

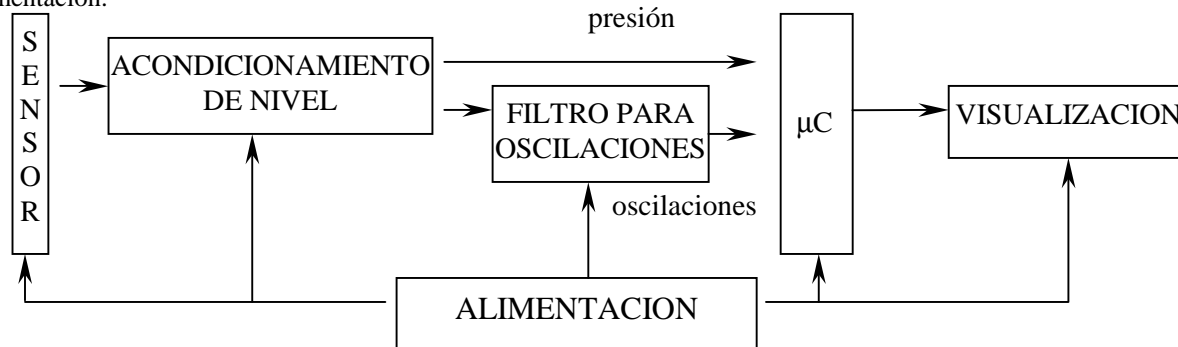
TENSIÓMETRO DIGITAL PORTÁTIL

✚ **Introducción:** En éste pequeño informe, describiremos brevemente un medidor de presión sanguínea digital, que posee un sensor de presión integrado, circuito de acondicionamiento de señal analógica, un microcontrolador y un grupo de visualizadores. Este diseño, lee la presión de la manga y extrae los pulsos para el análisis y determinación de la presión sistólica, diastólica y las pulsaciones por minuto. El sensor utilizado, de 50 Kpa (Motorola™ MPX2050DP) rinde un rango de presión de 0 375 mm. Hg

✚ **Conceptos básicos médicos:** Se define como presión sanguínea, a la presión ejercida por el volumen circulante de la sangre sobre las paredes de las arterias, venas y cámaras cardíacas. La presión sanguínea global se mantiene mediante la compleja interacción de los mecanismos homeostáticos orgánicos, moderados por el volumen de la sangre, la luz de las arterias y arteriolas y la fuerza de contracción cardíaca. Usualmente, las lecturas de presión sanguínea se dan en dos números, 110 sobre 70 (escrito como 110/70); El primer número se denomina lectura de **presión sanguínea sistólica (PS)** y representa la presión máxima ejercida cuando el corazón se contrae. El segundo número (el más bajo) se llama lectura de **presión sanguínea diastólica (PD)** y representa la presión en las arterias cuando el corazón se encuentra en reposo.

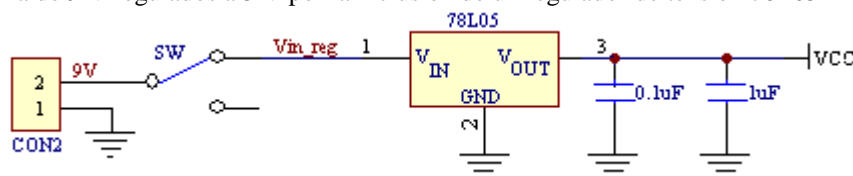
El método que se emplea en este modelo, es el método oscilométrico, el cual es empleado por la mayoría de los dispositivos automatizado no invasivos. Un miembro y su vasculatura están comprimidos en un brazo por una manga de condensación inflable. El principio de la medida simplificado del método oscilométrico es una medida de la amplitud de cambio de presión en la manga, como la manga es inflada sobre la presión sistólica, la amplitud se hace más grande de repente con los descansos del pulso a través de la oclusión. Esto es muy cerca de la presión sistólica. Cuando la presión de la manga se reduce, el aumento de la pulsación en amplitud alcanza un máximo y entonces disminuye rápidamente. El índice de presión diastólica se toma donde esta transición empieza. Por consiguiente, la presión de la sangre sistólica (PS) y la presión de sangre diastólica (PD) se obtienen identificando la región donde hay entonces respectivamente un aumento rápido y una disminución en la amplitud de los pulsos. La presión arterial media (PAM) se localiza en el punto de oscilación máxima.

✚ **Diagrama en bloques:** El sensor, se encarga de convertirnos la presión en niveles de tensión diferencial que son introducidos a un acondicionador, del cual salen dos señales; una, previo paso por un filtro pasa bajo, va directo al canal de conversión del microcontrolador y la otra será filtrada para obtener las oscilaciones que serán analizadas por el microcontrolador luego de ser convertidas digitalmente. El microcontrolador analizara y calculara las presiones y las pulsaciones por minuto (ppm) para luego visualizarlas. Todos los bloques, son alimentados por la misma fuente de alimentación.



✚ **Procesamiento analógico:**

Bloque de alimentación: La tensión necesaria para el funcionamiento de este dispositivo es de 5 V ya que el microcontrolador y la referencia del conversor analógico digital funcionan bajo estos parámetros. Entonces se alimentan los circuitos con una batería de 9 V regulados a 5 V por la inclusión de un regulador de tensión 78L05

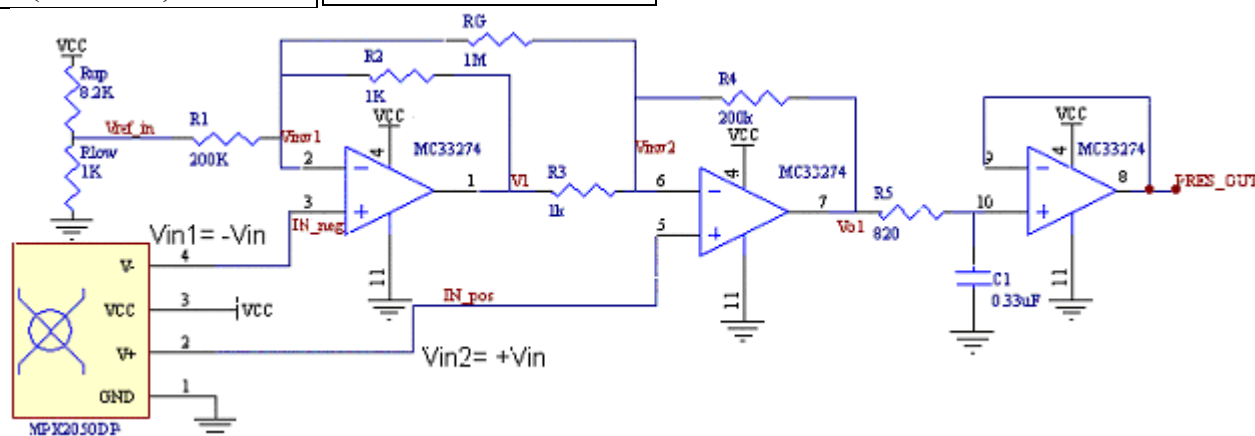


Bloque del sensor: El dispositivo utilizado es de la serie de sensores de presión piezoresistivos de Motorola que proporcionan un rendimiento de voltaje muy exacto y lineal, directamente proporcional a la presión aplicada. El sensor es un diafragma monolítico simple de silicón con la medida de tirantez y una película fina resistiva integrada en el chip. La pastilla es arreglada por láser para el empalme preciso, la calibración del desplazamiento y compensación de temperatura. El voltaje diferencial de salida del sensor es directamente proporcional a la diferencia de presión aplicada. El voltaje de la salida diferencial o del sensor mismo, aumenta con el aumento de la presión aplicada en P_1 en relación al conector P_2 que está vacío; similarmente, si se aplica vacío en el conector P_2 con respecto a P_1 , la tensión de salida aumentará. En nuestro caso, se deja al conector P_2 a la presión atmosférica y trabajamos con P_1 .



Bloque acondicionador: Esta etapa consta de un amplificador de instrumentación, con una configuración de dos operacionales que provee entrada diferencial de alta impedancia, alta ganancia (200), un nivel de referencia continuo (para señal de entrada cero) y una salida referida a masa. El rechazo de modo común depende de la igualdad de los pares $R_2 - R_3$ y $R_1 - R_4$. La entrada de tensión de referencia pasa por las dos etapas sin sufrir ninguna modificación a la salida respecto a la original. La entrada diferencial, alimentada por la salida diferencial del sensor, contiene un nivel de señal de modo común igual a $\frac{1}{2}$ de la tensión de alimentación (5V) que posibilita el correcto funcionamiento de esta etapa a pesar de que se elimina en la salida. La tensión de salida se obtiene mediante la expresión:

$$V_o = \left(\frac{R_4}{R_3} + \frac{2R_4}{R_G} + 1 \right) (V_{\text{SENSOR}}) + V_{\text{REF}} \quad R_{UP} = \left(\frac{5V \times 1K\Omega}{0,5V} \right) - 1K\Omega \cong 8,2K\Omega \quad R_4 = (200-1) \times R_3 \cong 200K\Omega \quad \Delta V = \frac{(4,5V - 0,5V)}{20mV} = 200$$



Bloque de oscilaciones: El sensor nos proporciona dos señales, la señal de oscilación ($\cong 1$ Hz) montada en la señal de la manga CP (< 0.04 Hz). Un filtro de dos polos (uno doble) pasa alto se diseña para bloquear la señal de presión de la manga antes de la amplificación de la señal de la oscilación. Si la señal de la manga no se atenúa apropiadamente, el básico de la oscilación no será constante y la amplitud de cada oscilación no tendrá la misma referencia para la comparación. El filtro consiste en dos redes RC conectadas que determinan dos cortes de frecuencias; estos dos polos se escogen cuidadosamente para asegurar que el signo de la oscilación no se tuerza o se pierda. Los dos cortes de frecuencias pueden ser aproximados a:

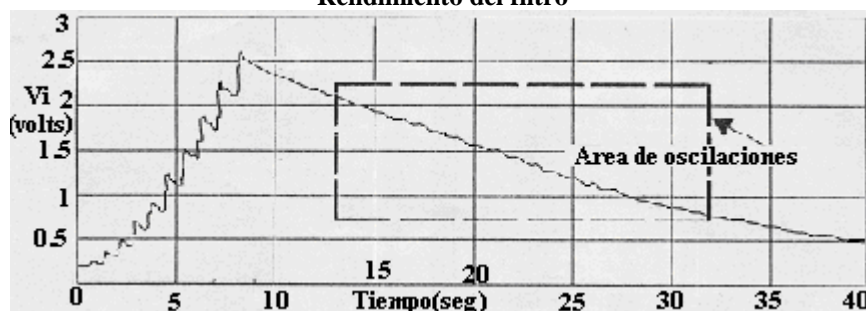
$$F_{p1} = \frac{1}{2\pi R_9 C_4} \quad (\text{polodoble}) \quad F_{p2} = \frac{1}{2\pi R_6 C_2}$$

El factor de amplificación del amplificador es elegido para ser 170 veces para que la señal de la oscilación amplificada esté dentro del límite del rendimiento del amplificador (0,5 V a 4,5 V). Un nivel de continua se introduce en la etapa para obtener a la salida las oscilaciones amplificadas montadas sobre una tensión positiva fija, de manera de obtener una excursión de la señal dentro del rango de entrada del convertidor A/D (0 a 5V).

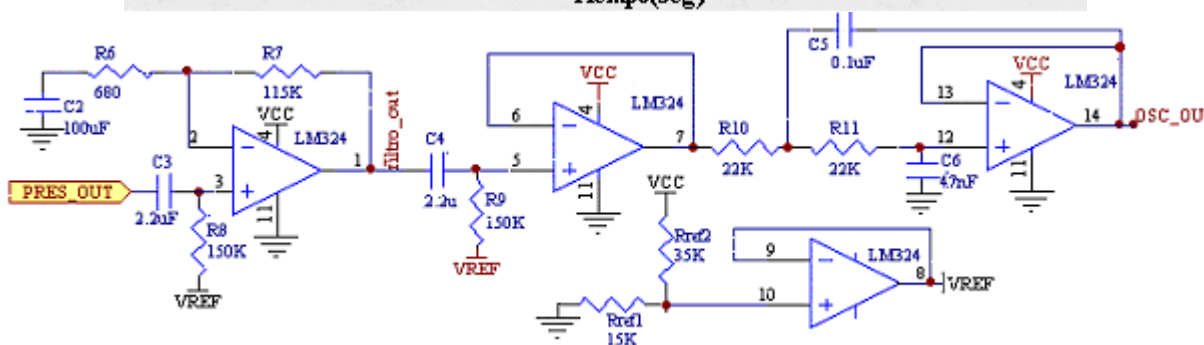
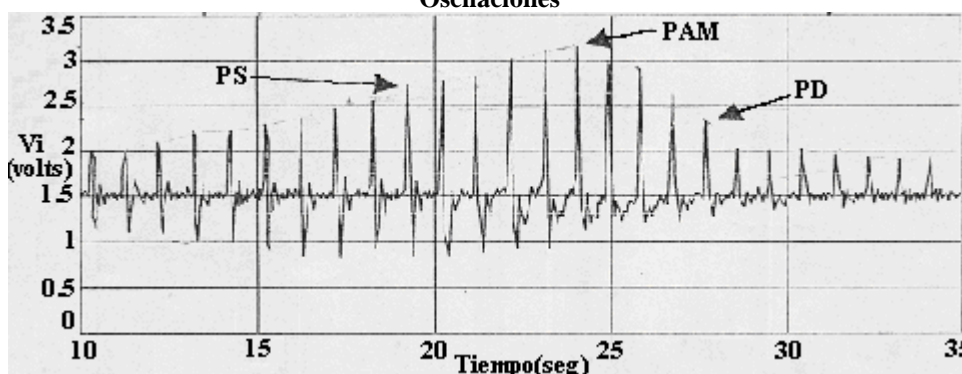
Se agrega a la etapa un filtro pasa bajo elegido para atenuar 40 dB / década a frecuencia de corte de 100 Hz, de manera de limitar la banda. V_{REF} se predeterminó en 1,5V para permitir una excursión de 2 V de los picos positivos de las oscilaciones; para esto se usó un divisor resistivo a través de un seguidor de tensión cuya salida es introducida en los puntos donde se requiere que se calcula:

$$V_{REF} = \frac{V_{CC}}{R_{REF1} + R_{REF2}} \times R_{REF1} \rightarrow \text{con } R_{REF2} = 35K\Omega \rightarrow R_{REF1} = \frac{R_{REF2}}{\left(\frac{V_{CC}}{V_{REF}} - 1\right)} = \frac{35K\Omega}{\left(\frac{5V}{1,5V} - 1\right)} = 15K\Omega$$

Rendimiento del filtro



Oscilaciones



Procesamiento digital:

Bloque microcontrolador: Se detectaran los valores de presión máxima, mínima y las ppm, mostrándose en pantalla los resultados a través de un visualizador de tres dígitos y leds indicadores del estado de la medición y del resultado mostrado en ese momento. Durante el proceso de medición, se mostrara en todo momento la presión (en mm Hg.) proveniente de la manga. Para este análisis se usará un microcontrolador del la línea PIC 16F873. En los que respecta a las oscilaciones, su valores picos serán almacenados en memoria RAM durante el proceso de medición en par con los valores de presión correspondientes a la señal de presión. El tiempo durante el cual se analizan las oscilaciones, durante el proceso de medición, es aproximadamente de 30 segundos que con un pulso promedio de 90 pulsaciones por minuto, nos arrojan 45 oscilaciones cuyos picos serán almacenados en 45 bytes de memoria RAM mas 45 de sus respectivas presiones. Tomando un valor de 40 bytes para variables de uso general, tenemos en necesidad 130 bytes aproximadamente. La señal de presión cuyo rango de tensión es de 0,5V a 0 mm Hg., hasta 4,5V a 375 mm Hg. proveniente de un sensor, MPX2050DP de Motorola™ es acondicionada para la entrada a un canal del conversor A/D. Las oscilaciones llegan al segundo canal A/D montadas sobre un nivel de continua de 1,5V. La frecuencia de reloj utilizada para el PIC es de 4 Mhz (adecuada para los tiempos de conversión requeridos).

Tres displays de 7 segmentos se usan para visualizar los resultados que son multiplexados por tres transistores, y un puerto de 8 bits (puerto b) de donde se sacan los códigos de siete segmentos. Tres leds se usan para indicar los resultados que se muestran en ese momento, uno para indicar la presencia de pulso (parpadeo simultaneo con los latidos) y dos mas para indicar el estado de la medición

Como función principal el programa se encarga de analizar las oscilaciones, para de esta forma detectar el pulso y los instantes donde se encuentran los valores de presión buscados (diastólica y sistólica), en la señal de presión que ingresa por el otro canal analógico; además se encarga de multiplexar los displays y calcular la presión en mm Hg. a partir de los valores digitales de presión proveniente del conversor A/D.

Señal ampliada a analizar

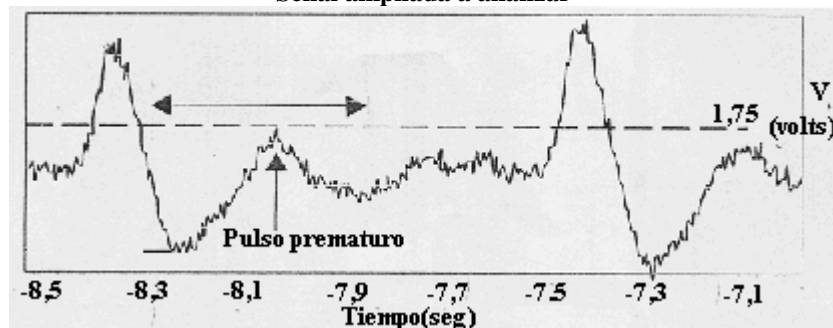
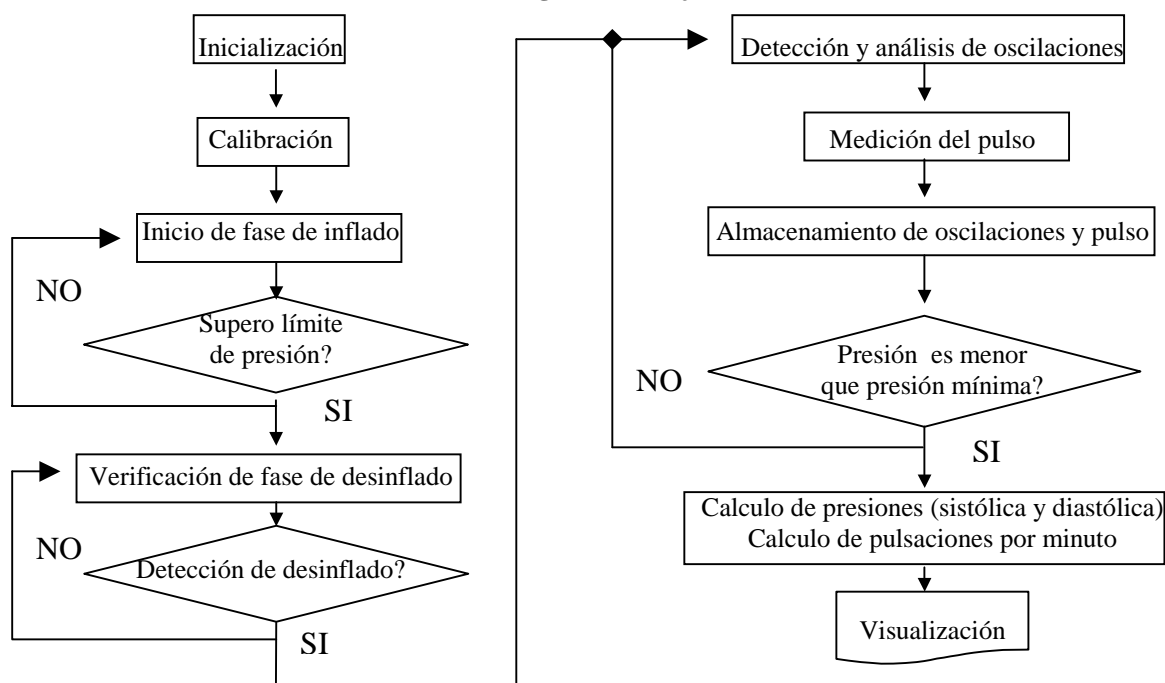


Diagrama de flujo



- **Bloque de inicialización:** Este bloque se encarga de inicializar las variables globales y la configuración general del microcontrolador (puerto, conversor, Timer, interrupciones).
- **Bloque de calibración:** Establece el código digital correspondiente a 0 mm Hg.
- **Inicio de fase de inflado:** En esta fase se lee el canal de presión y se espera que supere 200 mm Hg.
- **Fase de desinflado:** Una vez superado 200 mm Hg. Este bloque detecta un desinflado continuo dando paso a la siguiente fase de detección de oscilaciones
- **Detección y análisis de oscilaciones:** Aquí se realiza el análisis detallado de la señal de oscilación que ingresa por el canal 1 (de oscilaciones). Se lee continuamente cada 20 ms ésta señal hasta que supera un umbral estipulado en 1,75V para de esta forma evitar el pulso prematuro. Una vez superado este nivel, se considera como oscilación la siguiente sección de la señal y se analiza:
 - Se obtienen muestras cada 20 ms producto de la recolección de 8 muestras cada 2,5 ms y se calcula el promedio de dichos valores para eliminar algún posible ruido dentro de la banda pasante.
 - Cada una de estas muestras es comparada con la anterior, a fin de detectar un máximo de la señal cuyo valor es almacenado en la siguiente posición de un buffer de memoria destinado a acumular los valores pico de las oscilaciones uno detrás de otro según el orden de aparición
 - En conjunto con el valor pico (en el instante de su detección), se lee el canal de presión, guardándose en un buffer de memoria paralelo las presiones correspondientes a dichos máximos.

- Finalizada la detección de un máximo, se esperan 300 ms (pulsación cardiaca máxima 200 ppm) a fin de volver a realizar de nuevo el ciclo de detección.
- En paralelo, en esta fase, se habilita la medición del tiempo entre dos pulsos para un posterior calculo de las (ppm). Si bien las ppm se calculan entre dos pulsos, un indicador mostrara la presencia de pulso parpadeando con cada oscilación encontrada. Además se verifica periódicamente la presión a fin de que si se baja de 40 mm Hg. se finaliza la fase de detección para pasar a la fase de cálculo y muestra de resultado.
- **Fase de cálculo:** Esta fase comprende la detección de los valores de presión de interés con los datos ya almacenados y el calculo de las ppm con su período ya medido.
- Calculo de las ppm: se utiliza para medir el tiempo entre dos pulsos, el Timer1 configurado con divisor por 16, en modo Timer, con una variable de overflow. Para el calculo se emplea la siguiente fórmula:

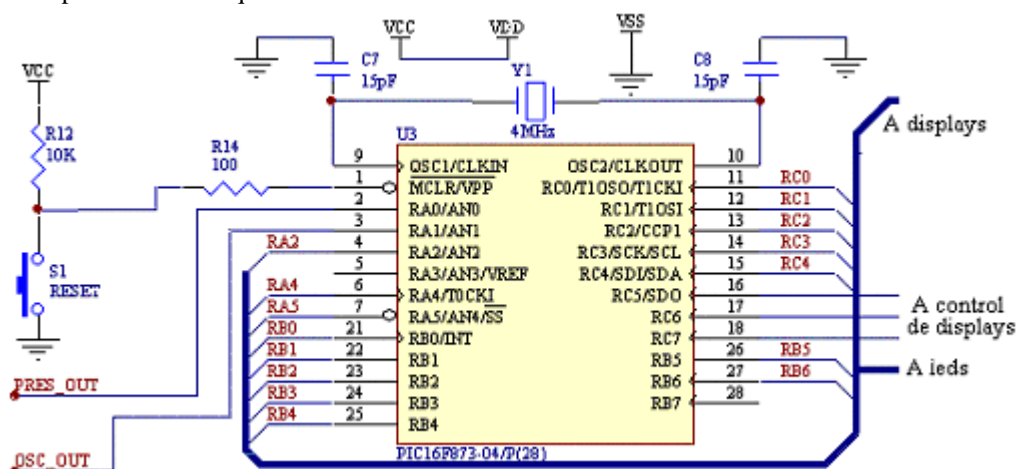
$$ppm = \frac{60}{periododepulsacion[s]} = \frac{60}{TMR1 \times 8\mu s} = \frac{60}{TMR1 \times 8 \times 10^{-6}} = \frac{7500000}{TMR1} = \frac{29296}{256}$$

- Calculo de SP y DP: Aquí se analizan los máximos almacenados que mediante un algoritmo adecuado identifica la máxima variación ascendente de las amplitudes de los picos para la presión sistólica y la máxima variación descendente para la presión diastólica. Los valores de presión buscados se encuentran en la dirección correspondiente al máximo determinado.
- **Fase de visualización:** En esta etapa se realiza primero la conversión de presión digital (resultado del conversor) a presión en mm Hg. en código 7 segmentos. La operación que se realiza para obtener la presión en mm Hg. binario (16 bits) es la siguiente:

$$P = (1,831 \times Dcode) - 46,875 = \frac{(234 \times Dcode) - 6000}{128}$$

P = presión en mm Hg. Binario de 16 bits
Dcode = presión digital del A/D en 8 bits

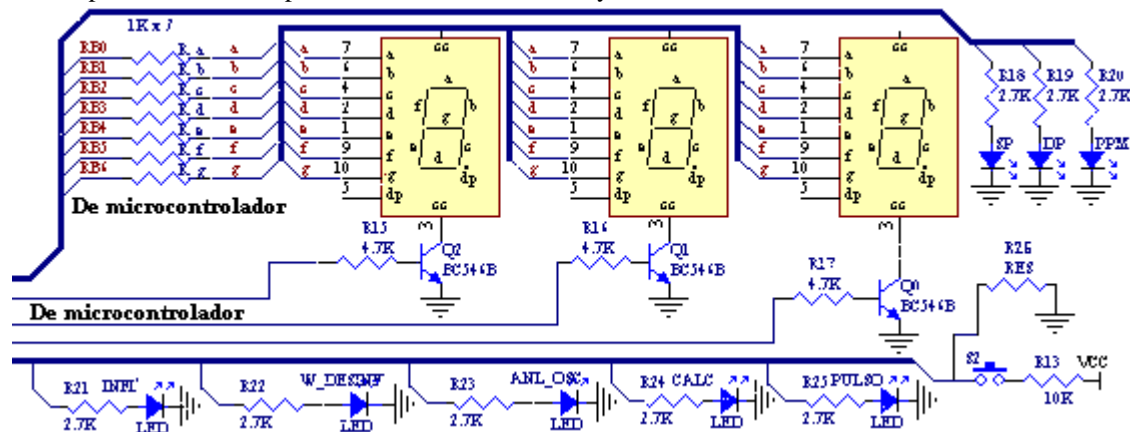
Una vez calculado, los resultados se muestran en intervalos de 2 segundos encendiéndose un indicador para cada valor que se muestra.



Bloque de visualizacion: Aquí hay tres grupos de indicadores; 1-los displays que nos mostraran alternadamente la presión sistólica, diastólica y el ritmo cardíaco, en intervalos de 2 segundos, 2-El grupo de leds que se ubican al lado de los displays que actúan conjuntamente con ellos indicándonos que variable se esta mostrando (PS, PD, PPM) y 3-Los leds que se encuentran por debajo, nos indican distintos estados en el proceso de medición tales como cuando comenzar a inflar, cuando desinflar, en que instante analiza, cuando calcula y el ultimo que nos indica la visualización de los latidos cardiacos.

✚ **Ejemplo de operación:** Una vez encendido el aparato, automáticamente busca la calibración del cero, si encuentra valores por encima de 0,8V indicara que debe desinflarse, sino mientras mostrara CAL en los displays y tomara durante unos 2 segundos medidas para calibrar el cero; en ese instante si iluminara el indicador de inflar. La presión se ira mostrando a medida que se infla y el indicador se apagara cuando supere 200 mm Hg. o cuando detecte una disminucion constante de la presión, entonces se encenderá el indicador de desinflado. Una vez pasado por esto comenzara el análisis que no es mas que una comparación entre muestras que se van tomando para calcular el valor de los picos de la señal y guardándolos junto con sus respectivas presiones.

A su vez también se miden los tiempos entre pico y pico y se los guarda para posterior análisis; en el inicio del proceso de análisis se podrá observar el indicador de latidos cardíacos parpadeando. Cuando el microcontrolador encuentre que la presión es menor que una mínima establecida, suspenderá la fase de análisis para pasar a la fase de calculo. En esta fase, se ilumina el indicador de calculo y los displays muestran RES. Esta etapa dura aproximadamente 2 segundos. Por último se visualiza en los displays indicando un valor de presión junto con el led que nos indica que presión muestra (PS o PD) alternándose entre ellas y las pulsaciones por minuto que es indicada con su led. Para reiniciar el proceso, se debe oprimir el botón de reset en cuyo caso volvemos a la fase de inflado.



📍 Vínculos:

- Software del PIC → [programa para pic.asm](#)
- Variables del software → [definicon de variables.inc](#)

📍 **Conclusiones:** Como conclusión, pudimos cumplir los objetivos planteados en el anteproyecto que es la de capturar señales del cuerpo humano, procesarlas y mostrarlas.

Como concepto obtenido podemos destacar el hecho de que hay que tener mucho cuidado cuando se trabaja con alta ganancia, especialmente en las longitudes de los cables y el montaje en protoboard y también tener especial atención en las señales con que se trabajan para poder diseñar un buen amplificador de instrumentación y colocar los filtros adecuados para limitar las bandas de frecuencias en las que sirven para la aplicación.

El aparato construido, cumple con nuestros requisitos planteados que era la de automatizar a la persona que mide la presión de manera de facilitarle el proceso. A nuestro parecer el dispositivo facilita el proceso de la medición.