

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

ESCUELA DE INGENIERÍA

MONITOR PORTÁTIL DE SIGNOS VITALES CON UN PDA

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERA
EN ELECTRÓNICA Y CONTROL**

RITA BEATRIZ RODRÍGUEZ SALAZAR

DIRECTOR: ALBERTO SANCHEZ PhD.

Quito, marzo 2006

DECLARACIÓN

Yo Rita Beatriz Rodríguez Salazar, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación personal; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

Rita Beatriz Rodríguez Salazar

CERTIFICACIÓN

Certifico que el siguiente trabajo fue desarrollado por la señorita Rita Beatriz Rodríguez Salazar, bajo mi supervisión.

Ing. Alberto Sánchez Phd.
DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Creador del cielo y de la tierra, de todo lo visible y lo invisible, que día a día nos colma de bendiciones y sin El cual nada podemos.

A mis padres Edwin Rodríguez y Rita Salazar por todo su amor, comprensión, cariño y dedicación.

Al Ing. Alberto Sánchez Phd. por su colaboración y dirección en este Proyecto de Titulación.

A mis profesores en especial al Ing. Patricio Burbano Prof. por su ayuda y colaboración.

A mis familiares, amigos y compañeros por su cariño y apoyo incondicional.

DEDICATORIA

Con cariño a mis padres: Edwin y Rita a mis hermanos: Edwin y Pedro y a mis abuelitos: Bolívar, Beatriz, Rubén y Martha.

CONTENIDO

RESUMEN.....	<i>i</i>
CONTENIDO.....	<i>ii</i>
CAPÍTULO 1	
INTRODUCCIÓN	
1.1 DESCRIPCIÓN DEL MONITOR PORTATIL DE SIGNOS VITALES	1
1.2 SIGNOS VITALES.....	3
1.3 TEMPERATURA CORPORAL	3
1.4 EL SISTEMA CIRULATORIO.....	7
1.5 PRESIÓN ARTERIAL.....	16
1.6 FRECUENCIA CARDIACA.....	22
CAPÍTULO 2	
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MONITOR PORTATIL DE SIGNOS VITALES CON UN PDA	
2.1 ARQUITECTURA.....	24
2.2 DETERMINACION DE LA TEMPERATURA	26
2.3 DETERMINACIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA	38
2.4 DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL	41
CAPÍTULO 3	
PRUEBAS Y RESULTADOS	
3.1 SEÑALES OBTENIDAS PARA LA DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL	54
3.2 RESULTADOS OBTENIDOS AL MEDIR LA FRECUENCIA CARDIACA.....	66
3.3 RESULTADOS OBTENIDOS AL MEDIR LA TEMPERATURA CORPORAL. ...	68
CAPÍTULO 4	
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	70
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
ANEXO A PROGRAMA IMPLEMENTADO EN EL MICROCONTROLADOR	75
ANEXO B DIAGRAMA ESQUEMÁTICO	82
ANEXO C CIRCUITO IMPRESO	84
ANEXO D MANUAL DE USUARIO	
ANEXO E HOJAS DE DATOS	88

RESUMEN

En el presente proyecto de titulación "Monitor Portátil de Signos Vitales" se describe el diseño y construcción de un equipo portátil para la medición de signos vitales.

Los signos vitales que se contempla son la temperatura corporal, la presión arterial y la frecuencia cardíaca. Para la medición de estos signos vitales se utilizan los sensores respectivos y se realiza el acondicionamiento de señal. Estas señales son procesadas en un PDA en el que se visualiza los valores obtenidos en la medición y se registra estos datos si el usuario lo requiere.

PRESENTACIÓN

En los últimos años se ha visto la necesidad de medir y registrar los signos vitales con el objetivo de controlar algunas enfermedades. El monitor portátil de signos vitales facilita el proceso de medición y lleva un registro organizado de los valores medidos.

Este proyecto de titulación contempla el diseño y construcción de un equipo portátil de medición de signos vitales está organizado en cuatro capítulos.

El primer capítulo, INTRODUCCIÓN, comprende una visión general del monitor portátil de signos vitales, la descripción de los signos vitales y los procesos fisiológicos que intervienen en los mismos así como los métodos utilizados para la determinación de los signos vitales. De esta manera se intenta tener un conocimiento global de las variables que se van a medir.

En el segundo capítulo, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MONITOR PORTÁTIL DE SIGNOS VITALES, se enfoca la arquitectura del dispositivo, la elección de los métodos utilizados y la manera de procesar las señales obtenidas para cada uno de los signos vitales.

En el tercer capítulo, PRUEBAS Y RESULTADOS, se analiza el método utilizado para la determinación de la presión arterial y los resultados obtenidos en cada uno de los pasos que se sigue. En este capítulo se hace una comparación de los valores obtenidos al utilizar el monitor portátil de signos vitales con los valores registrados al usar los métodos convencionales.

Finalmente en el cuarto capítulo, CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES, se presentan las conclusiones obtenidas al realizar el proyecto de titulación.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

En este proyecto de titulación se describe el diseño y la construcción de un equipo portátil para la medición de tres signos vitales: la presión arterial, la frecuencia cardiaca y la temperatura corporal, en el que se utiliza un PDA para la visualización de los valores medidos y para llevar un registro de los mismos.

1.1 DESCRIPCIÓN DEL MONITOR PORTATIL DE SIGNOS VITALES

El objetivo de este proyecto es el de implementar un equipo portátil de medición de signos vitales operado a baterías capaz de tomar y almacenar medidas de: presión arterial, temperatura corporal y frecuencia cardiaca.

El monitor portátil de signos vitales con un PDA consta de un software y un hardware que funcionan conjuntamente

El software debe instalarse en el PDA y será el encargado de realizar el procesamiento de los datos obtenidos por medio de sensores de presión y de temperatura. El programa ejecutable, realizado en el entorno gráfico de LabView, permite al usuario medir sus signos vitales o ver el registro de mediciones anteriores en el que se incluye la fecha y la hora en la que se realizaron. Si el monitor portátil de signos vitales es utilizado por varias personas se guarda un registro individual de los valores medidos lo que facilita su utilización.

El hecho de registrar los valores es de mucha utilidad en pacientes con hipertensión arterial que es una enfermedad que se manifiesta con una presión arterial alta y para diagnosticarla y tratarla de una mejor manera se recomienda medir la presión arterial varias veces al día durante algunos días.

En el caso de que los valores de presión arterial, frecuencia cardiaca o temperatura sean más altos que los valores considerados como normales el monitor portátil de signos vitales despliega mensajes de advertencia indicando una posible hipertensión cuando los valores exceden de 140mmHg para la presión arterial sistólica, ó 90mmHg para la diastólica.

Se indicará una taquicardia cuando la frecuencia cardiaca exceda de 100 latidos por minuto y fiebre en el caso que la temperatura sea mayor a 37,7 °C.

El hardware está compuesto por los elementos electrónicos necesarios para obtener y acondicionar las señales de presión arterial, ritmo cardiaco y temperatura corporal. Externamente deberán conectarse el PDA, un brazalete para medir la presión y un termistor para medir la temperatura.

El brazalete se debe ubicar en la muñeca del paciente para medir su presión arterial y su frecuencia cardiaca. El método utilizado para la determinación de la presión arterial es el oscilométrico para lo que el brazalete se debe inflarse hasta llegar a una presión de 200mmHg con lo que se comprime la arteria, esto se logra utilizando una pequeña bomba que introduce el aire en el brazalete y que es controlada a través de un microcontrolador PIC16F88. El siguiente paso es descomprimir poco a poco la arteria dejando escapar el aire por medio de una válvula.

La frecuencia cardiaca se determina partiendo de las oscilaciones presentadas en la presión arterial y utilizando la transformada de Fourier se determina la frecuencia de estas oscilaciones.

El termómetro digital está construido con un termistor que detecta la temperatura corporal ya sea en la boca o la axila del usuario. Los valores de temperatura se indican y registran en el PDA.

A continuación se describe lo que son los signos vitales, los procesos fisiológicos en los que están envueltos y los métodos que se utilizan para su medición.

1.2 SIGNOS VITALES

Se denominan signos vitales a las señales o reacciones fisiológicas medibles y observables que presenta un ser humano con vida y revelan las funciones básicas del organismo [1], los signos vitales son los principales indicadores del estado de salud de la persona [2] y la base para diagnosticar enfermedades.

Los signos vitales son: Respiración, Ritmo Cardíaco, Reflejo Pupilar, Temperatura y Presión Arterial.

Los más importantes que los médicos y profesionales de la salud monitorizan de forma rutinaria son: temperatura, presión arterial y ritmo cardíaco.

1.3 TEMPERATURA CORPORAL

1.3.1 DEFINICIÓN

La temperatura corporal es una condición vital necesaria para mantener la intensidad de los procesos biológicos y es la resultante de un balance entre la producción de calor y su pérdida. El órgano encargado de la regulación de la temperatura es el hipotálamo y se encuentra ubicado en el cerebro. [3]

La producción de calor en el organismo depende de la intensidad o velocidad del metabolismo, este a su vez depende de la actividad muscular, el tono muscular y la acción dinámica específica de los alimentos.

La producción de calor aumenta notablemente por la presencia de algunas enfermedades infecciosas, aquí radica la importancia de conocer el valor de la temperatura corporal. La fiebre definida como una elevación de la temperatura corporal superior a los 37.7°C (medida en la boca), es una respuesta de protección ante una infección. Esta elevación de la temperatura estimula los mecanismos de defensa del organismo. La temperatura de una persona puede estar elevada también por una inflamación, un cáncer o una reacción alérgica, aunque las causas más comunes de fiebre son la gripe y la neumonía [4].

La cantidad de calor perdida en el hombre depende de la superficie del cuerpo, la relación entre su temperatura y la de los objetos que lo rodean y la humedad del ambiente. Los principales mecanismos físicos de eliminación de calor son la irradiación, evaporación y conducción [3] en la figura 1.1 se observa un cuadro sinóptico de las causas de incremento en la producción y la pérdida de calor.

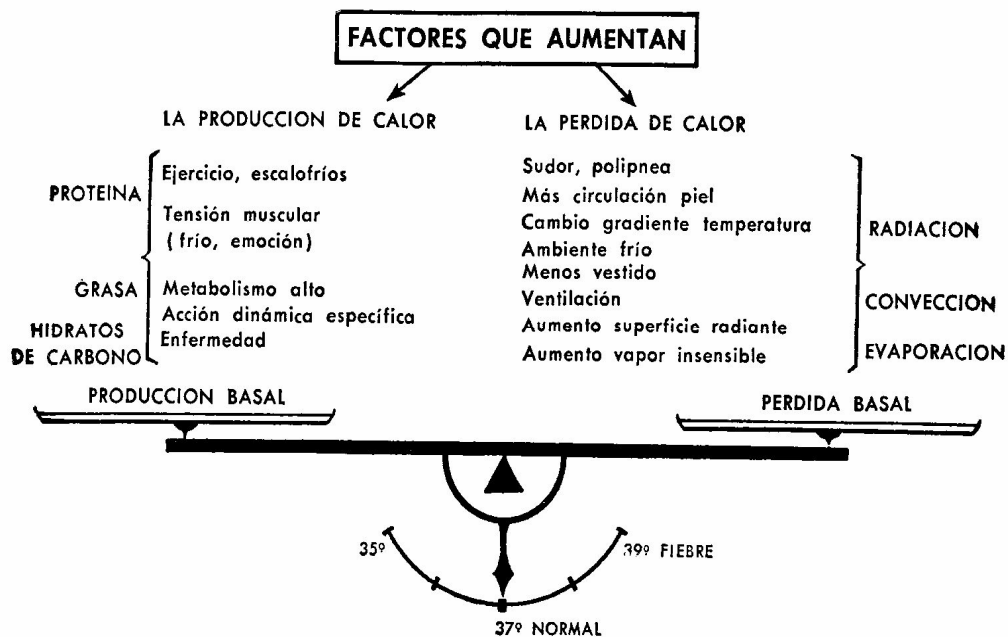


Figura 1.1 Factores de la termorregulación [3]

Normalmente la temperatura sube y baja todos los días, presentando una variación característica de 1°C, alcanzándose el punto más bajo entre las dos y las seis de la mañana y el más elevado entre las cinco y ocho de la tarde. La curva térmica diaria se relaciona con las variaciones de la actividad muscular y el metabolismo.

El hombre puede soportar descensos térmicos de su temperatura hasta 27-29°C. Los ascensos de temperatura hasta 40°C se observan con frecuencia. Difícilmente la temperatura corporal sube por encima de los 40°C sin embargo algunas personas han soportado temperaturas de 42°C. Casi todos los mamíferos, incluso el hombre, mueren cuando su temperatura corporal alcanza los 44°C.

1.3.2 MÉTODOS PARA DETERMINAR LA TEMPERATURA CORPORAL

La temperatura no es uniforme en todo el cuerpo, y es imposible establecer una temperatura media, por lo que se determinan sitios específicos para la medición de la temperatura, los métodos clásicos para medir la temperatura son: bucal, axilar, inguinal y rectal. En últimos años se han desarrollado otros métodos como son el de medir la temperatura del tímpano y la temperatura arterial.

1.3.2.1 Temperatura rectal

Es considerada la más segura en comparación con la bucal y la axilar, debido a que en su medición no intervienen factores físicos como puede ser el de que el paciente no mantenga la boca completamente cerrada mientras dura el proceso de determinación de la temperatura oral; puede variar diariamente entre 36.3°C y 37.4°C. No es muy usada debido a la incomodidad que presenta, pero debe determinarse siempre que haya dudas sobre un estado febril [3].

1.3.2.2 Temperatura bucal

Para su determinación, se utiliza un termómetro de mercurio, o termómetros digitales. El termómetro se debe ubicar bajo la lengua y el paciente debe mantener la boca cerrada. Varía entre 36.5 y 37.5°C es mas baja que la rectal (0.3 a 0.6°C) y más alta que la axilar (0.2 a 0.4°C). No puede tomarse si la respiración es bucal y la medida se ve afectada por el frío exterior y las bebidas recientes ya sean estas frías o calientes [3].

1.3.2.3 Temperatura axilar

Se determina debajo del brazo utilizando un termómetro de mercurio o digital. Varía entre 36.2° y 36.9°C, es un poco inferior a l a bucal y entre 0.5 y 1°C más baja que la rectal. Puede presentar alteraciones en la medición si el paciente es demasiado delgado.

1.3.2.4 Temperatura del tímpano

Es uno de los métodos más modernos para determinar la temperatura corporal, se basa en la utilización de un sensor infrarrojo cuyo esquema básico de medición se representa en la Figura 1.2. La temperatura del tímpano se considera un indicador exacto de la temperatura corporal interna, ya que el tímpano comparte vasos sanguíneos con el hipotálamo centro regulador de la temperatura corporal.

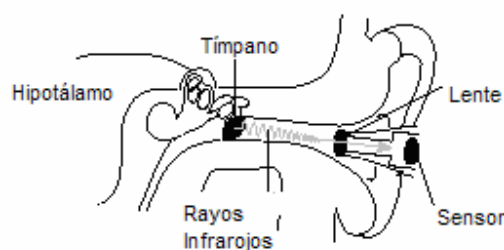


Figura 1.2: Medición de la temperatura del tímpano [5]

1.3.2.5 Temperatura arterial

Este moderno método consiste en medir la temperatura de la arteria temporal, que presenta la ventaja de ser superficial especialmente en la sien donde se encuentra a pocos milímetros de la superficie de la piel. El calor de la arteria temporal es irradiado hacia la superficie de la piel. Para medir esta temperatura se utiliza un sensor infrarrojo que se coloca en la frente del paciente por donde pasa la arteria temporal.

1.4 EL SISTEMA CIRULATORIO

1.4.1 DEFINICIÓN

El aparato circulatorio por medio del flujo sanguíneo distribuye sustancias nutritivas, oxígeno, hormonas, y vitaminas a cada una de las células del organismo y retira las sustancias de desecho producidas por el metabolismo celular.

Desde el punto de vista físico la circulación interviene en el transporte de calor hacia y desde las células.

Los órganos que forman el sistema circulatorio son: el corazón, las venas, las arterias, los capilares, como se puede apreciar en la Figura 1.3.

1.4.1.1 El corazón:

El corazón es un órgano muscular que bombea la sangre de acuerdo a las necesidades de los tejidos. Está conformado por cuatro cavidades; dos aurículas y dos ventrículos, entre las cavidades se encuentran las válvulas auriculoventriculares que son la tricúspide y la mitral cuya finalidad es la de evitar el reflujo de sangre hacia las aurículas durante la contracción de los ventrículos. Otro par de válvulas denominadas sigmoideas que son la aórtica y la pulmonar impiden el reflujo de la

sangre a los ventrículos durante el periodo de la relajación ventricular (diástole ventricular) y se abren completamente en la contracción ventricular.

En la Figura 1.4 que presenta una ilustración del corazón, se puede apreciar la ubicación de sus cavidades, válvulas venas y arterias principales

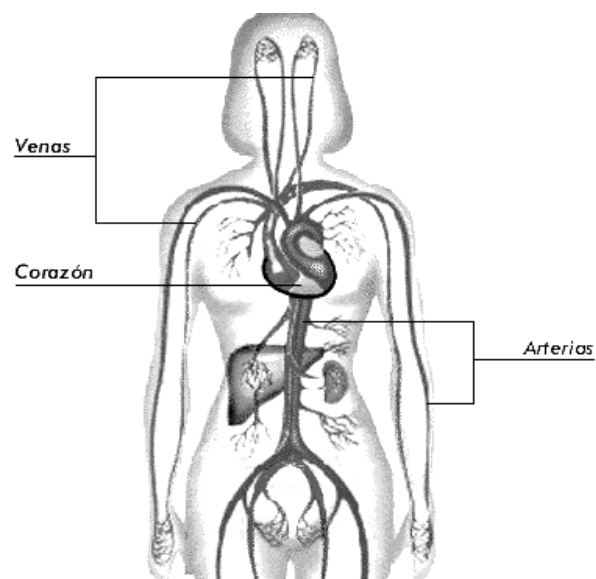


Figura 1.3 Sistema circulatorio [6]

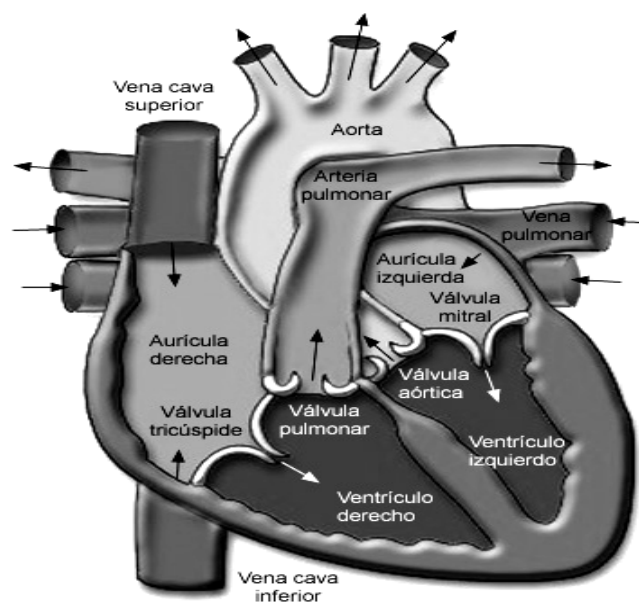


Figura 1.4 Cavidades y válvulas del corazón [6]

La contracción del miocardio (músculo del corazón) que produce el latido cardiaco es controlada por el sistema de conducción cardiaco este está formado principalmente por el nódulo sinodal o sinoauricular también llamado marcapasos, que se encuentra en la pared de la aurícula derecha como se puede apreciar en la Figura 1.5, en la que también se pueden observar el nodo auriculoventricular ubicado entre la aurícula y el ventrículo derechos, el haz de His, y sus ramificaciones. El nodo sinoauricular que se indica en la Figura 1.5 con el número (1) inicia un impulso eléctrico que recorre las aurículas derecha e izquierda (2) produciendo su contracción. Cuando el impulso eléctrico alcanza el nodo auriculoventricular (3) es retardado ligeramente. El impulso viaja hacia el haz de His (4), que se divide en la rama derecha para el ventrículo derecho y en la rama izquierda para el ventrículo izquierdo. A continuación el impulso se extiende por los ventrículos, haciendo que se contraigan [7].

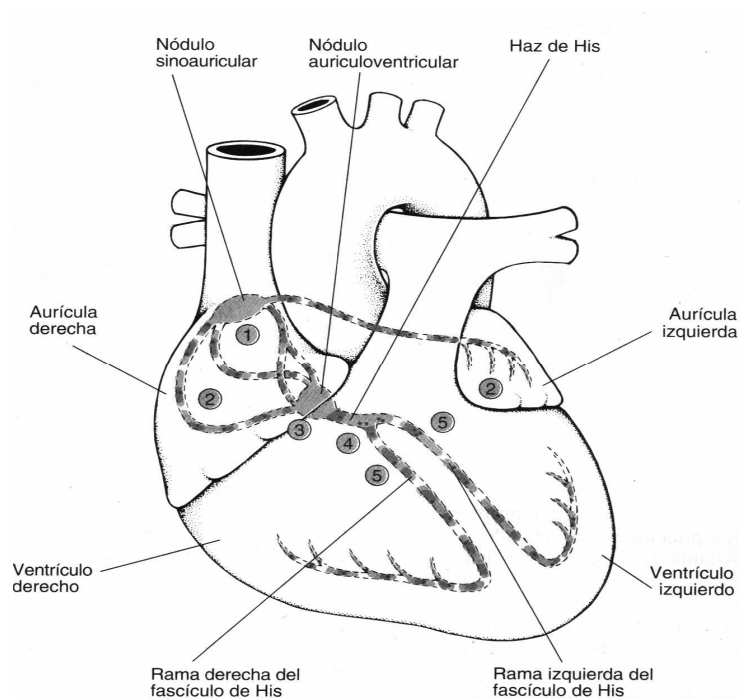


Figura 1.5 Sistema de conducción del corazón [7]

1.4.1.2 Las arterias

Son las encargadas de distribuir la sangre oxigenada desde el corazón a los distintos órganos, el corazón expulsa la sangre hacia la arteria aorta que se ramifica en otras arterias de menor diámetro. La principal característica de las arterias es la de tener una pared gruesa elástica que consta de varias capas, esto se debe a la gran presión que soportan las arterias.

1.4.1.3 Los capilares

Son estructuras de pared delgada revestida solamente de una capa, en los que se realiza el intercambio de nutrientes y oxígeno por sustancias de desecho entre la sangre y los tejidos, no en todo momento fluye sangre en todos los capilares, esto depende de las necesidades metabólicas de los tejidos.

1.4.1.4 Las venas

Son las encargadas de llevar la sangre con anhídrido carbónico hacia la aurícula derecha del corazón. Las paredes de las venas son delgadas y no tan elásticas como las paredes de las arterias, debido a la poca presión que deben soportar.

1.4.2 FISIOLÓGÍA DEL SISTEMA CIRCULATORIO

En la aurícula derecha y el ventrículo derecho la sangre contiene anhídrido carbónico que debe ser oxigenada, en el lado izquierdo del corazón se encuentra la sangre oxigenada que va ser distribuida a todas las células del organismo. La Figura 1.6 muestra un esquema del recorrido que realiza el flujo sanguíneo.

1. La sangre oxigenada en los pulmones retorna al corazón por la vena pulmonar, ingresa en la aurícula izquierda, pasa por la válvula mitral y llena el ventrículo izquierdo.

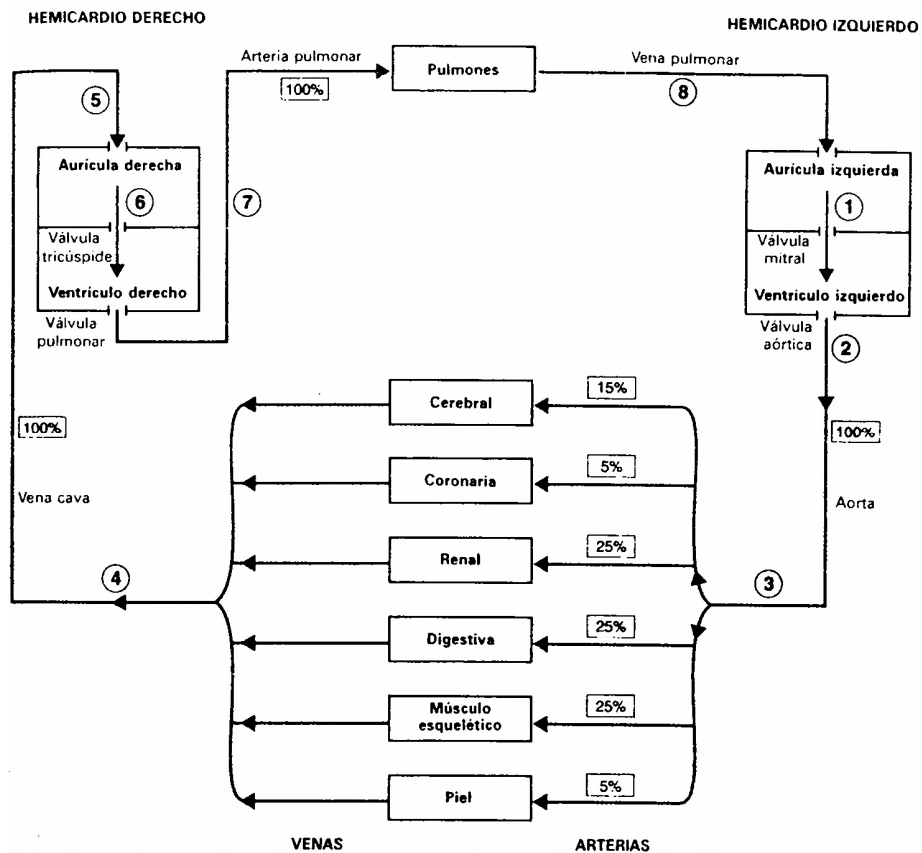


Figura 1.6. Esquema de la circulación sanguínea [8]

2. Desde el ventrículo izquierdo la sangre es expulsada hacia la arteria aorta de donde se distribuye a todo el cuerpo.
3. La aorta; que se ramifica en arterias más pequeñas y finalmente llega a los capilares donde se produce el intercambio con las células, estas reciben los nutrientes y el oxígeno, devuelven sustancias de desecho entre las cuales se encuentra el anhídrido carbónico. El gasto cardiaco (cantidad de sangre expulsada por unidad de tiempo desde el ventrículo izquierdo) se distribuye entre los órganos dependiendo de las necesidades y de la actividad de cada uno de estos, los porcentajes que se encuentran en la Figura 1.6 representan una aproximación del porcentaje de gasto cardiaco que reciben los diferentes órganos.

4. El torrente sanguíneo que ahora contiene anhídrido carbónico se recolecta en las venas que cada vez van incrementando su diámetro y desembocan en la vena cava que lleva la sangre al corazón.
5. La sangre ingresa a la aurícula derecha por la diferencia de presiones entre la vena cava y la aurícula.
6. La sangre de la aurícula derecha pasa a través de la válvula tricúspide hacia el ventrículo derecho.
7. Con la contracción del ventrículo izquierdo la sangre es expulsada a través de las válvulas pulmonares hacia la arteria pulmonar que conduce la sangre hacia los pulmones.
8. En los pulmones flujo sanguíneo es oxigenado y retorna a la aurícula derecha por medio de la vena pulmonar y se inicia un nuevo ciclo [8].

1.4.2.1 Las fases del ciclo cardiaco

El ciclo cardiaco se define como el conjunto de movimientos encadenados entre sí que ocurren en el corazón desde el momento en que se inicia la actividad auricular hasta el momento en que comienza la sístole auricular del latido siguiente [3].

En la Figura 1.7 se pueden ver cada una de las fases identificadas con letras mayúsculas, para cada fase se puede apreciar los cambios de la presión en la aorta en el ventrículo izquierdo y en la aurícula izquierda, se pueden ver también las gráficas de los ruidos cardiacos, el volumen ventricular, el pulso venoso y las señales del electrocardiograma.

1.- Sístole auricular: una vez que el flujo sanguíneo a ingresado a las aurículas, el nodo sinodal envía un pulso al miocardio contrayendo las aurículas, las válvulas auriculoventriculares se abren permitiendo el flujo de sangre hacia los ventrículos por lo que el volumen ventricular aumenta, en este periodo el músculo que rodea las

paredes ventriculares se encuentra distendido hasta llegar a la máxima distensión al llenarse los ventrículos. La presión en las aurículas aumenta y hay un reflujo de sangre hacia las venas, el cuarto ruido cardiaco no se escucha en adultos normales.

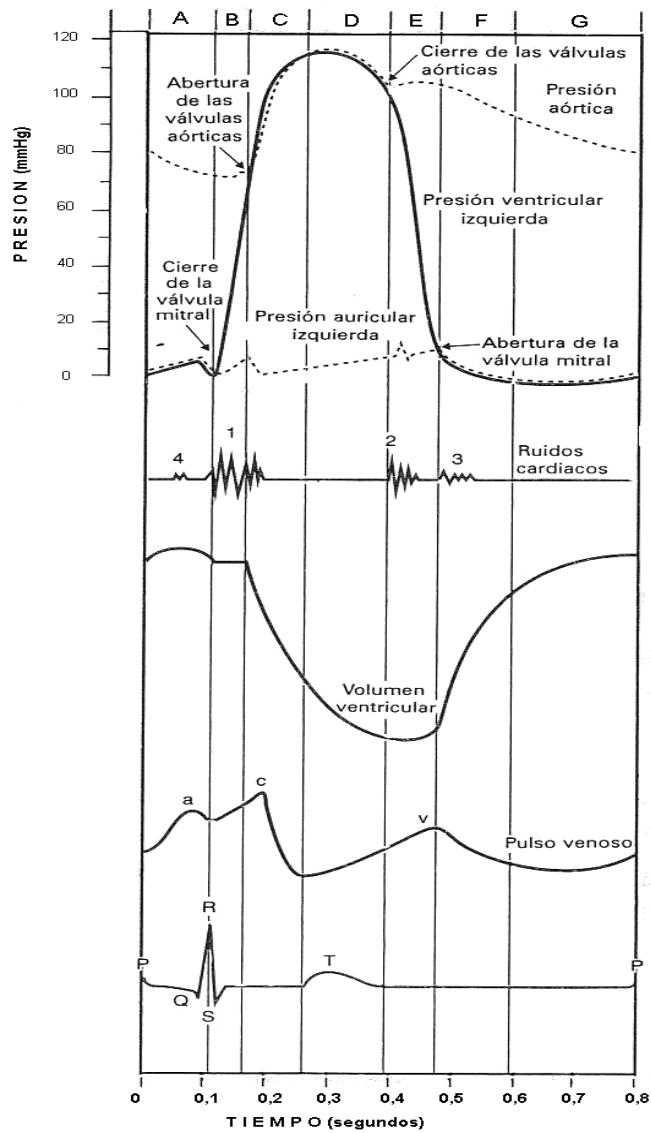


Figura 1.7 Fases del ciclo cardíaco [8]

2.- Contracción ventricular isovolumétrica: se produce por impulsos eléctricos en las fibras de Purkinje provocando la contracción ventricular, esto se observa en el electrocardiograma como la onda QRS, por la contracción ventricular la presión dentro del ventrículo aumenta, cuando esta presión es más grande que la presión auricular las válvulas auriculoventriculares (mitral y tricúspide) se cierran impidiendo el flujo de sangre hacia las aurículas. El cierre de las válvulas produce el primer ruido cardíaco. El volumen de sangre ventricular permanece constante ya que las válvulas sigmoideas no se han abierto todavía.

3.- Expulsión ventricular rápida: El ventrículo continúa contrayéndose hasta que la presión ventricular alcanza su valor más alto; cuando la presión ventricular es ligeramente mayor a la presión arterial se abren las válvulas sigmoideas con lo que la sangre es expulsada, el volumen ventricular empieza a disminuir y la presión en la aorta aumenta como consecuencia del volumen de sangre expulsado por el ventrículo, en esta fase empieza el llenado auricular por lo que la presión auricular aumenta lentamente, en el electrocardiograma se puede observar el segmento ST.

4.- Expulsión ventricular reducida: Los ventrículos empiezan a distenderse lo que se puede ver como el inicio de la onda T del electrocardiograma (ECG), la presión ventricular disminuye, las válvulas sigmoideas permanecen abiertas por lo que el volumen sanguíneo del ventrículo disminuye lentamente.

5.- Relajación ventricular isovolumétrica: Esta fase está marcada por el final de la onda T en el ECG, por la relajación de los ventrículos la presión en los mismos disminuye rápidamente, cuando esta presión es menor a la presión en la aorta se cierra la válvula aórtica, lo que produce el segundo ruido cardíaco, debido a la inspiración la válvula pulmonar se cierra unos instantes después de la aórtica provocando un desdoblamiento del segundo ruido cardíaco. En la Figura 1.7 se puede observar en la curva de la presión aórtica una muesca en el punto donde la válvula aórtica se cierra esto se denomina incisura o indentación dicrótica, Debido a

que en este periodo todas las válvulas se encuentran cerradas el volumen ventricular permanece constante.

6.- Llenado ventricular rápido: Esta fase comienza con la apertura de las válvulas auriculoventriculares en el momento en que la presión ventricular es menor a la presión auricular, el volumen en los ventrículos aumenta pero la presión ventricular se mantiene constante ya que los ventrículos se encuentran distendidos. El flujo rápido de sangre desde las aurículas hacia los ventrículos produce el tercer ruido cardiaco que en los niños se puede escuchar pero no se lo escucha en adultos normales, en esta fase y en el resto del ciclo la presión aórtica disminuye mientras la sangre se desplaza por sus ramificaciones.

7.- Llenado ventricular reducido: Esta es la fase más larga del ciclo cardiaco, los ventrículos continúan distendidos y se termina el llenado ventricular pero de forma más lenta que en la fase anterior. Cuando se incrementa la frecuencia cardiaca, la duración de esta fase disminuye, reduciendo e incluso eliminando la porción final de llenado ventricular [8].

El ciclo cardiaco dura aproximadamente 0.8 segundos cuando el ritmo cardiaco no se encuentra alterado, de este tiempo la primera fase dura 0.1 segundos, la segunda 0.3 segundos, y la tercera 0.4 segundos.

1.5 PRESIÓN ARTERIAL

Es la presión que ejerce la sangre sobre las paredes arteriales, las cuales a su vez modifican su tensión por lo que se denomina también tensión arterial.

1.5.1 PRESIÓN SISTÓLICA, DIASTÓLICA Y MEDIA.

La presión arterial esta directamente relacionada con las fases del ciclo cardiaco principalmente con la sístole y diástole del ventrículo izquierdo que es de donde se bombea la sangre oxigenada hacia todas las células del organismo; en la Figura 1.7 como ya se explicó anteriormente se puede observar las variaciones de la presión en la arteria aorta, debido a estas variaciones se han determinado distintos nombres para cada una de las presiones.

1.5.1.1 Presión sistólica

Es el valor de la máxima presión alcanzada durante el ciclo cardiaco, se produce en la sístole ventricular los factores determinantes para la presión sistólica o máxima son fundamentalmente el volumen sistólico ventricular izquierdo, la velocidad de expulsión y la distensibilidad de las paredes aórticas, el valor normal de la presión sistólica es de 120 mmHg.

1.5.1.2 Presión diastólica

Se denomina así a la presión más baja que se registra durante la diástole ventricular y los factores que la determinan son por la presión alcanzada durante la sístole, la velocidad de flujo a través de las resistencias periféricas y la duración de la diástole, se consideran normales valores alrededor de los 80 mmHg

1.5.1.3 Presión arterial diferencial o presión del pulso

Es la diferencia entre la presión arterial sistólica o máxima y la presión arterial diastólica o mínima.

1.5.1.4 Presión arterial media

Se la puede definir como el valor medio de todas las presiones registradas durante el ciclo cardiaco. El valor de la presión media representa un valor de presión constante que puede garantizar un rendimiento igual al de la presión fluctuante. La presión media se determina integrando el área de la curva de presión pero una aproximación se obtiene sumando a la presión diastólica un tercio de la presión del pulso [7], esta relación se puede ver claramente en la Ecuación 1.1.

$$PM = Mn + \frac{Mx - Mn}{3} \quad (1.1)$$

Donde:

PM = presión arterial media

Mn = presión arterial mínima o diastólica

Mx = Presión arterial máxima o sistólica

En los hospitales y centros médicos se mide la presión arterial sistólica y la diastólica y en base a estos valores se determina si la persona está o no con la presión elevada, la presión arterial varía a lo largo de la vida, los niños y los bebés tienen una presión mucho más baja que los adultos. La actividad física también afecta la presión arterial: aumenta durante el ejercicio y disminuye durante el reposo. La presión arterial varía, además según el momento del día, ya que es más elevada por la mañana y más baja por la noche durante el sueño. Cuando la persona presenta una elevación anormal de la presión dentro de las arterias a lo que se denomina hipertensión aumenta el riesgo de trastornos como una insuficiencia

cardiaca, un infarto de miocardio o lesiones de riñón [7], la hipertensión se clasifica en distintas fases como se puede observar en la Tabla 1.1.

Tabla 1.1 Clasificación de la presión arteria en adultos [7]

Categoría	Presión arterial sistólica	Presión arterial diastólica
Presión arterial normal	Inferior a 130 mmHg	Inferior a 85 mmHg
Presión arterial elevada normal	130 - 139	85 - 89
Hipertensión (leve) fase 1	140 - 159	90 - 99
Hipertensión (moderada) fase 2	160 - 179	100 - 109
Hipertensión (grave) fase 3	180 - 209	110 - 119
Hipertensión (muy grave) fase 4	Igual o superior a 210	Igual o superior a 120

1.5.2 MÉTODOS PARA MEDIR LA PRESIÓN ARTERIAL

Los métodos para medir la presión pueden clasificarse en dos: invasivos y no invasivos. Los métodos invasivos en la actualidad no son muy utilizados ya que provocan malestar en el paciente, pues requieren que una sonda o algún instrumento se introduzca en el organismo. Los métodos no invasivos son mas utilizados por la comodidad que presentan.

1.5.2.1 Medición directa

Es un método invasivo que se realiza por punción arterial a través de la piel. Se puede usar la arteria femoral o la radial, y se conecta la aguja a un manómetro de mercurio para registrar la presión media, o a un manómetro óptico o transductor de presión para registrar las oscilaciones de la presión.

1.5.2.2 Método palpatorio o de Riva-Rocci.

Este es un método no invasivo para la determinación de la presión arterial y requiere de un brazalete colocado por lo general en el brazo del paciente con el objetivo de comprimir la arteria, el brazalete esta conectado a un tensiómetro.

Mientras se comprime el brazo inflando el brazalete, se palpa la arteria radial con los dedos índice medio y anular, nunca debe realizarse la palpación con el dedo pulgar debido a que las pulsaciones de la arteria se pueden confundir con las del pulgar. La presión del manómetro se lee exactamente cuando deja de sentirse el pulso. Se infla el brazalete un poco más y luego se descomprime la arteria lentamente, hasta que el pulso se siente nuevamente y en este instante se realiza una segunda lectura del manómetro. El promedio entre estas dos lecturas es considerado como la presión sistólica que es la única que se puede determinar con este método.

1.5.2.3 Método auscultatorio de Korotkow

Este método es uno de los más utilizados por ser considerado el más preciso entre los métodos no invasivos. Requiere de los mismos instrumentos que el método palpatorio pero adicionalmente se utiliza un estetoscopio para escuchar los ruidos arteriales que cambian de características por la producción de turbulencias en el flujo sanguíneo debido a la compresión de la arteria. Estos ruidos se denominan sonidos de Korotkow.

Una vez colocado el mango en el brazo se lo infla hasta alcanzar una presión mayor a la que podría ser la presión sistólica cuyo valor normal es de 120 mmHg, por lo tanto se recomienda que la presión del brazalete llegue a los 180 mmHg en estas circunstancias la arteria se encuentra totalmente comprimida debido a que la presión en el brazalete es mayor a la presión máxima de la arteria en consecuencia no se escuchará ningún ruido. Al disminuir lentamente la presión del brazalete mientras se ausculta con el estetoscopio, se escucha un ruido débil que coincide con los latidos

cardiacos. En este momento el manómetro registra la presión sistólica o máxima, al continuar desinflando el brazalete, la arteria va abriéndose gradualmente y permite una aceleración del flujo arterial que produce turbulencia y hace que los ruidos de Korotkow sean cada vez más intensos, hasta que por la descompresión de la arteria se incrementa su calibre y la aceleración del flujo disminuye, provocando la atenuación de los ruidos de Korotkow y por último su desaparición cuando el flujo es nuevamente laminar y la presión del brazalete es menor que a la presión arterial mas baja. El valor que se registra en este momento por el manómetro corresponde a la presión diastólica. En la Figura 1.8 se puede observar la curva de la presión arterial relacionada con los sonidos inicial y final que se escuchan en el estetoscopio para determinar la presión sistólica y diastólica.

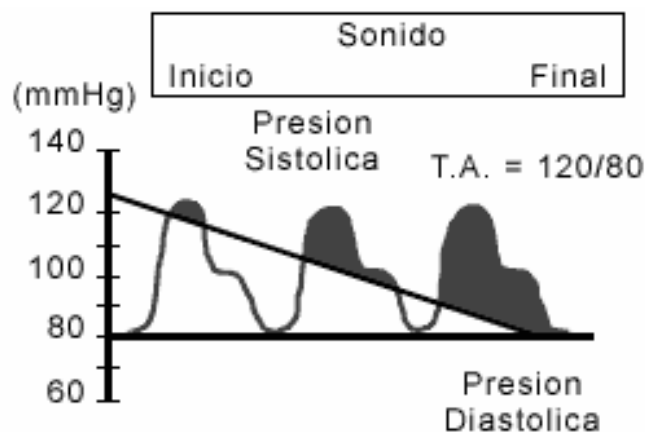


Figura 1.8 Determinación de la presión arterial por el método auscultatorio [9]

1.5.2.4 Método oscilométrico

Este método que se ha desarrollado mucho en los últimos años y que se implementa electrónicamente se basa en el análisis de las oscilaciones de la pared arterial. Para medir la presión arterial con este método se necesita un brazalete un manómetro y un transductor de presión con el cual se pueda registrar las oscilaciones de la pared arterial.

El método consiste presionar la arteria inflando un brazalete colocado alrededor del brazo o la muñeca y registrar las oscilaciones que presenta la arteria por causa de la presión. Cuando la presión del brazalete es mayor a la presión sistólica de la arteria, las oscilaciones son muy pequeñas. Cuando la presión dentro y fuera de la arteria son iguales, las oscilaciones presentan la máxima amplitud, y esta presión corresponde a la presión arterial media. Cuando la presión arterial es mayor que la presión externa las oscilaciones desaparecen nuevamente.

El primer paso a seguir para medir la presión arterial por este método es inflar el brazalete hasta que la presión de éste sea mayor a la presión arterial y las oscilaciones que se registren sean muy bajas, el siguiente paso será desinflar lentamente el brazalete y registrar las oscilaciones hasta que estas desaparezcan.

Para encontrar la presión sistólica se debe determinar la presión a la que la amplitud de las oscilaciones sube con mayor rapidez; la presión diastólica se obtendrá cuando la amplitud de las oscilaciones disminuya con mayor rapidez. En la Figura 1.9 se puede observar las oscilaciones registradas en la arteria y las presiones arteriales sistólica, media y diastólica.

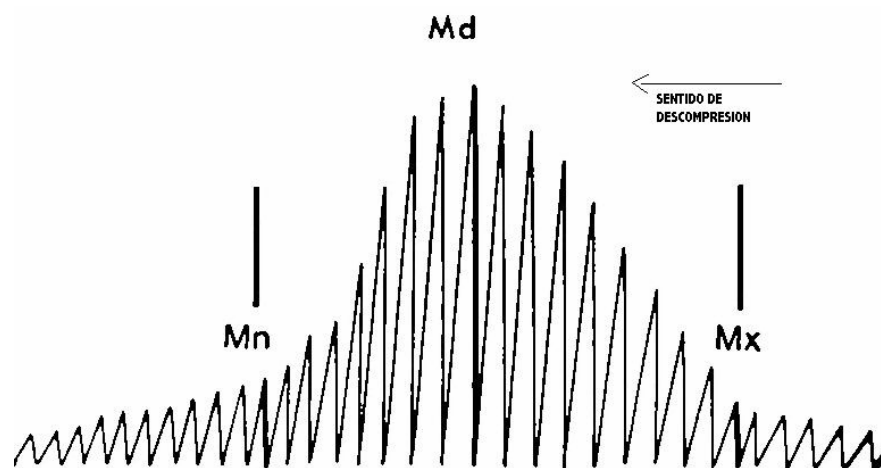


Figura 1.9 oscilaciones arteriales [3]

El principal problema de este método es determinar con exactitud el momento en que la amplitud de las oscilaciones cambia abruptamente, sin embargo se han desarrollado varios métodos matemáticos para encontrar con la mayor precisión las presiones sistólica y diastólica.

1.6 FRECUENCIA CARDIACA

Se lo denomina también como pulso arterial o ritmo cardiaco. Y representa el número de veces que el corazón bombea la sangre hacia el organismo durante un minuto o expresado de otra manera el número de pulsaciones cardiacas por minuto.

El pulso arterial se origina durante la sístole ventricular donde la sangre es impulsada desde el ventrículo izquierdo hacia la aorta, esta contracción del miocardio causa dos efectos: el de mover la sangre a través de los vasos sanguíneos hacia delante dando lugar al flujo sanguíneo y el de establecer una onda de presión que viaja por las arterias, expandiendo sus paredes, esta expansión es palpable en forma de pulso. Como se dijo anteriormente la contracción de las fibras musculares está controlada por una descarga eléctrica rítmica que se origina en el marcapasos del corazón. La frecuencia cardiaca depende de la velocidad de estas descargas que a su vez dependen de los impulsos nerviosos y de ciertas hormonas como la adrenalina, la noradrenalina y la hormona tiroidea que acelera los latidos cardiacos cuando se encuentra en exceso y produce el efecto contrario cuando escasea [7].

La fuerza del pulso está determinada por la presión de pulso (diferencia entre la presión sistólica y diastólica) y tiene poca relación con la presión media.

La frecuencia cardiaca en reposo es de 60 a 100 latidos por minuto, cuando la frecuencia cardiaca excede los 100 latidos por minuto se dice que hay taquicardia; al ser menor a los 60 latidos por minuto se denomina bradicardia [3]; sin embargo en adultos jóvenes que tienen buen estado físico se consideran normales valores

inferiores. Las variaciones en la frecuencia cardiaca son normales. Aparecen no solo por efecto del ejercicio o de la inactividad, sino también por otros estímulos como el dolor y las emociones.

1.6.1 Zonas de exploración del pulso arterial

Las zonas que presentan una mayor facilidad para medir el pulso arterial son aquellas en las que la arteria se encuentra muy superficial, es decir no está recubierta por gran cantidad de músculo. Por la facilidad que presenta la arteria radial es donde por lo general se toma la medida del pulso comprimiendo ligeramente la arteria contra el hueso, pero también el pulso puede ser medido en las arterias cubital, braquial, femoral, poplítea, pedia y tibial posterior, como se puede ver en la Figura 1.10. La determinación del pulso en estas regiones se emplea especialmente para investigar el estado de la circulación arterial en estos sitios del organismo.

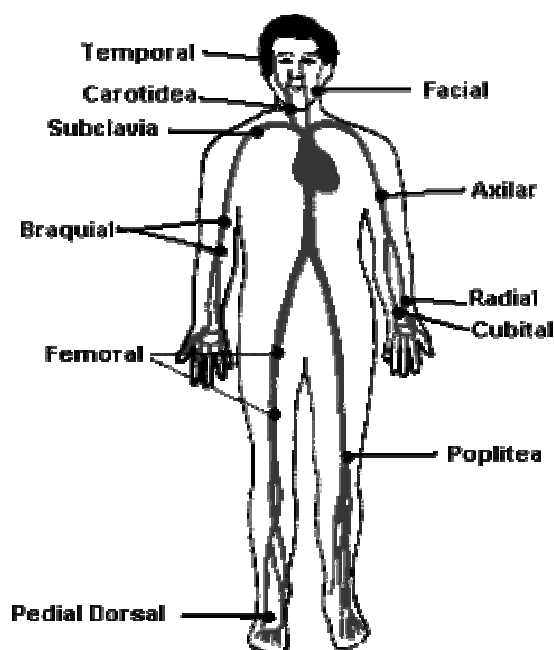


Figura 1.10. Zonas para la determinación del pulso arterial [1]

CAPÍTULO 2

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MONITOR PORTATIL DE SIGNOS VITALES CON UN PDA

2.1 ARQUITECTURA.

El monitor portátil de signos vitales está conformado por un sensor de temperatura con su respectivo circuito de acondicionamiento, para medir la presión arterial se utiliza el método oscilométrico como para lo que se requiere de un sensor de presión, una bomba que infle el brazalete y una válvula que permita la salida de aire del mismo para desinflar gradualmente el brazalete, Las señales de presión y temperatura ingresan a un microcontrolador con el cual se realiza la conversión análogo/digital y se envía estos datos al PDA utilizando comunicación serial. En la Figura 2.1 se puede observar un diagrama básico del monitor portátil de signos vitales

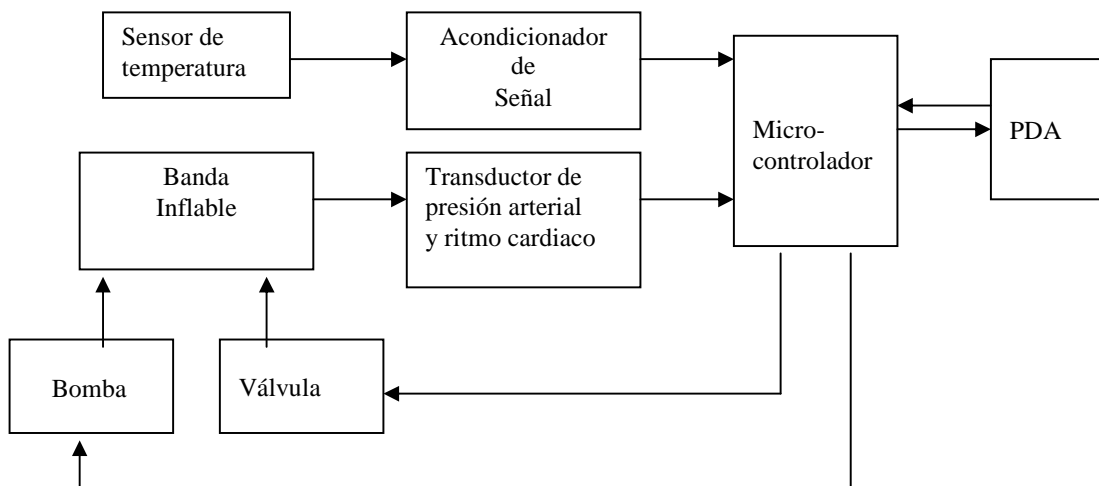


Figura 2.1 Diagrama de Bloques del Monitor Portátil de Signos Vitales

2.1.1 PDA (PERSONAL DIGITAL ASSISTANT)

La función del PDA es la de procesar los datos de presión y temperatura que se transmiten desde el microcontrolador y guardar los valores medidos en un registro. La aplicación encargada de realizar estas funciones está programada en el lenguaje gráfico de programación LabView para PDA y como cualquier otra aplicación para PDA se descarga de un computador por medio de la sincronización. Los sistemas operativos de PDAs con los que se puede trabajar en LabVIEW son PALM OS y Pocket PC. El PDA disponible para este proyecto utiliza el sistema operativo PALM OS y es la PALM M515 cuyas características principales se indican en la tabla 2.1

Tabla 2.1 Características de la PALM m515 [12]

PALM m515
Sistema Operativo: Palm OS 4.1 Idioma: MultiIdioma
Microprocesador: Motorola Dragonball VZ a 33 Mhz.
Memoria: 16 Mb de RAM 4 Mb de Flash-ROM
Pantalla: 160x160 TFT reflectiva 65.536 colores Con retroiluminación
Expansión: SD/MMC
Batería: Recargable de Litio
JogDial: No
Nº de botones: 06
Vibración: Sí

Los dispositivos que utilizan el sistema operativo PALM OS no tienen un disco duro como el computador en el que se almacenan los programas y los archivos. En cambio en una PALM todo se guarda dentro de la memoria RAM, EEPROM y FLASH del dispositivo, lo que puede ocasionar la pérdida de la información guardada en la memoria RAM si la batería se descarga, para prevenir que la información y los programas se pierdan los usuarios de PALM realizan una sincronización (Hotsync) con el computador manteniendo así un respaldo de la información que en el caso de

la pérdida de la misma se puede guardar nuevamente en la PALM al realizar otra sincronización. A diferencia de un sistema operativo tradicional el que se carga en la memoria RAM desde el disco duro cuando el sistema se enciende. PALM OS se origina desde la memoria ROM del dispositivo [13]. Debido a estas diferencias con una computadora de escritorio LabVIEW para PDA también presenta diferencias con LabVIEW para Windows como la cantidad de los controles y sub VIs que se pueden utilizar.

2.1.2 MICROCONTROLADOR

Las funciones que el microcontrolador debe cumplir son las de convertir las señales de presión y temperatura de análogas a digitales, enviar estas señales a la PALM utilizando comunicación serial, también debe controlar las señales necesarias para encender y apagar la bomba y la válvula que se utilizan para medir la presión al inflar y desinflar un mango colocado en la muñeca del usuario. Para minimizar el tamaño del equipo se utiliza el PIC16F88 que posee 18 pines de los cuales 7 son entradas análogo-digitales, 2 pines para comunicación serial y posee tres timers internos, uno de los cuales se utiliza para controlar el tiempo de muestreo; a pesar de tener otras características estas son las necesarias para la realización de este proyecto.

2.2 DETERMINACIÓN DE LA TEMPERATURA

Como se explicó en el capítulo 1 los valores normales de temperatura corporal se encuentran entre los 36,3°C y los 37,5°C los valores más bajos de temperatura registrados en una persona están entre los 27°C y los 29°C pero estos valores no son frecuentes aunque la persona padezca de hipotermia. Los valores más altos hasta 44°C siendo estos muy escasos por lo que el rango de medición del termómetro del monitor portátil de signos vitales será desde los 34°C hasta los 42°C. Los termómetros digitales comerciales tienen una precisión de $\pm 0.05^\circ\text{C}$ y es la que

se toma como referencia para diseñar el termómetro; los termómetros tradicionales de mercurio miden la temperatura en pasos de $0,1^{\circ}\text{C}$ y los termómetros digitales modernos en pasos de $0,01^{\circ}\text{C}$ por lo que en esta tesis se medirá la temperatura en pasos de $0,01^{\circ}\text{C}$,

Para el rango de medición en el que se encuentra la temperatura corporal, se puede usar prácticamente cualquier sensor por lo que el criterio de selección está mas bien determinado por la velocidad de respuesta del sensor, la sensibilidad, la precisión y la comodidad que presente para realizar las mediciones

En los últimos años se han desarrollado termómetros digitales para medir la temperatura corporal basados en dos tipos de sensores, uno es el uso de termistores con los que el termómetro puede usarse como un termómetro de mercurio y se medir la temperatura bucal, axilar o rectal, el otro método utilizado es por medio sensores infrarrojos que se colocan en el oído o en la sien. Debido a que se han desarrollado termistores específicos para bioingeniería y a que estos están disponibles en el mercado se optó por su utilización.

Los termistores son semiconductores obtenidos de mezclas de sulfuros, seleniuros u óxidos de níquel, manganeso, cobalto, cobre, hierro y uranio cuya resistencia varía conforme a la temperatura. Existen dos tipos de termistores NTC y PTC; los termistores NTC poseen un coeficiente de temperatura negativo por lo que el valor de la resistencia disminuye conforme la temperatura aumenta, en los termistores PTC el coeficiente de temperatura es positivo y la resistencia aumenta al incrementarse la temperatura.

Los termistores se caracterizan por una elevada resistividad, un alto coeficiente de temperatura y un corto tiempo de respuesta. Por su elevada resistividad se disminuye el error debido a la resistencia inherente de los alambres de unión entre el sensor y el acondicionador de señal lo que causa errores significativos en la medición de temperatura con dispositivos de baja resistencia. Debido al alto

coeficiente de temperatura los termistores poseen una gran sensibilidad permitiendo así intervalos de medida pequeños. Las principales desventajas de los termistores son su no linealidad y su rango pequeño de medición. [11]

El sensor que se utiliza en este proyecto es el MA100GG103A, como se puede apreciar en las hojas de datos (ANEXO E) es un termistor NTC, el rango de medición del sensor es de 0°C a 50°C la precisión varía con la temperatura de 20°C a 35°C es de 1°C; de 35 a 39°C es de 0,05°C y de 39 a 42°C es de 0.075°C, la mayoría de mediciones se encontrarán entre los 35 y los 39°C donde se cumplirán las especificaciones; tiene un tiempo de respuesta de 15 segundos lo que hace que el proceso de medición se realice más rápido y sea menos incómodo para el usuario.

La variación de la resistencia del termistor no es lineal con respecto a la variación de temperatura, y responde a la ecuación 2.1 [10]

$$R_t = R_o e^{\beta \left(\frac{1}{T_t} - \frac{1}{T_o} \right)} \quad (2.1)$$

Donde:

R_t = resistencia en ohmios a la temperatura absoluta T_t

R_o = resistencia en ohmios a la temperatura absoluta de referencia T_o

β = constante dentro de un intervalo moderado de temperaturas.

Debido a que el fabricante especifica los valores de resistencia que presenta el termistor para cada valor de temperatura a la que puede estar expuesto, mas no especifica el valor de β , se calculó este valor para el rango de temperatura en el que se va a trabajar de 34°C a 42°C, utilizando los valores de resistencia correspondientes a estas temperaturas que indica en el fabricante (ANEXO E)

$$T_o = 307^{\circ}\text{K} \quad (34^{\circ}\text{C})$$

$$R_o = 6808,36\Omega$$

$$T_t = 315^\circ\text{K} \quad (42^\circ\text{C})$$

$$R_t = 4917,94 \, \Omega$$

Despejando β de la ecuación 2.1 se tiene:

$$\beta = \frac{\ln\left(\frac{R_t}{R_o}\right)}{\left(\frac{1}{T_t} - \frac{1}{T_o}\right)} \quad (2.2)$$

Reemplazando los valores de la temperatura y resistencia:

$$\beta = \frac{\ln\left(\frac{4917,94}{6808,36}\right)}{\left(\frac{1}{315} - \frac{1}{307}\right)}$$

Con lo que $\beta = 3931.802$ y la relación entre la temperatura y la resistencia del termistor queda determinada por la Ecuación 2.3

$$R_t = 6808,32e^{3931,802\left(\frac{1}{T_t} - \frac{1}{307}\right)} \quad (2.3)$$

En la Tabla 2.2 se presentan los valores de la resistencia del termistor proporcionadas por el fabricante, la resistencia calculada usando la Ecuación 2.3 para cada uno de los valores de la temperatura y el error porcentual que como se puede ver es muy bajo y no afectará en los valores que se van a medir.

Tabla 2.2 Variación de la resistencia del termistor con respecto a la temperatura.

Temperatura (°C)	Resistencia Fabricante	Resistencia Ecuación 2.3	Error(%)
34	6808,36	6808,36	0,00
35	6531,31	6531,06	0,00
36	6265,75	6266,74	0,02
37	6016,47	6014,73	0,03
38	5776,05	5774,37	0,03
39	5546,53	5545,06	0,03
40	5327,34	5326,24	0,02
41	5117,97	5117,37	0,01
42	4917,94	4917,94	0,00

Uno de los circuitos acondicionadores de señal más utilizado es el puente de resistencias de Wheatstone, para lo cual las resistencias que se utilizan deben ser muy precisas, y cualquier variación de las mismas puede dar como resultado un valor erróneo en la medida de la temperatura por estos inconvenientes se optó por utilizar una fuente de corriente constante con la que se puede garantizar un valor más preciso de la temperatura que se va a medida.

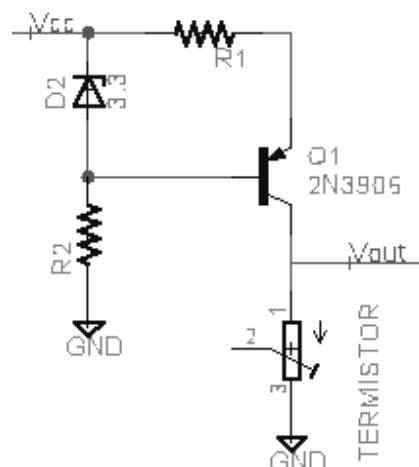


Figura 2.2 Circuito de acondicionamiento del termistor.

En la Figura 2.2 se observa la fuente de corriente en la que se utiliza un transistor pnp. Para polarizar el circuito se toma en cuenta que la polarización necesaria para el microcontrolador y el sensor de presión es de 5V para lo que se podrían utilizar 4 pilas de 1,5V cada una y se debe regular el voltaje de 6 a 5 voltios, los reguladores de voltaje LM7805 necesitan por lo menos 7 voltios de entrada para mantener el voltaje de salida regulado por lo que se usará una batería de 9V en lugar de cuatro pilas de 1.5V. En la pantalla del monitor portátil de signos vitales se indicará cuando se deba cambiar la batería y en este caso esto deberá ser cuando el voltaje de la misma sea menor a 7V con lo que se garantiza que el sensor de presión esté polarizado con 5V y su medida sea confiable. Debido a estas razones el voltaje de polarización para la fuente de corriente debe ser mayor o igual a 7V. Para mantener constante el este voltaje se emplea el regulador de voltaje variable LM317 en el que se ajusta el voltaje de salida a 7V.

Para que el voltaje en el termistor no sea demasiado bajo el voltaje que cae sobre el diodo zener debe ser el mínimo posible y se escogió el zener con un $V_Z=3.3V$.

De la Ecuación 2.4 se obtiene el máximo voltaje sobre el termistor

$$V_{CC} = V_{R1} + V_{CE} + V_{out} \quad (2.4)$$

$$V_{R1} = V_Z - V_{BE}$$

$$V_{CC} = V_Z - V_{BE} + V_{CE} + V_{out}$$

$$V_{out} = V_{CC} - V_Z + V_{BE} - V_{CE}$$

$$V_{out} = 7 - 3.3 + 0.6 - 1.5 = 2.8V$$

La resistencia para 34°C es de 6808.36Ω y para 42°C es de 4917.94Ω

Ya que la corriente de colector es casi igual a la corriente del emisor al fijar una corriente constante en el emisor del transistor se tendrá una corriente constante en el colector para alimentar al termistor. La corriente que debe circular para tener un voltaje de 2.8V a 34°C está determinada por la Ecuación 2.5

$$V_{out} = I_C \times R_{TERMISTOR} \quad (2.5)$$

$$I_C = V_{out} / R_{TERMISTOR}$$

$$I_C = 2.8 / 6808.36$$

$$I_C = 0,411\text{mA}$$

Esta corriente se mantiene constante ya que el voltaje del zener y la resistencia R1 son constantes

$$V_Z - V_{BE} = I_c \times R1 \quad (2.6)$$

$$R_1 = (V_Z - V_{BE}) / I_C$$

$$R_1 = (3.3\text{V} - 0,6\text{V}) / 0.411\text{mA}$$

$$R_1 = 6.569\text{K}\Omega$$

Un valor cercano de resistencia estándar es 6,8KΩ

$$R_1 = 6.8\text{K}\Omega$$

Para la cual la corriente y los voltajes de salida son los siguientes:

$$I_c = (V_Z - V_{BE}) / R_1$$

$$I_c = 0.397\text{mA}$$

De la Ecuación 2.5 se tiene que

$$V_{out} = I_C \times R_{TERMISTOR}$$

$$V_{out} = 0.397\text{mA} \times 6808.36\Omega$$

$$V_{out} = 2,703\text{V} \text{ cuando la temperatura es de } 34^{\circ}\text{C}$$

$$V_{out} = 0.397\text{mA} \times 4917.94\Omega$$

$$V_{out} = 1,952\text{V} \text{ cuando la temperatura es de } 42^{\circ}\text{C}$$

Para el cálculo de la resistencia R2 se utiliza la corriente de prueba del zener de 20mA que corresponde a menos de la cuarta parte de la máxima corriente que puede circular por el zener. La corriente de base del transistor se considera despreciable en comparación con la corriente del zener.

$$V_{R_2} = I_Z \times R_2 \quad (2.7)$$

$$R_2 = V_{R_2} / I_Z$$

$$V_{R_2} = V_{CC} - V_Z \quad (2.8)$$

$$V_{R_2} = 7\text{V} - 3.3\text{V} = 3.7\text{V}$$

$$R_2 = 3.7\text{V} / 20\text{mA}$$

$$R_2 = 185\Omega$$

$$R_2 = 180\Omega$$

Para que el regulador de voltaje LM317 proporcione los 7V requeridos; los valores de las resistencias R₄ y R₃ de la Figura 2.3 se calculan de la Ecuación 2.9, dando un valor de 270Ω a la resistencia R₃.

$$R_4 = (V_{cc} / 1.25) \times (R_3 / 1.25) \quad \text{Ecuación 2.9}$$

$$R_3 = 270\Omega$$

$$R_4 = (7 / 1.25) \times (270 / 1.25)$$

$$R_4 = 1.2\text{K}\Omega$$

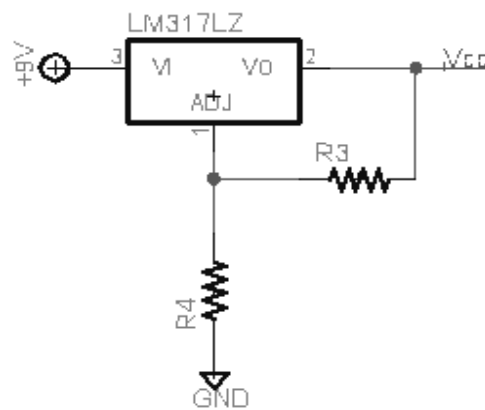


Figura 2.3 Regulador LM317

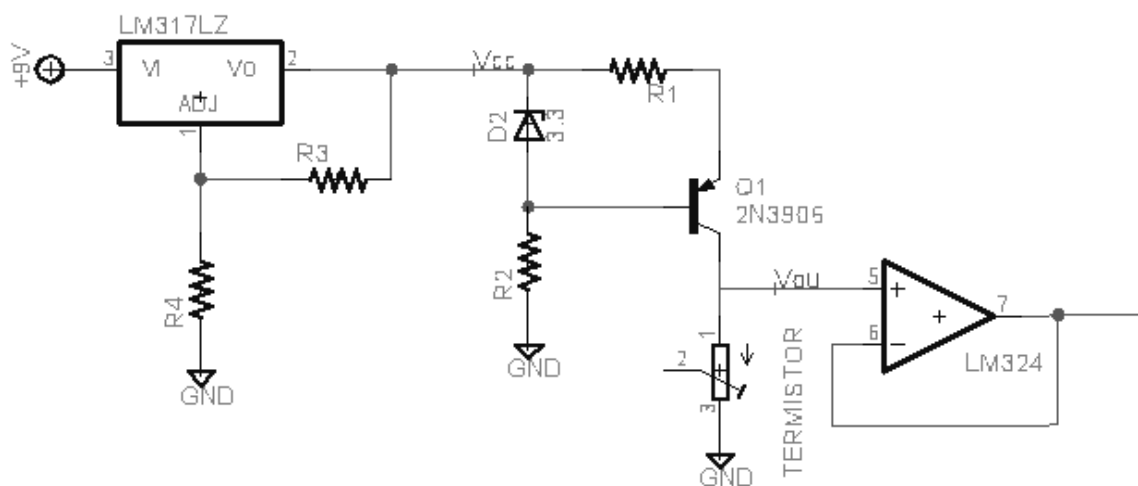


Figura 2.4 Circuito Acondicionador de Señal de temperatura

El valor de voltaje que cae sobre el termistor pasa por un seguidor de tensión para ingresar a la entrada análoga del microcontrolador.

Cuando el usuario desee medir su temperatura deberá encender el equipo conectar la PALM, ejecutar la aplicación instalada en la misma y seleccionar medir temperatura con lo cual la PALM enviará el número 2 al microcontrolador para que este haga la conversión análogo-digital y transmita el resultado de esta conversión.

Este proceso se seguirá ejecutando hasta que haya transcurrido por lo menos 30 segundos y la temperatura del termistor llegue a un valor estable. En la Figura 2.5 se observa el diagrama de flujo que muestra los pasos a seguir para la programación del PIC16F88 para la medición de la temperatura cuando recibe mediante comunicación serial el dato enviado desde la PALM.

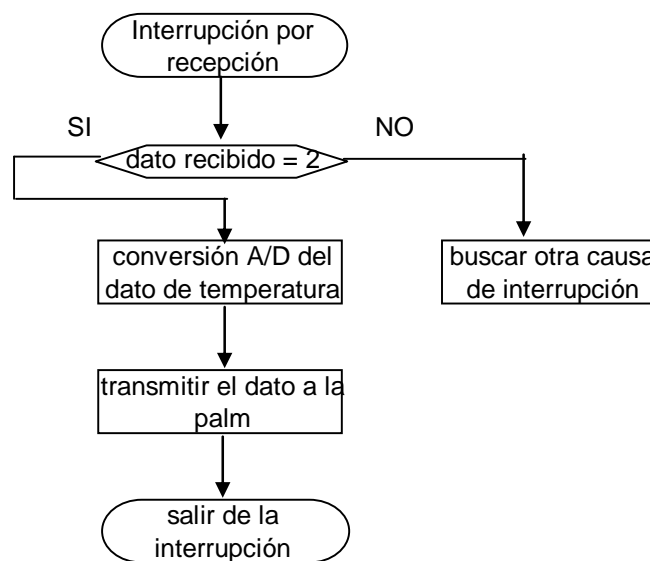


Figura 2.5 Diagrama de Flujo de la Rutina de Temperatura del Microcontrolador

El valor análogo de voltaje correspondiente a la temperatura se convierte en un dato digital de 8 bits usándose 3.3V como referencia para la conversión, la resolución del conversor A/D está determinada por la ecuación 2.10

$$\text{resolución} = V_{\text{ifs}} / (2^n - 1) \quad (2.10)$$

Donde

V_{ifs} = Voltaje de entrada a fondo de escala

n = número de bits usados en la conversión

$$\text{resolución} = 3.3 / (2^8 - 1)$$

resolución = 0.0129V/bit

Se podría escoger como voltaje de referencia 5 voltios pero la resolución sería mayor que para 3.3V, la resolución para 5 voltios es de 0.0196V/bit.

Ya que los elementos no son ideales la corriente constante de la fuente no es exactamente el valor calculado. Para los cálculos que se presentan a continuación se usará el valor medido en el circuito para la corriente de colector que es igual a 0.384mA. Para esta corriente el voltaje de salida del circuito variará entre:

$$V_{\text{out}} = I_C \times R_{\text{TERMISTOR}}$$

$$V_{\text{out}} = 0.384\text{mA} \times 6808.36\Omega$$

$$V_{\text{out}} = 2,6144\text{V} \text{ cuando la temperatura es de } 34^\circ\text{C}$$

$$V_{\text{out}} = 0.384\text{mA} \times 4917.94\Omega$$

$$V_{\text{out}} = 1,888\text{V} \text{ cuando la temperatura es de } 42^\circ\text{C}$$

Para la implementación del subVI en LabVIEW para medir la temperatura se tomó en cuenta que la resistencia del termistor con respecto al voltaje según la ecuación 2.5 es:

$$R_{\text{TERMISTOR}} = V_{\text{out}} / I_C$$

$$R_{\text{TERMISTOR}} = V_{\text{out}} / 0.384\text{mA} \quad (2.11)$$

Al despejar la temperatura de la Ecuación 2.3 se tiene la temperatura en grados Kelvin para los valores de resistencia del termistor

$$\frac{1}{T} = \frac{\ln\left(\frac{R_{\text{TERMISTOR}}}{6808,36}\right)}{3931.802} + \frac{1}{307} \quad (2.12)$$

El valor enviado por el microcontrolador se guarda en el registro element en el subVI de LabVIEW como se puede ver en la Figura 2.6, este dato que contiene el valor de voltaje digital es convertido a análogo según la ecuación 2.13

$$V_{an} = V_{dig} \times 3.3 / 255 \quad (2.13)$$

Donde

V_{an} = Voltaje análogo

V_{dig} = voltaje digital

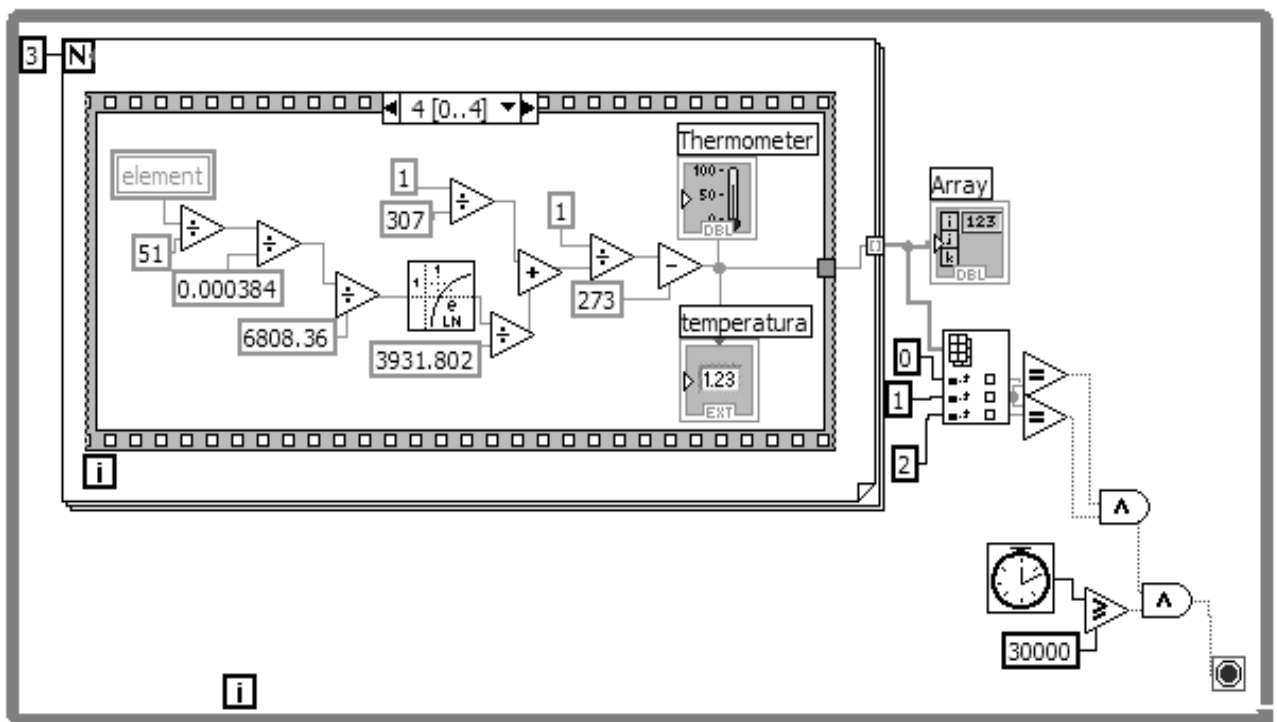


Figura 2.6 Procesamiento de la señal de temperatura en LabVIEW

Este valor análogo de voltaje es luego dividido para la corriente proporcionada por la fuente obteniendo la resistencia del termistor Ecuación 2.11 y finalmente se aplica la ecuación 2.12 para encontrar el valor de la temperatura corporal. Una vez que han transcurrido 45 segundos se indica el valor de la temperatura en la pantalla de la PALM.

2.3 DETERMINACIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA

La frecuencia cardiaca se puede determinar electrónicamente de dos maneras, ya sea con un sensor apropiado para este fin o mientras se toma la presión arterial. Parte de este proyecto es también la determinación de la presión arterial por lo que se aprovecha esta situación para medir la frecuencia cardiaca mientras se presiona la arteria al inflar el mango que se coloca en la muñeca de la persona. Al presionar con los dedos índice y medio la arteria se siente cada una de las pulsaciones de igual manera al presionar con el brazalete se puede observar un pequeño cambio en la presión del brazalete cuando el corazón expulsa la sangre y esta se distribuye por medio de las arterias.

Al igual que para la temperatura cuando en la aplicación de la PALM el usuario escoge medir presión arterial y ritmo cardiaco, la PALM envía al microcontrolador un dato (el número 1) con el que el microcontrolador envía los datos obtenidos del sensor de presión a la PALM, cuando llega la interrupción serial se activa un bit que indicará que el microcontrolador debe seguir tomando datos de presión hasta que la PALM reciba los datos necesarios para la medición y envíe nuevamente otro dato (el número 5) que indicará que el proceso ha concluido.

El rango de medición para la frecuencia cardiaca se encuentra entre 30 y 180 pulsaciones por minuto, o lo que es lo mismo 0.5 y 3 pulsaciones por segundo lo que vendría a ser la frecuencia de la señal; Según el teorema del muestreo la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos 2 veces la frecuencia de la señal y será igual a 1Hz y 6Hz dando como resultado un periodo de 1seg y 0.166seg, se tomará como tiempo de muestreo diez veces menor $t_s=0.0166\text{seg}$ con lo que la frecuencia es de 62.5Hz.

Para encontrar la frecuencia se debe obtener la señal de presión correspondiente solamente a las pulsaciones por lo que se filtra la señal de presión entregada por el sensor utilizándose un filtro de respuesta impulsiva infinita IIR tipo

Butterworth pasabanda de orden 6 en el que las frecuencias de corte corresponden a 0.4 y 4 Hz, banda de frecuencias en las que se encuentra la frecuencia cardiaca. La respuesta en frecuencia del filtro utilizado se puede observar en la Figura 2.7 y en la Figura 2.8 se indica la señal original obtenida del sensor de presión y la señal filtrada.

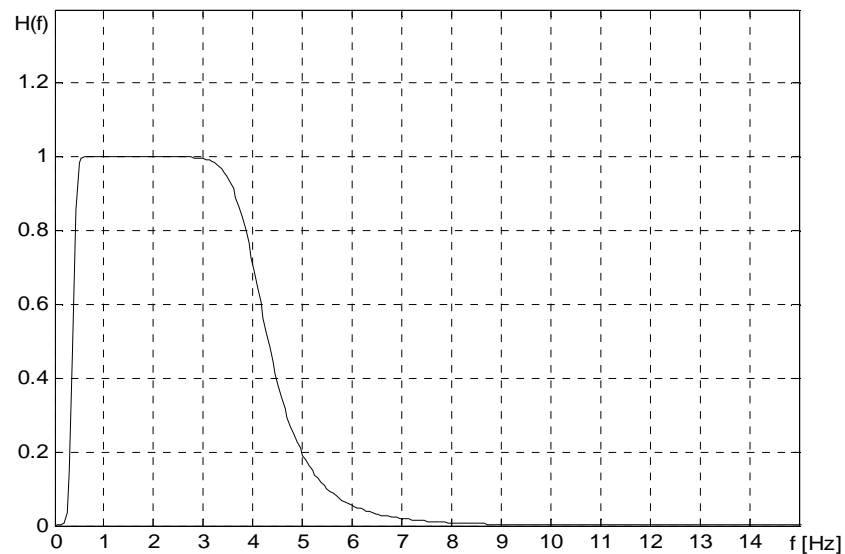


Figura 2.7 Respuesta de frecuencia del filtro implementado.

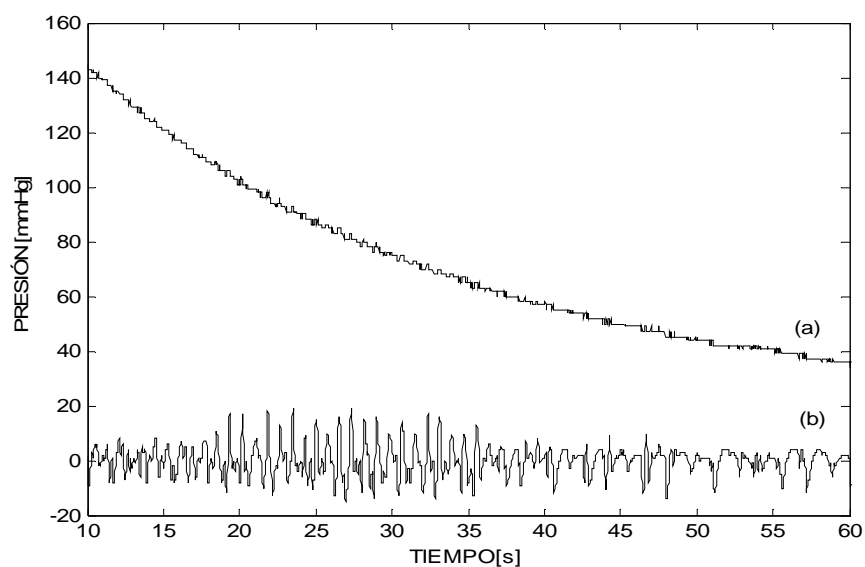


Figura 2.8 a) Valores de la presión arterial cuando se desinfla el mango.

b) Presión filtrada (pulso)

Una vez obtenida la señal oscilatoria se encontrará la transformada de Fourier para determinar cual es la frecuencia a la que la señal se repite obteniendo el ritmo cardiaco en pulsaciones por minuto al multiplicar esta frecuencia por 60.

Al obtener la transformada de Fourier de la señal de pulso se encuentra la frecuencia fundamental que en este caso es de 1.15 como se puede observar en la Figura 2.9. Al multiplicar este valor por 60, se obtiene el número de pulsaciones por minuto que en el ejemplo es 69 pulsaciones por minuto.

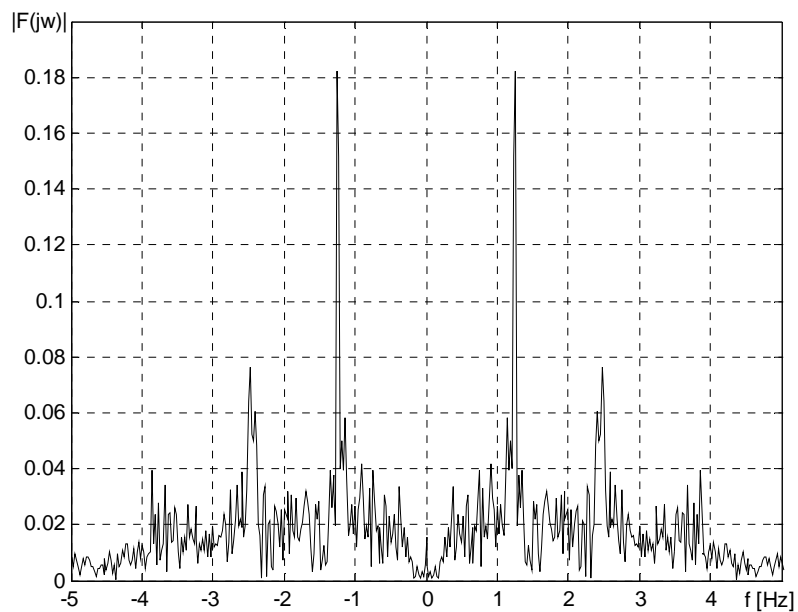


Figura 2.9 Transformada discreta de Fourier de la señal de pulso

La implementación respectiva en LabVIEW se puede observar en la Figura 2.10

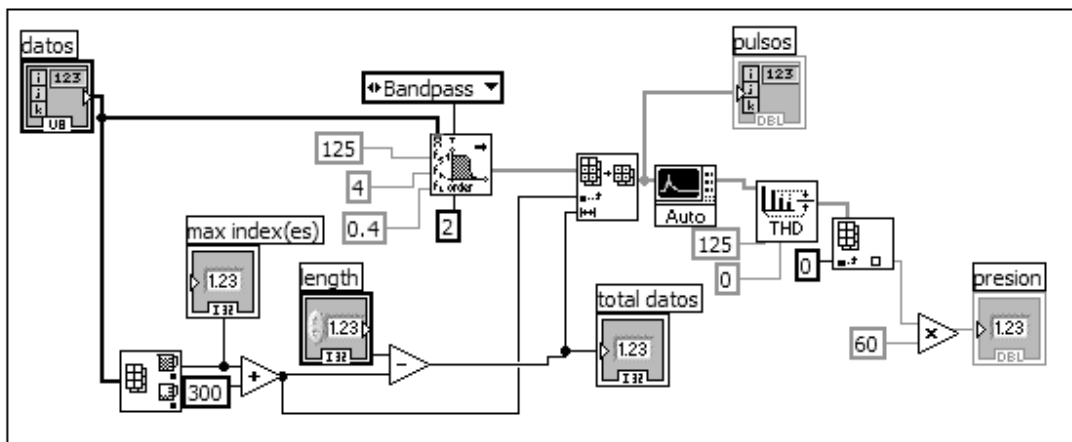


Figura 2.10 Implementación del procesamiento de la señal de presión

2.4 DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL

El método electrónico más usado en los últimos años para la determinación de la presión arterial es el oscilométrico y este se puede implementar de tal forma que el proceso de medición sea de forma semi-automática o automática. En la medición semi-automática el paciente coloca el brazalete ya sea en el brazo y lo infla utilizando una pera plástica. En el caso de la medición automática el brazalete se infla automáticamente mediante la utilización de una pequeña bomba de aire.

El método oscilométrico basa su funcionamiento en monitorear las variaciones u oscilaciones de la señal de presión en una banda inflable que se aplica alrededor del brazo o de la muñeca. Mientras la banda se desinfla desde un nivel por encima de la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a vibrar u oscilar a medida que la sangre fluye a través de la arteria parcialmente ocluida, y estas vibraciones son captadas en el transductor de presión que monitorea la presión de la banda. Cuando la presión en la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones aumentan hasta una amplitud máxima y luego disminuyen hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad. [14] El brazalete se debe conectar a un sensor de presión con el cual se obtiene la señal de presión que está compuesta por la señal de las oscilaciones causadas por la expansión de la arteria y

la señal de presión del brazalete. Para utilizar el método oscilométrico se debe separar estas dos señales[15] y se logra este objetivo filtrando la señal obtenida en el sensor. Esto se puede observar en la Figura 2.8 en la que se muestra la presión del brazalete que disminuye paulatinamente mientras la amplitud de las oscilaciones se incrementa hasta llegar a un máximo y luego disminuye también.

La presión en la banda en el punto de máxima oscilación normalmente corresponde a la presión arterial media. El punto por encima de la presión media en el cual las oscilaciones comienzan rápidamente a aumentar en amplitud corresponde a la presión sistólica. El punto en el que esta variación de las oscilaciones disminuye de forma más abrupta, corresponde a la presión diastólica.[14]

En el método oscilométrico las presiones se determinan aplicando ciertos criterios matemáticos a la curva envolvente formada al graficar la amplitud de la línea base al pico, la amplitud pico a pico, o una cantidad basada en la integración total o parcial del pulso oscilatorio (señal de las oscilaciones causadas por la expansión de la arteria) esta nueva señal se la conoce como pulso índice oscilométrico.[14]

Existen dos formas de determinar las presiones sistólica y diastólica: una basada en la altura y otra en la pendiente. En el enfoque por altura, los valores de presión sistólica y diastólica se determinan como la presión de la banda a la cual la razón del valor del pulso índice medio con relación al valor máximo del pulso índice medio es igual a un valor determinado, al que se lo llamará constante para la determinación de la presión sistólica K_s y K_d para la determinación de la presión diastólica. K_s y K_d responden a las Ecuaciones 2.14 y 2.15. En el enfoque por pendiente, se usa el criterio de máximo y mínimos valor de cambio del pulso índice que corresponde a los puntos de máxima y mínima pendiente en la curva envolvente[14] en la Figura 2.11 se visualizan de una mejor manera estos dos enfoques.

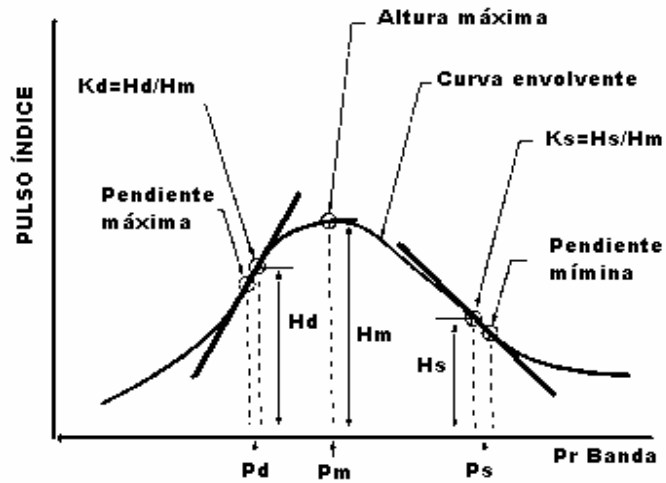


Figura 2.11 Pulso Índice Oscilométrico [14]

$$K_s = \frac{H_s}{H_M} \quad (2.14)$$

$$K_d = \frac{H_D}{H_M} \quad (2.15)$$

Donde

K_s = Constante para la determinación de la presión sistólica

K_d = Constante para la determinación de la presión diastólica

H_M = Altura máxima del pulso índice oscilométrico

H_s = Altura del pulso índice oscilométrico que corresponde a la presión sistólica

H_d = Altura del pulso índice oscilométrico que corresponde a la presión diastólica

El método oscilométrico solamente brinda con exactitud el valor de la presión media. Los valores de presión sistólica y diastólica se estiman empíricamente. Por eso existe una diversidad de criterios a la hora de calcularlos.

Al utilizar el enfoque por altura hay autores que han propuesto que se tome siempre las fracciones de 40% y 60% de la amplitud máxima como criterio de selección y de esta manera tener un método oscilométrico estándar, pero otros rechazan lo anterior, planteando la diversidad de factores que afectan la amplitud de las oscilaciones, entre ellos las características de los diferentes tipos de bandas inflables existentes.

Para la implementación de este método en el monitor portátil de signos vitales se realizaron pruebas utilizando los dos criterios: el de las pendientes y el de la amplitud máxima, debido a que el método de la amplitud máxima se puede calibrar de una mejor manera que el de las pendientes ya que se puede variar el porcentaje de la amplitud máxima que se desea encontrar se optó por este método.

Los elementos necesarios para medir la presión arterial de forma automática son una bomba compuesta principalmente por un mini motor de corriente continua que será alimentado con 3.3V y será controlado por un transistor a cuya base se conecta un pin del microcontrolador que entregará un 1L para encender el motor y llenar el brazalete de aire, este llenado se realizará hasta que la presión en el brazalete sea igual a 200mmHg ya que la presión sistólica para una persona con hipertensión moderada llega hasta 180mmHg, para personas con hipertensión muy grave la que los valores de presión sistólica sobrepasan los 200mmHg el brazalete se inflará hasta 250mmHg siempre y cuando el paciente escoja esta opción mediante un interruptor. Una vez que se ha inflado el brazalete hasta la presión necesaria el microcontrolador proporcionará un 0L para apagar el motor, el motor también se apagará en el caso de que el paciente interrumpa la medición con la opción correspondiente en la pantalla de la PALM o presionando el pulsante de interrupción de la medición.

El brazalete se desinfla utilizando una electro válvula que se polariza como la bomba con 3.3V y es controlada de igual manera por una señal del microcontrolador.

Para tomar las muestras de presión se utiliza el transductor piezo-resistivo de presión diferencial motorola MPX5050GP que debe polarizarse con 5V y a la salida presenta un voltaje análogo de 0.2V para una presión de 0KPa, ó 4.7V para 50KPa (375mmHg). El sensor de presión se conecta como lo indica el fabricante en las hojas de datos que se indican en el anexo 2 de donde está tomada la Figura 2.12 que se muestra a continuación.

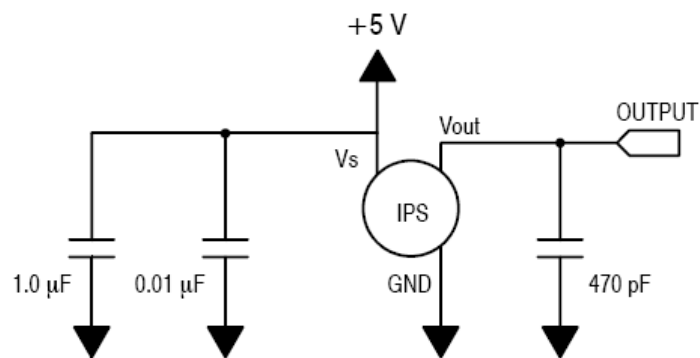


Figura 2.12 Conexión recomendada para el transductor de presión MX5050 [16]

El voltaje de salida del sensor de presión está determinado por la ecuación 2.16 (proporcionada por el fabricante)[17]

$$V_{out} = V_s(P \times 0.018 + 0.04) \pm (\text{PressureError} \times \text{TempFactor} \times 0.018 \times V_s) \quad (2.16)$$

Donde

P=Presión en KPa

$$V_s = 5.0V \pm 0.25V_{dc}$$

Pressure Error: Error de presión se puede observar en la Figura 2.13

TempFactor: Factor de multiplicación que depende de la temperatura a la que se realiza la medición y se muestra en la Figura 2.14

Como se puede observar el error de presión es de $\pm 1.25\text{Kpa}$ y el factor de temperatura es igual a 1 para temperaturas desde 0°C a 80°C , en este caso el sensor estará trabajando a la temperatura ambiental de Quito que varía entre 10°C a 25°C ; el voltaje de polarización V_s es 5V ; reemplazando estos valores en la ecuación 2.16 se obtiene la ecuación 2.17

$$V_{\text{out}} = 5.0\text{V}(P \times 0.018 + 0.04) \pm (1.25 \times 0.018 \times 5)$$

$$V_{\text{out}} = 5 \times (P \times 0.018 + 0.04) \pm 0.1125\text{V} \quad (2.17)$$

Tomando en cuenta que $1\text{KPa} = 7.5\text{mmHg}$ y reemplazando este dato en la Ecuación 2.17 se obtiene el voltaje de salida en función de la presión expresada en mmHg Ecuación 2.18

$$V_{\text{out}} = 5 \times \left(\frac{P}{7.5} \times 0.018 + 0.04 \right) \pm 0.1125\text{V} \quad (2.18)$$

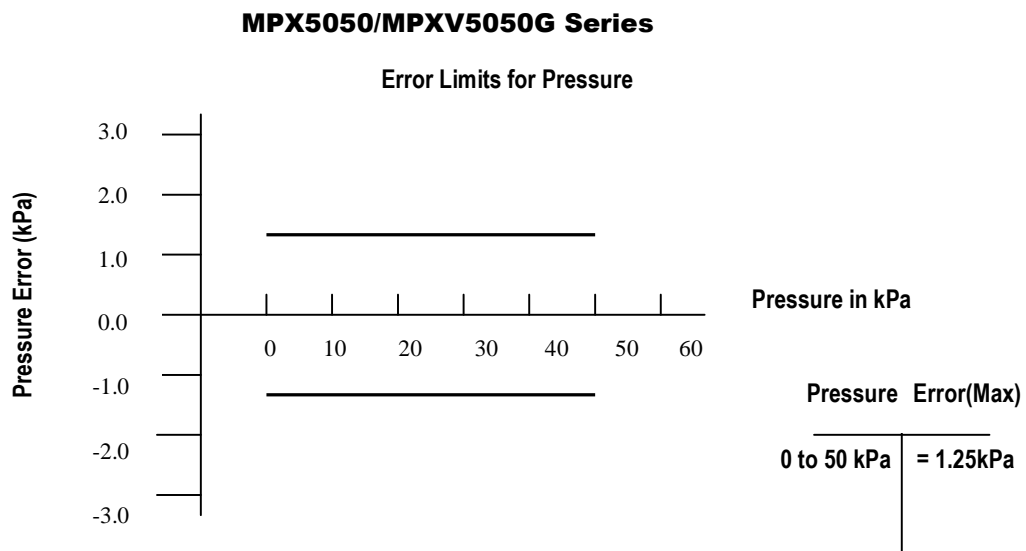


Figura 2.13 Banda de error de presión [16]

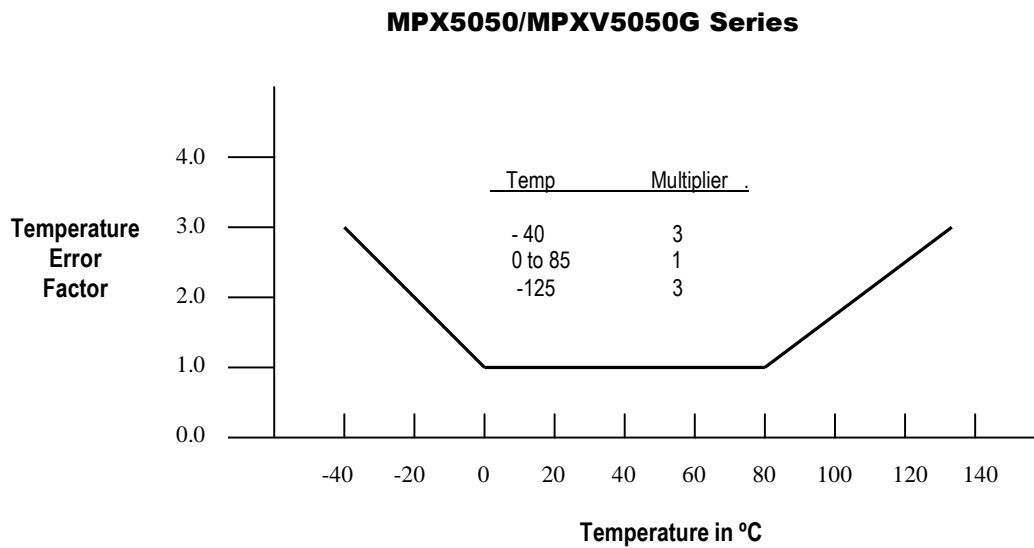
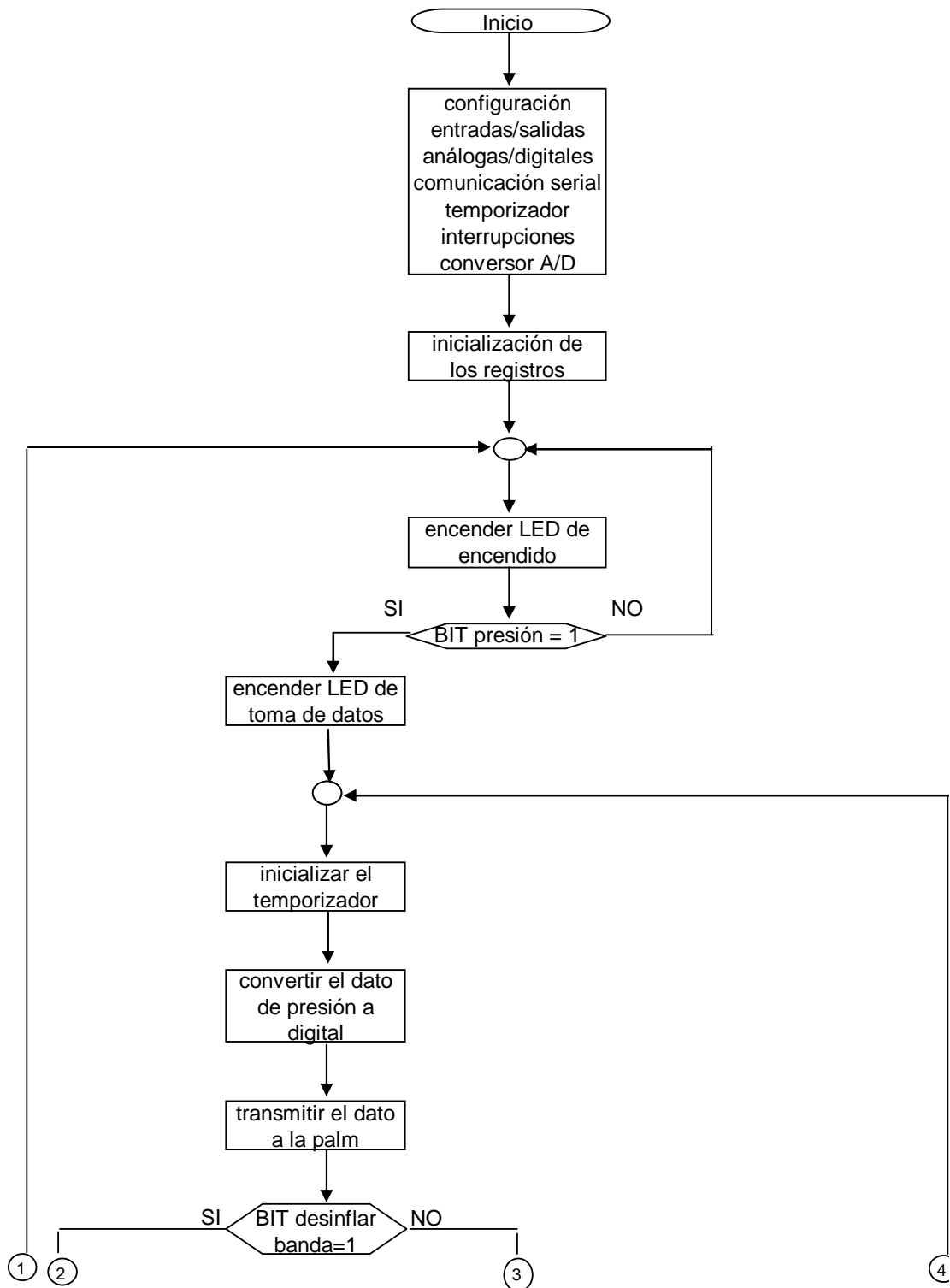


Figura 2.14 Banda de error debido a la temperatura de trabajo [16]

El microcontrolador tomará muestras de la presión cada 0.016 seg como se indicó anteriormente, para lo cual se usará un temporizador; al transcurrir este tiempo el microcontrolador convierte el dato análogo obtenido del sensor en digital comprueba que la presión llegue al valor máximo (ya sea 200mmHg ó 250mmHg) y lo envía a la PALM donde será procesado; este proceso se realiza en el programa principal del microcontrolador si el bit correspondiente es igual a 1, este bit se activa cuando llega el dato que indica que comience la medición de presión enviado por la PALM y regresa a cero cuando la PALM envía el dato de terminar; al recibir estos datos se produce una interrupción en la que se revisa el dato recibido. Los datos pueden dejar de enviarse si se presiona el pulsante para interrumpir la medición. El diagrama de flujo del programa principal se indica en la Figura 2.15 y el diagrama de flujo de las interrupciones en la Figura 2.16



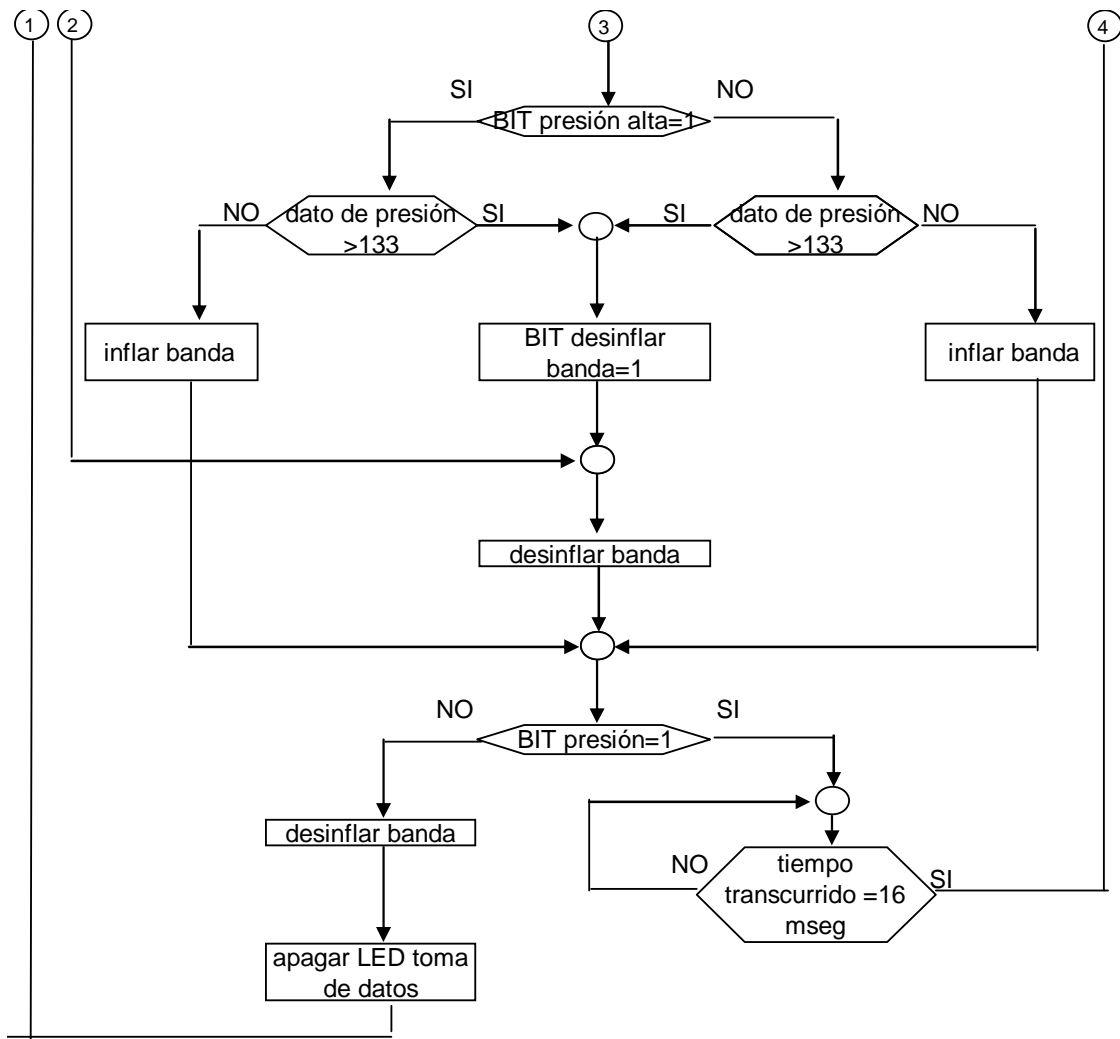


Figura 2.15 Diagrama de Flujo del programa principal del microcontrolador

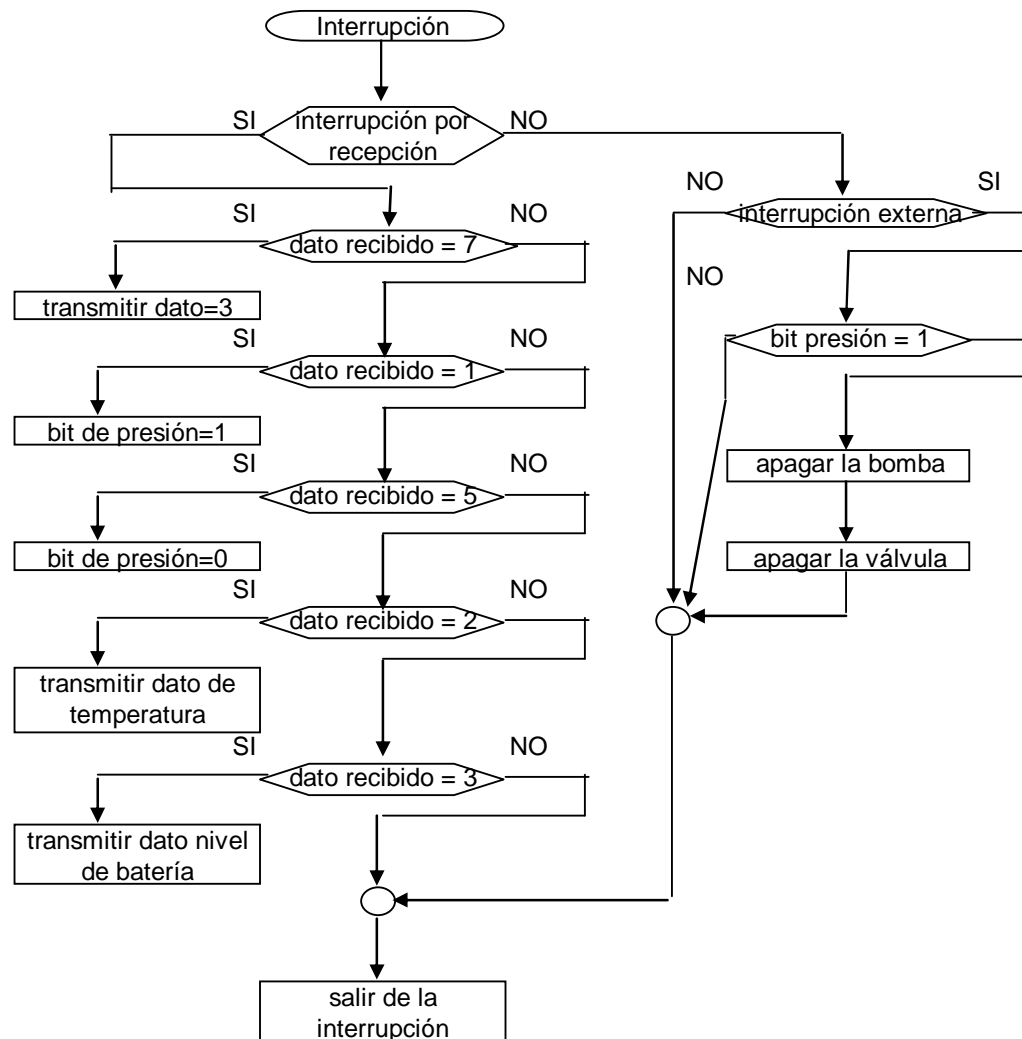


Figura 2.16 Diagrama de Flujo de las interrupciones del microcontrolador

El subVI de LabVIEW que procesa la presión lee los datos en bloques de 50 elementos y transforma la señal de voltaje en presión expresada en mmHg como se puede observar en la Figura 2.17 que presenta el SubVI tomar datos.

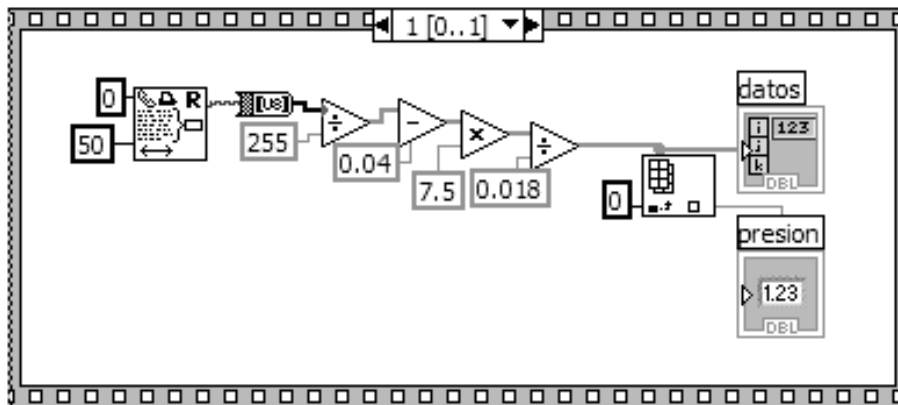


Figura 2.17 SubVI Tomar datos en el que se convierte el valor de voltaje a presión.

El subVI en el que se realiza el procesamiento de la señal de presión para encontrar la presión sistólica y diastólica se indica en la Figura 2.18 El arreglo de presión contiene todos los datos de presión que corresponden al inflado y desinflado del brazalete, este arreglo es filtrado para obtener las oscilaciones de la arteria. El proceso para determinar la curva correspondiente al pulso índice se realiza en el subVI máximos que se indica en la Figura 2.19. En este subVI se utiliza la frecuencia o ritmo cardiaco encontrada anteriormente que es también la frecuencia de las oscilaciones y se divide el arreglo en subarreglos que contienen solamente los datos correspondientes a un periodo de oscilación. Se busca el valor máximo para cada periodo hasta tener los puntos máximos de todas las oscilaciones. Al unir los valores máximos y filtrar esta señal se tiene la curva del pulso índice. Esta curva ingresa al subVI denominado Ps Pd como se puede ver en la Figura 2.19. En ella se determina el valor pico de la curva, se busca el índice correspondiente al 57% del valor máximo entre los valores de la izquierda de la curva de pulso índice para luego obtener la presión sistólica y se busca el índice correspondiente al 70% del valor máximo entre los datos de la derecha del pulso índice para determinar la presión diastólica.

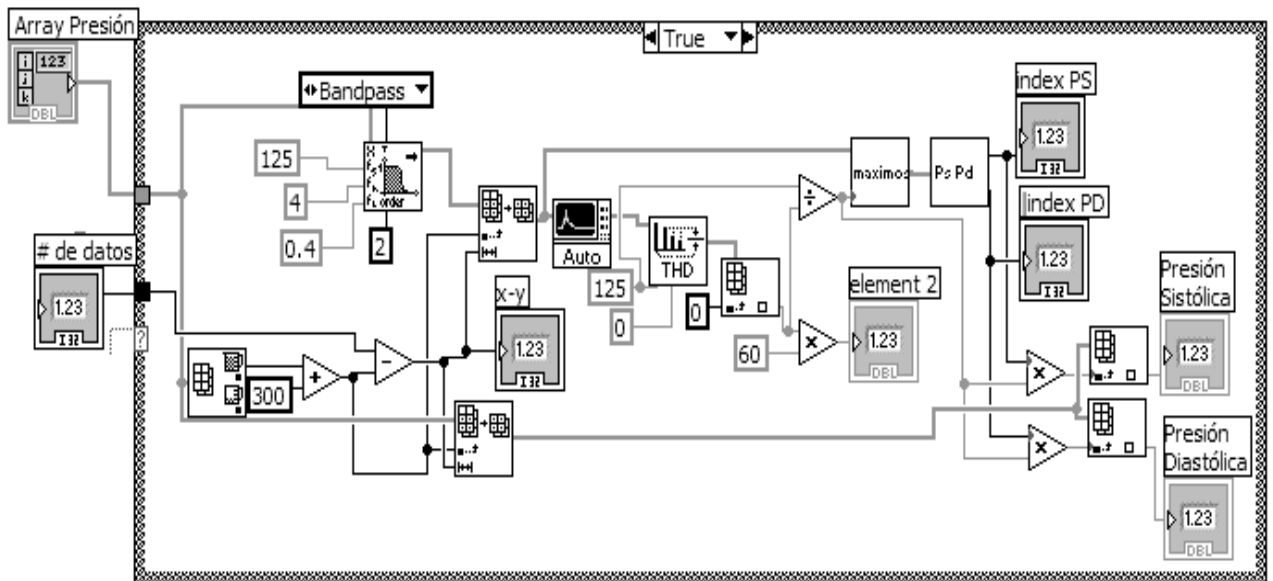


Figura 2.18 Procesamiento de la señal de presión para obtener los valores de Presión Sistólica y Diastólica

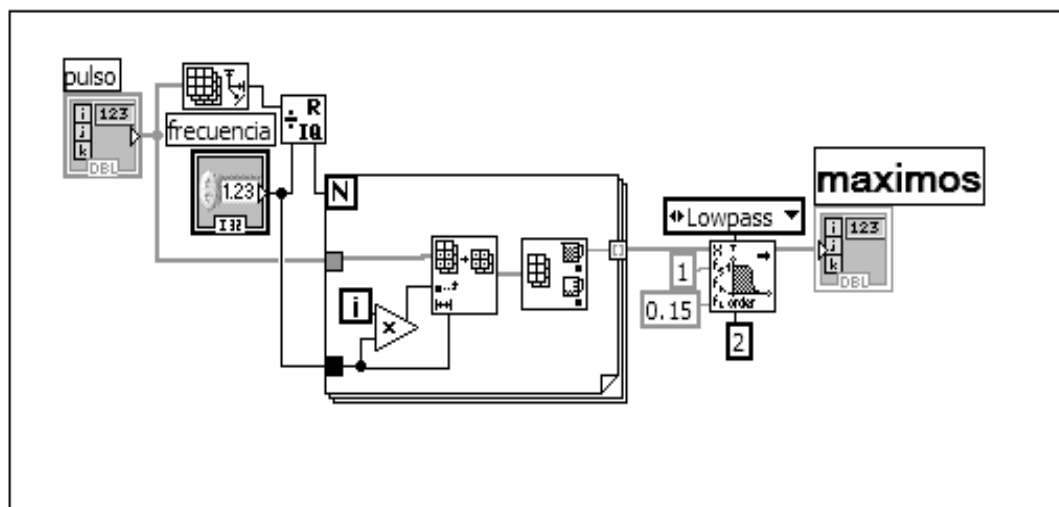


Figura 2.19 SubVI Máximos para encontrar la curva de pulso índice

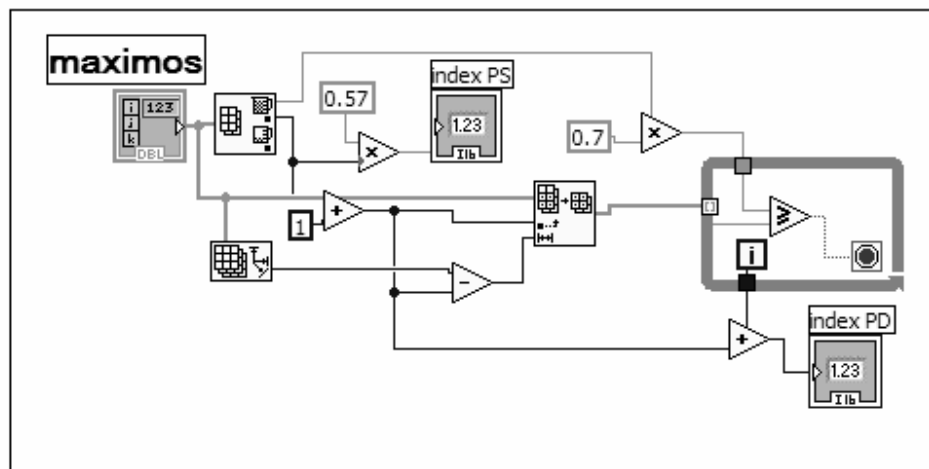


Figura 2.19 SubVI Pd Ps para encontrar los valores a los cuales se tiene la presión sistólica y diastólica

CAPÍTULO 3

PRUEBAS Y RESULTADOS

3.1 SEÑALES OBTENIDAS PARA LA DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL

Como se explicó en el Capítulo 2, el primer paso para la determinación de la presión arterial, es tomar muestras de la presión al inflar y desinflar el brazalete que se encuentra ubicado en la muñeca de la persona, las muestras se toman cada 16mseg. El proceso de desinflado tarda alrededor de 1 minuto, mientras la presión en el brazalete es mayor el aire es expulsado con mayor rapidez; la velocidad con la que se desinfla el brazalete depende también del diámetro de la muñeca de la persona.

Inicialmente se utilizó un brazalete más grande que se ubicó en el brazo, el proceso de inflado y desinflado se lo realizó manualmente. Utilizando un filtro pasaltos analógico con una frecuencia de corte de 0.16Hz a la salida del sensor de presión y luego un amplificador de instrumentación se pudo observar las oscilaciones de la pared arterial, el siguiente paso fue utilizar un brazalete más pequeño en la muñeca en donde también se apreciaron las oscilaciones arteriales realizando el proceso de inflar y desinflar el brazalete de forma automática. En estas primeras mediciones el tiempo de muestreo utilizado fue de 4mseg. Las muestras obtenidas de esta manera se indican en la Figura 3.1 en la que se puede apreciar la presión arterial y las oscilaciones utilizando el filtro análogo.

El filtro analógico utilizado fue reemplazado por un filtro digital pasabanda implementado en LabVIEW con las características señaladas en el Capítulo 2.

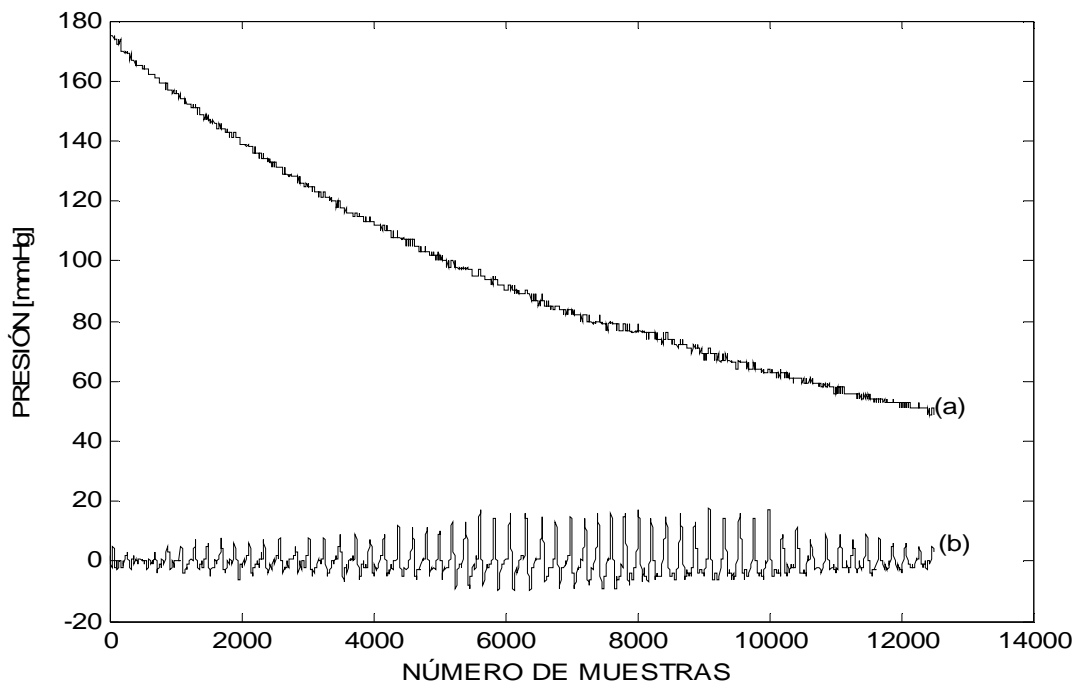


Figura 3.1 a) Valores de la presión arterial cuando se desinfla el mango. b) curva de presión oscilatoria

La cantidad de datos obtenidos con la frecuencia de muestreo de 250Hz era muy extensa y provocaba errores al asignar la memoria necesaria para ejecutar la aplicación en la PALM, por lo que el periodo de muestreo debió reducirse a 16mseg, periodo con el cual las características principales como la frecuencia y la amplitud de los pulsos no se alteran significativamente.

Con estos cambios las señales de presión y las oscilaciones se indican en la Figura 3.2. El eje horizontal representa el número de datos tomados. Como se puede observar la banda se infla hasta llegar a los 200mmHg y decrece rápidamente, de la señal oscilatoria se deben recortar todos los valores iniciales, que provocan errores al determinar la presión, al cortar estos datos iniciales la presión máxima que se puede medir es de 150mmHg. Para tener un rango más amplio se elevó el valor máximo de presión que se alcanza en el interior del brazalete 220mmHg. En la

Figura 3.3 se muestra como con este cambio, el rango de presión se incrementa hasta 170mmHg.

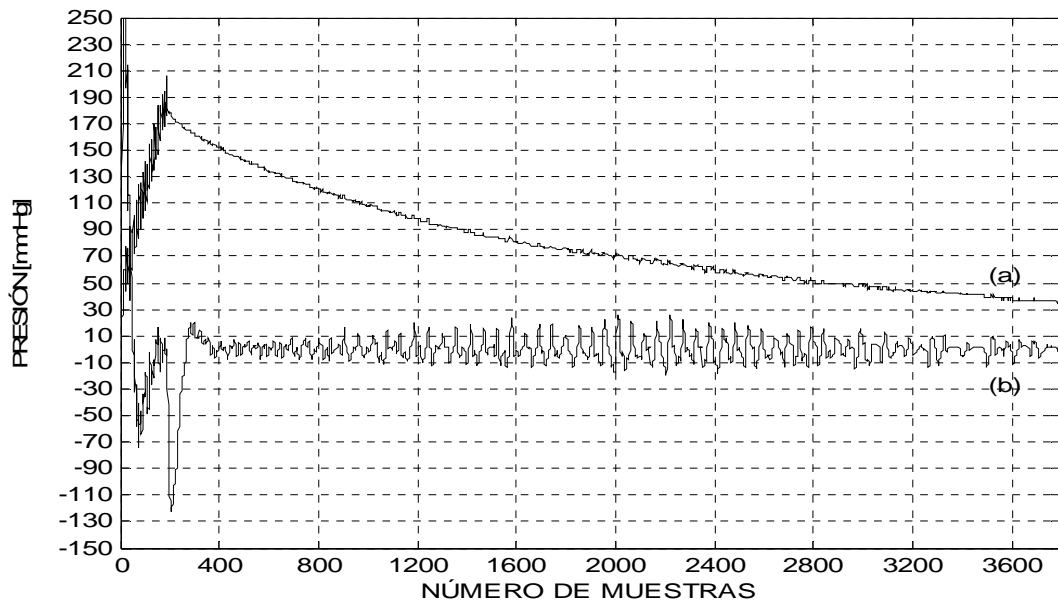


Figura 3.2 Señales de presión y curva de presión oscilatoria inflando el brazalete hasta 200mmHg

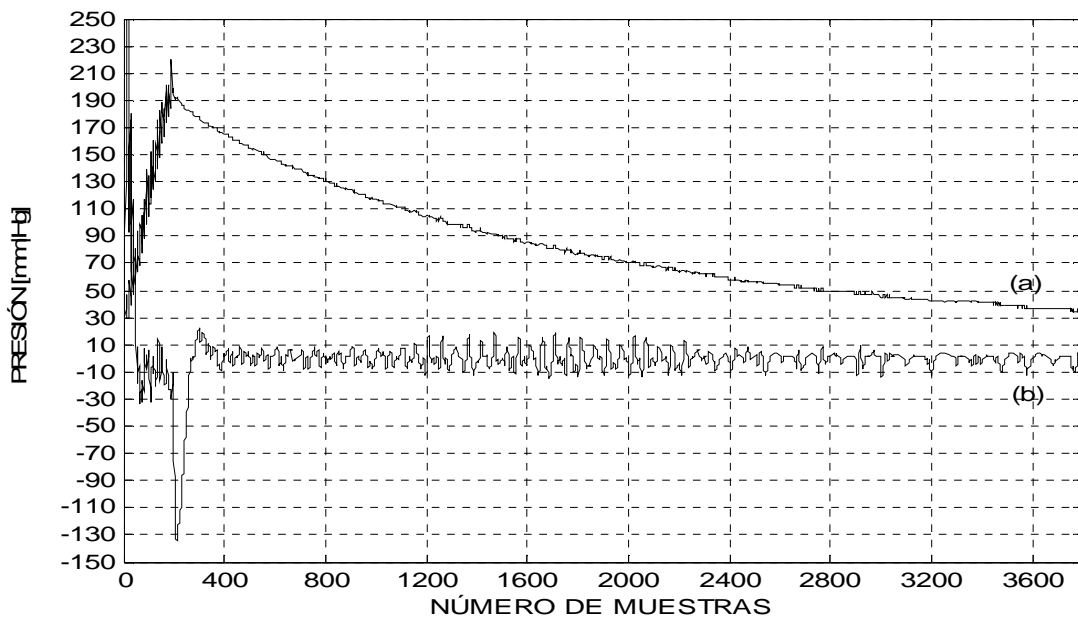


Figura 3.3 Señales de presión y curva de presión oscilatoria inflando el brazalete hasta 220mmHg

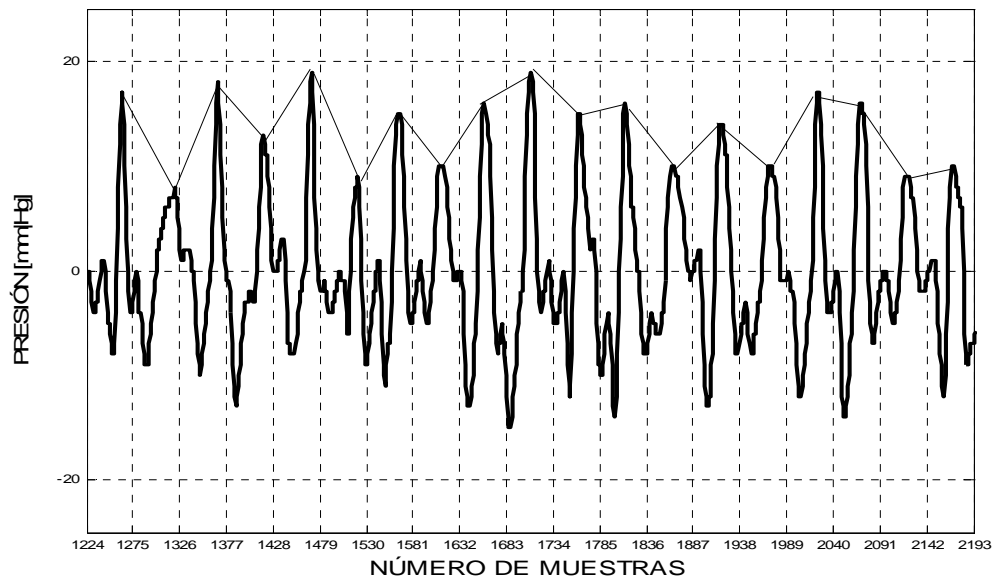


Figura 3.4 Muestra de la señal oscilatoria de la Figura 3.3 ampliificada

Las pulsaciones por minuto de esta señal son 73, es decir, que la señal tiene una frecuencia fundamental de 1.61Hz (periodo=0.821seg), cada muestra se toma en intervalos de 16mseg, por lo que en un periodo se tienen 51 muestras. En la Figura 3.4 se observan las pulsaciones divididas en periodos de 51 muestras, de cada uno de estos periodos se encuentra el valor máximo con el objetivo de tener una curva envolvente, pero como se puede observar en la Figura 3.5 (a) con esta señal no se tiene la curva correspondiente al pulso índice oscilométrico, lo que se puede lograr filtrando esta señal y se observa en la Figura 3.5(b). El filtro con el que se encontró un mejor resultado es un filtro pasabajos Butterwoth con una frecuencia de corte normalizada de 0.03Hz de segundo orden.

Para determinar los valores de las constantes K_s y K_d a los cuales se mide la presión sistólica y diastólica se tomó una muestra de presión. Previamente se midió el valor de la presión sistólica y diastólica utilizando el método tradicional auscultatorio, obteniéndose valores de 108-57 mmHg. En base a estos datos se determinó un porcentaje del valor pico de la señal de pulso índice oscilométrico a la

cual, se tienen estas presiones como se indica en la Figura 3.6 en la que la señal de pulso índice oscilométrico se ve amplificada cuatro veces.

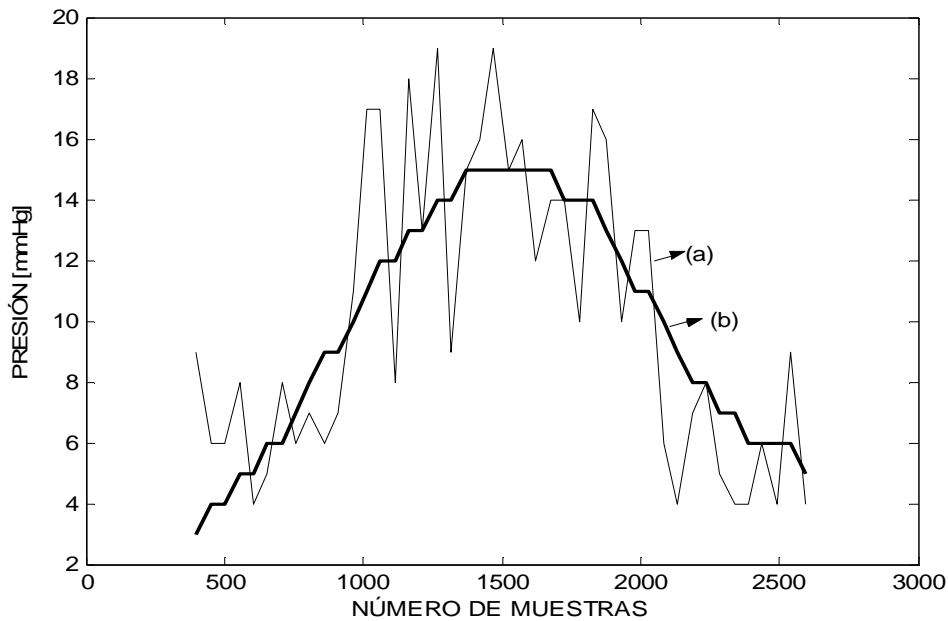


Figura 3.5 a) Valores máximos de cada periodo de la señal oscilatoria. b) Señal obtenida al filtrar los valores máximos

Como se puede ver en la Figura 3.6 el valor máximo del pulso índice oscilométrico es 60 este valor corresponde a H_M , el valor al que se encuentra la presión sistólica es de 108mmHg para este valor la curva correspondiente al pulso índice H_s tiene un valor de 35mmHg, y el valor correspondiente a la curva de pulso índice al que se encuentra la presión diastólica H_d es de 36. Utilizando las Ecuaciones 2.14 y 2.15 se encuentran los valores de K_s y K_p .

$$H_M = 60$$

$$H_s = 35$$

$$K_s = \frac{35}{60}$$

$$K_s = 0.58$$

$$H_d = 36$$

$$K_d = \frac{36}{60}$$

$$K_d = 0.6$$

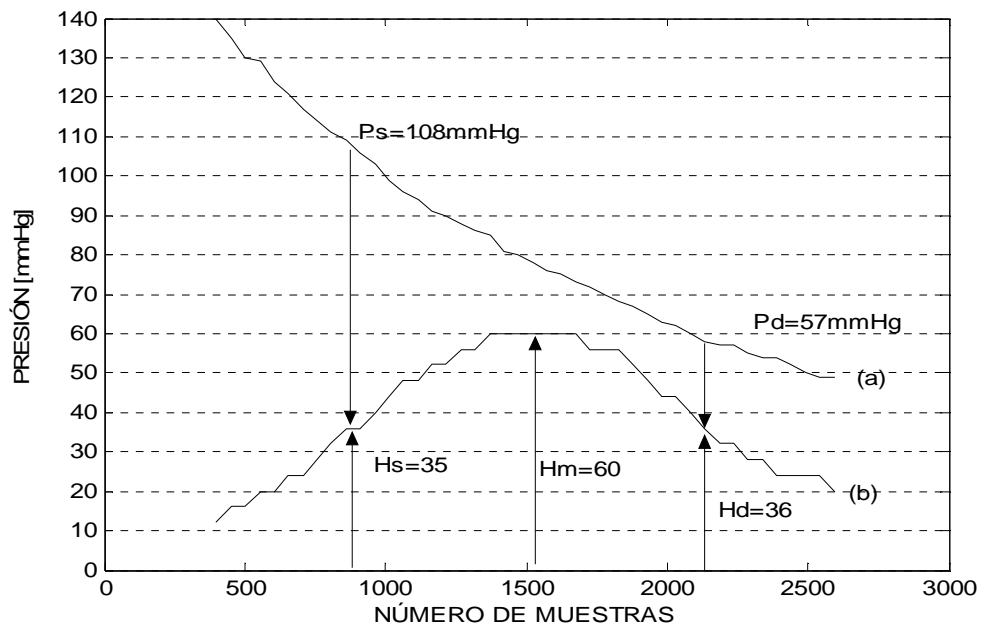


Figura 3.6 Determinación de las constantes K_s y K_d a) Señal de presión. b) Pulso índice oscilométrico

Estas constantes se pueden ir regulando hasta encontrar el valor al cual se comete menos error entre varias muestras. Hay que tener en consideración que la presión arterial en una persona está sujeta a varios factores de cambio que pueden ser físicos o emocionales, incluso la oclusión arterial que se produce al tomar las medidas puede afectar a una siguiente medición.

Debido a que se puede determinar el pulso índice oscilométrico de distintas maneras se implementó también otros métodos entre los cuales se hizo una comparación y se determinó cual presenta menor error.

Un segundo método es el de filtrar directamente la señal oscilatoria sin buscar primero los puntos máximos. El filtro utilizado es de tipo Butterworth pasa bajos con una frecuencia de 0.025Hz, la señal resultante se puede ver en la Figura 3.7

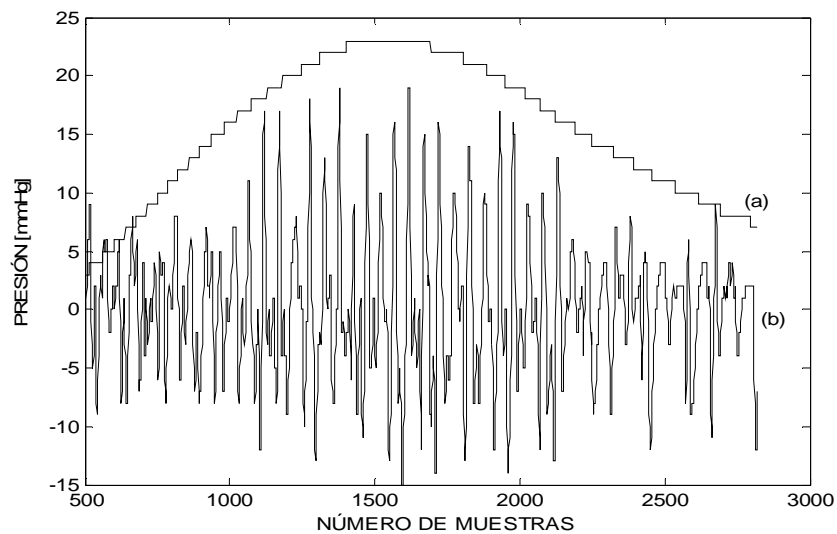


Figura 3.7 a) Pulso índice oscilométrico determinado filtrando la señal oscilatoria b)
Señal de presión oscilatoria

Una variación que se puede hacer al primer método es hacer una aproximación utilizando un polinomio de orden n en lugar de utilizar el filtro. Se encontró que un polinomio de orden 5 se aproxima bastante a la curva, pero en algunos casos como el que se muestra en la Figura 3.8 al tener dos valores pico casi de valor muy parecido, se puede tener un grave error por lo que se realizaron pruebas ocupando polinomios de orden 3 y 4 que corresponden a los métodos tres y cuatro respectivamente.

Con todos los métodos mencionados anteriormente también se puede ocupar el enfoque por pendientes en la curva envolvente, en este proyecto se presenta el análisis de este método aplicado a la señal de pulso índice oscilométrico encontrada al utilizar el segundo método.

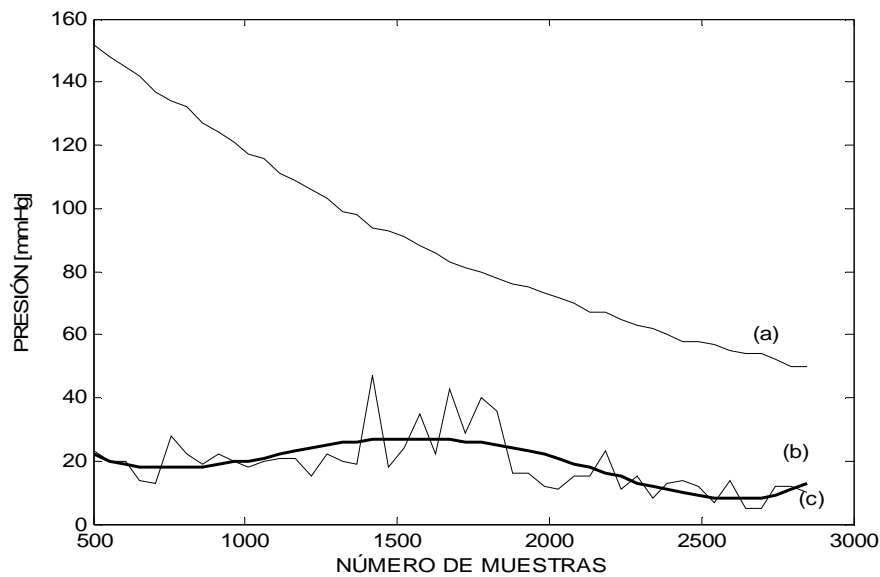


Figura 3.8 a) Señal de presión. b) Valores máximos de la señal oscilatoria. c) Aproximación de la curva de valores máximos a una curva polinómica de orden 5

Los resultados obtenidos para cada uno de los métodos anteriores se indican en las Tablas 3.1, 3.2, 3.3 En las que se puede apreciar en la columna titulada como error, el valor absoluto de la diferencia obtenida entre el valor encontrado con el método auscultatorio y cada uno de los métodos implementados. Se indica también el promedio de los errores obtenidos en cada método.

El promedio más bajo de error para la presión sistólica se obtiene utilizando el primer método con una constante $K_s=0.6$, y el promedio más bajo para la presión diastólica se tiene utilizando el cuarto método con una constante $K_d=0.5$. Debido a que este método es una variación del primero se pueden implementar los dos.

Tabla 3.1 Comparación de los resultados obtenidos al medir la presión arterial utilizando el primer y segundo métodos para encontrar la curva de pulso índice oscilométrico.

Auscultatorio		Primer Método				Segundo Método			
Ps	Pd	Ps	Error	Pd	Error	Ps	Error	Pd	Error
108	57	103	5	57	0	112	4	60	3
114	67	117	3	68	1	112	2	58	9
131	75	132	1	78	3	125	6	75	0
130	70	119	11	75	5	129	1	85	15
132	86	132	0	86	0	145	13	94	8
114	67	111	3	63	4	99	15	57	10
147	92	145	2	83	9	129	18	78	14
134	89	140	6	83	6	121	13	72	17
107	55	101	6	63	8	109	2	67	12
112	64	108	4	58	6	111	1	57	7
110	66	109	1	70	4	130	20	80	14
111	59	142	31	62	3	130	19	65	6
112	68	122	10	75	7	127	15	70	2
107	64	106	1	65	1	101	6	63	1
115	69	112	3	65	4	114	1	70	1
110	68	111	1	63	5	121	11	70	2
106	70	132	26	72	2	129	23	75	5
Promedio de error			6.71		4.00		10.00		7.41

Tabla 3.2 Comparación de los resultados obtenidos al medir la presión arterial utilizando el primer y segundo métodos para encontrar la curva de pulso índice oscilométrico.

Auscultatorio		Tercer Método				Cuarto Método			
Ps	Pd	Ps	Error	Pd	Error	Ps	Error	Pd	Error
108	57	103	5	57	0	103	5	55	2
114	67	124	10	70	3	121	7	68	1
131	75	135	4	85	10	139	8	80	5
130	70	109	21	78	8	119	11	73	3
132	86	125	7	85	1	132	0	81	5
114	67	116	2	62	5	111	3	60	7
147	92	158	11	93	1	171	24	86	6
134	89	160	26	93	4	157	23	88	1
107	55	99	8	60	5	106	1	58	3

112	64	117	5	67	3	112	0	63	1
110	66	96	14	70	4	99	11	67	1
111	59	121	10	58	1	178	67	58	1
112	68	129	17	75	7	125	13	73	5
107	64	109	2	65	1	112	5	63	1
115	69	109	6	68	1	112	3	65	4
110	68	99	11	63	5	108	2	60	8
106	70	106	0	72	2	112	6	68	2
Promedio de error			9.35		3,59		11.12		3.29

Tabla 3.3 Comparación de los resultados obtenidos al medir la presión arterial utilizando método auscultatorio y el enfoque por pendientes.

Auscultatorio		Enfoque por pendientes			
Ps	Pd	Ps	Error	Pd	Error
108	57	112	4	60	3
114	67	112	2	60	7
131	75	124	7	80	5
130	70	132	2	83	13
132	86	148	16	98	12
114	67	99	15	52	15
147	92	130	17	78	14
134	89	124	10	72	17
107	55	101	6	65	10
112	64	109	3	54	10
110	66	132	22	67	1
111	59	130	19	60	1
112	68	127	15	72	4
107	64	108	1	62	2
115	69	128	13	80	11
110	68	129	19	88	20
106	70	88	18	78	8
Promedio de error			11.12		9.00

A pesar de que con el primer método es con el que se obtiene menor error, en algunos casos la diferencia con el método auscultatorio es demasiado grande, llegando hasta 31 mmHg en los datos medidos. El problema que se presenta en estos casos es que la curva de pulso índice oscilométrico presenta una variación comparada con las que son más frecuentes que corresponden a la forma de onda presentada en la Figura 3.6. La variación se puede observar en la Figura 3.9 al

presentar un abultamiento antes de llegar al 60% de su valor pico, provoca una lectura errada del valor de presión sistólica.

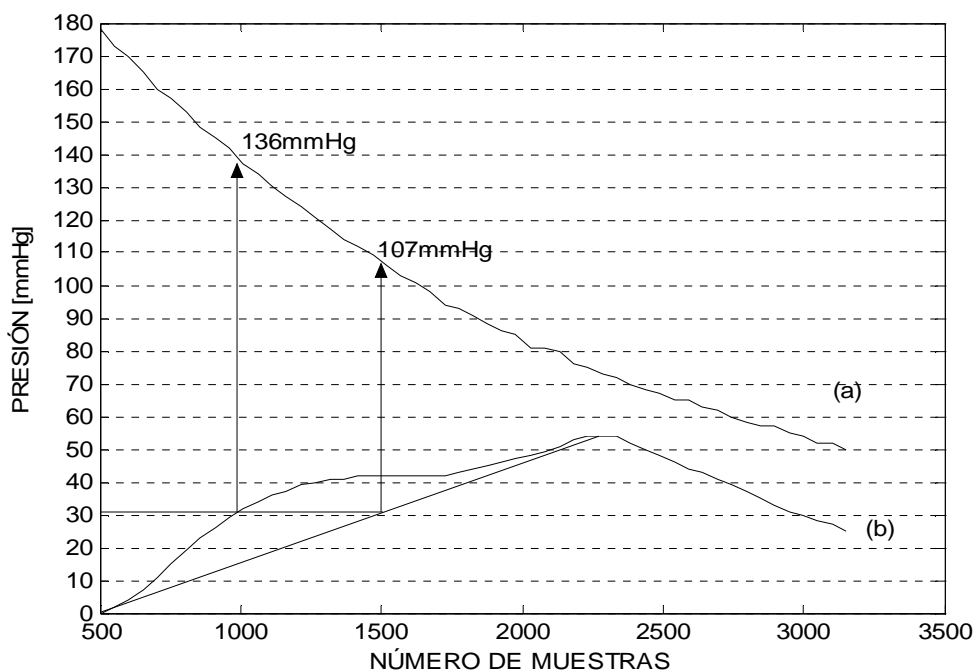


Figura 3.9 Curva que presentan un error excesivo en la determinación de la presión arterial y la manera de minimizar el error.

Para solucionar este problema se aproximó la curva a una línea recta desde cero hasta el pico superior de la curva como se indica en la Figura 3.9, esta solución proporciona un valor adecuado incluso para las curvas que no presentaban el problema mencionado. La constante K_s utilizada con esta aproximaciones de 0.57 con lo que se obtuvieron mejores resultados. Una comparación entre los datos calculados al usar el primer métodos y los valores encontrados usando la aproximación lineal se muestra en la Tabla 3.4. En Esta tabla se puede apreciar que, la diferencia entre los datos medidos con el método auscultatorio y los obtenidos con la aproximación lineal en promedio se reduce notablemente.

Tabla 3.4 Valores de presión arterial obtenidos usando el primer método y una aproximación lineal del mismo método

Auscultatorio	Primer Método		Aproximación Lineal	
	Ps	Error	Ps	Error
108	103	5	103	5
114	117	3	112	2
131	132	1	129	2
130	119	11	125	5
132	132	0	130	2
114	111	3	108	6
147	145	2	142	5
134	140	6	135	1
107	101	6	108	1
112	108	4	108	4
110	109	1	114	4
111	142	31	112	1
112	122	10	119	7
107	106	1	109	2
115	112	3	112	3
110	111	1	114	4
106	132	26	111	5
Promedio		6.71		3.47

Mientras se realiza la medición la persona debe mantener su mano inmóvil para evitar errores en la determinación de la presión y la frecuencia cardiaca. Si existe un movimiento de la mano, la curva de presión arterial se modifica y por lo tanto también la curva de las oscilaciones como se puede observar en la Figura 3.10; este cambio permite que el programa del monitor portátil de signos vitales detecte los movimientos para detener la medición y desplegar un mensaje de advertencia al usuario indicando que realice una segunda medición sin mover su mano.

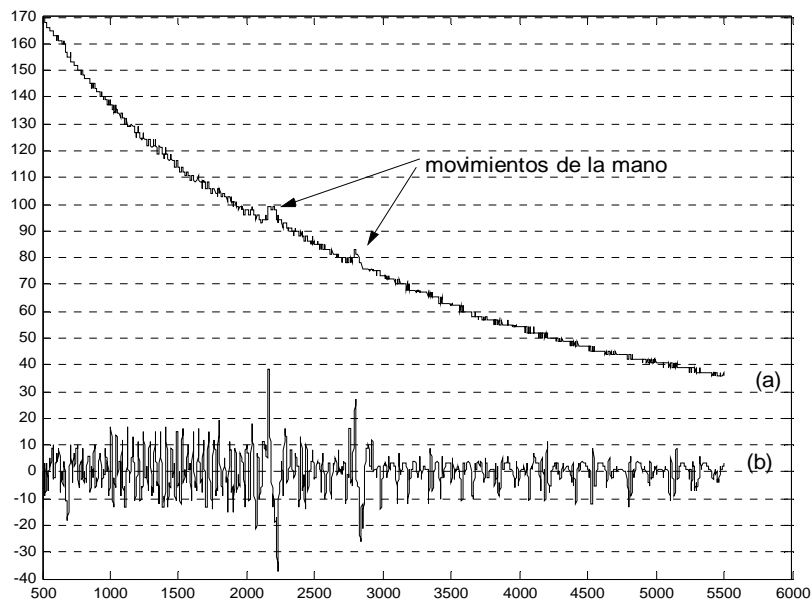


Figura 3.10 Cambios que se producen en la señal de presión y en la señal oscilatoria en presencia de movimiento

3.2 RESULTADOS OBTENIDOS AL MEDIR LA FRECUENCIA CARDIACA.

La frecuencia cardiaca se mide al determinar la presión arterial, encontrando la frecuencia de las oscilaciones obtenidas. El error cometido es muy pequeño como se puede apreciar en la Tabla 3.5 en la que se indican en la primera columna los valores medidos de la frecuencia cardiaca contando el número de pulsos que se sienten al presionar la arteria radial contra el hueso en la muñeca, y en la segunda columna los datos obtenidos con el monitor portátil de signos vitales.

Tabla 3.5 Comparación entre la frecuencia medida tradicionalmente y la frecuencia medida con el monitor portátil de signos vitales

Frecuencia Palpada	Frecuencia Medida	Diferencia
73	74	-1
78	76	2
78	78	0
73	71	2
70	72	-2
67	64	3
82	84	-2
50	52	-2
64	63	1
65	67	-2
61	63	-2
84	85	-1
96	95	1
110	112	-2
120	119	1
100	100	0

La frecuencia medida con en Monitor Portátil de signos vitales tiene un error que se encuentra entre ± 2 pulsaciones por minuto.

La repetibilidad de la frecuencia cardiaca así como de la presión es difícil de determinar pues se requiere que la medición se realice varias veces seguidas en las mismas condiciones, lo que es complicado tener en una persona pues la frecuencia y la presión pueden variar ya sea por condiciones físicas de la persona como el movimiento o el cambio de posición y por condiciones emocionales que no se puede controlar ni medir. A pesar de estos inconvenientes se tomaron algunos valores de frecuencia cardiaca en una persona en intervalos de un minuto aproximadamente entre cada una de las mediciones. Como se puede observar en la Tabla 3.6 las primeras mediciones obtenidas varían entre sí lo que quiere decir que la persona se encontraba tensa, nerviosa o había realizado algún ejercicio físico que aunque pequeño puede haber influido en la medida. Los últimos datos tomados muestran

que la persona se encontraba estable y que en estas condiciones el monitor portátil de signos vitales tiene una buena repetibilidad.

Tabla 3.6 Frecuencia cardiaca medida en la misma persona procurando mantener las mismas condiciones.

Frecuencia Cardiaca
87
80
83
82
81
85
83
83
83
83
79

3.3 RESULTADOS OBTENIDOS AL MEDIR LA TEMPERATURA CORPORAL.

La temperatura corporal se la mide ubicando el sensor de temperatura en el área sublingual junto al frenillo para obtener mejores resultados. Cuando el sensor está mal ubicado presenta un error en la medición que es proporcional a la separación entre el sensor y el frenillo.

Para mejorar la presentación del termómetro se colocó un recubrimiento plástico, pero lamentablemente esto afectó la medida de la temperatura, por lo que se procedió a retirarlo.

En la Tabla 3.7 se observa la temperatura bucal medida con un termómetro de mercurio y la temperatura medida con el termómetro del monitor portátil de signos vitales. Como se puede apreciar el error que se comete es de $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$.

Tabla 3.7 comparación de los valores de temperatura obtenidos al usar un termómetro de mercurio y el monitor portátil de signos vitales

termómetro de mercurio	monitor portátil de signos vitales	diferencia
36.2	36.4	-0.2
36.8	36.9	-0.1
35.6	35.8	-0.2
36.7	36.7	0
36.4	36.4	0
36.1	36.2	-0.1
7.0	36.9	0.1
37.0	36.9	0.1
36.5	36.4	-0.1
36.6	36.7	0.1
36.9	36.7	-0.2
36.6	36.4	-0.2
36.7	36.9	0.2
36.5	36.7	0.2

CAPÍTULO 4

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El monitor portátil de signos vitales es un equipo que puede ser operado por cualquier persona sin necesidad de tener conocimientos de medicina o electrónica. Su uso es fácil y no precisa de más de una persona para realizar las mediciones ya sea de temperatura, frecuencia cardíaca o presión arterial.

Para la medición de presión arterial se encontró como más apropiado el método oscilométrico, que proporciona una medida confiable de la presión arterial. Este método no invasivo puede ser usado para medir la presión en la muñeca de la persona lo que provee mayor facilidad y comodidad al momento de tomar la presión.

La ventaja que presenta el método oscilométrico es que se puede implementar un tensiómetro digital automático con el que la persona puede medir su presión arterial personalmente, no como con el método auscultatorio en que se necesita de otra persona que mida la presión arterial y que tenga un conocimiento previo de la forma en que se realiza la medición.

La desventaja del método oscilométrico es que no hay una forma estándar de determinar la curva del pulso índice oscilométrico y las constantes para la determinación de la presión sistólica y diastólica. Por lo que se debe tomar varias muestras de presión y buscar experimentalmente estas la constantes.

La mayor dificultad que presenta la determinación de los signos vitales es que las personas estamos expuestas a cambios en nuestras condiciones físicas y emocionales que pueden provocar que los signos vitales cambien rápidamente. Los signos vitales que se ven más afectados por esta característica son la presión arterial y la frecuencia cardíaca. Esto provoca dificultades en validación de los valores

obtenidos en el monitor portátil de signos vitales al compararlos con los obtenidos al medir la presión con el método auscultatorio, cabe mencionar también que en el método auscultatorio también se pueden cometer errores humanos y de apreciación. Por otro lado la presión arterial no es fija en todo el cuerpo puede variar entre un brazo y otro, y varía también una vez que se a presionado la arteria. Por lo que dos medidas de presión nunca van a ser idénticas. En el caso de la frecuencia cardiaca a pesar de cambiar rápidamente se la puede medir en dos lugares a la vez lo que facilita la comprobación de las medidas obtenidas.

Para la medición de la frecuencia cardiaca el método más apropiado es el de usar la transformada de Fourier y encontrar la frecuencia fundamental de la señal oscilatoria obtenida al medir la presión de la banda inflable.

Para medir la temperatura corporal se encontró apropiado el uso de un termistor por el corto tiempo de respuesta y la gran sensibilidad que presentan estos sensores de temperatura, facilitan el proceso de medida de la temperatura.

La utilización del programa computacional de ambiente gráfico LabVIEW facilita el procesamiento de las señales ya que se pueden utilizar los subVIs correspondientes a los filtros y las transformadas utilizadas para la determinación de la presión y de la frecuencia cardiaca.

Para medir la temperatura se podría combinar el sensor utilizado con otro específico para medir la temperatura en la superficie de la piel con lo que el Monitor Portátil de Signos Vitales prestaría la posibilidad de medir la temperatura en la frente de la persona lo que resulta más cómodo.

Como complemento a este proyecto de titulación se podrían implementar métodos para medir otros signos vitales como la frecuencia respiratoria y la cantidad de oxígeno en la sangre.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ANÓNIMO, Primeros Auxilios, Auxilio.net

- [2] PENAGOS Sandra, SALAZAR Luz, VERA Fanny, Guías Para El Manejo De Urgencias

- [3] HOUSSAY Bernardo, Fisiología Humana, 4ª Edición, El Ateneo, Argentina, 1972

- [4] BERKOW Robert, Manual Merck De Información Médica General, Editorial Océano, Barcelona, 2003

- [5] LIFE SOURCE, Termómetros De Lectura Instantánea

- [6] ENCICLOPEDIA MULTIMEDIA DE LOS SERES VIVOS, CD 14 El Cuerpo Humano, Editorial Planeta-DeAgostini S.A. ,1997

- [7] GANONG William, MANUAL DE Fisiología MÉDICA, 6º edición, El Manual moderno, Barcelona, 1980

- [8] CONSTANSO Linda, Fisiología, McGraw-Hill Interamericana, México,1999

- [9] CLM MAYORES, Hipertensión Arterial.

- [10] CREUS Antonio, Instrumentación Industrial, 2º edición, Editorial Marcombo, México, 1981

- [11] POTTER David, Measuring Temperature With Thermistors – A Tutorial, National Instruments, Application Note 065

- [12] NATIONAL INSTRUMENTS, PDA Module User Manual.
- [13] JAMSA Kris, Instant Palm Os Applications, McGraw-Hill, California,2001
- [14] RUSO R., RAMOS J., BAUTISTA O., DEL REY R., Una Implemetación Efectiva Delmétodo Oscilométrico Para La Medición De La Presión Arterial, Instituto Central de Investigación Digital, Cuba, 1996
- [15] SALUM G.M., OJEDA G.G., Primeros Estudios Con Un Medidor Oscilométrico De Presión Arterial, Universidad Nacional de Entre Ríos, Uruguay
- [16] FREESCALE SEMICONDUCTOR, Sensor Device Data Mpx5050 Mpxv5050g Series, 2004

ANEXOS

ANEXO A

PROGRAMA IMPLEMENTADO EN EL MICROCONTROLADOR

```

List P=16F88
#include "P16F88.inc"

DATO_CONV      EQU 20
DATO_TRANS EQU 21
DATO_REC       EQU 22
DATO_PRE      EQU 23
MUESTRAS      EQU 24
banderas      EQU 25
contar_m1     EQU 27
contar_m2     EQU 28
aux_time      EQU 29
#define encendido PORTB,1      ;led de encendido
#define presion_alta PORTB,3    ;interruptor para variar inflar el brazaletes hasta 270 mmhg
#define comunicacion PORTB,4   ;led de comunicación serial
#define valvula PORTB,6        ;enciende o apaga la válvula
#define bomba PORTB,7         ;enciende o apaga la bomba
#define inc_pres banderas,0    ;indica si la presión está subiendo 0, o esta bajando 1
#define pyp banderas,1        ;indica si la interrupción es para medir presion

org 00h
goto INICIO
org 04H
goto INTERRUP

INICIO
    bcf STATUS,RP1
    bsf STATUS,RP0
    movlw b'11111011' ;configuración de entradas/salidas de los puertos
    movwf TRISA
    movlw b'00001101'
    movwf TRISB

```

```

movlw b'00011011' ;configuración de las entradas/salidas A/D
movwf ANSEL
clrf ADCON1 ;justificación a la izquierda y la referencia del A/D es Vdd y Vss
bankssel ADCON0
movlw b'01000001' ;canal 0, go=0
movwf ADCON0
bankssel SPBRG ;configuración para la comunicación serial
movlw d'12'
movwf SPBRG;baud rate=19.2K con una frecuencia de oscilación de 4Mhz
movlw b'00000100' ;transmisión deshabilitada,BRGH=1 para tener el baud =1.2K
movwf TXSTA
bankssel RCSTA
movlw b'10010000'
movwf RCSTA
bankssel OPTION_REG ;configuración del timer para el tiempo de muestreo movlw
b'10000101' ;preescaler 64,
movwf OPTION_REG ;configuración de las interrupciones
movlw b'11010000'
movwf INTCON
bankssel PIR1
movlw b'00000000'
movwf PIR1
bankssel PIE1
movlw b'00100000' ; habilitada solo interrupción por recepción serial y la externa RB0
movwf PIE1

bankssel TRISB
bankssel T2CON
movlw b'00000000' ;preescaler1, timer2 off, postesc0
movwf T2CON
bsf T2CON,TMR2ON ;timer2 on
bankssel CCP1CON
movlw b'00001100' ;configurado para PWM
movwf CCP1CON
bankssel banderas
clrf banderas
bcf bomba

```

```

    bcf valvula
    clrf banderas2      ;inicialización de los registros
    bsf pyp
    bcf comunicacion
    clrf DATO_PRE
PROGRAMA
    banksel PORTB
    bsf encendido
    bcf bomba
    bcf valvula
    clrf MUESTRAS
    btfss pyp
    goto PROGRAMA
PRESIONYPULSO
    bsf comunicacion
    movlw d'07'        ;TIMER PARA CONTAR EL TIEMPO DE MUESTREO
    movwf TMR0
    decfsz contar_m1
    goto siga
    movlw d'242'
    movwf contar_m1
    decfsz contar_m2
    goto siga
    bcf pyp
    goto PROGRAMA
siga                                ;llamada a la conversión
    movlw b'01001001'  ;indicar cual va a ser el pin de entrada
    call CONVERTIR
    movf DATO_CONV,W
    movwf DATO_TRANS
    call TRANSMITIR
SIG
    movf DATO_TRANS,W
    movwf DATO_PRE
SEGUIR
    comf banderas2
    btfsc inc_pres

```

```

    goto    decremento
    btfsc  presion_alta
    goto   HIPER
    movlw  d'145' ; si esta incrementandose compruebo si llega o no a 220mmHg
    goto   RESTA
HIPER
    movlw  d'164'
RESTA
    subwf  DATO_PRE,W
    btfsc  STATUS,C ;t=2
    goto   decremento ;t=2 ;presion mayor a 200mmHg
    bsf    bomba ;enciende la bomba
    bsf    valvula ;cierra la valvula
    goto   esperar_tm
decremento
    bsf    inc_pres ;t=1
    bsf    PORTA,2
    bcf    bomba ;apago la bomba
    bsf    valvula
esperar_tm
    btfss  INTCON,2
    goto   esperar_tm
    bcf    INTCON,2
    movlw  d'16'
    movwf  aux_time
decre
    decfsz aux_time
    goto   decre
    nop
    nop
    btfsc  pyp
    goto   PRESIONYPULSO
    bcf    valvula
    bcf    presion
    goto   PROGRAMA
INTERRUP
    btfsc  INTCON,INTF

```

```

    goto    EXTERNA
    banksel PIR1
    btfsc   PIR1,5
    goto    RECIBIR
    RETFIE

EXTERNA          ; con la interrupción externa se abre la válvula
    bcf    INTCON,INTF
    bcf    válvula
    bcf    bomba
    RETFIE

RECIBIR
    banksel TXSTA
    bcf    TXSTA,5
    banksel PIR1
    bcf    PIR1,5
    banksel RCREG
    movf   RCREG,0
    movwf  DATO_REC

CUAL
    movlw  d'01'
    xorwf  DATO_REC,0
    btfss  STATUS,Z
    goto   DOSTRES

UNO
    bsf    pyp
    RETFIE

DOSTRES
    banksel DATO_REC
    movlw  d'02'
    xorwf  DATO_REC,0
    btfss  STATUS,Z
    goto   TRES

DOS
    bsf    comunicacion
    movlw  b'01100001'
    call   CONVERTIR
    movf   DATO_CONV,W

```

```
    call    TRANSMITIR
    movlw  d'15'
    call    TRANSMITIR
    bcf     comunicacion
    RETFIE

TRES
    banksel DATO_REC
    movlw  d'03'
    xorwf  DATO_REC,0
    btfss  STATUS,Z
    goto   DATO_COMP
    movlw  b'01100000'
    movwf  ADCON0
    call   CONVERTIR
    movf   DATO_TRANS,W
    call   TRANSMITIR
    RETFIE

DATO_COMP
    banksel DATO_REC
    movlw  d'255'
    xorwf  DATO_REC,0
    btfss  STATUS,Z
    goto   CINCO
    movlw  b'10000000'
    movwf  DATO_REC
    movlw  d'255'
    call   TRANSMITIR
    RETFIE

CINCO
    movlw  d'05'
    xorwf  DATO_REC,0
    btfss  STATUS,Z
    goto   OTRO
    bcf    comunicacion
    bcf    valvula
    bcf    pyp
    RETFIE
```


OTRO

RETFIE

TRANSMITIR

bcf STATUS,5

bcf STATUS,6

movwf TXREG

bsf STATUS,5

bsf TXSTA,5

bcf STATUS,5

ESPERO_T

btfs PIR1,4

goto ESPERO_T

RETURN

CONVERTIR

Banksel ADCON0

movwf ADCON0

movlw d'6' ;esperar 20us

movwf aux_time

decrem

decfsz aux_time

goto decrem

bsf ADCON0,2

esperar

btfs ADCON0,2

goto esperar

movf ADRESH,W

movwf DATO_CONV

bcf ADCON0,0

RETURN

END

ANEXO D

MANUAL DE USUARIO

El Monitor Portátil de Signos Vitales está diseñado para medir la presión arterial, la frecuencia cardiaca y la temperatura corporal utilizando un PDA, y consta de un software que debe instalarse en el PDA y un hardware al que deben conectarse el PDA, el brazalete para medir la presión arterial y la frecuencia cardiaca, y el sensor de temperatura.

El software se debe instalar en un PDA que utiliza el sistema operativo PALM OS de una versión superior o igual a la 4.0. Para descargar el software a la PALM se debe guardar la aplicación en un computador; cargarlo en el software de la PALM para descargar programas y realizar una sincronización entre la PALM y el computador.

Cuando se ejecuta la aplicación en la PALM se presenta una ventana al usuario que le permite escoger entre varias opciones como se puede ver en la Figura 1



Figura 1 Ventana principal del monitor portátil de signos vitales

Si el usuario desea ver los registros anteriores no es necesario que conecte la PALM al hardware del monitor portátil de signos vitales. Los registros de presión, frecuencia cardiaca y temperatura se pueden borrar fácilmente de la PALM cuando se desee escogiendo la opción correspondiente.

Para medir la presión arterial y la frecuencia cardiaca se debe conectar la PALM al hardware del Monitor Portátil de Signos Vitales, antes de ubicar el brazalete en la muñeca hay que verificar que el tubo de que lleva el aire este bien conectado al brazalete y al equipo de medición. Al ubicar el brazalete en la muñeca se debe tener en cuenta las siguientes recomendaciones para realizar una medición correcta.

1. Antes de realizar la medición no se debe realizar ningún esfuerzo físico ni ejercicio, y se debe estar lo más relajado posible ya que presión arterial cambia si la persona se encuentra en un estado de tensión o alterada.
2. Mientras se realiza la medición procure no moverse y no hablar. El movimiento de la mano y principalmente de los dedos detendrá el proceso de medición y en la pantalla de la PALM se visualizará un mensaje de error.
3. El brazalete se debe colocar ligeramente ajustado en la muñeca dos centímetros por debajo del pliegue de la articulación, con la palma de la mano hacia arriba. El conector de aire debe colocarse hacia arriba.
4. La posición en la que se realice la medición es de extrema importancia. Este aparato ha sido diseñado para medir la presión a una persona sentada en una silla y apoyando el codo sobre una mesa manteniendo el brazalete a la misma altura del corazón como se puede ver en la Figura2.
5. Si al tomar la medida de la presión arterial se obtiene como resultado una presión igual o superior a 160mmHg, de deberá medir nuevamente la presión esperando por lo menos 5 minutos pero utilizando la opción para medir presiones superiores a 160mmHg con la que se puede medir valores

de presión hasta 250mmHg, por que puede ser que el valor real de presión sea mayor a 160mmHg.

6. No se deben realizar mediciones seguidas en la misma persona ya que presionar la arteria el flujo sanguíneo se altera y se medirán valores erróneos. Se debe esperar por lo menos 5 minutos para tomar una nueva medida de la presión.



Figura 2. Posición correcta para medir la presión arterial.

Una vez que este bien colocado el brazalete, el conector este ubicado correctamente y se encienda el monitor portátil de signos vitales con el interruptor correspondiente se debe elegir la opción correspondiente en la pantalla de la PALM e indicar que se inicie la medición.

Durante la medición el brazalete se infla presionando la arteria, y se desinflará lentamente tardando de 1 a 2 minutos. Durante este tiempo en la pantalla se visualizará la presión instantánea en el interior del brazalete.

Unos segundos después de que el brazalete se ha desinflado totalmente se observan en la pantalla los valores de presión arterial sistólica y diastólica, y el valor de la frecuencia cardiaca.

Para medir la temperatura corporal se debe conectar el sensor de temperatura a al hardware y este deberá ser encendido usando el interruptor correspondiente si se elige la opción de medir temperatura sin encender el dispositivo en la pantalla aparecerá un mensaje de error.

Para tener una medida correcta de temperatura el sensor se debe ubicar debajo de la lengua junto al frenillo.

El proceso de medición tarda un minuto y se indica un pitido que se terminó la medición, después de la cual se puede guardar el valor obtenido.

El rango de mediciones de este termómetro digital es de 34 °C a 42 °C

Si alguno de los valores medidos de presión arterial, ritmo cardiaco o temperatura se encuentra fuera de los límites considerados normales en la pantalla de la PALM aparecerá un mensaje de advertencia.

En el caso de la presión arterial el mensaje de despliega cuando presión arterial sistólica es mayor a 140mmHg, ó la presión diastólica es mayor a 90mmHg.

Se indicará una taquicardia cuando la frecuencia cardiaca exceda de 100 latidos por minuto, una bradicardia cuando sea inferior a 60 latidos por minuto

Cuando la temperatura sea mayor a 37.3 °C el mensaje indicará que el paciente tiene fiebre.

El monitor portátil de signos vitales requiere para su funcionamiento la alimentación mediante una batería de 9 voltios. Cuando se requiere cambiar de batería se observará un mensaje de advertencia.

ANEXO E

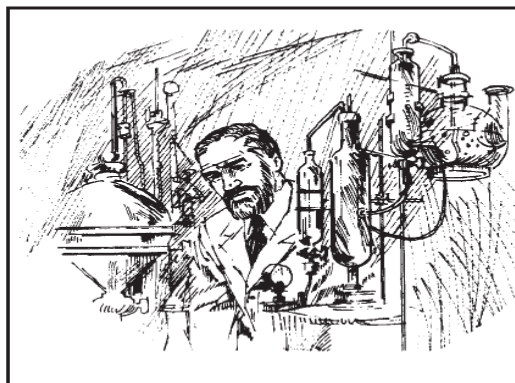
HOJAS DE DATOS



NTC THERMISTORS: TYPE MA

DESCRIPTION:

Our Biomedical Chip Thermistor assemblies are designed for use in applications involving both intermittent and continuous patient temperature monitoring. Repeatability and fast response are essential not only for the intermittent temperature requirements associated with oral and rectal fever measurements, but also with the continuous monitoring often necessary during induced-hypothermia and general anesthesia, or when employed in the care of infants and premature babies. Intensive care units along with recovery rooms have also adopted patient temperature as part of their vital sign monitoring procedures. Temperature monitoring for skin surface, tympanic, esophageal, foley catheters and biofeedback applications has also improved due to the high stability and tight interchangeable tolerances designed into each Thermometrics' Biomedical assembly.



APPLICATIONS:

A complete line of standard sub-assemblies is available, as shown in Figure 1; however, continuous research and development efforts within Thermometrics have resulted not only in these field proven designs, but in the development of our Unitherm ThermoChip Thermistor designed exclusively for biomedical applications in the range of 0° C to 50° C. Although low in cost, these highly stable, precision thermochips provide the reliability, tight interchangeable tolerances, geometries, and fast response times required. To keep pace with this ever-improving biomedical market, our material system and processing parameters are closely monitored and improved to continually provide you with reliable, quality products. In addition, should you require it, Thermometrics employs a complete staff of experienced full-time applications engineers who welcome your inquiries, whether it's for assistance, or to help with your design requirements concerning new and existing applications.



Crown Industrial Estate, Priorswood Road
Taunton, Somerset TA2 8QY UK
Tel +44 (0) 1823 335200
Fax +44 (0) 1823 332637

808 US Highway 1
Edison, New Jersey 08817-4695 USA
Tel +1 (732) 287 2870
Fax +1 (732) 287 8847

967 Windfall Road
St. Marys, Pennsylvania 15857-3397 USA
Tel +1 (814) 834 9140
Fax +1 (814) 781 7969

TYPE MA

MA100



FIGURE 1A

Designed for use in catheter assemblies these sensors are available with nominal resistance values of 2252, 3000, 5000, and 10,000 ohms at 25° C. Close monitoring of manufacturing processes allow us to maintain tight interchangeability tolerances with volume production. Typical design parameters are represented in Table 1.

NOTE: .030"(10K ohm only) and .050" diameters available with kapton sleeve only.
.070" diameter normally supplied with molded plastic tip.

MA200

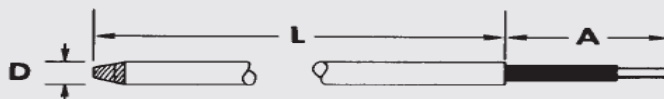


FIGURE 1B

Intermittent body temperature measurements are common practice in all phases of patient care. This assembly is ideally suited for the disposable cover oral and rectal fever thermometers in use today. It features rugged construction with tip sensitive shaft assemblies exhibiting resistance values of 2252, 3000, 5000, and 10,000 ohms at 25° C.

Refer to Table 1 for typical design parameters.

MA300

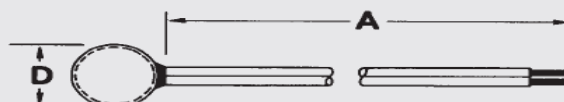


FIGURE 1C

Routine continuous patient temperature monitoring is now feasible by using the convenience of the patient's skin site as an indicator of body temperature. The stainless steel housing used is suitable for both reusable and disposable applications, while maintaining maximum patient comfort. Nominal resistance values of 2252, 3000, 5000, and 10,000 ohms at 25° C are available.

Refer to Table 1 for typical design parameters.

TABLE 1

Assembly Type	MA100	MA200	MA300
Standard Diameters D	.030" .050" .070"	.156"	.375"
Body Length L	3/8"	3.75"	N / A
Lead Length A	24"	2"	24"
Tolerance	See Table	See Table	See Table
Wire Gauge	28, 30, 32, 38 AWG	30 AWG	30 AWG
Standard Wire Insulation	*Heavy Isomid *Medical Grade PVC *Polyurethane with Nylon Overcoat	Teflon	Medical Grade PVC Teflon
Body Material	Molded Plastic or Kapton Sleeve	Lexan Shaft Aluminum Tip	Stainless Steel
Nominal R Values @ 25°C	2252, 3000, 5000, 10,000 Ohms		

THERMAL RESPONSE TIME (63% RESPONSE)

Series	Still Air	Still Water*
MA100 Catheter Assembly	15 sec.	2.0 sec.
MA200 Oral-Rectal Assembly	35 sec.	0.6 sec.
MA300 Skin Surface Assembly	45 sec.	2.0 sec.

* Response time provided is for assembly plunged from 25°C air to 5°C still water

TOLERANCE CODE AND TEMPERATURE RANGE

Temperature Range °C	Tolerance Code		
	A ± °C	B ± °C	C ± °C
0-20	.15	.2	.25
20-35	.1	.15	.2
35-39	.05	.1	.15
39-42	.075	.15	.2
42-45	.1	.15	.2
45-50	.15	.2	.25

DATA:

Our biomedical series thermistor chips and sub assemblies are designed to be interchangeable over a 0°C to 50°C range. Best overall stability is maintained when exposure and storage temperatures remain below 70°C.

CODING:

MA XXXX - XXX - X

TOLERANCE CODE:
REFER TO TABLE

RESISTANCE CODE:*

- 232 = 2,252 OHMS
- 302 = 3,000 OHMS
- 502 = 5,000 OHMS
- 103 = 10,000 OHMS
- 103(Y) = 10,000 OHMS

*Refer to Resistance vs. Temperature Table

RESISTANCE VS. TEMPERATURE

TEMP °C	2252 OHMS	3k OHMS	5k OHMS	10k OHMS	103(Y) OHMS
0	7352.90	9795.16	16325.3	32650.5	29491.24
1	6988.42	9309.62	15516.0	31032.1	28157.49
2	6643.38	8849.98	14750.0	29499.9	26891.19
3	6317.41	8415.73	14026.2	28052.4	25688.61
4	6009.39	8005.39	13342.3	26684.6	24546.22
5	5718.10	7617.37	12695.6	25391.2	23460.72
6	5442.68	7250.46	12084.1	24168.2	22428.99
7	5182.12	6903.35	11505.6	23011.2	21448.12
8	4935.54	6574.88	10958.1	21916.3	20515.34
9	4702.12	6263.93	10439.9	20879.8	19628.07
10	4481.09	5969.48	9949.14	19898.3	18783.87
11	4271.72	5690.57	9484.28	18968.6	17980.43
12	4073.33	5426.28	9043.80	18087.6	17215.58
13	3885.28	5175.78	8626.30	17252.6	16487.30
14	3706.99	4938.27	8230.45	16460.9	15793.65
15	3537.90	4713.01	7855.01	15710.0	15132.82
16	3377.47	4499.30	7498.83	14997.7	14503.11
17	3225.23	4296.48	7160.80	14321.6	13902.89
18	3080.70	4103.95	6839.92	13679.8	13330.64
19	2943.46	3921.13	6535.22	13070.4	12784.92
20	2813.11	3747.48	6245.80	12491.6	12264.39
21	2689.26	3582.49	5970.82	11941.6	11767.75
22	2571.54	3425.68	5709.47	11418.9	11293.80
23	2459.64	3276.61	5461.01	10922.0	10841.39
24	2353.22	3134.84	5224.74	10449.5	10409.44
25	2252.00	3000.00	5000.00	10000.0	10000.00
26	2155.69	2871.70	4786.16	9572.32	9602.89
27	2064.02	2749.59	4582.64	9165.29	9226.41
28	1976.76	2633.34	4388.89	8777.79	8866.62
29	1893.67	2522.10	4204.34	8408.68	8522.70
30	1814.51	2417.19	4028.66	8057.31	8193.89
31	1739.09	2316.73	3861.22	7722.43	7879.43
32	1667.22	2220.99	3701.65	7403.29	7578.65
33	1598.51	2129.52	3549.20	7098.42	7290.88
34	1533.20	2042.50	3404.18	6808.36	7015.50
35	1470.89	1959.39	3265.65	6531.31	6751.92
36	1411.58	1880.47	3134.12	6265.75	6499.57
37	1354.91	1804.94	3008.23	6016.47	6257.93
38	1300.77	1732.82	2888.03	5776.05	6026.49
39	1249.08	1663.96	2773.26	5546.53	5804.78
40	1199.72	1598.20	2663.67	5327.34	5592.33
41	1152.57	1535.39	2558.99	5117.97	5388.73
42	1107.52	1475.38	2458.97	4917.94	5193.56
43	1064.47	1418.03	2363.39	4726.77	5006.43
44	1023.30	1363.17	2271.95	4543.91	4826.98
45	983.97	1310.80	2184.66	4369.33	4654.86
46	946.02	1260.25	2100.92	4200.84	4489.73
47	909.99	1212.24	2020.40	4040.81	5331.28
48	875.92	1166.85	1944.76	3889.51	4179.20
49	842.96	1122.95	1871.59	3743.17	4033.22
50	811.42	1080.93	1801.55	3603.10	3893.05

STANDARD ASSEMBLIES

- 100FA** - Series 100, .070" diameter molded plastic tip, 30 gauge PVC insulated ribbon cable.
- 100FD** - Series 100, .070" diameter molded plastic tip, 32 gauge bifilar heavy isomid insulation.
- 100DD** - Series 100, .050" diameter kapton sleeve with 32 gauge bifilar heavy isomid insulation.
- 100BF** - Series 100, .030" diameter kapton sleeve with 38 gauge bifilar heavy isomid insulation.

- 200LC** - Series 200, .156" diameter aluminum tip, 30 gauge teflon leads.
- 300TA** - Series 300, .375" diameter stainless steel cup, 30 gauge PVC insulated ribbon cable.
- 300TB** - Series 300, .375" diameter stainless steel cup, 30 gauge teflon insulated ribbon cable.
- 100GG** - Series, 100, .080" diameter molded plastic tip, 28 gauge kynar insulated twisted pair.

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5050/MPXV5050G series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over - 40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

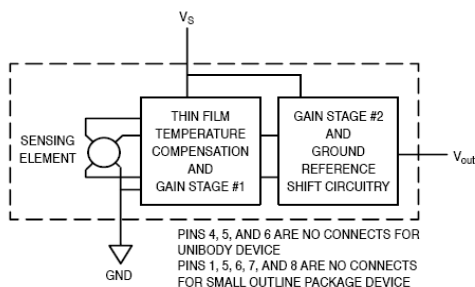
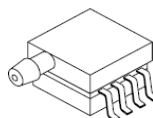
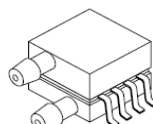


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

SMALL OUTLINE PACKAGE SURFACE MOUNT



MPXV5050GP
CASE 1369



MPXV5050DP
CASE 1351

PIN NUMBER

1	N/C	5	N/C
2	V _S	6	N/C
3	Gnd	7	N/C
4	V _{out}	8	N/C

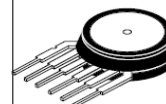
NOTE: Pins 1, 5, 6, 7, and 8 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

MPX5050 MPXV5050G SERIES

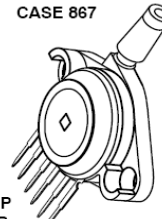
Freescale Semiconductor Preferred Device

INTEGRATED
PRESSURE SENSOR
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)
0.2 to 4.7 Volts Output

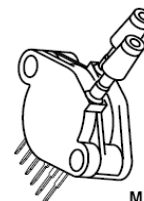
UNIBODY PACKAGE



MPX5050D
CASE 867



MPX5050GP
CASE 867B



MPX5050DP
CASE 867C

PIN NUMBER

1	V _{out}	4	N/C
2	Gnd	5	N/C
3	V _S	6	N/C

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

MAXIMUM RATINGS(NOTE)

Parameters	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P _{max}	200	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40° to +125°	°C
Operating Temperature	T _A	-40° to +125°	°C

NOTE: Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

OPERATING CHARACTERISTICS (V_S = 5.0 Vdc, T_A = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2. Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I _o	—	7.0	10.0	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{off}	0.088	0.20	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSSO}	4.587	4.70	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSS}	—	4.50	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	±2.5	%V _{FSS}
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t _R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I _{o+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

NOTES:

- 1.0kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
- Device is ratiometric within this specified excitation range.
- Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Full Scale Output (V_{FSSO}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.
- Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from minimum or maximum rated pressure at 25°C.
 - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS} at 25°C.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.
- Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

MECHANICAL CHARACTERISTICS

Characteristics	Typ	Unit
Weight, Basic Element (Case 867)	4.0	grams
Weight, Basic Element (Case 1369)	1.5	grams

MPX5050 MPXV5050G SERIES

Figure 3 illustrates the Differential/Gauge Sensing Chip in the basic chip carrier (Case 867). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the sensor diaphragm.

The MPX5050/MPXV5050G series pressure sensor operating characteristics, and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media, other than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Contact the factory for

information regarding media compatibility in your application.

Figure 2 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum, and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 0° to 85°C using the decoupling circuit shown in Figure 4. The output will saturate outside of the specified pressure range.

Figure 4 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the output of the integrated sensor to the A/D input of a microprocessor or microcontroller. Proper decoupling of the power supply is recommended.

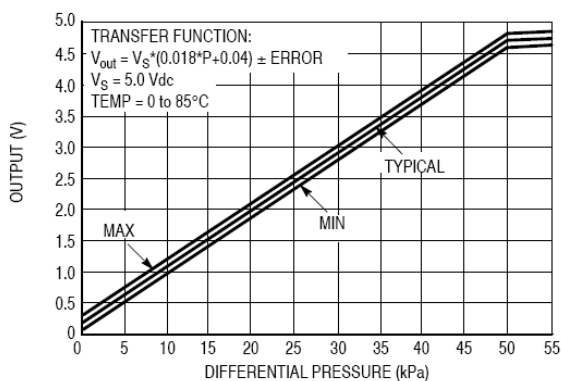


Figure 2. Output versus Pressure Differential

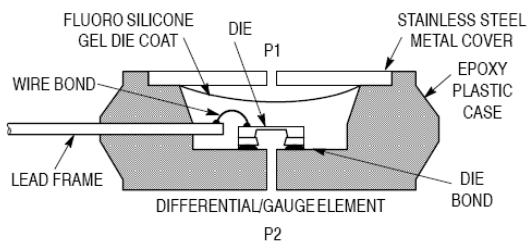


Figure 3. Cross-Sectional Diagram (Not to Scale)

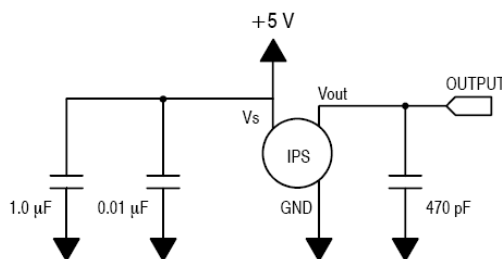
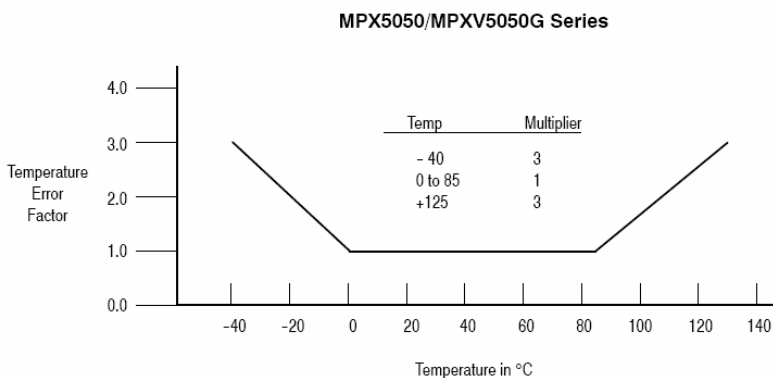


Figure 4. Recommended power supply decoupling and output filtering. For additional output filtering, please refer to Application Note AN1646.

Transfer Function

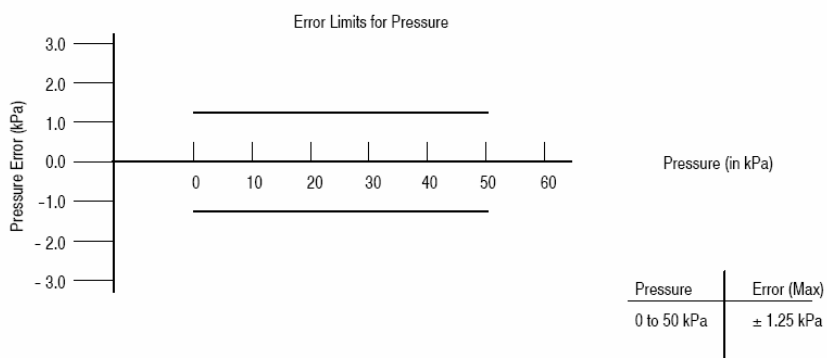
Nominal Transfer Value: $V_{out} = V_S (P \times 0.018 + 0.04)$
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.018 \times V_S)$
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$

Temperature Error Band



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

Pressure Error Band



PRESSURE (P1) / VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Freescale Semiconductor designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing fluoro-silicone gel which protects the die from harsh media. The Freescale Semiconductor MPX pressure sensor is designed

to operate with positive differential pressure applied, $P1 > P2$.

The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5050D	867	Stainless Steel Cap
MPX5050DP	867C	Side with Part Marking
MPX5050GP	867B	Side with Port Attached
MPXV5050GP	1369	Side with Port Attached
MPXV5050DP	1351	Side with Part Marking

ORDERING INFORMATION — UNIBODY PACKAGE (MPX5050 SERIES)

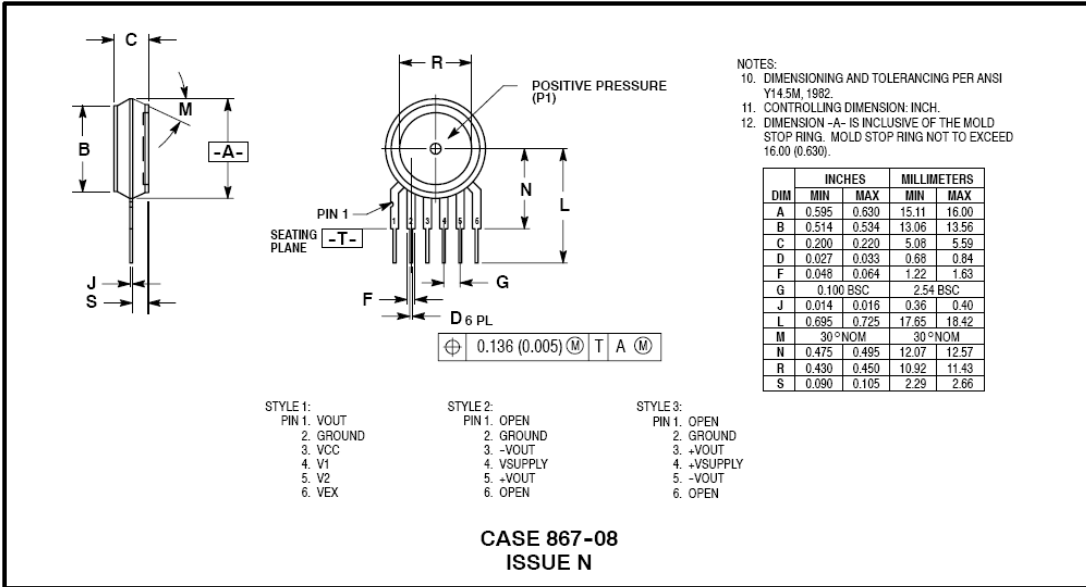
Device Type	Options	Case Type	MPX Series	
			Order Number	Device Marking
Basic Element	Differential	867	MPX5050D	MPX5050D
Ported Elements	Differential Dual Ports	867C	MPX5050DP	MPX5050DP
	Gauge	867B	MPX5050GP	MPX5050GP

ORDERING INFORMATION — SMALL OUTLINE PACKAGE (MPXV5050G SERIES)

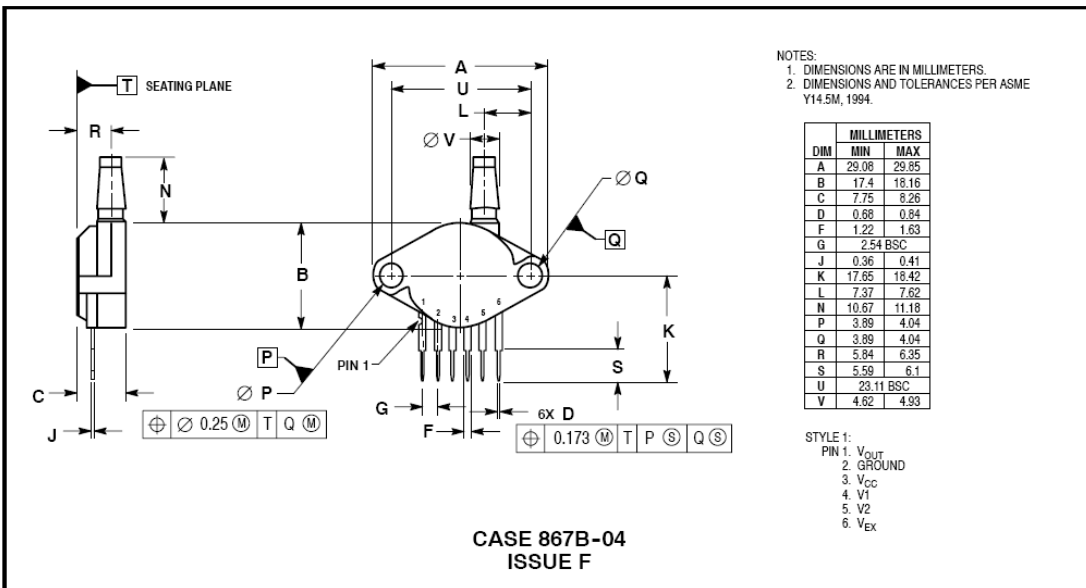
Device Type	Options	Case No.	MPX Series Order No.	Packing Options	Marking
Ported Elements	Side Port	1369	MPXV5050GP	Trays	MPXV5050G
	Dual Port	1351	MPXV5050DP	Trays	MPXV5050G

MPX5050 MPXV5050G SERIES

**PACKAGE DIMENSIONS
UNIBODY PACKAGE**

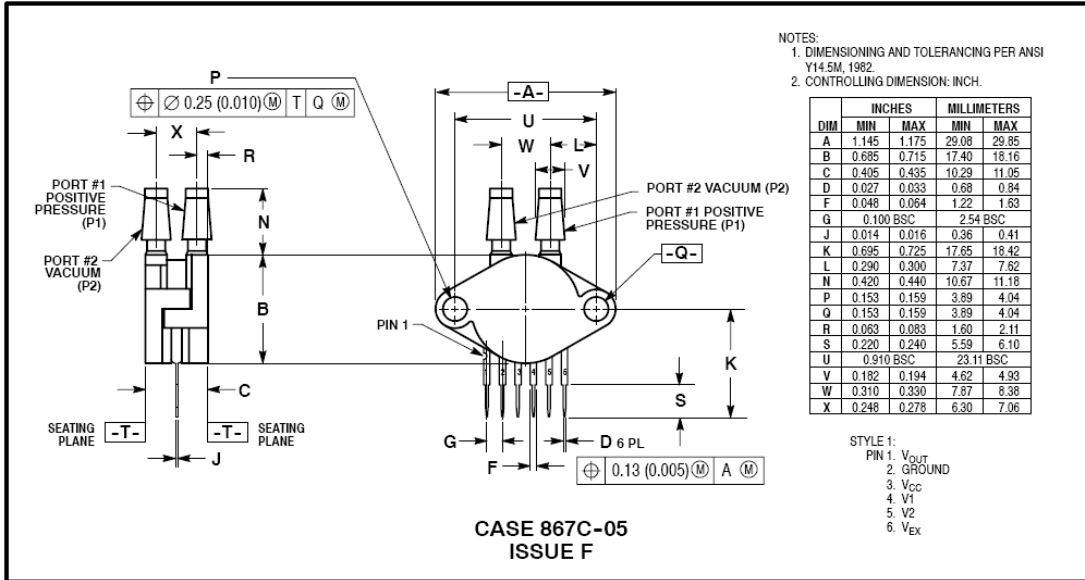


BASIC ELEMENT



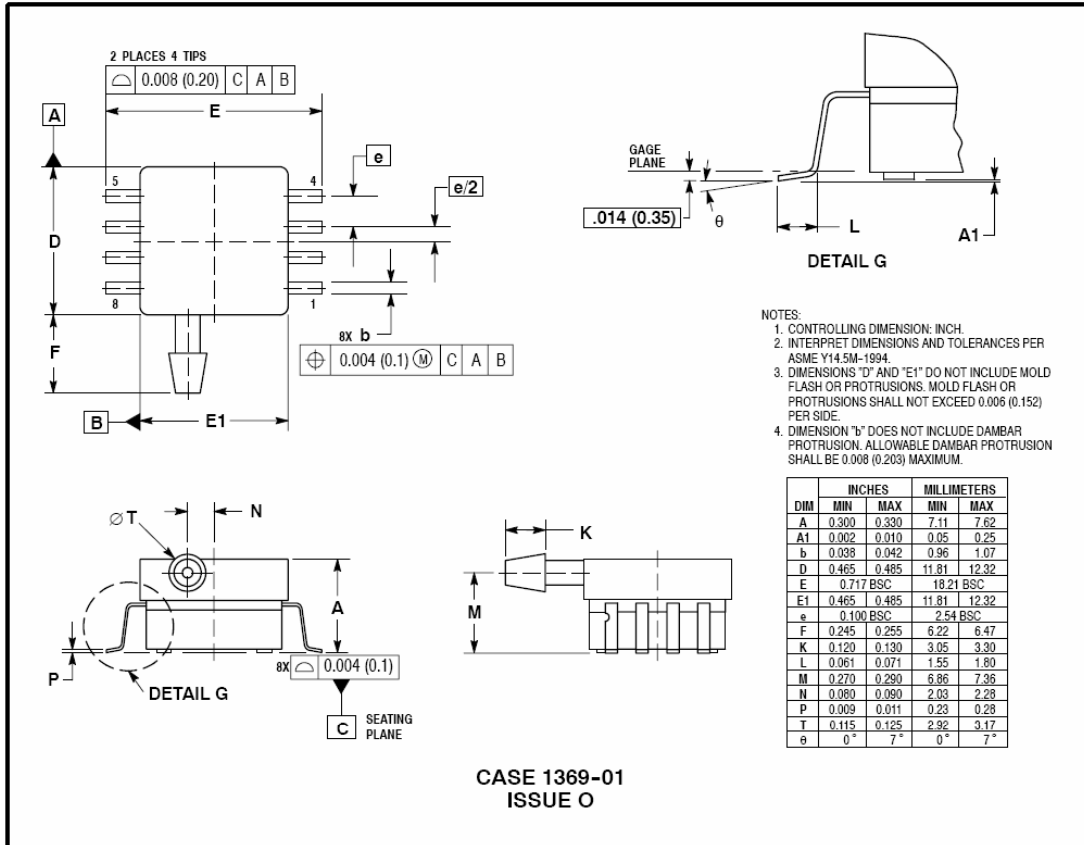
PRESSURE SIDE PORTED (AP, GP)

PACKAGE DIMENSIONS-CONTINUED
UNIBODY PACKAGE



PRESSURE AND VACUUM SIDES PORTED (DP)

SMALL OUTLINE PACKAGE DIMENSIONS
SURFACE MOUNT



SMALL OUTLINE PACKAGE DIMENSIONS - CONTINUED
SURFACE MOUNT

