



UNIVERSIDAD DEL AZUAY

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

***Diseño y Construcción de un Monitor de Tres Parámetros
Fisiológicos.***

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de Ingenieros
Electrónicos**

Autores:

Feijóo Romero Marlon Alexander

Reyes Sánchez Bruno Alexander

Director:

Ing. Leonel Pérez

Cuenca, Ecuador

2010

DEDICATORIA

La tesis que se ha realizado como proyecto final para obtener el título de Ing. Electrónicos se lo dedicamos a nuestra familia, especialmente a nuestros padres por haber estado siempre presentes apoyándonos, moral y económicamente, para poder realizarnos como profesionales.

AGRADECIMIENTO

Agradecemos a todos las personas que estuvieron a nuestro lado apoyándonos y empujándonos en la realización de nuestros estudios y tesis. También a todos los profesores que nos guiaron por el camino de la enseñanza para que con esas bases podamos efectuar el proyecto que hemos realizado. Y especialmente agradecemos a nuestro director de tesis por darnos la idea de plasmar el tema logrado y apoyarnos en todo lo que estuvo a su alcance.

RESUMEN

El proyecto se basa en el diseño y construcción de un monitor de parámetros fisiológicos basado en microcontroladores. El equipo es capaz de monitorear tres bioseñales diferentes: electrocardiografía, señal fonocardiográfica y ritmo respiratorio.

La electrocardiografía incluye la visualización de las principales señales electrocardiográficas y la frecuencia cardíaca. La técnica fonocardiográfica pretende monitorear los sonidos del corazón con el fin de ser estudiados. Por último el ritmo respiratorio se logra medir mediante la oscilación de la impedancia del pecho.

ABSTRACT

The Project includes the design and construction of a microcontroller based physiologic parameters monitor. The device is able to monitor three different biosignals: electrocardiographic, phonocardiographic signal and respiratory rhythm.

Electrocardiography includes the visualization of the main electrocardiographic lead signals and heart rate. The phonocardiographic technique is intended to monitor the heart sounds in order to be able of study them. Finally respiratory rhythm is achieved using chest impedance oscillation measurements.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Dedicatoria.....	ii
Agradecimiento.....	iii
Resumen.....	iv
Abstract.....	v
Índice de contenidos.....	vi
Índice de ilustraciones y cuadros.....	xiii
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO 1: DESARROLLO TEÓRICO.

Introducción.....	2
1.1 El Corazón.....	3
1.1.1 Partes Principales del Corazón.....	3
1.1.1.1 Saco pericárdico o pericardio.....	3
1.1.1.2 Estructura de la pared cardiaca.....	4
1.1.1.3 Cámaras del corazón.....	4
1.1.2 Principio de funcionamiento.....	6
1.1.2.1 Duración del Ciclo Cardíaco.....	7
1.1.3 Origen de los potenciales de acción.....	7
1.1.3.1 Potencial de membrana en reposo.....	7
1.1.3.2 Potencial de acción.....	9
1.1.4 Sistema de conducción de impulsos.....	9
1.2 Electrocardiografía (ECG).....	11
1.2.1 Representación de la Onda ECG.....	12
1.2.2 Tipos de derivaciones.....	14
1.2.3 Diagnostico del Ritmo Cardíaco.....	20
1.2.3.1 Ritmos Supra ventriculares.....	20
1.2.3.1.1 Ritmo sinusal normal.....	20
1.2.3.1.2 Bradicardia.....	21

1.2.3.1.3 Taquicardia.....	22
1.2.3.1.4 Arritmia sinusal.....	22
1.2.3.1.5 Ritmo uricular no sinusal.....	23
1.2.3.1.6 Vagancia del marcapasos.....	23
1.2.3.1.7 Taquicardia Auricular Paroxismal (PAT).....	24
1.2.3.1.8 Flúter (aleteo) auricular.....	24
1.2.3.1.9 Fibrilación auricular.....	25
1.2.3.1.10 Ritmos cruzados.....	26
1.2.3.1.11 Arritmias ventriculares.....	26
1.2.3.1.12 Contracción ventricular prematura.....	27
1.2.3.1.13 Ritmos idioventriculares.....	27
1.2.3.1.14 Taquicardia ventricular.....	28
1.2.3.1.15 Fibrilación ventricular.....	28
1.2.3.1.15 Ritmo marcado.....	29
1.3 Fonocardiografía (FCG).....	30
1.3.1 La señal fonocardiográfica (FCG).....	30
1.3.1.1 Auscultación cardiaca.....	31
1.3.1.2 Ruidos cardiacos.....	32
1.3.1.2.1 Registro de frecuencias.....	32
1.3.1.2.2 Soplos cardiacos.....	36
1.3.2 Características de las valvulopatías cardiacas.....	37
1.3.2.1 Estenosis aórtica.....	38
1.3.2.2 Insuficiencia mitral.....	39
1.3.2.3 Insuficiencia aórtica.....	39
1.3.2.4 Estenosis mitral.....	39
1.3.2.5 Conducto arterial persistente.....	40
1.3.3 Fonocardiografía fetal.....	40
1.3.3.1 Determinación de foco de auscultación máxima.....	40
1.3.3.2 Auscultación de latidos cardiacos fetales.....	41

1.3.3.3 Métodos de Auscultación.....	41
1.3.3.4 Características de los latidos cardiacos fetales.....	42
1.4 Impedancimetría.....	42
1.4.1 Impedancia eléctrica.....	44
1.4.2 Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.....	45
1.4.3 Impedancia de electrodo.....	47
1.4.4 Circuitos básicos de medidas biológicas.....	48
1.4.4.1 Puente RC.....	48
1.4.4.2 Circuito de corriente constante bipolar.....	50
1.4.4.3 Circuito de corriente constante tetrapolar.....	52
1.4.4.4 Circuito equiparador de impedancias.....	53
1.4.5 Seguridad de la impedancimetría.....	54
1.4.6 Neumocardiograma.....	55
1.4.6.1 Apnea.....	56
1.4.6.1.1 Apnea central.....	56
1.4.6.1.2 Apnea obstructiva.....	57
1.4.6.1.3 Apnea mixta.....	57
1.4.7 Ventajas e inconvenientes.....	60

CAPÍTULO 2: ETAPA ANALÓGICA.

Introducción.....	61
2.1 Amplificadores Operacionales.....	62
2.1.1 Esquemas y configuraciones externas.....	63
2.1.1.1 Lazo abierto.....	64
2.1.1.2 Lazo cerrado.....	64
2.1.1.3 Alimentación.....	65
2.1.2 Configuración interna.....	65
2.1.3 Funcionamiento en modo diferencial y en modo común.....	67
2.1.3.1 Relación de rechazo de modo común (CMRR).....	68

2.1.4 Características de un operacional integrado.....	70
2.1.4.1 Ganancia de tensión en bucle abierto.....	70
2.1.4.2 Impedancia de entrada en bucle abierto.....	70
2.1.4.3 Impedancia de salida en bucle abierto.....	70
2.1.4.4 Potencia disipada.....	70
2.1.4.5 Tensión de alimentación.....	71
2.1.4.6 Valores offset.....	71
2.1.5 Aplicaciones de los amplificadores operacionales.....	71
2.1.5.1 Amplificador inversor.....	72
2.1.5.2 Amplificador no inversor.....	73
2.1.5.3 Sumador inversor.....	74
2.1.5.4 Sumador no inversor.....	75
2.1.5.5 Amplificador integrador.....	76
2.1.5.6 Amplificador derivador.....	77
2.1.5.7 Filtros Activos.....	78
2.1.5.7.1 Filtro pasa bajo.....	79
2.1.5.7.2 Filtro pasa alto.....	79
2.1.5.7.3 Filtro pasa banda.....	80
2.1.5.7.4 Filtro elimina banda.....	81
2.2 Amplificadores instrumentales.....	82
2.3 Diseño de los equipos.....	85
2.3.1 Fuentes de ruido e interferencias.....	85
2.3.1.1. Ruido fisiológico.....	86
2.3.1.2. Ruido de la interfaz electrodo-piel.....	87
2.3.1.3. Ruido electrónico del sistema de medida.....	88
2.3.1.4. Interferencia de la red de distribución eléctrica.....	89
2.3.2 Diseño del Electrocardiógrafo (ECG).....	90
2.3.2.1 Circuitos básicos para realizar el ECG.....	92
2.3.3. Diseño del Fonocardiógrafo (FCG).....	97

2.3.3.1 Circuitos básicos para realizar el FCG.....	97
2.3.4 Diseño del Impedancímetro (IMP).....	100
2.3.4.1 Circuitos básicos para realizar el IMP.....	100

CAPÍTULO 3: ETAPA DIGITAL.

Introducción.....	105
3.1 Micro controlador.....	106
3.1.1 Introducción a los micro controladores.....	106
3.1.2 Micro controladores vs Micro procesadores.....	106
3.1.3 Tipos de micro controladores.....	107
3.1.4 Micro controladores MICROCHIP™.....	108
3.1.5 Arquitectura interna de los microcontroladores.....	108
3.1.5.1 El procesador (UCP).....	109
3.1.5.2 Registros en los microcotroladores.....	110
3.1.5.2.1 Registro de DATOS o de Propósito General.....	110
3.1.5.2.2 Registro de CONTROL o de Propósito Específico.....	110
3.1.5.3 Memorias.....	110
3.1.5.3.1 Memoria para Datos.....	111
3.1.5.3.2 Memoria para Programas.....	111
3.1.5.3.3 Memorias segmentadas.....	111
3.1.5.3.4 Direccionado de memoria.....	111
3.1.5.3.5 Registro tipo “puntero”.....	112
3.1.5.3.6 Ciclo de Máquina (CM).....	115
3.1.5.3.7 Ciclo de Instrucción (CI).....	115
3.1.5.4 Dispositivos Auxiliares.....	115
3.1.6 Líneas de Puerto.....	116
3.1.6.1 Especificaciones generales de las líneas de puerto.....	119

3.1.6.2 Descripción de los Puertos Integrados a los micro controladores de Tecnología 18FXXXX.....	120
3.1.6.3 Tipos de Puerto. Descripción Funcional.....	121
3.1.6.3.1 Puerto tipo “A”.....	121
3.1.6.3.2 Puertos tipo “B”.....	121
3.1.6.3.3 Puerto tipo “C”.....	121
3.1.6.3.4 Puerto tipo “D”.....	122
3.1.6.3.5 Puerto tipo “E”.....	122
3.1.7 Tipos de Resets.....	122
3.2 LCD (Liquid Crystal Display) Gráfico.....	124
3.2.1 Control y manejo del LCD grafico.....	124
3.3 Puertos específicos utilizados en el proyecto.....	127

CAPÍTULO 4: FIRMWARE Y SOFTWARE.

Introducción.....	130
4.1 Software utilizado para la programación.....	131
4.1.1 Mikró Basic.....	131
4.1.2 Firmware del proyecto.....	131
4.1.3 Win Pic.....	136

CAPÍTULO 5: RESULTADOS EXPERIMENTALES.

Introducción.....	138
5.1 Pruebas de Funcionamiento.....	139
5.1.1 Pruebas en la etapa analógica.....	139
5.1.1.1 Pruebas del Electrocardiógrafo (ECG).....	139
5.1.1.1.1 Pruebas globales del ECG.....	141
5.1.1.2 Pruebas del Fonocardiógrafo (FCG).....	143
5.1.1.2.1 Pruebas globales del FCG.....	144
5.1.1.3 Pruebas del Impedancímetro (IMP).....	146
5.1.1.3.1 Pruebas globales del IMP.....	147

5.1.2 Pruebas en la etapa digital..... 148

CONCLUSIONES..... 152

BIBLIOGRAFÍA..... 153

INDICE DE ILUSTRACIONES Y CUADROS

Capítulo 1:

<i>Figura 1.1. Cavidades internas del corazón.....</i>	<i>5</i>
<i>Figura 1.2. Valores del potencial de acción.....</i>	<i>8</i>
<i>Figura 1.3. Sistema de conducción.....</i>	<i>10</i>
<i>Figura 1.4. Señales de la ECG.....</i>	<i>12</i>
<i>Figura 1.5. Derivaciones de Einthoven.....</i>	<i>16</i>
<i>Figura 1.6. Derivaciones Estándar.....</i>	<i>16</i>
<i>Figura 1.7. Esquema de obtención de las derivaciones de miembro.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 1.8. Obtención del W.C.T. 1era forma.....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 1.9. Obtención del W.C.T. 2da forma.....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 1.10. Derivaciones precordiales o de pecho (Posicionado de electrodos)...</i>	<i>19</i>
<i>Figura 1.11. Señal ECG de un corazón normal.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 1.12. Bradicardia sinusal.....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 1.13. Taquicardia sinusal.....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 1.14. Señal de un corazón con arritmia sinusal.....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 1.15. Onda ECG con vagancia del marcapasos.....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 1.16. Flúter auricular.....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 1.17. Fibrilación auricular.....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 1.18. Ritmos cruzados.....</i>	<i>26</i>
<i>Figura 1.19. Contracción ventricular prematura.....</i>	<i>27</i>
<i>Figura 1.20. Taquicardia ventricular.....</i>	<i>28</i>
<i>Figura 1.21. Fibrilación ventricular.....</i>	<i>29</i>
<i>Figura 1.22. Ritmo marcado.....</i>	<i>29</i>
<i>Figura 1.23. Señal fonocardiográfica.....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 1.24. Señal FCG normal.....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 1.25. Aparición de los ruidos en el ciclo cardiaco.....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 1.26. Señal FCG con evidencia de soplo.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 1.27. FCG de un corazón normal y enfermo.....</i>	<i>38</i>

<i>Figura 1.28. FCG con estenosis aórtica.....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 1.29. FCG con insuficiencia mitral.....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 1.30. FCG con estenosis mitral.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 1.31. Señal impedanciográfica en estado correcto.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 1.32. Señal impedanciográfica incorrecta (1).....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 1.33. Señal impedanciográfica incorrecta (2).....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 1.34. Membrana celular.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 1.35. Circuito en puente RC.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 1.36. Circuito bipolar.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 1.37. Circuito tetrapolar.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 1.38. Diagrama de bloques de circuito equiparador de impedancias.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 1.39. Diagrama de bloques de un neumógrafo con dos terminales.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 1.40. Diagrama de bloques de un neumógrafo con cuatro terminales.....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 1.41. Registro de apnea central en frecuencia cardiaca.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 1.42. Registro de apnea central en respiración por impedanciometría.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 1.43. Apnea mixta en frecuencia cardiaca.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 1.44. Apnea mixta en respiración por impedanciometría.....</i>	<i>58</i>

Capítulo 2:

<i>Figura 2.1. Amplificador operacional 741 con encapsulado metálico TO-5.....</i>	<i>63</i>
<i>Figura 2.2. Representación simbólica del A.O.....</i>	<i>63</i>
<i>Figura 2.3. Circuito interno de op-amp AD741.....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 2.4. Amplificador operacional integrado.....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 2.5. Esquema de amplificador diferencial.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 2.6. Esquema de CMRR.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 2.7. Amplificador inversor.....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 2.8. Amplificador no inversor.....</i>	<i>73</i>
<i>Figura 2.9. Sumador inversor.....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 2.10. Sumador no inversor.....</i>	<i>75</i>

<i>Figura 2.11. Amplificador integrador.....</i>	<i>76</i>
<i>Figura 2.12. Señal de entrada y salida para un integrador.....</i>	<i>76</i>
<i>Figura 2.13. Amplificador derivador.....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 2.14. Filtro pasa bajo activo y pasivo.....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 2.15. Filtro pasa alto activo y pasivo.....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 2.16. Filtro pasa banda activo y pasivo.....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 2.17. Filtro elimina banda activo y pasivo.....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 2.18. Amplificador instrumental.....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 2.19. Diagrama de bloques del ECG.....</i>	<i>91</i>
<i>Figura 2.20. Esquema de circuito de entrada.....</i>	<i>92</i>
<i>Figura 2.21. Esquema de circuito para obtener 1ra derivada.....</i>	<i>93</i>
<i>Figura 2.22. Circuito de filtro pasabajo.....</i>	<i>94</i>
<i>Figura 2.23. Circuito de amplificación.....</i>	<i>95</i>
<i>Figura 2.24. Esquema de bloques del Fonocardiógrafo (FCG).....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 2.25. Circuito de filtro pasa alto y amplificador.....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 2.26. Circuito pasa bajo y amplificador.....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 2.27. Diagrama de bloques del impedancímetro.....</i>	<i>100</i>
<i>Figura 2.28. Circuito de oscilación del impedancímetro.....</i>	<i>101</i>
<i>Figura 2.29. Diagrama de buffer de entrada del IMP.....</i>	<i>101</i>
<i>Figura 2.30. Filtro de 57KHz.....</i>	<i>102</i>
<i>Figura 2.31. Circuito Amplificador del IMP.....</i>	<i>103</i>
<i>Figura 2.32. Circuito de filtrado del IMP.....</i>	<i>103</i>

Capítulo 3:

<i>Figura 3.1. Representación esquemática de la estructura de un micro controlador.....</i>	<i>107</i>
<i>Figura 3.2 circuito de reset externo.....</i>	<i>117</i>
<i>Figura 3.3 Circuito de oscilador externo.....</i>	<i>117</i>

<i>Figura 3.4. Pin out característicos de los</i>	
<i>micro controladores de la serie 18FXXXX.....</i>	<i>120</i>
<i>Figura 3.5. LCD Gráfico.....</i>	<i>125</i>
<i>Figura 3.6. Circuito de conexión entre el Pic y el LCD.....</i>	<i>128</i>

Capítulo 2

<i>Foto 2.1. Vista de frente de placa impresa de ECG.....</i>	<i>96</i>
<i>Foto 2.2. Vista de ángulo superior de placa impresa de ECG.....</i>	<i>96</i>
<i>Foto 2.3. Vista de ángulo superior de placa de FCG.....</i>	<i>99</i>
<i>Foto 2.4. Vista de frente de placa de FCG.....</i>	<i>99</i>
<i>Foto 2.5. Placa del IMP en ángulo superior.....</i>	<i>104</i>
<i>Foto 2.6. Placa del IMP desde otro ángulo.....</i>	<i>104</i>

Capítulo 4

<i>Foto 4.1. Ventana principal de Win Pic.....</i>	<i>136</i>
<i>Foto 4.2. Ventana de configuración de dispositivo.....</i>	<i>136</i>

Capítulo 5

<i>Foto 5.1. Representación de la 1era derivada.....</i>	<i>139</i>
<i>Foto 5.2. Representación de la 2da derivada.....</i>	<i>140</i>
<i>Foto 5.3. Representación de la 3ra derivada.....</i>	<i>140</i>
<i>Foto 5.4. Primera derivada (1).....</i>	<i>141</i>
<i>Foto 5.5. Segunda derivada (1).....</i>	<i>141</i>
<i>Foto 5.6. Tercera derivada (1).....</i>	<i>141</i>
<i>Foto 5.7. Primera derivada (2).....</i>	<i>142</i>
<i>Foto 5.8. Segunda derivada (2).....</i>	<i>142</i>
<i>Foto 5.9. Tercera derivada (2).....</i>	<i>142</i>
<i>Foto 5.10. Señal de FCG.....</i>	<i>143</i>
<i>Foto 5.11. Señal de FCG, con filtro de 20 a 100hz.....</i>	<i>143</i>
<i>Foto 5.12. Señal de FCG, con filtro de 20 a 150hz.....</i>	<i>144</i>
<i>Foto 5.13. Señal de FCG sin filtrado.....</i>	<i>144</i>

<i>Foto 5.14. Señal de FCG con filtro.....</i>	<i>145</i>
<i>Foto 5.15. Señal de FCG con filtro mejorado.....</i>	<i>145</i>
<i>Foto 5.16. Señal de FCG con filtro adecuado.....</i>	<i>145</i>
<i>Foto 5.17. Primera muestra de la Señal de IMP.....</i>	<i>146</i>
<i>Foto 5.18. Señal de IMP.....</i>	<i>146</i>
<i>Foto 5.19. Señal de IMP con respiración normal.....</i>	<i>147</i>
<i>Foto 5.20. Señal de IMP con respiración alterada.....</i>	<i>147</i>
<i>Foto 5.21. Registro de ECG.....</i>	<i>148</i>
<i>Foto 5.22. Señal de ECG (I derivada).....</i>	<i>149</i>
<i>Foto 5.23. Registro del FCG.....</i>	<i>149</i>
<i>Foto 5.24. Registro del FCG segunda muestra.....</i>	<i>150</i>
<i>Foto 5.25. Registro del IMP.....</i>	<i>150</i>
<i>Foto 5.26. Registro del IMP segunda muestra.....</i>	<i>151</i>

Feijóo Romero Marlon Alexander

Reyes Sánchez Bruno Alexander

Trabajo de Graduación

Ing. Leonel Pérez

Junio del 2010

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR DE TRES PARÁMETROS FISIOLÓGICOS

INTRODUCCIÓN

El hecho de que no exista en la actualidad un equipo unificado para el registro de tres distintas formas de parámetros fisiológicos; además por no contar los mismos con una independencia de la PC, lo cual dificulta el traslado de los equipos actuales a zonas rurales, se requiere implementar un equipo portátil de monitorización de tres parámetros fisiológicos con el fin de suplir los inconvenientes antes mencionados.

El equipo permite registrar la frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y los ruidos cardiacos simultaneamente, ayuda al control fisiológico y prevención oportuna de enfermedades en las personas tanto en zonas urbanas como rurales, tiene la facilidad de ser trasladado de forma sencilla a lugares de difícil acceso.

La ventaja de poder adquirir los elementos necesarios para la construcción del equipo con facilidad es una buena señal para llegar a realizarlo, ya que la mayoría de las etapas de los circuitos constan de amplificadores y filtros, esto en la parte analógica. El segmento más importante y fuerte del proyecto vendría a ser la etapa digital, en la cual se utilizará un micro controlador (Microchip) para transformar la señal analógica, y mediante la programación respectiva enviar la onda de salida ya digitalizada al LCD para su respectiva visualización.

CAPÍTULO 1

DESARROLLO TEÓRICO

Introducción

Para realizar con confianza y plena certeza los objetivos planteados se debe tener presente fundamentos teóricos que respalden la realización de este trabajo, por esta razón este capítulo trata principalmente de la teoría necesaria que requiere cada una de las técnicas (electrocardiografía, fonocardiografía e impedancimetría) para su perfecto desarrollo.

Se estudia principalmente el corazón ya que es el órgano en el cual se aplica dos de las técnicas. En los puntos siguientes ampliamente se explica en qué consisten, como se desarrollan, para que sirven y en donde se aplican los tres distintos métodos de adquisición y procesamiento de bioseñales.

1.1 El corazón

El corazón es el órgano central del sistema circulatorio, la bomba que hace circular la sangre por todo el organismo a través de los vasos sanguíneos.

El corazón es un órgano muscular hueco que bombea la sangre a los vasos sanguíneos. Está situado en sentido oblicuo entre los pulmones, en el mediastino, y unos dos tercios de este órgano se encuentran a la izquierda de la línea media del cuerpo. La forma del corazón es la de un cono trunco, pesa entre 200 y 425 gramos y su tamaño equivale al del puño cerrado, es decir, unos 12 cm de largo, 9 cm como mayor anchura y 6 cm de profundidad. Cada día, el corazón late unas 100.000 veces aproximadamente bombeando unos 7.571 litros de sangre.

1.1.1 Partes Principales del Corazón

El corazón se apoya sobre el músculo diafragma, está compuesto principalmente por tejido muscular (miocardio) y, en menor proporción, por tejido conectivo y fibroso (tejido de sujeción, válvulas). Este elemento está subdividido en cuatro cavidades, dos a la derecha y dos a la izquierda. Las dos cavidades superiores son llamadas aurículas y las dos cavidades inferiores se denominan ventrículos. Las cavidades izquierdas no se comunican con las cavidades derechas en el corazón mientras que las cavidades superiores (aurículas), se comunican con las cavidades inferiores (ventrículos) a través del orificio auriculoventricular.

1.1.1.1 Saco pericárdico o pericardio

El corazón está rodeado por una membrana serosa que recibe el nombre de pericardio, y que consiste en dos capas: la fibrosa y la serosa. La capa fibrosa o pericardio fibroso es la externa, compuesta por tejido conectivo fibroso resistente; está unida a los grandes vasos sanguíneos que entran al corazón o salen de él, al diafragma, y a la parte interna de la pared esternal del tórax. La capa interna del pericardio recibe el nombre de capa

serosa o pericardio seroso, esta es una membrana más fina y delgada que se continúa con la lámina visceral o epicardio en la base del corazón y alrededor de los grandes vasos.

1.1.1.2 Estructura de la pared cardiaca

La pared del corazón está dividida en tres capas: el epicardio o externa, el miocardio o media, y el endocardio o interna. El epicardio es la capa delgada y transparente de la pared del corazón y consiste en tejido seroso. El miocardio, que está compuesto por el músculo cardíaco, constituye la mayor parte de la pared de este órgano, el miocardio efectúa las contracciones del corazón. El endocardio, por su parte, es una delgada capa que recubre a otra de tejido conectivo, que esta perforada por pequeños vasos sanguíneos y músculo no estriado, el endocardio constituye un recubrimiento interno del miocardio y cubre a las válvulas del corazón y a los tendones que las mantienen en posición adecuada.

1.1.1.3 Cámaras del corazón

El interior del corazón está dividido en cuatro espacios o cámaras que reciben a la sangre circulante. Las dos cámaras superiores reciben el nombre de aurículas (atrios) izquierdo y derecho los cuales están separados entre sí por una división que recibe el nombre de septo o tabique interatrial. Las cámaras inferiores, es decir, los ventrículos izquierdo y derecho, están separados por el septo interventricular. Las divisiones internas del corazón se observan en la figura 1.1.

La aurícula derecha recibe sangre de todas las partes del cuerpo, con excepción de los pulmones, por medio de tres venas. Una de estas tres últimas es la vena cava superior, por la cual cursa sangre procedente de la parte superior del cuerpo; la segunda es la vena cava inferior, por la cual llega al corazón la sangre de la parte inferior del cuerpo, y la tercera es el seno coronario, que drena sangre de la mayor parte de los vasos que riegan a las paredes cardíacas. De la aurícula derecha la sangre pasa al ventrículo derecho, que la bombea a los pulmones, en los que se realiza el intercambio de bióxido de carbono y

oxígeno. A continuación, la sangre regresa al corazón por medio de cuatro venas pulmonares que la descargan en la aurícula izquierda, del cual pasa al ventrículo izquierdo. Este último bombea la sangre a la aorta ascendente la cual transporta la sangre a todo el cuerpo, con excepción de los pulmones.

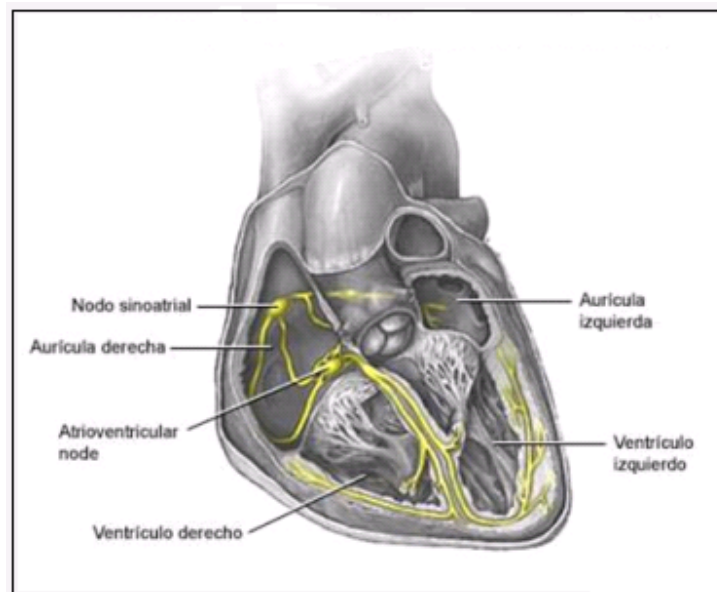


Figura 1.1. Cavidades internas del corazón.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

El tamaño de las cuatro cámaras es diferente, lo cual depende de su función. La aurícula derecha, que recibe sangre de la mayor parte del cuerpo, es un poco más grande que la izquierda, a la que solo llega la sangre de los pulmones. El grosor de las paredes también presenta variaciones; las correspondientes a las aurículas son delgadas, ya que estos últimos solo necesitan la fuerza para hacer que la sangre circule a los ventrículos. La capa muscular del ventrículo derecho es más gruesa que la de las aurículas, ya que debe enviar la sangre a los pulmones y de estos últimos a la aurícula izquierda. El ventrículo izquierdo posee las paredes más gruesas, ya que debe bombear la sangre, a presiones elevadas, hacia los miles de vasos de la cabeza, el tronco y los miembros.

1.1.2 Principio de funcionamiento

El latido cardiaco es una acción de bombeo en dos fases que tarda aproximadamente un segundo: la sístole, movimiento de contracción, y la diástole, movimiento de dilatación.

A medida que se va acumulando sangre en las aurículas, derecha e izquierda, se envía una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas. Esta contracción impulsa sangre a través de las válvulas auriculoventriculares (tricúspide y mitral) hacia las cavidades inferiores que se encuentran en reposo (ventrículos derecho e izquierdo). Esta fase de acción de bombeo (la más larga) se denomina diástole.

La segunda fase de acción de bombeo comienza cuando los ventrículos están llenos de sangre. Las señales eléctricas generadas se propagan por una vía de conducción eléctrica a los ventrículos estimulando su contracción. Esta fase se denomina sístole. Al cerrarse firmemente las válvulas auriculoventricular (tricúspide y mitral) para impedir el retorno de sangre, se abren las válvulas sigmoides (pulmonar y aórtica). Al mismo tiempo que el ventrículo derecho impulsa sangre a los pulmones para oxigenarla, fluye sangre rica en oxígeno del ventrículo izquierdo al corazón y a otras partes del cuerpo.

Cuando la sangre pasa a la parte pulmonar y la aorta, los ventrículos se relajan y las válvulas pulmonar y aórtica se cierran. Al reducirse la presión en los ventrículos, se abren las válvulas tricúspide y mitral y el ciclo comienza otra vez. Esta serie de contracciones se repite constantemente, aumentando en momentos de esfuerzo y disminuyendo en momentos de reposo. De esta manera, la circulación de la sangre sólo es posible desde el corazón hacia las arterias y no al revés.

Los golpes que se producen en la contracción de los ventrículos originan los latidos, que en un hombre oscilan entre 70 y 80 latidos por minuto y expulsan por cada ventrículo una cantidad de sangre entre 60 y 70 ml. Este volumen de sangre es inferior al volumen total de la cavidad y por lo tanto no se produce un vacío completo de la sangre que hay en los ventrículos. En el caso de existir una diferencia del volumen expulsado entre el ventrículo derecho y el ventrículo izquierdo, se tendrá que compensar en las sístoles ventriculares posteriores ya que en este caso, en poco tiempo la circulación se

acumularía o en el circuito general o en el circuito pulmonar y produciría una situación incompatible para la vida.

1.1.2.1 Duración del ciclo cardiaco

A base del hecho de que el corazón late 72 veces por minuto en el adulto promedio, en reposo, cada ciclo cardiaco requiere unos 0.8 segundos. Durante los primeros 0.1 segundos se contraen los atrios y se relajan los ventrículos; las válvulas atrioventriculares están abiertas, y la aórtica y la del tronco pulmonar cerradas. En los siguientes 0.3 segundos se relajan los atrios y se contraen los ventrículos. En la primera parte de este segundo periodo todas las válvulas están cerradas, en tanto que durante la segunda se abren las valvulas aórtica y del tronco pulmonar. Los últimos 0.4 segundos del ciclo constituyen un periodo de relajamiento, ya que todas las cámaras están en diástole. Durante la primera parte de este periodo todas las válvulas están cerradas, y durante la segunda se abren las atrioventriculares y la sangre fluye al interior de los ventrículos. Conforme aumenta la frecuencia del latido cardiaco disminuye la duración de este tercer periodo de relajación.

1.1.3 Origen de los potenciales de acción

La actividad eléctrica del corazón, es debida a la generación de los posibles potenciales de acción que producen las células del miocardio principalmente por las diferencias en las composiciones químicas iónicas entre el interior y el exterior de las células.

1.1.3.1 Potencial de membrana en reposo

Cuando la célula no está estimulada por corrientes despolarizantes, se dice que se encuentra en un potencial de membrana en reposo. Todas las células tienen un Potencial de Membrana característico, en la figura 1.2 se observa que el potencial en los mamíferos es típicamente de -90 mV.

La membrana celular está compuesta mayoritariamente por una bicapa, que impide el paso libre de partículas cargadas como los iones.

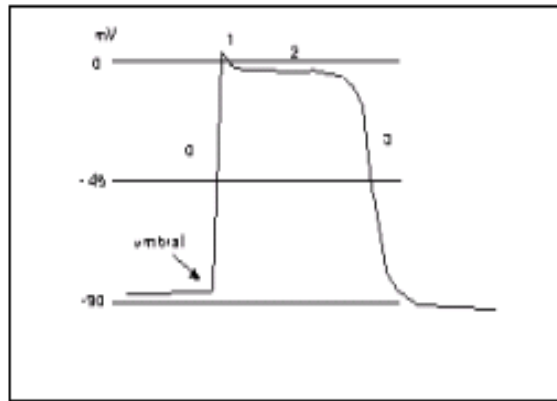


Figura 1.2. Valores del potencial de acción.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

En el interior de la membrana existe una mayor concentración de iones potasio y proteínas cargadas negativamente. Los iones potasio tienden a salir debido a que la membrana es permeable a este ión porque posee canales de potasio que están siempre abiertos cuando la neurona está en reposo. En el lado externo de la membrana hay una mayor concentración de iones sodio y calcio. El sodio que está fuera de la célula tiende a entrar, sin embargo, los canales de sodio, durante el potencial de reposo están generalmente cerrados. Una proteína de membrana llamada Bomba de Sodio-Potasio, transporta (“devuelve”) iones sodio hacia el exterior de la célula nerviosa.

Existe una entrada de sodio y una salida de potasio por efecto de la gradiente de concentración. Pero esto amenaza a la membrana plasmática de sacarla de su estado de reposo. Para conservar este potencial se requiere de la Bomba Sodio-Potasio, la cual saca de la célula 3 iones sodio por cada 2 iones potasio que ingresan, incrementando así la diferencia de potencial.

1.1.3.2 Potencial de acción

El cambio de permeabilidad en el punto de excitación permite el movimiento de iones de un lado a otro de la membrana, provocando una variación en el potencial de reposo, lo que genera una nueva diferencia de potencial que da inicio a un potencial de acción.

Los potenciales de acción se desencadenan cuando una despolarización inicial alcanza un umbral. Este potencial umbral varía, pero normalmente está en torno a -55 a 30 milivoltios sobre el potencial de reposo de la célula, lo que implica que la corriente de entrada de iones sodio supera la corriente de salida de iones potasio. El flujo neto de carga positiva que acompaña los iones sodio despolariza el potencial de membrana, desembocando en una apertura de los canales de sodio dependientes de voltaje.

1.1.4 Sistema de conducción de impulsos

El corazón está inervado por el sistema nervioso autónomo, pero las neuronas de este último solo ejercen el efecto de aumentar o disminuir la duración del ciclo cardíaco completo, es decir, no desencadenan contracciones. Las paredes cardíacas se contraen y relajan de manera continua, sin recibir ningún estímulo directo del sistema nervioso. Ello es posible porque el corazón posee un sistema intrínseco de regulación al que se conoce como sistema de conducción. Este último está compuesto por fibras musculares especializadas, que generan y distribuyen los impulsos eléctricos que producen las contracciones de las fibras cardíacas. Estos grupos de células son el nodo sinusal o marcapaso, el nodo atrio ventricular, el fascículo atrio ventricular (haz de His) y sus divisiones y las miofibras de conducción de Purkinje. Las células del sistema de conducción se desarrollan durante la etapa embrionaria a partir de ciertas fibras de músculo cardíaco que pierden su contractilidad y se especializan en la transmisión de impulsos.

El nodo sinusal o marcapaso se trata de un grupo de células especializadas en generar espontáneamente potenciales de acción con un ritmo regular. Para generar el latido cardíaco, el potencial de acción se propaga por la superficie de las dos aurículas en

dirección hacia el punto de unión de las aurículas con los ventrículos. Esta propagación genera la contracción de las aurículas como se muestra en la figura 1.3.

Después, esta excitación eléctrica, para despolarizar los ventrículos y poder producir la contracción, se reparte a través de la pared interventricular (haz de His) por sus dos ramas con unos filamentos que están en contacto con las fibras ventriculares.

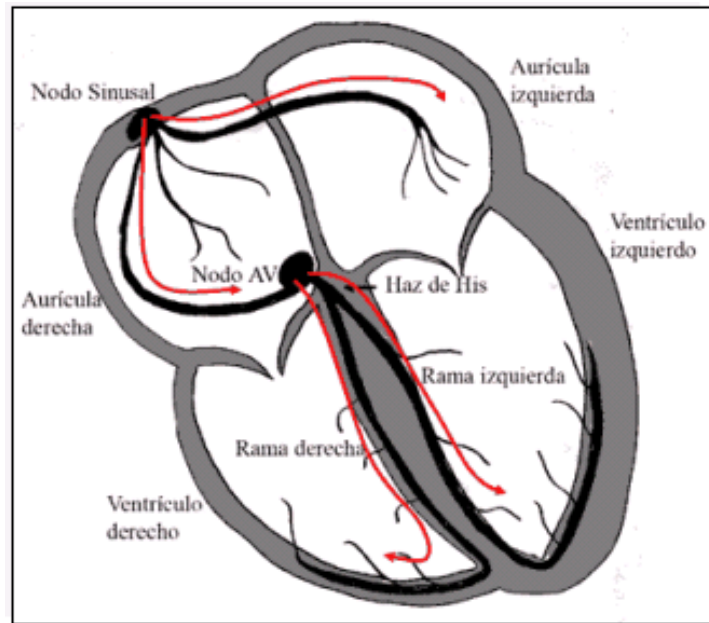


Figura 1.3. Sistema de conducción.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf

Cuando acaba la transmisión de estos estímulos eléctricos a través de los filamentos, los ventrículos se relajan y comienzan el proceso de la recuperación ventricular y, justo después de esta recuperación, comienza la onda de repolarización que se produce por el efecto de volver cada uno de las células a su potencial de reposo de una forma independiente.

La formación de estos estímulos eléctricos se realiza de forma automática por el tejido específico del miocardio, pero también puede ser modificada en el tiempo y en la forma de conducción a través de excitaciones nerviosas que pueden llegar a través del sistema nervioso central o del sistema nervioso vegetativo y que influyen, dependiendo de las

necesidades particulares de cada momento. La transmisión de estos estímulos eléctricos produce corrientes que quedan registradas en la señal de electrocardiografía ECG.

1.2 Electrocardiografía (ECG)

La transmisión de impulsos por medio del sistema de conducción genera corrientes eléctricas que pueden ser detectadas en la superficie del cuerpo. La generación de impulsos eléctricos se originan en el nodo sinoauricular y es desde este punto dónde se comienza a desplazar hacia el nodo auriculoventricular con el fin de alcanzar a distribuirse por la superficie de los ventrículos y realizar la contracción. A medida que este potencial eléctrico se desplaza a través del corazón, va excitando las células que se encuentran a lo largo de su trayectoria. Estas células tienen distintas características debido a que se encuentran en regiones diferentes del corazón y esto provoca que cuando se despolaricen se generen potenciales de acción de diferentes formas.

Se conoce como Electrocardiograma al registro de los cambios eléctricos que acompañan al ciclo cardíaco (actividad eléctrica). Se utiliza para medir el ritmo y la regularidad de los latidos, así como el tamaño y posición de las cámaras cardíacas, cualquier daño al corazón y los efectos de drogas o instrumentos utilizados para regularlo. Es una representación gráfica de los impulsos eléctricos que genera el corazón, los cuales son transmitidos hasta la superficie corporal. El electrocardiograma (ECG) surge mediante la correlación de todos los potenciales generados por las diferentes células excitadas durante la transmisión del potencial de acción desde la aurícula hacia los ventrículos.

La figura 1.4 muestra la correlación de las múltiples señales que se generan en el corazón, debido a la despolarización de los diferentes tipos de células con el fin de componer la ECG. La forma de la ECG es aproximadamente la que se encuentra en un corazón saludable.

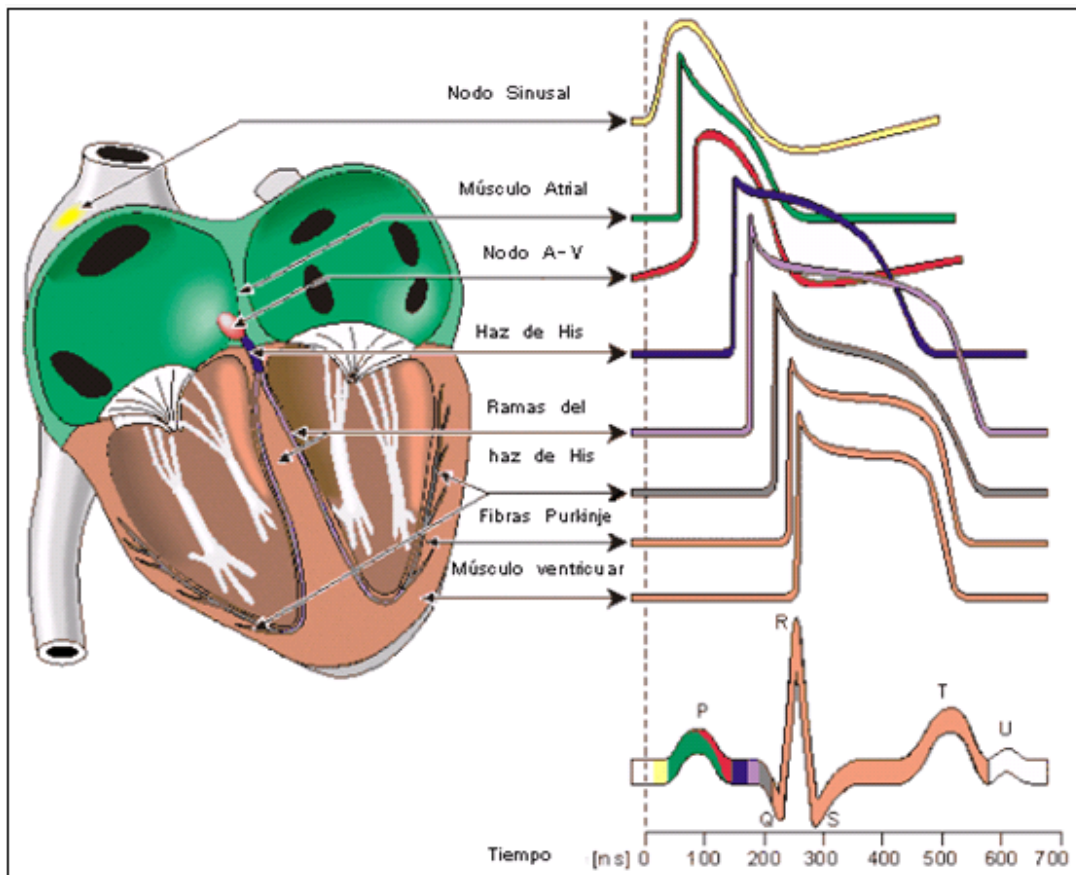


Figura 1. 4. Señales de la ECG.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.1 Representación de la Onda ECG

Cada una de las partes del ciclo cardíaco produce un tipo diferente de impulso eléctrico, que se transmite a través de electrodos que se conectan en distintas partes del cuerpo humano (según las derivaciones), hacia un equipo de medición.

Los impulsos en forma de onda son ascendentes y descendentes y reciben el nombre de deflexiones. Tres ondas claramente identificables acompañan a cada ciclo cardíaco.

La primera, que recibe el nombre de onda P, es ascendente y de poca altura, e indica la despolarización auricular, es decir, la diseminación del impulso proveniente del nodo

sinoatrial por las fibras musculares de las dos aurículas. Una fracción de segundo después que comienza dicha onda, ocurre la contracción de las aurículas, y con ello, se presenta el complejo QRS (un tramo de la onda de ECG). Este comienza con una deflexión descendente, se continúa con otra ascendente de gran altura casi vertical, y termina por una deflexión descendente, de modo que las últimas dos asemejan los lados de un triángulo muy alargado. La última deflexión representa la repolarización auricular y la despolarización ventricular, es decir, la diseminación del impulso eléctrico por los ventrículos. La siguiente onda identificable, que es una onda de concavidad hacia abajo, es la onda T, indicadora de repolarización ventricular.

El origen de la onda U todavía es desconocido aunque podría ser debida a la repolarización del sistema de conducción interventricular.

Además de la forma de la señal de la ECG, para poder realizar un diagnóstico electrocardiográfico, es muy importante la duración entre las ondas que se producen ya que nos dan información sobre la coordinación entre los diferentes eventos que suceden durante un ciclo cardíaco.

El tramo PR es la porción del electrocardiograma entre la onda P y el complejo QRS, es decir, el periodo que se mide entre el inicio de la onda P y la onda Q, o en otras palabras, el tiempo de conducción entre el inicio de la excitación auricular y la excitación ventricular. Este intervalo es el tiempo necesario para que el impulso viaje a través de las aurículas y el nodo auriculoventricular a los tejidos conductores.

El segmento PR, en el que no se detecta actividad eléctrica, se mide desde el final de la onda P hasta el inicio del conjunto QRS y se define como línea isoelectrica.

El tiempo de la despolarización ventricular se mide desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda S.

Desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T se define el intervalo QT que refleja el tiempo total del proceso de despolarización y repolarización ventricular. El segmento ST comienza al final de la onda S y termina en el momento en que empieza la

onda T, y representa el final de la despolarización ventricular y el inicio de su repolarización.

Finalmente, para determinar el ritmo de la frecuencia cardiaca, se mide el tiempo entre dos ondas R consecutivas y se divide por 60 para tener el valor de los latidos que se producen en un minuto.

El valor de la frecuencia cardiaca con un ritmo ventricular regular que normalmente se puede medir, varía entre un margen de valores comprendido desde 60 a 100 latidos por minuto aunque esto puede variar en función del estado en que se encuentre el organismo.

A frecuencias bajas y en personas normales, los segmentos PR y TP muestran claramente la línea isoelectrica, la que se considera como basal para medir la amplitud de las ondas o deflexiones. Con frecuencias rápidas, el segmento TP desaparece ya que la onda T generalmente se fusiona con la onda P.

La diferencia anatómica del atrio y los ventrículos, su activación secuencial, despolarización, y repolarización producen claramente diferentes deflexiones. Esto puede ser posible siempre y cuando ellos no sigan unos a otros en la secuencia correcta: P-QRS-T.

Si el corazón no manifiesta hipertrofia auricular, la onda P tiene una amplitud de 0,1 mV y duración en valores normales en adultos es aproximadamente menor a 120 ms. La amplitud del complejo QRS es de 1 mV en un corazón normal y puede ser mucho más grande en hipertrofia ventricular. La duración normal del complejo QRS es de 80-90 ms. Para la onda T en relación con la onda P, los números son cerca del doble. La onda T puede ser diferenciada de la onda P observando que la onda T sigue el complejo QRS después de 0,2s.

1.2.2 Tipos de derivaciones

Una derivación es una imagen de la actividad eléctrica del corazón que ve sólo un plano cardiaco. El corazón, debe ser sometido a múltiples fotografías desde el mayor número

de ángulos posibles, para tener una mejor vista. Estos ángulos se consiguen mediante la combinación de electrodos colocados en el paciente. La actividad eléctrica que genera el corazón puede ser registrada desde cualquier punto de la superficie corporal.

En electrocardiografía, las amplitudes, polaridades e incluso los tiempos y duraciones de los distintos componentes del electrocardiograma (ECG) dependen de cómo se localicen los electrodos en el cuerpo. Las localizaciones estándar, cuando se colocan los electrodos con fines clínicos, son: el brazo derecho y el izquierdo cerca de las muñecas, la pierna izquierda cerca del tobillo y varios puntos del pecho denominados precordiales. Normalmente, también se coloca un electrodo de referencia o masa en la pierna derecha cerca del tobillo. Se denomina derivación a cada conjunto de colocaciones de electrodos a partir del cual se mide el ECG, en la práctica el registro electrocardiográfico utiliza doce derivaciones, las cuales son divididas en tres grupos:

1. **Derivaciones bipolares** de las extremidades de Einthoven o Estándar: registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos del plano frontal. La colocación de los electrodos se denomina Triángulo de Einthoven, y es de tal forma que el corazón se encuentra ubicado en el centro de este, fácilmente visible en la figura 1.5. La colocación de los electrodos en el cuerpo se observa en la figura 1.6 y son las siguientes:

Derivación I: entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-).

Derivación II: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-).

Derivación III: entre pierna izquierda (+) y brazo izquierdo (-).

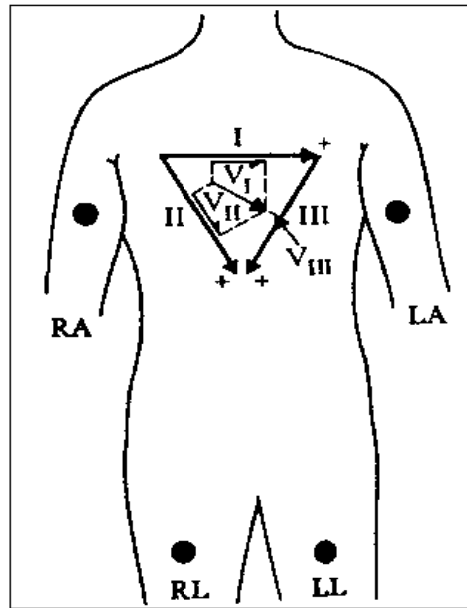


Figura 1.5. Derivaciones de Einthoven.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

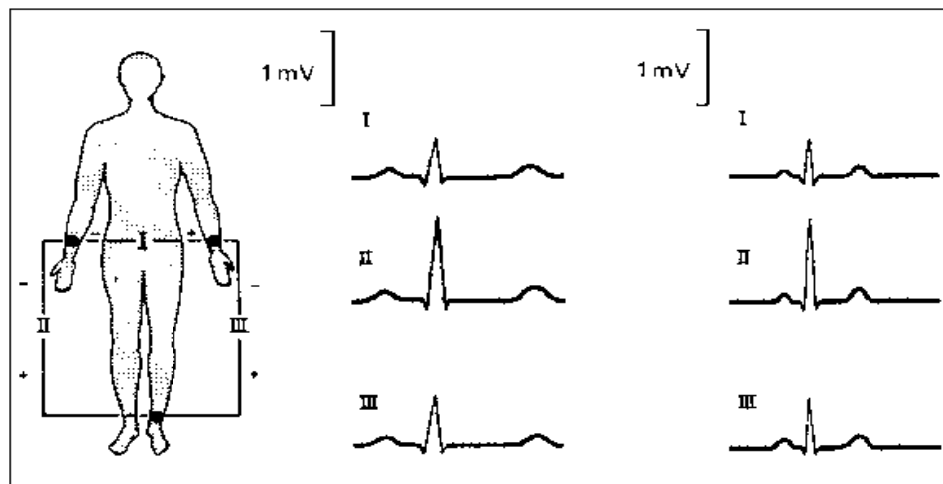


Figura 1.6. Derivaciones Estándar.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

2. **Derivaciones monopolares** de miembros de Goldberger o Aumentadas: registran la diferencia de potencial en el plano frontal de un punto con relación a

uno de referencia que se considera con actividad eléctrica cero, que no es mas que el promedio de las señales entre dos o mas electrodos restantes como se puede observar en la figura 1.7. Se denominan aVR, aVL y aVF donde:

- a: significa aumento y se obtiene al eliminar el electrodo negativo dentro del propio aparato de registro.
- V: es un vector.
- R (right), L (left) y F (foot): según el lugar donde se coloque el electrodo positivo, brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda.

La relación que deben cumplir las tres derivaciones es la siguiente:

$$aVR + aVL + aVF = 0$$

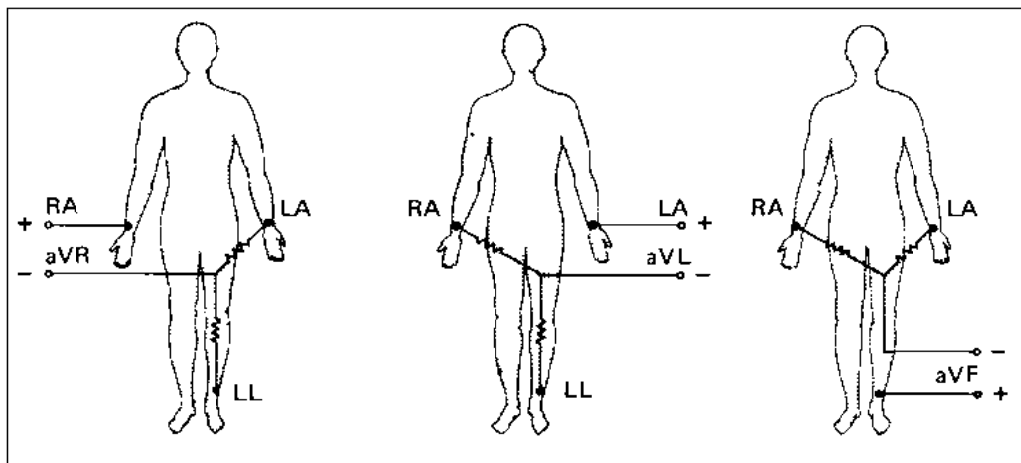


Figura 1.7. Esquema de obtención de las derivaciones de miembro.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

Una forma de obtener un electrodo equivalente es construyendo lo que se conoce como “Terminal Central de Wilson” (W.C.T.). El W.C.T es el promedio de los voltajes medidos en R, L y F, los mismos que se obtienen utilizando dos distintos métodos visibles en las figuras 1.8 y 1.9.

$$aVR = R - (L + F) / 2$$

$$aVL = L - (R + F) / 2$$

$$aVF = F - (R + L) / 2$$

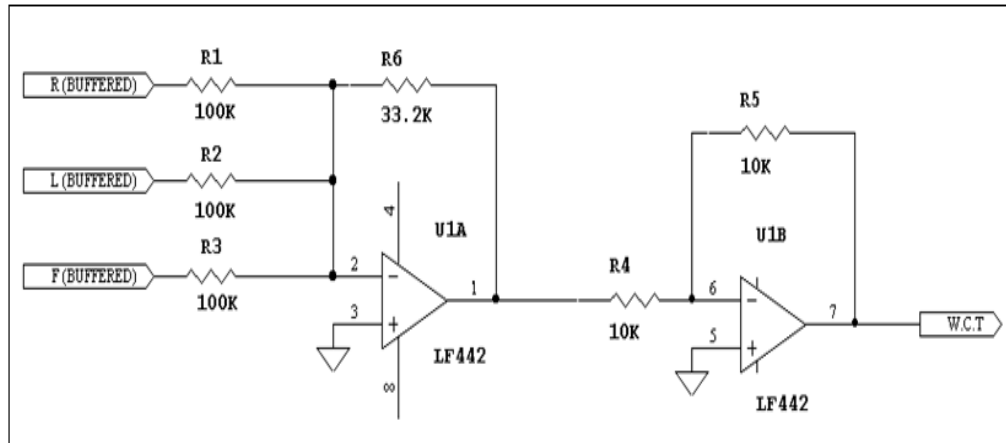


Figura 1.8. Obtención del W.C.T. 1era forma.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

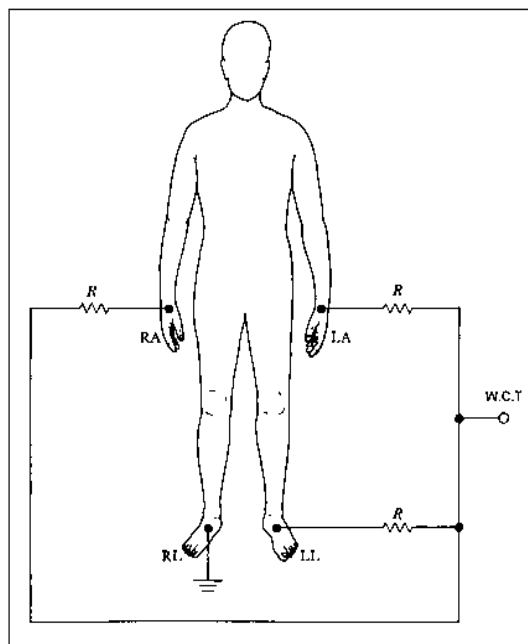


Figura 1.9. Obtención del W.C.T. 2da forma.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

3. **Derivaciones unipolares torácicas** (de Wilson): llamadas también precordiales, registran la actividad eléctrica en el plano horizontal y son llamadas V1, V2,.....V6, dependiendo de la ubicación del electrodo.

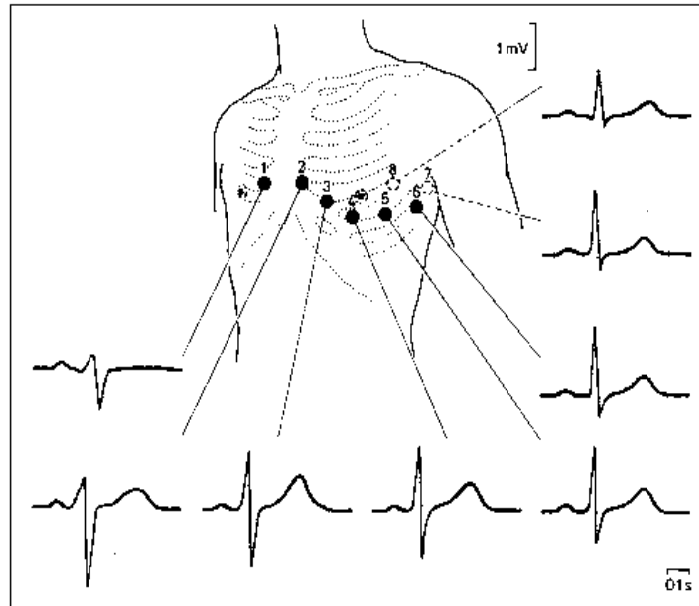


Figura 1.10. Derivaciones precordiales o de pecho (Posicionado de electrodos).

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

En la figura 1.10 se observa la colocación correcta de los electrodos para el registro del ECG mediante las derivaciones precordiales, dichas posiciones se las describe claramente a continuación:

- V1: cuarto espacio intercostal derecho, línea esternal derecha.
- V2: cuarto espacio intercostal izquierdo, línea esternal izquierda.
- V3: a mitad del camino o simétrico entre V2 y V4.
- V4: quinto espacio intercostal izquierdo, línea claviclar media.
- V5: quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar anterior.
- V6: quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar media (anterior).

El electrodo colocado sobre el pecho se considera positivo, en todas las derivaciones precordiales. En general cualquiera de las seis derivaciones precordiales se pueden definir como:

$$P_n = V_n - (R+L+F)/3$$

Donde:

V_n : es el voltaje de electrodo (1... 6), con respecto a la referencia del paciente.

$(R+L+F)/3$: es el voltaje promedio de R, L y F o terminal central de Wilson.

1.2.3 Diagnostico del Ritmo Cardiaco

1.2.3.1 Ritmos Supra ventriculares

Los ritmos cardiacos pueden estar divididos en dos clases: supra ventricular (sobre los ventrículos) y ritmos ventriculares.

El origen de los ritmos supra ventriculares (un pulso simple o un ritmo continuo) se origina en el atrio o en el cruce AV, y la activación procede a los ventrículos a lo largo del sistema de conducción en un estado normal. Los ritmos supra ventriculares son mostrados en la figura 1.11.

1.2.3.1.1 Ritmo sinusal normal

Como el nombre mismo lo dice, el ritmo sinusal es aquel que emite un corazón normal saludable, donde el nodo del seno dispara la activación cardiaca. Esto es fácil diagnosticar observando las tres deflexiones P-QRS-T, sigue en este orden y son diferentes. El latido cardiaco de un corazón normal es aquel en el que su frecuencia está entre 60 y 100 pulsos/minuto.

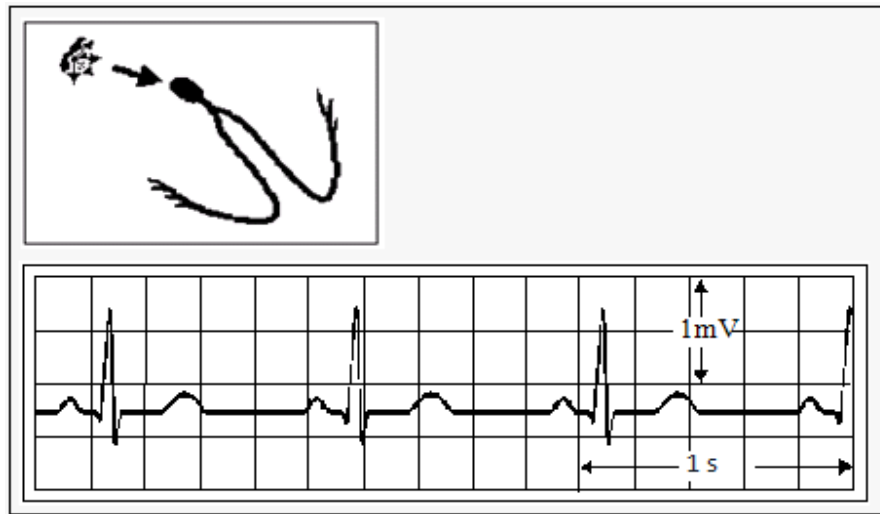


Figura 1.11. Señal ECG de un corazón normal.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.2 Bradicardia

Esta anomalía se produce cuando el ritmo sinusal es más lento que el normal, es inferior a 60 pulsos/minuto. Supone la manifestación del nodo sinusal de menos de 60 pulsaciones por minuto o su falta de función total con lo cual el que toma el control es el nodo auriculoventricular con un ritmo de 20 a 40 pulsaciones por minuto. La bradicardia no siempre representa una enfermedad ya que es común en atletas y adultos jóvenes, se presenta también durante el sueño. Puede aparecer angina de pecho, hipotensión, insuficiencia cardíaca o alteraciones de la conciencia. Todos los complejos son normales y el espaciado es uniforme, como se puede observar en la figura 1.12 a continuación.



Figura 1.12. Bradicardia sinusal.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.3 Taquicardia

Llamada taquicardia sinusal, se da en un corazón cuando el ritmo sinusal es más grande de 100 pulsos/minuto. Ocurre normalmente al realizar deportes y pueden ser causas de enfermedad cuando ocurren por insuficiencia renal, nerviosismo, infección de órgano. Las personas con taquicardia tienen una vida normal aunque la vida del corazón puede disminuir debido a su mayor trabajo. El espacio entre las diferentes ondas es corto pero uniforme lo cual se observa en la figura 1.13.



Figura 1.13. Taquicardia sinusal.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.4 Arritmia sinusal

Ocurre cuando el ritmo sinusal normal es irregular, esto se da si el intervalo más largo PP o RR exceden el más pequeño de 0,16s.. Esta arritmia es tan común en gente joven, particularmente pronunciada en los niños, por lo que no es considerada una enfermedad

del corazón. Un origen de esta arritmia sinusal puede ser el nervio vagal el cual se activa mediante la respiración y, por su efecto en el nodo sinusal, causa un incremento en el rango cardíaco durante la inspiración y un decremento durante la expiración.

En los ritmos anteriores, la longitud de la activación del ciclo cardíaco (ondas P-QRS-R juntas) es menor que directamente proporcional al tiempo PP. Todos los complejos son normales pero el ritmo es irregular y se puede observar en la figura 1.14.



Figura 1.14. Señal de un corazón con arritmia sinusal.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.5 Ritmo auricular no sinusal

El origen de la contracción auricular puede ser localizado en otra parte del atrio. Si este está localizado cerca del nodo AV, la despolarización auricular va en una dirección que es opuesta a la normal. Una obvia consecuencia es que en la ECG la onda P tiene polaridad opuesta. La despolarización de la onda P se muestra en la figura 1.15.

1.2.3.1.6 Vagancia del marcapasos

El origen de la contracción atrial puede variar o vagar. Por lo tanto, la onda P cambiará de polaridad y el intervalo PQ también varía. En la figura 1.15 se muestra el registro mediante ECG con vagancia del marcapasos.

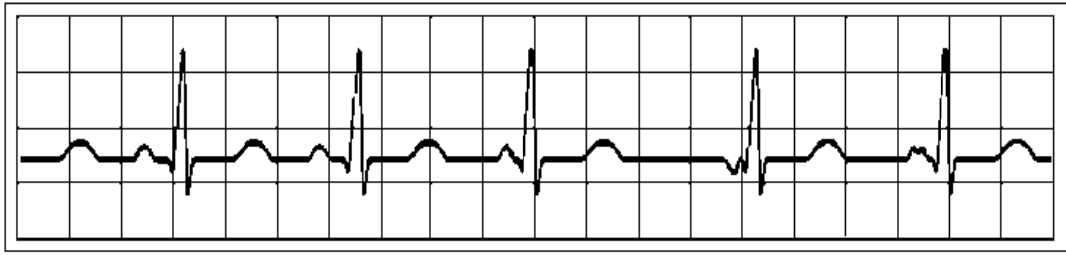


Figura 1.15. Onda ECG con vagancia del marcapasos.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.7 Taquicardia Auricular Paroxismal (PAT)

La taquicardia auricular paroxismal describe la condición cuando la onda P es un resultado de un frente de activación de reentrada en el atrio. Se caracteriza por una frecuencia cardíaca acelerada cuya señal eléctrica se origina en el nodo auriculoventricular o bien en la aurícula derecha. Este conduce a un alto rango de activación, normalmente entre 160-220 pulsos/minuto. En la ECG la onda P es regularmente seguida por el complejo QRS. La línea de fondo isoeléctrica puede ser vista entre la onda T y próxima a la onda P.

1.2.3.1.8 Flúter (aleteo) auricular

Cuando el rango cardíaco es demasiadamente elevado tanto que el intervalo isoeléctrico entre el final de T y el principio de P desaparecen, la arritmia es llamada flúter auricular. El ritmo se caracteriza por una frecuencia de entre 200-300 pulsos/minuto. La frecuencia ventricular varía según el grado de bloqueo del nodo AV que suele ser de 2 impulsos por cada 1 contracción en pacientes no tratados. Las ondas características del flúter se ven mejor en las derivaciones II, III, a VF y V1.

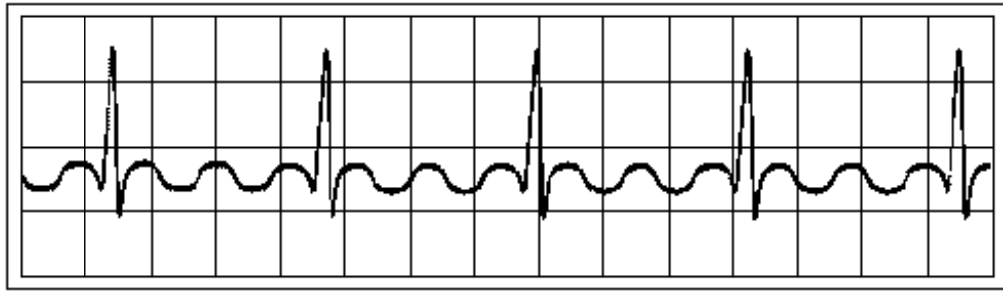


Figura 1.16. Flúter auricular.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

Si las ondas flúter son rápidas la respuesta ventricular es irregular. La figura 1.16 muestra cómo se comporta la onda ECG con flúter auricular.

1.2.3.1.9 Fibrilación auricular

En la aurícula la activación puede ser también completamente irregular y caótica, produciendo fluctuaciones irregulares (impulsos desordenados) en la línea de fondo como se observa en la figura 1.17. Una consecuencia es que la respuesta ventricular es rápida e irregular (160-200 pulsos/minuto), aunque el contorno QRS esté normal. La fibrilación auricular ocurre como una consecuencia de una enfermedad reumática o pericarditis. Si la línea de fondo es irregular entonces la respuesta ventricular es también irregular.

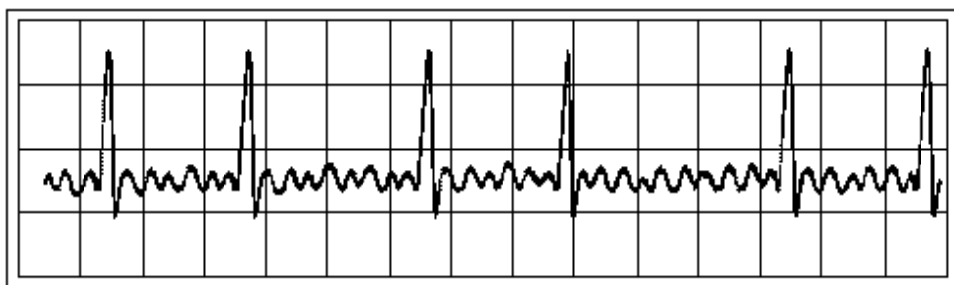


Figura 1.17. Fibrilación auricular.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.10 Ritmos cruzados

Si el ritmo cardíaco es bajo (40-55 pulsos/minuto), el complejo QRS es normal, las ondas P son posiblemente no vistas, entonces el origen del ritmo cardíaco esta en el nodo Av. Porque el origen está en el cruce entre las aurículas y los ventrículos, este es llamado ritmos cruzados, además, la activación de la aurícula pasa a retroceder. Dependiendo de si el impulso del nodo AV llega a la aurícula antes, simultáneamente, o después de los ventrículos, una polaridad opuesta de la onda P será producida antes, durante, o después del complejo QRS, respectivamente. En el segundo caso la onda P será superpuesta al complejo QRS y no será vista. La onda P es también a menudo invertida, puede estar debajo o después del complejo QRS como se observa fácilmente en la figura 1.18.

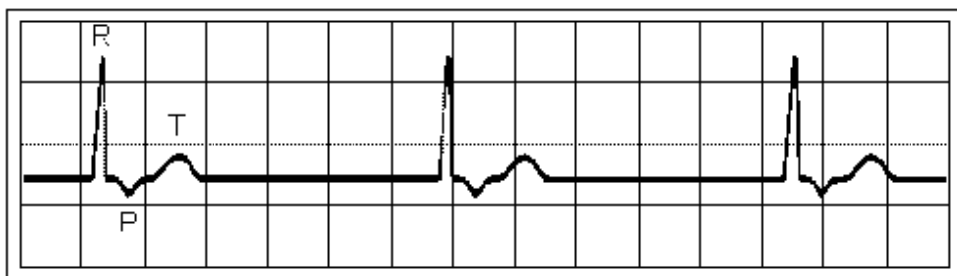


Figura 1.18. Ritmos cruzados.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf

1.2.3.1.11 Arritmias ventriculares

La activación de las arritmias ventriculares no se origina desde el nodo AV y no produce en los ventrículos una situación normal. La activación procede de los ventrículos a lo largo del sistema de conducción, el interior de la pared de los ventrículos son activados casi simultáneamente y la activación del frente de activación procede principalmente hacia el exterior de la pared. Como resultado, el complejo QRS es relativamente de poca duración. Si el sistema de conducción ventricular se rompe o la activación ventricular empieza lejos del nodo AV, esto presenta un largo tiempo del frente de activación que procede durante toda la masa ventricular.

La activación ventricular normal se da cuando el intervalo QRS es menor que 0.1 seg., por lo que un intervalo que dure más de 0.1 seg. indica activación ventricular anormal.

1.2.3.1.12 Contracción ventricular prematura

Una contracción ventricular prematura es una que pasa con anticipación anormal. Tiene un origen supra ventricular cuando se origina en el atrio o en el nodo AV. El complejo QRS producido por esta arritmia supra ventricular dura menos de 1 seg. Si el origen está en el músculo ventricular, el complejo tiene forma anormal y dura más de 0.1 seg., normalmente la onda P no está asociada a ello. El intervalo de tiempo entre los picos R normal son unos intervalos múltiples R-R. En la figura 1.19 se muestra el registro de ECG con contracción ventricular prematura.

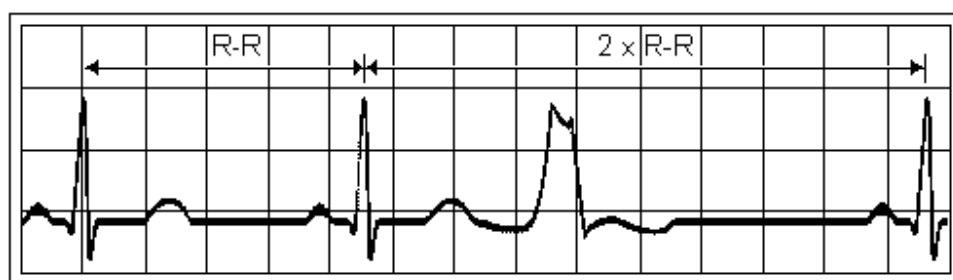


Figura 1.19. Contracción ventricular prematura.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.13 Ritmos idioventriculares

La arritmia es llamada así cuando el ventrículo está activado continuamente por un foco ventricular en el cual el ritmo esta por debajo de 40 pulsos/minuto. La actividad del ventrículo puede ser también formada de pequeñas roturas (menos de 20 seg.) de la actividad ventricular a altos rangos (entre 40-120 pulsos/minuto). Esta situación es conocida como ritmo idioventricular acelerado.

El origen del ritmo ventricular puede ser localizado observando la polaridad en varias líneas. La dirección del frente de activación es, por supuesto, la dirección de la línea

vectorial en que la línea donde la deflexión es la más positiva. El origen de la activación es, desde luego, en el lado opuesto del corazón cuando se está mirando desde el electrodo en esa posición.

1.2.3.1.14 Taquicardia ventricular

Un ritmo de origen ventricular puede ser también una consecuencia de una conducción más lenta en la isquemia del musculo ventricular. El resultado es la activación del músculo ventricular a un alto rango (entre 120 pulsos/minuto), causando que el complejo QRS sea rápido, raro y grande como se ve en la figura 1.20. La taquicardia ventricular es a menudo una consecuencia de isquemia e infarto de miocardio.

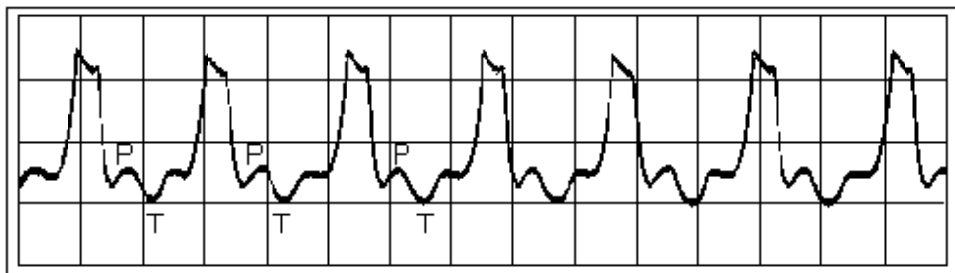


Figura 1.20. Taquicardia ventricular.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf

1.2.3.1.15 Fibrilación ventricular

Se genera esta situación cuando la despolarización ventricular sucede caóticamente. La onda reflejada en la ECG muestra unas ondulaciones irregulares bastas sin el complejo QRS visible en la figura 1.21. La causa de la fibrilación es el establecimiento de lazos múltiples de reentrada normalmente envolviendo al músculo del corazón enfermo. En esta arritmia la contracción del musculo ventricular es también irregular y es inefectivo el bombeo de sangre. La falta de circulación de sangre conduce a casi la inmediata pérdida de consciencia y muerte dentro de unos minutos. La fibrilación ventricular puede ser detenida con un pulso desfibrilador externo y una apropiada medicación.

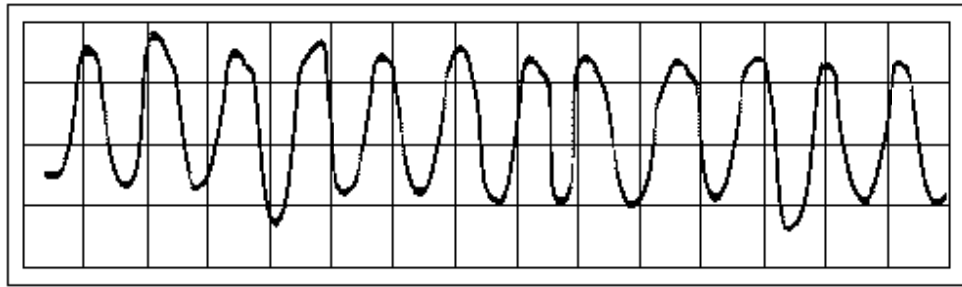


Figura 1.21. Fibrilación ventricular.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.2.3.1.15 Ritmo marcado

Un ritmo ventricular originado a partir de un marcapasos cardiaco es asociado a grandes complejos QRS porque el electrodo marcado es normalmente localizado en el ventrículo derecho y la activación no envuelve el sistema de conducción. En el ritmo marcado la contracción ventricular es normalmente precedida por un impulso visible claramente marcado. El ritmo marcado es normalmente fijado a 72 pulsos/minuto. En la figura 1.22 se muestra la onda característica de una ECG con ritmo marcado.

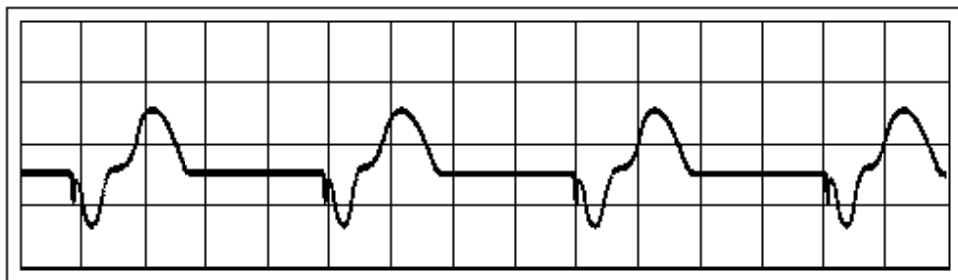


Figura 1.22. Ritmo marcado.

Fuente: MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales.

www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf.

1.3 Fonocardiografía (FCG)

La fonocardiografía es el registro de los sonidos que causan las vibraciones del corazón a partir de un sensor, es desarrollada para mejorar los resultados obtenidos con el estetoscopio acústico tradicional. El registro de los latidos cardiacos se representa gráficamente mediante un fonocardiograma, como muestra la figura 1.23, en el cual las ondas sonoras procedentes del corazón pueden ser captadas, medidas y registradas usando la instrumentación adecuada. El fonocardiograma también permite documentar la frecuencia, temporización, intensidad relativa, timbre, tono, calidad y localización precisa de los diferentes componentes del sonido cardiaco, de una forma objetiva y repetible.

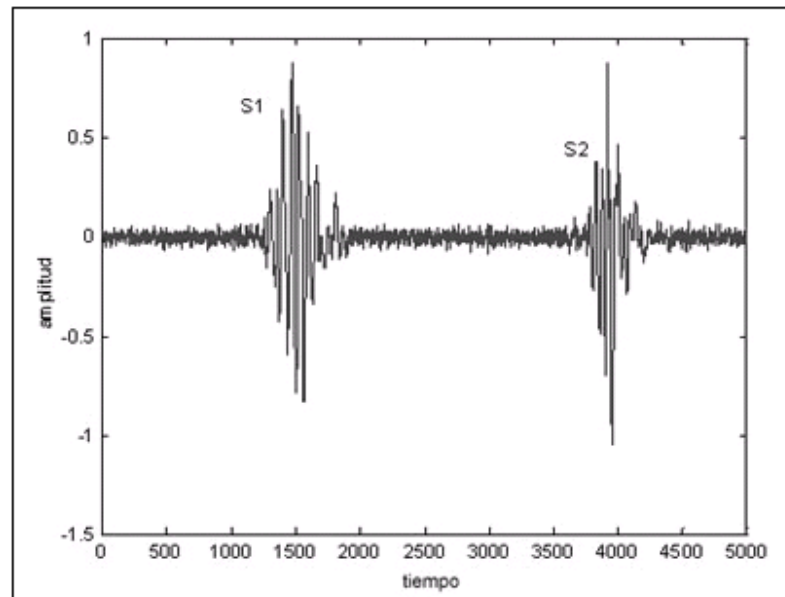


Figura 1.23. Señal fonocardiográfica.

Fuente: MARTÍNEZ J. Fonocardiografía: estado de arte. Universidad politécnica de Cartagena. Colombia. Editorial El Mundo. 2006.

1.3.1 La señal fonocardiográfica

La señal fonocardiográfica corresponde a la adquisición de las vibraciones mecánicas provenientes del corazón. Durante el ciclo cardiaco el corazón vibra en su totalidad, provocando una onda acústica que se propaga a través de la pared torácica transmitida

por los tejidos vecinos. La componente principal de la onda acústica es el ritmo cardíaco, pero además se presentan diferentes eventos mecánicos durante el ciclo cardíaco para la creación de estos fenómenos acústicos, en los que se incluyen la contracción muscular, la apertura y cierre de las válvulas y el desplazamiento del flujo sanguíneo. Esto hace que las vibraciones acústicas de los fenómenos cardíacos abarquen un amplio espectro de frecuencia que puede ir desde 1 hz o menos hasta superar los 1500 hz. La amplitud de la señal acústica esta en torno a los 80 dB.

1.3.1.1 Auscultación cardíaca

El escucha de los ruidos del cuerpo, generalmente con la ayuda de un estetoscopio, se denomina auscultación. Esta técnica ha sido una de las principales herramientas para el diagnóstico de enfermedades valvulares, debido a que el cierre de las válvulas se asocia con ruidos audibles. La auscultación es la primera herramienta de análisis que se emplea para evaluar el estado funcional del corazón, y el primer indicador utilizado para remitir al paciente donde un especialista. En ella, el médico trata de identificar y analizar separadamente los diferentes ruidos que componen el ciclo cardíaco y realiza después una síntesis de las características extraídas.

Durante los últimos veinte años, la importancia de la auscultación cardíaca ha disminuido frente al avance de otras técnicas diagnósticas de alta tecnología (ecocardiografía bidimensional asociada a Doppler pulsado, continuo y color; tomografía computarizada, imágenes nucleares, etc.).

Sin embargo, aunque estas técnicas permiten obtener un diagnóstico más fiable que la auscultación, se trata de técnicas costosas no disponibles en la mayoría de los ambulatorios cardiológicos. En otras ocasiones se trata de técnicas invasivas, cuya aplicación al paciente viene limitada por la influencia negativa que pueden tener sobre este. De ahí la necesidad de desarrollar un sistema confiable y económico que permita al médico suministrar un diagnóstico adecuado sin la utilización de equipos de punta. Algunas tecnologías con menor complejidad y relativamente económicas se han propuesto para la auscultación, en específico los fonocardiógrafos.

La auscultación es la única forma de identificar las anormalidades que presentan las válvulas cardíacas, es una habilidad difícil de dominar. Es necesario realizar mucha práctica para llegar a obtener una precisión adecuada. La auscultación, en un principio, toma entre 10 a 15 minutos. Mientras se efectúa la auscultación de los sonidos cardíacos se puede determinar: que frecuencia cardíaca tiene el paciente (puede ser excesivamente rápida o lenta), si el ritmo cardíaco es irregular, en que parte del ciclo cardíaco se escucha algún ruido cardíaco normal o anormal, si el ruido es excesivamente intenso, suave o acentuado, cuanto dura, si es tono suave o áspero.

1.3.1.2 Ruidos cardíacos

Los fenómenos acústicos normalmente advertibles, están producidos bien por la contracción de la musculatura cardíaca, y por el cierre de las válvulas de los orificios auriculoventriculares y arteriales. En la fase sistólica se distingue un componente muscular y uno valvular; en la fase diastólica actúa un componente arterial y valvular. La contracción auricular, habitualmente no produce fenómenos acústicos advertibles.

La acción de las válvulas durante el ciclo cardíaco produce vibraciones en el volumen sanguíneo adyacente, en las paredes cardíacas y en los vasos grandes que rodean al corazón. Estas vibraciones son transmitidas a la superficie del cuerpo, produciendo ruidos cardíacos distintivos que son audibles con la auscultación y tienen un valor diagnóstico importante.

1.3.1.2.1 Registro de frecuencias

La duración de cada uno de los sonidos del corazón es ligeramente superior a 0.1 segundos y la amplitud de frecuencias audibles comienza en la frecuencia mas baja que el oído puede escuchar, alrededor de 40 hz y aumenta por encima de 500 hz. Cuando se utiliza un dispositivo electrónico especial para registrar estos tonos, la mayor parte de ruido registrado se sitúa en frecuencias y niveles de sonido por debajo del intervalo

audible, por este motivo, las partes principales de los tonos cardiacos pueden registrarse electrónicamente en fonocardiogramas.

Los sonidos cardiacos reflejan el comportamiento mecánico de las válvulas que controlan la correcta dirección del flujo sanguíneo entre aurículas, ventrículos y conductos del corazón. El cierre o apertura de estas válvulas producen sonidos característicos que permiten deducir si el funcionamiento es adecuado, es decir si se produce en el momento, manera e intensidad fisiológicamente normal. Cada latido tiene una duración de 0.8 seg.. Durante la sístole ventricular, que dura 0.3 seg., los ventrículos se contraen para expulsar la sangre hacia las arterias; en ese momento las aurículas están en la fase de diástole auricular (relajadas), y las válvulas mitral y tricúspide se cierran para evitar que la sangre retroceda hacia ellas, mientras que la aórtica y pulmonar se abren (primer sonido, S1). Durante la sístole auricular, que dura unos 0.15 seg., las dos aurículas se contraen para impulsar la sangre a los ventrículos, los cuales están en ese momento en la fase de diástole ventricular (relajados). En esos instantes las válvulas aórtica y pulmonar se cierran y las válvulas mitral y tricúspide se abren (segundo sonido, S2). Finalmente se produce una fase de relajación de las aurículas y ventrículos (diástole general) que dura unos 0.4 segundos a partir de la cual se iniciará un nuevo ciclo.

El instrumento tradicional que se utiliza para captar los sonidos cardiacos es el estetoscopio o fonendoscopio, el cual cumple con el objetivo de transmitir los sonidos cardiacos con una mínima distorsión y pérdida de amplitud posible. La forma de onda que registra los sonidos cardiacos se representan en la figura 1.24.

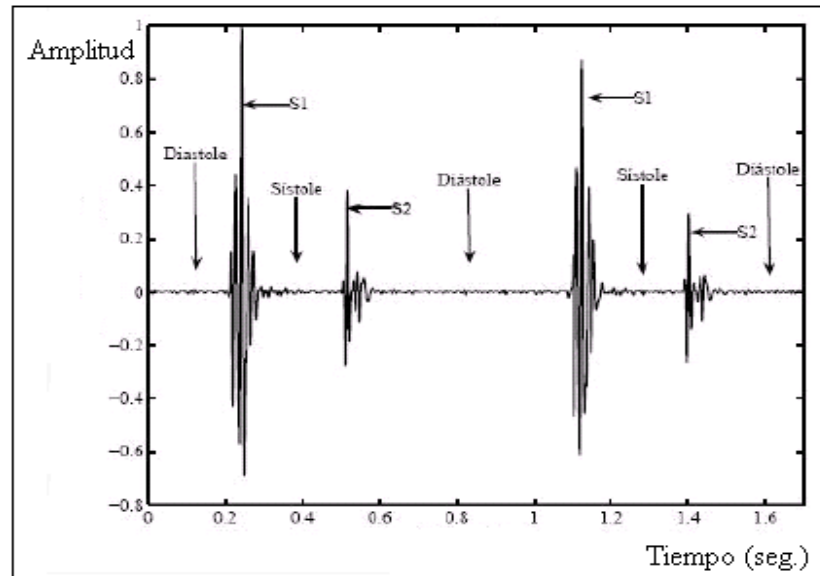


Figura 1.24. Señal FCG normal.

Fuente: MARTÍNEZ J. Fonocardiografía: estado de arte. Universidad politécnica de Cartagena. Colombia. Editorial El Mundo. 2006.

El primer ruido cardíaco (S1) está dividido en cuatro componentes: el primero, de baja frecuencia, ocurre cuando la primera contracción del miocardio en el ventrículo empuja la sangre hacia las aurículas; el segundo componente es de alta frecuencia y comienza con la tensión abrupta del cierre de las válvulas auriculoventriculares (AV). El tercer componente es generado por la oscilación de la sangre entre la raíz de la aorta y las paredes ventriculares; y el cuarto componente es generado por las vibraciones producidas por la turbulencia en la expulsión de la sangre a través de la aorta y de la arteria pulmonar. El segundo ruido cardíaco (S2) usualmente presenta componentes de más alta frecuencia que S1, y generalmente su duración es menor que la de S1.

La auscultación del corazón en condiciones normales revela sólo dos ruidos; el S1 (“dumb”), que es una vibración amplia y aparece 0.02 segundos después de empezar el complejo QRS en el ECG de superficie, y el S2 (“tub”), que es más breve y agudo, y coincide con el final de la onda T. La separación sistólica de ambos ruidos es normalmente de unos dos tercios de su separación diastólica.

En algunos casos se escuchan un tercer y cuarto ruido cardiaco (S3 y S4). El tercer ruido cardiaco S3 corresponde a la fase de llenado ventricular, es un ruido de baja frecuencia, y se puede presentar entre 0.12 a 0.16 segundos después de de S2. EL cuarto ruido cardiaco S4 es producido en la final de la diástole, y se genera por la contracción de las aurículas desplazando el flujo entro de los ventrículos.

La distribución de los ruidos existentes dentro del ciclo cardiaco puede entenderse claramente en la figura 1.25. Y las características en frecuencia en la tabla 1.

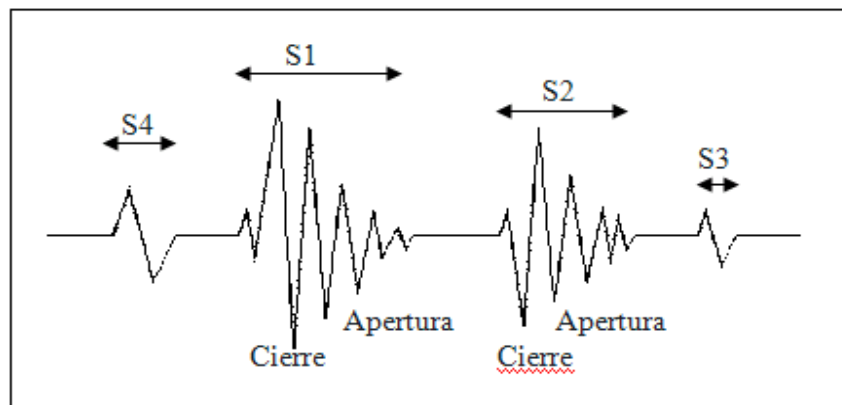


Figura 1.25. Aparición de los ruidos en el ciclo cardiaco.

Fuente: MENESES, Alexis. Fonocardiografía. www.dalcame.com/fono.htm/. Colombia. 2005.

Ruido	Duración (seg)	Rango de frecuencia (hz)
S1	0.1-0.12	20-150
S2	0.08-0.14	50-60
S3	0.04-0.05	20-50
S4	0.04-0.05	<25

Tabla 1.1. Características de los ruidos cardiacos.

Fuente: autores.

1.3.1.2.2 Soplos cardiacos

Son ruidos adicionales a primer ruido y segundo ruido (S1 y S2) resultantes de estenosis valvular (se impide el flujo a través de la válvula) o regurgitación valvular (existencia de un flujo de retorno tras el cierre valvular). El flujo sanguíneo normal es laminar y por lo tanto es silencioso, mientras que cuando se hace turbulento se vuelve ruidoso y perceptible, dando origen al soplo. De acuerdo al instante en que se presenta el soplo puede considerarse sistólico o diastólico. En la figura 1.26 se puede ver una señal FCG que presenta soplo cardiaco.

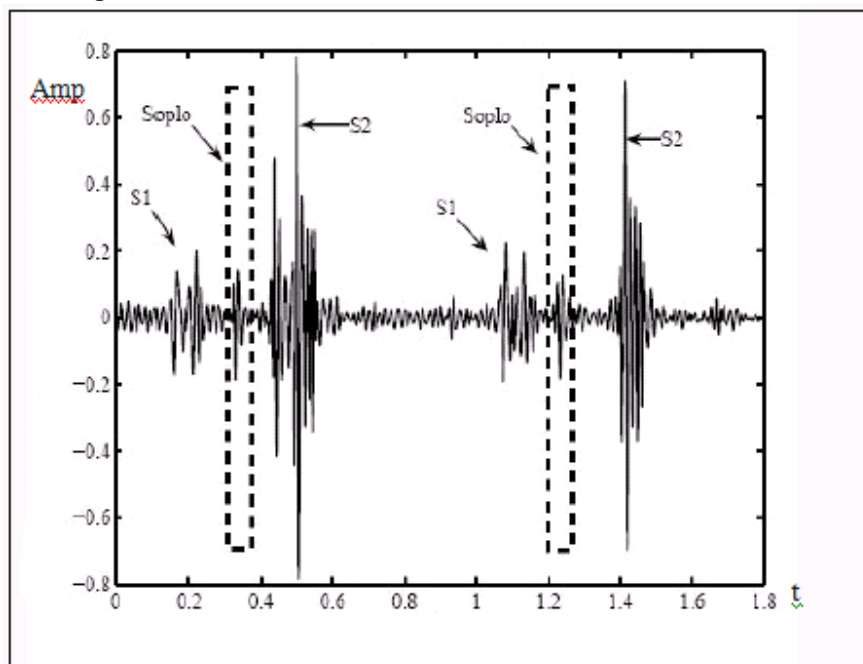


Figura 1.26. Señal FCG con evidencia de soplo.

Fuente: MARTÍNEZ J. Fonocardiografía: estado de arte. Universidad politécnica de Cartagena. Colombia. Editorial El Mundo. 2006.

Los soplos se clasifican de acuerdo a:

- Tiempo de aparición (en el transcurso del ciclo cardíaco).
- Localización (punto de máxima intensidad; los puntos de referencia son las regiones valvulares y los espacios intercostales).
- Tono (grave, medio agudo).

- Intensidad (graduada en una escala de I, apenas audible, hasta VI, audible sin estetoscopio).
- Duración (corta, media, larga).
- Calidad (registrada en términos descriptivos como soplante, áspero, retumbante).

La velocidad del flujo sanguíneo determina el tono y la intensidad. Por ejemplo, el ejercicio aumenta el flujo sanguíneo y produce un soplo que se vuelve más intenso y de tono más agudo. La localización de un soplo también afecta a su intensidad; los soplos son más intensos en su sitio de origen, y cuanto más cerca esté el sitio de origen de la pared anterior del tórax, tanto más intenso será el soplo. La intensidad varía si los ruidos irradian hacia fuera. El tono varía con la cantidad del tejido que los ruidos deben atravesar antes de llegar a la pared torácica y con la dirección del flujo sanguíneo.

1.3.2 Características de las valvulopatías cardiacas

Se reconoce como valvulopatías cardiacas aquellas complicaciones de algunas enfermedades que distorsionan o destruyen las válvulas del corazón. Aunque se pueden ver afectadas las cuatro válvulas cardiacas, es más frecuente encontrar la deficiencia en las de la cámara izquierda (mitral y aórtica) que en las de la derecha (tricúspide y pulmonar). Un síntoma normal en esta patología son los soplos cardiacos (sonidos anormales del corazón que escucha el médico por medio del fonendoscopio). Estos sonidos de alta frecuencia son a menudo los únicos indicadores de la etapa temprana de algunos trastornos cardiovasculares.

A continuación se presenta una breve descripción de las patologías más comunes que presenta un corazón enfermo las mismas que se pueden observar y comparar con las de un corazón sano en la figura 1.27.

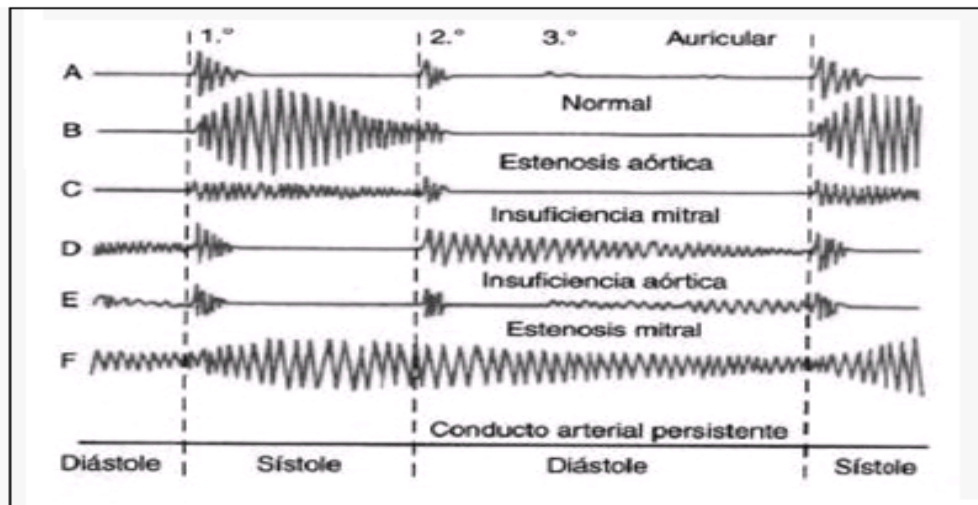


Figura 1.27. FCG de un corazón normal y enfermo.

Fuente: GOMEZ, Laura. Construcción de un prototipo de fonocardiógrafo con interfaz en Labiew y narración por voz. www.biomedicacolombia.googlepages.com/FONOCARDIOGRAFOCallpaper.pdf.

1.3.2.1 Estenosis aórtica

Es el estrechamiento u obstrucción de la válvula aórtica del corazón que no permite que ésta se abra adecuadamente, obstruyendo el flujo sanguíneo desde el ventrículo izquierdo a la aorta. En la figura 1.28 se observa la ubicación y forma de los ruidos en la estenosis aórtica.

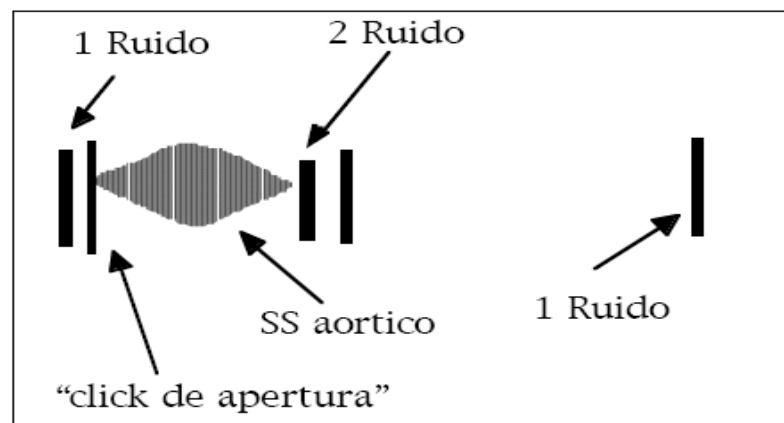


Figura 1.28. FCG con estenosis aórtica.

Fuente: Pontificia Universidad Católica de Chile. Escuela de Medicina. <http://escuela.med.puc.cl/>.

1.3.2.2 Insuficiencia mitral

Es la incapacidad de la válvula mitral para prevenir la regurgitación de sangre desde el ventrículo izquierdo hacia la aurícula izquierda durante la sístole, lo que puede deberse a una alteración funcional o anatómica del aparato valvular mitral. A continuación en la figura 1.29 se muestra los ruidos y soplos en la insuficiencia mitral.

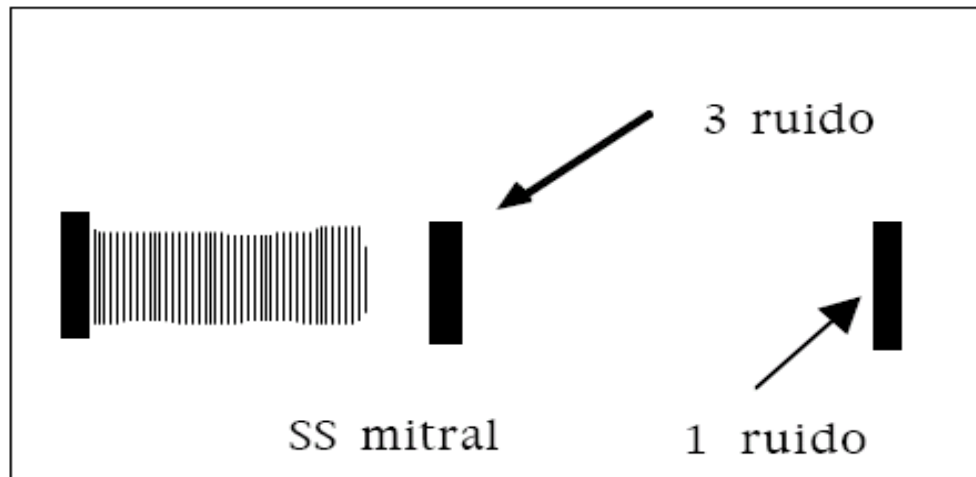


Figura 1.29. FCG con insuficiencia mitral.

Fuente: Pontificia Universidad Católica de Chile. Escuela de Medicina.
<http://escuela.med.puc.cl/>.

1.3.2.3 Insuficiencia aórtica

Es una valvulopatía cardíaca en la cual la válvula aórtica se debilita o se abomba, impidiendo que dicha válvula cierre bien, lo cual lleva a que se presente reflujo de sangre desde la aorta hasta el ventrículo izquierdo. Puede ser debida a anormalidades tanto de la válvula misma, como de la porción proximal de la aorta.

1.3.2.4 Estenosis mitral

Es un estrechamiento o bloqueo de la abertura de la válvula mitral, que separa las cámaras inferiores y superiores del lado izquierdo del corazón. Esto impide el flujo sanguíneo adecuado entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo del corazón. En la figura 1.30 se observa un FCG con estenosis mitral.

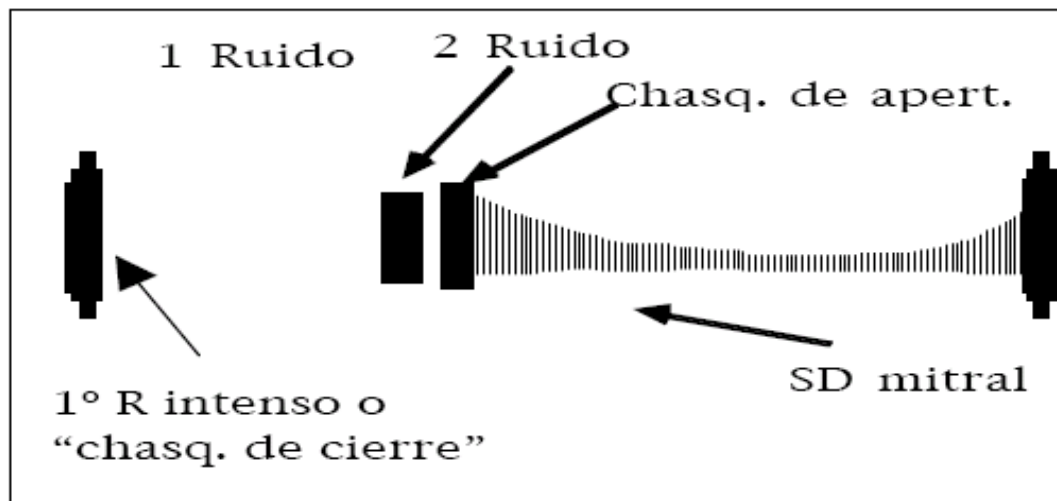


Figura 1.30. FCG con estenosis mitral.

Fuente: Pontificia Universidad Católica de Chile. Escuela de Medicina.
<http://escuela.med.puc.cl/>.

1.3.2.5 Conducto arterial persistente

Es una afección en la cual un vaso sanguíneo, llamado conducto arterial, no logra cerrarse normalmente en un bebé después del nacimiento. (La palabra “persistente” significa abierto). Esta afección lleva a que se presente un flujo anormal de sangre entre la aorta y la arteria pulmonar, dos grandes vasos sanguíneos que circundan el corazón.

1.3.3 Fonocardiografía fetal

Se lo realiza mediante un micrófono colocado en el abdomen de la gestante y en el lugar de foco máximo se recoge una señal que amplificada convenientemente puede ser oída o transformarse en un registro continuo de frecuencia fetal.

1.3.3.1 Determinación de foco de auscultación máxima

Es la región en la cual los sonidos se escuchan con mayor nitidez, sin ruidos agregados, que interfieran y que corresponde a la parte media del tronco fetal. Este foco se ubica

antes de las veinte y cuatro semanas en la zona sub-umbilical. En gestaciones más avanzadas depende de la ubicación del polo cefálico, de la posición y variedad de posición.

En caso de una presentación cefálica se ubica bajo la cicatriz umbilical. Dependiendo de la posición se ubicará bajo la cicatriz umbilical al lado derecho o izquierdo en el punto medio de la línea que une la cicatriz umbilical y la eminencia ileopectinea para las presentaciones con variedad de posición anterior y en el punto medio entre la cicatriz umbilical y la espina anterosuperior en el caso que se trate de una variedad de posición posterior. Si la presentación es podálica el foco se ubica por sobre la cicatriz umbilical.

1.3.3.2 Auscultación de latidos cardiacos fetales

La auscultación permite:

- Realizar con certeza el diagnóstico de embarazo.
- Verificar la vitalidad fetal.
- Corroborar bienestar fetal.
- Corroborar el diagnóstico de presentación ya hecho por palpación.
- Evaluar el progreso de trabajo de parto a través del descenso del foco máximo de auscultación.
- Evidenciar un sufrimiento fetal.

1.3.3.3 Métodos de Auscultación

- **Directa o inmediata:** consiste en aplicar el pabellón auditivo sobre el abdomen materno en el lugar de foco de auscultación máximo, esta técnica ha sido abandonada por incomodidad y poco minuciosa.
- **Indirecta o mediata:** es la técnica que se realiza con auxilio de diversos aparatos:

Estetoscopio de Pinard: tubo de madera, metal o plástico, con uno de los extremos dilatado e dirección divergente, de bordes redondeados un extremo para el pabellón auricular y otro para el abdomen materno.

Métodos electrónicos: la introducción de estos métodos de estudio ha presentado un avance en el conocimiento del estado fetal desde etapas muy precoces y en especial durante periodos que se presentan factores de riesgo, y/o durante el trabajo de parto.

1.3.3.4 Características de los latidos cardiacos fetales

Son percibidos por el oído humano a contar de la segunda mitad del embarazo alrededor de las 19-20 semanas. Su frecuencia fluctúa entre 120 y 160 latidos por minuto. No son unísonos con el pulso materno. Son rítmicos en condiciones fisiológicas, es decir, cada latido tiene dos tonos “TIC” seguido de una corta pausa “TAC”. El primer tono es isócrono al sístole cardiaco y con la pulsación de las arterias umbilicales; el segundo tono corresponde al cierre de las válvulas semilunares. Se auscultan con carácter de embriocardias, es decir, sus tonos tienen la misma intensidad. Su timbre es característico, son latidos limpios no están acompañados de ningún otro ruido. Su intensidad es variable, de acuerdo a la edad gestacional, depende de la época del embarazo y del desarrollo del feto. En el trabajo de parto puede haber un cambio de la frecuencia y la intensidad por efecto de la contracción uterina.

1.4 Impedancimetría

Las medidas de impedancia eléctrica en tejidos biológicos tienen una historia que se remonta a finales del siglo XVIII, con los experimentos realizados por Galvani. Las medidas de impedancia eléctrica determinan o infieren información acerca del tejido, siempre y cuando el evento en análisis presente un cambio en dimensión, en sus propiedades dieléctricas o en su conductividad.

Las medidas de impedancia eléctrica pueden ser clasificadas en dos tipos. El primero es el estudio de los cambios de impedancia asociados con el sistema circulatorio y la respiración. El objetivo de esta aplicación es dar información cualitativa y cuantitativa de los cambios de volumen en los pulmones, corazón, arterias periféricas y venas. El segundo implica la determinación de características de los tejidos corporales tales como: hidratación, edema, volumen de fluidos corporales, volumen intra y extra celular y, en general, el estado de los tejidos y las células que los constituyen.

El empleo de la medición de la impedancia eléctrica que tienen los tejidos vivos, ha llevado a cabo una gran cantidad de experiencias con el fin de evaluar eventos fisiológicos y patológicos por medio de las variaciones de corriente producidas por este fenómeno al aplicarles una fuente de tensión externa. Una considerable atención se le ha dedicado al estudio del comportamiento de diferentes tejidos biológicos con la frecuencia de la señal aplicada, en especial a su resistencia. La determinación del porcentaje de la grasa corporal y de la masa corporal mediante bioimpedancia ha generado muchas discusiones acerca de su efectividad. Otros investigadores han estudiado la impedancia del tejido biológico y su comportamiento para determinar la existencia de lesiones cancerosas.

La determinación de algunas variables cardiovasculares ha dado origen a la cardiografía por impedancia, sobre la cual se han publicado múltiples resultados. La cardiografía por impedancia torácica es una técnica de monitorización hemodinámica no invasiva. Se basa en el principio físico de impedancia, que puede definirse como la resistencia al flujo de una corriente eléctrica.

La neumocardiografía, en su modalidad elemental, incluye el registro de la respiración por impedanciometría torácica y de la frecuencia cardíaca en dos canales. La impedanciometría respiratoria se fundamenta en la detección de cambios en la proporción aire/líquido torácicos como consecuencia de los movimientos de la caja torácica durante la respiración, registrándose las modificaciones en su resistencia eléctrica. La otra variable analizada durante el estudio neumocardiográfico es la frecuencia cardíaca, que permite identificar las consecuencias cardíacas de las apneas, o detectar trastornos primarios del ritmo cardíaco.

Con la impedanciometría se puede mirar el cumplimiento de las constantes de tiempo inspiratoria y espiratoria. Se pueden observar las curvas en las figuras 1.31, 1.32 y 1.33:

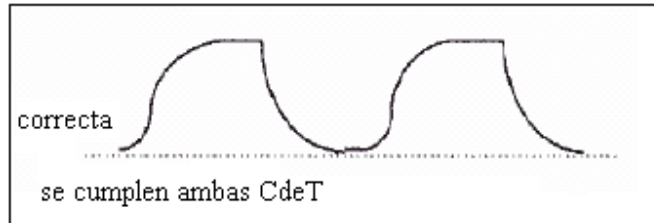


Figura 1.31. Señal impedanciográfica en estado correcto.
Fuente: DEL AGUILA, Carlos. Electromedicina.

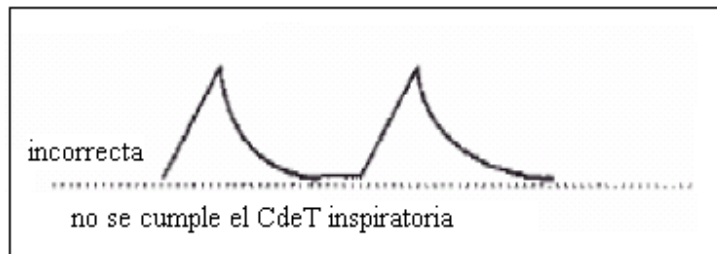


Figura 1.32. Señal impedanciográfica incorrecta (1).
Fuente: DEL AGUILA, Carlos. Electromedicina.

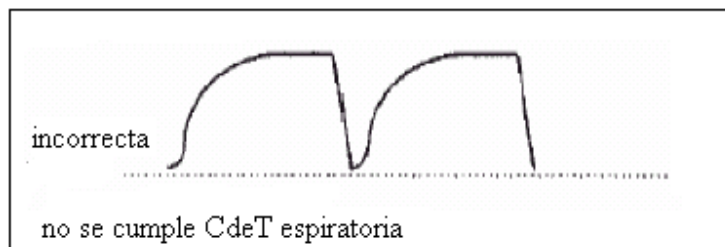


Figura 1.33. Señal impedanciográfica incorrecta (2).
Fuente: DEL AGUILA, Carlos. Electromedicina.

1.4.1 Impedancia eléctrica

La impedancia es un término físico que puede definirse como la resistencia al flujo de una corriente eléctrica. La corriente emitida por un sistema de impedancia torácica puede ser conducida o impedida. La sangre o los fluidos son excelentes conductores, sin embargo el hueso y resto de tejidos ofrecen resistencia, es decir impiden la conducción. Por lo tanto, dependiendo de la impedancia al flujo de la corriente eléctrica emitida, se

producirán cambios en la onda de la impedancia, que son registrados por el sistema de impedancia torácica.

Las técnicas impedancimétricas consisten en inyectar al tejido bajo estudio, mediante electrodos superficiales, una corriente directa o alternada y recoger mediante esos u otros electrodos las variaciones de potencial originadas por los cambios de impedancia del tejido. La corriente se obtiene generalmente de un generador de corriente constante.

Los métodos de colocación de los electrodos son dos. En uno, se apoyan los electrodos directamente sobre el tejido obteniéndose un sistema interelectródico de relativa baja impedancia. En el otro, los electrodos se aíslan del tejido obteniéndose entonces una alta impedancia interelectródica de tipo principalmente capacitivo.

1.4.2 Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos

Los organismos vivos están compuestos por células. Por lo tanto, se define a la célula como la unidad fundamental de vida. La mayoría de las células se unen entre sí mediante una matriz extracelular o bien por adhesión directa de una célula con otra formando distintas uniones. Estas agrupaciones dan lugar a los tejidos.

El principal componente de las células es su membrana celular, cuya estructura se basa en una bicapa lipídica en la cual se encuentran distribuidas las proteínas, permitiendo la formación de canales para un intercambio iónico con el exterior como se puede observar en la figura 1.34. Por sus componentes moleculares, la membrana celular actúa como una interface dieléctrica y puede ser considerada como las dos placas de un condensador.

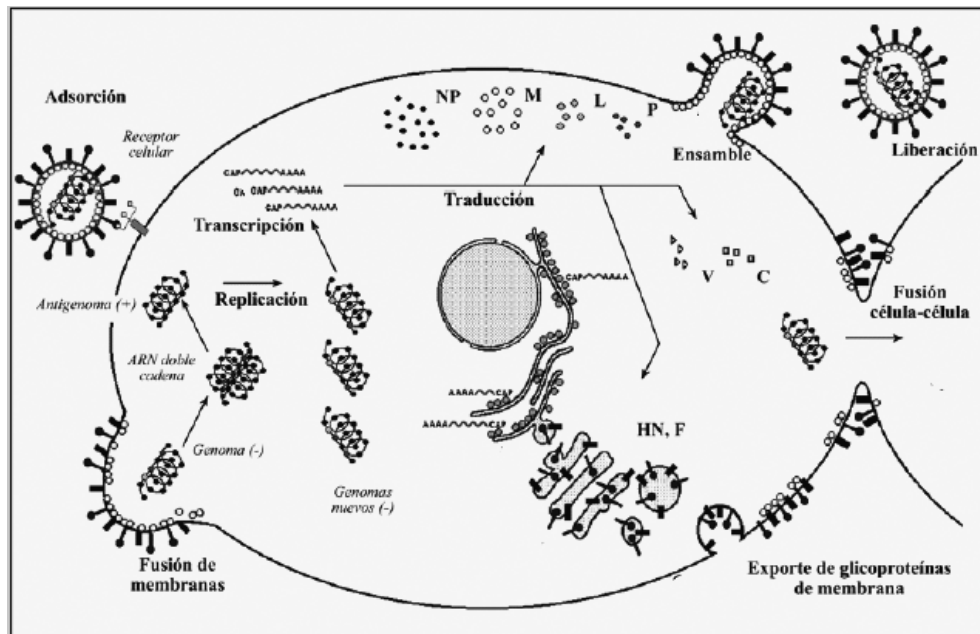


Figura 1.34. Membrana celular.

Fuente: SALAZAR, Yadira. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1020104-103639//02Ysm02de07.pdf.

Por lo tanto, cuando se aplica un campo eléctrico constante, los iones cargados eléctricamente se mueven y se acumulan en ambos lados de la membrana. Sin embargo, cuando el campo es alterno, al aumentar la frecuencia, aparecen corrientes de desplazamiento a través de la pared celular, produciendo un fenómeno de relajación.

El fenómeno de relajación dieléctrica en los tejidos es el resultado de la polarización de varios dipolos y del movimiento de las cargas que inducen un fenómeno de conducción. Los portadores de cargas son principalmente iones y la fuente principal de dipolos son las moléculas polares del agua en los tejidos.

El comportamiento eléctrico de tejidos biológicos revela una dependencia de los parámetros dieléctricos con la frecuencia de la corriente, debido a los distintos fenómenos de relajación que ocurren cuando la corriente pasa a través del tejido. Cuando la frecuencia de la corriente aplicada aumenta, la conductividad de la mayoría de los tejidos se incrementa desde un valor bajo en corriente directa, que depende del

volumen extracelular, hasta un nivel constante en el rango de frecuencia desde 10 a 100 Mhz.

1.4.3 Impedancia de electrodo

Un elemento indispensable para realizar medidas de bioimpedancia son los electrodos. Estos constituyen el transductor entre la corriente electrónica en el sistema de medida y la corriente iónica del tejido biológico. Esta discontinuidad se resuelve mediante un mecanismo de conducción, la corriente de desplazamiento en los electrodos y reacciones de oxidación-reducción en los electrodos no polarizables.

La impedancia del electrodo puede ser modelada por una resistencia (R) y una reactancia (X) en serie cuyo valor decrece cuando la frecuencia se incrementa. Esta impedancia es comúnmente llamada impedancia de polarización.

$$Z_e = R - jX$$

A pesar de que se puedan identificar los parámetros de la impedancia del electrodo, no se puede determinar un modelo preciso, ya que la magnitud depende del metal del electrodo, de su área, del electrolito utilizado, de la densidad de corriente y de la frecuencia de la corriente utilizada en las medidas.

Al utilizar electrodos superficiales debemos considerar el interface electrolito-piel. Debido a que el estrato corneo, la capa superficial de la epidermis compuesta de células muertas, presenta características diferentes del tejido vivo (en especial una impedancia muy alta). Por lo tanto, antes de realizar una medida es aconsejable remover esta capa de células muertas o al menos una parte de ellas. Algunos métodos de eliminación son: frotamiento con algún papel mojado en alcohol o acetona, fricción con papel rugoso o simplemente frotar la zona con algún cepillo. Otro problema que se presenta con los electrodos superficiales es el vello que también afecta la interface electrolito-piel y se traduce en un mal contacto del electrodo, provocando artefactos en las medidas.

1.4.4 Circuitos básicos de medidas biológicas

En las medidas biológicas existen varios métodos utilizados aunque los de mayor frecuencia son el método bipolar y el método tetrapolar. El tejido bajo observación tiene una impedancia basal (Z_0) bastante constante, sobre ésta actúa la variación fisiológica (dZ) de valor mucho menor. Es importante hacer notar que la impedanciografía de los fenómenos biológicos es a veces la única técnica no invasiva para investigar un determinado fenómeno.

1.4.4.1 Puente RC

Este circuito se forma como un puente comparador haciendo a los brazos divisorios R_1 y R_2 de igual valor como se observa en la figura 1.35. La tensión oscilatoria se inyecta a dos puntos opuestos y la señal a ser amplificada se toma de los otros dos puntos. El brazo balanceador RC consiste en resistencias y capacitores agrupados en décadas y colocados, ya en paralelo o ya en serie. El sistema RC se ajusta hasta balancear el puente con la impedancia basal del tejido (Z_0). En el balance, el sistema RC del puente equivaldrá a los valores de resistencia y capacidad de reposo del tejido observado, es decir, que, según el arreglo del sistema RC obtendremos los valores de R y de C en paralelo o en serie, equivalentes a los del tejido. Desde ya estos valores serán válidos solo para la frecuencia utilizada.

Como durante el evento fisiológico medido se produce una variación a partir de la impedancia basal Z_0 , ello produce un desbalance del circuito lo que trae aparejado una tensión de salida E_s , ésta deberá ser amplificada y filtrada convenientemente.

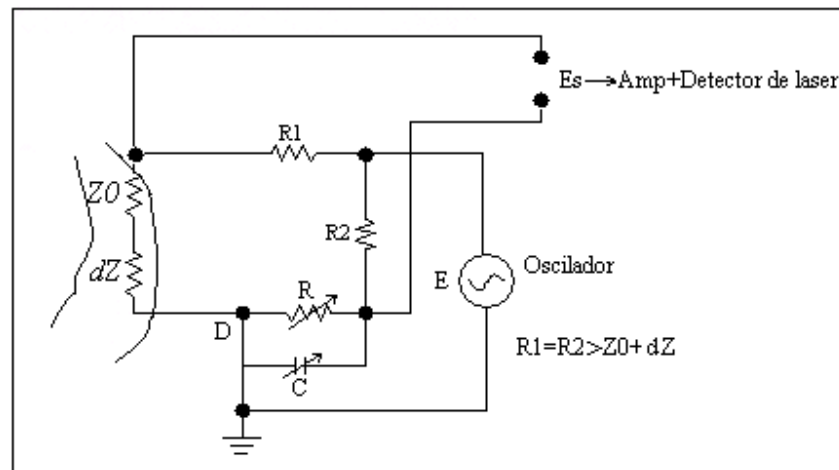


Figura 1.35. Circuito en puente RC.
Fuente: Autores.

El cambio de impedancia durante el evento fisiológico puede deberse a un cambio puramente resistivo, puramente capacitivo o una mezcla de ambos, a fin de determinar estas componentes debe emplearse un detector de fase el cual permite hallar el ángulo de fase entre la tensión del oscilador y la obtenida a la salida del circuito. El detector de fase permite averiguar además el sentido del cambio de impedancia del tejido (crecimiento o disminución). Si se prescinde del mismo y se opera con el puente en su condición de balance, se obtiene lógicamente una tensión de salida, pero no se sabrá el sentido del cambio. Un procedimiento sencillo, pasible de aplicar en muchas ocasiones, consiste en desbalancear ligeramente el puente por medio de una resistencia colocada en serie con el tejido; en estas condiciones se obtendrá variaciones de E_s en correspondencia con la variación de impedancia tisular. El valor de la resistencia adicional deriva del máximo requerido para llevar el puente a su condición de equilibrio ante el máximo cambio de impedancia tisular observado.

Dos precauciones especiales deben tomarse con este tipo de circuito. Una corresponde a las dificultades para lograr la aislación del oscilador y del amplificador por sobre el potencial de tierra. Si el sujeto y el detector deben ser llevados a tierra por motivo de seguridad (por ejemplo conectando a tierra el punto común D, que conecta al sujeto con el oscilador) el amplificador debe ser apropiadamente aislado de la misma. Esto normalmente supone emplear un circuito amplificador flotante y un transformador de acoplamiento de muy baja capacidad.

La otra dificultad se refiere a la reproducibilidad del registro: si R_1 no fuera lo suficientemente grande con respecto a $Z_0 + dZ$, la tensión obtenida a la salida dependerá de Z_0 y, por lo tanto, ante iguales variaciones de dZ en diferentes tejidos, obtendremos diferentes valores de E_s . Haciendo a R_1 (y desde ya a R_2) mucho más grande que $Z_0 + dZ$, el puente se comportará como un generador de corriente constante.

El circuito puente puede ser usado simultáneamente para medir algún fenómeno bioeléctrico del tejido si el oscilador está aislado del amplificador y ambos de tierra. Siendo la tensión del oscilador baja y la frecuencia suficientemente alta, solo será requerido un simple filtrado para eliminar dicha frecuencia y obtener la señal bioeléctrica original.

1.4.4.2 Circuito de corriente constante bipolar

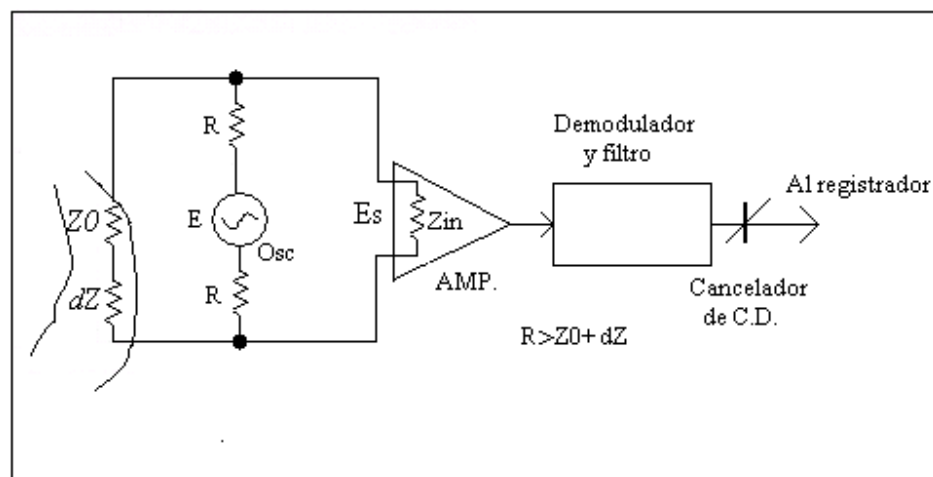


Figura 1.36. Circuito bipolar.

Fuente: Autores.

En este tipo de circuito una tensión oscilatoria E se aplica por medio de dos electrodos, a través de dos resistencias iguales de gran valor, al tejido bajo estudio, tal y como se ve en la figura 1.36. Siendo las resistencias mil o más veces mayores que la impedancia total interelectródica ($Z_0 + dZ$), el circuito se comporta como un generador de corriente constante. A partir de esos mismos electrodos se toma la señal a ser amplificada. La tensión E_s tomada por el amplificador es una función de la impedancia basal (Z_0) mas

cualquier cambio dZ debido al evento fisiológico. Dicha tensión de salida E_s responde a la siguiente expresión:

$$E_s = \frac{E(Z_0 + dZ)}{2R + Z_0 + dZ}$$

Si R se hace mucho más grande que Z_0 , y como sucede en la práctica, dZ es mucho menor que Z_0 , obtenemos la siguiente simplificación:

$$E_s = \frac{E(Z_0 + dZ)}{2R}$$

La rectificación de esta señal E_s , luego de la amplificación, nos entrega una componente de gran magnitud $EZ_0/2R$ más otra mucho menor $EdZ/2R$ proporcional al cambio de impedancia correspondiente al evento fisiológico. La primera componente (una tensión de C.D.) se elimina, ya por medio de un capacitor o bien oponiéndole una tensión opuesta.

Los resistores R suelen remplazarse por operacionales de baja tensión conectados de modo de proveer una salida de corriente constante lo cual garantiza en todo momento la constancia de la corriente; sin embargo, el circuito asociado complica el aislamiento de tierra, y, por lo tanto, la simetría y la bajísima capacidad con respecto a tierra obtenidas con los simples resistores se pierde. Desde ya, el uso de resistores de alto valor requiere una tensión oscilatoria bastante elevada.

Podemos observar que esta configuración ofrece una gran sencillez de manejo pues solo son necesarios dos controles: uno para anular con precisión la tensión de C.D. debida a la impedancia basal y otro para ofrecer una tensión adecuada al registrador. Actualmente existen circuitos integrados especiales que permiten anular automáticamente las señales de C.D., basándose en las diferentes constantes de tiempo requeridas por éstas y por el evento fisiológico.

1.4.4.3 Circuito de corriente constante tetrapolar

Este tipo de circuito de corriente constante fue ideado con el fin de evitar los errores de offset por polarización del electrodo que oficia de excitador y detector. En este caso los dos electrodos detectores son independientes de los excitadores. Utilizando un sistema amplificador de alta impedancia, la tensión que aparezca entre los electrodos detectores será independiente de su impedancia. Obviamente, la condición de corriente constante para el circuito excitador se logra haciendo muy grande la impedancia de salida del oscilador con respecto a la que existe entre los electrodos excitadores. En la figura 1.37 se presenta el modelo de un circuito tetrapolar.

Esta disposición permite situar los electrodos detectores en una zona en la que se sospeche la mayor uniformidad de la distribución de densidad de corriente, de manera de obtener mediciones más constantes y precisas. Desde ya, los electrodos detectores deben permanecer siempre dentro del campo eléctrico generado por los excitadores.

El conjunto solo requiere tres controles, dos para balance y uno para lograr la tensión oscilatoria adecuada. Si se desea averiguar las componentes capacitiva y resistiva puede usarse también un detector de fase. Aunque este circuito fue usado en un principio para efectuar pletismografía de los miembros, actualmente, debido al muy pequeño error por polarización ofrecido, se está utilizando en forma universal.

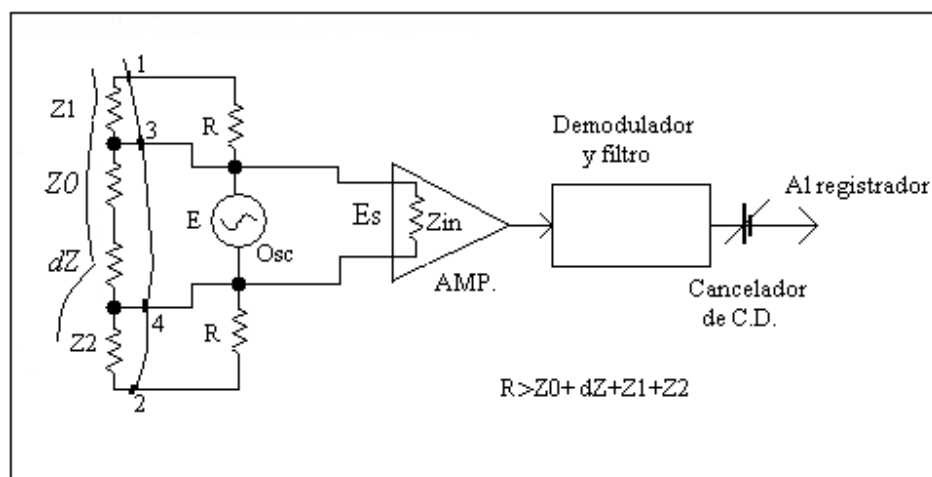


Figura 1.37. Circuito tetrapolar.

Fuente: Autores.

1.4.4.4 Circuito equiparador de impedancias

Este circuito emplea los tejidos como carga de un oscilador de 50-100 KHz mientras un sistema de retroalimentación provoca la necesaria variación de impedancia de salida del mismo hasta lograr una perfecta paridad impedancial con los tejidos.

La señal modulada en amplitud es demodulada en el detector de AM y acoplada al circuito de salida a través de un seguidor emisor. Esta señal lleva una polarización de -5V. El supresor de cero (c.c.) elimina esta polarización así como la señal de C.C. debida a la impedancia basal (Z_0) y el offset por polarización de los electrodos o por cualquier otra causa, que pudieran provocar una deriva de la línea de base del registrador. En la figura 1.38 se observa el diagrama de bloques del método equiparador de impedancias..

Mediante esta disposición, un 1% de variación de la impedancia de la carga (tejidos) produce un 10% (0,5V) de cambio en la amplitud de la tensión de salida. Dentro del campo de la impedancimetría tisular ha sido aplicado al registro de los volúmenes y cambios respiratorios, a la determinación de la frecuencia característica del pulso, pletismografía. Además, ha sido utilizado para la medición de magnitudes físicas tales como temperatura, desplazamiento y fuerza.

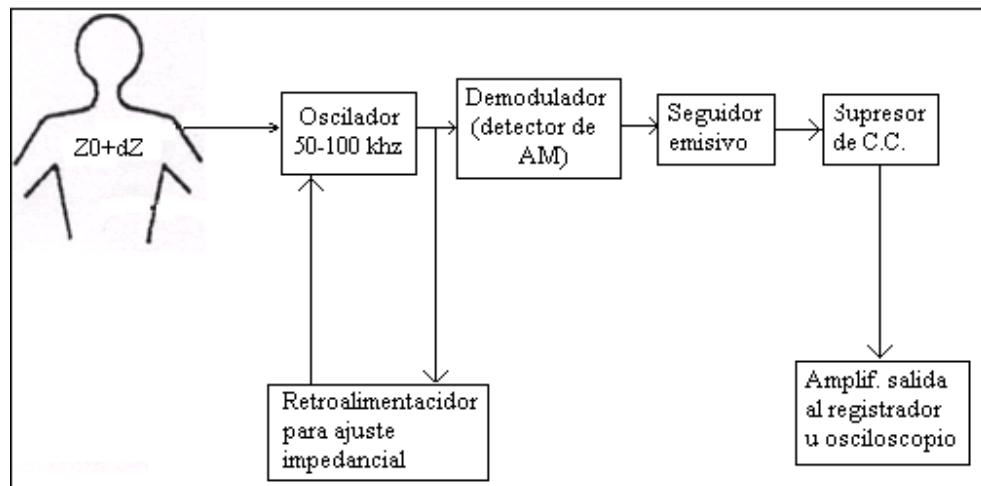


Figura 1.38. Diagrama de bloques de circuito equiparador de impedancias.

Fuente: Autores.

1.4.5 Seguridad de la impedancimetría

El rango de intensidades posible de utilizar en impedancimetría humana es muy grande, circunstancia que permite inyectar a la zona bajo estudio una intensidad muy adecuada como para que las variaciones de impedancia debidas a eventos fisiológicos provoquen una señal suficientemente fuerte.

Hay acuerdo universal de que por encima de los 20Khz la intensidad necesaria para producir efectos adversos o peligrosos sobre el organismo es realmente muy grande. Sensando simultáneamente todos los parámetros fisiológicos vitales y los principales parámetros subjetivos se llegó a la conclusión que para 20 Khz la intensidad que puede producir sensaciones (por ejemplo calor) es de unos 20mA para electrodos de 1 cm². Para esta misma superficie el umbral de dolor se sitúa en alrededor de 40mA. La tolerancia a la corriente a partir de esta frecuencia se hace casi proporcional al aumento de la misma.

Como uno de los mayores riesgos de la corriente consiste en la producción de fibrilación ventricular al pasar por el tórax, se ha llevado a cabo una gran cantidad de experiencias para establecer el umbral de intensidad fibrilatoria para una amplia gama de frecuencias. Se comprueba en todas las especies animales de peso similar al del ser humano que, con el posicionamiento más desfavorable de los electrodos, el umbral de fibrilación ventricular a 10 Khz es de 4,5 A.

La estimulación transtorácica, con una frecuencia de 10 Khz, de dos importantes nervios torácicos como son el nervio frénico (que produce la contracción del diafragma) y el nervio vago (que produce enlentecimiento del ritmo cardiaco) se produce recién con una corriente de 2 A. Finalmente, solo es posible producir convulsiones cerebrales con intensidades de alrededor de 1,5 A si la frecuencia es menor que 20Khz.

1.4.6 Neumocardiograma

Un Neumocardiograma es el registro de la onda que genera la respiración por impedancia torácica que consiste en medir la impedancia eléctrica entre un par de electrodos colocados en ambas líneas medio-axilares. Este se ha ido perfeccionando, y se han ido incorporando otras variables como el electrocardiograma, la oximetría de pulso, el flujo aéreo nasal, la capnografía, la neumotacografía o la detección de ronquidos, entre otras. Teóricamente, la neumocardiografía permite la detección y diagnóstico de episodios de apnea. Además permite identificar patrones respiratorios particulares, tales como la respiración periódica, así como las alteraciones concurrentes o secundarias de la frecuencia cardiaca y la oxigenación durante los eventos.

En el rango de frecuencias desde 50 a 100 KHz, los cambios observados en la impedancia transtorácica acompañando la respiración son esencialmente debidos al componente resistivo y la magnitud de los mismos es independiente de la frecuencia sobre ese rango. El diagrama de bloques de un neumógrafo impedancimétrico de dos terminales se muestra en la figura 1.39.

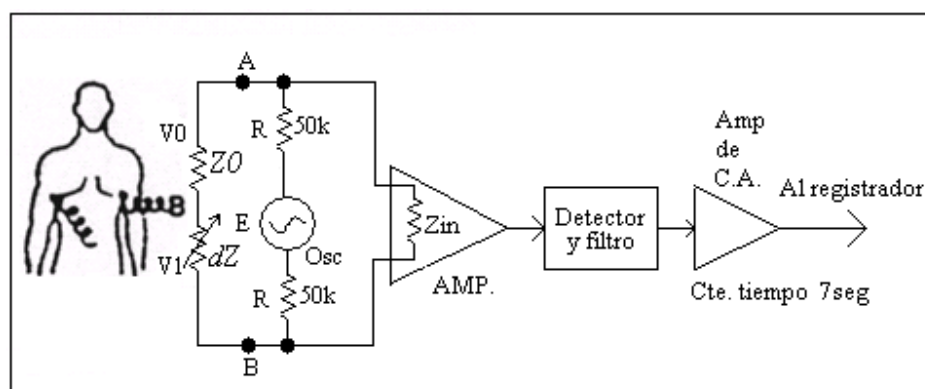


Figura 1.39. Diagrama de bloques de un neumógrafo con dos terminales.
Fuente: Autores.

La neumografía impedancimétrica de dos electrodos es aplicable a pacientes en reposo o anestesiados ya que la impedancia de la interfase electrodo-piel tiende a ser más grande que la impedancia transtorácica de reposo, y por lo tanto pueden ocurrir artefactos si el sujeto efectuara movimientos. A este respecto cabe observar que los artefactos por

movimiento pueden reducirse significativamente por el uso de un neumógrafo impedancimétrico de 4 electrodos como se observa en la figura 1.40.

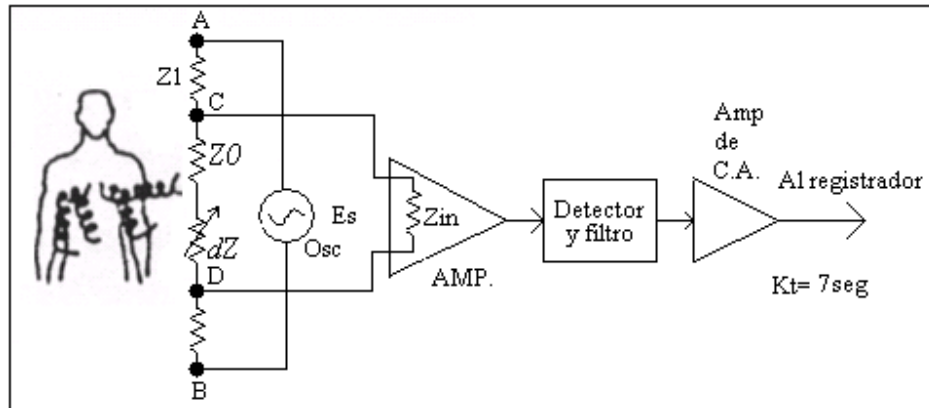


Figura 1.40. Diagrama de bloques de un neumógrafo con cuatro terminales.
Fuente: Autores.

La salida del oscilador es aplicada a los puntos A y B y la señal impedancimétrica es tomada de los puntos C y D. De este modo la corriente principal del oscilador no fluye a través de las impedancias de contacto de los electrodos C y D sino que todo lo que fluye a través de ellas es la pequeña corriente derivada de la entrada del amplificador. Este sistema es clínicamente útil para monitorear pacientes inquietos como los bebés. No es posible medir con este sistema la impedancia transtorácica de reposo, pero para propósitos clínicos, esto no es requerido.

1.4.6.1 Apnea

La palabra “apnea”, en medicina, significa pausa respiratoria; se clasifica en tres tipos: central, obstructiva y mixta, y se describen a continuación:

1.4.6.1.1 Apnea central

La apnea central ocurre cuando el cerebro deja de enviar señales a los músculos respiratorios, a pesar de que el paciente tiene mecanismos fisiológicos respiratorios aparentemente normales. En la figura 1.41 y 1.42 se observa el comportamiento de

apnea central en frecuencia cardiaca y respiración por impedanciometría respectivamente.

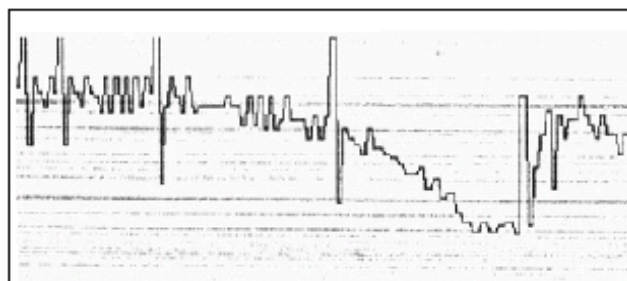


Figura 1.41. Registro de apnea central en frecuencia cardiaca.

Fuente: SALAZAR, Yadira. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1020104-103639//02Ysm02de07.pdf.

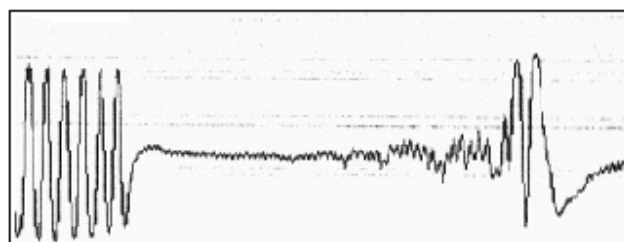


Figura 1.42. Registro de apnea central en respiración por impedanciometría.

Fuente: SALAZAR, Yadira. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1020104-103639//02Ysm02de07.pdf.

1.4.6.1.2 Apnea obstructiva

La apnea obstructiva se produce cuando el flujo aéreo está interrumpido, debido a una obstrucción de la vía aérea superior en presencia de esfuerzo respiratorio.

1.4.6.1.3 Apnea mixta

La apnea mixta tiene elementos tanto de la apnea central como de la obstructiva, se inicia como central y se continúa como obstructiva con una duración mayor a 10 segundos. Aunque existen algunos grupos definibles de personas que están en riesgo de

presentar falla respiratoria, no se ha descubierto ninguna patología subyacente clara para trastornos respiratorios tales como la apnea. La apnea mixta se presenta en frecuencia cardiaca y respiración por impedanciometría en las figuras 1.43 y 1.44 respectivamente.

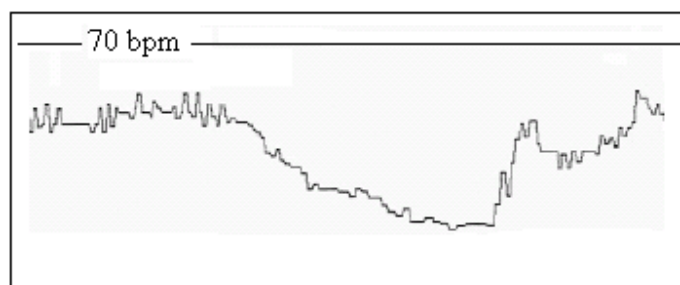


Figura 1.43. Apnea mixta en frecuencia cardiaca.

Fuente: SALAZAR, Yadira. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1020104-103639//02Ysm02de07.pdf.

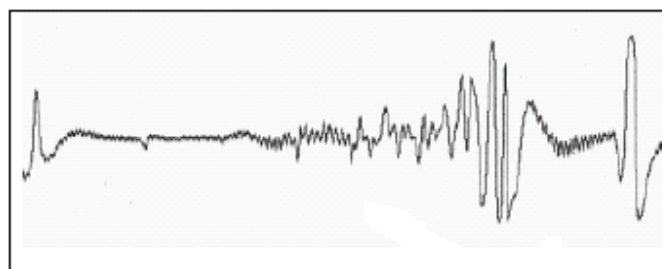


Figura 1.44. Apnea mixta en respiración por impedanciometría.

Fuente: SALAZAR, Yadira. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1020104-103639//02Ysm02de07.pdf.

Por otro lado, la apnea se clasifica como prolongada si dura más de 20 segundos. Al margen de su duración, una apnea se considera significativa siempre que se produzca la aparición concomitante de alteraciones del ritmo cardiaco y/o bradicardia, y/o desaturación arterial de oxígeno, y/o cianosis. Neumocardiográficamente, podemos detectar también la aparición de respiración periódica, definida como la aparición de tres pausas respiratorias de al menos tres segundos de duración, con periodos intermedios de respiración de menos de 20 segundos. La definición de otras variables empleadas en la interpretación del estudio neumocardiográfico como la densidad de apnea corta, índice de

apnea, valor de apnea media y ponderada, o variabilidad respiratoria, se explican a continuación:

- Densidad de apnea corta: número de apneas (2-10 seg) en una etapa de sueño dividido por el número de minutos de duración de cada etapa x 100. Duración total de las apneas (2-10 seg) dividido por el tiempo de sueño en minutos x 100.
- Índice de la apnea: número total de apneas > 10 seg dividido por el tiempo de sueño x 60.
- Valor de la apnea media: duración total de todas las apneas > 3 seg dividido por el tiempo de registro en minutos.
- Valor de la apnea ponderada: duración de todas las apneas > 3 seg x logaritmo natural de la probabilidad de distribución específica de edad de una apnea (cambiado de signo), dividido por el tiempo de registro en minutos.
- Respiración periódica: número total de apneas > 2 seg con periodos intermedios de respiración < 20 seg, dividido por el tiempo total del sueño x 100.
- Variabilidad respiratoria: gama intercuartil de intervalos respiratorios máximos en respiraciones/minuto.
- Variabilidad de la frecuencia cardíaca: gama intercuartil de intervalos RR por cada min en latidos / min.
- Índice QT: frecuencia cardíaca-intervalo QT corregido. $QT_c \times QT$ dividido entre la raíz cuadrada del intervalo RR.

En la tabla 2 se muestra los diferentes sucesos que ocurren en la apnea y bradicardia:

Episodios de apnea.

- Apnea sin bradicardia.
- Apnea sin bradicardia, con desaceleración del pulso.
- Apnea con bradicardia.
 - Apnea precedida por una señal de alta amplitud de la impedancia torácica.

Episodios de bradicardia.

- Bradicardia con señal de impedancia regular.
- Bradicardia con apnea corta.
- Bradicardia con señal de impedancia regular.
- Bradicardia con apnea.

Tabla 1.2. Subclasificación de los eventos de apnea y bradicardia registrados mediante neumocardiografía.

Fuente: Autores.

1.4.7 Ventajas e inconvenientes

La impedanciometría respiratoria, técnica central de Neumocardiograma, es muy sencilla. Para algunos autores, la neumografía constituye el estudio que ofrece la mejor relación coste-beneficio en la evaluación de apneas en poblaciones seleccionadas de pacientes: pacientes prematuros con apneas recurrentes y/o severas, pacientes con sospecha de apneas obstructivas y también en pacientes que han padecido “eventos aparentemente letales”.

En contrapartida a su sencillez, están las importantes limitaciones que tiene el neumocardiograma, y en concreto la impedanciometría, especialmente la incapacidad de detectar apneas obstructivas, la interferencia producida por el movimiento y/o el impulso cardíaco, y la imposibilidad de cuantificar el volumen ventilatorio.

CAPÍTULO 2

ETAPA ANALÓGICA

Introducción

Al ya haber obtenido los conocimientos suficientes y necesarios sobre el funcionamiento de nuestro cuerpo, en especial del corazón y de la oposición o resistencia que presenta el mismo al aplicarle corriente, en el siguiente capítulo se describe detalladamente los circuitos analógicos aplicables para poder obtener las señales necesarias ya sea para el electrocardiógrafo, fonocardiógrafo y/o el impedancímetro.

Como primer punto y debido a que todas las señales que se obtienen del cuerpo humano son muy pequeñas se explica el funcionamiento de una herramienta muy útil como lo son los amplificadores instrumentales, sus configuraciones principales y sus aplicaciones, además se pone énfasis especial en la realización de filtros activos ya que son una de las partes claves del circuito que sirven especialmente para eliminar los ruidos que se generan, bien sea en el cuerpo humano o por factores externos a este. Los puntos siguientes se refieren a los diseños de las etapas analógicas de cada uno de los tres circuitos separadamente para cada aplicación.

2.1 Amplificadores Operacionales

El amplificador operacional es un dispositivo lineal de propósito general el mismo que tiene capacidad de manejo de señal desde una frecuencia $f=0$ hz hasta una frecuencia definida por el fabricante; asimismo tiene límites de señal que van desde el orden de los nV, hasta unas docenas de voltio (esto también definido por el fabricante). Los amplificadores operacionales se caracterizan por tener entrada diferencial y una ganancia muy alta, generalmente mayor que 105 equivalentes a 100 dB.

Los amplificadores operacionales (llamados normalmente op-amp) es un circuito electrónico que se presenta normalmente como un circuito integrado que tiene dos entradas y una salida. La salida es la diferencia de las dos entradas multiplicada por un factor G (ganancia). La ecuación de voltaje de salida para los amplificadores operacionales se describe a continuación:

$$V_{out} = G.(V_+ - V_-)$$

El op-amp es un amplificador de ganancia elevada directamente acoplado, que normalmente se alimenta con fuentes positivas y negativas, la cual permite que tenga excursiones tanto por arriba como por debajo tierra (o el punto de referencia que se considere).

El primer amplificador operacional monolítico data de los años 1960, llamado Fairchild **μA702** diseñado por Bob Widlar en 1964. Le siguió el Fairchild **μA709** diseñado también por Widlar en 1965 y que constituyó un gran éxito comercial. En la posteridad sería sustituido por el popular Fairchild **μA741** diseñado en 1968 por David Fullagar y fabricado por numerosas empresas, basado en tecnología bipolar. En la figura 2.1 se muestra la estructura externa de un amplificador operacional **μA741**.

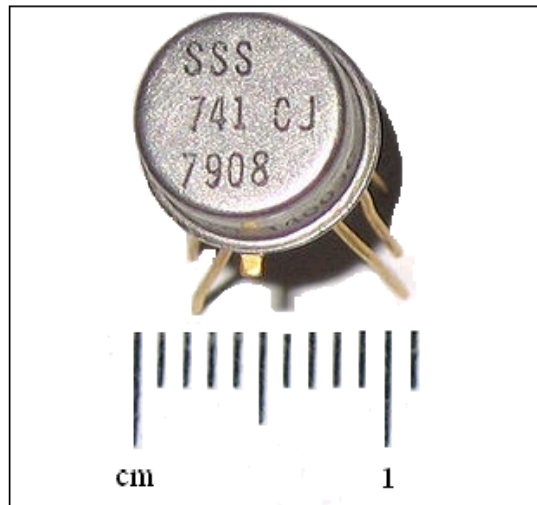


Figura 2.1. Amplificador operacional 741 con encapsulado metálico TO-5.

Fuente: BOYLESTAD, Robert. Fundamentos de electrónica.

El nombre de amplificador operacional es debido a que originalmente el dispositivo se empleaba para realizar operaciones matemáticas (suma, resta, multiplicación, división, derivación, integración, etc.) en computadores analógicos (características operativas).

Un amplificador operacional ideal tiene una ganancia infinita, una impedancia de entrada infinita, un ancho de banda también infinito, una impedancia de salida nula, un tiempo de respuesta nulo y ningún ruido. Como la impedancia de entrada es infinita también se dice que las corrientes de entrada son cero.

2.1.1 Esquemas y configuraciones externas

El símbolo característico de los amplificadores operacionales monolíticos es el mostrado en la figura 2.2:

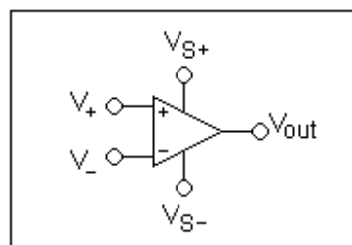


Figura 2.2. Representación simbólica del A.O.

Fuente: Autores.

Los terminales se describen a continuación:

- V_+ = entrada no inversora.
- V_- = entrada inversora.
- V_{OUT} = salida.
- V_{S+} = alimentación positiva.
- V_{S-} = alimentación negativa.

Las terminales de alimentación reciben diferentes nombres, dependen de los amplificadores que se utilice, por ejemplo en los A.O. basados en FET reciben el nombre de V_{DD} para alimentación positiva y V_{SS} para alimentación negativa. Para los basados en BJT son V_{CC} y V_{EE} respectivamente. Normalmente los pines de alimentación son omitidos en los diagramas eléctricos por claridad.

2.1.1.1 Lazo abierto

Si no existe realimentación, la salida del amplificador operacional será la resta de sus dos entradas multiplicada por un factor. Este factor suele ser del orden de 100.000 (que se considerará infinito en cálculos con el componente ideal). Por lo tanto si la diferencia entre las dos tensiones es de 1V la salida debería ser 100.000V. Debido a la limitación que supone no poder entregar más tensión de la que hay en la alimentación, el A.O. estará saturado si se da este caso. Si la tensión mas alta es la aplicada a la patilla +, la salida será la que corresponde a la alimentación V_{S+} , mientras que si la tensión más alta es la del pin – la salida será la alimentación V_{S-} .

2.1.1.2 Lazo cerrado

Llamado lazo cerrado debido a que existe realimentación en un circuito. Aquí se supondrá realimentación negativa. Para estar al tanto del funcionamiento de esta configuración se debe tener en cuenta que las dos entradas de tensión son exactamente iguales, se supone que la tensión en el pin + sube y, por tanto, la tensión en la salida

también se eleva. Como existe la realimentación entre la salida y el pin -, la tensión en esta patilla también se eleva, por tanto la diferencia entre las dos entradas se reduce, disminuyéndose también la salida. Este proceso pronto se estabiliza, y se tiene que la salida es la necesaria para mantener las dos entradas, idealmente, con el mismo valor.

Siempre que exista realimentación negativa, en un circuito se aplican las siguientes dos aproximaciones para analizarlo:

- $V_+ = V_-$
- $I_+ = I_- = 0$

2.1.1.3 Alimentación

El amplificador operacional puede ser polarizado, tanto con tensiones simples como con tensiones simétricas, si utilizamos tensiones simples, a la salida no podremos conseguir valores menores de 0V. El valor de estas tensiones no suele ser fijo, dando los fabricantes un margen entre un máximo y un mínimo, no teniendo ninguna consecuencia en el funcionamiento del amplificador el valor de tensión que se escoja, únicamente las tensiones de salida nunca superaran las tensiones de alimentación.

2.1.2 Configuración interna

El op-amp internamente contiene un gran número de transistores, resistores, capacitores, etc. En la figura 2.3 se muestra el circuito interno de un op-amp típico.

Existen varios tipos de presentaciones de los op-amp, como el paquete dual en línea (DIP) de 8 pines. Para reconocer el pin 1, se ubica una muesca en la parte superior del integrado entre los pines 1 y 8, teniendo en cuenta que el pin 1 es el que está a la izquierda de dicha muesca. La distribución de los pines del op-amp integrado DIP de 8 terminales se describe a continuación:

- Pin 2: entrada inversora (-).
- Pin 3: entrada no inversora (+).
- Pin 4: alimentación negativa (-15V.).
- Pin 6: salida (out).
- Pin 7: alimentación positiva (+15V.).

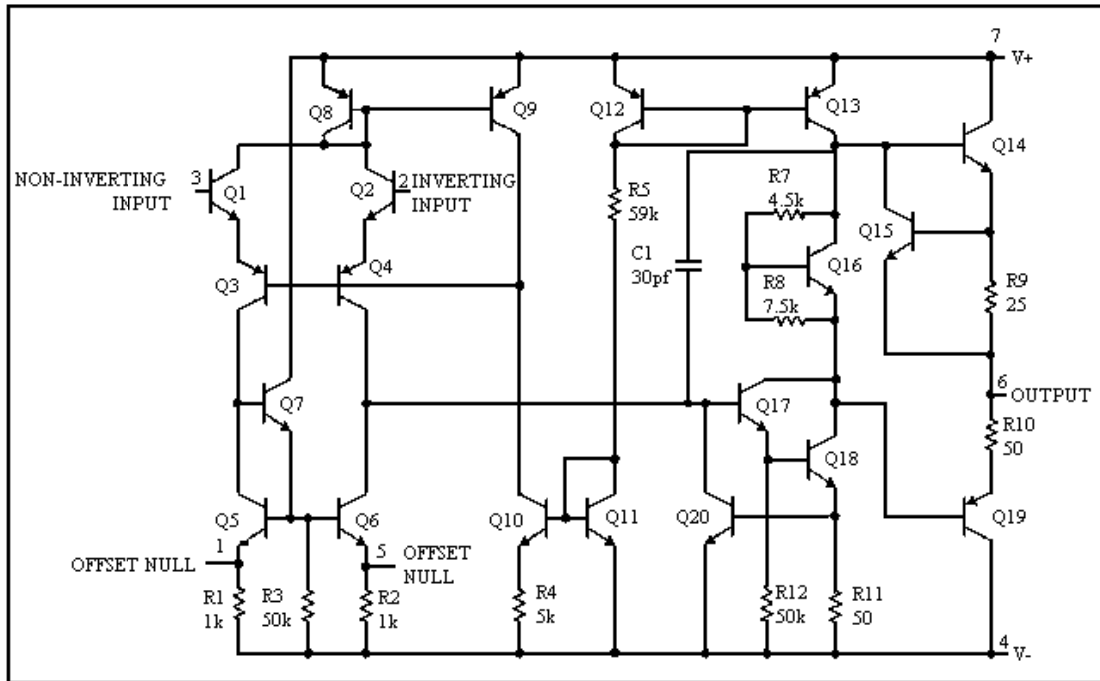


Figura 2.3. Circuito interno de op-amp AD741.

Fuente: BOYLESTAD, Robert. Fundamentos de electrónica.

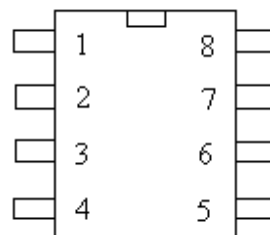


Figura 2.4. Amplificador operacional integrado.

Fuente: Autores.

2.1.3 Funcionamiento en modo diferencial y en modo común

Una tercera configuración del amplificador operacional es conocida como el amplificador diferencial, es una combinación de la configuración inversa y no inversa. Aunque está basado en los otros 2 circuitos, el amplificador diferencial tiene características únicas. En la figura 2.5 se muestra un esquema de un amplificador operacional diferencial.

Esta configuración es única porque puede rechazar una señal común a ambas entradas. Esto se debe a la propiedad de tensión de entrada diferencial nula, que se explica a continuación.

En el caso de que las señales V_1 y V_2 sean idénticas, el análisis es sencillo. V_1 se dividirá entre R_1 y R_2 , apareciendo una menor tensión $V(+)$ en R_2 . Debido a la ganancia infinita del amplificador, y a la tensión de entrada diferencial cero, una tensión igual $V(-)$ debe aparecer en el nudo suma (-). Puesto que la red de resistencias R_3 y R_4 es igual a la red R_1 y R_2 , y se aplica la misma tensión a ambos terminales de entrada, se concluye que V_o debe estar a potencial nulo para que $V(-)$ se mantenga igual a $V(+)$; V_o estará al mismo potencial que R_2 , el cual, de hecho está a masa. Esta muy útil propiedad del amplificador diferencial, puede utilizarse para discriminar componentes de ruido en modo común no deseables, mientras que se amplifican las señales que aparecen de forma diferencial.

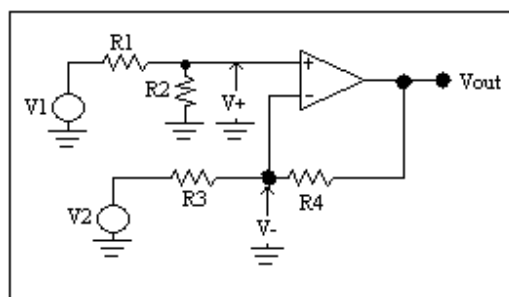


Figura 2.5. Esquema de amplificador diferencial.

Fuente: Autores.

Si se cumple la relación:

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1}$$

La ganancia para señales en modo común es cero, puesto que, por definición, el amplificador no tiene ganancia cuando se aplican señales iguales a ambas entradas.

Las dos impedancias de entrada de la etapa son distintas. Para la entrada (+), la impedancia de entrada es $R_1 + R_2$. La impedancia para la entrada (-) es R_3 . La impedancia de entrada diferencial (para una fuente flotante) es la impedancia entre las entradas, es decir, $R_1 + R_3$.

2.1.3.1 Relación de rechazo de modo común (CMRR)

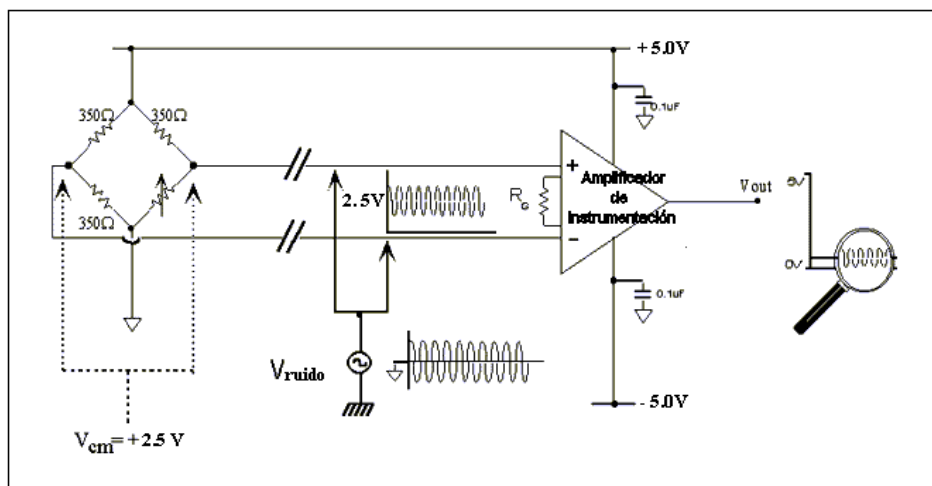


Figura 2.6. Esquema de CMRR.

Fuente: BOYLESTAD, Robert. Fundamentos de electrónica.

Al Amplificador de Instrumentación ingresan dos señales de modo común: una de c.c. de +2.5V provenientes del puentes de resistencias y otra de c.a. Vruído inducida sobre los cables de entrada al amplificador.

Los amplificadores de instrumentación amplifican la diferencia entre dos señales. Esas señales diferenciales en la práctica provienen de sensores como termocuplas, fotosensores, puentes de medición resistivos, etc. En la figura 2.6 se ve que de un puente resistivo, en estado de equilibrio sin señal, en la mitad de las ramas del puente existe una señal de 2.5V respecto a masa. Esta señal de corriente continua es común a ambas entradas por lo cual es llamada Voltaje de Modo Común de la señal diferencial. Se

puede ver que estas señales no contienen información útil en lo que se quiere medir y como el amplificador amplificará la diferencia de ambas, al ser iguales, se restan y a la salida el resultado será cero o sea idealmente no están contribuyendo a la información de salida. También se ve que se inducen señales de corriente alterna en ambas entradas a la vez y que serán rechazadas como en el caso de continua. Pero al producirse un desbalance del equilibrio del puente por la variación de una de sus resistencias se producirá una señal que será aplicada entre ambas entradas y será amplificada. Por lo expuesto, es que se justifica la utilización de amplificadores de instrumentación para rechazar señales que entran en modo común, o sea en las dos entradas se presenta la misma señal.

En la práctica, las señales de modo común nunca serán rechazadas completamente, de manera que alguna pequeña parte de la señal indeseada contribuirá a la salida.

Para cuantificar la calidad del Amplificador de Instrumentación, se especifica la llamada Relación de Rechazo de Modo Común (CMRR) que matemáticamente se expresa como:

$$CMRR[dB] = 20 \times \log \left(\frac{A_D}{A_{CM}} \right)$$

Siendo:

- A_D = Amplificación Diferencial
- $A_D = V_{out} / V_{in}$ diferencial
- A_{CM} = Amplificación Modo Común
- V_{CM} = Voltage de modo común en la entrada
- $A_{CM} = V_{out} / V_{CM}$
- V_{out} = Voltage de salida

De la última fórmula podemos obtener la V_{out} como:

$$V_{OUT} = \frac{A_D}{\log^{-1} \left(\frac{CMRR}{20} \right)} \times V_{CM}$$

2.1.4 Características de un operacional integrado

En los catálogos comerciales de operacionales aparecen infinidad de características que sirven para medir o cuantificar sus ventajas y defectos.

2.1.4.1 Ganancia de tensión en bucle abierto

Es la ganancia que posee el operacional sin realimentar, a una temperatura y frecuencias fijas. En los catálogos, además de aparecer su valor máximo, es corriente que tengamos una grafica que nos indique su valor en función de la frecuencia.

2.1.4.2 Impedancia de entrada en bucle abierto

Es la impedancia que presenta un operacional entre uno de sus terminales de entrada y masa, supuesta la otra entrada conectada también a masa. Habitualmente viene expresada en los catálogos por su valor o ratio máximo.

2.1.4.3 Impedancia de salida en bucle abierto

Es la impedancia que presenta desde su salida el operacional en función de la frecuencia. Se expresa además de por valor máximo, para una frecuencia dada, mediante una grafica en función de la frecuencia.

2.1.4.4 Potencia disipada

Es la potencia que el operacional es capaz de transformar en calor, por efecto joule, sin deteriorarse. Depende normalmente del encapsulado que lleve el operacional.

2.1.4.5 Tensión de alimentación

Es la tensión normalmente simétrica, que hay que aplicar al operacional para estar en condiciones de funcionar. Es una característica muy importante, ya que de ella depende la tensión máxima que, de pico a pico, puede suministrar el operacional en su salida.

La tensión de alimentación está muy relacionada con el concepto de saturación de un operacional. Se dice que un operacional está saturado cuando el valor de su tensión de salida alcanza el máximo que puede dar en función de su tensión de alimentación. En esta situación el operacional deja de cumplir la ganancia que le determina el circuito en que está colocado y pasa a dar una tensión fija de salida.

2.1.4.6 Valores offset

Son un conjunto de valores que sirve para cuantificar los defectos reales del operacional. En los catálogos son muchas las características que comprenden esta denominación, pudiéndose destacar entre ellas: Tensión offset de entrada, Corriente offset de entrada, etc.

2.1.5 Aplicaciones de los amplificadores operacionales

Cuando un operacional pasa a formar parte de un circuito, las realimentaciones positivas o negativas que ello conlleva hacen variar las características iniciales del operacional sin realimentar. Las ecuaciones que nos definen las características del conjunto se obtienen aplicando las leyes de teoría de circuitos. A continuación se definen las principales aplicaciones de los amplificadores operacionales de las cuales se derivan muchas más.

2.1.5.1 Amplificador inversor

Se denomina inversor ya que la señal de salida es igual a la señal de entrada (en forma) pero con la fase invertida 180 grados. A continuación se desarrolla el análisis del circuito de la figura 2.7.

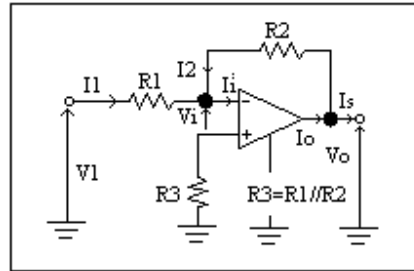


Figura 2.7. Amplificador inversor.

Fuente: Autores.

Si observamos la figura 2.7 y recordamos que por la entrada del operacional no iba corriente alguna llegamos a la conclusión de que $I_2 = I_1$, así que se calcula I_1 e I_2 y se las iguala.

$$I_1 = \frac{V_1}{R_1}$$

$$I_2 = -\frac{V_o}{R_2}$$

Entonces al igualar ambas ecuaciones se tiene que:

$$\frac{V_1}{R_1} = -\frac{V_o}{R_2}$$

De donde se obtiene que el voltaje de salida V_o es igual a:

$$V_o = -V_1 \times \left(\frac{R_2}{R_1}\right)$$

Según la expresión obtenida llegamos a la conclusión de que la tensión de salida V_o es la de entrada cambiada de signo y multiplicado por una constante (R_2/R_1). A esto se le

llama ganancia del circuito. Este circuito tiene una ganancia (A_v) negativa de $-(R_2/R_1)$ y por lo tanto podemos escribir que:

$$V_o = V_1 \times A_v$$

2.1.5.2 Amplificador no inversor

Este circuito presenta como característica más destacable su capacidad para mantener la fase de una señal, el análisis se realiza de forma análoga al anterior. La figura 2.8 muestra un esquema del amplificador no inversor.

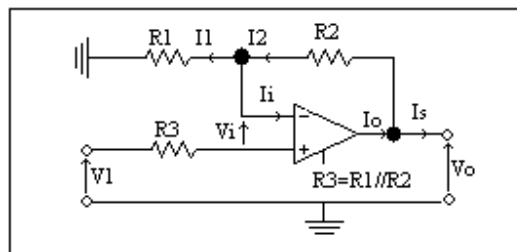


Figura 2.8. Amplificador no inversor.

Fuente: Autores.

Al igual que en el análisis del circuito anterior las corrientes se igualan por lo que se debe calcular las mismas.

$$I_1 = \frac{V_1}{R_1}$$

$$I_2 = \frac{V_o - V_1}{R_2}$$

Al igualar las corrientes tenemos que:

$$\frac{V_1}{R_1} = \frac{V_o - V_1}{R_2}$$

De donde se obtiene que el voltaje de salida es igual a:

$$V_o = V_1 \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$$

Por lo tanto, este circuito tiene una ganancia en tensión $A_v = 1 + R_2 / R_1$. Esto quiere decir que la salida será A_v veces la entrada, sin invertirse la señal ya que A_v es positiva.

2.1.5.3 Sumador inversor

En el circuito de la figura 2.9, como en el amplificador inversor, la tensión $V(+)$ está conectada a masa, por lo que la tensión $V(-)$ estará a una masa virtual, y como la impedancia de entrada es infinita toda la corriente I_1 circulará a través de R_4 y la llamaremos I_2 .

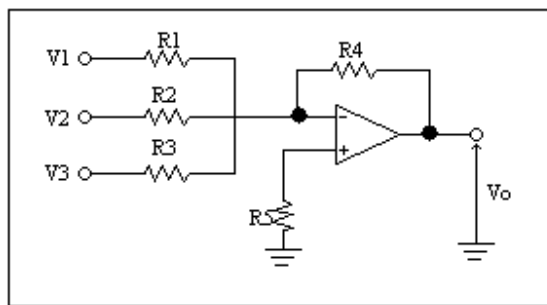


Figura 2.9. Sumador inversor.

Fuente: Autores.

Lo que ocurre en este caso es que la corriente I_1 es la suma algebraica de las corrientes proporcionadas por V_1 , V_2 y V_3 , es decir:

$$I_1 = \frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \frac{V_3}{R_3}$$

$$I_2 = -\frac{V_o}{R_4}$$

De donde igualando las corrientes tenemos que el voltaje de salida es:

$$V_o = -\left(V_1 \times \frac{R_4}{R_1} + V_2 \times \frac{R_4}{R_2} + V_3 \times \frac{R_4}{R_3}\right)$$

Otra característica interesante de esta configuración es el hecho de que la mezcla de señales lineales, en el nodo suma, no produce interacción entre las entradas, puesto que todas las fuentes de señal alimentan el punto de tierra virtual. El circuito puede acomodar cualquier número de entradas añadiendo resistencias de entrada adicionales en el nodo suma.

Aunque los circuitos precedentes se han descrito en términos de entrada y de resistencias de realimentación, las resistencias se pueden reemplazar por elementos complejos, y los axiomas de los amplificadores operacionales se mantendrán como verdaderos. Dos circuitos que demuestran esto, son dos nuevas modificaciones del amplificador inversor.

2.1.5.4 Sumador no inversor

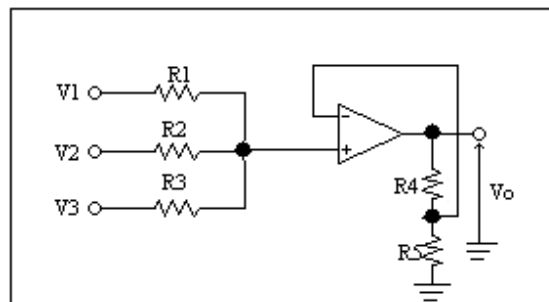


Figura 2.10. Sumador no inversor.

Fuente: Autores.

En la figura 2.10 se observa el esquema de un sumador no inversor. El análisis del sumador no inversor se realiza de manera semejante que el del sumador inversor de ahí tenemos que el voltaje de salida es:

$$V_o = \left(V_1 \times \frac{R_4}{R_1} + V_2 \times \frac{R_4}{R_2} + V_3 \times \frac{R_4}{R_3}\right)$$

2.1.5.5 Amplificador integrador.

Un circuito integrador realiza un proceso de suma llamado "integración". La tensión de salida del circuito integrador es proporcional al área bajo la curva de entrada (onda de entrada), para cualquier instante. La figura 2.11 muestra el circuito de un amplificador integrador.

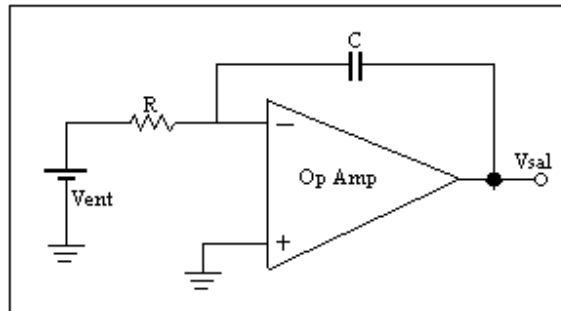


Figura 2.11. Amplificador integrador.
Fuente: Autores.

En la figura 2.12 se puede ver una señal de entrada (línea recta) de 3 voltios que se mantiene continuo con el pasar del tiempo. Luego se muestra que el área bajo la curva en un momento cualquiera es igual al valor de la entrada multiplicado por el tiempo.

$$V_{SAL} = V_{IN} \times t$$

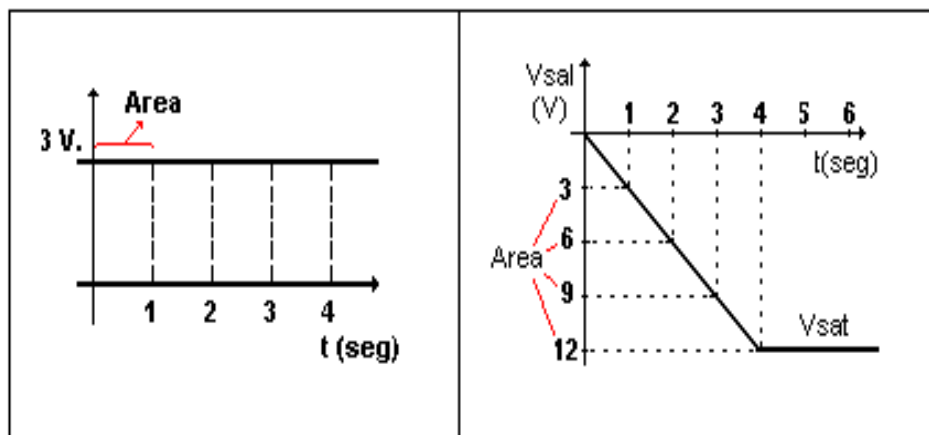


Figura 2.12. Señal de entrada y salida para un integrador.
Fuente: Autores.

Dando los valores de R y C al primer gráfico, el valor de la tensión de salida es:

$$V_{SAL} = \frac{1}{R \times C} \times V_{IN} \times t$$

Esta tensión de salida no crece indefinidamente (en sentido negativo). Hay un momento, como se puede ver el último gráfico en que ésta línea se mantiene a un valor constante. Esto sucede cuando el amplificador llega a su tensión de saturación. Si a un integrador se le mantiene la entrada a un nivel de corriente continua constante, por un largo periodo de tiempo, este llegará a saturación.

2.1.5.6 Amplificador derivador

Se trata de un circuito constituido por un capacitor C y una Resistencia R (Circuito RC), el cual actúa como un filtro pasivo para altas frecuencias, debido a que no intervienen elementos amplificadores, como transistores o circuitos integrados, este tipo de filtro atenúa bajas frecuencias según la fórmula empírica.

Este circuito se utiliza para detectar flancos de subida y bajada de una señal provocando una mayor diferenciación en los flancos de entrada y salida de la señal que, es donde la variación con el tiempo (t) se hace más notoria. Estas zonas de la señal son además las que corresponden a las altas frecuencias, mientras que las zonas planas están compuestas por frecuencias más bajas.

Este tipo de circuitos son más conocidos como filtro RC pasivo pasa alto que, se utiliza para las frecuencias superiores al valor especificado por la formula anterior. Este circuito, separa la corriente continua entre circuitos ya que el condensador interrumpe el paso de la corriente continua, dejando pasar solo el pulso correspondiente al flanco de entrada y salida. La señal derivada puede utilizarse para disparar algún otro componente de la cadena electrónica como puede ser un trigger (disparador). En la figura 2.13 se muestra el esquema de un amplificador derivador.

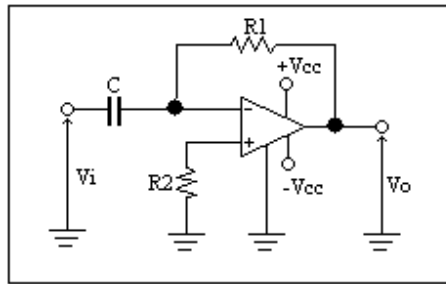


Figura 2.13. Amplificador derivador.
Fuente: Autores.

2.1.5.7 Filtros Activos

Los filtros son circuitos capaces de controlar las frecuencias permitiendo o no el paso de estas dependiendo de su valor. Se llaman activos ya que constan de elemento pasivos (células R-C) y elementos activos como el OP-AMP ya estudiado. Las células R-C están compuestas por una resistencia y un condensador, y dependiendo del número de estas células usadas se determinara el orden del filtro así como su respuesta y su calidad.

El funcionamiento de las células se basa principalmente en su actuación como divisor de tensión. Al aumentar la frecuencia de señal, la reactancia del condensador disminuirá y entrara más o menos tensión al OP-AMP, dependiendo de si pasa altos o pasa bajos respectivamente.

Para cualquier tipo de filtros se emplean las siguientes definiciones:

Frecuencia de corte: es aquella en que la ganancia del circuito cae a -3 db por debajo de la máxima ganancia alcanzada. En los filtros pasa y elimina banda, existen dos: una superior y otra inferior.

Banda pasante: conjunto de frecuencias de ganancia superior a la de corte en un margen menor o igual a 3 dB.

Calidad: especifica la eficacia del filtro, es decir, la identidad de su respuesta. Se mide en dB / octava; dB / década lo ideal sería que tomara un valor de infinito.

Los filtros activos se diferencian de los filtros comunes, en que estos últimos son solamente una combinación de resistencias, capacitores e inductores. En un filtro común, la salida es de menor magnitud que de la entrada. En cambio los filtros activos se componen de resistores, capacitores y dispositivos activos como Amplificadores Operacionales o transistores. En un filtro activo la salida puede ser de igual o de mayor magnitud que la de entrada.

2.1.5.7.1 Filtro pasa bajo

Es aquel que permite el paso de frecuencias bajas, desde frecuencia cero o continua hasta una determinada frecuencia. Presentan ceros a alta frecuencia y polos a bajas frecuencia. El esquema de la figura 2.14 muestra un filtro pasa bajo activo y pasivo.

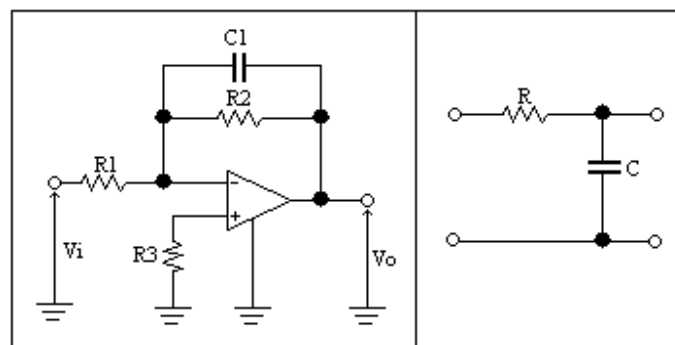


Figura 2.14. Filtro pasa bajo activo y pasivo.

Fuente: Autores.

La frecuencia de corte del filtro pasa bajo viene dada por la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R_2 \times C_1}$$

2.1.5.7.2 Filtro pasa alto

Es el que permite el paso de frecuencias desde una frecuencia de corte determinada hacia arriba, sin que exista un límite superior especificado. Presentan ceros a bajas frecuencias y polos a altas frecuencias. La figura 2.15 muestra un filtro pasa alto activo y pasivo.

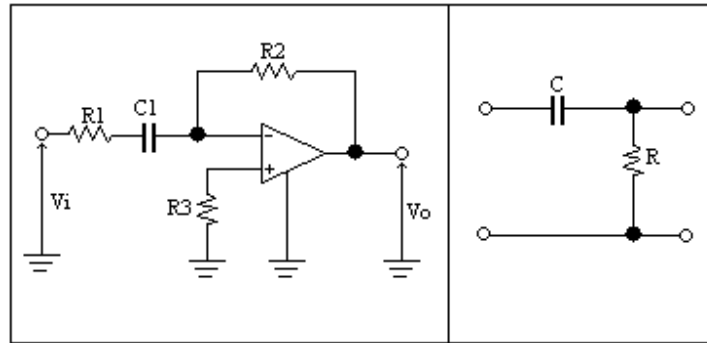


Figura 2.15. Filtro pasa alto activo y pasivo.

Fuente: Autores.

La frecuencia de corte del filtro pasa alto viene dada por la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R_1 \times C_1}$$

2.1.5.7.3 Filtro pasa banda

Son aquellos que permiten el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior. En la figura 2.16 se observa el esquema de un filtro pasa banda activo y pasivo.

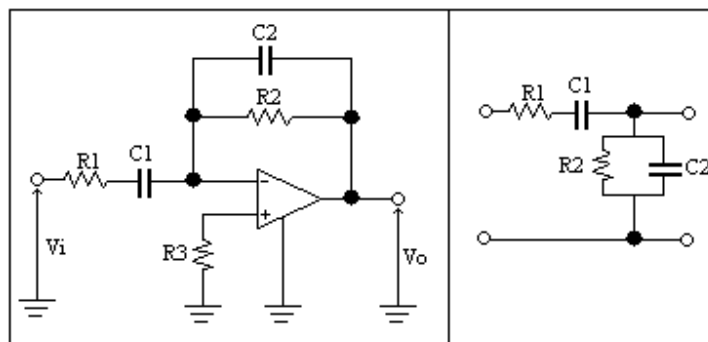


Figura 2.16. Filtro pasa banda activo y pasivo.

Fuente: Autores.

El filtro pasa banda tiene dos frecuencias de corte una baja y otra alta que se observan en las siguientes ecuaciones:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R_1 \times C_1}$$

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R_2 \times C_2}$$

Un filtro ideal sería el que contiene unas bandas pasante y de corte totalmente planas y unas zonas de transición entre ambas nulas, pero en la práctica esto nunca se consigue, siendo normalmente más parecido al ideal cuando mayor sea el orden del filtro, para medir cuan bueno es un filtro se puede emplear el denominado factor Q. En los filtros de órdenes altos suele aparecer un rizado en las zonas de transición conocido como efecto Gibbs.

2.1.5.7.4 Filtro elimina banda

Es el que dificulta el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior. En la figura 2.17 se observa el circuito de un filtro elimina banda activo y pasivo, para el cual las frecuencias de corte son las siguientes:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R_2 \times C_2}$$

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R_1 \times C_1}$$

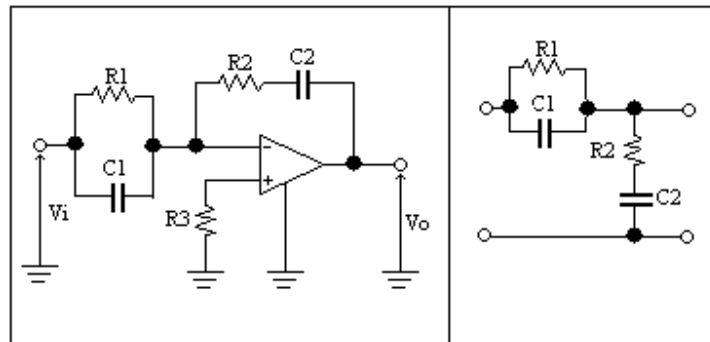


Figura 2.17. Filtro elimina banda activo y pasivo.
Fuente: Autores.

2.2 Amplificadores instrumentales

Un amplificador instrumental es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales. Se puede construir a base de componentes discretos o se puede encontrar encapsulado como se puede observar en la figura 2.18. La operación que realiza es la resta de sus dos entradas multiplicadas por un factor.

Existen en equipos de la industria, en equipos de electromedicina, y en otras muchas aplicaciones, la necesidad de medir señales muy pequeñas del orden de microvoltios o pocos milivoltios en la presencia de grandes señales de ruido provenientes de distintas fuentes, como pueden ser motores, tubos de iluminación de descarga gaseosa, etc. Para realizar las mencionadas mediciones estos deberán utilizar en su entrada Amplificadores de Instrumentación con una alta impedancia de entrada y un alto Rechazo de Modo Común (CMRR).

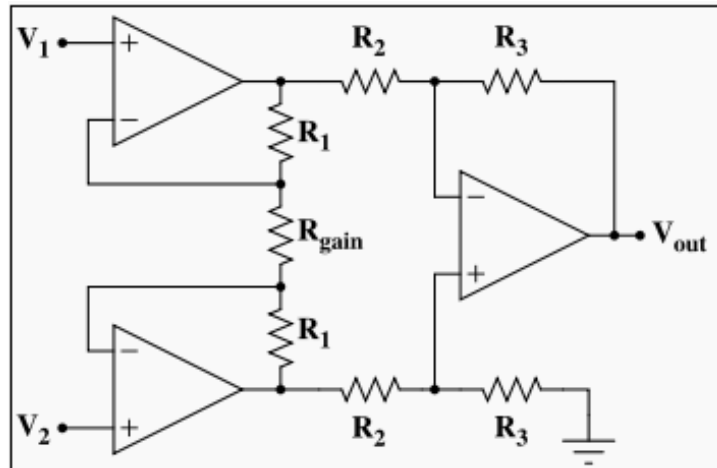


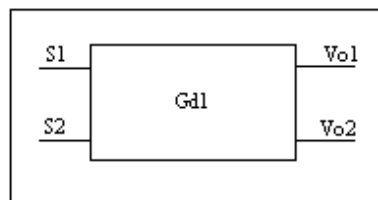
Figura 2.18. Amplificador instrumental.

Fuente: Autores.

Este circuito para razones de su estudio lo podemos dividir en 2 etapas:

Primera Etapa

En la primera etapa se obtiene la ganancia de los dos primeros operacionales con sus respectivas señales de ingreso:



Entonces se tiene que la ganancia diferencial es:

$$G_{d1} = \frac{(V_{O1} - V_{O2})}{(S_1 - S_2)}$$

De donde:

$$V_{O1} - V_{O2} = (2R_1 + R_g)I$$

$$S_1 - S_2 = R_g \times I$$

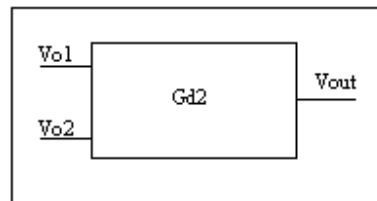
Entonces reemplazando estos valores en G_d :

$$G_{d1} = \frac{(2R_1 + R_g)}{R_g}$$

Ganancia de la primera etapa:

$$G_{d1} = 1 + \frac{2R_1}{R_g}$$

Segunda Etapa



En esta segunda etapa debido al valor de las resistencias se obtiene ganancia 1. Esta parte del circuito es especialmente diseñada para garantizar simetría en la amplificación del circuito.

Se tiene que:

$$G_{d2} = 1$$

Por lo tanto la ganancia total del circuito en modo diferencial es la ganancia de la primera etapa:

$$G_d = G_{d1}$$

2.3 Diseño de los equipos

Para poder realizar el diseño de los equipos, fue de mucha utilidad el uso de PROTEL que es una herramienta propia para efectuar diseños y simulaciones de circuitos electrónicos.

El diseño se basa en la aplicación de filtros y amplificadores adecuados para cada una de las etapas en los diferentes circuitos, debido a que las señales que emite el cuerpo humano necesitan ser procesadas para eliminar ruidos indeseables provenientes de distintas fuentes (como se hablará a continuación) y aumentar su amplitud ya que las mismas desde su origen son muy débiles (en el orden de mV.).

2.3.1 Fuentes de ruido e interferencias

La presencia del ruido en el registro de biopotenciales es un hecho prácticamente inevitable. En el registro de bioseñales la existencia de ruido se debe a muchas causas.

Antes de nombrar las fuentes de ruido se debe definir que es el ruido. Una definición común al hablar de sistemas electrónicos considera como aquella señal ajena a la señal de interés y que es susceptible de provocar un error en nuestro sistema de medida. Así el ruido podremos clasificarlo según sea una señal determinista o aleatoria, o bien según su origen: externo o interno al sistema de medida. Normalmente se utiliza el término ruido cuando el origen es interno al propio sistema de medida y la naturaleza de la señal suele ser aleatoria. Por el contrario, el término interferencia se aplica a aquellas señales externas al sistema de medida, cuya evolución temporal suele seguir una ley preestablecida que puede ser conocida de antemano, aunque su valor en un instante determinado pueda venir caracterizado por una variable aleatoria. Por ejemplo las interferencias debidas a la red de distribución eléctrica, y las producidas por equipos eléctricos o electrónicos próximos al entorno de medida.

El análisis de ruido es de suma importancia. Sólo a través de un cuidadoso estudio de sus características se puede llegar a filtrar el ruido suficientemente para poder detectar e interpretar fiablemente los micro potenciales por vía no invasiva. Así pues, las fuentes

principales de ruido e interferencia que se encuentran habitualmente en un registro de bioseñales son:

a) Fuentes de ruido

Ruido fisiológico.

Interfaz electrodo-piel.

Ruido electrónico del sistema de medida.

b) Fuentes de interferencia

Red de distribución eléctrica.

Otras fuentes: ordenadores, monitores, equipos electrónicos.

A continuación, se explica detalladamente las fuentes de ruido e interferencias y su posible solución.

2.3.1.1. Ruido fisiológico

Es la principal fuente de ruido, debido en su mayor parte, a los potenciales generados por los músculos torácicos durante la respiración.

Los electrodos para biopotenciales convierten corrientes iónicas (únicas presentes en los tejidos vivos) en corrientes de electrones (las únicas que pueden circular por los conductores metálicos).

La señal obtenida depende de la localización de los electrodos, y por ello se ha normalizado. La colocación de éstos puede contribuir a una reducción considerable del nivel de ruido. Los niveles de ruido suelen estar entre 10 mV y 2 mV de amplitud.

Si se analiza el nivel de ruido de cualquier señal, se observa que sus características no permanecen constantes a lo largo del registro. La causa principal de que la señal no sea

estacionaria es la respiración. Por este motivo, se debe distinguir entre dos tipos de ruido fisiológico, el de soporte y el de respiración.

El de **soporte** está relacionado con la actividad de los músculos torácicos que no intervienen en la respiración y su nivel de actividad dependerá de diversos factores como son el estado de relajación del paciente, frío, etc.

El de **respiración** está directamente relacionado con la actividad de los músculos que intervienen en el proceso de respiración. Además, el nivel de actividad muscular será diferente a lo largo del ciclo respiratorio. Así, en la fase de inspiración aumentará el ruido fisiológico, mientras que en la fase de espiración el nivel será mas bajo. [1].

2.3.1.2. Ruido de la interfaz electrodo-piel

Los electrodos son el primer y principal elemento en la cadena de medida. Por tanto, el ruido que pueda generarse en dicho elemento es de especial importancia. Su función es la de transductor. Debe convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas. Este registro debe hacerse con la mayor fidelidad posible, y además, no debe perturbar la señal a medir. La señal obtenida al medir depende de la localización de los electrodos. Los parámetros importantes son la impedancia y el ruido. La impedancia debe ser lo más baja posible para reducir el efecto de carga de la etapa posterior de amplificación y minimizar el efecto de las interferencias de modo común que aparecen a la entrada.

El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel. Por lo tanto, existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida. La primera es el contacto entre la piel y el electrolito y la segunda es el contacto entre el electrolito y la parte metálica del electrodo. La presencia de estas interfaces provocará un intercambio iónico con la consiguiente aparición de un potencial de electrodo.

Si el electrodo se mueve respecto al electrolito, producirá una alteración en la distribución de la carga que provocará una variación transitoria del potencial. Lo mismo

sucede en la interfaz electrolito-piel, el potencial de equilibrio variará si se produce movimiento relativo entre ellos.

Las interfaces electrolito-piel son difíciles de caracterizar porque dependen de las características de la piel. La impedancia presenta variaciones de la zona del cuerpo donde se aplique el electrodo, del tiempo desde su aplicación, de la composición del electrolito y del estado de la piel y su preparación. El ruido que presenta dicha interfaz suele ser mayor que el ruido térmico asociado a la parte real de la impedancia, especialmente en baja frecuencia. Este ruido se denomina “*motion artefact*”, artefacto en movimiento y produce una fluctuación de la señal a frecuencias muy bajas (≤ 1 Hz), no susceptibles a ser filtrados debido a la gran cantidad de información que poseen a estas frecuencias las señales bioeléctricas. [1].

2.3.1.3. Ruido electrónico del sistema de medida

Una de las características más importantes del sistema de medida es el nivel de ruido que introduce el circuito a la salida. Este ruido está causado, en gran parte, por la primera etapa de entrada, dispositivos activos y resistencias utilizadas en el sistema. Para el análisis del ruido se considerará un sistema de medida básico formado por un amplificador de instrumentación y filtros.

En cuanto a los componentes pasivos, especialmente las resistencias cuya densidad espectral es de $KTR/4$ donde K es la constante de Boltzman, T es la temperatura absoluta, y R es el valor de la resistencia; se recomienda utilizar valores bajos siempre que sea posible.

En cambio, en los componentes activos, la medida aplicable por el diseñador es seleccionar los componentes que presentan menores niveles de ruido, dentro de las exigencias del diseño, incluidas las económicas.

En todo caso, se debe limitar mediante filtros la banda de funcionamiento todo lo que permita el espectro de la señal de interés. [1].

2.3.1.4. Interferencia de la red de distribución eléctrica

La amplificación y el registro de los biopotenciales, presentan, frecuentemente, problemas de interferencias originados por la red de distribución eléctrica. Una característica deseable para la reducción de interferencias es la de que no debe afectar al contenido de la señal.

Se han revisado diferentes métodos para la reducción de la interferencia de red en registros de biopotenciales: apantallamiento y trenzado de cables, reducción de la impedancia de contacto con los electrodos, realimentación activa y amplificadores de aislamiento. Estas técnicas sólo permiten reducir la interferencia en modo común. Sin embargo, en el registro de biopotenciales siempre existe la posibilidad de una interferencia de red en modo diferencial significativo, sobre todo por acoplamiento capacitivo, e incluso por inducción magnética dentro del cuerpo. Esta es la causa de que en el registro de ECG se observe a menudo una interferencia de red, aún tomando las debidas precauciones al adquirir la señal.

La presencia de la red de distribución eléctrica conlleva a la aparición de campos eléctricos y magnéticos que interaccionan con el sistema de medida y el paciente, como ya se ha mencionado anteriormente, se pueden dividir en dos grupos:

- a) Interferencias de origen interno
- b) Interferencias de origen externo

Las interferencias de **origen interno** provienen del propio equipo de medida y las causas pueden ser varias. La más común es la fuente de alimentación cuando el equipo está conectado a la red eléctrica.

Las interferencias de red de **origen externo** se pueden dividir dos grupos: las interferencias causadas por campo eléctrico, acoplamiento capacitivo, y las causadas por campo magnético.

Por la red eléctrica circulan corrientes variables de 60 Hz que provocan la aparición de campos magnéticos variables en el tiempo. Estos campos magnéticos atraviesan los

bucles formados por el sistema de medida, induciendo en ellos tensiones de 60 Hz. Las tensiones más importantes se inducen en el bucle formado por el paciente, los conductores y el propio equipo.

La mejor solución para reducir la interferencia magnética, es hacer el área del bucle de medida tan pequeña como sea posible, lo cual puede conseguirse trenzando los cables de medida desde el equipo de registro hasta las proximidades del paciente.

La interferencia de 60 Hz, como se ha explicado anteriormente, es la que más afecta al diseño del sistema de amplificación. Sin embargo, cuando las medidas comentadas no son suficientes para obtener un registro de calidad, suelen adoptarse otras soluciones complementarias, para minimizar dichas interferencias.

La opción es incluir un filtro de 60Hz en la etapa de amplificación, con lo que se elimina en gran medida la interferencia. El gran inconveniente es que la información de 60 Hz que contiene la señal también se pierde distorsionando así la señal de interés. [1].

2.3.2 Diseño del Electrocardiógrafo (ECG)

Es de mucha importancia llegar a realizar un circuito que nos permita captar las señales que generan los latidos del corazón, debido a que con dicho aparato se puede llevar un control mas adecuado para las personas que sufren problemas cardiacos.

Puesto que las bioseñales que emite el corazón son muy pequeñas, se ha logrado de alguna forma amplificarlas para poder tener un registro con valores mayores a los originales, y de esta forma lograr visualizar con precisión el ciclo cardiaco, en el cual se puede presentar una onda normal u ondas anormales debido al funcionamiento del corazón. Otro de los inconvenientes de la señal original es que debe de ser filtrada para eliminar el ruido que se da por distintas fuentes (que ya se habló anteriormente).

Los electrodos conforman el primer módulo del diagrama de bloques del sistema de medida que se presenta a continuación en la figura 2.19. Los parámetros importantes son la impedancia y el ruido. La impedancia debe ser lo más baja posible para reducir el efecto de carga de la etapa posterior, etapa de amplificación, y minimizar el efecto de las interferencias en modo común que aparecen en la entrada. En cambio, la impedancia de entrada del sistema debe ser lo más alta posible.

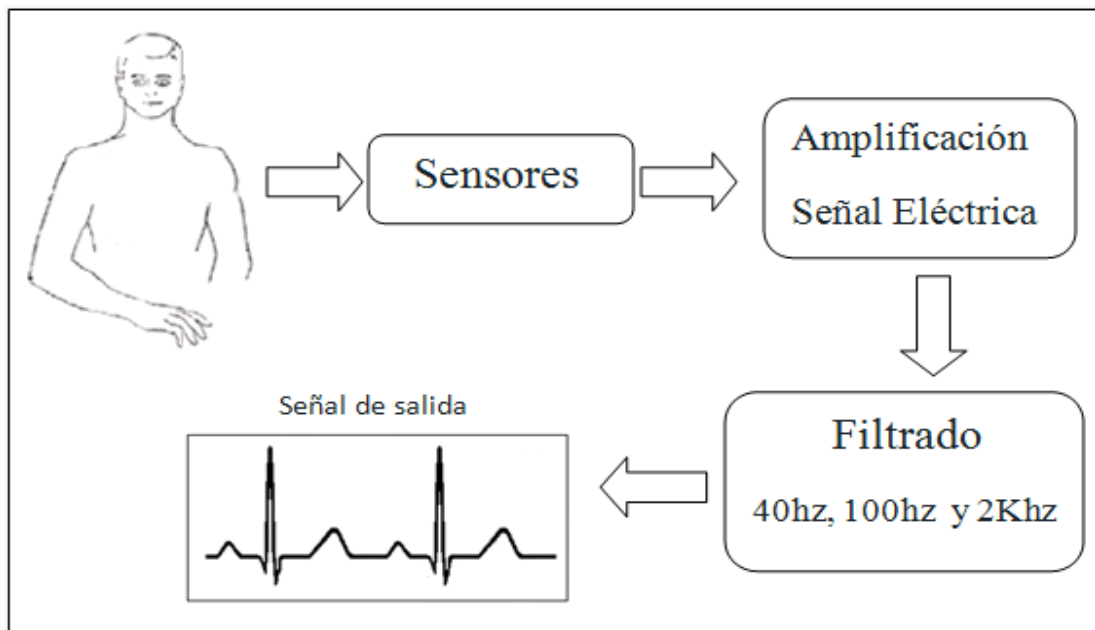


Figura 2.19. Diagrama de bloques del ECG.

Fuente: Autores.

El módulo de sensores se encarga de detectar las señales generadas a partir de los pulsos cardíacos del pecho del usuario y convertirlas en señales eléctricas, las cuales pasan por el módulo de amplificación y filtrado.

Las señales bioeléctricas son captadas a través de dos electrodos superficiales desechables ubicados en el pecho del usuario. La amplitud típica de estas señales para ECG está entre 0,5 y 4 mV, y la frecuencia útil está en el rango de 0,01 y 250 Hz.

Es importante entender el funcionamiento de un amplificador bioeléctrico diferencial. Los potenciales bioeléctricos que se registran son de muy baja amplitud. El problema está en la contaminación, por el ruido eléctrico que viene del exterior y que, generalmente, está constituido por interferencias de 60 Hz. Este ruido va a captarse por

el paciente, por los cables de los electrodos y por el mismo equipo, como si fuera una antena.

Este inconveniente puede subsanarse con un amplificador de instrumentación. Este amplificador es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales. Está diseñado para tener una alta impedancia y alto rechazo en modo común. Se puede construir a partir de componentes discretos o se puede encontrar encapsulado (por ejemplo el AD620).

2.3.2.1 Circuitos básicos para realizar el ECG

A continuación se muestra algunos de los circuitos que se realizaron para poder obtener y procesar la señal originada por los latidos cardiacos, en los cuales los más utilizados son diversos tipos de amplificadores y filtros.

En la figura 2.20 se observa el circuito de entrada de la señal tomada desde un electrodo en este caso el de brazo izquierdo (L). El circuito está en conexión de seguidor de tensión lo cual a la entrada del circuito existe una alta impedancia.

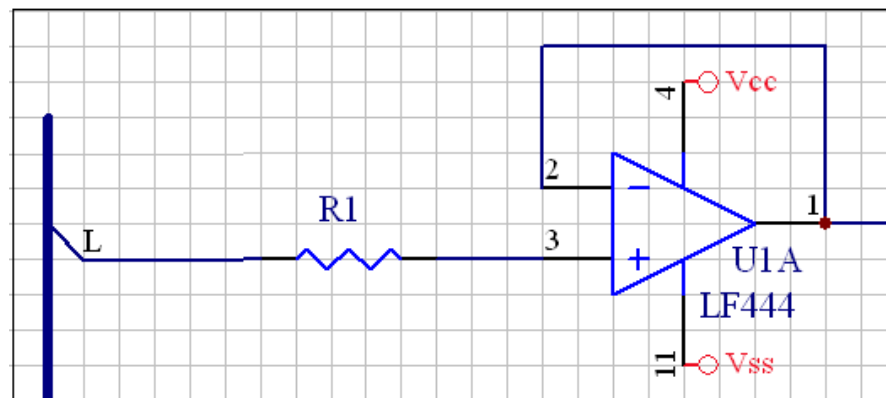


Figura 2.20. Esquema de circuito de entrada.

Fuente: Autores.

En la figura 2.21 se muestra el circuito en el cual la señal de entrada de dos electrodos se resta la una de la otra (L - R) para obtener la primera derivada del ECG como se vio anteriormente en el capítulo 1.

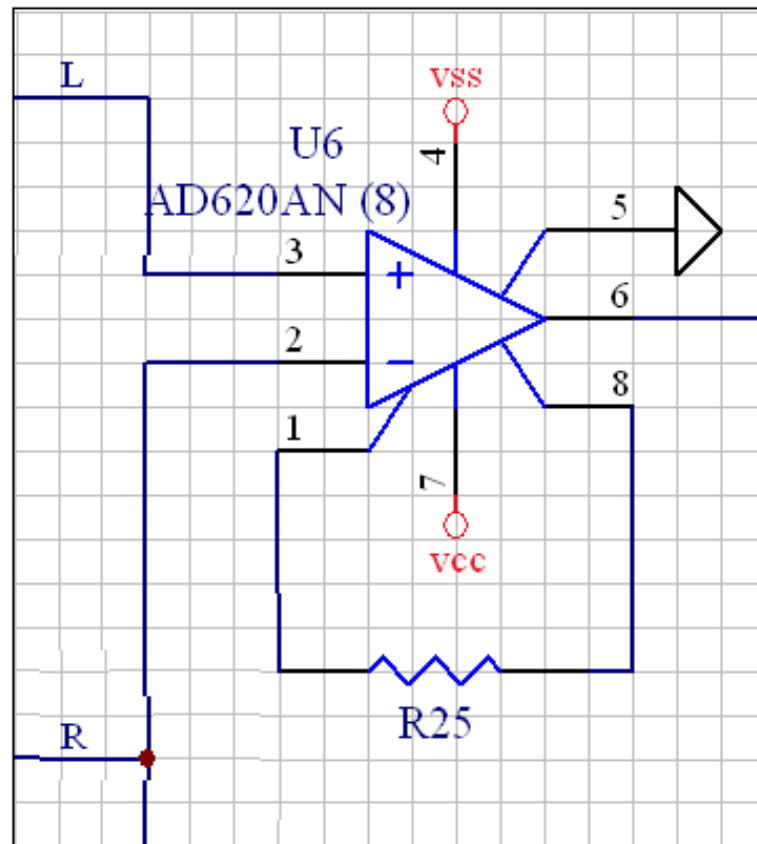


Figura 2.21. Esquema de circuito para obtener 1ra derivada.
Fuente: Autores.

A continuación en la figura 2.22 se observa el esquema de filtrado de una de las derivadas, por razones de pruebas de funcionamiento se han escogido tres tipos de filtros pasa bajos de 40Hz, 100Hz y 2KHz mediante jumpers para seleccionar uno de ellos.

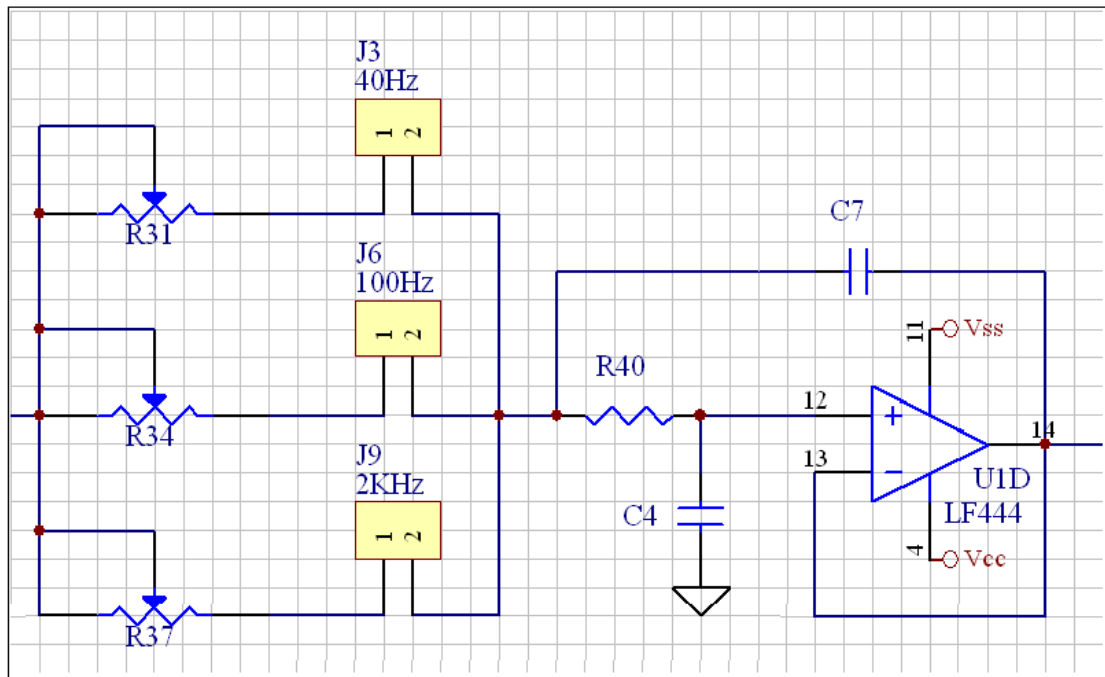


Figura 2.22. Circuito de filtro pasabajo.

Fuente: Autores.

Ahora la señal debe ser amplificada por lo cual se ha elaborado un circuito de amplificador no inversor (figura 2.23) con alta ganancia para así poder digitalizar la señal y poder observarla con mayor calidad.

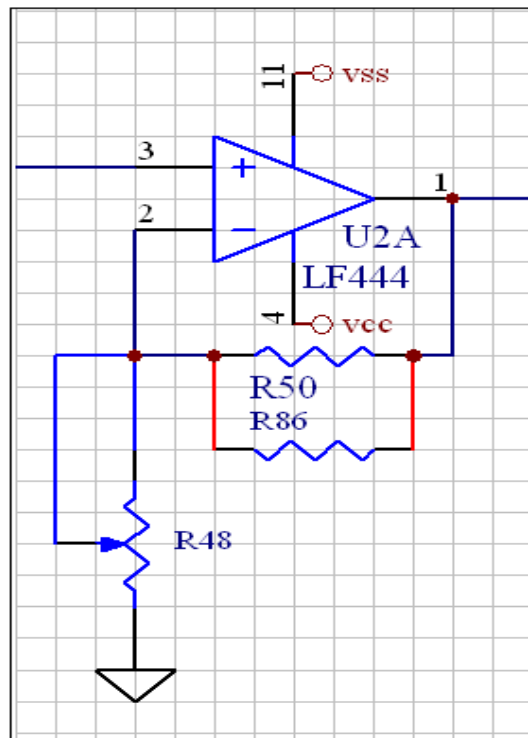


Figura 2.23. Circuito de amplificación.
Fuente: Autores.

En general los gráficos mostrados anteriormente son los circuitos principales para obtener y procesar la señal de ECG para cada una de las derivadas. A continuación en las fotos 1 y 2 se muestran imágenes de la placa impresa ya montada de todo el circuito con las tres derivadas, sus respectivas entradas de señal, salidas y alimentación del circuito. En la primera foto se muestra la vista de frente de la placa impresa, en la segunda foto en cambio se observa la placa desde un ángulo superior.

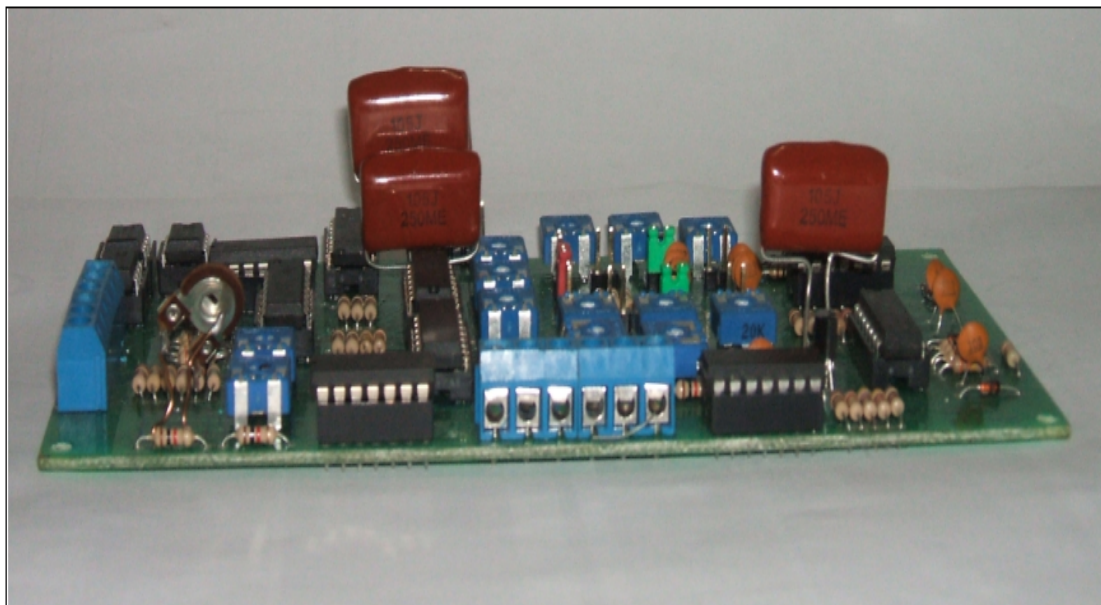


Foto 2.1. Vista de frente de placa impresa de ECG.

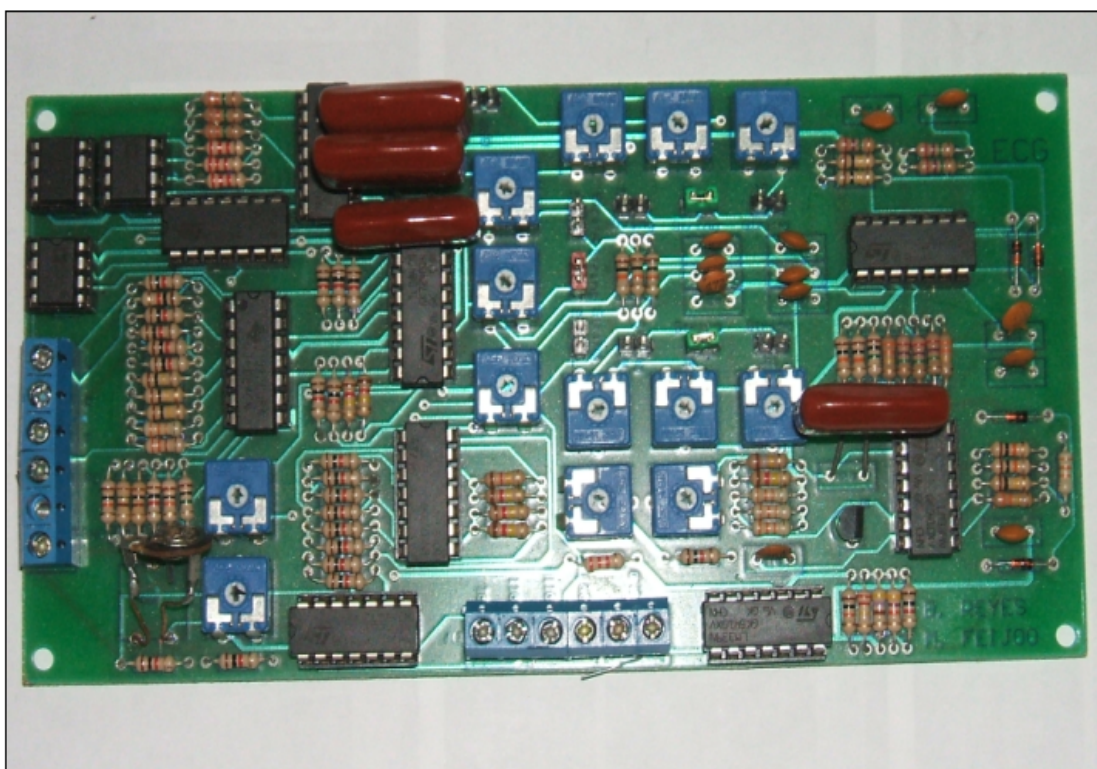


Foto 2.2. Vista de ángulo superior de placa impresa de ECG.

2.3.3. Diseño del Fonocardiógrafo (FCG)

En este caso, el primer modulo viene dado por un micrófono como se ve en la figura 2.24, el cual va sobre el pecho del paciente para capturar el sonido del corazón o el latido cardiaco. Luego, al igual que en el diseño del ECG se procede a amplificar y filtrar la señal para poder reconocer los distintos tonos que emite el corazón.

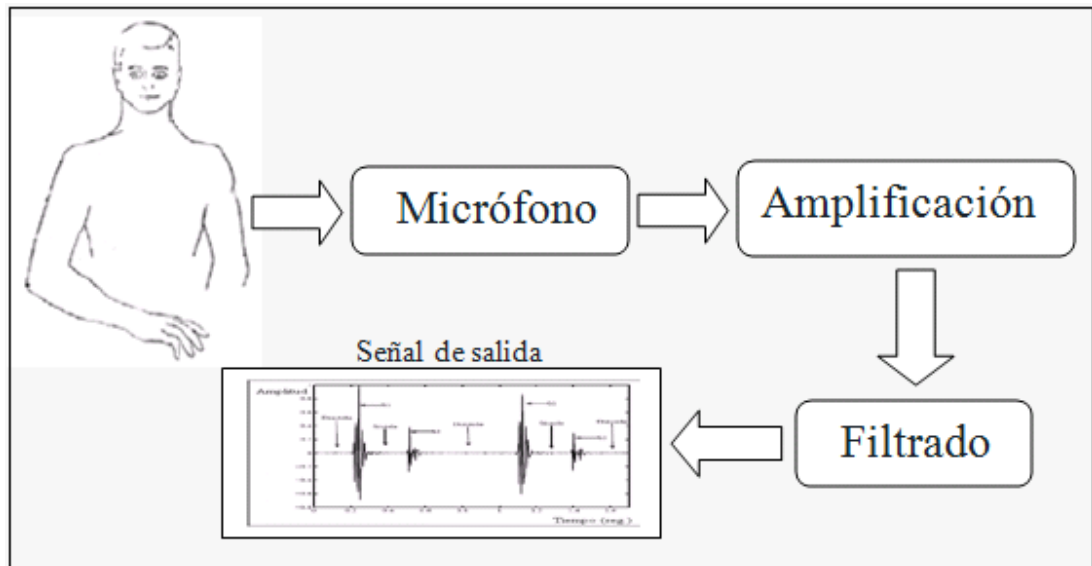


Figura 2.24. Esquema de bloques del Fonocardiógrafo (FCG).
Fuente: Autores.

Generalmente los sonidos que emite el latido cardiaco son cuatro, conocidos como primer tono, segundo tono, tercer tono y cuarto tono. Los tonos más fuerte son el primero y el segundo, por tal razón en la onda de salida del fonocardiógrafo se visualizaran estos 2 sonidos; el tercer y cuarto tono son tan débiles que no se genera una visualización adecuada.

2.3.3.1 Circuitos básicos para realizar el FCG

La señal de fonocardiografía necesita de ser filtrada y amplificada por lo que se ha optado por realizar ambos procesos al mismo tiempo. En la figura 2.25 se observa el circuito del filtro pasa alto con su respectiva amplificación y en la figura 2.26 se encuentra el circuito de filtro pasa bajo con amplificación.

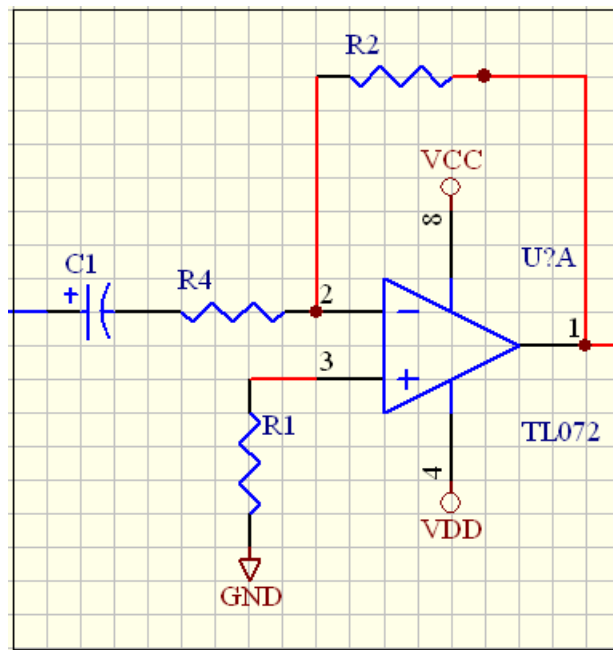


Figura 2.25. Circuito de filtro pasa alto y amplificador.
Fuente: Autores.

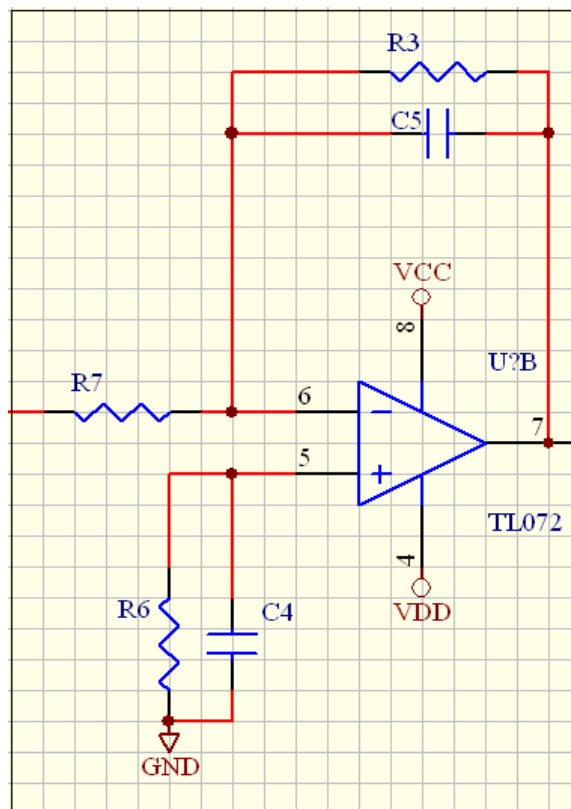


Figura 2.26. Circuito pasa bajo y amplificador.
Fuente: Autores.

En las imagenes 3 y 4 se encuentran las fotos de la placa impresa del fonocardiógrafo vista de ángulo superior y de frente respectivamente.

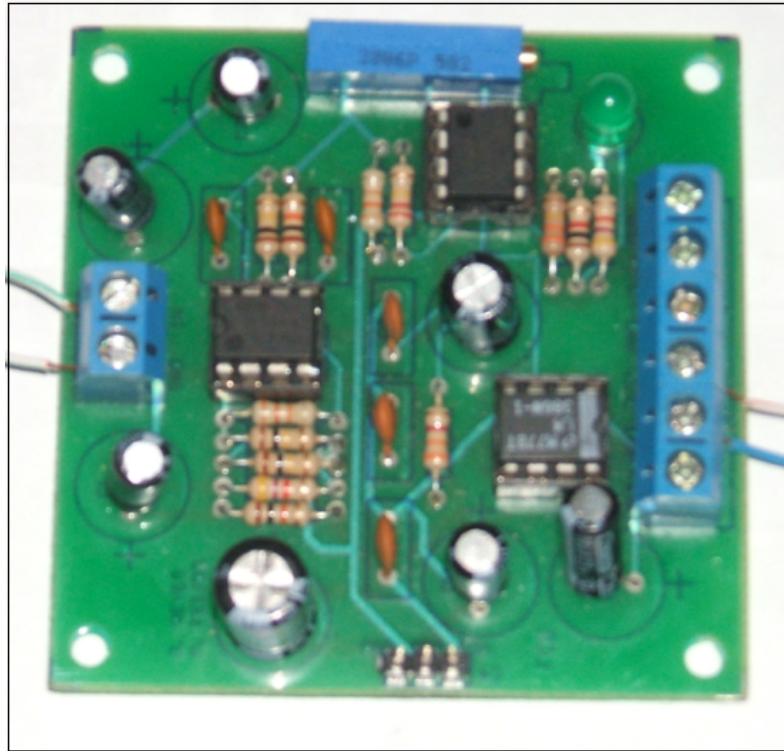


Foto 2.3. Vista de ángulo superior de placa de FCG.

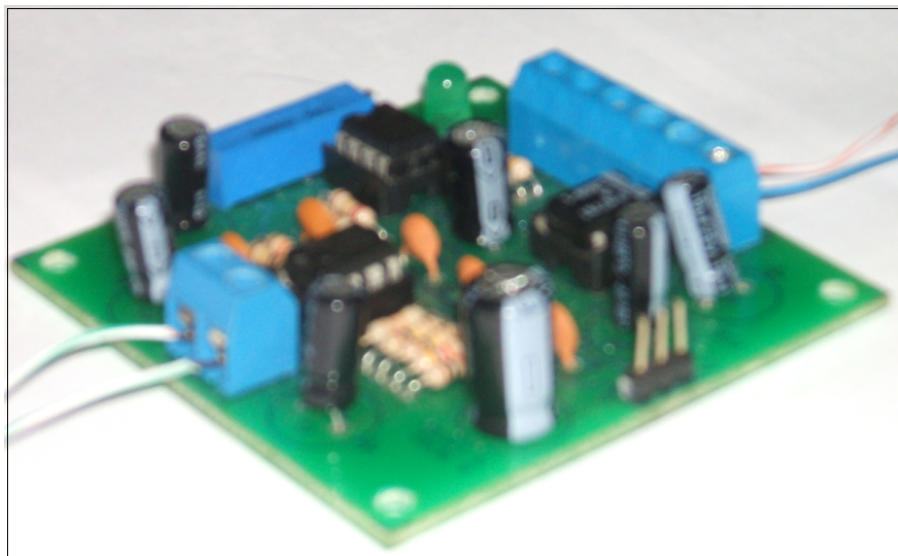


Foto 2.4. Vista de frente de placa de FCG.

2.3.4 Diseño del Impedancímetro (IMP)

Una de las técnicas para el registro de la frecuencia respiratoria es a través de la impedancimetría torácica, la cual se está empleando en este diseño para verificar cualquier tipo de anomalías. En la figura 2.27 se muestra el diagrama de bloques de la construcción del equipo.

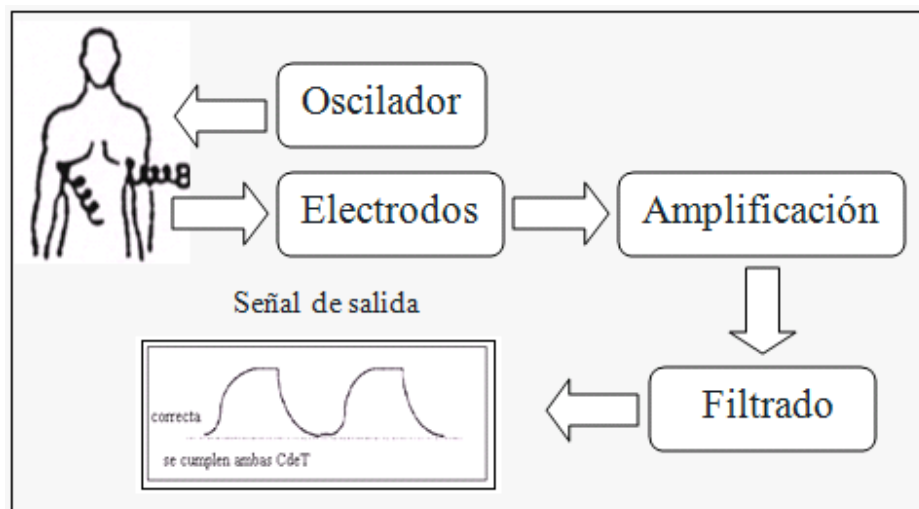


Figura 2.27. Diagrama de bloques del impedancímetro.
Fuente: Autores.

Como se puede observar, el circuito consta de un modulo de oscilación que permite ingresar una frecuencia de 57 khz al cuerpo humano, para luego mediante los electrodos captar la señal que se genera al producirse la respiración.

2.3.4.1 Circuitos básicos para realizar el IMP

Los siguientes módulos representan el procesamiento de la señal a través de filtros y amplificadores para al final obtener una visualización correcta de la onda que genera la respiración.

En la figura 2.28 se encuentra el circuito de oscilación de 57 KHz que se inyecta al cuerpo.

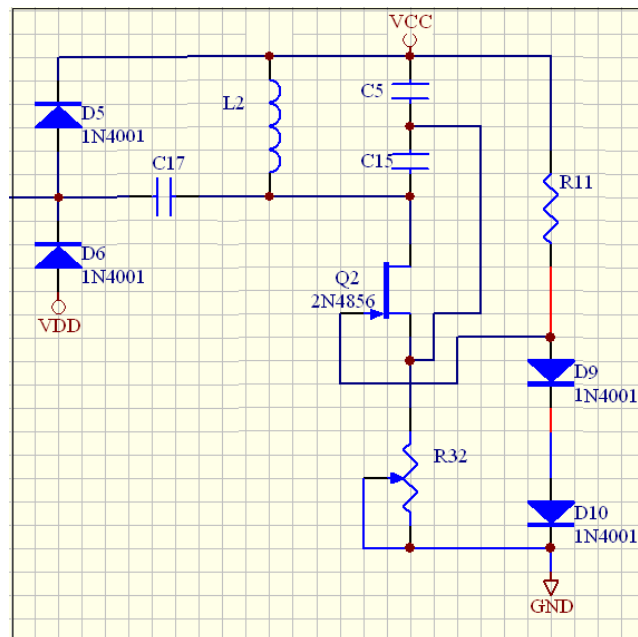


Figura 2.28. Circuito de oscilación del impedancímetro.
Fuente: Autores.

A continuación en la figura 2.29 se visualiza uno de los circuitos que sirven como buffer para la entrada de la señal.

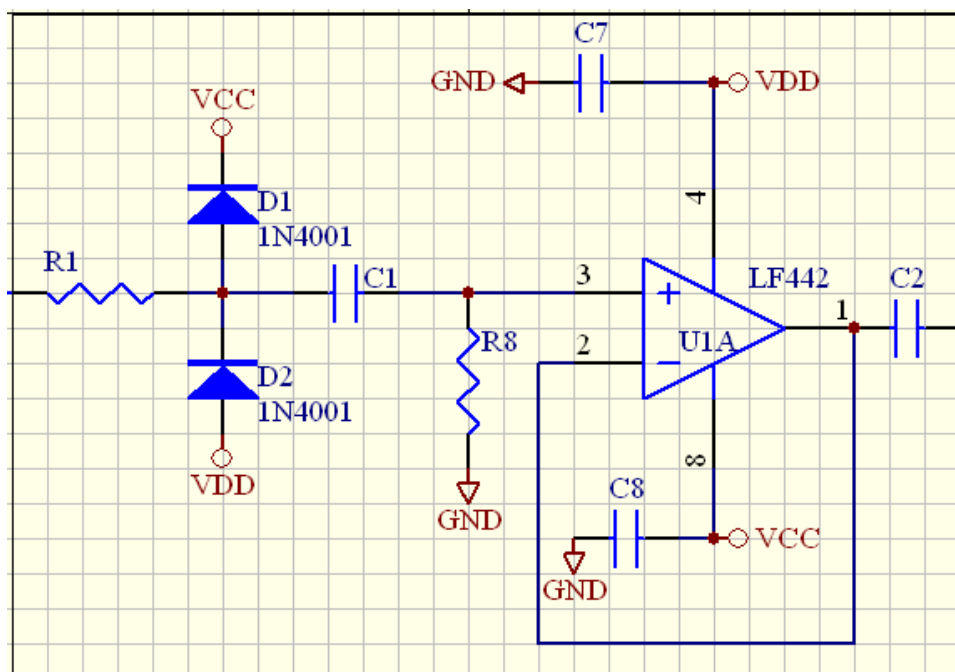


Figura 2.29. Diagrama de buffer de entrada del IMP.
Fuente: Autores.

En la figura 2.30 se muestra el diseño de un filtro de 57KHz que sirve para eliminar las señales superiores a dicha frecuencia.

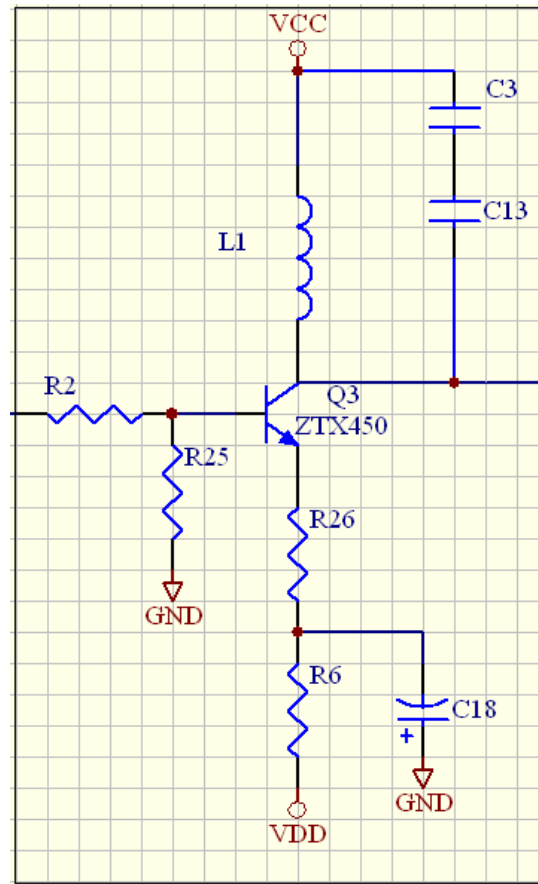


Figura 2.30. Filtro de 57KHz. Fuente: Autores.

En la figura 2.31 se muestra el amplificador de mayor importancia, debido a su alta ganancia. Seguido, en la figura 2.32, se muestra el circuito de un filtro pasa bajo que sirve para eliminar ruido que se genera por diversas fuentes.

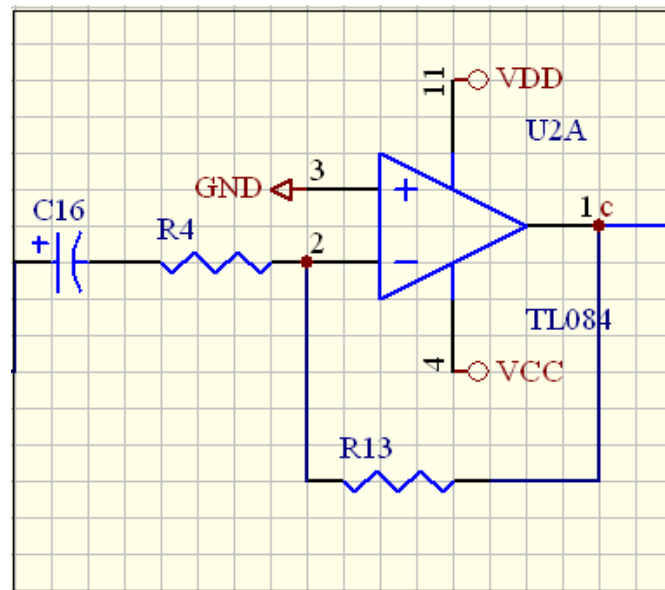


Figura 2.31. Circuito Amplificador del IMP.
Fuente: Autores.

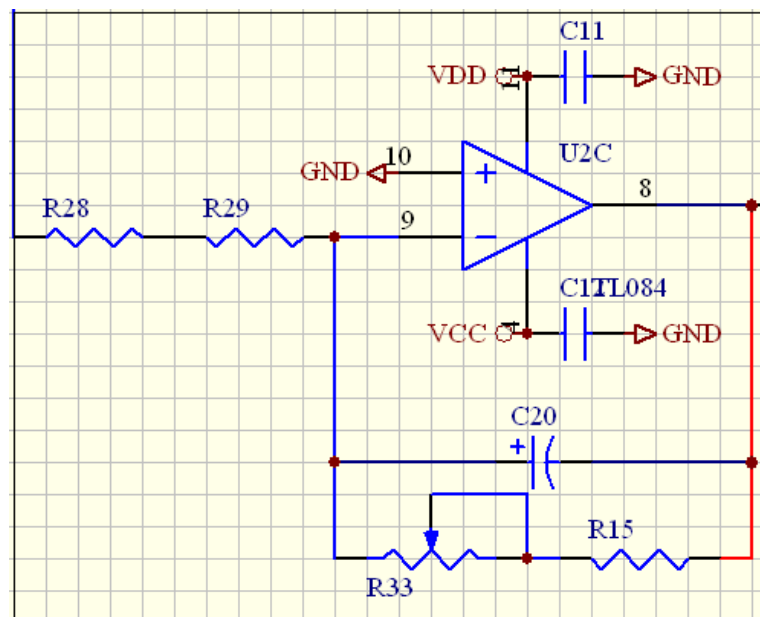


Figura 2.32. Circuito de filtrado del IMP.
Fuente: Autores.

En las siguientes fotos (5 y 6) se muestran las placas impresas del impedancímetro en distintas vistas.

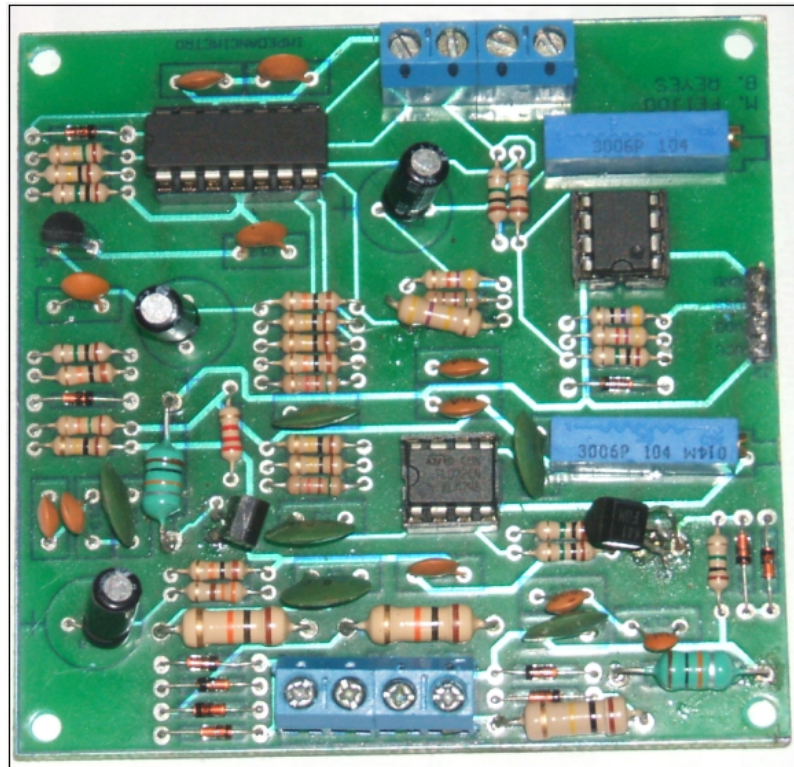


Foto 2.5. Placa del IMP en ángulo superior.

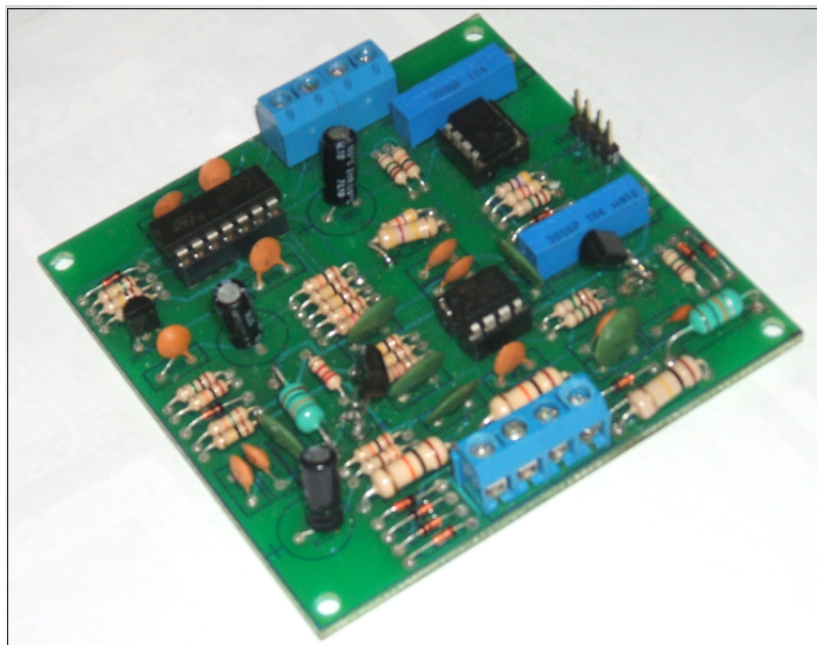


Foto 2.6. Placa del IMP desde otro ángulo.

CAPÍTULO 3

ETAPA DIGITAL

Introducción

Una vez realizado el capítulo 2 el cual trata de la parte analógica del equipo, se procede en este capítulo a realizar la parte digital del mismo.

En este capítulo se procederá a hablar como primer punto del microchip específico que se ha escogido para la conversión analógico-digital de las ondas, todo lo que se necesita de este componente microchip con el fin de convertir la señal analógica, y lo necesario para realizar esta parte del proyecto. Como segundo punto se hará la conferencia del LCD gráfico específico que se utilizará para la visualización de las ondas ya digitalizadas para ese momento. Luego, como último punto, se presentará y hablará del diseño digital, parte del proceso y realización.

3.1 Micro controlador

3.1.1 Introducción a los micro controladores

Los micro controladores están conquistando el mundo. Están presentes en nuestro trabajo, en nuestra casa y en nuestra vida, en general. Se pueden encontrar controlando el funcionamiento de los ratones y teclados de los computadores, en los teléfonos, en los hornos microondas y los televisores de nuestro hogar. Pero la invasión acaba de comenzar y el nacimiento del siglo XXI será testigo de la conquista masiva de estos diminutos computadores, que gobernarán la mayor parte de los aparatos que fabricaremos y usamos los humanos.

En si el micro controlador es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria y está compuesto de varios bloques funcionales, los cuales cumplen una tarea específica.

3.1.2 Micro controladores vs Micro procesadores

El micro procesador (μP) aparece en el mercado en el año de 1971, el cual causó un cambio decisivo en las técnicas de instrumentación y control. Un micro procesador es un chip programable el cual integra pocos recursos de hardware; básicamente los relacionados con el procesamiento de información (CPU) y con el trabajo aritmético (ALU). Para completar el desempeño de los micro procesadores aparecieron un conjunto de chips periféricos, tales como puertos de entrada salida, memoria, temporizadores; entre otros. Tales periféricos formaron parte de una familia de chips discretos con los que el μP debía comunicarse empleando básicamente tres tipos de buses: bus de datos, bus de direcciones y bus de control.

Debido al aumento de la capacidad de integración aparece el primer micro controlador (μC) en el año de 1976. La diferencia fundamental de un μC con un μP es que el micro controlador integra la mayor cantidad de recursos en un solo chip y se comunica con el exterior solamente a través de líneas de entrada / salida o líneas de puerto. En la figura 3.1 se observa la estructura interna de un μC .

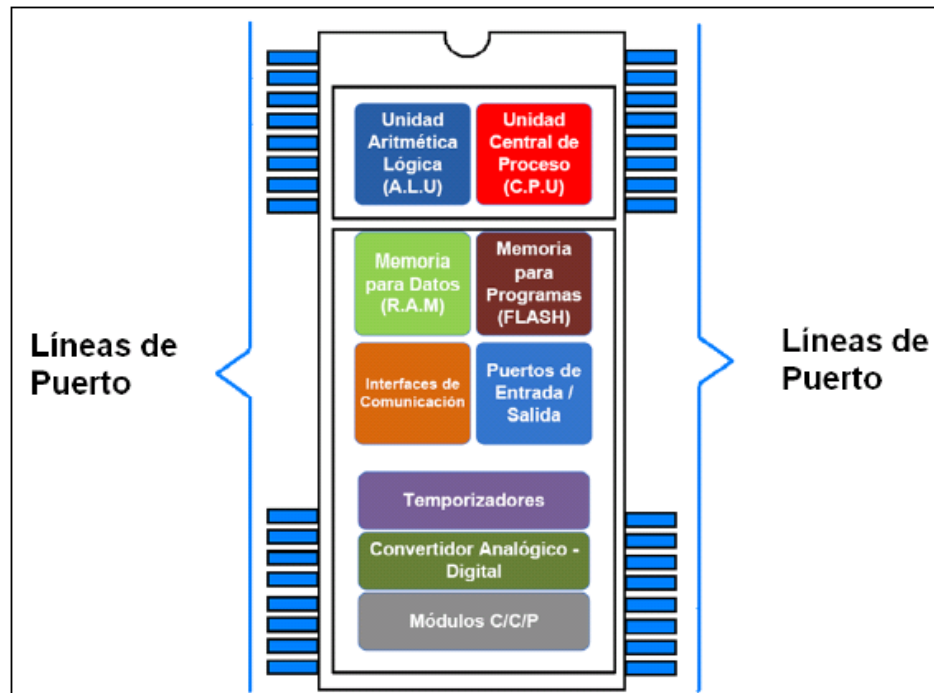


Figura 3.1. Representación esquemática de la estructura de un micro controlador.
Fuente: MICROCHIP TECHNOLOGY Inc. PIC 18F452 Datasheet. microchip.com.

3.1.3 Tipos de micro controladores

Hoy en día se fabrican dos tipos de micro controladores:

- **Los micro controladores estándares.** Se caracterizan por la total flexibilidad de su arquitectura. Se pueden desarrollar múltiples tipos de aplicaciones dependiendo de sus posibilidades y/o limitaciones concretas.
- **Los micro controladores (“hechos a la medida”).** Se caracterizan por manejar una arquitectura cerrada. Casi siempre son pre programados desde la fábrica o manejan un sistema de programación cerrado (no conocido comercialmente).

Algunas casas fabricantes de micro controladores son:

- Microchip.
- ATMEL.

- Motorola.
- Texas Instruments.
- Siemens.

El micro controlador Microchip es el que se ha escogido para el desarrollo del equipo en proceso, por la facilidad de adquisición y debido al conocimiento que se tiene del chip por los estudios realizados anteriormente en la Universidad.

3.1.4 Micro controladores MICROCHIP™

Microchip™ es la casa fabricante que más variedad de micro controladores oferta. Sus microcontroladores se agrupan en familias o gamas (baja, media y alta). Cada familia de micros oferta diferentes series.

Microchip™ es una empresa revolucionaria dentro de la era del micro controlador moderno, actualmente fabrica micro controladores de 32 bits de alta tecnología (PIC32). La familia 18FXXXX (micro controladores de 8bits) es una familia moderna y muy vendida a nivel mundial. La familia 18FXXXX está integrada por micro controladores que combinan especificaciones muy poderosas: bajo costo, versatilidad, arquitectura interna de fácil comprensión e integración en chips de pocos pines de gran cantidad de periféricos.

3.1.5 Arquitectura interna de los microcontroladores

Aunque inicialmente todos los microcontroladores adoptaron la arquitectura clásica de von Neumann, en el momento presente se impone la arquitectura Harvard. La arquitectura de von Neumann se caracteriza por disponer de una sola memoria principal donde se almacenan datos e instrucciones de forma indistinta. A dicha memoria se accede a través de un sistema de buses único (direcciones, datos y control).

La arquitectura Harvard dispone de dos memorias independientes una, que contiene sólo instrucciones y otra, sólo datos. Ambas disponen de sus respectivos sistemas de buses de acceso y es posible realizar operaciones de acceso (lectura o escritura) simultáneamente en ambas memorias.

3.1.5.1 El procesador (UCP)

Es el elemento más importante del micro controlador y determina sus principales características, tanto a nivel hardware como software. Se encarga de direccionar la memoria de instrucciones, recibir el código OP de la instrucción en curso, su decodificación y la ejecución de la operación que implica la instrucción, así como la búsqueda de los operandos y el almacenamiento del resultado. Existen tres orientaciones en cuanto a la arquitectura y funcionalidad de los procesadores actuales.

CISC: Un gran número de procesadores usados en los microcontroladores están basados en la filosofía CISC (Computadores de Juego de Instrucciones Complejo). Disponen de más de 80 instrucciones de máquina en su repertorio, algunas de las cuales son muy sofisticadas y potentes, requiriendo muchos ciclos para su ejecución. Una ventaja de los procesadores CISC es que ofrecen al programador instrucciones complejas que actúan como macros.

RISC: Tanto la industria de los computadores comerciales como la de los microcontroladores están orientándose hacia la filosofía RISC (Computadores de Juego de Instrucciones Reducido). En estos procesadores el repertorio de instrucciones máquina es muy reducido y las instrucciones son simples y, generalmente, se ejecutan en un ciclo. La sencillez y rapidez de las instrucciones permiten optimizar el hardware y el software del procesador.

SISC: En los microcontroladores destinados a aplicaciones muy concretas, el juego de instrucciones, además de ser reducido, es “específico”, o sea, las instrucciones se adaptan a las necesidades de la aplicación prevista. Esta filosofía se ha bautizado con el nombre de SISC (Computadores de Juego de Instrucciones Específico).

3.1.5.2 Registros en los microcontroladores

Se refiere como registro a un almacenador binario de “n” bits. En el caso específico de los micros de la familia 18FXXXX un registro para guardar datos (registro de datos) o información de control (registro de control) es de 8 bits, porque el procesamiento y el transporte de datos se realiza en cantidades de 8 bits. Los bits de un registro se enumeran de derecha a izquierda comenzando desde el cero (hasta el 7), siendo el bit 0 “el menos significativo” y el bit 7 “el más significativo”.

3.1.5.2.1 Registro de DATOS o de Propósito General

Como su nombre lo indica un “registro de datos” es un registro que almacena datos, necesarios para que el programa se ejecute correctamente. Tales registros se encuentran en la Memoria de Datos (tipo R.A.M) o en cualquier memoria auxiliar permanente (tipo FLASH).

3.1.5.2.2 Registro de CONTROL o de Propósito Específico

Un registro de control almacena información necesaria para que el micro controlador funcione correctamente. Tales registros se encuentran en la Memoria de Datos (tipo R.A.M) del micro controlador.

3.1.5.3 Memorias

Una memoria está formada por un conjunto organizado de registros (de “n” bits). En las memorias modernas (segmentadas) los registros normalmente están agrupados en “bancos” o “páginas”. Cada registro ocupa una “dirección específica” dentro de la memoria.

3.1.5.3.1 Memoria para Datos

Espacio de memoria dentro del micro controlador destinado a almacenar información en dos tipos de registro: “de propósito general”, donde se almacenan datos necesarios para ejecutar el programa y “de propósito específico” donde se almacenan datos para controlar el funcionamiento del micro controlador.

Desde el punto de vista tecnológico, las Memorias de Datos pueden ser:

- Volátiles (como la R.A.M).
- Permanentes (como la E.E.P.R.O.M o las de tipo “Flash”).

3.1.5.3.2 Memoria para Programas

Espacio de memoria dentro del micro controlador destinado a almacenar, ya sea: los códigos de las instrucciones o comandos o en algunas aplicaciones también datos permanentes, en las localizaciones que no son ocupadas por los códigos de los comandos. Las memorias de programas son memorias siempre permanentes, porque en un micro controlador el programa debe ejecutarse una y otra vez.

3.1.5.3.3 Memorias segmentadas

Existe una tendencia moderna a dividir las memorias (de datos o programas) en segmentos denominados “bancos” o “páginas”. Tal división se hace con el objetivo de hacer más rápida la búsqueda de información dentro de la memoria.

3.1.5.3.4 Direccionado de memoria

Direccionar una memoria o algún recurso específico en el micro controlador significa apuntar, señalar o seleccionar electrónicamente a la **dirección** que define “el lugar” de un registro dentro de la memoria o algún recurso en específico fuera de ella. La

“dirección” de un recurso es un número único y constituye una especie de I.D para él. Pudiera hacerse una analogía elemental con la acción de “buscar la dirección de un lugar”.

3.1.5.3.5 Registro tipo “puntero”

Un registro tipo puntero almacena el valor de una dirección. En programación una dirección es un número (usualmente expresado en hexadecimal) que señala el lugar donde se encuentra un registro dentro de una memoria cualquiera o un recurso específico. Ejemplos de registros tipo puntero son los F.S.R (“File Select Register”) que apoyan el direccionado de la Memoria de Datos y el P.C (“Program Counter”) que apoya el direccionado de la Memoria de Programas.

En los microcontroladores la memoria de instrucciones y datos está integrada en el propio chip. Una parte debe ser no volátil, tipo ROM, y se destina a contener el programa de instrucciones que gobierna la aplicación. Otra parte de memoria será tipo RAM, volátil, y se destina a guardar las variables y los datos. Hay dos peculiaridades que diferencian a los microcontroladores de los computadores personales:

1. No existen sistemas de almacenamiento masivo como disco duro o disquetes.
2. Como el microcontrolador sólo se destina a una tarea en la memoria ROM, sólo hay que almacenar un único programa de trabajo.

La RAM en estos dispositivos es de poca capacidad pues sólo debe contener las variables y los cambios de información que se produzcan en el transcurso del programa.

Por otra parte, como sólo existe un programa activo, no se requiere guardar una copia del mismo en la RAM pues se ejecuta directamente desde la ROM.

Los usuarios de computadores personales están habituados a manejar Megabytes de memoria, pero, los diseñadores con microcontroladores trabajan con capacidades de ROM comprendidas entre 512 bytes y 8 k bytes y de RAM comprendidas entre 20 y 512 bytes. Según el tipo de memoria ROM que dispongan los microcontroladores, la

aplicación y utilización de los mismos es diferente. Se describen las cinco versiones de memoria no volátil que se pueden encontrar en los microcontroladores del mercado.

1º. ROM con máscara

Es una memoria no volátil de sólo lectura cuyo contenido se graba durante la fabricación del chip. El elevado coste del diseño de la máscara sólo hace aconsejable el empleo de los microcontroladores con este tipo de memoria cuando se precisan cantidades superiores a varios miles de unidades.

2ª. OTP

El microcontrolador contiene una memoria no volátil de sólo lectura “programable una sola vez” por el usuario. OTP (One Time Programmable). Es el usuario quien puede escribir el programa en el chip mediante un sencillo grabador controlado por un programa desde un PC.

La versión OTP es recomendable cuando es muy corto el ciclo de diseño del producto, o bien, en la construcción de prototipos y series muy pequeñas. Tanto en este tipo de memoria como en la EPROM, se suele usar la encriptación mediante fusibles para proteger el código contenido.

3ª EPROM

Los microcontroladores que disponen de memoria EPROM (Erasable Programmable Read Only Memory) pueden borrarse y grabarse muchas veces. La grabación se realiza, como en el caso de los OTP, con un grabador gobernado desde un PC. Si, posteriormente, se desea borrar el contenido, disponen de una ventana de cristal en su superficie por la que se somete a la EPROM a rayos ultravioleta durante varios minutos. Las cápsulas son de material cerámico y son más caros que los microcontroladores con memoria OTP que están hechos con material plástico.

4ª EEPROM

Se trata de memorias de sólo lectura, programables y borrables eléctricamente EEPROM (Electrical Erasable Programmable Read Only Memory). Tanto la programación como

el borrado, se realizan eléctricamente desde el propio grabador y bajo el control programado de un PC. Es muy cómoda y rápida la operación de grabado y la de borrado. No disponen de ventana de cristal en la superficie. Los microcontroladores dotados de memoria EEPROM una vez instalados en el circuito, pueden grabarse y borrarse cuantas veces se quiera sin ser retirados de dicho circuito. Para ello se usan “grabadores en circuito” que confieren una gran flexibilidad y rapidez a la hora de realizar modificaciones en el programa de trabajo. El número de veces que puede grabarse y borrarse una memoria EEPROM es finito, por lo que no es recomendable una reprogramación continua. Son muy idóneos para la enseñanza y la Ingeniería de diseño. Se va extendiendo en los fabricantes la tendencia de incluir una pequeña zona de memoria EEPROM en los circuitos programables para guardar y modificar cómodamente una serie de parámetros que adecuan el dispositivo a las condiciones del entorno. Este tipo de memoria es relativamente lenta.

5ª FLASH

Se trata de una memoria no volátil, de bajo consumo, que se puede escribir y borrar. Funciona como una ROM y una RAM pero consume menos y es más pequeña. A diferencia de la ROM, la memoria FLASH es programable en el circuito. Es más rápida y de mayor densidad que la EEPROM. La alternativa FLASH está recomendada frente a la EEPROM cuando se precisa gran cantidad de memoria de programa no volátil. Es más veloz y tolera más ciclos de escritura/borrado.

Las memorias EEPROM y FLASH son muy útiles al permitir que los microcontroladores que las incorporan puedan ser reprogramados “en circuito”, es decir, sin tener que sacar el circuito integrado de la tarjeta. Así, un dispositivo con este tipo de memoria incorporado al control del motor de un automóvil permite que pueda modificarse el programa durante la rutina de mantenimiento periódico, compensando los desgastes y otros factores tales como la compresión, la instalación de nuevas piezas, etc. La reprogramación del microcontrolador puede convertirse en una labor rutinaria dentro de la puesta a punto.

3.1.5.3.6 Ciclo de Máquina (CM)

El Ciclo de Máquina es el espacio de tiempo mínimo que tarda en realizar “una acción” el micro controlador. Un Ciclo de Máquina (CM) puede o no ser suficiente para ejecutar un comando (instrucción) completo. En los PICs un Ciclo de Máquina dura cuatro periodos del Oscilador Externo

3.1.5.3.7 Ciclo de Instrucción (CI)

El Ciclo de Instrucción es el tiempo que demora la ejecución de una instrucción completa. Un CI puede requerir de uno o más Ciclos de Máquina (CM) en función de las características de cada instrucción.

3.1.5.4 Dispositivos Auxiliares

Los dispositivos que realizan funciones auxiliares a la CPU y a la memoria constituyen los puertos de entrada/salida, y en ocasiones suelen llamarse periféricos. Estos se encuentran en el interior del chip en el caso de un μc y en el exterior (como chips auxiliares) en el caso de un μp . Estos pueden ser entre otros:

Puertos de entrada/salida (paralelo) digitales: Permiten configurar cada una de sus líneas como entrada o salida digital de manera individual (sin protocolo) o en bloques para comunicación con protocolo.

Puertos Analógicos: Permiten adquirir señales digitales mediante convertidores Analógico a Digital.

Temporizadores con funciones del tipo:

Entradas temporizadas o de captura: permiten capturar o medir el tiempo en que ocurren eventos exteriores.

Salidas temporizadas o de comparación: permiten generar señales temporizadas.

Conteo de eventos: permiten contar eventos externos.

Salidas PWM: permiten generar salidas analógicas.

Dispositivos de vigilancia (watchdogs): evitan “caídas” del sistema.

Controladores de interrupciones: administran la ejecución de tareas por interrupciones, lo cual permite la multitarea.

Controladores de Acceso Directo a la Memoria (D.M.A.): Permiten que otros dispositivos aparte de la CPU puedan acceder a la memoria.

Acondicionadores del reloj y del reset: Permiten generar adecuadamente las señales de reloj y de reset.

Conversores análogo a digital (A/D) en caso de que se requiera medir señales analógicas, por ejemplo temperatura, voltaje, luminosidad, etc.

Interfaz serial RS-232. Cuando se necesita establecer comunicación con otro microcontrolador o con un computador.

3.1.6 Líneas de Puerto.

Un PIC de la serie 18FXXX será el utilizado para el desarrollo del hardware adecuado con el fin de realizar la conversión analógico - digital. Para un correcto funcionamiento del PIC, es necesario realizar circuitos complementarios.

El pin 1 del chip será utilizado para realizar un “reset” externo, esto significa que la ejecución del programa retorna a la primera instrucción, denominado también (“vector de reset”). Para generar un “reset” externo es necesario llevar a cero el pin 1 del chip (etiquetado como MCLR) durante un determinado tiempo. La figura 3.2 muestra la circuitería necesaria para generar un pequeño pulso (activo en bajo) en el pin MCLR.

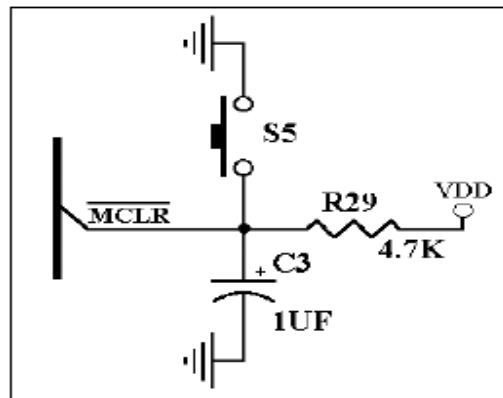


Figura 3.2 circuito de reset externo.

Fuente: Autores.

Un oscilador externo será de mucha utilidad para el complemento del circuito que se debe realizar con el fin de convertir la señal analógica, por eso en el chip deberá ser de mucha necesidad la utilización de los pines 13 y 14 denominados OSC1 Y OSC2 respectivamente. El oscilador externo en la serie 18FXXXX puede funcionar en 8 modos diferentes los cuales veremos a continuación, uno de los cuales será el escogido para la realización del hardware que se requiere para el proyecto. En la siguiente figura 3.3 se muestra una de las posibles alternativas para la elaboración del circuito de oscilador externo.

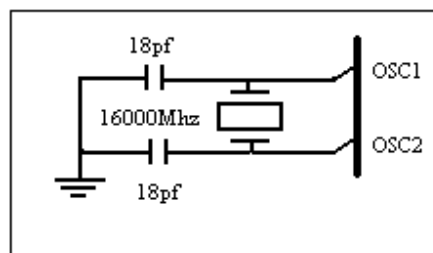


Figura 3.3 Circuito de oscilador externo.

Fuente: Autores.

XT: Es un acrónimo que viene de XTAL (o cristal). Este modo de funcionamiento implica que tendremos que disponer de un cristal de cuarzo externo al Pic y dos condensadores. La exactitud de este dispositivo es muy alta, por lo que lo hace muy recomendable para casi todas las aplicaciones.

RC: Este es el sistema más sencillo y económico. Se basa en un montaje con una resistencia y un condensador. La velocidad a la que oscile el pic dependerá de los valores del condensador y de la resistencia.

HS: Para cuando necesitemos aplicaciones de "alta velocidad", entre 8 y 10Mhz. Se basa también en un cristal de cuarzo, como el XT.

LP: "Low Power" la velocidad máxima a la que podemos poner el pic con este oscilador es de 200Khz. Al igual que el XT y el HS, necesitaremos de un cristal de cuarzo y unos condensadores.

Modo especial HS + PLL (Phase Locked Loop).

Este modo incluye un PLL3 que permite multiplicar la frecuencia del cristal conectado por 4. Por ejemplo, para un cristal de 10 MHz externo el chip trabajará a 40MHz internos. El modo HS + PLL es útil en proyectos donde se quiere reducir la emisión de interferencias. El PLL sólo se puede habilitar si se trabaja en modo HS.

Modo RCIO.

En el Modo RCIO el pin OSC2 se convierte en un pin de E/S de propósito general; al igual que el modo ECIO que se trata en la sección siguiente.

Modos EC / ECIO.

Los modos EC ("External Clock") y ECIO ("External Clock Input Output") requieren de la conexión externa de un oscilador al pin OSC1. Si se selecciona modo EC ; en el pin OSC2 se devuelve la señal conectada a OSC1 dividida por 4. La señal de OSC2 puede utilizarse para realizar pruebas (calibración) o para sincronizar otra lógica. Por otra parte si se selecciona ECIO, el pin OSC2 se convierte en un pin de E/S de propósito general; concretamente pasa a ser el pin bit ra6 del puerto A.

Las líneas de puerto mas importantes que se utilizan para el desarrollo del proyecto (conversión analógico - digital), son las líneas de puerto A – E. Estas líneas de puerto son líneas de entrada o salida digital o analógica según lo requiera y como lo configure el usuario, también depende de que si el puerto es para entradas o salidas digitales o

analógicas, ya que están configuradas para distintos usos, por eso a continuación se especificará de forma completa cada uno de los puertos antes mencionados (puerto A - E).

3.1.6.1 Especificaciones generales de las líneas de puerto

Como ya se había señalado, un micro controlador se comunica con el entorno solamente a través de líneas de entrada / salida o puertos que vienen integrados al chip. En este sentido, para realizar la conexión de cualquier dispositivo periférico es imprescindible conocer las características relevantes de los puertos de la tecnología de micro controladores que se utilice para el diseño.

Las características ventajosas de las líneas de puerto en los micro controladores PICs, también han determinado en gran medida su enorme tasa de acogida entre los diseñadores electrónicos. Dentro de las características generales más sobresalientes pudieran citarse las siguientes:

- Pueden manejar hasta 25 mA de corriente, tanto como fuente o sumidero, esto hace que sean capaces de manejar LEDs sin necesidad de circuitos buffers.
- Son configurables individualmente como salidas ó entradas, mediante registros denominados “TRIS”. Existe un registro TRIS para cada puerto.

Cada bit de cada registro está asociado al pin físico del puerto en cuestión. Al cargar un UNO en un bit de un TRIS queda programado el pin correspondiente como una entrada y al escribir un CERO queda programado como salida. Los pines vienen programados por defecto como entradas.

- Muchas de ellas están multiplexadas para realizar una de varias funciones, por ejemplo: una misma línea pudiera ser configurada como entrada ó salida digital ó como una entrada analógica.
- Al igual que otros periféricos, los puertos en los PICs tratan de mantener las mismas características constructivas al migrar de un dispositivo a otro, esto facilita el aprendizaje y manipulación de los chips más modernos.

- Todas las líneas tienen protección contra ESD (Electrostatic Discharge) y en el caso particular de las líneas de puerto tipo “B”, existen resistencias de “pull up” internas que pueden conectarse o desconectarse utilizando instrucciones de programa.

3.1.6.2 Descripción de los Puertos Integrados a los micro controladores de Tecnología 18FXXXX.

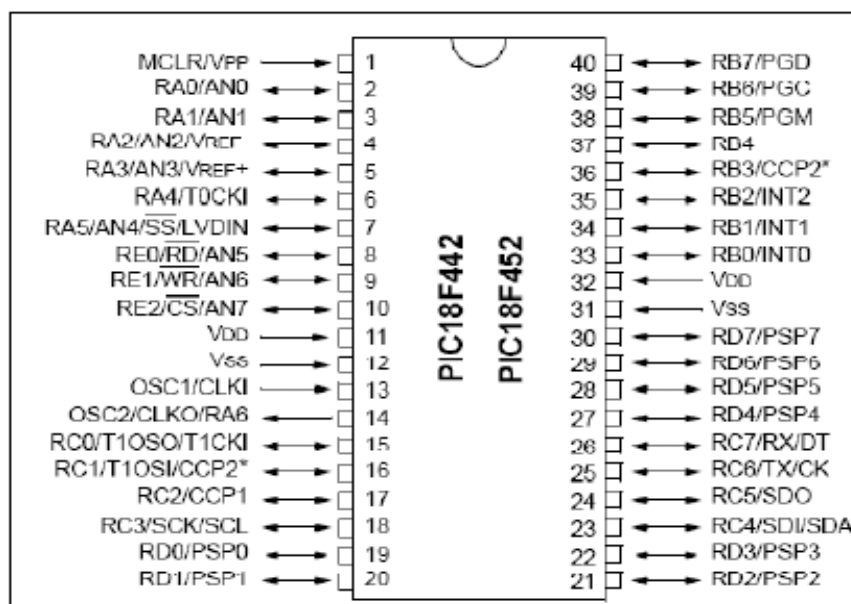


Figura 3.4. Pin out característicos de los micro controladores de la serie 18FXXXX.
Fuente: MICROCHIP TECHNOLOGY Inc. PIC 18F452 Datasheet. microchip.com.

En la figura 3.4 se puede apreciar el “pin out” (esquema de terminales) de un micro controlador perteneciente a la familia 18FXXXX de Micro controladores Microchip™.

Todas las líneas del chip son líneas de puerto de propósito general excepto las siguientes: MCLR (pin 1 para generar un reset externo), OSC1 y OSC2 (pines 13 y 14 respectivamente para conexión del oscilador externo), VSS (pines 12 o 31 generalmente conectado a tierra) y VDD (pines 11 o 32 de alimentación, generalmente conectado a +5V.)

3.1.6.3 Tipos de Puerto. Descripción Funcional

La descripción que a continuación se presenta está referida a los micro controladores de 40 pines de la familia 18FXXXX por tal razón se discuten puertos hasta el tipo E. Téngase en cuenta además que las funciones pueden variar en tipo y cantidad dependiendo del micro controlador utilizado.

3.1.6.3.1 Puerto tipo “A”

Es un puerto de entrada / salida de 6 ó 7 pines (ra0 ... ra6) cuyas líneas pueden ser configuradas como entrada(s) / salida(s) digital(es) ó entrada(s) analógica(s); excepto el pin ra4, que es la entrada digital de conteo del temporizador 0 cuando este es programado como contador de eventos externos. Los pines del puerto A se enumeran en el chip desde el pin 1 hasta el pin 6.

3.1.6.3.2 Puertos tipo “B”

Es un puerto de entrada / salida digital de 8 pines (rb0 ... rb7), con resistencias de “pull up” internas que pueden conectarse o desconectarse desde el programa. Los puertos tipo B son ideales para la conexión directa de teclados (lineales y matriciales), switches y en general sensores digitales. La preferencia del puerto tipo B para tales fines está dada por las resistencias de pull up internas que posee.

3.1.6.3.3 Puerto tipo “C”

Es un puerto de entrada / salida digital de 8 pines (rc0 ... rc7) que multiplexa algunas funciones para sus líneas. Algunas de las funciones multiplexadas para estas líneas se ejemplifican a continuación:

rc2: puede ser un pin de entrada / salida digital o la salida de una onda de PWM generada a partir de un recurso de HW denominado módulo CCP.

rc6 y rc7: pueden ser pines de entrada / salida digitales o los pines de comunicación para el USART Tx y Rx respectivamente.

3.1.6.3.4 Puerto tipo “D”

Es un puerto de entrada / salida digital de 8 pines (rd0 ... rd7), que multiplexa funciones con el periférico interno denominado Puerto Paralelo Esclavo (PSP).

3.1.6.3.5 Puerto tipo “E”

Es un puerto de entrada / salida de 3 pines (re0, re1 y re2) cuyas líneas pueden ser configuradas como entrada(s) / salida(s) digital(es) ó entrada(s) analógica(s).

3.1.7 Tipos de Resets

La familia 18FXXX puede responder a 8 tipos de RESET:

1. Power On Reset.
2. Reset por MCLR durante la operación normal.
3. Reset por MCLR en modo Sleep.
4. Reset por el “Watch Dog” durante la operación normal.
5. Reset Programable por Brown Out.
6. Reset cuando se ejecuta la instrucción RESET.
7. Reset por “overflow” de la pila.
8. Reset por “underflow” de la pila.

Los PICs de la familia 18FXXX poseen un filtro conectado al terminal de RESET externo que detecta y elimina pequeños pulsos de rebote; aunque se aconseja seguir eliminando rebote externo mediante circuito RC.

Power On Reset (POR) y el “PWRT”.

Consiste en un pulso de RESET que se genera internamente cuando se detecta que la fuente sube. El POR permite conectar directamente el MCLR a VDD a través de una resistencia de pull – up. Si la fuente sube con lentitud entonces se aconseja utilizar el clásico circuito RC. El POR trabaja en conjunto con el Power Up Timer (PWRT). El PWRT es un timer que mantiene un RESET durante 70 ms hasta que la fuente se estabilice. Es aconsejable utilizar el POR y el PWRT a la vez.

Adicionalmente se incluyen un Oscillator Start – Up Timer (OST) y una demora para el PLL (en modo HS + PLL). El OST añade una demora adicional de 1024 períodos del oscilador (conectado a OSC1) después que termina la demora del PWRT para garantizar que el oscilador se encuentre en estado estable. El OST se activa solamente para LP, XT y HS si se había habilitado el PWRT. La demora para el PLL (PLL “Lock Time Out”), dura típicamente 2ms y comienza después que termina el OST. Durante 2 ms se bloquea el PLL hasta que la frecuencia del oscilador principal se estabilice.

Brown Out RESET (BOR).

El BOR es un RESET que se produce cuando la fuente de alimentación cae por debajo de determinado valor. El chip se mantendrá en RESET hasta que VDD suba nuevamente. Si se había habilitado el PWRT, este se activará después que el circuito de Brown Out deje de actuar; lo que sucede cuando VDD supera un valor umbral.

WDT (Watchdog Timer).

El famoso "perro" del pic. (perro guardián). Esta es una capacidad del pic de autoresetearse. Es muy útil, por ejemplo si un Pic, por un descuido de programación, se queda en un bucle infinito, esta "utilidad" lo sacará de él. Su funcionamiento es

sumamente sencillo. Simplemente es un registro que debemos borrar cada cierto tiempo. Si transcurrido un cierto tiempo el registro no ha sido borrado el pic se resetea. La instrucción para borrar el registro es CLRWDT. Con poner un par de ellos a lo largo de nuestro código es suficiente para tener una garantía de que el pic no se quede haciendo nada.

3.2 LCD (Liquid Crystal Display) Gráfico

Una pantalla de cristal líquido o LCD (del inglés *Liquid Crystal Display*) es una pantalla delgada y plana formada por un número de píxeles en color o monocromos colocados delante de una fuente de luz o reflectora. A menudo se utiliza en dispositivos electrónicos de pilas, ya que utiliza cantidades muy pequeñas de energía eléctrica. Este dispositivo es de gran importancia para poder desarrollar proyectos que tengan que ver con información de datos, formas de onda y graficas en general, que ayuden a controlar y monitorear el buen funcionamiento de distintos equipos con el fin de facilitar a los usuarios su trabajo.

3.2.1 Control y manejo del LCD gráfico

Para realizar el monitoreo y visualización de las ondas características, que se van a presentar en los diferentes equipos, se procede a utilizar un lcd grafico de 240 x 128 píxeles. Para esto se utiliza varios pines del microcontrolador los cuales sirven para enviar información ya sea de control o datos al lcd.

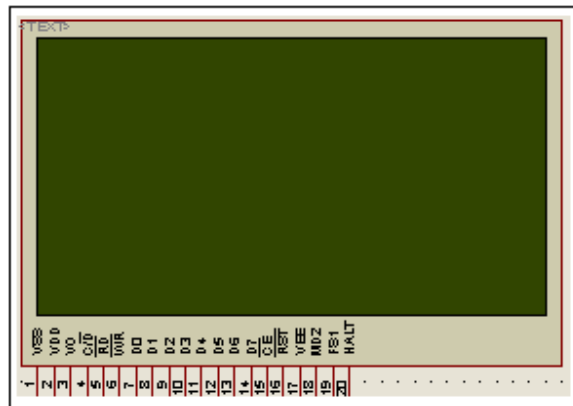


Figura 3.5. LCD Gráfico.

Fuente: Autores.

En la mayoría de lcd gráficos la configuración de los pines se ha estandarizado, como se puede observar en la figura 3.5, por lo cual se los ha dividido en tres grupos; de alimentación, de control y de datos; a continuación se realiza una breve descripción de ellos.

- **Pines de alimentación.**

"Vcc", está destinado para conectarle los 5 Voltios que requiere el modulo para su funcionamiento.

"Vc", es utilizado para ajustar el contraste de la pantalla; es decir colocar los caracteres más oscuros o más claros para poderse observar mejor.

"Vss", este pin va conectado a 0 voltios de referencia.

"A" y "K", están destinados para suministrar la corriente al Back Light. Es importante conocer que no todos los módulos LCD disponen del Back Light aunque tenga los pines de conexión en el circuito impreso.

- **Pines de control.**

"RS" trabaja paralelamente al Bus de datos del modulo LCD. Este bus es utilizado de dos maneras, ya que usted podrá colocar un dato que representa una instrucción o podrá colocar un dato que tan solo representa un símbolo o un

carácter alfa numérico; pero para que el modulo LCD pueda entender la diferencia entre un dato o una instrucción se utiliza este pin. Si $RS = 0$ le dirá al modulo LCD que está presente en el bus de datos una instrucción, por el contrario, si $RS = 1$ le dirá al modulo LCD que está presente un símbolo o un carácter alfa numérico.

"R/W" trabaja paralelamente al bus de datos del modulo LCD. También es utilizado de dos maneras, ya que se dice al modulo LCD que escriba en pantalla el dato que está presente en el bus; por otro lado también podrá leer que dato está presente en el bus.

"R/W" = 0 el modulo LCD escribe en pantalla el dato que está presente en el bus; pero si "R/W" = 1 significa que usted necesita leer el dato que está presente en el bus del modulo LCD.

"E" que significa habilitación del modulo LCD tiene una finalidad básica: conectar y desconectar el modulo. Esta desconexión no estará referida al voltaje que le suministra la corriente al modulo; la desconexión significa tan solo que se hará caso omiso a todo lo que esté presente en el bus de datos de dicho modulo LCD. En la mayoría de los circuitos electrónicos modernos que incluyan elementos electrónicos como Microcontroladores, Memorias y Módulos LCD, utilizan el mismo bus de datos. Esto es para no tener un bus de datos independientemente por cada elemento electrónico, esto implicaría que los circuitos electrónicos sean mucho más grandes por la cantidad de conexiones necesaria a cada uno de los elementos. Ahora como los Microcontroladores, memorias y módulos LCD utilizan el mismo bus de datos, deberá existir en cada uno de ellos un Pin de habilitación "E" que permita desconectar y conectar cuando sea necesario. Por ejemplo si usted necesita trabajar con la memoria RAM para obtener o escribir cierta información, será necesario que deshabilite el modulo LCD para que no presente basura en la pantalla, o se ejecuten instrucciones no deseadas.

- **Pines de datos.**

"D0 - D7", representan 8 líneas que se utilizan para colocar el dato que representa una instrucción para el modulo LCD o un carácter alfa numérico. El Bus de datos es de 8 Bits de longitud y el Bit menos significativo está representado en el Pin D0, el Pin más significativo está representado en el Pin D7.

El Bus de datos de un modulo LCD puede ser configurado para trabajar con 4 Bits y con 8 Bits. Para los diseños electrónicos que están limitados por la cantidad de líneas utilizadas en el Bus de datos, se puede utilizar un bus de datos con una longitud de 4 Bits; sin embargo si este no fuera el caso, se puede utilizar el bus de datos completo de 8 Bits. Las señales de control (RS - R/W - E) trabajan igual sea para un bus de datos de 4 Bits o de 8 Bits. Sin embargo, si el interés es trabajar el bus de datos con una longitud de 8 Bits, se debe saber que cuando se enciende el modulo LCD la configuración para 8 Bits entra por defecto; es decir que no necesita programarse, pero la configuración del bus de datos con una longitud de 4 Bits requiere una secuencia cuidadosa de instrucciones previas inmediatamente después de encender el modulo LCD. La longitud escogida para trabajar el bus de datos debe hacerse en el principio de la programación del modulo LCD.

3.3 Puertos específicos utilizados en el proyecto

Para el desarrollo del proyecto se utiliza varios puertos de entrada y salida del microcontrolador, para el trabajo de la pantalla LCD grafica se manipula los puertos D y C. El puerto D se utiliza especialmente para enviar datos al LCD y el puerto C para el control de la pantalla grafica. Para la selección de las pantallas en la LCD grafica se utiliza el puerto B mediante pulsantes. En la figura 3.6 se puede observar la conexión del microcontrolador con la pantalla LCD gráfica.

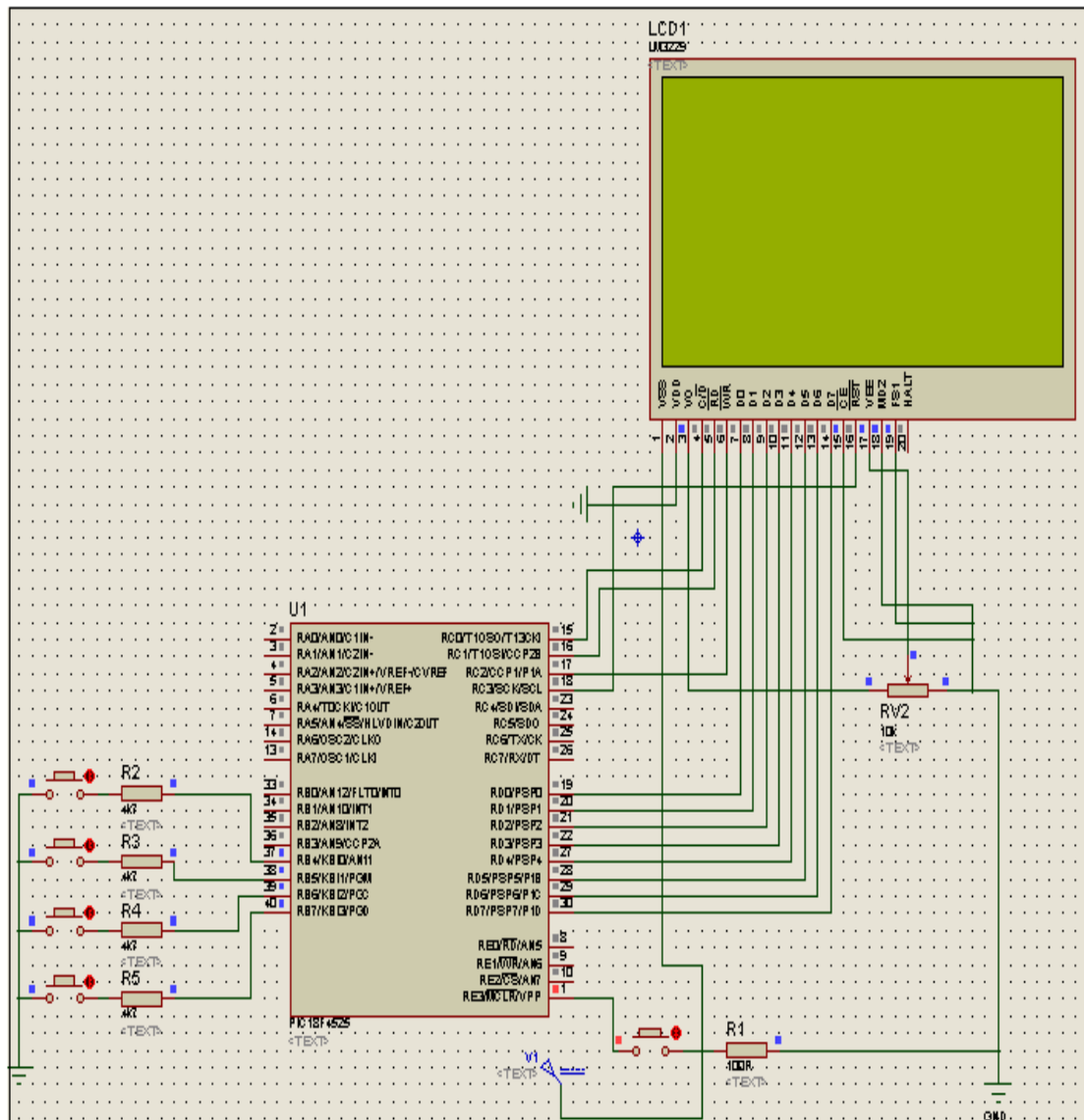


Figura 3.6. Circuito de conexión entre el Pic y el LCD.

Fuente: Autores.

Como se puede observar en la gráfica, se conecta el puerto B mediante pulsantes al microcontrolador para seleccionar las tres pantallas que se van a visualizar una para cada registro en la LCD gráfica:

- **RB7**, sirve para seleccionar la pantalla de visualización del registro ECG.
- **RB6**, con este pulsante se selecciona la pantalla de visualización de registro de FCG.

- **RB5**, pulsante que nos lleva a visualizar la pantalla de registro del IMP.
- **RB4**, es el pulsante que sirve para retornar al menú principal.

También se realiza la conexión de los pines de control del LCD al puerto C del microcontrolador:

- **RC0**, se utiliza para conectar el pin de selección de datos o de control (CD).
- **RC1**, conectado al pin de lectura de datos desde el LCD (RD).
- **RC2**, conectado al pin de escritura del LCD (WR).
- **RC3**, conectado al pin de reset interno del LCD (RST).

Otro de los puertos que se utiliza del microcontrolador es el puerto D (RD0 a RD7), que sirven para enviar datos desde y hacia el LCD

- **RD0 a RD7**, conectados desde D0 a D7 respectivamente al LCD.

CAPÍTULO 4

FIRMWARE Y SOFTWARE

Introducción

En este capítulo, como se especifico anteriormente, se procederá a realizar la parte de la programación, del PIC, necesaria que se requiere para poder visualizar las ondas, en el LCD gráfico, de los tres equipos ya desarrollados en los capítulos anteriores.

4.1 Software utilizado para la programación

Existen muchas alternativas para utilizar un software necesario que ayude a la correcta programación del chip que se ha escogido para la realización del proyecto; es por eso que para poder programar el PIC18F452, que es el PIC utilizado para inicializar el LCD (240x128 T6963c) y convertir la señal analógica, se ha optado por recurrir a la ayuda de MIKRO BASIC.

4.1.1 Mikro Basic

Es una herramienta de mucha utilidad para la realización de programas que tengan como objetivo programar micro controladores de distintas familias y características diferentes. Debido a su facilidad de realizar cualquier tipo de programa, se ha optado por este recurso para llegar a lograr el objetivo final del proyecto que es la visualización correspondiente de las ondas de los equipos que conforman el Monitor de tres Parámetros Fisiológicos.

4.1.2 Firmware del proyecto

Partes del programa que se ha realizado para el correcto funcionamiento del proyecto, se presentará a continuación:

- El siguiente bloque es una presentación que se ha realizado en la programación:

```

*****

*****

'*                               Monitor de tres Parámetros Fisiológicos 2010
'*
'*

*****

*****

'* REALIZADO POR: Marlon Feijóo Romero                               FECHA:
04/04/2010  *

'*                               Bruno Reyes Sánchez
'*
'*

'* EMPRESA      : UDA                                               *

'* VER          : 1.0                                               *

'* PROYECTO     : Tesis: Equipo Médico 2010.                       *

'* NOTA         : El proyecto esta construido con un GLCD 240x128 T6963 conect *
'*              a un PIC 18F452 con XTAL = 20Mhz y MCLR = ON, el GLCD tiene *
'*              el -Vss para el driver del contraste además se utiliza el ADC *
'*              en defecto (10bits) para graficar el ingreso analógico    *

*****

*****Nombre del proyecto*****

program Equipo médico

*****

```

- En la siguiente parte se muestra la configuración de los puertos para los pines de datos y control del LCD gráfico:

*****Alias & Defines*****

```
dim T6963C_dataPort as byte at PORTD      'Data por el PORTD

dim T6963C_ctrlcd as sbit at RC0_bit      'CD command/data PortC.0

dim T6963C_ctrlrd as sbit at RC1_bit      'RD read PortC.1

dim T6963C_ctrlwr as sbit at RC2_bit      'WR write PortC.2

dim T6963C_ctrlrst as sbit at RC3_bit     'RST reset PortC.3

dim T6963C_ctrlcd_Direction as sbit at TRISC0_bit 'CD command/data direction

dim T6963C_ctrlrd_Direction as sbit at TRISC1_bit 'RD read signal direction

dim T6963C_ctrlwr_Direction as sbit at TRISC2_bit 'WR write signal direction

dim T6963C_ctrlrst_Direction as sbit at TRISC3_bit 'RST reset signal direction
```

En esta etapa de programación se configura el puerto D para comandar el envío y recepción de los datos, además se configuran los pines del Puerto C (RC0, RC1, RC2 y RC3) como salidas para el control del LCD.

- El siguiente bloque muestra la configuración de las variables locales que se utiliza para realizar algunas subrutinas:

*****Variables locales*****

```
dim dato as word
```

```
dim dat as byte
```

```
dim x_0 as byte
```

```
dim x_1 as byte
```

```
dim y_0 as word
```

```
dim y_1 as word
```

```
dim n_1 as word
```

```
dim i as word
```

```
dim x as byte
```

```
dim y as byte
```

```
Dim d_1 As Byte
```

```
Dim Vmax As Word
```

```
Dim Vmin As Word
```

Estas son algunas de las variables que se han utilizado para el desarrollo de muchas de las subrutinas que necesariamente deben ser aplicadas para el correcto funcionamiento de la parte digital.

- **A continuación se muestra partes de las subrutinas que se han elaborado para el correcto funcionamiento del proyecto:**

Como por ejemplo la subrutina para visualizar una escritura en el LCD.

```
'*****Sub prog & funciones*****
```

```
sub private limpiar_glcd()
```

```

    T6963C_Fill(0,1,1)

end sub

sub private present ()

    T6963C_graphics(0)

    T6963C_sprite(0, 0, @ECG, 239, 128)      ' draw a sprite

    T6963C_graphics(1)

    delay_ms (2000)

    limpiar_glcd()

    T6963C_text(1)

    T6963C_write_text(" ESPECIALIDAD ELECTROMEDICINA", 0, 3,
T6963C_ROM_MODE_XOR)

    T6963C_write_text(" EQUIPO MEDICO DEL-2010 ", 0, 5,
T6963C_ROM_MODE_XOR)

    T6963C_write_text("  INICIANDO.....  ", 0, 7, T6963C_ROM_MODE_XOR)

    delay_ms (2000)

    T6963C_TxtFill(0)

end sub

```

```

*****

```

4.1.3 Win Pic

Es el programa que se ha utilizado para la grabación del pic.

A continuación se especifican las ventanas que muestra el programa del grabador:

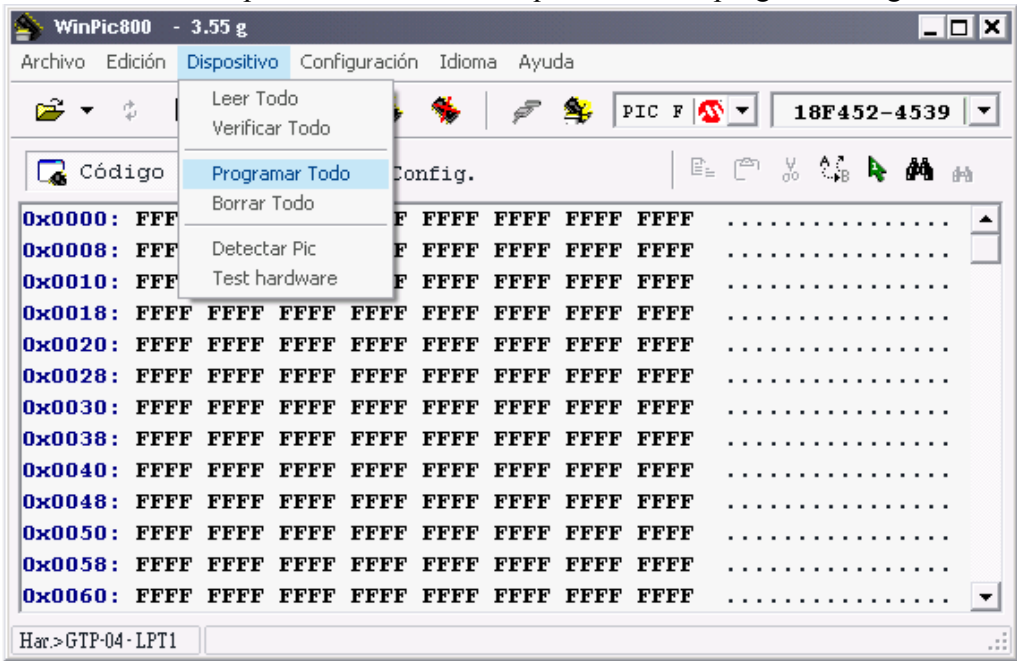


Foto 4.1. Ventana principal de Win Pic.

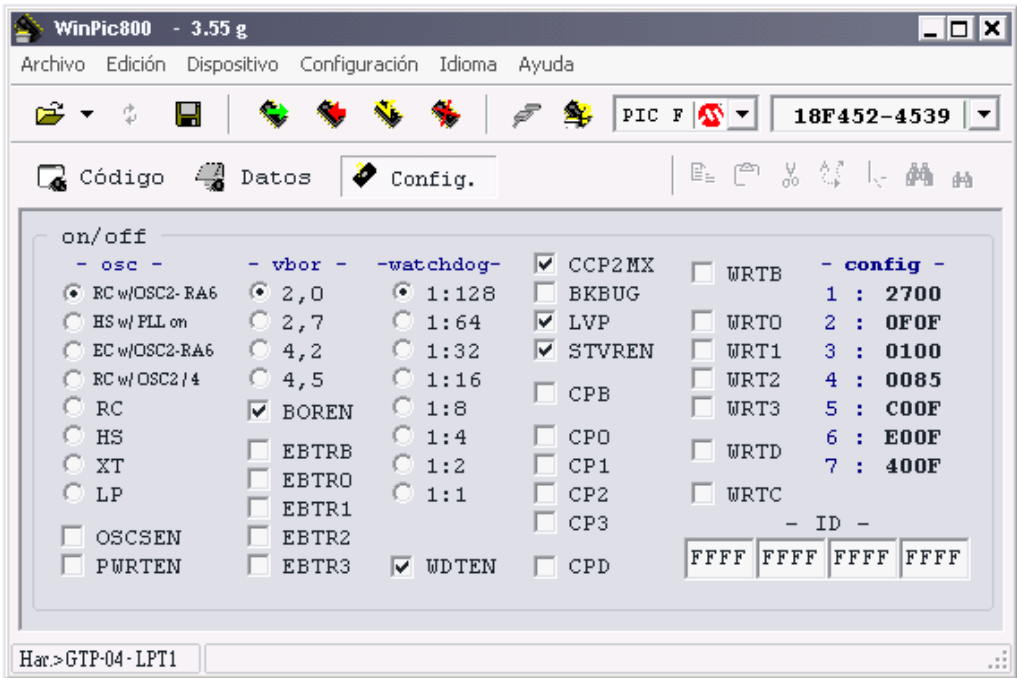


Foto 4.2. Ventana de configuración de dispositivo.

Este programa es de mucha utilidad ya que permite grabar una infinidad de microcontroladores y así poder facilitar al usuario el trabajo para la realización de múltiples proyectos utilizando variedad de pines de distintas características y diferentes familias.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS EXPERIMENTALES

Introducción

En este capítulo se muestra todas las pruebas de funcionamiento que se realizan al culminar la parte analógica utilizando la herramienta de Labview Student Version 8.1 y a lo largo del desarrollo de la parte digital con la utilización de la pantalla de LCD gráfico que se escogió para la realización del proyecto.

5.1 Pruebas de Funcionamiento

Las pruebas de funcionamiento se van a presentar a continuación en sus dos fases; primero en su etapa analógica con visualización en Laviw y segundo en su etapa digital con visualización en LCD gráfico de 240x128 pixeles, siendo esta la parte culminante y objetivo principal del proyecto.

5.1.1 Pruebas en la etapa analógica

5.1.1.1 Pruebas del Electrocardiógrafo (ECG)

En la figura 5.1 se muestra una de las primeras ondas de ECG registrada. La onda corresponde a la primera derivada de las tres que registra el equipo.

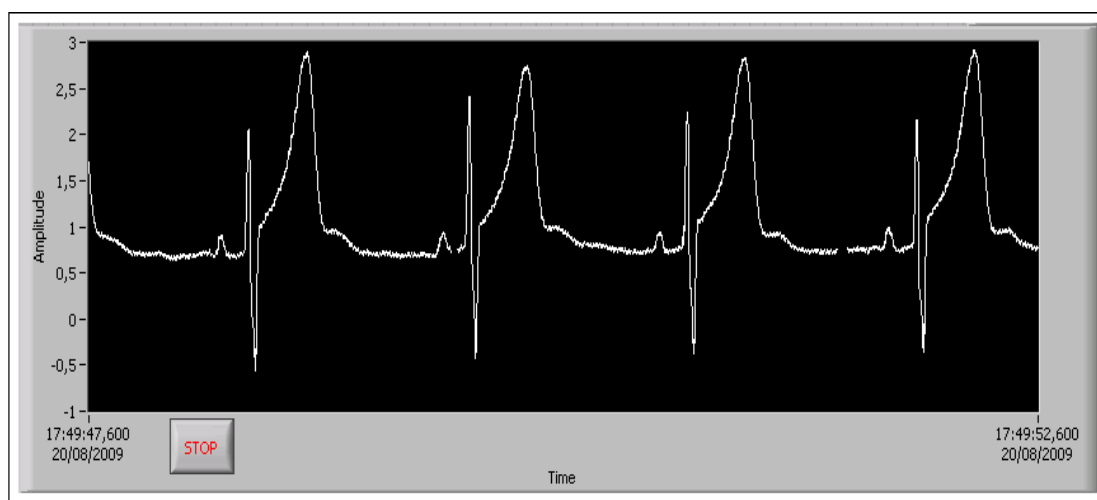


Foto 5.1. Representación de la 1era derivada.

Esta onda pasó por un proceso de filtrado que se realizó en el programa antes mencionado, por motivo de que la onda registra ruido por las diversas fuentes que se mencionó en el capítulo 2.

En la figura 5.2 se muestra la 2da derivada de las ondas de ECG que registra el equipo. En esta onda también se realizó el proceso de filtrado para una correcta visualización de la derivada por motivos ya antes mencionados.

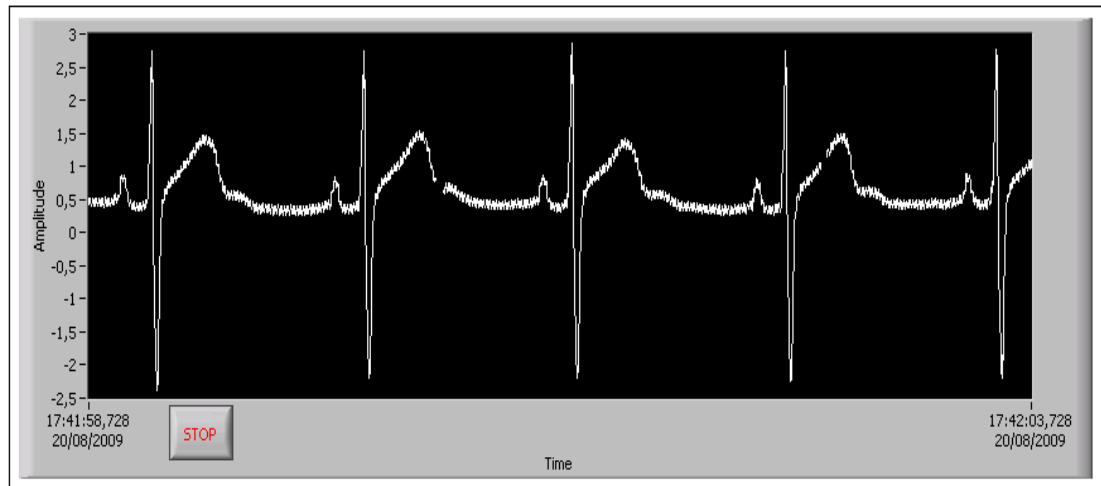


Foto 5.2. Representación de la 2da derivada.

En la siguiente figura se observa la adquisición de la 3era derivada del equipo de ECG. En esta onda se puede ver claramente el ruido que absorbe el equipo de las distintas fuentes de ruido.

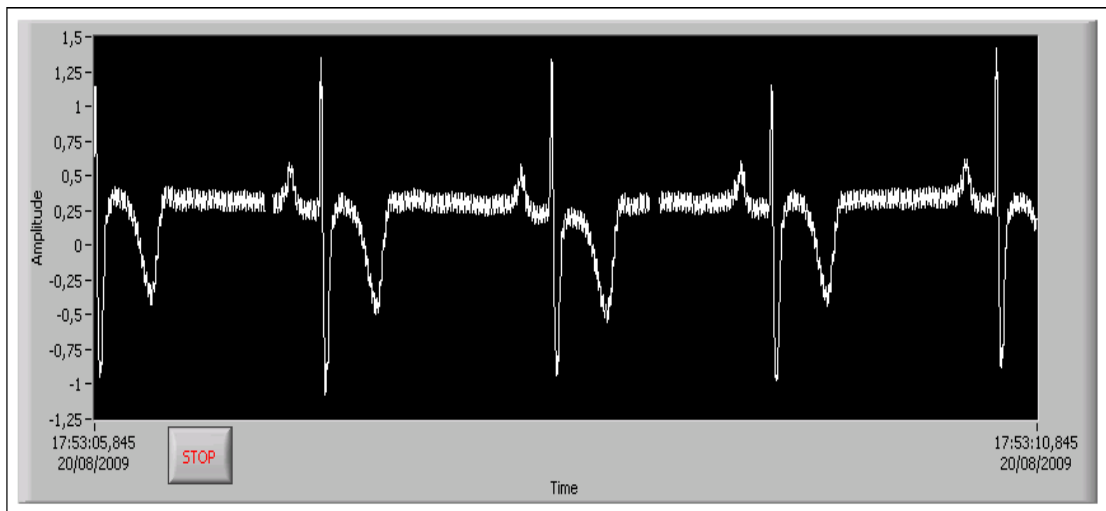


Foto 5.3. Representación de la 3ra derivada.

5.1.1.1.1 Pruebas globales del ECG

En las siguientes figuras se observa algunas de las muchas muestras que se tomaron a lo largo de la realización del proyecto en la sección del ECG.

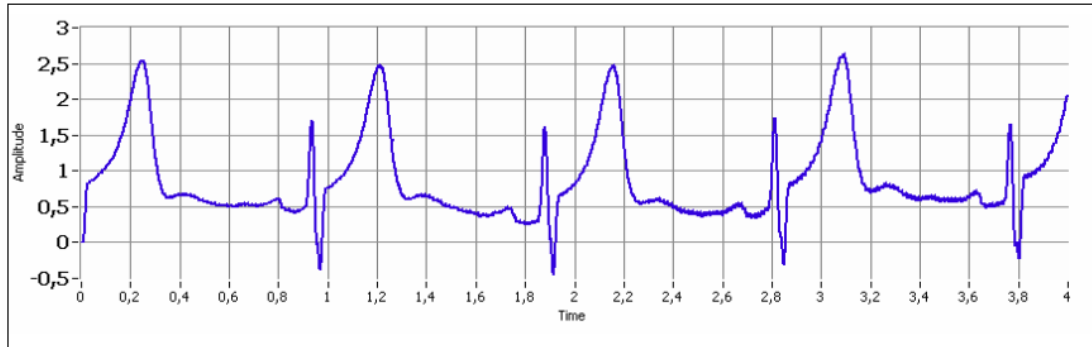


Foto 5.4. Primera derivada (1).

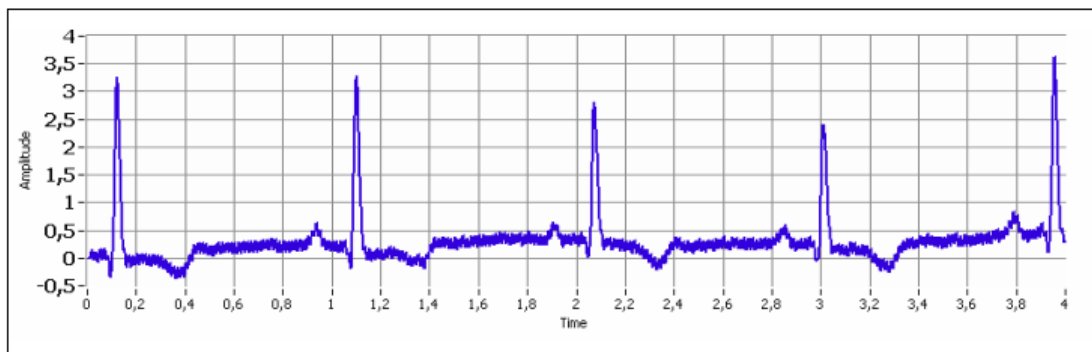


Foto 5.5. Segunda derivada (1).

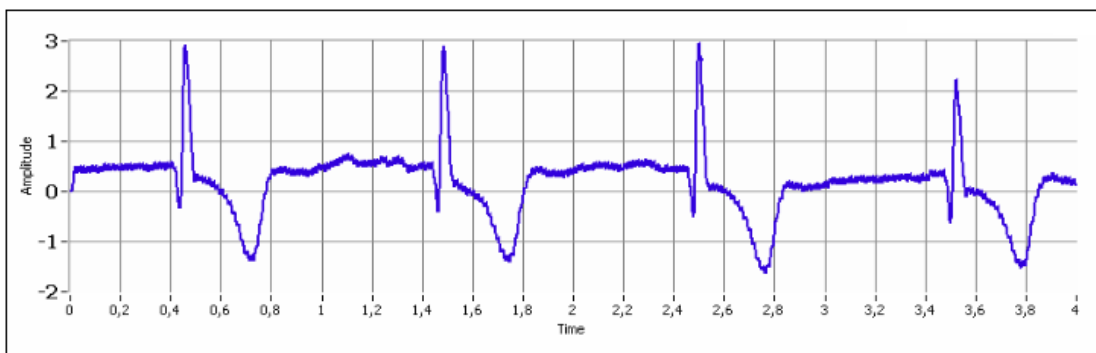


Foto 5.6. Tercera derivada (1).

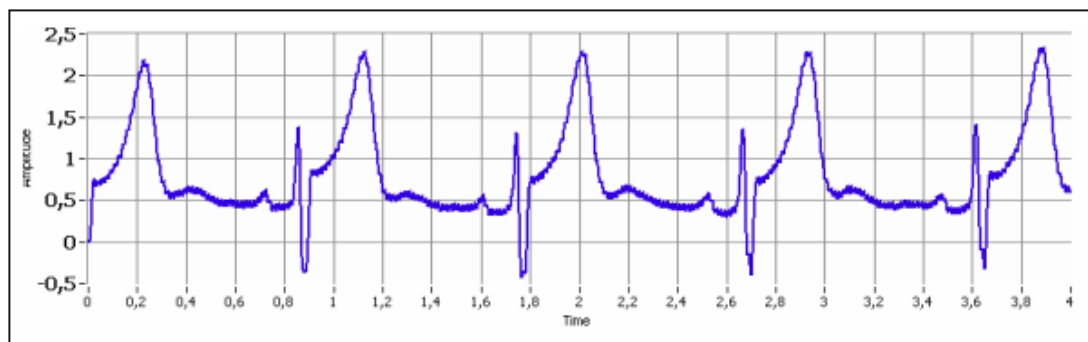


Foto 5.7. Primera derivada (2).

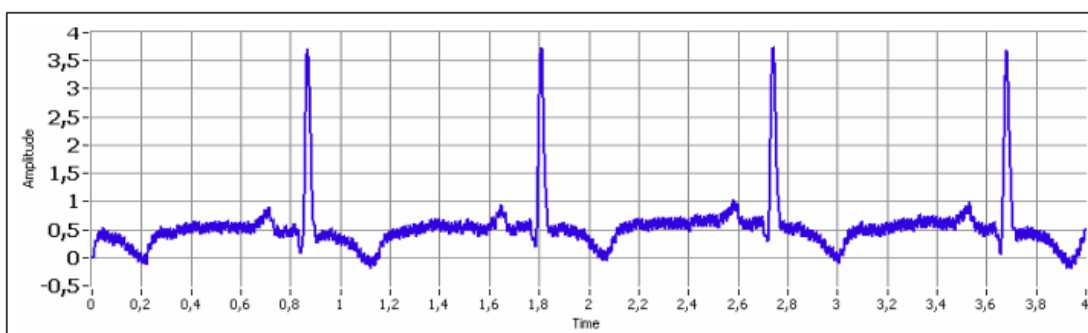


Foto 5.8. Segunda derivada (2).

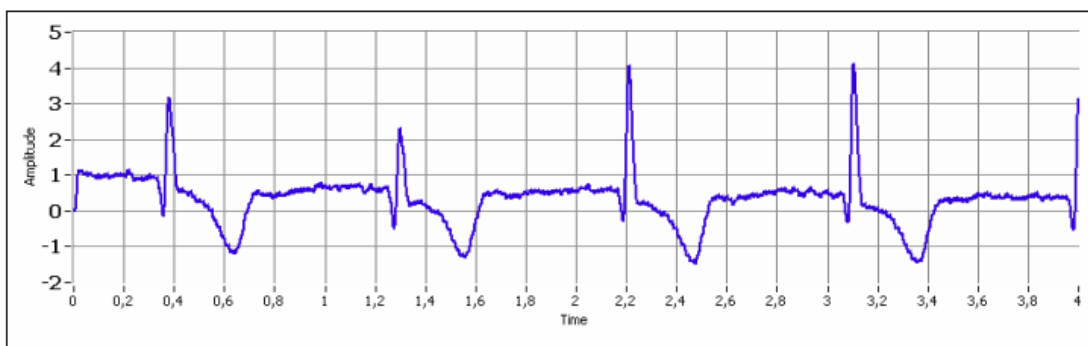


Foto 5.9. Tercera derivada (2).

5.1.1.2 Pruebas del Fonocardiógrafo (FCG)

En las siguientes figuras se muestran las ondas de FCG que registra el equipo.

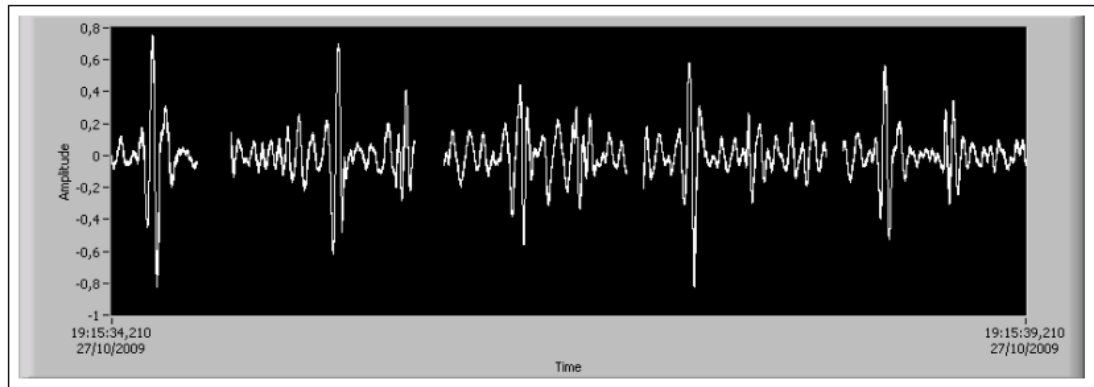


Foto 5.10. Señal de FCG.

En la figura 5.10 se observa la señal de fonocardiografía que registra el equipo, como se puede visualizar, la onda presenta perturbaciones por motivo de ruido, para lo cual se necesita aplicar un filtro pasa banda para una mejor captura. En la figura 5.11 se muestra la señal fonocardiográfica con la aplicación de un filtro de 20 a 100hz con motivo de prueba.

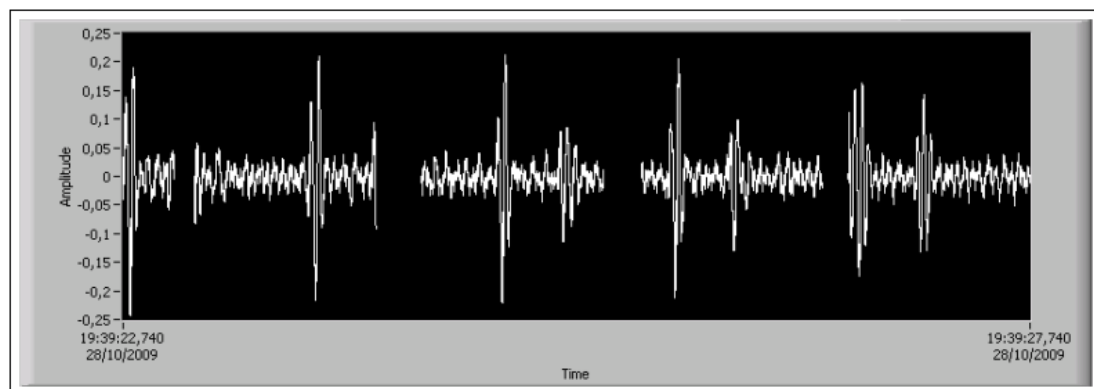


Foto 5.11. Señal de FCG, con filtro de 20 a 100hz.

Para un mejor registro de la onda de fonocardiografía se elaboró, con motivo de prueba, un filtro de 20 a 150hz, con lo cual se mejoró la visualización de los tonos que presentan los sonidos cardiacos como se puede observar en la figura 5.12.

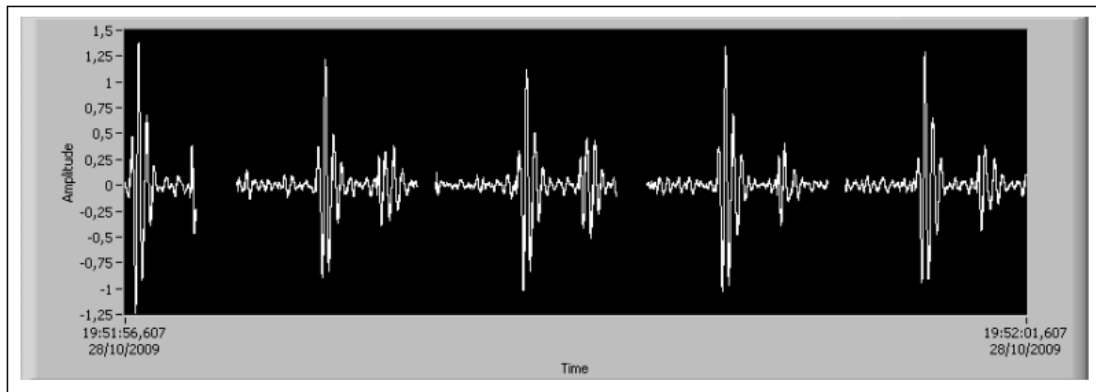


Foto 5.12. Señal de FCG, con filtro de 20 a 150hz.

5.1.1.2.1 Pruebas globales del FCG

A continuación se muestran varios tipos de onda que se han logrado capturar durante el proceso de visualización de la señal de FCG.

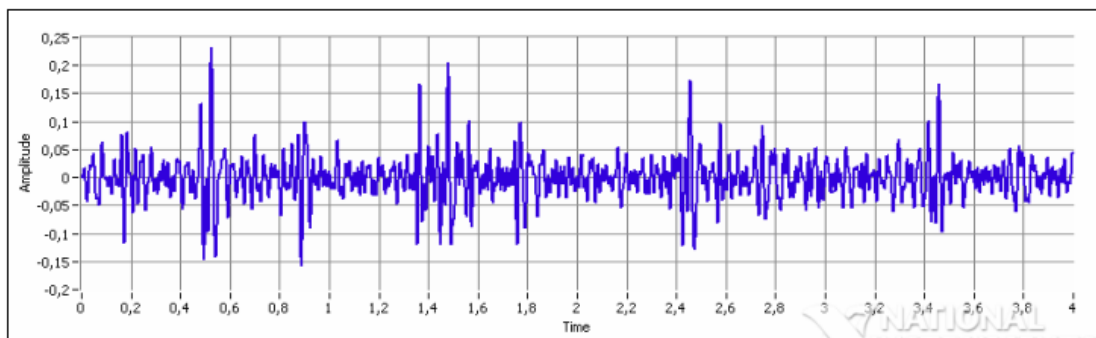


Foto 5.13. Señal de FCG sin filtrado.

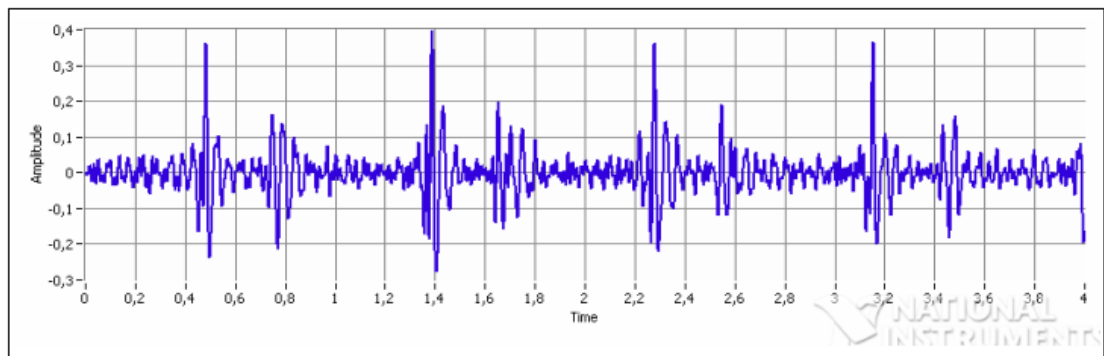


Foto 5.14. Señal de FCG con filtro.

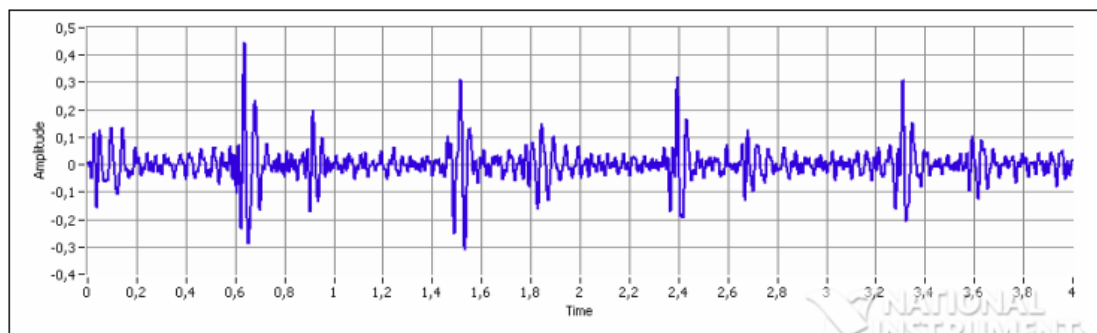


Foto 5.15. Señal de FCG con filtro mejorado.

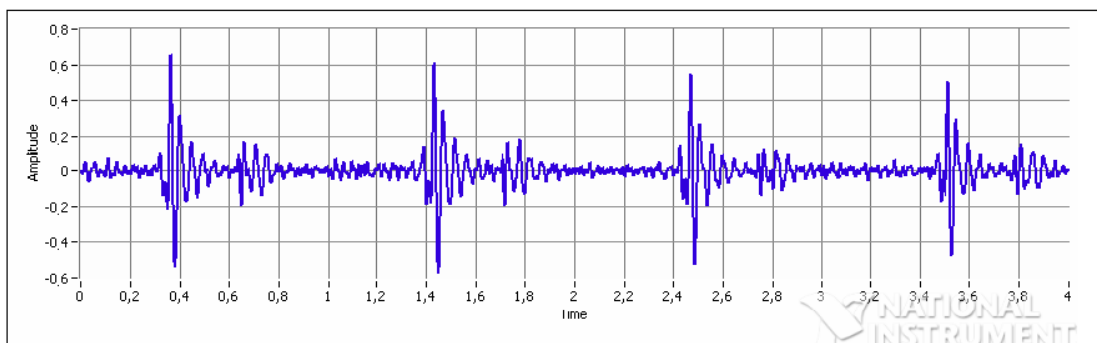


Foto 5.16. Señal de FCG con filtro adecuado.

5.1.1.3 Pruebas del Impedancímetro (IMP)

Las señales que se muestran en las siguientes imágenes son el resultado de los registros que se han podido capturar de la tarjeta de impedancimetría elaborada para la realización del proyecto en cuestión.

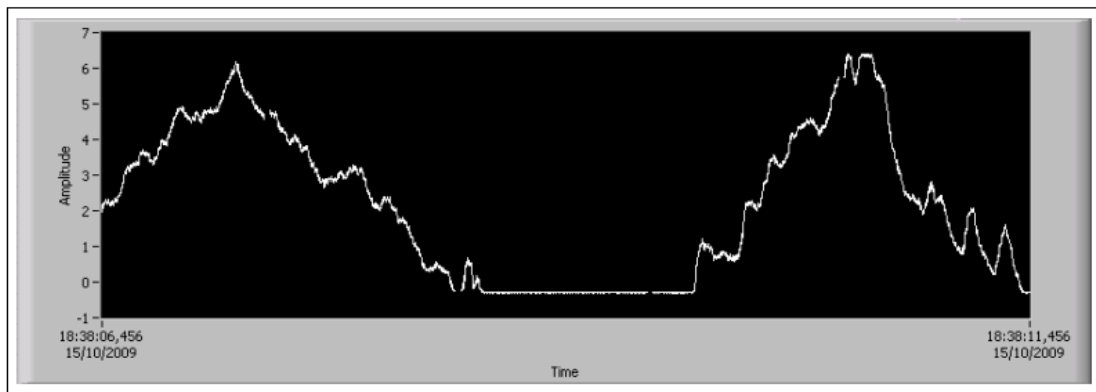


Foto 5.17. Primera muestra de la Señal de IMP.

Como se puede observar, en la figura 5.17 se visualiza la onda de impedancimetría pero con una distorsión debido a un ruido que se genera fisiológicamente por la posición de los electrodos.

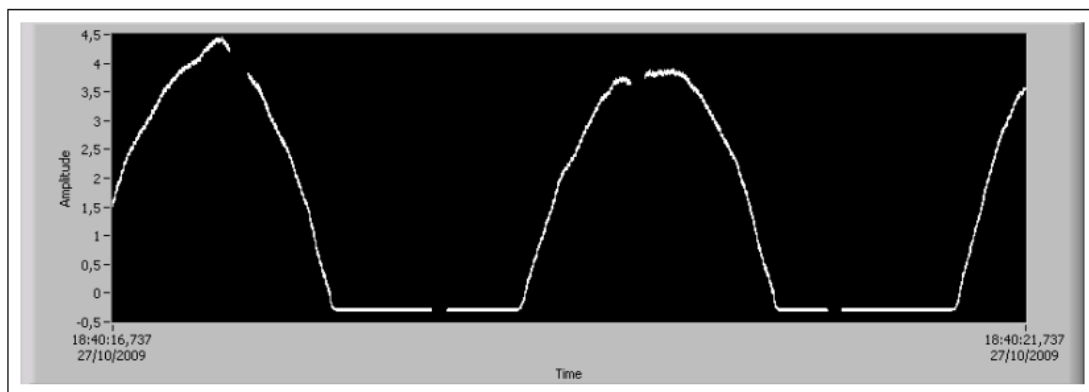


Foto 5.18. Señal de IMP.

En la figura 5.18 se observa la señal de IMP mejorada, debido a que se colocó en distinta posición y por ende la posición adecuada de los electrodos para una correcta visualización de la señal que se quiere adquirir.

5.1.1.3.1 Pruebas globales del IMP

Las siguientes son imágenes que se han recopilado a lo largo de las pruebas de funcionamiento que se han elaborado en el IMP para llegar a lograr la onda que registra el aparato

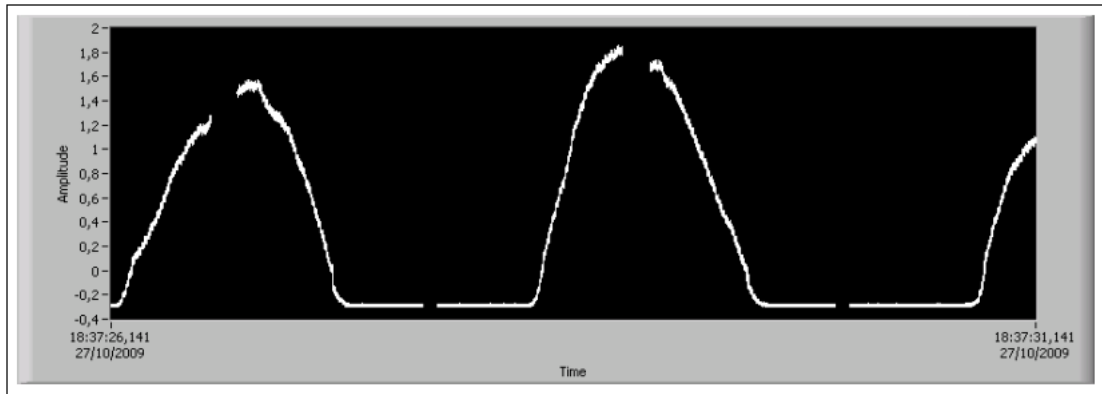


Foto 5.19. Señal de IMP con respiración normal.

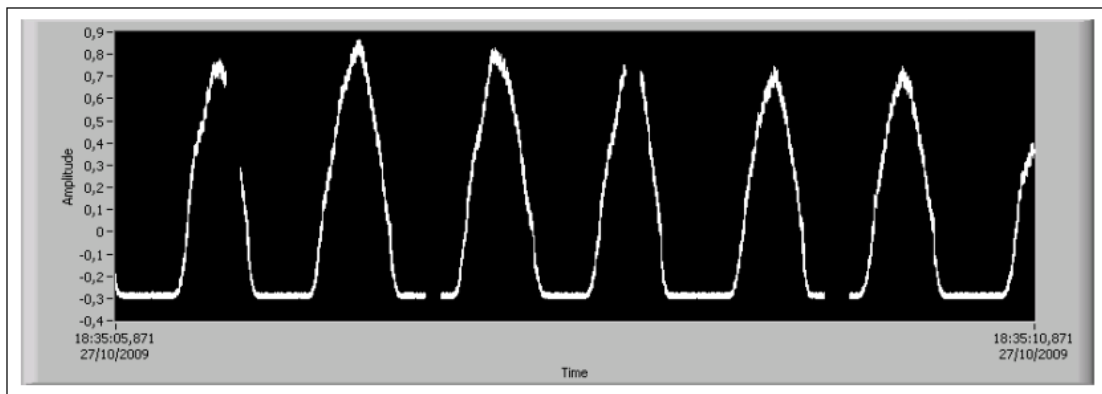


Foto 5.20. Señal de IMP con respiración alterada.

5.1.2 Pruebas en la etapa digital.

En esta sección se ha seleccionado algunas fotos que se han capturado del LCD al momento de realizar las pruebas de funcionamiento del mismo. En las siguientes figuras se observa el registro de los tres equipos en diversas pantallas, especificando al pie de cada una el tipo de señal a la que corresponden.

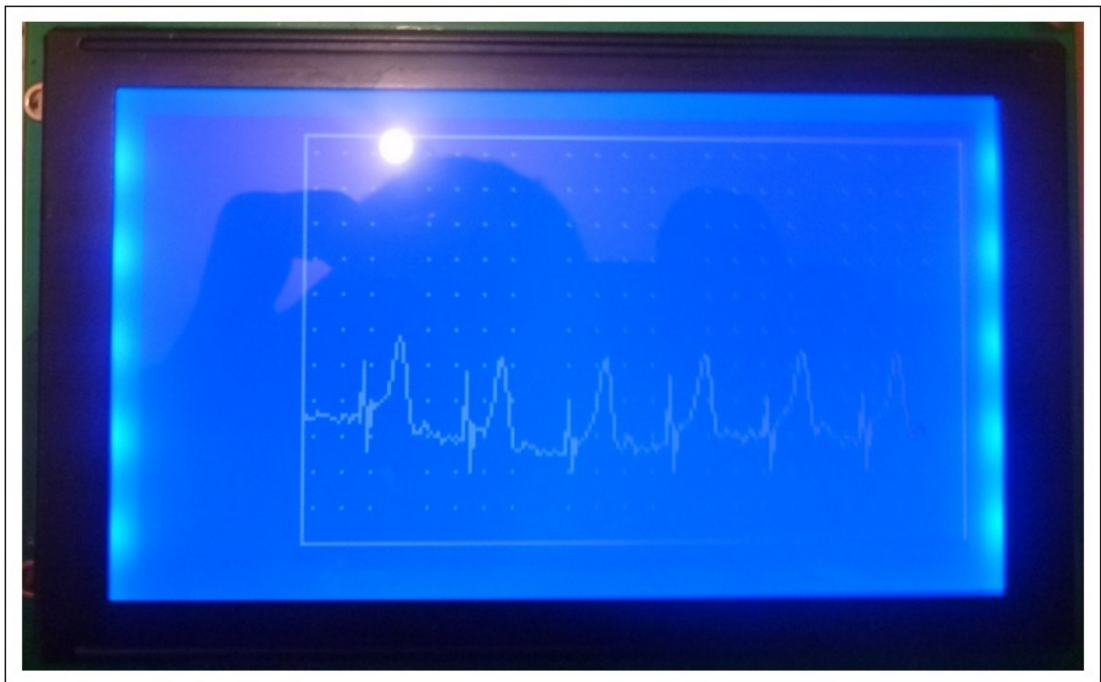


Foto 5.21. Registro de ECG.

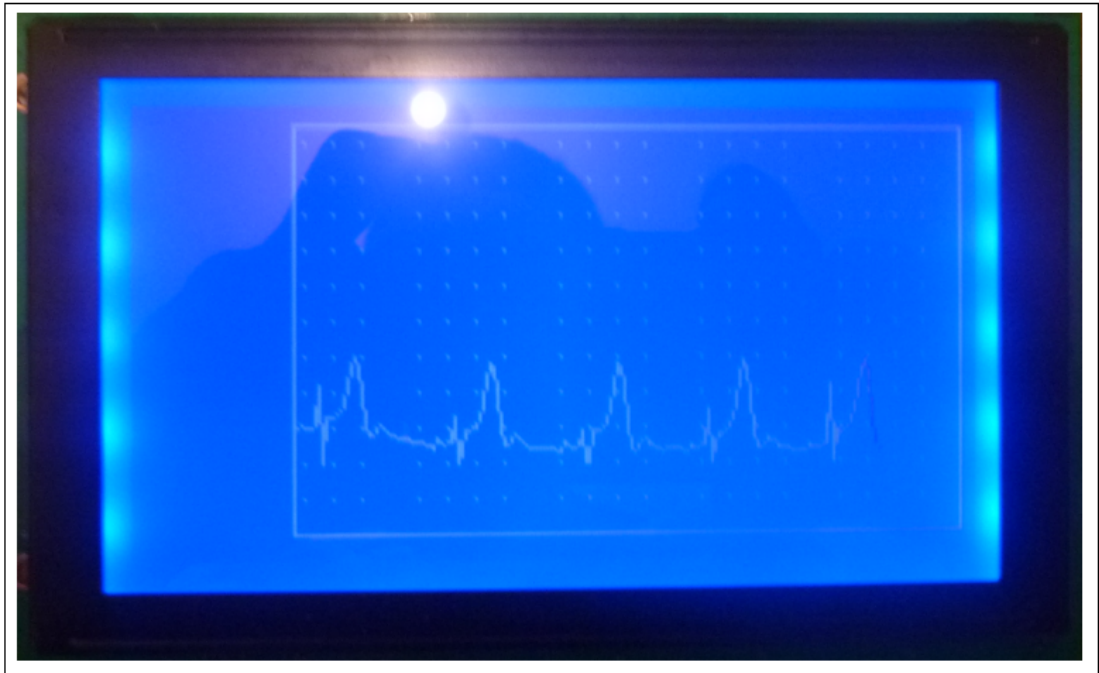


Foto 5.22. Señal de ECG (I derivada).

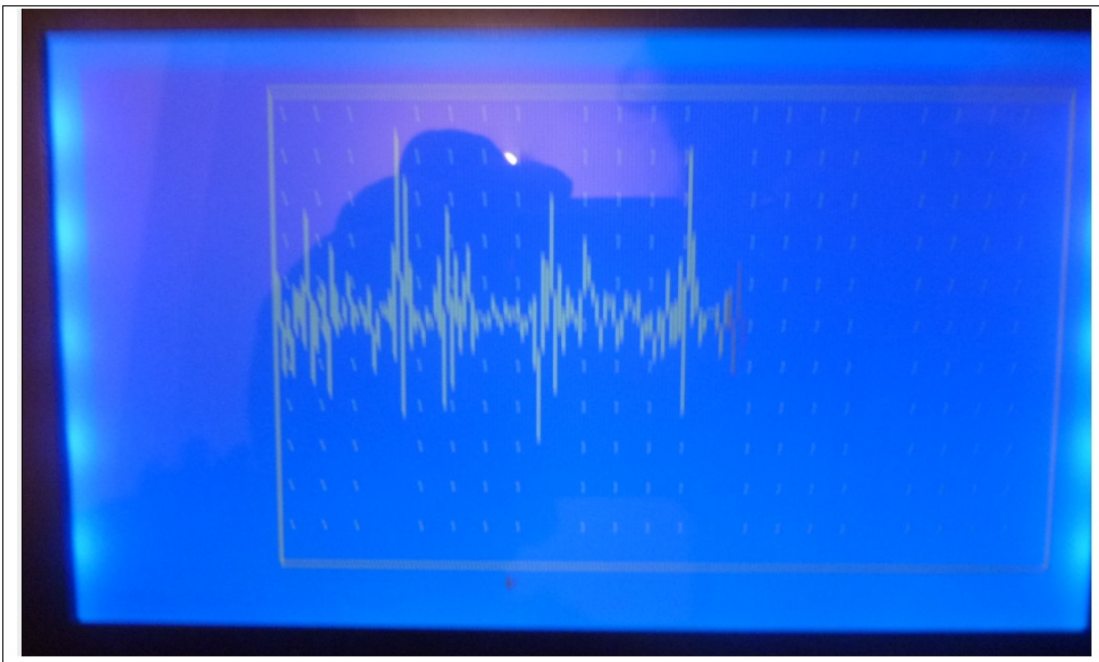


Foto 5.23. Registro del FCG.

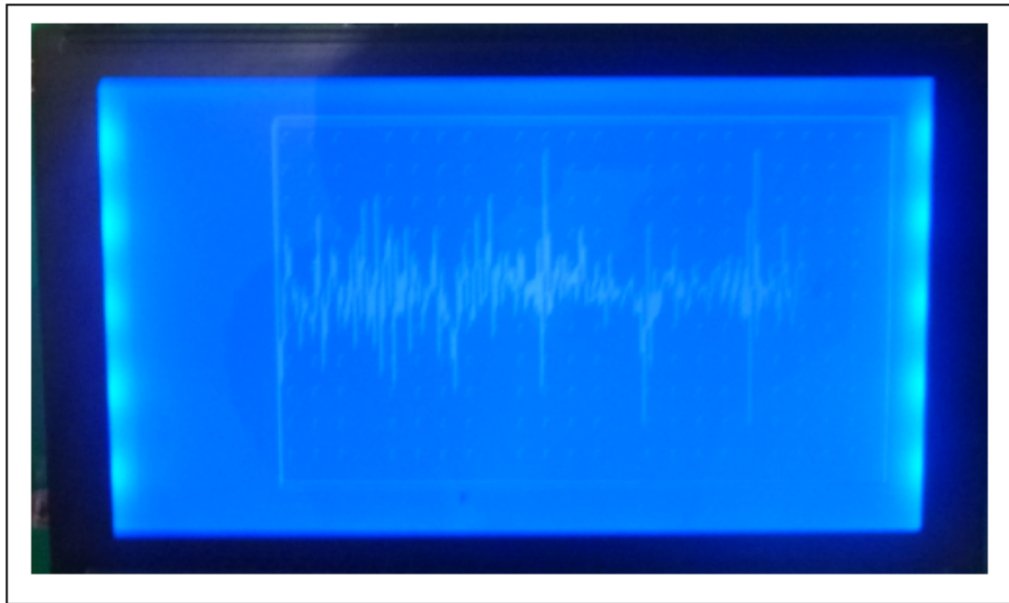


Foto 5.24. Registro del FCG segunda muestra.

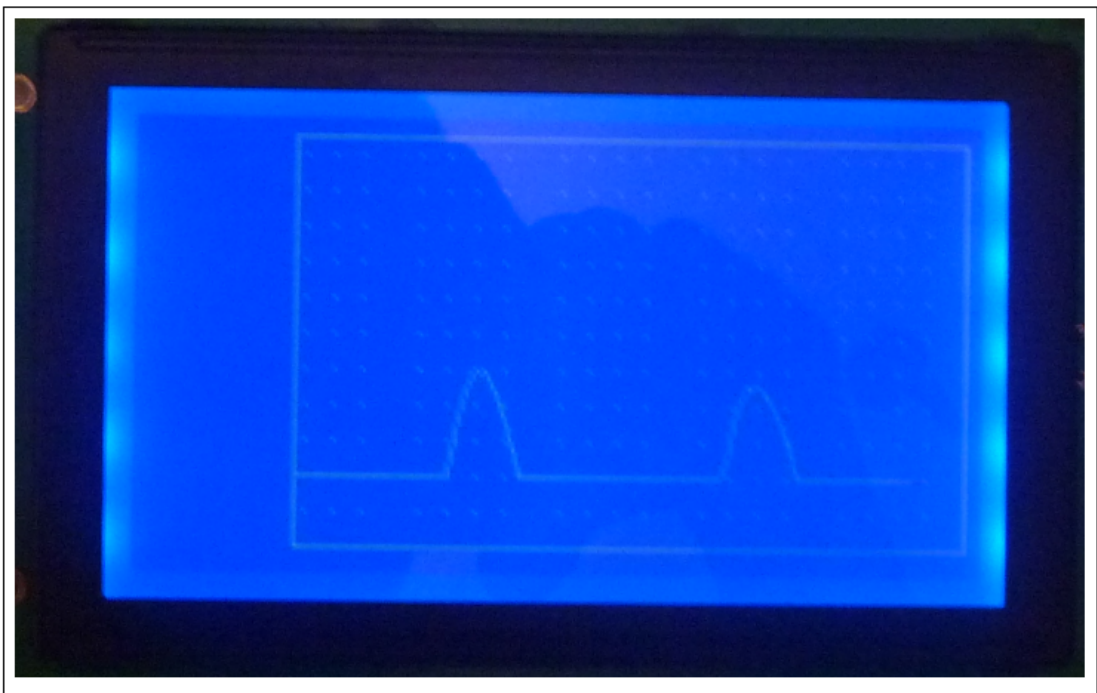


Foto 5.25. Registro del IMP.

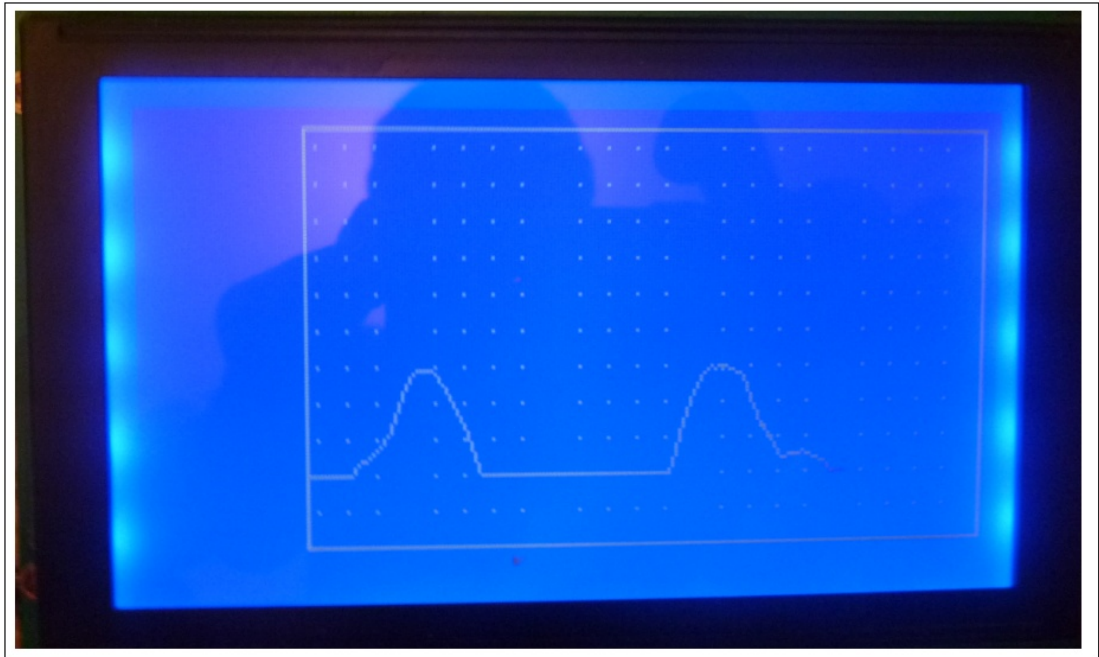


Foto 5.26. Registro del IMP segunda muestra.

CONCLUSIONES

Al desarrollar el primer capítulo se toma en cuenta mucha información relacionada al corazón por lo cual se debe entender muy bien el funcionamiento del mismo, para luego poder ir poco a poco elaborando las diferentes etapas de las que consta el proyecto.

En la etapa analógica, se debe entender de la mejor manera el funcionamiento de amplificadores y filtros, ya que de estos depende el diseño de los circuitos para un correcto desempeño.

Para la realización de proyectos bioelectrónicos se debe saber utilizar amplificadores y filtros adecuados debido a las distintas frecuencias que emite nuestro cuerpo.

Uno de los grandes inconvenientes que se tiene al trabajar con señales muy pequeñas es el ruido, por este motivo se trata de eliminar en todo lo posible este gran problema que se filtra en las señales.

Se observa que los sensores, que sirven para adquirir la señal, deben colocarse en una posición adecuada para una mejor obtención de los registros.

De gran ayuda es la utilización de un protoboard, debido a que nos permite realizar pruebas de funcionamiento de los equipos antes de montarlos en una tarjeta impresa, y así poder corregir cualquier error que se haya cometido en el transcurso del desarrollo de los mismos.

Antes de conectar cualquier dispositivo, en especial las pantallas gráficas y los microcontroladores, hay que estudiar muy bien sus datasheets, debido a que estos siempre varían el orden de conexión de sus pines.

BIBLIOGRAFÍA

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- [1] BOYLESTAD, Robert. Fundamentos de electrónica. México. Editorial Prentice-Hall Hispanoamericana. 1997.
- [2] DEL AGUILA, Carlos. Electromedicina. México. Editorial Hasa. [s.a.].
- [3] ESCUDERO, Bibiana. Estructura y función del cuerpo humano. España. Editorial McGraw-Hill. 1995.
- [4] FERRERO CORRAL, José M. Bioelectrónica. Señales bioeléctricas. España. Boixareu Editores. [s.a.].
- [5] LUISADA A., MACCANON D., FEIGEN L., GRIFFEN P., DARREL B. Design and first results of a new phonocardiograph. The American Journal of Cardiology. U.S.A. Editoril Taylor and Francis. 2001.
- [6] MARTÍNEZ J. Fonocardiografía: estado de arte. Universidad politécnica de Cartagena. Colombia. Editorial El Mundo. 2006.
- [7] SÁNCHEZ-SOLÍS DE QUEROL M, HERNÁNDEZ Ramón F. Valor del neumocardiograma en el estudio del síndrome de la muerte súbita del lactante. En: Camarasa Piquer F (ed). Síndrome de la muerte súbita del lactante. Libro Blanco. España. Editorial Ergon. 2006.
- [8] TÓRTORA Gerard, ANAGNOSTACO Nicholas. Principios de Anatomía y Fisiología. Tercera edición. México. Editorial Harla. [s.a.].
- [9] TÓRTORA, Gerard Jerry. Principio de anatomía y fisiología. México. Editorial Harla. 2003.

REFERENCIAS ELECTRÓNICAS:

- [10] CASAS, Oscar. Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de tejidos biológicos. www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-0917107-092453//01JOcp01de06.pdf. España. 1998.
- [11] GOMEZ, Laura. Construcción de un prototipo de fonocardiógrafo con interfaz en Labview y narración por voz. www.biomedicolombia.googlepages.com/FONOCARDIOGRAFOCallpaper.pdf. Colombia. 2007.
- [12] LOPEZ, Andres. Reconocimiento de valvulopatías cardiacas en señales de fonocardiografía utilizando la transformada de Gabor. <http://redalyc.uaemex.mx/pdf/849/84934024.pdf>. Colombia. 2007.
- [13] MARTINEZ, Raquel. FUSTE, Ruben. Diseño de un dispositivo remoto para la supervision de señales vitales. www.upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4297/1/MEMORIA.pdf. España. 2007.
- [14] MENESES, Alexis. Fonocardiografía. www.dalcame.com/fono.htm/. Colombia. 2005.
- [15] MICROCHIP TECHNOLOGY Inc. PIC 18F452 Datasheet. microchip.com. U.S.A. 2007.
- [16] PAREDES, Manuel. Diseño e implementación de un instrumento de medición multifrecuencial de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. www.e-quipu.pe/pucp/publica/doc/documento_44.pdf. Perú. 2004.
- [17] Pontificia Universidad Católica de Chile. Escuela de Medicina. <http://escuela.med.puc.cl/>. Chile. 1996.
- [18] PORTILLO, Manuel. Electrocardiografía: Técnica de interpretación básica. www.spapex.es/pdf/taller_ekg.pdf. México. 2009.

[19] ROBLEDO, Juan. JIMENEZ, Manuel. Electrocardiografía. www.medynet.com/usuarios/jraguilar/manual%20de%20urgencias%20y%20emergencias/ecg.pdf. Colombia. 2005.

[20] SALAZAR, Yadira. Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos. www.tdr.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1020104-103639//02Ysm02de07.pdf-. España. 2001.