra virtual y por tanto la corriente de entrada se calcula:

$$I_{in} = \frac{V_1}{R} + \frac{V_2}{R} + \frac{V_3}{R},$$

Por lo tanto:

$$V_{out} = -(V_1 + V_2 + V_3).$$

Las entradas pueden ser positivas o negativas, para este caso se le suma a la señal un voltaje de 1.5 V de corriente directa.

Debido a que la señal que se obtuvo está invertida, se utiliza un amplificador inversor (ver Fig. 38) con ganancia unitaria para reinvertirla.

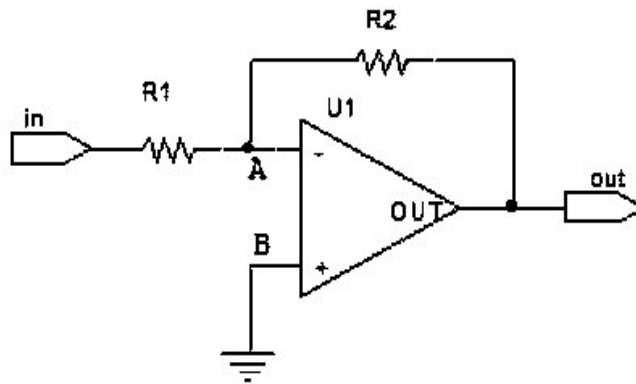


Figura 38. Amplificador inversor.

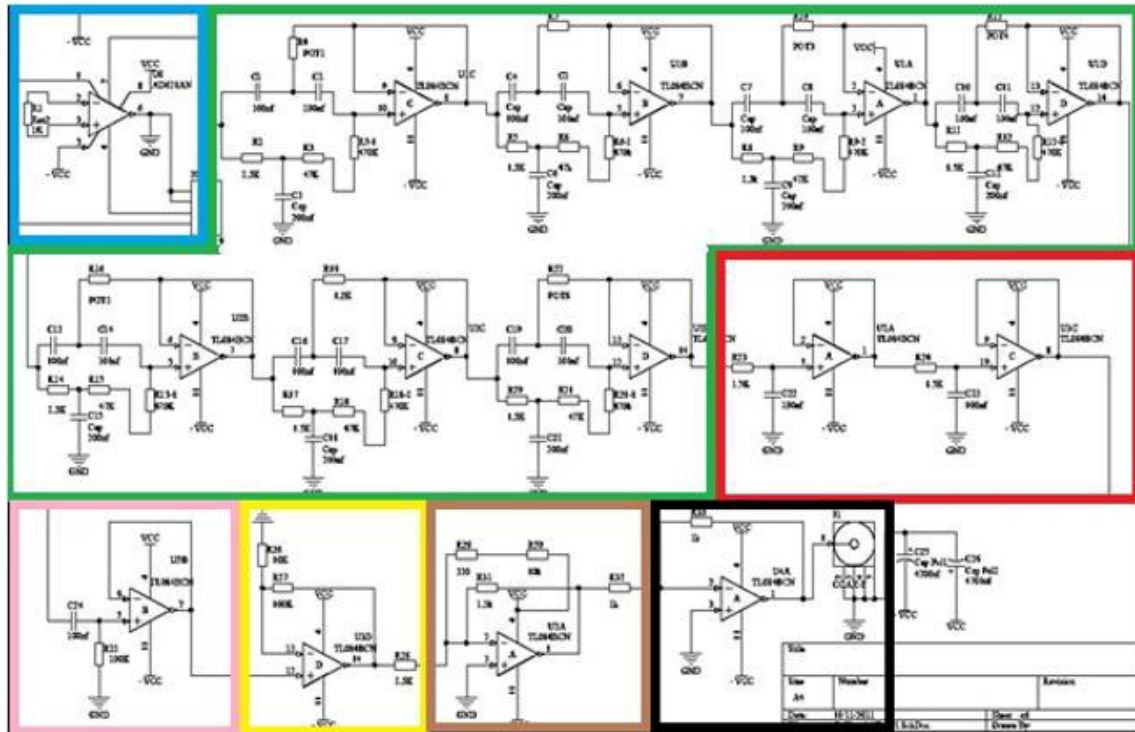
La entrada no inversora está a tierra. Por tanto, la tensión en R2 es Vout, y la tensión en R1 es Vin, por lo cual la ganancia es:

$$G = \frac{-V_{out}}{V_{in}} = \frac{-R_2}{R_1} = \frac{-1K\Omega}{1K\Omega} = -1,$$

El signo negativo significa que es la señal invertida en fase.

Al ser calculados los valores de resistencias y capacitores correspondientes para cada filtro y amplificador, se toman los valores comerciales estandarizados más próximos a los calculados.

En la siguiente figura se muestra el diagrama electrónico de los filtros diseñados (ver Fig. 39), en el cual se realizan las conexiones de alimentación y de señal entre los distintos dispositivos. El arreglo de los componentes e interconexiones en el esquema no corresponde a sus ubicaciones físicas en la tarjeta PCB terminada [7].



- AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION
- FILTROS DE RECHAZO DE BANDA
- FILTROS PASA BAJAS
- FILTROS PASA ALTAS
- AMPLIFICADOR NO INVERSOR
- SUMADOR INVERSOR
- AMPLIFICADOR INVERSOR

Figura 39. Diagrama electrónico del EMG.

Para la implementación de los filtros utilizamos el circuito integrado TL084, que contiene 4 amplificadores operacionales [26].

Los amplificadores operacionales son utilizados en diversas aplicaciones en la electrónica, desde cálculos matemáticos hasta como dispositivos que trabajan con señales de bajo nivel en medios ruidosos, como los que se observan en los organismos biológicos.

2.6 CIRCUITO DEL SENSOR DE TEMPERATURA

El termómetro permite medir la temperatura de una persona y determinar si se encuentra o no dentro de un rango normal; conociendo que una temperatura corporal alta corresponde a una fiebre. También puede ser útil monitorearla para comprobar si una persona padece síntomas de enfermedad o si un tratamiento determinado está funcionando, especialmente los tratamientos de infecciones con antibióticos [7].

La temperatura normal varía de una persona a otra, dependiendo de la edad, la hora día y el lugar del cuerpo donde ésta fue medida. La temperatura promedio normal es de 37° [20].

Para la implementación del Termómetro se utiliza un sensor LM35DZ con una resolución de 10mV por grado centígrado ($10\text{mV}/^{\circ}\text{C}$) y un amplificador operacional TL084 para amplificar la señal y de esta manera pueda ser interpretada por el FPGA como se muestra a continuación en el diagrama electrónico:

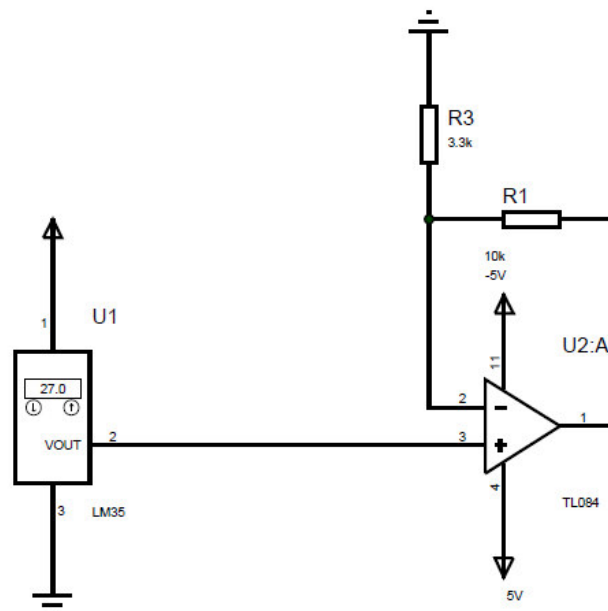


Figura 40. Diagrama eléctrico del termómetro.

Conclusiones

En el capítulo, se explicó la manera en que se deben adquirir las señales, mediante el uso correcto de los electrodos y los latiguillos, ya que las señales del ECG son muy pequeñas y suelen contaminarse con gran facilidad. Se describió la manera en que están compuestos los diseños de los circuitos electrónicos para cada sistema, en los que ambos son utilizadas técnicas de filtrado y de amplificación por las dificultades con las que se adquieren las señales. Se mostraron los diseños de las tarjetas PCB que se realizaron para la adquisición de las señales del ECG. De igual manera se describió cómo está compuesta la tarjeta de adquisición de datos MIOCARD 1.0 y la manera en que será utilizada para adquirir las señales de interés para éste proyecto y por la manera en que fue diseñada es posible instrumentar otro tipo de sistemas en la misma tarjeta, por lo que la convierte en una tarjeta muy completa y versátil.

Una vez concluida la etapa del hardware del sistema se continuará con el diseño del firmware, el cual se explicará en el siguiente capítulo.

CAPITULO III

FIRMWARE DEL SISTEMA

3.1 FIRMWARE DEL ELECTROCARDIOGRAFO

Se conoce como Firmware al conjunto de instrucciones de un programa para propósitos específicos, grabado en una memoria de tipo no volátil (ROM, EEPROM, etc.), que establece la lógica primaria o de más bajo nivel que controla los circuitos electrónicos de un dispositivo de cualquier tipo.

Al estar integrado en la electrónica del dispositivo forma parte del hardware, pero también es considerado parte del software, ya que proporciona lógica que se codifica en algún tipo de lenguaje de programación. Por su tipo de función que desempeña, el firmware establece una interfaz entre las órdenes externas que reciben el dispositivo y su electrónica, ya que es el encargado de controlar a esta última parte para ejecutar correctamente las órdenes externas [8].

Encontramos firmware en memorias ROM de los sistemas de diversos dispositivos periféricos, como en monitores de video, unidades de disco, impresoras, etc., pero también en los propios microprocesadores, circuitos integrados de memoria principal y en general en cualquier circuito integrado, ejemplos claros son los utilizados en este proyecto; un PIC16F877A y una FPGA Cyclone III [13].

En el diagrama general del firmware del sistema se puede observar el funcionamiento del mismo y los bits necesarios para establecer la comunicación y cada etapa involucrada (ver Fig. 41). Mediante un puerto PCI se envían y reciben datos, de los cuales los datos que se envían al FPGA son los bits de petición de muestras, esto activa las señales de la parte de control y selección de datos, posteriormente los 4 bits de selección de señal y el bit de habilitación son enviados a salidas de la tarjeta y conectados al multiplexor para seleccionar las señales, además envía 4 bits de datos para la selección del canal del microcontrolador (bloque denominado "canal pic") y a la vez una señal de petición de conversión de datos

(CR). En respuesta, el PIC envía un bit de conversión terminada (CT) para decirle al FPGA que la conversión de los datos está lista y se puede continuar con la realización del etiquetado de cada señal, seguido del apilamiento para su escritura en una memoria FIFO.

Con esto, se reciben los 10 bits provenientes del microcontrolador en la etapa de etiquetado y se agregan 4 bits del canal al que corresponden. Estos se envían a la etapa de apilamiento en la cual se tienen los 10 bits de la señal convertida procedente de un ADC y 4 bits del canal al que corresponden, se le agregan ceros para completar 32 bits y se almacenan en la memoria FIFO antes descrita, teniendo en cuenta que los 14 bits menos significativos corresponderán a la señal requerida con su etiqueta de cada canal.

Después de enviarse los bits a la memoria FIFO junto con una señal de petición de escritura para que se almacenen, una etapa de lectura recibe los códigos con los cuales se piden las muestras de la memoria FIFO y estas se envían a la PC mediante un protocolo de comunicación con puerto PCI [8].

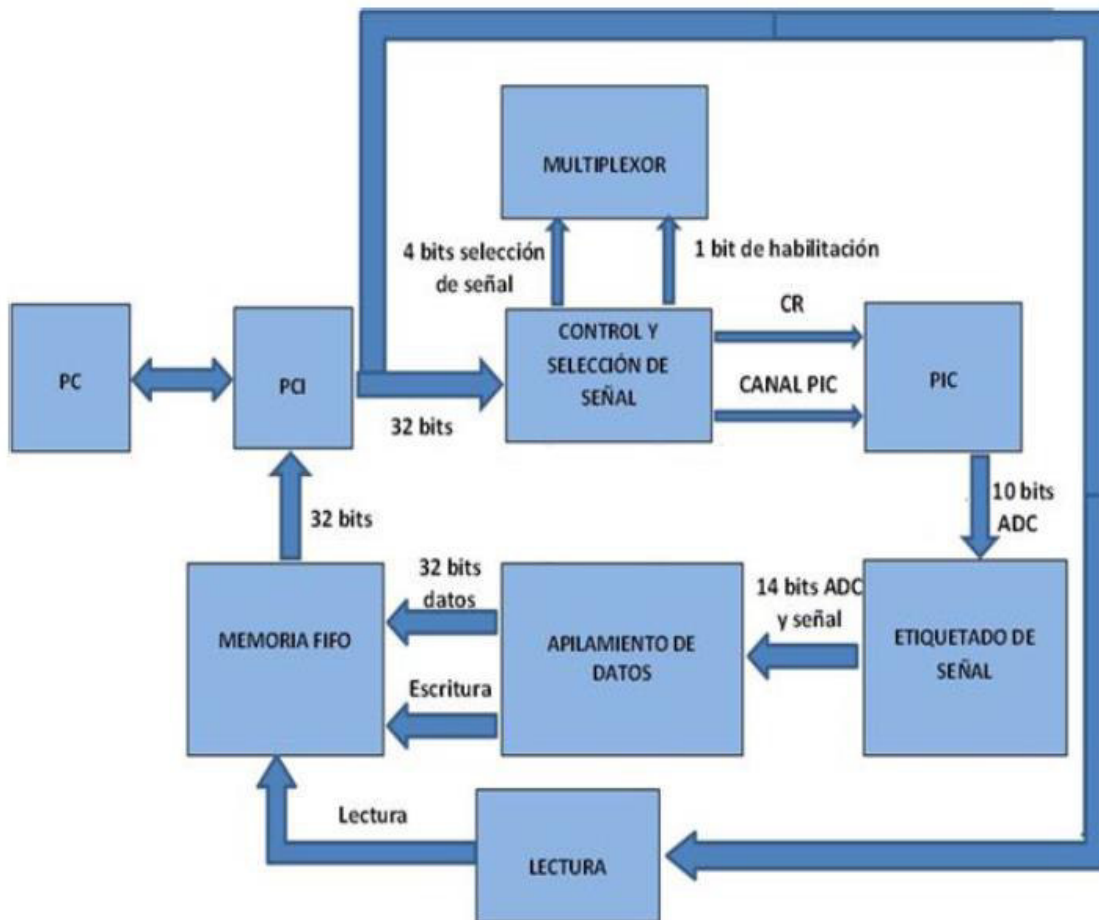


Figura 41. Diagrama general del firmware del sistema.

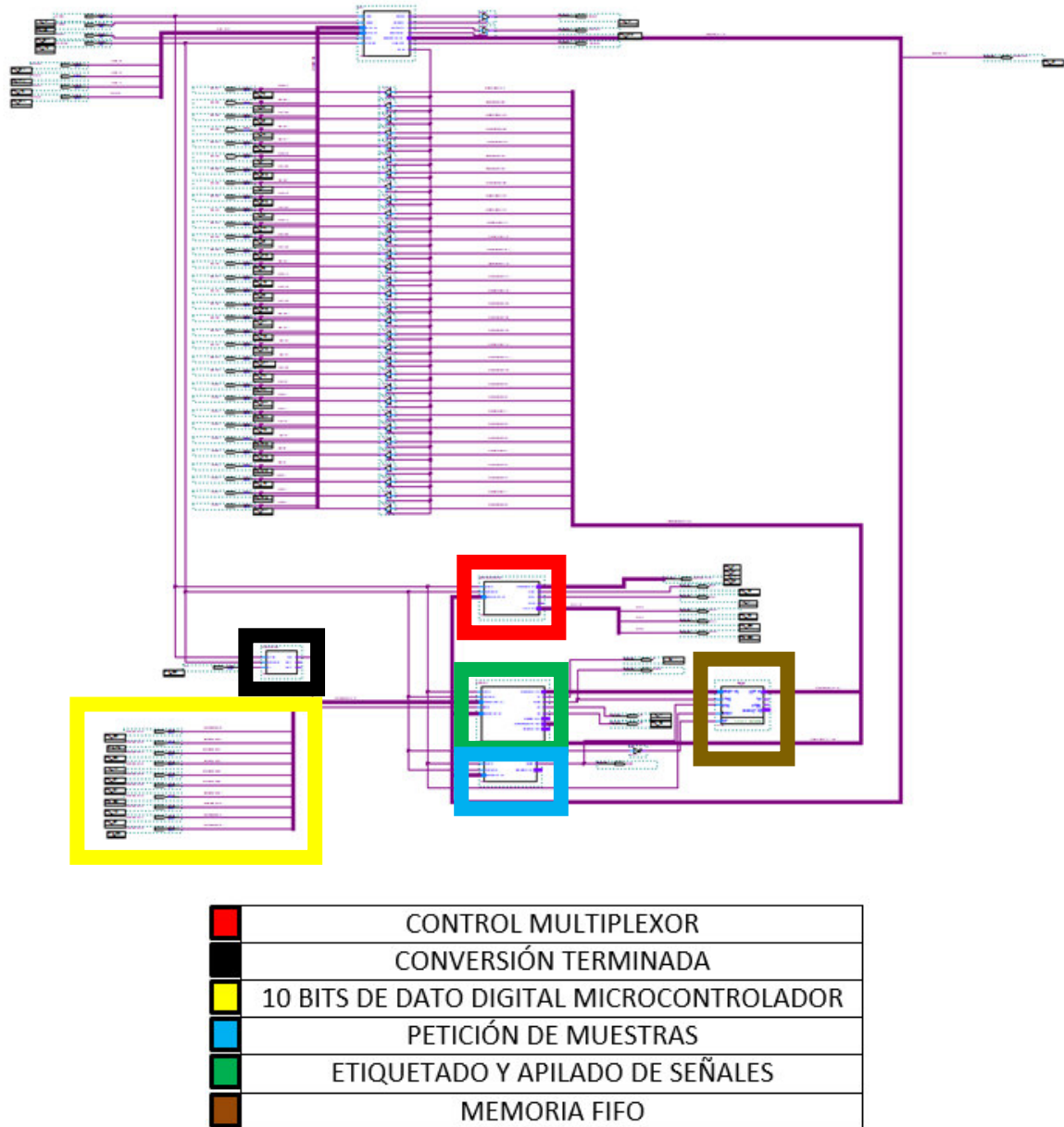


Figura 42. Diagrama del firmware del sistema.

En la figura 42 se muestra el diagrama completo del firmware del electrocardiógrafo, el cual consta de diferentes etapas que se explicarán posteriormente en el transcurso del presente capítulo.

En el diagrama anterior del firmware que se desarrolló, en el cual se tienen los datos digitales de la conversión procedente del microcontrolador, se cuenta con un bloque que se activa cuando existe cada una de las señales convertidas, los bits de los datos convertidos

van al bloque de etiquetado; en el que se etiquetan las señales con respecto al canal correspondiente y posteriormente se envía un código de activación cuando se tienen las 12 señales y el software comience con la adquisición. También existe un bloque de control del multiplexor, el cual realiza la función de multiplexado de las señales y el canal de conversión del microcontrolador, además envía la señal de petición de conversión al microcontrolador y la activación del multiplexor. Se tiene un bloque de memoria FIFO donde se almacenan las señales hasta que el software las requiere. El bloque de petición de muestras será el encargado de recibir los códigos del software para mandar las muestras a la computadora a través del bus PCI [8].

3.1.1. Conversión Terminada

El bloque de conversión terminada recibe la señal del microcontrolador (pic), donde se ha realizado la conversión de los datos y se activa un bit de habilitación para la etapa de apilamiento y etiquetado de las señales, donde ya se encuentra una señal digital para ser etiquetada y apilada. Se puede observar que la señal digital es de 10 bits, los cuales son proporcionados por el microcontrolador.

3.1.2. Control del Multiplexor

La etapa de control y selección de señal, es la encargada de proporcionar las señales de activación y selección del multiplexor, además de dar las señales de activación y selección de canal para que el microcontrolador (PIC) realice la conversión de las señales analógicas, este bloque recibe la señal de activación mediante el protocolo PCI, en el cual el bit 32 es el bit de habilitación para poder empezar con la toma de datos (ver Fig. 43) [8].

Se observa en el diagrama, la etapa de control que recibe una señal de petición de toma de datos, la cual activa toda la etapa, cuando ésta se activa, da como resultado la activación de un contador principal y un auxiliar los cuales brindarán las combinaciones de señales para poder seleccionar las señales en el multiplexor, además se activa una señal más, la cual sirve como señal de habilitación del multiplexor. La etapa de control provee además la señal de selección de canal y de petición de conversión que serán enviadas al microcontrolador para que éste pueda realizar la conversión de los datos analógicos a digitales, también entrega las etiquetas de la señal que serán enviadas a la computadora mediante el puerto PCI.

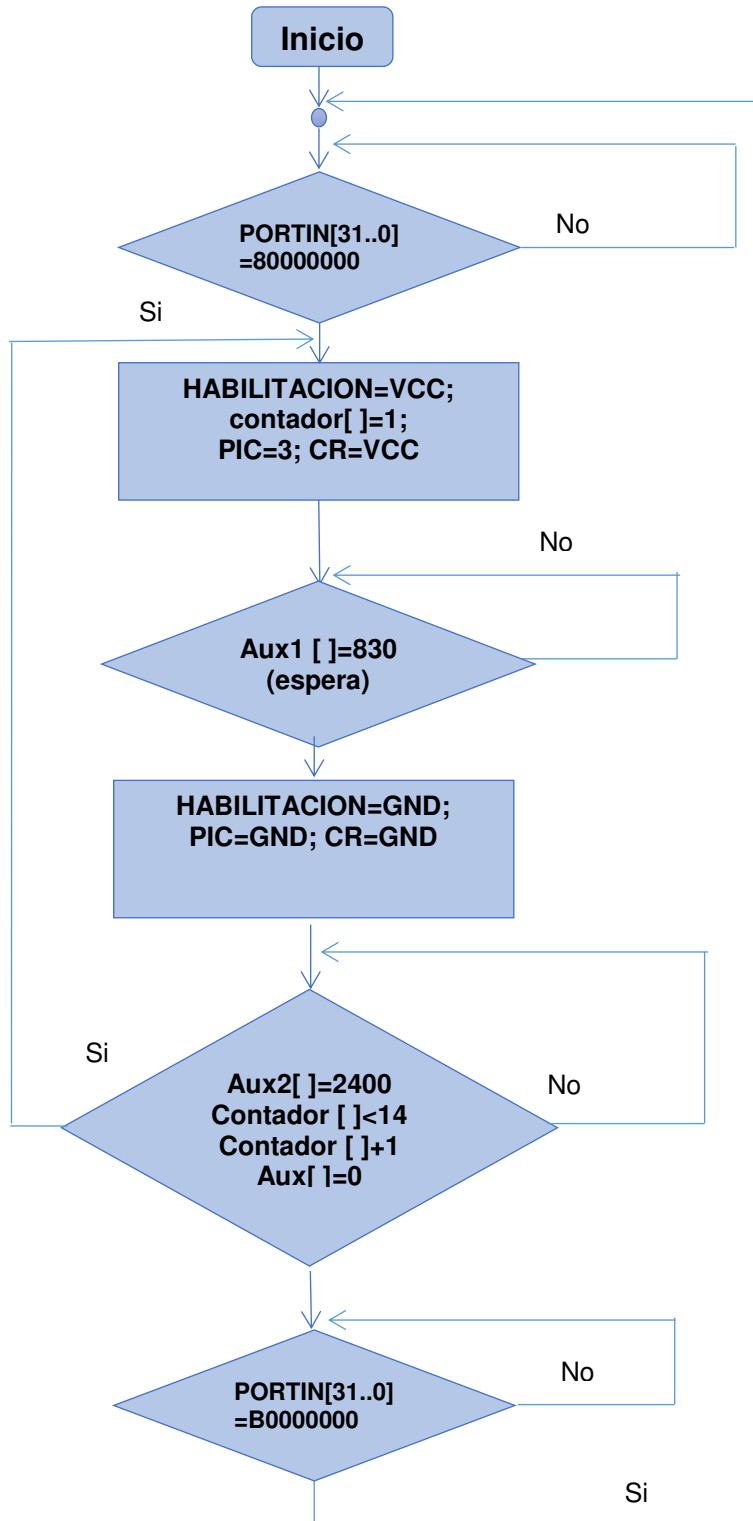


Figura 43. Algoritmo de control y selección de canal.

3.1.3. Etiquetado y Apilamiento de señales

Esta etapa recibe los 10 bits de datos digitales procedentes del pic y los etiqueta con el número de señal al que pertenecen, además se completan los 32 bits para ser mandados al PCI con ceros, a la salida de este se tienen 14 bits de información, de los cuales 10 corresponden al dato digital y 4 a la etiqueta de la señal a la que pertenece. Los restantes son para completar los 32 bits del bus PCI. Además entrega la señal de escritura a la memoria FIFO para almacenar una por una las 12 señales del ECG.

Se observa en el diagrama que en esta etapa se reciben los datos digitales provenientes del microcontrolador, los cuales son etiquetados con el número de señal al que pertenecen. Esta etapa recibe una señal correspondiente a una conversión terminado de los datos (CT), etiqueta la señal con el canal correspondiente y manda una señal a la memoria FIFO para que sean almacenadas las señales ECG una por una en la memoria. También manda un código de control (CONTROL[31..28]) mediante el bus PCI hacia el software para avisar que las 12 señales han sido almacenadas en la memoria FIFO y están listas para ser adquiridas mediante el puerto PCI a la computadora (ver Fig. 44).

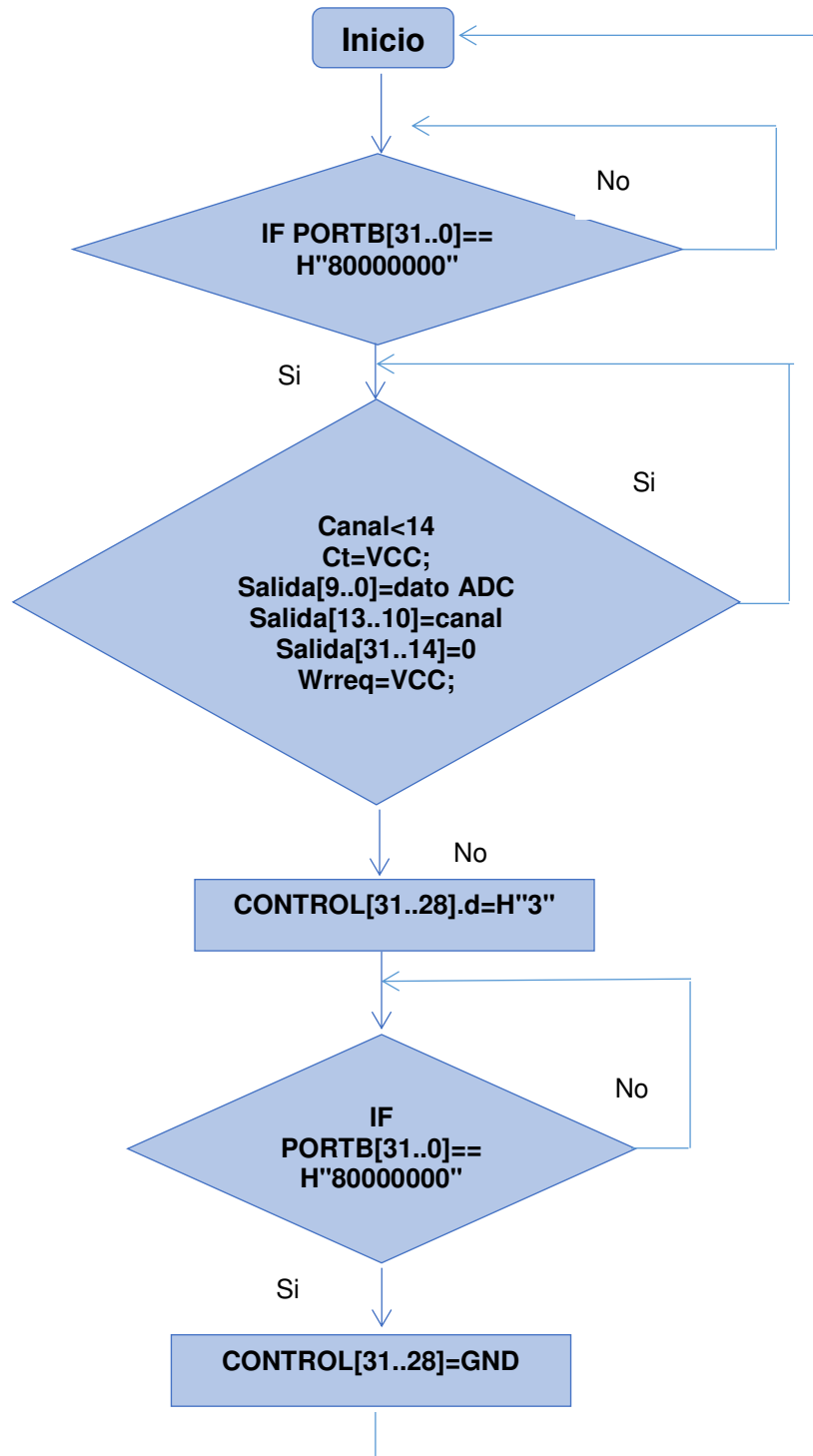


Figura 44. Algoritmo etiquetado de señales.

3.1.4. Lectura

Este bloque se encarga de la activación de la señal de lectura de la memoria FIFO para que a través de los 32 bits de lectura del PCI, cada señal del ECG sea visualizada en la pantalla de la computadora. Debido a que el FPGA realiza los accesos de lectura y escritura en 10ns y LabView lo realiza en 20 microsegundos, se necesita acoplar ambos dispositivos, lo anterior se logra haciendo que el FPGA espere códigos a través del protocolo PCI que le indiquen que el software requiere las muestras (ver Fig. 45).

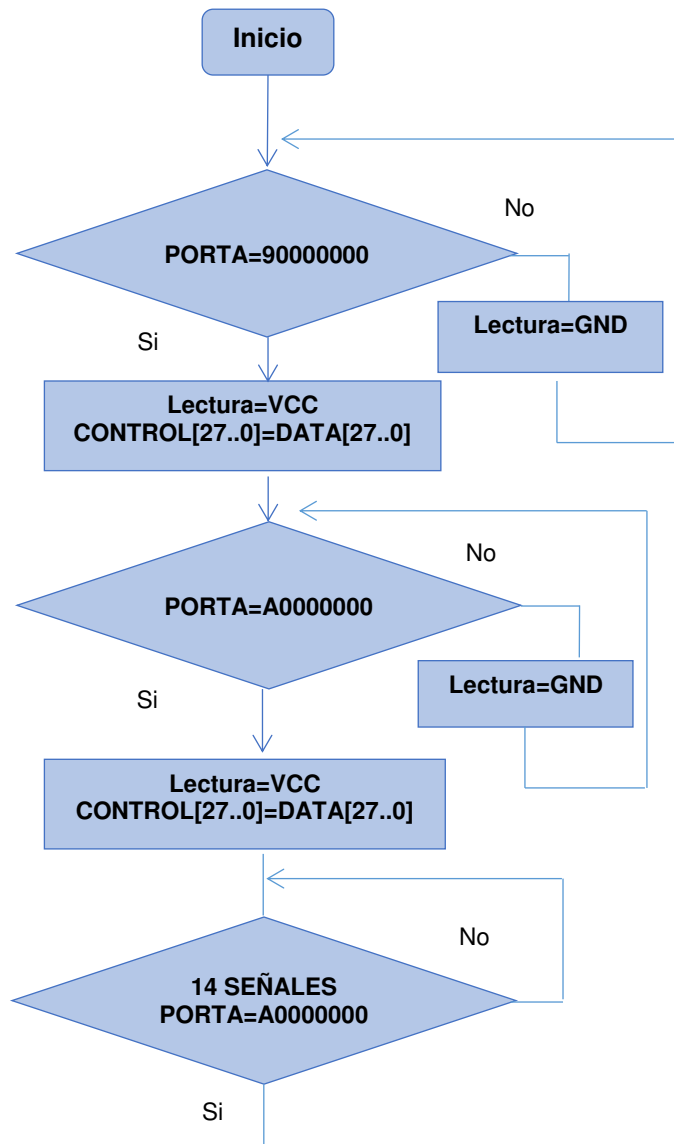


Figura 45. Algoritmo lectura de señales.

3.1.5. Memoria FIFO

Una memoria FIFO (First Input, First Output, por sus siglas en inglés, primera entrada, primera salida) es una herramienta que se encarga del almacenamiento y el control del flujo de datos en un sistema, para este caso, se encarga de proporcionar las señales ECG. Recibe una por una las 12 señales ECG y las almacena para su posterior envío mediante el protocolo PCI a la computadora. Para ello recibe cada dato a almacenar con su etiqueta de canal y una señal de habilitación de escritura dentro de la etapa de apilamiento de señales. Posteriormente cuando la memoria tiene las 12 señales almacenadas comienza el envío de estas a través del protocolo PCI a la computadora, para ello la etapa de lectura recibe los comandos de petición de las señales para que sean enviadas y procesadas una por una en la computadora.

El principal problema presente en el firmware fue el control de flujo de datos del sistema y el acoplamiento con los demás dispositivos, esto se logró con los algoritmos descritos anteriormente [23].

De igual manera se tuvo que resolver el problema que se presentó al unir las otras dos señales provenientes de los sistemas convergentes de la señal EMG y el termómetro. Para esto se hicieron correcciones en los bloques del firmware correspondientes al control del multiplexor, el etiquetado y apilamiento de señales, así como al de petición de muestras, en donde se añadieron renglones de código para poder hacer el pedimento de una señal más en el multiplexado. De esta manera al modificar el firmware y haciendo las modificaciones convenientes también en el software, se podrán visualizar todas las señales deseadas en la computadora.

Cada señal digitalizada debe ser procesada por el FPGA y ésta a su vez debe enviarlas al CPU (del inglés *central processing unit*) de la PC para poder ser interpretadas correctamente, llevar a cabo cálculos y enviar la información de regreso al FPGA para finalmente poder cerrar el lazo de control. Todo este proceso se lleva a cabo con una velocidad muy alta con el fin de poder tomar la señal en tiempo real, es por esto la necesidad de ocupar el bus PCI como vía de comunicación entre la PC y la tarjeta de adquisición de datos (ver Fig. 42), ya que nos permite tener una buena velocidad para la transmisión de la información requerida [7].

3.1.6. Digitalización de la señal

Durante la digitalización de las señales ECG se utiliza un microcontrolador con matrícula PIC16F877A para poder realizar la conversión de la señal analógica a digital (ADC), es decir, convertir el nivel de la señal variable adquirida por los electrodos en una combinación de unos y ceros.

El ADC mide variaciones de voltaje, la señal obtenida por los electrodos tiene que adecuarse con respecto del rango mínimo y máximo que puede leer la entrada. Para que el ADC pueda realizar una conversión del valor analógico, se tiene que definir un voltaje de referencia, debido a que éste es el que indica precisamente cuál es el rango de operación de la entrada. El ADC del microcontrolador PIC acepta, como máximo, un rango de operación que llega hasta 5 Volts, por lo que se establece en este sistema un rango de 0 a 3.3 Volts [13, 25].

La resolución del convertidor es proporcional al número de bits (n) de la combinación binaria obtenida a partir de la muestra. El valor de la resolución del convertidor, condiciona fundamentalmente, la exactitud de la conversión de la señal ECG, que es mejor cuanto mayor sea n .

$$\text{Resolución en el ADC} = \frac{(V_{max} - V_{min})}{2^n - 1} = \frac{3.3V}{1023} = 3.2 \text{ mV}$$

Donde:

$$\text{Rango de voltaje} = (V_{max} - V_{min})$$

Al tomar en cuenta las características del microcontrolador, se utiliza un cristal oscilador de 20 MHz logrando en el ADC una frecuencia de muestreo máxima de 40 kHz. Para habilitar el canal en donde se desea realizar la conversión, se utiliza la combinación de bits de la tabla que a continuación se muestra (ver Tabla 2) [8].

0	0	0	AN1
0	1	0	AN2
0	1	1	AN3
1	0	0	AN4

Combinación de bits para la selección de canales.

El ADC previamente descrito ya se encuentra implementado en el microcontrolador que tiene la tarjeta MIOCARD 1.0, para el caso de este proyecto se utiliza la combinación de bits para el canal 3 de la tarjeta, que será por el cual obtendremos las señales requeridas multiplexadas. Esta combinación y el bit de CR lo proporciona la etapa de Control del Multiplexor, con esto, es posible la conversión de cada una de las 12 señales ECG a través del canal 3 del Microcontrolador.

El algoritmo del ADC del microcontrolador de la tarjeta MIOCARD es el siguiente (ver Fig. 46) [8]:

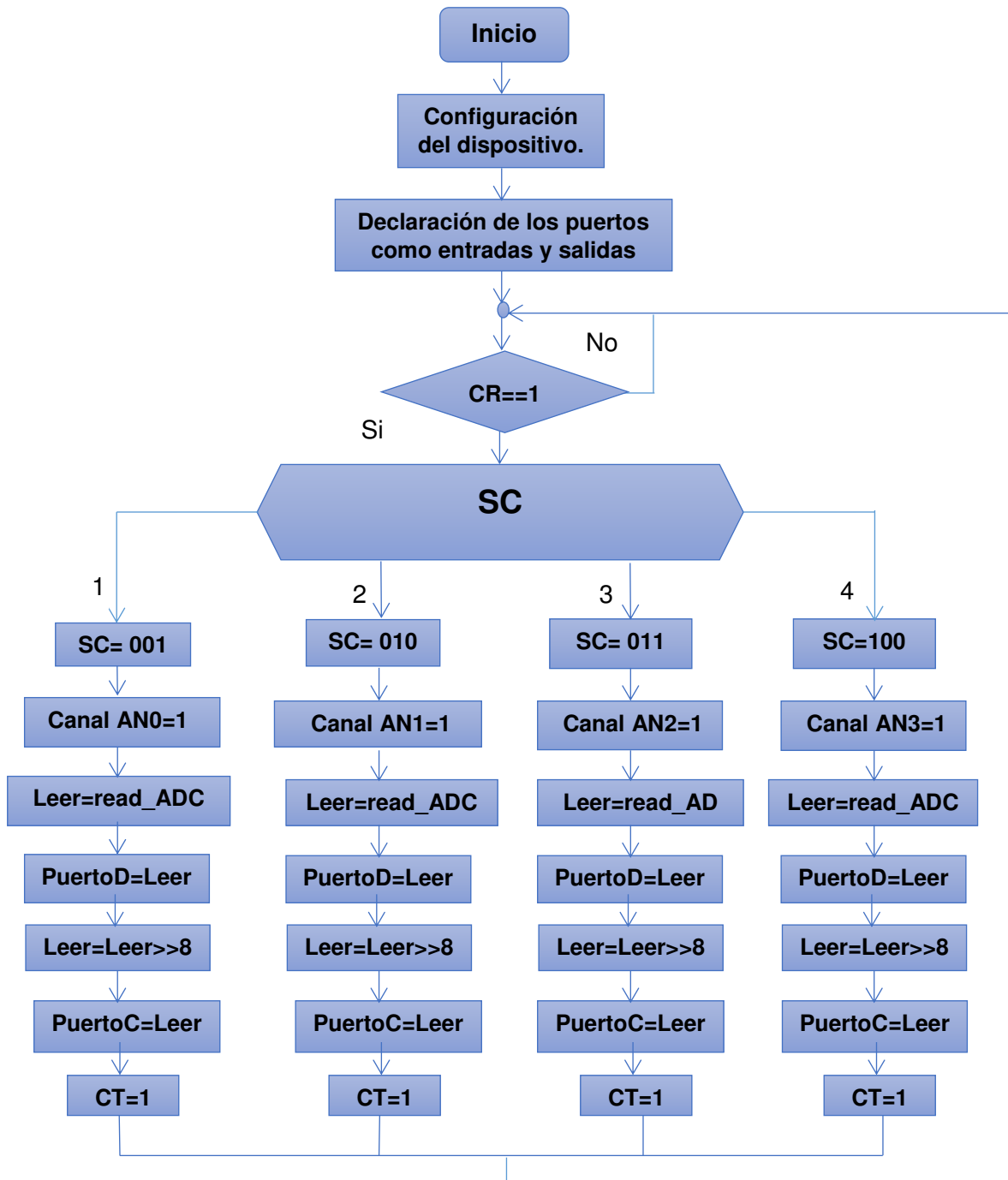


Figura 46. Diagrama de flujo del algoritmo de conversión analógico-digital.

3.2 FIRMWARE DEL ELECTROMIÓGRAFO

El diagrama general que representa el firmware para la obtención de la señal EMG se presenta a continuación (ver Fig. 47), en donde se puede observar el número de bits de control a utilizar, en cada una de sus etapas, éste firmware fue desarrollado de manera similar que para el del ECG, ya que utiliza la misma lógica de programación, fue desarrollado también en el ambiente de programación de Quartus II de Altera. Para el caso de este firmware, fue utilizada una FPGA con matrícula EPC2C8Q208C7 de la familia Cyclone. Trabaja de igual manera con el mismo microcontrolador PIC 16F877A y con el protocolo de comunicación PCI que usa 32 bits de escritura, empleados principalmente en el bloque de control de información del canal.

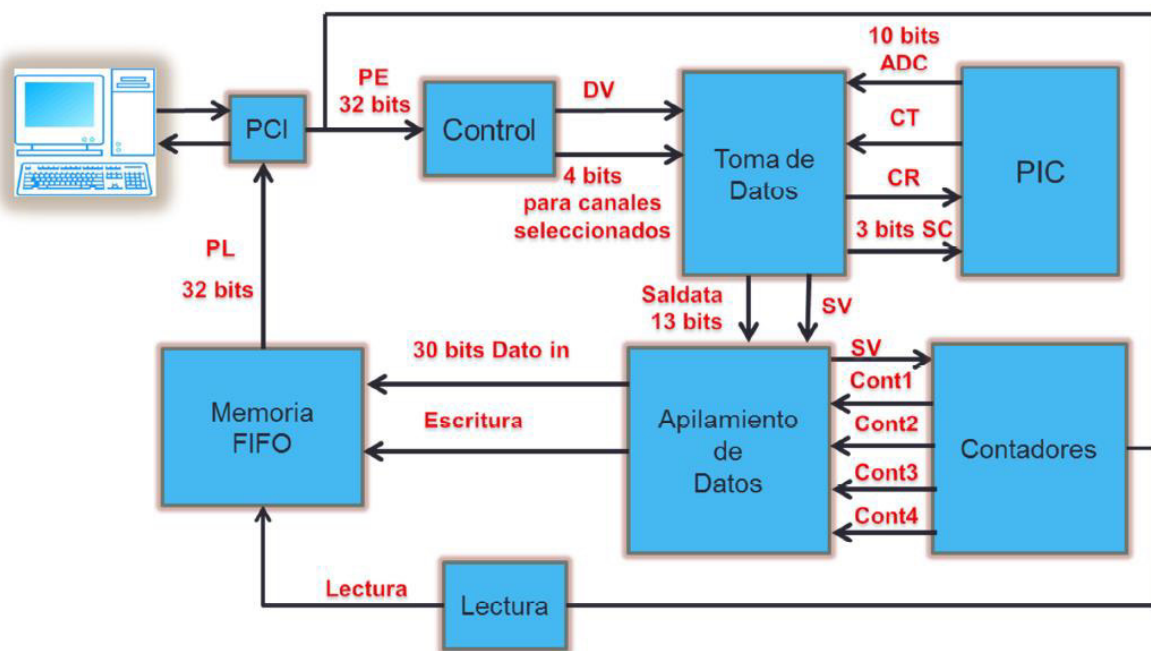


Figura 47. Diagrama a bloques del firmware del EMG.

En el bloque del puerto de escritura del PCI, los 32 bits recibidos, 3 bits corresponden a etiquetas que indican el número de canal seleccionado y 29 a la frecuencia de muestreo. En el bloque de control se encuentran unos cronómetros que se encargan de llevar el tiempo en el que el llamada cada muestra del canal requerido. En el bloque de toma de datos se recibe la información de cada bloque de control a través de 4 bits que indican el canal que ha sido seleccionado y un bit que indica que el dato es válido (DV), con esta información

mediante 4 bits de salida se ejecuta la comunicación con el microcontrolador indicando que se debe iniciar la conversión, de los cuales, un bit es de conversión requerida (CR) y 3 bits (SC) indican el canal del que se requiere la conversión. Seguido de esto, el PIC responde con 11 bits; de los cuales 10 son de datos convertidos y uno de conversión terminada (CT). En el bloque de apilamiento de datos se apilan los datos de dos en dos provenientes del PIC asignando etiquetas del número de canal del que provienen y colocando un número de muestra conforme el orden que llegan, el conteo es realizado por el bloque de contadores y se encarga también de guardar en la memoria FIFO mediante un bit de habilitación de escritura. El bloque de lectura es el encargado de enviar datos a través de 32 bits de lectura del puerto PCI para poder visualizarlos en la pantalla. De igual manera que en el firmware del ECG, debido a que el FPGA ejecuta su lectura y escritura con una velocidad de 10ns y el software lo hace en 20ms, acoplar ambos dispositivos es posible haciendo que el FPGA espere códigos a través del puerto PCI que le indiquen que el software requiere muestras.

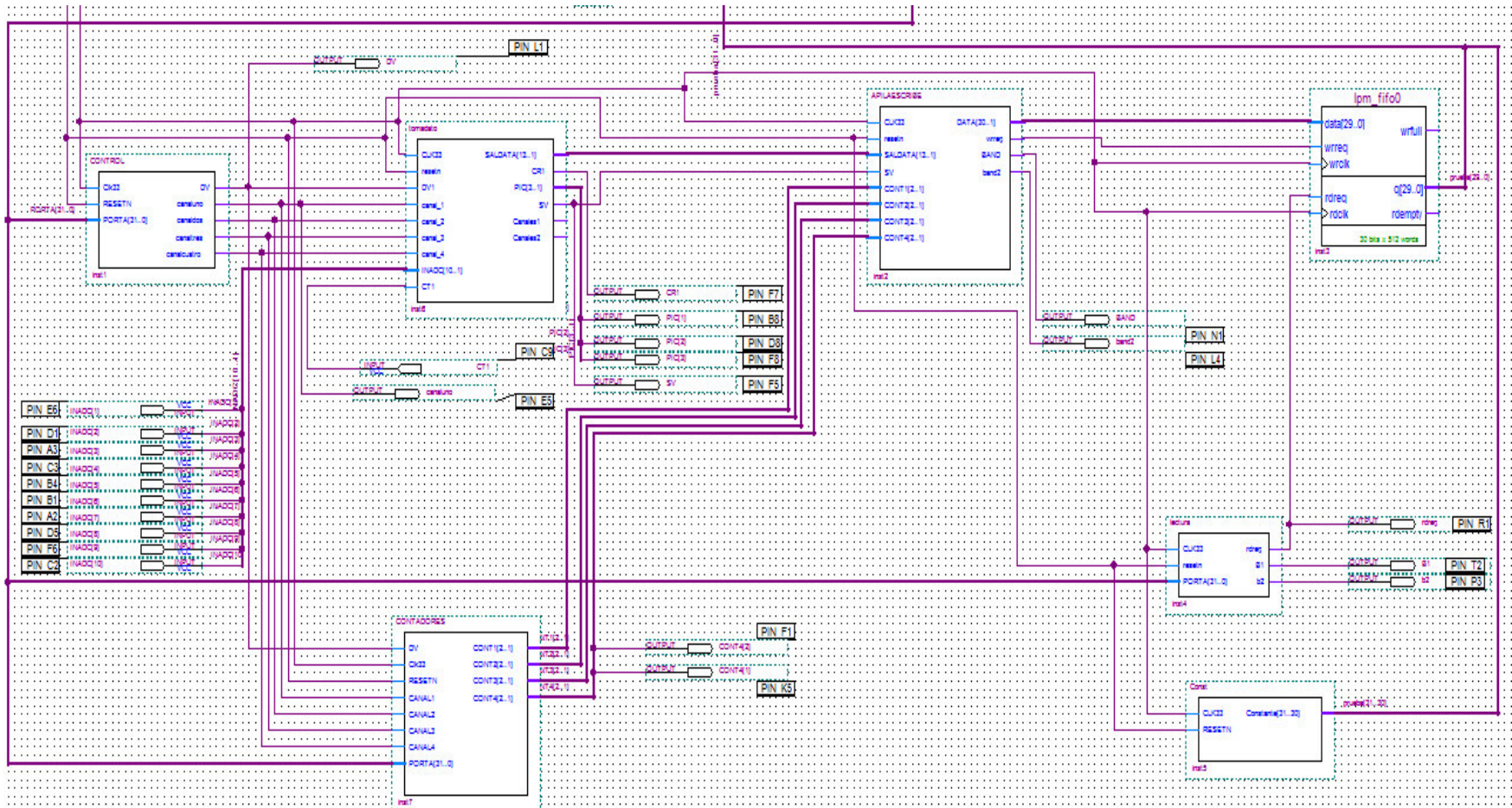


Figura 48. Diagrama a bloques del firmware en Quartus II.

Conclusiones

En este capítulo se explicó el desarrollo del firmware del sistema para la obtención de las 12 señales del ECG, la señal EMG y del termómetro. Para el desarrollo de este se presentaron diversos problemas relacionados con la multiplexión de las señales, debido a que estas deben ser procesadas a través de un canal de la tarjeta MIOCARD 1.0, para ello se realizó la etapa de control del multiplexor y en ella se efectuaron modificaciones de código para poder hacer un acoplamiento de todas las señales requeridas en este trabajo. También se mostraron inconvenientes en el acoplamiento de las diferentes etapas, ya que los dispositivos trabajan en diferentes frecuencias, pero fueron resueltos introduciendo en los códigos indicadores de inicio y fin de las diferentes tareas que realiza cada etapa, logrando un acoplamiento de los dispositivos. Para continuar con el proyecto se explica en el siguiente capítulo el desarrollo del software del sistema y de esta manera se cerraría el lazo de control para el sistema completo.

Mediante la modificación del firmware del ECG, es posible obtener todas las señales del ECG y también la señal del EMG de manera simultánea, ya que con la utilización del multiplexor, siendo capaz de recibir 16 señales analógicas de entrada, al hacer un arreglo en el firmware, se llama a pedir una señal más del multiplexor. Con esto sólo se estaría utilizando un solo canal de la tarjeta MIOCARD 1.0, por lo que es posible pensar a futuro implementar otro tipo de sistema para la adquisición de señales, ya que aún contendría canales disponibles para utilizarlos en la tarjeta.

CAPÍTULO IV

SOFTWARE DEL SISTEMA

4.1 SOFTWARE DE ADQUISICIÓN

Para la realización del lazo cerrado del sistema y la visualización de las señales en la PC, se utiliza un software desarrollado en el ambiente de programación LabVIEW 12 [16]. Este software cuenta con una pantalla principal que interactuará con el usuario (ver Fig. 49), en esta pantalla se inicializa el programa para que comience a tomar muestras y de igual aquí mismo se detiene. El programa está compuesto también, por cuatro pestañas adicionales que corresponden a las 12 señales del ECG, en cada pestaña se tienen 3 gráficas que corresponden a las señales (ver Fig. 50), en la primer pestaña se muestran las derivaciones bipolares del plano frontal, o también llamadas de Einthoven, en la segunda se muestran las derivaciones unipolares y en las siguientes dos se encuentran separadas en 3 señales de las derivaciones precordiales correspondientes al llamado plano horizontal. De la misma manera la siguiente pestaña muestra una gráfica correspondiente a la señal EMG, seguida de otra pestaña con un indicador que corresponderá al termómetro. Finalmente en la última pestaña se presentan las instrucciones de uso del programa para el usuario.



Figura 49. Pantalla principal del software del sistema.

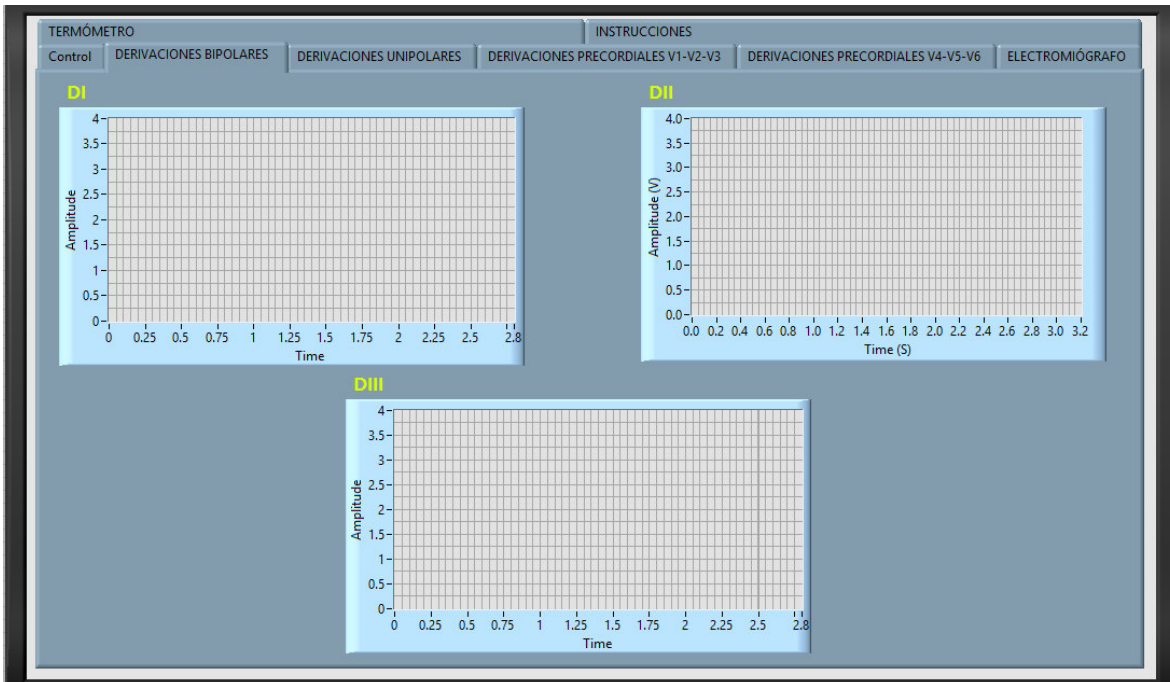


Figura 50. Graficas de señales.

El funcionamiento del software está descrito en el siguiente diagrama de flujo, donde el comienzo del programa empieza al activar el botón de COMENZAR dentro de la interfaz, seguido de pulsar el botón de correr.

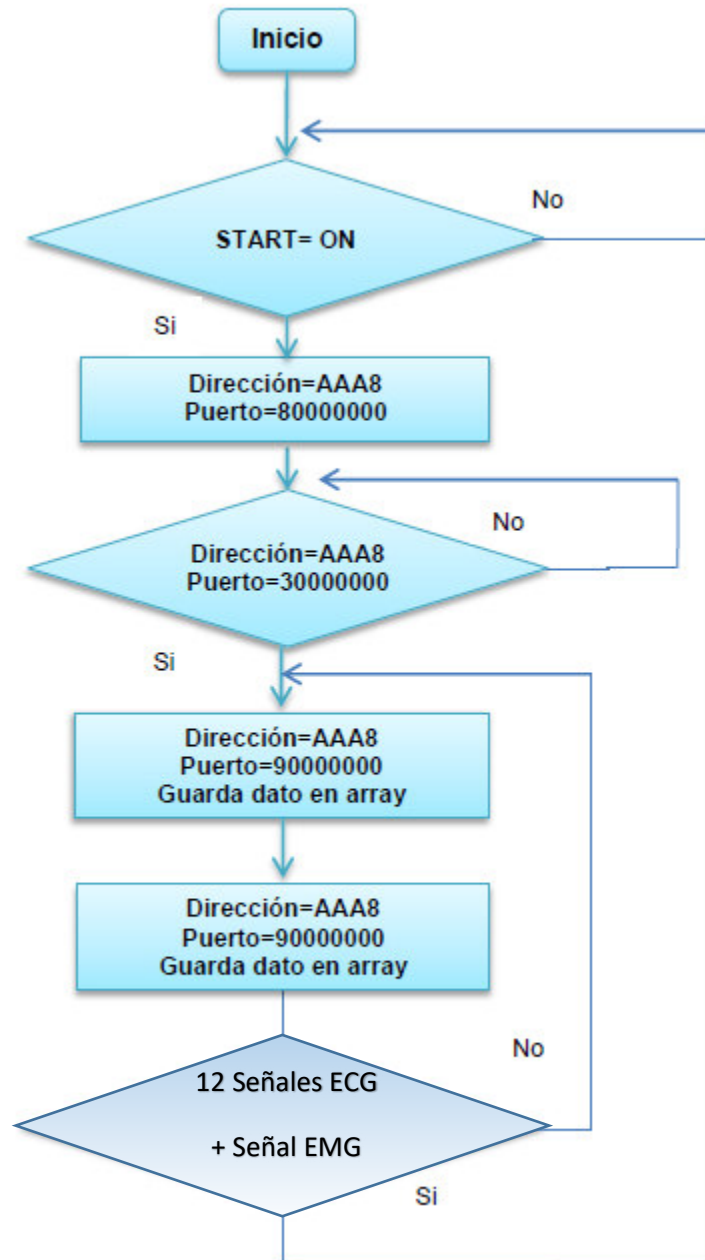


Figura 51. Diagrama de flujo del funcionamiento del software.

Para realizar la lectura de los datos, el usuario debe habilitar el botón COMENZAR, para que se realice la lectura de los datos se escribe la dirección AAA8 y el código 90000000 en el puerto de escritura (PORTA) del bloque PCI el cual le indica al FPGA que se desea una muestra, este responde enviando el registro con los datos de la conversión con su respectiva etiqueta del canal que fue tomada , se realiza la lectura de datos del puerto de lectura

(Prueba) del PCI y los datos se colocan en un arreglo, se pide la siguiente muestra con el código A0000000 nuevamente se lee el puerto con los datos enviados por el FPGA y se colocan en un arreglo (ver Fig. 52), para posteriormente ser graficados.

El proceso anterior se realiza con la estructura time loop, con 13 accesos de escritura y 13 de lectura durante 2 ms, esto para asegurar el monitoreo de los datos en tiempo continuo.

Los datos adquiridos se guardan en un arreglo, se analizan uno por uno para determinar a qué canal corresponde, esto se realiza evaluando la etiqueta que contiene cada dato (ver Fig. 53).

En la figura 54 se muestra un diagrama de flujo en donde se ve el proceso de separación de las señales por canal. Esto se realiza analizando las etiquetas que se colocan en cada una de las señales y con eso se separan las muestras a su arreglo correspondiente para posteriormente realizar el graficado de cada señal.

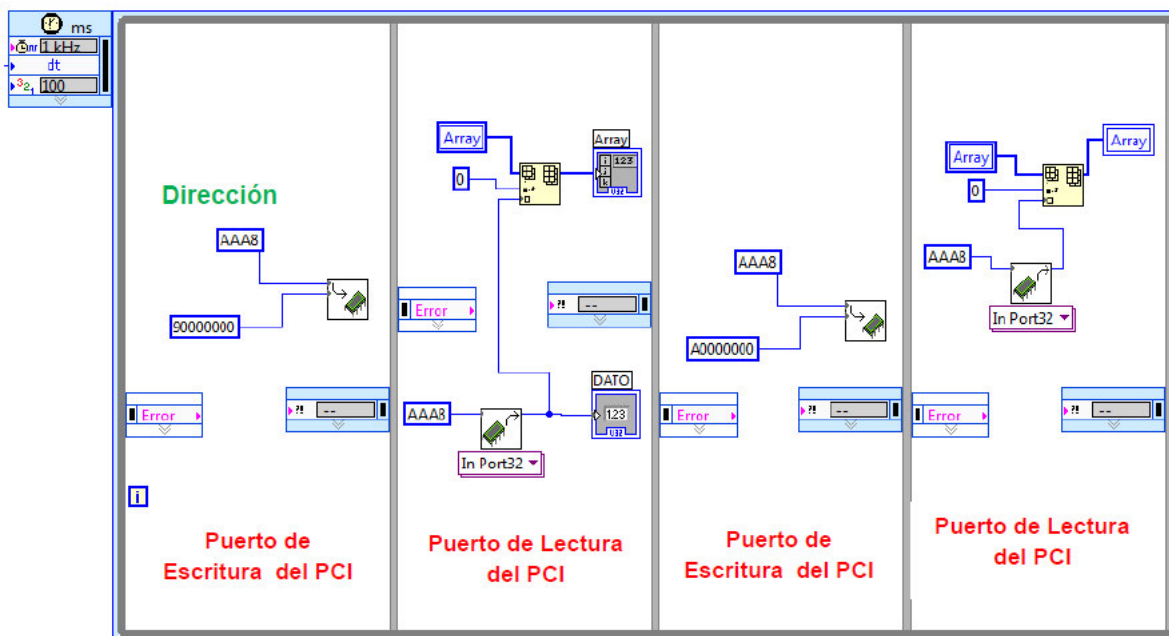


Figura 52. Proceso de lectura de datos.



Figura 53. Organización de datos por canal.

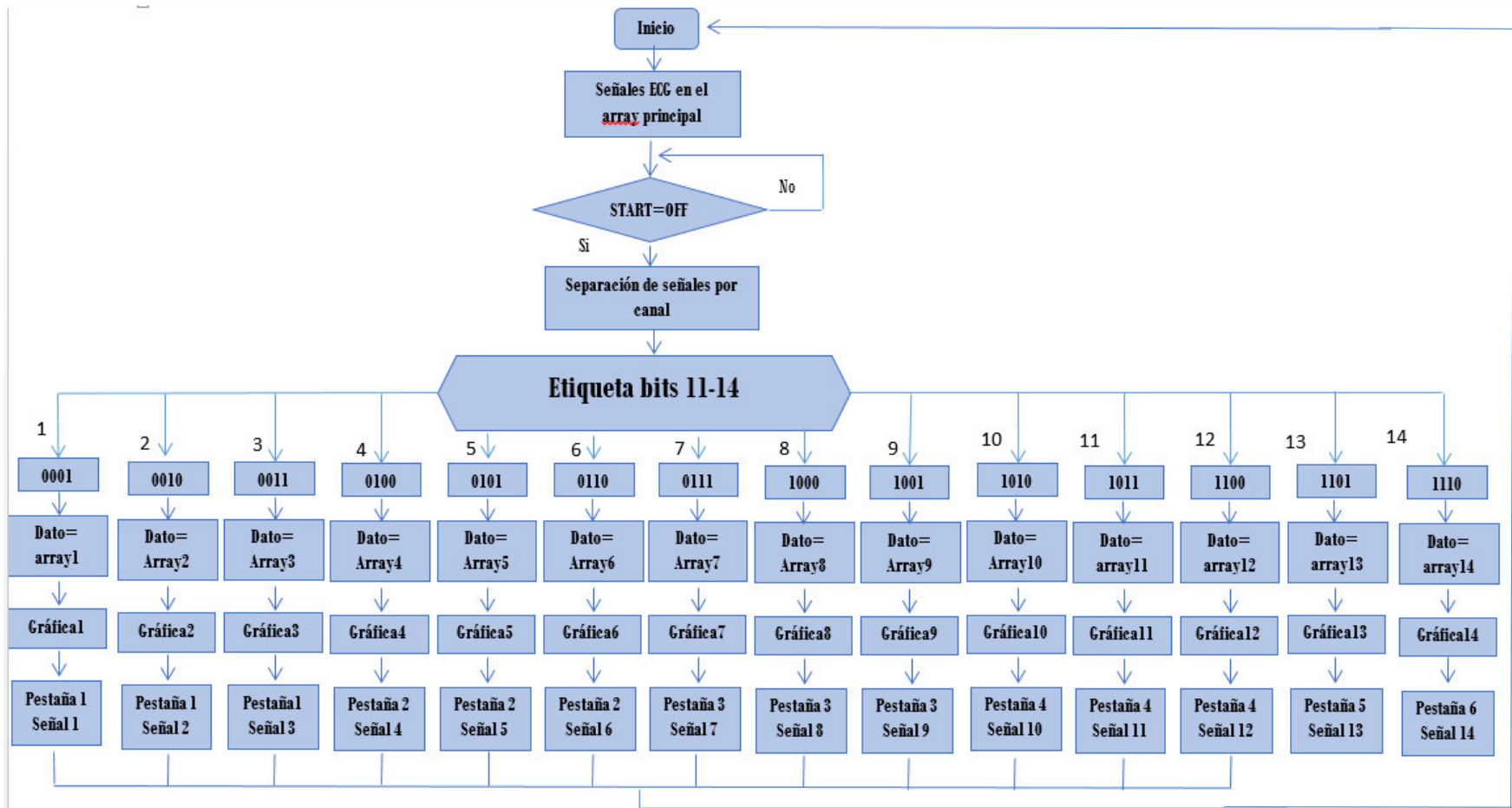


Figura 54. Organización de datos por canal.

Una vez que los datos han sido separados de acuerdo al canal correspondiente se guardan en un arreglo por canal para poder realizar su gráfica (ver Fig. 55). Aquí se analiza muestra por muestra del arreglo principal para poder ver la etiqueta que contiene y posteriormente almacenarlas en arreglos secundarios para que estén las señales separadas por canal en su arreglo correspondiente y se puedan graficar.

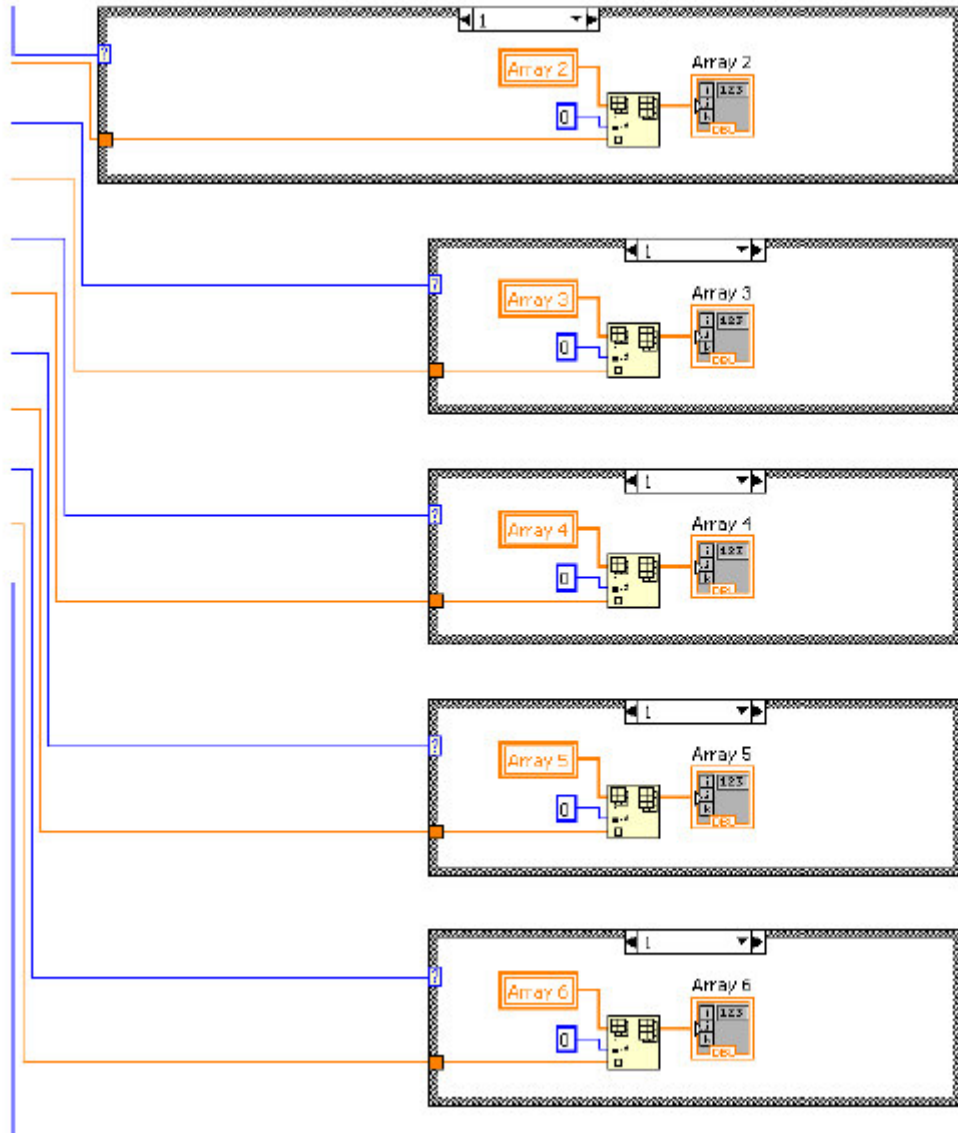


Figura 55. Arreglo de datos por canal.

Para poder guardar cada señal en su arreglo correspondiente se utiliza una estructura “case”, esto para que cuando se tenga una señal lista, se active la estructura y se almacene el dato en el arreglo que le corresponde.

Una vez que se cuenta con los datos digitales de cada una de las señales en su arreglo correspondiente se procede al graficado de los datos, para ello se realiza la creación de un arreglo a cada señal para tener el tiempo de cada señal como se muestra en la siguiente figura (ver Fig. 56) [8]:

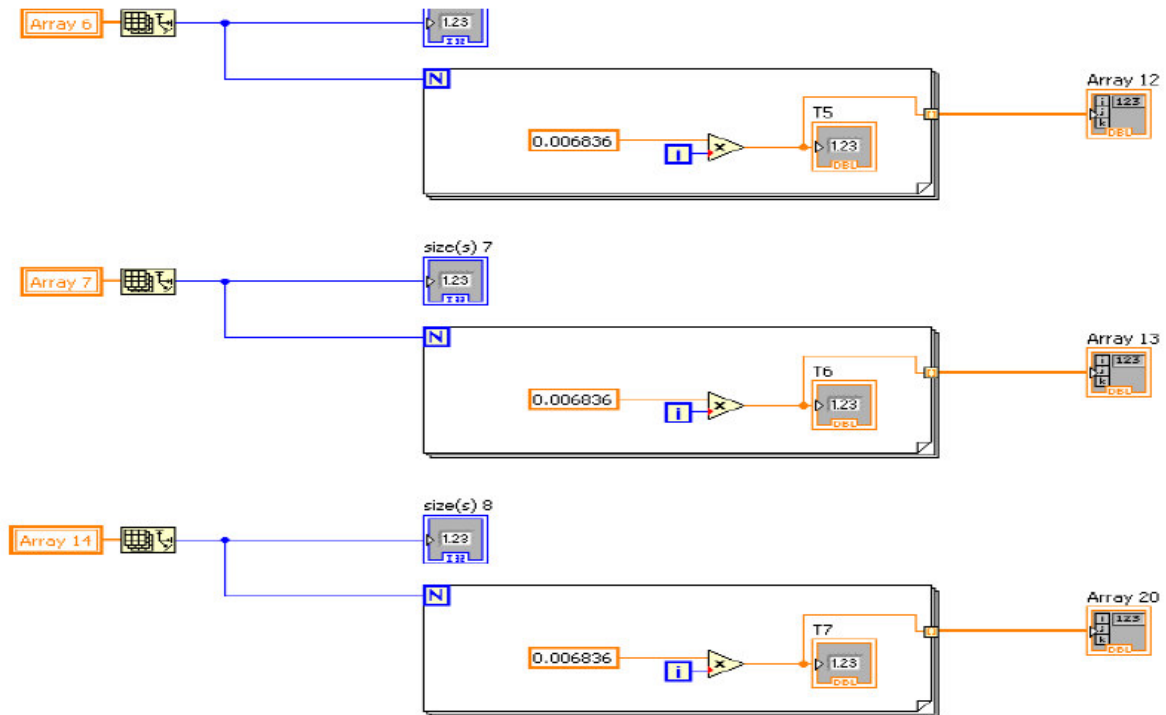


Figura 56. Arreglo de tiempo por canal.

Después de obtener tanto los datos de cada señal ECG y EMG como su tiempo para el graficado, se envían estos datos a las gráficas para su visualización en el software, esto se realiza como se muestra en la siguiente figura (ver Fig. 57):

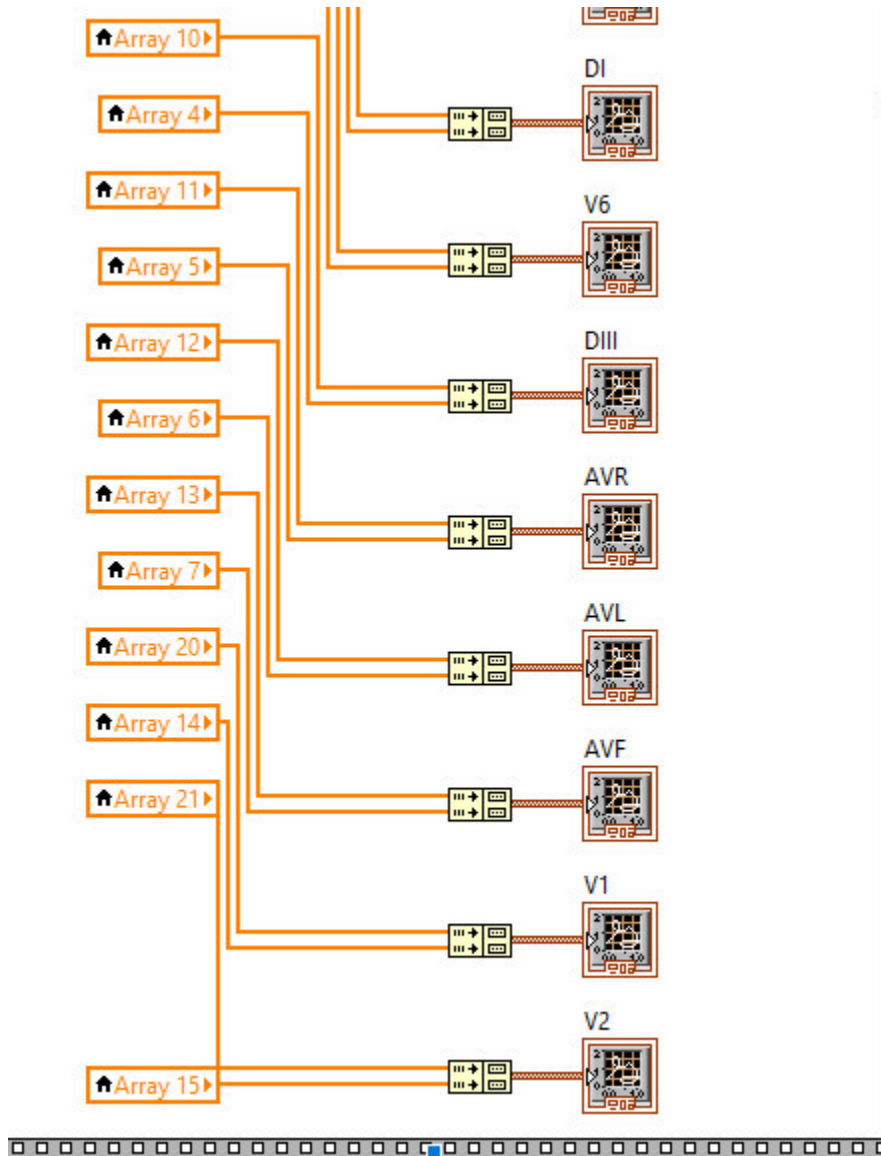


Figura 57. Proceso de graficado de señales.

En la figura 58 se aprecia el graficado de una señal senoidal, donde se observan los ejes X y Y de la gráfica, con respecto al tiempo y la amplitud dada en voltaje respectivamente. En la imagen se muestra la manera en que todas las gráficas funcionan adecuadamente y simultáneamente, de esta manera es como se pueden graficar todas las señales necesarias para este proyecto en la misma toma de muestras.

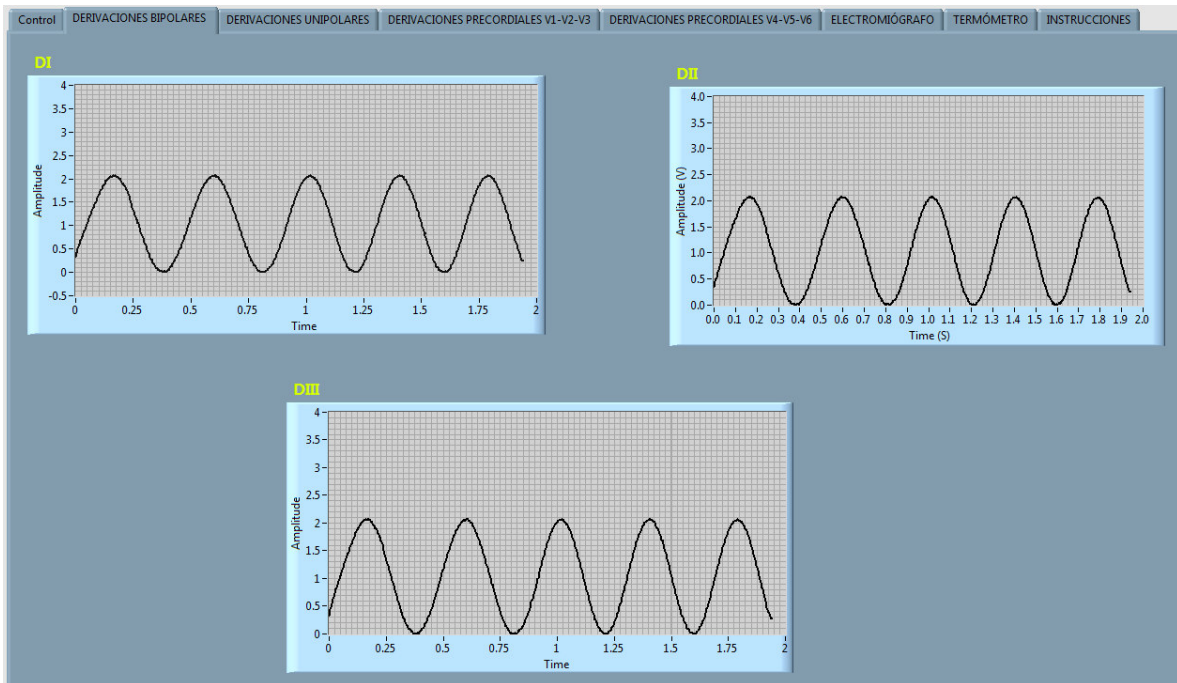


Figura 58. Graficas de señales en pantalla.

El software además cuenta con un cuadro de aviso el cual se activa cuando la tarjeta MIOCARD 1.0 no se está conectada a la computadora. En la pantalla principal aparecerá dentro del cuadro de “Mensaje”, una leyenda que dice “LA TARJETA NO ESTÁ CONECTADA”, esto con la finalidad de que el usuario revise la correcta colocación de la tarjeta en el puerto PCI de la computadora.

4.2 SOFTWARE DEL EMG

El usuario debe seleccionar el canal, o canales que se van a utilizar, así como la frecuencia de muestre en la que se trabajará. El número de canal y frecuencia de muestreo seleccionada se envían a través de 32 bits de escritura del puerto PCI, se realiza la escritura de los datos escribiendo la dirección que antes se utilizó AAA8, que corresponde y hace referencia al puerto PCI de la computadora. Para la toma de muestras en tiempo real se emplea una estructura de time loop, en la que se coloca el parámetro de tiempo que se refiere al tiempo en el que se ejecuta todo el ciclo. Para realizar la lectura de los datos el usuario habilita el botón de toma de muestras y para que se realice la lectura de los datos

el programa escribe nuevamente la dirección AAA8 y el código 90000000 en el puerto de escritura (PORTA) del bloque PCI, indicando que el FPGA requiere una muestra. Se realiza la lectura de datos del puerto de lectura (Prueba) del PCI y los datos se colocan en un arreglo. A continuación se solicita la siguiente muestra con el código A0000000 y nuevamente se lee el puerto con los datos enviados desde el FPGA y se vuelven a colocar en un arreglo para graficarlos posteriormente. Estos datos guardados se analizan uno por uno para determinar a qué canal corresponden evaluando la etiqueta que contiene cada dato. Una vez que fueron separados los datos de acuerdo al canal que corresponden se guardan en otro arreglo por canal para poder finalmente graficarlos.

Conclusiones

El diseño de software resulta una herramienta de mucha utilidad, ya que se pueden realizar las funciones básicas de un instrumento convencional, que son la adquisición, análisis y presentación de datos. Además que permite personalizar el instrumento y agregarle a la interfaz del usuario un ambiente agradable y muy funcional sin la necesidad de agregar costos adicionales. Un instrumento virtual brindará flexibilidad, funcionalidad y adaptabilidad a una PC, mediante el software que la acompaña, por lo tanto se puede instrumentar un sinnúmero de aplicaciones adicionales a nuestro sistema.

Aunque a pesar de esto, antes de implementar una nueva aplicación al sistema, se tienen que hacer consideraciones acerca de las características de la tarjeta MIOCARD 1.0 y comprobar que cumple con los requerimientos necesarios para desarrollar un nuevo proyecto sobre ella. Al ser modificado el software del ECG y con los arreglos realizados en el firmware, es posible visualizar las señales tanto del ECG como del EMG. Con esto, el sistema queda completamente listo para adquirir las diferentes señales y poder visualizarlas al simultáneamente en la pantalla de la computadora, aunque el software del termómetro queda separado de estos acomodos, es posible visualizarlo porque el software queda totalmente disponible para aceptar otro tipo de señal en la interfaz, ya que cuenta con su pestaña y el indicador necesarios para su visualización. Sería necesario únicamente realizar pruebas para poder adquirir la señal a la par de las otros dos tipos. En el siguiente capítulo se expresarán los resultados experimentales obtenidos durante el desarrollo de este trabajo.

CAPÍTULO V

RESULTADOS

EXPERIMENTALES

En la tarjeta de adquisición de datos se implementó un electrocardiógrafo, un electromiógrafo y un termómetro, los cuales interfieren en el estudio de diversas patologías, que están determinados por la medición de potenciales bioeléctricos, los cuales dependen de la colocación de electrodos superficiales en el cuerpo del paciente con el fin de proporcionar al personal médico una herramienta de trabajo para poder evaluar el funcionamiento del corazón del paciente y poder determinar si tiene o no algún tipo de patología.

5.1 Electrocardiógrafo

Este estudio consiste en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica del corazón a través del uso de electrodos superficiales colocados en el cuerpo del paciente, para obtener un estudio más completo existen 12 derivaciones para observar la actividad eléctrica del corazón desde 12 diferentes ángulos. Las mediciones obtenidas proporcionan información valiosa acerca del funcionamiento del corazón, así como facilitar la detección de problemas cardiovasculares que pudiera llegar a tener el paciente.

A continuación se muestra una tabla en la cual se pueden observar las combinaciones que se deben efectuar para cada electrodo y la manera en que se deberían conectar en el amplificador de instrumentación para las derivaciones DI, DII y DIII para este caso, según la conectividad del triángulo de Einthoven:

Derivación	Brazo Izquierdo	Brazo Derecho	Pierna Izquierda
DI	+	-	Ref.
DII	Ref.	-	+
DIII	-	Ref.	+

Como se puede observar cada electrodo corresponderá a una entrada diferente en cada combinación, por ejemplo para el electrodo número 1 que corresponde al brazo izquierdo en la primera combinación correspondiente a la derivación DI se conectará a la entrada positiva del amplificador de instrumentación, pero posteriormente si se requiere hacer la segunda combinación para adquirir las dos derivaciones simultáneamente, ahora el electrodo número 1 deberá conectarse a la entrada de referencia del segundo amplificador de instrumentación, por lo tanto, así se tienen las tres señales separadas independientemente de cada electrodo.

En la conectividad se descubre que, al ser los amplificadores de instrumentación de tipo diferencial, y sabiendo que sólo se requieren de dos señales que se restarán mediante el circuito internamente contenido en estos encapsulados, volviendo a la tabla de las combinaciones para las derivaciones bipolares, se observa que en las tres combinaciones se hace la resta de dos electrodos, mientras que uno queda siendo la referencia, o para este caso en puesta a tierra para que se haga la operación de las otras dos señales procedentes del corazón.

Con esto se hace posible la adquisición de las señales al mismo tiempo, ya que una señal queda flotando mientras que con las otras dos se efectúa la operación necesaria para obtener las derivaciones correspondientes.

Previamente al diseño del circuito se hicieron pruebas al funcionamiento por parte del amplificador de instrumentación al obtener las señales del corazón, para poder ver su funcionamiento se hicieron los arreglos y se siguieron las combinaciones de las derivaciones previamente mencionadas.

Sin embargo estas señales obtenidas no son lo suficientemente claras para trabajar con ellas. Dado este tipo de resultados se piensa que la tarjeta electrónica continúa siendo un impedimento para la obtención de las señales.

En la siguiente ilustración se muestra un diagrama electrónico con la configuración con la que se ha trabajado el AD8221ARZ:

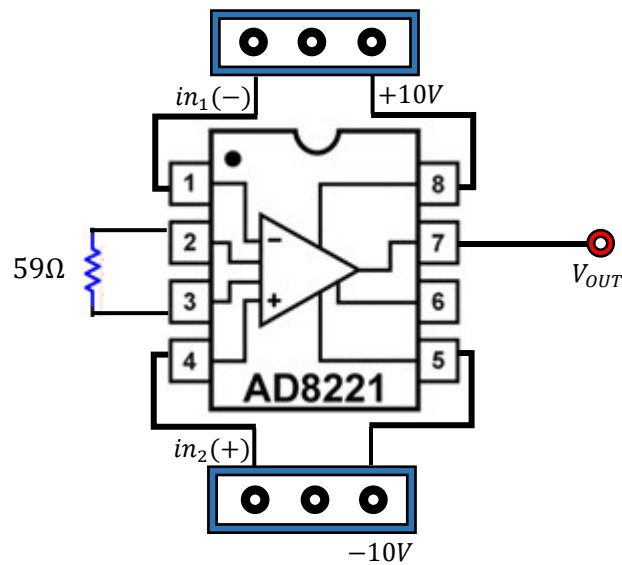


Figura 59. Diagrama electrónico de la configuración del amplificador de instrumentación para obtener las señales del corazón.

Mediante la utilización de la pasada configuración se inició con el armado de una placa que se utilizaría sólo para efectuar pruebas con el amplificador de instrumentación, de esta manera se obtendrán las señales del corazón como se pretende con las derivaciones propuestas para la prueba, que serán en este caso las de DI y DII.

En la siguiente imagen se muestra el desarrollo del prototipo propuesto para probar el amplificador operacional.

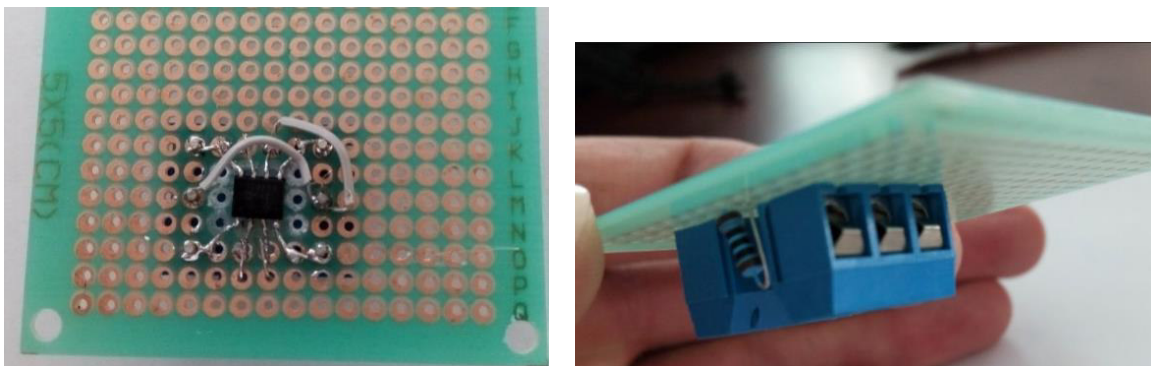


Figura 60. Se muestra el prototipo diseñado para probar el amplificador de instrumentación.

Al concluir con el proceso de armado del prototipo se continúa haciendo pruebas del mismo para obtener las señales del corazón a partir de las derivaciones DI y DII. Se pretende

obtener las mismas señales pero esta vez de una forma apropiada para poder trabajar con ellas.

A continuación se muestran las señales resultantes obtenidas, observadas en el osciloscopio.

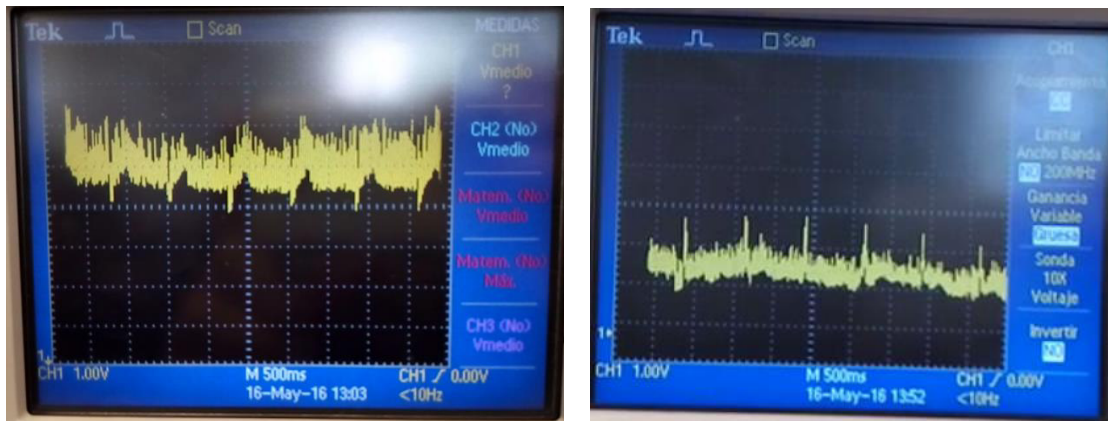


Figura 61. Se muestran las señales obtenidas con el prototipo diseñado con las derivaciones DI y DII respectivamente.

A partir de esto se obtuvieron las señales que se pretendían, pero las señales no fueron lo esperado, ya que estas no fueron lo suficientemente “limpias” para trabajar con ellas, se presentó el mismo problema que con la tarjeta electrónica probada anteriormente. Sin embargo al tener presentes las señales con las que se pretende trabajar, posteriormente con la aplicación de los filtros pertinentes, se podrá obtener una señal más fiel a la que se espera.

Para comprobar el correcto funcionamiento de la parte de filtrado también se realizaron pruebas experimentales, con lo que se conectó la etapa de filtrado y en el osciloscopio se observaron las siguientes imágenes (ver Fig. 62):

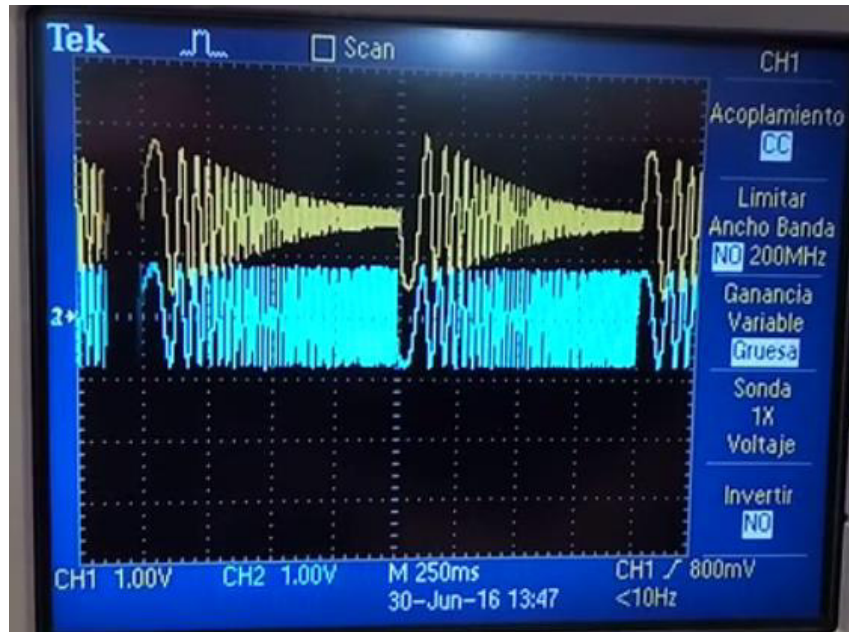


Figura 62. Prueba realizada a la etapa de filtrado del ECG.

Finalmente queda el diseño de la etapa de pre amplificación con el amplificador de instrumentación (ver Fig. 63), donde se pueden apreciar los tres amplificadores de instrumentación con matrícula AD8221ARZ, orientados de manera que se puedan hacer las combinaciones de forma directa.

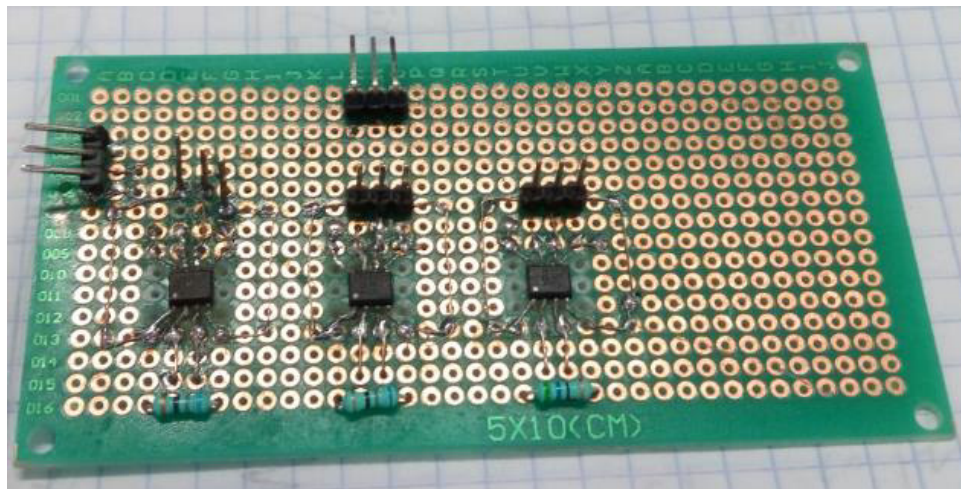


Figura 63. Prototipo de tarjeta con amplificadores de instrumentación.

Mediante el circuito anterior se hicieron pruebas experimentales para la obtención de las derivaciones bipolares de la señal ECG, correspondientes a las derivaciones DI, DII y DIII.

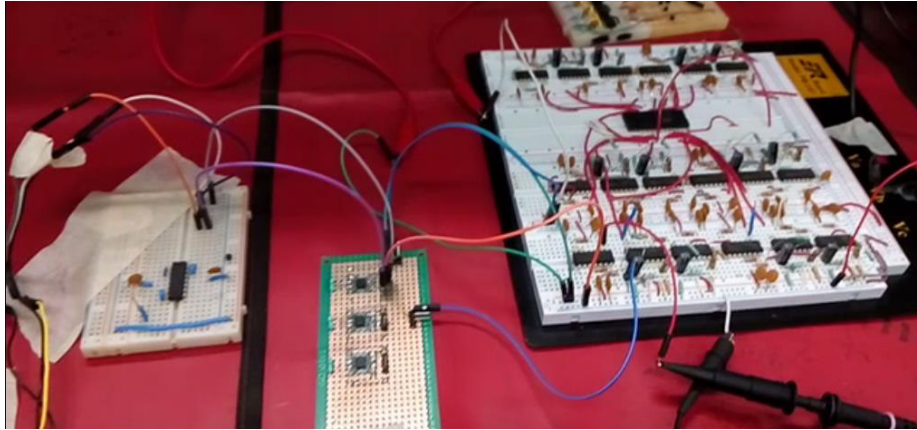


Figura 64. Circuitos electrónicos correspondientes a la etapa de pre amplificación y la de filtrado.

A continuación se muestra una comparativa de las señales con pruebas anteriormente realizadas.

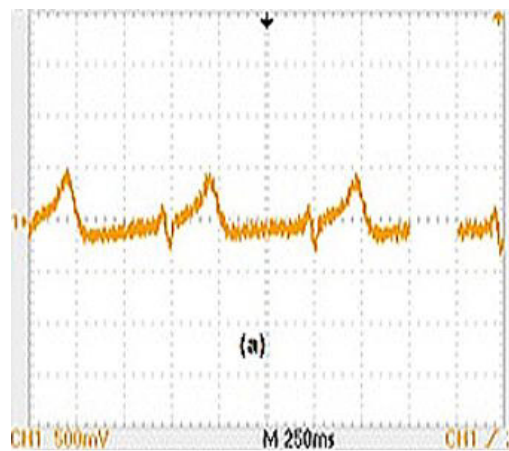


Figura 65. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DI.

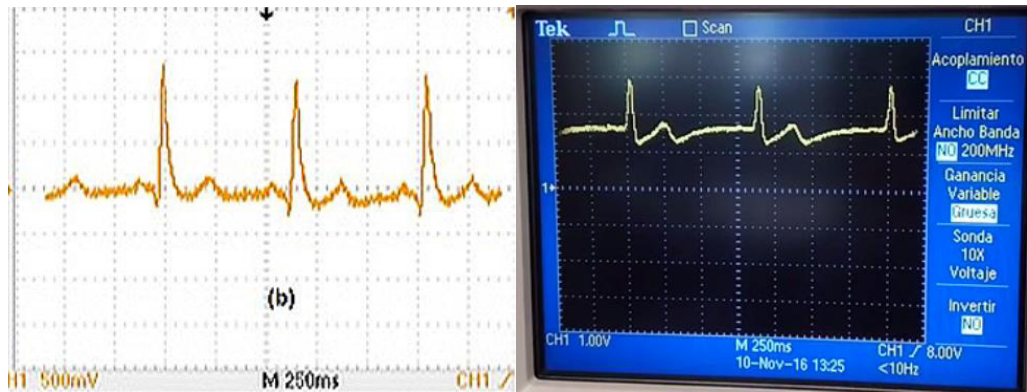


Figura 66. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DII.

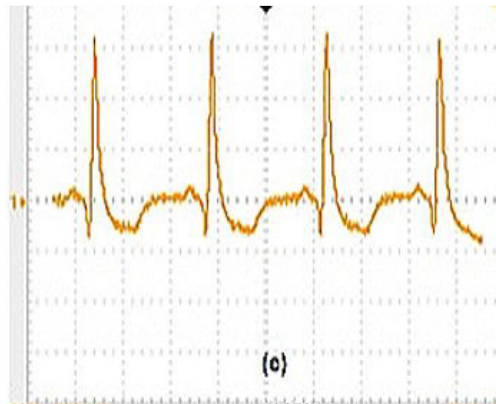


Figura 67. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DIII.

Anteriormente se muestran las señales resultantes para cada una de las derivaciones bipolares del triángulo de Einthoven, adquiridas de manera individual.

5.1.2. Pruebas de adquisición de las derivaciones bipolares simultáneamente

Al hacer las pruebas experimentales con el circuito anterior resuelto, se muestran a continuación las señales obtenidas.



Figura 68. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DI y DII.

En la imagen anterior se muestran las señales bipolares correspondientes a las derivaciones DI y DII, se puede apreciar que mediante la utilización de la etapa de filtrado y ya con la configuración adecuada de la etapa de pre amplificación los resultados obtenidos para estas señales es aceptable y servirá para trabajar con ellas en las etapas siguientes de este trabajo.



Figura 69. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación DI y DIII.

En la imagen anterior se muestran las combinaciones de las derivaciones DI y DIII, de manera similar a la anterior prueba, se pudieron adquirir las dos combinaciones de una manera aceptable, sin embargo es muy difícil conseguir mantener una imagen estable al momento de obtener las señales, ya que se requiere de una postura totalmente cómoda, sobre una mesa de exploración si es posible, ya que al más mínimo movimiento del cuerpo humano, o con alguna clase de interrupción a los electrodos, se obtiene una deformación en la señal de salida que se quiere observar.

De la misma manera anterior se comenzaron a hacer pruebas para la obtención de las derivaciones del plano horizontal, también llamadas derivaciones precordiales, que para este caso se trata de señales que se obtienen de manera absoluta, ya que dependen únicamente de la colocación de un electrodo, y otro en un punto de referencia, que servirá de la misma forma para el resto de estas derivaciones.

A continuación se muestran los resultados obtenidos para algunas pruebas experimentales de las señales precordiales.

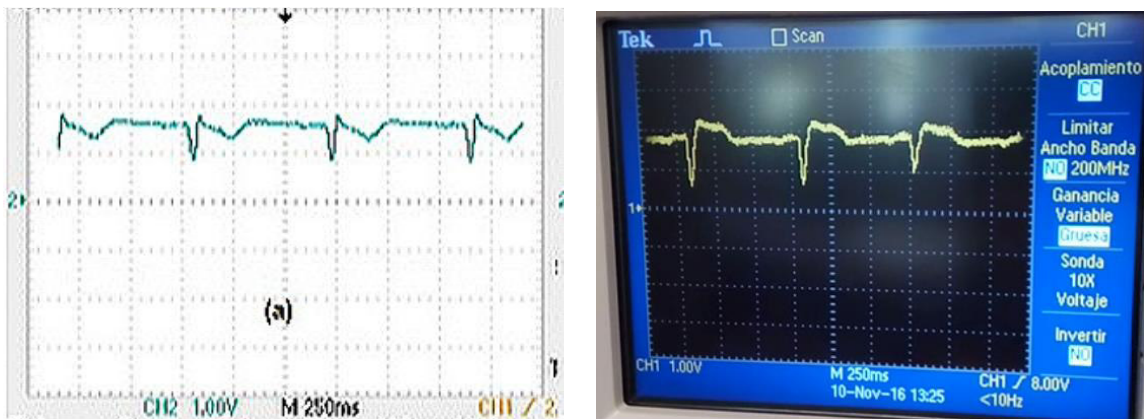


Figura 70. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación V1.

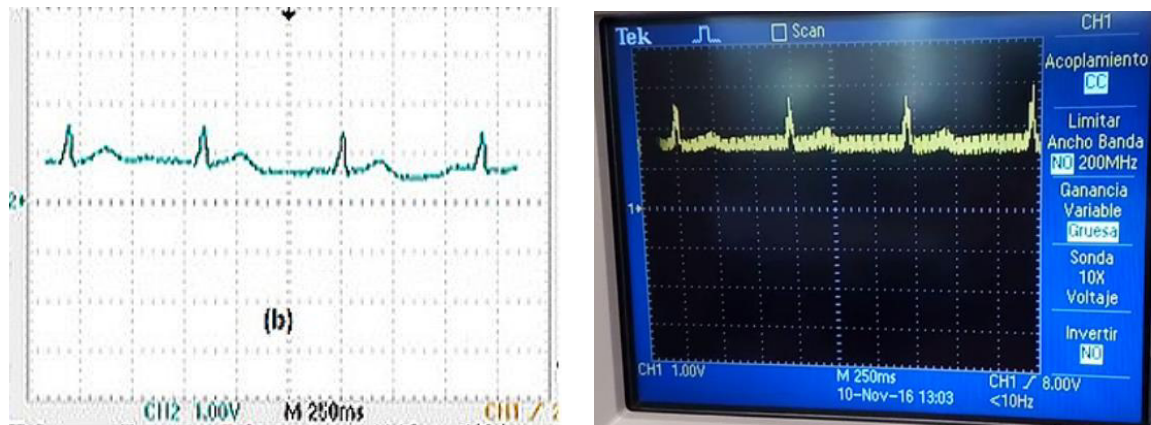


Figura 71. Muestras obtenidas correspondientes a la derivación V2.

Continuando de la misma manera, se hacen pruebas experimentales para obtener simultáneamente todas las derivaciones del ECG, a continuación se muestran diferentes resultados de las combinaciones para obtener todas las señales.

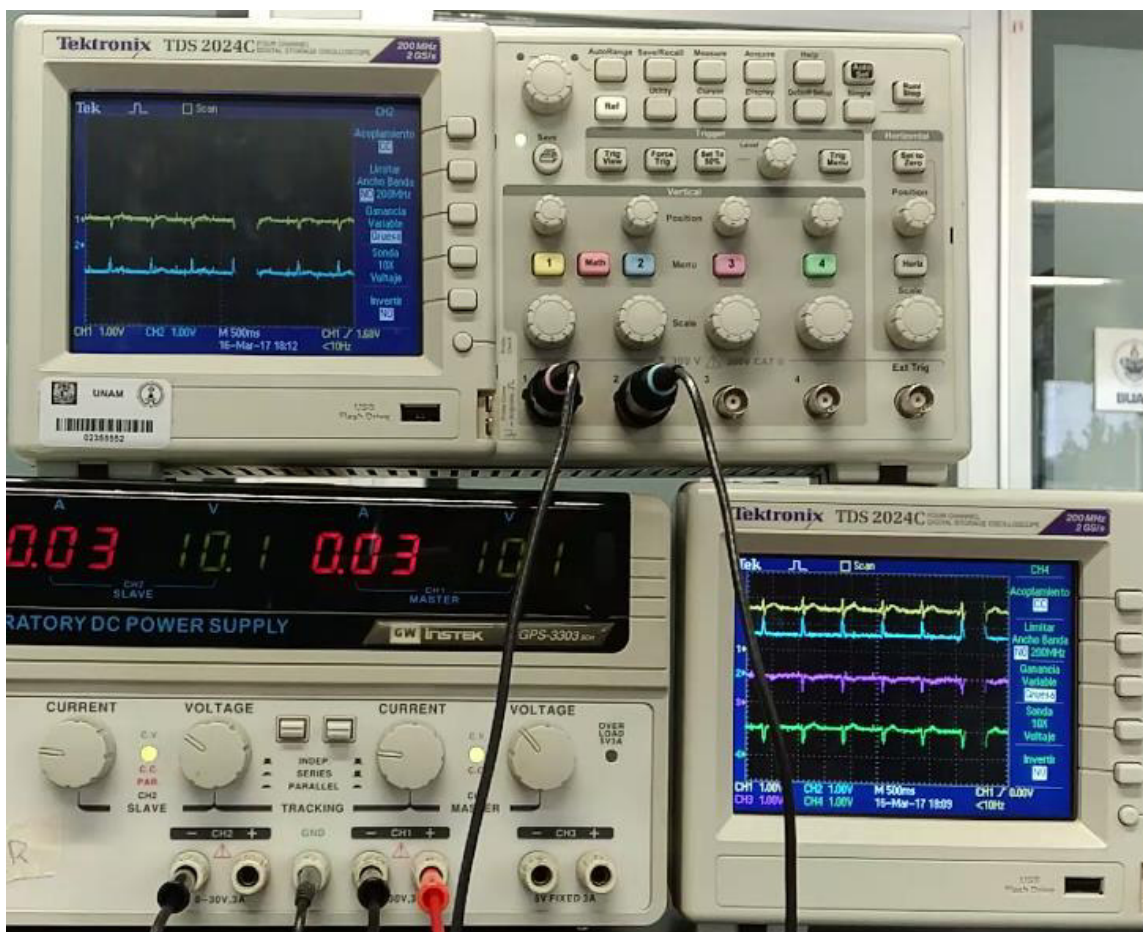


Figura 72. Diferentes combinaciones de señales del ECG.

Con el siguiente prototipo diseñado, se logran hacer mediciones de las primeras 6 señales del ECG, correspondientes al plano frontal, en la figura 73 se muestra el diseño del PCB realizado en Altium Designer.

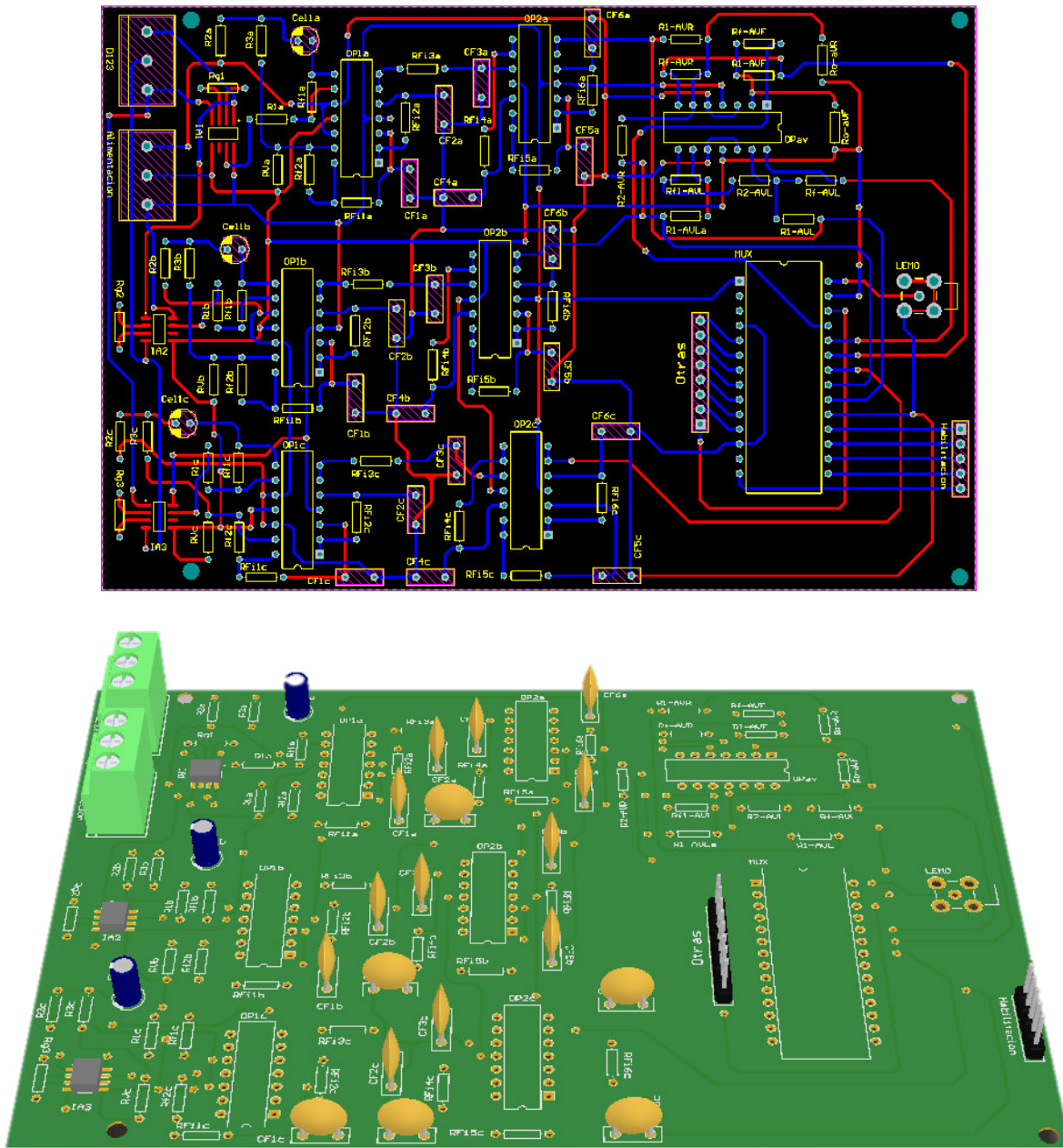


Figura 73. PCB diseñado en Altium para obtener 6 señales del ECG.

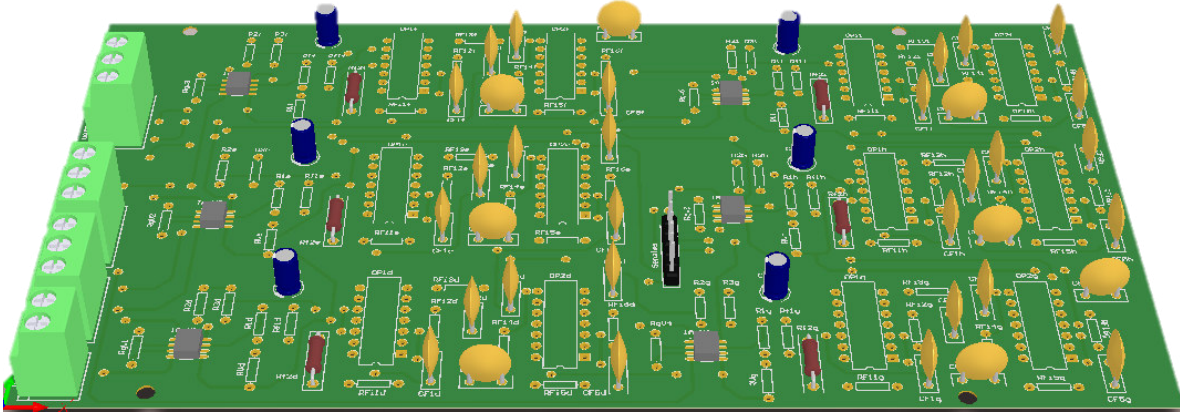


Figura 75. Vista en 3D del PCB diseñado para obtener 6 señales del plano horizontal del ECG.

Finalmente se muestra el diseño de la tarjeta terminada impresa.

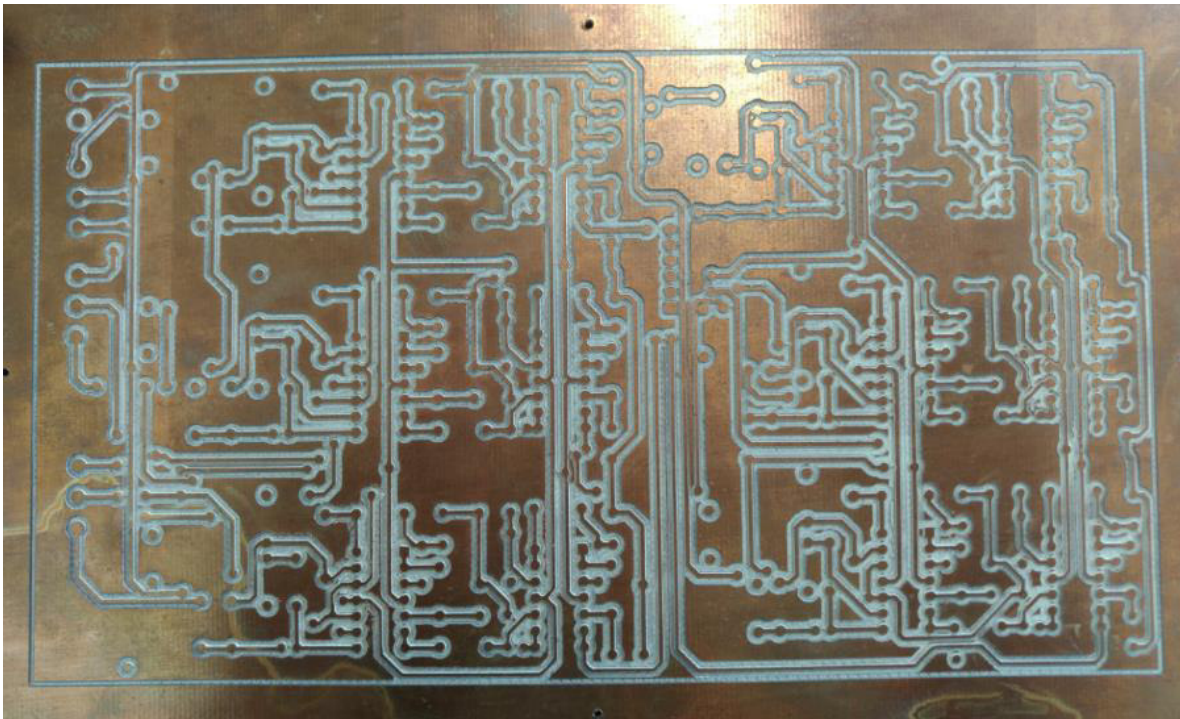


Figura 76. PCB impreso para obtener 6 señales del plano horizontal del ECG.

5.2 Pruebas experimentales de la adquisición de las señales EMG

Se efectuaron pruebas experimentales para probar la tarjeta de adquisición antes desarrollada, primero se hicieron pruebas experimentales con la etapa de filtrado, para corroborar su funcionamiento, en el cual se presentaron algunos inconvenientes ya que la señal no fue exactamente como se esperaba. Se obtuvieron resultados favorables.

A continuación se muestran los resultados obtenidos mediante la utilización de la etapa de filtrado, y sin ella.

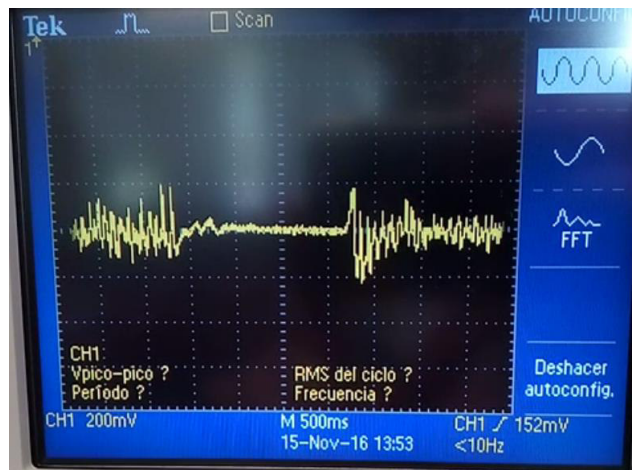


Figura 77. Muestra de señal del EMG con etapa de filtrado.

En la figura anterior se muestra la señal EMG mediante la utilización de la etapa de filtrado de la tarjeta, se puede observar un funcionamiento diferente al esperado, ya que la señal como tal si se muestra de alguna manera similar a la que debe obtenerse, sin embargo se observa la existencia de una pequeña atenuación y la señal se obtiene en un rango más bajo al esperado, sin embargo para propósitos de este proyecto la señal es satisfactoria.

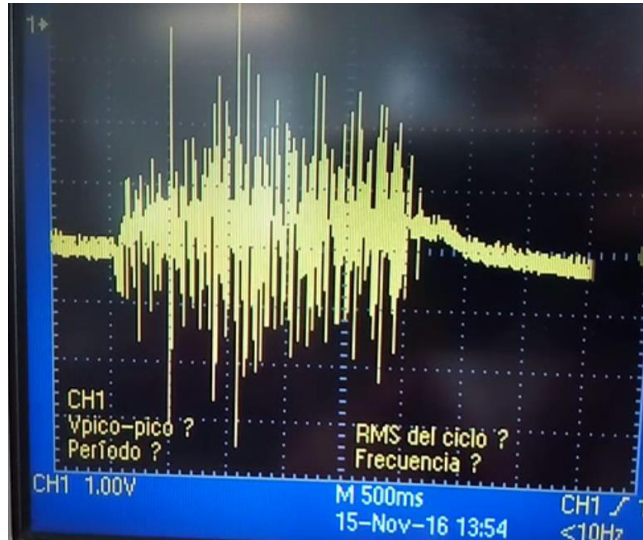
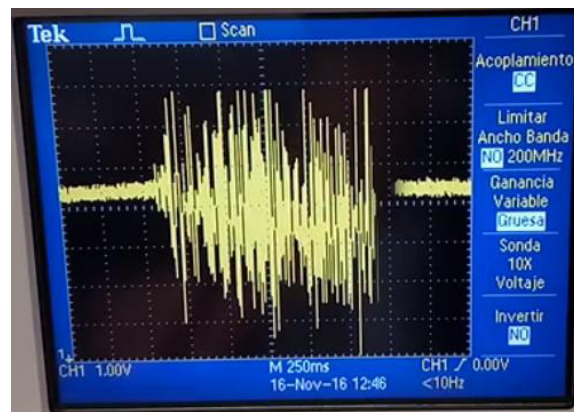


Figura 78. Muestra de señal del EMG sin etapa de filtrado.

Del mismo modo, se efectuaron pruebas experimentales, pero ahora sin la utilización de la etapa de filtrado, ya que utilizando las configuraciones de los electrodos y el amplificador de instrumentación se obtiene la señal correspondiente de una manera observable y que facilita su comparación con la señal que se pretende obtener. Sin embargo al obtener esta señal, se puede observar la presencia de ruido externo; también resulta complicado obtener las señales electromiográficas de una manera continua, ya que si existe alguna perturbación en los electrodos ya que no se sujetan con mucha adhesión, o algún movimiento brusco por parte del paciente, la señal se pierde y no entrega el resultado esperado.

Para corroborar el funcionamiento de la tarjeta y los resultados de la señal, se colocaron los electrodos en distintos sujetos de prueba, ya que se pudo observar en un principio que cambia ligeramente el comportamiento de la señal con los diferentes pacientes.



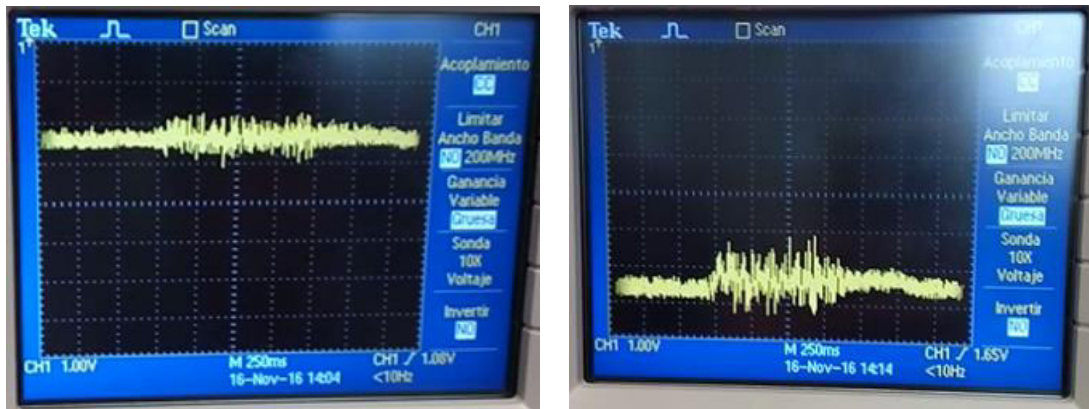


Figura 79. Muestras de señal del EMG en diferentes sujetos de prueba.

En las pruebas anteriores, se observa que cambiando el sujeto de prueba, la señal varía de alguna manera, pero conservando el patrón necesario para compararla con una señal correspondiente a la del EMG.

5.3 Firmware

El firmware fue desarrollado en el programa Quartus II para el FPGA Cyclone III matricula EP3C10F256C6, el cual realiza el control y flujo de datos de las señales a la computadora mediante el protocolo PCI. Los resultados de esta etapa son los siguientes:

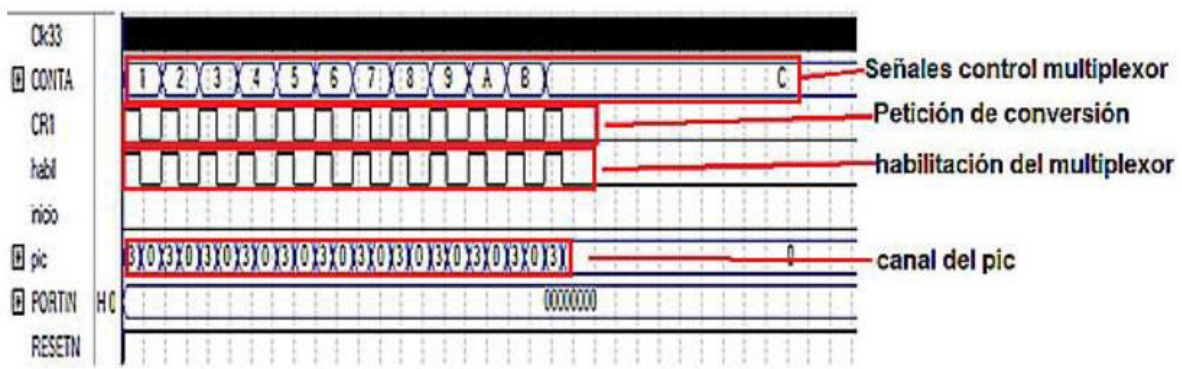


Figura 80. Prueba control del multiplexor.

La etapa anterior muestra el resultado de la etapa de control del multiplexor, aquí se puede ver cómo es que se generan las señales para la multiplexión de las señales ECG. Con cada señal se envía al microcontrolador una petición de conversión de cada dato, se activa la

habilitación del multiplexor para que cada dato pase y sea digitalizado, además se envía al microcontrolador el canal en el que se realiza la conversión (canal 3 del pic). Con esto se multiplexa y digitaliza cada una de las señales que conforman el sistema completo. Una vez que se realiza el multiplexado de las señales, el firmware espera una señal de activación de parte del software para reiniciar el proceso y volver a multiplexar una y otra vez las señales [8]. Para la etapa de control de los datos hacia la computadora los resultados son los siguientes:

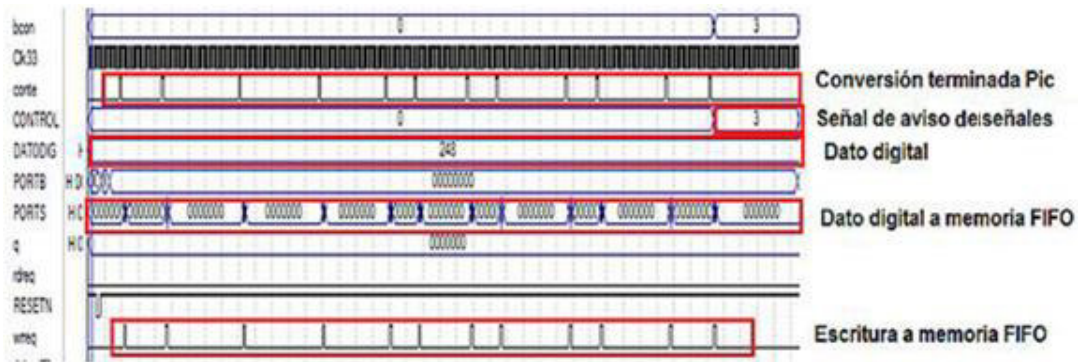


Figura 81. Control de flujo de datos.

En la figura anterior se observa que el firmware recibe una señal de conversión indicando que los datos de cada señal se han realizado, con esto se activa la escritura en la memoria FIFO y se escribe el dato digital con su etiqueta del canal al que pertenece. Al terminar de escribir las señales en la memoria FIFO, la etapa de flujo de datos envía una señal de aviso hacia el software mediante el puerto PCI de que las señales están listas en la memoria FIFO para que se inicie la etapa de petición de señales y puedan ser procesadas en la computadora. A continuación se muestra una señal con su respectiva etiqueta de canal [8].

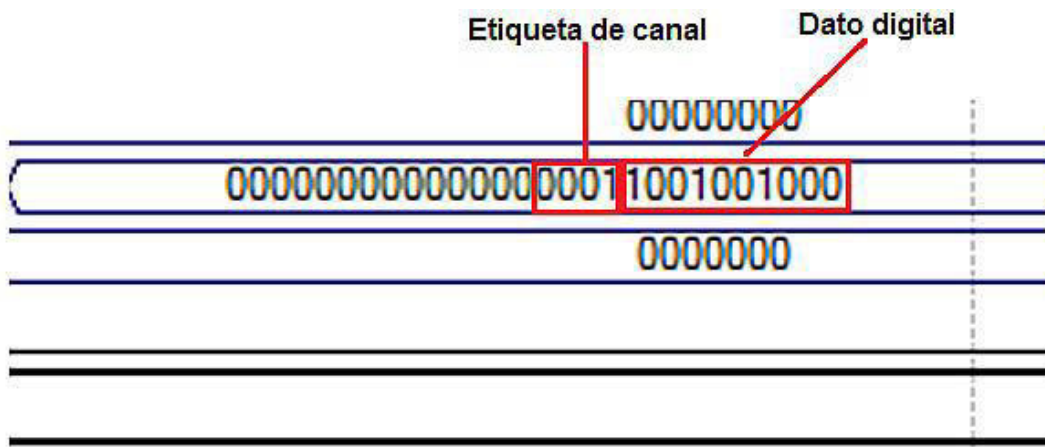


Figura 82. Etiqueta de canal.

Los primeros 10 bits corresponden al dato digital de cada señal, los siguientes 4 corresponden a la etiqueta de canal al que corresponde ese dato digital y se completan los 32 bits para poder ser enviados posteriormente a la computadora mediante el protocolo PCI con ceros. A continuación se presenta una tabla para el etiquetado de cada una de las señales (ver Tabla 3) [8].

Canal	Bit 14	Bit 13	Bit 12	Bit 11	Bit 10	Bit 9	Bit 8	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1
1	0	0	0	1	x	x	X	x	X	x	x	x	X	X
2	0	0	1	0	x	x	X	x	X	x	x	x	X	X
3	0	0	1	1	x	x	X	x	X	x	x	x	X	X
4	0	1	0	0	x	x	X	x	X	x	x	x	X	X
5	0	1	0	1	x	x	X	x	X	x	x	x	X	X
6	0	1	1	0	x	x	X	x	X	x	x	x	X	X
7	0	1	1	1	x	x	X	x	x	x	x	x	X	X
8	1	0	0	0	x	x	X	x	x	x	x	x	X	X
9	1	0	0	1	x	x	X	x	x	x	x	x	X	X
10	1	0	1	0	x	x	X	x	x	x	x	x	X	X
11	1	0	1	1	x	x	X	x	x	x	x	x	X	X
12	1	1	0	0	x	x	X	x	x	x	x	x	X	X
13	1	1	0	1	x	x	x	x	x	x	x	x	x	X

Tabla 3.

Se observa en la tabla anterior, los bits del 11 al 14 contienen las etiquetas del canal y los bits del 1 a 10 están como no importa puesto que estos contienen nuestro dato digital proveniente del microcontrolador.

Como ya se mencionó, cuando se tienen las señales digitalizadas y almacenadas en la memoria FIFO se envía una señal de aviso hacia el software para que se inicie la petición de las muestras para que sean analizadas y distribuidas en sus respectivos arreglos en el software. Para ello se envía mediante el protocolo PCI la señal de control, la cual activa la etapa de lectura de la memoria FIFO y el envío de las señales a la computadora.

En la etapa de lectura, el firmware recibe del software las señales de petición de cada señal y estas son enviadas de la memoria FIFO a la computadora a través del puerto PCI. A continuación se muestra el comportamiento de la etapa de lectura de las señales.

Al terminar de digitalizar las señales y ser enviada la señal de control se ejecuta la petición de muestras mediante el software (ver Fig. 83), se activa la señal de lectura de la memoria

FIFO a la salida de esta se tiene una por una las señales con su etiqueta de canal, para ello se debe activar cada vez la petición de lectura de la memoria FIFO con códigos que nos proporciona el software y los cuales el firmware reconoce para que se lean las señales y se envíen a la computadora para ser procesadas, analizadas y visualizadas en ella.



Figura 83. Petición de muestras.

Seguido de esto, en el código se activa la petición de lectura de los datos de la memoria FIFO. Al mismo tiempo se activa y envían los datos a la computadora mediante el protocolo PCI (ver Fig. 84) [8].

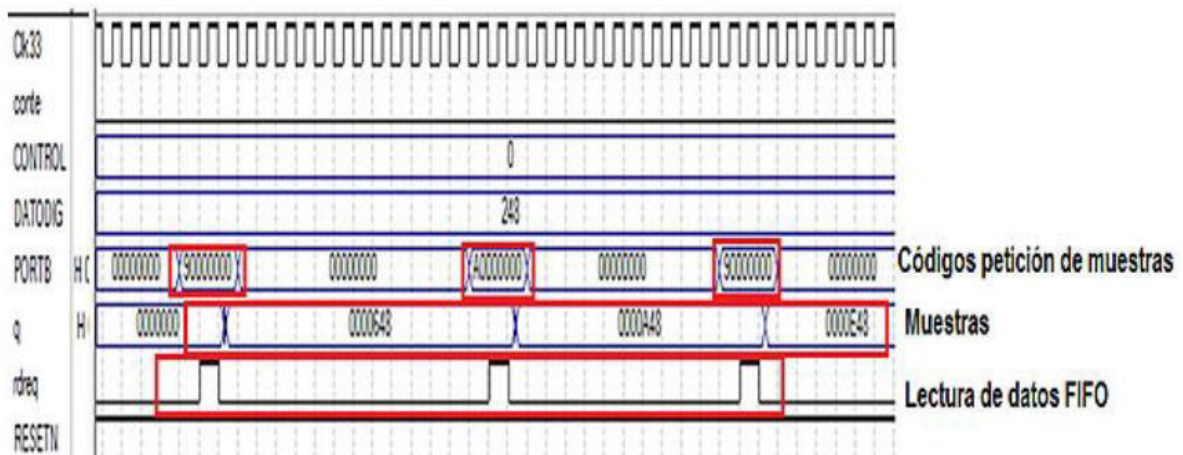


Figura 84. Petición de muestras a la memoria FIFO.

5.4 Software

Al implementar el firmware y software descritos anteriormente, se realizaron pruebas del sistema. Primero para comprobar el funcionamiento correcto tanto del firmware como del software, se utilizó un generador de funciones, con el cual se utilizó una onda senoidal de 2 Hz y una amplitud de 1V pico a pico, la cual será la señal de entrada para la etapa de filtrado y multiplexión, con ello se realizó la prueba de toma de datos y graficado del software, con esta prueba la onda senoidal se introduce directamente en el canal 3 de la tarjeta MIOCARD 1.0, por lo tanto, al no contar aún con el multiplexor, la señal se graficará en todas las pestañas correspondientes al sistema (ver Fig. 85).

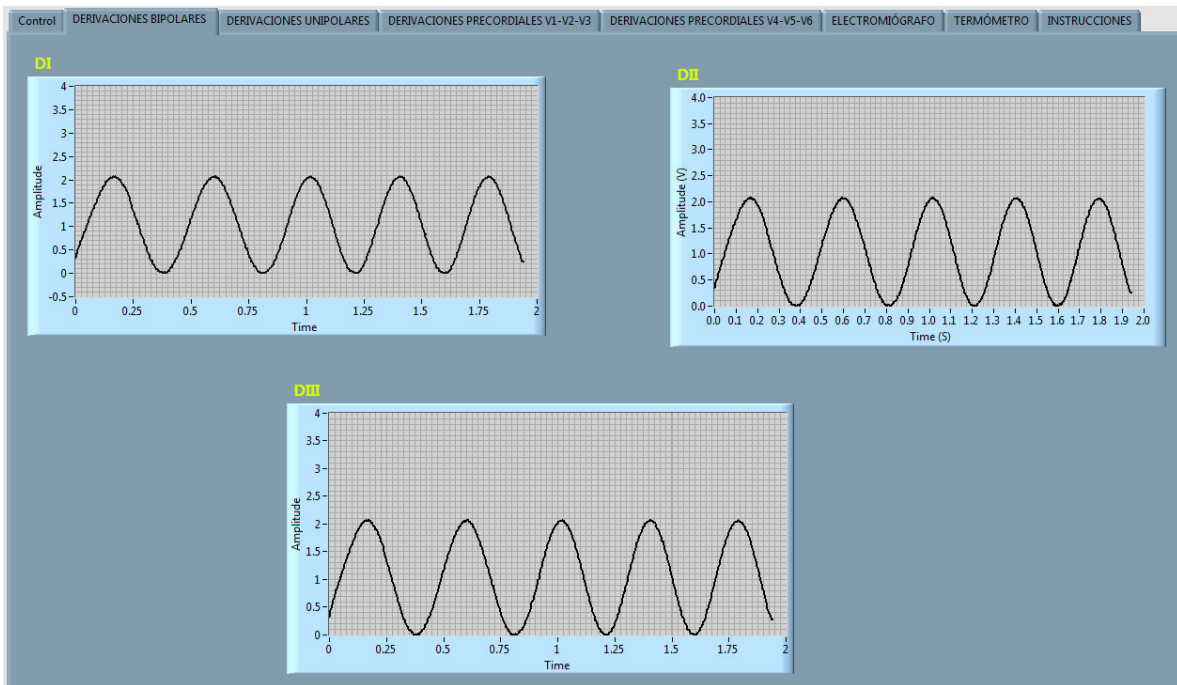


Figura 85. Señal de prueba para el software.

Posteriormente se efectúan pruebas con el software para adquirir las señales mediante el software, en las siguientes imágenes se muestran los resultados de dichas pruebas.

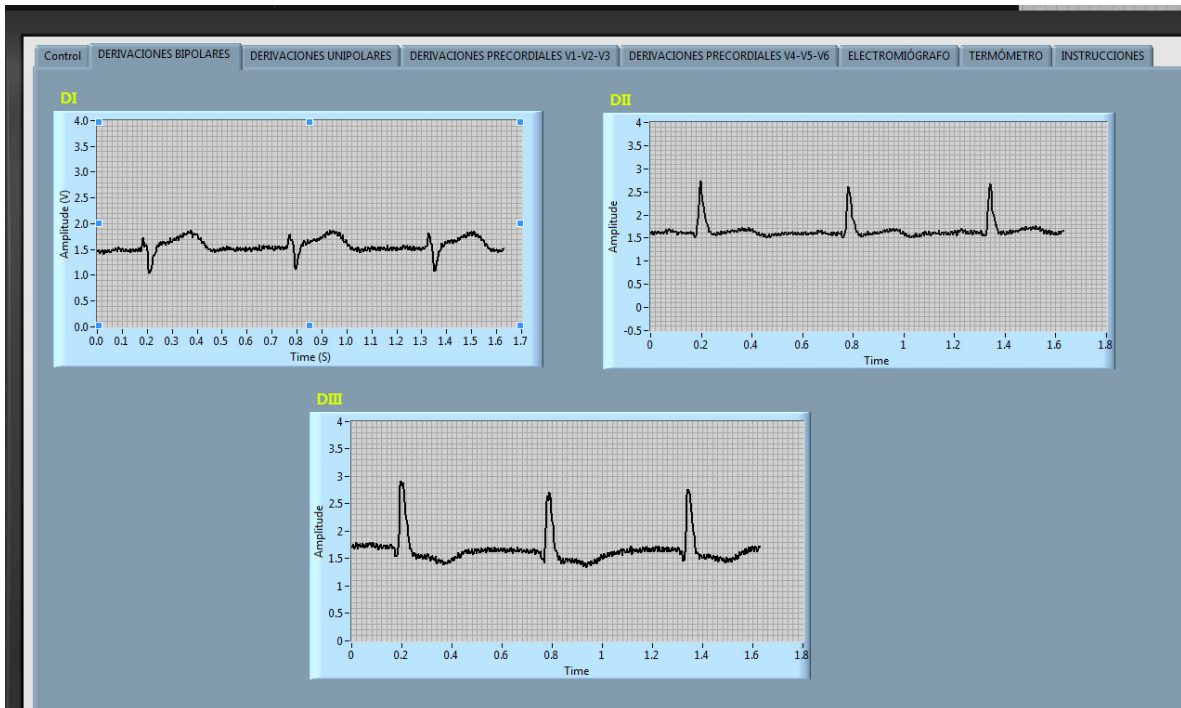


Figura 86. Derivaciones DI, DII y DIII en el software.

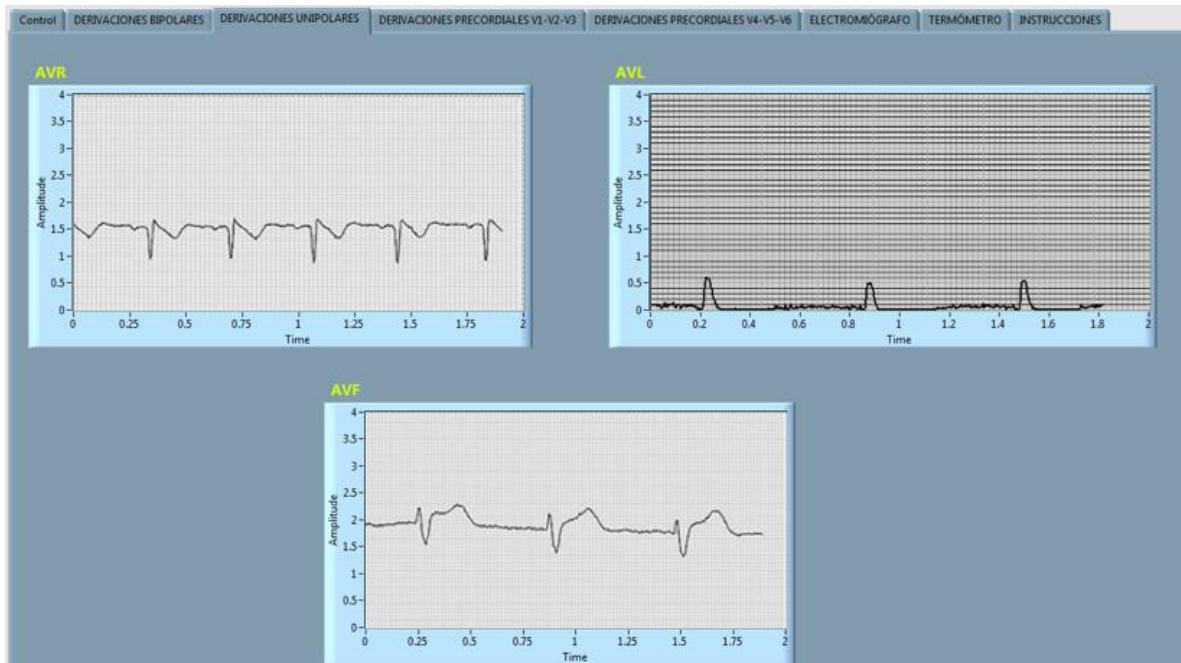


Figura 87. Derivaciones AVR, AVL y AVF en el software.

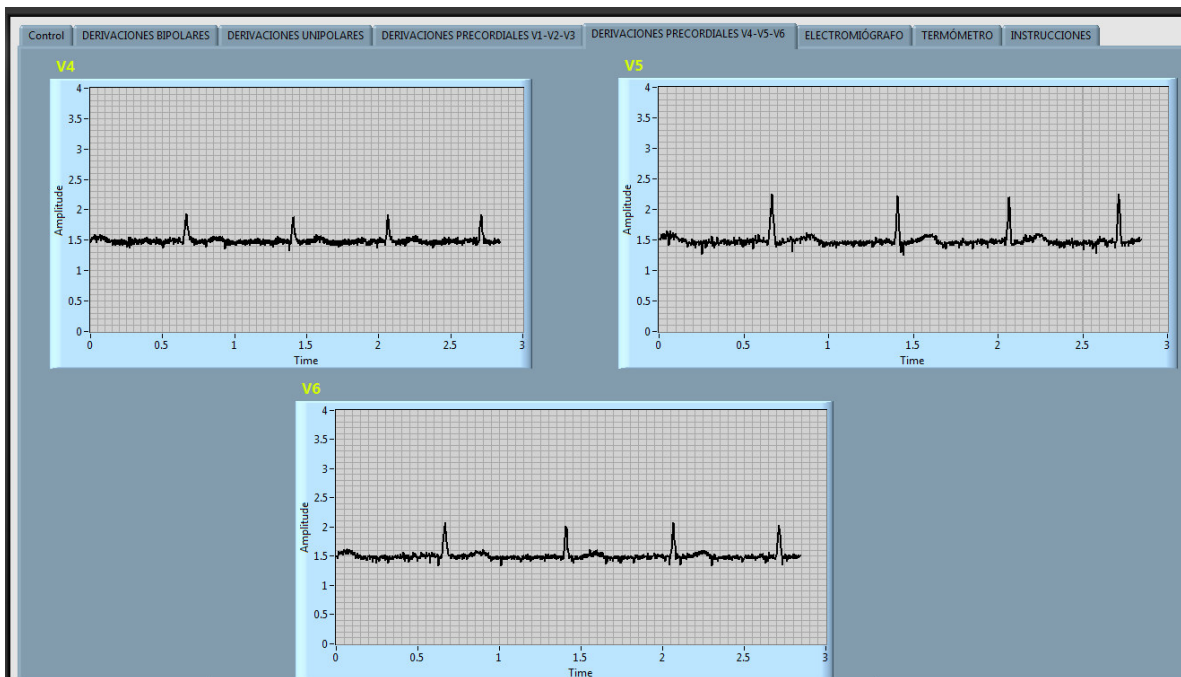
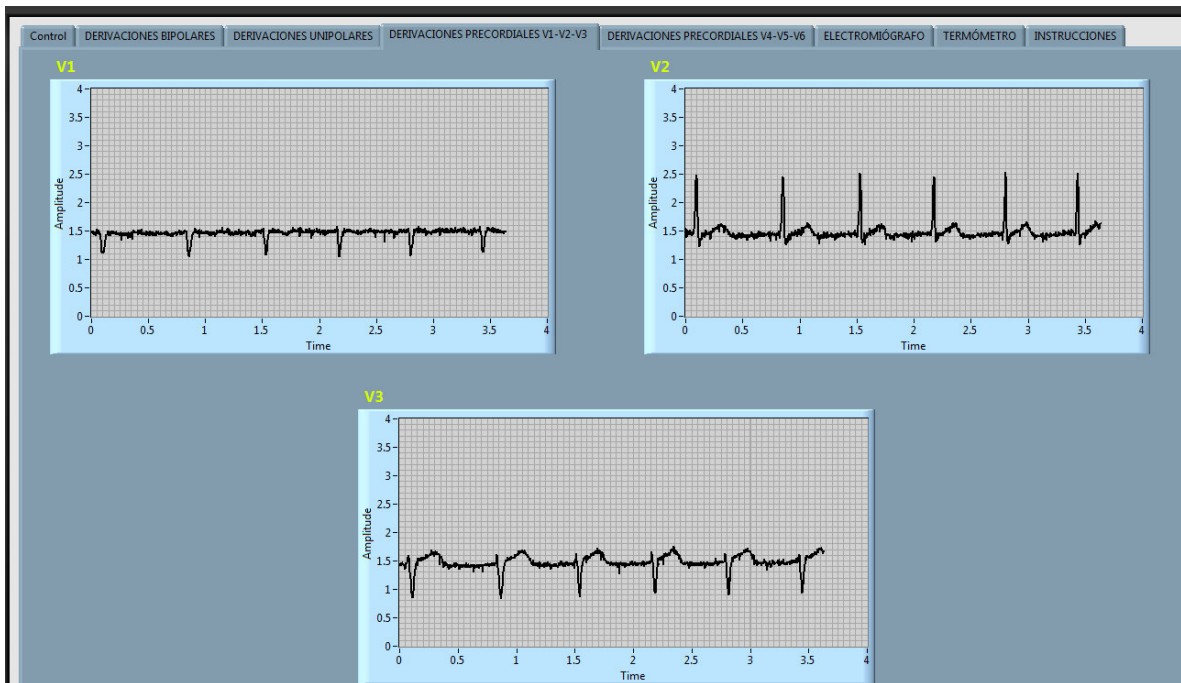


Figura 88. Derivaciones V1 a V6 en el software.

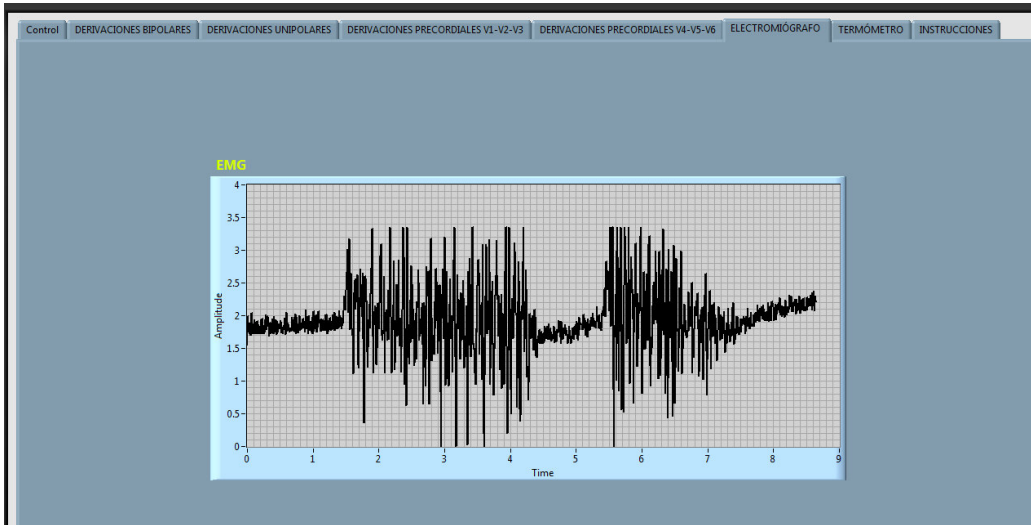


Figura 89. Señal EMG en el software.

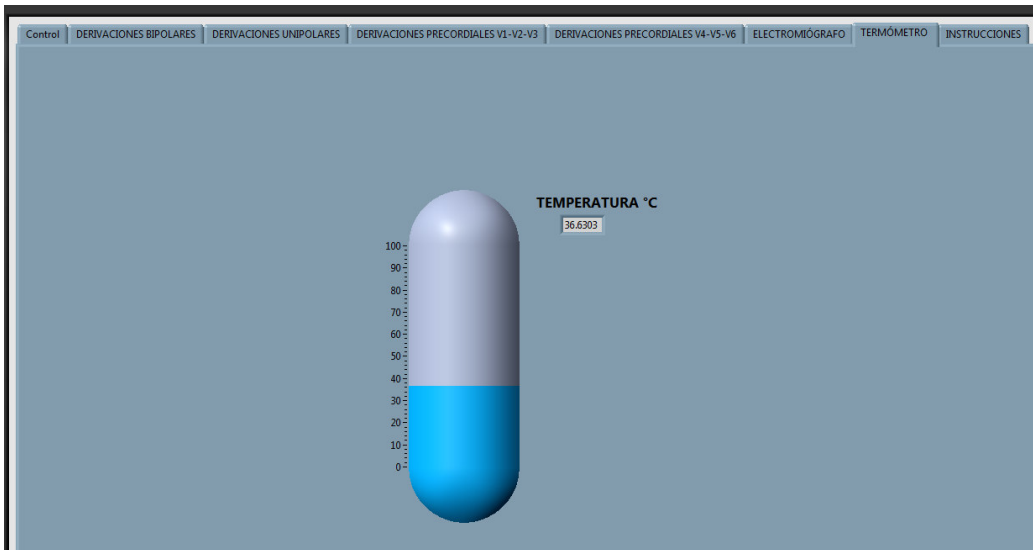


Figura 90. Indicador de termómetro en el software.

En las siguientes imágenes se muestran fotos de los sistemas finalizados, conectados a través de los electrodos al cuerpo del paciente y con la interfaz del software visto en la computadora.

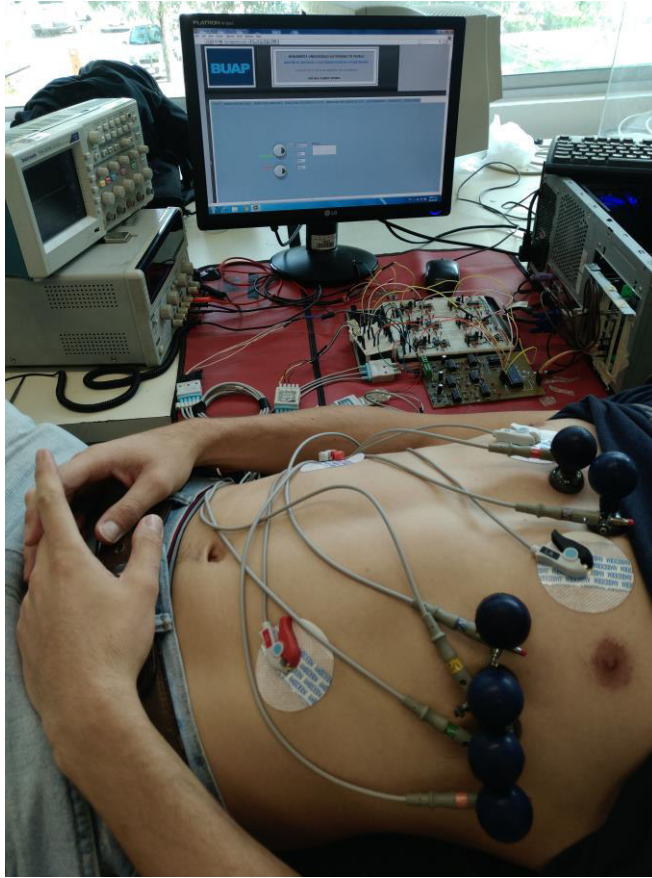


Figura 91. Sistema completo del ECG.

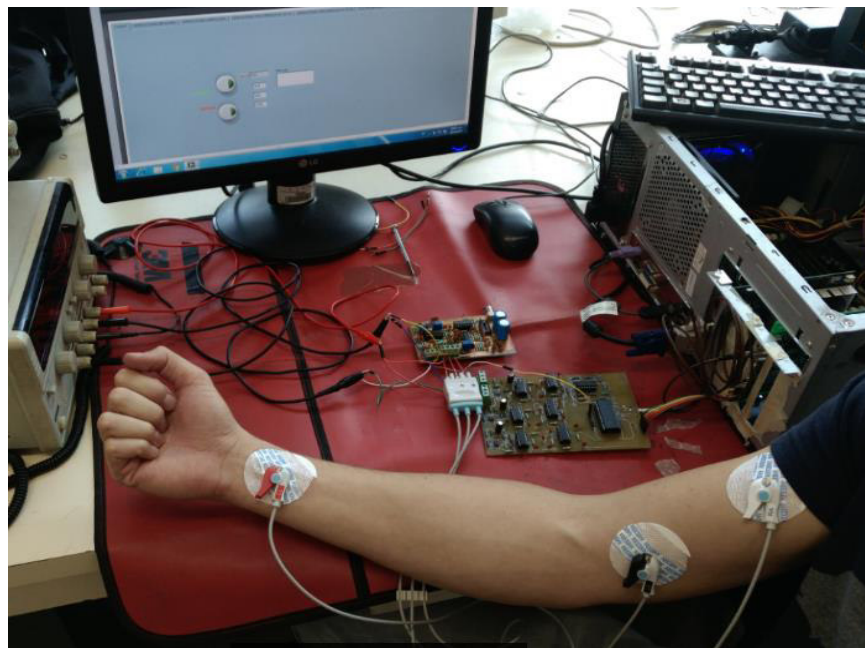


Figura 92. Sistema del EMG.

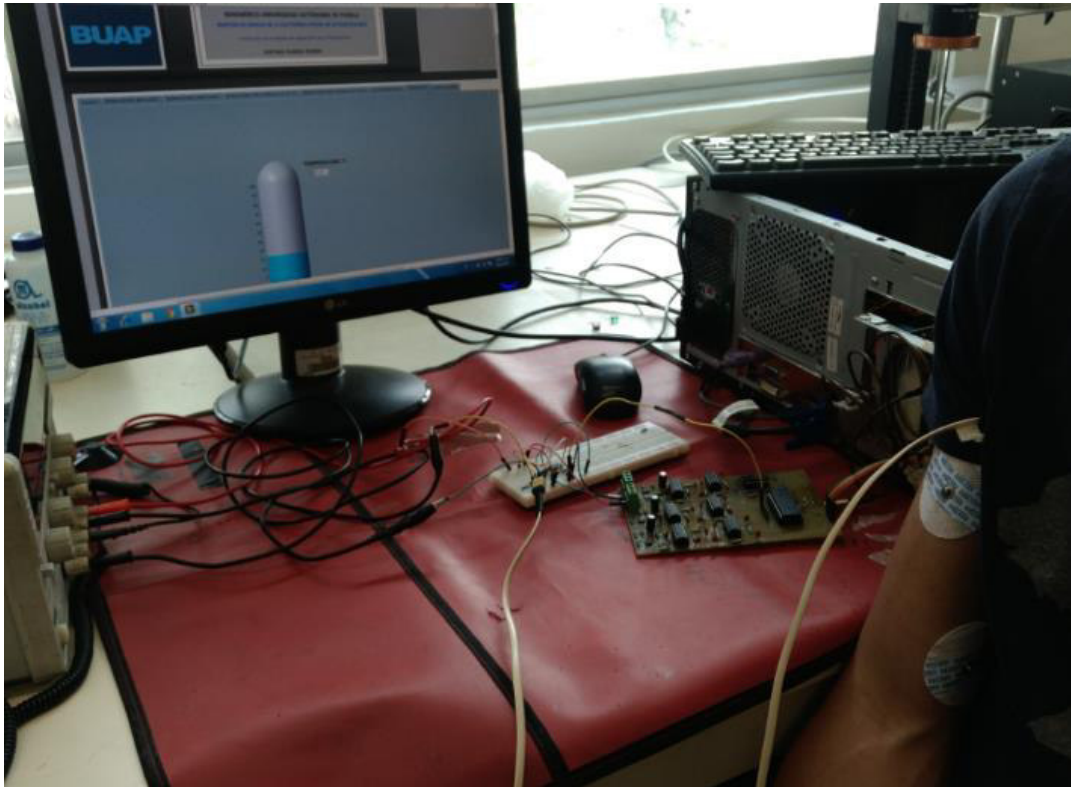


Figura 93. Sistema del Termómetro.

Conclusiones

Durante este capítulo se describieron las pruebas experimentales que se realizaron en el transcurso del proyecto, a cada etapa del sistema, así como la integración y la instrumentación de todas sus partes. Con esto se logró adquirir, registrar, procesar y visualizar las señales electrocardiográficas, electromiográficas y de temperatura, que pueden ser de gran ayuda en la lucha contra alguna enfermedad, en la detección temprana de alguna patología o en el monitoreo de los signos de un paciente que está llevando a cabo su rehabilitación física ante una deficiencia en su salud. Con esto queda a disposición un sistema de adquisición de datos que se puede utilizar en rehabilitación y no solo con las señales que se presentaron en este proyecto, ya que la versatilidad que tiene la tarjeta de adquisición deja como posibilidad la integración algún otro tipo de sistema que se quiera implementar a la tarjeta, ya que aún se cuenta con canales disponibles en la tarjeta y la eficiencia que se tiene al utilizar un FPGA, deja muchas posibilidades para el futuro de esta tarjeta de adquisición.

CONCLUSIONES GENERALES

Haciendo una recapitulación de los resultados obtenidos en este trabajo de tesis, se puede decir que se cubrió con los objetivos de una manera satisfactoria.

Durante el desarrollo de este trabajo fue necesario hacer investigación en diferentes áreas, ya que en particular, este trabajo es multidisciplinario, no sólo se requirió de conocimientos en electrónica, sino que también se investigó acerca de fisiología del cuerpo humano en el área médica, ya que se debía tener una clara idea de las características de las señales que se pretendía adquirir, saber cómo identificarlas era clave para el desarrollo de éste trabajo, ya que se tuvieron en consideración sus características para el diseño del hardware del sistema, logrando así, la captura, registro, procesamiento y visualización de las mismas.

Mediante el uso de técnicas de filtrado y en general de circuitos electrónicos, se logró adquirir señales difíciles de identificar, ya que al rondar en bajos niveles de voltaje, en el orden de los microvolts y milivolts, son señales que se contaminan con mucha facilidad. Es por esto que fue requerida la etapa de pre amplificación y filtrado.

Otro de los principales problemas que se presentaron durante el desarrollo de este trabajo, fue el acoplamiento de los tiempos de respuesta entre el software, firmware y hardware, esto se logró a partir de subrutinas realizadas en el firmware y en el software que ordenaron el flujo de datos de tal forma que permite el adecuado acoplamiento para que el sistema funcione correctamente.

Una ventaja que ofrece este sistema es la capacidad que tiene de adquirir pequeñas señales de voltaje de una manera casi sin ruido. Ya que al compararlas con las resultantes de un instrumento comercial se puede comprobar su buena funcionalidad.

Otra ventaja muy importante que hace destacar este trabajo, es que, comercialmente no existe un sistema que adquiera estas señales juntas, esto convierte a nuestro sistema en un instrumento capaz de adquirir señales de diferente tipo en un mismo paciente en una misma toma de muestras, ayudando al encargado médico a evaluar la mejora o identificar patologías que pueda presentar el paciente.

Se puede resaltar que en la adquisición de señales bioeléctricas se requiere de una correcta identificación de las áreas de colocación de los electrodos, teniendo una buena superficie de contacto según su aplicación, para así lograr una correcta adquisición. Para el caso del electromiógrafo se identifican las regiones musculares comprometidas en la ejecución de los movimientos por parte del musculo esquelético, para este caso en específico el área del bíceps. Para el caso del electrocardiógrafo, se requiere de la combinación correcta de los electrodos conectados al cuerpo del paciente, al revisar en la literatura, se identificaron los puntos específicos en los que hay que conectar los electrodos para obtener las 12 señales que conforman un electrocardiograma completo. Para ambos casos, con el fin de mejorar el área de contacto se utilizó un gel que eleva la conductividad de la piel, ya que ésta presenta una alta resistencia eléctrica.

Debido a que el sistema desarrollado acepta señales en un rango de $500\mu\text{V}$ a 4 mV de amplitud, y con el desarrollo de la etapa de multiplexión para poder obtener las señales en un canal de la tarjeta MIOCARD 1.0, se puede pensar en un futuro implementar diversas aplicaciones para la adquisición de señales bioeléctricas que entren en este rango o en el desarrollo de otro sistema de acondicionamiento de la señal se podrían obtener señales bioeléctricas de diversos tipos.

REFERENCIAS

- [1] Resumen Informe Mundial sobre la Discapacidad, Organización Mundial de la Salud, 2011.
- [2] OMS. Enfermedades cardiovasculares. (2015). Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>.
- [3] Víctor Chil Chang, Fundamentos de medicina de rehabilitación, editorial, Universidad de Costa Rica 2006 32-36.
- [4] Raven Lippincott, "*Rehabilitation Medicine*", Principles and practice. 3ª edition, pp. 1-18 EE.UU.1998.
- [5] MA. Brazier "*The Historical development of neurophysiology*". In: Field, J (Ed.), Handbook of Physiology. Washington: American Physiological Society pp. 1-29. 1959.
- [6] M. Aminoff "*Electrodiagnosis in Clinical Medicine*". New York: Churchill, Livingston, 1997.
- [7] Celia del Carmen Martínez Chiñas, Sistema de Adquisición de Datos para el Registro de Señales Bioeléctricas, tesis de maestría, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2012.
- [8] Rabi Soto Camacho, Instrumentación de un electrocardiógrafo dentro de una tarjeta de adquisición de señales bioeléctricas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2014.
- [9] Stuart Ira Fox, Fisiología Humana, Mc Graw Hill, 12ª Edición, Mexico, 2011.
- [10] Guyton, A.C. & Hall, J.E. (2011). "Tratado de Fisiología médica". 12ª Edición. Interamericana-McGraw-Hill. Madrid.
- [11] R. Nikolova, N. Tzacheva , "Regulating mechanisms and cardiovascular response pattern in mental and static workload". Comptes Rendus de l'Academie Bulgare Des Sciences.pp. 63, 8, 1219-1224, 2010.
- [12] Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas, L. Gila, A. Malanda, etc.
- [13] Manual del FPGA EP3C10F256C6, [consulta en 2016] Disponible: http://www.altera.com/literature/hb/cyc3/cyc3_ciii52001.pdf
- [14] Abel Andrés Morist, Pedro Luis Alberbe Zabaleta, Atlas de Electrocardiografía, Primera Edición, Editorial Osaldetza.
- [15] C. Castellano, M. A. Pérez de Juan, F. Attie, Electrocardiografía Clínica, Segunda Edición, Editorial Elsevier.
- [16] José Luis Palma Gómez, Manual Practico de Electrocardiografía para no Especialistas, Editorial Laboratorios SAT, Primera Edición.
- [17] Guillermo Franco Salazar, Manual de Electrocardiografía y Electroencefalografía, Editorial Manuel Moderno.

[18] Analog Device, AD8221; U.S.A, 2010 [Consulta en 2016], Disponible: <http://html.alldatasheet.com/htmlpdf/406111/AD/AD8221/23/1/AD8221.html>

[19] Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas, Alberto OCHOA, Marcelo MACIEL, Felipe ESTRADA, Columba DÍAZ, Ramón FÉLIX, José ÁLVAREZ, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad de Colima, Coquimatlán, Colima 28400, México.

[20] Texas Instruments, MPC506; [Consulta en 2017], <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/mpc507.pdf>

[21] J.J. González de la Rosa, “Circuitos electrónicos con amplificadores operacionales”, Marcombo, 1ra. Edición, 2001.

[22] PA. Mackowiak . Mandell GL, Bennett JE, Dolin R, “*Temperature regulation and pathogenesis of fever*”. 7th ed. Philadelphia, Elsevier Churchill Livingstone, chap 50, 2009.

[23] ALTERA, manual de Quartus II, U. S. A, Disponible: http://www.altera.com/literature/manual/archives/intro_to_quartus2.pdf

[24] José Rafael Lajara Vizcaino/José Pelegri Sebastián “LabVIEW entorno gráfico de programación”, Alfaomega, 2da edición, agosto 2011.

[25] Microchip, PIC16F877A; EE.UU.2010, Disponible: <http://www.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>

[26] STMicroelectronics, TL084; Italy, 2001, Disponible: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/stmicroelectronics/2301.pdf>

APÉNDICE A

PARTICIPACIÓN EN CONGRESO

En este apéndice se presenta el reconocimiento de la participación en congreso donde fue aceptado y expuesto el trabajo. Para este caso se efectuó en el IV CONGRESO INTERNACIONAL DE ROBÓTICA Y COMPUTACIÓN.

EL TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO

A TRAVÉS DEL

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE LA PAZ

OTORGA EL PRESENTE

RECONOCIMIENTO

A

JOSÉ RAÚL OLMEDO VIVEROS, MARÍA AURORA DIOZCORA VARGAS TREVIÑO,
SERGIO VERGARA LIMÓN, JOSÉ FERNANDO REYES CORTES, AMPARO DORA
PALOMINO MERINO, DARNES VILARIÑO AYALA, MARCIANO VARGAS TREVIÑO
Y JOSÉ MARÍA RODRÍGUEZ LELIS

POR SU ARTÍCULO: DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN PARA SEÑALES
CARDIACAS, MIOELÉCTRICAS Y DE TEMPERATURA HUMANAS
PRESENTADO EN EL CUARTO CONGRESO INTERNACIONAL DE
ROBÓTICA Y COMPUTACIÓN
CELEBRADO DEL 2 AL 4 DE MAYO DEL AÑO EN CURSO.

LA PAZ, B.C.S., 4 DE MAYO DE 2017.

ATENTAMENTE
“CIENCIA ES VERDAD, TÉCNICA ES LIBERTAD”


ING. JESÚS DAVID ESTRADA RUIZ
DIRECTOR



SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
TECNOLÓGICO NACIONAL
DE MÉXICO
INSTITUTO TECNOLÓGICO
DE LA PAZ
DIRECCIÓN

APÉNDICE B

PUBLICACIONES

En este apéndice se presenta el artículo aceptado para su publicación, presentado en el IV CONGRESO INTERNACIONAL DE ROBÓTICA Y COMPUTACIÓN.

Desarrollo de un sistema de adquisición para señales cardiacas, mioeléctricas y de temperatura humanas

J. Raúl Olmedo Viveros¹, M.A. Vargas¹, S. Vergara¹,
F. Reyes¹, A. Palomino¹, D. Vilariño², M. Vargas³,
J.M. Rodríguez Lelis⁴

¹Facultad de Ciencias de la Electrónica, Maestría en Ciencias de la Electrónica opción Automatización, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Av. San Claudio y 18 Sur S/N C.U. Edif. 109A Col. Jardines de San Manuel, C.P. 72570, Puebla, Pue. México

²Facultad de Ciencias de la Computación, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Av. San Claudio y 18 Sur S/N C.U. Edif. 109A Col. Jardines de San Manuel, C.P. 72570, Puebla, Pue. México

³Escuela de Ciencias, Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca, PRIV.12 de Junio 100, Universidad, Universitaria Uabjo, 68125 Oaxaca, OAX, México

⁴CENIDET, Departamento de Mecánica, Prolongación Palmira S/N Esq. Apatzingan, Colonia Palmira. Cuernavaca, C.P. 62490 Morelos, México

Resumen— Se presenta en este trabajo el diseño para el desarrollo de un sistema de adquisición de datos para utilizarlo en rehabilitación. En el cual se utilizará la tarjeta denominada MIOCARD 1.0 realizada por el grupo de Robótica de la Facultad de Ciencias de la Electrónica dentro de la Maestría en Ciencias de la Electrónica opción en Automatización, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, la cual cuenta con una tarjeta FPGA de la familia Cyclone II [1]. Dicha tarjeta cuenta con 4 canales analógicos disponibles, en ella se implementarán tres dispositivos médicos de tipo no invasivo; los correspondientes a un Electrocardiógrafo, un Electromiógrafo y un Termómetro corporal. En el Electrocardiógrafo se obtendrán las señales correspondientes a las 12 derivaciones de las señales del corazón, en otro canal un Electromiógrafo donde serán obtenidas señales musculares con electrodos de tipo superficial y otro canal será destinado al Termómetro para el censo de la temperatura corporal del paciente.

Abstract—The design of a device made as a data acquisition system to be used in rehabilitation is developed in this paper. In this work will be used a device denominated MIOCARD 1.0 implemented by the Robotics department of the Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, the device counts with a FPGA of Cyclone III family. This device contains 4 available channels, in it will be implemented 3 no invasive medical devices; corresponding an electrocardiograph, an electromyograph and a corporal thermometer, in which in the electrocardiograph are going to be obtained the 12 derivations of the heart signals, in other channel corresponding on the electromyograph are going to be obtained the muscular signals by superficial electrodes and the other channel is destined to the thermometer for censung the corporal temperature of the patient.

Keywords— FPGA, Electromyography, electrocardiography, data acquisition system.

I. INTRODUCCIÓN

En la medicina existen diversos tipos de herramientas que son utilizadas como auxiliares en la detección, tratamiento y monitoreo de ciertas enfermedades o patologías presentes en el ser humano.

Sin embargo, a pesar de que todas las personas con algún tipo de padecimiento deberían tener las mismas oportunidades para realizarse estudios, análisis, tratamientos y evaluar su mejora, esto no es posible, ya que en nuestro país no se desarrolla la tecnología ni los instrumentos necesarios para tratar este tipo de padecimientos, por lo tanto, tienen que ser importados, lo cual hace más difícil su adquisición y eleva los costos de los tratamientos y análisis de dichas patologías.

Es por esto que en este trabajo se desarrolla un sistema de adquisición de datos para utilizarlo en rehabilitación, en el cual se crea un dispositivo capaz de obtener señales bioeléctricas procedentes del cuerpo humano, correspondientes a estudios de electromiografía y electrocardiografía, así también poder hacer un censo de la temperatura corporal del paciente mientras se está realizando los estudios. Se revisaron bibliográficamente las señales eléctricas de los músculos, del corazón y de la temperatura corporal, se realizaron los ajustes necesarios para poder adquirir las tres señales por medio de la tarjeta de adquisición MIOCARD 1.0, se diseñó el firmware necesario para el sistema de adquisición de señales, también el software del sistema fue diseñado para hacer posible la adquisición de las señales y poder interpretarlas en una PC, ya con esto, se realizaron pruebas experimentales del sistema diseñado.

II. DIAGRAMA GENERAL DEL SISTEMA

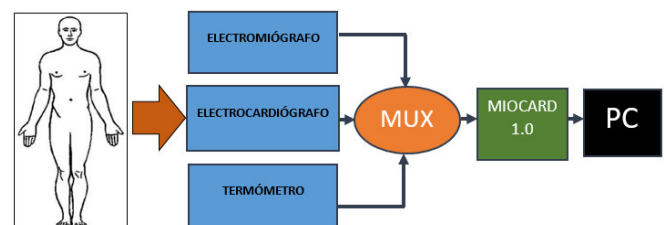


Figura 1. Diagrama general del sistema.

Como puede verse en la Figura 1, el diagrama muestra una imagen general de la estructura del sistema diseñado. En éste se pueden observar los tres tipos de señales provenientes del

cuerpo humano y después de un procesamiento, las mismas terminan con su visualización en una PC.

El papel de la electricidad con relación al sistema nervioso surgió de la observación de los efectos de la aplicación de la misma al organismo, y eventualmente, del descubrimiento que tanto músculos como nervios podían ser fuentes de energía. Éste descubrimiento fue la base del diagnóstico eléctrico o electrodiagnóstico.

En el siglo XX, el electrodiagnóstico fue perfeccionado por Edgar Douglas Adrian y Bronk Detlev con la aguja coaxial en 1929, base de la electromiografía actual [3].

El electrocardiograma es un estudio de la actividad eléctrica del corazón, con la finalidad de poder determinar algunas anomalías en el funcionamiento de este, ya que las células cardíacas producen los estímulos para que el músculo cardíaco pueda trabajar de una manera adecuada, si existe un mal funcionamiento del corazón, el electrocardiograma permite conocer la actividad del corazón y conforme a esto poder hacer un análisis de los resultados para determinar si existe algún tipo de enfermedad o problema en el corazón [4,5].

Las señales electromiográficas (EMG) de superficie son muy importantes en el reconocimiento de patrones, control de dispositivos, rehabilitación, entre otros campos debido a la facilidad con la que se pueden adquirir de forma no invasiva y sin peligro para el individuo. Ésta señal provee información acerca de la actividad neuromuscular presente en el músculo activo correspondiente a la suma de la actividad de un número mayor de unidades motoras más pequeñas[6].

El termómetro permite medir la temperatura de una persona y determinar si se encuentra o no dentro de un rango normal; conociendo que una temperatura corporal alta corresponde a una fiebre. También puede ser útil monitorearla para comprobar si una persona padece síntomas de enfermedad o si un tratamiento determinado está funcionando, especialmente los tratamientos de infecciones con antibióticos[1].

La temperatura normal varía de una persona a otra, dependiendo de la edad, la hora día y el lugar del cuerpo donde ésta fue medida. La temperatura promedio normal es de 37°.

III. DISEÑO DEL ELECTROMIÓGRAFO

En el registro de las señales bioeléctricas de superficie existen inconvenientes tales como el ruido del ambiente, el que es debido al movimiento de los electrodos y la interferencia entre canales o también llamado crosstalk. Para eliminar estos inconvenientes se implementará una etapa de pre amplificación y filtrado para evitar distorsiones en la información contenida en las señales. Es importante el diseño de filtros para la adquisición de las señales de una manera adecuada para su posterior procesamiento [6].

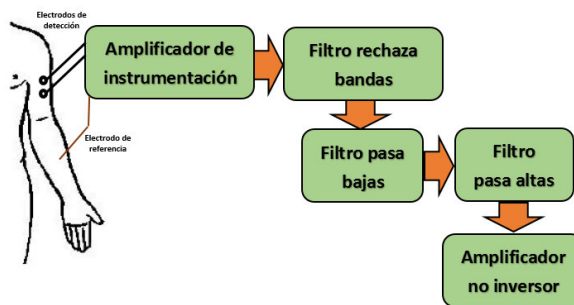


Figura 2. Diagrama a bloques del EMG.

Como puede verse en la Figura 2, en el diagrama a bloques se presenta la etapa de amplificación y filtrado, en el cual se muestra un amplificador de instrumentación con matrícula AD8221ARZ, un filtro de rechazo de banda con frecuencia de corte en 60Hz, un filtro pasa bajas de primer orden con frecuencia de corte de 1kHz, un pasa altas de primer orden con frecuencia de corte en 10Hz y finalmente es amplificada con un amplificador en configuración no inversora para poder así ser registrada por un microcontrolador PIC16F877A, para el cual es necesario agregar un voltaje de offset de 1.5V debido que no acepta voltajes negativos, y de la misma manera se agrega un amplificador en configuración inversora con ganancia unitaria ya que la señal obtenida está invertida debido a la etapa anterior.

IV. DISEÑO DEL ELECTROCARDIÓGRAFO Y EL MEDIDOR DE TEMPERATURA

El electrocardiograma (ECG/EKG, del alemán Elektrokardiogramm) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, sirve para conocer el ciclo cardíaco y estudiar algunas deficiencias del mismo, como defectos del miocardio, agrandamiento del corazón, defectos congénitos, entre otros. El corazón produce potenciales de acción con una frecuencia de 1Hz (un latido por segundo), estos, al propagarse hacia las aurículas y los ventrículos generan un espectro de entre 0.01Hz hasta 150Hz y la amplitud típica en QRS es de 1mV [2].

Para poder registrar las señales eléctricas que produce el corazón se utiliza un aparato llamado electrocardiógrafo encargado de muestrear la señal eléctrica. Los estímulos que produce el corazón para contraerse producen una diferencia de potencial que puede ser muestreada. La señal se adquiere a través de cables conectados en el cuerpo del individuo (electrodos), ésta es enviada a un amplificador que aumentará la amplitud de la pequeña señal adquirida que ronda en el orden de los milivolts [7,8].

Es posible observar la actividad eléctrica del corazón desde 12 posiciones diferentes, las cuales son llamadas derivaciones del ECG, las señales eléctricas del corazón se dividen en dos planos con 6 señales cada uno. El plano frontal que comprende las señales: DI, DII, DIII aVR, aVL y aVF; y el plano horizontal que comprende las señales V1 a V6. Con estas 12 señales obtenemos la información completa del corazón del paciente.

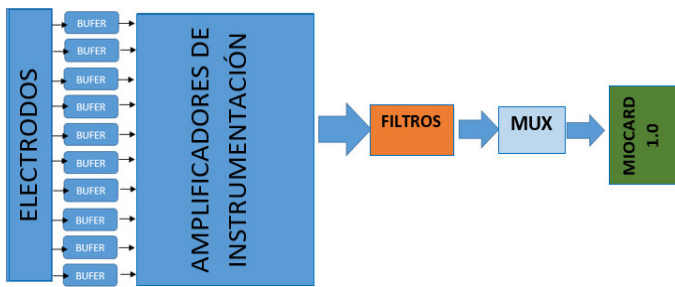


Figura 3. Diagrama a bloques del ECG.

Como puede verse en la Figura 3, el diagrama a bloques muestra en rasgos generales el procesamiento después de la obtención de las señales provenientes del corazón mediante la utilización de electrodos, posteriormente se llevará a cabo la etapa de filtrado, donde, como se ha mencionado anteriormente se encontrarán los filtros pasa bajas, pasa altas, amplificador inversor y un sumador, con el propósito de obtener una señal lo suficientemente “limpia” para poder multiplexarla y al final poder hacer un buen procesamiento de la señal mediante el software en la tarjeta MIOCARD 1.0.

V. HARDWARE, FIRMWARE Y SOFTWARE DEL SISTEMA

5.1 Hardware: Para el diseño del Hardware se tendrán dos circuitos diferentes para cada dispositivo, en cada uno se tendrá una etapa de pre amplificación y filtrado. Para el caso del electromiógrafo, como puede verse en la Figura 4, se muestra el diagrama de dicha parte:

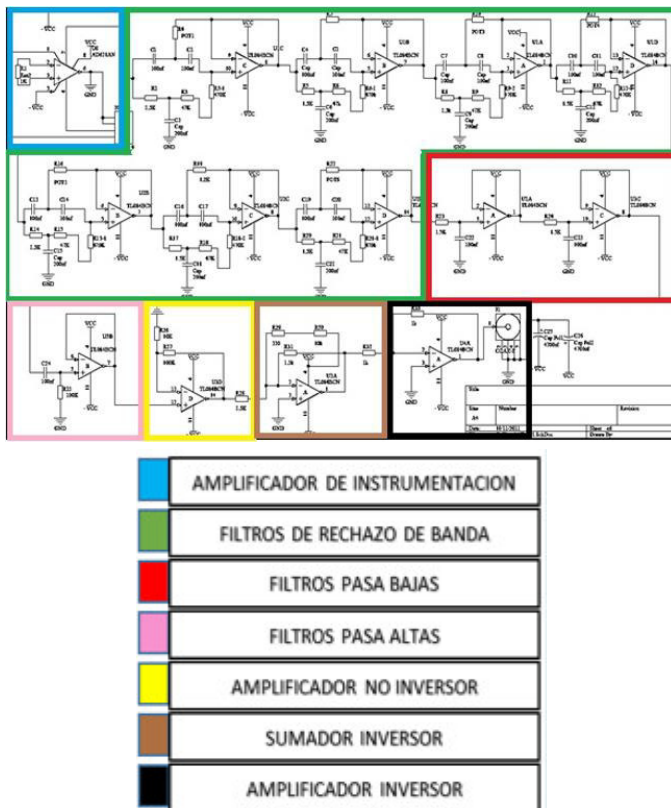


Figura 4. Diagrama electrónico del EMG.

Para la implementación de la primera amplificación se utiliza un amplificador de instrumentación con matrícula AD8221ARZ, el cual es de tipo diferencial y se utiliza una ganancia de 495, para la implementación de los filtros se utilizó el circuito integrado TL084, que contiene 4 amplificadores operacionales[1].

Para la creación del hardware del electrocardiógrafo se utiliza también una etapa de pre amplificación y filtrado, en las cuales se utiliza de igual manera el amplificador de instrumentación AD8221ARZ pero con una ganancia de 883, el circuito general de la etapa de amplificación y filtrado para las 12 señales eléctricas del corazón, como puede verse en la Figura 5, se puede observar cada una de las etapas mencionadas con anterioridad.

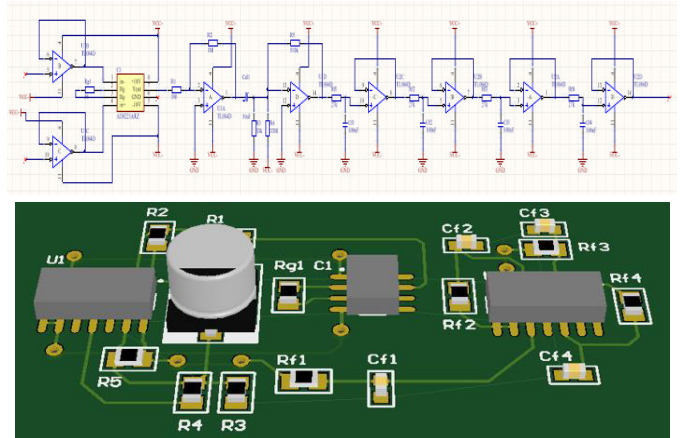


Figura 5. Diagrama electrónico del ECG.

Después de los electrodos se emplean unos amplificadores en forma de seguidor con el propósito de evitar una atenuación de las señales, después del amplificador de instrumentación se tiene el amplificador inversor; necesario debido a que al agregarle un offset a la señal ECG, con el sumador inversor la señal se invierte, por ello se requiere de un amplificador inversor con ganancia unitaria para poder obtener al final la señal original con el offset agregado sin que ésta se encuentre invertida. El filtro pasa altas es necesario para eliminar la componente en directa que puede interferir en la señal que se desea visualizar, esto, debido al movimiento de los electrodos y cables. El sumador inversor se utiliza para agregar un offset a la señal debido a que la etapa de ADC del microcontrolador sólo acepta valores positivos para realizar la conversión por ello que se utiliza un offset de 1.5 Volts para que la señal ECG quede en el rango positivo para el sistema. El filtro pasa bajas es utilizado para atenuar las señales de 60 Hz en adelante para que no interfieran con nuestra señal, la señal de 60 Hz proviene de la fuente, pero con el filtro pasa bajas se atenúa esa señal y las que están por encima de ese valor para que no interfieran con nuestras señales ECG.

Para la implementación del Termómetro se utiliza un sensor LM35DZ con una resolución de 10mV por grado centígrado (10mV/°C) y un amplificador operacional TL084 para amplificar la señal y de esta manera pueda ser

interpretada por el FPGA, como puede verse en la Figura 6, en donde se muestra el diagrama electrónico:

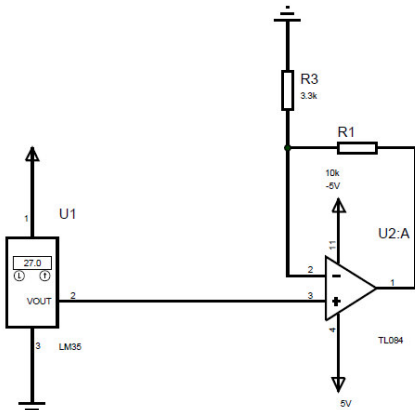


Figura 6. Diagrama eléctrico del termómetro.

Ya que el sistema está constituido por 3 diferentes tipos de señales y por lo tanto se hará uso de 3 canales analógicos, al ser el FPGA un dispositivo semiconductor que contiene bloques de lógica cuya interconexión y funcionalidad se puede programar; es posible gracias a sus características y versatilidad concentrar el control de los 3 diferentes dispositivos en él ya que se necesita de varios módulos internamente: la comunicación entre el PIC y el FPGA, siguiendo con el control de flujo y a la vez la memoria FIFO, en donde se guardan todos los datos que posteriormente contribuyen para la reproducción de la señal, y por último se encuentra el protocolo encargado de comunicar la computadora con la tarjeta de adquisición.

La Tarjeta de adquisición cuenta con 4 canales analógicos, de esta manera los 3 dispositivos a implementar se ajustan perfectamente al sistema, las entradas están diseñadas con conectores tipo LEMO, ya que funcionan perfectamente para aplicaciones médicas, de pruebas y mediciones, por su capacidad de limitar muy significativamente el ruido.

5.2 Firmware: Para la implementación del Firmware se utilizó programación en código AHDL creado con la herramienta de programación Quartus II de Altera y con el uso del FPGA EP2C8Q208C7 de la familia Cyclone II, en donde se utiliza un bus PCI para comunicar la tarjeta de adquisición de datos con la PC. Como puede verse en la Figura 7, en el diagrama a bloques, para el caso del electromiógrafo se utiliza un bloque de control de flujo de datos que se encarga de la selección del canal que se desea utilizar, ocupando un rango de 1Hz a 20KHz, también para el envío de datos a la memoria FIFO en donde se guardarán para después poder reproducir la señal [2].

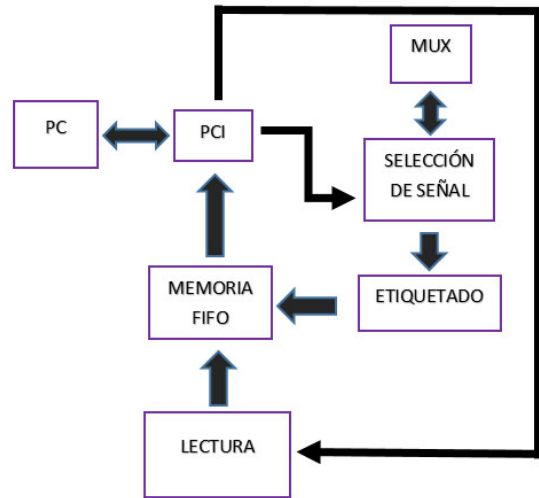


Figura 7. Diagrama general del firmware.

5.3 Software: El software fue diseñado finalmente para el sistema completo, en el cual se incluyen los tres tipos de señales que se pretenden obtener, correspondientes al EMG, ECG y termómetro.

Mediante la utilización de un botón de selección de canal el usuario elige cuál será la señal que se visualice en el software, de la misma manera se encuentra un botón de toma de muestras, con el cual comienza la visualización de dicha señal.

Cuenta con tres pestañas, en las cuales se puede visualizar las señales adquiridas, cada señal con una sección en donde se muestran sus gráficas individuales, para el caso del ECG se cuentan con las 12 gráficas correspondientes a las 12 derivaciones del corazón. Para la señal EMG sólo corresponderá con una gráfica y el termómetro de la misma manera con un indicador de temperatura.

La creación del software se hace mediante el uso del ambiente de programación en LabView y con la utilización del protocolo PCI para realizar la comunicación entre la tarjeta de adquisición y la computadora.

VI. RESULTADOS PRELIMINARES

Se realizaron pruebas experimentales para la obtención de las señales del corazón, correspondientes a las derivaciones de Einthoven DI, DII y DIII. Como puede verse en las Figuras 8 y 9, se muestran en las ilustraciones que las pruebas en el osciloscopio fueron exitosas, ya que corresponden fielmente a la estructura prevista.

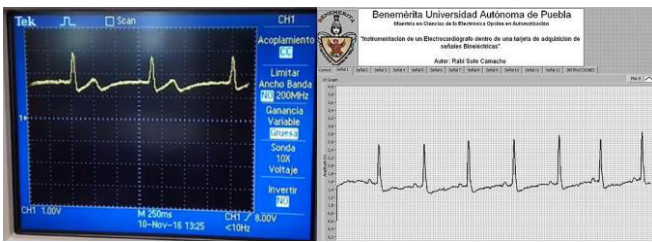


Figura 8. Comparación de derivación DII en el osciloscopio y software.

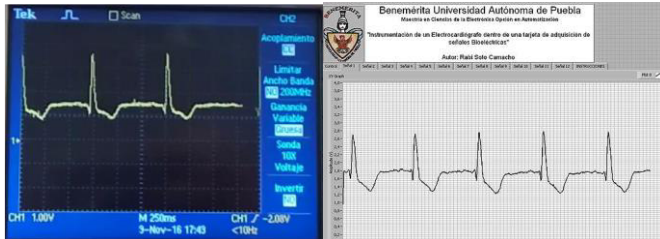


Figura 9. Comparación de derivación DIII en osciloscopio y software.

Posteriormente también se efectuaron pruebas para adquirir de manera simultánea las señales y así cumplir con los objetivos de monitorear todas las derivaciones del corazón al mismo tiempo, como puede verse en las Figuras 10 y 11, los resultados fueron satisfactorios observando las señales en el osciloscopio.



Figura 10. Derivaciones DI y DII.



Figura 11. Derivaciones DI y DIII.

De la misma manera se efectuaron pruebas experimentales para la obtención de la señal del electromiógrafo. Igualmente las pruebas se realizaron de manera satisfactoria, ya que se obtuvieron los resultados esperados. Como puede verse en la Figura 12, se muestran la señal obtenida en un osciloscopio:

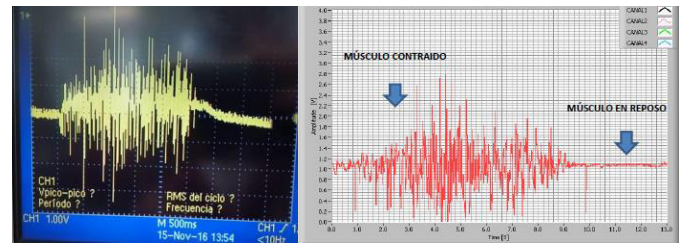


Figura 12. Señal del EMG en el osciloscopio.

Para la realización de las pruebas experimentales del termómetro se implementó el sensor de temperatura en una tablilla de experimentación. El sensor fue colocado en la axila del sujeto de prueba durante 5 minutos con el brazo presionado contra el cuerpo. Como puede verse en la Figura 13, se observó la temperatura corporal del paciente en el panel frontal de LabView.



Figura 13. Temperatura del paciente.

La temperatura del sujeto de pruebas medida por el sistema de adquisición de datos diseñado fue de 35°C.

VII. CONCLUSIONES

Resulta de gran importancia la creación de la parte de pre amplificación y filtrado, ya que al ser señales muy pequeñas las que se pretenden adquirir puede haber mucha interferencia por señales no deseadas consideradas como ruido, por esto para poder hacer un correcto procesamiento de las señales es relevante poder adquirirlas de una manera adecuada que facilite su manejo. La utilización del amplificador de instrumentación resulta indispensable para la realización del sistema, ya que estos amplificadores logran trabajar con altas ganancias y son capaces de recibir y amplificar señales en órdenes de voltaje muy bajos. Con la implementación de estos dispositivos médicos en conjunto se tiene como propósito proveer una herramienta importante para el estudio de las señales bioeléctricas.

REFERENCIAS

- [1] Celia del Carmen Martínez Chiñas, Sistema de Adquisición de Datos para el Registro de Señales Bioeléctricas, tesis de maestría, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2012.
- [2] Rabi Soto Camacho, Instrumentación de un electrocardiógrafo dentro de una tarjeta de adquisición de señales bioeléctricas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2014.
- [3] Raven Lippincott, "*Rehabilitation Medicine*", Principles and practice. 3ª edición, pp. 1-18 EE.UU.1998.
- [4] Mauricio Duque R. Boris E. Vegga, Electrocardiografía, Editorial Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular Primera Edición 2008.
- [5] Laura Moreno Ochoa, Como Entender un Electrocardiograma, Ediciones Díaz de Santos S.A., 2000.
- [6] Luis Gila Useros, Armando Malanda Trigueros, Ignacio Rodríguez Carreño, J.Rodríguez Falces, Javier Navallas Irujo. "*Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas*". Vol. 32, N°. Extra 3, (Ejemplar dedicado a: Actualización en Neurofisiología clínica), pp. 27-43, 2009.
- [7] Abel Andrés Morist, Pedro Luis Alberbe Zabaleta, Atlas de Electrocardiografía, Primera Edición, Editorial Osaldetza.
- [8] C. Castellano, M. A. Pérez de Juan, F. Attie, Electrocardiografía Clínica, Segunda Edición, Editorial Elsevier.
- [9] Guyton y Hall, Tratado de Fisiología Médica, 13ª edición, John E. Hall, Unidad II y III.
- [10] Stuart Ira Fox, Fisiología humana, 12ª edición, Mc Graw Hill, Capítulo 13. 2011.
- [11] Ronald J. Tocci, Neal S. Widmer, Gregory L. Moss, Sistemas Digitales Principios y Aplicaciones, 10ª ed., Pearson Prentice Hall. 2007.
- [12] Sergio Franco, Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos, 3ª ed., Mc Graw Hill, 2005.
- [13] Prof. Dr. Guillermo Franco Salazar, Manual de Electrocardiografía y Electroencefalografía, Capítulo 3: "El Electrocardiograma. Componentes. Valores normales y Semiología de sus perturbaciones", Editorial Manual Moderno. México. Año 2007.