



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO
PARA ADQUISICIÓN Y COMPRESIÓN DE SEÑALES ECG
CON FILTROS COSENO MODULADO**

AUTOR: HUACHO CHECA MAURICIO ANDRÉS

DIRECTOR: ING. PINEDA LÓPEZ FLAVIO MINOS MSc.

SANGOLQUÍ

2017



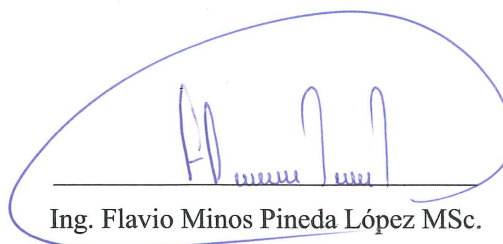
DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA ADQUISICIÓN Y COMPRESIÓN DE SEÑALES ECG CON FILTROS COSENO MODULADO**” realizado por el señor **HUACHO CHECA MAURICIO ANDRÉS**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar al señor **HUACHO CHECA MAURICIO ANDRÉS** para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, febrero del 2017



Ing. Flavio Minos Pineda López MSc.

DIRECTOR



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **HUACHO CHECA MAURICIO ANDRÉS**, con cédula de identidad N° 0603228230, declaro que este trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA ADQUISICIÓN Y COMPRESIÓN DE SEÑALES ECG CON FILTRO COSENO MODULADO”** ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, febrero del 2017

Mauricio Andrés Huacho Checa

C.C 0603228230



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Yo, **HUACHO CHECA MAURICIO ANDRÉS**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación ***“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA ADQUISICIÓN Y COMPRESIÓN DE SEÑALES ECG CON FILTROS COSENO MODULADO”*** cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Sangolquí, febrero del 2017

Mauricio Andrés Huacho Checa

C.C 0603228230

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación se lo dedico con todo mi amor y cariño a mi madre Blanca Azucena por todo su sacrificio y esfuerzo, por darme la posibilidad de obtener una carrera, por siempre creer en mis capacidades y nunca dejar de apoyarme en este largo trayecto, por ser la mejor madre que Dios pudo haberme dado; a mi padre Jorge Rubén por su guía y aliento en momentos donde verdaderamente se necesita un padre, un amigo y alguien que nunca se canse de apoyarte, por sacrificarse y darme las herramientas para poder hacer realidad este sueño. A toda mi familia quienes me han sabido inculcar el valor de la constancia y el sacrificio, por sus palabras de aliento y sus deseos de éxito y triunfo. A todos ellos, que Dios les bendiga.

Mauricio Andrés Huacho Checa

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por guiar este peldaño de mi vida profesional que culmina con este proyecto de titulación, por no dejarme decaer en el transcurso de toda mi carrera universitaria, por todas las buenas y las “no tan buenas” experiencias que han forjado mi carácter hasta culminar la meta que tiempo atrás me propuse. A mis padres que han sido mi motor, motivación y apoyo, por no haberme dejado caer en este largo y duro camino. A mi amigo y tutor Ing. Flavio Pineda por creer en mí y apoyarme a culminar el bello sueño de ser profesional. A mi familia que ha sido testigo de mis éxitos y fracasos; con su empuje y buenos deseos han hecho que este sueño sea una realidad. A todas las personas que siempre han creído en mí, a quienes siempre me han apoyado.

Mauricio Andrés Huacho Checa

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xvii
ABSTRACT	xviii
CAPÍTULO I	1
INTRODUCCIÓN	1
1.1. El Electrocardiograma	1
1.2. Derivaciones	1
1.2.1. Derivaciones bipolares	1
1.2.2. Derivaciones unipolares aumentadas.....	2
1.2.3. Derivaciones unipolares precordiales.....	3
1.3. Interpretación de las ondas componentes del ECG	4
1.3.1. Onda típica electrocardiográfica	5
1.3.2. Formas de onda normal en un paciente.....	8
1.4. Adquisición de la señal ECG	10
1.5. Compresión de datos	12
1.5.1. Problemas en la compresión de datos	13
1.5.2. Descompresión	13
1.5.3. Tipos de compresión	14
1.6. Medida de la calidad de la compresión.....	15
1.6.1. Tasa de compresión.....	16
1.6.2. Factor de compresión	16
1.6.3. Espacio salvado.....	16
1.7. Algoritmos de compresión sin pérdidas.....	18
1.7.1. Codificación de Huffman	18
1.7.2. Codificación de Shannon – Fano.....	19
1.7.3. Algoritmos de compresión por sustitución.....	19

1.8. Algoritmos de compresión con pérdidas	20
1.8.1. Métodos de compresión directos.....	22
1.8.2. Técnicas por comparación – tolerancia	22
1.8.3. Técnicas de codificación diferencial	23
1.8.4. Métodos de compresión por transformación	23
1.9. Compresión de ECG empleando diversas técnicas	28
CAPÍTULO II	30
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO	30
2.1. Descripción general del prototipo.....	30
2.2. Requerimientos del prototipo.....	30
2.3. Diseño general del prototipo	31
2.3.1. Esquema general	31
2.3.2. Etapa de adquisición.....	31
2.3.3. Etapa de almacenamiento.....	34
2.3.4. Etapa de comunicación.....	36
2.3.5. Etapa de procesamiento.....	40
2.3.6. Módulo y fuente de alimentación	45
2.4. Esquema general de conexiones.....	49
2.4.1. Etapa de procesamiento – etapa de adquisición.....	49
2.4.2. Etapa de procesamiento – etapa de almacenamiento	49
2.4.3. Etapa de procesamiento – etapa de comunicación.....	50
2.5. Construcción del prototipo	50
2.5.1. Diseño del circuito electrónico	50
2.5.2. Diseño de la tarjeta electrónica.....	52
2.5.3. Implementación de la tarjeta electrónica para el prototipo	55
2.5.4. Diseño de la caja contenedora de la tarjeta electrónica	57
2.5.5. Elaboración de la caja contenedora	58
2.5.6. Montaje de la tarjeta electrónica en la caja contenedora.....	61
2.5.7. Pruebas básicas de funcionamiento del prototipo.....	62
CAPÍTULO III	64
BANCO DE FILTROS COSENO MODULADO.....	64
3.1. Banco de filtros	64
3.2. Banco de filtros coseno modulado.....	65
3.2.1. Bancos de filtros de reconstrucción aproximada (NPRFB)	66
3.2.2. Descripción del banco de filtros utilizado.....	67
3.3. Implementación del algoritmo de compresión en el STM32F407VG.....	67

3.4. Descripción general del algoritmo de compresión	68
3.4.1. Carga del banco de análisis.....	68
3.4.2. Adquisición de la señal ECG.....	69
3.4.3. Lectura de un segmento ECG	70
3.4.4. Compresión de un segmento ECG.	72
3.5. Representación de la señal ECG comprimida.....	84
CAPÍTULO IV.....	86
INTERFAZ GRÁFICA.....	86
4.1. Descripción general de la interfaz gráfica	86
4.2. Requerimientos de la interfaz gráfica	86
4.3. Selección del software para la construcción de la interfaz gráfica.	87
4.4. Consideraciones de diseño de la interfaz gráfica.	88
4.4.1. Arquitectura y navegación entre pantallas.....	88
4.4.2. Distribución de pantallas	88
4.4.3. Uso de color.....	89
4.4.4. Uso de fuentes e información textual	89
4.4.5. Comandos y entradas de datos	90
4.4.6. Indicadores y alarmas	91
4.5. Diseño de la interfaz gráfica	92
4.5.1. Uso del color y fuentes para información textual	92
4.5.2. Arquitectura y navegación entre pantallas.....	93
4.6. Descompresión de datos en la interfaz gráfica	104
4.6.1. Carga del banco de síntesis.	105
4.6.2. Identificación de un segmento ECG.....	105
4.6.3. Proceso de descompresión de un segmento ECG.	106
4.6.4. Almacenamiento de datos descomprimidos para graficación.	112
4.6.5. Graficación de la señal ECG.	112
CAPÍTULO 5.....	113
PRUEBAS Y RESULTADOS.....	113
5.1. Prueba de duración de batería en el prototipo.....	113
5.1.1. Escenario de pruebas	113
5.1.2. Adquisición de señales ECG sin compresión.....	113
5.1.3. Adquisición de señales ECG con compresión	116
5.2. Pruebas de calidad de la Señal ECG en la interfaz gráfica	120
5.2.1. Escenario de pruebas	120
5.2.2. Consideraciones del prototipo	121

5.2.3. Paciente en estado de reposo (30 latidos por minuto)	122
5.2.4. Paciente en estado de reposo (60 latidos por minuto)	124
5.2.5. Paciente en actividad normal (70 latidos por minuto)	127
5.2.6. Paciente en actividad normal (80 latidos por minuto)	131
5.2.7. Paciente en actividad normal (90 latidos por minuto)	133
5.2.8. Paciente con hipertensión (100 latidos por minuto)	136
5.2.9. Paciente con hipertensión (120 latidos por minuto)	139
5.2.10. Paciente con hipertensión (150 latidos por minuto)	142
5.2.11. Paciente con hipertensión (180 latidos por minuto)	145
5.3. Pruebas de almacenamiento.....	148
5.3.1. Consideraciones del prototipo	148
5.3.2. Consideraciones de la señal ECG	148
5.3.3. Consideraciones de la interfaz gráfica	148
5.3.4. Pruebas del tamaño del archivo comprimido.....	149
5.3.5. Prueba de tasa de compresión	150
CAPÍTULO 6	152
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	152
6.1. Prototipo para adquisición y compresión de señales ECG	152
6.2. Algoritmo de compresión banco de filtros coseno modulado	153
6.3. Interfaz gráfica	155
BIBLIOGRAFÍA	156

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Descripción de las principales derivaciones.	4
Tabla 2 Tarjetas de adquisición de señales ECG.	32
Tabla 3 Selección del módulo de almacenamiento microSD.	35
Tabla 4 Selección del módulo bluetooth.	38
Tabla 5 Características de los microcontroladores considerados.	42
Tabla 6 Módulos de alimentación comerciales y sus características.	47
Tabla 7 Tipos de transformadas discretas del coseno.	65
Tabla 8 Selección del software para la implementación de la interfaz gráfica.	88
Tabla 9 Uso del color en fondos de pantalla de la interfaz gráfica.	92
Tabla 10 Uso del color en textos de la interfaz gráfica.	92
Tabla 11 Uso del color en textos de la interfaz gráfica.	93
Tabla 12 Datos para el registro de pacientes.	98
Tabla 13 Duración de batería sin compresión.	116
Tabla 14 Duración de batería con compresión.	119
Tabla 15 Tiempo de adquisición y tamaño de archivo comprimido.	149
Tabla 16 Tasa de Compresión.	151

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Derivaciones bipolares.	2
Figura 2 Derivaciones unipolares aumentadas.	3
Figura 3 Localización de las derivaciones precordiales.	3
Figura 4 Onda electrocardiográfica.	5
Figura 5 Modelo ideal del ciclo cardíaco.....	5
Figura 6 Vector responsable de la onda P del electrocardiograma.....	5
Figura 7 Vector responsable de la onda Q del electrocardiograma.	6
Figura 8 Vector responsable de la onda principal del complejo QRS.	7
Figura 9 Vector responsable de la onda S.....	7
Figura 10 Representación esquemática del vector de recuperación en la onda T.	8
Figura 11 Morfologías de las ondas del electrocardiograma.....	9
Figura 12 Derivaciones en un electrocardiograma completo.	10
Figura 13 Diagrama de bloques de un sistema de adquisición de señales ECG.....	11
Figura 14 Compresión de datos.	12
Figura 15 Compresión sin pérdidas.	14
Figura 16 Compresión con pérdidas	15
Figura 17 Divisiones de la secuencia de ocho segmentos.	25
Figura 18 Árbol binario completo de 3 niveles para transformada WP.	28
Figura 19 Esquema general del prototipo.....	31
Figura 20 Módulo BITalino ECG sensor.....	33
Figura 21 Señal típica de ECG BITalino utilizando 2 (izq.) y 3 (der.) electrodos. ...	34
Figura 22 Comunicación entre el microcontrolador y el módulo BITalino ECG. ...	34
Figura 23 Descripción de pines de la tarjeta microSD.	36
Figura 24 Comunicación SPI entre el microcontrolador y la tarjeta microSD.	36
Figura 25 Módulo bluetooth HC – 05.....	39
Figura 26 Conexiones entre el microcontrolador y el módulo HC – 05.....	40
Figura 27 Diagrama de distribución de pines del STM32F407VG.	43
Figura 28 Diagrama general por bloques del STM32F407VG.....	44
Figura 29 Conexiones mínimas recomendadas en el STM32F407VG.....	45
Figura 30 Módulo de alimentación BITalino POWER.....	48
Figura 31 Batería Li-Po de 3.7V y 900mAh.....	48

Figura 32 Conexión entre el STM32F407VG y el módulo ECG BITalino.....	49
Figura 33 Conexión entre el STM32F407VG y la tarjeta microSD.....	50
Figura 34 Conexión entre el STM32F407VG y el módulo HC-05.....	50
Figura 35 Diagrama esquemático del circuito electrónico del prototipo.....	52
Figura 36 Esquema de la tarjeta con el circuito electrónico del prototipo.....	54
Figura 37 Cara superior de la tarjeta electrónica del prototipo.....	54
Figura 38 Cara inferior de la tarjeta electrónica del prototipo.....	55
Figura 39 Vista frontal del circuito electrónico implementado.....	56
Figura 40 Vista posterior del circuito electrónico implementado.....	56
Figura 41 Conexión entre el módulo de alimentación y la tarjeta electrónica.....	57
Figura 42 Conexión del módulo HC -05 con la tarjeta electrónica.....	57
Figura 43 Tapa de la caja contenedora.....	59
Figura 44 Pared A de la caja contenedora.....	60
Figura 45 Pared B de la caja contenedora.....	60
Figura 46 Representación 3D de la caja contenedora del prototipo.....	61
Figura 47 Tarjeta electrónica montada en la caja contenedor.....	61
Figura 48 Prueba de encendido del prototipo.....	62
Figura 49 Montaje final del prototipo.....	63
Figura 50 Banco de filtros de análisis y síntesis de una señal.....	64
Figura 51 Flujograma general del algoritmo de compresión.....	68
Figura 52 Flujograma para adquisición de la señal ECG.....	69
Figura 53 Código para adquisición de la señal ECG.....	70
Figura 54 Flujograma para lectura de datos de la señal ECG.....	71
Figura 55 Código para la lectura de un segmento ECG.....	72
Figura 56 Flujograma del algoritmo de compresión de una señal ECG.....	72
Figura 57 Flujograma para la compresión de un segmento ECG.....	73
Figura 58 Flujograma para la obtención de la matriz de convolución.....	74
Figura 59 Código utilizado para obtener la matriz de convolución.....	75
Figura 60 Flujograma del algoritmo para obtener las subbandas diezmadas.....	76
Figura 61 Código, obtención de subbandas diezmadas.....	76
Figura 62 Flujograma del algoritmo para concatenar las subbandas diezmadas.....	77
Figura 63 Código, obtención del vector "concatenado".....	77
Figura 64 Flujograma del algoritmo para el vector concatenado absoluto.....	78

Figura 65 Código, obtención del vector "concatenado absoluto"	78
Figura 66 Algoritmo para ordenar el vector concatenado absoluto	79
Figura 67 Código, obtención del vector "concatenado absoluto ordenado"	80
Figura 68 Flujograma, obtención de ϵ y número de elementos significativos.	81
Figura 69 Código, obtención de ϵ y número de elementos significativos.	81
Figura 70 Flujograma, obtención del vector orden de elementos significativos.	82
Figura 71 Código, obtención del vector orden de elementos significativos.	83
Figura 72 Flujograma, obtención de Ctrans.....	83
Figura 73 Código, obtención de Ctrans.	84
Figura 74 Segmentos de una señal ECG comprimida.	85
Figura 75 Distribución y navegación entre pantallas de la interfaz gráfica.....	93
Figura 76 Plantilla para las pantallas de la interfaz gráfica.	93
Figura 77 Pantalla de presentación.	94
Figura 78 Flujograma de la pantalla de presentación.	94
Figura 79 Pantalla de menú principal.	95
Figura 80 Flujograma del funcionamiento de la pantalla de menú principal.	95
Figura 81 Pantalla de graficación.	96
Figura 82 Flujograma de operación de la pantalla de graficación.	97
Figura 83 Pantalla de registro de pacientes.....	98
Figura 84 Flujograma de la página de registro de pacientes.....	99
Figura 85 Pantalla de pacientes registrados.....	100
Figura 86 Flujograma de la pantalla de pacientes registrados.....	101
Figura 87 Pantalla de adquisición sin compresión.....	101
Figura 88 Error de conexión bluetooth.	102
Figura 89 Flujograma de la pantalla de adquisición sin compresión.....	102
Figura 90 Flujograma de la pantalla de adquisición con compresión.....	103
Figura 91 Pantalla de adquisición con compresión.....	104
Figura 92 Flujograma para identificación de segmentos a descomprimir.	105
Figura 93 Inicio y final de un segmento ECG delimitado por una bandera.	106
Figura 94 Flujograma del proceso de descompresión de un segmento ECG.	106
Figura 95 Flujograma para lectura de vectores y valores para descompresión.	107
Figura 96 Implementación en MATLAB para lectura de vectores y valores.....	107
Figura 97 Flujograma para el signo del vector de elementos significativos.....	108

Figura 98 MATLAB, signo del vector de elementos significativos.....	108
Figura 99 Flujograma para Descuantización.....	109
Figura 100 Implementación en MATLAB de la descuantización.....	109
Figura 101 Flujograma para recuperación de subbandas.....	110
Figura 102 MATLAB, algoritmo para recuperar las subbandas.....	111
Figura 103 Flujograma para el proceso de síntesis.....	111
Figura 104 Implementación en MATLAB del algoritmo de síntesis.....	112
Figura 105 Algoritmo para concatenar segmentos ECG descomprimidos.....	112
Figura 106 Escenario de prueba para prueba de duración de batería.....	113
Figura 107 Ingreso de datos del paciente.....	115
Figura 108 Señal ECG, adquisición sin compresión.....	115
Figura 109 Adquiriendo señal ECG.....	117
Figura 110 Comprimiendo señal ECG.....	118
Figura 111 Señal ECG resultante del proceso de compresión.....	119
Figura 112 Escenario de pruebas para medir la calidad de señal ECG.....	121
Figura 113 Señal ECG, NSR = 30, sin compresión.....	122
Figura 114 Señal ECG, NSR = 30, sin compresión en osciloscopio.....	123
Figura 115 Señal ECG, NSR = 30, con compresión.....	123
Figura 116 Señal ECG, NSR = 30, con compresión, con acercamiento.....	124
Figura 117 Señales original y comprimida con SNR=30.....	124
Figura 118 Señal ECG, NSR = 60, sin compresión.....	125
Figura 119 Señal ECG, NSR = 60, sin compresión en osciloscopio.....	126
Figura 120 Señal ECG, NSR = 60, con compresión.....	126
Figura 121 Señal ECG, NSR = 60, con compresión, con acercamiento.....	127
Figura 122 Señales original y comprimida con SNR=60.....	127
Figura 123 Señal ECG, NSR = 70, sin compresión.....	128
Figura 124 Señal ECG, NSR = 70, sin compresión en osciloscopio.....	129
Figura 125 Señal ECG, NSR = 70, con compresión.....	129
Figura 126 Señal ECG, NSR = 70, con compresión, con acercamiento.....	130
Figura 127 Señales original y comprimida con SNR=70.....	130
Figura 128 Señal ECG, NSR = 80, sin compresión.....	131
Figura 129 Señal ECG, NSR = 80, sin compresión en osciloscopio.....	132
Figura 130 Señal ECG, NSR = 80, con compresión.....	132

Figura 131 Señal ECG, NSR = 80, con compresión, con acercamiento.....	133
Figura 132 Señales original y comprimida con SNR=80.	133
Figura 133 Señal ECG, NSR = 90, sin compresión.....	134
Figura 134 Señal ECG, NSR = 90, sin compresión en osciloscopio.	134
Figura 135 Señal ECG, NSR = 90, con compresión.....	135
Figura 136 Señal ECG, NSR = 90, con compresión, con acercamiento.....	135
Figura 137 Señales original y comprimida con SNR=90.	136
Figura 138 Señal ECG, NSR = 100, sin compresión.....	137
Figura 139 Señal ECG, NSR = 100, sin compresión en osciloscopio.	137
Figura 140 Señal ECG, NSR = 100, con compresión.....	138
Figura 141 Señal ECG, NSR = 100, con compresión, con acercamiento.....	138
Figura 142 Señales original y comprimida con SNR=100.	139
Figura 143 Señal ECG, NSR = 120, sin compresión.....	140
Figura 144 Señal ECG, NSR = 120, sin compresión en osciloscopio.	140
Figura 145 Señal ECG, NSR = 120, con compresión.....	141
Figura 146 Señal ECG, NSR = 120, con compresión, con acercamiento.....	141
Figura 147 Señales original y comprimida con SNR=120.	142
Figura 148 Señal ECG, NSR = 150, sin compresión.....	142
Figura 149 Señal ECG, NSR = 150, sin compresión en osciloscopio.	143
Figura 150 Señal ECG, NSR = 150, con compresión.....	143
Figura 151 Señal ECG, NSR = 150, con compresión, con acercamiento.....	144
Figura 152 Señales original y comprimida con SNR=150.	145
Figura 153 Señal ECG, NSR = 180, sin compresión.....	145
Figura 154 Señal ECG, NSR = 180, sin compresión en osciloscopio.	146
Figura 155 Señal ECG, NSR = 180, con compresión.....	146
Figura 156 Señal ECG, NSR = 180, con compresión, con acercamiento.....	147
Figura 157 Señales original y comprimida con SNR=180.	147

RESUMEN

Existen dos áreas principales de aplicación para la compresión de señales biomédicas, llevar un registro eficaz de larga duración de los datos de un paciente para una posterior evaluación fuera de línea y la transmisión en tiempo real o fuera de línea de la señal ECG comprimida para el diagnóstico a distancia por un grupo de expertos. En la compresión de señales biomédicas un criterio importante es preservar la información en los datos comprimidos de modo que los datos descomprimidos sean aceptables y represente para el experto datos fiables para su posterior diagnóstico. En este trabajo se ha realizado el “Diseño e implementación de un prototipo para adquisición y compresión de señales ECG mediante el algoritmo Banco de Filtros Coseno Modulado”; el prototipo adquiere una señal ECG proveniente de una derivación bipolar y almacena los datos comprimidos en una tarjeta microSD, se ha diseñado e implementado además una interfaz gráfica para PC la cual controla y supervisa el funcionamiento del prototipo por medio de comunicación serial Bluetooth, en una base de datos asociada a la interfaz gráfica se almacenan los datos de los diferentes pacientes con el fin de llevar un registro organizado del uso del prototipo. Una vez diseñado e implementado el prototipo con el algoritmo de compresión, se han sido realizadas pruebas de duración de batería y con ayuda de un simulador de señales ECG se han realizado pruebas para verificar la calidad de la señal comprimida.

PALABRAS CLAVE:

- PROTOTIPO ECG
- COMPRESION ECG
- BANCO DE FILTROS COSENO MODULADO
- STM32F407VG.

ABSTRACT

There are two principal areas of application of biosignal compression, to maintain an effective long-term record of a patient's data for subsequent off-line evaluation and the transmission in real-time or off-line of the compressed ECG signal for remote diagnosis by a group of experts. In the compression of biosignals an important criterion is to preserve the information in the compressed data so that the decompressed data is acceptable and represents for the expert reliable data for its subsequent diagnosis. In this work the "Design and implementation of a prototype for ECG acquisition and compression using the Cosine Modulated Filter Banks algorithm" was carried out; The prototype acquires an ECG signal from a bipolar derivation and stores the compressed data on a microSD card, a PC graphic interface has been designed and implemented which controls and supervises the operation of the prototype via Bluetooth serial communication in a Database associated with the graphical interface are stored the data of different patients in order to keep an organized record of the use of the prototype. Once the prototype has been designed and implemented with the compression algorithm, battery life tests have been performed and an ECG signal simulator has been tested to verify the quality of the compressed signal.

KEY WORDS:

- ECG PROTOTYPE.
- ECG COMPRESSION.
- COSINE MODULATED FILTER BANKS.
- STM32F407VG.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1. El Electrocardiograma

El electrocardiograma es una prueba médica que proporciona información con el que se puede dar diagnósticos definitivos de anomalías cardiacas en algunos contextos clínicos, por ejemplo, en un infarto. (Montoya Toro, 2012) El electrocardiograma es el registro de la actividad eléctrica del corazón, se obtiene por medio de la colocación de electrodos en sitios estratégicos del cuerpo del paciente para obtener 12 derivaciones: 3 bipolares (I, II, III), 3 monopolares o aumentadas de los miembros (aVR, aVL, aVF) y mediante la colocación de electrodos adicionales en el pecho del paciente, 6 derivaciones precordiales (v1, v2, v3, v4, v5 y v6).

Los electrodos son los sensores que miden la actividad eléctrica y usualmente tienen colores y siguen un código internacional, los electrodos deben colocarse en sitios estandarizados. El cable de color amarillo se lo coloca en la mano izquierda, el cable rojo en la mano derecha, el cable negro en la pierna derecha y cable verde en la pierna izquierda. Esta posición varía en el caso de dispositivos portátiles en los cuales los electrodos se colocan a nivel del tórax. La polaridad de los electrodos varía dependiendo de la derivación, los electrodos poseen polaridad positiva, negativa, neutro e inactivo.

1.2. Derivaciones

Las derivaciones fueron propuestas por Einthoven en 1903, quien diseñó un modelo triangular que relaciona el eje de las tres derivaciones bipolares. Son derivaciones debido a que utilizan 2 de los 4 electrodos como exploradores donde un electrodo es positivo, otro electrodo es negativo y los dos electrodos restantes son neutro e inactivo.

1.2.1. Derivaciones bipolares

Las derivaciones bipolares fueron propuestas por Wilson en 1934 y por Goldberger en 1947 quienes modificaron las derivaciones bipolares conectando los 3 puntos de aplicación de los electrodos a un punto “V” de potencial nulo localizado en el centro del tórax. Para la obtención de las derivaciones bipolares se utilizan 3 de 4 electrodos donde dos son negativos, uno positivo y el último es neutro.

Como se muestra en la Figura 1, cuando se tienen dos electrodos, un electrodo positivo y un electrodo negativo, y se quiere medir la diferencia de potencial entre el brazo derecho (-) y el brazo izquierdo (+), el resultado es la derivación I; la derivación II se obtiene entre el brazo derecho (-) y la pierna izquierda (+); la derivación III se forma entre el brazo izquierdo (-) y la pierna izquierda (+). Como resultado, se forman sobre el cuerpo tres líneas que forman un triángulo (Triángulo de Einthoven).

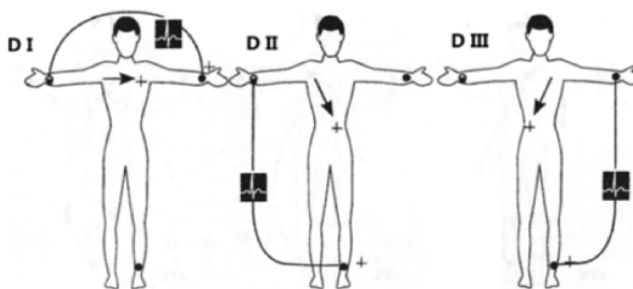


Figura 1 Derivaciones bipolares.

Fuente: (Mendoza, 2011)

1.2.2. Derivaciones unipolares aumentadas

Las derivaciones unipolares o aumentadas son: aVR, aVL y aVF, las tres letras provienen de palabras en inglés en donde “a” significa aumento, “V” significa vector y “R”, “L” y “F” son derecho, izquierdo y pie.

Como se observa en la Figura 2, las derivaciones aVL y aVF son esenciales para establecer la posición del corazón; se pueden medir los potenciales desde el Centro del Tórax (CT) hasta el brazo derecho para obtener la derivación aVR, desde CT hasta el brazo izquierdo para obtener la derivación aVL y finalmente, desde CT hasta la pierna izquierda para obtener la derivación aVF.

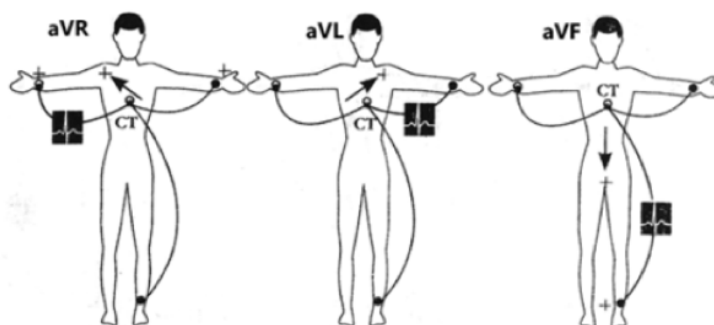


Figura 2 Derivaciones unipolares aumentadas.

Fuente: (Mendoza, 2011)

1.2.3. Derivaciones unipolares precordiales

Tal como se muestra en la Figura 3, para obtener las derivaciones precordiales se necesita un electrodo explorador en el pecho ubicado en cualquiera de las seis posiciones entre v1 y v6, para establecer el dipolo se necesita otro punto del cuerpo que se determina a través de electrodos colocados en tres extremidades del cuerpo LA (brazo izquierdo), RA (brazo derecho) o LL (pie izquierdo).

Las derivaciones precordiales son necesarias para determinar de forma correcta las perturbaciones del miocardio del lado izquierdo del corazón y observando en el lado derecho determinar si existen o no lesiones de la pared anterior y posterior del músculo cardíaco. Muchas ocasiones se colocan electrodos en la pared torácica anterior derecha para la detección de enfermedades no tan habituales como dextro cardias, hipertrofias ventriculares derechas, etc.

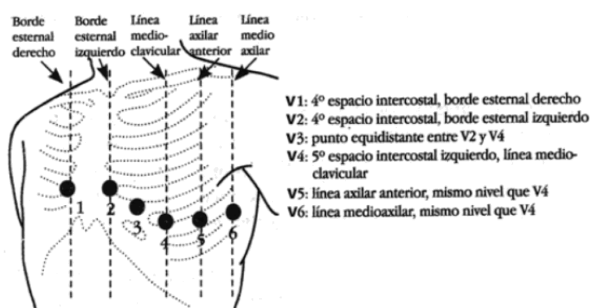


Figura 3 Localización de las derivaciones precordiales.

Fuente: (Mendoza, 2011)

En la Tabla 1 se ha resumido las diferentes derivaciones, los electrodos necesarios y la nomenclatura para la obtención de cada una de las derivaciones.

Tabla 1
Descripción de las principales derivaciones.

DERIVACIÓN	ELECTRODOS	NOMENCLATURA
Bipolar	RL, LL, RA, LA	I = LA - RA II = LL - RA III = LL - LA
Aumentadas	RL, LL, RA, LA	aVR = RA - 0.5(LA + LL) aVL = LA - 0.5(LL + RA) aVF = LL - 0.5(LA + RA)
Precordiales	v1, v2, v3, v4, v5, v6	$V1 = v1 - \frac{LA + RA + LL}{3}$ $V2 = v2 - \frac{LA + RA + LL}{3}$ $V3 = v3 - \frac{LA + RA + LL}{3}$ $V4 = v4 - \frac{LA + RA + LL}{3}$ $V5 = v5 - \frac{LA + RA + LL}{3}$ $V6 = v6 - \frac{LA + RA + LL}{3}$

Fuente: (Gómez & Vargas, 2012)

1.3. Interpretación de las ondas componentes del ECG

Como se puede apreciar en la Figura 4, en las fases de despolarización y repolarización del miocardio y sobre el ECG registrado aparecen diversos segmentos y ondas electrocardiográficas. Las distancias entre ondas se denominan intervalos mientras que las porciones de ECG que se aprecia entre las deflexiones se denominan segmentos. Un período del ECG perteneciente a una persona sana consta de una onda P, un complejo QRS, una onda T y una onda U como se observa en la Figura 5.

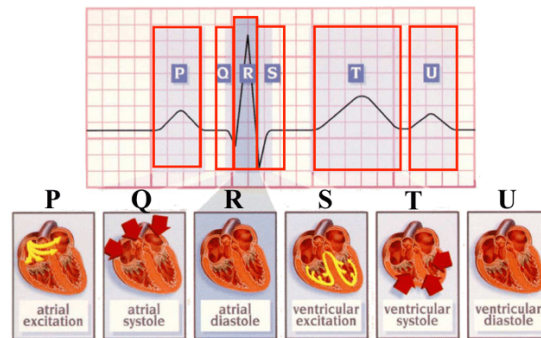


Figura 4 Onda electrocardiográfica.

1.3.1. Onda típica electrocardiográfica

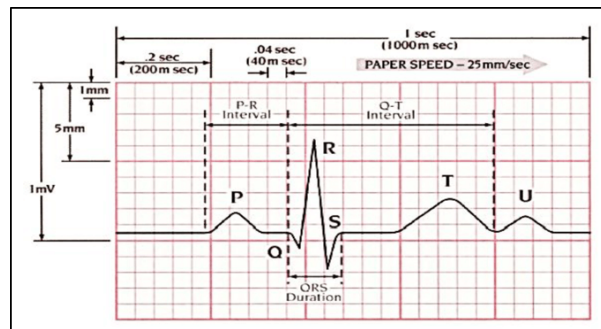


Figura 5 Modelo ideal del ciclo cardíaco.

Fuente: (Gómez & Vargas, 2012)

El estímulo eléctrico nace en el nódulo sinusal, que normalmente es el centro generador de estímulos de más alta frecuencia del miocardio (entre 60 y 100 impulsos/min). La onda de activación eléctrica invade las aurículas hasta que alcanza al nódulo auriculoventricular, la onda de activación auricular, que se traduce en el electrocardiograma por la primera onda del trazado u onda P tiene una orientación hacia abajo y a la izquierda como se observa en la Figura 6.

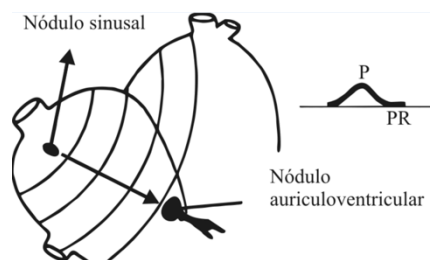


Figura 6 Vector responsable de la onda P del electrocardiograma.

Una vez alcanzado el nódulo auriculoventricular, el estímulo eléctrico tarda en atravesar el nódulo y el haz de His, todo este proceso se traduce en el electrocardiograma por un trazo a continuación de la onda P que tiene el nombre de segmento PR y constituye el enlace entre la onda P y el complejo QRS que se origina inmediatamente.

Después que el estímulo eléctrico atraviesa el nódulo auriculoventricular y el haz de His, activa los ventrículos, la activación ventricular se representa esquemáticamente con tres vectores. En la Figura 7 se observa que cuando el estímulo penetra por las ramas del haz de His, la primera porción ventricular que se activa es la correspondiente al tabique interventricular en su porción media, el cual se activa a través de la rama izquierda del haz de His y produce un primer vector de activación ventricular (vector 1 de la activación ventricular).

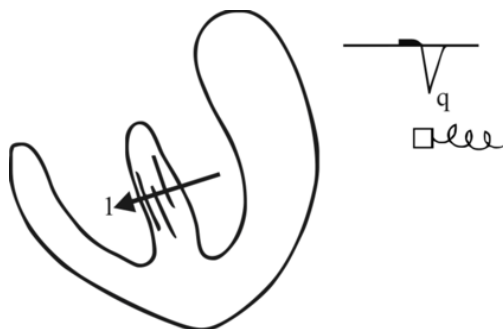


Figura 7 Vector responsable de la onda Q del electrocardiograma.

Posterior a la activación del tabique en su porción media, la onda de activación llega a la superficie endocárdica de ambos ventrículos simultáneamente y se producen vectores de activación del ventrículo derecho que se dirigen hacia la derecha, vectores de activación del ventrículo izquierdo que se dirigen hacia la izquierda y vectores que se dirigen hacia abajo. Esta serie de vectores se pueden representar por un vector resultante (vector 2 de la activación ventricular). Este segundo vector que representa la resultante de la activación eléctrica de ambos ventrículos es el que constituye el eje eléctrico medio del complejo QRS (representado en la Figura 8).

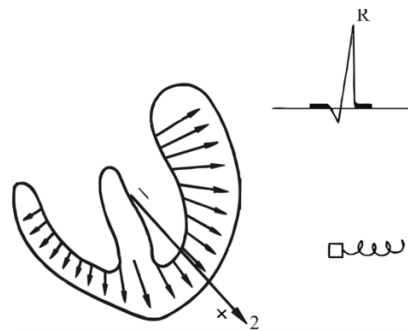


Figura 8 Vector responsable de la onda principal del complejo QRS.

Las porciones ventriculares que se activan al final son las que corresponden a la porción basal del tabique y a las porciones posterobasales del ventrículo izquierdo, como resultado se produce un tercer vector representado en la Figura 9. Los tres vectores, vector 1, vector 2 y vector 3, son los que conforman el complejo QRS, que en el electrocardiograma representa la activación eléctrica de los ventrículos; este tiempo de activación eléctrica de los ventrículos es generalmente menor a diez centésimas de segundo (0,10s).

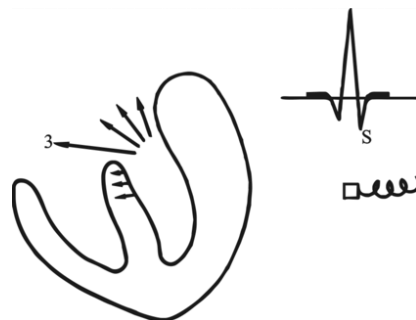


Figura 9 Vector responsable de la onda S.

El complejo QRS indica la activación eléctrica de los ventrículos y ha sido representado de forma esquemática por sus tres ondas, además puede tener múltiples variantes en su forma, lo cual depende del ángulo o posición desde donde se esté midiendo la activación eléctrica.

Cuando termina el proceso de activación eléctrica de los ventrículos o complejos QRS, sigue en el electrocardiograma un trazo que recibe el nombre de segmento ST; el cual debe estar al mismo nivel de su segmento equivalente del lado opuesto (segmento PR); precisamente en esos instantes que el corazón realiza su trabajo mecánico o contracción de ventrículos (BVS Cuba, 2005).

Después del segmento ST, podemos observar la onda T u onda de recuperación, se trata de una onda de inscripción lenta y típicamente es una onda positiva, aunque en ciertas derivaciones del electrocardiograma puede ser negativa sin que esto signifique ninguna afección o anomalía.

En el vector de recuperación u onda T como se muestra en la Figura 10 las cargas eléctricas de la cola del vector son las positivas, por lo cual la onda T también se representa como positiva donde lo ha hecho el complejo QRS. La orientación del complejo QRS y de la onda T deben coincidir, si el complejo QRS es de predominio positivo, la onda T que lo acompaña también debe ser positiva.

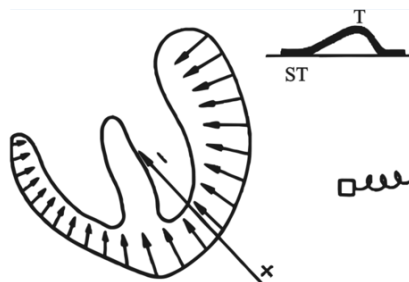


Figura 10 Representación esquemática del vector de recuperación en la onda T.

1.3.2. Formas de onda normal en un paciente

Un electrocardiograma completo tiene 12 derivaciones: DI, DII, DIII, aVR, aVL y aVF y seis derivaciones adicionales llamadas precordiales, designadas por la letra V (voltaje) y que se denominan: V1, V2, V3, V4, V5 y V6. Colocando 10 electrodos como se indica en la Tabla 1 es posible obtener las 12 derivaciones necesarias para un electrocardiograma completo.

V5, V6, DI y aVL exploran la actividad eléctrica del corazón desde el lado izquierdo; V1 y V2 son derivaciones precordiales derechas debido a que exploran la actividad eléctrica del corazón desde el ventrículo derecho; aVR explora hacia arriba y a la derecha; DIII lo hace hacia abajo y a la derecha; aVF, DII y DIII exploran la cara posterior del corazón. La cara anterior del corazón es estudiada por las

derivaciones precordiales, V1, V2 y V3 (hacia la derecha) y V4, V5 y V6 (hacia la parte anterolateral izquierda).

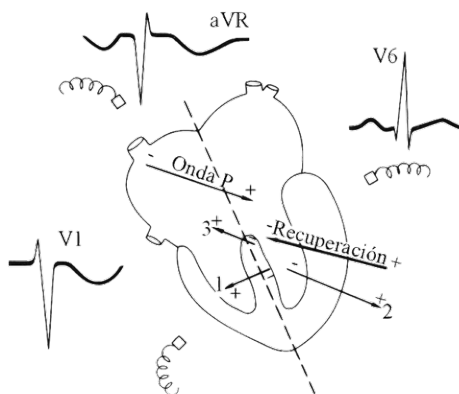


Figura 11 Morfologías de las ondas del electrocardiograma.

De acuerdo a la Figura 11, un electrodo colocado hacia arriba y a la derecha como en aVR, representa la onda P como una onda negativa, debido a que se aleja del electrodo. Con respecto al complejo QRS, el primer vector de activación no será captado ya que su dirección es perpendicular a la línea de la derivación (línea interrumpida); el vector 2 es recogido como una onda fuertemente negativa ya que también se aleja del electrodo y el vector 3 produce en esta derivación una pequeña positividad final. La onda T también se marca como negativa en esta derivación, porque normalmente todo allí es negativo: la onda P, el complejo QRS y la onda T.

Con un electrodo colocado a la derecha (como V1), el vector P puede no captarse muy bien, debido a que es prácticamente perpendicular a la línea de esta derivación, como se observa en la Figura 11, en el complejo QRS, se representa primero una onda positiva pequeña, luego se origina una onda marcadamente negativa, ocasionada por el vector 2, el cual se dirige hacia la izquierda, el vector 3 no se capta por su orientación hacia arriba y atrás. La onda de recuperación se representa como una onda negativa. En las derivaciones precordiales derechas: el complejo QRS comienza con una pequeña onda positiva y continúa con una onda predominantemente negativa. Si la derivación que se estudia está a la izquierda (V6, V5, DI), las ondas P son positivas, el complejo QRS comienza con una pequeña onda negativa u onda Q, y va seguida de una onda fuertemente positiva (onda R); por último, el vector remanente representa una pequeña onda negativa. La onda T es positiva y debe seguir a la desviación

principal del complejo QRS. Las derivaciones izquierdas, por tanto: comienzan con una pequeña negatividad y son predominantemente positivas. (BVS Cuba, 2005)

En la Figura 12 se representa la señal ECG típica de todas las derivaciones obtenidas en un electrocardiograma completo.

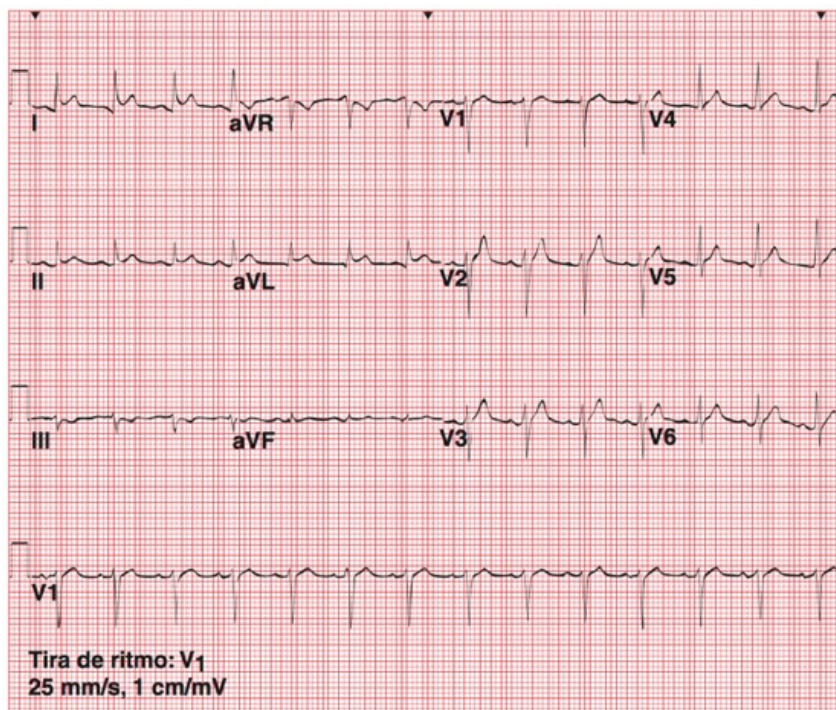


Figura 12 Derivaciones en un electrocardiograma completo.

1.4. Adquisición de la señal ECG

Como en cualquier sistema que realice un procesamiento de señales, la primera etapa y la más importante consiste en la adquisición de la propia señal, esta adquisición se realiza mediante electrocardiógrafos, monitores de signos vitales o en el caso de ECG ambulatorios con dispositivos tipo Holter (Segura, Cuesta, Samblás, & Aboy, 2004).

En la Figura 13 se encuentra el diagrama de bloques generalizado de un módulo de adquisición de señales ECG, el diagrama está dividido en tres bloques funcionales conectados en secuencia: adquisición analógica, conversión AD, y un microprocesador con capacidad de comunicación por medio de un bus. La función del

bloque analógico es rechazar (o al menos minimizar) el ruido asociado con la bioseñal en la entrada, amplificar la bioseñal a un rango aceptable del convertidor AD, y mantener el aislamiento galvánico del paciente desde la línea eléctrica o cualquier otro incremento accidental de voltaje. En este bloque de adquisición es común utilizar amplificadores de instrumentación, los cuales junto a filtros paso bajo NOTCH bloquean y eliminan la alta frecuencia y la interferencia de la línea de alimentación.

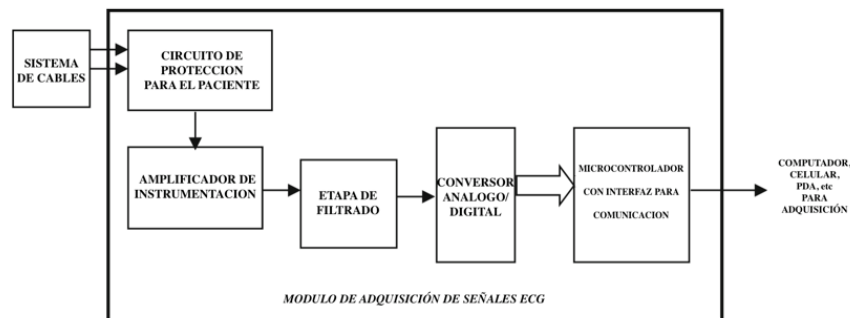


Figura 13 Diagrama de bloques de un sistema de adquisición de señales ECG.

Las tarjetas de adquisición de ECG que existen actualmente emplean un convertidor análogo digital de 12 o 16 bits, que suministra las muestras cuantificadas al microcontrolador el cual se encarga de procesar toda la información. Podemos hablar incluso de chips de adquisición que incorporan sistemas complejos para adquirir señales provenientes de las 12 derivaciones del cuerpo humano, como por ejemplo ADS1198, ADS1298 en cuyo interior incluyen sistemas de acoplamiento, protección para el paciente, amplificadores, filtros y sistemas de comunicación con el microcontrolador (módulo ADC o bus SPI).

En el proyecto descrito en este documento, la señal utilizada proviene de una etapa de adquisición que está representada por un módulo para adquisición de señales ECG de un solo canal, el cual realiza en su interior el procesado y acondicionamiento de la señal para obtener a la salida de este módulo una señal ECG analógica que varíe en voltaje. Para las pruebas del prototipo objeto de este trabajo de titulación se pretende utilizar un simulador de señales ECG que reproduce distintos tipos de señales que abarcan la totalidad de situaciones a las que un paciente pudiera estar expuesto.

1.5. Compresión de datos

En ciencias computacionales, la compresión de datos es la reducción del volumen de datos para representar cualquier información en una forma más compacta, un ejemplo de ello lo podemos observar en la Figura 14.

En una PC la mayoría de las personas suelen utilizar algún software de compresión de datos como Zip, gzip y WinZip (entre otros) para reducir el tamaño del archivo antes de almacenarlo o transferirlo utilizando diferentes medios de comunicación. La compresión de datos se ha convertido en un requisito común para la mayoría de las aplicaciones de software, y sigue siendo muy activa en el campo de la investigación y la informática, sin estas técnicas, no existiría la televisión digital, la comunicación móvil, el internet, el mejoramiento en la calidad de video en los cuales se han producido avances muy significativos y prácticos. (Gómez & Vargas, 2012)

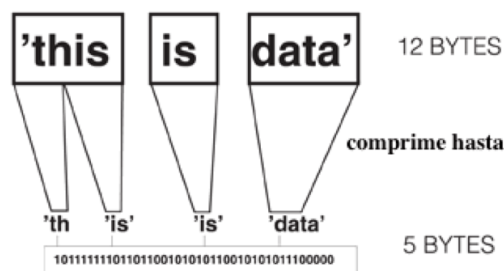


Figura 14 Compresión de datos.

Algunos Ejemplos típicos donde la compresión de datos se ha convertido en una herramienta fundamental son por ejemplo (Gómez & Vargas, 2012):

- Sistemas de comunicación personales, correo de voz, fax y telefonía.
- Sistemas informáticos, memorias, discos y cintas.
- Computadores móviles (Smartphone).
- Redes informáticas, especialmente Internet.
- Sistemas multimedia, imágenes y procesamiento digital.
- Álbum digital y videoconferencia.
- TV digital y satélite

Los problemas de la vida cotidiana han sustentado diversas investigaciones en la compresión de datos y se han abarcado nuevas áreas, por ejemplo, en muchos libros los temas son:

- Teoría de la información.
- Teoría de la codificación.
- Redes informáticas y de telecomunicaciones.
- Procesamiento digital de señales.
- Multimedia.
- Seguridad informática.

1.5.1. Problemas en la compresión de datos

Uno de los problemas en la compresión de datos consiste en encontrar un algoritmo eficiente para eliminar la redundancia de un determinado tipo de datos, por ejemplo, en una cadena S , ¿Cuál será la secuencia alternativa de símbolos que ocupa menos espacio de almacenamiento? Las soluciones a los problemas de compresión son los algoritmos que derivan una secuencia alternativa de símbolos que contienen menos bits en total, además de algoritmos de descompresión para recuperar la cadena original. (Gómez & Vargas, 2012)

El número de bits a reducir depende no solo del algoritmo sino también de la redundancia de datos que se pueden extraer de la información original. Datos muy diferentes pueden requerir diferentes técnicas para identificar y eliminar la redundancia y esto hace que los problemas tengan una solución difícil debido a que no existen casos generales.

1.5.2. Descompresión

Cualquier algoritmo de compresión no funcionaría a menos que un medio de descompresión sea proporcionado para la recuperación de datos, cuando se habla de compresión, implica la compresión y descompresión. En muchos casos, la eficiencia del algoritmo de descompresión es de más preocupación que la de compresión. Por

ejemplo, las películas, fotos y datos de audio a menudo se comprimen por el autor, luego, la misma versión de los archivos comprimidos es descomprimidos esperando buenos resultados en la calidad de la información recuperada. En otros casos, la eficiencia del algoritmo de compresión es a veces más importante. Por ejemplo, los datos de grabación de audio o video de algunos programas en tiempo real deben ser registrados en un equipo de almacenamiento limitado, o transmitidos a un destino remoto a través de un canal estrecho. En función de problemas específicos, la compresión y la descompresión se consideran como dos procesos separados. (Gómez & Vargas, 2012)

1.5.3. Tipos de compresión

Existen dos familias principales de técnicas de compresión; cuando se habla de reconstruir con exactitud la señal de la fuente original se llama compresión sin pérdidas y cuando pueden eliminarse datos irrelevantes se llama compresión con pérdidas.

1.5.3.1. Compresión sin pérdidas

Una compresión sin pérdida como se aprecia en el ejemplo mostrado en la Figura 15 es posible solo si se reconstruyen exactamente los datos originales de la versión comprimida, en lo cual no existe pérdida de cualquier información durante la compresión. Esta técnica es muy utilizada cuando los datos originales de una fuente son tan importantes que no podemos darnos el lujo de perder ningún detalle. Ejemplos de fuentes de datos así, son las imágenes médicas, textos e imágenes conservadas por razones legales, algunos archivos ejecutables por ordenador, etc. (Gómez & Vargas, 2012)

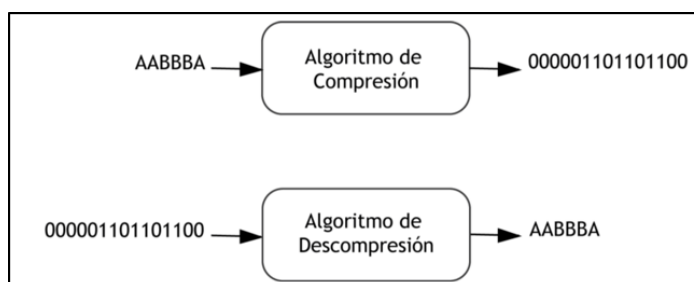


Figura 15 Compresión sin pérdidas.

Fuente: (Gómez & Vargas, 2012)

1.5.3.2. Compresión con pérdidas

El método de compresión con pérdidas es implementado cuando la compresión descarta o elimina información que no afecta la reconstrucción de la fuente original. Existen algunos detalles insignificantes que pueden perderse durante el proceso de compresión. La palabra insignificante aquí implica ciertos requisitos para la calidad de los datos reconstruidos (Gómez & Vargas, 2012).

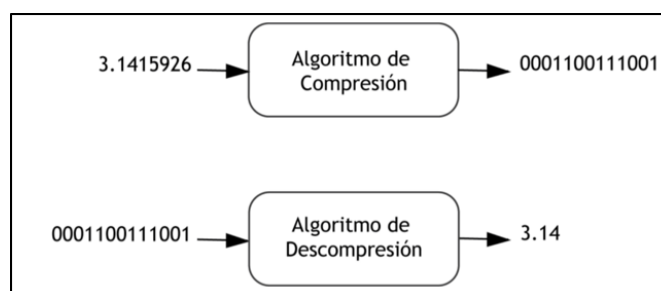


Figura 16 Compresión con pérdidas

Fuente: (Gómez & Vargas, 2012)

Con ayuda de la Figura 16 se representa la compresión con pérdidas ya que es imposible recuperar exactamente los datos originales después de la descompresión.

1.6. Medida de la calidad de la compresión

El rendimiento de un algoritmo de compresión puede ser medido ajo diferentes criterios, dependiendo de la aplicación. Cuando la eficiencia del tiempo no es un problema (aunque también es importante), la principal preocupación es la eficiencia del espacio, es decir cuando la compresión pueda ahorrar espacio de almacenamiento. Una medida considerando la diferencia en el tamaño del archivo original antes de la compresión y el tamaño del archivo después de la compresión es un buen indicador de la eficacia de la compresión. Es difícil medir el rendimiento de un algoritmo de compresión debido a que su comportamiento en la compresión depende en gran medida de si los datos contienen la redundancia que el algoritmo busca. El comportamiento de la compresión depende de si es necesario que los datos reconstruidos sean los mismos datos de origen.

Para los algoritmos sin pérdidas, la compresión se mide por el tamaño del archivo de origen en comparación con el tamaño del archivo que contiene la versión comprimida. Algunas medidas a destacar cuando hablamos de compresión son: Tasa de Compresión, Factor de Compresión y Espacio Salvado. (Gómez & Vargas, 2012)

1.6.1. Tasa de compresión

Indica en qué proporción ha sido reducida la información. Por ejemplo, una RC (Relación de Compresión) de 10:1 indica que por cada 10 bits del archivo original solamente tenemos 1 bit en el archivo comprimido, es decir, el tamaño del archivo se ha reducido 10 veces. La ecuación 1 muestra la representación matemática de la tasa de compresión.

$$\text{Tasa de compresión} = \frac{\text{Tamaño después de la compresión}}{\text{Tamaño antes de la compresión}} \quad (1)$$

1.6.2. Factor de compresión

Es el inverso de la tasa de compresión. Indica el número de veces que la señal original se ha comprimido para tener como resultado la señal comprimida. El factor de compresión se lo representa matemáticamente en la ecuación 2.

$$\text{Factor de compresión} = \frac{\text{Tamaño antes de la compresión}}{\text{Tamaño después de la compresión}} \quad (2)$$

1.6.3. Espacio salvado

Este valor indica en porcentaje cuanto se ha comprimido la señal resultante con respecto a la señal original. La representación matemática se expresa en la ecuación 3.

$$\text{Espacio Salvado} = \frac{\text{Tamaño antes de comp.} - \text{Tamaño después de comp.}}{\text{Tamaño antes de compresión}} \times 100 \quad (3)$$

Por ejemplo, al coger una imagen de 256x256 píxeles con 65536 bytes totales y comprimirla se obtiene un archivo con 16384 bytes. Aplicando las definiciones anteriores, la relación de compresión es 1/4, el factor de compresión es de 4 y el Espacio salvado es de 75%. Los siguientes criterios son algunos aspectos a tener en cuenta a la hora de programar un algoritmo de compresión: (Gómez & Vargas, 2012)

- *La Complejidad Computacional*: estudia la complejidad inherente a la resolución de un problema computable. Los recursos comúnmente estudiados son el tiempo (mediante una aproximación al número y tipo de pasos de ejecución de un algoritmo para resolver un problema) y el espacio (mediante una aproximación a la cantidad de memoria utilizada para resolver un problema).
- *Tiempo de Compresión*: que normalmente se considera el mismo tiempo para la codificación y decodificación de forma separada. En algunas aplicaciones, el tiempo de decodificación es más importante que el tiempo de codificación.
- *Entropía*: Es la cantidad de información promedio que contienen los símbolos usados. Los símbolos con menor probabilidad son los que aportan mayor información. Esta proporciona una guía teórica de cuanta cantidad de compresión puede lograrse.
- *Redundancia*: Datos que son repetitivos o previsibles. La redundancia es información tan predecible que no parece que pudiera haber ninguna dificultad en decodificarla. En algunas áreas, la diferencia entra una distribución de probabilidad normal y uniforme se identifica como redundancia. Cuanto mayor sea la diferencia, mayor es la redundancia. Cuando es cero se dice que es óptimo.
- *Complejidad de Kolmogórov*: En teoría de la computación, es una medida de la cantidad de recursos computacionales necesarios para describir una cierta cantidad de información.
- *Sobrecarga*: La sobrecarga es la cantidad de datos adicionales añadidos a la versión comprimida de los datos para descompresiones posteriores. La sobrecarga a veces puede ser grande, aunque debe ser mucho menor que el espacio ahorrado por la compresión.

1.7. Algoritmos de compresión sin pérdidas

Estos algoritmos no son comúnmente usados para compresión de señales ECG en tiempo real, debido al coste computacional que generan los hace útiles para la compresión de datos relacionados a computadoras, por ejemplo, para archivos multimedia, bases de datos o documentos electrónicos. Son la base de programas conocidos como RAR, ZIP, GZIP y ARJ; y para formatos de orden gráfico, como el GIF. (Muñoz Marí, 1997)

1.7.1. Codificación de Huffman

La codificación de Huffman basa su funcionamiento en que los valores que toma una señal cuantizada no son equiprobables. La longitud o número de bits del código que se asigna a cada valor depende de la repetitividad del valor, es decir de la frecuencia con que el valor aparezca, por ende, los valores que se repiten con más frecuencia tienen un código más corto en longitud. (Muñoz Marí, 1997)

Para obtener el código de Huffman, en primer lugar, es necesario calcular la probabilidad de ocurrencia de cada uno de los elementos del conjunto, posteriormente se realiza un árbol binario que indica la codificación final. La creación del árbol se realiza de la siguiente manera: (Muñoz Marí, 1997)

1. Crear una lista ordenada de los elementos respecto a su probabilidad.
2. Juntar dos elementos de menor probabilidad, creando un nuevo elemento cuya probabilidad es la suma de ambos.
3. Reordenar la lista con el nuevo conjunto de elementos.
4. Repetir los pasos 2 y 3 hasta alcanzar un único nodo, llamado nodo raíz.

La codificación de Huffman no introduce pérdidas, pero, si se produce un error que afecte a un sólo bit durante la transmisión o almacenamiento, en la reconstrucción esto se traduce en más de un error. La codificación de Huffman es óptima cuando se da el caso de que la probabilidad asociada a cada símbolo es potencia de $1/2$. En el

resto de situaciones, la Codificación de Huffman es una buena aproximación a una codificación óptima. (Muñoz Marí, 1997)

1.7.2. Codificación de Shannon – Fano.

Existe otra técnica de codificación, llamada Shannon-Fano y funciona de la siguiente manera:

1. Tomar el conjunto de símbolos y dividirlo en dos subconjuntos iguales o casi iguales basándose en la probabilidad de ocurrencia de los caracteres en cada subconjunto. Al primer subconjunto se le asigna un cero, y al segundo un uno.
2. Se repite el paso 1 hasta que todos los subconjuntos constan de un único elemento.

Este algoritmo es más deficiente que la codificación de Huffman, ya que en algunas ocasiones los códigos generados tienen una longitud mayor, sin embargo, es un algoritmo más sencillo de implementar y de menor coste computacional. La descompresión de los datos se realiza como en el caso de la codificación de Huffman recorriendo el árbol binario que se genera al crear el código. (Muñoz Marí, 1997)

1.7.3. Algoritmos de compresión por sustitución

1.7.3.1. Familia LZ78 (Lempel – Ziv – 78)

Los algoritmos que se basan en el esquema LZ78 funcionan introduciendo frases en un diccionario, cuando existe ocurrencia repetida de una frase se extrae un índice al diccionario en lugar de la frase. El esquema más conocido de la familia LZ78 es el LZW (Lempel – Ziv – Welch), propuesto en 1984 por Terry Welch y pensado para la implementación en hardware de controladores de discos de alto rendimiento. (Muñoz Marí, 1997)

El algoritmo LZW (Lempel – Ziv – Welch) comienza con un diccionario de 4096 entradas, las primeras entradas (0-255) se refieren a cada byte, y las siguientes (256-4095) se refieren a las cadenas de caracteres las cuales se generan dinámicamente

conforme se van leyendo los siguientes datos, una nueva cadena es generada añadiendo el carácter actual (K) a la cadena existente (w). El algoritmo LZW tiene problemas cuando el espacio para el diccionario se llena completamente, lo cual sucede con frecuencia en ficheros largos, puesto que el número de palabras en el diccionario crece muy rápidamente (Muñoz Marí, 1997). Algunos algoritmos optan por comenzar con un nuevo diccionario desde cero, como en el caso del algoritmo utilizado para comprimir imágenes GIF. Otros más elaborados, y en algunos casos más eficientes, utilizan algoritmos del tipo “menos recientemente usado” (least- recently-used) para descartar frases que se utilicen poco o nada.

1.7.3.2. Familia LZ77

Los algoritmos basados en el esquema LZ77 funcionan contando n bytes anteriores, si aparece una frase que ya apareció antes, se saca valores que indiquen la posición y la longitud de la frase anterior. Los algoritmos más usados son variaciones del esquema LZSS (Lempel – Ziv – Storer – Szymansky) propuesto por James Storer y Thomas Szymanski en 1982. Como variantes aparecen principalmente el LZB, que aplica una codificación simple binaria, el LZH, que aplica la codificación de Huffman dinámica, y ZIP 1.x, que aplica la codificación de Shannon-Fano. La mayoría de compresores conocidos (ARJ, LHA, ZIP, ZOO, RAR) utilizan variantes del esquema LZ77. (Muñoz Marí, 1997)

1.8. Algoritmos de compresión con pérdidas

Resulta casi inaplicable la comparación de los resultados de las distintas técnicas de compresión sin la ayuda de un estándar establecido. La medición de la calidad de una señal recuperada luego de su compresión debe estar en condiciones para proporcionar un diagnóstico similar si se tuviera la señal original, debido a que la característica principal de estos algoritmos es la eliminación de la información que no se considera importante para dar un diagnóstico. La única manera de comprobar esta característica es a través de la inspección visual realizada exclusivamente por los cardiólogos y personal capacitado. (Pineda López, 2011)

Un parámetro que se maneja para medir la calidad de la señal recuperada luego del proceso de compresión y la señal original, es el PRD (Percentage Root-mean-square Difference), error cuadrático medio porcentual descrito en la ecuación 4.

$$\text{PRD} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=1}^N (x[n])^2}} \times 100 \quad (4)$$

Donde $x[n]$ representa a la señal original y $\hat{x}[n]$ la señal recuperada. Se ha utilizado este parámetro últimamente como medida de calidad, a pesar de que tan sólo ofrece una medición general sobre la igualdad de las dos señales, sin tomar en cuenta ciertos efectos locales. Se busca contribuir y colaborar con salidas que permitan en una concepción más clara y objetiva en relación a la medida de error. Si se quiere realizar una comparación de distintos grupos, la fórmula varía como se indica en la ecuación 5. (Pineda López, 2011)

$$\text{PRD1} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=1}^N (x[n] - \bar{x}[n])^2}} \times 100 \quad (5)$$

Donde $x[n]$ sigue siendo la señal original y la nueva variable $\hat{x}[n]$, resulta ser su valor medio. Con este análisis no se depende directamente de la variable continua; cuando se requiera una comparación entre distintas técnicas, utilizando una misma base de datos y cuando las condiciones de medida sean las mismas, se puede utilizar la ecuación del PRD. La relación señal a ruido (SNR) que está estrechamente relacionada con el PRD también puede ser usada como medición válida, el PRD se expresa en la ecuación 6. (Pineda López, 2011)

$$\text{SNR} = -20 \log(0.01 \times \text{PRD}) \quad (6)$$

Otro parámetro de medida comúnmente utilizado es la máxima diferencia de amplitud (MAX) mostrado en la ecuación 7, los parámetros PRD y PRD1 son empleados para una medición global y al igual que MAX no toman en cuenta posibles efectos locales:

$$\text{MAX} = \max_n \{|x[n] - \hat{x}[n]|\} \quad (7)$$

Para determinar el grado en que un compresor de señales ECG es apropiado se ha utilizado todas las ecuaciones mencionadas como medidas de distorsión convencionales; no existe discriminación de su uso a pesar de que muchos entendidos afirman que el PRD ofrece valores menores en relación al PRD1, PRD y PRD1 presentan errores dependiendo de la forma de aplicarlos en cualquier medición. (Pineda López, 2011)

1.8.1. Métodos de compresión directos

Los métodos de compresión directos son técnicas en el dominio del tiempo, su principal característica es el procesamiento directo de las muestras de ECG para aprovechar la redundancia entre ellas y de esta manera extraer un solo conjunto con las muestras más significativas de la señal original. El éxito de los métodos de compresión directos consiste en la creación de una norma la cual va a determinar las muestras más significativas dentro de la señal para que al decodificarlas se pueda aplicar una interpolación de las muestras significativas. (Pineda López, 2011)

1.8.2. Técnicas por comparación – tolerancia

En este tipo de técnicas de compresión la base de toda esta familia de algoritmos son polinomios predictores o interpolares, la idea de implementar estos polinomios es eliminar muestras en donde su secuencia puede ser prevista implícitamente gracias a muestras anteriores o posteriores. A continuación, se detallan algunos algoritmos específicos que pertenecen a esta familia: (Pineda López, 2011)

- *AZTEC*. – Se lo utiliza principalmente en bases de datos y monitorización, empleando esta técnica se puede lograr una tasa de compresión de 10:1 pero con una gran discontinuidad en la forma de la señal, alta distorsión y un PRD cercano al 28%. AZTEC fue creado para analizar en tiempo real señales ECG, convirtiendo las muestras adquiridas en rectas horizontales o inclinadas, las primeras son apropiadas para zonas de la señal ECG cuyas frecuencias son relativamente bajas; las rectas inclinadas representan muestras de alta frecuencia, por ejemplo, en el complejo QRS. Una de las principales

desventajas, es que esta técnica produce discontinuidades entre los dos tipos de líneas. (Pineda López, 2011)

- *TP*. – La finalidad de este algoritmo consiste en reducir de manera notable la frecuencia de muestreo de un ECG. La tasa de compresión de una señal que emplea esta técnica resulta ser muy baja y sobre todo fija, en el orden de 2:1. En el desarrollo de este algoritmo se procesan tres muestras consecutivas, se toma un solo punto de referencia de los tres y los otros dos son puntos consecutivos del anterior formando una línea imaginaria, si hay un punto de los tres consecutivos que mantenga la pendiente original, se retienen los dos puntos consecutivos anteriores. (Pineda López, 2011)
- *CORTES*. – Este algoritmo es una versión conjugada y mejorada de AZTEC y TP, aplica la técnica TP a las zonas de la señal ECG con alta frecuencia, AZTEC se utiliza para el resto de la señal ECG. (Pineda López, 2011)
- *FAN*. – Cuando se utiliza el algoritmo FAN se registra la muestra más alejada en el tiempo, de esta manera se traza una línea entre la muestra más alejada y la última muestra almacenada, el error local generado a lo largo de la línea debe ser inferior al margen de tolerancia. Una vez realizado todo este procedimiento se guarda la amplitud y la posición de la muestra. (Pineda López, 2011)
- *SAPA*. – Tiene el mismo funcionamiento que el algoritmo FAN.
- *SAIES*. – En zonas de baja frecuencia de la señal ECG se emplea el algoritmo FAN, mientras que, donde la frecuencia de la señal ECG es alta se utiliza el algoritmo AZTEC.

1.8.3. Técnicas de codificación diferencial

Las técnicas de codificación diferencial, en inglés conocidas como DPCM (Differential Pulse Code Modulation) son otra posibilidad dentro de los métodos de compresión directos y han sido utilizadas para la compresión directa de muestras de señales ECG. Dentro de un esquema de codificación delta, mostró una tasa de compresión 10:1 para señales ECG muestreadas a 1 kHz. (Pineda López, 2011)

1.8.4. Métodos de compresión por transformación

Los métodos de compresión por transformación se basan en la aplicación de una transformación ortogonal a la señal original para posteriormente suprimir las muestras que no aportan información relevante dentro de dicha señal. Para realizar la decodificación se aplica la transformada inversa de la utilizada en la compresión. En relación a los métodos que trabajan en el dominio del tiempo, estas técnicas generan tasas de compresión más bajas; la calidad de la señal recuperada después del proceso de compresión utilizando transformadas es muy superior a la calidad obtenida con los métodos directos. (Muñoz Marí, 1997)

1.8.4.1. Transformada discreta de Fourier (DFT)

La transformada discreta de Fourier se expresa en la ecuación 8:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j\frac{2\pi nk}{N}} \quad (8)$$

Donde:

- $X(k)$ es la Transformada Discreta de Fourier.
- $x(n)$ es la señal original, y,
- N es el número de elementos de la secuencia.

Como sabemos, la transformada de Fourier es una representación de la señal original en el dominio de la frecuencia y como resultado se obtiene el espectro de frecuencias de la señal original. Si se desea realizar un proceso de compresión empleando la DFT es importante utilizar únicamente frecuencias cuyo grado de información sea relevante. Vale la pena mencionar que para otros investigadores existen métodos diferentes que consiguen preservar de mejor forma la energía de la señal. (Pineda López, 2011)

1.8.4.2. Algoritmo FFT (Transformada rápida de Fourier)

Con la finalidad de explotar las propiedades de la Transformada Discreta de Fourier, el algoritmo FFT optimiza y reduce el costo computacional que se utiliza en la implementación. El algoritmo FFT calcula la transformada de N elementos

utilizando las transformadas de las secuencias pares e impares de $N/2$ elementos, las cuales se obtienen a partir de la secuencia original. (Muñoz Marí, 1997)

Al aplicar la FFT para llegar a obtener la Transformada de Fourier se debe considerar que la secuencia tiene que ser potencia de 2 para que la división sea factible en sucesiones de la mitad de elementos hasta que se convierta y llegue al valor 1. En el caso de no existir una secuencia con longitud de potencia 2, se puede añadir tantos ceros necesarios para lograr la próxima potencia de 2 por arriba sin que esto genere errores durante el cálculo de la Transformada FFT, este caso se mostrarán muestras añadidas en la DFT que lógicamente quedarán interpoladas entre sus términos. (Muñoz Marí, 1997)

Al seguir las divisiones de ocho elementos como se observa en la Figura 17, la secuencia final está totalmente en desorden y se considera como un orden de bit inverso. Si se invierte el orden, es decir cogiendo el bit más significativo (MSB) por el bit menos significativo (LSB) y viceversa, se tiene una secuencia de ocho elementos donde se precisan de tres bits para proceder con la codificación. Por ejemplo, si se toma de la secuencia normal el elemento '1' traducido a manera de bit es el 001 y su correspondiente en el orden de bit inverso sería el elemento '4' (100), todo esto después de invertir el orden de los bits. (Pineda López, 2011)

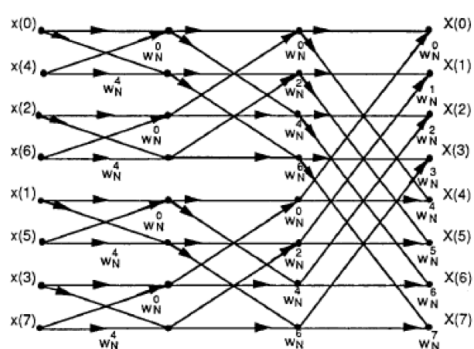


Figura 17 Divisiones de la secuencia de ocho segmentos.

Fuente: (Muñoz Marí, 1997)

La consecuencia de este nuevo reordenamiento de los elementos de la DFT, es que es necesario ingeniar una función para que establezca nuevamente el orden natural de los términos. (Pineda López, 2011)

1.8.4.3. Transformada discreta del coseno (DCT)

La definición matemática de la Transformada del Coseno se muestra en la ecuación 9.

$$C_X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} 2x(n) \cos\left(\frac{\pi}{2N}k(2n+1)\right), 0 \leq k \leq N-1 \quad (9)$$

Mientras la transformada de Fourier emplea representaciones que se fundamentan sobre la base de $j\omega n$, la Transformada del Coseno emplea términos de tipo coseno. Esta característica es muy importante ya que representa de mejor manera la señal ya que sólo se utilizan los primeros términos de la transformada, es decir, dentro de la señal se muestran menos cantidad de términos y como consecuencia podemos obtener una mejor compresión. Hoy en día, la transformada discreta del coseno se aplica en la compresión en señales de audio y video. (Pineda López, 2011)

1.8.4.4. Wavelet Packets (WP)

Un espacio vectorial es generado escalando y traduciendo dos funciones básicas, $\psi(t)$ y $\varphi(t)$ definidas en la ecuación 10 y en la ecuación 11 respectivamente. (Blanco Velasco M. , Cruz Roldan, López Ferreras, Bravo Santos, & Martínez Muñoz, 2004)

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2}\psi(2^j t - k), \quad (10)$$

$$\varphi_{j,k}(t) = 2^{j/2}\varphi(2^j t - k). \quad (11)$$

La función Wavelet $\psi(t)$ contiene detalles precisos de la función $f(t)$, mientras que la función de escalamiento $\varphi(t)$ contiene detalles aproximados. Combinando las

dos funciones, la función $f(t)$ se la puede obtener tal y como se muestra en la ecuación 12.

$$f(t) = \sum_k c_{j_0}(k) \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_k \sum_{j=j_0}^{\infty} d_j(k) \psi_{j,k}(t). \quad (12)$$

En la ecuación anterior que contiene dos tipos de coeficientes que se utilizan como proyecciones en el espacio vectorial: los coeficientes de escalamiento $c_{j_0}(k)$ son detalles aproximados y los coeficientes de wavelet $d_j(k)$ son detalles más finos. Una ventaja del análisis multirresolución es que el algoritmo de implementación se puede alcanzar mediante el uso de un banco de filtros de dos canales que tenga la propiedad de reconstrucción perfecta (PR) y cuyas respuestas impulsivas $h_0[n]$ y $h_1[n]$, sean de respuesta finita al filtro pasabajo y pasaalto, respectivamente. Si los coeficientes de escalamiento c_j se introducen como entrada en una escala j , la salida será el coeficiente de escalamiento c_{j-1} y los coeficientes de wavelet d_{j-1} en una escala más pequeña $j-1$ que la anterior j . Este banco de filtro se aplica sucesivamente a la salida del filtro pasabajo, que representa los detalles aproximados. (Blanco Velasco M. , Cruz Roldan, López Ferreras, Bravo Santos, & Martínez Muñoz, 2004)

Los Wavelet Packets (WPs) son una generalización de la DWT (discrete wavelet transform). La implementación de los WPs se realiza muy fácilmente aplicando reiteradamente un banco de filtros de dos canales tanto a la rama paso bajo como a la rama paso alto. El resultado que se obtiene es un árbol binario completo como el que se indica en la Figura 18, con un número de niveles que dependerá de la escala de resolución deseada.

El árbol binario representa una librería de bases de las que se puede seleccionar una mediante un procedimiento de poda para representar eficientemente a la señal de entrada. (Blanco Velasco M. , Cruz Roldan, López Ferreras, Bravo Santos, & Martínez Muñoz, 2004)

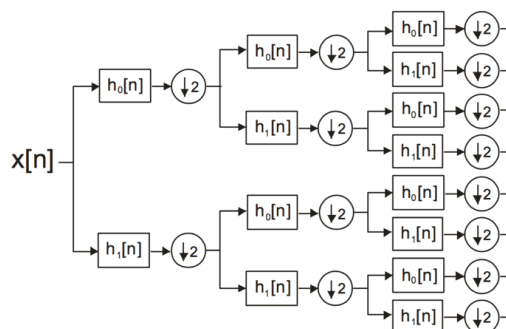


Figura 18 Árbol binario completo de 3 niveles para transformada WP.

Fuente: (Blanco Velasco M. , Cruz Roldan, López Ferreras, Bravo Santos, & Martínez Muñoz, 2004)

1.9. Compresión de ECG empleando diversas técnicas

Se han empleado diversas técnicas de transformación para señales de ECG multiderivacionales; luego del pre procesamiento de la señal se utiliza una transformación lineal ortogonal para convertir las muestras de ECG en el dominio del tiempo a un dominio diferente. Muchas técnicas de transformación populares emplean ya sea transformada discreta del coseno (DCT), la transformada de Karhunen-Loève (KLT), o la Transformada Wavelet (WT).

En la técnica de compresión basada en DCT (Allen & Belina, 1992), se adopta el esquema de cuantificación para aproximar los coeficientes para la reconstrucción de ECG. Esta técnica utiliza tres niveles de cuantización: 1, 3, y 4 bits con un nivel de umbral fijo y variable por separado. En la técnica de compresión ECG multicanal (Cetin, Koymen, & Aydin, 1993), el preprocesador descarta los canales redundantes de ECG (III, aVR, aVL y aVF) y el resto de los canales son alimentados a un transformador lineal.

La compresión de ECG basadas en WT han sido ampliamente utilizadas por los investigadores en aplicaciones de tele cardiología en la última década. Utilizando la compresión de paquetes wavelet ortogonal zonal (OZWC) para modelar sistemas de tele cardiología móvil basados en GSM (Istepanian & Petrosian, 2000), en este método se parte de tres niveles de cuantificación diferentes, 8, 12 y 16 bits.

En otra aplicación para la transmisión de ECG continua (Kim, Yoo, & Lee, 2006), se utiliza un algoritmo de compresión ECG de wavelet basado en retardos bajos (WLDECG) para reducir el retardo asociado con el tamaño de la trama en la transformación wavelet, sin causar deterioro en la calidad de la señal ECG reconstruida. Este enfoque divide un pulso ECG en dos ciclos en base a la desviación estándar (SD), compleja (regiones QRS donde los valores SD son altos) y planos (regiones NO QRS donde los valores de SD son bajos).

La compresión wavelet basada en el umbral usando el cuantificador uniforme escalar zona cero (USZZQ) y la codificación Huffman (Manikandan & Dandapat, 2006) se la realiza en dos etapas, el umbral de coeficientes wavelet para aumentar la eficiencia energética de embalaje, seguido por la cuantificación de los coeficientes de onda significativas usando un cuantificador escalar uniforme.

Se han implementado con éxito nuevos sistemas de monitorización continua en el que se utiliza el teléfono móvil del paciente para la adquisición, la compresión y la transmisión de paquetes con el servidor del hospital para su posterior análisis utilizando la técnica de extracción de datos. (Sufi & Kalil, Diagnosis of cardiovascular abnormalities from compressed ECG: a data mining based approach, 2011) Toda la tarea de cálculo es compartida entre el teléfono móvil y el servidor de hospital. El servidor calcula la tarea de identificación de la enfermedad a partir de los paquetes ECG comprimidos. Estos datos son enviados de regreso al móvil del paciente el cual utiliza un algoritmo basado en reglas para clasificar el ECG del paciente en una categoría, por ejemplo, según la contracción ventricular, normal, prematura (PVC), fibrilación auricular y la fibrilación de latido prematuro (APB). El uso de la red pública de comunicaciones para la transmisión en tiempo real del ECG del paciente es una práctica común en las naciones avanzadas.

CAPÍTULO II

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

2.1. Descripción general del prototipo

El prototipo que se va a diseñar permitirá adquirir la señal ECG de una derivación bipolar con ayuda del módulo de adquisición ECG151015 el cual amplificará y filtrará la señal en forma analógica, la señal ECG adquirida se digitalizara y se comprimirá dentro del microcontrolador con la finalidad de transmitir los datos resultantes vía bluetooth al PC y almacenarlos dentro de una tarjeta micro SD; una vez que los datos estén en la PC se los visualizara con ayuda de una interfaz gráfica.

La interfaz gráfica se va a diseñar utilizando el software MATLAB, la interfaz, como cualquier otro programa para PC debe ser instalada en la misma PC para comunicarse vía Bluetooth con el prototipo. El prototipo que se va a diseñar también permite trabajar sin comunicación Bluetooth con la PC, en esta modalidad la interfaz gráfica lee un archivo de texto con extensión TXT previamente generado y almacenado por el prototipo y localizado en una tarjeta microSD, el archivo contiene datos útiles para que la interfaz gráfica pueda reconstruir y visualizar la señal ECG.

2.2. Requerimientos del prototipo

- Batería LI-PO, para alimentación y suministro de energía, esta batería deberá poder recargarse continuamente cuando un ciclo de carga haya terminado.
- Voltaje de alimentación de 3.3V para su normal funcionamiento.
- Tarjeta de adquisición de señales ECG para la obtención de datos de una derivación bipolar.
- Microcontrolador de alta gama con capacidad de procesamiento de señales.
- Comunicación Bluetooth para envío y recepción de datos desde y hacia el prototipo.
- Almacenamiento de datos en una tarjeta microSD.

2.3. Diseño general del prototipo

2.3.1. Esquema general

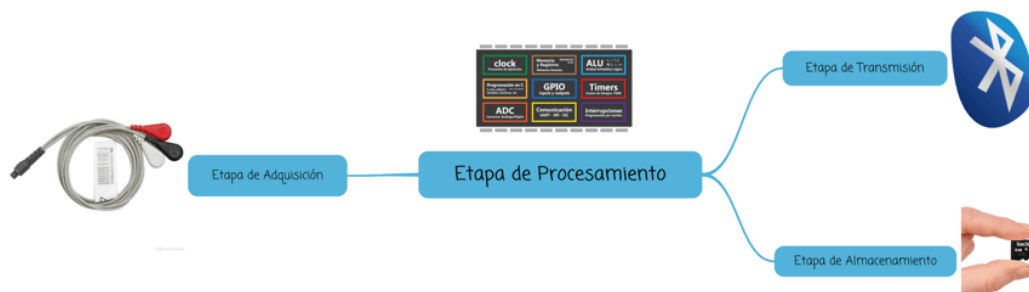


Figura 19 Esquema general del prototipo.

Como se observa en la Figura 19, el prototipo que se va a diseñar consta de cuatro etapas:

- *Etapa de Adquisición:* En esta etapa se realiza la adquisición de la señal ECG de una derivación bipolar, esta etapa consta de filtros y amplificadores los cuales acondicionan la señal para su posterior procesamiento.
- *Etapa de Procesamiento:* La señal ECG proveniente de la etapa de adquisición es obtenida por el microcontrolador, en esta etapa se realiza todo el procesamiento de la señal, conversión analógica – digital para su posterior compresión.
- *Etapa de Comunicación:* Esta etapa se encarga de la comunicación vía bluetooth, envía la señal procesada desde el prototipo hacia la interfaz gráfica en la PC.
- *Etapa de almacenamiento:* Esta etapa es la encargada de almacenar los datos obtenidos por la etapa de procesamiento y guardarlos en la tarjeta microSD.

2.3.2. Etapa de adquisición

Esta etapa permite adquirir la señal ECG de una derivación bipolar, para lo cual consta de amplificadores y filtros con la finalidad de mejorar la calidad de la señal ECG. En esta etapa se debe realizar la selección de una tarjeta de adquisición adecuada que acondicione la señal ECG y que se ajuste al diseño del prototipo portátil. La tarjeta

de adquisición que se va a seleccionar debe acondicionar de manera analógica la señal ECG, así como también debe poseer un protocolo de comunicaciones que permita que los datos lleguen al microcontrolador con rapidez y eficiencia.

2.3.2.1. Requerimientos de la tarjeta de adquisición

La tarjeta de adquisición debe reunir ciertas características que se detallan a continuación:

- Un canal de entrada bipolar para señal ECG.
- Un circuito amplificador de señales ECG.
- Una salida acondicionada para que pueda ser leída utilizando el conversor análogo digital del microcontrolador.
- Una etapa de filtrado que elimine señales no deseadas, por ejemplo, ruido.
- Voltaje de alimentación máximo de 3.3V.
- El consumo de corriente debe ser inferior a 50mA.
- Dimensiones reducidas para uso portátil.

2.3.2.2. Selección de la tarjeta de adquisición

Tabla 2
Tarjetas de adquisición de señales ECG.

CARACTERISTICA	BITAlino ECG sensor	Cumple	PSL-iECG Module	Cumple	PSL-ECG 12MD	Cumple
Canal de entrada: Uno	Uno	SI	Uno	SI	Ocho	NO
Tensión de alimentación: 3.3V	3.3 V	SI	4.5 ~ 5.5 V	NO	2.7 – 3.6 V	SI
Consumo de corriente: <50mA	~ 4mA	SI	30mA	SI	~ 25mA/ canal	SI
Rango de señal de salida: máximo 0-3.3V	±1.5mV	SI	0 – 3.3. V (módulo análogo-digital)	SI	N/A	NO
Comunicación con DSPic: Entrada analógica al ADC	Salida análoga para conexión al ADC	SI	Salida análoga para conexión al ADC	SI	Salida digital serial	NO
Dimensiones: < 20mm x 30mm	18mm x 29mm	SI	68mm x 35mm	NO	36.5mm x 27mm x 5.4mm	NO

Para una adecuada selección de la tarjeta de adquisición se han revisado tres opciones de tarjetas de adquisición de señales ECG tomando en cuenta todos los requisitos planteados.

En la Tabla 2 se observa que el módulo “BITalino ECG Sensor” cumple con todos los requerimientos y las características técnicas necesarias, por lo tanto, se lo ha seleccionado para la implementación del prototipo.

2.3.2.3. Módulo BITalino ECG sensor

La tarjeta de adquisición de señales ECG BITalino permite obtener la señal ECG de una derivación bipolar; el sensor permite la adquisición de datos, no sólo tomados en el pecho ("on the person"), sino también en las palmas de las manos ("off the person"); funciona tanto con electrodos pre gelificados, así como con la mayoría de los tipos de electrodos secos. La configuración bipolar es ideal para reducir el ruido.

La Figura 20 indica el tamaño de la placa el cual es de 29 x 18 mm, también se recomienda una alimentación de 3.3 V y de 1.65 V necesarios para la medición del bipolar diferencial; el consumo de corriente aproximadamente es de 4 mA, la salida de datos de la tarjeta es a través de una señal analógica en el rango de -1.5mV a 1.5mV como se observa en la Figura 21.

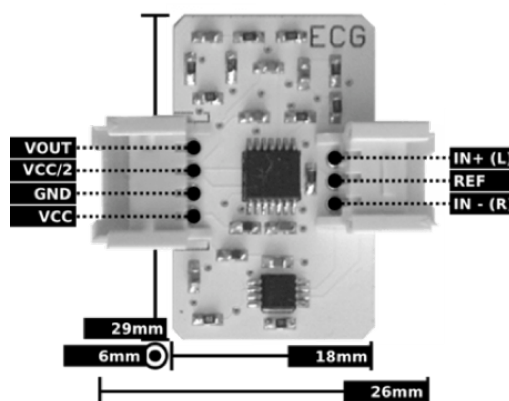


Figura 20 Módulo BITalino ECG sensor.

Fuente: (PLUX – Wireless Biosignals, S.A., 2015)

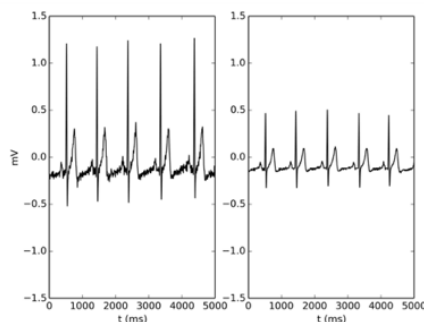


Figura 21 Señal típica de ECG BITalino utilizando 2 (izq.) y 3 (der.) electrodos.

Fuente: (PLUX – Wireless Biosignals, S.A., 2015)

La Figura 22 muestra las conexiones necesarias para el normal funcionamiento del módulo ECG BITalino, también muestra la conexión entre la etapa de procesamiento representada por el microcontrolador y el módulo ECG BITalino.

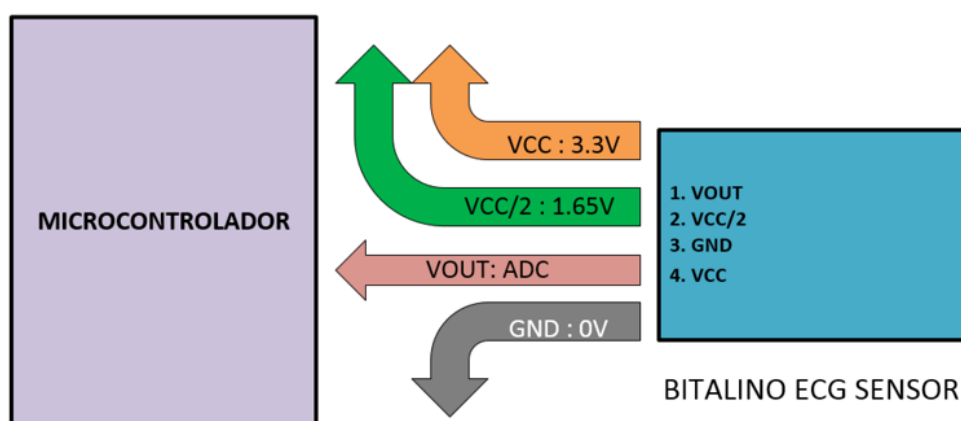


Figura 22 Comunicación entre el microcontrolador y el módulo BITalino ECG.

2.3.3. Etapa de almacenamiento

El prototipo objetivo de este trabajo debe contar con la posibilidad de almacenar la señal ECG adquirida y procesada en una tarjeta microSD para facilitar el transporte de la información. En la etapa de almacenamiento se van a guardar los datos de la derivación, los datos van a ser almacenados en un archivo de texto diferente y único para cada paciente, los archivos deben diferenciarse para evitar sobre escritura de datos

y/o pérdida de información, permitiendo que el operador del prototipo pueda hacer uso de toda la capacidad de almacenamiento de la tarjeta microSD.

2.3.3.1. Requerimientos del módulo de almacenamiento

Para el diseño del prototipo, el módulo de almacenamiento debe cumplir los siguientes requerimientos:

- Voltaje de alimentación de 3.3V.
- Debe permitir la conexión de una tarjeta microSD para guardar archivos de texto únicos para cada uno de los pacientes.
- La comunicación entre el módulo de almacenamiento y la etapa de procesamiento se la debe realizar utilizando el protocolo SPI de alta velocidad.
- El módulo de almacenamiento debe presentar un consumo de corriente inferior a 50mA con la finalidad de utilizarlo en un prototipo portátil con bajo consumo de corriente.
- Capacidad de almacenamiento de datos de al menos 2GB con compatibilidad con el sistema de archivos FAT16.

2.3.3.2. Diseño del módulo de almacenamiento

Tabla 3
Selección del módulo de almacenamiento microSD.

CARACTERÍSTICA	Tarjeta microSD	Cumple	Tarjeta SD	Cumple
Tensión de alimentación: 3.3V	2 – 3.6 V	SI	2 – 3.6 V	SI
Comunicación con microcontrolador: SPI	SPI de alta velocidad (25Mbit/s)	SI	SPI de alta velocidad (25Mbit/s)	SI
Consumo de corriente: <50mA	~ 10mA	SI	~ 10mA	SI
Tamaño: Reducido	11 x 15 x 1 mm	SI	24 x 32 x 2.1 mm	NO
Soporte para sistema de archivos: FAT16	Hasta 4GB	SI	Hasta 4GB	SI
Capacidad de almacenamiento: >= 2GB	4GB	SI	4GB	SI

Basados en los requerimientos de diseño para el prototipo se ha analizado varias opciones de tarjeta; en la Tabla 3 se van a analizar las diferentes características de cada una de las opciones que se han encontrado.

La Figura 23 muestra la distribución de pines de tarjeta micro SD, los pines necesarios para operar la tarjeta utilizando comunicación SPI. La Figura 24 muestra las conexiones necesarias para comunicar la etapa de procesamiento representada por el microcontrolador y la tarjeta micro SD.

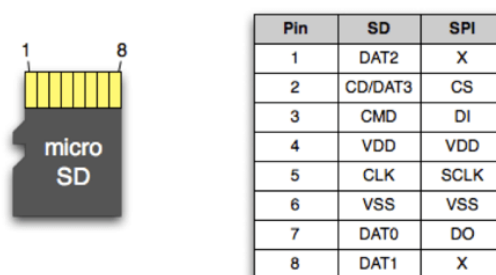


Figura 23 Descripción de pines de la tarjeta microSD.

Fuente: (Elastic Sheep, 2010)

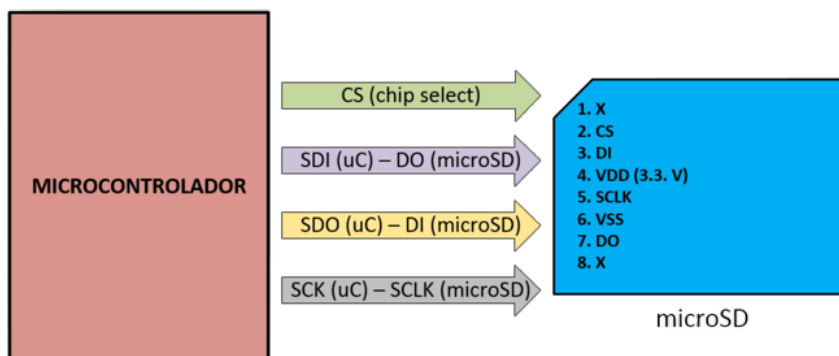


Figura 24 Comunicación SPI entre el microcontrolador y la tarjeta microSD.

2.3.4. Etapa de comunicación

La etapa de comunicación del prototipo debe basarse en la utilización de la tecnología Bluetooth ya que es una especificación tecnológica para redes inalámbricas que permite la transmisión de voz y datos entre distintos dispositivos mediante una radiofrecuencia segura en la banda de 2.4 GHz. Esta tecnología permite las

comunicaciones sin cables ni conectores y la posibilidad de crear redes inalámbricas domésticas para sincronizar y compartir la información que se encuentra almacenada en diversos equipos.

La etapa de comunicación se basa en la utilización de un módulo Bluetooth que permitirá el envío de la señal de electrocardiograma ECG proveniente de la etapa de procesamiento, es decir la señal resultante emitida por el microcontrolador del prototipo, hacia la PC precargada con la interfaz gráfica diseñada para observar y graficar la señal.

2.3.4.1. Requerimientos del módulo bluetooth

Para el diseño de la etapa de comunicación es necesario que el módulo bluetooth disponga de las siguientes consideraciones:

- Voltaje de alimentación de 3.3V
- Debe presentar un bajo consumo de corriente (alrededor de 50mA) con la finalidad de ser utilizado en un prototipo portátil alimentado por una batería LI-PO.
- Debe permitir la configuración maestro o esclavo para la comunicación con otros dispositivos.
- Para su comunicación el módulo bluetooth debe ofrecer una alta tasa de transmisión bajo el estándar de transmisión serial o UART (transmisión y recepción universal asíncrona).
- El módulo bluetooth debe garantizar una comunicación segura y confiable, así como una comunicación estable para garantizar la transmisión completa de la información.

2.3.4.2. Selección del módulo bluetooth

El módulo bluetooth es el encargado de transmitir la señal adquirida y procesada hacia un computador con la interfaz gráfica diseñada en el software MATLAB. Se han buscado diferentes módulos bluetooth en el mercado que cumplan con los requisitos

planteados localizándose los modelos HC-05 y HC-06, los cuales se procede a describir bajo determinadas características.

Tabla 4
Selección del módulo bluetooth.

CARACTERISTICA	Módulo HC-05	Cumple	Módulo HC-06	Cumple
Tensión de alimentación: 3.3V	3.1 – 4.2 V	SI	3.1 – 4.2 V	SI
Comunicación con microcontrolador: UART	UART	SI	UART	SI
Consumo de corriente < 50mA	~ 40mA	SI	~ 40mA	SI
Tamaño: Reducido	27 x 13 x 2 mm	SI	27 x 13 x 2 mm	SI
Configuración: Maestro/Esclavo	Maestro/Esclavo	SI	Esclavo	NO

En la Tabla 4 se observa que el módulo HC – 05 cumple con todos los requerimientos y las características técnicas necesarias, por lo tanto, se lo ha seleccionado para la implementación del prototipo.

2.3.4.3. Módulo bluetooth HC – 05

El módulo bluetooth HC – 05 representado en la Figura 25 es el módulo que ofrece una mejor relación de precio y características, ya que es un módulo Maestro – Esclavo, esto quiere decir que además de recibir conexiones desde otro dispositivo, también es capaz de generar conexiones hacia otros dispositivos, esto nos permite, por ejemplo, conectar dos módulos bluetooth y formar una conexión punto a punto para transmitir datos entre dos microcontroladores o dispositivos.

Dentro de las principales características del módulo bluetooth HC – 05 podemos citar las siguientes:

- La sensibilidad (tasa del bit de error) del transceptor inalámbrico puede llegar hasta -80 dBm.
- Posee una antena que trabaja a 2.4 Ghz.
- Modo maestro y modo esclavo configurable por programación AT.

- Puede trabajar con un voltaje de alimentación en el rango de 3.1 a 4.2 V con un consumo de corriente en emparejamiento en el rango de 30 a 40mA y cuando está en comunicación es aproximadamente 8mA.
- Dispone del puerto estándar HCI (UART o USB).
- El protocolo USB es la versión 1.1 con velocidad completa y es compatible con la versión 2.0
- Características y parámetros para comunicación configurables, por ejemplo, la velocidad de transmisión (bits por segundo), número de bits de datos, número de bits de parada, paridad, etc.

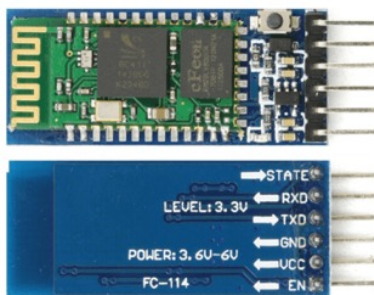


Figura 25 Módulo bluetooth HC – 05.

2.3.4.4. Conexión y configuración del módulo HC – 05

El módulo Bluetooth HC – 05 opera en 2 modos, el modo de datos (por default) y el modo comando; para poder configurar el módulo es necesario colocarlo en modo comando, una vez configurado es necesario reiniciar el módulo para que todas las configuraciones surtan efecto. La configuración que debe tener el módulo HC – 05 es la siguiente:

- Modo esclavo
- Clave o contraseña de emparejamiento: 1234
- Velocidad de transmisión a 115200 bits/segundo, 8 bits de datos, sin paridad y un bit de parada.
- Modo de bajo consumo.

El módulo HC – 05 debe disponer de ciertas conexiones para un funcionamiento normal, estas conexiones se representan en la Figura 26:

- Pin VCC: Este pin debe conectarse a la fuente de alimentación del prototipo.
- Pin GND: Este pin debe conectarse a 0V (línea de tierra del prototipo).
- Pin TX: Este pin debe conectarse al pin UX: RX (pin de recepción) del microcontrolador ubicado en la etapa de procesamiento.
- Pin RX: Este pin debe conectarse al pin UX: TX (pin de transmisión) del microcontrolador ubicado en la etapa de procesamiento.

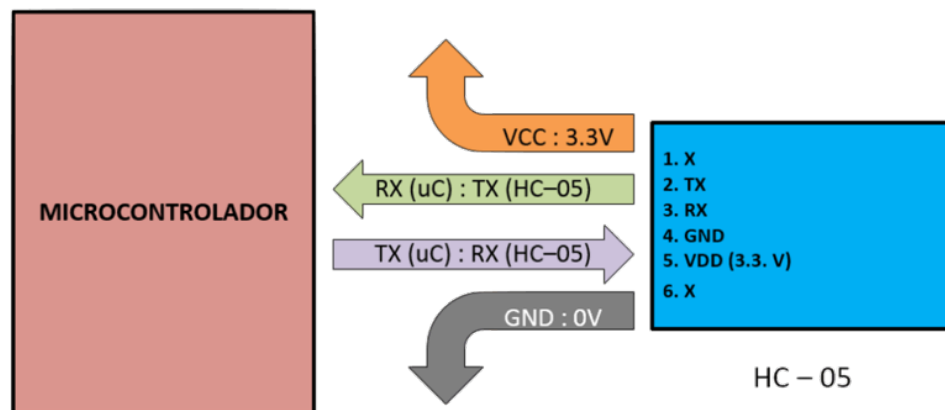


Figura 26 Conexiones entre el microcontrolador y el módulo HC – 05.

2.3.5. Etapa de procesamiento

La etapa de procesamiento se encarga de manejar todos los procesos que va a ejecutar el prototipo, se encarga de realizar el tratamiento de la señal analógica proveniente del módulo de adquisición de señales, el proceso de compresión, ejecuta y controla la etapa de comunicación y almacenamiento.

La parte principal de la etapa de procesamiento es el microcontrolador o cerebro del prototipo; el microcontrolador es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar órdenes pregrabadas en su memoria, está compuesto por varios bloques funcionales los cuales cumplen una tarea específica.

2.3.5.1. Requerimientos de la etapa de procesamiento

Como ya se ha dicho, la parte de procesamiento se refiere básicamente al microcontrolador, el cual debe reunir las siguientes características:

- Debido a que las señales ECG son medidas comúnmente en mili voltios (mv) el microcontrolador debe disponer de una unidad de punto flotante para procesar y operar las señales de una manera más eficiente.
- El microcontrolador debe disponer de un núcleo de alto rendimiento de al menos 16 bits, siendo deseable una arquitectura de 32 bits.
- Debe disponer de puertos configurables como entradas o salidas digitales.
- Debe tener la capacidad de procesar instrucciones destinadas para realizar procesamiento digital de señales.
- Debe contar con al menos un módulo de comunicaciones UART (para comunicación con el módulo HC – 05).
- Debe disponer al menos de un módulo conversor análogo-digital (comunicación con la tarjeta de adquisición de la señal ECG).
- Debe soportar un voltaje de alimentación de 3.3V provisto por la etapa de alimentación.
- Debe contar con un módulo de comunicaciones SPI (comunicación con la etapa de almacenamiento).
- Su tamaño debe ser compacto, apropiado para el desarrollo de un prototipo portátil.
- El oscilador del microcontrolador debe ser configurable para poder utilizar un cristal interno o externo a una frecuencia de operación de al menos 10 MHz.
- Debe tener la capacidad de incrementar la frecuencia de operación partiendo del valor de un oscilador interno o externo fijo hasta una frecuencia de al menos 100 MHz.
- El tamaño de la memoria RAM debe ser lo suficientemente grande como para procesar y almacenar señales ECG, es deseable una memoria de al menos 128 KB.

2.3.5.2. Selección del microcontrolador

El controlador a utilizar para el desarrollo del prototipo portátil procesa y acondiciona la señal analógica proveniente de la tarjeta de adquisición ECG BITalino para poder transmitirla mediante el módulo Bluetooth a un computador o guardarla en un módulo de almacenamiento provisto de una tarjeta micro SD; se han considerado los microcontroladores STM32F407VG y dsPIC33FJ256GP710A, tomando en cuenta diversas características.

Tabla 5
Características de los microcontroladores considerados.

CARACTERISTICA	STM32F407VG	Cumple	dsPIC33FJ256GP710A	Cumple
Tensión de alimentación: 3.3V	1.8 – 3.6 V	SI	3.0 – 3.6 V	SI
Núcleo: al menos 16 bits	32 bits	SI	16 bits	SI
Núcleo con Unidad de Punto Flotante	Núcleo ARM con unidad de punto flotante	SI	No especificado	NO
Módulo análogo digital: 1	3	SI	2	SI
Módulo UART: 1	2 (10.5 Mbps)	SI	2 (10 Mbps)	SI
Módulo SPI: 1	3	SI	2	SI
Oscilador: Externo o Interno de altas frecuencias	Interno: 16 MHz Externo: 4 – 26 MHz	SI	Interno: 7.37 MHz Externo: 3 – 10 MHz	NO
PLL para escalar la frecuencia de operación	Hasta 168 MHz	SI	Hasta 80 MHz	NO
Memoria RAM: al menos 128KB	192 KB	SI	30 KB	NO

En la Tabla 5 se aprecia que el microcontrolador STM32F407VG cumple con todos los requerimientos necesarios, es por esto que se va a seleccionarlo para diseñar y construir el prototipo para adquisición y compresión de señales ECG de una derivación bipolar.

2.3.5.3. Microcontrolador STM32F407VG

El STM32F407VG es un microcontrolador basado en un núcleo ARM cortex M4 de alto rendimiento de 32 bits. El STM32F407VG presenta las siguientes características principales:

- Opera con una frecuencia de hasta 168 MHz.
- Núcleo ARM CORTEX M4 con una unidad de punto flotante.
- Conjunto completo de instrucciones DSP.
- Voltaje de alimentación en el rango de 1.8 a 3.6V
- Memorias incorporadas de alta velocidad (memoria Flash de hasta 1 Mbyte, hasta 192 Kbyte de SRAM), hasta 4 Kbyte de SRAM de respaldo.
- Tres ADC de 12 bits de 2.4 MSPS de hasta 24 canales y 7.2 MSPS en modo entrelazado triple.
- Dos DAC, un RTC de baja potencia, doce temporizadores de 16 bits de uso general, incluidos dos temporizadores PWM para control de motores y dos temporizadores de uso general de 32 bits.
- Hasta tres módulos SPI de comunicación con 42 Mbits/s, dos módulos CAN, cuatro módulos USART y dos módulos UARTs

El STM32F407VG mostrado en la Figura 27 es un microcontrolador que emplea una potente arquitectura de 32 bits que integra las funciones de control de un microcontrolador (MCU) con las capacidades computacionales de un procesador digital de señales (DSP). La funcionalidad resultante es ideal para aplicaciones que dependen de alta velocidad, cálculos repetitivos, así como control. La Figura 28 muestra el diagrama general de los bloques que dispone en su interior este microcontrolador.

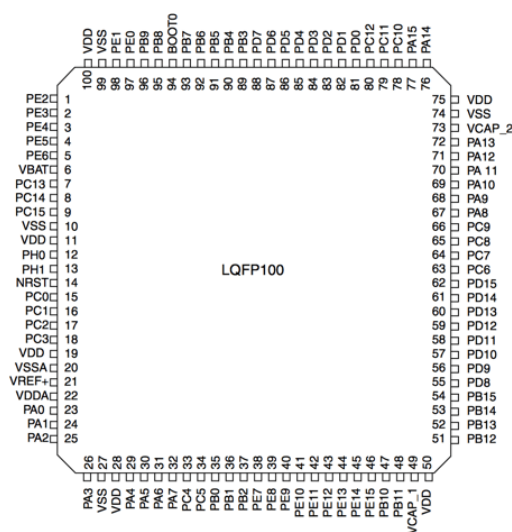


Figura 27 Diagrama de distribución de pines del STM32F407VG.

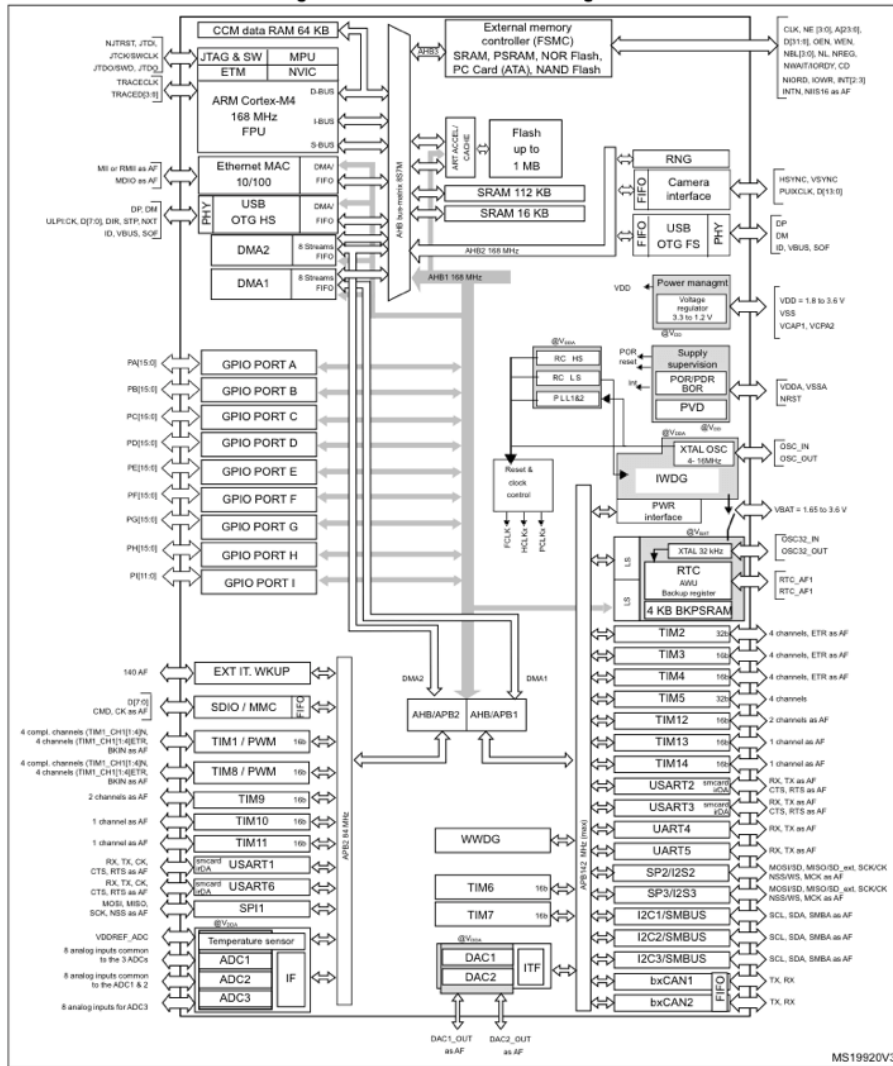


Figura 28 Diagrama general por bloques del STM32F407VG.

Para el funcionamiento normal del STM32F407VG son necesarias ciertas conexiones mínimas como se muestra en la Figura 29, dentro de las cuales podemos mencionar las siguientes:

- Conexión de al menos un pin VDD a la fuente de alimentación de 3.3V y un pin GND a tierra. El resto de pines VDD y GND se encuentran interconectados entre ellos al interior del microcontrolador por lo que no es necesaria su conexión.

- Si se conecta un oscilador externo (cristal oscilador) hacerlo en el rango de 4 a 26 MHz en los pines 12 y 13 del STM32F407VG junto con capacitores de 20 pF en cada pin.
- Para propósitos de programación es necesario conectar los pines PA13 y PA14 del STM32F407VG para utilizarlo con un programador ST-LINK V2/V2A.

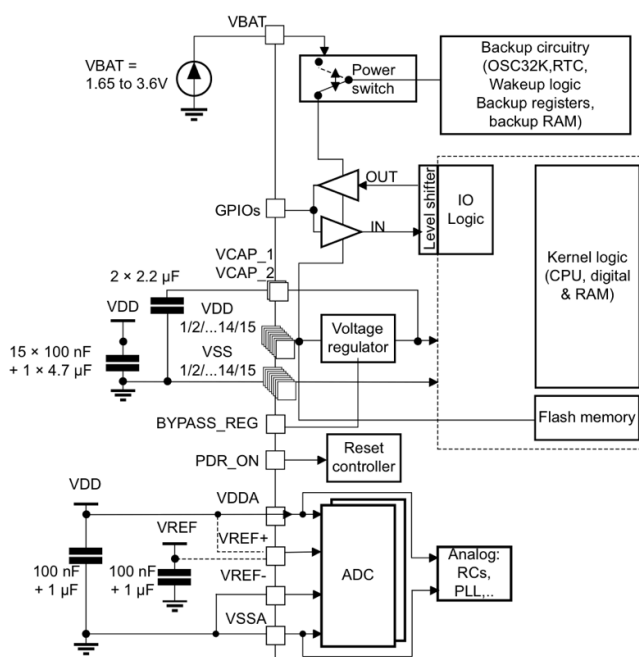


Figura 29 Conexiones mínimas recomendadas en el STM32F407VG

2.3.6. Módulo y fuente de alimentación

Para poder proveer de energía a cada una de las etapas que conforman el prototipo es necesario utilizar una fuente de alimentación que entregue el voltaje y la corriente requeridos para un funcionamiento normal.

Como requerimiento del prototipo se requiere que el voltaje y corriente sea suministrado por una batería LI-PO, la cual es ideal al tratarse de un prototipo portátil; una vez descargada la batería, el módulo de alimentación debe ser capaz de recargar la batería nuevamente para que el prototipo pueda volver a funcionar hasta que el ciclo de carga haya concluido.

2.3.6.1. Requerimientos del módulo y fuente de alimentación

La fuente y el módulo de alimentación deben reunir ciertas características para el funcionamiento normal del prototipo, dentro de las cuales podemos citar las siguientes:

- La fuente de alimentación debe suministrar una tensión de 3.3V estable con el fin de evitar daños en los equipos que conforman cada una de las etapas del prototipo.
- El módulo de alimentación debe permitir la recarga de la fuente de alimentación de manera fiable y segura utilizando un plug micro USB haciéndolo sencillo e intuitivo para la persona que opere el prototipo.
- El módulo de alimentación debe proveer la posibilidad de monitorear el estado de la fuente de alimentación.
- La fuente de alimentación debe ser una batería recargable del tipo LI-PO que suministre un voltaje igual o superior a 3.3V, en el caso de ser superior el módulo de alimentación debe ser capaz de regular el voltaje a 3.3V necesarios en cada una de las etapas del prototipo.
- El tamaño del módulo de alimentación debe ser acorde al resto de dispositivos para ser utilizado en un prototipo portátil de dimensiones reducidas.
- El módulo de alimentación debe poseer un interruptor para controlar el encendido y apagado del prototipo.
- El módulo de alimentación debe proporcionar un voltaje de 1.65 V necesarios para el funcionamiento del módulo de adquisición ECG BITalino.

2.3.6.2. Selección del módulo y fuente de alimentación

El módulo de alimentación debe suministrar tensión y corriente necesarias para el funcionamiento de cada etapa que compone el prototipo, para una adecuada selección del módulo de alimentación se han revisado dos opciones tomando en cuenta diferentes características.

La Tabla 6 muestra que el módulo “BITalino POWER” cumple con todos los requerimientos y las características técnicas necesarias, por ello se lo ha seleccionado para el diseño e implementación del prototipo.

Tabla 6
Módulos de alimentación comerciales y sus características.

CARACTERISTICA	BITalino POWER	Cumple	Charger Click	Cumple
Tensión de entrada: 3.7 V	3.7 V Li-Po	SI	5 V Li-Po / Li-Ion	NO
Tensión de salida: 3.3 V	3.3 V	SI	5 V	NO
Tensión de salida: 1.65 V	1.65 V	SI	5 V	NO
Plug de carga: micro USB	Micro USB	SI	Ninguno	NO
Control de estado de batería: pin de monitorización	Pin de monitorización	SI	Pin de monitorización	SI
Interruptor para encendido/apagado	Interruptor ON/OFF	SI	Ninguno	NO

2.3.6.3. Módulo BITalino POWER

Los sensores para adquisición de señales ECG a menudo requieren una tensión de punto medio ($V_{CC}/2$) para la medición del diferencial bipolar. Además, dos problemas comunes que afectan a las mediciones cuando se trabaja con señales biológicas son la caída de tensión asociada a la descarga normal de la batería y las fluctuaciones propias en el suministro de energía introducida por los periféricos con corrientes de pico alto (por ejemplo, el módulo Bluetooth). El módulo BITalino POWER fue especialmente diseñado para controlar estos problemas.

El módulo de alimentación BITalino POWER que se muestra en la Figura 30 dispone de dos salidas reguladas de 3.3 V que se pueden utilizar para accionar de forma independiente partes análogas y partes digitales de un circuito de adquisición, dispone también de una salida regulada de 1.65V que se puede utilizar para proporcionar el voltaje de punto medio para bioseñales en sensores bipolares cuando sea necesario. Cualquier batería Li-Po de 3.7V como la que se muestra en la Figura 31 se puede utilizar con este módulo de alimentación.

Para una mayor comodidad el módulo incluye un plug para conexión de baterías Li-Po y cuenta con un pin que indica el estado de carga de la batería y además incluye un puerto de carga micro USB estándar que sólo se utiliza para la carga de la batería, cabe mencionar que el circuito de carga sólo se activa cuando el interruptor del módulo se encuentra en la posición OFF.

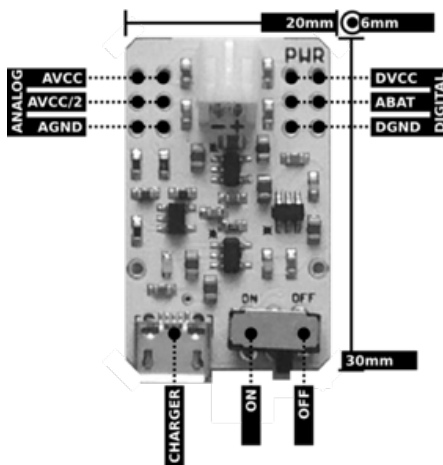


Figura 30 Módulo de alimentación BITalino POWER.

Fuente: (PLUX – Wireless Biosignals, S.A., 2015)

Como fuente de alimentación se ha decidido seleccionar una batería Li-Po de 3.7V disponible en el mercado ya que es la que se ajusta a los requerimientos del prototipo y del módulo de alimentación BITalino POWER.



Figura 31 Batería Li-Po de 3.7V y 900mAh.

2.4. Esquema general de conexiones

Una vez seleccionados los diferentes componentes que integran todas las etapas del prototipo se procede a bosquejar todas conexiones entre las diferentes etapas para su funcionamiento.

2.4.1. Etapa de procesamiento – etapa de adquisición

Como sabemos la etapa de procesamiento del prototipo utiliza el conversor análogo digital para la lectura de los datos proveniente de una entrada analógica en el microcontrolador; se ha seleccionado la entrada analógica 23 en el microcontrolador la cual va a recibir los datos provenientes de la etapa de adquisición. Estas conexiones se aprecian en la

Figura 32.

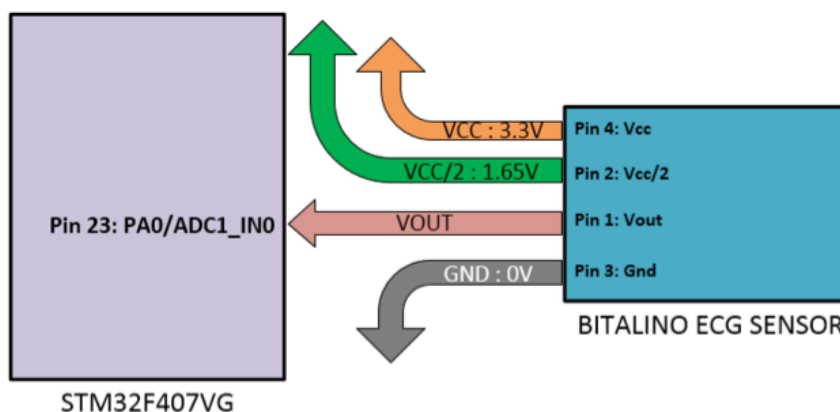


Figura 32 Conexión entre el STM32F407VG y el módulo ECG BITalino.

2.4.2. Etapa de procesamiento – etapa de almacenamiento

La etapa de procesamiento del prototipo utiliza comunicación SPI para la escritura/lectura y procesado de los datos proveniente de la tarjeta microSD; el microcontrolador seleccionado dispone de 3 módulos SPI y como resultado se ha seleccionado por conveniencia el módulo SPI 2. Las conexiones requeridas para comunicar el microcontrolador y la tarjeta micro SD se representan en la Figura 33.

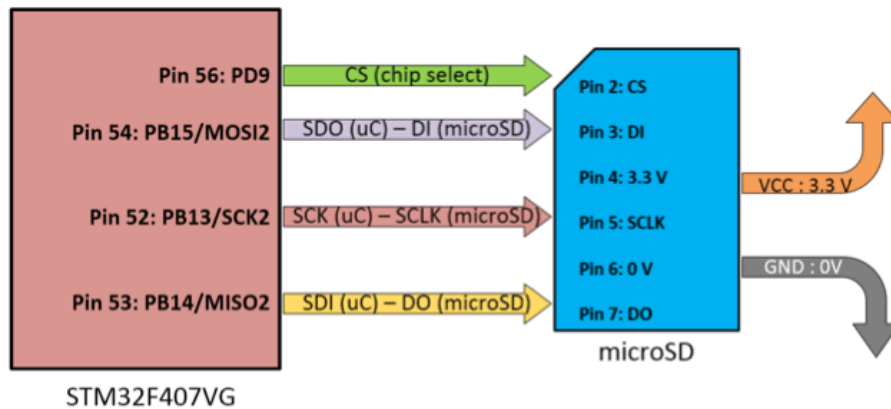


Figura 33 Conexión entre el STM32F407VG y la tarjeta microSD.

2.4.3. Etapa de procesamiento – etapa de comunicación

La etapa de procesamiento del prototipo utiliza comunicación UART para la lectura y escritura de los datos que van a ser enviados a la interfaz gráfica; el STM32F407VG dispone de 2 módulos UART y como resultado se ha seleccionado por conveniencia el módulo UART 2 en el microcontrolador. Todas las conexiones requeridas se las observa en la Figura 34.

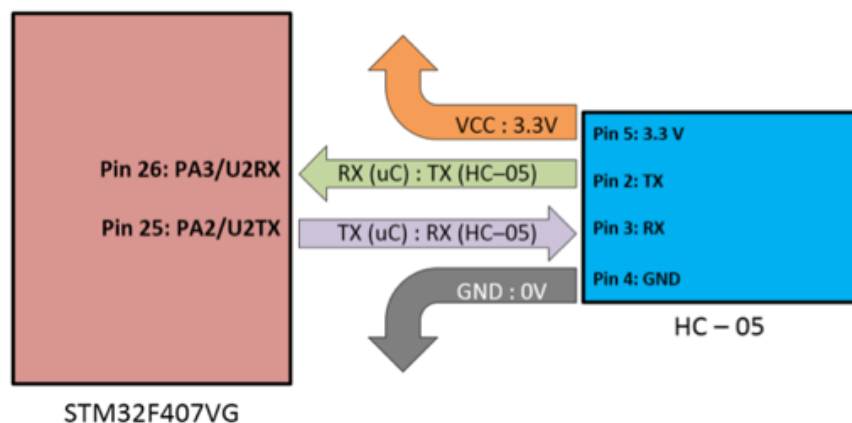


Figura 34 Conexión entre el STM32F407VG y el módulo HC-05.

2.5. Construcción del prototipo

2.5.1. Diseño del circuito electrónico

Con la ayuda de software para elaboración y simulación de circuitos electrónicos se ha procedido a diseñar el circuito electrónico del prototipo; tomando en cuenta cada

una de las recomendaciones se obtiene un diagrama esquemático preliminar con las cada una de las etapas que lo componen. En la Figura 35 se representa el diagrama esquemático del circuito electrónico del prototipo, cada etapa presenta las conexiones necesarias para el funcionamiento y operación normal del prototipo.

- *Etapa de alimentación:* Consta de dos conectores (J4 y J5) los cuales conectan el módulo de alimentación BITalino POWER con el resto de componentes en la placa principal. Para la lectura del nivel de voltaje de la batería se utilizará el conversor análogo digital en la entrada analógica ADC1_IN5/PA5, pin 30, previo a un proceso de acondicionamiento compuesto de un divisor de voltaje ($R5 = R6 = 10K$).
- *Etapa de programación:* Consta de un conector (J6) el cual conecta la placa principal con el programador para el STM32 llamado ST-LINK V2. Además, se incluye un conector (J10) que se utiliza con propósitos de reiniciar el microcontrolador con ayuda de un botón físico conectado al microcontrolador a través del circuito de reset.
- *Etapa de adquisición de señales ECG:* Esta etapa consta de tres conectores (J1, J2 y J3) los cuales conectan el módulo de adquisición ECG BITalino con el resto de componentes del prototipo en la placa principal.
- *Etapa de procesamiento:* Consta básicamente del microcontrolador STM32F407VG y del resto de elementos que se sugieren en una conexión mínima, consta además del circuito que conecta al microcontrolador con el cristal oscilador X1.
- *Etapa de transmisión de datos:* Esta etapa está conformada por un conector (J7), el cual se utiliza para ubicar al módulo HC-05 y que éste a su vez comunique el prototipo con la interfaz gráfica.
- *Etapa de almacenamiento de datos:* Esta etapa la conforma un conector (SD1), donde se ubica el módulo microSD que contiene la tarjeta que almacena los datos procesados por la etapa correspondiente; este conector comunica la tarjeta microSD con el resto de elementos del prototipo.

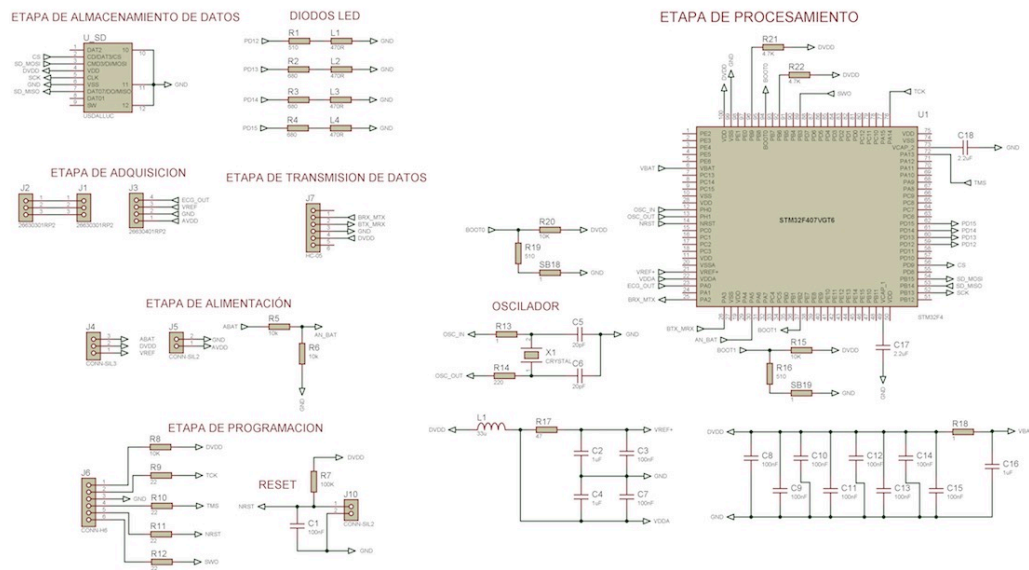


Figura 35 Diagrama esquemático del circuito electrónico del prototipo.

El prototipo además consta de cuatro diodos LED que van a ser utilizados para indicar el estado del prototipo en los diferentes modos de operación.

2.5.2. Diseño de la tarjeta electrónica

Partiendo del diagrama esquemático del circuito electrónico mostrado en la Figura 35 y con ayuda de las dimensiones de los módulos PWR-080115, ECG151015 y del módulo microSD se procede a diseñar la tarjeta que contiene el circuito electrónico impreso del prototipo.

- Dimensión del módulo micro SD: 15 x 17 mm
- Dimensión del módulo BITalino ECG Sensor: 29 x 18 mm
- Dimensión del módulo de alimentación BITalino PWR: 20 x 30 mm

2.5.2.1. Requerimientos de la tarjeta electrónica

- Utilizar componentes SMD (microelectrónicos) para minimizar al máximo el tamaño que ocupen los todos los elementos y reducir el tamaño final del prototipo.

- Diseñar la tarjeta electrónica en 2 caras, la cara superior debe contener e interconectar el microcontrolador con las etapas de comunicación, programación y almacenamiento; la cara inferior conectará la etapa de procesamiento con la etapa de adquisición y alimentación además de incluir conexiones adicionales que se requieran para el funcionamiento del prototipo.
- El diseño de la tarjeta debe ser el adecuado para un prototipo portátil, es decir su tamaño no debe superar 7 cm por lado.
- Los conectores J6 y J7 deben estar localizados considerando accesibilidad para la conexión del hardware programador del microcontrolador y para facilitar la conexión del módulo bluetooth respectivamente.
- Los conectores J4 y J5 deben ser colocados lo más cercano a un borde de la tarjeta electrónica considerando el tamaño del módulo de alimentación para que el operario tenga la mayor accesibilidad posible para el encendido y puesta en marcha del prototipo.
- El conector J3 deben ser colocado pensando lo más cercano posible a la etapa de procesamiento para evitar pérdidas en la señal que obtiene el módulo de adquisición. El conector J2 debe ser colocado pensando en la posición que debe tener con respecto a J3 ya que en ambos conectores se colocan el módulo de alimentación.
- J2 debe estar lo más cercano posible a J1 y J1 debe estar lo más cercano posible a un borde de la tarjeta electrónica para que brinde accesibilidad al operario del prototipo al conectar cables para electrodo en J1.
- El módulo de almacenamiento U_SD debe estar lo más cercano posible a un borde de la tarjeta electrónica para que el operador del prototipo pueda insertar y extraer una tarjeta micro SD con facilidad.
- Los componentes electrónicos como capacitores y resistencias necesarios para el funcionamiento normal del microcontrolador deben estar lo más cercanos posible para evitar interferencias y por ende fallas en el funcionamiento del microcontrolador.

- J10 debe ser colocado en un borde de la tarjeta electrónica para que brinde la posibilidad de conectar de la manera más accesible posible al operario del prototipo un botón que servirá para resetear el microcontrolador.

2.5.2.2. Implementación del diseño de la tarjeta electrónica

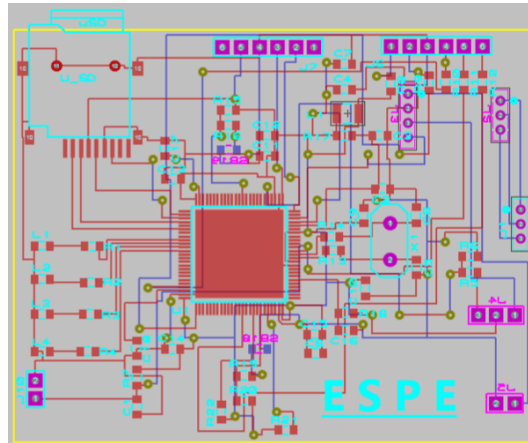


Figura 36 Esquema de la tarjeta con el circuito electrónico del prototipo.

La Figura 36 corresponde a la implementación y ubicación de todos los elementos de la tarjeta electrónica para el prototipo y presenta unas dimensiones de 72.3 x 56.7 mm, tamaño que se encuentra acorde al de un prototipo portátil.

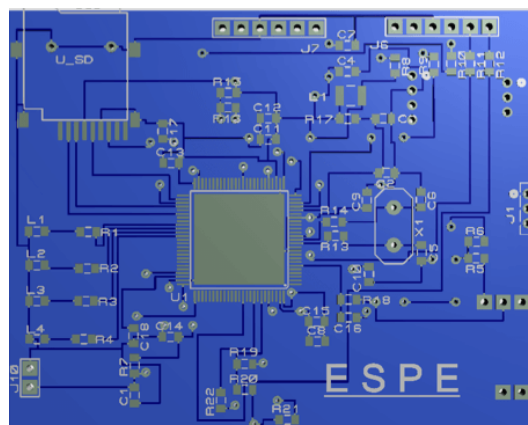


Figura 37 Cara superior de la tarjeta electrónica del prototipo.

La cara superior de la tarjeta electrónica resultante se muestra en la Figura 37 y contiene las siguientes etapas con su respectivo circuito electrónico:

- Etapa de procesamiento
- LED indicadores
- Etapa de programación
- Etapa de almacenamiento en la tarjeta micro SD.

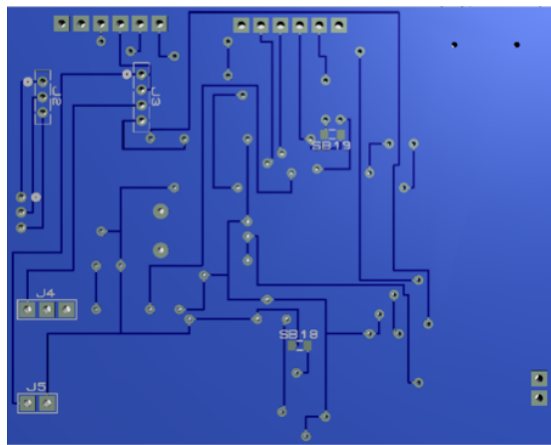


Figura 38 Cara inferior de la tarjeta electrónica del prototipo.

La cara inferior de la tarjeta electrónica resultante se muestra en la Figura 38 y contiene las siguientes etapas con su respectivo circuito electrónico:

- Etapa de adquisición de señales ECG.
- Etapa de alimentación del prototipo portátil.

2.5.3. Implementación de la tarjeta electrónica para el prototipo

Luego de haber diseñado la tarjeta electrónica del prototipo se requiere soldar todos los elementos que conforman el circuito electrónico. La Figura 39 muestra el circuito electrónico que se va a utilizar para la adquisición y compresión de señales ECG desde el lado frontal.

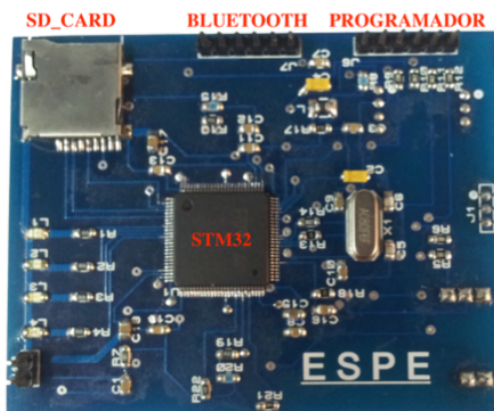


Figura 39 Vista frontal del circuito electrónico implementado.

La Figura 40 muestra el circuito electrónico que se va a utilizar para la adquisición y compresión de señales ECG desde el lado posterior.

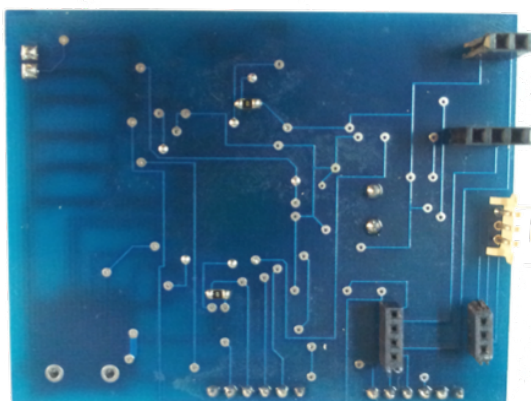


Figura 40 Vista posterior del circuito electrónico implementado.

Luego de que ha sido implementado el circuito electrónico se procede a conectar con ayuda de cables el módulo de alimentación ECG Power y el módulo ECG BITAlino a la tarjeta electrónica como se aprecia en la Figura 41.

La Figura 42 muestra la conexión del módulo HC – 05 a la tarjeta electrónica para adquisición y compresión de señales ECG.

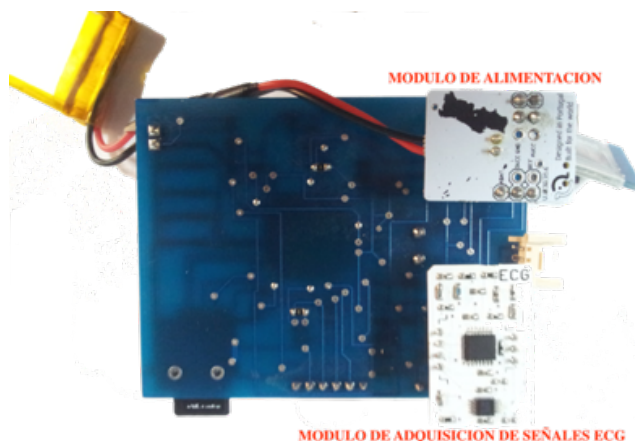


Figura 41 Conexión entre el módulo de alimentación y la tarjeta electrónica.

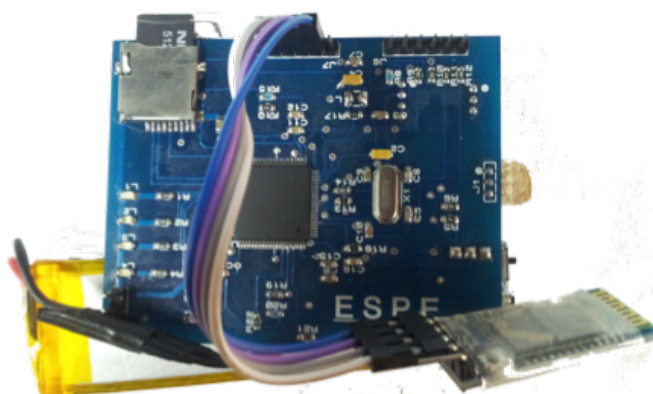


Figura 42 Conexión del módulo HC -05 con la tarjeta electrónica.

2.5.4. Diseño de la caja contenedora de la tarjeta electrónica

2.5.4.1. Requerimientos de la caja contenedora

Con la finalidad de obtener un prototipo resistente, inmune a efectos externos y estéticamente apropiado para la utilización del usuario final es necesario colocar la tarjeta electrónica al interior de una caja contenedora que además de brindar protección brinde confiabilidad de funcionamiento al operario. La caja contenedora debe presentar los siguientes requerimientos:

- Proteger a la tarjeta electrónica de efectos externos del medio ambiente como el polvo.
- La caja contenedora debe ser estéticamente apropiada para ser utilizada en la adquisición de señales ECG.
- Brindar confiabilidad y seguridad en el funcionamiento del prototipo al operario.
- El tamaño debe ser proporcional al de la tarjeta electrónica con la finalidad de mantener el tamaño acorde al de un prototipo portátil.
- El operario debe tener accesibilidad a los elementos y conectores de la tarjeta electrónica que se requiera para un funcionamiento normal.
- El material que se utilice en la caja contenedora debe ser resistente, aislante eléctrico y liviano para el fácil transporte del prototipo.

2.5.5. Elaboración de la caja contenedora

Con base en los requerimientos para la elaboración de la caja contenedora se va a construir una caja contenedora de plástico con la siguiente distribución:

- Tapa, sirve de apoyo para ubicar el módulo bluetooth del prototipo.
- Pared A, sirve de apoyo para colocar el conector para los cables de electrodos y el módulo de alimentación del prototipo.
- Pared B, se localiza una ranura para insertar y extraer la tarjeta micro SD.
- Base, donde descansa la batería LI-PO y además soporta el peso de todo el prototipo.

2.5.5.1. Tapa

La tapa de la caja contenedora se muestra en la Figura 43 y presenta las siguientes características:

- Brindar seguridad para no ser extraída con facilidad.
- Disponer de sujeción para el módulo bluetooth.
- Disponer de un espacio para la colocación del botón de reset.

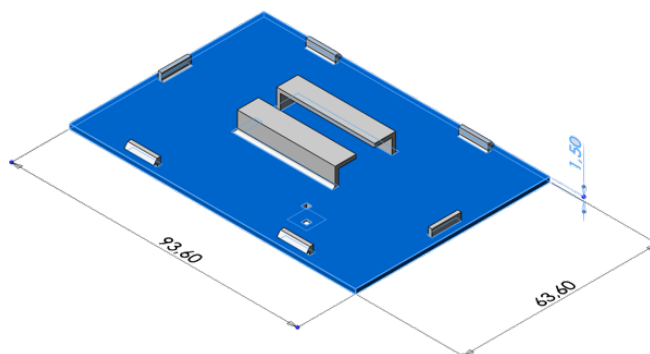


Figura 43 Tapa de la caja contenedora.

Considerando las dimensiones del prototipo y de la batería LI-PO se ha diseñado la tapa con un tamaño de 63.6 x 93.6 x 1.5 mm; se ha colocado muescas con la finalidad de brindar seguridad y evitar que sea extraída fácilmente del resto de la caja; para la ubicación del módulo bluetooth se ha implementado 2 barras de sujeción con las dimensiones propias del módulo.

2.5.5.2. Pared A

La pared A de la caja contenedora se muestra en la Figura 44 y presenta las siguientes características:

- Disponer de una ranura para acceder de manera fácil al conector donde se insertan o extraen los cables para electrodos, esta ranura debe presentar dimensiones acordes al conector y debe estar localizada de tal manera que el conector quede expuesto en la pared.
- Disponer de una ranura para acceder con comodidad al selector ubicado en el módulo de alimentación y de esta manera encender o apagar el prototipo; la dimensión y ubicación de la ranura deben estar acordes al tamaño del módulo de alimentación.

Considerando las dimensiones y ubicación del módulo de alimentación y del conector para inserción del cable para electrodos se ha diseñado las ranuras por las cuales el operario del prototipo puede acceder y conectar los elementos correspondientes.

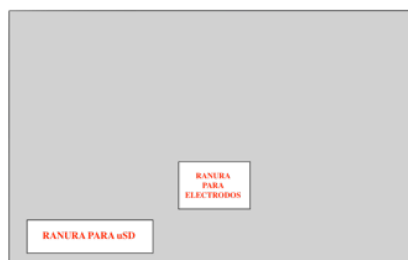


Figura 44 Pared A de la caja contenedora.

Estimando la altura total del prototipo, las dimensiones de la pared A son: 63.6 x 39 x 1.5 mr. En la pared A se ha colocado una muesca la cual conecta y sujeta la pared A en la tapa del prototipo.

2.5.5.3. Pared B

La pared B de la caja contenedora del prototipo se muestra en la Figura 45 y presenta las siguientes características:

- Disponer de una ranura para acceder con comodidad al módulo de almacenamiento para colocar una micro SD en la tarjeta electrónica; la dimensión y ubicación de la ranura deben estar acordes al tamaño del módulo de almacenamiento.

Considerando las dimensiones y ubicación del módulo de almacenamiento se ha diseñado la ranura en la cual el operario del prototipo puede insertar o extraer una tarjeta micro SD en la tarjeta electrónica del prototipo.



Figura 45 Pared B de la caja contenedora.

Las dimensiones de la pared B son las mismas: 93.6 x 39 x 1.5 mm. En la pared B y en su correspondiente opuesta se ha colocado una barra de sujeción para apoyar la tarjeta electrónica y mantenerla en una posición estable.

2.5.5.4. Caja contenedora

Una vez que se ha diseñado y visualizado los principales elementos que conforman la caja contenedora para la tarjeta electrónica de adquisición y compresión de señales ECG se puede apreciar una representación en 3D de la caja contenedora y de la tarjeta electrónica del prototipo como se muestra en la Figura 46.

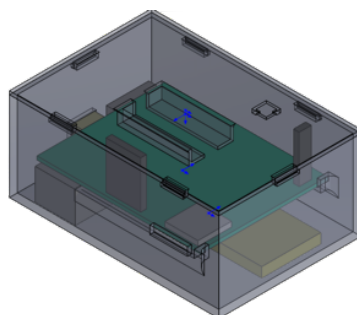


Figura 46 Representación 3D de la caja contenedora del prototipo.

2.5.6. Montaje de la tarjeta electrónica en la caja contenedora



Figura 47 Tarjeta electrónica montada en la caja contenedor.

Al tener la tarjeta electrónica para adquisición y compresión de señales ECG completamente ensamblada y luego de haber construido la caja contenedora para la

tarjeta electrónica se posiciona la tarjeta electrónica al interior de la caja contenedora como se muestra en la Figura 47.

- El módulo bluetooth se posiciona en la tapa de la caja contenedora.
- El botón de reset está incrustado en la tapa de la caja contenedora.

2.5.7. Pruebas básicas de funcionamiento del prototipo

2.5.7.1. Pruebas de medición de voltajes

Luego de haber montado el prototipo para adquisición y compresión de señales ECG se realiza una medición en el módulo de alimentación para verificar los voltajes que debe suministrar al prototipo.

- Los voltajes medidos en el módulo de almacenamiento son de: 3.3V en DVCC, 3.3V en AVCC y 1.65V en VREF, se determina que estos valores son los apropiados para el funcionamiento del prototipo.

La alimentación entregada por el módulo de alimentación al prototipo es la adecuada.

2.5.7.2. Encendido del prototipo



Figura 48 Prueba de encendido del prototipo.

Al conectar y medir el valor de voltaje en el pin 1 de J7 luego de conectar el módulo de alimentación en el prototipo y encenderlo se obtiene un valor de 3.3V. Este valor es el adecuado para el funcionamiento del prototipo. La muestra el encendido de un diodo LED en el prototipo a la vez que el módulo bluetooth se encuentra encendido.

2.5.7.3. Montaje final del prototipo

Para adquirir y comprimir una señal ECG es necesario conectar electrodos utilizando cables blindados hasta el conector del prototipo. Como se observa en la Figura 49 se conecta tres cables blindados, dos de ellos se utilizan para medir las derivaciones bipolares, el tercero corresponde al electrodo de referencia.

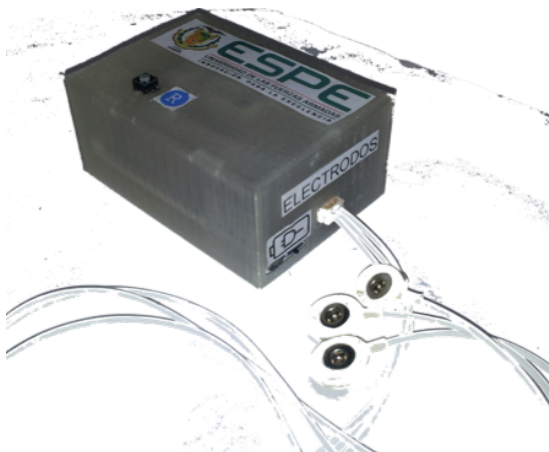


Figura 49 Montaje final del prototipo.

CAPÍTULO III

BANCO DE FILTROS COSENO MODULADO

3.1. Banco de filtros

Un banco de filtros es básicamente un arreglo o un conjunto de filtros de cualquier tipo (por lo general pasa banda) que separan la señal de entrada en varias subbandas, cada subbanda transporta una componente en un rango de frecuencia de la señal original.

Un banco de filtros es un conjunto de filtros que se dividen en dos grupos: uno que se encarga del análisis y otro que se encarga de la síntesis de la señal original. La etapa de análisis divide la señal original de entrada en varias subbandas para que puedan ser procesadas por separado, este proceso es muy importante ya que el diseño de este filtro debe ser capaz de re combinar todas las subbandas para que se pueda recuperar la señal original. En la etapa de síntesis se realiza el proceso de reconstrucción de la señal a partir de las diferentes subbandas (Bhate, 2004).

Las señales resultantes del proceso de análisis, es decir la cantidad de subbandas obtenidas es directamente proporcional al número de filtros que contenga el Banco de Filtros como se muestra en la Figura 50.

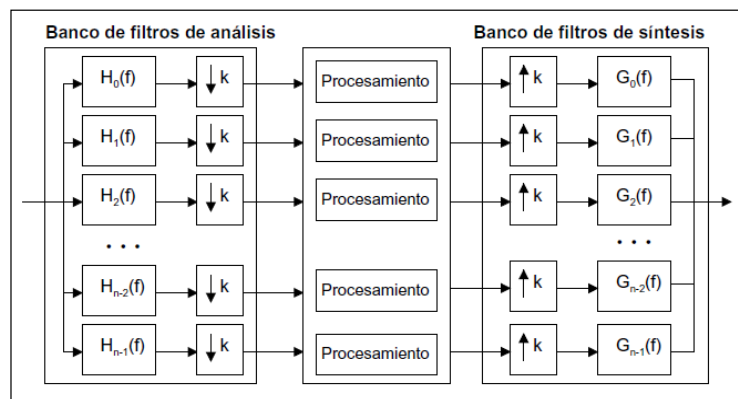


Figura 50 Banco de filtros de análisis y síntesis de una señal.

3.2. Banco de filtros coseno modulado.

La ventaja principal que los Bancos de Filtros Modulados presentan frente al resto es su simplicidad en el diseño e implementación. Los Bancos de Filtros de Análisis y de Síntesis se obtienen partiendo de uno o dos filtros a manera de prototipo a los que se aplica una modulación para modificar su respuesta en frecuencia y así obtener los restantes filtros que componen el banco. A los bancos de filtros coseno modulado se les conoce por proporcionar una realización muy eficiente, consisten en dos etapas principales: una etapa de filtros polifase del filtro prototipo y otra etapa en la que se utiliza la transformada discreta de coseno.

Se pueden distinguir cuatro tipos distintos de la transformada discreta del coseno que se muestran en la Tabla 7.

Tabla 7
Tipos de transformadas discretas del coseno.

TIPO	DESCRIPCIÓN	CONSIDERACIONES
DCT I	$\sqrt{\frac{2}{M}} \cdot k_m \cdot k_n \cdot \cos\left(\frac{m \cdot n \cdot \pi}{M}\right)$	$m, n = 0, \dots, M$
DCT II	$\sqrt{\frac{2}{M}} \cdot k_m \cdot k_n \cdot \cos\left(\frac{m \cdot \left(n + \frac{1}{2}\right) \cdot \pi}{M}\right)$	$m, n = 0, \dots, M - 1$
DCT III	$\sqrt{\frac{2}{M}} \cdot k_m \cdot k_n \cdot \cos\left(\frac{n \cdot \left(m + \frac{1}{2}\right) \cdot \pi}{M}\right)$	$m, n = 0, \dots, M - 1$
DCT IV	$\sqrt{\frac{2}{M}} \cdot k_m \cdot k_n \cdot \cos\left(\frac{\left(m + \frac{1}{2}\right) \cdot \left(n + \frac{1}{2}\right) \cdot \pi}{M}\right)$	$m, n = 0, \dots, M - 1$

Donde:

$$f(t) = \sum_k c_{j_0}(k) \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_k \sum_{j=j_0}^{\infty} d_j(k) \psi_{j,k}(t). \quad (13)$$

En la ecuación 13, el índice m representa a la variable independiente de la señal transformada, mientras que n es la variable de tiempo de la señal de entrada.

En los bancos de filtros coseno modulado se suele utilizar los esquemas de modulación Tipo II y Tipo IV de la Tabla 7 debido a que los bancos de filtros cubren todo el intervalo $0 \leq \omega \leq \pi$ y presentan el mismo ancho de banda que los demás tipos. Existen los siguientes Bancos de Filtros:

- *Bancos de filtros de reconstrucción perfecta (PR)*. Se caracterizan por la ausencia total de distorsión y solapamiento, la señal reconstruida es la misma que la señal original y por lo tanto no existen pérdidas.
- *Bancos de filtros de reconstrucción aproximada (NPRFB)*. Es una alternativa a los sistemas de reconstrucción perfecta ya que tienen grandes dificultades en la fase de diseño. En los bancos de filtros coseno modulado de reconstrucción aproximada no se encuentra distorsión de amplitud ni de fase.

En este trabajo de investigación se ha planteado la utilización de Bancos de Filtros de Reconstrucción Aproximada, los que a continuación se detallan.

3.2.1. Bancos de filtros de reconstrucción aproximada (NPRFB)

En los bancos de filtros de reconstrucción aproximada existe cierto nivel de distorsión de la señal, pero a pesar de ello ofrecen ventajas como:

- El diseño de los bancos de filtros cuenta con mejor selectividad y discriminación.
- El proceso de diseño del banco de filtros se concentra solo en optimizar el o los filtros prototipo.
- Es posible utilizar algoritmos rápidos para la implementación eficiente de las etapas de análisis y de síntesis.

Los NPRFBs son una alternativa a los PR gracias a que desaparece el proceso de optimización no lineal de diseño del banco, el cual puede resultar bien complicado, además son sistemas casi libres de solapamiento, ya que se eliminan las componentes

más significativas de dicho error y el valor de las restantes componentes disminuye a medida que se aumenta la atenuación en la banda eliminada del filtro prototipo.

3.2.2. Descripción del banco de filtros utilizado

En el presente trabajo de investigación se utiliza un modelo de Banco de Filtros Coseno modulado de reconstrucción aproximada que descompone la señal ECG de entrada en 16 subbandas empleando un Banco de Análisis, se reconstruye la señal ECG empleando un Filtro de Síntesis. El proceso de separación o descomposición de señales se lo realiza en $M = 16$ subbandas cada una con un ancho de banda de $\frac{\pi}{M}$ radianes.

El proceso que obtiene los coeficientes de los bancos de Análisis y de Síntesis se ha pasado por alto debido a que estos coeficientes han sido tomados de una investigación previa plasmada en el Artículo Científico titulado “ECG Compression With Retrieved Quality Guaranteed” (Blanco Velasco M. , Cruz Roldan, Godino Llorente, & Barner, 2004)

3.3. Implementación del algoritmo de compresión en el STM32F407VG

Utilizando programación en Lenguaje C se va a implementar el algoritmo de compresión de señales ECG. El microcontrolador STM32F407VG es el encargado de ejecutar instrucciones que ejecuten la compresión de señales ECG con ayuda del Banco de Análisis.

Al microcontrolador que se utiliza en el algoritmo de compresión de señales ECG se lo va a configurar con las siguientes características básicas de funcionamiento.

- Frecuencia de trabajo del microcontrolador: 168 MHz.
- Velocidad de transmisión del módulo UART2: 115200 baudios.
- Frecuencia de muestreo del Conversor Analógico – Digital (ADC1): 250 Hz.
- Módulo SPI2 en modo maestro, 8 bits de datos cuya frecuencia de operación será de $F_{cy}/2$ (168MHz/2).

- Coeficientes del Banco de Análisis almacenados en una matriz de datos flotantes (192 filas, 16 columnas), la matriz ha sido transpuesta con el fin optimizar el tiempo de procesamiento del algoritmo en el microcontrolador.

3.4. Descripción general del algoritmo de compresión

La Figura 51 muestra el flujograma general del algoritmo donde se especifican algunas tareas del procesamiento a realizar de manera global.

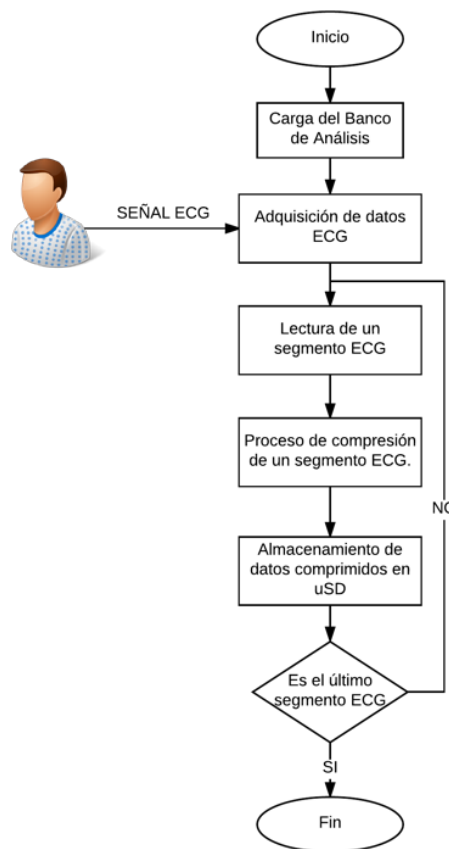


Figura 51 Flujograma general del algoritmo de compresión.

3.4.1. Carga del banco de análisis

Se ha decidido cargar y almacenar el Banco de Análisis en la memoria del microcontrolador para su posterior uso en el algoritmo de compresión de señales ECG, los coeficientes del Banco de Análisis están representados en una matriz de 16 filas y

192 columnas (Blanco Velasco M. , Cruz Roldan, Godino Llorente, & Barner, 2004); por conveniencia, para reducir el tiempo de procesamiento del algoritmo en el microcontrolador se ha decidido transponer la matriz para obtener 192 filas y 16 columnas.

3.4.2. Adquisición de la señal ECG

El algoritmo de compresión opera utilizando un segmento de 1024 datos de una señal ECG, el flujograma de la figura Figura 52 muestra el algoritmo necesario para adquirir de manera continua una señal ECG en segmentos de 1024 datos.

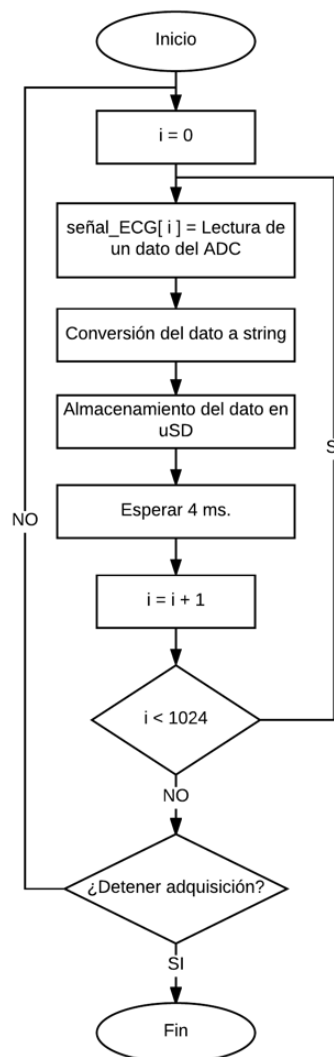


Figura 52 Flujograma para adquisición de la señal ECG.

NOTA: la espera de 4ms se debe a que la señal ECG es muestreada a una frecuencia de 256 Hz, es decir, se obtienen 256 muestras en 1 segundo, una muestra cada 4 ms.

El código utilizado para la adquisición de una señal ECG durante el tiempo que se considere necesario se muestra en la Figura 53. Cuando se termine el proceso de adquisición de la señal ECG se procede a leer un segmento de 1024 datos proveniente del archivo previamente almacenado en la tarjeta micro SD.

```

while (Ini_Adquisicion == 2){           // ADQUIERE, COMPRIME, ALMACENA EN uSD, ENVIA X BLUETOOTH
    GPIOD_ODR = 0x4000;                // enciende LED azul
    for (i=0; i<1024; i++){
        ADC_ECG[i] = ADC1_Get_Sample(0); // lee los datos del ADC, canal 0;
        delay_us(3906);
        IntToStrWithZeros(ADC_ECG[i],lectura_ECG); // convierte cada dato de ADC a char con ceros
        Mmc_Fat_Write(strcat(lectura_ECG,","), (strlen(lectura_ECG)+1));
        Uart2_Write_Text(".");          // para verificar que esta adquiriendo
        Detener_Adquisicion_Ini_Compresion(); // detiene adquisicion y almacenamiento en sd
    }
}

```

Figura 53 Código para adquisición de la señal ECG

El convertor analógico – digital del microcontrolador de 12 bits representa una lectura de un segmento ECG con un valor numérico entre 0 y 4095, luego de la conversión de cada lectura del ADC a tipo de dato CHAR se representa cada valor de cada segmento ECG con 6 caracteres ASCII entre 000000 y 004095.

3.4.3. Lectura de un segmento ECG

Un segmento ECG está conformado por 1024 lecturas del módulo ADC del microcontrolador, el archivo almacenado con anterioridad en la tarjeta micro SD está conformado por uno o más segmentos ECG.

Cada lectura del módulo ADC está representado por 6 caracteres ASCII y cada lectura está separada de la siguiente por una coma. Para poder leer 1024 lecturas que conforman un segmento ECG y por ende para leer todos los segmentos ECG contenidos en un archivo dentro de la tarjeta micro SD es necesario implementar un algoritmo como el que muestra el flujograma de la Figura 54.

Como resultado de esta algoritmo cada uno de los 1024 datos pertenecientes a un determinado segmento ECG se va a representar nuevamente por un valor entero comprendido entre 0 y 4095; posteriormente para la compresión de un segmento ECG es necesario que cada dato ECG sea transformado a su equivalente en voltaje, para ello se sabe que 3.3 V está representado por un valor de 4095 en el conversor ADC; con ayuda de los datos proporcionados por el fabricante del sensor ECG se puede llegar a transformar cada lectura del módulo ADC a su equivalente en mV, rangos típicos de una señal ECG.

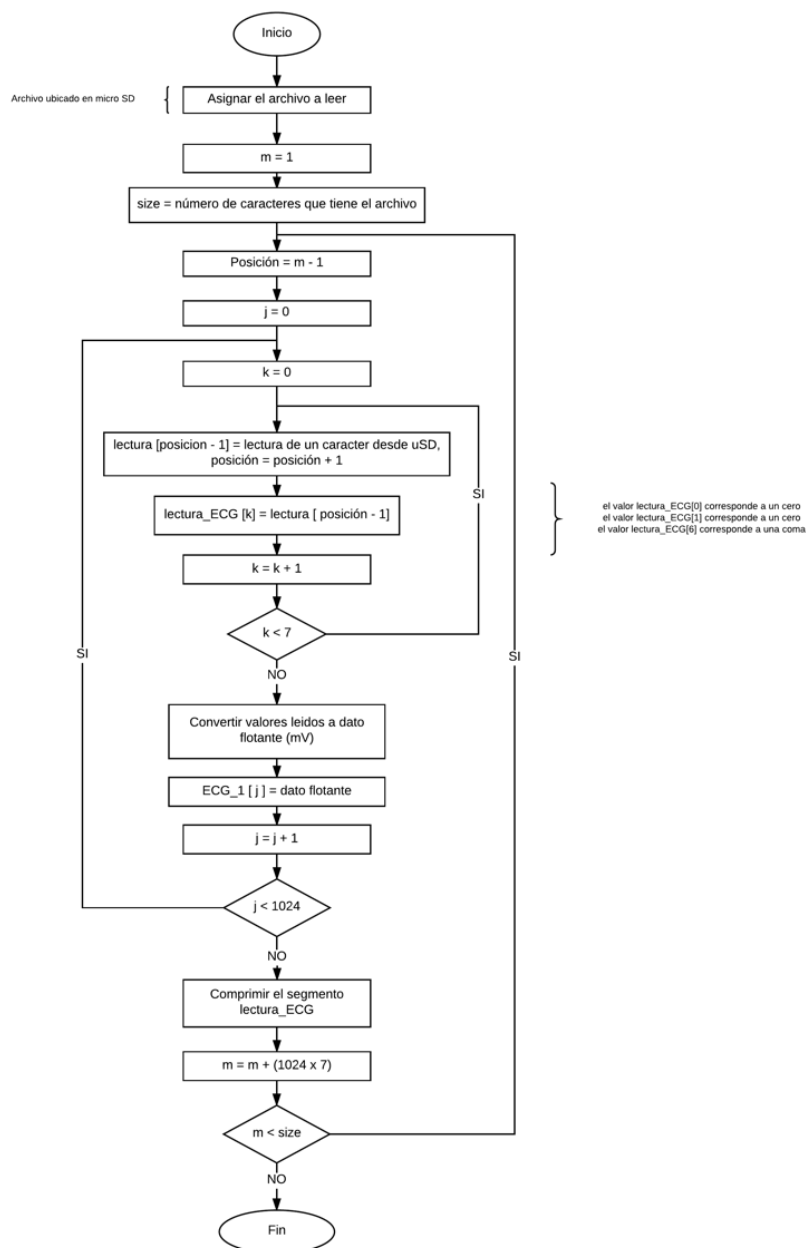


Figura 54 Flujograma para lectura de datos de la señal ECG.

El código que implementa el flujograma mostrado en la Figura 54 en el microcontrolador se muestra en la Figura 55. Una vez terminado de leer todo el archivo de texto se procede a comprimir cada uno de los segmentos que componen la señal ECG almacenada en el archivo.

```

Mmc_Fat_Assign(&NombreArchivo1, 0); // asigna ECG a nombre de archivo para leer
Mmc_Fat_Reset(&size); // lee el archivo y devuelve su tamaño
Mmc_Fat_Seek(0); // posiciona cursor en 0
for (m = 1; m <= size; m+=7168) { // hasta tamaño en saltos de 6*1024
    Mmc_Fat_Assign(&NombreArchivo1, 0);
    Mmc_Fat_Reset(&size);
    Mmc_Fat_Seek(m-1);
    for (j=0; j<1024; j++){ // hasta 1024 para vector ECG
        for (k=0; k<7; k++){ // hasta 6 xq son 6 bytes de cada dato en archivo ECG
            Mmc_Fat_Read(&character); // lee cada caracter, 1 byte
            lectura_ECG[k]=character; // almacena cada uno de los 6 caracteres
        }
        ADC1_ECG = (lectura_ECG[2]-48)*1000+(lectura_ECG[3]-48)*100+(lectura_ECG[4]-48)*10+(lectura_ECG[5]-48);
        ECG_1[j] = ((3.3*ADC1_ECG)/4095)-1.65)/1100; // convierte los datos leídos a la escala correcta,
    }
}

```

Figura 55 Código para la lectura de un segmento ECG.

3.4.4. Compresión de un segmento ECG.

Para el proceso de compresión es necesario tomar un segmento de señal ECG que está conformado por 1024 datos y realizar el procedimiento mostrado en el flujograma de la Figura 56. Si existe más de un segmento, una vez comprimido el primero se procede a tomar el siguiente.

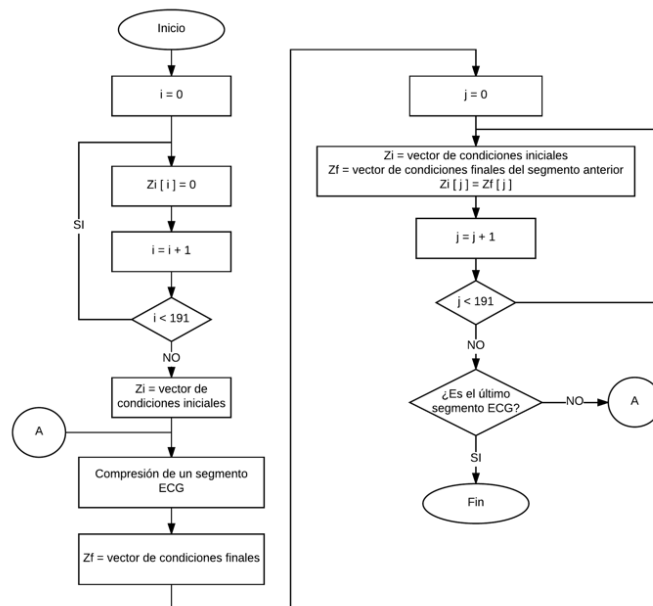


Figura 56 Flujograma del algoritmo de compresión de una señal ECG.

El algoritmo de compresión requiere de ciertos valores o condiciones iniciales para poder procesar un segmento ECG; las condiciones iniciales para el primer segmento correspondiente a una señal ECG son tomadas como cero, para el segmento siguiente las condiciones iniciales pasan a ser las condiciones finales del segmento anterior, y así sucesivamente hasta descomponer el último segmento de la señal ECG.

El flujograma de la Figura 57 muestra las diferentes etapas por las que atraviesa un segmento ECG para ser comprimido.

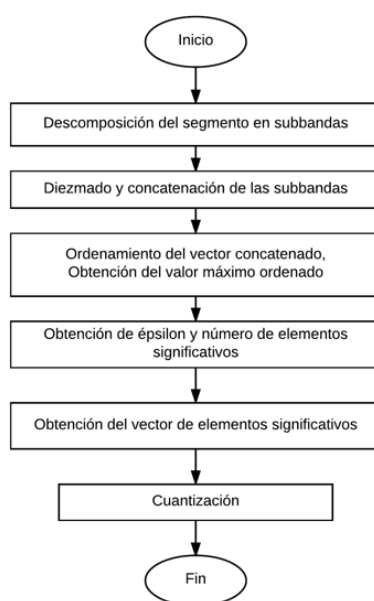


Figura 57 Flujograma para la compresión de un segmento ECG.

3.4.4.1. Descomposición del segmento ECG en subbandas

Este procedimiento descompone un segmento o vector compuesto de 1024 datos en 16 vectores que representan 16 subbandas de la señal ECG, para ello se emplea el Banco de Análisis transpuesto y precargado en el microcontrolador del que se habló anteriormente en la sección 3.4.1.

Con el fin de reducir tiempo de procesamiento para la descomposición de un segmento ECG se ha decidido implementar una matriz de convolución que tiene como objetivo encontrar las subbandas diezmaradas sin hallar las subbandas completas para luego diezmarlas.

La matriz de convolución requiere de un vector de condiciones iniciales para poder operar el segmento ECG; las condiciones iniciales para el primer segmento tienen un valor de cero, para el segmento siguiente las condiciones iniciales son las condiciones finales del segmento anterior, y así sucesivamente hasta el último segmento de la señal ECG. El flujograma de la Figura 58 muestra el algoritmo que se utiliza para hallar la matriz de convolución.

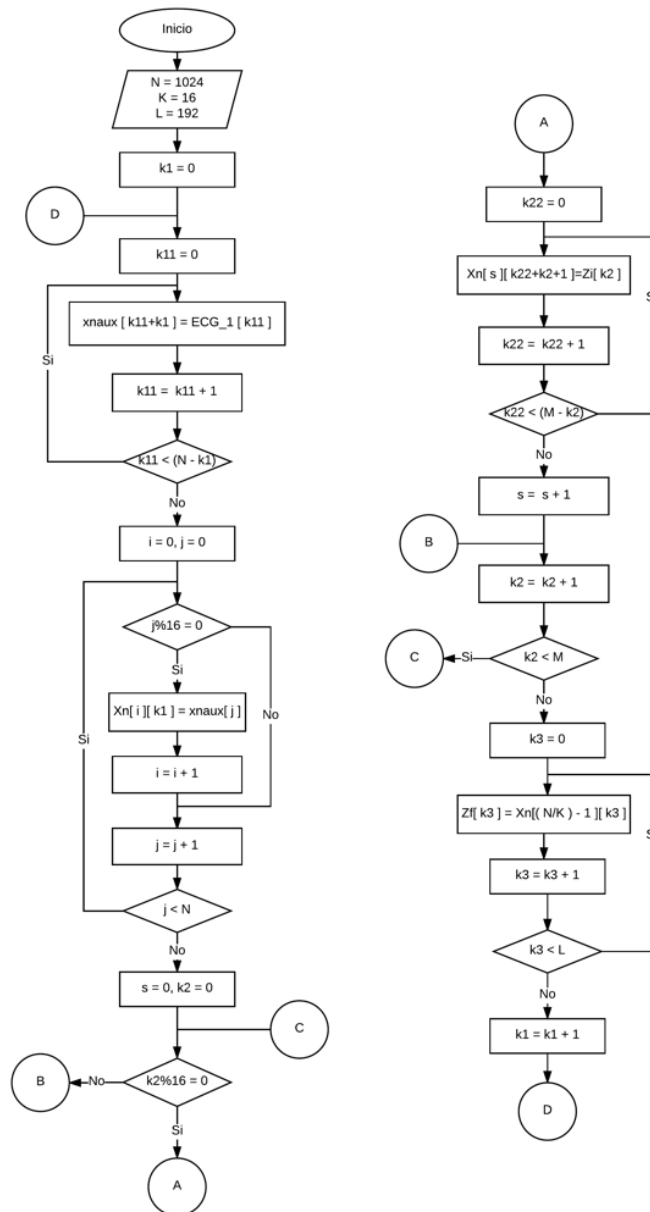


Figura 58 Flujograma para la obtención de la matriz de convolución.

El resultado de este proceso de convolución es una matriz X_n de 64 filas y 192 columnas, posteriormente ésta matriz será multiplicada por el Banco de Análisis de 192 filas y 16 columnas para tener una matriz resultante de 64 filas y 16 columnas. La matriz resultante está compuesta de 16 vectores con 64 datos cada una, ésta matriz representa las 16 subbandas diezmadadas.

El vector Z_f con 192 datos correspondiente a la última fila de la matriz X_n y representa el vector de condiciones finales que es utilizado por el siguiente segmento ECG en el caso de existir como el vector de condiciones iniciales para un nuevo proceso de convolución.

La Figura 59 muestra el código utilizado para programar el algoritmo de la matriz de convolución en el microcontrolador.

```

//MATRIZ DE CONVOLUCION
for (k1=0;k1<(L);k1++){ // desde k1=0 hasta k1<L
  for (k11=0;k11<(N-k1);k11++){ // desde k11=0 hasta k11<(N-k1)
    xnaux[k11+k1]=ECG_1[k11]; // asigna a vector auxiliar(1024) la senial ECG desplazando k1 posiciones
  }
  i=0;
  for (j=0;j<(N);j++){ // desde j=0 hasta j<N
    if ((j%16)==0){ // comprueba si la posicion j es multiplo de 16
      Xn[i][k1]=xnaux[j]; // asigna a Xn[i][k1] el vector auxiliar desplazado
      i=i+1; // aumenta la posicion de la fila de Xn en 1
    }
  }
  s=0;
  for (k2=0;k2<(M);k2++){ // desde k2=0 hasta k2<(M)
    if ((k2%16)==0){ // comprueba si la posicion k2 es multiplo de 16
      for (k22=0;k22<(M-k2);k22++){ // desde k22=0 hasta k22<(M-k2)
        Xn[s][k22+k2+1]=Zi[k22]; // asigna a partir de la columna de Xn desplazada k22+k2+1 el vector inicial
      }
      s=s+1; // aumenta la posicion de la fila de Xn
    }
  }
  for (k3=0;k3<(L);k3++){ // desde k3=0 hasta k3<(L-1)
    Zf[k3]=Xn[(N/K)-1][k3]; // extrae los valores del vector Zf de condiciones finales de la ultima fila de Xn
  }
}

for (i=0;i<(L);i++){ //ACTUALIZA CONDICIONES INICIALES
  Zi[i]=Zf[i];
}

```

Figura 59 Código utilizado para obtener la matriz de convolución

3.4.4.2. Diezmado y concatenación de las subbandas

El proceso de diezmado se describe como la extracción de los valores más significativos de cada subbanda y como la anulación de los valores restantes, se considera valores significativos aquellos valores ubicados en una posición múltiplo de 16, esto para cada subbanda; como resultado del proceso de diezmado se obtiene un vector de 64 datos por subbanda; al diezmar las 16 subbandas se obtiene una matriz de 16 x 64 datos.

Multiplicando los datos resultantes de la matriz de convolución (64 filas y 192 columnas) por la matriz correspondiente al Banco de Análisis transpuesto (192 filas y 16 columnas) se logra obtener una matriz de 64 filas y 16 columnas, esta matriz corresponde a las subbandas diezmadas. El flujograma de la Figura 60 muestra el algoritmo utilizado para obtener las subbandas diezmadas.

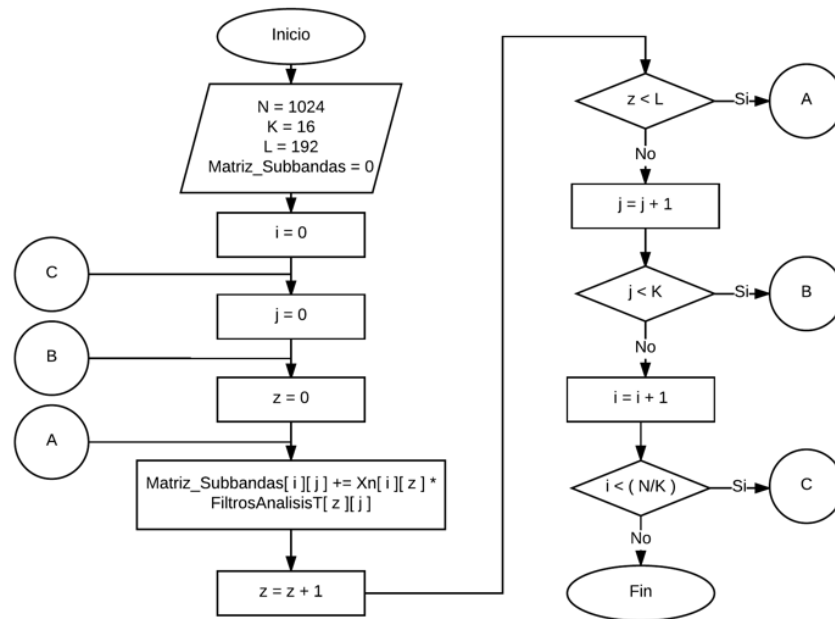


Figura 60 Flujograma del algoritmo para obtener las subbandas diezmadas

La Figura 61 muestra el código que implementa el algoritmo en el microcontrolador para obtener las subbandas diezmadas.

```

****EXTRACCION DE SUBBANDAS DIEZMADAS****
for(i=0; i<(N/K); ++i){
    for(j=0; j<K; ++j){
        for(z=0; z<L; ++z){
            Matriz_Subbandas[i][j] += Xn[i][z] * FiltrosAnalisisT[z][j]; //multiplica Xn y el Banco de Analisis transpuesto
        }
    }
}
  
```

Figura 61 Código, obtención de subbandas diezmadas.

El proceso de concatenar los datos, es decir, colocar los datos diezmados de una subbanda a continuación de los datos diezmados de la subbanda anterior permite obtener un vector de 1024 datos, este vector se lo denomina “ECG Concatenado”. El flujograma de la Figura 62 muestra el algoritmo para obtener el vector ECG Concatenado.

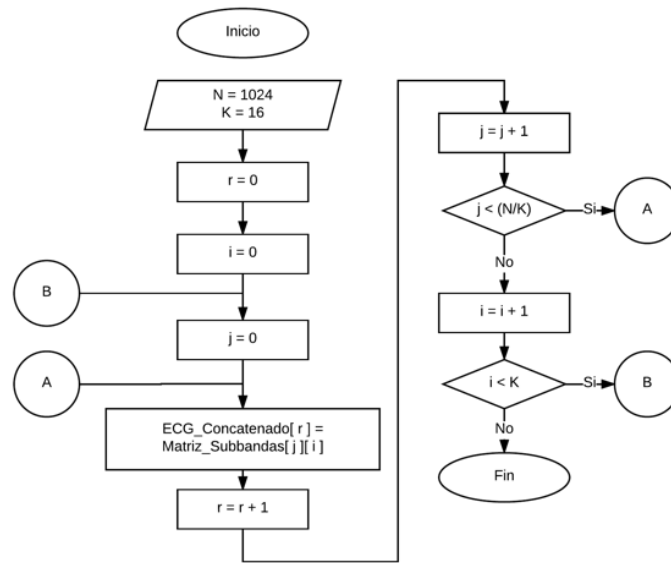


Figura 62 Flujoograma del algoritmo para concatenar las subbandas diezmadadas

La Figura 63 muestra el código que implementar en el microcontrolador el algoritmo para obtener el vector ECG Concatenado.

```

//*****CONCATENACION*****
r=0;
for (i=0;i<K;i++){ // desde i=0 hasta i<K, es decir hasta <16
    for (j=0;j<(N/K);j++){ // desde j=0 hasta j<(N/K), es decir hasta <64
        ECG_Concatenado[r]=Matriz_Subbandas[j][i]; // ECG_concatenado[r] es la posicion de la fila y columna de Matriz_Subbandas
        r=r+1; // incremento r, la posicion de ECG_concatenado
    }
}
  
```

Figura 63 Código, obtención del vector "concatenado".

Con el vector ECG Concatenado listo, el siguiente paso es obtener el valor absoluto de cada elemento del vector Concatenado para construir el vector "Concatenado Absoluto". Cada elemento del vector ECG_Guarda_Signo va a representar el signo del elemento correspondiente en el vector ECG concatenado; 0 indica un valor positivo y 1 representa un valor negativo.

El flujoograma de la Figura 64 muestra el algoritmo empleado para la conformación del vector Concatenado Absoluto y del vector ECG_Guarda_Signo.

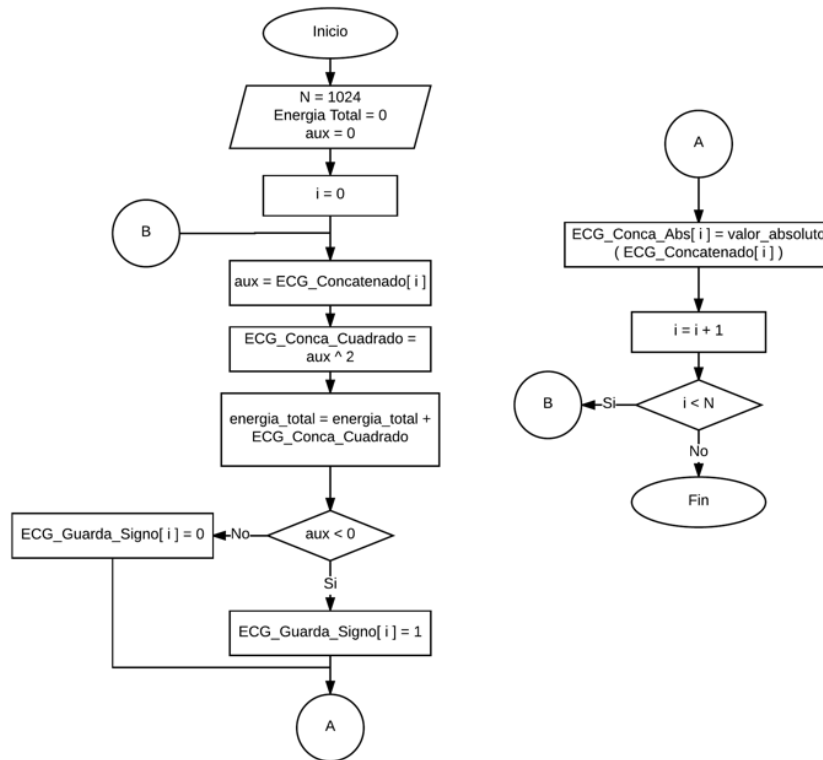


Figura 64 Flujograma del algoritmo para el vector concatenado absoluto.

El código utilizado para la implementación en el microcontrolador del algoritmo que conforma el vector Concatenado Absoluto y ECG_Guarda_Signo se muestra en la Figura 65.

```

//*****E.RETENIDA Y ECG_CONCATENADO_ABSOLUTO*****
energia_total=0;
aux=0;
for (i=0;i<N;i++){
    aux=ECG_Concatenado[i];           // desde i=0 hasta i<N
    ECG_Conca_Cuadrado = (aux*aux);    // en aux guardo cada posicion de ECG_concatenado
    energia_total = energia_total + ECG_Conca_Cuadrado; // ECG_conca_cuadrado es el cuadrado de aux, de cada posicion ECG_concatenado
    // energia_total es la energia total anterior + ECG_conca_cuadrado
    if (aux < 0){                       // si aux es <0, es negativo
        ECG_Guarda_Signo[i] = 1;       // en ECG_guarda_signo posicion i guardo 1
    }
    else{                                // si aux es >0, es positivo
        ECG_Guarda_Signo[i] = 0;       // en ECG_guarda_signo posicion i guardo 0
    }
    ECG_Conca_Abs[i] = fabs(ECG_Concatenado[i]); // obtengo el valor absoluto de ECG_concatenado
}

```

Figura 65 Código, obtención del vector "concatenado absoluto".

3.4.4.3. Cálculo y obtención del vector concatenado absoluto ordenado

Es necesario almacenar la posición en la cual se encuentra cada elemento del vector Concatenado Absoluto; los elementos del vector Orden_Elem representan el orden original de los elementos del vector Concatenado Absoluto.

Se realiza un ordenamiento descendente del vector Concatenado Absoluto para obtener el vector “Concatenado Absoluto Ordenado”, de esta manera, el elemento cuyo valor es el mayor entre todo el vector se ubica en la primera posición y se denomina “Valor Máximo Ordenado”. Debido a que cada elemento del vector Concatenado Absoluto Ordenado debe estar asociado a su posición original en el vector Concatenado Absoluto, por ello es necesario ordenar el vector Orden_Elem. El Valor Máximo Ordenado se requiere para descomprimir y visualizar el segmento ECG original comprimido, por lo tanto, se lo almacena en la tarjeta micro SD.

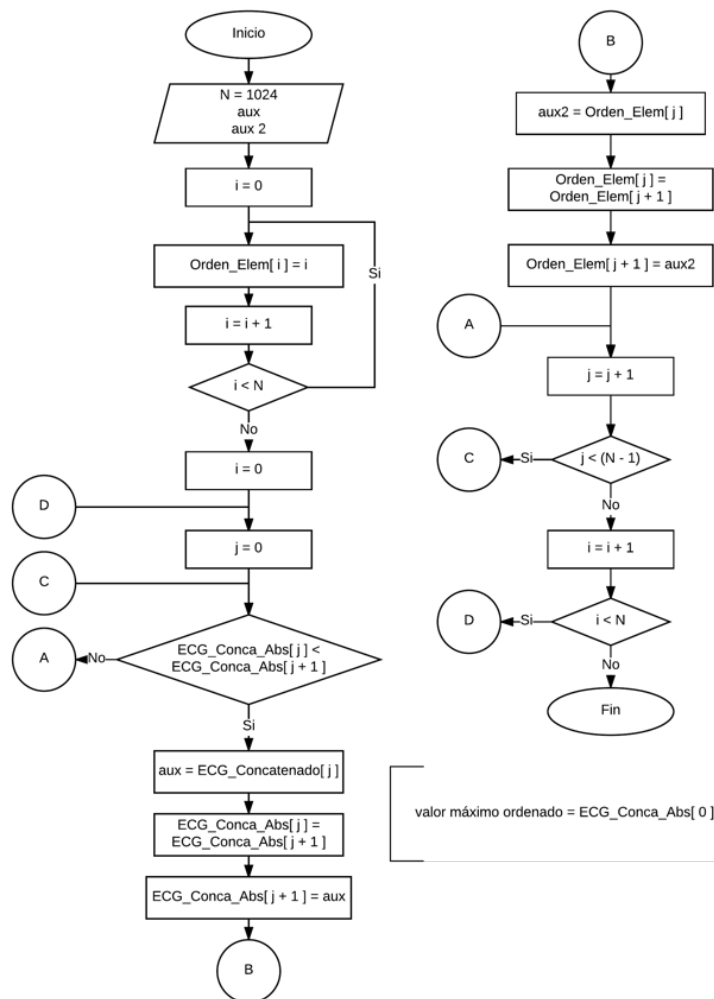


Figura 66 Algoritmo para ordenar el vector concatenado absoluto.

El flujograma mostrado en la Figura 66 representa el algoritmo empleado para la conformación del vector Concatenado Absoluto Ordenado y del vector Orden_Elem asociado.

El código utilizado para implementar en el microcontrolador el algoritmo que encuentra el vector Concatenado Absoluto Ordenado y ECG_Guarda_Signo se muestra en la Figura 67. El valor máximo ordenado se encuentra ubicado en la primera posición del vector Concatenado Absoluto Ordenado.

```

//*****ORDENO EL VECTOR CONCATENADO*****
for (i=0;i<1024;i++){
    Orden_Elem[i]=i;
}
for (i=0;i<N;i++){
    for (j=0;j<(N-1);j++){
        if (ECG_Conca_Abs[j]<ECG_Conca_Abs[j+1]){
            aux = ECG_Conca_Abs[j];
            ECG_Conca_Abs[j]=ECG_Conca_Abs[j+1];
            ECG_Conca_Abs[j+1]=aux;           //el vector ordenado se almacena en ECG_Conca_Abs
            aux2 = Orden_Elem[j];
            Orden_Elem[j] = Orden_Elem[j+1];
            Orden_Elem[j+1]= aux2;
        }
    }
}

```

Figura 67 Código, obtención del vector "concatenado absoluto ordenado".

3.4.4.4. Épsilon y número de elementos significativos

El valor épsilon determina el valor mínimo de energía que debe tener la señal comprimida resultante para que a partir de ésta sea posible reconstruir la señal original.

En el procedimiento para obtener el valor épsilon se incrementa en uno el valor de una variable auxiliar mientras la energía calculada en el elemento del vector Concatenado Absoluto Ordenado sea menor que un valor fijo de energía retenida; el valor épsilon se representa como el valor de la posición determinada por el valor máximo que llega a tener la variable auxiliar en el vector Concatenado Absoluto Ordenado. El número total de elementos del vector Concatenado Absoluto Ordenado que cumplan con esta condición se conocen como “Número de Elementos Significativos”.

El flujograma mostrado en la Figura 68 hace referencia al algoritmo necesario para obtener los valores ϵ y número de elementos significativos.

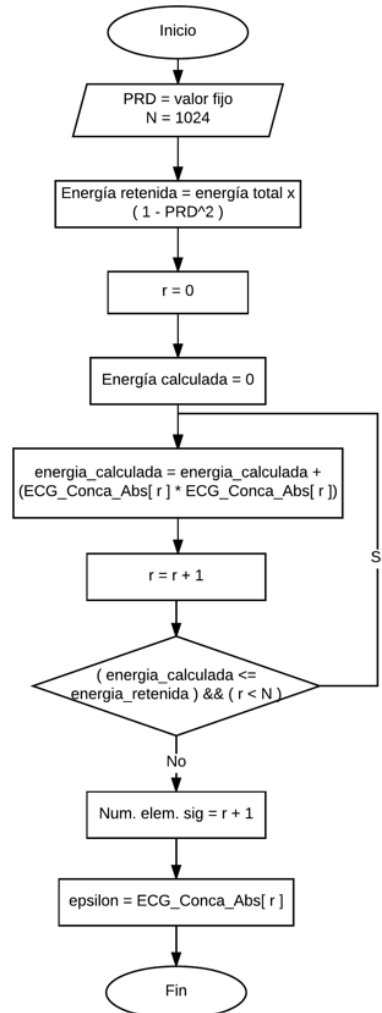


Figura 68 Flujograma, obtención de ϵ y número de elementos significativos.

```

//*****
energia_retenida = energia_total*(1-(PRD*PRD));           // formula para energia_retenida
r=0;
energia_calculada=0;
while ((energia_calculada <= (energia_retenida))&&(r<N)) {
    energia_calculada = energia_calculada + (ECG_Conca_Abs[r]*ECG_Conca_Abs[r]);
    r=r+1;
}
Num_Elem_Sig = r+1;
epsilon = ECG_Conca_Abs[r];
  
```

Figura 69 Código, obtención de ϵ y número de elementos significativos.

El código utilizado para implementar el algoritmo que encuentra el valor ϵ y número de elementos significativos se muestra en la Figura 69.

3.4.4.5. Vector elementos significativos

El vector “Elementos Significativos” tiene una dimensión igual a “Número de Elementos Significativos” y contiene todos aquellos valores del vector “ECG Concatenado Absoluto Ordenado” que satisfacen la condición que su valor es mayor o igual a ϵ .

El vector “Orden Elementos Significativos” refleja el orden que tiene cada elemento del vector Elementos Significativos dentro del vector “ECG Concatenado Absoluto Ordenado”, para ello se utiliza el vector Orden_Elem obtenido en procesos anteriores.

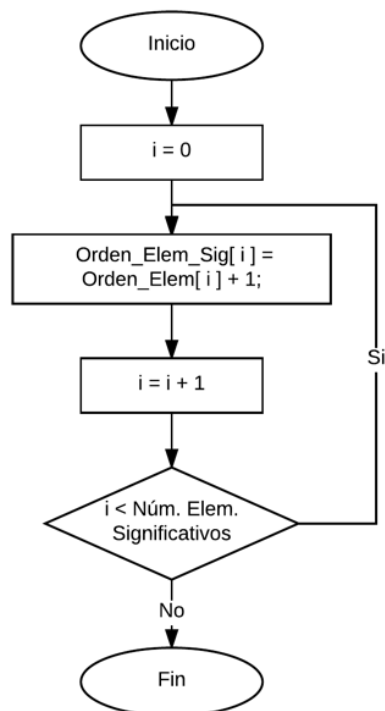


Figura 70 Flujograma, obtención del vector orden de elementos significativos.

El flujograma mostrado en la Figura 70 hace referencia al algoritmo necesario para obtener el vector Orden de Elementos Significativos.

El código que se utiliza para implementar el algoritmo que obtiene el vector Orden de Elementos Significativos se muestra en la Figura 71.

```

//*****CUANTIZACION*****
for (i=0;i<Num_Elem_Sig;i++){
  Orden_Elem_Sig[i] = Orden_Elem[i]+1;           //CAMBIO+1*****ENVIO X BLUETOOTH
  //*****IMPRESION Y ENVIO ORDEN ELEM.SIG*****
  IntToStr(Orden_Elem_Sig[i],txt);             //:::ORDEN ELEM. SIG.
  Mmc_Fat_Write(strcat(txt,""),strlen(txt)+1); //++++EN uSD-CARD++++
  Uart2_Write_Text(txt);
  Uart2_Write(0x0d);
  Uart2_Write(0x0a);
}

```

Figura 71 Código, obtención del vector orden de elementos significativos.

3.4.4.6. Cuantización

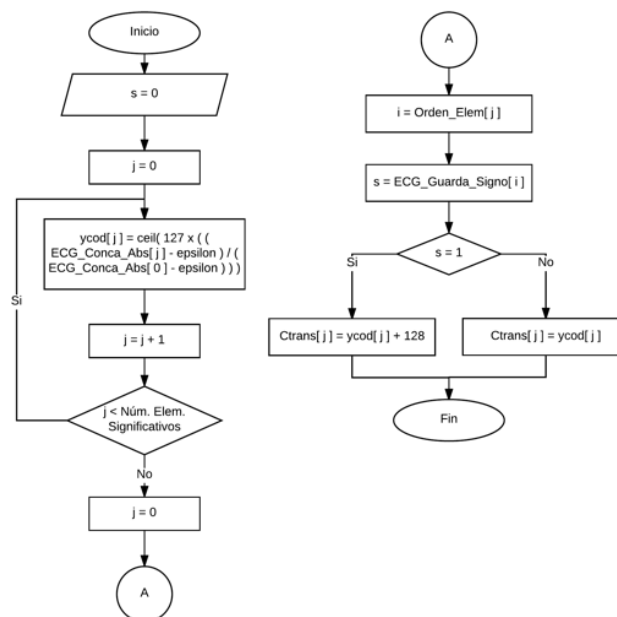


Figura 72 Flujograma, obtención de Ctrans.

En el proceso de cuantización se obtiene el vector Ctrans de dimensión Número de Elementos Significativos, éste vector es el resultado de un proceso de codificación y de cuantización en 7 niveles, en este proceso se considera el signo de cada elemento

del vector “Orden Elementos Significativos” para representar valores negativos y positivos en 8 bits incluyendo el signo, es decir valores de hasta 255.

El flujograma que aparece en la Figura 72 muestra el algoritmo necesario para obtener el vector Ctrans. El código que se utiliza para implementar el algoritmo que obtiene el vector Ctrans se puede observar en la Figura 73.

```

for (j=0;j<Num_Elem_Sig;j++){
    ycod[j]=ceil(127*(ECG_Conca_Abs[j]-epsilon)/(ECG_Conca_Abs[0]-epsilon));
}
for (j=0;j<Num_Elem_Sig;j++){
    i = Orden_Elem[j];
    s = ECG_Guarda_Signo[i];
    if (s == 1){
        Ctrans[j]= ycod[j]+128; //*****ENVIO X BLUETOOTH
    }
    else{
        Ctrans[j] = ycod[j];          //*****ENVIO X BLUETOOTH
    }
    //*****IMPRESION Y ENVIO C.TRANS*****
    IntToStr(Ctrans[j],txt);          //:::C_TRANS
    Mmc_Fat_Write(strcat(txt,""),strlen(txt)+1); //++++EN USD-CARD++++
    Uart2_Write_Text(txt);
    Uart2_Write(0x0d);
    Uart2_Write(0x0a);
}

```

Figura 73 Código, obtención de Ctrans.

3.5. Representación de la señal ECG comprimida

Una señal ECG está representada por varios segmentos ECG, cada segmento ECG compuesto por 1024 datos pasa por el proceso de compresión para finalmente conformar toda la señal ECG comprimida.

Cada proceso de compresión, es decir cada segmento ECG comprimido se representa por los siguientes valores y vectores:

- Valor Máximo Ordenado.
- Número de Elementos Significativos.
- Épsilon.

- Vector Orden Elementos Significativos.
- Vector Ctrans.

Con la finalidad de representar y separar los componentes de cada segmento ECG comprimido que conforman una señal ECG se ha propuesto que cada trama de un segmento comprimido esté separada de la siguiente trama por un valor fijo que llamaremos “bandera”, el valor de bandera se ha establecido en 9999 ya que este valor es único y no representa riesgo al poder ser confundido con un valor o un elemento de los vectores resultantes del proceso de compresión.

La hace referencia a un archivo correspondiente a una señal ECG comprimida, el archivo contiene varios segmentos ECG resultantes del proceso de compresión. Dentro del archivo claramente se puede distinguir el valor “bandera” que separa un segmento ECG del siguiente.

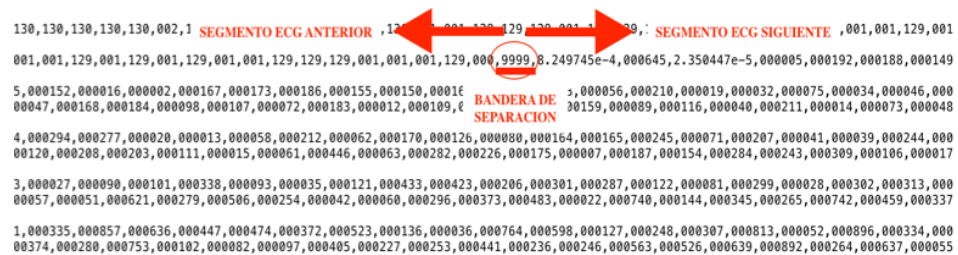


Figura 74 Segmentos de una señal ECG comprimida.

CAPÍTULO IV

INTERFAZ GRÁFICA

4.1. Descripción general de la interfaz gráfica

La interfaz gráfica que se va a diseñar es básicamente una aplicación para una computadora personal (PC) que permite comunicación inalámbrica con el prototipo, la interfaz gráfica envía y recibe datos desde y hacia el prototipo con tecnología bluetooth.

Con la finalidad de llevar un registro completo de los pacientes que hagan uso del prototipo, la interfaz gráfica cuenta con una base de datos que vincula la información básica de cada paciente a un identificador único, el identificador único asignado a cada paciente forma parte del nombre del archivo de texto que el prototipo genera al realizar un proceso de adquisición y compresión de la señal ECG perteneciente al paciente.

Se pretende desarrollar una interfaz gráfica que maneje diferentes escenarios para brindar mayor utilidad a la aplicación:

- *Escenario de Graficación:* consiste en la posibilidad de seleccionar, leer, descomprimir y visualizar la señal ECG contenida en un archivo de texto (.txt) correspondiente a una señal previamente adquirida, comprimida y almacenada en la tarjeta micro SD localizada en la etapa de almacenamiento del prototipo.
- *Escenario de Adquisición:* pretende mostrar la señal ECG en tiempo real generada por el prototipo sin realizar el proceso de compresión de la señal. En este escenario los datos que la interfaz reciba correspondientes a la señal adquirida por el prototipo no van a necesitar del algoritmo de descompresión.

4.2. Requerimientos de la interfaz gráfica

Para diseñar por completo la interfaz gráfica se han reunido los siguientes requerimientos:

- Debe ser sencilla, clara, simple e intuitiva de tal manera que el usuario final sea capaz de utilizarla sin ningún tipo de dificultad.
- Estar diseñada con la finalidad de ser utilizada en una PC cualquiera previo a un proceso de instalación.
- El software en el cual se diseñe y construya la interfaz debe ser lo suficientemente robusto como para adquirir datos mediante tecnología bluetooth, procesarlos y mostrarlos en pantalla.
- Crear y asignar un identificador único a cada paciente con la ayuda de una base de datos la cual contendrá información básica de las personas que haga uso del prototipo. Este identificador debe formar parte del nombre del archivo que prototipo genere una vez adquiera y comprima datos de una señal ECG.
- Disponer de 2 escenarios para mostrar la señal ECG adquirida por el prototipo: Escenario de Graficación y Escenario de Adquisición.
- Dentro de la interfaz gráfica se debe incluir el proceso de descompresión de la señal ECG generada por el prototipo.

4.3. Selección del software para la construcción de la interfaz gráfica.

Considerando las dimensiones y ubicación del módulo de alimentación y del conector para inserción del cable para electrodos se ha diseñado las ranuras por las cuales el operario del prototipo puede acceder y conectar los elementos correspondientes.

Para la selección del software a utilizar en el diseño e implementación de la interfaz gráfica se han considerado los diferentes requerimientos y se ha revisado dos opciones descritas en la Tabla 8.

Se puede observar en la Tabla 8 que el software “MATLAB” cumple con todos los requerimientos y características técnicas necesarias para el desarrollo de la interfaz gráfica para PC.

Tabla 8
Selección del software para la implementación de la interfaz gráfica.

CARACTERISTICA	LABVIEW	Cumple	MATLAB	Cumple
Lenguaje para creación de Interfaz Gráfica: Lenguaje gráfico y de alto nivel	Lenguaje propio: Gráfico	SI	Lenguaje propio: gráfico y de alto nivel	SI
Creación de aplicaciones: archivos ejecutables	Creación de ejecutable	SI	Creación de ejecutable	SI
Adquisición de datos: uso de tecnología bluetooth	Bluetooth mediante puerto serial	NO	Bluetooth mediante librería propia	SI
Software: Destinado para aplicaciones de PC.	Destinado para aplicaciones para PC	SI	Destinado para aplicaciones para PC	SI
Diseño de la aplicación: creación de 2 escenarios.	Creación por Subpantalla	SI	Creación por Subpantalla	SI
Descompresión de señales: librerías dedicadas con funciones especiales.	Librería estándar para procesamiento de señales	NO	Librería, funciones y comandos dedicados para procesamiento de señales	SI
Diseño de pantallas: Totalmente personalizable	Medianamente personalizable	NO	Totalmente personalizable	SI

4.4. Consideraciones de diseño de la interfaz gráfica.

Para el diseño de las diferentes pantallas y escenarios de la interfaz gráfica para PC se ha considerado lo siguiente:

4.4.1. Arquitectura y navegación entre pantallas

Para iniciar con el proceso de desarrollo se va a establecer un mapa donde se define de manera general las diferentes pantallas con las que va a contar el usuario final para interactuar con el prototipo; este mapa establece las relaciones lógicas entre las diferentes pantallas.

4.4.2. Distribución de pantallas

Se refiere al desarrollo de la plantilla que va a regir el desarrollo de la interfaz. Como primera actividad se va a definir formalmente la tipología de las pantallas, esto es, cuantas clases de pantallas se van a desarrollar (mientras menor el número es

mejor), para posteriormente generar una plantilla general para cada una de ellas. En estas plantillas se van a establecer los siguientes conceptos:

- Ubicación del título de la pantalla y logotipo de la empresa (en este caso ESPE).
- En el caso de ser necesario, la ubicación del menú del sistema.
- Ubicación del mímico del área o subárea, en este caso del área donde se va a graficar las señales.
- En caso de existir elementos adicionales como tendencias, tablas, definir su ubicación.

4.4.3. Uso de color

El color es uno de los elementos más importantes dentro del contexto de las interfaces, su uso adecuado (conservador, convencional y consistente) es determinante para la generación de una excelente interfaz. Se van a definir los siguientes estándares referidos al color:

- Color del texto en general (Títulos, botones, checkboxes, checklist, etiquetas, etc.)
- Colores del fondo de la pantalla (general, de detalle, etc.)
- Color de valores de proceso (Indicadores de estado, indicadores numéricos, de variables, etc)
- Color de gráficos y señales a representar.

Respecto a la selección de los colores del fondo de la pantalla se recomienda: utilizar colores neutros para el fondo de la pantalla (gris, beige, arena, azul); los colores de fondo deben ser contrastantes con los demás elementos; el uso de diferentes colores de fondo puede ser utilizado para diferenciar o agrupar procesos o áreas del proceso.

4.4.4. Uso de fuentes e información textual

Las características del texto y demás fuentes de información que se van a definir para este fin son: el uso de fuentes, el tamaño del texto, la alineación, el espaciamiento, los acrónimos y las abreviaturas. Específicamente, las directrices que se deben considerar para la definición de las fuentes son las siguientes:

- No se deben utilizar más de tres tipos de fuente en la interfaz gráfica.
- No utilizar más de tres tamaños de la misma fuente.
- El tamaño de la fuente debe ser tal que se pueda leer a distancia por el usuario final. Una fuente menor a 8 es difícil de leer.
- No utilizar letras mayúsculas en todas las letras del texto, procurar combinarlas con minúsculas (tipo oración).
- No utilizar énfasis en el texto (subrayado, itálico, sombreado) salvo en casos especiales.
- El color del texto debe contrastar con el fondo de la pantalla y debe respetar el código de colores previamente definido.
- Cuando se utiliza color en el texto se debe utilizarlo en toda la palabra y no solo en ciertos caracteres.

4.4.5. Comandos y entradas de datos

En esta fase de la metodología de la interfaz, se establece la intervención del usuario al suministrar datos al sistema de manera que este se comporte de acuerdo a sus objetivos. Normalmente, las operaciones que efectúa el usuario son: ejecutar comandos, seleccionar opciones e ingresar datos de consigna y parámetros del sistema.

Las características principales que deben tener los comandos son su visibilidad y su facilidad de operación. Para la interfaz gráfica del Prototipo para Adquisición y Compresión de Señales ECG se plantea la utilización de:

- Para el ingreso de valores se va a utilizar labels.
- Para las diferentes operaciones de selección se va a utilizar check box.
- Para la navegabilidad entre las pantallas se va a utilizar botones.

- Para la selección de los modos de operación en los diferentes escenarios se va a utilizar botones.

4.4.6. Indicadores y alarmas

Los avisos indicadores y alarmas constituyen los principales elementos con los que se informa al usuario sobre el estado del prototipo. Los indicadores y alarmas se deben clasificar por prioridades en cuanto a su criticidad:

- **Alarma Crítica:** La cual amenaza la seguridad del prototipo y/o que puede implicar detener el flujo normal de adquisición representación de datos desde el prototipo.
- **Mensaje:** Es un evento que conviene transmitir al usuario para su posterior atención y corrección.

Para el diseño de la interfaz gráfica del Prototipo para Adquisición y Compresión de Señales ECG se plantea la utilización de:

- **Mensaje de advertencia** ante la imposibilidad de la interfaz de conectarse al prototipo, empleando mensajes de advertencia se va a informar al usuario cuando el prototipo y la interfaz gráfica no se han logrado comunicar ya sea por falta de configuración del módulo bluetooth en el PC o situaciones similares cuando no se ha logrado conectar el prototipo.
- **Comienzo y finalización** de la adquisición/compresión de señales ECG para que el operario sea informado permanentemente del estado del prototipo, es decir, el operario podrá saber si el prototipo se encuentra adquiriendo o comprimiendo la señal ECG.

NOTA: Para indicar bajo nivel de batería se va a ubicar en el prototipo una luz indicadora que informe tal suceso con la finalidad de que el usuario proceda con la corrección del fallo conectando el prototipo a una fuente de alimentación. Cuando exista ausencia de tarjeta micro SD en el prototipo se va a ubicar en el prototipo una

señal luminosa que indique que es imposible adquirir y comprimir la señal ECG de un paciente.

4.5. Diseño de la interfaz gráfica

4.5.1. Uso del color y fuentes para información textual

Para el diseño e implementación de las diferentes pantallas, en el fondo de pantalla se va a utilizar los colores mostrados en la Tabla 9; para mostrar los diferentes textos en cada pantalla se van a utilizar los colores descritos en la Tabla 10.

Tabla 9
Uso del color en fondos de pantalla de la interfaz gráfica.







Elemento	Color		Matiz/Sat/Lum	Rojo/Verde/Azul (RGB)
Fondo de Pantallas	Negro		160/0/0	0/0/0
Subsecciones	Blanco		160/0/240	255/255/255
Sinópticos y Menús	Gris Plata		160/0/224	238/238/238

Tabla 10
Uso del color en textos de la interfaz gráfica.

Elemento	Color		Matiz/Sat/Lum	Rojo/Verde/Azul (RGB)
Títulos de Pantallas	Negro		160/0/0	0/0/0
Subtítulos, subsecciones	Negro		160/0/0	0/0/0
Texto Normal	Negro		160/0/0	0/0/0

La fuente y tamaño de los diferentes textos que se van a ubicar dentro de las pantallas que conforman la interfaz gráfica para mostrar información al operario se describen en la Tabla 11.

Tabla 11
Uso del color en textos de la interfaz gráfica.

Texto	Fuente		Tamaño de fuente
Títulos de Pantallas	Helvética	Negrita	24
Subtítulos	Helvética	Negrita	18
Texto Normal	helvética	Normal	14

4.5.2. Arquitectura y navegación entre pantallas

La interfaz gráfica para el Prototipo de Adquisición y Compresión de Señales ECG va a disponer de 7 pantallas distribuidas e interrelacionadas entre ellas como se observa en la Figura 75.

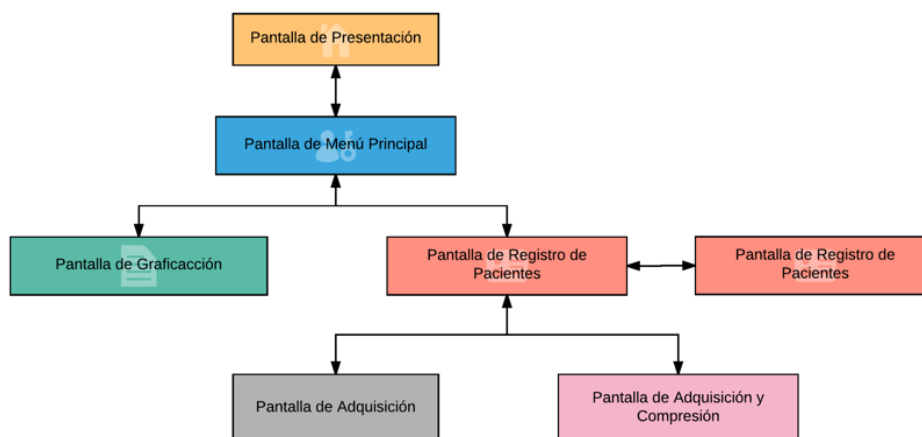


Figura 75 Distribución y navegación entre pantallas de la interfaz gráfica.

Con la finalidad de desarrollar una arquitectura consistente se ha planteado que las pantallas tengan la plantilla que se muestra en la Figura 76.

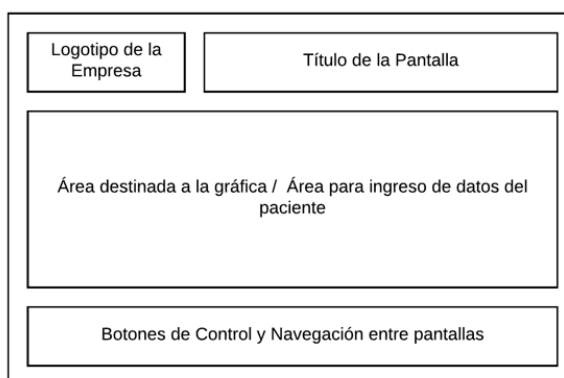


Figura 76 Plantilla para las pantallas de la interfaz gráfica.

4.5.2.1. Pantalla de Presentación

Al iniciar la aplicación de la interfaz gráfica, por el lapso de dos segundos el operador de la interfaz puede observar la pantalla de presentación que se muestra en la Figura 77, en esta pantalla se muestra: Título del proyecto, Datos del Autor, Datos de la Empresa e información de contacto. Transcurridos dos segundos la aplicación solicita usuario (admin) y contraseña (1234) al operador para poder acceder al sistema y posteriormente dirigirlo automáticamente hacia la pantalla de Menú Principal.



Figura 77 Pantalla de presentación.

El flujograma mostrado en la representa el funcionamiento de la Pantalla de Presentación.

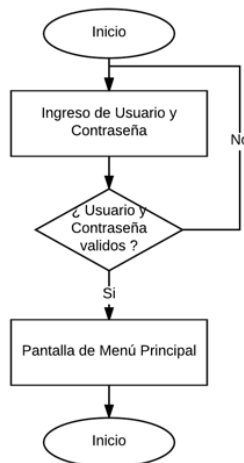


Figura 78 Flujograma de la pantalla de presentación.

4.5.2.2. Pantalla de menú principal

Una vez el operario haya introducido Usuario y Contraseña válidos aparece la pantalla de Menú Principal; la Figura 79 muestra que en esta pantalla el usuario tiene la posibilidad de seleccionar la manera en la que se van a adquirir y representar los datos.



Figura 79 Pantalla de menú principal.

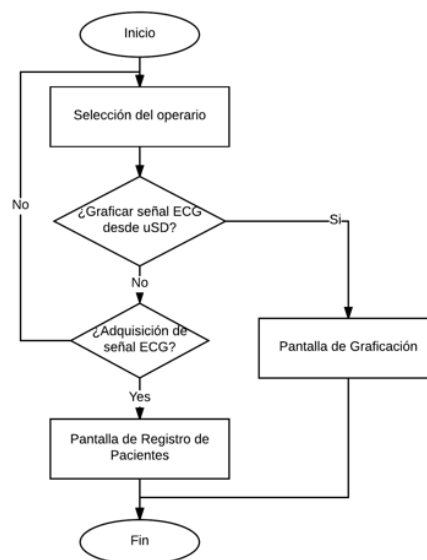


Figura 80 Flujograma del funcionamiento de la pantalla de menú principal.

Para representar los datos de un proceso de compresión realizado con anterioridad se propone la ejecución de un botón el cual accede a la Pantalla de Graficación. Para ejecutar un nuevo proceso de adquisición de datos se propone la ejecución de un botón que accede a la Pantalla de Registro de Pacientes; con ayuda del registro de pacientes se pretende obtener información personal que identifique a la persona que representan las señales ECG que van a adquirir y procesar.

El flujograma de la Figura 80 representa la operación y funcionamiento de la Pantalla de Menú Principal.

4.5.2.3. Pantalla de graficación

Cuando el operario ha presionado el botón “Continuar” en el Submenú “Seleccione un archivo” de la pantalla Menú Principal, la interfaz dirige automáticamente al operario a la Pantalla de Graficación donde es posible seleccionar el archivo (.TXT) en cuyo interior se encuentran datos correspondientes a un proceso de adquisición y compresión previos. Como se observa en la Figura 81, los datos provenientes del archivo seleccionado son leídos, descombrados y graficados en el área de la pantalla destinada a ello.



Figura 81 Pantalla de graficación.

El flujograma de la Figura 82 representa la operación y funcionamiento de la Pantalla de Graficación; la operación consiste en la manera que la interfaz detecta los valores necesarios (Bandera, Valor Máximo Ordenado, Número de Elementos Significativos, Épsilon, vector Orden Elementos Significativos y vector Ctrans) necesarios para el proceso de descompresión de cada segmento ECG contenido en el archivo TXT; la interfaz es capaz de concatenar cada segmento ECG descomprimido para al final representar y visualizar toda la señal ECG reconstruida.

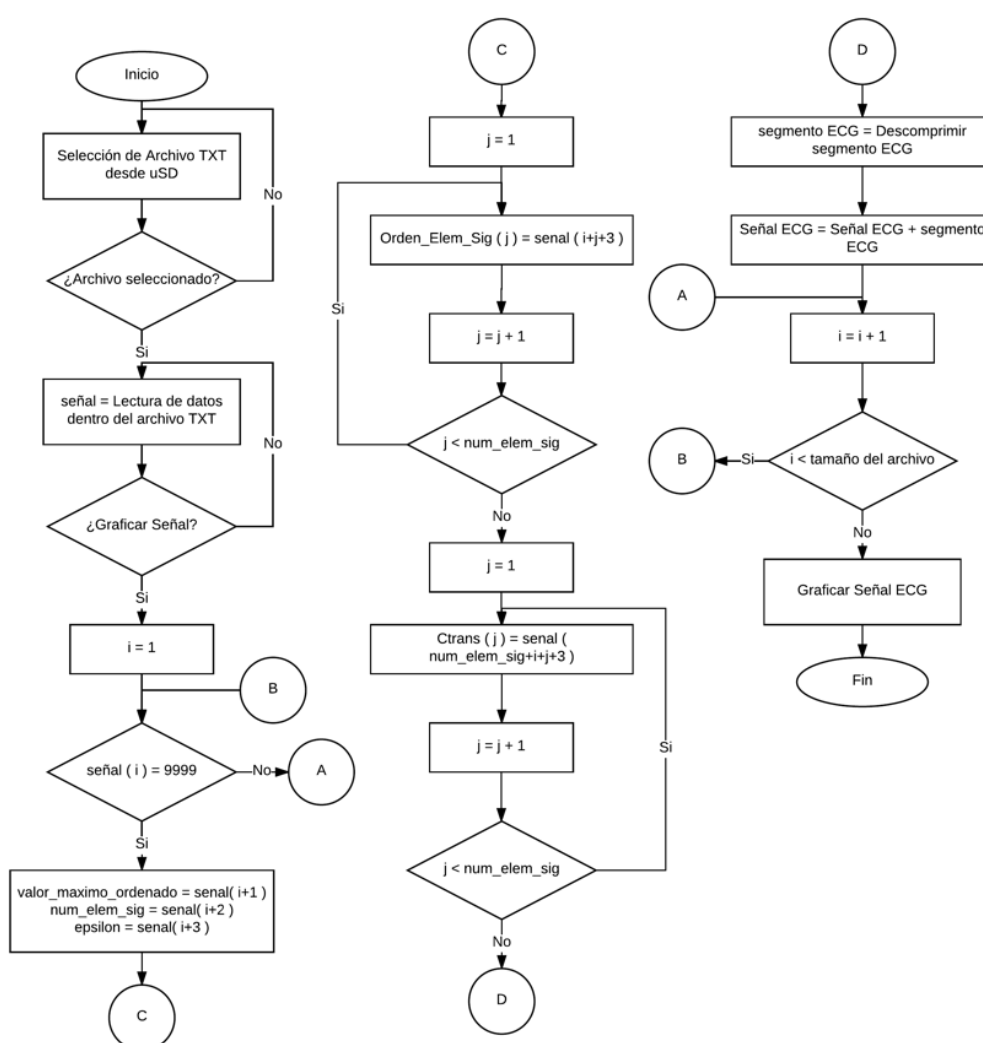


Figura 82 Flujograma de operación de la pantalla de graficación.

4.5.2.4. Pantalla de Registro de Pacientes

Cuando el operario ha presionado el botón “Continuar” en el Submenú “Adquisición con / sin compresión” de la pantalla Menú Principal, la interfaz dirige automáticamente al operario a la pantalla Registro de Pacientes mostrada en la Figura 83 donde se solicita el ingreso de datos personales del paciente al que corresponden la señal ECG que va a ser adquirida.

Para el registro de pacientes se ha optado por la utilización de una base de datos SQLite la cual es simple y de fácil programación dentro del software MATLAB, además no requiere la instalación de ninguna clase de software adicional que administre, acceda o instale la base de datos. La administración, operación y conexión se lo realiza directamente desde la misma interface de MATLAB.

Figura 83 Pantalla de registro de pacientes.

Tabla 12
Datos para el registro de pacientes.

INFORMACIÓN	TIPO DE DATO	COMUNICACIÓN CON EL OPERARIO
Apellidos	Texto (máximo 30 caracteres)	Ingresado desde un Label
Nombres	Texto (máximo 30 caracteres)	Ingresado desde un Label
CI (Cédula de identidad)	Texto (máximo 10 caracteres)	Ingresado desde un Label
Edad	Número (máximo 2 dígitos)	Ingresado desde un Label
Teléfono	Texto (máximo 10 caracteres)	Ingresado desde un Label
Sexo	Texto	Seleccionado desde Radio Button
ID de paciente	Numero	Generado automáticamente por la base de datos.

La base de datos que incluye la interfaz gráfica descrita en este capítulo hace uso de una tabla donde se encuentra la información personal de cada paciente, la Tabla 12 muestra la información, el tipo de datos requeridos y la manera en que el operario de la interfaz puede ingresar la información.

NOTA: El número ID de paciente es un número único para cada paciente, este número está asociado además al nombre del archivo de texto localizado en la SD-CARD y que es generado por el prototipo luego de un proceso de adquisición y compresión de señales ECG.

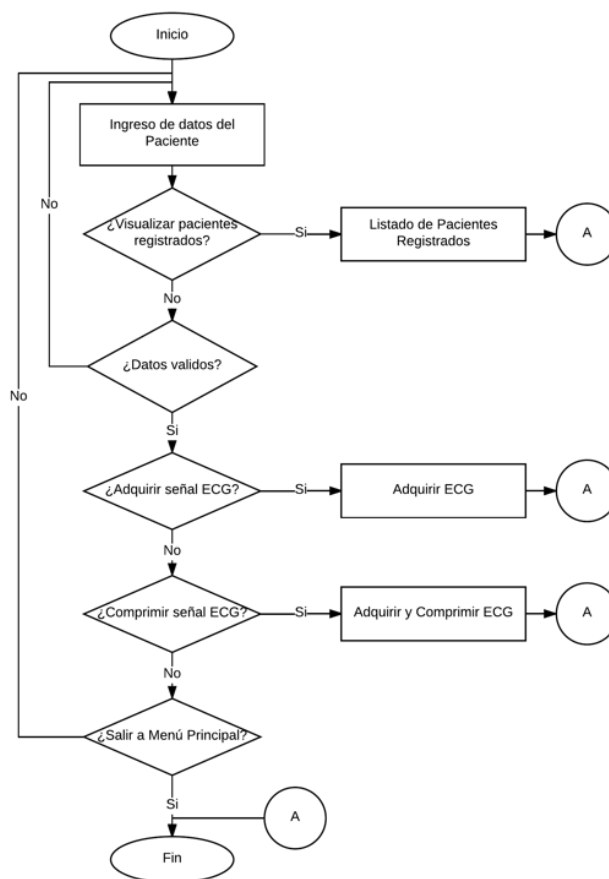


Figura 84 Flujograma de la página de registro de pacientes.

El flujograma de la Figura 82 representa la operación y funcionamiento de la Pantalla de Registro de Pacientes. El funcionamiento de esta pantalla consiste en la recepción de la información personal del paciente para la asignación de un identificador (ID) único, que será utilizado en un futuro proceso de adquisición y

compresión de la señal ECG; el identificador forma parte del nombre del archivo que almacena el prototipo en la tarjeta micro SD en un proceso de adquisición y compresión de la señal ECG del paciente, cabe recordar que el archivo contiene la señal ECG comprimida.

4.5.2.5. Pantalla de Pacientes Registrados

Si es operario requiere supervisar o visualizar el listado de los pacientes que se encuentran registrados en el sistema puede hacerlo accediendo desde la Pantalla de Registro de Pacientes a la Pantalla de Pacientes Registrados mostrada en la Figura 85. En esta pantalla el operario puede visualizar el ID asociado junto con los nombres, apellidos, cédula, sexo, edad y teléfono de cada paciente registrado.

ID	APELLIDOS	NOMBRES	CEDULA	SEXO	EDAD	TELEFONO
1	Huacho Checa	Mauricio Andr�as	0603228230	m	27	0983722311
2	huacho ramos	jorge ruben	0601445789	m	60	098715484
3	h	h	h	m	60	h
4	Checa Novillo	Bianca Azucena	0600441539	f	60	0984963404
5	checa novillo	victor hugo	0600223231	m	59	0983722311
6	checa novillo	luis gerardo	0600445099	m	1	y
7	ruiz g	marco g	0503228230	m	9	009bbb
8	h	h	i	m	7	hj

Figura 85 Pantalla de pacientes registrados.

El flujograma de la Figura 86 representa la operaci3n y funcionamiento de la pantalla de pacientes registrados.

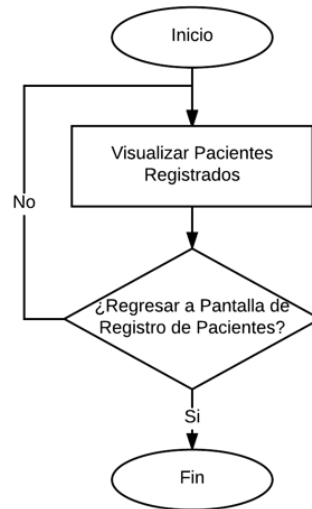


Figura 86 Flujograma de la pantalla de pacientes registrados.

4.5.2.6. Pantalla de adquisición SIN compresión.

Cuando el operario ha seleccionado la opción “Adquisición SIN Compresión” en la Pantalla de Registro de Pacientes y previamente ha introducido la información personal del paciente al que pertenece la señal ECG a ser adquirida, aparece automáticamente la Pantalla de Adquisición SIN Compresión mostrada en la Figura 87 en la que se debe conectar el módulo bluetooth del prototipo con la PC para observar la señal ECG generada y transmitida por el prototipo en el área de la pantalla destinada a ello, si existe la necesidad, el operario puede interrumpir la lectura y graficación de datos en cualquier momento, pudiendo reanudarla nuevamente a voluntad.

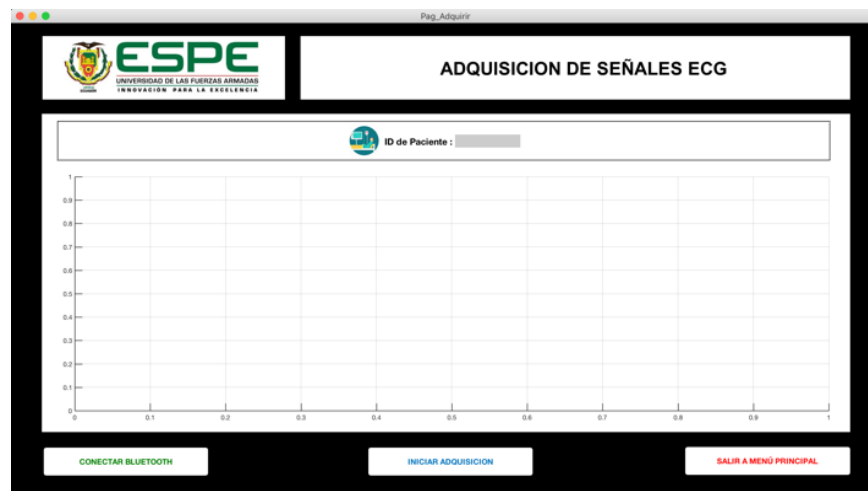


Figura 87 Pantalla de adquisición sin compresión.

La Figura 89 muestra el flujograma del funcionamiento y operación de la Pantalla de Adquisición Sin Compresión, si la conexión entre el bluetooth de la PC con el módulo bluetooth del prototipo no ha sido satisfactoria la interfaz muestra un mensaje de advertencia como el que se muestra en la Figura 88.



Figura 88 Error de conexión bluetooth.

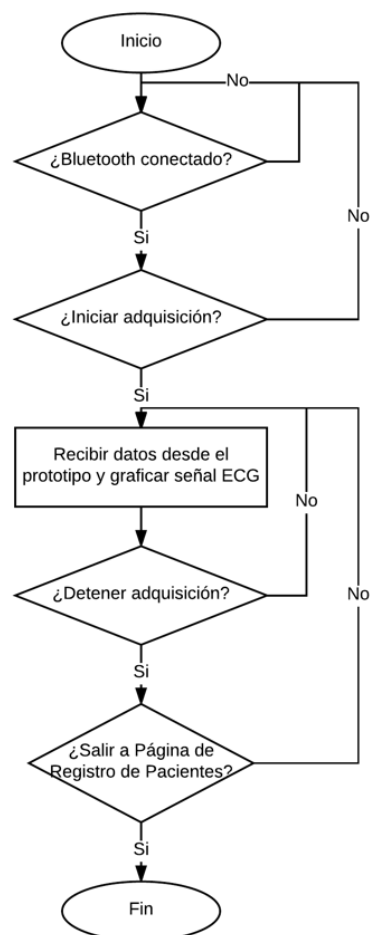


Figura 89 Flujograma de la pantalla de adquisición sin compresión.

4.5.2.7. Pantalla de adquisición con compresión

Cuando el operario ha seleccionado la opción “Adquisición CON compresión” en la Pantalla de Registro de Pacientes y previamente ha introducido la información personal del paciente al que pertenece la señal ECG a ser adquirida, aparece automáticamente la Pantalla de Adquisición CON Compresión mostrada en la Figura 91, en esta pantalla el operario debe conectar el módulo bluetooth del prototipo con la PC, al pulsar en “Iniciar Adquisición” el prototipo inicia la adquisición de la señal ECG; los datos adquiridos son comprimidos luego de que el operario presione el botón “Detener Adquisición”. Cada operación que el prototipo se encuentre realizando se informa al operario mediante mensajes indicadores.

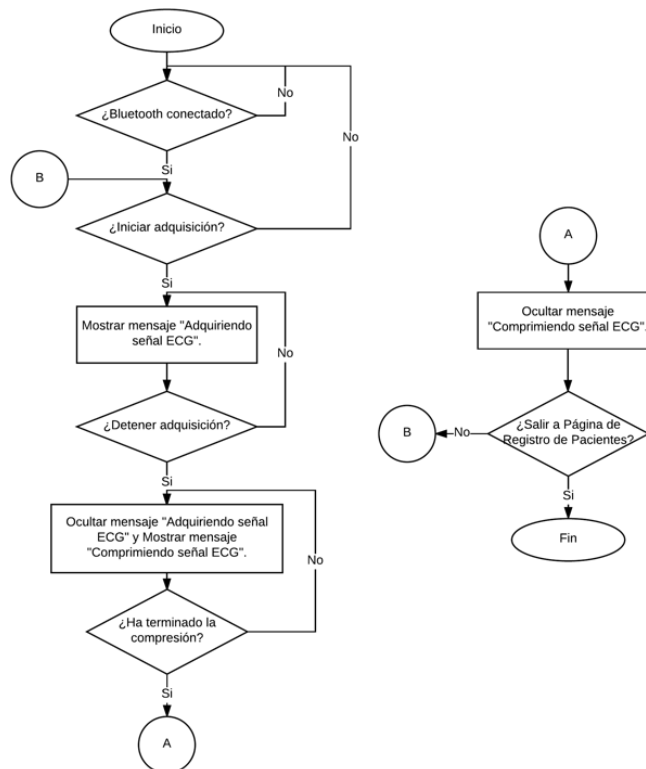


Figura 90 Flujograma de la pantalla de adquisición con compresión.

La Figura 90 muestra el flujograma del funcionamiento y operación de la Pantalla de Adquisición Sin Compresión, si la conexión entre el bluetooth de la PC con el módulo bluetooth del prototipo no ha sido satisfactoria la interfaz muestra un mensaje de advertencia como el que se muestra en la Figura 88.

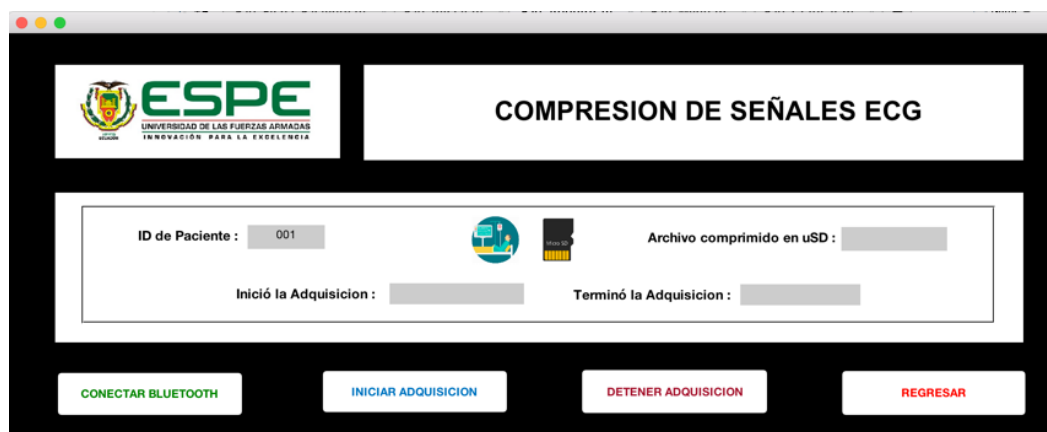


Figura 91 Pantalla de adquisición con compresión.

4.6. Descompresión de datos en la interfaz gráfica

La descompresión tiene lugar en la interfaz gráfica luego de haber sido leído el archivo de texto (TXT) que corresponde a un paciente, los datos que contiene el archivo de texto representan todos los datos resultantes de un proceso de adquisición y compresión previos efectuado por el prototipo. El nombre del archivo TXT ubicado en una tarjeta SD está conformado de la siguiente manera:

XXX_HHMM.TXT

Donde:

- XXX: Es el identificador del paciente representado en un número de 3 dígitos, cuyo rango puede variar entre 001 y 999.
- HHMM: Describe la hora (en formato de 24 horas) y los minutos en los cuales tuvo inicio la adquisición de la señal ECG que corresponde al paciente.

Un archivo de texto generado por el prototipo en un proceso de adquisición y compresión de señales ECG está representado por un solo vector y se lo descomprime al igual que su proceso análogo de compresión, es decir, separándolo en segmentos múltiples de 1024 datos. El proceso de descompresión de un archivo de textos se describe en el flujograma de la Figura 92.

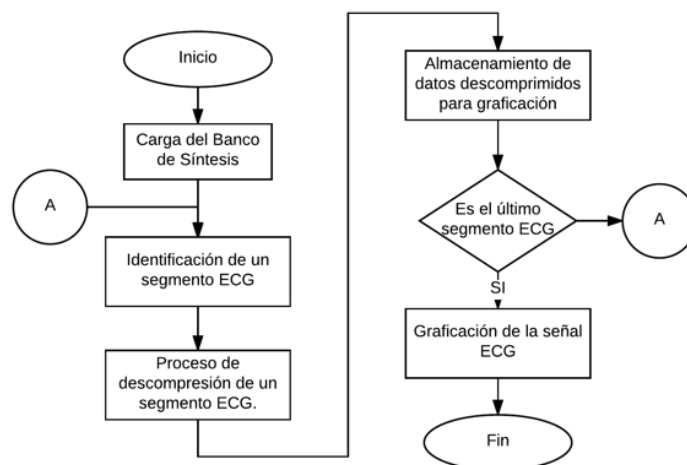


Figura 92 Flujograma para identificación de segmentos a descomprimir.

4.6.1. Carga del banco de síntesis.

Para lograr descomprimir la señal ECG en la interfaz gráfica es necesario cargar el Banco de Síntesis en este caso en la Pantalla de Graficación, los coeficientes del Banco de Síntesis están representados en una matriz de 16 filas y 192 columnas (Blanco Velasco M. , Cruz Roldan, Godino Llorente, & Barner, 2004).

4.6.2. Identificación de un segmento ECG.

Debemos recordar que para delimitar un segmento ECG del segmento siguiente que compone una señal ECG, el algoritmo de compresión montado en el microcontrolador incluye una bandera (9999) que forma parte del archivo de texto almacenado en la tarjeta micro SD. La bandera seleccionada separa un segmento ECG comprimido de otro y está incluida al inicio de un segmento ECG comprimido.

Para identificar el inicio un segmento ECG comprimido basta con identificar la bandera, todos los datos a continuación de la bandera corresponden a datos comprimidos de un segmento ECG hasta que una bandera sea leída nuevamente, se sigue este procedimiento sucesivamente hasta encontrar la bandera final que marca el fin de los segmentos ECG comprimidos.

La muestra de manera más gráfica el comienzo y final de un segmento ECG delimitado por una bandera.

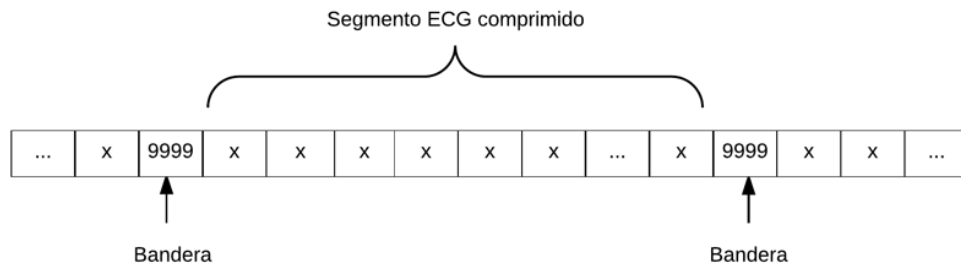


Figura 93 Inicio y final de un segmento ECG delimitado por una bandera.

4.6.3. Proceso de descompresión de un segmento ECG.

El flujograma de la Figura 94 muestra las diferentes etapas por las que atraviesa un segmento ECG para ser descomprimido.

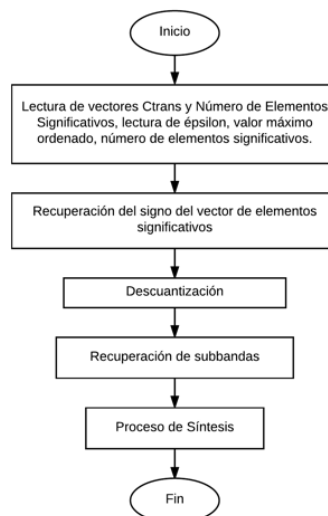


Figura 94 Flujograma del proceso de descompresión de un segmento ECG.

4.6.3.1. Lectura de vectores y variables

Recordemos que un proceso de compresión de segmentos ECG genera los valores: valor máximo ordenado, ϵ y número de elementos significativos; el proceso además genera los vectores: Elementos Significativos y Ctrans.

El proceso de descompresión de un segmento ECG que compone una señal ECG debe ser capaz de detectar y leer estas variables y vectores desde el archivo de texto TXT almacenado en la microSD, para este propósito se ha decidido implementar el algoritmo descrito por el flujograma de la Figura 95.

La implementación del flujograma de la se lo realiza en MATLAB como se aprecia en la Figura 96.

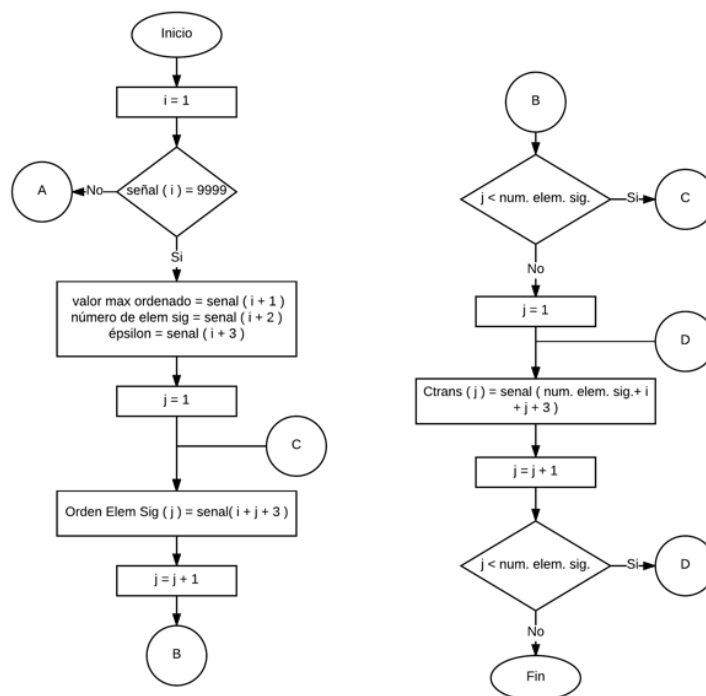


Figura 95 Flujograma para lectura de vectores y valores para descompresión.

```

if (señal(i)==9999)
    valormaximoordenado = señal(i+1);
    longrx = señal(i+2);
    epsilodef = señal(i+3);
    for j=1:longrx
        OrdenRx(j) = señal(i+j+3); %vector que me llega es Ctrans, va
    end
    for j=1:longrx
        Crx(j) = señal(longrx+i+j+3); %vector que me llega es Ctrans,
    end
    %*****
  
```

Figura 96 Implementación en MATLAB para lectura de vectores y valores.

4.6.3.2. Recuperación del signo del vector de elementos significativos.

Una vez que se disponga del vector de elementos significativos se va a proceder a recuperar el signo de cada elemento, el flujograma descrito en la Figura 97 muestra el algoritmo que se va a implementar para la obtención del signo en el vector de elementos significativos.

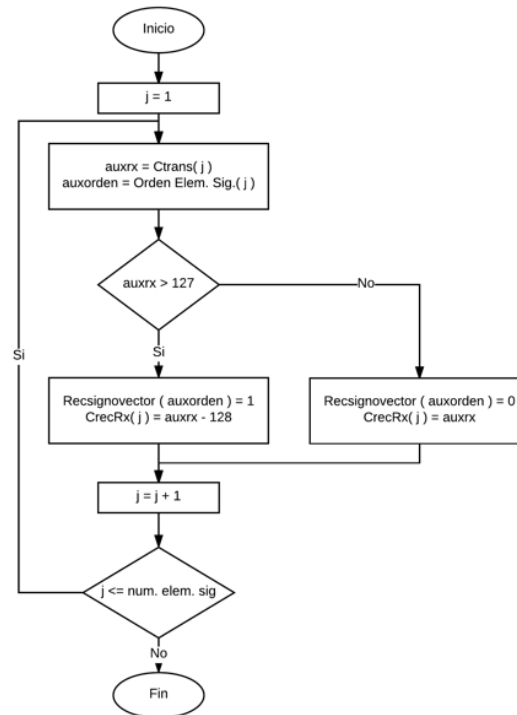


Figura 97 Flujograma para el signo del vector de elementos significativos.

```

%*****
Recsignovector=zeros(1,1024);%aqui recupero el signo de los elementos significati
for j=1:longrx
    auxrx=Crx(j);
    auxorden=OrdenRx(j);
    if auxrx > 127
        Recsignovector(auxorden)=1;
        CrecRx(j)=auxrx-128;
    else
        Recsignovector(auxorden)=0;
        CrecRx(j)= auxrx;
    end
end
  
```

Figura 98 MATLAB, signo del vector de elementos significativos.

La Figura 98 muestra el algoritmo en MATLAB que se ha realizado para determinar el signo del vector de elementos significativos.

4.6.3.3. Descuantización

La Descuantización involucra el proceso que se realiza para obtener el vector ECG Concatenado que representa la señal ECG separada en subbandas y diezmada, este proceso además involucra la obtención del signo de cada elemento del vector Concatenado.

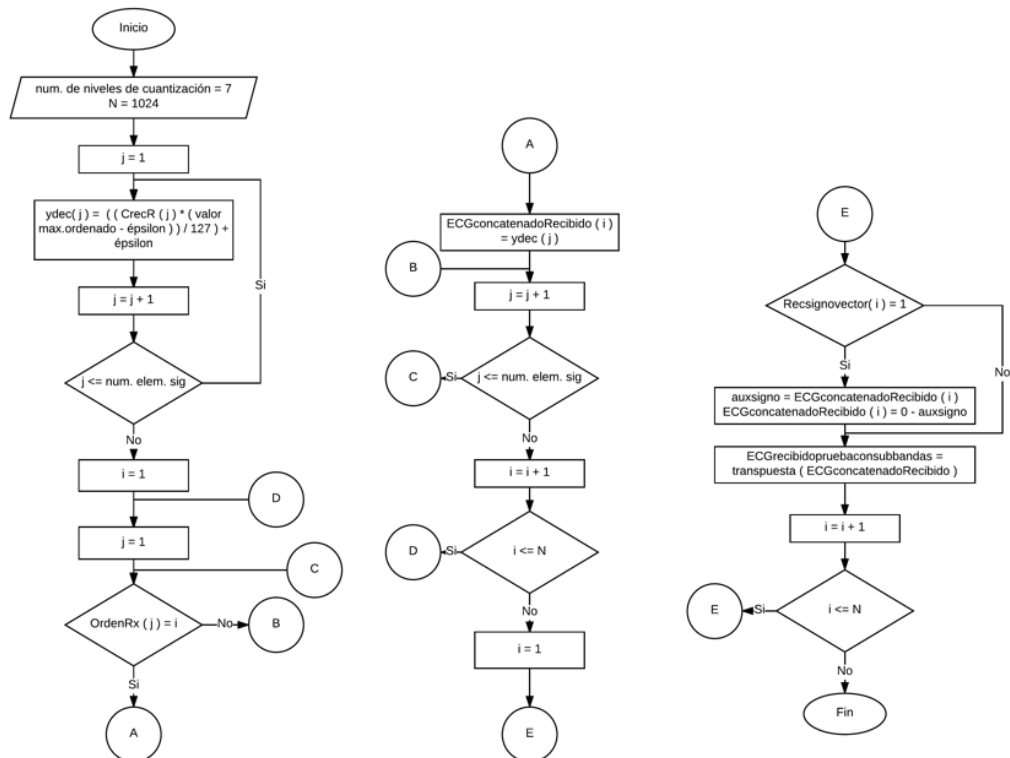


Figura 99 Flujograma para Descuantización.

```

Q=7; %numero de niveles de cuantificacion
for j=1:longrx
    ydec(j) = ((CrecRx(j))*(valormaximoordenado-epsilodef))/127+epsilodef;
end
ECGconcatenadoRecibido=zeros(1,1024);
for i=1:1024
    for j=1:longrx
        if OrdenRx(j)==i
            ECGconcatenadoRecibido(i)= ydec(j);
        end
    end
end
for i=1:1024
    if Recsignovector(i)== 1
        auxsigno = ECGconcatenadoRecibido(i);
        ECGconcatenadoRecibido(i)= 0-auxsigno;
    end
    ECGrecibidopruebaconsusbandas = ECGconcatenadoRecibido';
end

```

Figura 100 Implementación en MATLAB de la descuantización.

El flujograma de la Figura 99 muestra el algoritmo que se va a seguir con el fin de realizar el proceso de Descuantización y obtener al final la señal ECG Concatenada y Diezmada. La implementación en MATLAB del flujograma para la descuantización se lo realiza tal y como se muestra en la Figura 100.

4.6.3.4. Recuperación de subbandas.

Luego de realizar el proceso de descuantización se procede a obtener las subbandas que componen la señal ECG que se busca descomprimir. Para realizar la recuperación de las subbandas se propone el flujograma que se muestra en la Figura 101.

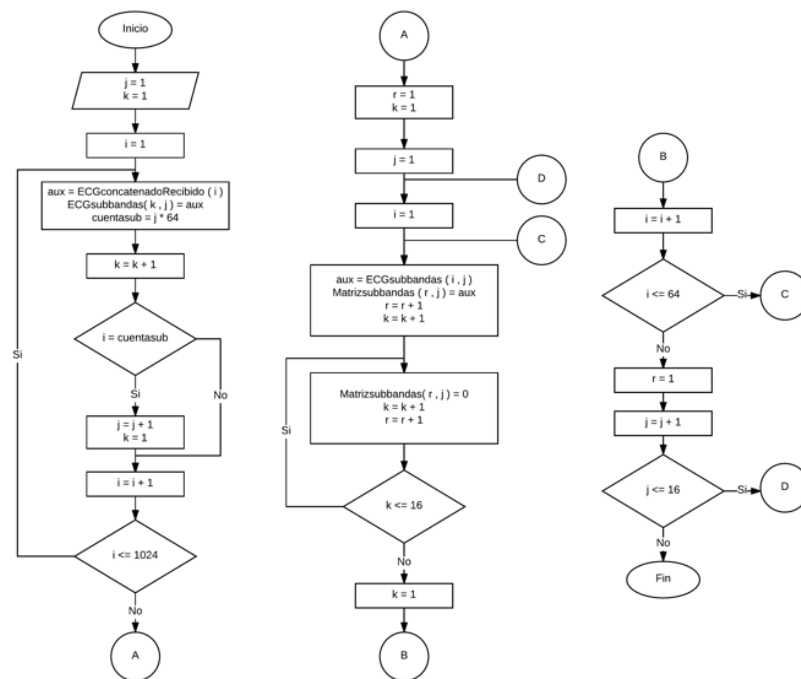


Figura 101 Flujograma para recuperación de subbandas.

La matriz “Matrizsubbandas” contiene los coeficientes de las 16 subbandas que componen la señal ECG. El algoritmo de la presenta la implementación del flujograma en la interfaz gráfica utilizando MATLAB.


```

ECGsubbandas = zeros (64,16);
j=1;
k=1;
for i=1:1024
    aux = ECGconcatenadoRecibido(i);
    ECGsubbandas(k,j)=aux;
    cuentasub=j*64;
    k=k+1;
    if i == cuentasub
        j=j+1;
        k=1;
    end
end
Matrizsubbandas = zeros(1024,16); %Matriz que contiene el las se?ales de las 16
k=1;
r=1;
for j=1:16
    for i=1:64
        aux=ECGsubbandas(i,j);
        Matrizsubbandas(r,j) = aux;
        r=r+1;
        k=k+1;
        while k <= 16
            Matrizsubbandas(r,j)=0;
            k=k+1;
            r=r+1;
        end
    end
    k=1;
end
r=1;
end

```

Figura 102 MATLAB, algoritmo para recuperar las subbandas.

4.6.3.5. Proceso de síntesis

El procedimiento final para obtener la señal ECG consiste en realizar el procedimiento de síntesis que compone las 16 subbandas de la señal ECG con el fin de obtener una sola señal. El flujograma de la muestra el algoritmo necesario para componer las 16 subbandas y obtener la señal ECG.

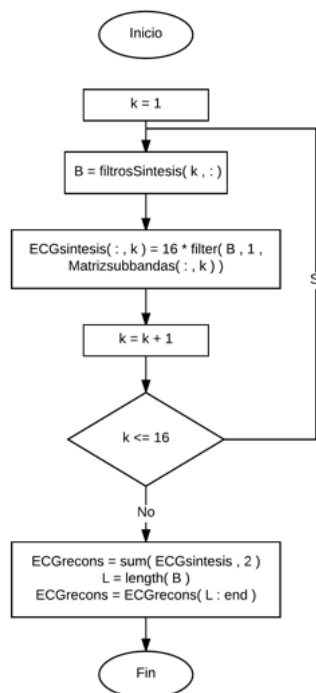


Figura 103 Flujograma para el proceso de síntesis.

Recordemos que filtro Síntesis hace referencia al banco de síntesis que se había cargado con anterioridad; ECGrecons es el segmento ECG reconstruido, por ende, como se había mencionado al final es necesario concatenar todos los vectores ECGrecons y de esta manera obtener toda la señal ECG.

La muestra la implementación del algoritmo para el proceso de síntesis que obtiene un segmento ECG descomprimido y reconstruido.

```

ECGsintesis = zeros(1024,16);
for k=1:16
    B = filtrosSintesis(k,:);
    ECGsintesis(:,k) = 16*filter(B,1, Matrizsubbandas(:,k)); %1 de FIR
end
ECGrecons = sum(ECGsintesis,2); %2 es xq son matrices
L = length(B);
ECGrecons = ECGrecons(L:end);

```

Figura 104 Implementación en MATLAB del algoritmo de síntesis.

4.6.4. Almacenamiento de datos descomprimidos para graficación.

Una vez descomprimido un segmento ECG se procede a almacenar en memoria los datos del segmento ECG para concatenarlos a los datos de un segmento posterior. Luego de que se tengan todos los segmentos ECG descomprimidos y concatenados se procede a graficar toda señal ECG representada.

La muestra el algoritmo implementado en MATLAB para concatenar todos los segmentos ECG y graficarlos.

```

%*****
ECGtotal=cat(1,ECGtotal,ECGrecons);
end
end
plot(ECGtotal);

```

Figura 105 Algoritmo para concatenar segmentos ECG descomprimidos.

4.6.5. Graficación de la señal ECG.

Una vez que se han concatenado todos los segmentos ECG descomprimidos es necesario graficar todo el vector resultante, el vector resultante representa la señal ECG descomprimida. La señal ECG descomprimida deberá ser similar a la señal ECG original antes del proceso de compresión.

CAPÍTULO 5

PRUEBAS Y RESULTADOS

Para evaluar diferentes características del prototipo se van a realizar pruebas de adquisición de señales ECG sin compresión y pruebas de adquisición de señales ECG con compresión; en ambos casos las características de la señal ECG serán similares con el fin de realizar una comparación entre los resultados obtenidos.

5.1. Prueba de duración de batería en el prototipo

Para determinar el tiempo en el cual el prototipo está operativo y funcionando de manera confiable se han realizado pruebas para verificar la duración de un ciclo de carga de la batería LI – PO. Se considera que un ciclo de carga ha concluido cuando la tensión de la batería es menor que 3.3 V.

5.1.1. Escenario de pruebas

Para el desarrollo de la prueba de duración de batería se ha considerado el escenario de prueba mostrado en la Figura 106.

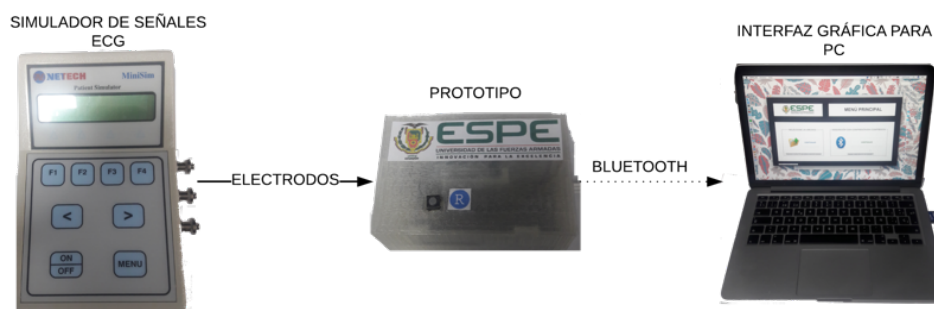


Figura 106 Escenario de prueba para prueba de duración de batería.

5.1.2. Adquisición de señales ECG sin compresión

5.1.2.1. Consideraciones del prototipo

Las características que el prototipo debe reunir para las pruebas son las siguientes:

- Tensión de la Batería LI – PO cargada completamente: 4.52 V
- Capacidad de la Batería: 900 mAh
- Frecuencia de operación del microcontrolador: 168 MHz.
- Frecuencia de muestreo de la señal ECG: 250 Hz.
- Velocidad de transmisión del módulo bluetooth: 115200 baudios.
- Acción a ejecutar: Adquirir señal ECG sin compresión.

5.1.2.2. Consideraciones de la señal ECG

- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)
- Ritmo de la señal ECG: 80 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1

5.1.2.3. Consideraciones de la interfaz gráfica

- Versión de MATLAB: R2016b
- Datos de paciente a ingresar en Pantalla de Registro de Paciente:
 - Apellidos: Huacho Checa
 - Nombres: Mauricio Andrés
 - CI: 0603228230
 - Edad: 27 (años)
 - Teléfono: 0983722311
 - Sexo: Masculino
- ID de paciente asignado: 001
- Selección en Pantalla de Registro de Paciente: Adquirir ECG.

5.1.2.4. Desarrollo de la prueba

En la Figura 107 se visualiza la Pantalla de Registro del Paciente donde se han introducido los datos necesarios citados en 5.1.2.3. Una vez que el registro se ha completado se procede a seleccionar “Adquirir ECG”.

Figura 107 Ingreso de datos del paciente.

Una vez el operario haya decidido Adquirir la señal ECG, la interfaz almacena la información en una base de datos de pacientes y muestra la Pantalla de Adquisición de Señales ECG en donde luego de conectar el módulo bluetooth del prototipo con la PC e iniciar la adquisición es posible observar la señal ECG adquirida y transmitida por el prototipo como la que se muestra en la Figura 108.

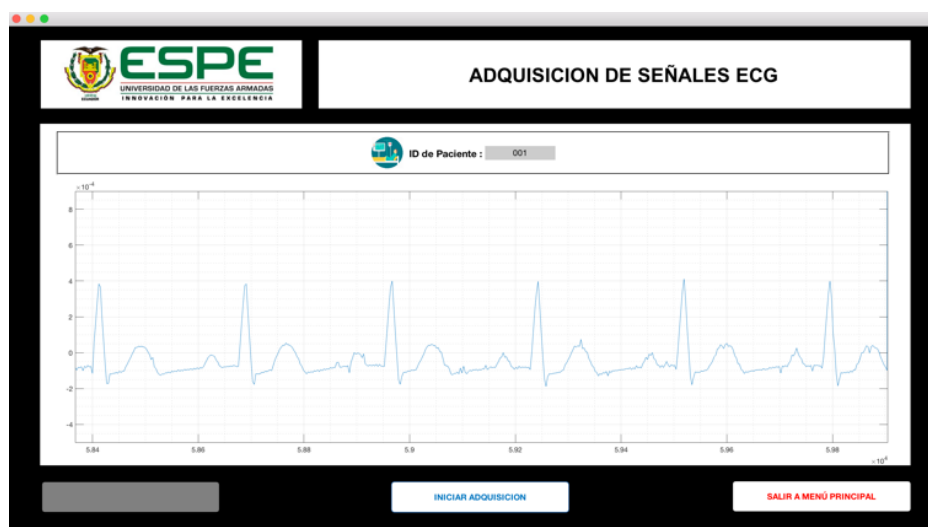


Figura 108 Señal ECG, adquisición sin compresión.

5.1.2.5. Resultados de la prueba

Para determinar el valor de la tensión suministrada por la batería LI – PO se ha medido los valores de tensión en la batería en intervalos de 1 hora, en la Tabla 13 se muestra los valores de tensión medidos en la batería, así como la hora en la cual se

realizó la medición. El tiempo de duración total de la batería estará representado por la diferencia en horas desde que se inició el proceso de adquisición con carga completa hasta que el valor medido sea igual o inferior a 3.3V.

Tabla 13
Duración de batería sin compresión.

Tensión en la batería LI – PO [V]	Fecha	Hora
4.52	2017-02-11	18:54
4.36	2017-02-11	20:54
4.13	2017-02-11	22:56
3.92	2017-02-12	00:54
3.61	2017-02-12	02:54
3.33	2017-02-12	03:54
TOTAL		9 horas

El tiempo de un ciclo de carga de la batería LI – PO se calcula mediante la diferencia de tiempo en el que se ha medido 3.3 V y 4.52 V. El tiempo de duración de un ciclo de carga en modo adquisición continua es de 9 horas aproximadamente, este es el tiempo en el cual el prototipo adquiere una señal ECG la cual es representada con normalidad en la interfaz gráfica.

5.1.3. Adquisición de señales ECG con compresión

5.1.3.1. Consideraciones del prototipo

Dentro de las características del prototipo se van a considerar las siguientes:

- Tensión de la Batería LI – PO cargada completamente: 4.52 V
- Capacidad de la batería del prototipo: 900 mAh
- Frecuencia de operación del microcontrolador: 168 MHz.
- Frecuencia de muestreo de la señal ECG: 250 Hz.
- Velocidad de transmisión del módulo bluetooth: 115200 baudios.
- Capacidad de almacenamiento de la memoria micro SD: 512MB
- Acción a ejecutar: Adquirir y Comprimir señal ECG.

5.1.3.2. Consideraciones de la señal ECG

- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

- Ritmo de la señal ECG: 80 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1

5.1.3.3. Consideraciones de la Interfaz Gráfica

- Versión de MATLAB: R2016b
- Datos de paciente a ingresar en Pantalla de Registro de Paciente:
 - Apellidos: Huacho Checa
 - Nombres: Mauricio Andrés
 - CI: 0603228230
 - Edad: 27 (años)
 - Teléfono: 0983722311
 - Sexo: Masculino
- ID de paciente asignado: 001
- Selección en Pantalla de Registro de Paciente: Comprimir ECG.
- Archivo comprimido en SD: 001_HHMM, HH y MM representan la hora y minutos de inicio de adquisición de la señal ECG respectivamente.

5.1.3.4. Desarrollo de la prueba

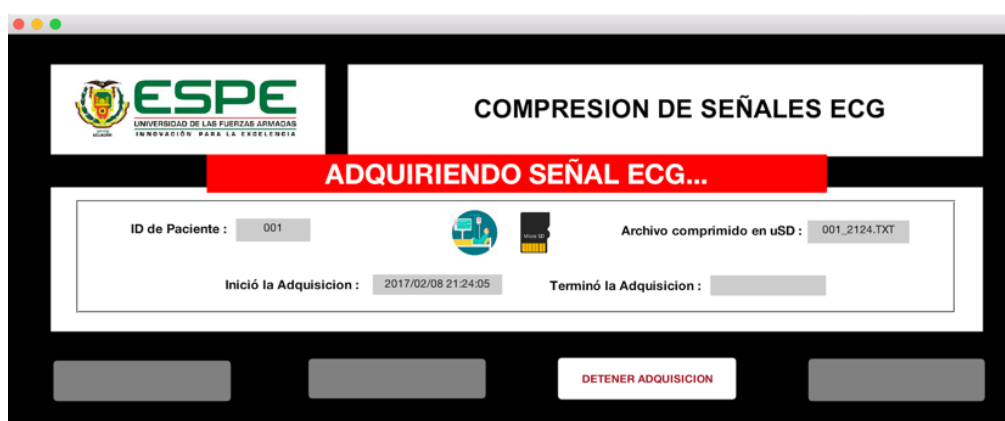


Figura 109 Adquiriendo señal ECG.

Al igual que en el procedimiento de adquisición de la señal ECG sin compresión es necesario ingresar los datos del paciente como se muestra en la Figura 107. Una vez el operario haya decidido Comprimir la señal ECG, la interfaz muestra la Pantalla

de Compresión de Señales ECG en la cual, luego de conectar el módulo bluetooth del prototipo con la PC e Iniciar la Adquisición de la señal ECG, se muestra el mensaje “Adquiriendo la señal ECG” como se muestra en la Figura 109.

Cuando el operario decida detener la adquisición presionando el botón correspondiente, la interfaz gráfica muestra el mensaje “Comprimiendo la señal ECG” como se observa en la Figura 110; cuando el prototipo ha terminado el proceso de compresión es posible extraer la tarjeta micro SD del prototipo y comenzar nuevamente con otro proceso de adquisición y compresión según el criterio del operario.



Figura 110 Comprimiendo señal ECG.

Para el desarrollo de la prueba de duración de batería con compresión se ha decidido monitorear los valores de voltaje de la batería cada hora a partir de iniciado el proceso adquisición, una vez alcanzado un valor cercano a 3.5 V se va a proceder a realizar la compresión de toda la señal adquirida previamente; si luego del proceso de compresión el prototipo continúa encendido se va a vigilar el tiempo que permanezca en ese estado hasta que se apague automáticamente.

5.1.3.5. Resultados de la prueba

La

Tabla 14 muestra los valores de tensión suministrados por la batería LI – PO en intervalos de 1 hora mientras el prototipo ejecuta el proceso de adquisición de la señal ECG, la

Tabla 14 indica además la acción que el prototipo ejecuta en ese momento. El tiempo de duración total de la batería estará representado por la diferencia en horas desde que se inició el proceso de adquisición con carga completa hasta que el valor medido sea igual o inferior a 3.3V.

Tabla 14
Duración de batería con compresión.

Tensión en la batería LI – PO [V]	Fecha	Hora	Acción del prototipo
4.5	2017-02-12	17:21	Adquiriendo señal ECG
4.35	2017-02-12	18:21	Adquiriendo señal ECG
4.21	2017-02-12	19:22	Adquiriendo señal ECG
4.08	2017-02-12	20:21	Adquiriendo señal ECG
3.93	2017-02-12	21:23	Adquiriendo señal ECG
3.79	2017-02-12	22:23	Adquiriendo señal ECG
3.68	2017-02-12	23:22	Adquiriendo señal ECG
3.51	2017-02-13	00:23	Adquiriendo/Comprimiendo señal ECG
3.46	2017-02-13	00:49	Comprimiendo señal ECG
TOTAL		8 horas 28 minutos	

El tiempo de un ciclo de carga de la batería LI – PO se calcula mediante la diferencia de tiempo en el que se ha medido 3.39 V y 4.5 V. El tiempo de duración de un ciclo de carga en modo adquisición con compresión es de 8 horas y 28 minutos aproximadamente, este es el tiempo en el cual el prototipo adquiere y comprime una señal ECG la cual es representada con normalidad en la interfaz gráfica.



Figura 111 Señal ECG resultante del proceso de compresión.

Para poder observar la señal ECG comprimida es necesario extraer la tarjeta micro SD localizada en el prototipo y conectarla a la PC; en la Pantalla de Menú Principal seleccionar “Continuar” del submenú “Modo Graficación”; en la “Pantalla de Graficación” que se muestra en la Figura 111 se ha presionado previamente en “Seleccionar el Archivo” y se ha ubicado el archivo .TXT que corresponde al ID del paciente y a la hora en la cual se inició el proceso de adquisición, posteriormente se ha presionado “Graficar Señal”. La señal ECG comprimida resultante se muestra en la Figura 111.

5.2. Pruebas de calidad de la Señal ECG en la interfaz gráfica

Con el fin de evaluar la calidad de la señal ECG cuando se ha seleccionado adquisición sin compresión o adquisición con compresión desde la interfaz gráfica se van a realizar una serie de pruebas que comparen la señal procesada en el prototipo con la señal original que ingresa al prototipo. La señal procesada por el prototipo se va a visualizar en la interfaz gráfica mientras que la señal original que ingresa al prototipo se la va a visualizar en un osciloscopio. El resultado de las pruebas se resume en la comparación entre la gráfica obtenida por el osciloscopio y la gráfica mostrada en la interfaz.

5.2.1. Escenario de pruebas

Para el desarrollo de la prueba de calidad de la señal ECG mostrada en la interfaz gráfica se ha considerado el escenario de prueba mostrado en la Figura 112.



Figura 112 Escenario de pruebas para medir la calidad de señal ECG.

5.2.2. Consideraciones del prototipo

Dentro de las características que el prototipo debe reunir se van a considerar las siguientes:

- Capacidad de la Batería LI – PO: 900 mAh
- Frecuencia de operación del microcontrolador: 168 MHz.
- Frecuencia de muestreo de la señal ECG: 250 Hz.
- Velocidad de transmisión del módulo bluetooth: 115200 baudios.
- Acción a ejecutar: Adquirir señal ECG.

5.2.2.1. Consideraciones de la interfaz gráfica

- Versión de MATLAB: R2016b
- Datos de paciente a ingresar en Pantalla de Registro de Paciente:
 - Apellidos: Pineda López
 - Nombres: Flavio Minos
 - CI: 1102866660
 - Edad: 45 (años)
 - Teléfono: 2798346
 - Sexo: Masculino
- ID de paciente asignado: 009
- Selección en Pantalla de Registro de Paciente: Adquirir ECG.

5.2.3. Paciente en estado de reposo (30 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 30 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR) que describe un latido normal del corazón

5.2.3.1. Adquisición SIN Compresión

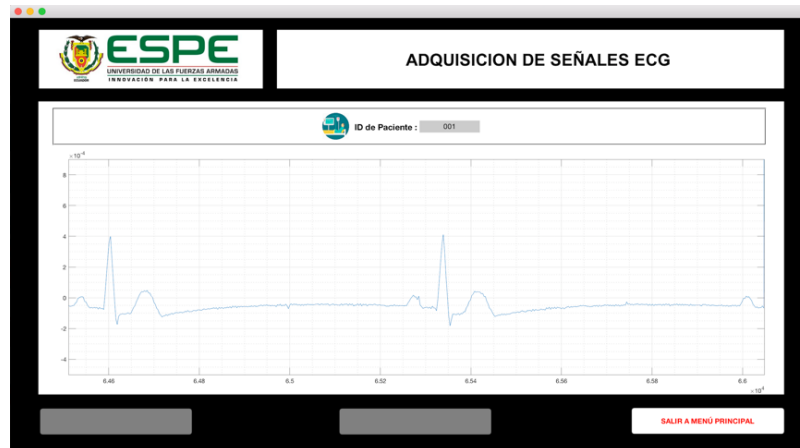


Figura 113 Señal ECG, NSR = 30, sin compresión.

La Figura 113 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG, el prototipo va a adquirir la señal ECG sin ejecutar el proceso de compresión. La Figura 114 muestra la misma señal ECG de 30 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio es procesada por el prototipo.

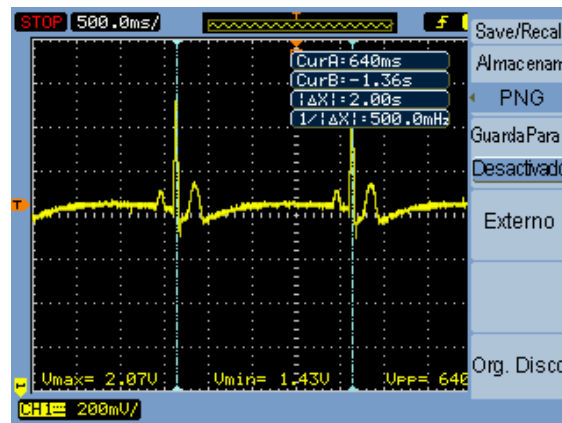


Figura 114 Señal ECG, NSR = 30, sin compresión en osciloscopio.

5.2.3.2. Adquisición con compresión

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1302.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 115.



Figura 115 Señal ECG, NSR = 30, con compresión.

Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 116.

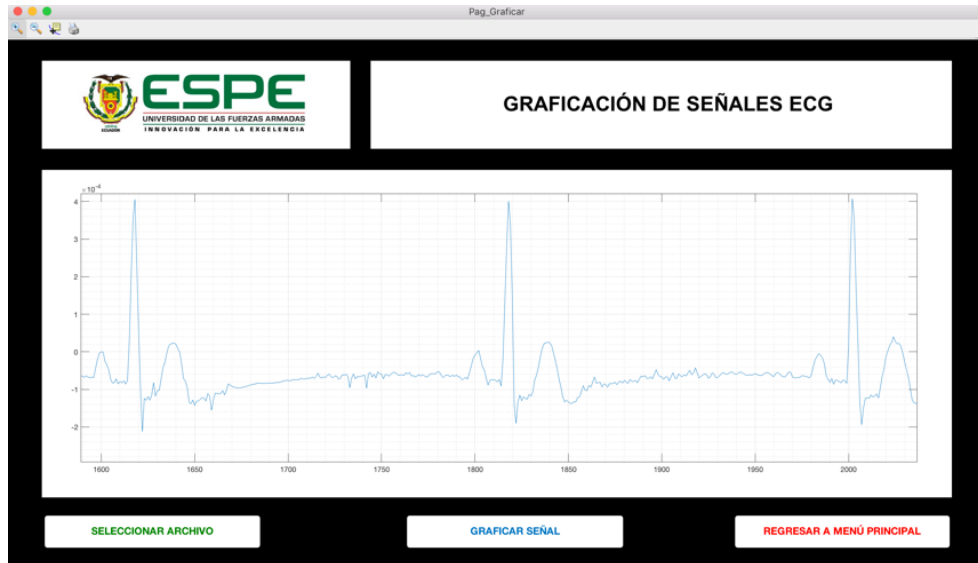


Figura 116 Señal ECG, NSR = 30, con compresión, con acercamiento.

5.2.3.3. Resultados de la prueba

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada Figura 113 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión en la Figura 116 indica que ambas señales presentan características similares, en la Figura 117 se ha logrado sobreponer la señal comprimida a la señal original, la señal comprimida conserva las mismas características de la señal original.

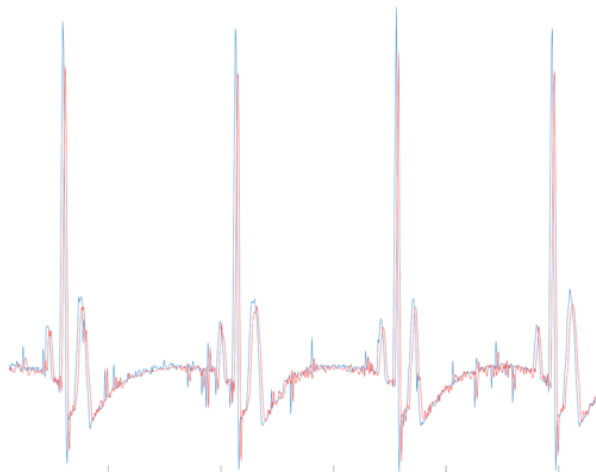


Figura 117 Señales original y comprimida con SNR=30

5.2.4. Paciente en estado de reposo (60 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 60 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.4.1. Adquisición sin compresión

La Figura 118 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG.

La Figura 119 muestra la misma señal ECG de 60 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

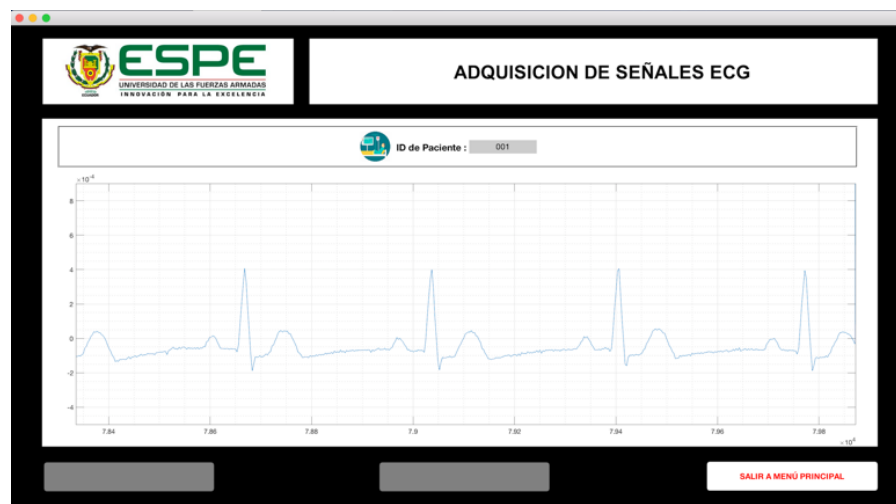


Figura 118 Señal ECG, NSR = 60, sin compresión.

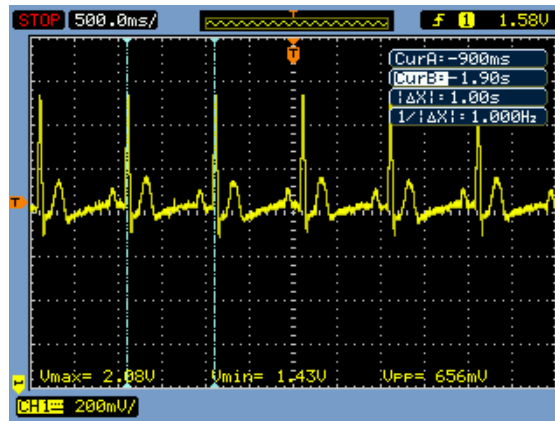


Figura 119 Señal ECG, NSR = 60, sin compresión en osciloscopio.

5.2.4.2. Adquisición con compresión

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1334.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 120.

Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 121.

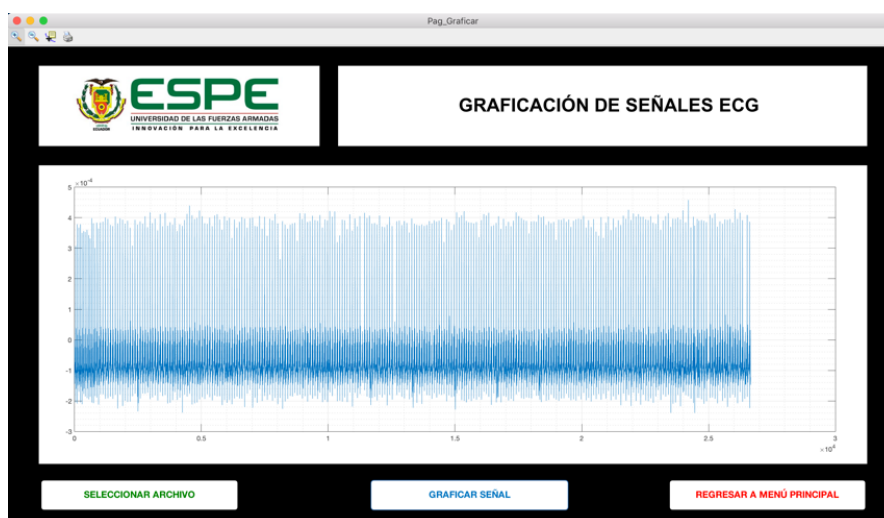


Figura 120 Señal ECG, NSR = 60, con compresión.



Figura 121 Señal ECG, NSR = 60, con compresión, con acercamiento.

5.2.4.3. Resultados de la prueba

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 118 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión en la Figura 121 indica que ambas señales presentan características similares, la Figura 122 muestra la señal comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

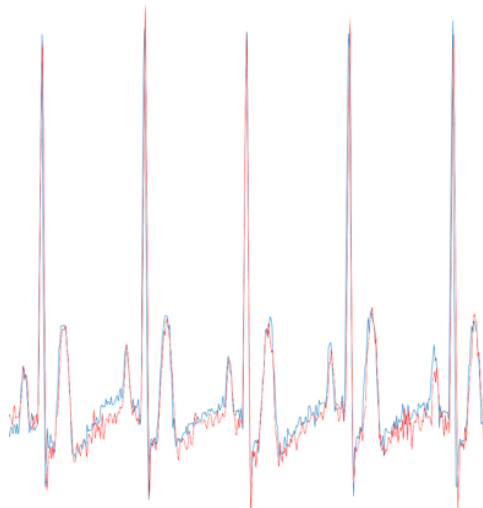


Figura 122 Señales original y comprimida con SNR=60.

5.2.5. Paciente en actividad normal (70 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 70 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.5.1. Adquisición sin compresión

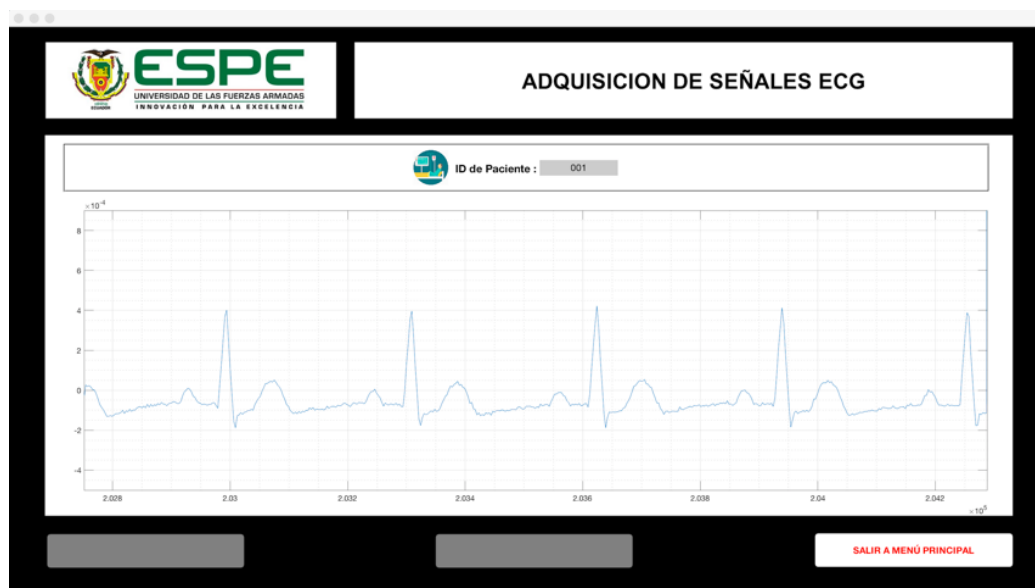


Figura 123 Señal ECG, NSR = 70, sin compresión.

La Figura 123 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG. La Figura 124 muestra la misma señal ECG de 70 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

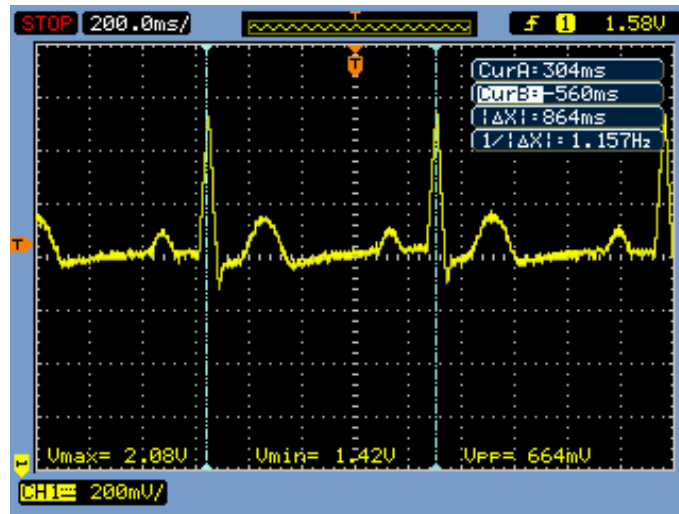


Figura 124 Señal ECG, NSR = 70, sin compresión en osciloscopio.

5.2.5.2. Adquisición CON Compresión

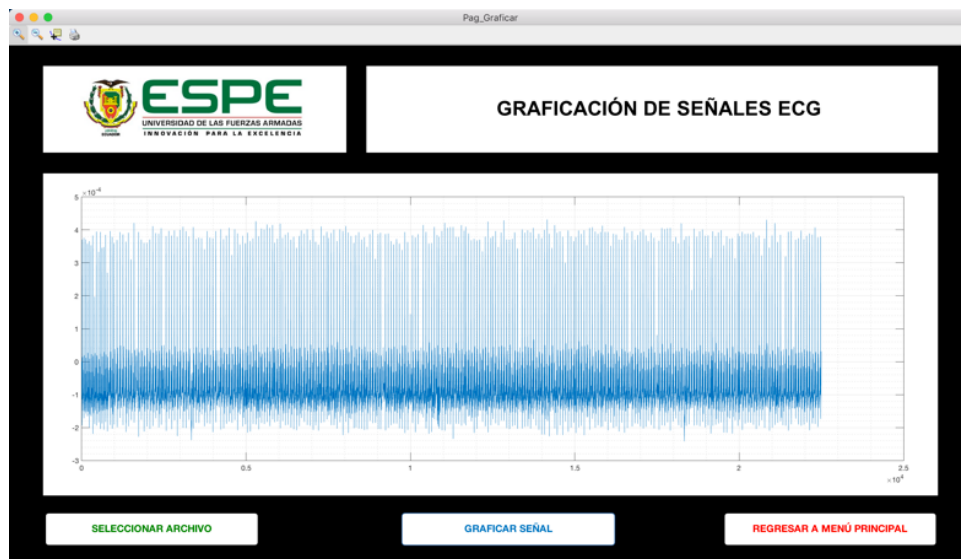


Figura 125 Señal ECG, NSR = 70, con compresión.

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1342.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 125. Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 126.

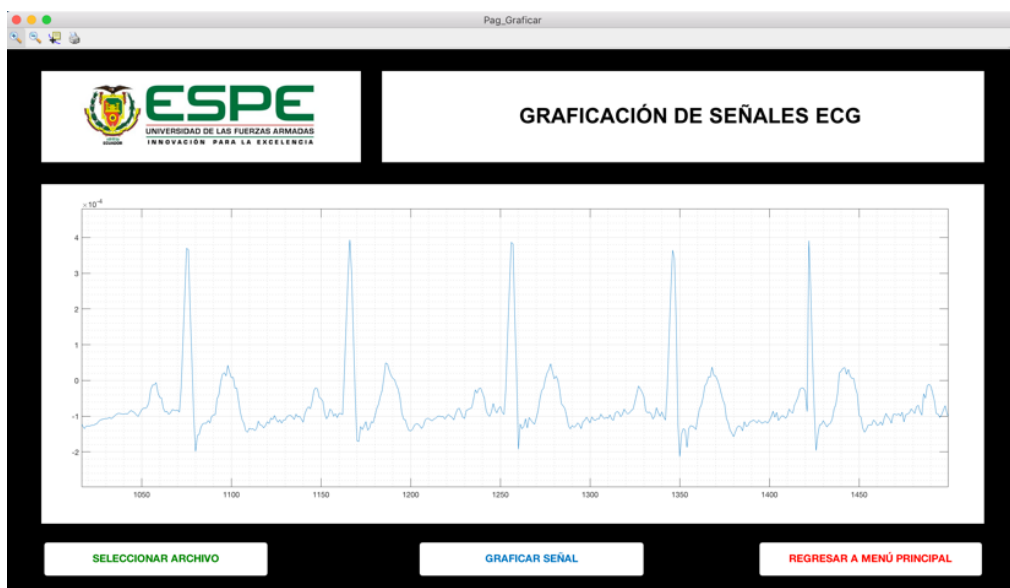


Figura 126 Señal ECG, NSR = 70, con compresión, con acercamiento.

5.2.5.3. Resultados de la prueba

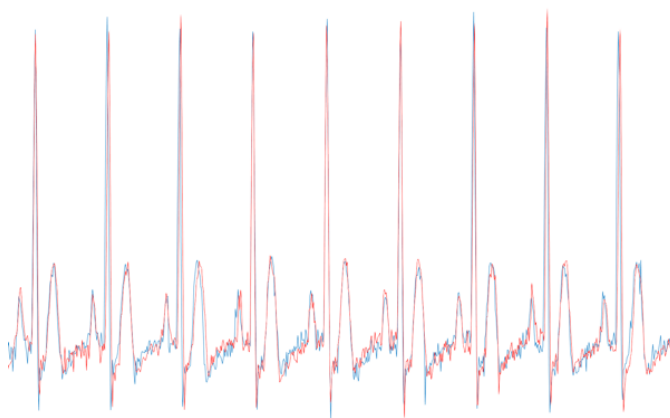


Figura 127 Señales original y comprimida con SNR=70.

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 123 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión mostrada en la Figura 126 indica que ambas señales presentan características similares, la Figura 127 muestra la señal comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

5.2.6. Paciente en actividad normal (80 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 80 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.6.1. Adquisición sin compresión

La Figura 128 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG.

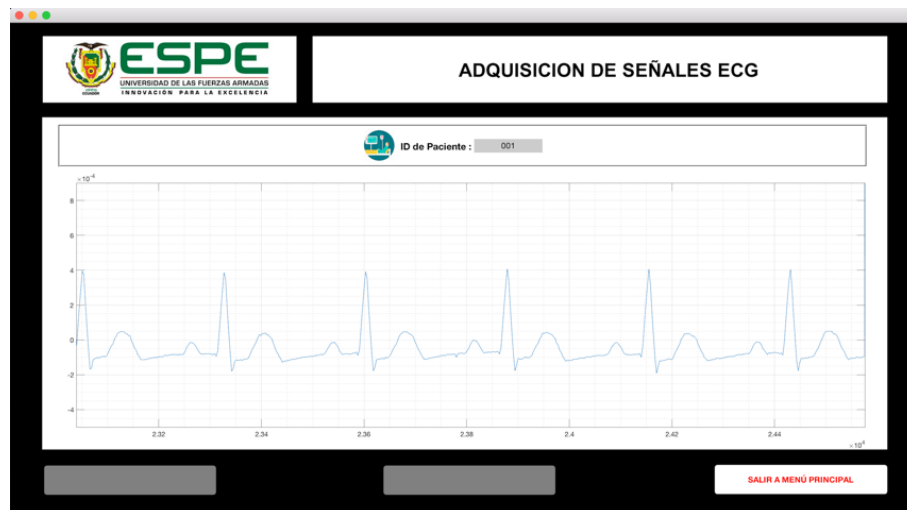


Figura 128 Señal ECG, NSR = 80, sin compresión.

La Figura 129 muestra la misma señal ECG de 80 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

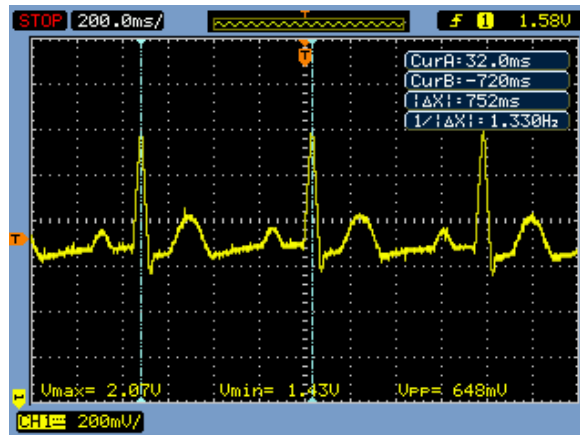


Figura 129 Señal ECG, NSR = 80, sin compresión en osciloscopio.

5.2.6.2. Adquisición con compresión

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1244.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 130.

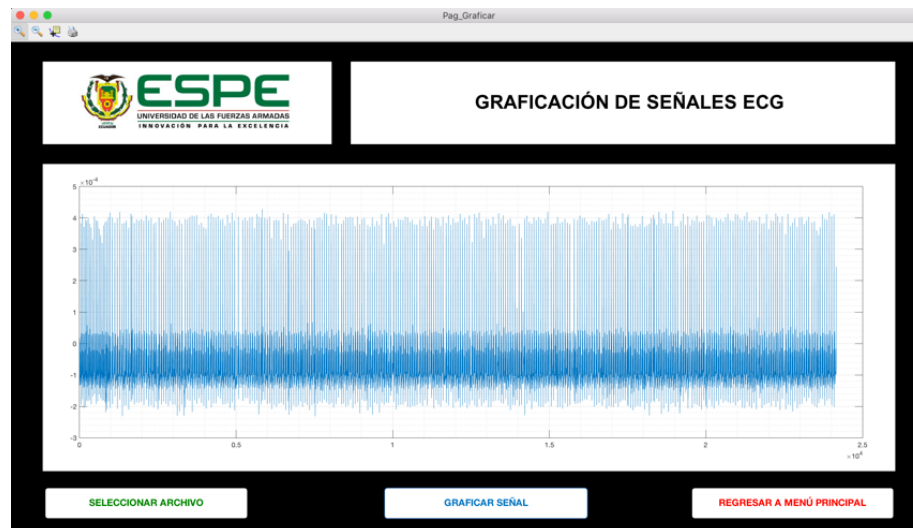


Figura 130 Señal ECG, NSR = 80, con compresión.

Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 131.

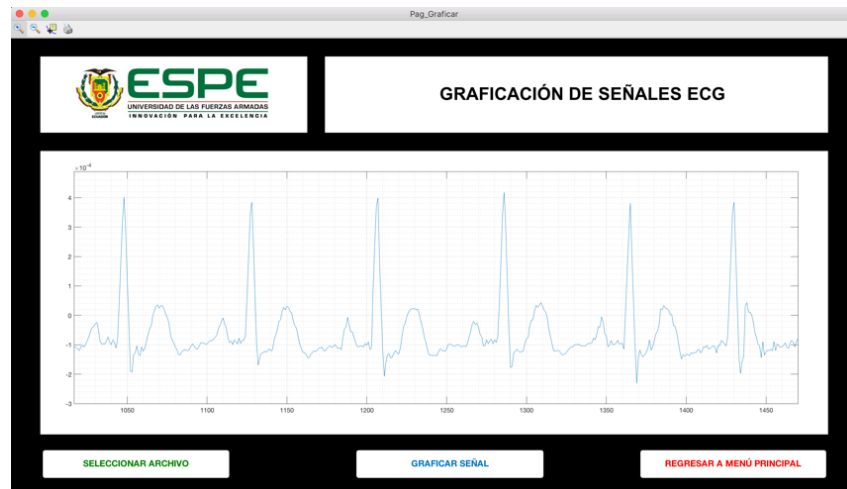


Figura 131 Señal ECG, NSR = 80, con compresión, con acercamiento.

5.2.6.3. Resultados de la prueba

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 128 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión mostrada en la Figura 131 indica que ambas señales presentan características similares, la Figura 132 muestra la señal comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

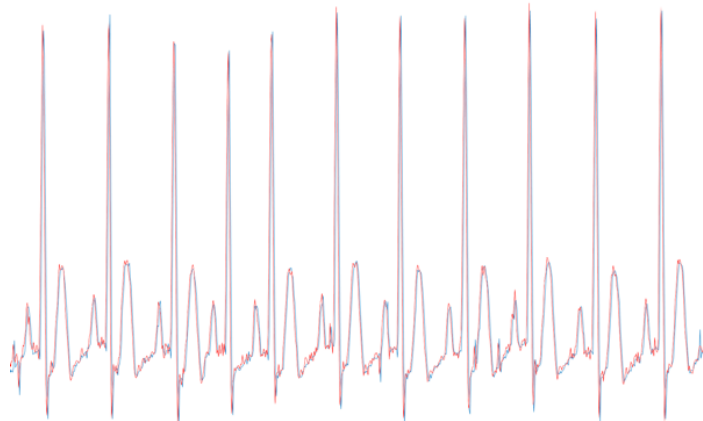


Figura 132 Señales original y comprimida con SNR=80.

5.2.7. Paciente en actividad normal (90 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 90 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.7.1. Adquisición SIN Compresión

La Figura 133 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG.

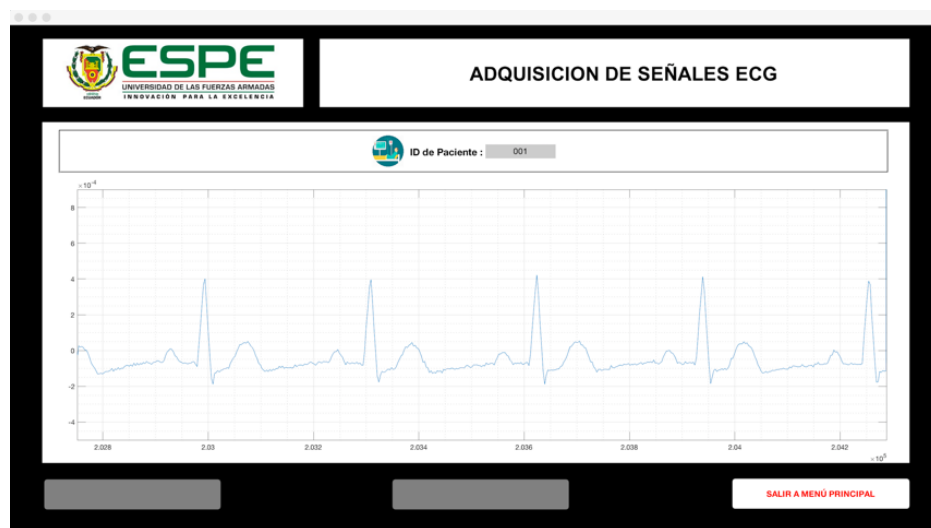


Figura 133 Señal ECG, NSR = 90, sin compresión.

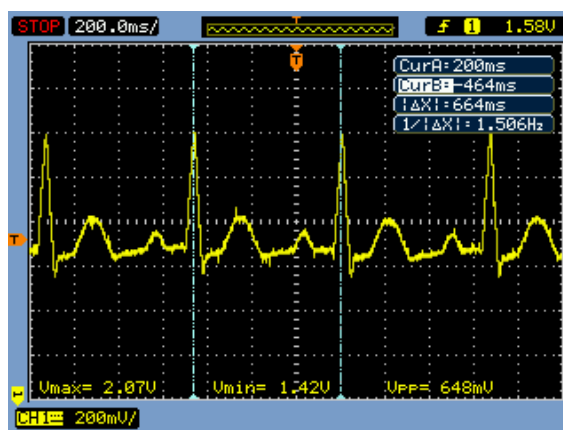


Figura 134 Señal ECG, NSR = 90, sin compresión en osciloscopio.

La Figura 134 muestra la misma señal ECG de 90 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

5.2.7.2. Adquisición con compresión

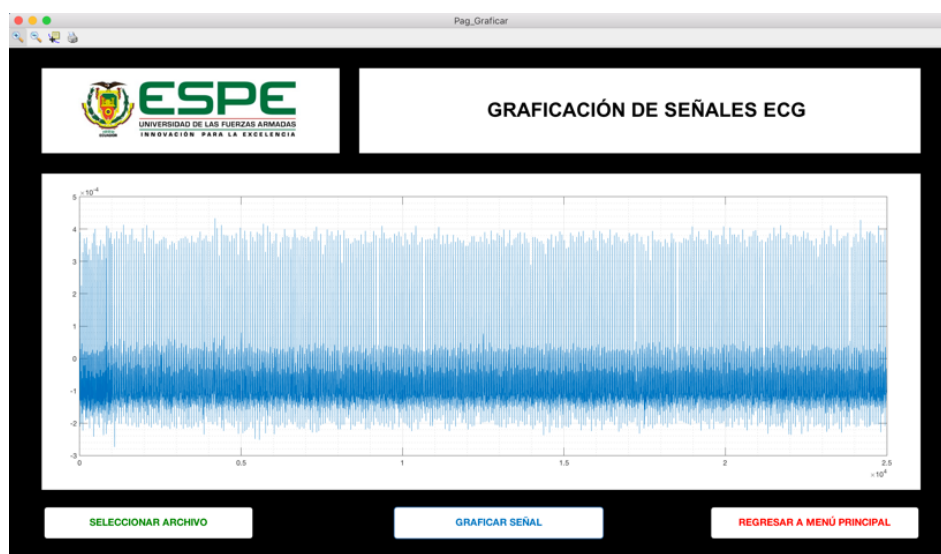


Figura 135 Señal ECG, NSR = 90, con compresión.

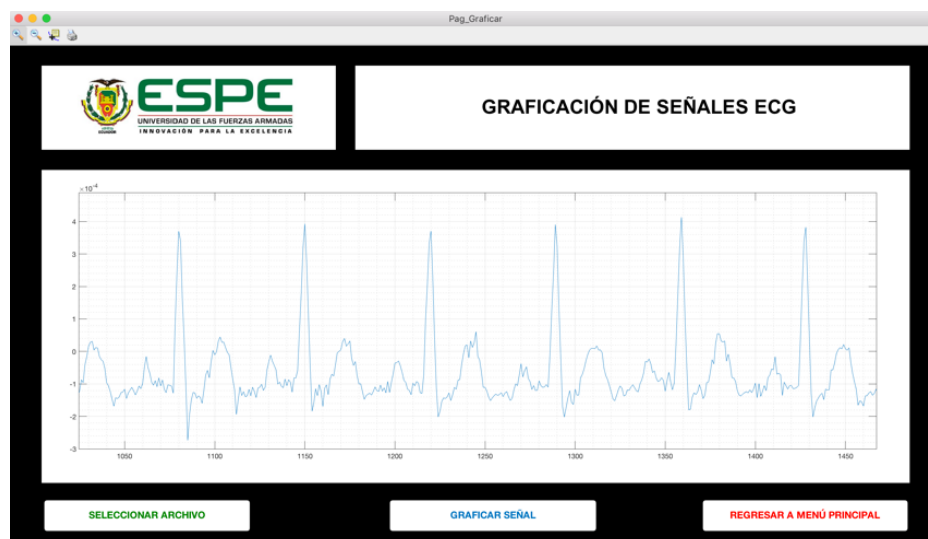


Figura 136 Señal ECG, NSR = 90, con compresión, con acercamiento.

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1348.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT

se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 135. Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 136.

5.2.7.3. Resultados de la prueba

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 133 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión mostrada en la Figura 136 indica que ambas señales presentan características similares, la Figura 137 muestra la señal comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

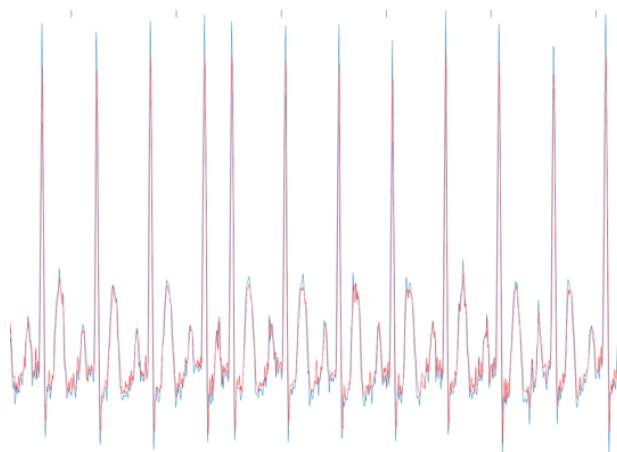


Figura 137 Señales original y comprimida con SNR=90.

5.2.8. Paciente con hipertensión (100 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 100 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.8.1. Adquisición sin compresión

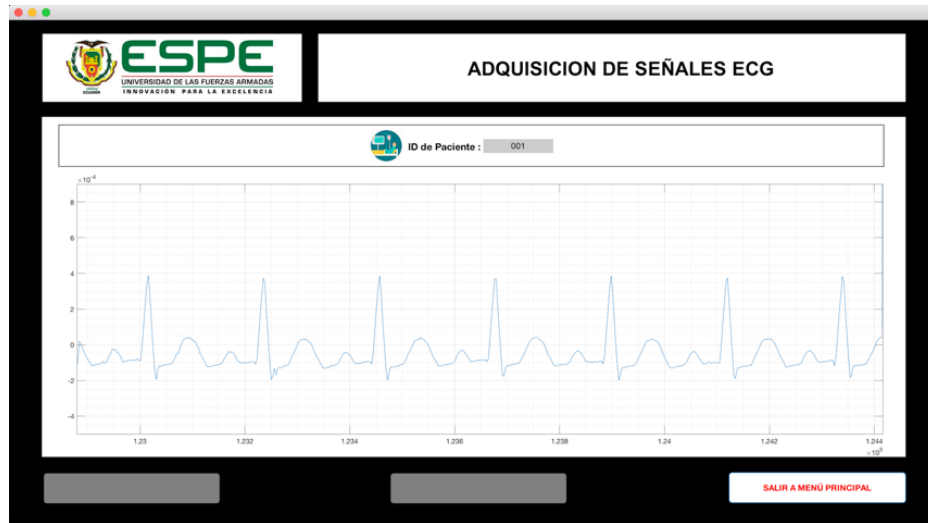


Figura 138 Señal ECG, NSR = 100, sin compresión.

La Figura 138 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG. La Figura 139 muestra la misma señal ECG de 100 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

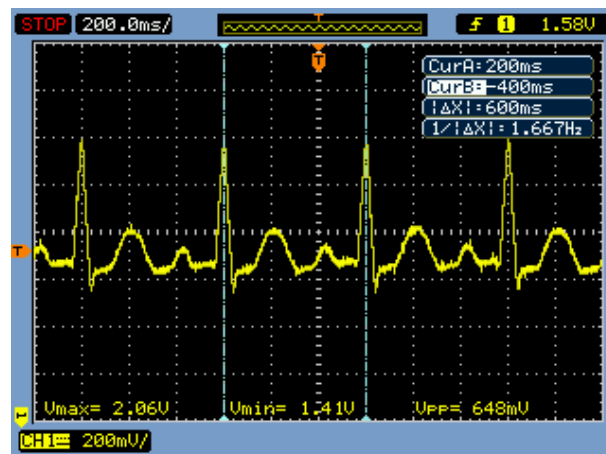


Figura 139 Señal ECG, NSR = 100, sin compresión en osciloscopio.

5.2.8.2. Adquisición CON Compresión

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1614.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT

se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 140.

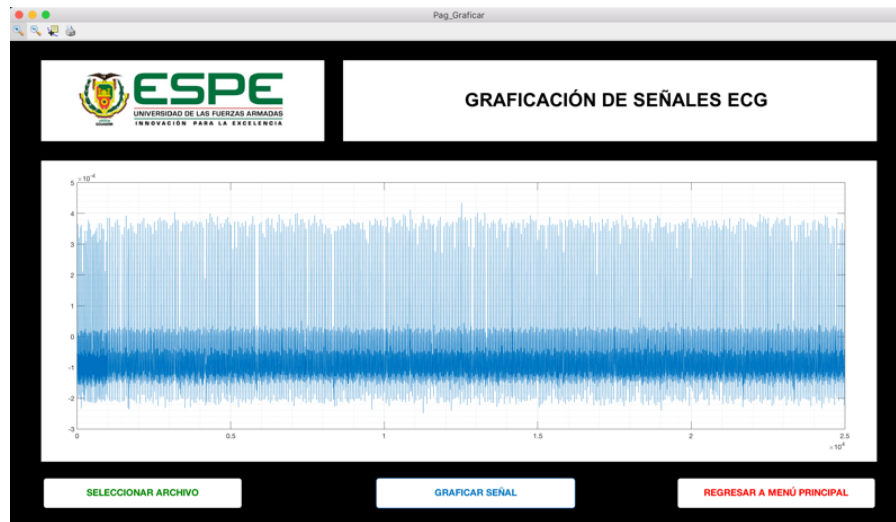


Figura 140 Señal ECG, NSR = 100, con compresión.

Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 141.

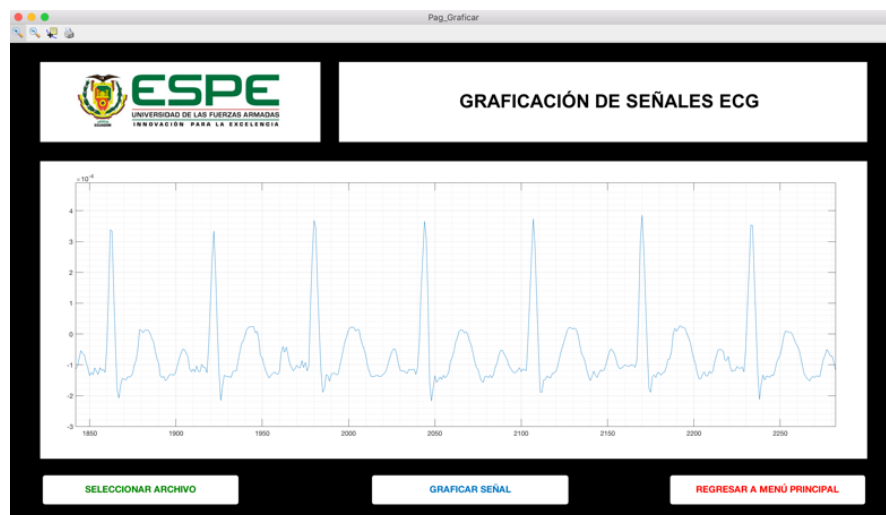


Figura 141 Señal ECG, NSR = 100, con compresión, con acercamiento.

5.2.8.3. Resultados de la prueba

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 138 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión mostrada en la Figura 141 indica

que ambas señales presentan características similares, la Figura 142 muestra la señal comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

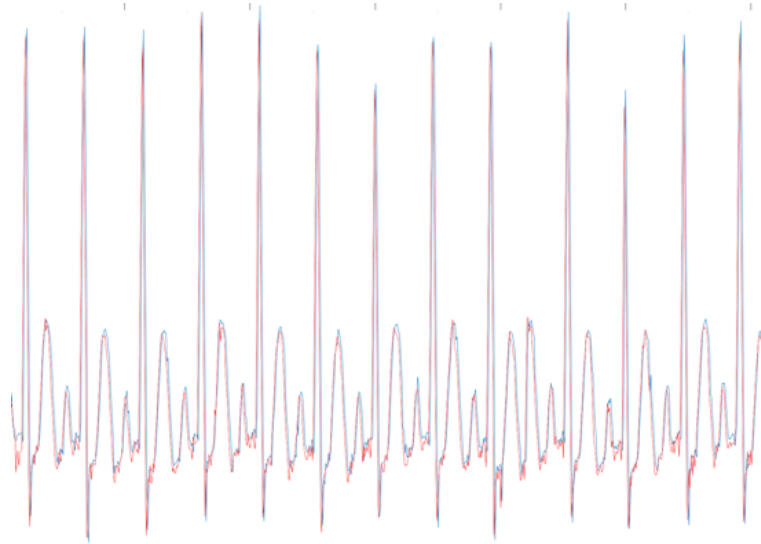


Figura 142 Señales original y comprimida con SNR=100.

5.2.9. Paciente con hipertensión (120 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 120 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.9.1. Adquisición SIN Compresión

La Figura 143 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG. La Figura 144 muestra la misma señal ECG de 120 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

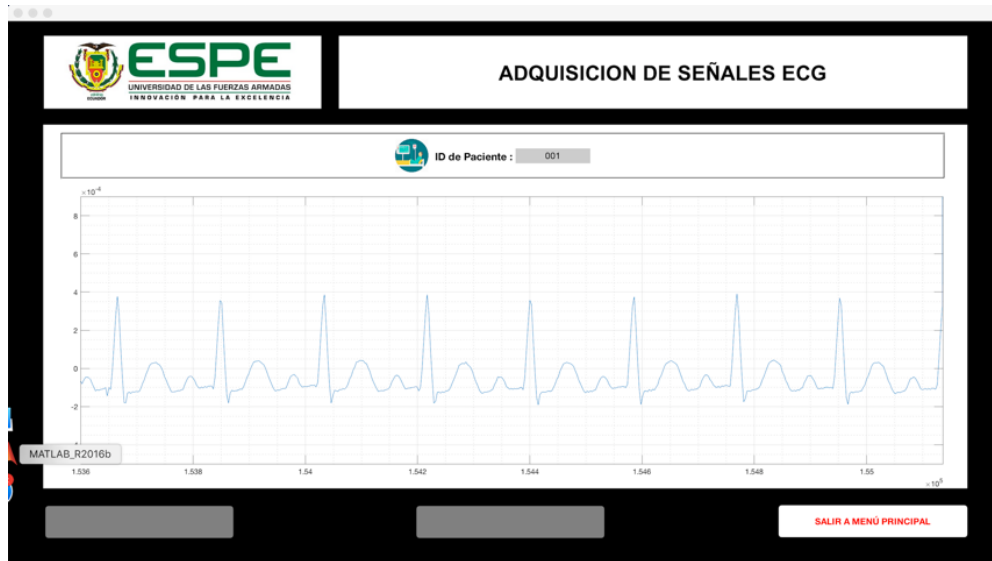


Figura 143 Señal ECG, NSR = 120, sin compresión.

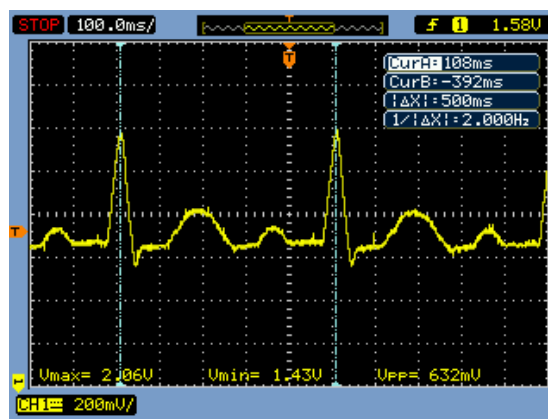


Figura 144 Señal ECG, NSR = 120, sin compresión en osciloscopio.

5.2.9.2. Adquisición CON Compresión

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1624.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 145.

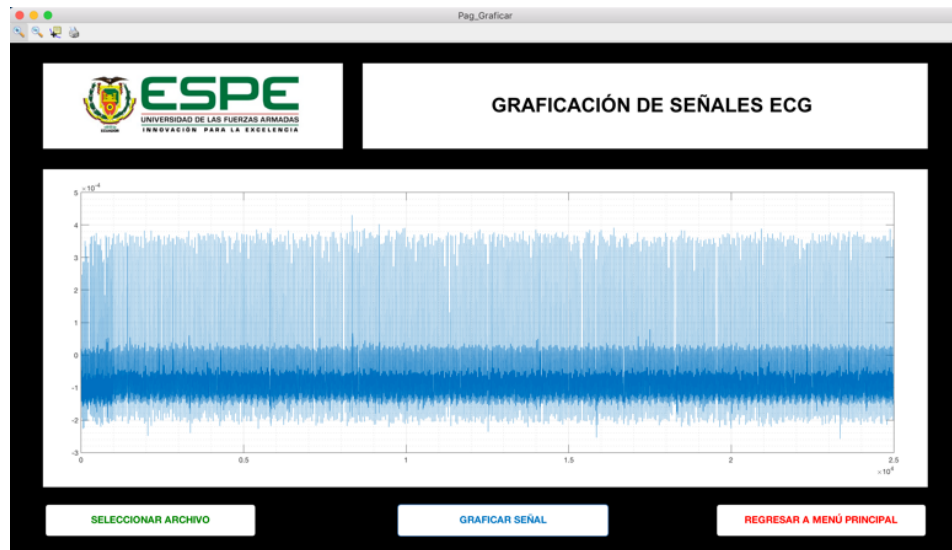


Figura 145 Señal ECG, NSR = 120, con compresión.

Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 146.

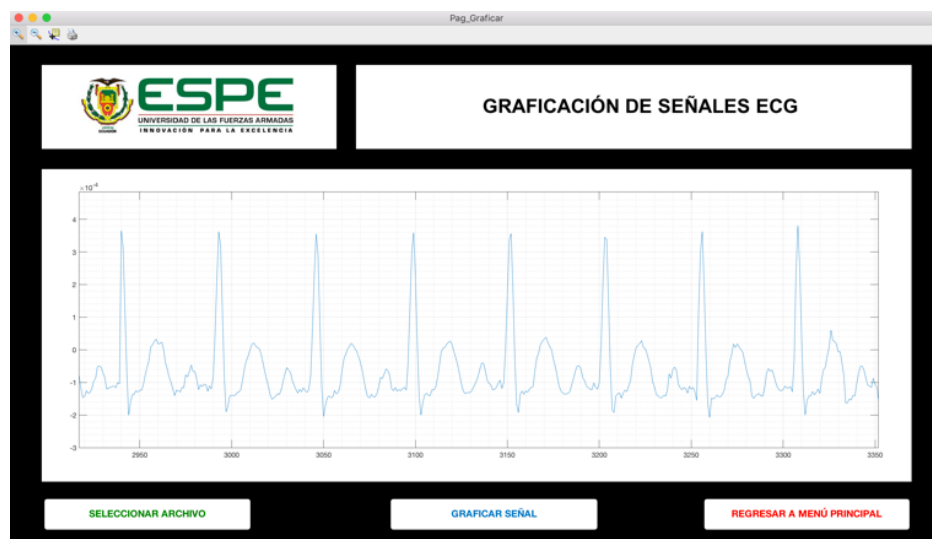


Figura 146 Señal ECG, NSR = 120, con compresión, con acercamiento.

5.2.9.3. Resultados de la prueba

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 143 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión mostrada en la Figura 146 indica que ambas señales presentan características similares, la Figura 147 muestra la señal

comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

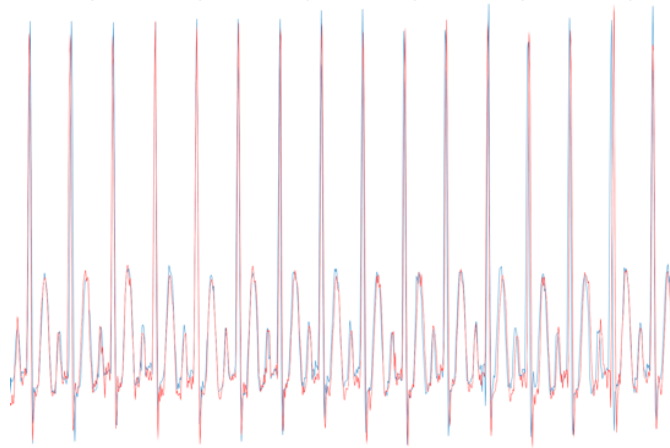


Figura 147 Señales original y comprimida con SNR=120.

5.2.10. Paciente con hipertensión (150 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 150 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.10.1. Adquisición sin compresión

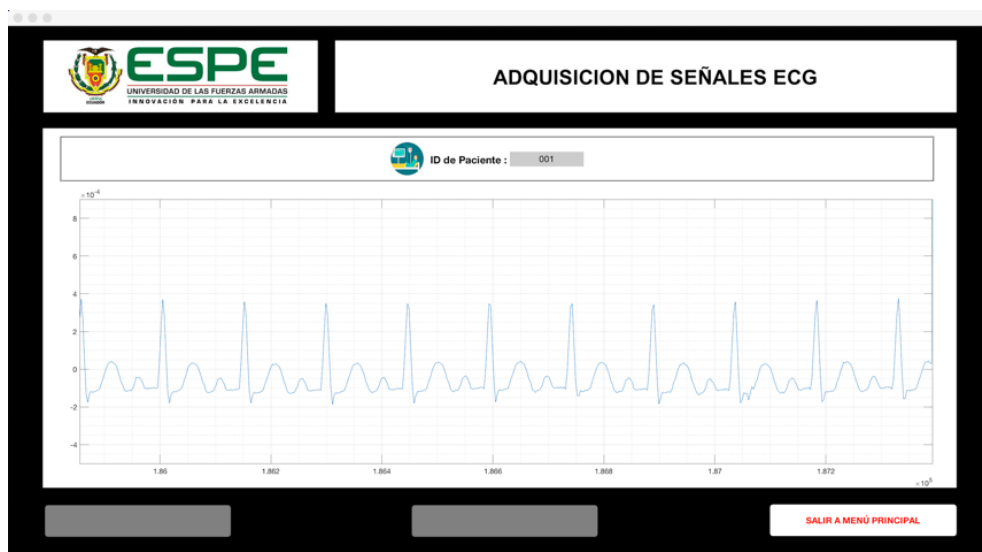


Figura 148 Señal ECG, NSR = 150, sin compresión.

La Figura 148 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG.

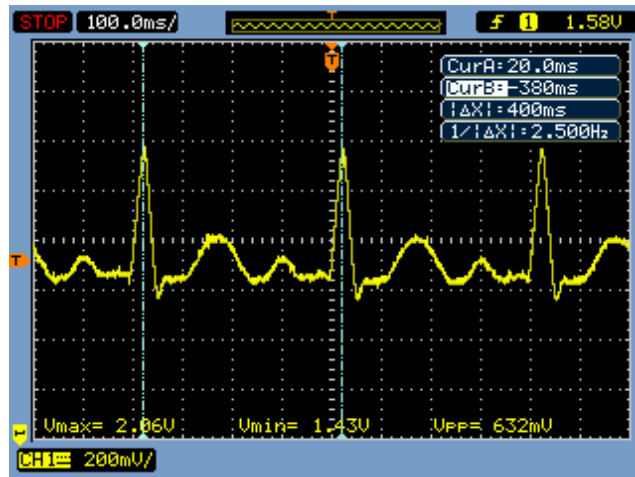


Figura 149 Señal ECG, NSR = 150, sin compresión en osciloscopio.

La Figura 149 muestra la misma señal ECG de 150 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

5.2.10.2. Adquisición con compresión



Figura 150 Señal ECG, NSR = 150, con compresión.

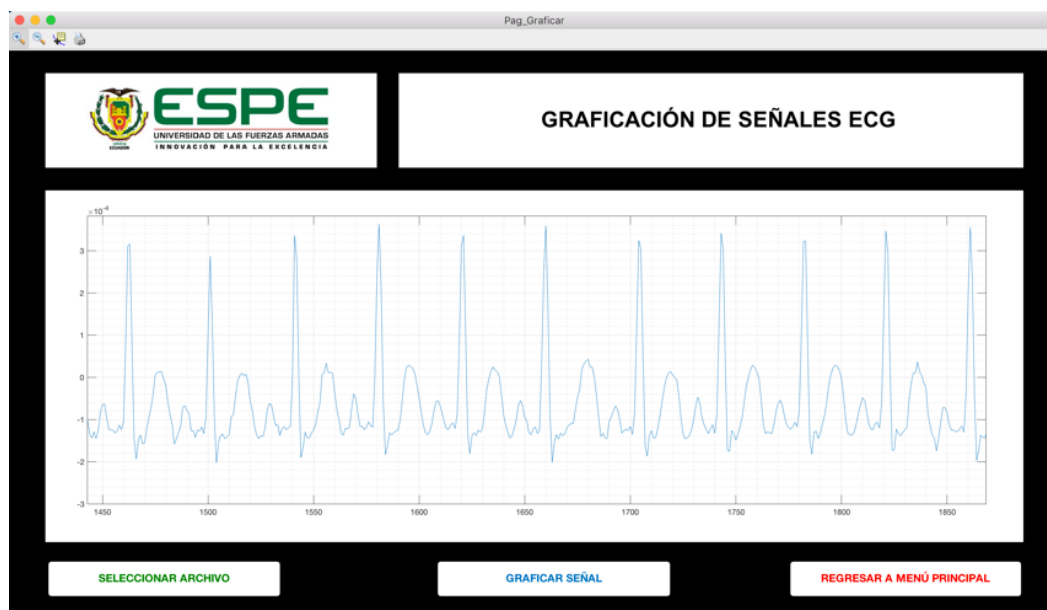


Figura 151 Señal ECG, NSR = 150, con compresión, con acercamiento.

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1633.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 150.

Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 151.

5.2.10.3. Resultados de la prueba

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 148 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión mostrada en la Figura 151 indica que ambas señales presentan características similares, la Figura 152 muestra la señal comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

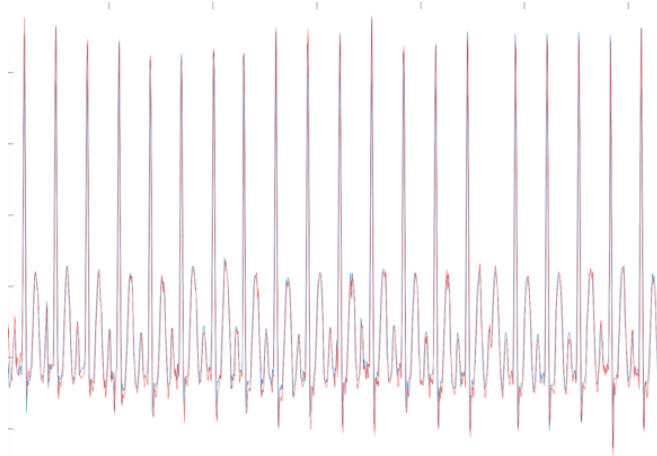


Figura 152 Señales original y comprimida con SNR=150.

5.2.11. Paciente con hipertensión (180 latidos por minuto)

Para la realización de esta prueba se han planteado las siguientes consideraciones:

- Ritmo de la señal ECG: 180 latidos por minuto
- Amplitud de la señal ECG: 1
- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)

5.2.11.1. Adquisición SIN Compresión

La Figura 153 muestra la señal ECG visualizada en la interfaz gráfica para PC, esta imagen se la observa en la Pantalla de Adquisición de Señales ECG.

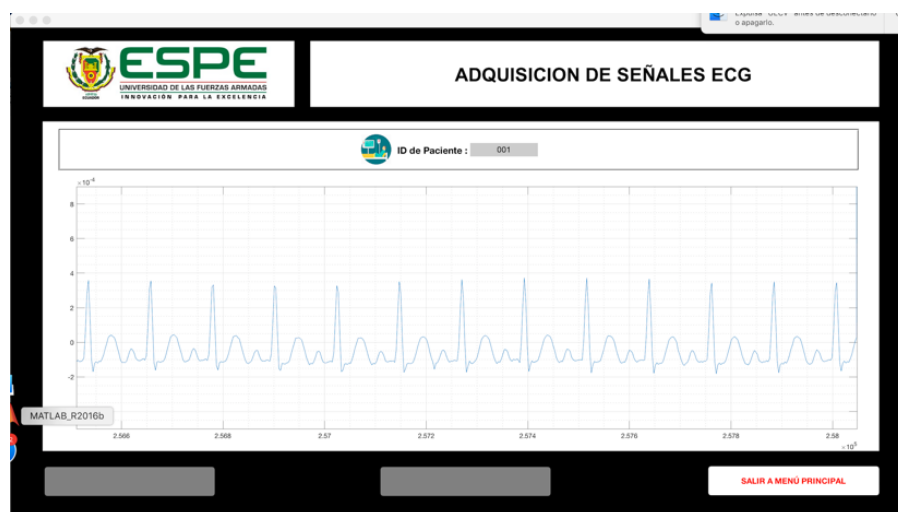


Figura 153 Señal ECG, NSR = 180, sin compresión.

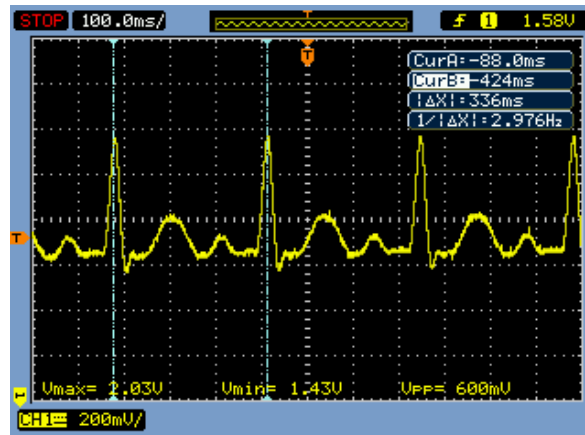


Figura 154 Señal ECG, NSR = 180, sin compresión en osciloscopio.

La Figura 154 muestra la misma señal ECG de 180 latidos por minutos visualizada con ayuda de un osciloscopio ubicado en el prototipo, la señal ECG mostrada en el osciloscopio no es procesada por el prototipo.

5.2.11.2. Adquisición sin compresión



Figura 155 Señal ECG, NSR = 180, con compresión.

Para ejecutar la adquisición y compresión de la señal ECG se ha considerado la adquisición durante un período de 5 minutos, el resultado de la señal adquirida se encuentra en el archivo 009_1641.TXT dentro de la tarjeta micro SD; el archivo TXT

se ha seleccionado en la Pantalla de Graficación para luego descomprimirlo y graficarlo. El resultado se observa en la Figura 155.

Una representación más detallada de la señal ECG generada se lo puede realizar con ayuda de un acercamiento al área de interés, se observa esto en la Figura 156.

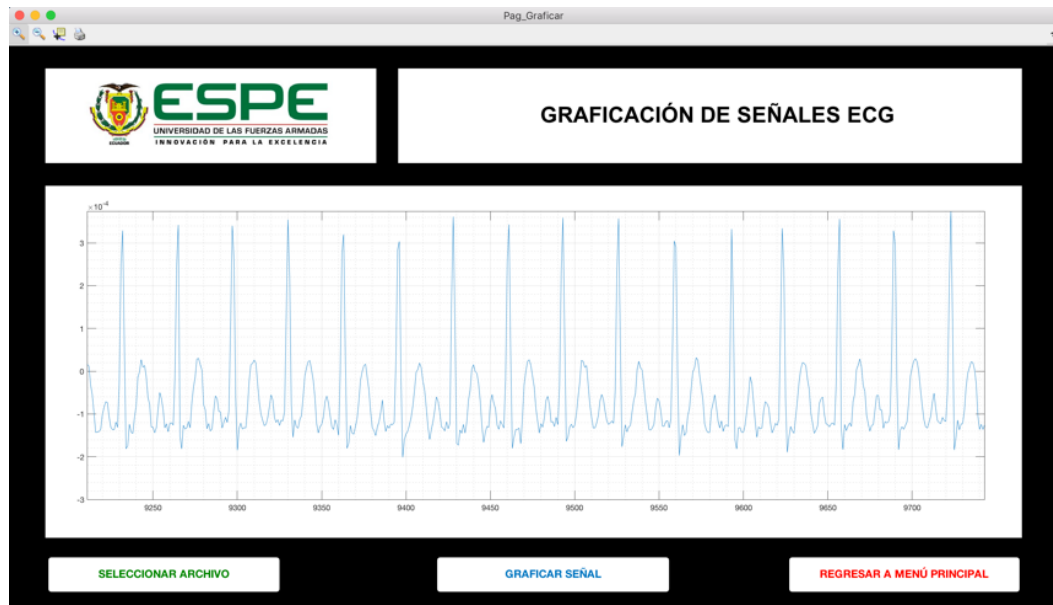


Figura 156 Señal ECG, NSR = 180, con compresión, con acercamiento.

5.2.11.3. Resultados de la prueba

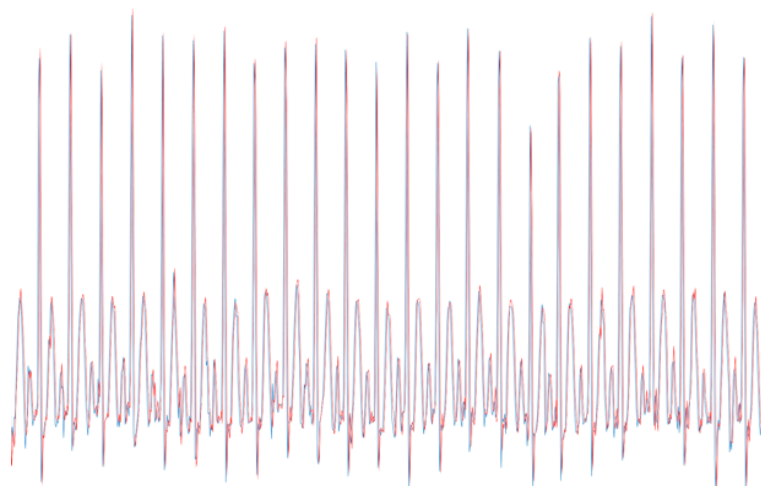


Figura 157 Señales original y comprimida con SNR=180.

Un análisis cualitativo entre la señal original mostrada en la Figura 153 y la señal luego del proceso de compresión y descompresión mostrada en la Figura 156 indica que ambas señales presentan características similares, la Figura 157 muestra la señal comprimida sobrepuesta a la señal original, la señal comprimida conserva las características de la señal original.

5.3. Pruebas de almacenamiento

Con la finalidad de evaluar el algoritmo de compresión y el tamaño del archivo TXT que genera un proceso de adquisición y compresión de una señal ECG se plantea el desarrollo de una prueba de almacenamiento con las siguientes consideraciones:

5.3.1. Consideraciones del prototipo

Las características que el prototipo debe reunir para las pruebas son las siguientes:

- Tensión en la Batería LI – PO: 4.52V
- Capacidad de la Batería: 900 mAh
- Frecuencia de operación del microcontrolador: 168 MHz.
- Frecuencia de muestreo de la señal ECG: 250 Hz.
- Velocidad de transmisión del módulo bluetooth: 115200 baudios.
- Acción a ejecutar: Adquirir señal ECG sin compresión.

5.3.2. Consideraciones de la señal ECG

- Tipo de señal ECG: Ritmo Sinusal Normal (NSR)
- Ritmo de la señal ECG: de acuerdo a la Tabla 15 y a la .
- Amplitud de la señal ECG: 1

5.3.3. Consideraciones de la interfaz gráfica

- Versión de MATLAB: R2016b
- Datos de paciente a ingresar en Pantalla de Registro de Paciente:
 - Apellidos: Pineda López
 - Nombres: Flavio Minos
 - CI: 1102866660

- Edad: 45 (años)
- Teléfono: 2798346
- Sexo: Masculino
- ID de paciente asignado: 009
- Selección en Pantalla de Registro de Paciente: Comprimir ECG.

5.3.4. Pruebas del tamaño del archivo comprimido

Esta prueba determinará el tiempo en el cual puede ser monitoreado un paciente hasta que el tamaño del archivo de texto TXT generado ocupe todo el espacio de almacenamiento de una tarjeta micro SD de 4GB de capacidad.

5.3.4.1. Desarrollo de la prueba.

Para el desarrollo de la prueba de almacenamiento se ha adquirido una señal ECG con diferentes ritmos durante 1 hora de adquisición, una vez transcurrido este tiempo se ha comprimido la señal ECG; el tamaño del archivo de texto generado por el prototipo luego del proceso de adquisición y compresión de la señal ECG se lo ha aproximado con el fin de establecer el tiempo necesario para que un archivo de texto con una señal ECG de similares características ocupe todo el espacio de almacenamiento de una tarjeta microSD de 4GB.

5.3.4.2. Resultados de la prueba.

Tabla 15
Tiempo de adquisición y tamaño de archivo comprimido.

NRS = 30	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	121 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.4	11.2	33.6	4096 aprox.
NRS = 60	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	108 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.58 MB	12.64 MB	37.92 MB	4096 aprox.
NRS = 70	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	104 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.64 MB	13.12 MB	39.36 MB	4096 aprox.
NRS = 80	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	100 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.7 MB	13.6 MB	40.8 MB	4096 aprox.
NRS = 90	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	94 días

CONTINÚA 

	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.8 MB	14.4 MB	43.2 MB	4096 aprox.
NRS = 100	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	89 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.9 MB	15.2 MB	45.6 MB	4096 aprox.
NRS = 120	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	81 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	2.1 MB	16.8 MB	50.4 MB	4096 aprox.
NRS = 150	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	74 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	2.3 MB	18.4 MB	55.2 MB	4096 aprox.
NRS = 180	Tiempo de adquisición	1 hora	8 horas	1 día	68 días
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	2.5	20	60	4096 aprox.

La Tabla 15 muestra el tamaño del archivo de texto de una señal ECG comprimida con diferentes ritmos y el tiempo aproximado de adquisición necesario para ocupar todo el espacio de almacenamiento de una tarjeta microSD de 4GB.

5.3.5. Prueba de tasa de compresión

Esta prueba determina la relación que existe entre el tamaño del archivo de texto con datos comprimidos y el tamaño de un archivo de texto con datos sin comprimir, con ayuda de la tasa de compresión se podrá determinar en cuánto ha sido comprimido el archivo original.

5.3.5.1. Desarrollo de la prueba

Para el desarrollo de esta prueba se ha adquirido una señal ECG con diferentes ritmos durante 1 hora, una vez transcurrido este tiempo se ha comprimido la señal ECG; el valor que se pretende calcular es la relación entre el tamaño del archivo con la señal ECG sin comprimir y el tamaño del archivo con la señal ECG comprimida y se conoce como tasa de compresión.

5.3.5.2. Resultados de la prueba

La Tabla 16 muestra el tamaño del archivo de texto con la señal ECG sin comprimir y el tamaño del archivo que contiene la señal ECG comprimida con diferentes ritmos, la tasa de compresión muestra la relación existente entre los tamaños de los dos archivos.

Tabla 16
Tasa de Compresión.

NSR = 30	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.4
	Tasa de compresión	3.02
NSR = 60	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.58
	Tasa de compresión	2.68
NSR = 70	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.64
	Tasa de compresión	2.58
NSR = 80	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.7
	Tasa de compresión	2.49
NSR = 90	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.8
	Tasa de compresión	2.35
NSR = 100	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	1.9
	Tasa de compresión	2.22
NSR = 120	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	2.1
	Tasa de compresión	2.01
NSR = 150	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	2.3
	Tasa de compresión	1.84
NSR = 180	Tamaño del archivo sin comprimir (MB)	4.227
	Tamaño del archivo comprimido (MB)	2.5
	Tasa de compresión	1.69

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Al finalizar las diferentes pruebas en el prototipo para adquisición y compresión de señales ECG y con los resultados obtenidos se ha podido reunir las siguientes conclusiones y recomendaciones:

6.1. Prototipo para adquisición y compresión de señales ECG.

El uso de tarjetas de adquisición como la tarjeta BITalino ECG Sensor que se utilizó en la etapa de adquisición del prototipo son gran aporte debido a que simplifican el diseño del prototipo, permiten obtener señales ECG confiables de gran calidad, con un nivel de ruido reducido, por lo tanto, se recomienda utilizar este tipo de dispositivos para trabajos en los cuales el objetivo principal sea el procesamiento de la señal ECG.

El módulo de alimentación BITalino PWR que implementa el prototipo permite un manejo confiable de la energía suministrada al prototipo; la facilidad y practicidad con la que el módulo de almacenamiento permite la recarga de energía de la batería LI – PO. Se recomienda ampliamente el uso de este tipo de dispositivos en prototipos portátiles que estén conformados por dispositivos electrónicos que requieran tensión y corrientes estables.

Gracias al diseño e implementación que se realiza en este trabajo de investigación se puede concluir que se hace necesario que el módulo de adquisición y el módulo de alimentación pertenezcan al mismo fabricante y de esta manera solucionar problemas que involucren la polarización de circuitos análogos y digitales que puedan conformar el prototipo y la etapa de adquisición de la señal ECG.

Para la implementación de la etapa de procesamiento del prototipo se utilizó un microcontrolador con elevadas características técnicas, sin embargo como es de suponer al día de hoy se están desarrollando microcontroladores más eficientes, eficaces y con mayor capacidad de procesamiento, por lo tanto, al desarrollar proyectos como el descrito en este trabajo se recomienda realizar un profundo análisis

de mercado con el fin de comparar, evaluar y seleccionar el microcontrolador que mejor desarrolle el procesamiento de datos.

Con ayuda del microcontrolador seleccionado se ha logrado adquirir mediante el módulo conversor ADC una señal ECG de una derivación bipolar, realizar el proceso de Compresión de la señal ECG mediante Banco de Filtros Coseno Modulado, comunicar y controlar el funcionamiento del prototipo con una interfaz gráfica mediante tecnología Bluetooth y almacenar la señal ECG comprimida en una tarjeta microSD en un determinado tiempo; se concluye por tanto que la selección del microcontrolador debe obedecer al tiempo y a la velocidad de procesamiento de datos.

Con ayuda de las pruebas realizadas se pudo determinar que la capacidad de las tarjetas microSD colocadas en el prototipo y por ende su velocidad de lectura y escritura logran mejorar el tiempo de compresión de la señal ECG, el prototipo sin embargo admite tarjetas de hasta 4GB de capacidad en formato FAT lo que lo hace inoperable con tarjetas microSD de mayor capacidad que al día de hoy se han llegado a ser comunes.

El tamaño reducido del prototipo responde al uso de tecnología SMD de sus componentes, el uso de esta tecnología es al día de hoy accesible ya que simplifica el diseño de la tarjeta electrónica y está presente en la mayoría de artefactos electrónicos que podemos encontrar en el mercado.

6.2. Algoritmo de compresión banco de filtros coseno modulado.

En una versión preliminar de prueba de la implementación del algoritmo en el microcontrolador se adquiere un segmento ECG compuesto por 1024 datos para posteriormente comprimirlo, luego se adquiere un nuevo segmento ECG y se lo comprime, este proceso se efectúa sucesivamente por el tiempo que se desee adquirir la señal ECG; el problema de esta técnica radica en el tiempo que el microcontrolador realiza el proceso de compresión de un segmento, al observar toda la señal ECG comprimida se aprecian interrupciones y saltos en la señal ECG, cada salto e interrupción en la continuidad de la señal obedece al tiempo que tarda el

microcontrolador en comprimir un segmento ECG, este tiempo es superior a un período de muestreo de la propia señal; para cuando se termina de comprimir un segmento ECG se ha perdido la información del segmento siguiente, se va a adquirir entonces un nuevo segmento ECG desplazado en tiempo el valor que el microcontrolador tarda en comprimir y procesar el segmento anterior.

Una alternativa de implementación del algoritmo de compresión es almacenar cada uno de los 1024 datos adquiridos de la señal ECG en la tarjeta micro SD, luego que se ha decidido terminar de adquirir la señal ECG comienza el proceso de compresión el cual consiste en leer el archivo de la señal original y comprimir cada uno de los segmentos ECG que contenga la señal, esta alternativa de solución fue la que mejores resultados expuso.

El lenguaje de programación mikroC hizo más amigable y fácil de implementar cada una de las etapas que componen el algoritmo, como resultado se obtuvo un algoritmo eficiente, robusto, y reutilizable para futuras investigaciones, se pueden añadir mejoras con la finalidad de reducir el tiempo de compresión de un segmento ECG y optimizar la capacidad de procesamiento del microcontrolador.

Una de las principales limitaciones del algoritmo de compresión Banco de Filtros Coseno Modulado es que para su operación requiere de 1024 datos correspondientes a un segmento ECG y cuyos datos deben ser previamente adquiridos, lo cual hace imposible realizar cualquier procesamiento sin antes disponer de los datos del segmento ECG.

El valor “número de elementos significativos” que se extrae en el proceso de compresión de un segmento ECG es de tamaño variable, depende en mayor parte del tipo de señal ECG a comprimir, mientras mayor es el ritmo de la señal ECG más elementos significativos tendrá y por ende el vector Elementos Significativos y el vector resultante del proceso de cuantización serán de mayor longitud. El tamaño de un archivo comprimido varía dependiendo el número de elementos significativos de cada segmento que lo conforma.

Se ha logrado optimizar el algoritmo de compresión implementando una matriz convolucional que realiza el filtrado de la señal ECG y la descompone en 16 subbandas cada una con un ancho de banda $\pi/16$, la matriz convolucional además realiza el proceso de diezmado de cada subbanda, de esta manera se logra reducir tiempo de procesamiento del microcontrolador.

6.3. Interfaz gráfica.

Se ha diseñado una interfaz gráfica simple, intuitiva y fácil de operar en la cual se ha incluido una base de datos que permite llevar un registro de los pacientes que hagan uso del prototipo. La base de datos proporciona un identificador único para cada paciente, en un proceso de adquisición y compresión el identificador está asociado al nombre de archivo TXT que el prototipo almacena en la tarjeta microSD.

Una de las principales funciones de la interfaz gráfica es la de controlar y supervisar el funcionamiento del prototipo. En modo adquisición continua la interfaz gráfica permite la visualización de la señal ECG que el prototipo genera sin realizar la compresión. En modo adquisición y compresión la interfaz gráfica implementa el monitoreo del estado del prototipo.

En la interfaz gráfica se ha incluido el algoritmo de descompresión y de esta manera visualizar la señal ECG que contiene el archivo de texto TXT ubicado en la tarjeta microSD.

BIBLIOGRAFÍA

- Micó, P. (2005). *Nuevos desarrollos aplicaciones basados en métodos estocásticos para el agrupamiento no supervisado de latidos en señales electrocardiográficas*. Valencia, España: Universidad Politécnica de Valencia.
- Segura, J., Cuesta, D., Samblás, L., & Aboy, M. (2004). A microcontroller-based portable electrocardiograph recorder. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.*, 1686–1690.
- Gómez, C., & Vargas, H. (2012). *PROTOTIPO DE DISPOSITIVO PARA LA COMPRESIÓN Y TRANSMISIÓN INALÁMBRICA DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS EN TIEMPO REAL*. Universidad de los Llanos. Villavicencio, Colombia: Facultad de Ciencias Básicas e Ingeniería.
- Muñoz Mari, J. (1997). *COMPRESIÓN DE ECG EN TIEMPO REAL CON EL DSP TMS320C25*. Universitat de València, Departamento de Electrónica e Informática, Valencia.
- Pineda López, F. M. (2011). *Compresión de ECG en tiempo real con el ADSP-TS201 mediante Banco de Filtros Coseno Modulado*. Universidad Rey Juan Carlos, Fuenlabrada.
- Blanco Velasco, M., Cruz Roldan, F., López Ferreras, F., Bravo Santos, A., & Martínez Muñoz, D. (9 de Julio de 2004). A low computational complexity algorithm for ECG signal compression. *Elsevier*, 4-20.
- Cetin, A., Koymen, H., & Aydin, M. (1993). Multichannel ECG data compression by multirate signal processing and transform domain coding technique. *IEEE Trans Biomed Eng*, 40(5)-495-9.
- Allen, V., & Belina, J. (11-14 de Noviembre de 1992). ECG data compression using the discrete cosine transform (DCT). *Proceedings of computers in cardiology*, 687-190.
- Ahmed, N., Milne, P., & SG, H. (1975). Electrocardiographic data compression via orthogonal transforms. *IEEE Trans Biomed Eng*, 484-487.
- Istepenian, R., & Petrosian, A. (2000). Optimal zonal wavelet-based ECG data compression for a mobile telecardiology system. *IEEE Trans InfTech Biomed*, 4(3):200–11.

- Kim, B., Yoo, S., & Lee, M. (2006). Wavelet-based low-delay ECG compression algorithm for continuous ECG transmission. *IEEE Trans Inf Tech Biomed*, 77–83.
- Manikandan, M., & Dandapat, S. (2006). Wavelet threshold based ECG compression using USZZQ and Huffman coding of DSM. *Biomed Signal Process Control*, 1(4):261–70.
- Sufi, F., & Kalil, I. (2011). Diagnosis of cardiovascular abnormalities from compressed ECG: a data mining based approach. *IEEE Tran Biomed Eng*, 15(1):33–9.
- Sufi, F., & I, K. (2008). Enforcing secured ECG transmission for realtime telemonitoring: a joint encoding, compression, encryption mechanism. *Secur Comm Netw*, 1(5):389–405.
- Bhate, K. (2004). IMPLEMENTATION AND COMPARISON OF COSINE MODULATED FILTER BANKS ON A FIXED POINT DIGITAL SIGNAL PROCESSOR. *Texas Tech University*.
- Blanco Velasco, M., Cruz Roldan, F., Godino Llorente, J., & Barner, K. (2004). ECG compression with retrieved quality guaranteed. *Electronics Letters*, 1466–1467.
- Mendoza, G. C. (5 de 5 de 2011). *Enfermerix*. Obtenido de <http://enfermerix.blogspot.com/2011/05/blog-post.html>
- infoMED. (2010). *El Electrocardiograma. Componentes. Valores normales y Semiología de sus perturbaciones*. Habana.
- Gupta, R., Madhuchhanda, M., & Jitendranath, B. (2014). *ECG Acquisition and Automated Remote Processing*. Kolkata: Springer.
- PLUX – Wireless Biosignals, S.A. (2015). *Electrocardiography (ECG) Sensor Data Sheet*. Lisboa, Portugal.
- Elastic Sheep*. (12 de 1 de 2010). Obtenido de <http://elasticsheep.com/2010/01/reading-an-sd-card-with-an-atmega168/>
- BVS Cuba. (2005). *Cardiología: Activación Normal del Corazón*. Obtenido de BVS Cuba Libros de Autores Cubanos: <http://gsdl.bvs.sld.cu>
- Montoya Toro, M. (2012). *Fundamentos de Medicina Cardiológica*. Medellín: CIB.