

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL Y
AUTOMÁTICA
TRABAJO FIN DE GRADO

***PROPUESTA DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN
Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES
BIOELÉCTRICAS EN EL ENTORNO LABVIEW***

Alumno/Alumna: Zorrilla Padilla, Aitziber
Director/Directora (1): Oleagordia Aguirre, Iñigo Javier

Curso: 2018-2019

Fecha: 11 de febrero de 2019

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN.....	7
1.1	CONCEPTO DE BIOMEDICINA.....	7
1.2	CONCEPTO DE BIOINGENIERIA.....	7
1.3	CONCEPTO DE BIOELECTRICIDAD.....	7
2	OBJETIVO DEL PROYECTO.....	8
3	DESCRIPCIÓN GENERAL.....	9
4	BASE TEÓRICA.....	10
4.1	ESTUDIO DE LA TEMPERATURA DEL CUERPO HUMANO.....	10
4.2	ESTUDIO DE LA RESISTENCIA DE LA PIEL.....	10
4.3	ACELERÓMETRO.....	10
4.4	ELECTROCARDIOGRAMA.....	11
5	DIAGRAMA DE FLUJO DE LA PROGRAMACIÓN.....	12
6	JERARQUÍA.....	13
7	FUNCIONAMIENTO Vis.....	16
8	HERRAMIENTAS SOFTWARE.....	35
9	SIMULACIONES.....	37
9.1	ELECTROCARDIOGRAMA.....	37
10	MEASUREMENT & AUTOMATION (MAX):.....	38
10.1	ADQUISICIÓN DE TEMPERATURA.....	40
10.2	ADQUISICIÓN DE RESISTENCIA DE LA PIEL.....	44
10.3	ADQUISICIÓN DE LA POSICIÓN DEL CUERPO.....	50
10.4	ADQUISICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA.....	55
11	PUESTA EN MARCHA.....	57
12	PLIEGO DE CONDICIONES (RECOMENDACIONES PARA EL CONSTRUCCION DE UN SISTEMA REAL).....	60
12.1	OBJETIVO DEL PLIEGO.....	60
12.2	CONDICIONES TÉCNICAS.....	61
12.2.1	Documentación y normativa.....	61
12.3	CONDICIONES FACULTATIVAS.....	61
12.3.1	Garantía técnica.....	61
12.3.2	Secreto profesional.....	62
13	MEJORAS.....	63
13.1	LECTURA ECG.....	63
13.2	LECTURA MÚLTIPLE.....	67
14	ANEXOS.....	69
14.1	FUNCIONES UTILIZADAS.....	69
14.2	TARJETA DE ADQUISICIÓN.....	93
15	BIBLIOGRAFÍA.....	124

eman ta zabal zazu



Universidad
del País Vasco

Euskal Herriko
Unibertsitatea

BILBOKO
INGENIARITZA ESKOLA

ESCUELA
DE INGENIERÍA DE BILBAO

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA	9
Fig. 2 Derivación I de un ECG	11
Fig. 3 DERIVACIÓN II DE UN ECG.....	11
Fig. 4 ONDA STANDARD ECG	12
Fig. 5 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA PROGRAMACIÓN.....	13
Fig. 6 JERARQUÍA VI PRINCIPAL	14
Fig. 7 JERARQUÍA SubVI FILES y SubVI SIM.....	15
Fig. 8 JERARQUÍA SubVI ADQ.....	15
Fig. 9 PANEL FRONTAL VI ADQUISICION/REPRESENTACIÓN DATOS.....	16
Fig. 10 DIAGRAMA BLOQUES VI ADQUISICIÓN/REPRESENTACIÓN	17
Fig. 11 DIAGRAMA BLOQUES VI ADQUISICIÓN/REPRESENTACIÓN	18
Fig. 12 DIAGRAMA BLOQUES VI ADQUISICIÓN/REPRESENTACIÓN	19
Fig. 13 DIAGRAMA BLOQUES VI ADQUISICIÓN/REPRESENTACIÓN	20
Fig. 14 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN TEMPERATURA	21
Fig. 15 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN RESISTENCIA PIEL.....	22
Fig. 16 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN POSICIÓN	23
Fig. 17 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN FRECUENCIA CARDIACA	24
Fig. 18 DIAGRAMA DE BLOQUES VI MEMORIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS.....	25
Fig. 19 DIAGRAMA DE BLOQUES VI MEMORIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS.....	25
Fig. 20 DIAGRAMA DE BLOQUES VI MEMORIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS.....	26
Fig. 21 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS PREVIAMENTE	27
Fig. 22 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS RESISTENCIA ADQUIRIDOS PREVIAMENTE	27
Fig. 23 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS TEMPERATURA ADQUIRIDOS PREVIAMENTE	28
Fig. 24 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS POSICIÓN ADQUIRIDOS PREVIAMENTE	29
Fig. 25 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS FRECUENCIA CARDIACA ADQUIRIDOS PREVIAMENTE.....	30
Fig. 26 PROGRAMACIÓN DE LOS CANALES DE ADQUISICIÓN DE LA TARJETA VIRTUAL.....	31
Fig. 27 SUBVI ADQUISICIÓN TARJETA VIRTUAL NI.....	31
Fig. 28 DIAGRAMA BLOQUES SUBVI FILES.....	32
Fig. 29 DIAGRAMA BLOQUES SUBVI FILES.....	33
Fig. 30 INTERFAZ USUARIO VI PRINCIPAL ELECCIÓN DE ACTIVIDAD	33
Fig. 31 EJEMPLO REPRESENTACIÓN DE DATOS ECG	34
Fig. 32 INTERFAZ VI ADQUISICIÓN Y REPRESENTACIÓN	35
Fig. 33 ESQUEMA ORCAD PCB.....	36
Fig. 34 LAYOUT TARJETAS ADQUISICIÓN.....	36
Fig. 35 SEÑAL ESTÍMULO	38
Fig. 36 INTERFAZ MEASUREMENT & AUTOMATION EXPLORER (MAX).....	39

Fig. 37 ESQUEMA HW ADQUISICIÓN TEMPERATURA	40
Fig. 38 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE TEMPERATURA	41
Fig. 39 CAPTURE CTO ADQ TEMPERATURA.....	41
Fig. 40 LAYOUT PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA	42
Fig. 41 PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA CAPA ASSEMBLY	43
Fig. 42 PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA CAPA BOTTOM.....	43
Fig. 43 ESQUEMA HW ADQUISICIÓN RESISTENCIA PIEL.....	44
Fig. 44 PUENTE DE WHEASTSTONE.....	45
Fig. 45 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE RESISTENCIA DE LA PIEL	46
Fig. 46 CAPTURE CTO ADQ RESISTENCIA DE LA PIEL.....	47
Fig. 47 LAYOUT PCB ADQUISICIÓN RESISTENCIA DE LA PIEL	48
Fig. 48 PCB ADQUISICIÓN RESISTENCIA DE LA PIEL CAPA ASSEMBLY	49
Fig. 49 PCB ADQUISICIÓN RESISTENCIA DE LA PIEL CAPA BOTTOM.....	50
Fig. 50 ESQUEMA HW ADQUISICIÓN POSICIÓN	51
Fig. 51 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE LA POSICIÓN	51
Fig. 52 CAPTURE CTO ADQ POSICIÓN.....	52
Fig. 53 LAYOUT PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA	53
Fig. 54 PCB ADQUISICIÓN POSICIÓN CAPA ASSEMBLY	54
Fig. 55 PCB ADQUISICIÓN POSICIÓN CAPA BOTTOM.....	55
Fig. 56 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE FRECUENCIA CARDIACA	56
Fig. 57 FILTRO PASO BAJO IDEAL.....	57
Fig. 58 FILTRO PASO BAJO REAL.....	57
Fig. 59 VI_SIM_VS_ADQ.....	58
Fig. 60 INTERFAZ LABVIEW BOTON “RUN”	58
Fig. 61 INTERFAZ LABVIEW BOTON “STOP”.....	59
Fig. 62 PANEL FRONTAL VI LECTURA ECG	63
Fig. 63 DETALLE “PTQRS “ EN ECG	64
Fig. 64 DETALLE ELECCIÓN N° MUESTRAS EN ECG	65
Fig. 65 DETALLEELECCIÓN VELOCIDAD REPRESENTACIÓN ECG	66
Fig. 66 DIAGRAMA GANTT TAREAS PROYECTO	68
Fig. 67 FUNCIÓN ABSOLUTE VALUE.....	69
Fig. 68 FUNCIÓN ADD.....	69
Fig. 69 FUNCIÓN BASIC AVERAGED DC-RMS.....	70
Fig. 70 FUNCIÓN BEEP.....	70
Fig. 71 FUNCIÓN BOOLEAN ARRAY TO NUMBER.....	70
Fig. 72 FUNCIÓN BUILD ARRAY	71
Fig. 73 FUNCIÓN BUILD PATH.....	72
Fig. 74 FUNCIÓN BUILD WAVEFORM.....	72
Fig. 75 FUNCIÓN BUNDLE.....	72
Fig. 76 FUNCIÓN BUTTERWORTH FILTER.....	73
Fig. 77 FUNCIÓN CASE.....	73
Fig. 78 FUNCIÓN CONCATENATE STRINGS.....	73



Fig. 79 FUNCIÓN CREATE FOLDER.....	74
Fig. 80 FUNCIÓN DAQmx CREATE TASK.....	74
Fig. 81 FUNCIÓN DAQmx CREATE VIRTUAL CHANNEL.....	75
Fig. 82 FUNCIÓN DAQ READ.....	76
Fig. 83 FUNCIÓN DAQmx START TASK.....	76
Fig. 84 FUNCIÓN DAQmx STOP TASK.....	77
Fig. 85 FUNCIÓN DAQmx TIMING.....	78
Fig. 86 FUNCIÓN DECREMENT.....	78
Fig. 87 FUNCIÓN DIVIDE.....	79
Fig. 88 FUNCIÓN EMPTY STRING CONSTANT.....	79
Fig. 89 FUNCIÓN GET DATE/TIME IN SECONDS.....	80
Fig. 90 FUNCIÓN GET DATE/TIME STRING.....	80
Fig. 91 FUNCIÓN GET WAVEFORM COMPONENTS.....	81
Fig. 92 FUNCIÓN GREATER OR EQUAL.....	81
Fig. 93 FUNCIÓN INCREMENT.....	81
Fig. 94 FUNCIÓN LESS OR EQUAL.....	82
Fig. 95 FUNCIÓN LOCAL VARIABLE.....	82
Fig. 96 FUNCIÓN MULTIPLY.....	82
Fig. 97 FUNCIÓN NUMBER TO FRACTIONAL STRING.....	82
Fig. 98 FUNCIÓN OR.....	83
Fig. 99 FUNCIÓN PATH TO STRING.....	83
Fig. 100 FUNCIÓN PROPERTY NODE.....	83
Fig. 101 FUNCIÓN PULSE MEASUREMENT.....	83
Fig. 102 FUNCIÓN DELIMITED SPREADSHEET VI.....	84
Fig. 103 FUNCIÓN READ FROM TEXT FILE.....	85
Fig. 104 FUNCIÓN RESHAPE ARRAY.....	85
Fig. 105 FUNCIÓN RECIPROCAL.....	86
Fig. 106 FUNCIÓN SEARCH AND REPLACE STRING.....	86
Fig. 107 FUNCIÓN SEQUENCE.....	87
Fig. 108 FUNCIÓN SIMPLE ERROR HANDLER.....	87
Fig. 109 FUNCIÓN STRING TO PATH.....	88
Fig. 110 FUNCIÓN SUBTRACT.....	88
Fig. 111 FUNCIÓN TRANSPOSE 2D ARRAY.....	89
Fig. 112 FUNCIÓN UNBUNDLE.....	89
Fig. 113 FUNCIÓN WAVEFORM CHART.....	90
Fig. 114 FUNCIÓN WAVEFORM GRAPH.....	91
Fig. 115 FUNCIÓN WHILE LOOP.....	91
Fig. 116 FUNCIÓN WRITE DELIMITED SPREADSHEET VI.....	92
Fig. 117 FUNCIÓN WRITE TO TEXT FILE.....	92
Fig. 118 TABLA CARACTERISICAS NI USB 6211.....	100
Fig. 119 RESUMEN CANALES NI 6211.....	101
Fig. 120 DIAGRAMA BLOQUES 6211.....	102



Fig. 121 CIRCUITO ENTRADA ANALÓGICAS 6211 106
Fig. 122 CONEXIÓN TARJETA 6211 112
Fig. 123 PINOUT TARJETA 6211 123

1 INTRODUCCIÓN

1.1 *CONCEPTO DE BIOMEDICINA.*

La biomedicina es un término que engloba el conocimiento y la investigación que es común a los campos de la medicina, veterinaria, odontología y a las biociencias como bioquímica, química, biología, histología, genética, embriología, anatomía, fisiología, patología, ingeniería biomédica, zoología, botánica y microbiología.

La biomedicina no se relaciona con la práctica de la medicina, sino con el estudio e investigación de las ciencias de salud. Permite la creación de nuevos fármacos, comprender a nivel molecular los mecanismos fisiopatológicos, etc. Todo esto se aplica a los avances en el diagnóstico y el tratamiento.

1.2 *CONCEPTO DE BIOINGENIERIA.*

La Bioingeniería es una de las disciplinas más jóvenes de la ingeniería en la que los principios y herramientas de la ingeniería, ciencia y tecnología se aplican a los problemas presentados por la biología y la medicina. Se dedica fundamentalmente al diseño y construcción de sistemas y equipos tales como los equipos médicos, las prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico y de terapia. También interviene en la gestión o administración de los recursos técnicos ligados a un sistema de adquisición. Combina la experiencia de la ingeniería con las necesidades médicas para obtener beneficios.

1.3 *CONCEPTO DE BIOELECTRICIDAD.*

Corrientes eléctricas originadas durante la actividad de los tejidos eléctricos del corazón, cerebro, nervio y músculo. Son la consecuencia de los movimientos iónicos que sobrevienen durante la actividad de los tejidos. Podrían englobarse entre los potenciales originados por las reacciones químicas.

ANTECEDENTES DEL PROYECTO

El presente proyecto surge a raíz de la necesidad de interconectar dos campos tan importantes y en constante desarrollo como son la Ingeniería y la Medicina.

Desarrollaremos un sistema de instrumentación de señales fisiológicas, es decir, señales obtenidas mediante hardware, tanto de precisión como convencional, que serán tratadas y acondicionadas para un posterior procesado, representación y análisis de las mismas mediante software.

El software elegido para dicho proceso se trata del software de National Instruments, el cual es una herramienta de programación en alto nivel que permite la realización de diversas tareas utilizando único programa para ello.

En este proyecto no sólo se ha desarrollado la parte software de procesado y representación de señales, sino que también se ha diseñado el hardware pertinente para la adquisición de señales fisiológicas mediante la utilización de transductores apropiados para ello, de tal forma que la implementación del mismo pudiera realizarse en un futuro siguiendo las pautas indicadas.

Debido a la naturaleza de las señales, se ha requerido de un estudio previo de las mismas para poder someterlas al filtrado y la amplificación, para realizar el análisis y representación de manera correcta y más fiable posible.

2 OBJETIVO DEL PROYECTO.

El objetivo del presente proyecto es el diseño de sistemas de captación de señales fisiológicas mediante instrumentación convencional; para ser luego procesadas, almacenadas y representadas con instrumentación virtual basada en PC.

La naturaleza de las señales supone la necesidad del estudio previo de las características de las mismas así como la selección de componentes adecuados para la captación, filtrado y amplificación debido a los bajos rangos de amplitud que estas presentan y su consiguiente riesgo a ser enmascaradas debido al ruido. Para ello se utilizarán diversos componentes sensores así como dispositivos y software concretos diseñados para tal propósito.

Mediante la realización del presente proyecto, se quiere mostrar la diferencia entre trabajar con señales de la naturaleza normalmente utilizadas en la mayoría de procesos industriales con respecto al tipo de señal obtenida a partir del cuerpo humano, así como la exposición de los problemas que conlleva el trabajar con este tipo de señales de amplitudes tan bajas. La necesidad de filtrado de las señales, al trabajar con señales de tipo fisiológico, aún aumenta, ya que son de tan baja amplitud que en ocasiones el ambiente de trabajo, los materiales utilizados, herramientas, etc, provocan que el ruido introducido sea superior incluso a la amplitud de la propia señal.

El diseño del software, es fácilmente reescalable por lo que su código es fácilmente reutilizable para otra naturaleza de señales lo que supone una gran ventaja ya que, de esta forma, la parte software puede ser adaptada para otros propósitos específicos.

3 DESCRIPCIÓN GENERAL.

El diagrama de bloques y el flujo de la información se describen de manera general en el siguiente diagrama:

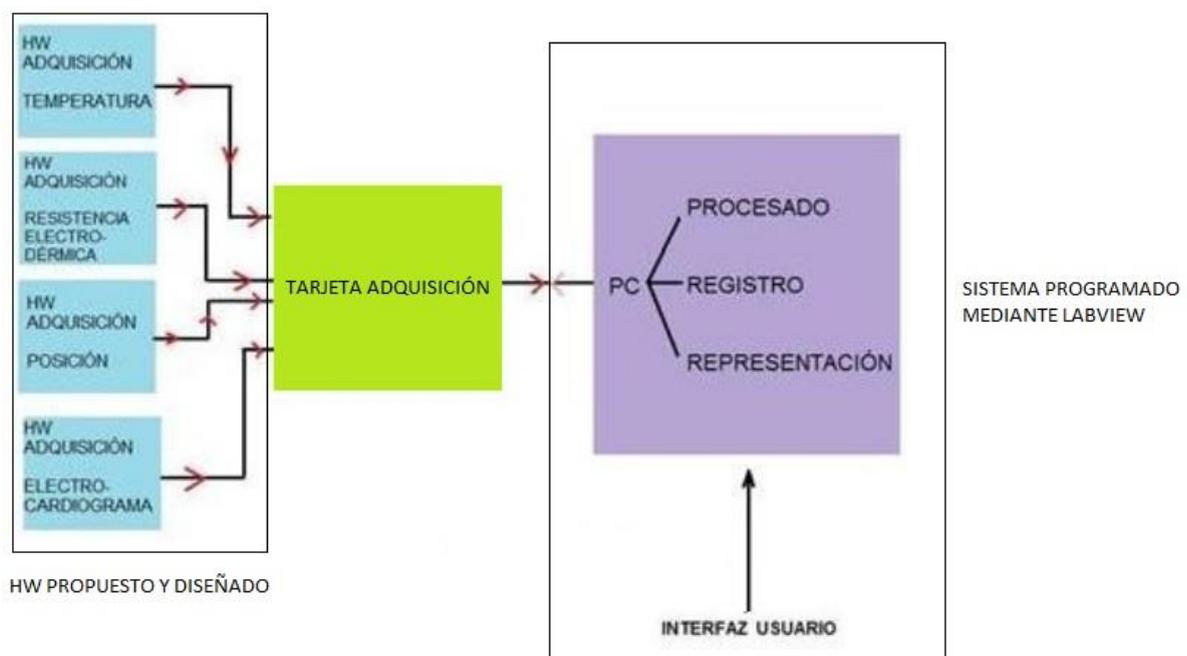


Fig. 1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA

4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

4.1 *ESTUDIO DE LA TEMPERATURA DEL CUERPO HUMANO*

La termorregulación es la capacidad del cuerpo para regular su temperatura, dentro de ciertos rangos, incluso cuando la temperatura circundante es muy diferente. Los animales homeotermos tienen capacidad para regular su propia temperatura. Así mismo, la temperatura media oral en adultos saludables se considera en $37,0\text{ }^{\circ}\text{C}$, considerándose normal el rango entre $36,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $37,8\text{ }^{\circ}\text{C}$.

4.2 *ESTUDIO DE LA RESISTENCIA DE LA PIEL*

Desde años atrás se conoce la relación entre la resistencia eléctrica de la piel y las emociones. Se basa en la resistencia galvánica de la piel (GSR por sus siglas en inglés) que mide la profundidad del estado de relajación o de estrés, a través de fluctuaciones de la resistencia al paso de la corriente eléctrica por nuestra piel de una forma no invasiva.

4.3 *ACELERÓMETRO.*

El acelerómetro es uno de los transductores más versátiles, siendo el más común el piezoeléctrico por compresión. Este se basa en que, cuando se comprime un retículo cristalino piezoeléctrico, se produce una carga eléctrica proporcional a la fuerza aplicada. Y debido a ello, se es capaz de averiguar el giro producido en un cuerpo.

Los acelerómetros electrónicos permiten medir la aceleración en una, dos o tres dimensiones. Esta característica permite medir la inclinación de un cuerpo, puesto que es posible determinar con el acelerómetro la componente de la aceleración provocada por la gravedad que actúa sobre el cuerpo.

Un acelerómetro también es usado para determinar la posición de un cuerpo, pues al conocerse su aceleración en todo momento, es posible calcular los desplazamientos que tuvo. Considerando que se conocen la posición y velocidad original del cuerpo bajo análisis, y sumando los desplazamientos medidos se determina la posición.

4.4 **ELECTROCARDIOGRAMA**

El electrocardiograma (ECG/EKG, del alemán Elektrokardiogramm) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón que se obtiene con un sistema de representación en forma de cinta continua. Es el instrumento principal de la electrofisiología cardíaca y tiene una función relevante en el cribado y diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares, alteraciones metabólicas y la predisposición a una muerte súbita cardíaca. También es útil para saber la duración del ciclo cardíaco.

El electrocardiograma tiene la ventaja de ser un procedimiento médico con resultados disponibles inmediatamente, no es invasiva y es económica. El nombre electrocardiograma está compuesto por electro que implica la actividad eléctrica, cardio del griego corazón y grama, también del griego, que significa escritura.

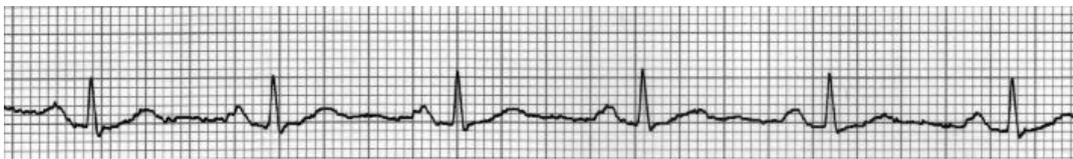


Fig. 2 Derivación I de un ECG

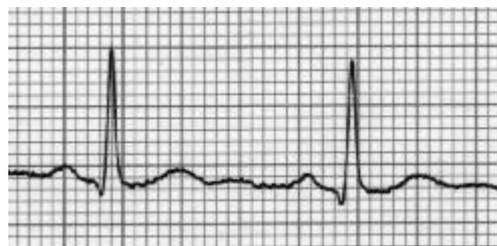


Fig. 3 DERIVACIÓN II DE UN ECG

El ECG se estructura en la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. Las derivaciones I, II y III son periféricas y miden la diferencia de potencial entre los electrodos situados en los miembros:

- La derivación I mide la diferencia de potencial entre el electrodo del brazo derecho y el izquierdo.
- La derivación II, del brazo derecho a la pierna izquierda.
- La derivación III, del brazo izquierdo a la pierna izquierda.

Los electrodos miden la actividad eléctrica media generada por la suma total de la capacidad cardiaca en un momento concreto

El ECG normal

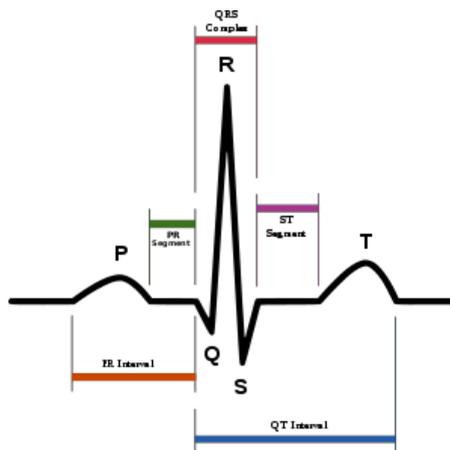


Fig. 4 ONDA STANDARD ECG

5 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA PROGRAMACIÓN.

Lo primero que se debe plantear al iniciar el diseño del sistema es saber exactamente lo que se quiere realizar, para ello se realiza un diagrama de flujo de las tareas a realizar paso a paso que posteriormente servirá de guión para la programación, en este caso, mediante Labview.

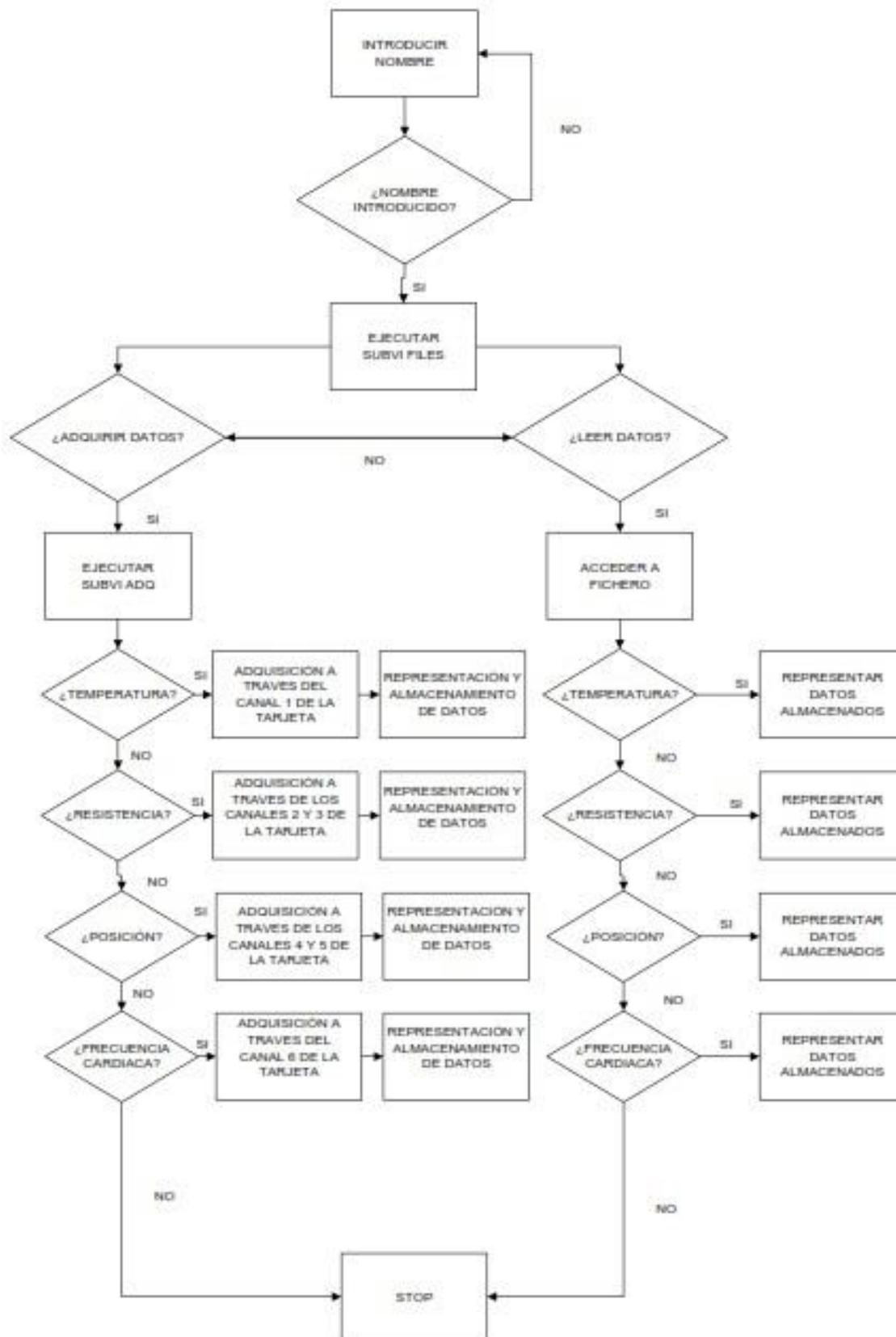


Fig. 5 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA PROGRAMACIÓN

6 ESTRUCTURA JERÁRQUICA.

El sistema diseñado consta de una VI Principal desde la cuál se llamará a otras subVIs que realizarán parte de las funciones no contempladas en la VI principal:

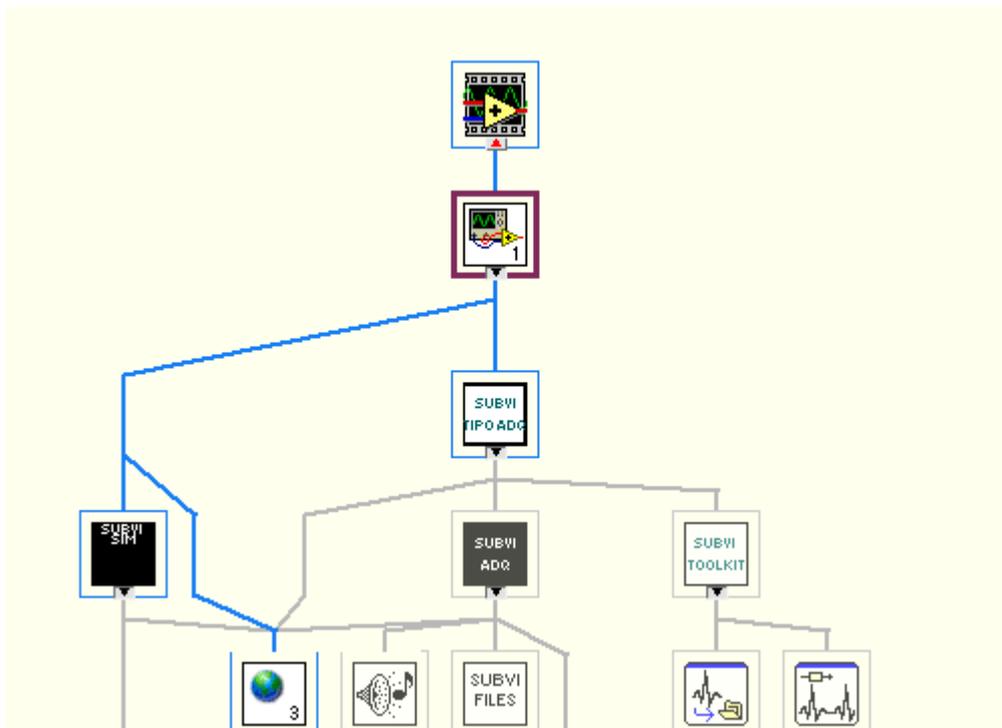


Fig. 6 JERARQUÍA VI PRINCIPAL

Esquema de la jerarquía de la SubVI FILES y SubVI SIM:

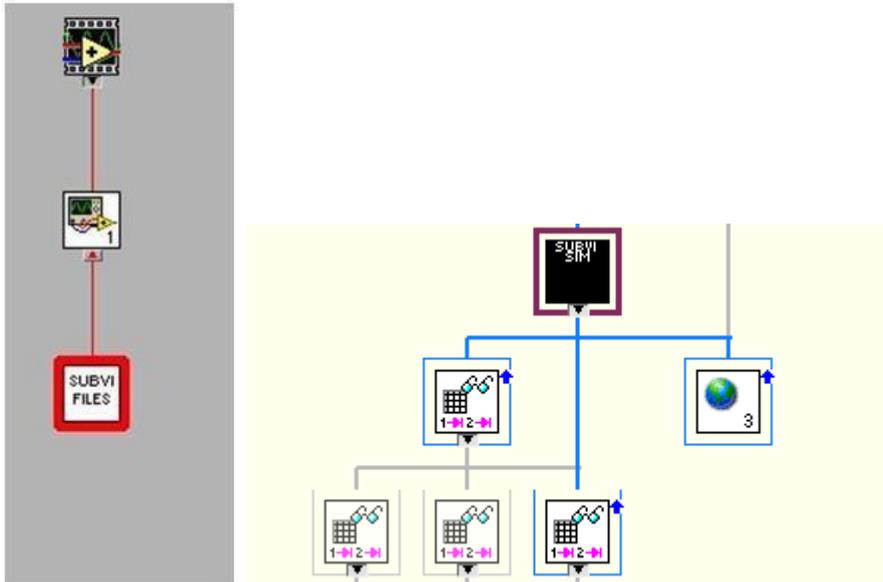


Fig. 7 JERARQUÍA SubVI FILES y SubVI SIM

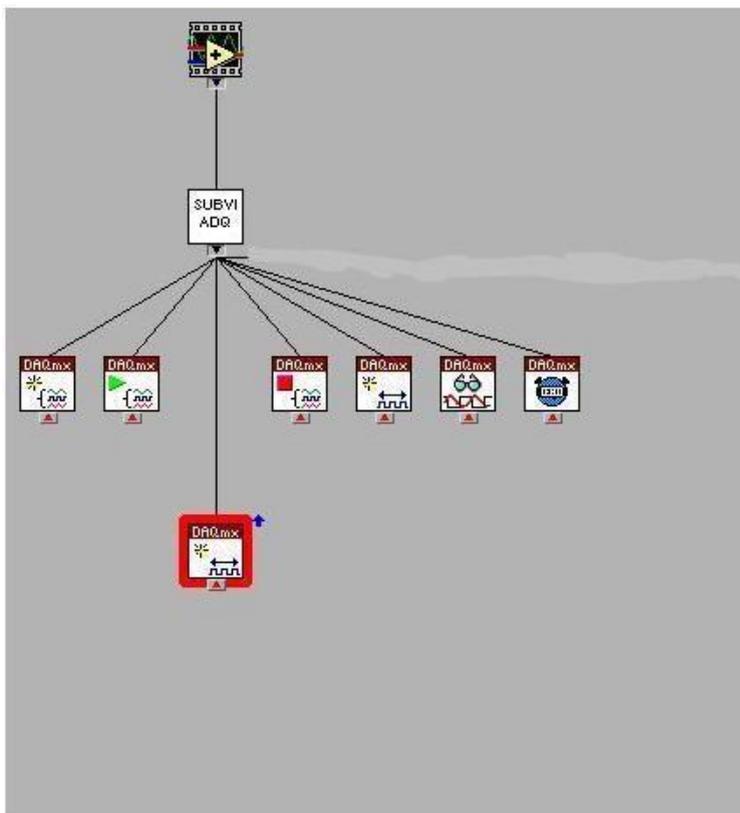


Fig. 8 JERARQUÍA SubVI ADQ

7 FUNCIONALIDAD DE LOS VIs.

Para realizar el proceso de manera ordenada y llevarlo a cabo con un correcto funcionamiento se realiza la programación de tal manera que el flujo de acontecimientos suceda en el orden que nos interesa, y que no sucedan unos procesos antes de otros, ya que este hecho podría alterar el funcionamiento de la VI y por lo tanto hacer que éste no fuera óptimo.

La forma seleccionada para llevar a cabo este estilo de programación es a través de la utilización de una estructura “sequence”, en la cual el código contenido dentro de cada “frame” ó “banda” se ejecuta de manera ordenada y hasta que no se finaliza la ejecución o se le da la orden externamente, el programa no pasa a ejecutar el código del siguiente “frame”.

La VI en cuestión dispone de una estructura “sequence” que dispone de tres “frames” diferenciados en cada uno de los cuales se ejecuta una parte de código concreta, el cual se explica a continuación.

En el primer “frame” se ejecuta la parte de interacción con el usuario, es decir la aparición de botones de selección que deberán ser pulsados por el usuario dependiendo de lo que se desee realizar, así como la petición de introducción de nombre de un paciente tanto en el caso de querer leer y representar magnitudes medidas anteriormente, como en el caso de ser un paciente nuevo y querer registrarlo por primera vez. Mostrando una pantalla como ésta:

The screenshot shows a software interface for data acquisition and representation. At the top, there is a text field for the file path (Ruta) with the value 'D:\Pacientes\' and a label 'Ruta (Verifique la ubicación de la carpeta PACIENTES en su PC)'. Below it is a text field for the patient name (NOMBRE). The interface is divided into four sections, each with two buttons: 'ADQUIRIR' (Acquire) and 'LEER' (Read). The sections are: 1. TEMPERATURA (Temperature) with 'ADQUIRIR' and 'LEER' buttons. 2. RESISTENCIA ELECTRODERMICA (Electrodermal Resistance) with 'ADQUIRIR' and 'LEER' buttons. 3. POSICION (Position) with 'ADQUIRIR' and 'LEER' buttons. 4. ELECTROCARDIOGRAMA (ECG) with 'ADQUIRIR' and 'LEER' buttons.

Fig. 9 PANEL FRONTAL VI ADQUISICION/REPRESENTACIÓN DATOS

El código programado para su ejecución sería el siguiente:

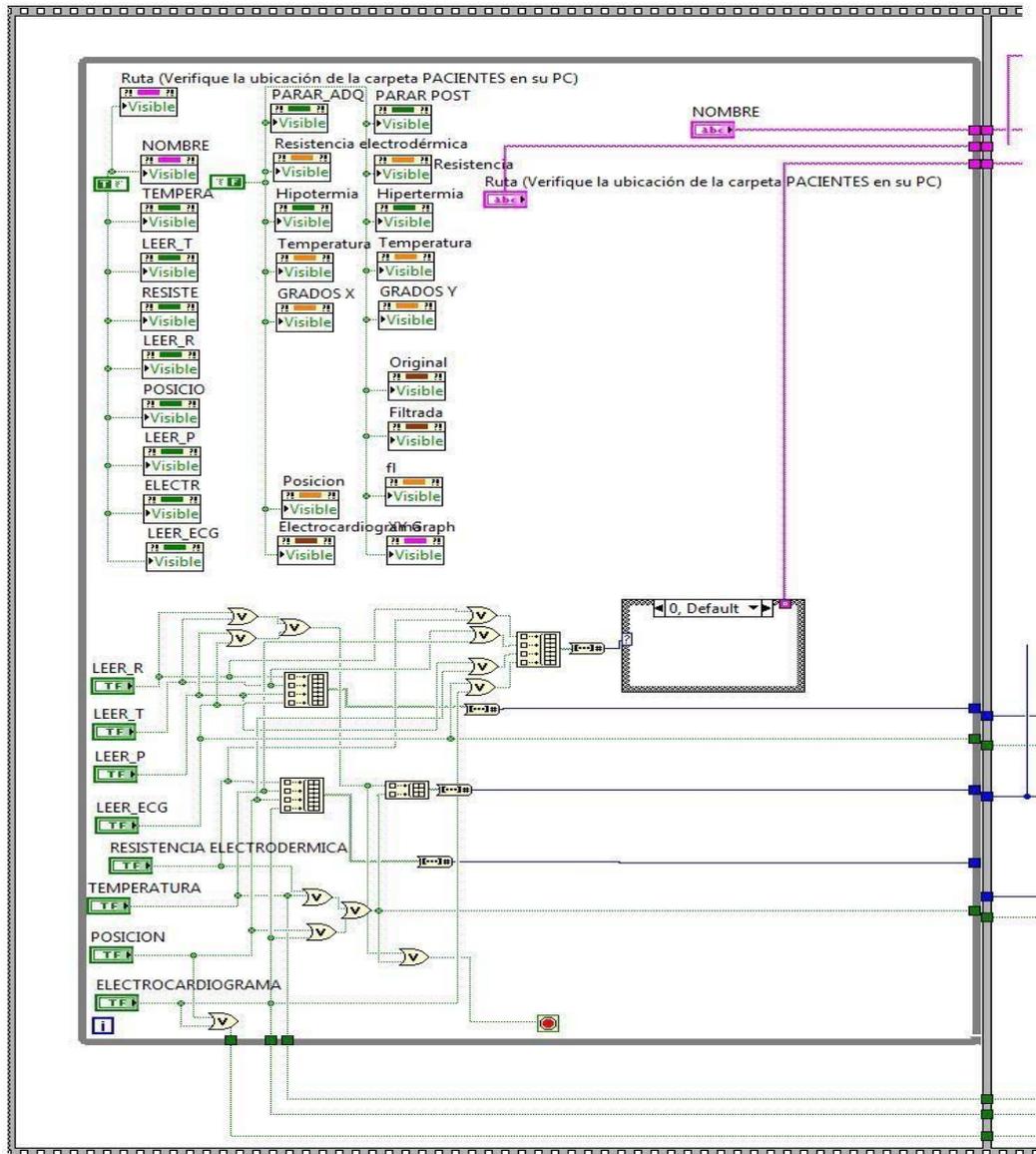


Fig. 10 DIAGRAMA BLOQUES VI ADQUISICIÓN/REPRESENTACIÓN

Los controles tipo string: Ruta (con valor predeterminado) y NOMBRE son para que el usuario introduzca o modifique el nombre del paciente y la ruta donde se crearán los archivos pertinentes.

Los controles booleanos que aparecen en la zona izquierda corresponden a los botones de la pantalla principal, cada uno de ellos responde a una acción a realizar respecto de una variable (lectura o escritura de R, T, ECG o posición). Como sólo uno de ellos puede activarse de forma simultánea, se crean array de booleanos que son transformados a números enteros para poder, en otras partes del código, conocer la elección del usuario.

El case que aparece en la zona central se usa para conseguir un string determinado en función de la variable elegida.

El while tiene como función que no se pase a la siguiente pantalla hasta que uno de los botones ha sido pulsado.

En este segundo “frame” y en función de lo pulsado en la pantalla anterior, se leerán o adquirirán datos guardándose tanto los valores numéricos como la hora y fecha de la adquisición (en este caso también se guardan los valores numéricos de las señales adquiridas).

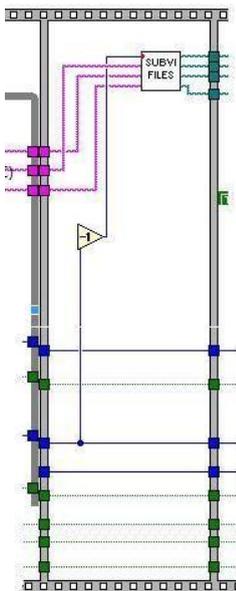


Fig. 11 DIAGRAMA BLOQUES VI ADQUISICIÓN/REPRESENTACIÓN

Existen multitud de hilos que atraviesan este frame, su función es la de correcta asignación de variables o estados durante todo el proceso.

El tercer “frame” se centra en realizar y ejecutar la porción de código que se debe ejecutar según la operación y la variable seleccionada en la primera parte del proceso:

Supongase que se elige la opción de adquirir una cierta magnitud, en ese caso, se ejecutaría el siguiente caso:

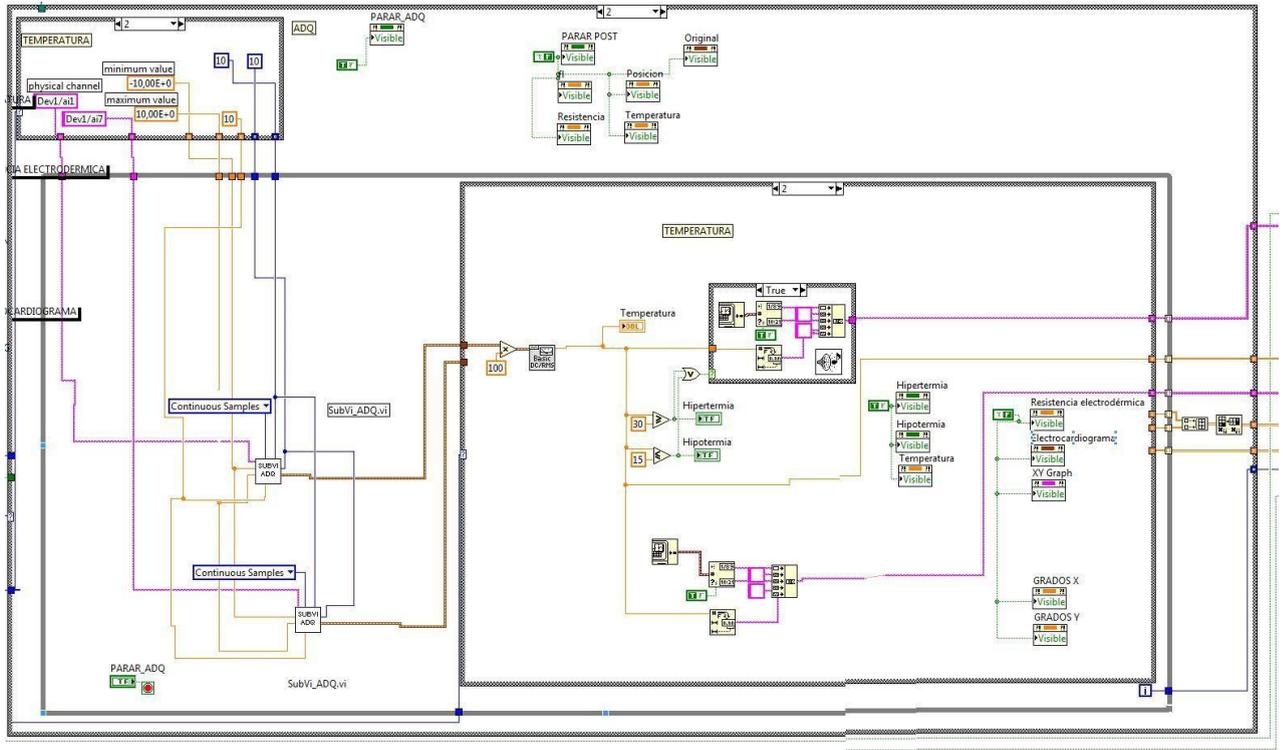


Fig. 13 DIAGRAMA BLOQUES VI ADQUISICIÓN/REPRESENTACIÓN

La diferencia de características dependiendo cual sea la variable a adquirir la representamos en un caso determinado del “case”, cambiando el canal analógico de la tarjeta por el cual se va a adquirir cada magnitud.

1 ADQUISICION DE LA TEMPERATURA:

Para el caso de la temperatura, y debido al hardware utilizado, el dato que se obtiene de la adquisición es escalado para que su valor corresponda directamente a grados en la escala Celsius. Una vez realizado este proceso, los datos son representados de forma gráfica en el panel frontal. En caso de que estos se encuentren fuera de los rangos adecuados se emitirá un sonido de alarma y se mostrará en pantalla el aviso en forma de indicador booleano. El registro de datos se hará de tres formas:

1-Únicamente el valor numérico de la variable leída.

2-Fecha, hora y valor de la variable.

3-Fecha, hora y valor de la variable en caso de estar esta fuera de rango.

Esta redundancia en el registro responde a las distintas necesidades que se presentan tanto en la programación como en la vida real. En el primer caso, los datos son almacenados únicamente como valor numérico ya que estos serán después usados, en la lectura, para representar gráficamente la evolución de la variable; el segundo caso tiene ya el componente de fecha y hora para que la persona encargada de monitorizar de forma externa la situación sea capaz de realizar un análisis cualitativo del estado del sujeto de la prueba, ya que esta variable precisamente, presenta oscilaciones en sus valores normales en función de la hora del día; el tercer caso responde a la necesidad de comprobar si las salidas de rango de la variable responden a un fallo puntual en la adquisición o a un estado anormal del sujeto.

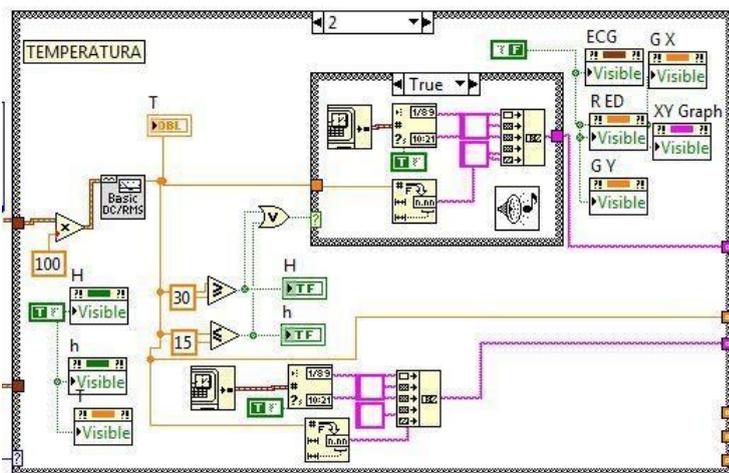


Fig. 14 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN TEMPERATURA

Si la variable a adquirir es la RESISTENCIA:

En este caso, han de tomarse dos medidas en el puente de Wheatstone para conseguir el valor de la resistencia electrodérmica del sujeto de estudio. Mediante es escalado que se representa, conseguimos que el valor adquirido esté en la escala adecuado realizando un registro tanto del valor numérico del mismo como de la fecha, hora y valor del mismo por motivos análogos a los expuestos en el caso anterior.

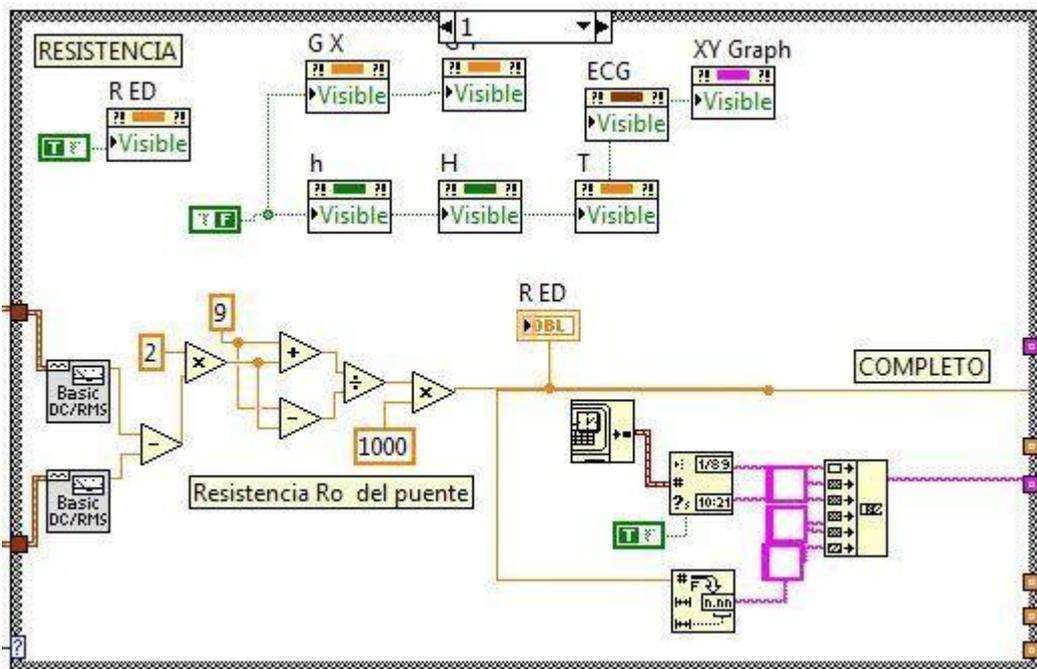


Fig. 15 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN RESISTENCIA PIEL

Si la variable a adquirir es la POSICION:

Es necesario que la variación de la posición de un cuerpo obtenida a través del acelerómetro de dos ejes sea lo más precisa posible, para ello, se debe adquirir a través de dos canales, es decir medir la variación del eje X a través de un canal y la variación de posición según el eje Y a través de otro canal.

Para que la representación de los grados de variación con respecto a un eje sea correcta, es necesaria la transformación y calibración del acelerómetro mediante software, la resta existente es un ajuste de offset siendo éste obtenido mediante calibración empírica.

La curva de variación de los resultados obtenidos a través del acelerómetro con respecto a los grados reales de variación con respecto al eje, no varía de forma lineal, es decir, la proporción de espacio recorrido con respecto a los grados correspondientes es diferente si la variación se produce de 0° a 45° que si se produce de 45° a 90°, por eso se ha colocado un case, dependiendo de en que parte del recorrido se encuentre se aplicará unos cálculos u otros para determinar los grados de variación correspondientes con respecto al eje en cuestión.

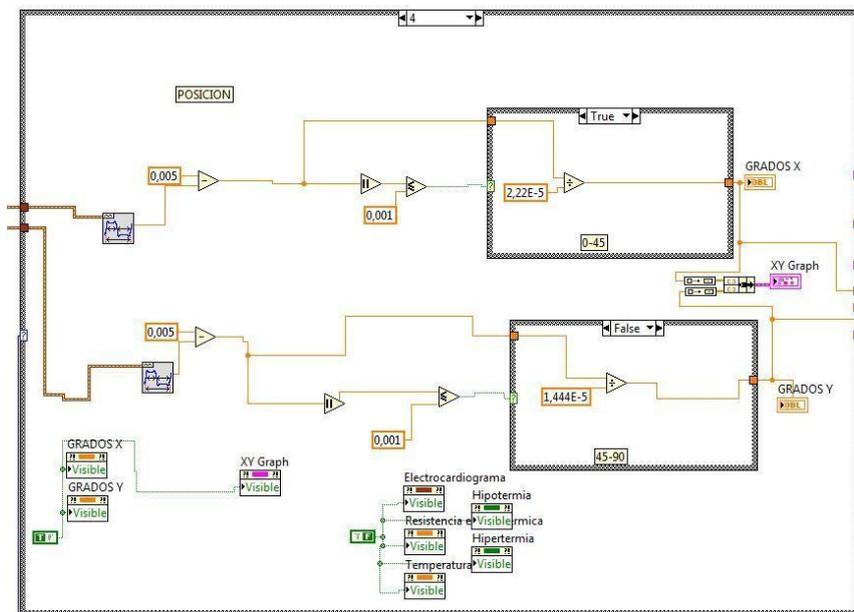


Fig. 16 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN POSICIÓN

Si la variable a adquirir es la FRECUENCIA CARDIACA:

La frecuencia cardiaca la adquirimos a través de un solo canal de la tarjeta, del cual se obtiene una cantidad de datos de los cuales debemos extraer, aplicando una función específica, los que nos interesen para su posterior procesado, en este caso, el instante de captura de valor y el propio valor obtenido, para así poder almacenar correctamente los datos en un documento externo.

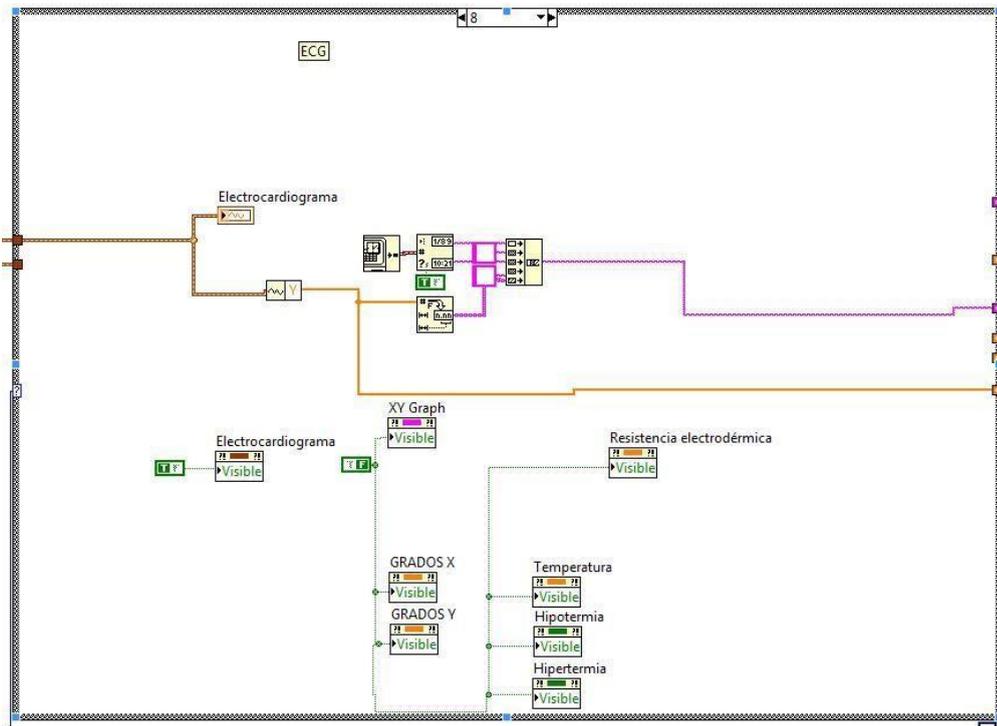


Fig. 17 DIAGRAMA DE BLOQUES VI ADQUISICIÓN FRECUENCIA CARDIACA

POSTPROCESADO DE LOS DATOS:

En este subdiagrama del case se escriben en un archivo los valores anormales de la variable temperatura. Para evitar la existencia de líneas en blanco, se elimina la cadena de caracteres „aa“ que previamente se había introducido en el archivo en casos normales.

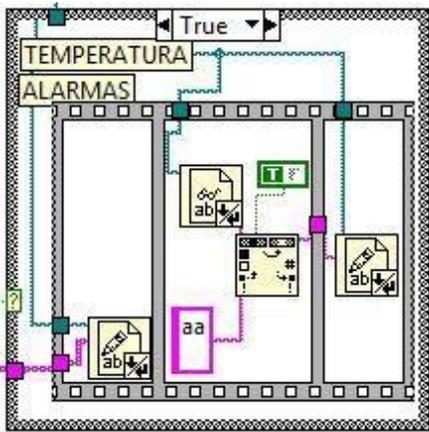


Fig. 18 DIAGRAMA DE BLOQUES VI MEMORIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS

Este subdiagrama de escritura de archivo corresponde al de la variable ECG, el array de entrada es bidimensional debido a la naturaleza de la adquisición. Ha de ser redimensionado para escribirse correctamente.

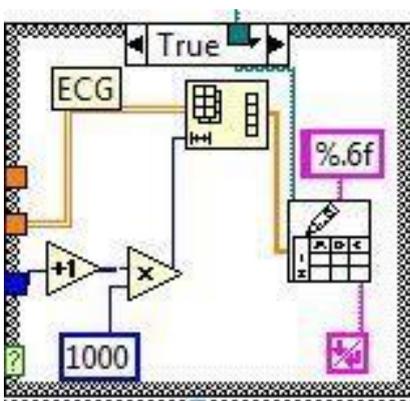


Fig. 19 DIAGRAMA DE BLOQUES VI MEMORIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS



Este subdiagrama de escritura de archivo corresponde al resto de variables por lo que no han de ser redimensionados.

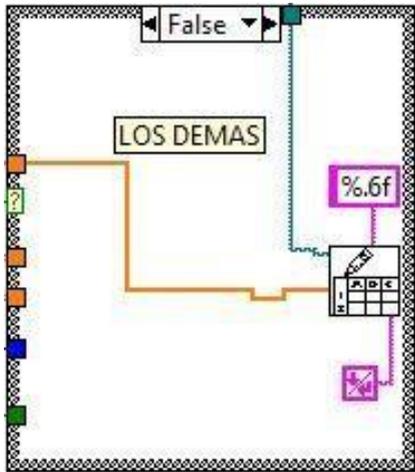


Fig. 20 DIAGRAMA DE BLOQUES VI MEMORIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS

Supongase que la opción que el usuario elige es la de leer cierta magnitud, en ese caso, se procederá a la ejecución del siguiente código:

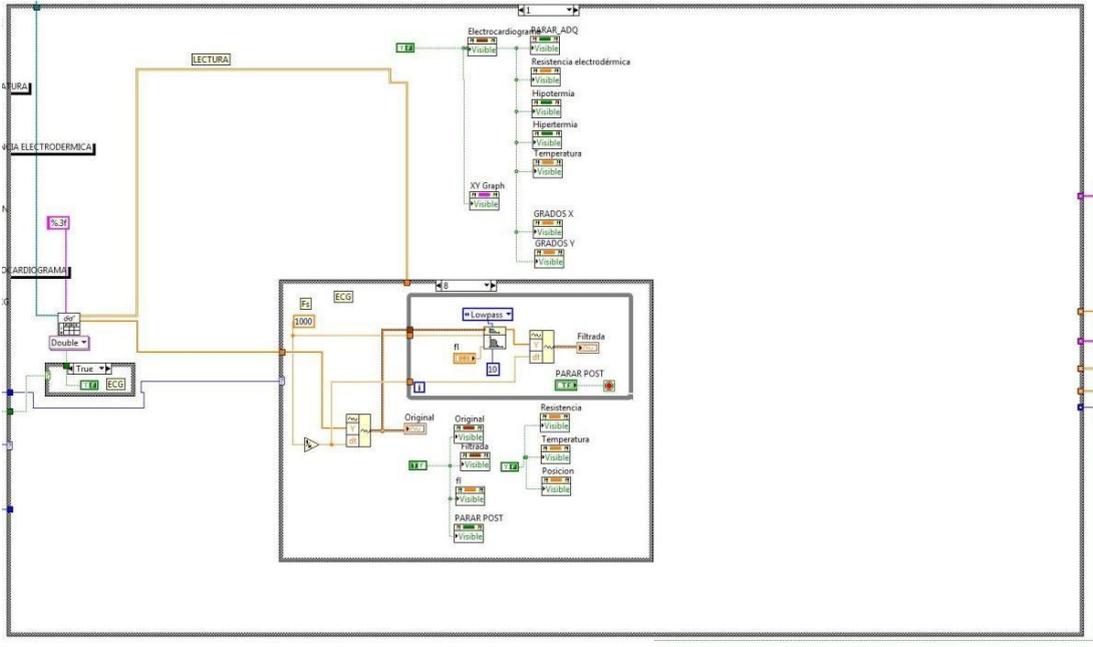


Fig. 21 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS PREVIAMENTE

Este código es similar sea cual sea la variable seleccionada, aunque no es exactamente igual para todas, sino que se diferencian en pequeños matices.

Dentro de la opción lectura, este es el subdiagrama correspondiente a la variable resistencia. La representación se hace de forma gráfica mediante un Graph.

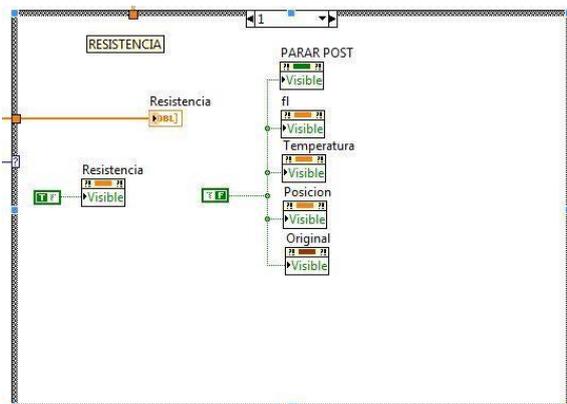


Fig. 22 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS RESISTENCIA ADQUIRIDOS PREVIAMENTE

Dentro de la opción lectura, este es el subdiagrama correspondiente a la variable temperatura. Al igual que en el caso anterior la representación se hace mediante un Graph.

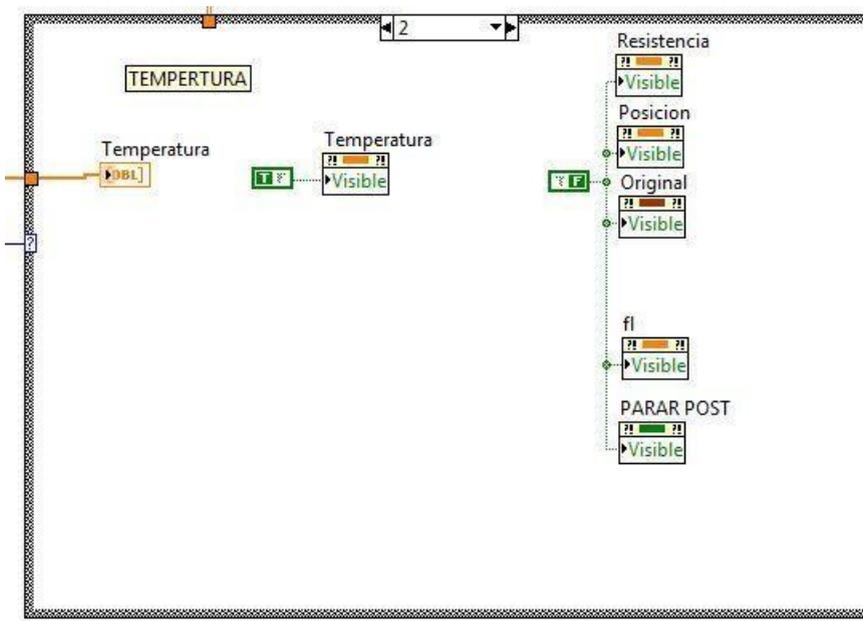


Fig. 23 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS TEMPERATURA ADQUIRIDOS PREVIAMENTE

En el caso de la lectura de posición lo que se hace es acceder al archivo en cuestión, guardado en la ruta adecuada para ello y con el nombre que se desee, y extraer de éste los valores correspondientes al eje X y al eje Y (por ello, el cable que los une es de formato “double” porque incluye en cada instante dos datos diferentes), para su representación en una gráfica adecuadamente acondicionada para ver la diferencia entre ambos.

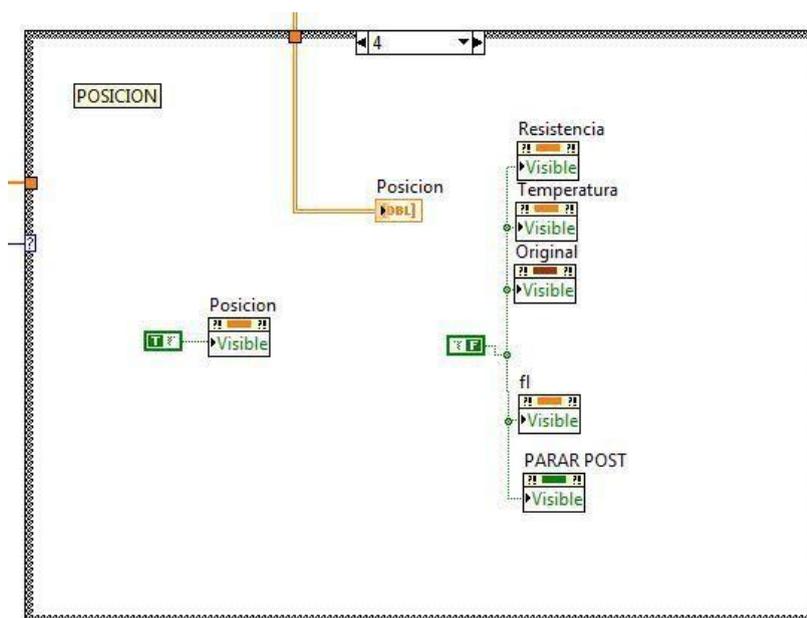


Fig. 24 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS POSICIÓN ADQUIRIDOS PREVIAMENTE

La lectura del electrocardiograma se complica levemente respecto a las demás en cuanto a que es una señal que deberá ser sometida a un filtrado como procesamiento de datos. Para dicho filtrado se usará un filtro paso bajo. De esta forma conseguimos anular posibles ruidos existentes durante la adquisición. Si no se ha realizado el filtrado durante este proceso, la adquisición, es porque de esta forma podemos observar distintas posibles patologías asociadas a la gráfica del ECG. Estas pequeñas perturbaciones podrían desaparecer durante ese filtrado por lo que resulta ventajoso realizarlo después de la adquisición. Este tipo de operación resulta fácil de realizar mediante software, el cual es otro de los motivos por los que se ha decidido usar instrumentación virtual.

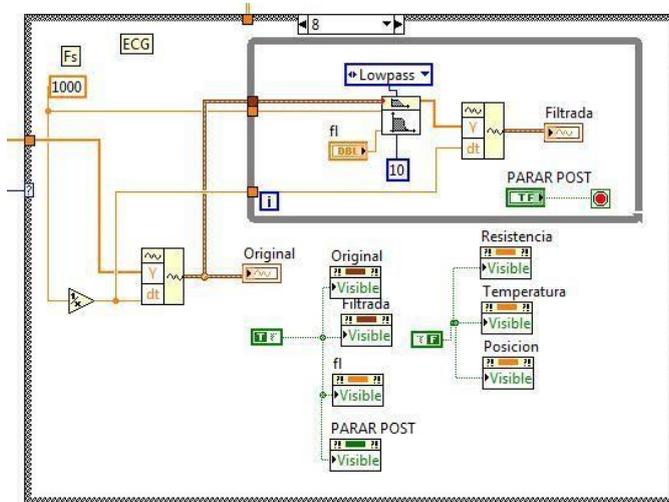
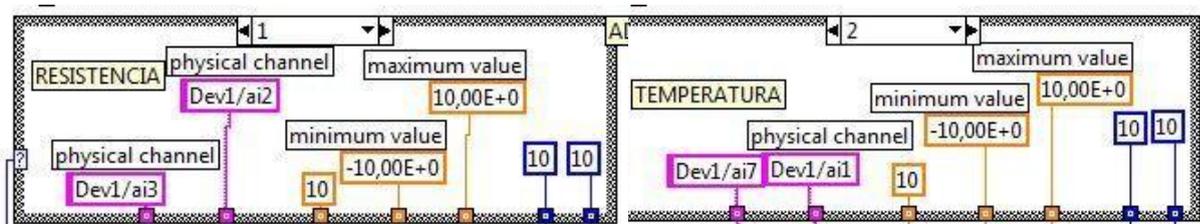


Fig. 25 DIAGRAMA DE BLOQUES VI REPRESENTACIÓN DE DATOS FRECUENCIA CARDIACA ADQUIRIDOS PREVIAMENTE

A la hora de adquirir cualquier variable siempre se usará la misma Vi ya que son señales con características similares, lo que llevó a la decisión de guardar esa porción de código que iba a repetirse para cada magnitud a adquirir en una SubVi llamada SubVi de Adquisición que se usa en dentro de la Vi principal.

Según sea la magnitud a adquirir se le deben introducir los canales a usar pertinentes en cada caso. Las constantes que se ven en los diagramas son las que son transferidas a la SubVI encargada de configurar la adquisición de los datos.



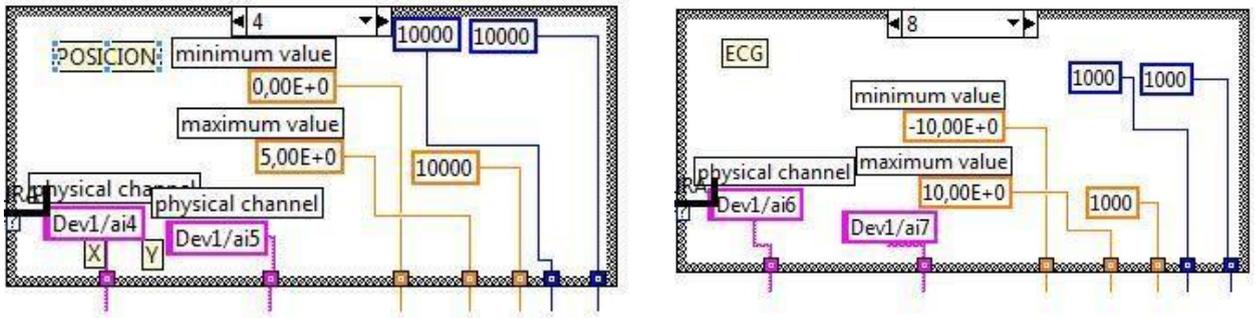


Fig. 26 PROGRAMACIÓN DE LOS CANALES DE ADQUISICIÓN DE LA TARJETA VIRTUAL

Las medidas se realizarán en configuración RSE que es la configuración más correcta para este sistema.

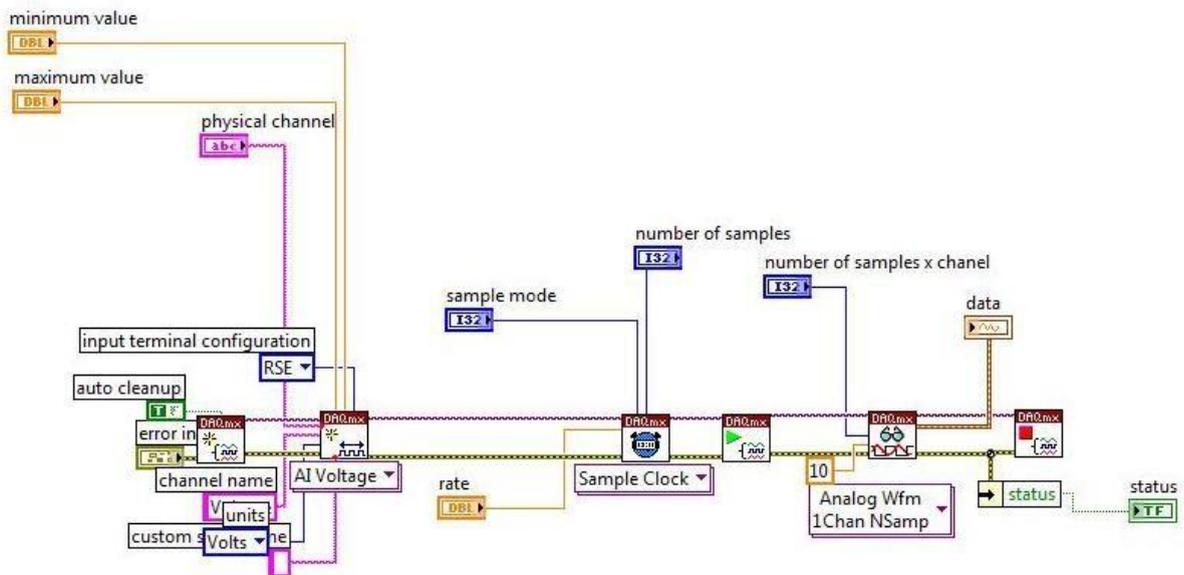


Fig. 27 SUBVI ADQUISICIÓN TARJETA VIRTUAL NI

Al igual que en el caso anterior, también se usará una misma Vi, llamada “SubVi crear ficheros”, para crear una carpeta y los diferentes ficheros necesarios para almacenar los datos adquiridos sea cual sea la variable a adquirir o para buscar un fichero en concreto dentro de una base de datos almacenados de lecturas anteriores, ya que el proceso a seguir es el mismo para cualquiera de ellas:

Los controles Ruta, Nombre, Variable y Numeric son entradas a las SubVi provenientes de la primera pantallas de usuario. Las dos primeras se corresponden con los controles del mismo nombre. Variables es modificada por el valor de la constante del interior del case central y Numeric determina si nos encontramos ante lectura o escritura de datos. En este caso nos encontramos con lectura de datos por lo que sólo interesa el archivo Valores.txt.

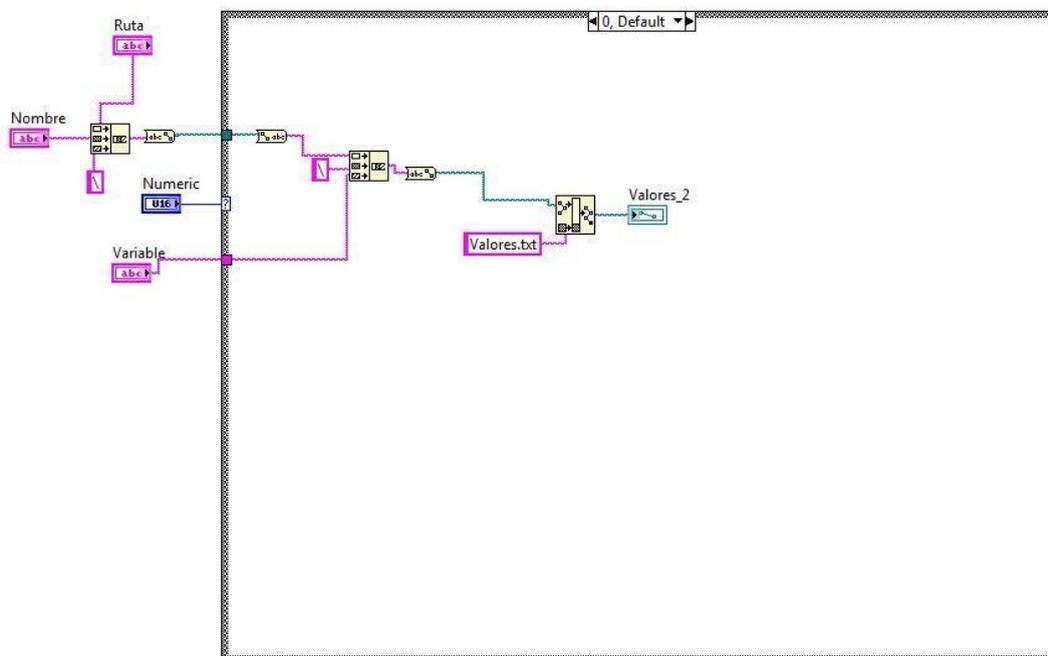


Fig. 28 DIAGRAMA BLOQUES SUBVI FILES

Mismo caso que anterior pero esta vez nos encontramos con adquisición de datos por lo que se crea una carpeta con el nombre del paciente, dentro de ésta una con el nombre de la variable a adquirir y dentro de ésta rutas para archivos donde poder almacenar los datos. Cabe destacar que el archivo alarmas sólo será usado en la variable temperatura.

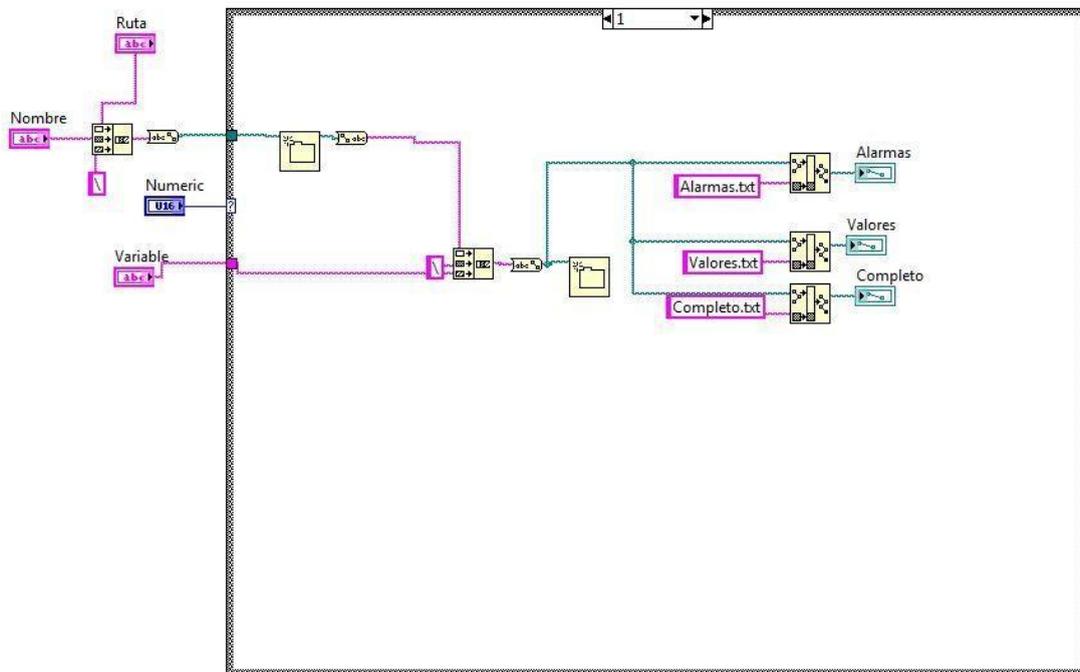


Fig. 29 DIAGRAMA BLOQUES SUBVI FILES

Imaginemos que lo que se desea es leer y representar una señal adquirida previamente y que ya tenemos el registro de datos y lo que deseamos es únicamente representarlos:

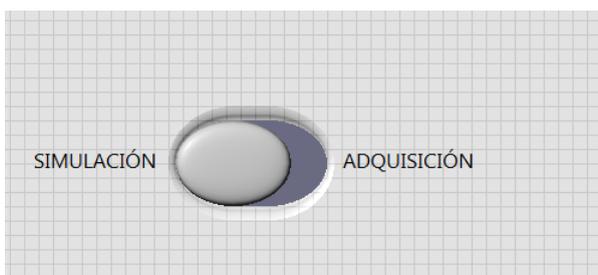


Fig. 30 INTERFAZ USUARIO VI PRINCIPAL ELECCIÓN DE ACTIVIDAD

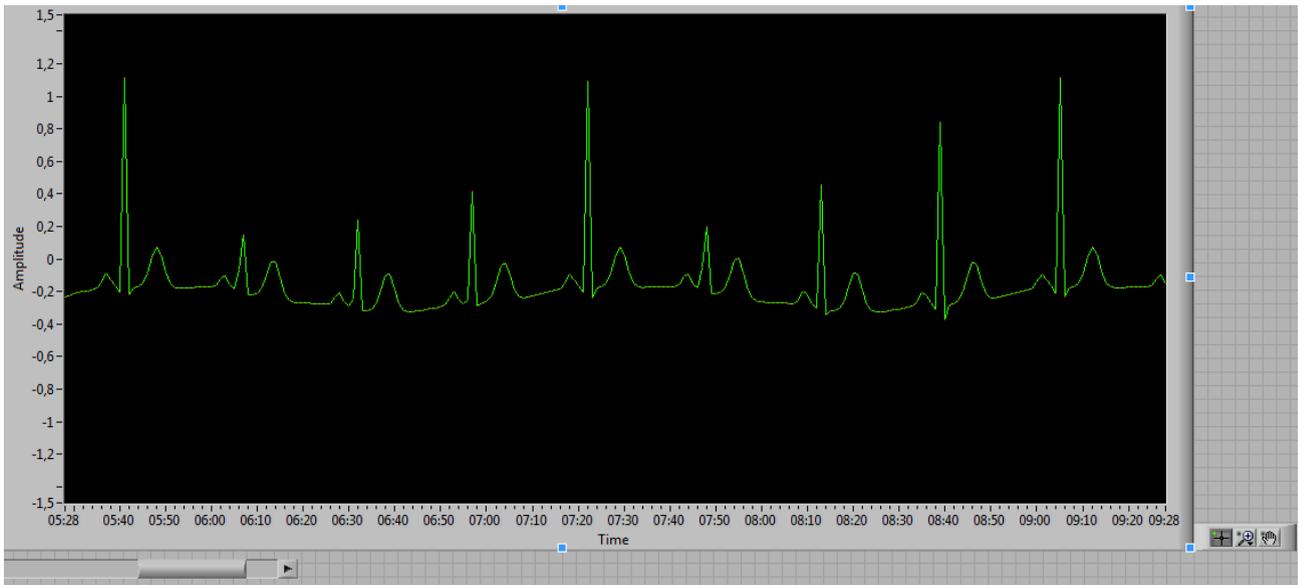


Fig. 31 EJEMPLO REPRESENTACIÓN DE DATOS ECG

8 HERRAMIENTAS SOFTWARE

Para la realización de este proyecto se han utilizado diferentes programas informáticos. Estos se han utilizado principalmente para la programación de los diferentes instrumentos virtuales (VI) del sistema de adquisición y representación de señales.

Los programas utilizados son los siguientes:

- **National Instruments LABVIEW 2017:**

Entorno de programación en lenguaje G que permite la creación de instrumentos virtuales.

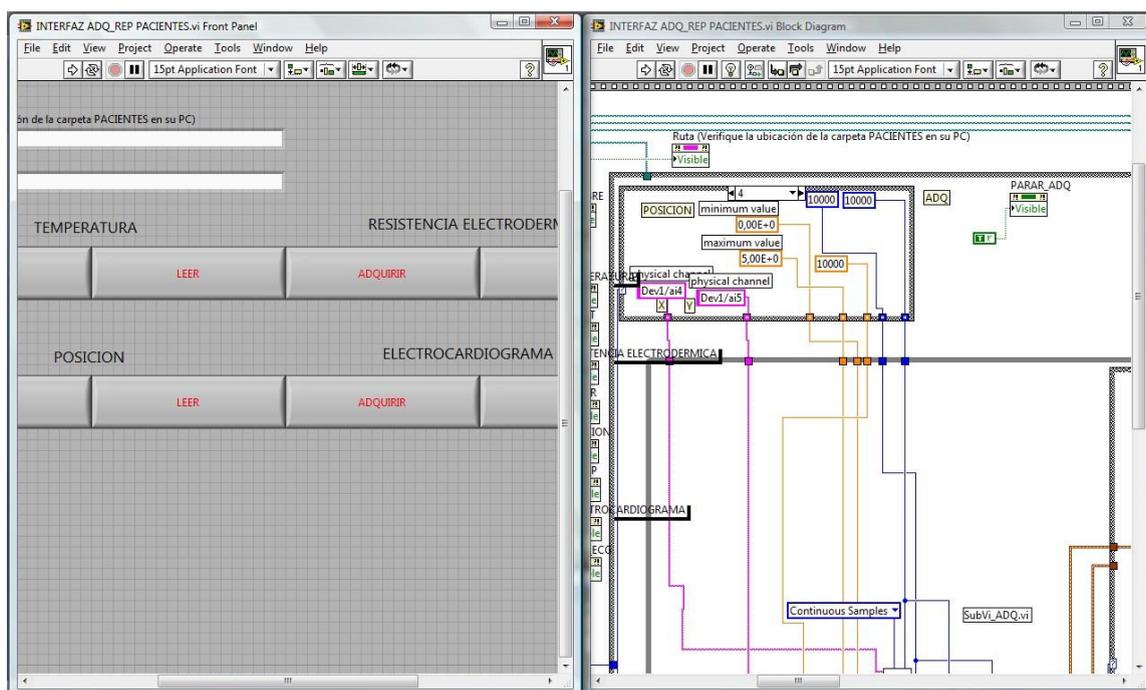


Fig. 32 INTERFAZ VI ADQUISICIÓN Y REPRESENTACIÓN

- **Orcad Release 10.5:**

Suite informática con diversos programas usados para el diseño completo de esquemas electrónicos, simulación de los mismos y la realización de PCB's.

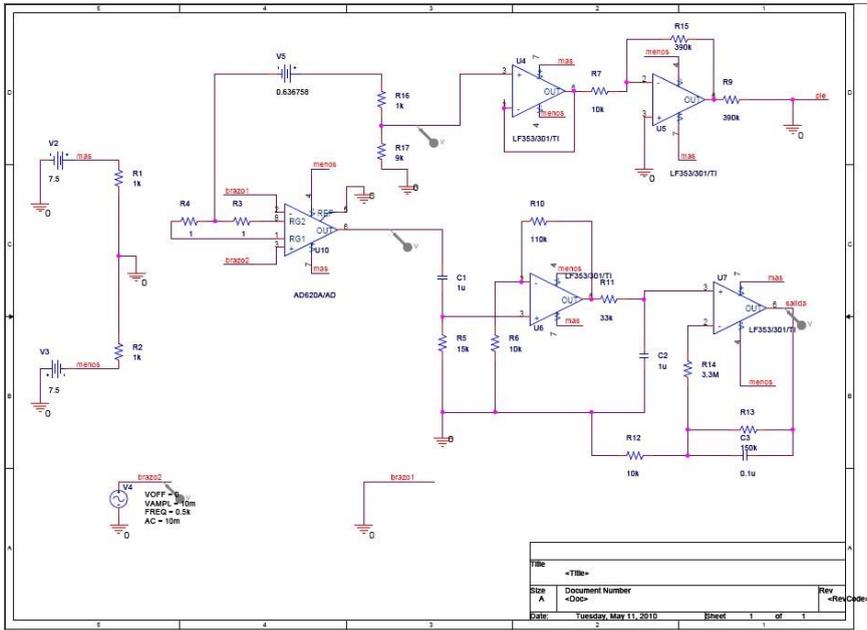


Fig. 33 ESQUEMA ORCAD PCB

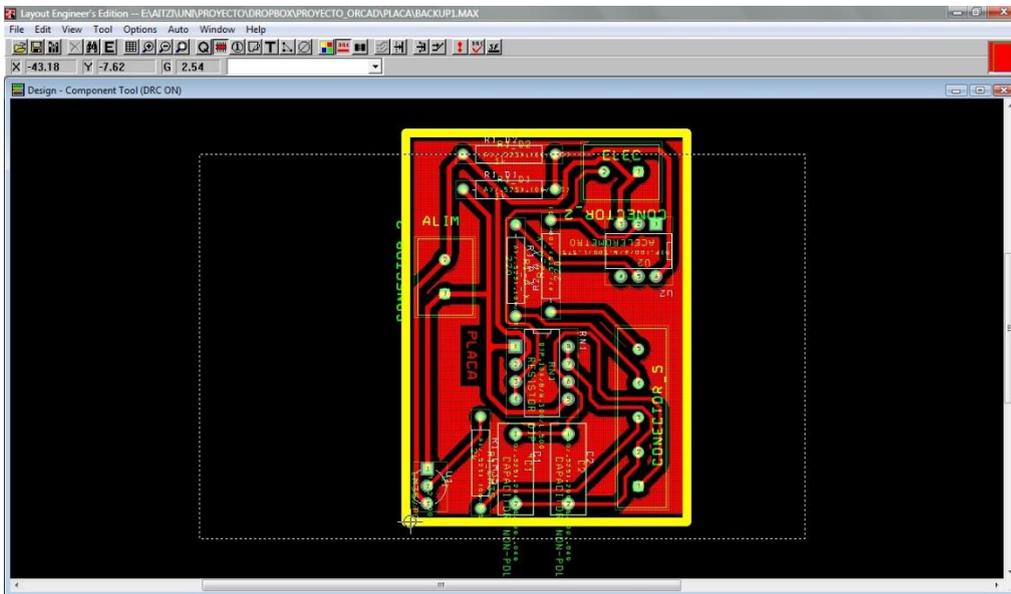


Fig. 34 LAYOUT TARJETAS ADQUISICIÓN

9 SIMULACIONES.

9.1 *ELECTROCARDIOGRAMA*

De los sistemas de adquisición de datos para los que está diseñado específicamente este sistema, la adquisición de la frecuencia cardiaca es la más compleja de todas, tal es así que antes de seleccionar el circuito idóneo a montar, se deberán realizar varias pruebas, simulando con distintos diseños, montajes e incluso señales de entrada, para analizar el comportamiento que adquiriría el sistema una vez implementado.

Las señales de entrada introducidas para analizar las ondas de salida de los circuitos son entrada senoidal y entrada estímulo (recreando una posible señal cardiaca).

El circuito elegido para la futura implementación del sistema de adquisición sería el representado en la Fig.33, aunque sujeto a diferentes modificaciones dependiendo parámetros con los que se trabaje.

Señal Estímulo.

La señal creada, simulando una entrada real de cardio con la que se van a realizar las pruebas de simulación es la siguiente.

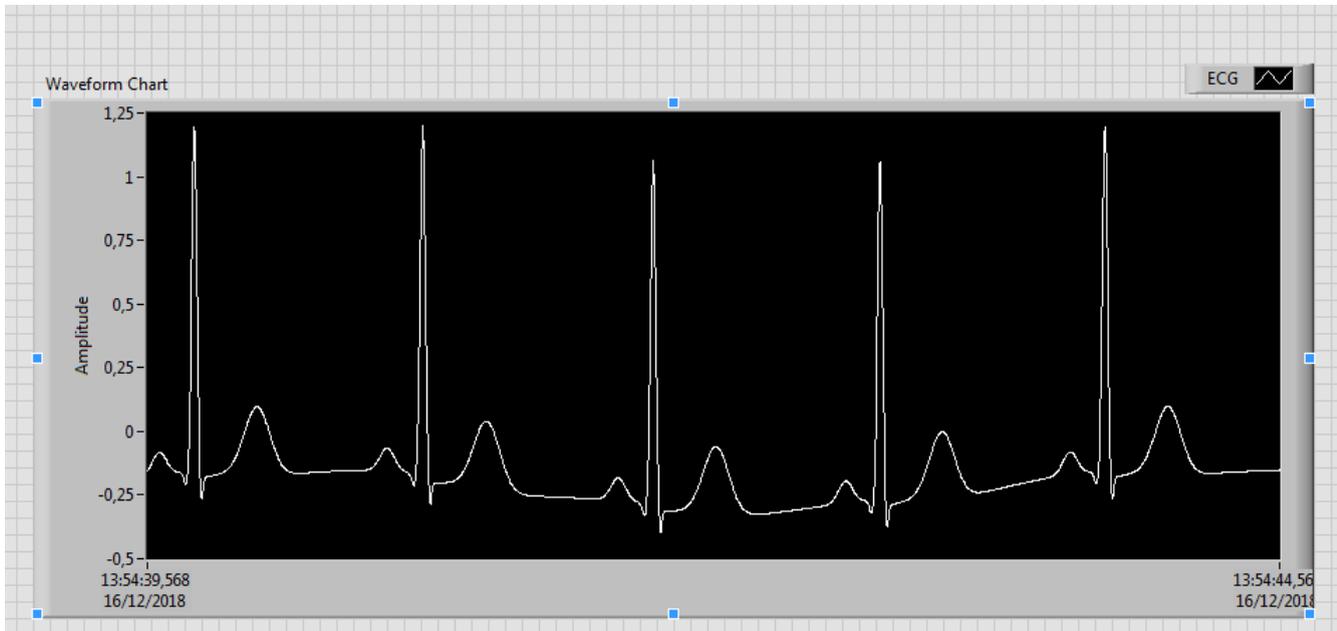


Fig. 35 SEÑAL ESTÍMULO

10 MEASUREMENT & AUTOMATION (MAX) :

Para toda programación virtual el “Host” PC debe tener instalado el programa Labview y por lo tanto también el programa llamado Measurement & Automation (MAX) asociado al Labview.

Una vez la tarjeta de adquisición y el “Host” PC están conectados, el “Host” PC debe reconocer a la tarjeta como sistema remoto conectado al PC a través de la conexión USB, para configurar el controlador, lo hacemos desde el programa de configuración “Measurement and Automation” (MAX).

Con este programa tenemos la opción de simular una adquisición real, que es lo que utilizaremos en nuestra VI ante la ausencia de equipo HW de adquisición real.

Abrimos el programa MAX y aparece su árbol de configuración:

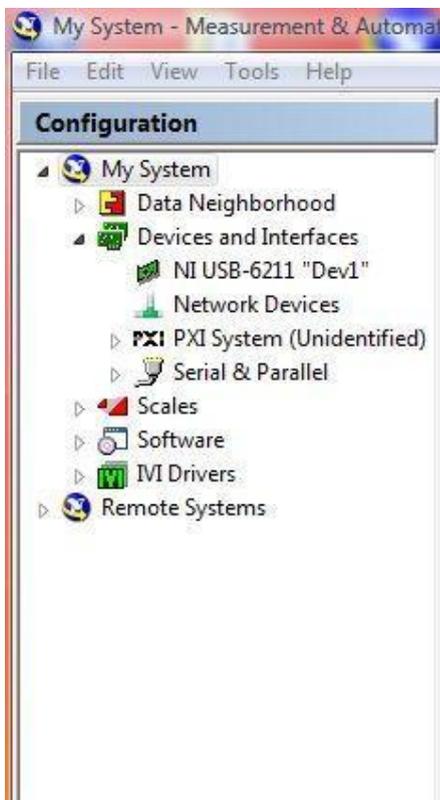
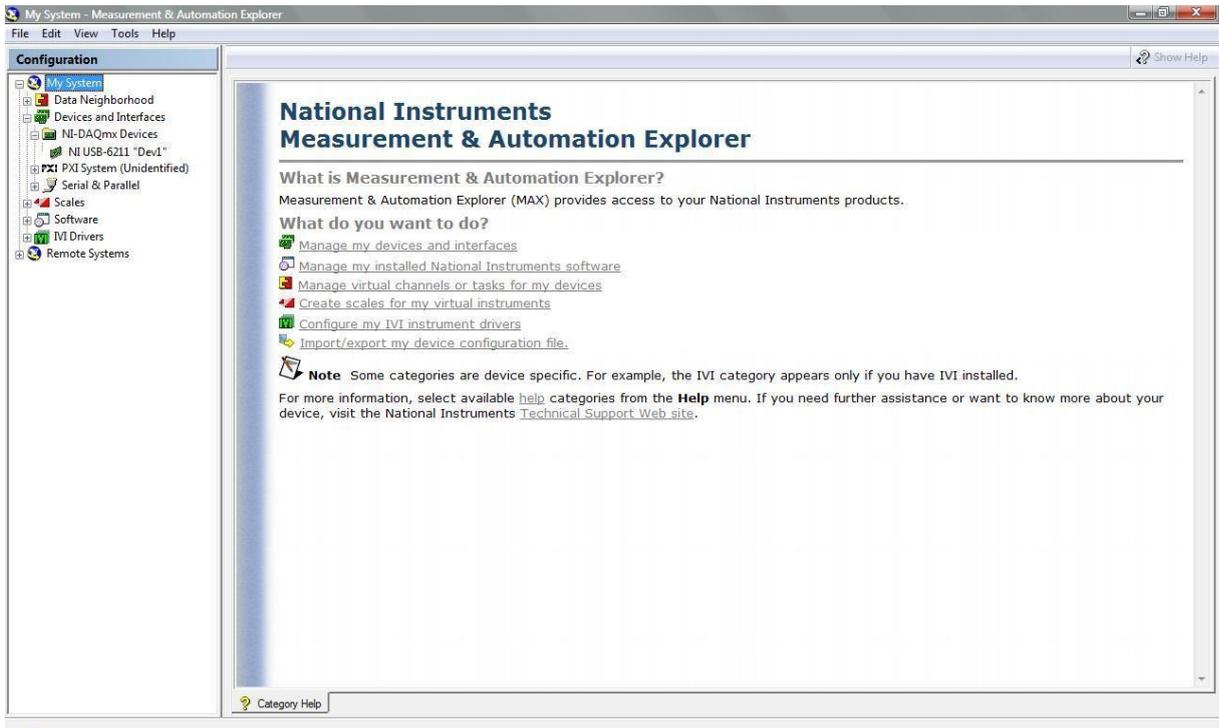


Fig. 36 INTERFAZ MEASUREMENT & AUTOMATION EXPLORER (MAX)

En este caso habría que comprobar que la tarjeta ha sido reconocida, y que además, el propio programa le ha adjudicado el nombre “Dev 1” nombre que debemos recordar a la hora de programar en la VI ya que debemos indicar a través de que device o puerto queremos trabajar.

10.1 ADQUISICIÓN DE TEMPERATURA.

Uno de los sistemas diseñados para la adquisición de señales fisiológicas se trata de un circuito captador de temperatura.

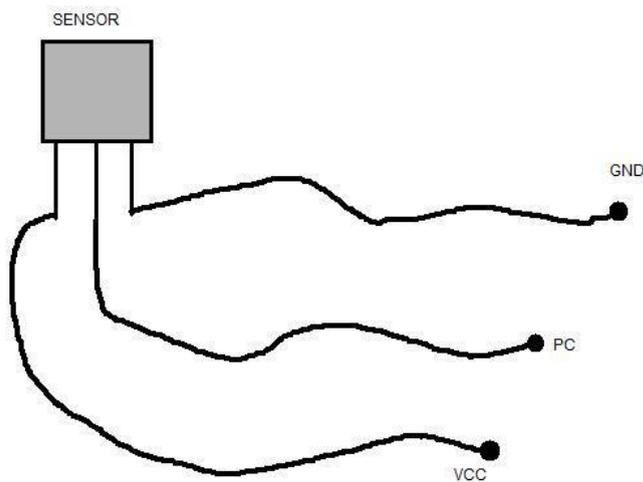


Fig. 37 ESQUEMA HW ADQUISICIÓN TEMPERATURA

Debido a las características del sistema el captador seleccionado finalmente, tras la valoración de las características de los diferentes sensores estudiados, ha sido el LM 35.

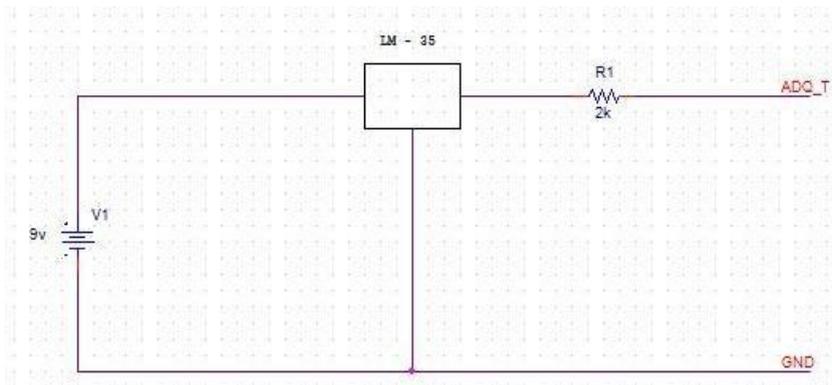


Fig. 38 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE TEMPERATURA

El diseño de la tarjeta de circuito impreso ha sido realizado a través de la utilización del programa ORCAD.

El primer paso es realizar un esquema mediante Capture:

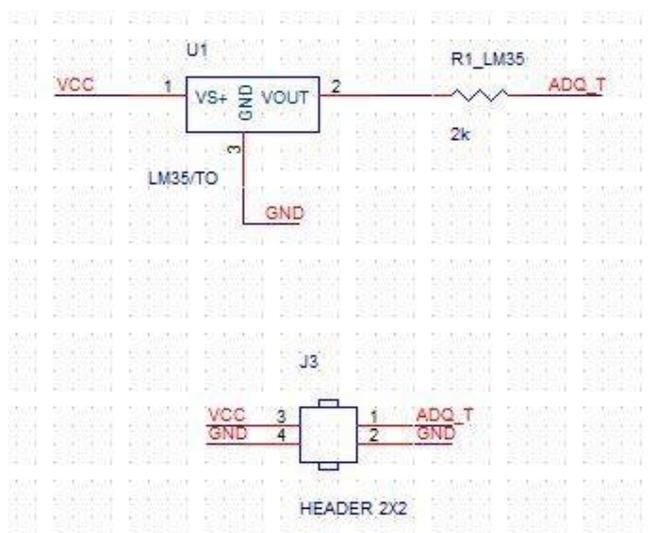


Fig. 39 CAPTURE CTO ADQ TEMPERATURA

Donde J3 es el conector que une la tarjeta de circuito impreso con la tarjeta de adquisición.

El segundo paso es la realización del diseño propiamente dicho de la placa de circuito impreso mediante Layout.

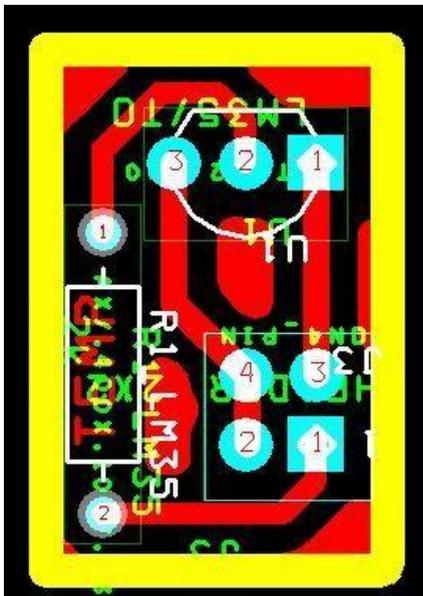


Fig. 40 LAYOUT PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA

La siguiente imagen corresponde a la visualización de la capa assembly top donde se muestran los componentes, pines y el tamaño de los encapsulados.

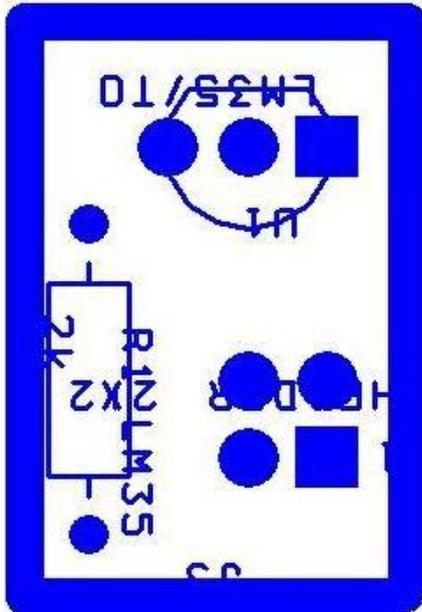


Fig. 41 PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA CAPA ASSEMBLY

En esta otra imagen, se visualiza la capa bottom donde se observan los pines, las pistas y el relleno de cobre.

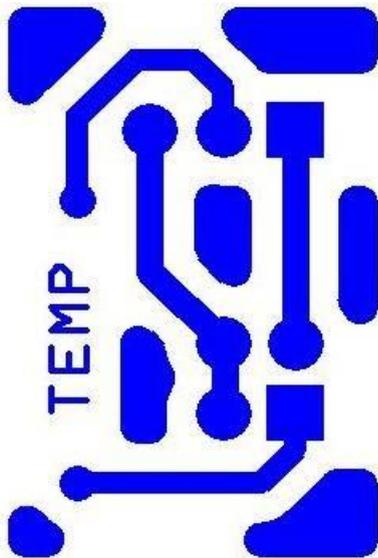


Fig. 42 PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA CAPA BOTTOM

El siguiente paso una vez diseñadas las tarjetas sería, si se desea, revelar la placa base y soldar los componentes necesarios.

10.2 ADQUISICIÓN DE RESISTENCIA DE LA PIEL.

Otro de los sistemas diseñados para la adquisición de señales fisiológicas se trata de un circuito captador de resistencia electrodérmica.

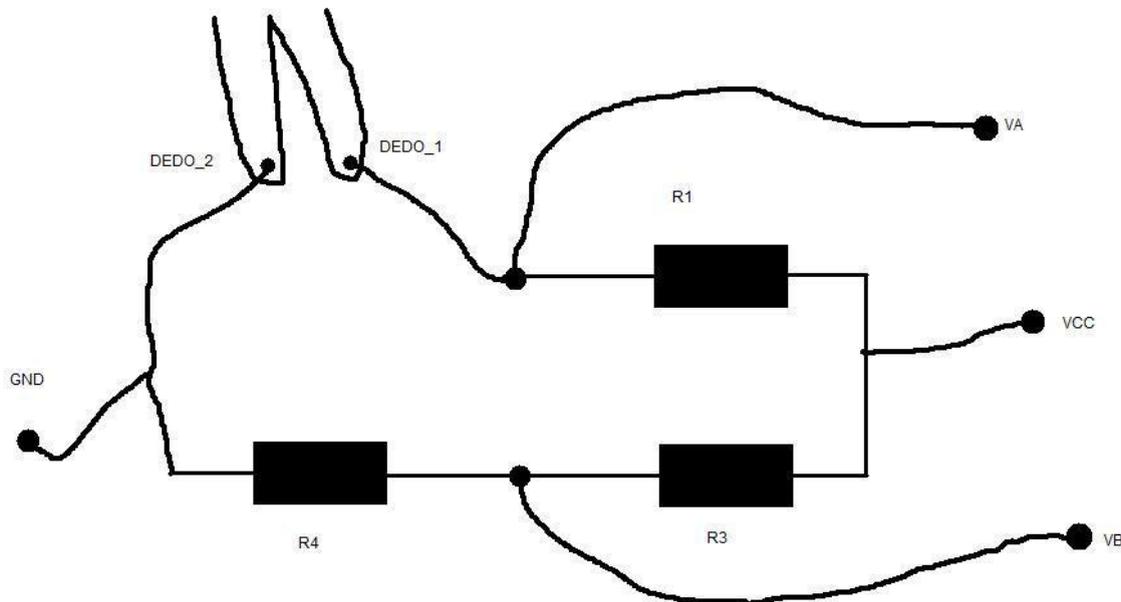


Fig. 43 ESQUEMA HW ADQUISICIÓN RESISTENCIA PIEL

10.2.1 . EL PUENTE DE WHEASTONE.

El puente de Wheatstone es un montaje eléctrico con cuatro resistencias. Es el circuito más sensitivo que existe para medir una resistencia.

El **puente Wheatstone** es un circuito muy interesante y se utiliza para medir el valor de componentes pasivos como las resistencias. Puede conectarse a cualquier voltaje en corriente directa, recomendable no más de 12 voltios.

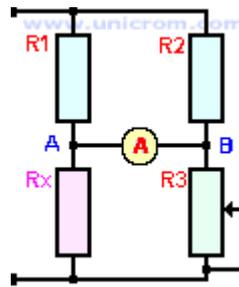


Fig. 44 PUENTE DE WHEASTSTONE

Cuando el puente se encuentra en equilibrio: $R_1 = R_2$ y $R_x = R_3$ de donde....

$$R_1 / R_x = R_2 / R_3$$

Esquema eléctrico del circuito:

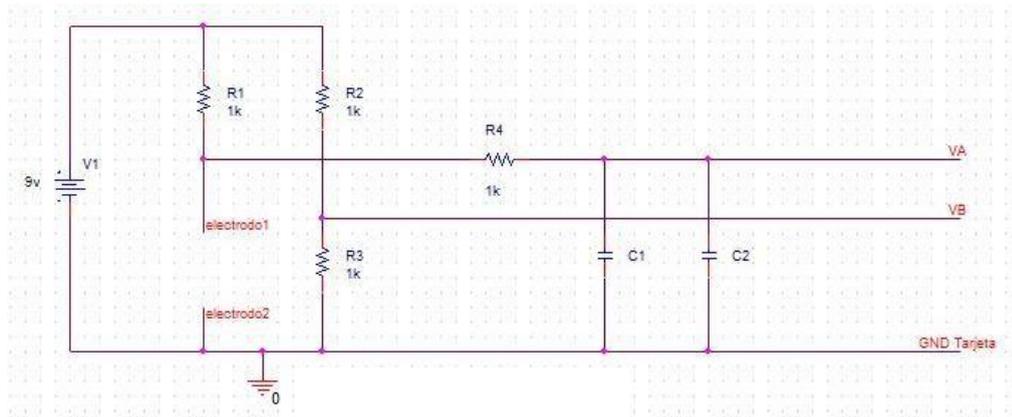


Fig. 45 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE RESISTENCIA DE LA PIEL

Esta tierra sólo se coloca para poder realizar simulaciones en el Spice, físicamente no existe.

El primer paso es realizar un esquema mediante Capture:

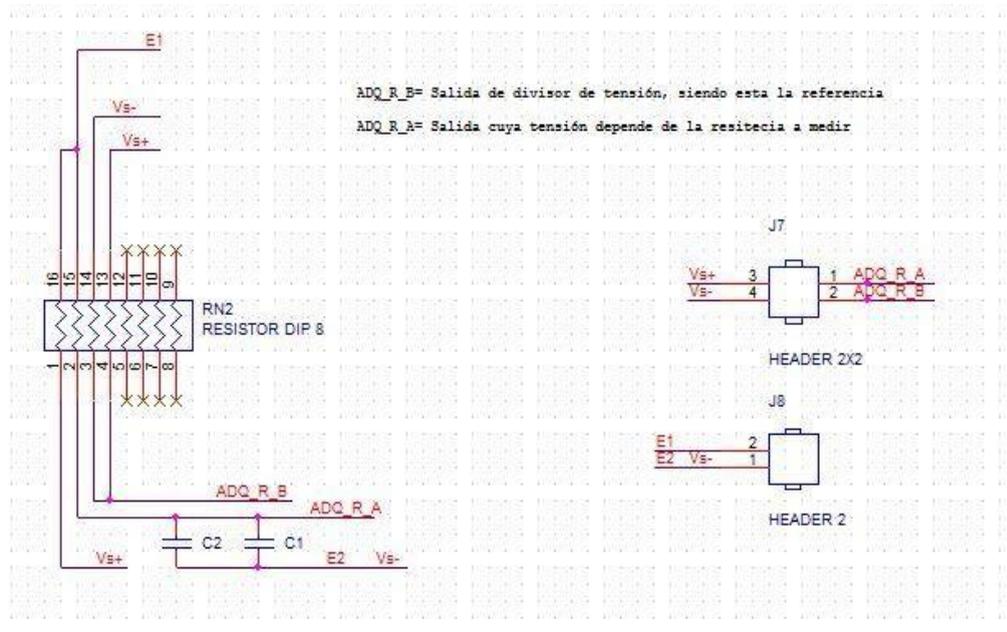


Fig. 46 CAPTURE CTO ADQ RESISTENCIA DE LA PIEL

Donde J7 es el conector que une la tarjeta de circuito impreso con la tarjeta de adquisición, y J8 es el conector en el cuál se conectan los electrodos que captarán la resistencia de la piel a través de las yemas de los dedos.



El segundo paso es la realización del diseño propiamente dicho de la placa de circuito impreso mediante Layout.

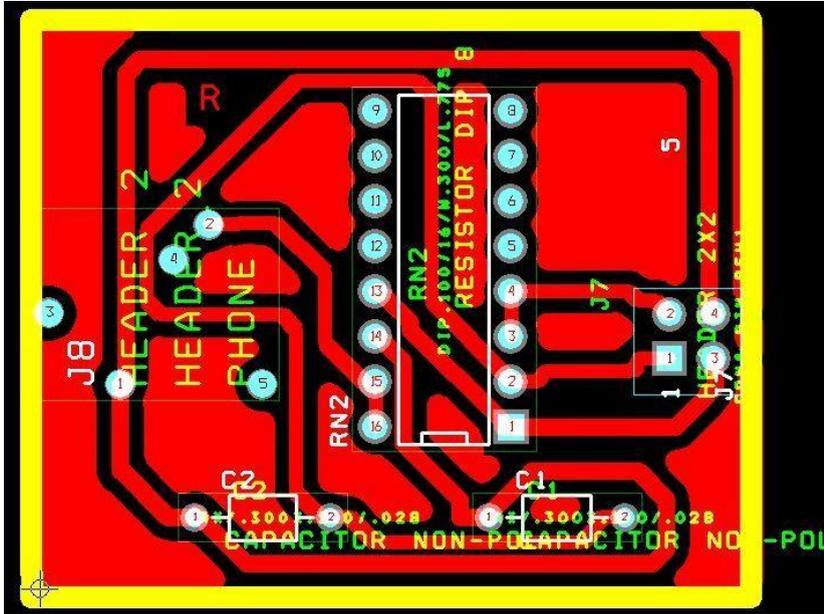


Fig. 47 LAYOUT PCB ADQUISICIÓN RESISTENCIA DE LA PIEL

La siguiente imagen corresponde a la visualización de la capa assembly top donde se muestran los componentes, pines y el tamaño de los encapsulados.

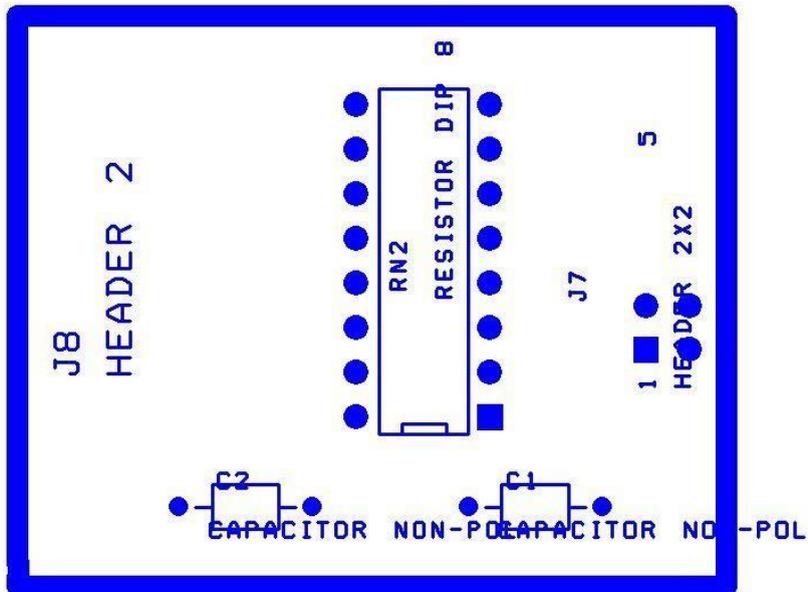


Fig. 48 PCB ADQUISICIÓN RESISTENCIA DE LA PIEL CAPA ASSEMBLY

En esta otra imagen, se visualiza la capa bottom donde se observan los pines, las pistas y el relleno de cobre.

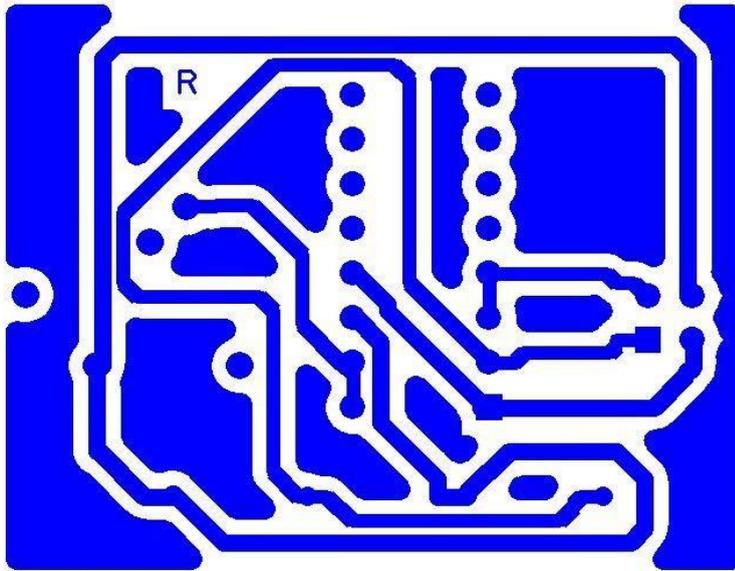


Fig. 49 PCB ADQUISICIÓN RESISTENCIA DE LA PIEL CAPA BOTTOM

El siguiente paso una vez diseñadas las tarjetas sería, si se desea, revelar la placa base y soldar los componentes necesarios.

10.3 ADQUISICIÓN DE LA POSICIÓN DEL CUERPO.

Otro de los sistemas diseñados para la adquisición de señales fisiológicas se trata de un circuito captador de posición a través de un acelerómetro.

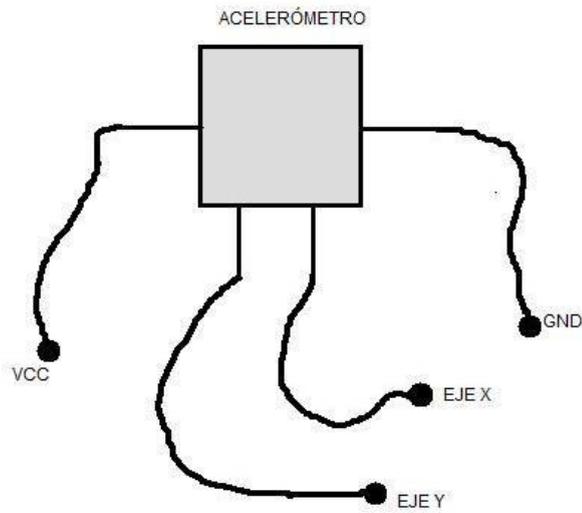


Fig. 50 ESQUEMA HW ADQUISICIÓN POSICIÓN

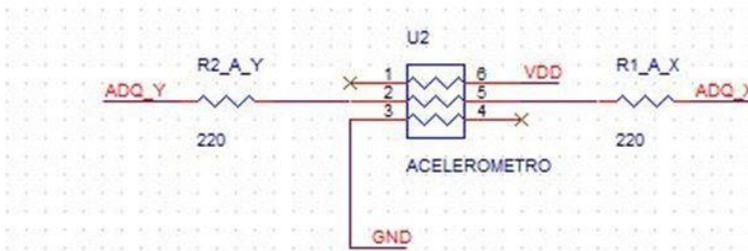


Fig. 51 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE LA POSICIÓN



El primer paso es realizar un esquema mediante Capture:

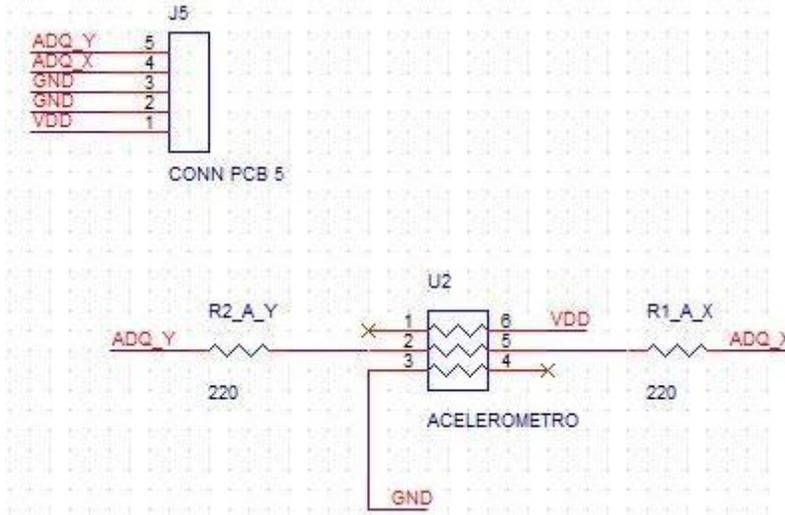


Fig. 52 CAPTURE CTO ADQ POSICIÓN

Donde J5 es el conector que une la tarjeta de circuito impreso con la tarjeta de adquisición.

El segundo paso es la realización del diseño propiamente dicho de la placa de circuito impreso mediante Layout.

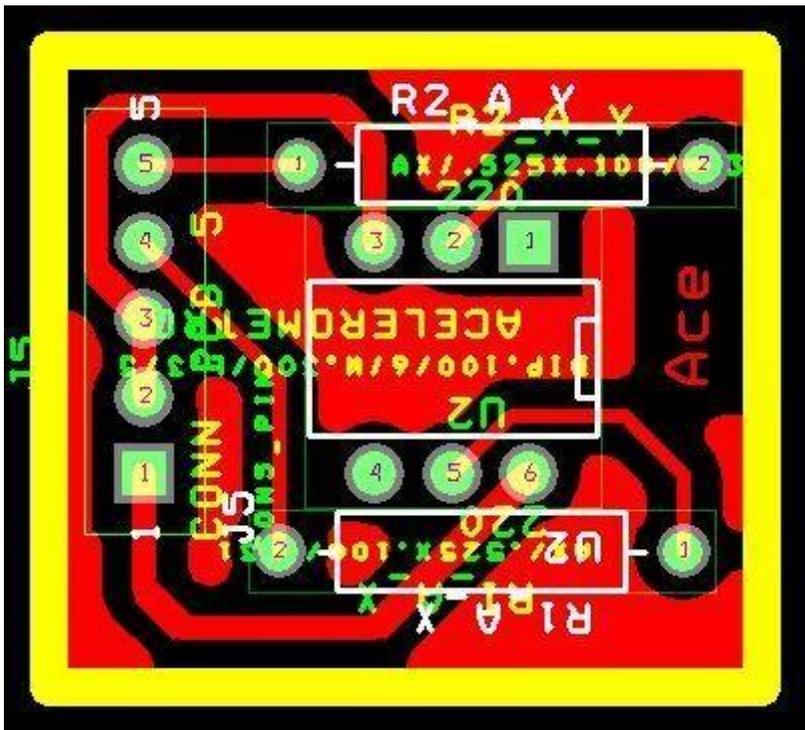


Fig. 53 LAYOUT PCB ADQUISICIÓN TEMPERATURA

La siguiente imagen corresponde a la visualización de la capa assembly top donde se muestran los componentes, pines y el tamaño de los encapsulados.

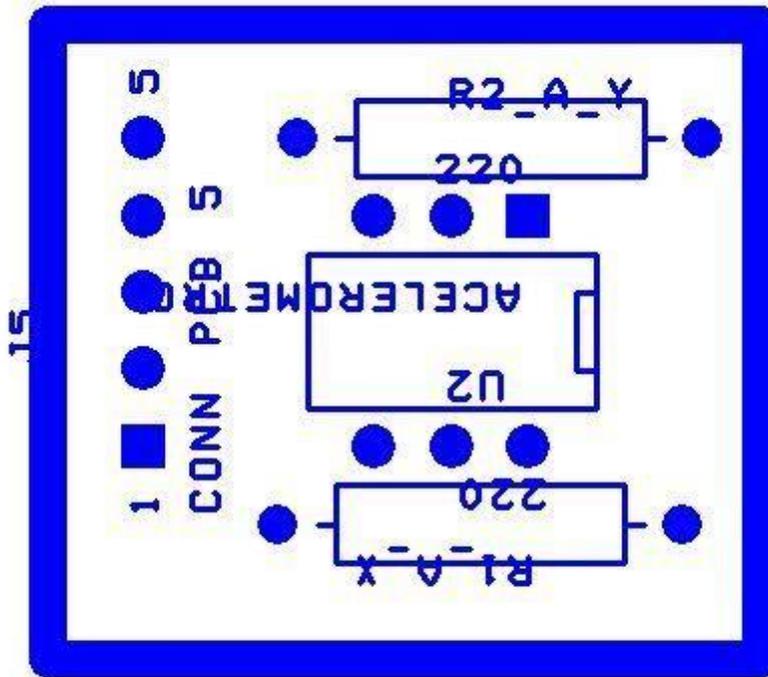


Fig. 54 PCB ADQUISICIÓN POSICIÓN CAPA ASSEMBLY

En esta otra imagen, se visualiza la capa bottom donde se observan los pines, las pistas y el relleno de cobre.

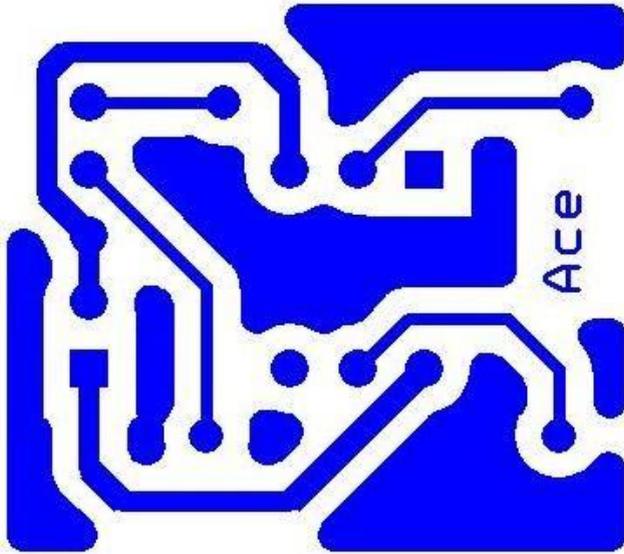


Fig. 55 PCB ADQUISICIÓN POSICIÓN CAPA BOTTOM

El siguiente paso una vez diseñadas las tarjetas sería, si se desea, revelar la placa base y soldar los componentes necesarios.

10.4 ADQUISICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA.

Esta parte ha sido diseñada, seleccionando componentes y circuitos adecuados para su correcto funcionamiento, pero no ha llegado a ser implementada.

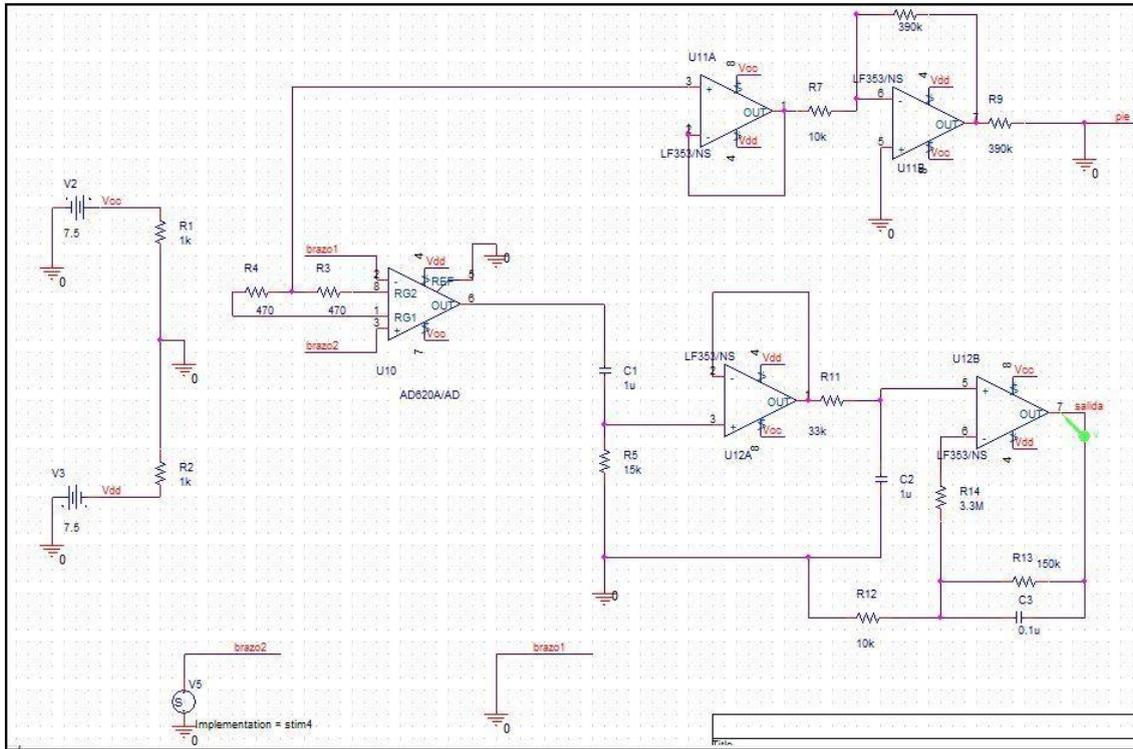


Fig. 56 ESQUEMA CIRCUITO ELÉCTRICO CAPTACIÓN DE FRECUENCIA CARDIACA

Para corroborar su funcionamiento y ajustar parámetros, se han realizado simulaciones mediante ORCAD, algunas de las cuales se muestran en el apartado

10.5 FILTRO RC.

Un filtro RC paso bajo es un circuito formado por un resistor y un capacitor conectados en serie.

El **filtro paso bajo** permite sólo el paso de frecuencias por debajo de una frecuencia en particular llamada frecuencia de corte (F_c) y elimina las frecuencias por encima de esta frecuencia.

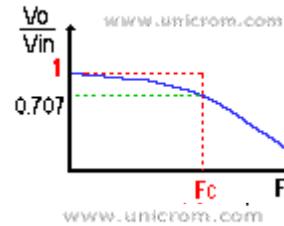
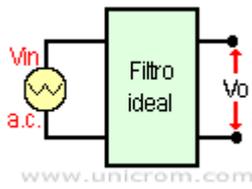


Fig. 57 FILTRO PASO BAJO IDEAL

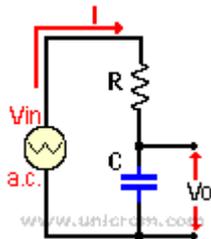


Fig. 58 FILTRO PASO BAJO REAL

11 PUESTA EN MARCHA.

Una vez realizadas todas las conexiones de manera adecuada con los sistemas externos de adquisición, se procederá a trabajar con el PC.

Si lo que se desea es únicamente simular los datos almacenados en el PC no es necesario conectar un sistema de adquisición de datos.

Primeramente, se debe abrir la VI principal ó VI_SIM_vs_ADQ, que será con la que el usuario interactuará durante todo el proceso de ejecución del programa.

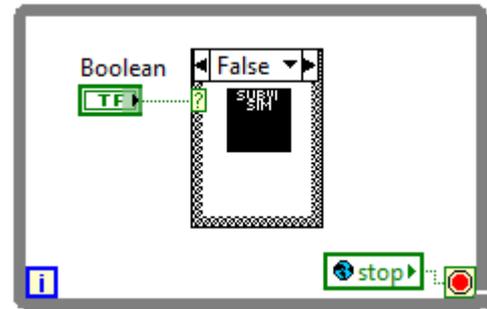
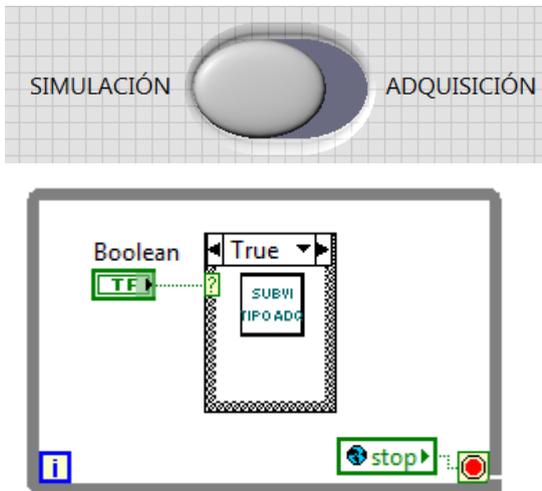


Fig. 59 VI_SIM_VS_ADQ

LabView muestra dos ventanas dentro de una misma VI, “Front Panel” (Panel Frontal) y “Block Diagram” (Diagrama de Bloques), este último es dónde se realiza total la parte de conexiones entre funciones así como la programación propiamente dicha. El Panel Frontal es lo que el usuario debe ver, y por lo tanto, la parte del programa con la que va a trabajar. Deberá maximizar esta ventana para facilitar la visualización de todo lo que en ella se encuentra.

Se pulsa el boton “Run”, que es el icono con forma de flecha que aparece en la parte de arriba a la izquierda, con el cuál se pone en marcha la ejecución de la VI.

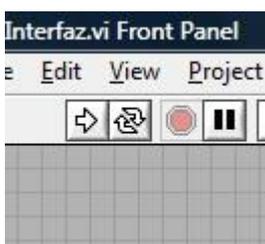


Fig. 60 INTERFAZ LABVIEW BOTON “RUN”

Para detener el programa correspondiente a cualquiera de las aplicaciones deberemos pulsar el boton “STOP”.

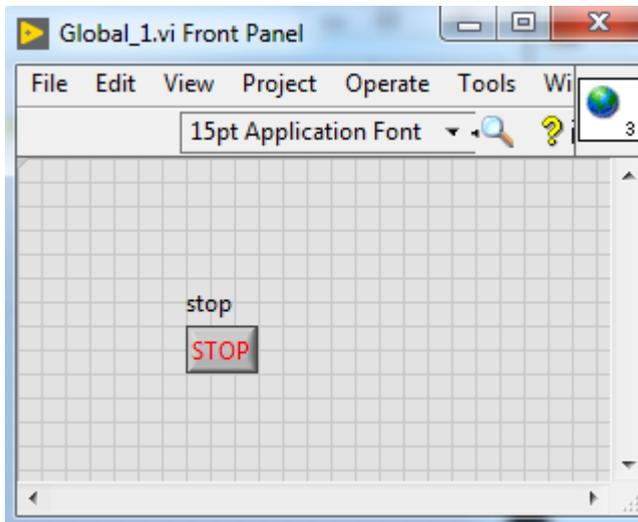


Fig. 61 INTERFAZ LABVIEW BOTON “STOP”

Este botón estará disponible durante todo el proceso para poder detener el programa en cualquier momento esté ejecutándose VI_principal o cualquiera de las SubVIs. Esta acción es posible gracias a la utilización de un recurso de Labview llamado “Variables Globales”.

12 PLIEGO DE CONDICIONES (RECOMENDACIONES PARA EL CONSTRUCCION DE UN SISTEMA REAL)

12.1 OBJETIVO DEL PLIEGO

Por el presente pliego, el Proyectista se obliga a entregar al comprador los elementos constituyentes del sistema, destinados a la creación de un sistema híbrido de representación de señales, de forma que los mismos cumplan el alcance funcional necesario para alcanzar las garantías establecidas.

Se especifican las normas mínimas aceptables referentes a la construcción, materiales, mano de obra y equipo que haya de incorporarse a las mismas. Tales trabajos comprenden, sin limitación alguna, el suministro de toda la mano de obra, materiales, equipo y limpieza, así como la ejecución de todas las operaciones que hayan de realizarse.

Así mismo, por el presente documento, el comprador, por el hecho de haber realizado su encargo, se obliga a recibir el material que componen tanto el paquete hardware como el software de la aplicación de forma correcta, manifestando conocer las condiciones que a continuación se detallan y aceptándolas en su totalidad, salvo que se llegue a un acuerdo con él, para la modificación de algún apartado.

El proyecto corresponde al diseño y suministro de las bases tanto materiales como técnicas para el desarrollo de un sistema de captación y representación de señales fisiológicas a través de USB utilizando la tarjeta NI 6211.

12.2 CONDICIONES TÉCNICAS.

12.2.1 Documentación y normativa.

Para el conocimiento del funcionamiento del producto, el Proyectista se compromete a facilitar una serie de manuales de instrucciones que describe de forma clara y precisa la forma de manejar de la aplicación software, el sistema híbrido de representación de señales. Para conocer el funcionamiento de la aplicación software, será imprescindible leerse atentamente el anexo adjuntado en que se describe el contenido de los manuales para llevar a cabo un correcto funcionamiento de los mismos y posibles reclamaciones al Proyectista.

12.3 CONDICIONES FACULTATIVAS.

12.3.1 Garantía técnica.

Se garantizará la buena ejecución y calidad de los materiales utilizados en la realización del producto así como el correcto funcionamiento del sistema durante 24 meses a partir de su compra contra todo mal funcionamiento o incumplimiento de las especificaciones establecidas por el usuario a la hora de realizar el diseño.

Dicha garantía responsabiliza al Proyectista, única y exclusivamente a la reparación y/o reposición de los componentes pertenecientes al producto, que durante el periodo de garantía antes fijado resulten defectuosas, sea por defecto del diseño, mano de obra o materiales. Así mismo, se compromete a hacer reparación y/o sustitución en el menor plazo posible.

No está comprendido en el presente garantía, el desgaste normal de las piezas, ni los desperfectos que puedan sobrevenir durante dicho periodo por descuido, falta de competencia o negligencia de la persona que intervenga en el manejo del hardware o el software que compone el producto.

La garantía quedará anulada en el momento en el que el equipo sea manipulado de forma no adecuada.

12.3.2 Secreto profesional.

En el caso de que al Proyectista se le facilite información que el Comprador considere confidencial, puedan ser así códigos de seguridad e información interna de la empresa, se hará constar por éste explícitamente.

El Proyectista no revelará su contenido a terceros sin la aprobación escrita del comprador viniendo, en todo caso, obligado a darle el carácter de confidencial cuando la facilite.

13 MEJORAS

Aparte del prototipo presentado anteriormente, también se han diseñado otras dos VIs capaces de mejorar aspectos referidos al procesado y representación de la señal.

Se tratan de diseños que podrían ser introducidos sin problema dentro del sistema explicado anteriormente, con la intención de mejorar la visualización de señales complejas, como, por ejemplo la frecuencia cardiaca, así como la realización de un depurado a mayor escala de los datos adquiridos.

13.1 LECTURA ECG

La apariencia del Panel Frontal es la siguiente:

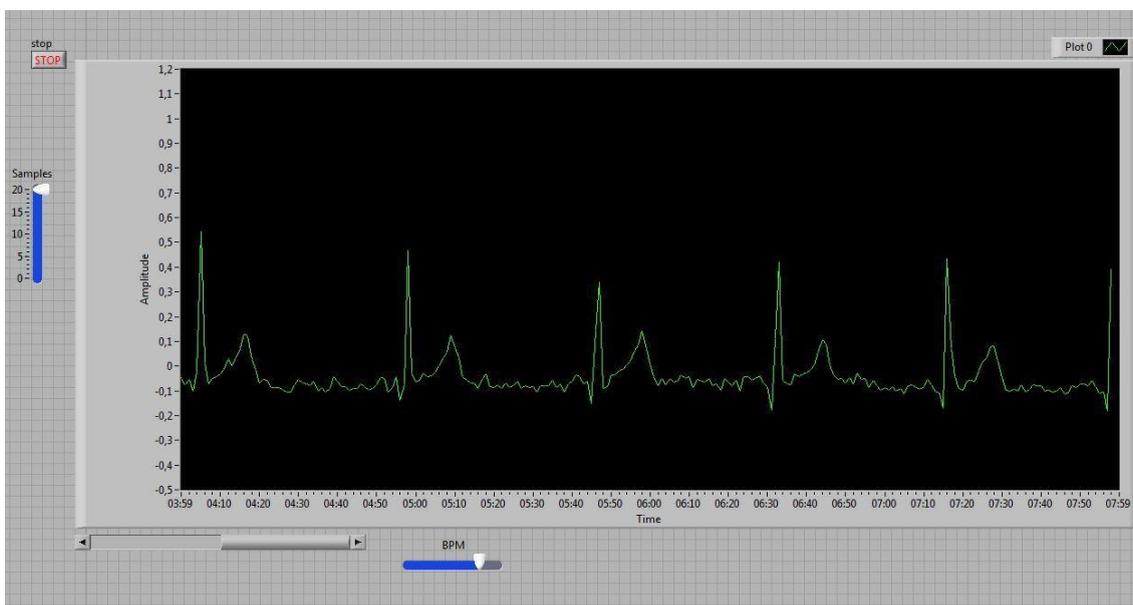


Fig. 62 PANEL FRONTAL VI LECTURA ECG

Esta VI lo que hace es abrir un archivo en el que están almacenados los datos adquiridos previamente referidos a la frecuencia cardiaca, al igual que se hace en el diseño principal, pero con la diferencia de que en este caso, se puede realizar un estudio más detallado de la señal, ya que aparece de manera mucho más clara la ondas P y T y el complejo QRS, pudiendo así ser comparado con patrones ideales de comportamiento.

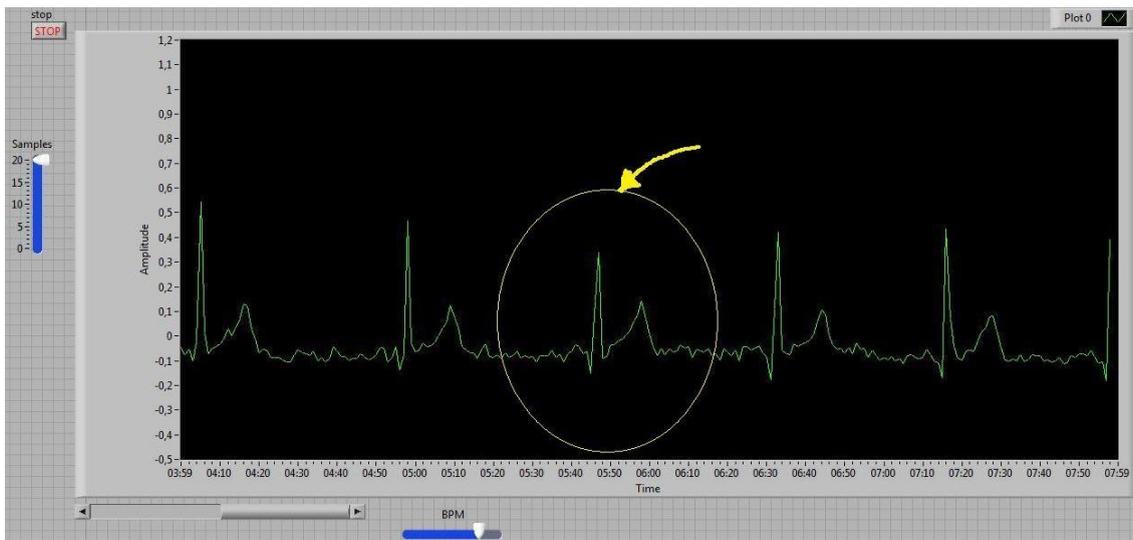


Fig. 63 DETALLE "PTQRS" EN ECG

Otra variación que se introduce es la posibilidad de elegir o de cambiar en número de muestras que el programa coge para representar la señal en el panel frontal, de tal forma que a mayor número de muestras seleccionadas, la representación será más precisa, fiable y por lo tanto más adecuada para su posterior análisis.

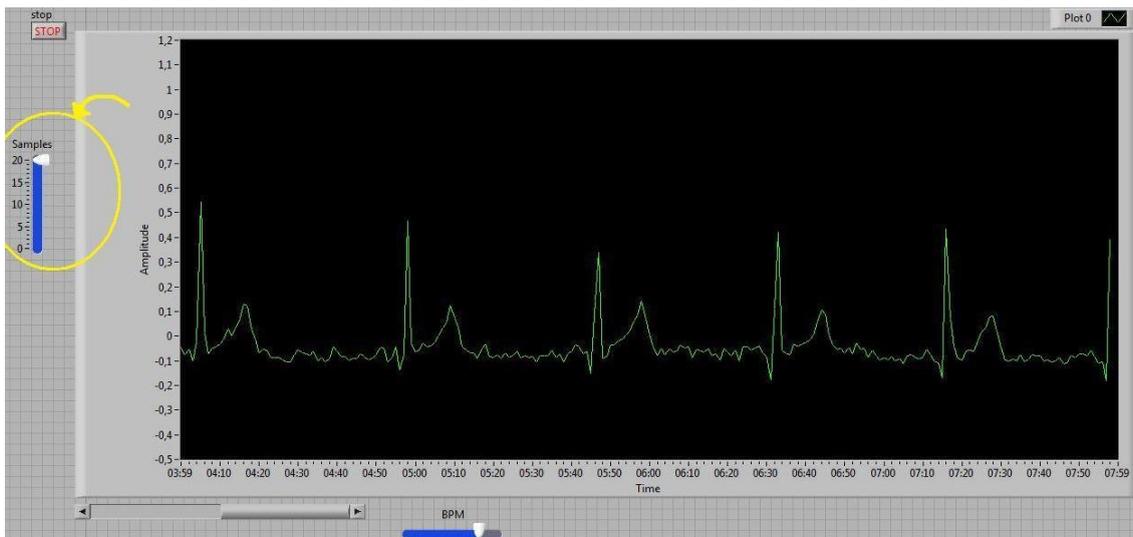


Fig. 64 DETALLE ELECCIÓN Nº MUESTRAS EN ECG

Por último, también permite la variación mediante un control de la velocidad de representación de los puntos, es decir, la variación de la frecuencia de la señal.

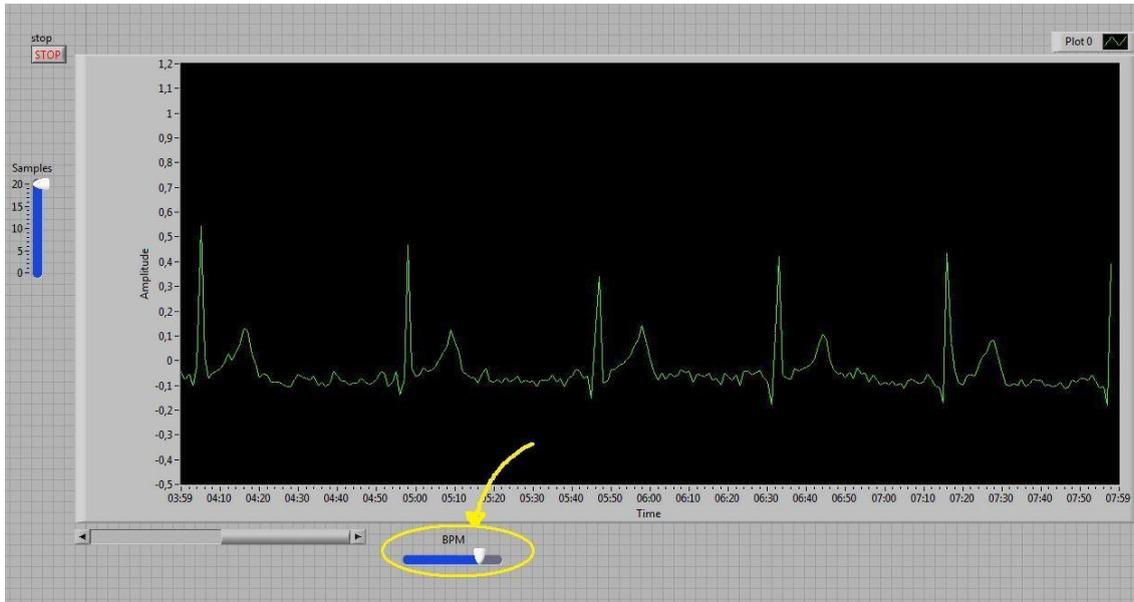


Fig. 65 DETALLE ELECCIÓN VELOCIDAD REPRESENTACIÓN ECG



13.2 LECTURA MÚLTIPLE

Se trataría de un sistema capaz de representar varias señales almacenadas en forma de datos. Lo que aporta de novedoso esta VI es una mejora considerable en el filtraje de señales, así como la realización de la transformada de Fourier (FFT) para hallar la frecuencia de corte de las señales.

14 METODOLOGÍA SEGUIDA EN EL DESARROLLO DEL TRABAJO.

14.1 Descripción de fases y tareas realizadas.

Para lograr el desarrollo del proyecto de manera satisfactoria ha sido necesario realizar las siguientes labores:

- 1- Elección de campo de estudio.
- 2- Documentarse sobre el tema elegido y adquirir una base teórica y conceptos relacionados.
- 3- Diseñar el diagrama de tareas que se desee realizar.
- 4- Programación del SW de lectura y representación de señales fisiológicas mediante Labview.
- 5- Realizar pruebas ensayo-error del funcionamiento de la VI.
- 6- Ampliar programación realizada en Labview añadiendo opción de SW de adquisición de señales mediante un canal externo conectado en línea con el SW de procesado y representación.
- 7- Refrescar conceptos Orcad y diseño de circuitos impresos.
- 8- Diseño de placas de circuito impreso para crear un HW de adquisición propio.
- 9- Elección de tarjeta de adquisición adecuada para introducir y almacenar datos en línea en nuestro sistema diseñado.
- 10- Generar documentación.

15 ANEXOS.

15.1 FUNCIONES UTILIZADAS.

La programación del sistema de procesado y representación de señales se ha llevado a cabo en el entorno de programación Labview de National Instruments. Dicho programa consta de numerosas funciones para realizar distintos tipos de tareas según convenga. A continuación se describe detalladamente las funciones utilizadas en concreto para la realización de nuestro sistema.

Absolute Value

Devuelve el valor absoluto del dato de entrada.

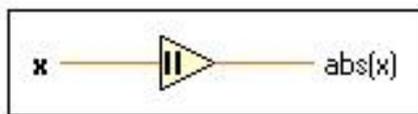


Fig. 67 FUNCIÓN ABSOLUTE VALUE

Add

La salida será la suma de las dos entradas

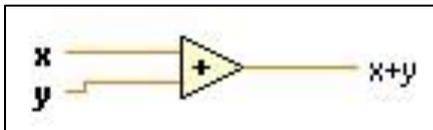


Fig. 68 FUNCIÓN ADD

Basic Averaged DC-RMS

Calcula los valores DC y RMS de una onda de entrada o una matriz de formas de onda. Esta VI es similar a la VI Averaged DC-RMS, pero esta VI sólo devuelve un valor de corriente continua y un valor RMS por onda de entrada.

El tipo de datos que se cablean a la señal de entrada determina la instancia polimórfica a usar.

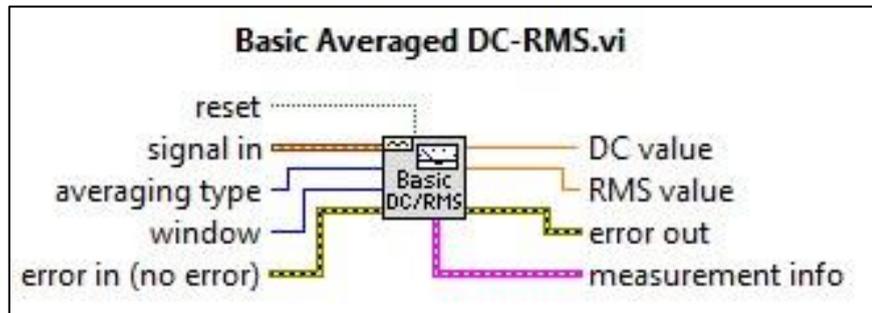


Fig. 69 FUNCIÓN BASIC AVERAGED DC-RMS

Beep (Windows)

Hace que el sistema emita un sonido, la frecuencia y duración del mismo son configurables. Por defecto, el sonido es el de la alerta de Windows.

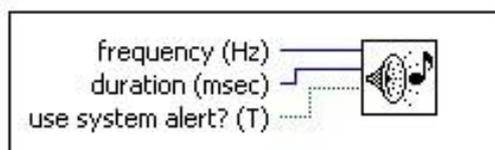


Fig. 70 FUNCIÓN BEEP

Boolean Array To Number

Convierte una matriz de booleanos en un entero sin signo de 32 bits mediante la interpretación de la matriz como el complemento a dos de la representación binaria de un número entero, el primer elemento de la matriz es el bit menos significativo.

Por ejemplo, si cableas un array de dos booleanos con esta función y no hay valores verdaderos, la función devuelve un valor de 0. Si el valor booleano primero es verdadero, la función devuelve 1. Si el valor booleano segundo es verdadero, la función devuelve 2. Si los dos valores booleanos son verdaderos, la función devuelve 3.

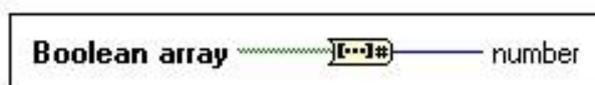


Fig. 71 FUNCIÓN BOOLEAN ARRAY TO NUMBER

Build array

Concatena o aúna múltiples elementos, vistos a la izquierda, teniendo como salida un array, n-dimensional. Si se selecciona la opción “Concatenate Inputs”, la salida será un array de la misma dimensión que la entrada de dimensión mayor. En caso de no seleccionar esta opción la dimensión será la definida por el número de elementos más uno. En este caso, todas las entradas han de ser isodimensionales.

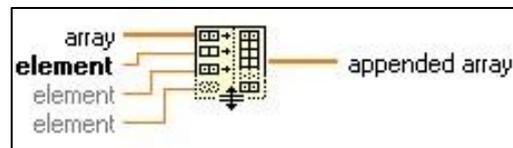


Fig. 72 FUNCIÓN BUILD ARRAY

Build path

Crea una nueva ruta anexando un nombre (o ruta relativa) a una ruta ya existente.

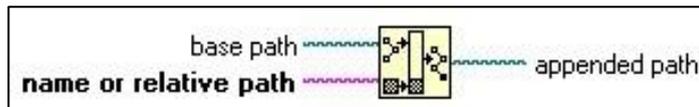


Fig. 73 FUNCIÓN BUILD PATH

Build waveform

Crea una onda analogica o modifica una existente (dependiendo si existe la entrada waveform o no).

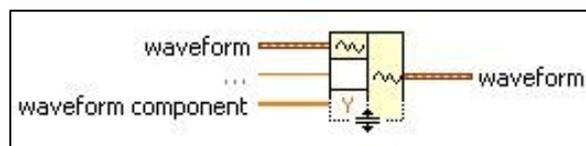


Fig. 74 FUNCIÓN BUILD WAVEFORM

t0: es el tiempo de comienzo de la onda.

dt: es el intervalo temporal entre los puntos que conforman la onda.

Y: son los valores de la onda.

Bundle

Crea o modifica un cluster ya existente con los datos conectados a los terminales element i. El terminal cluster habrá de conectarse al cluster que queremos modificar.

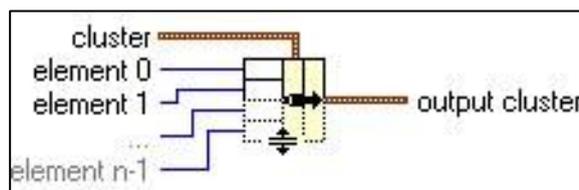


Fig. 75 FUNCIÓN BUNDLE

Butterworth Filter

Genera un filtro digital Butterworth llamando a la VI Butterworth Coeficientes . El tipo de datos que se conecta a la entrada de X determina la instancia polimórfica a usar.

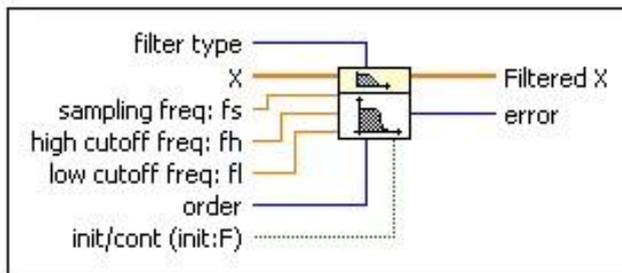


Fig. 76 FUNCIÓN BUTTERWORTH FILTER

Case

Una estructura case, tiene dos o más subdiagramas. Sólo un diagrama es visto, pudiendo ver los demás con las flechas que aparecen en la parte superior. El texto en la zona central superior indica que subdiagrama está siendo mostrado. El cuadro, verde en este caso, de la izquierda es la entrada de selección. Esta puede ser de diversos tipos y se trata de una condición de selección, cuando se cumpla se ejecutará el código del subdiagrama correspondiente.

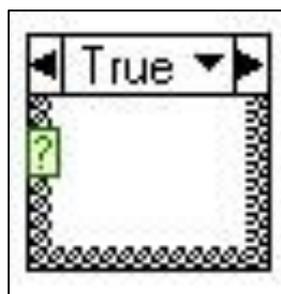


Fig. 77 FUNCIÓN CASE

Concatenate strings

Concatena las cadenas o array unidimensionales de cadenas. Si la entrada es un array, se concatena cada elemento del array.

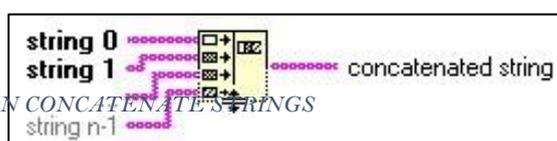


Fig. 78 FUNCIÓN CONCATENATE STRINGS

Create folder

La VI crea la carpeta especificada en la ruta indicada en el terminal path.

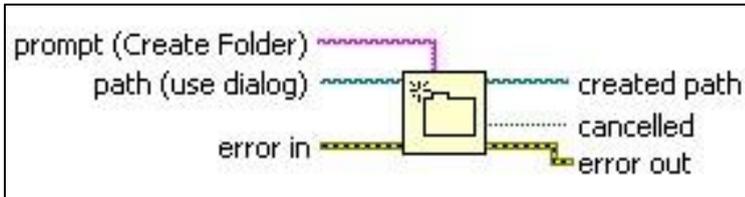


Fig. 79 FUNCIÓN CREATE FOLDER

DAQmx create task

Crea una tarea y añade los canales virtuales especificados en el terminal global virtual channels para poder comenzar un proceso de adquisición. La salida task out nos permite conectar a las siguientes VI responsables de la adquisición de datos.

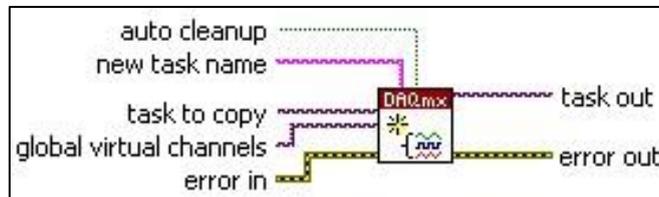


Fig. 80 FUNCIÓN DAQmx CREATE TASK

DAQmx Create Virtual Channel

Crea un canal virtual o un conjunto de canales virtuales y los añade a una tarea. Las instancias de esta VI polimórfica corresponden a los tipos de los canales I/O, tales como entrada analógica, salida digital o salida del contador, la medición o la generación a realizar, como la medición de la temperatura, la generación de voltaje, o conteo de eventos, y en algunos casos, el sensor a usar, tales como un termopar.

Si se utiliza esta VI dentro de un bucle sin especificar una tarea en, NI-DAQmx crea una nueva tarea en cada iteración del bucle. Utilice la VI “DAQmx Clear Task” dentro del ciclo después de haber terminado con la tarea para evitar la asignación de memoria innecesaria. Consulte la tarea de creación y destrucción para obtener más información acerca de NI-DAQmx cuando crea tareas y cuando LabVIEW destruye automáticamente tareas.

Las propiedades del canal DAQmx incluyen opciones adicionales de configuración de canales.

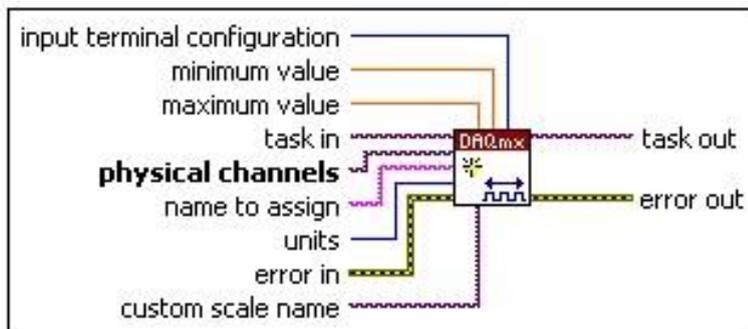


Fig. 81 FUNCIÓN DAQmx CREATE VIRTUAL CHANNEL

DAQmx Read

Realiza una lectura de los valores que se le indican en la entrada task/channels in que, a su vez, provienen de la función anterior. En nuestro caso la instancia elegida es: Analog Wfm 1Chan NSamp, obteniendo en el terminal data los datos adquiridos por nuestro sistema hardware.

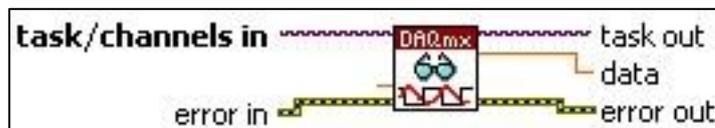


Fig. 82 FUNCIÓN DAQ READ

DAQmx Start Task

Transiciona la tarea al estado de ejecución para iniciar la medición o generación. El uso de esta VI es necesario para algunas aplicaciones y es opcional para las demás.

Si no utiliza esta VI, una tarea de medición se inicia automáticamente cuando la VI DAQmx Write se ejecuta. La entrada de inicio automático de la VI DAQmx Write determina si una tarea de generación se inicia automáticamente cuando la VI DAQmx Write se ejecuta.

Si no se utiliza la VI DAQmx Start Task y la VI DAQmx Stop Task cuando se utiliza DAQmx Read o DAQmx Write de tiempos de escritura múltiples, tales como en un bucle, las tareas se inician y se detienen en repetidamente. Iniciar y detener una tarea varias veces reduce el rendimiento de la aplicación.

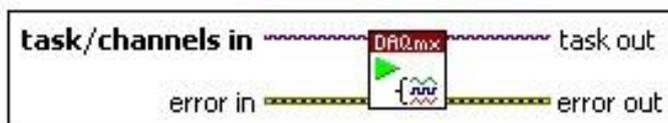


Fig. 83 FUNCIÓN DAQmx START TASK



DAQmx Stop Task

Detiene la tarea y la devuelve al estado donde se encontraba antes del inicio de la VI DAQmx Start Task o DAQmx Write con la entrada de inicio automático en TRUE.

Si no se utiliza la VI DAQmx Start Task y DAQmx Stop Task cuando se utiliza DAQmx Read o DAQmx Write, en un bucle, la tarea se inicia y se detiene en varias ocasiones. Iniciar y detener una tarea varias veces reduce el rendimiento de la aplicación.

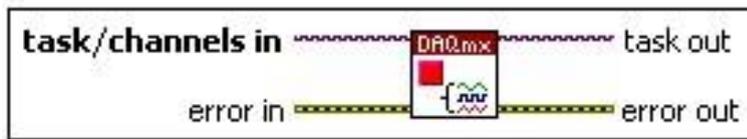


Fig. 84 FUNCIÓN DAQmx STOP TASK

DAQmx timing (sample clock)

Configura el número de muestras a adquirir o generar y crea un buffer cuando es necesario. En nuestro caso, en la entrada rate debemos indicar las muestras por canal y por segundo que deseamos adquirir. En nuestro caso no usamos el resto de terminales.

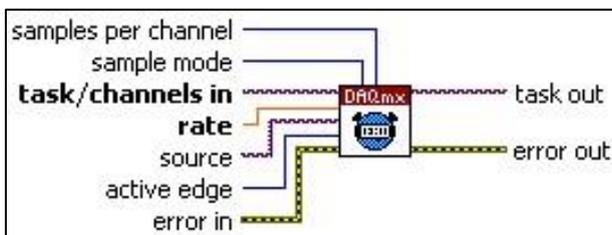


Fig. 85 FUNCIÓN DAQmx TIMING

Decrement

Resta uno de la entrada.

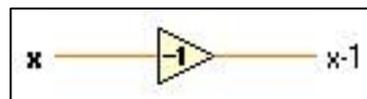


Fig. 86 FUNCIÓN DECREMENT

Divide

Calcula el cociente entre la entrada superior e inferior.

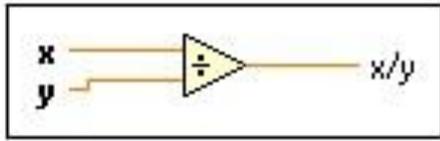


Fig. 87 FUNCIÓN DIVIDE

Empty String Constant

Consiste en un string constante que está vacío (longitud cero).

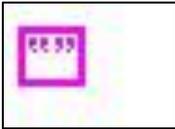


Fig. 88 FUNCIÓN EMPTY STRING CONSTANT

Get Date/Time In Seconds

Devuelve una indicación de la hora de la hora actual. LabVIEW calcula este “time stamp” utilizando el número de segundos transcurridos desde las 12:00 am, Viernes, 01 de enero 1904, hora universal.

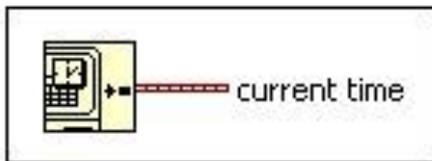
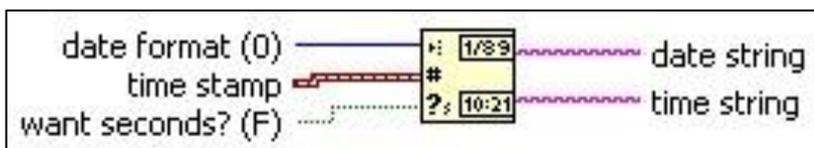


Fig. 89 FUNCIÓN GET DATE/TIME IN SECONDS

Get date/time string

A partir de la entrada time stamp, se obtiene una cadena de caracteres con los valores de fecha y hora. La entrada want seconds? Permite que la cadena de caracteres de la hora incluya los segundos. Su valor por defecto es false. La entrada date format nos permite seleccionar el estilo de la cadena de caracteres correspondiente a la fecha.



- 0 Short—1/21/94
- 1 Long—Friday, January 21, 1994
- 2 Abbreviated—Fri, Jan 21, 1994

Fig. 90 FUNCIÓN GET DATE/TIME STRING

Get Waveform Components (Analog Waveform)

Devuelve la forma de onda analógica que se especifique. Se especifica los componentes haciendo clic en centro de terminal de salida y seleccionando el componente que desee.

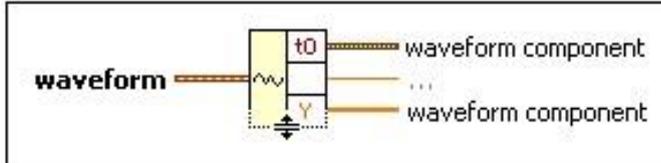


Fig. 91 FUNCIÓN GET WAVEFORM COMPONENTS

Greater or equal

La salida sera true (1) si la entrada x es mayor o igual que la entrada y.

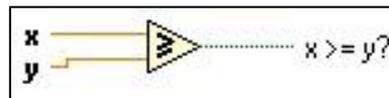


Fig. 92 FUNCIÓN GREATER OR EQUAL

Increment

La salida es la entrada más uno.

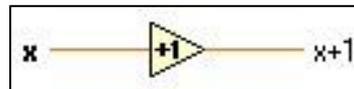


Fig. 93 FUNCIÓN INCREMENT

Less Or Equal?

Devuelve TRUE si “X” es menor o igual a “Y”. De lo contrario, esta función devuelve FALSE. Se puede cambiar el modo de comparación de esta función. Se puede comparar un array o un cluster de un tipo de dato a escalar del mismo tipo de dato y crea un array o un cluster de booleanos.

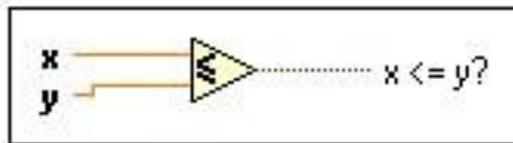


Fig. 94 FUNCIÓN LESS OR EQUAL

Local variable

La variable local se usa para transferir información dentro de la misma VI. Se puede configurar para ser de lectura o escritura.



Fig. 95 FUNCIÓN LOCAL VARIABLE

Multiply

Devuelve el producto de los entradas.

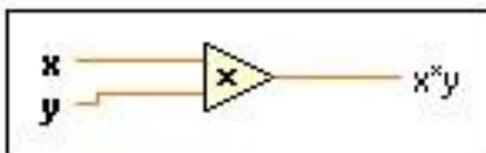


Fig. 96 FUNCIÓN MULTIPLY

Number To Fractional String

Convierte un número en una cadena de caracteres. Podemos variar el formato en el que se mostrará ese string.

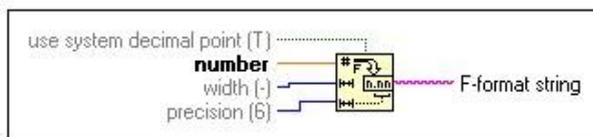


Fig. 97 FUNCIÓN NUMBER TO FRACTIONAL STRING

Or

Se trata de una puerta “Or” digital. Su comportamiento se basa en que si las dos entradas son falsas, la salida será falsa también, en cualquier otro caso, la salida es verdadera.

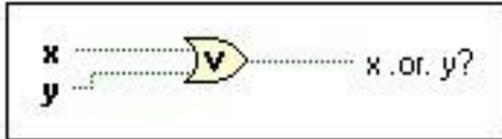


Fig. 98 FUNCIÓN OR

Path To String

Convierte el contenido de un fichero en un string.

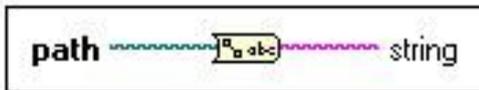


Fig. 99 FUNCIÓN PATH TO STRING

Property Node

El “Property Node” se adapta automáticamente a la clase del objeto al que se hace referencia. Existen muy diversas propiedades de nodo.

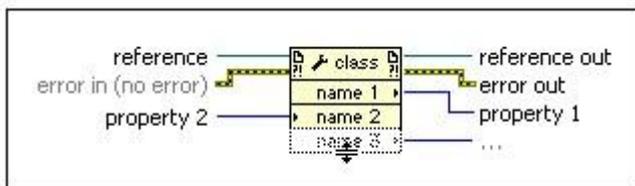


Fig. 100 FUNCIÓN PROPERTY NODE

Pulse measurement

La VI nos da como salida el periodo, la duración del pulso y el ciclo de trabajo respecto de la señal o array de señales (en formato de forma de onda) periódicas conectada al terminal signal in. En nuestro caso no usamos los otros terminales.

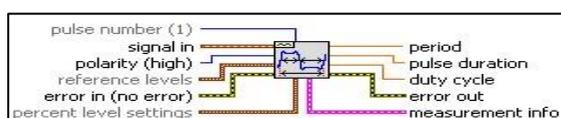


Fig. 101 FUNCIÓN PULSE MEASUREMENT

Read Delimited Spreadsheet VI

Lee un número especificado de líneas o filas de un archivo de texto numérico a partir de un carácter de desplazamiento especificado y convierte los datos en una matriz

2D, de doble precisión de números, cadenas, o enteros. Se debe seleccionar manualmente la instancia polimórfica que desea utilizar.

Opcionalmente, puede transponer el array. La VI abre el archivo antes de leer de él y lo cierra después. Puede utilizar esta VI para leer un archivo de hoja de cálculo guardada en formato de texto. Esta VI llama a de hoja de cálculo a la función array para convertir los datos.

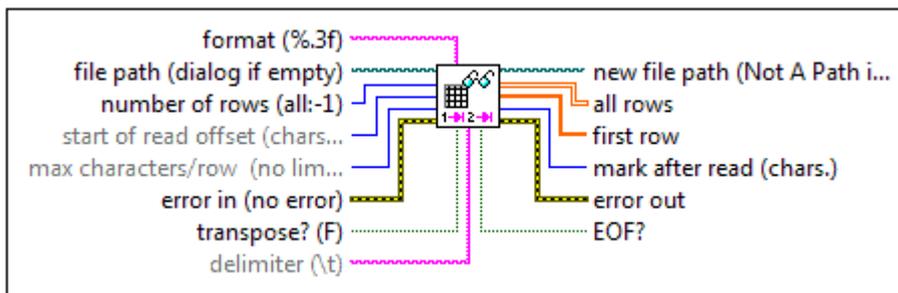


Fig. 102 FUNCIÓN DELIMITED SPREADSHEET VI



Read from text file

La Vi lee el contenido de un archivo de texto. Para ello deberemos unir el terminal file a un control o indicador con la ruta completa del archivo, el texto puede ser recogido en el terminal text. En nuestro caso no usamos el resto de terminales. El fichero se abrirá sólo en modo lectura.

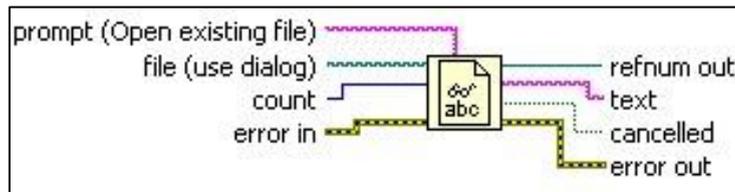


Fig. 103 FUNCIÓN READ FROM TEXT FILE

Reshape Array

Cambia las dimensiones de un array de acuerdo a los valores de dimensión 0 ...m-1

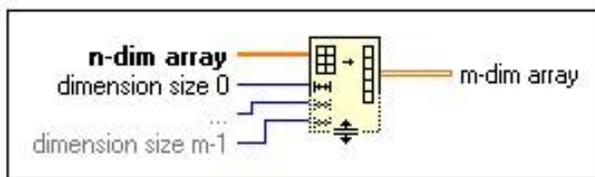


Fig. 104 FUNCIÓN RESHAPE ARRAY

Reciprocal

Divide la unidad entre el valor de entrada.

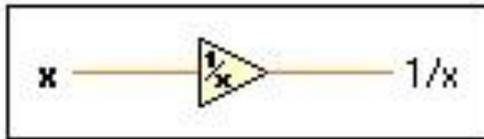


Fig. 105 FUNCIÓN RECIPROCAL

Search and Replace String

Reemplaza una o todas las instancias de una subcadena por otra subcadena.

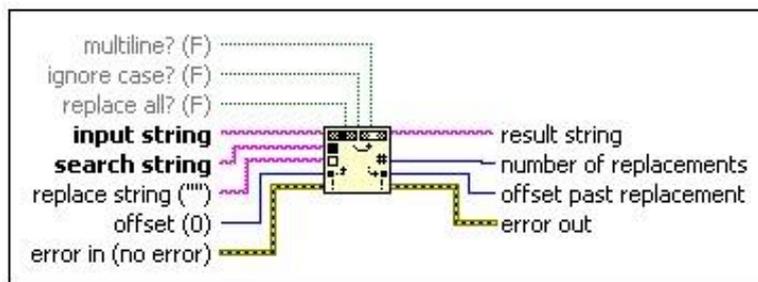


Fig. 106 FUNCIÓN SEARCH AND REPLACE STRING

Sequence

Una estructura “sequence” contiene uno o más subdiagramas que permiten un férreo control de la secuencia de ejecución. Con esta estructura nos aseguramos que solo se ejecuta el código presente en uno de los „fotogramas” cuando el anterior ha finalizado. Puede presentarse bien como se muestra en la figura, bien apilado asemejándose al case.

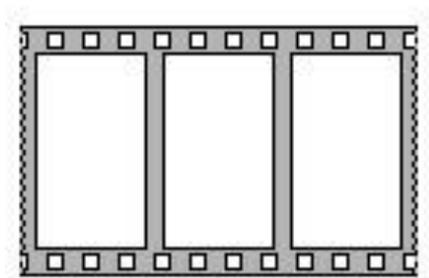


Fig. 107 FUNCIÓN SEQUENCE

Simple Error Handler

Indica si se ha producido un error. Si ha ocurrido un error, esta VI devuelve una descripción del error y, opcionalmente, muestra un cuadro de diálogo.

Esta VI llama a la VI “General Error Handler” y tiene la misma funcionalidad básica que ésta, pero con menos opciones.

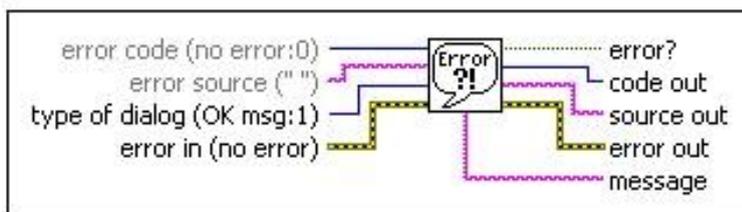


Fig. 108 FUNCIÓN SIMPLE ERROR HANDLER



String control

Control de cadena de caracteres, el usuario programa cada cadena de caracteres para que sean vistas en la interfaz.

String To Path

Convierte un string en una ruta. Es especialmente útil en combinación con las VIs que requieren entrada tipo path.

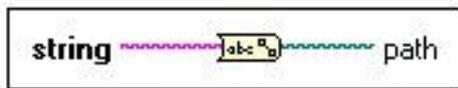


Fig. 109 FUNCIÓN STRING TO PATH

Subtract

La salida será la resta del elemento superior menos el inferior.

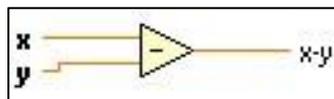


Fig. 110 FUNCIÓN SUBTRACT



Transpose 2D array

Se realiza la trasposición del array bidimensional de entrada.

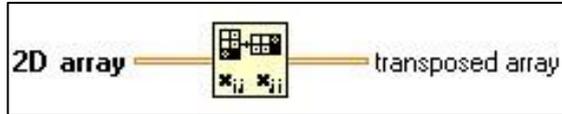


Fig. 111 FUNCIÓN TRANSPOSE 2D ARRAY

Unbundle

Extrae los elementos de un cluster en el mismo orden en el que aparecen en él.

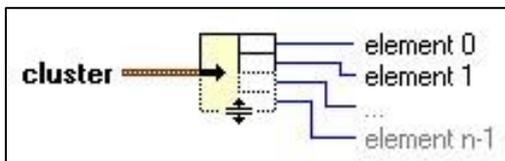


Fig. 112 FUNCIÓN UNBUNDLE

Waveform chart

Es un tipo de indicador “numeric” donde se muestran una o más gráficas que se corresponden con los valores de entrada. La frecuencia con la que se envían datos al waveform chart determina la frecuencia a la que se redibuja ya que los valores de entrada se van añadiendo a los ya existentes.

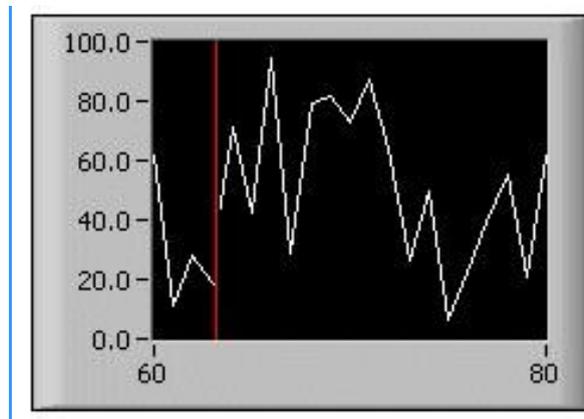


Fig. 113 FUNCIÓN WAVEFORM CHART

Waveform graph

Representa gráficamente una señal, pudiendo ajustar diversos parámetros según la necesidad de visualización de datos.

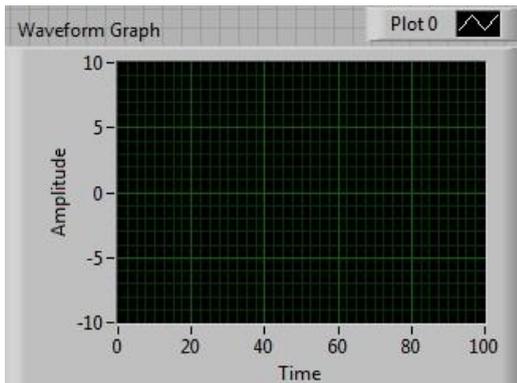


Fig. 114 FUNCIÓN WAVEFORM GRAPH

While Loop

Repite el subdiagrama en su interior hasta que el terminal condicional (un terminal de entrada) recibe un valor booleano en particular. El valor booleano depende del comportamiento del “bucle while”. Se puede conectar un “error cluster” a la terminal condicional. El “bucle while” se ejecuta siempre al menos una vez.

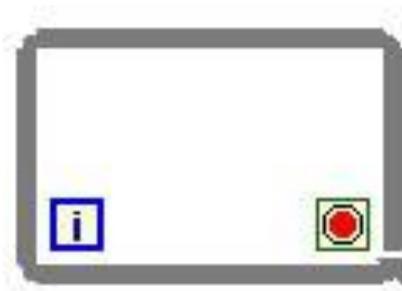


Fig. 115 FUNCIÓN WHILE LOOP

Write Delimited Spreadsheet VI

La Vi almacena los datos conectados a su terminal 1D data o 2D data (el usuario debe conectar correctamente el terminal que vaya a usar) en el archivo indicado en el terminal file path (en caso de no estar conectado se abrirá una instancia del explorador solicitando el nombre y ruta del archivo). Mediante el terminal format podremos configurar el formato de los datos a almacenar, siendo el valor por defecto un Double de tres decimales. Así mismo podemos elegir entre añadir al fichero, trasponer el array numérico y modificar el delimitador.

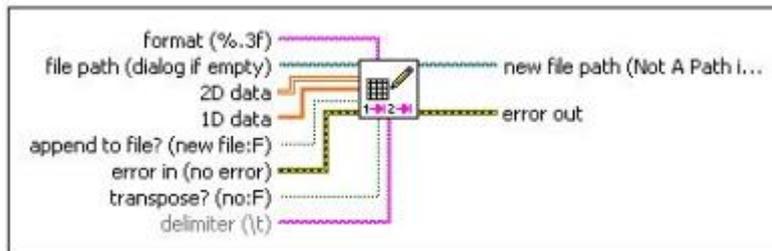


Fig. 116 FUNCIÓN WRITE DELIMITED SPREADSHEET VI

Write to Text File

Escribe una cadena de caracteres o un array como líneas de un fichero. Si se cablea un archivo a la entrada, la función abre o crea el archivo antes de escribir en él y reemplaza cualquier contenido del archivo anterior.

Si se conecta un fichero refnum al archivo de entrada, la escritura comienza en la posición actual del archivo.

Para añadir a un archivo existente, establecer la posición de archivo al final del archivo utilizando la función “Set File Position”.

Esta función no funciona para los archivos dentro de una librería.

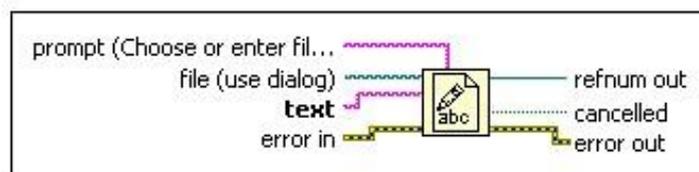


Fig. 117 FUNCIÓN WRITE TO TEXT FILE

15.2 TARJETA DE ADQUISICIÓN.

La tarjeta que se usaría para captar los valores de las magnitudes que se adquieren mediante los sensores/captadores integrados en las diferentes tarjetas de circuito impreso, podría tratarse la tarjeta de adquisición NI-6211. Ésta dispone de 16 entradas analógicas, 2 salidas analógicas, 4 entradas digitales, 4 salidas digitales y un contador de 32 bits, entre otras características y funciones que se exponen a continuación. Esta tarjeta es válida para conectar con un PC portátil cómodamente a través de una conexión USB.

1. CONDICIONES PARA TESTEAR.

Se deben seguir estos consejos para optimizar las conexiones y el entorno durante la calibración de la tarjeta NI-6211.

- Mantener las conexiones con el dispositivo lo más cercanas posible. Cables largos y cables pueden actuar como antenas, lo que podría recoger el ruido extra que se afectar las mediciones.
- Utilizar cable de cobre protegido para todas las conexiones por cable al dispositivo. El uso de par trenzado de alambre para eliminar el ruido y las compensaciones térmicas.
- Mantener la temperatura ambiente entre 18 y 28 ° C. En el dispositivo la temperatura será mayor que la temperatura ambiente.
- Para que la prueba sea válida, mantener la temperatura del dispositivo de ± 1 ° C de la última calibración automática y ± 10 ° C desde los últimos externos calibración.
- Mantener la humedad relativa por debajo del 80%.
- Asegurar tiempo suficiente de calentamiento (generalmente entre 15 y 30 minutos para la mayoría de los dispositivos DAQ) para asegurar que el circuito de medición se encuentra en una temperatura de funcionamiento estable.

2. PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN.

El proceso de calibración tiene seis pasos.

1. Configuración inicial: Configurar el dispositivo en NI-DAQmx.
2. Auto-Calibración: Ajuste de las constantes de auto-calibración del dispositivo.
3. Comprobación de los cambios de temperatura del dispositivo: Verificar que la temperatura del dispositivo no hará incorrecta la calibración del dispositivo.
4. Procedimiento de verificación: Verificar el funcionamiento actual del dispositivo. Este paso le permite confirmar que el dispositivo estaba operando dentro de su rango especificado antes de la calibración.
5. Procedimiento de ajuste: Realizar una calibración externa que se ajusta las constantes de calibración de dispositivos con respecto a un voltaje conocido de origen.
6. Reverificación: Realizar otra de verificación para garantizar que el dispositivo está operando dentro de sus especificaciones después del ajuste.

A pesar de NI recomienda que compruebe todos los rangos, se puede ahorrar tiempo chequeando solo los campos de medida utilizados en la aplicación. En nuestro caso comprobaremos sólo lo que consideramos pertinente para nuestra aplicación.

2.1 CONFIGURACION INICIAL.

El dispositivo debe estar configurado en Measurement & Automation Explorer (MAX) para comunicarse con NI-DAQmx. Se deben seguir los pasos siguientes para configurar un dispositivo en MAX.

1. Instalar el software controlador NI-DAQmx.
2. Apagar el ordenador host en el que se mantenga el dispositivo e instalar el dispositivo.
3. Encender el ordenador y lanzar el Measurement & Automation Explorer (MAX)
4. Configurar el identificador de dispositivo y seleccionar Self-Test para garantizar que el dispositivo está funcionando correctamente.

Cuando un dispositivo está configurado con MAX, se le asigna un identificador de dispositivo. Cada llamada a la función utiliza este identificador para determinar qué dispositivo DAQ calibrar.

2.2 VERIFICACIÓN DE ENTRADA ANALÓGICA

En la Serie M se tendrá que realizar la verificación en todos los rangos de un canal de entrada analógica en modo diferencial.

Seguir los pasos siguientes para comprobar el rendimiento de la entrada analógica.

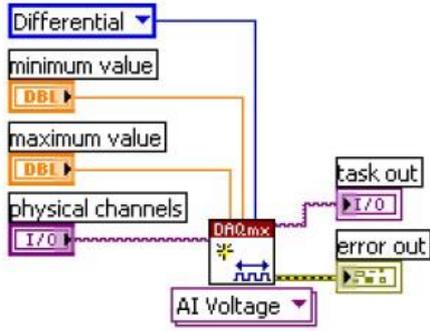
1. Conectar el calibrador en el dispositivo.

2. Elegir la tabla de la sección de pruebas que se corresponde con los límites del dispositivo que se está verificando. Esta tabla muestra todos los valores aceptables para el tipo de dispositivo.

3. Ajustar la tensión de calibración al valor de la prueba.

4. Crear una tarea con DAQmxCreateTask.

5. Añadir un canal para la tarea con el DAQmx Create Virtual Canal VI y configurar el canal. Utilizar las tablas en la sección de prueba los límites de determinar los valores mínimos y máximos para su dispositivo.

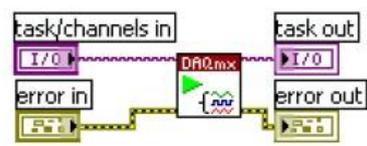
LabVIEW Block Diagram	NI-DAQmx Function Call
	<p>Call DAQmxCreateAIVoltageChan with the following parameters:</p> <pre> taskHandle: taskHandle physicalChannel: dev1/ai0 nameToAssignToChannel: myVoltageChannel terminalConfig: DAQmx_Val_Cfg_Default minVal: -10.0 maxVal: 10.0 units: DAQmx_Val_Volts customScaleName: NULL </pre>

6. Configurar la sincronización para la adquisición de tensión con el DAQmxVI

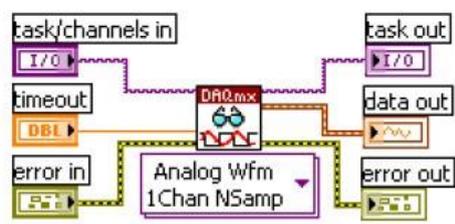


LabVIEW Block Diagram	NI-DAQmx Function Call
	<p>Call DAQmxCfgSampClkTiming with the following parameters:</p> <p>taskHandle: taskHandle source: NULL rate: 100000.0 or 20000.0 activeEdge: DAQmx_Val_Rising sampleMode: DAQmx_Val_FiniteSamps sampsPerChan: 10000 or 20000</p>

7. Iniciar la adquisición mediante el inicio de tareas VI DAQmx.

LabVIEW Block Diagram	NI-DAQmx Function Call
	<p>Call DAQmxStartTask with the following parameter:</p> <p>taskHandle: taskHandle</p>

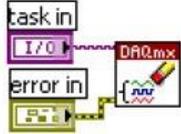
8. Adquirir 10.000 puntos de datos de tensión mediante el DAQmx Leer VI.

LabVIEW Block Diagram	NI-DAQmx Function Call
	<p>Call DAQmxReadAnalogF64 with the following parameters:</p> <p>taskHandle: taskHandle numSampsPerChan: -1 timeout: 10.0 fillMode: DAQmx_Val_GroupByChannel readArray: data arraySizeInSamples: 10000 or 20000 sampsPerChanRead: &read reserved: NULL</p>

9. Promedio de los valores de tensión que se ha adquirido. Comparar el resultado del promedio de los límites superior e inferior en la tabla. Si el resultado es entre estos valores, el dispositivo pasa la prueba.

10. Desactivar la adquisición con el DAQmx Clear Task VI.



LabVIEW Block Diagram	NI-DAQmx Function Call
	<p>Call DAQmxClearTask with the following parameter:</p> <p>taskHandle: taskHandle</p>

11. Desconectar el equipo de calibración del dispositivo. Ha terminado la verificación de los niveles de entrada analógica en el dispositivo.

2.3. PRUEBA DE LÍMITES:

La tabla enumera las especificaciones de la serie M de dispositivos. Las especificaciones se dividen en la entrada analógica, salida analógica, y tablas de contador/temporizador. Las definiciones siguientes describen cómo utilizar la información de las tablas:

- Rango: se refiere al rango de tensión máxima permitida de un de entrada o señal de salida.
- Test Point: el punto de prueba es el valor de la tensión que es de entrada o de salida para fines de verificación. Este valor se desglosa en dos columnas (location y value). Location se refiere a la ubicación del valor dentro del rango de prueba. Value se refiere al valor de la tensión y es en voltios.

M Series Test Limits

NI USB-6210/6211/6215/6218—16-Bit Resolution

Tables 42 through 44 include values for all USB-6210 (analog input only), USB-6211, USB-6215, and USB-6218 variants.

Table 42. NI USB-6210/6211/6215/6218 Analog Input Values

Range (V)		Test Point		24-Hour Limits		1-Year Limits	
Minimum	Maximum	Location	Value (V)	Lower Limit (V)	Upper Limit (V)	Lower Limit (V)	Upper Limit (V)
-10	10	Pos FS	9.980000	9.978209	9.981791	9.977311	9.982689
-10	10	0.000000	0.000000	-0.001369	0.001369	-0.001369	0.001369
-10	10	Neg FS	-9.980000	-9.981791	-9.978209	-9.982689	-9.977311
-5	5	Pos FS	4.990000	4.989044	4.990956	4.988595	4.991405
-5	5	0.000000	0.000000	-0.000695	0.000695	-0.000695	0.000695
-5	5	Neg FS	-4.990000	-4.990956	-4.989044	-4.991405	-4.988595
-1	1	Pos FS	0.998000	0.997780	0.998220	0.997690	0.998310
-1	1	0.000000	0.000000	-0.000158	0.000158	-0.000158	0.000158
-1	1	Neg FS	-0.998000	-0.998220	-0.997780	-0.998310	-0.997690
-0.2	0.2	Pos FS	0.199600	0.199530	0.199670	0.199512	0.199688
-0.2	0.2	0.000000	0.000000	-0.000050	0.000050	-0.000050	0.000050
-0.2	0.2	Neg FS	-0.199600	-0.199670	-0.199530	-0.199688	-0.199512

Table 43. NI USB-6211/6215/6218 Analog Output Values

Range (V)		Test Point		24-Hour Limits		1-Year Limits	
Minimum	Maximum	Location	Value (V)	Lower Limit (V)	Upper Limit (V)	Lower Limit (V)	Upper Limit (V)
-10	10	Pos FS	9.980000	9.977391	9.982609	9.976493	9.983507
-10	10	0.000000	0.000000	-0.002000	0.002000	-0.002000	0.002000
-10	10	Neg FS	-9.980000	-9.982609	-9.977391	-9.983507	-9.976493

Table 44. NI USB-6210/6211/6215/6218 Counter Values

Set Point (MHz)	Lower Limit (MHz)	Upper Limit (MHz)
5	4.99975	5.00025

Fig. 118 TABLA CARACTERISTICAS NI USB 6211



3. LA APLICACIÓN DE ETIQUETAS DE SEÑAL A LA NI-6211.

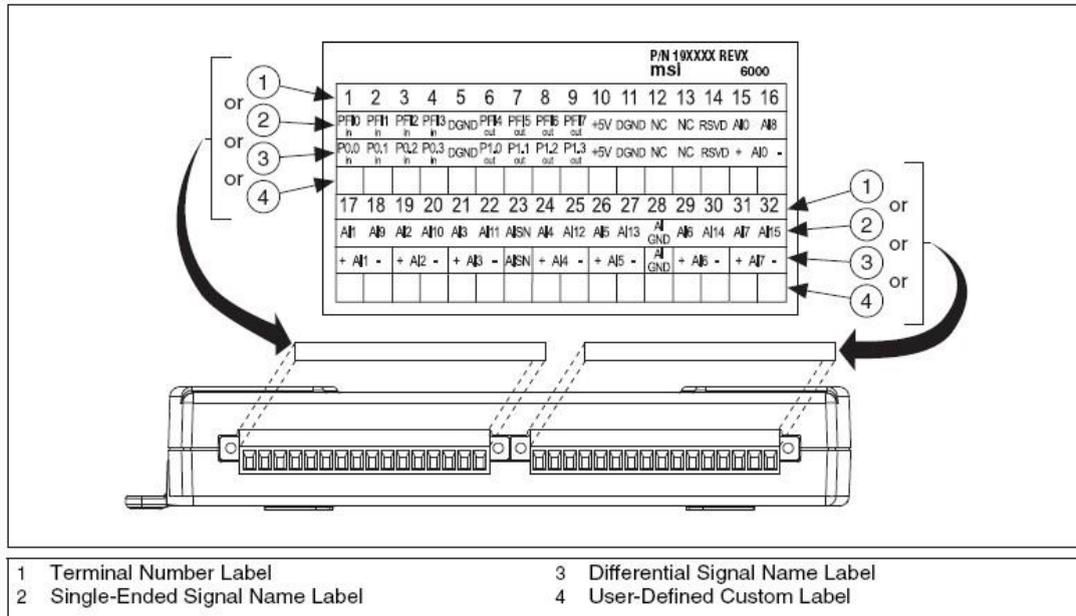


Fig. 119 RESUMEN CANALES NI 6211

3.1. DAQ HARDWARE.

Digitaliza las señales, realiza conversiones D / A para generar señales analógicas de salida, y las medidas y los controles de señales digitales I / O.

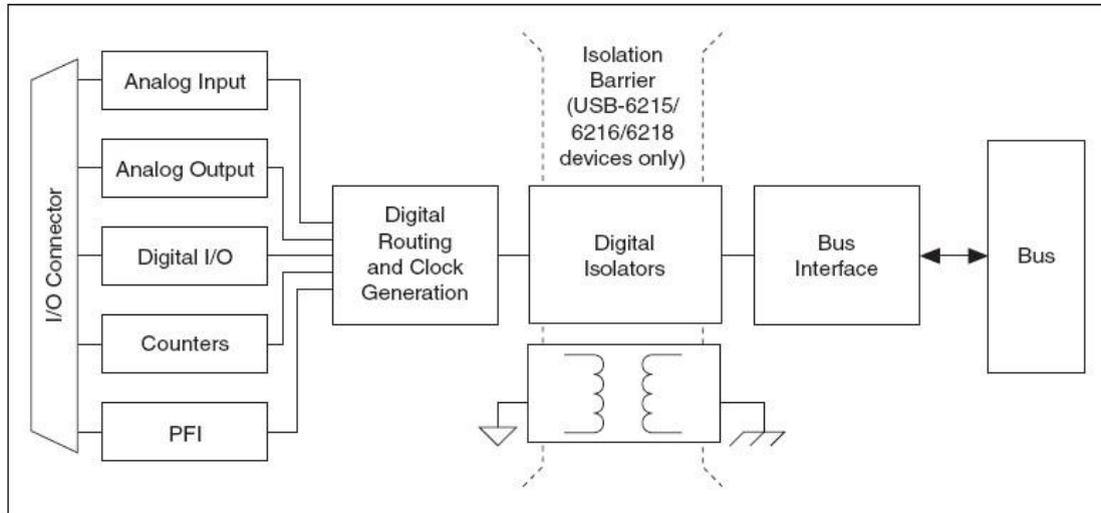


Figure 2-2. USB-621x Block Diagram

Fig. 120 DIAGRAMA BLOQUES 6211

4. ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES.

Muchos de los sensores y transductores requieren acondicionamiento de señales antes de que un sistema de medición de eficacia y precisión adquiera la señal. La señal de front-end del sistema de acondicionamiento puede incluir funciones tales como amplificación de la señal, la atenuación, el filtrado, aislamiento eléctrico, simultánea de muestreo, y la multiplexación. Además, muchos transductores requieren corrientes de excitación o tensión, la terminación del puente, linealización, o amplificación para una operación correcta y exacta. Por lo tanto, la mayoría de sistemas de medición basados en ordenador incluyen algún tipo de señal acondicionada, además de plug-in de adquisición de datos.

4.1. *SENSORES Y TRANSDUCTORES*

Los sensores pueden generar señales eléctricas para medir los fenómenos físicos, tales como la temperatura, la fuerza, el sonido o la luz. Algunos sensores de uso común son por ejemplo los indicadores de la tensión, los termopares, termistores, codificadores angulares, codificadores lineales, y detectores de resistencia a la temperatura (RTD). Para medir las señales de los transductores diferentes, se debe convertir a una forma que un dispositivo DAQ pueda entender. Por ejemplo, la tensión de salida de la mayoría de los termopares es muy pequeña y sensible al ruido. Por lo tanto, es posible que necesite amplificar o filtrar la salida del termopar antes de la digitalización.

La manipulación de las señales a fin de prepararlos para la digitalización se llama acondicionamiento de señal.

5. DESCRIPCIÓN DEL CONECTOR DE SEÑALES I/O.

Signal Name	Reference	Direction	Description
AI GND	—	—	Analog Input Ground —These terminals are the reference point for single-ended AI measurements in RSE mode and the bias current return point for differential measurements. All three ground references—AI GND, AO GND, and D GND—are connected on the device.
AI <0..31>	Varies	Input	<p>Analog Input Channels 0 to 31—For single-ended measurements, each signal is an analog input voltage channel. In RSE mode, AI GND is the reference for these signals. In NRSE mode, the reference for each AI <0..31> signal is AI SENSE.</p> <p>For differential measurements, AI 0 and AI 8 are the positive and negative inputs of differential analog input channel 0. Similarly, the following signal pairs also form differential input channels:</p> <p><AI 1, AI 9>, <AI 2, AI 10>, <AI 3, AI 11>, <AI 4, AI 12>, <AI 5, AI 13>, <AI 6, AI 14>, <AI 7, AI 15>, <AI 16, AI 24>, <AI 17, AI 25>, <AI 18, AI 26>, <AI 19, AI 27>, <AI 20, AI 28>, <AI 21, AI 29>, <AI 22, AI 30>, <AI 23, AI 31></p>

AI GND: Entrada analógica de tierra. Estos terminales son la referencia punto para las mediciones de AI de un solo terminal en el modo RSE y el sesgo de punto de retorno de corriente para medidas diferenciales.

AI 0...31: Canales de Entrada analógica 0 al 31. Por un solo terminal de medida, cada señal es un canal de entrada de tensión analógica. En el modo de RSE, AI GND es la referencia para estas señales. En modo NRSE, la referencia para cada señal de AI <0 .. 31> es AI SENSE. Para las mediciones diferenciales, AI 0 y AI 8 son el positivo y el negativo del canal de entrada analógica diferencial 0. Del mismo modo, los pares de la señal son los siguientes:

<AI 1, AI 9>, <AI 2, AI 10>, <AI 3, AI 11>, <AI 4, AI 12>,



Universidad del País Vasco Euskal Herriko Unibertsitatea

BILBOKO
INGENIARITZA ESKOLA

ESCUELA
DE INGENIERÍA DE BILBAO

<AI 5, AI 13>, <AI 6, AI 14>, <AI 7, AI 15>, <AI 16, AI 24>,

<AI 17, AI 25>, <AI 18, AI 26>, <AI 19, AI 27>,

<AI 20, AI 28>, <AI 21, AI 29>, <AI 22, AI 30>,

<AI 23, AI 31>

5.1. ANALOG INPUT

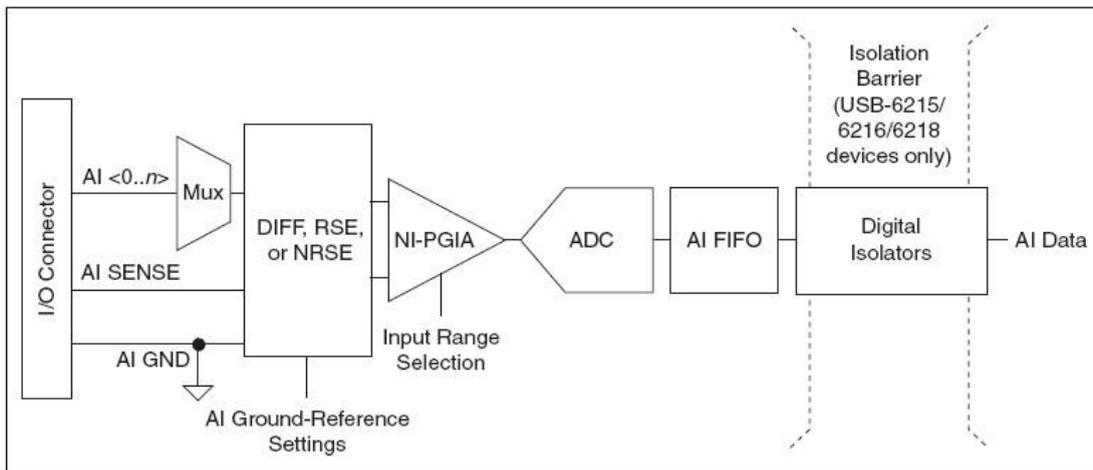


Figure 4-1. USB-621x Analog Input Circuitry

Fig. 121 CIRCUITO ENTRADA ANALÓGICAS 6211

Los principales bloques destacados en el circuito de entrada analógica de la USB-6211 son los siguientes:

- I/O Conector: Se puede conectar señales analógicas de entrada al Dispositivo USB-6211 a través del conector de I/O. La forma correcta para conectar las señales analógicas de entrada depende de la referencia de tierra de la entrada analógica.
- Mux: Cada dispositivo USB-6211 tiene un convertidor analógico – digital (ADC).
- AI referenciada a tierra: selecciona entre modo diferencial (DIF), referenciada de un solo terminal (RSE), y no referenciada de un solo terminal (NRSE). Cada canal AI puede usar un modo diferente.

ADC: El convertidor analógico - digital (ADC) digitaliza la señal de AI mediante la conversión de la señal analógica en un número digital.

- AI FIFO: Los dispositivos de la USB-6211 pueden realizar tanto simples y múltiples

Conversiones A / D de un número fijo o infinito de muestras.

RANGO DE ENTRADA ANALÓGICA:

El intervalo de entrada afecta a la resolución de la USB-6211 dispositivo para un canal de AI. Por ejemplo, un de 16 bits ADC convierte entradas analógicas en una sola de 65.536 (= 2¹⁶) códigos, es decir, uno de los 65.536 valores digitales posibles. Así, para un rango de entrada de -10 V a 10 V, el voltaje de cada código de 16 bits ADC es el siguiente:

$$\frac{(10 \text{ V} - (-10 \text{ V}))}{2^{16}} = 305 \mu\text{V}$$

La siguiente tabla muestra los rangos de entrada y resoluciones soportadas por Dispositivos USB-6211:

Input Range	Nominal Resolution Assuming 5% Over Range
-10 V to 10 V	320 μV
-5 V to 5 V	160 μV
-1 V to 1 V	32 μV
-200 mV to 200 mV	6.4 μV

Table 4-1. Signals Routed to the NI-PGIA

AI Ground-Reference Settings	Signals Routed to the Positive Input of the NI-PGIA (V_{in+})	Signals Routed to the Negative Input of the NI-PGIA (V_{in-})
RSE	AI <0..31>	AI GND
NRSE	AI <0..31>	AI SENSE
DIFF	AI <0..7>	AI <8..15>
	AI <16..23>	AI <24..31>

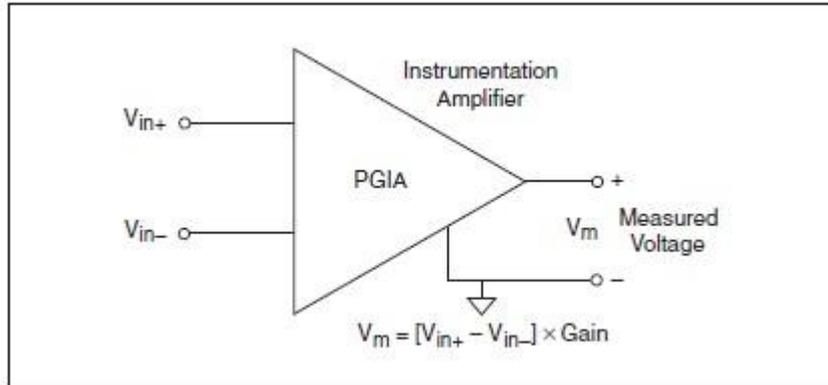
PROGRAMACION DE LAS ENTRADAS ANALOGICAS REFERENCIADAS:

El dispositivo soporta las siguientes configuraciones de entradas analógicas:

- Modo diferencial: En el modo DIFF, la tarjeta mide la diferencia de voltaje entre dos entradas AI.
- Modo referenciado a punto común: En el modo RSE, la tarjeta mide la diferencia de voltaje entre la entrada y AI GND.
- Modo no referenciado: En el modo NRSE, la tarjeta mide la diferencia de voltaje entre la entrada AI y la entrada AI SENSE.

El dispositivo permite el uso de más de un modo de forma simultánea.

La tarjeta implementa estos modos conexionando diferentes señales al NI-PGIA, el cual es un amplificador diferencial que controla el ADC con este voltaje amplificado. La ganancia viene determinada por el rango de la entrada analógica como se muestra en la siguiente figura:



En la siguiente tabla vemos como las señales son conectadas al amplificador:

AI Ground-Reference Settings	Signals Routed to the Positive Input of the NI-PGIA (V_{in+})	Signals Routed to the Negative Input of the NI-PGIA (V_{in-})
RSE	AI <0..31>	AI GND
NRSE	AI <0..31>	AI SENSE
DIFF	AI <0..7>	AI <8..15>
	AI <16..23>	AI <24..31>

For differential measurements, AI 0 and AI 8 are the positive and negative inputs of differential analog input channel 0. For a complete list of signal pairs that form differential input channels, refer to the *I/O Connector Signal Descriptions* section of Chapter 3, *Connector and LED Information*. AI ground-reference setting is sometimes referred to as AI terminal configuration.

METODOS DE ADQUISICION DE DATOS DE ENTRADA ANALOGICOS:

Cuando se mide una señal analógica de entrada, se puede implementar la temporización de dos formas: software y hardware:

Adquisición por temporización software: Es el software quien controla el ratio de adquisición. El software envía un comando independiente al hardware para comenzar cada conversión AD.

En NI-DAQmx, las adquisiciones por software están referidas a ser bajo demanda. Así mismo pueden ser estáticas o inmediatas y son típicamente usadas para leer un solo dato.

Adquisición por temporización hardware: Con este método, una señal de entrada AI Sample Clock, nos permite controlar el ratio de adquisición. Esta señal puede ser generada interna o externamente.

Ventajas de la adquisición por temporización hardware.

- El tiempo entre muestras puede ser más corto, por lo que aumenta la frecuencia de adquisición.
- El tiempo entre muestras es determinista.
- Pueden usarse disparadores por hardware.

Las operaciones por temporización hardware son almacenadas en un buffer. En esta adquisición por buffer, los datos son movidos de la FIFO de la tarjeta al buffer del PC a través del puerto USB o a entradas/salidas programadas antes de ser transferida a la memoria de la aplicación. Este tipo de adquisición permite transferencias mucho más rápidas ya que la información se mueve en grandes bloques en vez de elemento a elemento.

Una propiedad de las operaciones de entrada/salida mediante buffer es el modo de muestreo, pudiendo ser este continuo o finito:

- El modo finito se refiere a una adquisición de un número predeterminado y específico de muestras. Una vez leídas este número de muestras la adquisición se detiene. Si se usa un disparador de referencia, debe usarse este modo.

- El modo continuo, por el contrario, se refiere a la adquisición de un número indeterminado de muestras. En este caso, la adquisición terminará cuando exista una orden de detención. También se llama así a la adquisición mediante doble buffer o buffer circular.

Si los datos no pueden ser transferidos a través del bus lo suficientemente rápido, estos serán reescritos (error por overwrite) en la FIFO antes de poder ser transferidos a la memoria del PC (nuestro host). En este caso el dispositivo generará un error. Si el programa no es capaz de liberar el buffer del PC, mediante su lectura, lo suficientemente rápido como para mantener la tasa de transferencia, el buffer puede desbordarse (error por overflow), causando un error.



CONEXIÓN DE SEÑALES ANALÓGICAS A LA TARJETA:

AI Ground-Reference Setting*	Floating Signal Sources (Not Connected to Building Ground)	Ground-Referenced Signal Sources†
	Examples: <ul style="list-style-type: none"> • Ungrounded thermocouples • Signal conditioning with isolated outputs • Battery devices 	Example: <ul style="list-style-type: none"> • Plug-in instruments with non-isolated outputs
Differential (DIFF)		
Non-Referenced Single-Ended (NRSE)		
Referenced Single-Ended (RSE)		<p>NOT RECOMMENDED for the USB-6210/6211/6212</p> <p>Ground-loop potential ($V_A - V_B$) are added to measured signal.</p>
<p>* Refer to the <i>Analog Input Ground-Reference Settings</i> section for descriptions of the RSE, NRSE, and DIFF modes and software considerations.</p> <p>† Refer to the <i>Connecting Ground-Referenced Signal Sources</i> section for more information.</p> <p>Note: (USB-621x BNC Devices) Refer to the appropriate <i>Analog Input</i> section for your USB-621x BNC device in Appendix A, <i>Device-Specific Information</i>, for more information about using grounded and floating signal sources with your device.</p>		

Fig. 122 CONEXIÓN TARJETA 6211

CONEXIÓN DE FUENTES DE SEÑALES FLOTANTES:

¿Qué son las señales flotantes?

Denominamos señal flotante a aquellas que no están conectadas a la masa o tierra del sistema pero que tiene un punto de referencia aislado. Ejemplos: Salida de transformadores, termopares, dispositivos alimentados con baterías, aisladores ópticos y amplificadores de aislamiento. Un instrumento o dispositivo con salida aislada es una fuente de señal flotante.

Cuándo usar conexión diferencial con señales flotantes

Se debe usar conexión diferencial cuando se cumpla alguna de las siguientes condiciones:

- La señal de entrada es de nivel bajo (menor de 1V)
- El cable de conexionado es mayor de 3m
- La señal de entrada requiere un punto aislado de referencia o de retorno
- La señal viaja a través de entornos ruidosos

Las conexiones diferenciales reducen el ruido e incrementan el CMNR (común mode noise rejection) y permiten que las señales caigan dentro de los límites de modo común del NI-PGIA.

Cuándo usar conexión referenciada a punto comun con señales flotantes

Sólo debe usarse esta conexión cuando la señal de entrada cumpla las siguientes condiciones:

- La señal de entrada puede compartir un punto de referencia común, AI GNG, con otras señales RSE.
- La señal de entrada es de nivel alto (mayor de 1V)
- El cable de conexionado es menor de 3m

La entrada diferencial se recomienda para mayor integridad de la señal en cualquier entrada que no cumpla las anteriores condiciones.

En este modo existe mayor riesgo de ruido electromagnético. El acoplamiento es resultado de las diferencias entre los caminos por los que puede discurrir la señal. El acoplamiento magnético es proporcional al área entre los conductores de la señal. El acoplamiento eléctrico es función de cuan diferente es el campo eléctrico entre ambos conductores. Con este tipo de conexión, el NI-PGIA rechaza tanto el CMN en la señal como la diferencia de potencial entre la fuente de la señal y la masa del dispositivo.

Cuándo usar conexión no referenciada a punto comun con señales flotantes.

Sólo debe usarse esta conexión cuando la señal de entrada cumpla las siguientes condiciones:

- La señal de entrada es de nivel alto (mayor de 1V)
- El cable de conexionado es menor de 3m

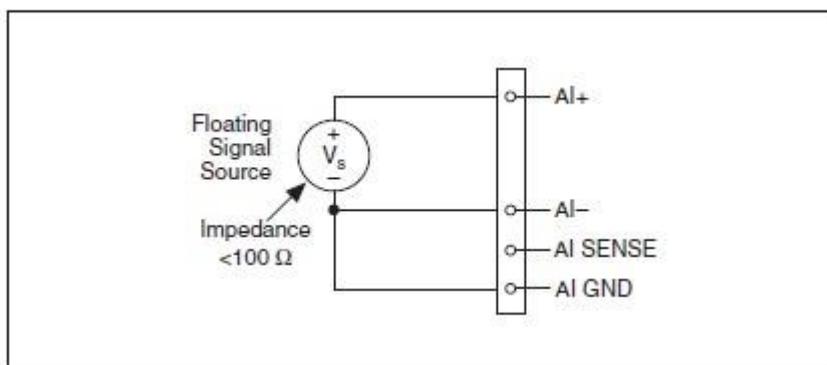
La entrada diferencial se recomienda para mayor integridad de la señal en cualquier entrada que no cumpla las anteriores condiciones.

En este modo existe mayor riesgo de ruido electromagnético. El acoplamiento es resultado de las diferencias entre los caminos por los que puede discurrir la señal. El acoplamiento magnético es proporcional al área entre los conductores de la señal. El acoplamiento eléctrico es función de cuan diferente es el campo eléctrico entre ambos conductores. Con este tipo de conexión, el NI-PGIA rechaza tanto el CMN en la señal como la diferencia de potencial entre la fuente de la señal y la masa del dispositivo.

Uso de conexión diferencial para fuentes de señales flotantes

Es importante conectar el terminal negativo de la fuente flotante a AI GND (bien directamente o a través de un resistor). De otra forma, la fuente puede exceder el valor máximo admisible por el NI-PGIA y el dispositivo DAQ generar un error.

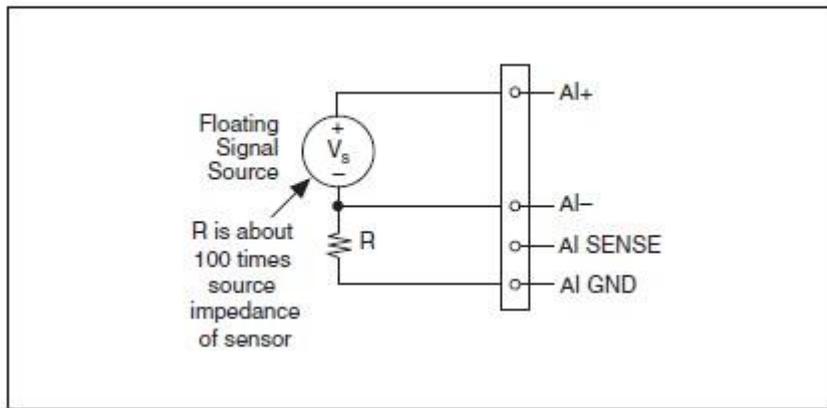
La conexión directa, sin necesidad de resistor, tiene un buen funcionamiento cuando la impedancia de la fuente se encuentra por debajo de los 100 ohmios.



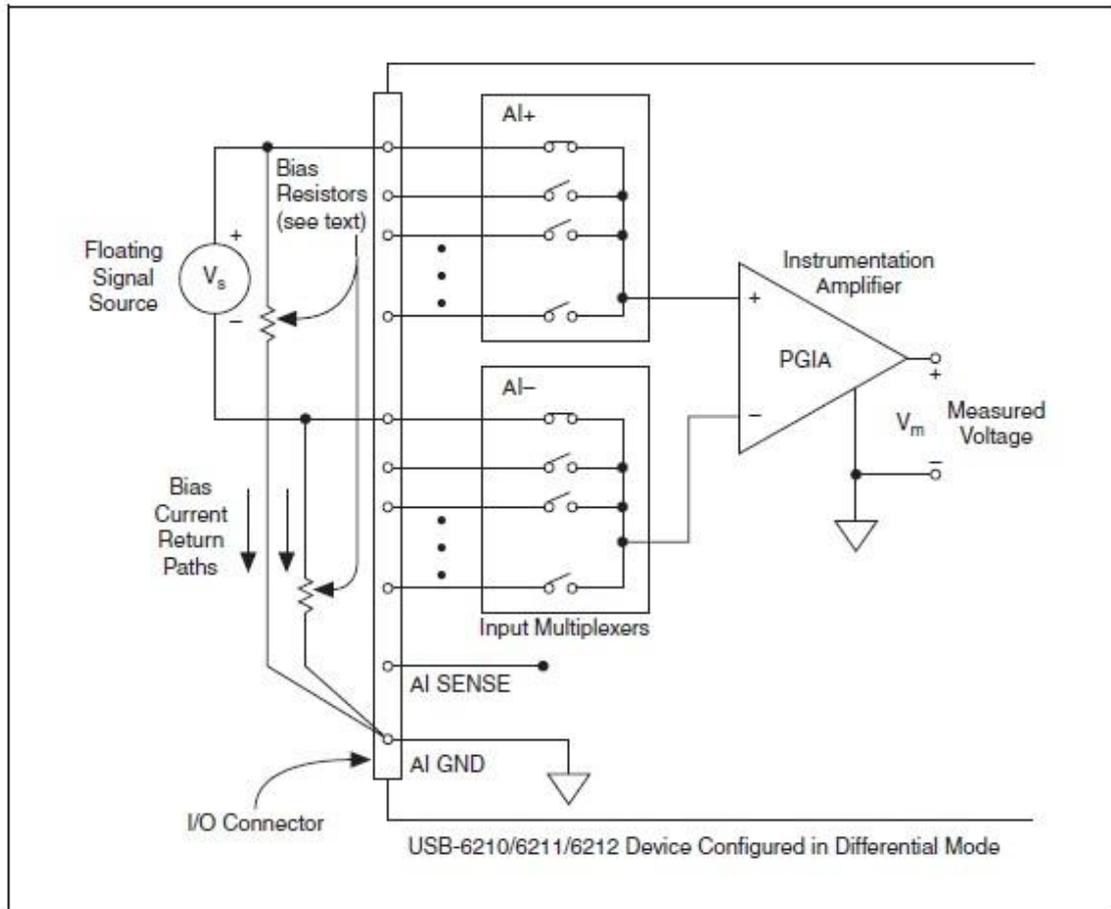
Cuando la impedancia es mayor, esta conexión provocaría que la señal estuviese demasiado no balanceada. El ruido que se acopla al terminal positivo, no lo hace al negativo debido a su conexión a AI GND. El ruido queda representado entonces por una señal diferencial en vez de una señal en modo común por lo que el NI-PGIA no es capaz de rechazarlo y perturba



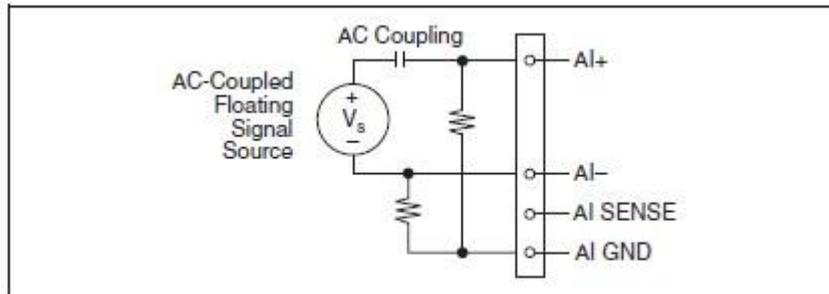
negativamente los datos obtenidos. En este caso se recomienda colocar un resistor cuyo valor sea aproximadamente cien veces el de la impedancia de la fuente. De esta forma conseguimos que la señal sea cuasibalanceda, proporcionando mejor rechazo del ruido de acoplamiento electromagnético. Esta configuración no descarga la fuente ya que la impedancia de entrada del NI-PGIA es de alto valor.



En caso de querer o necesitar una señal de entrada totalmente balanceada, será necesario colocar un resistor del mismo valor que el anterior entre el terminal positivo de la fuente y la entrada $AI\ GND$. El problema con esta configuración es que puede afectar negativamente a la ganancia provocando una descarga de la fuente.



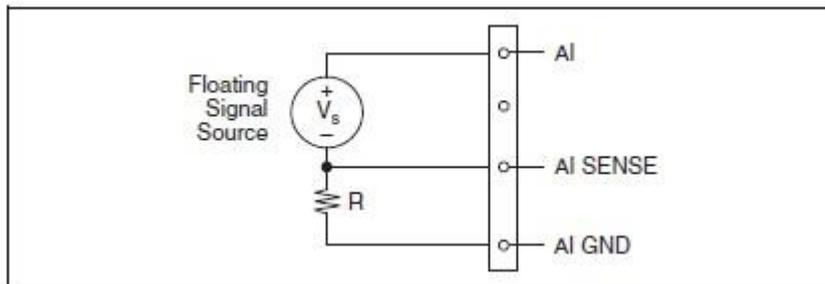
Si la fuente es de acoplamiento AC, la configuración recomendada es la siguiente:



Uso de conexión no referenciada a punto común para fuentes de señales flotantes

Es importante conectar el terminal negativo de la fuente de señal flotante a AI GND, bien sea directamente o a través de un resistor. De otra forma la señal puede salirse del rango de entrada del NI-PGIA y provocar que el dispositivo DAQ genere un error.

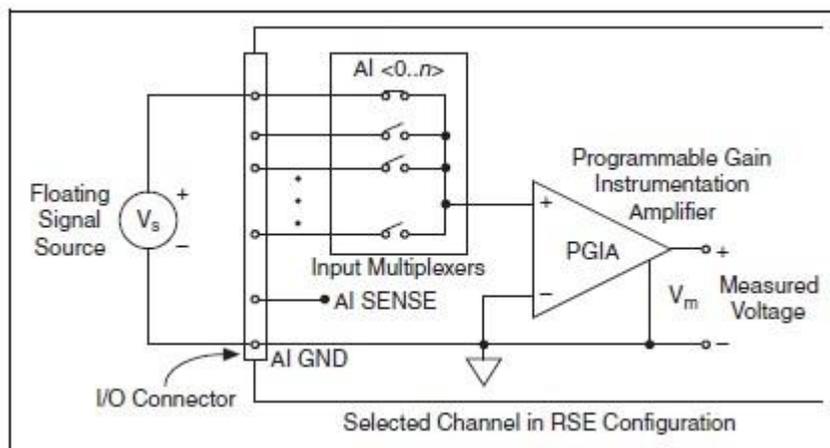
Esquema de conexionado:



La conexión se realiza de forma análoga a la conexión diferencial. Esta conexión tiene mejor rechazo de ruido que la referenciada a punto común pero peor que el modo diferencial.

Uso de conexión referenciada a punto común para fuentes de señales flotantes

Esquema de conexión:



CONEXIÓN DE FUENTES DE SEÑALES REFERENCIADAS A TIERRA:

¿Qué son las fuentes de señales referenciadas a tierra?

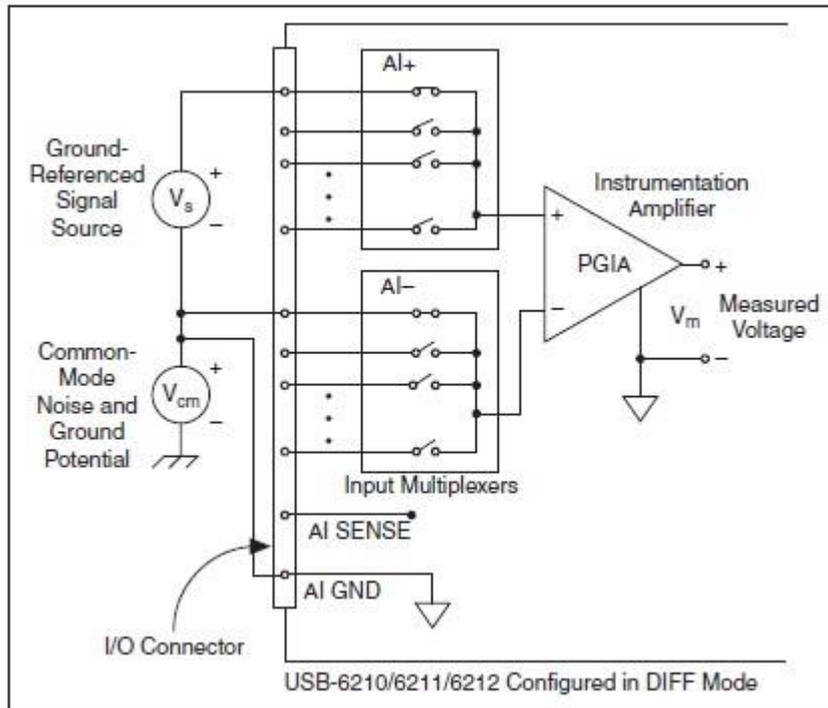
Es una señal conectada a la tierra del sistema, suponiendo que el ordenador y la fuente comparten la misma conexión eléctrica y por tanto la misma tierra. Los instrumentos con salidas no aisladas y los dispositivos que se conectan a la misma alimentación que el ordenador están en esta categoría.

La diferencia de potencial de tierra entre dos instrumentos conectados a la misma alimentación está típicamente entre 1 y 100mV, pero puede ser mucho más alta si el conexionado no está realizado de forma correcta lo que puede causar errores en las mediciones.

Las condiciones y recomendaciones para los modos de conexionado son las mismas que en los casos anteriores.

Uso de conexión diferencial en fuentes de señal referenciadas a tierra.

Esquema de conexión:

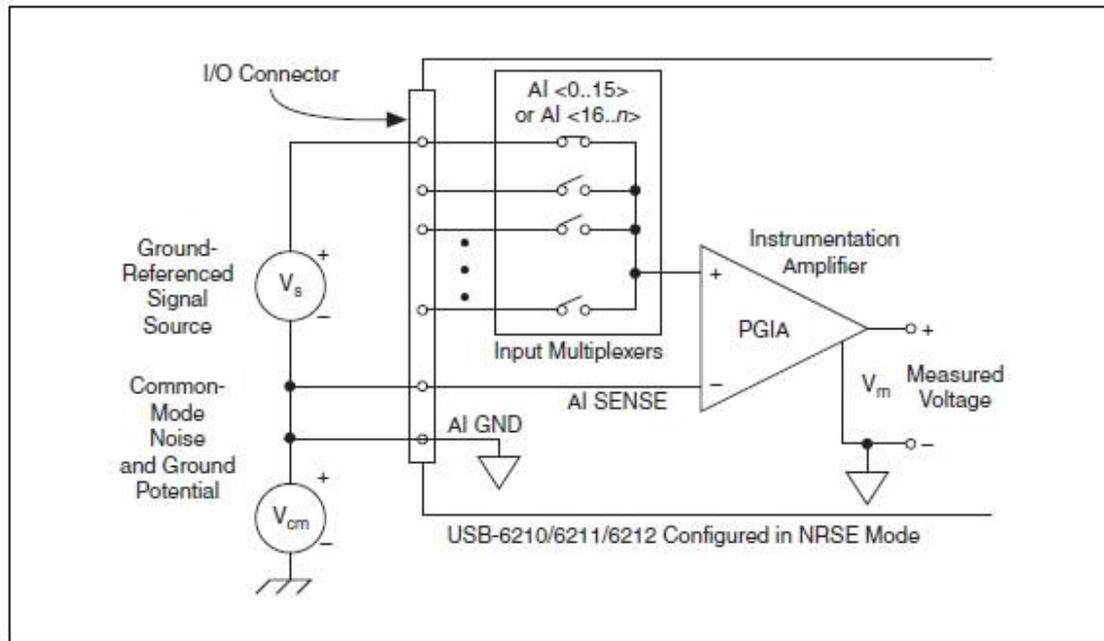


Con este tipo de conexión, el NI-PGIA rechaza tanto el ruido de modo común en la señal como la diferencia de potencial de tierra entre la fuente de la señal y la tierra del dispositivo, modelizado como V_m .

AI+ y AI- deben ambos estar a +/-11V de AI GND.

Uso de conexión no referenciada a punto común en fuentes de señal referenciadas a tierra.

Esquema de conexión:



AI+ y AI- deben ambos estar a +/-11V de AI GND.

AI SENSE está conectado internamente al terminal negativo del NI-PGIA.

No debe usarse la conexión referenciada a punto común ya que se crearía un lazo de corriente entre las tierra de los sistemas.

6. USB-6211 PINOUT

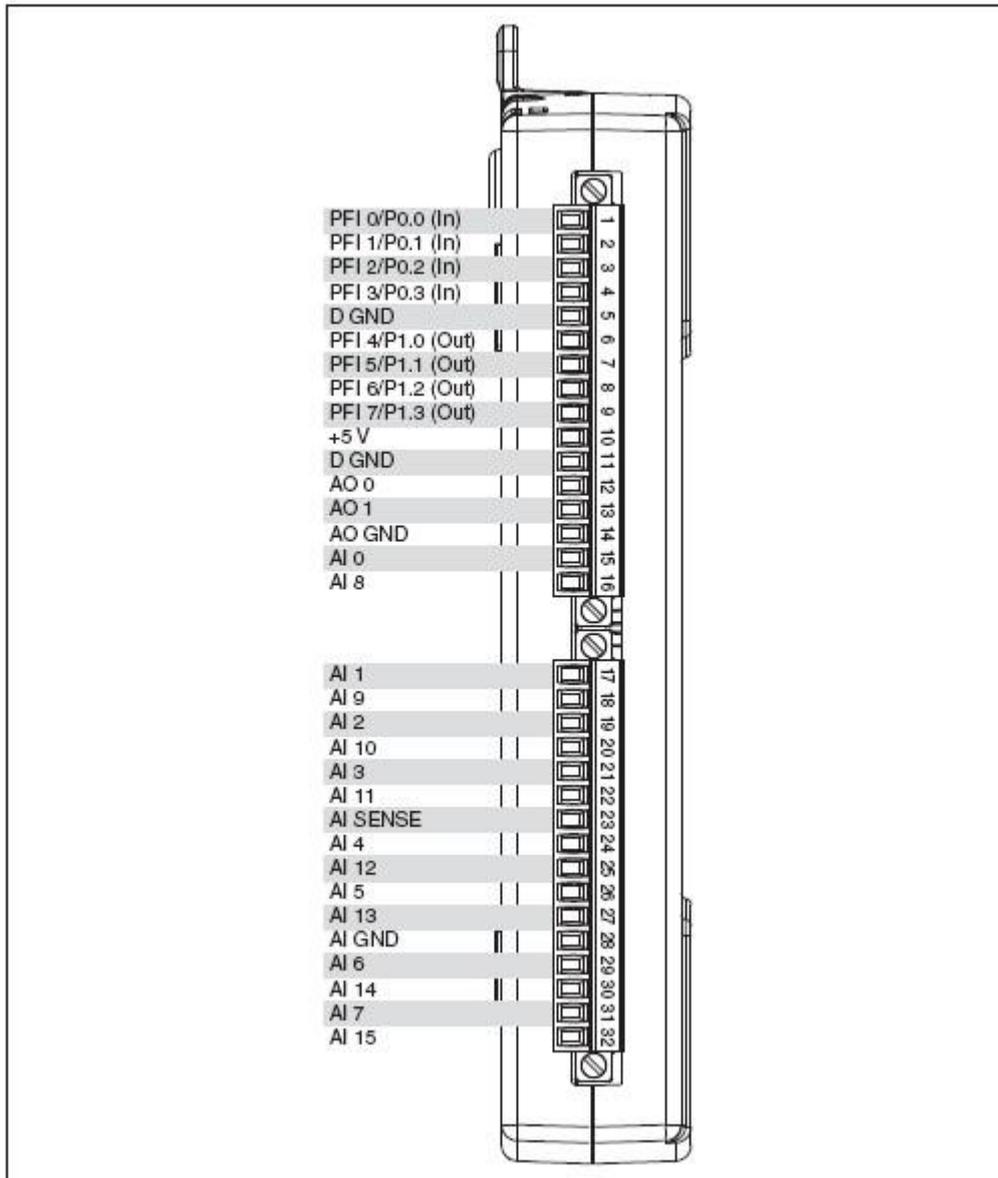


Figure A-2. USB-6211/6215 Pinout

Fig. 123 PINOUT TARJETA 6211

16 BIBLIOGRAFÍA

- LabView Básico I, National Instruments Corporation (2008)
- LabView Básico II, National Instruments Corporation (2008)
- LabView Signal Processing Course Manual, National Instruments Corporation (1997)
- LOPEZ NAVARRO, J. M., MARTIN, A., RUIZ, M., Sistemas de adquisición de datos basados en ordenador personal, Departamento de publicaciones de la E. U. I. T. de Telecomunicación de la Universidad Politécnica de Madrid. (1997)
- PALLÁS ARENY, R., Adquisición y distribución de señales. Marcombo. Boixareu Editores. (1993)
- Apuntes Curso Bioelectrónica UPV (2011)
- PEREZ GARCIA, M.A. Y OTROS, Instrumentación electrónica, Escuela politécnica superior de Ingeniería de Gijón, Universidad de Oviedo. Ed. Thomson (2004)

- **HOJAS DE CARACTERISTICAS(ANEXOS)**

Es prácticamente el tipo de documentación más utilizada puesto que en estos documentos que nos proporciona los diversos fabricantes encontramos toda la información necesaria para utilizar correctamente cada dispositivo.

Estos documentos aparecen adjuntos en el apartado ANEXOS.

- PÁGINAS WEB

- <http://www.ni.com/>
- <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/introd.htm>
- http://portal.uam.es/portal/page/profesor/epd2_profesores/prof5396/docencia/Tema7.pdf
- <http://www.qualimed.es/tienda/imagenes/hemeroteca/Temperatura.pdf>
- <http://www.terra.es/personal2/jcoliveros/sueno.htm>
- <https://www.physionet.org/>

eman ta zabal zazu



Universidad
del País Vasco

Euskal Herriko
Unibertsitatea

BILBOKO
INGENIARITZA ESKOLA

ESCUELA
DE INGENIERÍA DE BILBAO