



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL
Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

TESINA DE SEMINARIO

“MEDICIÓN OSCILOMÉTRICA DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA”

Previa a la obtención del Título de:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA Y
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentada por:

JUAN JAVIER DROUET AGUILERA

GUAYAQUIL – ECUADOR

AÑO

2011

AGRADECIMIENTO.

A DIOS POR ESTAR PRESENTE EN TODO LO QUE HAGO, A MIS PADRES POR SER APOYO EN MI VIDA, A MIS PROFESORES QUE MUCHOS DE ELLOS DEJARON DE SER PROFESORES PARA SER MENTORES. Y EN ESPECIAL AL ING. MIGUEL YAPUR POR AYUDARME A COMPLETAR ESTA ETAPA DE MI VIDA GRACIAS A SUS CONOCIMIENTOS IMPARTIDOS.

DEDICATORIA.

LE DEDICO ESTE TRABAJO A MIS PADRES QUE DIA A DIA ESTUVIERON JUNTO A MI APOYÁNDOME, A MI ESPOSA BETTY QUE FUE PILAR FUNDAMENTAL EN MI LUCHA. A MIS PRIMEROS MAESTROS QUE ME ENSEÑARON LA IMPORTANCIA DE APLICAR LOS CONOCIMIENTOS. A MIS AMIGOS CON LOS CUALES COMPARTÍ GRAN CANTIDAD DE MALAS NOCHES Y SIEMPRE ESTUVIERON JUNTO A MI (CUITE, DOMENICA, ZASQUIA, MANICHO). Y A AQUELLOS SERES QUE ME PERMITIERON CONTINUAR CON MIS ESTUDIOS.

JUAN JAVIER DROUET AGUILERA.

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

Ing. Miguel Yapur, M.Sc.
PROFESOR DEL SEMINARIO
DE GRADUACIÓN

Ing. Carlos Salazar
DELEGADO DECANO FIEC

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido de esta
Tesina de Grado, nos corresponden
exclusivamente; y el patrimonio intelectual
de la misma a la ESCUELA SUPERIOR
POLITÉCNICA DEL LITORAL”
(Reglamento de Graduación de la ESPOL)

Juan Javier Drouet Aguilera

RESUMEN.

Por lo general, cuando el médico mide la presión arterial del paciente, se bombea aire en la manga y, con el uso del estetoscopio, escucha los sonidos de la sangre en la arteria del brazo del paciente. Al principio, el aire es bombeado por encima del valor sistólico. Después de que la presión se libera poco a poco, en algún momento, el médico comenzará a escuchar el sonido de los latidos del corazón. En este punto, la presión en el brazalete corresponde a la presión sistólica.

Después de que la presión disminuye aún más, el médico seguirá oyendo el sonido (con características diferentes). Y en algún momento, los sonidos comienzan a desaparecer. En este punto, la presión en el brazalete corresponde a la presión diastólica.

Para realizar la medición, se utiliza un método llamado "oscilométrico". El objetivo de este proyecto es diseñar y construir un dispositivo portátil que utilice este método para medir la presión de una manera fácil y rápida.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	V
ÍNDICE GENERAL.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ABREVIATURAS.....	XI
INTRODUCCIÓN.....	XII
CAPÍTULO 1	
Conceptos Fundamentales	
1.1. Presiones.....	1
1.2. Esquema general.....	2
1.3. Circuito analógico.....	3
CAPÍTULO 2	
Diseño del hardware	
2.1. Transductor de presión.....	5
2.2. Amplificador DC.....	6
2.3. Filtro pasa banda.....	6
2.2.2 Etapa de acoplamiento AC.....	9
CAPÍTULO 3	
Diseño del Programa	
3.1 Diseño para el control del funcionamiento.....	11
3.2 Diseño para la medición de indicadores.....	12

CAPÍTULO 4

Cálculos.

4.1. Medición de la presión sistólica.....	14
4.2. La medición del pulso.....	17
4.3. Medición de la presión diastólica.....	17

CAPÍTULO 5

Resultados.

5.1. Duración de la medición.....	19
5.2. La precisión.....	19
5.3. Seguridad en el diseño.....	20
5.4. Usabilidad.....	22

CAPÍTULO 6

Circuitos esquemáticos.

6.1. Circuito esquemático del circuito analógico.....	23
6.2. Circuito esquemático del motor y control de válvula.....	24

CAPÍTULO 7

Pantallas de LabView.

7.1. Pantalla principal.....	25
7.2. Gráfica de la pantalla de transductor.....	26
7.3. Gráfica de la pantalla de la frecuencia cardiaca.....	26

CAPÍTULO 8

Programación gráfica de LabView

8.1. Bloque para configuración del puerto serial.....	27
---	----

8.2. Bloque de validación de trama o paquete de datos recibidos.....	28
8.3. Bloque de medición de frecuencia (medición del periodo de subida y bajada de la onda).....	28
8.4. Circuito convertidor de periodo a frecuencia y de Hertz a BPM.....	29
8.5. Circuito de liberación del puerto de la computadora.....	29
Conclusiones.....	30
Anexos.....	31
A1. Descripción del programa.....	32
A3. Partes del circuito.....	41
Referencias.....	42

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Medidor de presión.....	2
Figura 1.2 .-Diagrama de funcionamiento general de cualquier equipo medidor de presión.....	3
Figura 2.1.-La tensión de salida frente a la presión de entrada Diferencia.....	5
Figura 2.2 Amplificador DC.....	6
Figura 2.3 Filtro pasa.banda.....	7
Figura 2.4 Fase de acoplamiento.....	10
Figura 2.5 Forma de onda.....	10
Figura 3.1 Diagramas de estados.....	12
Figura 3.2 Diagrama de estado para la medición.....	13
Figura 6.1 Esquemático del circuito análogo.....	23
Figura 6.2. Esquemático del motor y control de válvula.....	24
Figura 7.1.-Pantalla principal que recibe los datos y los presenta.....	25
Figura7.2.-Señal del transductor de salida después del AD620(amplificador).....	26
Figura7.3.-Señal de la frecuencia cardiaca (CARD).....	26
Figura8.1-Bloque para configuración del puerto serial.....	27
Figura 8.2.-Bloque de validación de trama o paquete de datos recibidos.....	28
Figura 8.3.-Bloque de medición de frecuencia	

(mide el periodo de subida y bajada de la onda).....	28
Figura 8.4.-Circuito de periodo a frecuencia y de Hertz a BPM.....	29
Figura 8.5.-Este circuito libera el puerto serial asignado (cierra comunicación de la tarjeta a la computadora, comunicación serial)....	29

ABREVIATURAS

DC	Corriente continua
AC	Corriente alterna
Hz	Unidad de frecuencia
RG	Resistencia de la ganancia
uV	Microvoltios
mV	Milivoltios
dB	Decibeles
bps	Bits por segundo
pm	Picómetros
ADC	Analogic-Digital Converter
MCU	Controlador

INTRODUCCIÓN.

Gracias a las diferentes señales que genera el cuerpo humano, se puede obtener información de ellas, de tal forma que estas ayudan a obtener parámetros del estado del cuerpo.

Utilizando estas señales se desarrolló este proyecto como un equipo portátil, que sea capaz de medir la presión arterial y el ritmo cardiaco a través de una manga inflable.

El dispositivo se encuentra conformado por tres partes principales que son: el hardware externo como la manga, el motor, la válvula y el LCD, más el circuito analógico y el microcontrolador. Esto es abordado en el capítulo 2.

El circuito analógico convierte el valor de la presión dentro del brazalete en forma de ondas legibles, lo que se realiza por medio del convertidor A/D. El controlador se encarga del funcionamiento del dispositivo como los botones y la pantalla LCD. Su análisis es estudiado en el capítulo 3.

El desarrollo del proyecto está sustentado con un estudio de resultados comparativos, los cuales son tratados en los capítulos 4 y 5.

Este trabajo fue realizado mediante una programación del software LabView

CAPÍTULO I

CONCEPTOS FUNDAMENTALES.

1.1. Presiones.

Es necesario recordar que se debe de realizar un circuito en el cual se puede desarrollar un equipo que presente medidas, con la mayor exactitud que se pueda dar en este tipo de datos que son importantes.

La presión Sistólica corresponde al valor máximo de la tensión arterial en sístole (cuando el corazón se contrae y expulsa la sangre hacia el cuerpo). Se refiere al efecto de presión que ejerce la sangre eyectada del corazón sobre la pared de los vasos.

La presión diastólica corresponde al valor mínimo de la tensión arterial, cuando el corazón está en diástole o entre latidos cardíacos. Depende fundamentalmente de la resistencia vascular periférica. Se refiere al efecto de distensibilidad de la pared de las arterias; es decir, el efecto de presión que ejerce la sangre sobre la pared del vaso.

En la Fig. 1.1 se puede observar un medidor de presión comercial el cual presenta los valores de presión (sistólica y diastólica) y la frecuencia cardiaca.

1.2. Esquema general.

Para realizar el diseño de este equipo, se usará un microcontrolador para detectar el punto en que esta oscilación ocurre y registrar la presión en el brazalete. Entonces, la presión en el brazalete se reducirá aún más. La presión diastólica se toma en el punto en el que la oscilación empieza a desaparecer.



Fig. 1.1.- Medidor de presión

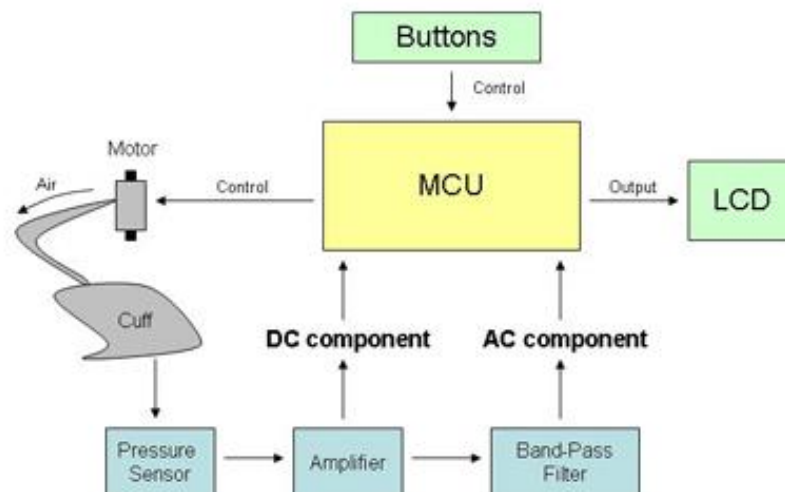


Fig. 1.2.-Diagrama de funcionamiento general de cualquier equipo medidor de presión.

El diagrama muestra cómo funcionan los equipos en general. El usuario deberá utilizar los botones para controlar las operaciones de todo el sistema. El microcontrolador es el componente principal que controla todas las operaciones, tales como arranque del motor y la válvula de control, la conversión A/D, y el cálculo, hasta que la medida se haya completado. Los resultados se muestran a través de la salida y la pantalla LCD

1.3.-Circuito analógico.

Los circuitos analógicos se utilizan para amplificar tanto la corriente continua como alterna de la señal de salida del transductor de presión, para que se pueda utilizar el microcontrolador, el cual procesa la señal y así poder obtener información útil sobre la salida de los parámetros del usuario.

El transductor de presión produce la tensión de salida proporcional a la diferencia de presión de entrada aplicada. La tensión de salida del transductor de presión varía de 0 a 40 mV, pero para esta aplicación, se quiere que la bomba del brazalete solo le inyecte hasta 160 mmHg. Esto corresponde con la tensión de salida de 18 mV. Por lo tanto, se procura que la amplificación de la tensión, tenga un voltaje de salida del amplificador DC en el rango de 0 a 4V.

Para ello se requiere tener una ganancia de 200. Entonces la señal desde el amplificador de DC pasa al filtro pasa banda. El amplificador DC-DC es solo un amplificador normal.

El filtro está diseñado para tener una ganancia grande en torno a 4.1Hz y atenuar cualquier señal que esté fuera de la banda de paso. El componente de AC, desde el filtro pasa banda, es el factor más importante para determinar el momento de capturar la presión sistólica/diastólica, y así mismo es el momento de determinar el ritmo cardiaco del usuario.

La etapa final es la etapa de acoplamiento AC. Se utilizan dos resistores idénticos para que ofrezcan un nivel de polarización DC en aproximadamente 2,5 Voltios. El condensador de 47 uF se utiliza para el acoplamiento único componente de la señal AC para poder ofrecer el nivel de polarización DC de manera independiente.

CAPÍTULO 2

Diseño de Hardware

2.1. Transductor de presión

Se utiliza el transductor de presión MPX2050 de Motorola para detectar la presión del brazal. El transductor de presión produce la tensión de salida proporcional a la diferencia de presión de entrada aplicada. Se conecta la manguera del brazal a una de las entradas de esta manera, la tensión de salida será proporcional a la diferencia entre la presión en el brazalete y la presión del aire en la habitación. La característica de transferencia se muestra en la figura 2.1

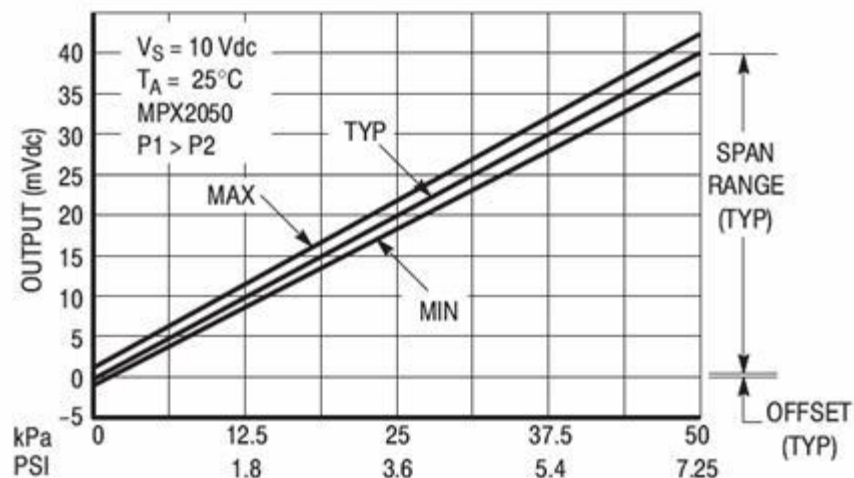


Figura 2.1.- La tensión de salida frente a la presión de entrada diferencial

2.2. Amplificador DC

Puesto que la tensión de salida del transductor de presión es muy pequeña, se tiene que amplificar la señal para su posterior procesamiento. Se usa el amplificador de instrumentación AD620 de dispositivo análogo. La resistencia R_G se utiliza para determinar la ganancia del amplificador de acuerdo a la ecuación Ec.1.1. Se necesita una ganancia de aproximadamente 200, se elige una resistencia de 240 ohmios. Esto dará una ganancia de 206 de acuerdo a la ecuación Ec.1.2.. No obstante, se ha medido la ganancia del circuito terminado, cuya ganancia medida es de 213. El esquema del amplificador se muestra en la figura 2.1.

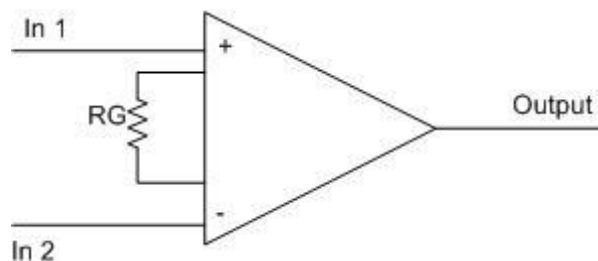


Figure 2.2.- Amplificador DC

2.3. Filtro pasa-banda

La etapa de filtro pasa banda está diseñado como una cascada de los dos filtros activos pasa-banda. La razón para el uso de dos etapas es que al paso de una sola banda sería una gran ganancia y la respuesta en frecuencia del filtro se hubiera cortado, además se da una respuesta más

nítida que el uso sólo de una sola etapa. Este método mejora la relación señal-ruido de la salida. Los esquemas de ambos filtros se muestran en la figura 2.3.

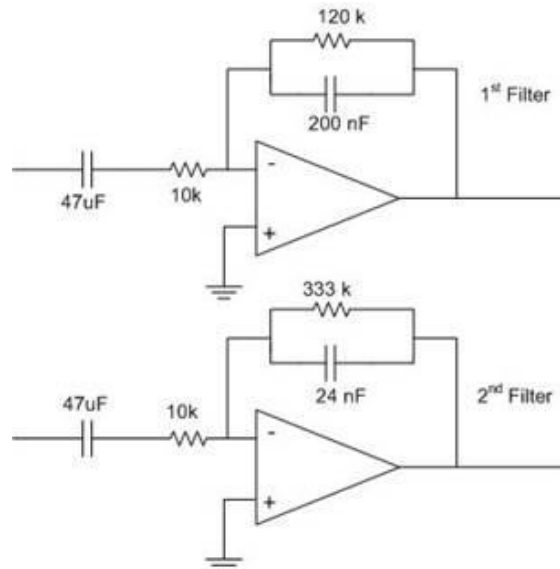


Figura 2.3. Filtro pasa-banda

Primer filtro pasa-banda:

La frecuencia de corte inferior:

$$f_{low} = \frac{1}{2\pi(47\mu F)(10k)} = 0.338Hz$$

E.C. [1]

La frecuencia de corte superior:

$$f_{high} = \frac{1}{2\pi(200nF)(120k)} = 6.631Hz$$

E.C. [1.2]

La ganancia de banda media del primer filtro es:

$$A = -\frac{120k}{10k} = -12 \quad \text{E.C. [1.3]}$$

Segundo filtro pasa-banda:

La frecuencia más baja de corte es:

$$f_{low} = \frac{1}{2\pi(47\mu F)(10k)} = 0.338Hz \quad \text{E.C.[1.4]}$$

La frecuencia más alta de corte es:

$$f_{high} = \frac{1}{2\pi(24nF)(333k)} = 19.91Hz \quad \text{E.C. [1.5]}$$

La ganancia de voltaje de banda media del primer filtro es:

$$A = -\frac{333k}{10k} = -33.3 \quad \text{E.C. [1.6]}$$

Por lo tanto para la etapa pasa-banda, la ganancia total es 399.6 La opción de alta y baja frecuencia de corte es suficiente para darnos una forma de onda limpia.

2.4. Etapa de acoplamiento AC.

La etapa de acoplamiento de AC se utiliza para proporcionar el nivel de polarización DC. Se quiere que el nivel de DC en la forma de onda del Vdd

sea aproximadamente la mitad, que es de 2,5 V. En el esquema de AC se muestra la etapa de acoplamiento en la figura 2.4. Dado este nivel de polarización, es más fácil procesar la señal de AC con la entrada ADC del microcontrolador.

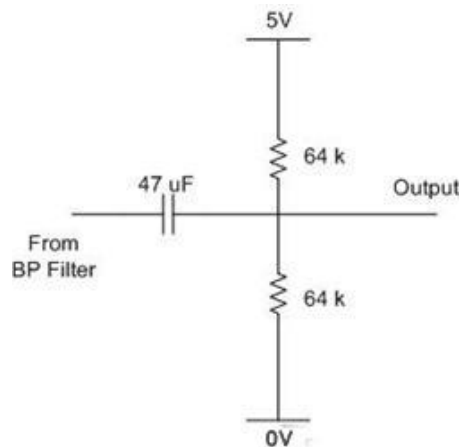


Figura 2.4.- Fase de acoplamiento

La salida de AC de esta etapa se pasa al convertidor de A/D en el microcontrolador. La imagen se muestra en la figura 2.5. Podemos ver que es muy limpia.

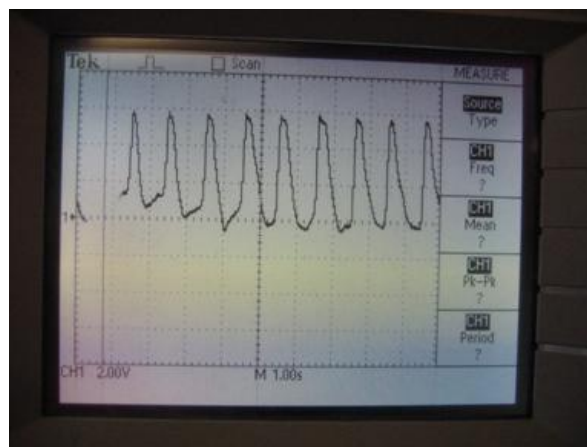


Figura 2.5.- Forma de onda

CAPÍTULO 3

Diseño de software.

3.1. Diseño para el control de funcionamiento

El diagrama de bloques para el control de funcionamiento está constituida por un total de 7 estados ver Fig. 3.1.- Se arranca, en el estado de inicio, donde el programa espera a que el usuario pulse el botón blanco del dispositivo. Una vez que el botón blanco ha sido presionado, el proceso de medición comienza cuando se infla el brazalete de la mano. Mientras el brazalete se infla, si el usuario se siente muy incómodo o doloroso, él / ella puede pulsar el botón gris (botón de emergencia) para detener el motor, de forma rápida desinflar el brazalete y detener la medición. Esto se asegurará de que la seguridad del usuario se mantiene al usar el dispositivo. De todos modos, si el procedimiento de inflado del brazal es correcto, el aire se bombea hasta que la presión dentro del brazalete alcanza los 160 mmHg. Después de eso, el motor se detendrá y el aire se libera lentamente. Una vez más, en este punto, el usuario puede cancelar el proceso pulsando el botón gris. Una vez que el controlador ha obtenido los valores de la presión sistólica, diastólica y frecuencia cardiaca, la válvula se abre para liberar el aire del brazal rápidamente. A continuación, se comunicarán los resultados de la medición mediante la visualización de los datos obtenidos en la

pantalla LCD. Después de que si el botón negro es presionado, el programa volverá al estado inicial una vez más, esperando la próxima medición. Se debe tener en cuenta que si el botón de emergencia es presionado, el botón negro se debe presionar con el fin de volver al estado inicial.

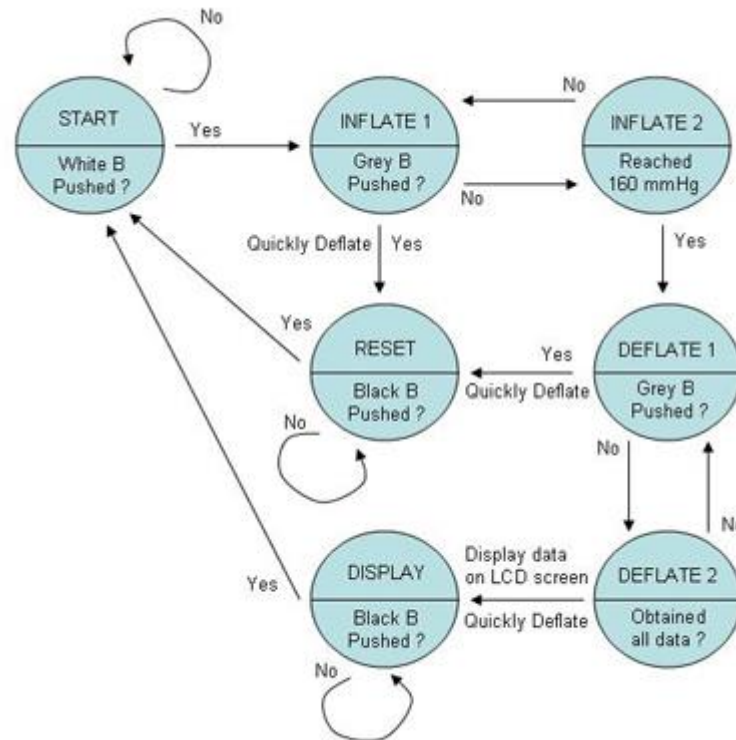


Figura. 3.1.- Diagrama de estados

3.2. Diseño para la medición de los indicadores

Una vez que el motor de la bomba de aire en el brazal se activa hasta que la presión sea superior a 160 mmHg, el motor detiene el bombeo de aire y al brazal, y éste se desinfla a través de la válvula ligeramente abierta. La presión en el brazal comienza a disminuir de forma lineal en el tiempo. En

este punto, el programa entra en el modo de medición. El controlador se ve en la señal de AC a través del pin ADC0 y determina la presión sistólica, diastólica presión y el ritmo cardíaco del usuario, respectivamente. Para este proyecto, se realiza la medida usando el método oscilométrico, en la que el programa controla las pulsaciones muy pequeñas de la presión en el brazal. El diagrama de estado de la medición se muestra en la figura 3.2.

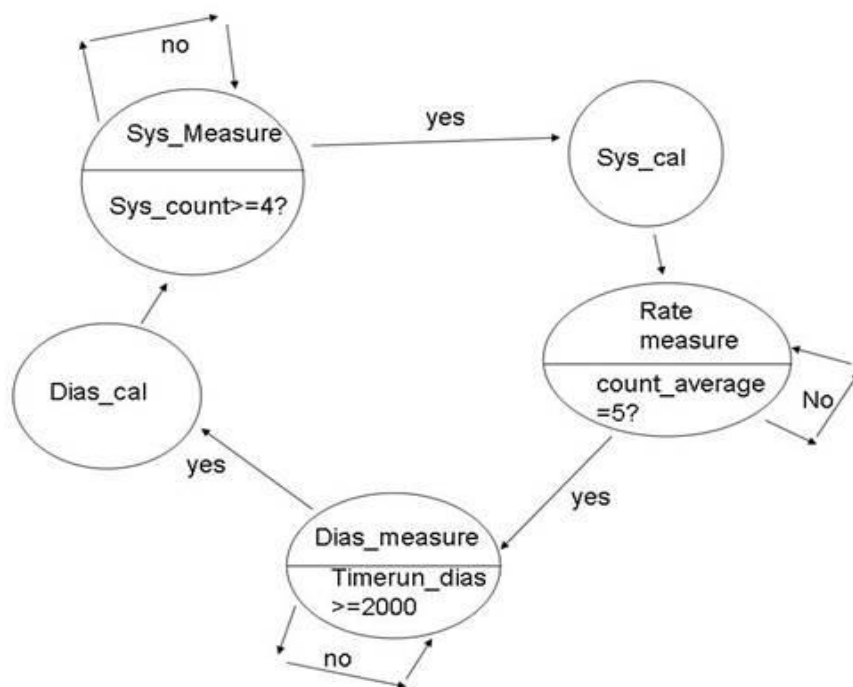


Figura 3.2.- Diagrama de Estado para la medición

CAPÍTULO 4

Cálculos.

4.1. Medición de la presión sistólica.

Cuando la bomba lleva la presión hasta 160 mmHg, que es superior a la presión sistólica de personas sanas, la banda comienza a desinflarse y el programa entra en estado *Sys_Measure*. En este estado, el programa analiza la forma de onda de AC de ADC0 pin. Cuando la presión en el brazalete se reduce a un cierto valor, la sangre comienza a fluir a través del brazo. En este momento, si nos fijamos en el osciloscopio se verá el inicio de la oscilación. La presión sistólica se puede obtener en este momento.

Se fija el umbral de voltaje de 4V para la forma de onda de CA. Al principio, no hay pulso y la tensión en el pin ADC0 es constante en alrededor de 2,5 V. Luego, cuando la presión en el brazal disminuye hasta llegar al valor de la presión sistólica, la oscilación se inicia y se desarrolla. A continuación se procede a contar el número de pulsos que tiene valores máximos por encima del umbral de tensión. Si el programa cuenta con un máximo de 4, el programa entra en el estado *Sys_cal*.

En este estado, el programa registra el voltaje DC del pin ADC1. Entonces se convierte este valor de tensión continua a la presión en el brazalete para determinar la presión sistólica del paciente.

De la característica de transferencia del transductor de presión y la ganancia del amplificador de medida DC, se puede determinar la presión sistólica por medio de la tensión de DC del pin ADC1. Vamos a la tensión continua que se lee fuera de la pin ADC1 ser "*DC_voltage*", y la ganancia del amplificador "*DC_gain*". Entonces, el voltaje diferencial que sale del amplificador de DC se calcula como.

$$TRANSDUCE\ VOLTAGE = \frac{DC_VOLTAGE}{DC_GAIN} \quad \text{E.C. [4.1.]}$$

De la característica de transferencia del transductor de presión dada en la figura 1 en la parte de diseño de circuitos, se puede calcular la presión sobre la base de la *transducer_voltage*. La pendiente de la curva típica se calcula como.

$$SLOPE = \frac{40\ mV}{50\ kPa} = 8 \times 10^{-4} V/kPa \quad \text{E.C. [4.2]}$$

Por lo tanto, la presión en el brazal en la unidad de kPa se puede calcular como.

$$PRESSURE_{KPA} = \frac{TRANSDUCER_VOLTAGE}{SLOPE} \quad \text{E.C. [4.3]}$$

A continuación, se puede convertir la presión de nuevo a la unidad mmHg multiplicando por.

$$\frac{760 \text{ mmHg}}{101.325 \text{ kPa}} \quad \text{E.C. [4.5]}$$

Así, la presión en la unidad se expresa en mmHg.

$$pressure_mmHg = pressure_kPa \times \frac{760 \text{ mmHg}}{101.325 \text{ kPa}} \quad \text{E.C. [4.6]}$$

De la combinación de estas conversiones en conjunto, se obtiene la fórmula para convertir la tensión continua a la presión en el brazal como.

$$pressure_mmHg = \frac{DC_output}{DC_gain} \times 9375 \quad \text{E.C. [4.7]}$$

Después de que el programa termine este cálculo, se entra en el estado Rate_measure para determinar la frecuencia del pulso del paciente.

4.2. La medición del pulso.

Después de que el programa termine de calcular la presión sistólica, inicia el control de la frecuencia del pulso del paciente. Se ha escogido, para determinar la frecuencia del pulso, inmediatamente después de la determinación de la presión sistólica, porque en este punto la oscilación de la onda es más fuerte. El programa muestra la forma de onda cada 40 milisegundos. Luego se registra el intervalo de tiempo cuando los valores

de la forma de onda AC cruzan el valor de tensión de 2,5 voltios. El programa toma un promedio de cinco intervalos de tiempo para que el ritmo cardíaco sea tan exacto como sea posible. La variable utilizada para contar el número de intervalos de tiempo es “*count_average*” como se muestra en el diagrama de estado. Después, la frecuencia cardíaca se determina, entonces el programa entra en el estado “*Dias_measure*”, en la que trata de medir la presión diastólica del paciente.

4.4 Medición de la presión diastólica.

Después de que el pulso se determina, el programa entra en el estado *Dias_Measure*. En este estado, el programa sigue siendo el muestreo de la señal en cada milisegundo 40. A continuación se define el umbral de la presión diastólica. Mientras el brazal se desinfla, en algún momento antes de que la presión alcance la presión diastólica, la amplitud de la oscilación disminuye. Para determinar la presión diastólica, que registre el valor de DC en el momento en que la amplitud de la oscilación disminuye por debajo del umbral de tensión. Esto se hace observando el intervalo de tiempo de 2 segundos. Si la forma de onda de AC no se va por encima del umbral en 2 segundos, significa que la amplitud de la oscilación está en realidad por debajo del umbral. El valor de DC se puede convertir de nuevo a la presión en el brazal utilizando el mismo procedimiento descrito en la sección de medición de la presión sistólica.

Se debe tener en cuenta que la determinación de la presión diastólica es bastante difícil y ambigua, ya que el umbral de tensión varía de persona a persona. Por lo tanto, se tiene que ajustar el umbral de voltaje que se utiliza, para que el valor de la presión diastólica que se obtiene, corresponda con el valor conocido por lo general, cuando lo medimos con el producto comercial disponible.

Después de que el programa termine de calcular la presión diastólica, se mostrará la información obtenida a partir de la medición en la pantalla LCD. A continuación, el programa se abrirá la válvula y el brazal se desinfla rápidamente. La medición ya está terminada.

CAPÍTULO 5

Resultados:

Los resultados del proyecto son los esperados. Si el usuario permanece inmóvil durante la operación, el dispositivo puede medir la presión arterial (sistólica y diastólica) y la frecuencia cardíaca sin ningún problema.

5.1. Duración de la medición

Una vez colocado el brazal se inicia el equipo y todas las mediciones se realizan en 1,5 minutos. Sin embargo, esto también depende de cada individuo y cómo se coloca el brazal. Para cada persona, la amplitud de las ondas puede variar haciendo que el tiempo de funcionamiento varíe. Sin embargo, la diferencia es pequeña y por lo general en 10 segundos.

5.2. La precisión.

Como se mencionó anteriormente, todas las mediciones dependen principalmente de las formas de onda del circuito y el sensor de presión es muy sensible al más ligero movimiento del usuario. Como resultado, es posible que a veces el dispositivo deje de obtener los datos deseados, especialmente si el usuario no se queda quieto.

En cuanto a los tres valores de resultado (sistólica, diastólica y frecuencia cardíaca), algunos de ellos tiene más éxito que los demás. Para el ritmo cardíaco, la tasa de éxito es muy alto. Para encontrar el ritmo cardíaco, necesitamos encontrar el período de la onda de corriente alterna. Y puesto que el período de la frecuencia cardíaca se mantiene casi constante a través de la medición, es relativamente fácil de obtener un resultado preciso. Para encontrar los valores de presión, sin embargo, son más difíciles, ya que dependerá de la amplitud de la onda y esta varía mucho durante la medición. Sin embargo, si el usuario se queda quieto y usa el puño derecho, la medición se suele tener un éxito de 8 de 10 intentos (80% de éxito).

Otro tema que vale la pena mencionar es que el método de medición que utilizamos se llama el método oscilométrico. Que se instala normalmente en productos comerciales debido a la fiabilidad. Sin embargo, este método no es tan preciso como el método de auscultación, en la que el médico utiliza el micrófono para escuchar el ruido de la arteria.

5.3. Seguridad en el Diseño.

Dado que este es un dispositivo de instrumentación médica, la seguridad del usuario es la primera preocupación para nosotros. El aire que es impulsado por un motor de 5 voltios puede apretar el brazo muy fuerte y causar lesiones si se utiliza incorrectamente. Así que en nuestro dispositivo tenemos 3 niveles de seguridad, asegurando que la operación puede ser

cancelada por el usuario en cualquier momento. Para el diseño de la seguridad en primer lugar, el microcontrolador se programa en la forma de tal manera que si la presión en el brazal es superior a 160 mmHg, el motor se detendrá. Para la mayoría de la gente, la presión a 160 mmHg sólo causa una pequeña molestia en el brazo. Este diseño se asegura de que la presión dentro del brazal no superará el límite máximo de 160 mmHg.

El segundo nivel de seguridad es proporcionar un botón de emergencia para el usuario. Mientras el motor está bombeando y el brazal se infla, si el usuario se encuentra con demasiada incomodidad o dolor, él / ella puede presionar el botón *RESET* para detener la operación de inmediato. El motor se detendrá y la válvula se abre para liberar el aire del brazal.

Sin embargo, se piensa que sólo un botón no es suficiente para la seguridad del usuario. Esto se debe a que el botón de emergencia todavía se basa en el sistema operativo del programa en el microcontrolador. A pesar de que no tenemos ningún error en el programa, si algo sale mal con el controlador o las conexiones de botón, existe la posibilidad de que el botón de emergencia se vuelve inutilizable. Así que estamos de acuerdo en tener otro switch que controlan el dispositivo físicamente. Este interruptor debe ser capaz de desconectar el circuito de la fuente de alimentación de inmediato. De esta manera el usuario será capaz de detener la operación, incluso cuando el botón de emergencia no funciona. Y este es el interruptor de encendido-apagado que existe en el dispositivo.

El proyecto es muy seguro de usar ya que está muy bien empaquetado en una caja de plástico. El dispositivo está dirigido por bajo los 9 voltios de una batería que no puede causar ningún daño importante para el cuerpo humano.

5.4. Usabilidad.

El proyecto debe ser útil para la mayoría de los adultos, ya que es básicamente un monitor de la presión arterial. Estos equipos se venden en los mercados hoy en día. La pantalla LCD da instrucciones sencillas y fáciles de entender.

El brazal que se usa es el apropiado para el tamaño de adulto (09.13 pulgadas de circunferencia). Así, el tamaño del brazo que está fuera de este rango no puede dar la medida exacta.

Para las personas con problemas de salud, especialmente en la presión arterial o el corazón, no se recomienda el uso de este dispositivo, porque se lo ha probado sólo con personas sanas.

Por lo tanto, para la máxima seguridad del usuario, este dispositivo sólo puede ser utilizado por las personas que no tienen problemas médicos en el corazón y el sistema circulatorio.

CAPÍTULO 6

Circuitos esquemáticos.

6.1. Esquemático del circuito análogo.

6.2. Esquemático del motor y control de válvula.

CAPÍTULO 7

Pantallas de Labview

7.1. Pantalla principal.

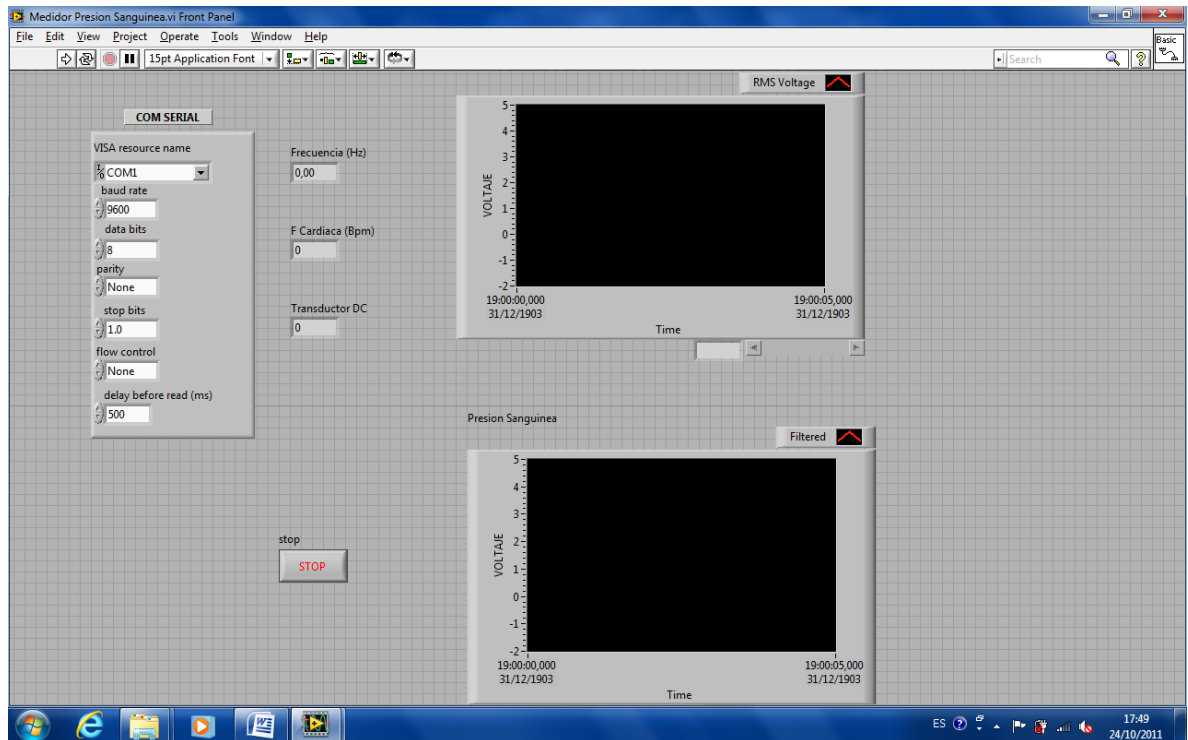


Figura 7.1.-Pantalla principal que recibe los datos y los presenta.

7.2. Grafica de la señal del transductor.

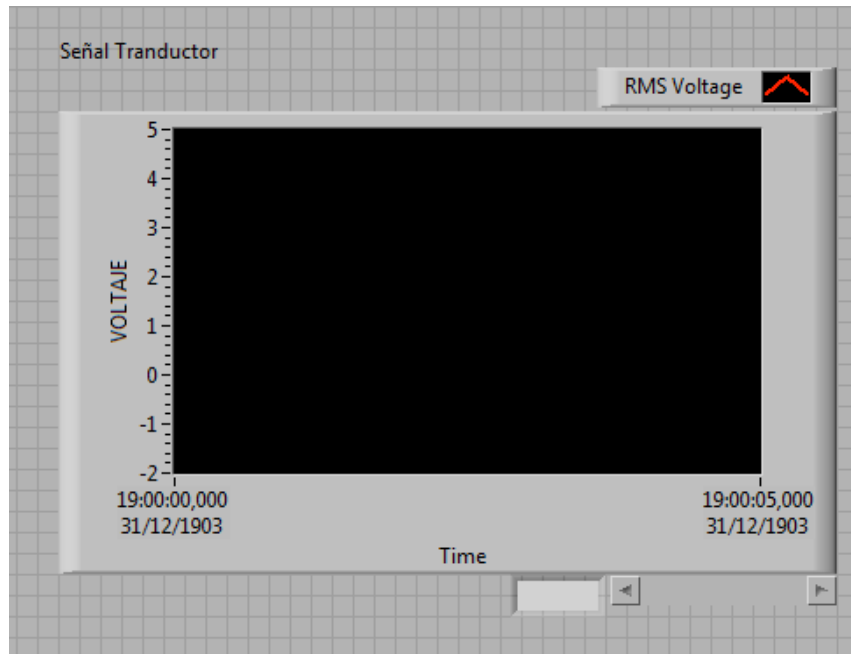


Figura 7.2-Señal del transductor de salida después del AD620(AMPLIFICADOR)

7.3. Grafica de la Señal de presión sanguínea.

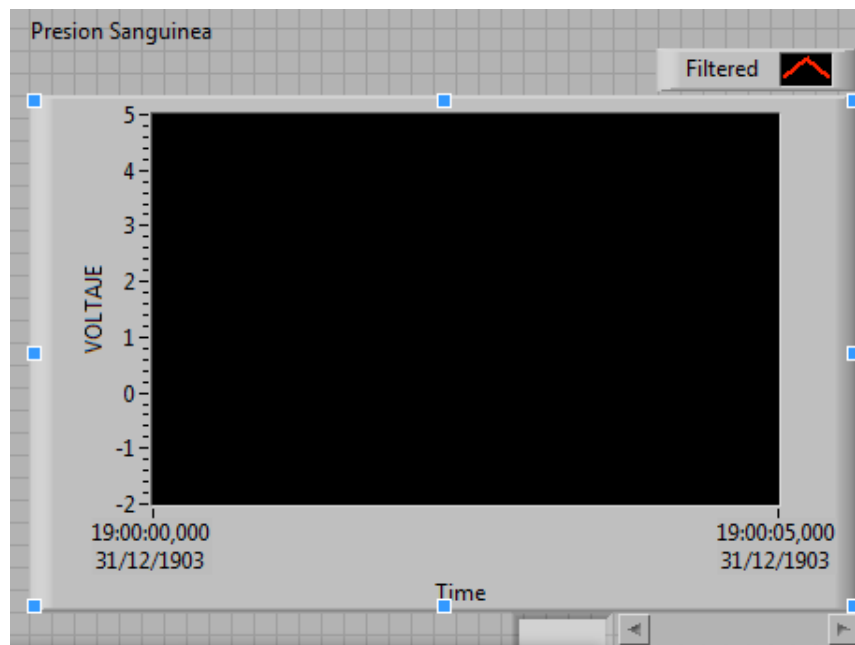


Figura 7.3.-Señal de la frecuencia cardiaca (CARD)

CAPÍTULO 8

Programación gráfica de Labview

8.1. Bloque para configuración del puerto serial.

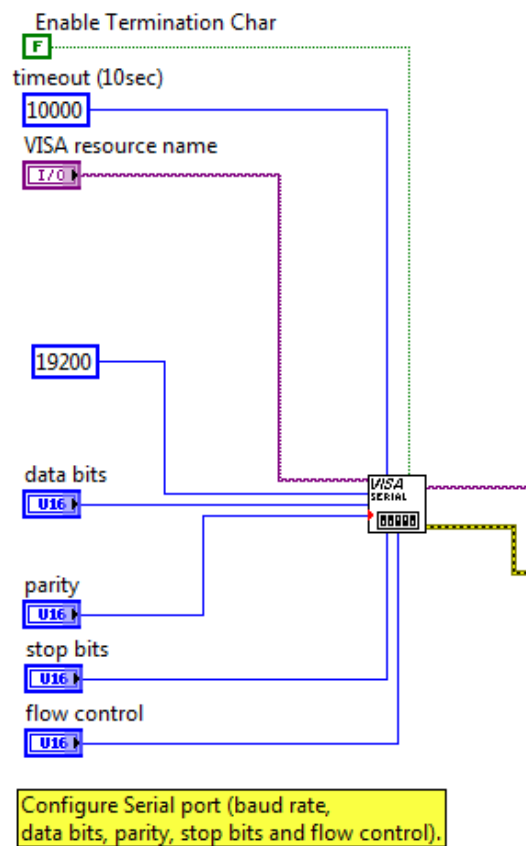


Figura 8.1-Bloque para configuración del puerto serial.

8.2. Bloque de validación de trama o paquete de datos recibidos.

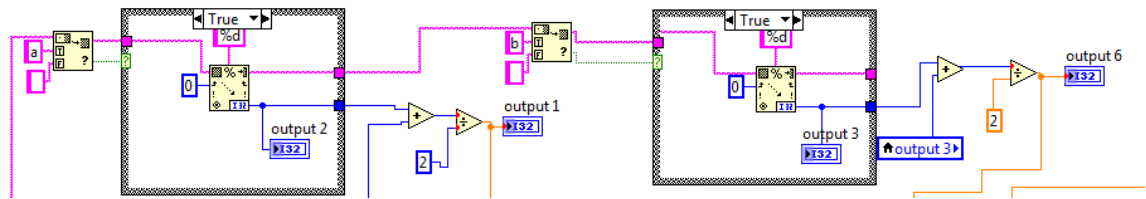


Figura 8.2.-Bloque de validación de trama o paquete de datos recibidos.

8.3. Bloque de medición de frecuencia (mide el periodo de subida y bajada de la onda)

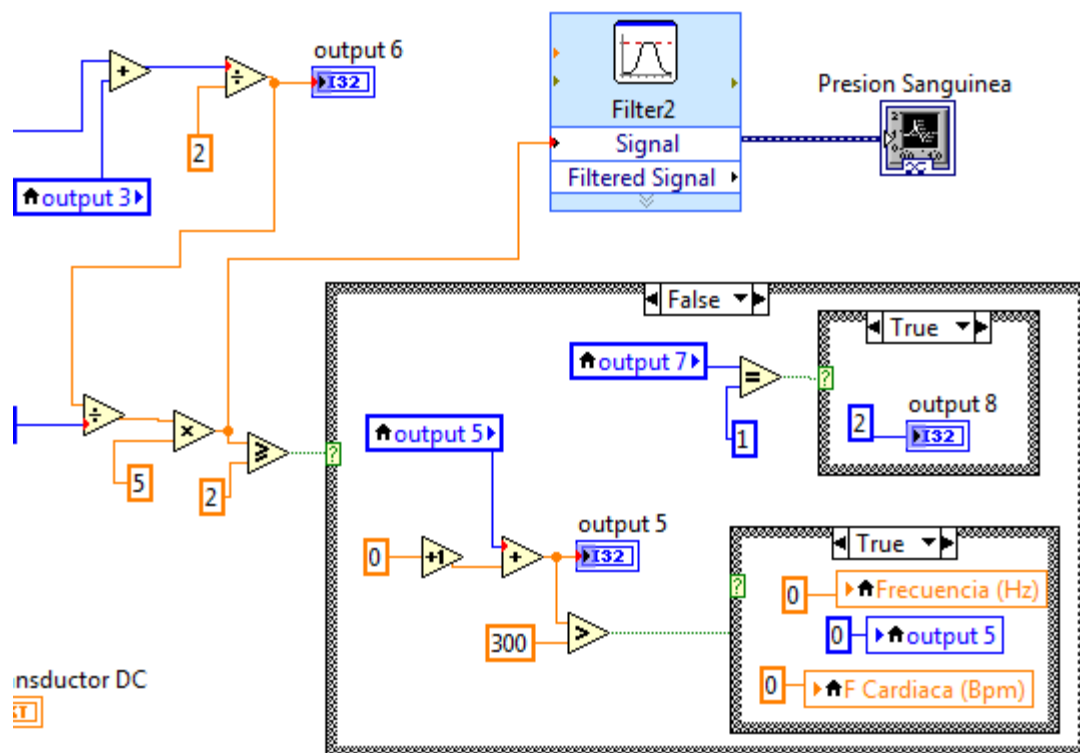


Figura 8.3.-Bloque de medición de frecuencia (mide el periodo de subida y bajada de la onda)

8.4. Circuito de periodo a frecuencia y de hertz a BPM

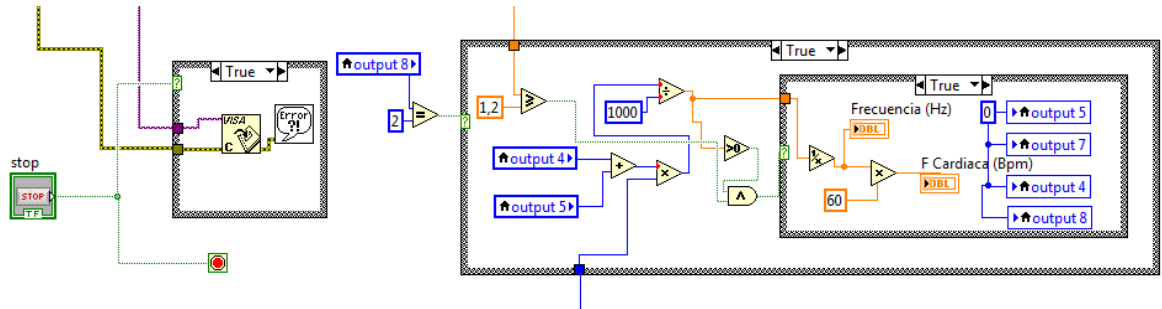


Figura 8.4.-Circuito de periodo a frecuencia y de Hertz a BPM

8.5. Circuito de liberación del puerto de la computadora.

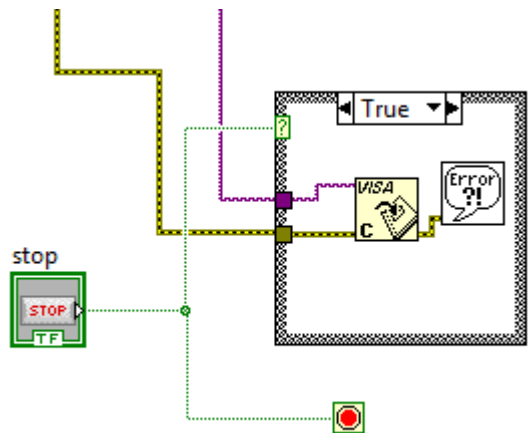


Figura 8.5.-Este circuito libera el puerto serial asignado (cierra comunicación de la tarjeta a la computadora, comunicación serial)

CAPÍTULO 7

Pantallas de Labview

7.1. Pantalla principal.

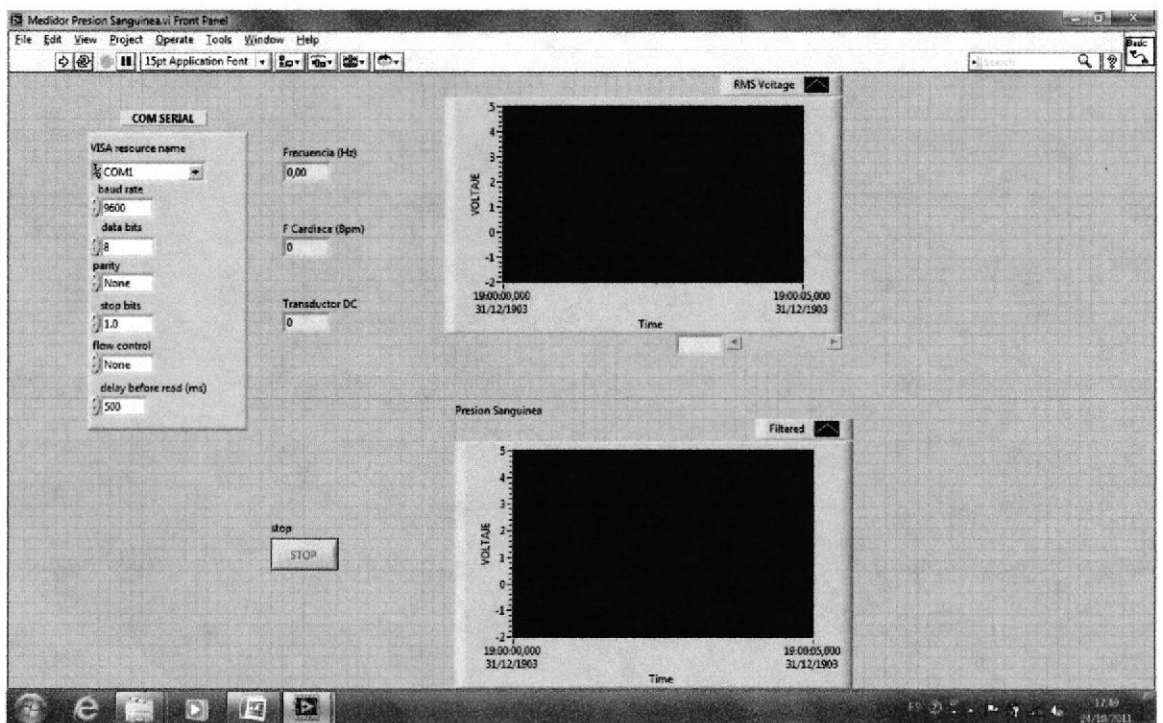


Figura 7.1.-Pantalla principal que recibe los datos y los presenta.

7.2. Grafica de la señal del transductor.

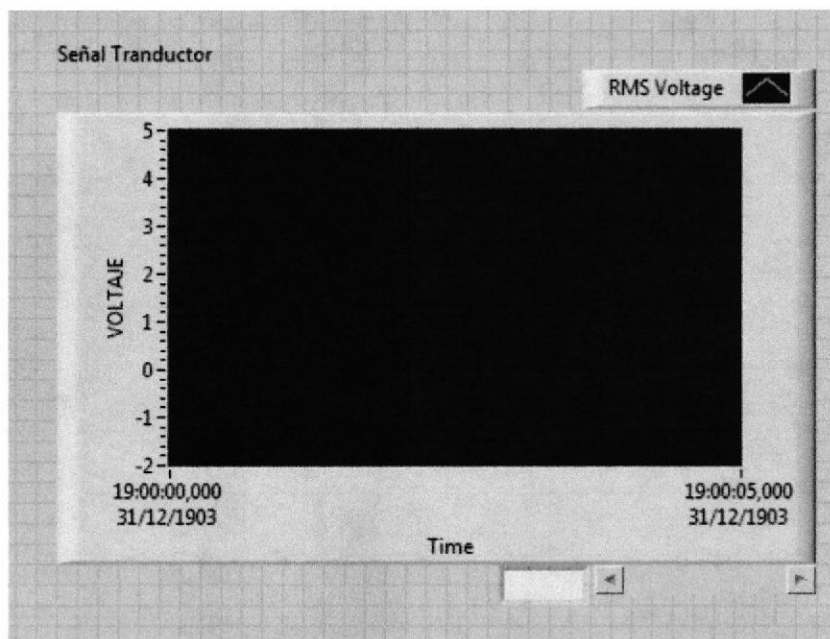


Figura 7.2-Señal del transductor de salida después del AD620(AMPLIFICADOR)

7.3. Grafica de la Señal de presión sanguínea.

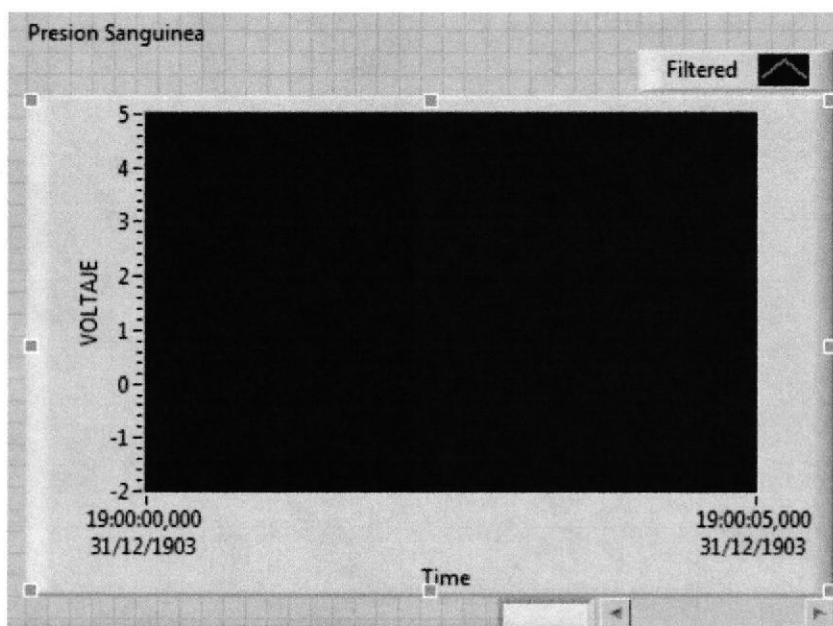


Figura 7.3.-Señal de la frecuencia cardiaca (CARD)

CAPÍTULO 8

Programación gráfica de Labview

8.1. Bloque para configuración del puerto serial.

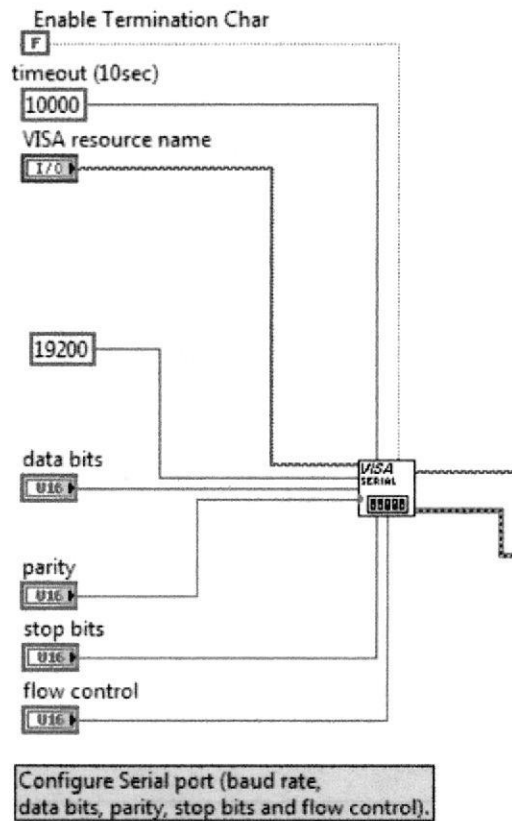


Figura 8.1-Bloque para configuración del puerto serial.

8.4. Circuito de periodo a frecuencia y de hertz a BPM

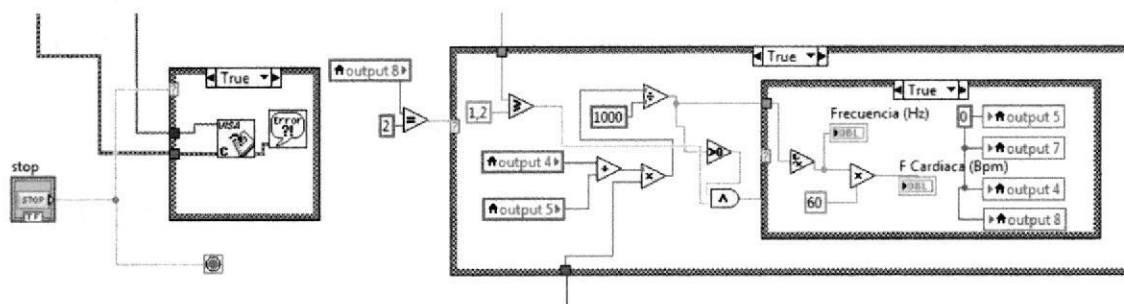


Figura 8.4.-Circuito de periodo a frecuencia y de Hertz a BPM

8.5. Circuito de liberación del puerto de la computadora.

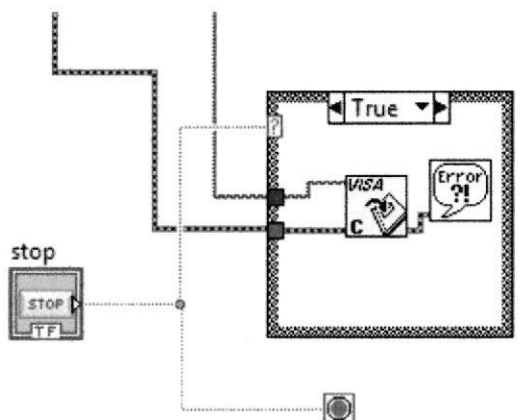


Figura 8.5.-Este circuito libera el puerto serial asignado (cierra comunicación de la tarjeta a la computadora, comunicación serial)

Conclusiones y recomendaciones.

Análisis y expectativas.

Las diferentes conclusiones que se tiene son las siguientes:

1.- La búsqueda para la elaboración del diseño fue ardua, debido a que en nuestro mercado no se cuenta con todas las piezas y partes que facilitan la construcción de diseños propuestos o encontrados a través de una búsqueda por la red.

2.- El proyecto fue la unión de varios circuitos que incluyeron cierta dificultad al momento de realizar el diseño pero la conclusión fue grata debido a que si se concluyó el proyecto.

3.- En un inicio se pensó desarrollar el mismo con baterías, pero existían ciertos inconvenientes debido a que, cuando operaba el motor y el ventilador consumían la potencia de las baterías; es por este motivo que para mejor uso y mayor rendimiento del proyecto se utilizó una fuente de energía que suministre un voltaje +/- 12V, el cual suministra la suficiente energía al circuito.

4.- El medidor de presión fue un diseño que permitió el enlace entre las señales del cuerpo humano, la electrónica y una PC. Esto permitió tener una mejor perspectiva acerca de las cosas que se pueden desarrollar.

Recomendaciones

Las siguientes recomendaciones pueden ayudar a mejorar el proyecto:

- 1.- Es necesario tomar en cuenta que los componentes no son fáciles de conseguir y se deberá planificar el tiempo de entrega del proyecto con mayor tiempo.
- 2.- Se puede desarrollar un sistema a baterías o a pilas para que se use en cualquier lugar sin necesidad de un toma corriente cambiando la alimentación por una celda de baterías.
- 3.- Se puede afinar las lecturas con equipos de precisión pero recordemos que esto aumentaría el costo del proyecto.

ANEXOS

A.1.-DESCRIPCIÓN DEL PROGRAMA.

program Medidor_Presion

'declaración de variables

SYMBOL INICIAR= PORTB.1

SYMBOL DETENER= PORTB.2

SYMBOL REINICIAR = PORTB.3

SYMBOL MOTOR= PORTB.4

DIM ESTADO, DESBORDE, FLANCO, PULSO, INFLANDO, RESETEAR
AS BYTE

DIM ADC1_8b, ADC2_8b AS BYTE

Dim ADC1, ADC2 AS WORD

DIM VOLT_ADC1, TIEMPO, FRECUENCIA, PSIST, PDIAS AS FLOAT

DIM TXT AS string [23]

Dim TXT_ADC1_8b, TXT_ADC2_8b as string [4]

'Asignamos los pins del pic a usar al lcd

Dim LCD_RS as sbit at RC0_bit

LCD_EN as sbit at RA2_bit

LCD_D4 as sbit at RC2_bit

LCD_D5 as sbit at RC3_bit

LCD_D6 as sbit at RC4_bit

LCD_D7 as sbit at RC5_bit

LCD_RS_Direction as sbit at TRISC0_bit

LCD_EN_Direction as sbit at TRISA2_bit

LCD_D4_Direction as sbit at TRISC2_bit

LCD_D5_Direction as sbit at TRISC3_bit

LCD_D6_Direction as sbit at TRISC4_bit

LCD_D7_Direction as sbit at TRISC5_bit

SUB PROCEDURE INTERRUPT

IF (INTCON.INTF =1) THEN

IF (FLANCO=1) THEN

FLANCO=0

TMR0=0

DESBORDE=0

IF (PULSO<3) THEN

INC (PULSO)

END IF

ELSE

FLANCO=1

TIEMPO = (TMR0*256)/1000 + (DESBORDE*65536)/1000

FRECUENCIA= (1000/TIEMPO)*60

TMR0=0

DESBORDE=0

END IF

INTCON.INTF =0

INTCON.INTE =1

END IF

IF(INTCON.T0IF=1)THEN

INC(DESBORDE)

TMR0=0

INTCON.T0IF =0

INTCON.T0IE =1

END IF

END SUB

main:

OPTION_REG =%01000111

TRISA = %00000011

TRISB = %00001111

TRISC = %10000000

ANSEL = %00000011 ' AN<7:0>

ANSELH = 0X00 ' AN<13:8>

WPUB= %00001110

'Selección de registro analógico. 1 analógico, 0 digitales

PORTA =0

PORTB=0

PORTC = 0

MOTOR=0

ESTADO=0

FLANCO=1

PULSO=0

DESBORDE=0

INFLANDO=0

INTCON=0

Delay_ms (100)

UART1_Init(19200)

Delay_ms (100)

Lcd_Init() ' inicializa la Lcd

Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR)

Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF)

```
Lcd_Out(1, 1, "MEDIDOR PRESION")

Delay_ms (100)

PWM2_Init (1000)

PWM2_Start

PWM2_Set_Duty (0)

WHILE(1)

    ADC1 = Adc_Read(0)

    ADC2 = Adc_Read(1)

    VOLT_ADC1 = ((ADC1/1024)*5)

    " FLOATToStr(VOLT_ADC1 ,TXT)

SELECT CASE ESTADO

CASE 0

IF(INICIAR=0)THEN

WHILE(INICIAR=0) WEND

MOTOR=1

PWM2_Set_Duty (255)

ESTADO=1

Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR)

Lcd_Out(1, 1, "MEDIDOR PRESION")

INFLANDO=1

END IF

CASE 1
```

```

Lcd_Out(2, 8," Midiendo.... ")
IF(VOLT_ADC1 >= 3.5)THEN
    MOTOR=0
    PULSO=0
    INTCON=%11110000          ' reset del contador
    TMR0=0
    ESTADO=2
END IF
CASE 2
    PWM2_Set_Duty (88)
    " Lcd_Out(2, 8,TXT)
    IF(PULSO=3)THEN
        PSIST =((VOLT_ADC1/209)*9375)
        PDIAS= PSIST/1.5
        PULSO=5
    END IF
    IF(VOLT_ADC1 < 1.6)THEN
        Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR)
        FLOATToStr(FRECUENCIA ,TXT)
        Lcd_Out(2, 1,"fcard= ")
        Lcd_Out(2, 8,TXT )
        Lcd_Out(2, 13," Bpm ")
    
```

FLOATToStr(PSIST ,TXT)

Lcd_Out(1, 1,"Ps=")

Lcd_Out(1, 5,TXT)

PWM2_Set_Duty (0)

FLOATToStr(PDIAST ,TXT)

Lcd_Out(1, 8," Pd= ")

Lcd_Out(1, 13,TXT)

Lcd_Out(1, 15," ")

INTCON=0

TMR0=0

ESTADO=3

PSIST=0

PDIAST=0

FRECUENCIA=0

RESETEAR=1

END IF

END SELECT

IF(INFLANDO=1)THEN

IF(DETENER=0)THEN

ESTADO=3

MOTOR=0

PWM2_Set_Duty (0)

INFLANDO=0

RESETEAR=1

END IF

END IF

IF(RESETEAR=1)THEN

IF(REINICIAR =0)THEN

PSIST=0

PDIAS=0

FRECUENCIA=0

RESETEAR=0

GOTO main

END IF

END IF

ADC1_8b=ADC1 >> 2

ADC2_8b=ADC2 >> 2

ByteToStr (ADC1_8b ,TXT_ADC1_8b) ' convertimos el float a string

ByteToStr (ADC2_8b ,TXT_ADC2_8b) ' convertimos el float a string

UART1_Write(97)

UART1_Write_Text(TXT_ADC1_8b)

UART1_Write(98)

UART1_Write_Text(TXT_ADC2_8b)

"Delay_ms(1)

wend

end.



CIB - ESPOL

A.3.- PARTES DEL CIRCUITO.

Components	Quantity	Price
Microcontroller	1	\$8.00
Custom PC board	1	\$5.00
Hand-cuff	1	\$16.0
Solder board	1	\$2.50
White button	1	\$1.31
Grey button	1	\$1.31
Black button	1	\$1.31
On-Off switch	1	\$1.67
LCD	1	\$8.00
Pressure Transducer MPX2050	1	\$45.00
Amplifier AD620	1	\$8.00
Op-amp OPA2277	1	\$0.50
Resistors and Capacitors		Free,
LED	1	Free
Motor and Valve	2	Free, Used
Total		\$98.6

REFERENCIAS

1) Data Sheet

[1] AD620 (for DC Amplifier) from Analog Devices

http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/37793330023930AD620_e.pdf, fecha de consulta Julio 2011

[2] MPX2050 (Pressure Transducer) from Motorola

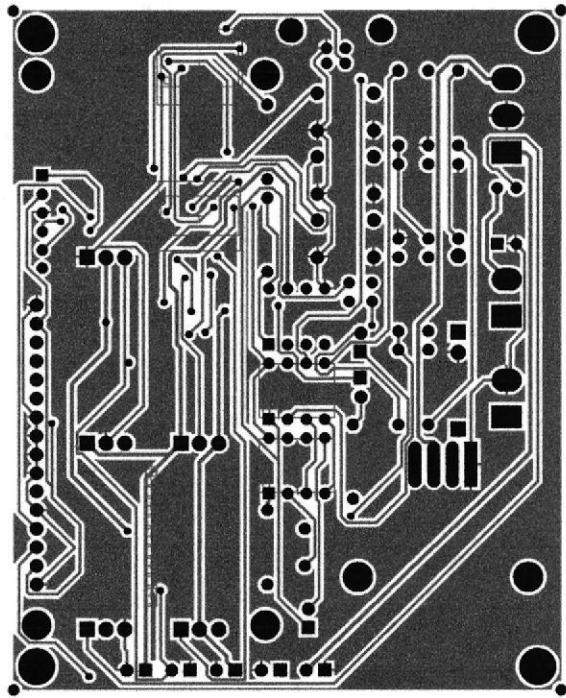
<http://www.eleamar.pl/mpx2052.pdf>, fecha de consulta Agosto 2011

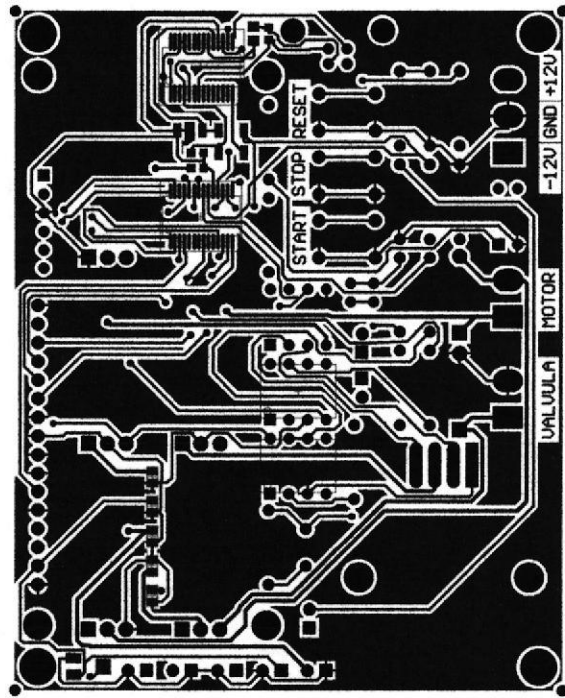
[3] OPA2277 (used in band-pass filter design) from Texas Instrument

<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa277.pdf>, fecha de consulta agosto 2011

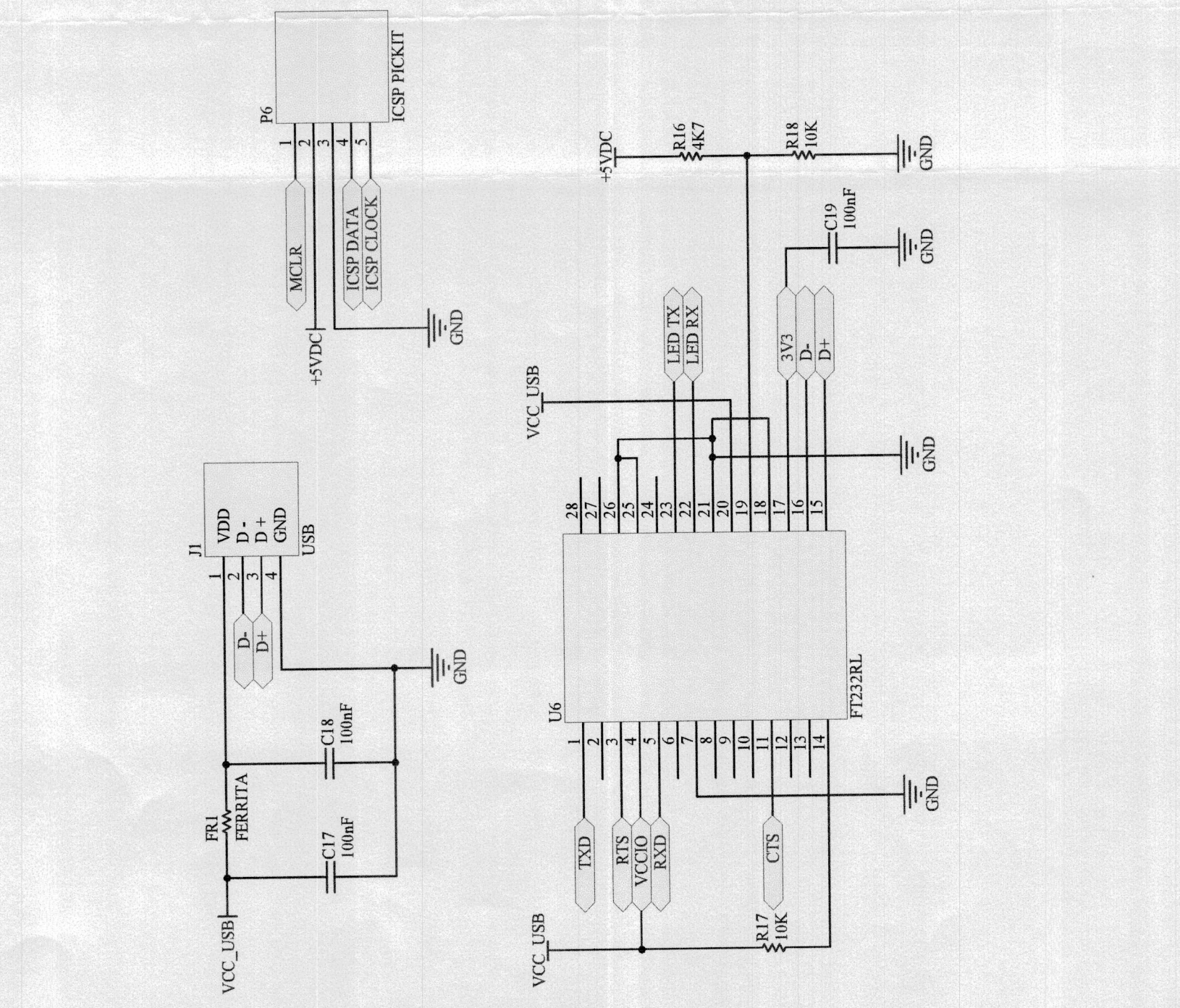
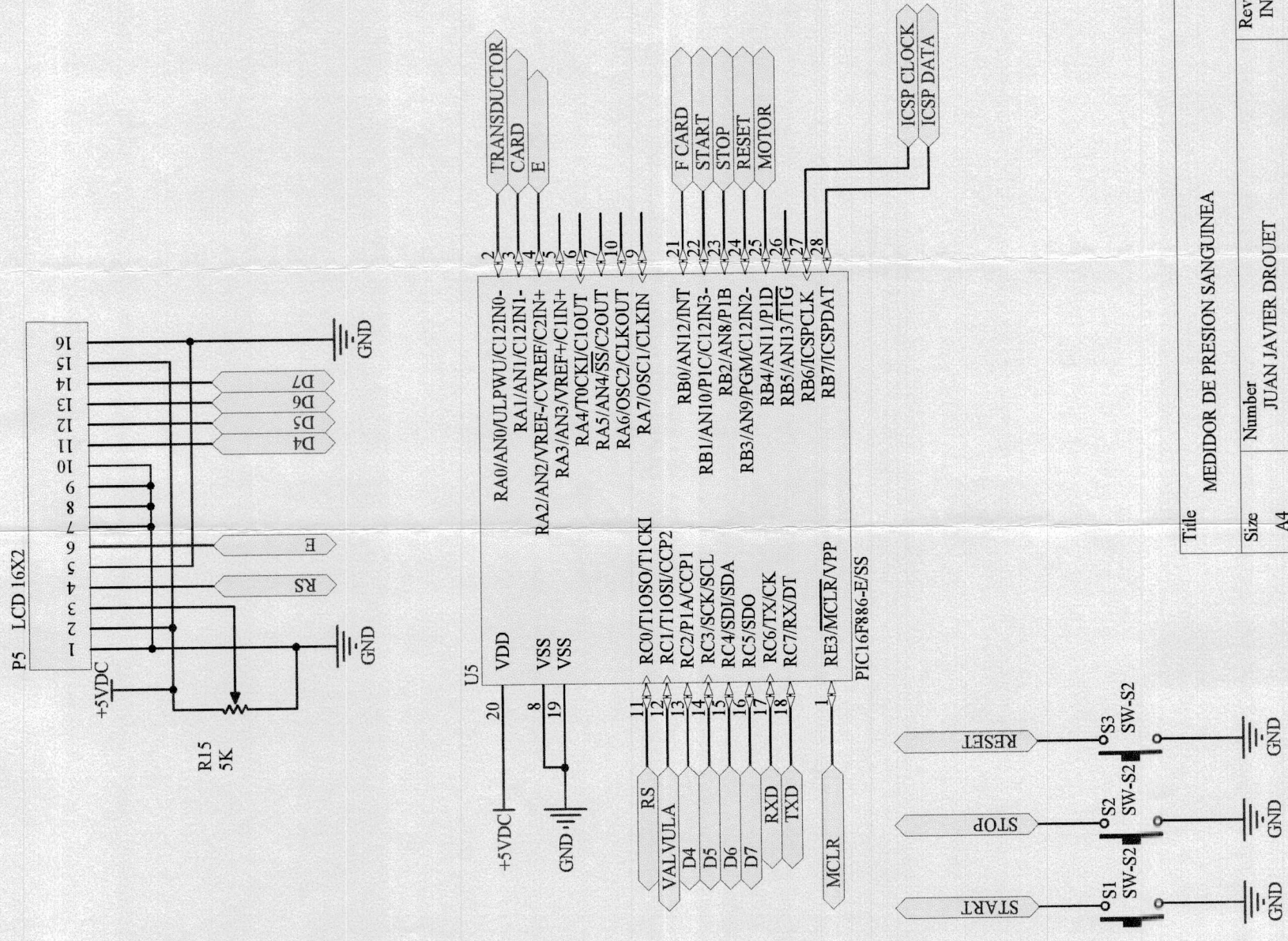
[4] PIC16F886 <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/pt78nr105.pdf>, fecha de consulta agosto 2011

[5] How to measure the blood pressure <http://www.drbloodpressure.com/05-mesurer8.shtml>, fecha de consulta agosto 2011

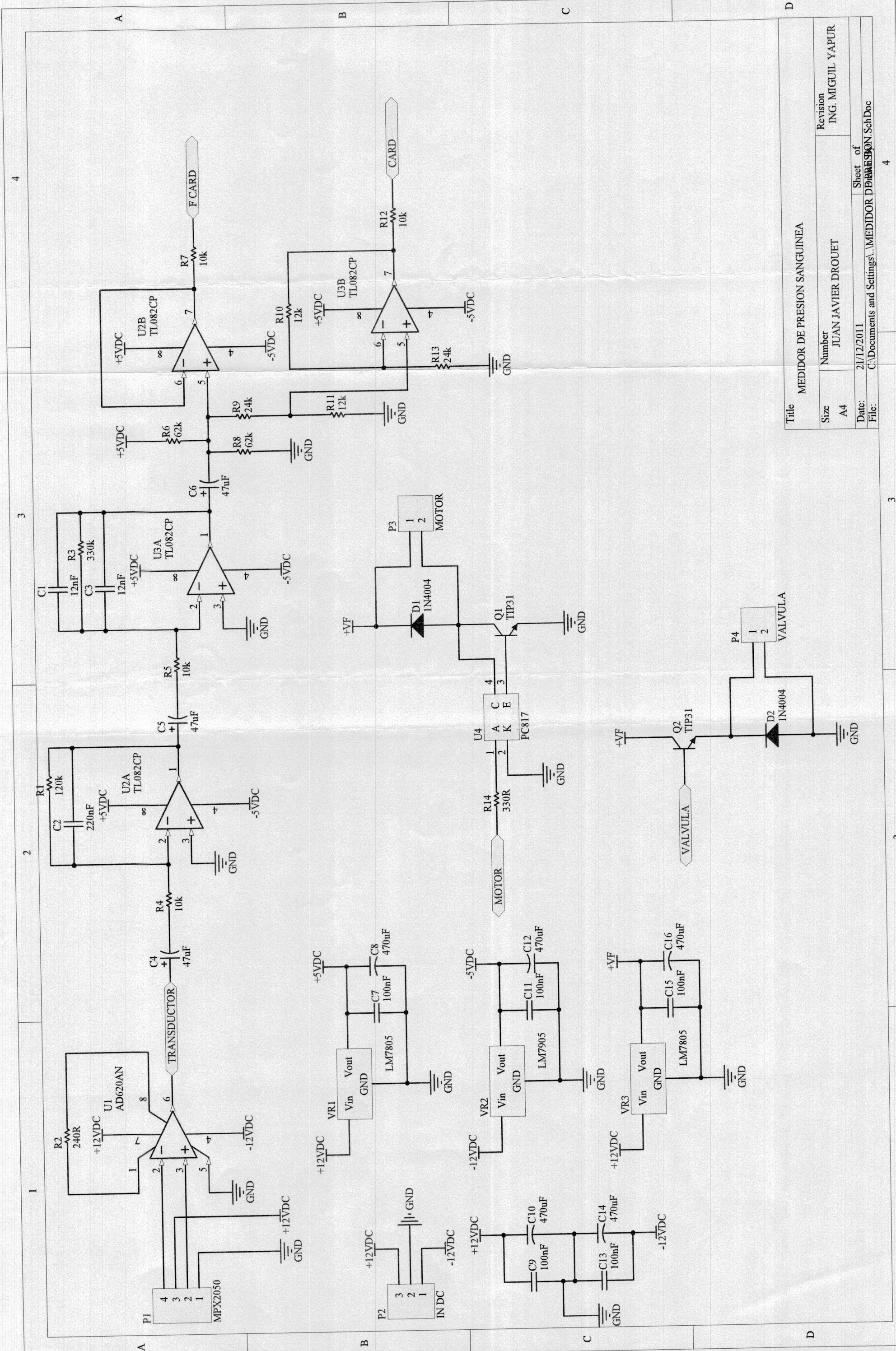




6.2. Esquemático del motor y control de válvula.



Title		MEDIDOR DE PRESSION SANGUINEA	
Size	Number	Revision	ING. MIGUIL YAPUR
A4	JUAN JAVIER DROUET		
Date:	21/12/2011	Sheet of	4
File:	C:\Documents and Settings\...MEDIDOR DE PRESSION USB.SchDoc		



Title		MEDIDOR DE PRESSION SANGUINEA	
Size	Number	JUAN JAVIER DROUET	Revision
A4			ING. MIGUIL YAPUR
Date:	21/12/2011	Sheet of	4
File:	C:\Documents and Settings\...MEDIDOR DE PRESSION.SchDoc		

4

3

2

1

3

2

1