



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN
TELECOMUNICACIONES Y REDES

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO,
PARA MONITOREAR LA CAPACIDAD VITAL RESPIRATORIA”**

TESIS DE GRADO

Previa a la obtención del título de
INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y COMPUTACIÓN

Presentado por:

LUIS ALBERTO FREIRE SÁNCHEZ

RIOBAMBA – ECUADOR

2010

A los Ingenieros:

Franklin Moreno

José Guerra

Por su ayuda, amistad y colaboración en
el desarrollo de esta tesis.

La dedicatoria del presente trabajo es mi gratificación a mi familia, a mi padre José Vicente Freire Medrano, mi madre Rosa Alejandrina Sánchez Mena , quienes con su sacrificio y constante apoyo han hecho posible la culminación de mi Carrera.

NOMBRE

FIRMA

FECHA

Ing. Iván Menes.

**DECANO FACULTAD DE
INFORMATICA Y
ELECTRÓNICA**

Ing. José Guerra.

**DIRECTOR DE ESCUELA
INGENIERIA
ELECTRÓNICA**

Ing. Franklin Moreno.

DIRECTOR DE TESIS

Ing. José Guerra.

**MIEMBRO DEL
TRIBUNAL**

Lcdo. Carlos Rodríguez.

**DIR. DPTO.
DOCUMENTACIÓN**

NOTA DE LA TESIS

“YO, Freire Sánchez Luis Alberto , soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta tesis; y, el patrimonio intelectual de la Tesis de Grado, pertenece a la “**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**”.

Sr. Luis Alberto Freire Sánchez

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

A/D.	Analógico/Digital.
ATS	Sociedad Americana del Tórax
CI.	Circuito Integrado.
Clock	Reloj de 20 MHz
CPT	Capacidad Pulmonar Total
CVF	Capacidad vital forzada
D/A.	Digital/Analógico
E/S	Entrada/Salida
EPROM	Erasable Programmable Read-Only Memory
FEF	Flujo espiratorio forzado
I/O.	Input/Output.
mA	miliamperios
Mbps	Mega Bits por Segundo.
MHz.	Megahercios
ms	milisegundos
mV	mili voltios
PIC	Peripheral Interface Controller
PMT	Neumotacometro (Pneumotachometer)
USB	Universal Serial Bus
VCA	Voltios de corriente Alterna
Vcc	Voltios de Corriente continua
VR	Volumen Residual

ÍNDICE GENERAL

PORTADA

AGRADECIMIENTO

DEDICATORIA

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

INTRODUCCIÓN

CAPITULO I: EL SISTEMA RESPIRATORIO CONCEPTOS MÉDICOS Y FISIOLÓGICOS

1.1.	FUNDAMENTOS	- 16 -
1.2.	VOLÚMENES Y CAPACIDADES PULMONARES	- 17 -
1.3.	EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO VENTILATORIO	- 20 -
1.4.	ESPIROMETRÍA	- 21 -
1.4.1.	PARÁMETROS ESPIROMÉTRICOS	- 23 -
1.4.2.	CONTRAINDICACIONES DE LA ESPIROMETRÍA	- 24 -
1.4.3.	REQUERIMIENTOS GENERALES EN EL DISEÑO DE ESPIRÓMETROS ...	- 25 -
1.4.4.	REQUERIMIENTOS DEL USUARIO DE UN ESPIRÓMETRO	- 26 -
1.4.5.	CALIBRACIÓN	- 27 -
1.4.6.	REQUERIMIENTOS PARA VALIDAR LA PRUEBA ESPIROMÉTRICA	- 27 -
1.4.7.	INTERPRETACIÓN DE LA PRUEBA ESPIROMÉTRICA	- 28 -

CAPITULO II: MICROCONTROLADORES DE GAMA ALTA

2.1.	INTRODUCCIÓN	- 30 -
2.2.	FAMILIAS DE MICROCONTROLADORES PIC.....	- 31 -
2.3.	GAMA MEJORADA: PIC18FXXXX	- 32 -
2.4.	CARACTERISTICAS FUNDAMENTALES	- 33 -
2.5.	FAMILIA PIC18FXX5X.....	- 33 -
2.5.1.	CARACTERISTICAS	- 34 -
2.5.2.	DIAGRAMA DE PINES	- 34 -

2.5.3.	PERSPECTIVA GENERAL DEL DISPOSITIVO	- 36 -
2.5.4.	DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PIC18F2455/2550 28 PINES	- 38 -
2.5.5.	DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PIC18F4455/4550 44 PINES	- 39 -
2.5.6.	CONFIGURACIÓN DEL OSCILADOR	- 40 -
2.5.7.	DESCRIPCIÓN DE LOS TIPOS DE OSCILADOR	- 42 -
2.5.8.	CONFIGURACION XTAL/RESONADORES CERÁMICOS.	- 43 -
2.5.9.	DIAGRAMA DEL BLOQUE PLL (CONFIGURACIÓN HS).....	- 45 -
2.5.10.	BLOQUE INTERNO DEL OSCILADOR	- 46 -
2.5.11.	MODOS DEL OSCILADOR INTERNO	- 46 -
2.5.12.	REGISTRO OSCTUNE	- 47 -
2.5.13.	FRECUENCIA DEL OSCILADOR INTERNO Y CAMBIOS	- 47 -
2.5.14.	REGISTRO OSCTUNE: REGISTRO SELECTOR DEL OSCILADOR	- 48 -
2.5.15.	COMPENSACIÓN POR LOS CAMBIOS EN INTOSC	- 48 -
2.5.16.	CONFIGURACIÓN DEL OSCILADOR PARA EL USB.....	- 50 -
2.5.17.	OPERACIONES CON BAJA VELOCIDAD (USB)	- 51 -
2.5.18.	FUENTES DE RELOJ Y CAMBIOS DE OSCILADOR.....	- 52 -
2.5.19.	REGISTROS DE CONTROL DEL OSCILADOR	- 53 -
2.5.20.	ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA	- 54 -
 CAPITULO III: COMUNICACIÓN USB		
3.1.	INTRODUCCION	- 56 -
3.2.	ARQUITECTURA.....	- 57 -
3.2.1.	DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA USB	- 57 -
3.2.2.	ASPECTO ELÉCTRICO	- 58 -
3.2.3.	TIPOS DE CONECTORES	- 59 -
3.2.4.	DIAMETROS.....	- 60 -
3.2.5.	ALIMENTACIÓN Y CONSUMO.....	- 60 -
3.2.6.	PROTOCOLO DEL USB	- 60 -
3.2.7.	CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA	- 62 -

CAPITULO IV: PROGRAMACIÓN EN LENGUAJE C PARA PICS DE GAMA ALTA

4.1.	INTRODUCCIÓN	- 63 -
4.2.	COMPILADOR MPLAB C18	- 64 -
4.2.1.	INTRODUCCIÓN	- 64 -
4.2.2.	TIPOS DE DATOS	- 64 -
4.2.2.1.	REALES	- 65 -
4.2.3.	ESTRUCTURAS	- 65 -
4.2.4.	ALMACENAMIENTO	- 66 -
4.2.5.	CALIFICADORES.....	- 67 -
4.2.6.	ESTRUCTURAS DE CONTROL.....	- 68 -
4.2.6.1.	SENTENCIA WHILE	- 68 -
4.2.6.2.	SENTENCIA DO	- 68 -
4.2.6.3.	SENTENCIA FOR.....	- 68 -
4.2.6.4.	SENTENCIA IF.....	- 69 -
4.2.6.5.	SENTENCIA IF-ELSE	- 69 -
4.2.6.6.	SENTENCIA SWITCH	- 70 -
4.2.6.7.	SENTENCIA BREAK	- 70 -
4.2.6.8.	SENTENCIA CONTINUE	- 71 -
4.2.6.9.	SENTENCIA GOTO	- 71 -
4.2.7.	PUNTEROS	- 71 -
4.2.8.	CADENAS DE CONSTANTES	- 72 -
4.2.9.	LIBRERÍAS DEL C18.....	- 73 -
4.2.9.1.	ADC.H: LIBRERÍA DE LOS CONVERSORES A/D	- 73 -
4.2.9.2.	ABREVIATURAS EN LAS LIBRERÍAS DE MICROCHIP	- 73 -
CAPITULO V: LEYES FÍSICAS DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA RESPIRATORIO		
5.1.	INTRODUCCION	- 77 -
5.2.	FLUJO LAMINAR Y TURBULENTO EN LA RESPIRACIÓN	- 78 -
5.3.	NÚMERO DE REYNOLDS	- 79 -
5.4.	LEY DE POISEUILLE	- 80 -

5.5.	DEDUCCIÓN DE LA LEY DE POSEUILLE.....	- 81 -
5.6.	FLUJO DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE UN TUBO	- 82 -
5.7.	INTEGRACIÓN PARA LA LEY DE POSEUILLE	- 86 -

CAPITULO VI: CONCEPTOS TÉCNICOS E INSTRUMENTALES

6.1.	INTRODUCCIÓN	- 88 -
6.2.	MEDICIONES DE FLUJO	- 89 -
6.3.	NEUMOTACÓGRAFOS	- 90 -
6.4.	REQUERIMIENTOS EN LA CONSTRUCCIÓN DE NEUMOTACÓGRAFOS DE RESISTENCIA NEUMÁTICA.....	- 93 -

CAPITULO VII: CONSTRUCCION DEL DISPOSITIVO

7.1.	INTRODUCCION	- 95 -
7.2.	CONSTRUCCIÓN MECÁNICA DEL NEUMOTACÓGRAFO	- 96 -
7.3.	ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL	- 99 -
7.4.	DESARROLLO DE LOS CIRCUITOS	- 100 -
7.4.1.	CIRCUITO ADAPTADOR DEL SENSOR DE PRESIÓN	- 100 -
7.4.2.	CIRCUITO DEL PIC	- 102 -
7.5.	PROCEDIMIENTO DE CONEXIÓN VIA USB - PC.....	- 103 -
7.5.1.	DETECTANDO WINDOWS NUESTRO DISPOSITIVO.....	- 103 -
7.6.	PRUEVAS Y ANALISIS	iError! Marcador no definido.

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

RESUMEN.

SUMMARY

ANEXOS

BIBLIOGRAFIA

INDICE DE FIGURAS

Figura I.1	Elementos del Sistema Respiratorio Humano
Figura I.2	Espiograma del ciclo respiratorio con capacidades y volúmenes estándar
Figura II.3	Distribución de pines de los PIC18F2455 y PIC18F2550 de 28 pines
Figura II.4	Distribución de pines del PIC18F4455 y PIC18F4550 de 40 pines
Figura II.5	Distribución de pines del PIC18F4455 y PIC18F4550 de 44 pines
Figura II.6	Diagrama de bloques del PIC18f2455/2550 28 pines
Figura II.7	Diagrama de bloques del PIC18f4455/4550 44 pines
Figura II.8	Configuración de oscilador de la familia 18FXX5X
Figura II.9	Configuración del XTAL de la familia 18FXX5X
Figura II.10	Diagrama de bloques del PLL de la familia 18FXX5X
Figura II.11	Mapa De Memoria De Programa Y De La Pila
Figura III.12	Topología del bus USB
Figura III.13	Aspecto eléctrico del bus USB
Figura III.14	Tipos de conectores USB
Figura V.15	Vectores de velocidad de un flujo laminar
Figura VI.16:	Flujómetros por medición de presión diferencial, del tipo
Figura VI.17:	PTM de Turbina con Excitación en RF, donde Q =flujo, U_{ex} =voltaje excitación, U_o =voltaje de salida
Figura VI.18:	PTM con a) 1Tx ultrasónico y 2 Rx, b) 1Tx ultrasónico y 1 Rx
Figura VI.19:	Neumotacógrafo de Resistencia Neumática
Figura VI.20:	Diagrama de un Espirómetro de Flujo
Figura VII.21:	Material empleado en la construcción del neumotacógrafo
Figura VII.22:	colocación de la resistencia neumática en el surco para su fijación
Figura VII.23:	Sensor de Presión Diferencial MPX10DP de Motorola
Figura VII.24:	Curva característica Presión diferencial- Voltaje para el sensor

Figura VII.25: Diagrama lógico del circuito Amplificador del sensor

Figura VII.26: Placa electrónica del circuito Amplificador

Figura VII.27: Diagrama lógico del circuito Amplificador del sensor

Figura VII.28: Placa electrónica del PIC

Figura VII.29: Instalando los controladores del PIC

Figura VIII.30 Iniciación del programa

Figura VII.30: Mostrando el PicUSBAPI

Figura VII.31: Creando la FORM del programa

Figura VII.32 Iniciación del programa

Figura VII.33 prueba espirométrica

INDICE DE TABLAS

Tabla I.I	Recomendaciones de Diseño Espirométrico ATS
Tabla I.II	Recomendaciones de Visualización de Espiogramas ATS
Tabla II.III	Principales características de la familia de PIC 18FXX5X
Tabla II.IV	Perspectiva general de la familia PIC18FXX5X
Tabla II.V	Opciones De Configuración Del Oscilador Con El USB
Tabla III.VI	Especificaciones de los cables del puerto USB
Tabla III.VII	Diámetros estándar para cable USB
Tabla IV.VIII	Tipos de datos admitidos por el compilador C18
Tabla IV.IX	Tipos de datos Reales admitidos por el compilador C18

INDICE DE ANEXOS

ANEXO I:	Datasheet del AD620AN
ANEXO II:	Datasheet del MPX10DP
ANEXO III:	Datasheet del LM1117
ANEXO IV:	Datasheet del 18FXX5X

INTRODUCCIÓN

Debido al elevado costo los equipos médicos, para monitorear la capacidad vital respiratoria, surge la necesidad de diseñar un dispositivo que cumpla con las funciones de medir la fuerza de los pulmones con el fin de evitar que los pacientes tengan un colapso pulmonar.

El presente proyecto consiste en el desarrollo completo de un dispositivo electrónico que permitirá monitorear la actividad pulmonar de una persona, para lo cual se ha implementado un sistema de adquisición de datos que se compone de sensores, circuitos de acoplamiento de señal y un circuito procesador de señales, el mismo que tendrá una conexión USB a PC para visualizar los datos mediante una interfaz grafica especifica.

La principal importancia de este proyecto se presenta en el planteamiento de fundamentos médicos y científicos y cómo pueden interrelacionarse con la rama de la electrónica para Instrumentar y Controlar un dispositivo de monitoreo Respiratorio.

La investigación de este proyecto utilizó la modalidad experimental descriptiva, el diseño del sistema contempló las fases de análisis y diseño funcional, lógico físico.

Cabe señalar que se han superado todos los objetivos y metas fijadas en el anteproyecto.

CAPITULO I

EL SISTEMA RESPIRATORIO CONCEPTOS MÉDICOS Y FISIOLÓGICOS

1.1. FUNDAMENTOS

Llamamos ventilación pulmonar al continuo movimiento del aire desde la atmósfera a los pulmones y viceversa. En este proceso los pulmones juegan un papel pasivo, pues es la presión atmosférica la que mueve el aire, del modo siguiente. La caja torácica está herméticamente cerrada. Si esta caja se hiciese más grande (aumentase su volumen) se produciría un vacío dentro y el aire intentaría entrar, pero está herméticamente cerrada y sólo hay una forma por la que puede entrar: por la nariz o la boca

El aire inspirado entra en las vías aéreas a través de la nasofaringe y, el respirado por la boca a través de la orofaringe. Luego pasa por la glotis, la laringe, tráquea y entra al árbol traqueo- bronquial el cual puede conducir a través de 10 o hasta 23 generaciones o ramificaciones en su tránsito hacia los alvéolos. Que se ponen en contacto directo con la sangre venosa de los capilares pulmonares.

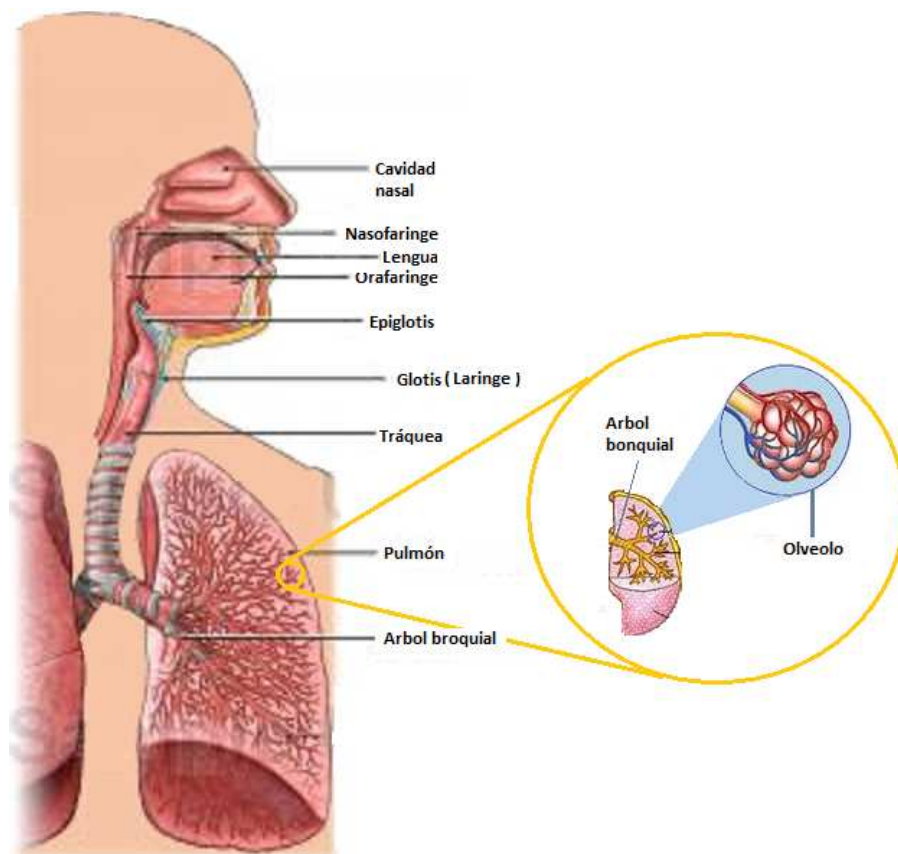


Figura I. 1 Elementos del Sistema Respiratorio Humano

1.2. VOLÚMENES Y CAPACIDADES PULMONARES

El volumen de gas en los pulmones, depende en cualquier momento de la mecánica de éstos, al igual que de la pared torácica y de la actividad de los músculos de la inspiración y espiración. El volumen pulmonar puede alterarse por procesos patológicos y fisiológicos. En general los volúmenes pulmonares se expresan a la temperatura del cuerpo y presión ambiental, y saturación del vapor de agua (TCPS).

El esquema ilustra los volúmenes respiratorios humanos medidos con un espirómetro. El volumen corriente alcanza a 500 ml y corresponde al volumen que se intercambia en cada ciclo respiratorio. La frecuencia respiratoria en reposo

alcanza a 13 ciclos por minuto por lo que el volumen respiratorio minuto alcanza a 6.5 litros (frecuencia x volumen corriente)

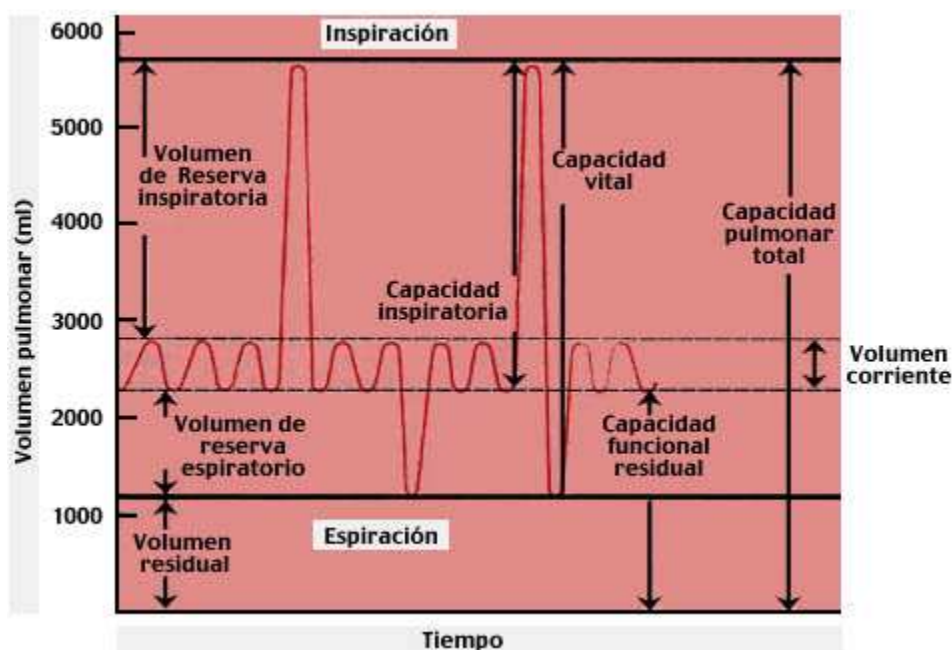


Figura I.2 Espirograma del ciclo respiratorio con capacidades y volúmenes estándar

VC (Volumen Corriente o Volumen Tidal.)

Se denomina volumen corriente al volumen de aire movilizado en cada respiración normal y tranquila. Es de aproximadamente 500 ml. Equivale al 3% del peso corporal ideal.

VIR (Volumen Inspiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Inspiratoria)

El volumen de reserva inspiratoria es el máximo volumen de aire que puede ser inspirado a partir del volumen corriente, es decir, el volumen que puede inhalarse al final de una inspiración normal; es aproximadamente de 3.1 lts. Equivale aproximadamente al 50% de la capacidad pulmonar total (CPT).

VER (Volumen Espiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Espiratoria)

Es el máximo volumen de aire que puede ser espirado durante una espiración forzada máxima, es decir, es el volumen evaluado a partir de finalizar la espiración tranquila. Equivale a cerca del 20% de la capacidad pulmonar total con un volumen de 1.2 lts.

VR (Volumen Residual)

El volumen residual es el volumen de aire que permanece en el pulmón después de una espiración máxima. El aumento de este valor indica atrapamiento aéreo y su ausencia provocaría que los pulmones se colapsaran. En condiciones normales es de 1.2 lts y equivale al 20% de la capacidad pulmonar total aproximadamente.

CPT (Capacidad Pulmonar Total)

Es la máxima cantidad de aire que albergan los pulmones después de una inspiración forzada, que es de aproximadamente 6 litros. Es la suma del volumen corriente, el volumen inspiratorio de reserva, el volumen espiratorio de reserva y el volumen residual.

$$CPT = VC + VIR + VER + VR$$

CV (Capacidad Vital)

Se denomina capacidad vital al volumen de aire capaz de ser movilizado por los pulmones. Es la suma del volumen corriente, el volumen de reserva inspiratoria y el volumen espiratorio de reserva. Es de aproximadamente 4.8 litros y equivale a cerca del 80% de la capacidad pulmonar total.

$$CV = VC + VIR + VER$$

CI (Capacidad Inspiratoria)

La capacidad inspiratoria es la suma del Volumen Corriente o Tidal y el Volumen de Reserva Inspiratoria. En términos de la espiración corresponde al máximo volumen que puede inhalarse después de una espiración normal. Su valor es de aproximadamente 3.6 litros y equivale a cerca del 60% de la capacidad pulmonar total.

$$CI = VC + VIR$$

CRF (Capacidad Residual Funcional)

La capacidad residual funcional es la cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una espiración normal. Corresponde a la sumatoria del volumen espiratorio de reserva y el volumen residual. Esta cantidad varía según la postura, la grasa corporal o la actividad física y esta mezcla de gases se renueva constantemente por el volumen ventilatorio.

$$CRF = VER + VR$$

1.3. EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO VENTILATORIO

Para evaluar la eficiencia y la posible detección de disfunciones respiratorias se necesita de exámenes clínicos que permiten evaluar prácticamente el estado del paciente. La prueba de Funcionamiento Pulmonar (PTF de las siglas en inglés de Pulmonar Test Function) [Lausted y Johnson, 2000] o Prueba Funcional Ventilatoria (PFV) es una práctica que permite:

- Valorar la aptitud física y cuantificar la capacidad pulmonar o en su defecto las deficiencias respiratorias del paciente.

- Diagnosticar diferentes tipos de enfermedades respiratorias.
- Evaluar la respuesta del paciente a las terapias por trastornos ya determinados.
- Diagnóstico preoperatorio para determinar cuando la presencia de una enfermedad respiratoria incrementa el riesgo de cirugía.

Las técnicas PTF comúnmente usadas son la espirometría, pletismografía y la capacidad de difusión.

Aunque estas pruebas pueden proveer de información importante sobre la condición física de un paciente, este tipo de test posee importantes limitaciones como son:

- No se puede determinar que porción de los pulmones están dañados o enfermos, solo se determina la presencia de la enfermedad.
- Existe una total dependencia de la cooperación del paciente lo que excluye a pacientes con enfermedades críticas, niños y en ocasiones chequeos de rutina.

Para una correcta evaluación se recurre a procedimientos complementarios como son: el examen físico, evaluación del historial médico y pruebas de rayos X entre otros.

1.4. ESPIROMETRÍA

La espirometría consiste en el análisis de la magnitud de los volúmenes pulmonares y la rapidez de movilización de los mismos bajo circunstancias controladas. La prueba espirométrica o espirográfica consiste en realizar una inspiración máxima seguida de una espiración forzada en una boquilla especial, constituyendo una

prueba relativamente simple y reproducible gráficamente. El espirómetro permite obtener el trazado o registro volumen/tiempo y el de flujo volumen de la respiración.

El espirómetro ofrece una muy baja resistencia para respirar y, con la colaboración aceptable del paciente, la forma de la curva espirométrica es puramente función de la capacidad pulmonar del mismo, el estado de su pecho y de la resistencia del aire. A volúmenes pulmonares altos, un aumento en la presión intrapleurales resulta en grandes expiraciones de flujo. Sin embargo a volúmenes pulmonares intermedios y bajos, el flujo espiratorio es independiente del esfuerzo a partir de una presión intrapleurales alcanzada.

Es importante hacer notar que un espirómetro no puede proveer de mediciones referentes a volumen residual (RV), Capacidad Residual Funcional (FRC) o la capacidad pulmonar total sólo por mediciones del volumen espirado. La capacidad funcional residual depende del tamaño corporal incrementando aproximadamente 32-51 ml/cm de altura [Levitzky, 1993], sexo, postura de la prueba, determinando así si un factor patológico está afectando el funcionamiento del pulmón considerado normal. Para control de la capacidad residual funcional se recurre a mediciones del nitrógeno espirado, prueba helio inspirado o prueba pletismográfica.

El uso básico de la espirometría es para la detección de enfermedades restrictivas y obstructivas, resultado de un incremento de la resistencia al flujo en las vías respiratorias que puede deberse a:

- Deterioro de la estructura alveolar que resulta en un cierre prematuro de las vías aéreas.

- Disminución en el diámetro de las vías causado por un broncoespasmo o presencia de secreciones que incrementa la resistencia al flujo.
- Bloqueo parcial de las vía traqueo-faríngea que en casos extremos puede deberse a un tumor que disminuya el diámetro de la vía ocasionando un flujo turbulento.

Los resultados de las pruebas espirométricas se utilizan para tomar decisiones en pacientes y pueden tener un efecto importante sobre el estilo y normas de vida así como en el futuro tratamiento de una persona.

1.4.1. PARÁMETROS ESPIROMÉTRICOS

Las principales mediciones que resultan de utilidad en la espirometría son:

FVC: Capacidad Vital Forzada

Consiste en inhalar profundamente hasta llenar completamente los pulmones y exhalar con la mayor fuerza y rapidez posible, de manera que el paciente quede sólo con el volumen de reserva en los pulmones. Es expresado mediante las curvas espirométricas.

FEV1: Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo

Es el volumen de aire exhalado en el primer segundo con una espiración forzada después de una inspiración profunda. Figura como un índice altamente representativo de la capacidad ventilatoria y es el indicativo habitual de obstrucción de flujo aéreo. Es un valor dependiente de la edad, talla, sexo y raza.

FEF 25- 75%: Flujo Espiratorio Forzado

Representa la velocidad máxima de flujo espirado y mide el promedio de flujo entre el 25% y el 75% de la Capacidad Vital Forzada. Es independiente del esfuerzo espiratorio y diagnostica alteraciones obstructivas.

FEP o PEF: Flujo Espiratorio Pico o Flujo Espiratorio Máximo (FEM)

Informa de la calidad técnica y del esfuerzo realizado por el paciente durante la prueba. Los resultados pueden afectarse en caso de enfermedades neuromusculares y lesiones obstructivas de tráquea, laringe, bronquios u obstrucción severa de las vías aéreas intratorácicas.

VEF1%: Índice de Tiffenau (VEF1/CVF)

Un concepto importante encontrado frecuentemente en la literatura médica en temas respiratorios y considerado muy útil en la práctica clínica, es el Índice de Tiffenau, que establece una relación del volumen de aire espirado en función del tiempo y, refleja la fracción de la capacidad vital expulsada durante el primer segundo de una espiración forzada precedida de una inspiración también forzada. La determinación del Índice de Tiffenau, expresado usualmente como porcentaje, permite diferenciar de modo sencillo trastornos ventilatorios de origen obstructivo y restrictivo.

1.4.2. CONTRAINDICACIONES DE LA ESPIROMETRÍA

Existen dos tipos de contraindicaciones, las absolutas que implican un riesgo grave y las relativas. Entre las absolutas encontramos la angina de pecho inestable o angor y operaciones oculares recientes que puedan llevar al desprendimiento de retina. Entre las relativas se sugiere evitarse ante la presencia de problemas

bucales, hemiplejía facial, náuseas, no comprensión de la maniobra y en algunos casos de estado físico o mental deteriorado.

1.4.3. REQUERIMIENTOS GENERALES EN EL DISEÑO DE ESPIRÓMETROS

Diferentes Instituciones Internacionales como la ATS (Sociedad Americana del Tórax), la AARC (Asociación Americana de cuidado Respiratorio), la ERC (Comité Respiratorio Europeo), OSHA (Administración de Salud y Seguridad Ocupacional) y NIOSH (Instituto Nacional para la Salud y Seguridad Ocupacional), han establecido estándares y recomendaciones para el diseño de espirómetros referentes a la resolución (mínimo flujo y volumen detectable) y linealidad del instrumento, así como la gama de valores usuales de tiempo, flujo y volumen.

A continuación se presenta los requerimientos por parte de la ATS que poseen gran validez internacional.

Del tipo de Prueba:

Tabla I.I Recomendaciones de Diseño Espirométrico ATS

PRUEBA	PRECISIÓN	GAMA DE FLUJO (L/S)
CV FVC FEV1	Desde 0.5 hasta 8 L con precisión de 0.05 L	De 0 a 14 L/s
FEF 25- 75%	Desde 0 hasta 12 L/s con precisión de 0.2 L/s	De 0 a 14 L/s

De la Visualización del Espiograma:

Tabla I.II Recomendaciones de Visualización de Espiogramas ATS

GRÁFICA	EJE DE VOLUMEN	EJE DE FLUJO	EJE DE TIEMPO
Volumen/Tiempo	5mm-1L	-	10mm=1s
Flujo/Volumen	Razón 1:2 (1L vol :2 L/s flujo)	Razón de 2:1 (2L/s flujo: 1L vol)	.

1.4.4. REQUERIMIENTOS DEL USUARIO DE UN ESPIRÓMETRO

Debido a la gran diversidad de espirómetros existentes en el mercado, generalmente los terapistas respiratorios y el personal médico que realiza la prueba, tienden a elegir un espirómetro que además de cumplir con normas internacionales, cubra de requerimientos de su experiencia clínica. De acuerdo a un estudio realizado para la Sociedad Torácica de Australia y Nueva Zelanda (Pierce, 1995) las tendencias de los operadores al elegir un espirómetro son:

- Ser simple de usar
- Ser seguro y efectivo al cumplir con estándares médicos y electrónicos.
- Poseer una rutina de calibración relativamente simple y estable que permita ajustes del personal médico.
- Ser robusto y que no requiera altos costos de mantenimiento.
- Poseer un desplegado gráfico de la prueba.
- Utilizar un sensor que pueda ser limpiado e incluso desechado.
- Contar con un proveedor confiable que pueda proporcionar entrenamiento, servicio y reparación.
- Que posea instrucciones de operación, rutina de mantenimiento y calibración.
- Que use valores predictivos normales.

1.4.5. CALIBRACIÓN

Uno de los puntos clave para mantener el Control de Calidad de la Prueba es la calibración del instrumento. La calibración se define como el procedimiento para establecer la relación entre los valores determinados por los sensores de flujo o volumen, y el valor real actual de dichos parámetros.

La necesidad de calibrar los espirómetros es variable, dependiendo principalmente del tipo de sensor empleado. Algunos proveedores sugieren que ésta sea realizada diariamente con una jeringa certificada de 3 litros. Además del flujo y del volumen se debe considerar en la evaluación del instrumento la linealidad y estado físico del instrumento. Todos los espirómetros tienen que ser recalibrados después de ser sometidos a limpieza y desinfección o cuando algún resultado inusual en la medición indique un problema con el instrumento. Cuando un espirómetro es movido de un lugar caliente a uno frío o viceversa, se debe esperar un tiempo razonable a que se estabilice el instrumento.

1.4.6. REQUERIMIENTOS PARA VALIDAR LA PRUEBA ESPIROMÉTRICA

La prueba debe constar de un mínimo de tres maniobras satisfactorias, y preferentemente un máximo de ocho, idealmente con una variabilidad menor de 0.2 L en el FEV1 y FVC, para considerar una correcta evaluación y graficación. Las variaciones en el aire ventilado son altamente dependientes de la posición de la persona debido a variaciones en la presión intrapleurales. Para la prueba en adultos se obtendrán mejores resultados si se asegura que el paciente se siente erguido con los pies apoyados firmemente en el piso. En los niños sin embargo es a menudo mejor si se realiza de pie. Si el paciente se encuentra acostado, los datos obtenidos son un 10 por ciento inferiores a los obtenidos sentado por lo que se recomienda

siempre seguir el proceso establecido por una Entidad Reguladora. Se requiere tapar la nariz por medio de una pinza nasal para evitar inspiraciones inconscientes durante la prueba, colocando además la boquilla con los labios apretados alrededor de ella. Se espirará el aire tan rápido y tan prolongad mente como sea posible, de forma que los pulmones queden vacíos (con tan sólo el volumen de reserva). Como criterio de aceptación de la maniobra, de acuerdo con la ATS, al menos dos de las tres mejores espiraciones no deben variar entre sí más del 5 por ciento o más de 100 ml.

Siempre se valorará la maniobra desde su inicio, curso y finalización. El espirómetro debe ser capaz de acumular por lo menos el volumen de aire exhalado en un tiempo de 15 segundos y volúmenes de aire mayores a 8 litros con un error máximo de 3%.

En pacientes con obstrucción, puede tomar varios segundos la expiración de aire. Se debe reconocer a esos pacientes a los cuales el esfuerzo se vea reducido por dolor de pecho, problemas abdominales, problemas de incontinencia e incluso por falta de confianza. El mal entendimiento de la maniobra es la causa del 90% de los problemas encontrados (Pierce, 1995).

1.4.7. INTERPRETACIÓN DE LA PRUEBA ESPIROMÉTRICA

En el presente trabajo, no se pretende cubrir la forma de evaluación de un especialista, tan sólo dar a conocer los conceptos fundamentales para comprender el procedimiento espirométrico. Las alteraciones de la mecánica ventilatoria pueden ser:

Patrón Obstructivo

Se define como una reducción del flujo espiratorio máximo respecto de la capacidad vital forzada, y se detecta mediante la relación VEF1/CVF que será menor del 70%. Se observa una CVF normal, un VEF1 disminuido y principalmente el índice VEF1/CVF también disminuido. Los flujos dependientes del esfuerzo como el flujo espiratorio pico (PEF) y el FEF 25-75 % no deben utilizarse para valorar el grado de obstrucción.

Patrón Restrictivo

Es la reducción de la capacidad pulmonar total, ya sea por alteraciones del parénquima (fibrosis), del tórax (rigidez o deformidad), de los músculos respiratorios o disminución de la distensibilidad. Se tiene como resultado una baja en la capacidad pulmonar total (CPT) y por lo tanto de la capacidad vital (CV). Las enfermedades restrictivas limitan la expansión pulmonar, que se manifiesta en disminución del VEF1 y de la CVF. El VEF1/CVF aparece normal.

El FEF 25-75 % expresa una alteración de las vías aéreas pequeñas, pues al reducirse el volumen pulmonar se disminuyen los diámetros de los conductos, aumentando la resistencia y ocasionando que la presión se pierda más rápidamente.

CAPITULO II

MICROCONTROLADORES DE GAMA ALTA

2.1. INTRODUCCIÓN

Los microcontroladores están conquistando el mundo. Están presentes en nuestro trabajo, en nuestra casa y en nuestra vida, en general. Se pueden encontrar controlando el funcionamiento de los ratones y teclados de los computadores, en los teléfonos, en los hornos microondas y los televisores de nuestro hogar. Pero la invasión acaba de comenzar y el siglo XXI será testigo de la conquista masiva de estos diminutos computadores, que gobernarán la mayor parte de los aparatos que fabricaremos y usamos los humanos.

Un microcontrolador es un circuito integrado, de alta escala de integración, que dispone normalmente de los siguientes componentes:

- Procesador o UCP (Unidad Central de Proceso).
- Memoria RAM para Contener los datos.

- Memoria para el programa tipo ROM/PROM/EPROM.
- Líneas de E/S para comunicarse con el exterior.
- Diversos módulos para el control de periféricos (temporizadores, Puertos Serie y Paralelo, CAD: Conversores Analógico/Digital, CDA: Conversores Digital/Analógico, etc.).
- Generador de impulsos de reloj que sincronizan el funcionamiento de todo el sistema.

El microcontrolador es en definitiva un circuito integrado que incluye todos los componentes de un computador. Debido a su reducido tamaño es posible montar el controlador en el propio dispositivo al que gobierna. En este caso el controlador recibe el nombre de controlador empotrado (embedded controller).

2.2. FAMILIAS DE MICROCONTROLADORES PIC

- PIC10: microcontroladores de 8 bits, de bajo coste, de 6 pines y bajas prestaciones
- PIC12: microcontroladores de 8 bits, de bajo coste, de 8 pines y bajas prestaciones.
- PIC16: microcontroladores de 8 bits, con gran variedad de número de pines y prestaciones medias.
- PIC18: microcontroladores de 8 bits, con gran variedad de número de pines y prestaciones medias/altas.
- PIC24: microcontroladores de 16 bits
- dsPIC's

2.3. GAMA MEJORADA: PIC18FXXXX

La nueva familia PIC18F se presentó como una nueva gama de microcontroladores RISC de 8bits con arquitectura Harvard que incluía los últimos avances y la mayoría de los periféricos para potenciar miles de aplicaciones centradas en las áreas de automoción, comunicaciones, ofimáticas, productos de gran consumo y control industrial.

El objetivo del fabricante era facilitar a sus usuarios la transición a dispositivos modernos, que con una relación precio/prestaciones muy competitiva, integraban la mayoría de los recursos necesarios para implementar desarrollos eficientes, de mayor rendimiento y complejidad.

Con la nueva familia Microchip ha resuelto dos grandes metas:

- Compatibilidad: con los PIC16F y sus periféricos; soportando Ensamblador y C.
- Elevado rendimiento: máxima eficacia del compilador C; elevada productividad que alcanza un rendimiento de 10MIPS a 10MHz.

A principios del 2006 Microchip disponía de una gama de 80 modelos y una previsión de 41 nuevos.

Aportaciones específicas de la gama mejorada:

- Tecnología "nanoWatt": reduce el consumo de energía.
- Espacio de direccionamiento lineal: desaparecen los bancos.
- Compatibilidad de software.
- Compatibilidad de hardware.

- Orientación al lenguaje C.
- Autoprogramabilidad: Pueden escribir su memoria de programa internamente.
- Diversidad de periféricos integrados.

Actualmente Microchip dispone de la familia PIC24F de 16bits y la dsPIC.

2.4. CARACTERISTICAS FUNDAMENTALES

- Arquitectura RISC avanzada Harvard: 16- bit con 8- bit de datos.
- 77 instrucciones
- Desde 18 a 80 pines
- Hasta 64K bytes de programa (hasta 2 Mbytes en ROMless)
- Multiplicador Hardware 8x8
- Hasta 3968 bytes de RAM y 1KBytes de EEPROM
- Frecuencia máxima de reloj 40Mhz. Hasta 10 MIPS.
- Pila de 32 niveles.
- Múltiples fuentes de interrupción
- Periféricos de comunicación avanzados (CAN y USB)

2.5. FAMILIA PIC18FXX5X

Se va a hacer especial hincapié en esta familia ya que es con la que se va a realizar el proyecto porque contiene una interfaz serie compatible con el SIE (serial interface engine o máquina con comunicación serie en español) USB "full-speed" (2.0) y "de poca velocidad" (1.0) que permite la comunicación rápida entre cualquier dispositivo USB y el microcontrolador PIC.

2.5.1. CARACTERISTICAS

Tabla II.III Principales características de la familia de PIC 18FXX5X

CARACTERISTICAS	PIC18F2455	PIC18F2450	PIC18F4455	PIC18F4450
Frecuencia de Operación	Hasta 48MHz	Hasta 48MHz	Hasta 48MHz	Hasta 48MHz
Memoria de Programa (bytes)	24.576	32.768	24.576	32.768
Memoria RAM de Datos (bytes)	2.048	2.048	2.048	2.048
Memoria EEPROM Datos (bytes)	256	256	256	256
Interrupciones	19	19	20	20
Líneas de E/S	24	24	35	35
Temporizadores	4	4	4	4
Módulos de Comparación/Captura/PWM (CCP)	2	2	1	1
Módulos de Comparación/Captura/PWM mejorado (ECCP)	0	0	1	1
Canales de Comunicación Serie	MSSP,EUSART	MSSP,EUSART	MSSP,EUSART	MSSP,EUSART
Canal USB	1	1	1	1
Puerto Paralelo de Transmisión de Datos (SPP)	0	0	1	1
Canales de Conversión A/D de 10 bits	10 Canales	10 Canales	13 Canales	13 Canales
Comparadores analógicos	2	2	2	2
Juego de instrucciones	75 (83 ext.)	75 (83 ext.)	75 (83 ext.)	75 (83 ext.)
Encapsulados	PDIP 28 pines SOIC 28 pines	PDIP 28 pines SOIC 28 pines	PDIP 40 pines QFN 40 pines TQFP 40 pines	PDIP 40 pines QFN 40 pines TQFP 40 pines

2.5.2. DIAGRAMA DE PINES

28-Pin PDIP, SOIC

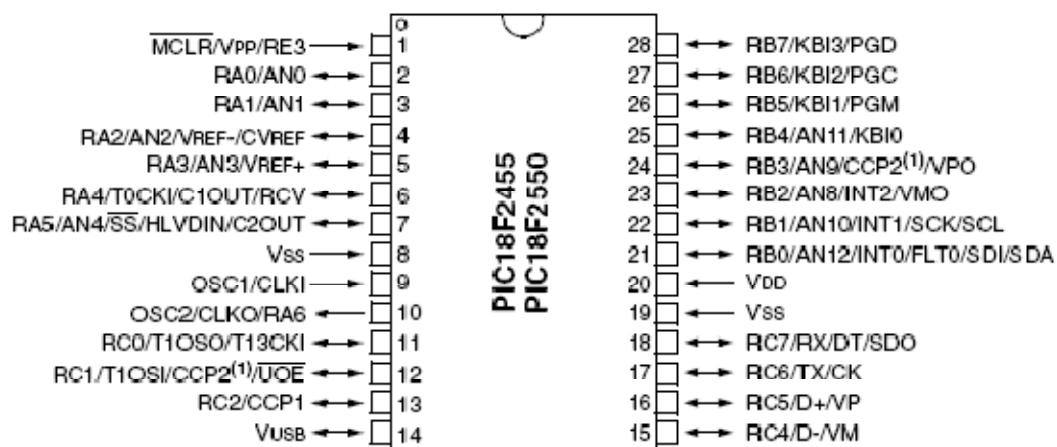


Figura II.3 Distribución de pines de los PIC18F2455 y PIC18F2550 de 28 pines

40-Pin PDIP

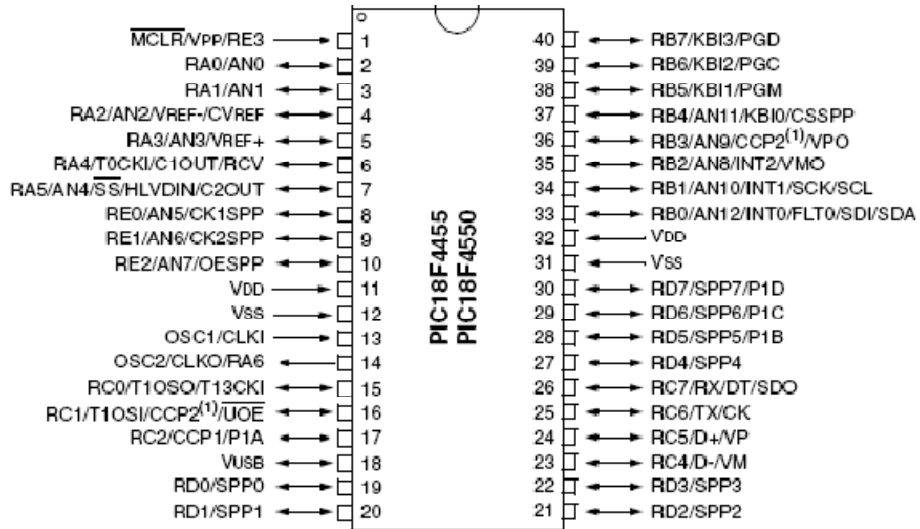


Figura II.4 Distribución de pines del PIC18F4455 y PIC18F4550 de 40 pines

44-Pin TQFP

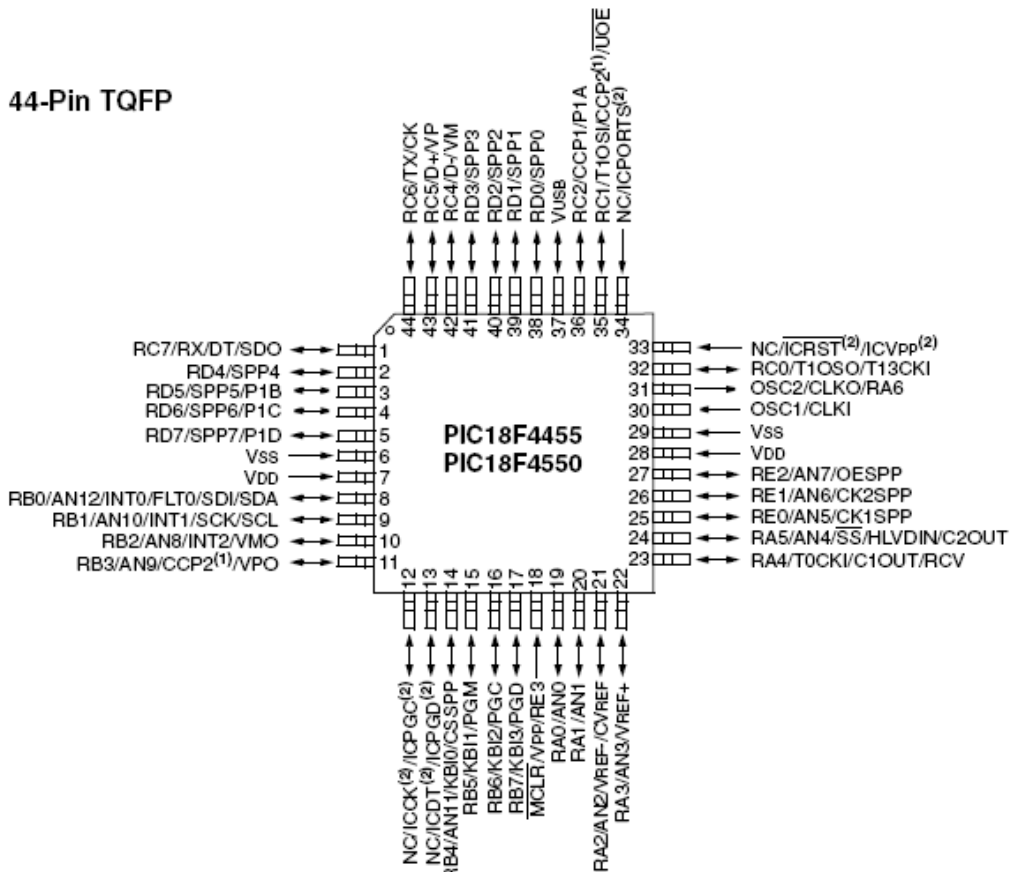


Figura II.5 Distribución de pines del PIC18F4455 y PIC18F4550 de 44 pines

2.5.3. PERSPECTIVA GENERAL DEL DISPOSITIVO

Tabla II .IV Perspectiva general de la familia PIC18FXX5X

Pin Name	Pin Number	Pin Type	Buffer Type	Description
	PDIP, SOIC			
MCLR/VPP/RE3 MCLR	1	I	ST	Master Clear (input) or programming voltage (input). Master Clear (Reset) input. This pin is an active-low Reset to the device. Programming voltage input. Digital input.
VPP RE3		P I	ST	
OSC1/CLKI OSC1 CLKI	9	I	Analog	Oscillator crystal or external clock input. Oscillator crystal input or external clock source input. External clock source input. Always associated with pin function OSC1. (See OSC2/CLKO pin.)
		I	Analog	
OSC2/CLKO/RA6 OSC2	10	O	—	Oscillator crystal or clock output. Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in Crystal Oscillator mode. In select modes, OSC2 pin outputs CLKO which has 1/4 the frequency of OSC1 and denotes the instruction cycle rate. General purpose I/O pin.
CLKO		O	—	
RA6		I/O	TTL	
RA0/AN0 RA0 AN0	2	I/O	TTL	PORTA is a bidirectional I/O port. Digital I/O. Analog input 0.
		I	Analog	
RA1/AN1 RA1 AN1	3	I/O	TTL	
		I	Analog	
RA2/AN2/VREF-/CVREF RA2 AN2 VREF- CVREF	4	I/O	TTL	
		I	Analog	
		I	Analog	
		O	Analog	
RA3/AN3/VREF+ RA3 AN3 VREF+	5	I/O	TTL	
		I	Analog	
		I	Analog	
RA4/T0CKI/C1OUT/RCV RA4 T0CKI C1OUT RCV	6	I/O	ST	
		I	ST	
		O	—	
		I	TTL	
RA5/AN4/SS/ HLVDIN/C2OUT RA5 AN4 SS HLVDIN C2OUT	7	I/O	TTL	
		I	Analog	
		I	TTL	
		I	Analog	
		O	—	
RA6	—	—	—	See the OSC2/CLKO/RA6 pin.

2.5.4. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PIC18F2455/2550 28 PINES

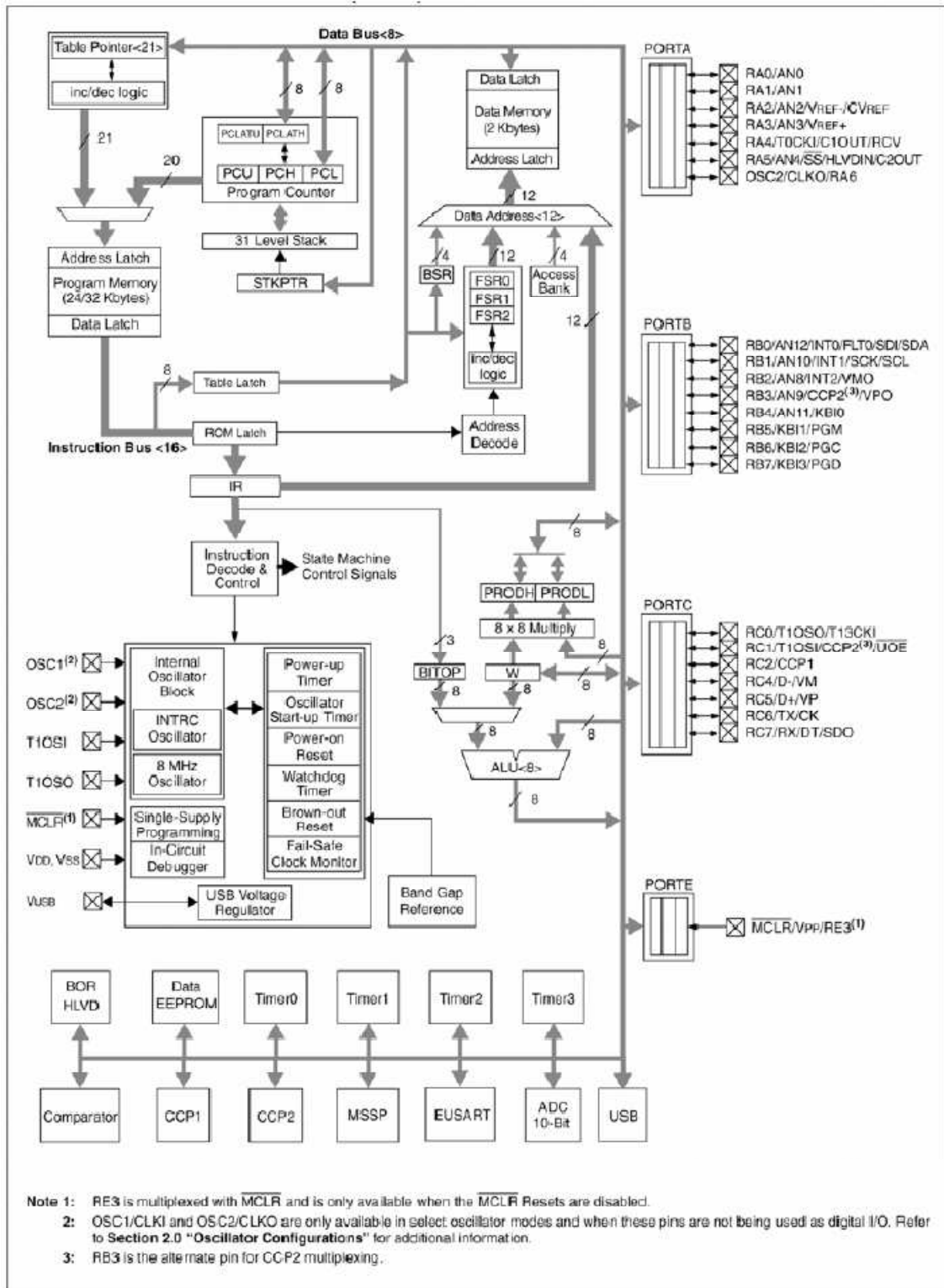


Figura II.6 Diagrama de bloques del PIC18f2455/2550 28 pines

2.5.5. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PIC18F4455/4550 44 PINES

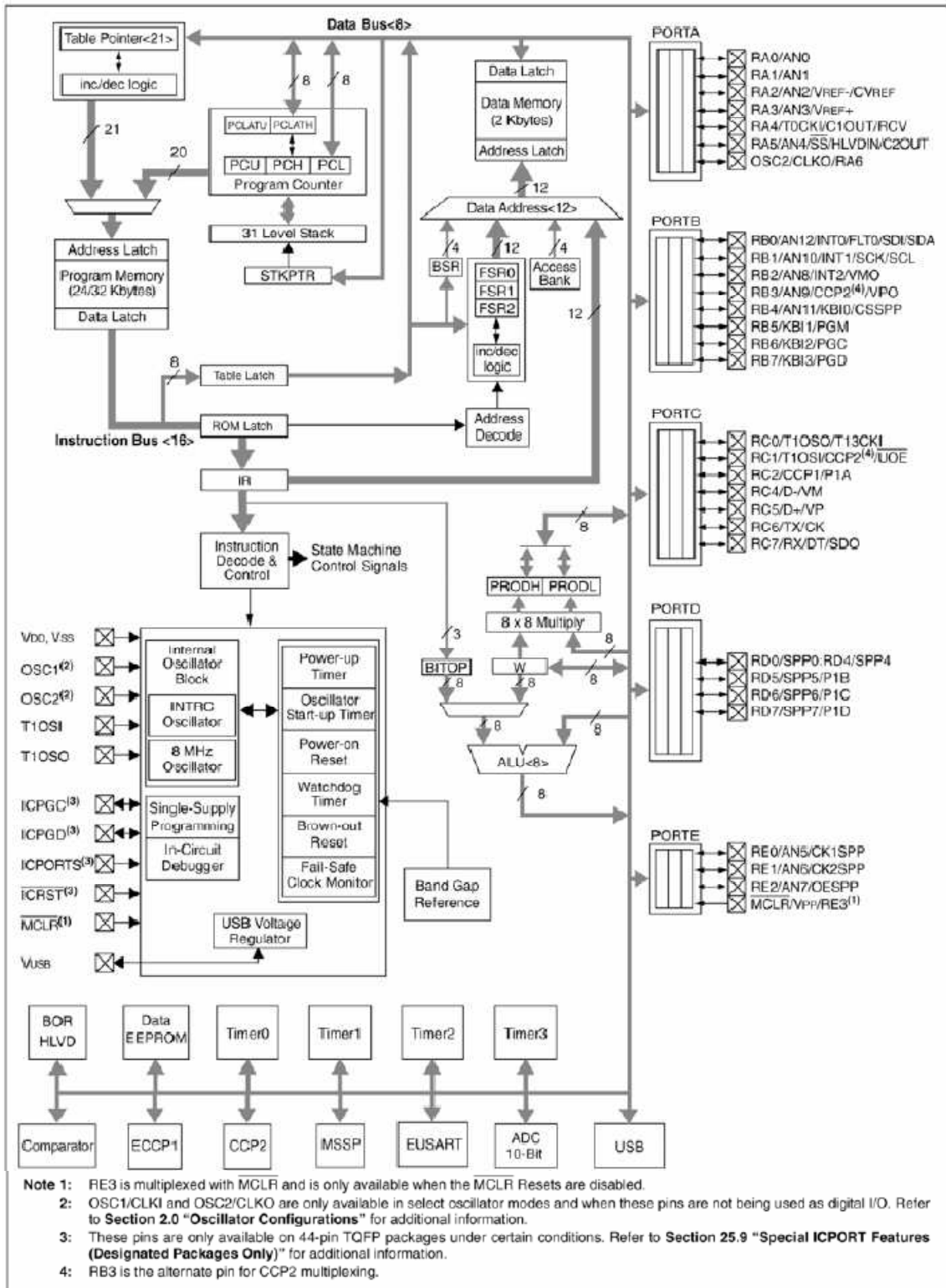


Figura II.7 Diagrama de bloques del PIC18f4455/4550 44 pines

1,2,3,4,5,6,10,12 ,esto mediante una configuración de PLLDIV el cual funciona como un multiplexor, ejemplo si ponemos un cristal de 20MHz y configuramos PLLDIV 101 estaremos dividiendo FOSC entre 5 por lo que tendremos 4MHz a la salida del MUX. Una vez elegida la división de frecuencia del cristal, a la salida del MUX aparece un bloque que dice 96MHZ PLL, este modulo necesita de 4MHz como entrada para poder así dar 96MHZ como salida. Una vez que tengamos los 96MHZ esta frecuencia no es ideal si queremos utilizar el modulo USB que contiene el PIC18F, por lo que será dividido entre 2, obteniendo hacia los 48MHZ que se necesitan para los USB, luego nos encontramos con otro modulo que dice USBDIV el cual si vemos bien si es "1" deja pasar nuestros 48MHZ de lo contrario si es "0" deja pasar la frecuencia directa que viene de el OS1 y OS2, quiere decir que podemos entregar 48MHz al modulo USB del PIC con un cristal real puesto en OS1 y OS2 o podemos obtener 48MHz del PLL y su prescaler. Finalmente solo nos queda FSEN sea 1 y listo logramos asignar los 48MHz a nuestro modulo USB 2.0.

Ahora y que pasa con la frecuencia del PIC es decir la pregunta seria ¿Cual es el clock de trabajo del PIC18? bueno nuestro PIC puede trabajar tanto a la misma frecuencia del USB 48MHz o de lo contrario a 20MHz. Por ejemplo, quiere decir que el modulo USB y el clock del PIC son independientes y pueden trabajar en distintas frecuencias.

¿Cómo configuro el clock de mi PIC18?

Primero debemos poner un cristal entre OS1 y OS2 en nuestro caso elegimos uno de 20MHz ahora si miramos en el diagrama anterior podemos ver que después del tigger que proviene del PRIMARY OSCILLATOR salen 3 cables, buses, rutas o como se les quiera llamar, la cual uno va al USBDIV (que ya hablamos de él) y los otros 2 van a 2 módulos CPUDIV los cuales se diferencian en que uno divide entre 2,3,4,6 y

solo es usado para cristales tipo HSPLL,ECPLL,XTPLL,ECPIO los cuales obtienen la frecuencia directo del PLL es decir obtienen la frecuencia de 48MHz y mediante este MUX puede obtener frecuencias de 24MHz,16MHz,6MHz y 4MHz que van ir directo al clock ,previa configuración y asignación respectiva.

Mientras que el otro modulo CPUDIV maneja cristales del tipo XT,HS,EC,ECIO los cuales son obtenidos directamente del mismo cristal real, este mux también puede dividir la frecuencia que tiene a su entrada en factores de 1,2,3 y 4 ejemplo si asignamos 011 a CPUDIV este dividirá la frecuencia de nuestro cristal de 20MHz entre 5 y obtendremos 4MHz. Bien como vemos tenemos dos módulos CPUDIV los cuales uno puede obtener la frecuencia directamente del PLL y el otro directo del cristal bien ahora la pregunta es ¿Cómo elegimos cual?, bueno esto lo hacemos mediante el registro FOSC3:FOSC0 y elegimos que modulo CPUDIV usar y con esto podemos asignar finalmente el clock de procesos para nuestro PIC si antes también si notamos podemos entregar esta frecuencia a nuestro modulo USB pues vemos un modulo que divide entre 4 y lo manda a FSEN el cual si fuera 0 asigna nuestra frecuencia de lo contraria la que viene del USBDIV.

2.5.7. DESCRIPCIÓN DE LOS TIPOS DE OSCILADOR

Hay que programar los bits de configuración FOSC3:FOSC0 para seleccionar un modo de estos:

- XT: XTAL/ circuito resonante.
- XTPLL: XTAL/ circuito resonante con PLL activo.
- HS: XTAL/ circuito resonante muy rápido.
- HSPLL: XTAL/ circuito resonante muy rápido con PLL activo.
- EC: Reloj externo con Fosc/4 como salida en RA6.
- ECIO: Reloj externo con RA6 como E/S.

- ECPLL: Reloj externo con Fosc/4 como salida en RA6 y PLL activo.
- ECPIO: Reloj externo con RA6 como E/S y PLL activo.
- INTHS: Oscilador interno usado como reloj del microcontrolador y HS como reloj del USB.
- INTXT: Oscilador interno usado como reloj del microcontrolador y XT como reloj del USB.
- INTIO: Oscilador interno usado como reloj del microcontrolador y EC como reloj del USB con RA6 como E/S.
- INTCKO: Oscilador interno usado como reloj del microcontrolador y EC como reloj del USB con Fosc/4 como salida en RA6.

2.5.8. CONFIGURACION XTAL/RESONADORES CERÁMICOS.

En HS, HSPLL, XT y XTPLL el XTAL o el circuito resonador se conectan a OSC1 y OSC2. Un postscaler interno permite elegir una frecuencia distinta a la del reloj de entrada. La división de la frecuencia se elige con el bit de configuración CPUDIV y se puede seleccionar a 1/2, 1/3 ó 1/4 de la frecuencia de entrada. Se puede utilizar un reloj externo cuando el microcontrolador está en modo HS. En este caso el pin OSC2/CLK0 está abierto.

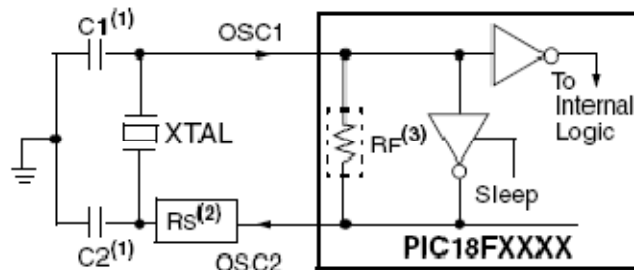


Figura II.9 Configuración del XTAL de la familia 18FXX5X

VALORES DE CONDENSADOR PARA OSCILADORES CERÁMICOS

Modo	Freq	OSC1	OSC2
XT	4.0MHz	33pF	33pF
HS	8.0MHz	27pF	27pF
	16.0MHz	22pF	22pF

El valor de los condensadores es sólo como guía en el diseño. Estos condensadores se han probado con los osciladores de la lista de debajo en operaciones básicas de inicio. Estos valores no están optimizados. Se puede necesitar otros condensadores de distinto valor para conseguir una oscilación aceptable en una determinada operación. El usuario tiene que probar la forma de la onda conseguida con una determinada VDD y un rango de temperaturas en la cual trabaje la aplicación.

Osciladores utilizados:

4.0MHz

8.0MHz

16.0MHz

VALORES DE CONDENSADORES PARA LOS XTAL

Tipo de Osc	XTal	Condensadores probados	
	Freq	C1	C2
XT	4MHz	27pF	27pF
HS	4MHz	27pF	27pF
	8MHz	22pF	22pF
	20MHz	15pF	15pF

El valor de los condensadores es sólo como guía en el diseño. Estos condensadores se han probado con los osciladores de la lista de debajo en operaciones básicas de inicio. Estos valores no están optimizados. Se puede necesitar otros condensadores de distinto valor para conseguir una oscilación aceptable en una determinada operación. El usuario tiene que probar la forma de la onda conseguida con una determinada VDD y un rango de temperaturas en la cual trabaje la aplicación.

Xtal utilizado:

4MHz

8MHz

20MHz

2.5.9. DIAGRAMA DEL BLOQUE PLL (CONFIGURACIÓN HS)

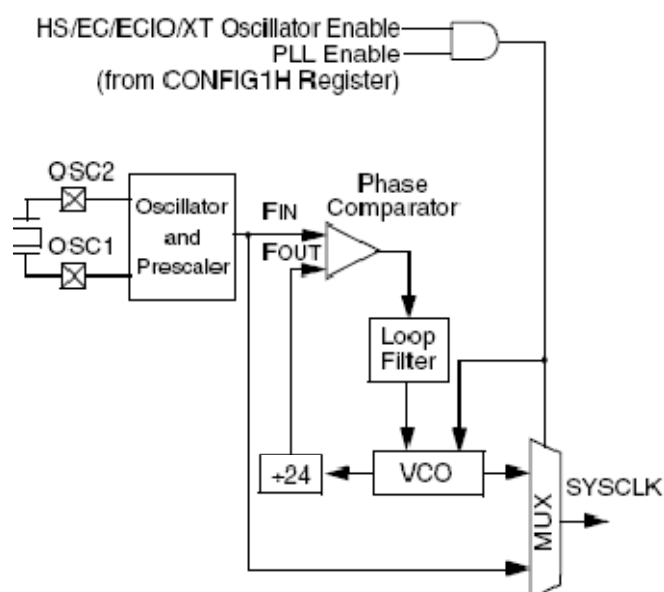


Figura II.10 Diagrama de bloques del PLL de la familia 18FXX5X

2.5.10. BLOQUE INTERNO DEL OSCILADOR

En la familia PIC18F2455/PIC18F2550/PIC18F4455/PIC18F4550 tienen un oscilador interno que genera dos señales diferentes; cualquiera se puede utilizar como reloj del microcontrolador. Si el USB no está utilizado, el oscilador interno puede eliminar el oscilador externo de los pines OSC1 y/o OSC2. La salida principal (INTOSC) es una fuente de reloj de 8MHz que se puede utilizar para dirigir el reloj directamente. Esto también gobierna el postscaler de INTOSC, el cual puede proporcionar un rango de frecuencias de 31kHz a 4MHz. La salida INTOSC está activa cuando se selecciona una frecuencia de reloj de 125kHz a 8MHz. La otra señal interna de reloj es el oscilador RC (INTRC) que da una salida nominal de 31kHz. INTRC está activo si se selecciona como fuente de reloj; se activa automáticamente cuando alguno de los siguientes está activo:

- Temporizador de encendido
- Monitor de reloj de seguridad
- Temporizador perro guardián
- Dos velocidades de inicio

La frecuencia se elige configurando el bit IRCF del registro OSCCON.

2.5.11. MODOS DEL OSCILADOR INTERNO

Cuando el oscilador interno funciona como reloj del microcontrolador, uno de los otros modos debe utilizarse como reloj del USB. La elección del USB se determina dependiendo del modo de funcionamiento interno. Hay cuatro modos distintos:

- INTHS: Da la señal el oscilador en modo HS.
- INTXT: Da la señal el oscilador en modo XT.

- INTCKO: La señal la da un oscilador externo conectado al OSC1; en el OSC2 podemos obtener $F_{osc}/4$.
- INTIO: La señal la da un oscilador externo conectado al OSC1; en el OSC2 tenemos un pin E/S (RA6).

2.5.12. REGISTRO OSCTUNE

La salida interna de oscilación está calibrada de fábrica pero se puede ajustar a la aplicación del usuario. Se puede hacer escribiendo el registro OSCTUNE. La sensibilidad del ajuste es constante en todo el rango. Cuando se modifica el OSCTUNE las frecuencias INTOSC e INTRC se cambiarán a la nueva frecuencia. El reloj INTRC alcanzará la nueva frecuencia en 8 ciclos de reloj mientras que el reloj INTOSC se estabilizará en 1ms. El programa se seguirá ejecutando durante este proceso. No hay ninguna indicación de que el suceso haya concluido. El registro OSCTUNE contiene el bit INTSRC que permite seleccionar que oscilador interno da la señal de reloj cuando la frecuencia de 31kHz está seleccionada.

2.5.13. FRECUENCIA DEL OSCILADOR INTERNO Y CAMBIOS

El oscilador interno está calibrado para dar 8MHz. Sin embargo, esta frecuencia se puede modificar cuando VDD o la temperatura cambian, puede afectar el control de una operación de muchas formas. La baja frecuencia del oscilador INTRC funciona independientemente de la fuente INTOSC. Cualquier cambio en INTOSC por tensión o temperatura no tiene porqué reflejarse en INTRC y viceversa.

debemos ajustar la frecuencia para evitar fallos de recepción o de cuadrar los pulsos. Los errores por no cuadrar los pulsos indican que la frecuencia de reloj es muy alta, para ajustarla decrementamos el valor del OSCTUNE. Los errores en datos pueden ocurrir porque la velocidad del reloj es muy baja, para compensarlo aumentamos el OSCTUNE.

Es posible comparar la velocidad del reloj con un reloj de referencia. Se pueden usar dos temporizadores: un reloj externo, y el otro es un reloj de referencia como el oscilador Timer1. Ambos temporizadores se borran pero el reloj tomado como referencia genera interrupciones. Cuando ocurre una interrupción, se lee el reloj interno y los dos temporizadores borrados. Si el valor del temporizador interno es demasiado alto, el bloque del oscilador interno funciona muy deprisa. Para ajustarlo, hay que decrementar el registro OSCTUNE. Se puede utilizar un módulo CCP libremente en el Timer1 o el Timer3, ajustado por el bloque oscilador interno y un evento externo con un periodo conocido (por ejemplo, una corriente alterna). El periodo del primer evento se captura en los registros CCPRxH:CCPRxL y se graba para poder utilizarlo posteriormente. Cuando ocurre un segundo evento, se resta al tiempo del segundo el del primero. Como se conoce el periodo externo, se puede calcular la diferencia entre los dos eventos.

Si la medida es mucho mayor que el tiempo calculado quiere decir que el bloque del oscilador interno está funcionando demasiado rápido; para compensarlo, hay que decrementar el registro OSCTUNE. Si la medida es mucho menor que la calculada, el bloque del oscilador interno funciona muy lento; para compensarlo, aumentar el registro OSCTUNE.

2.5.16. CONFIGURACIÓN DEL OSCILADOR PARA EL USB

Cuando el PIC18F4550 se utiliza en una conexión por USB, necesitamos un reloj de 6MHz ó 48MHz dependiendo de si usamos alta o baja velocidad. Debemos preverlo al seleccionar la frecuencia y al programar el microcontrolador.

Tabla II .V Opciones De Configuración Del Oscilador Con El USB

Frecuencia de entrada del Osc.	Divisor PLL (PLLDIV2:PLLDIVO)	Modo del reloj (FOSC3:FOSCO)	División del reloj MCU (CPUDIV1:CPUDIVO)	Frecuencia del reloj del micro
48MHz	+N/A ⁽¹⁾	EC, ECIO	None(00)	48MHz
			+2(01)	24MHz
			+3(10)	16MHz
			+4(11)	12MHz
48MHz	+12(111)	EC, ECIO	None(00)	48MHz
			+2(01)	24MHz
			+3(10)	16MHz
			+4(11)	12MHz
		ECPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz
40MHz	+10(110)	EC, ECIO	None(00)	40MHz
			+2(01)	20MHz
			+3(10)	13.33MHz
			+4(11)	10MHz
		ECPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz
24MHz	+6(101)	HS, EC, ECIO	None(00)	24MHz
			+2(01)	12MHz
			+3(10)	8MHz
			+4(11)	6MHz
		HSPLL, ECPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz
20MHz	+5(100)	HS, EC, ECIO	None(00)	20MHz
			+2(01)	10MHz
			+3(10)	6.67MHz
			+4(11)	5MHz
		HSPLL, ECPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz
16MHz	+4(011)	HS, EC, ECIO	None(00)	16MHz
			+2(01)	8MHz

Tabla II.V Opciones De Configuración Del Oscilador Con El USB (Continuación)

Frecuencia de entrada del Osc. 48MHz	Divisor PLL (PLLDIV2:PLLDIVO) +N/A ⁽¹⁾	Modo del reloj (FOSC3:FOSCO) EC, ECIO	División del reloj MCU (CPUDIV1:CPUDIVO) None(00)	Frecuencia del reloj del micro 48MHz
			+3(10)	5.33MHz
			+4(11)	4MHz
		HSPLL, ECPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz
12MHz	+3(010)	HS, EC, ECIO	None(00)	12MHz
			+2(01)	6MHz
			+3(10)	4MHz
			+4(11)	3MHz
		HSPLL, ECPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz
8MHz	+2(001)	HS, EC, ECIO	None(00)	8MHz
			+2(01)	4MHz
			+3(10)	2.67MHz
			+4(11)	2MHz
		HSPLL, ECPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz
4MHz	+1(000)	XT, HS, EC, ECIO	None(00)	4MHz
			+2(01)	2MHz
			+3(10)	1.33MHz
			+4(11)	1MHz
		HSPLL, ECPLL, XTPLL, ECPIO	+2(00)	48MHz
			+3(01)	32MHz
			+4(10)	24MHz
			+6(11)	16MHz

Nota: (1) Sólo es válido si el bit USBDIV está borrado.

Todas las frecuencias, excepto las de 24MHz, se utilizan en el USB 2.0. Las frecuencias de 24MHz se utilizan en el USB1.0.

2.5.17. OPERACIONES CON BAJA VELOCIDAD (USB)

El reloj del USB cuando funciona a baja velocidad se obtiene del oscilador primario y no del PLL. El oscilador se divide por 4 para obtener los 6MHz en el reloj. Por esto, el microcontrolador necesita una frecuencia de 24MHz cuando el módulo USB está activo y el controlador del reloj está en uno de los modos primarios del

oscilador (XT, HS con o sin PLL). Estas restricciones no se aplican si el reloj del microcontrolador es uno de los secundarios o del bloque interno.

2.5.18. FUENTES DE RELOJ Y CAMBIOS DE OSCILADOR

En la familia PIC18F2455/PIC18F2550/PIC18F4455/PIC18F4550 se incluye una opción para alternar la fuente de reloj con dos fuentes alternativas de menor frecuencia. Cuando activamos una fuente alternativa, tenemos disponibles varios modos de "control de energía".

Hay tres fuentes de reloj en estos dispositivos:

- oscilador primario
- oscilador secundario
- bloque interno de oscilación

Los osciladores primarios incluyen los XTAL, los circuitos resonadores, los modos externos de reloj y el bloque interno de oscilación. El modo particular se elige con los bits de configuración FOSC3:FOSC0.

Los osciladores secundarios son las fuentes externas que no se conectan en los pines OSC1 u OSC2. Estas fuentes pueden seguir funcionando incluso cuando el microcontrolador se pone en modo "control de energía".

Los micros PIC18F2455/PIC18F2550/PIC18F4455/PIC18F4550 ofrecen el Timer1 como oscilador secundario. Este oscilador es, a menudo, el temporizador base en las aplicaciones basadas en tiempo real en todos los modos de "control de energía". Más comúnmente, se conecta un XTAL de 32,768kHz en los pines RC0/T1OSO/TI3CKI y RC1/T10SI/UOE* junto con un condensador e cada pin a masa.

El bloque interno de oscilación se puede usar como reloj en los modos "control de energía". La fuente INTRC se utiliza en varias opciones especiales como el perro guardián o el monitor del reloj de seguridad.

2.5.19. REGISTROS DE CONTROL DEL OSCILADOR

El registro OSCCON maneja distintos aspectos de las operaciones del reloj en todos los modos de energía. Los bits de selección de la fuente del reloj son SCS1:SCS0. Las fuentes de reloj disponibles son el reloj primario (definido por los bits FOSC3:FOSC0), el reloj secundario (oscilador Timer1) y el bloque del oscilador interno. La fuente de reloj cambia inmediatamente después de haber escrito el bit o los bits en un pequeño intervalo de reloj. Los bits SCS se borran en cualquier tipo de reset. Los bits de selección de la frecuencia del oscilador interno son IRCF2:IRCF0, se elige la frecuencia de salida del bloque del oscilador interno. La elección se hace sobre la fuente INTRC, la fuente INTOSC o una de las frecuencias obtenidas de aplicar el postscaler. Si el bloque del oscilador interno aplica la señal de reloj, al cambiar los estados de estos bits obtendremos un cambio inmediato en la salida del oscilador. En un reset del dispositivo, la frecuencia del oscilador interno se configura como 1MHz. Cuando elegimos una frecuencia de 31kHz (IRC2:IRC0=000), el usuario puede elegir que oscilador interno funciona como fuente. Esto se hace mediante el bit INTSRC del registro OSCTUNE. Activando este bit elegimos la fuente de reloj como INTOSC con una frecuencia de 31,25kHz activando el divisor por 256 en el postscaler del INTOSC. Desactivando este bit ponemos como fuente INTRC con una frecuencia nominal de 31kHz. Esta opción permite a los usuarios seleccionar la fuente de reloj más precisa con INTOSC que mantiene el ahorro de energía con una baja velocidad de reloj. INTRC siempre mantiene la señal de reloj en eventos como el perro guardián o el monitor de

seguridad del reloj. Los bits OSTS, IOFS y T1RUN indican cual es el reloj que proporciona la señal principal. El bit OSTS indica que el tiempo de arranque ha terminado y que el reloj primario proporciona el reloj en modo primario. El bit IOFS indica cuando se ha estabilizado el bloque del oscilador interno y que el reloj está en modo RC. El bit T1RUN indica cuando el Timer1 proporciona la señal secundaria de reloj. En los modos de "control de energía", sólo se puede seleccionar uno de estos tres bits a la vez. Si no se han activado ninguno de estos tres bits, el reloj INTRC da la señal o el bloque interno el oscilador ha empezado y no está todavía listo. El bit IDLEN determina si el dispositivo está en modo sleep o uno de los modos de ahorro, cuando se ha ejecutado la instrucción SLEEP.

2.5.20. ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA

Hay tres tipos de memoria en los PIC18:

- Memoria de programa
- RAM de datos
- EEPROM de datos

Como dispositivos de arquitectura Harvard, los buses la memoria de datos y del programa están separados; esto permite el acceso a la vez en las dos memorias. La EEPROM de datos, en la práctica, se puede utilizar como un dispositivo periférico, puesto que se maneja a través de un sistema de registros de control.

Los microcontroladores PIC18 implementan un contador de programa de 21bits que es capaz de tratar 2Mb memoria de programa. Accediendo a una localización en medio el límite superior de la memoria implementada físicamente y los 2Mb direccionables se leerá todo '0' (una instrucción NOP).

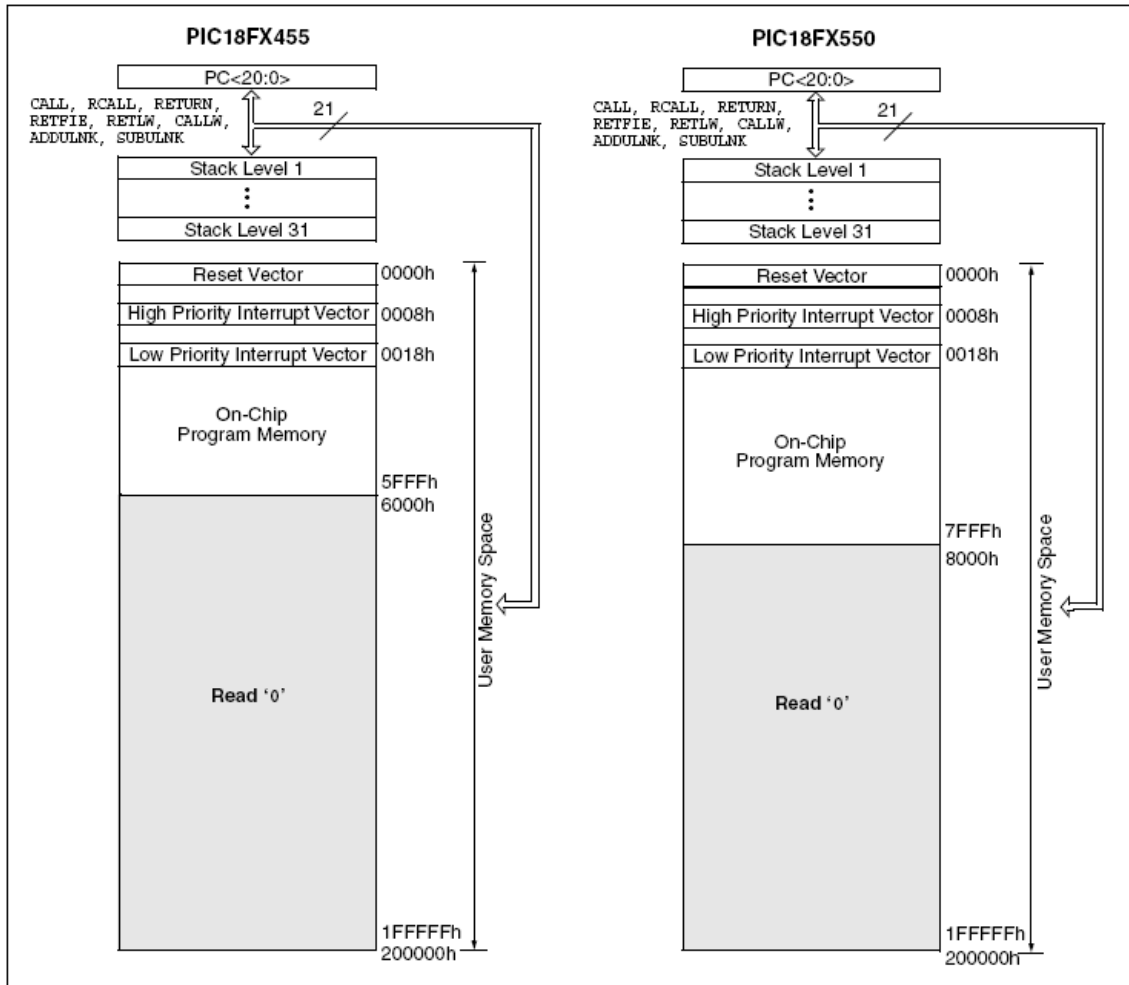


Figura II.11 Mapa De Memoria De Programa Y De La Pila

Los PIC18F2455 y los PIC18F4455 cada uno tienen 24kb de memoria flash y pueden almacenar hasta 12.288 instrucciones de palabra única. El PIC18F2550 y PIC18F4550 cada uno tienen 32kb de la memoria flash y puede almacenar hasta 16.384 instrucciones de palabra única.

Los dispositivos PIC18 tienen dos vectores de interrupción. En un reset, la dirección del vector está en 0000h y los vectores de interrupción están en las direcciones 0008h y 0018h.

CAPITULO III

COMUNICACIÓN USB

3.1. INTRODUCCION

Para entender el funcionamiento del USB, es necesario estudiar la especificación de este bus. Los fabricantes involucrados en la norma crearon un documento que constituye la referencia. Aunque ya esta en el mercado desde el 2008 la versión 3.0 del bus, en el presente capítulo se va a tratar la versión 2.0 ya que es la que posee la familia de PICs 18Fxx5x.

Ya que la norma es muy extensa, aquí se han traducido las partes que se han creído más importantes para una comprensión fácil y rápida de este bus.

Uno de los motivos por los que el USB se haya extendido tan velozmente es que se ha creado mediante un convenio de grandes empresas del sector informático: Compac, Hewlett-Packard, Intel, Lucent, Microsoft; NEC y Philips. Adoptando las mejores características de los diferentes tipos de comunicación de cada empresa.

3.2. ARQUITECTURA

3.2.1. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA USB

El USB es un sistema punto a punto: dado que el lugar de partida es el host (PC o hub), el destino es un periférico u otro hub.

Los periféricos comparten la banda de paso del USB. El protocolo se basa en el llamado paso de testigo (token). El ordenador proporciona el testigo al periférico seleccionado y seguidamente, éste le devuelve el testigo en su respuesta.

Este bus permite la conexión y desconexión en caliente, sin apagar el equipo.

La figura muestra la topología del bus, que viene a estar representado por un árbol, en donde el PC sería la raíz y los periféricos las hojas.

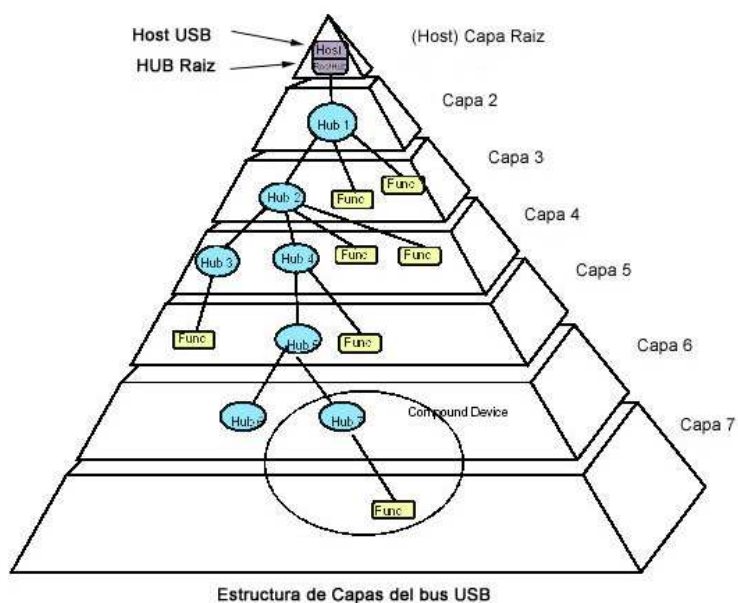


Figura III.12 Topología del bus USB

3.2.2. ASPECTO ELÉCTRICO

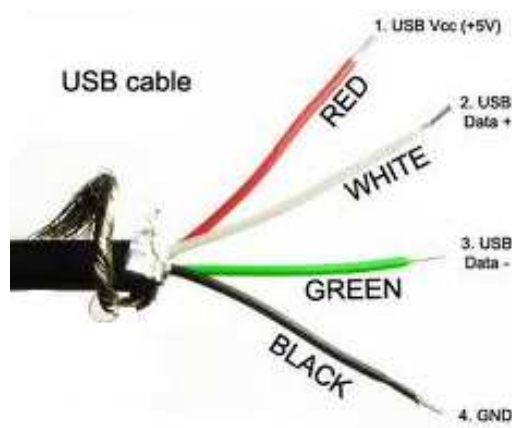


Figura III.13 Aspecto eléctrico del bus USB

Tabla III.VI Especificaciones de los cables del puerto USB

Miniplug/Microplug			
Pin	Nombre	Color	Descripción
1	VCC	Rojo	+5 V
2	D-	Blanco	Data -
3	D+	Verde	Data +
4	GND	Negro	Señal a tierra

A nivel eléctrico el cable USB transfiere la señal y la alimentación sobre cuatro hilos. A nivel de señal, se trata de un par tranzado con una impedancia característica de 90Ω . La velocidad puede ser de 480Mbps/s, 12Mbps/s o 1,5Mbps/s. La sensibilidad del receptor debe ser, al menos, 200mV y debe poder admitir un buen factor de rechazo en modo común (CCMR, es la tensión diferencial entre la tensión común). El reloj se transmite en el flow de datos, la codificación es de tipo NRZI, existiendo un dispositivo que genera el bit e relleno (bit stuffing) que

garantiza que la frecuencia del reloj permanezca constante. Cada paquete va precedido de un campo de sincronismo.

A nivel de alimentación, el cable proporciona la tensión nominal de 5V. Es necesario definir bien el diámetro del hilo con el fin de que no se produzca una caída de tensión demasiado importante en el cable. Una resistencia de terminación instalada en la línea de datos permite detectar el puerto conocer su configuración (1,5Mbits/s ó 12Mbits/s), si no lleva resistencia indica 480Mbits/s.

3.2.3. TIPOS DE CONECTORES

Se usan dos tipos de conectores, A y B. Ambos son polarizados (solo pueden insertarse en una posición) y utilizan sistemas de presión para sujetarse. Los de tipo A utilizan la hembra en el sistema anfitrión, y suelen usarse en dispositivos en los que la conexión es permanente (por ejemplo, ratones y teclados). Los de tipo B utilizan la hembra en el dispositivo USB (función), y se utilizan en sistemas móviles (por ejemplo, cámaras fotográficas o altavoces). En general podemos afirmar que la hembra de los conectores A están en el lado del host (PC) o de los concentradores (hubs), mientras las de tipo B están del lado de los periféricos.

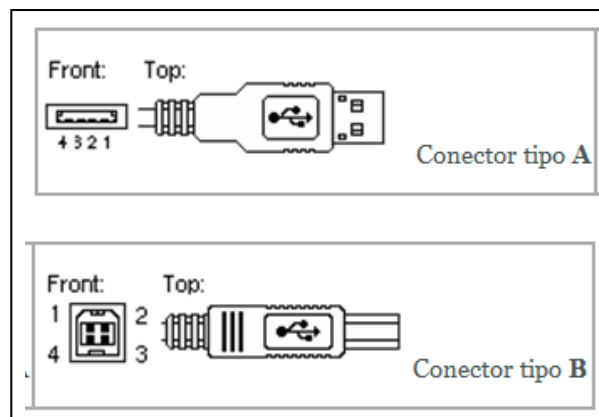


Figura III.14 Tipos de conectores USB

3.2.4. DIAMETROS

Se utilizan diámetros estándar para los hilos de alimentación del bus. Para cada sección se autoriza una longitud máxima del segmento. En la tabla se muestran estas distancias.

Tabla III.VII Diámetros estándar para cable USB

AWG	mm -	long. máx.
28	0.321	0.81 m
26	0.405	1.31 m
24	0.511	2.08 m
22	0.644	3.33 m
20	0.812	5.00 m

3.2.5. ALIMENTACIÓN Y CONSUMO

La especificación abarca dos aspectos de consumo: distribución en función del consumo especificado por cada periférico USB y control de consumo integrado en la gestión global del PC.

Cada sección puede proporcionar una determinada potencia máxima siendo el PC el encargado de suministrar la energía. Además, el periférico puede estar autoalimentado (self powered). Por otro lado, el hub puede distribuir la corriente procedente del PC a los periféricos.

3.2.6. PROTOCOLO DEL USB

Una transacción sobre el bus necesita al menos tres paquetes. Cada transacción comienza por el envío por parte del host de un paquete que indica el tipo, la

dirección de la transacción, la dirección del USB y su punto terminal (Endpoint). Este paquete recibe el nombre de token packet (paquete testigo).

A continuación, el transmisor envía su paquete de datos, o indica que no tiene paquetes que transmitir, por último, el destinatario envía un paquete indicando que ha recibido bien el paquete de datos.

Recibe el nombre de pipe el enlace virtual entre el host y un periférico USB, con su Endpoint (un periférico puede tener varios Endpoints).

Existen dos tipos de enlaces virtuales (pipe): stream y message. En el caso de stream, se trata de un flujo sin estructura; en el otro caso, si tiene una. **Robustez** Cada enlace está caracterizado por su banda de paso, su tipo de servicio, el número del Endpoint y el tamaño de los paquetes. Estos enlaces se definen durante la inicialización del USB.

Siempre existe un enlace virtual 0 que permite tener acceso a la información de configuración del periférico USB (estado, control e información).

En el ordenador, el driver se encarga del encaminamiento de los paquetes sobre el bus.

El sistema es fiable y robusto, garantizando la integridad de los datos gracias a las siguientes características:

- Señal diferencial, en donde la pantalla (blindaje) protege los hilos.
- CRC (control) sobre la información de control y datos.
- Detección de conexión y desconexión del periférico

- Recuperación automática en caso de error, gestión del tiempo de recuperación (timeout).
- Gestión del flujo de datos, de los buffers y del modo síncrono.
- Construcción que le hace independiente de las funciones, de los datos y del control.

3.2.7. CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA

Un periférico puede ser enchufado o desenchufado en cualquier momento.

La enumeración (búsqueda de los periféricos) no sólo se hace al arrancar, sino que está funcionando continuamente. Cuando se enchufa o retira un dispositivo, el hub detecta el cambio y avisa al host.

Cuando se enchufa un nuevo dispositivo, el host (vía hub) direcciona el periférico con una dirección por defecto. Mediante un paquete de control, le da su dirección. Si se trata de un hub, el procedimiento es el mismo para el propio hub, después para cada uno de los periféricos conectados al hub y declarados por él al host.

En cuanto a la descripción del hub, esta "multitoma" es un dispositivo activo, que incluye un microprocesador, la memoria y todas las interfaces necesarias para la gestión de los otros puertos (que vayan hacia un periférico USB o hacia otro hub).

Los hubs activos proporcionan la alimentación a partir de una fuente externa, mientras que los hubs pasivos proporcionan la alimentación a partir de la fuente procedente del USB raíz.

CAPITULO IV

PROGRAMACIÓN EN LENGUAJE C PARA PICS DE GAMA ALTA

4.1. INTRODUCCIÓN

El lenguaje C fue creado en los años 70 para escribir el código del sistema operativo UNIX. Tanto por su origen como por sus características, es un lenguaje muy adecuado para la programación de sistemas, ya que combina la abstracción de los lenguajes de alto nivel con la eficiencia del lenguaje máquina.

Entre las características de este lenguaje cabe citar que es altamente portable, es muy flexible, genera código muy eficiente y permite escribir código muy compacto (se pueden realizar muchas funciones escribiendo pocas líneas de código).

El C18 es una versión del C creada específicamente para los microcontroladores PIC18, que por sus características resulta demasiado complicado la programación en su lenguaje de bajo nivel, el Assambler.

4.2. COMPILADOR MPLAB C18

4.2.1. INTRODUCCIÓN

El compilador MPLAB C18 es un compilador que optimiza el estándar ANSI C en los microcontroladores PIC18. El compilador modifica el estándar ANSI X3.1591989 sólo en los puntos en los que se puedan crear conflictos con el soporte del microcontrolador. El MPLAB C18 tiene las siguientes características:

- Compatibilidad ANSI '89.
- Integración con el MLAB IDE para una mayor facilidad de realización y debugg de proyectos.
- Admite ensamblador empotrado.
- Gran variedad de librerías.
- Optimización multinivel.
- Acceso transparente en la lectura/escritura de la memoria.
- Versión estudiante gratuita.

4.2.2. TIPOS DE DATOS

Los datos de más de un byte de longitud, se almacenan en memoria como en el ensamblador, con el criterio Little Indian; es decir, los bytes menos significativos se almacenan en las posiciones de memoria bajas.

Tabla IV .VIII Tipos de datos admitidos por el compilador C18

Tipo	Tamaño	Mínimo	Máximo
Char	8 bits	-128	127
Signedchar	8 bits	-128	127
Unsigned char	8 bits	0	255
Int	16 bits	-32768	32767
Unsigned Int	16 bits	0	65535
Short	16 bits	-32768	32767
Unsigned Short	16 bits	0	65535
Short long	24 bits	-8.388.608	8.388.607
Unsigned short long	24 bits	0	16.777.215
Long	32 bits	-2.147.483.648	2.147.483.647
Unsigned long	32 bits	0	4.294.967.295

4.2.2.1. REALES

Tabla IV .IX Tipos de datos Reales admitidos por el compilador C18

Tipo	Tamaño	Exponente Mínimo	Exponente Máximo
Float	32 bits	-126	128
Double	32 bits	-126	128

4.2.3. ESTRUCTURAS

Se permiten las estructuras de datos. Su utilidad es el acceso a bits.

```
union tpuerto{  
    unsigned char valor;  
    struct{
```

```
    unsigned bit0:1;
    unsigned bit1:1;
    unsigned bit2:1;
    unsigned bit3:1;
    unsigned bit4:1;
    unsigned bit5:1;
    unsigned bit6:1;
    unsigned bit7:1;
};
}byte;
```

- En este ejemplo se declara tpuerto como byte que contiene:
- Una variable tipo char llamada valor.
- Un conjunto de bits.

4.2.4. ALMACENAMIENTO

El compilador reconoce los modificadores establecidos en la norma ANSI:

Auto:

- Las variables se declaran globales si se ha hecho fuera de las funciones y locales si se realiza en las funciones.
- Tienen prioridad las locales. Todas las variables no inicializadas tienen un valor indefinido.

Externa:

- La variable declarada pertenece a otro módulo, por lo que no reserva memoria para ella.
- Sirve para acceder a una variable aunque no se haya declarado todavía.
- Se inicializan a cero.

Register:

- La variable se guarda en uno de los registros del procesador.
- Si no se puede almacenar en un registro, se comporta como Auto. Útil para optimizar el tiempo de ejecución de algunas funciones.

Static:

- Variables locales que retiene su valor al salir de la función en la que se ha declarado.
- Se inicializan a cero.
- Ahorra número de instrucciones para acceder a las variables.

Typedef:

- Asigna un nuevo nombre a un tipo de datos.

Overlay:

- Declara las variables locales Static pero se inicializan cada vez que se llama la función.
- Ahorra espacio de memoria.

4.2.5. CALIFICADORES

Const: Definición de una constante.

Volatile: El contenido de la variable puede cambiar.

Far: Los datos se encuentran en un banco lejano, hay que cambiar de banco o de acceso indirecto para acceder a la variable. Si se declara código, podemos acceder a objetos por encima de 64KB.

Near: La variable se declara en el banco de acceso. Si se declara código, accedemos a una zona inferior de 64KB.

RAM: La variable se sitúa en la memoria de datos.

ROM: La variable se sitúa en la memoria de programa.

4.2.6. ESTRUCTURAS DE CONTROL

4.2.6.1. SENTENCIA WHILE

Las instrucciones se ejecutan repetidamente hasta que el valor de la expresión, que se comprueba al comenzar el bucle, sea falso, es decir cero.

```
while (expresión) {  
Instrucción 1  
Instrucción 2  
.....  
Instrucción n }
```

4.2.6.2. SENTENCIA DO

Las instrucciones se ejecutan repetidamente hasta que el valor de la expresión, que se comprueba al final del bucle, sea falso, es decir cero.

```
do {  
Instrucción 1  
Instrucción 2  
.....  
Instrucción n  
} while ( expresión );
```

4.2.6.3. SENTENCIA FOR

Las instrucciones se ejecutan repetidamente hasta que el valor de la exp2 sea falso, es decir cero.

exp1 sirve para inicializar el contador del bucle.

exp3 controla el contador del bucle. Se evalúa al final del mismo.

```
for( exp1; exp 2; exp 3) {  
Instrucción 1  
Instrucción 2  
.....  
Instrucción n }
```

4.2.6.4. SENTENCIA IF

La expresión se evalúa y si es verdadera (distinta de cero) se ejecutan las instrucciones.

```
If( expresión )  
{ Instrucción 1  
Instrucción 2  
.....  
Instrucción n }
```

4.2.6.5. SENTENCIA IF-ELSE

La expresión se evalúa, si es verdadera se ejecutan las instrucciones A, en caso contrario las Instrucciones B.

```
If( expresión )  
{ Instrucciones A }  
else
```

```
{Instrucciones B }
```

4.2.6.6. SENTENCIA SWITCH

Permite realizar selecciones múltiples.

```
switch ( expresión ) {  
  case const1:  
    Instrucción 1;  
    break;  
  case const2:  
    Instrucción 2;  
    break;  
  .....  
  default:  
    Instrucción n  
    break;  
}
```

4.2.6.7. SENTENCIA BREAK

Interrumpe la ejecución de un bucle while, do-while o for. Ejemplo: ¿ cómo salir de un bucle infinito for?

```
For (;;) {  
  if( a==0) {  
    break;  
  }  
a=PORTA; }
```

4.2.6.8. SENTENCIA CONTINUE

Se utiliza en los bucles para pasar a la siguiente repetición.

```
For (;;) {  
    if( a!=0) {  
        continue; }  
    break;  
}
```

4.2.6.9. SENTENCIA GOTO

Transfiere incondicionalmente el control a la sentencia etiquetada por el identificador.

```
goto identificador;  
identificador: instrucciones;
```

Es una sentencia propia del lenguaje Basic. No se recomienda su utilización ya que varía la estructura del programa.

4.2.7. PUNTEROS

Un puntero es una variable que contiene la dirección a una zona de memoria en la que se almacena una variable.

Los punteros ocupan 16Bits.

```
char car; //variable de tipo char
```

```
char *pcar; //puntero a una variable char

car=0xAA //almacena el dato hexadecimal AA
pcar=&car //almacena la dirección de la variable car, & devuelve la
          dirección
```

Otra forma de acceso:

```
char *pcar; //puntero a una variable char

pcar=(char*)0x501 //almaceno en el puntero la dirección de memoria 501
*pcar=0xAA //almaceno en la dirección de memoria que tiene el puntero, el
           dato 0xAA
```

Optimizando este código:

```
#define CAR (*(char*)0x501)
```

```
CAR=0xAA
```

Al optimizarlo se ahorran las direcciones de memoria del puntero. Hay que tener cuidado ya que el compilador no comprueba errores.

4.2.8. CADENAS DE CONSTANTES

Las cadenas de constantes se pueden almacenar en la memoria de programa. Existen instrucciones especiales para moverlas entre la RAM y la ROM:

char *strcpy (auto char *s1, auto const char *s2). Copia dos cadenas ambas de la RAM.

har *strcpypgm2ram (auto char *s1, auto rom const char *s2). Copia dos cadenas, la original de la memoria de programa y la copia en la RAM.

rom char *strcpyram2pgm (auto rom char *s1, auto const char *s2). Copia dos cadenas, la original en la RAM y la copia en la memoria de programa.

rom char *strcpypgm2pgm (auto rom char *s1, auto const rom char *s2). Copia dos cadenas ambas en la memoria de programa.

4.2.9. LIBRERÍAS DEL C18

Una librería es una colección de funciones agrupadas por referencia y facilidad de llamada. En este apartado aparecen las librerías utilizadas en el proyecto. Las librerías relacionadas con el USB no se instalan con el compilador, teniendo que descargarse de la página del fabricante; el resto se encuentran en la carpeta lib dentro de la carpeta de instalación del MPLAB C18.

4.2.9.1. ADC.H: LIBRERÍA DE LOS CONVERTORES A/D

Con esta librería se tratan los convertidores analógico-digitales, desde su configuración hasta su lectura. Para poder llamar a las funciones, como se indica en el código, hay que incluir la librería de la siguiente forma:

```
#include <adc.h>
```

4.2.9.2. ABREVIATURAS EN LAS LIBRERÍAS DE MICROCHIP

ACM Modelo abstracto de control

ACT	Actividad, activa
ADR	Dirección
ALLOC	Asignación
ALT	Alternativo
AUX	Auxiliar
BD	Buffer Descriptor
BDT	Tabla del buffer descriptor
BUFF	Buffer
CDC	Clase del dispositivo
CFG	Configuración
CLR	borrar
CLS	Clase
CTRL	Control
DC	Clase del dispositivo
DEF	Definición
DEFS	ver DEF
DEV	Dispositivo
DIR	Dirección
DSC	Descriptor
ENDP	Endpoint
EP	Endpoint
EXT	Externo
FN	funcional
FS	Full-Speed
HID	Dispositivo interfaz humana
INIT	inicializar
INT	Interrupción/interno
INTF	Interfaz

IO	Entrada-salida
ISOCH	Síncrono
ISR	Rutina del servicio de interrupción
LANG	Lenguaje
LEN	Longitud
LS	Low-speed
MAX	Máximo
MCHP	Tecnología de microchip
MEM	Memoria
MFR	Fabricante, fabricación, fabricación
MGT	Gerencia
MIN	Mínimo
MSD	Dispositivo de almacenamiento masivo
NUM	Número
OP	Operacional
PKT	Paquete
PID	Paquete de identificación
PP	Ping-pong
PREP	Preparación
PTR	Puntero
RDY	listo
REG	registro
REQ	Petición
RCPT	Receptor
RPT	Informe
RWU	Reinicio remoto
RX	recibir
SIE	Motor de la interfaz serie

STAT	Estado
STD	Estándar
SYNCH	síncrono, sincronización
SYS	Sistema
TEL	Teléfono
TR	Emisor
TRF	Transferencia
TX	transmisión
USB	Bus serie universal
UTIL	Utilidad
VAR	Variable
VAL	Valor
VEND	Vendedor
ZLP	Paquete cero de longitud

CAPITULO V

LEYES FÍSICAS DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA RESPIRATORIO

5.1. INTRODUCCION

En el Capítulo I se analizó el funcionamiento pulmonar desde el punto de vista médico. En este capítulo se examina el comportamiento del flujo respiratorio, de acuerdo a las leyes físicas y conforme a las características fisiológicas del sistema respiratorio. Dichas leyes específicamente constituyen la base del funcionamiento de un espirómetro de flujo, por lo que, se pondrá especial atención en las consideraciones para aplicarlas.

Debido al complejo funcionamiento fisiológico del pulmón se trata de establecer concordancia con nuestro entendimiento y la situación real, por medio de leyes o dogmas físicas. El aire, al igual que otros fluidos, se mueve de una región de mayor presión a otra de menor presión. El intercambio de gases en el organismo es posible por medio de una diferencia de presión existente en el interior del pulmón y una fuerza externa. En condiciones normales, la inspiración ocurre cuando la

presión alveolar cae por debajo de la presión atmosférica (0cmH₂O). El movimiento del diafragma y de las paredes del pecho por los músculos intercostales produce la fuerza para lograr esa presión negativa, encontrando oposición al movimiento por la presencia de resistencia elástica de las paredes del pulmón y, por la fuerza de fricción ante el flujo del gas en el pulmón, tejido de la pared torácica y vías aéreas. El trabajo requerido para vencer la resistencia de fricción se pierde, pero el trabajo hecho para vencer la resistencia elástica de las paredes es almacenado, de forma similar a un resorte en la ley de Hooke, y utilizado en la espiración, permitiendo que esta última acción sea un movimiento regularmente pasivo.

El movimiento del aire al respirar ocasionado presenta principalmente dos tipos de flujo: laminar y turbulento.

5.2. FLUJO LAMINAR Y TURBULENTO EN LA RESPIRACIÓN

En el flujo laminar las partículas de los fluidos se mueven a lo largo de láminas adyacentes sin mezclarse. La agitación de las partículas del fluido es sólo de naturaleza molecular y están restringidas a moverse en trayectorias esencialmente paralelas, debido regularmente a la acción de la viscosidad. El estudio del flujo laminar es descrito por la ley de Poiseuille.

En el flujo turbulento, las partículas de fluido no permanecen en capas, sino que se mueven en forma heterogénea a través del flujo, deslizándose más allá de otras partículas y chocando con algunas otras, produciendo un mezclado rápido y continuo del flujo. La medición de turbulencia es descrita por el número de Reynolds. Debido a que en la turbulencia el movimiento de las pequeñas masas de fluido es caótico, aún en pequeñas distancias, resulta matemáticamente irrealizable determinar el movimiento de las partículas individuales del fluido. Sin embargo,

considerando el movimiento promedio de las agregaciones de partículas de fluido o por medio de métodos estadísticos, se puede obtener relaciones matemáticas.

El flujo laminar en la respiración ocurre solamente en las vías más pequeñas, donde la velocidad lineal del flujo aéreo es extremadamente baja. La velocidad lineal (cm/s) es igual al flujo (cm³/s) dividido entre el área de corte transversal. El flujo turbulento en la respiración y el transicional son ocasionados por flujos inspiratorios-espíraforios altos y variables, vías aéreas grandes, cambios de diámetro de los pulmones y vías respiratorias, ramificaciones y ángulos existentes en el sistema respiratorio.

5.3. NÚMERO DE REYNOLDS

El número de Reynolds, descrito por Osborne Reynolds en 1883, es un número adimensional utilizado para caracterizar el movimiento de un fluido. Es el cociente resultante de comparar las fuerzas de inercia y los términos viscosos de las Ecuaciones de Navier- Stokes que gobiernan el movimiento de los fluidos. La fórmula que describe el número de Reynolds en un tubo es

$$R_e = \frac{\rho V_s D}{\mu} = \frac{V_s D}{\nu}$$

R_e Es la densidad de flujo dada por Kg/cm^3

V_s Es la velocidad característica del fluido, cuya unidad es m/s

μ es la viscosidad dinámica del fluido expresada en $(Kg/m.s) \times 10^{-5}$

D es el diámetro de la tubería a través de la cual circula el fluido escrita en m

ν es la viscosidad cinemática del fluido expresada en $(m^2/s) \times 10^{-5}$

Un flujo, por ejemplo, con un número de Reynolds alrededor de 100.000 (típico en el movimiento de una aeronave pequeña) expresa que las fuerzas viscosas son 100.000 veces menores que las fuerzas convectivas, y por lo tanto aquellas pueden ser ignoradas. Mientras que en un cojinete lubricado con un fluido y sometido a una cierta carga, el número de Reynolds es mucho menor que 1, indicando que ahora las fuerzas dominantes son las viscosas y por lo tanto las convectivas pueden despreciarse.

En la clasificación de flujos laminares y turbulentos, si el número de Reynolds es inferior de 2000 el flujo será laminar y si es mayor de 4000 el flujo será turbulento. Para un valor crítico de éste parámetro entre 2000 y 4000, existe una zona de incertidumbre y el comportamiento del fluido no puede ser modelado, considerándose como flujo transicional. El índice de Reynolds puede verse afectado por varias condiciones incidentes como:

- La quietud inicial del fluido
- La forma de entrada del tubo.
- La rugosidad del tubo.

5.4. LEY DE POISEUILLE

La ley de Poiseuille, también llamada Hagen- Poiseuille (Gotthilf Heinrich Ludwig Hagen y Jean Louis Marie Poiseuille), es una ley física formulada en 1840 concerniente al volumen de flujos estacionarios laminares o líquidos viscosos uniformes e incompresibles que pasa a través de un tubo cilíndrico definida por:

$$\Phi = \frac{dV}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left(-\frac{\Delta P}{\Delta x} \right) = \frac{\pi R^4}{8\mu} \frac{|P_1 - P_2|}{L}$$

- Φ es el flujo expresado en m^3/s
- U es el volumen de un líquido transferido en el tiempo t expresado en m^3
- v es la mediana de la velocidad expresada en m/s
- X el vector de dirección del flujo expresado en m
- R radio interno del tubo dado en m
- ΔP la diferencia de presión entre las dos terminales expresada en Pa
- μ es la viscosidad dinámica del fluido escrito en $(Kg/m.s) \times 10^{-5}$
- L es la longitud del tubo expresada en m

5.5. DEDUCCIÓN DE LA LEY DE POISEUILLE

La deducción de la Ley de Poiseuille se basa en el efecto de la viscosidad, la tercera Ley de Newton y la presión. Supongamos 2 capas de líquido en contacto, las cuales se mueven a diferente velocidad en dirección de x . La capa de arriba se mueve más rápido y es jalada en dirección negativa por la capa de abajo, mientras que, el líquido en la capa de abajo es jalado en dirección positiva por el líquido de arriba. La fuerza experimentada por cada capa es proporcional al área de contacto expresada por A , multiplicada por la diferencial de velocidad en dirección del flujo $\Delta v_x / \Delta y$, y por una constante de proporcionalidad μ . La fuerza que experimenta la capa superior obedece a la siguiente expresión:

$$F_{\mu, \text{capa sup}} = -\mu \cdot A \frac{\Delta v_x}{\Delta y}$$

Donde el signo negativo indica que el líquido de abajo está ejerciendo una fuerza en contra del movimiento de la capa de arriba que tiene una mayor velocidad. Por la tercera Ley de Newton sabemos que la fuerza de la capa inferior es igual y opuesta

a la fuerza del líquido superior. En esta ecuación asumimos que el área de contacto es lo suficientemente extensa como para ignorar los efectos de las esquinas, es decir, su comportamiento es el de un fluido Newtoniano.

5.6. FLUJO DE LÍQUIDO A TRAVÉS DE UN TUBO

En un tubo se hace la siguiente suposición:

El líquido en el centro se mueva más rápido mientras que el líquido que toca las paredes es casi- estacionario debido a la fricción.

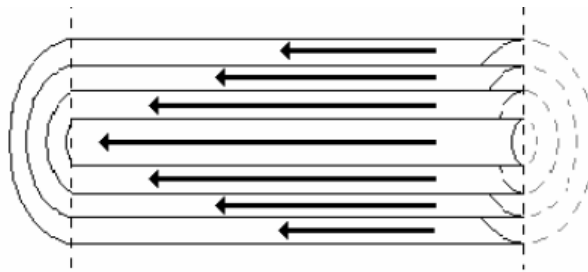


Figura V.15 Vectores de velocidad de un flujo laminar

Un corte del hipotético tubo, como el de la Figura V.1, muestra las diferentes láminas moviéndose a diferentes velocidades. Para simplificar el análisis, se asume que el líquido está formado por capas o láminas circulares, cada una con su propia velocidad, la cual está determinada únicamente por su distancia radial al centro del tubo.

Para describir el movimiento del líquido, se necesita conocer todas las fuerzas actuando sobre cada lámina:

- La fuerza empujando al líquido a través del tubo. Esta fuerza es debida al cambio de presión multiplicado por el área: $F = -\Delta P.A$ en la dirección del

movimiento del líquido; el signo negativo viene de la forma en la que se define el cambio de presión: $\Delta P = P_{final} - P_{inicial} < 0$

- La fuerza que ejerce la lámina vecina más cercana al centro del tubo, y que se mueve a una velocidad mayor.
- La fuerza que ejerce la lámina vecina exterior, y que se mueve a una velocidad menor.

La primera de estas fuerzas, viene de la definición de presión. Las otras dos fuerzas, requieren que las ecuaciones se modifiquen de tal modo que se incluya el efecto de la viscosidad.

Para la lámina más rápida, es decir, la del centro del tubo, se asumirá un radio s y un grosor ds . Se calculará la fuerza ejercida sobre una lámina de radio s también. De la ecuación de $F_{\mu, \text{capa sup}}$ se necesita conocer el área de contacto y el gradiente de velocidad. El área de contacto entre la lámina más rápida y la lámina a considerar es $A = 2\pi s \Delta x$. No se conoce la forma exacta de la velocidad del líquido dentro del tubo, pero se sabe que es dependiente del radio. Por lo tanto, el gradiente de velocidad es el cambio de velocidad con respecto al cambio de distancia radial en la intersección de las dos láminas. Esta intersección se encuentra en el radio s . Por lo tanto, considerando que la velocidad es positiva con respecto al movimiento del líquido (aunque la derivada de la velocidad es negativa), la forma final de la ecuación es:

$$F_{\text{viscosidad, rapido}} = -\mu 2\pi s \Delta x \left. \frac{dv}{dr} \right|_s$$

En donde la derivada debe evaluarse en el radio s .

Para deducir la fuerza de la lámina de velocidad menor, se requiere calcular los mismos valores que para el caso de la lámina de mayor velocidad. En este caso, para el área de contacto, se debe considerar el radio como $s+ds$ en lugar de s . De igual modo, se debe considerar que esta fuerza se opone al movimiento del líquido, por lo que es negativa, al igual que la derivada de la velocidad, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$F_{\text{viscosidad, lento}} = \mu 2\pi(s + ds)\Delta x \left. \frac{dv}{dr} \right|_{s+ds}$$

La solución para el flujo de un líquido a través de un tubo asume una última consideración: No hay aceleración del líquido en el tubo, y por la primera ley de Newton, no hay fuerza neta. Si no hay fuerza neta, entonces se pueden sumar todas las fuerzas e igualarlas a cero:

$$0 = F_{\text{presion}} + F_{\text{viscosidad, rápido}} + F_{\text{viscosidad, lento}}$$

ó

$$0 = -\Delta P 2\pi s ds - \mu 2\pi s \Delta x \left. \frac{dv}{dr} \right|_s + \mu 2\pi(s + ds)\Delta x \left. \frac{dv}{dr} \right|_{s+ds}$$

Antes de continuar, se requiere simplificar esta ecuación, por lo que se conserva únicamente el término lineal y el cuadrático. Se utilizará una expansión en serie de Taylor:

$$\left. \frac{dv}{dr} \right|_{r+dr} = \left. \frac{dv}{dr} \right|_r + \left. \frac{d^2v}{dr^2} \right|_r dr$$

Aplicando esta relación en la ecuación, agrupando términos y empleando la variable r en lugar de s (dado que la lámina que se eligió es arbitraria, y se requiere que la expresión sea válida para toda la lámina), tenemos que:

$$0 = -\Delta P 2\pi r dr + \mu 2\pi dr \Delta x \frac{dv}{dr} + \mu 2\pi dr \Delta x \frac{d^2v}{dr^2} + \mu 2\pi (dr)^2 \Delta x \frac{d^2v}{dr^2}$$

El término $(dr)^2$ del último término de la ecuación será demasiado pequeño y será despreciado de la ecuación. Finalmente, la ecuación anterior se reescribe en la forma de una ecuación diferencial, de modo que sea fácil de resolver quedando de la forma:

$$\frac{1}{\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x} = \frac{d^2v}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dv}{dr}$$

Se puede esperar que ambos lados de la ecuación sean negativos dado que hay una caída de presión en el tubo (lado izquierdo) y, tanto la primera como la segunda derivada de la velocidad son negativas (la velocidad tiene un valor máximo en el centro del tubo). Este tipo de ecuaciones diferenciales tienen soluciones de la forma $v=A+Br^2$, Para resolverla, se sustituye esta solución dentro de la ecuación, y se resuelve para A y B.

$$\frac{1}{\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x} = 2B + \frac{1}{r} 2Br = 4B$$

Esto significa que:

$$B = \frac{1}{4\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x}$$

Para resolver A, se asume que en la pared del tubo ($r=R$), la velocidad es 0.

$$v = 0 = A + \frac{1}{4\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x} R^2$$

ó

$$A = -\frac{1}{4\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x} R^2$$

Ahora se tiene una fórmula para la velocidad del líquido moviéndose a través del tubo como una función de la distancia al centro del tubo:

$$v = -\frac{1}{4\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x} (R^2 - r^2)$$

O en el centro del tubo donde el líquido se mueve más rápido ($r=0$), en donde R es el radio del tubo.

$$v_{\max} = -\frac{1}{4\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x} R^2$$

5.7. INTEGRACIÓN PARA LA LEY DE POISEUILLE

Para obtener el volumen total que circula a través del tubo, se requiere de sumar las contribuciones de cada lámina. Para calcular el flujo a través de cada lámina, se multiplica la velocidad v_{\max} (ecuación anterior) por el área de la lámina:

$$\Phi(r) = \frac{1}{4\mu} \frac{|\Delta P|}{\Delta x} (R^2 - r^2) 2\pi r dr = \frac{1}{2\mu} \frac{|\Delta P|}{\Delta x} (rR^2 - r^3) dr$$

Finalmente, se integra esta ecuación sobre toda la lámina, a través del radio (variable r) para obtener la fórmula expresada en la ecuación:

$$\Phi = \frac{dv}{dt} = v \pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left(-\frac{\Delta P}{\Delta x} \right) = \frac{\pi R^4}{8\mu} \frac{P_1 - P_2}{L}$$

Conocida como la Ley de Hagen- Poiseuille y es la siguiente:

$$\Phi(r) = \frac{1}{2\mu} \frac{|\Delta P|}{\Delta x} \int_0^R (rR^2 - r^3) dr = \frac{|\Delta P| \pi R^4}{8\mu \Delta x}$$

En resumen se presentó dos fundamentos básicos que describen el movimiento del flujo de acuerdo a sus características viscosas, su rapidez de deformación y estabilidad. Estas leyes son aplicables para describir tanto el flujo aéreo pulmonar, como el flujo corriente en el espirómetro. El conocimiento de estos conceptos de la mecánica de fluidos es indispensable para comprender el procedimiento a seguir en la construcción del neumotacógrafo, que es el sensor utilizado en la construcción de los espirómetros de flujo, tratados en el siguiente capítulo.

CAPITULO VI

CONCEPTOS TÉCNICOS E INSTRUMENTALES

6.1. INTRODUCCIÓN

En esta sección se engloba las formas de medición del flujo aéreo y se justifica el método empleado en el espirómetro construido en este proyecto.

Para la determinación de una enfermedad respiratoria resulta de interés conocer la presión interior del pulmón y la diferencia de presión que existe entre éste y el medio ambiente, es decir su capacidad y esfuerzo. Como se mencionó anteriormente, un procedimiento para medir la diferencia de presión en el organismo es medir el flujo entrante al sistema respiratorio. Otra técnica es la medición directa de volúmenes.

De acuerdo a la señal sensada, los espirómetros se clasifican en espirómetro de flujo y espirómetros de volumen. Los espirómetros de flujo miden directamente el flujo ventilatorio y por integración el volumen. Los espirómetros de volumen

obtienen el volumen ventilatorio directamente y por diferenciación el flujo. Para lograr un procesamiento eléctrico habitualmente se eligen los espirómetros de flujo, por lo que en este capítulo nos referiremos a ellos.

6.2. MEDICIONES DE FLUJO

Las mediciones de flujo no hacen referencia directamente a una clasificación de transductores. El procedimiento más común para medir el flujo, es por medio de dispositivos en los que el caudal de aire o líquido produce una diferencia de presión, regularmente como respuesta a una obstrucción en el flujo. Tal es el caso de los flujómetros de Orificio, de Pitot, tubos de Venturi, Vortex, sensores de turbina y de desplazamiento, dispositivos utilizados habitualmente en la Industria. Estos instrumentos presentan una zona muerta significativa debida a su morfología, lo que las inhabilita para utilizarse en mediciones ventilatorias de seres vivos.

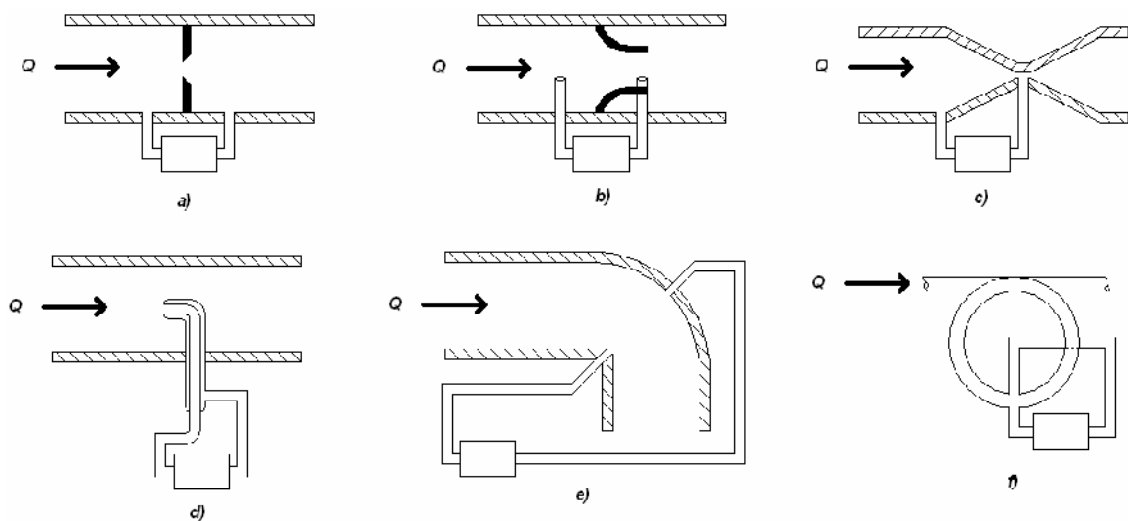


Figura VI.16: Flujómetros por medición de presión diferencial, del tipo a) Orificio, b) Cánula, c) Venturi, d) Pitot, e) Codo centrífugo, f) Lazo centrífugo.

A nivel médico, en las mediciones de flujo aéreo se utilizan los neumotacógrafos. Su funcionamiento se basa también en el principio de medición de presión producida por obstrucción en el flujo, aunque con diversificaciones en las leyes físicas que rigen su comportamiento.

6.3. NEUMOTACÓGRAFOS

Los neumotacógrafos son sensores de flujo gaseoso que transforman la señal primaria, es decir, el aire espirado por el paciente, en presión diferencial proporcional. Dicha presión diferencial es producida por la presencia de una resistencia neumática en la boquilla del neumotacógrafo. Dicha resistencia es conocida como neumotacómetro (Pneumotachometer o PTM). De acuerdo al tipo de neumotacómetro, los neumotacógrafos se clasifican comúnmente en:

- Neumotacógrafos de turbina
- Neumotacógrafos de gradiente térmico
- Neumotacógrafos ultrasónicos
- Neumotacógrafos de resistencia neumática
 - Neumotacógrafo de Fleisch
 - Neumotacógrafo de Lilly

Los neumotacógrafos de turbina utilizan una pequeña turbina que gira a la velocidad del gas. La desventaja de este tipo de sensor, es la fuerza de fricción y desgaste que sufre a través del tiempo.

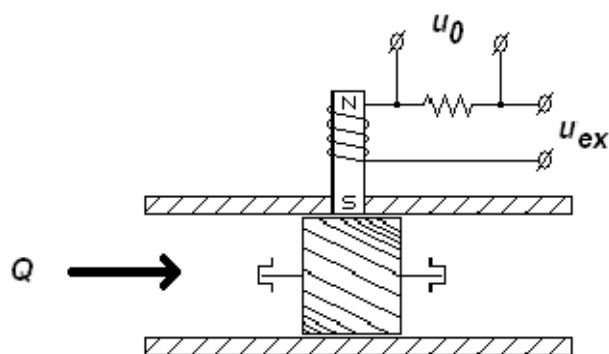


Figura VI.17: PTM de Turbina con Excitación en RF, donde Q=flujo, U_{ex}=voltaje excitación, U_o=voltaje de salida

Los neumotacógrafos de gradiente térmico son dispositivos que emplean el principio de convección térmica. Cuando una corriente pasa a través del sensor, regularmente un hilo de platino, éste opera en modo de autocalentamiento para mantener una temperatura promedio que sufre un desbalance debido al flujo del gas, produciendo un gradiente de temperatura entre el sensor y el gas al mismo tiempo. El flujo está dado por la ecuación:

$$Q = \left[\frac{I^2 R}{K_1 A (T_h - T_a)} - \frac{K_0}{K_1} \right]^2$$

Donde R es la resistencia del hilo sensor y T_h es su temperatura, mientras que a T es la temperatura ambiente, A es el área de flujo, K₀ y K₁ son constantes. El problema del neumotacógrafo de gradiente térmico es que, independientemente de la dirección de flujo, provee siempre una salida de la misma polaridad. Existen además diferencias en las propiedades térmicas y densidades de O₂ y N₂ en la inspiración y la espiración que pueden invalidar el uso de un factor simple de corrección.

Los neumotacógrafos ultrasónicos se basan en principios de ultrasonido. Emplean el efecto Doppler de modo que, por medio de varios transmisores y receptores piezoeléctricos se sensa la velocidad de propagación dentro del fluido. Estos

neumotacógrafos son muy precisos y portátiles pero su construcción implica alta exactitud, complejidad y un costo elevado.

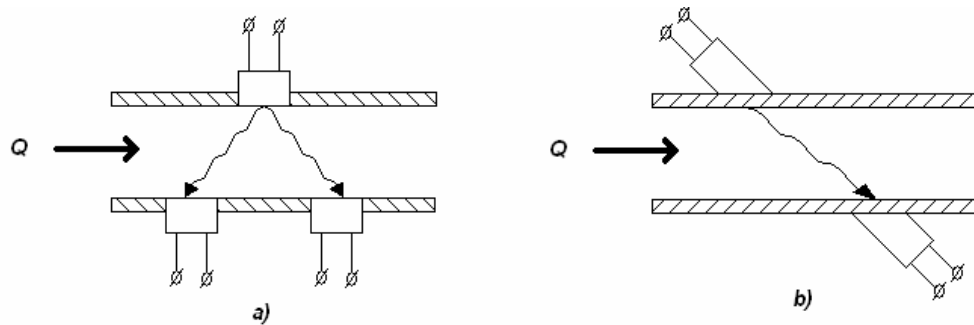


Figura VI.18: PTM con a) 1Tx ultrasónico y 2 Rx, b) 1Tx ultrasónico y 1 Rx

Los neumotacógrafos de resistencia neumática (Figura VI.4) son considerados sensores de flujo gaseoso que provocan una caída de presión diferencial proporcional al flujo de aire que pasa a través de un elemento de resistencia neumática. Dicha resistencia es constante a través del rango de medición y la presión es proporcional al flujo a través del tubo. La sensibilidad depende de la estructura geométrica del neumotacógrafo que puede presentar dos clases de variantes: de tipo Fleisch y de tipo Lilly. En los neumotacógrafos de Fleisch el sistema de resistencia es implementado con tubos capilares de 1 o 2 mm de diámetro y de 3 ó 5 cm de longitud colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro. En los neumotacógrafos de Lilly se sustituyen los tubos capilares por membranas o por una membrana metálica, siendo el funcionamiento básicamente igual.

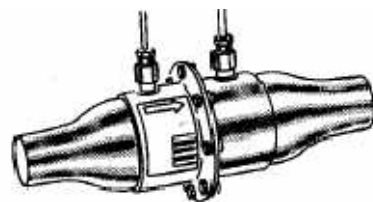


Figura VI.19: Neumotacógrafo de Resistencia Neumática

Los neumotacógrafos de resistencia neumática son los más utilizados en el mundo por su practicidad, costo y durabilidad. El principio físico que rige su funcionamiento es la Ley de Poiseuille, explicada en el capítulo anterior y expresada como:

$$\Phi = \frac{dV}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left(- \frac{P_1 - P_2}{\Delta x} \right)$$

Donde:

V es el volumen de un líquido transferido en el tiempo t expresado en m^3 ,

v es la mediana de la velocidad expresada en m/s ,

Δx es la diferencia de longitud entre los puntos P_1 y P_2 escrita en m ,

R el radio interno del tubo en m ,

$P_1 - P_2$ las diferencia de presión entre las dos terminales expresada en Pa,

μ es la viscosidad dinámica del fluido escrito en $(Kg/m.s) \times 10^{-5}$

L la longitud del tubo escrita en m

6.4. REQUERIMIENTOS EN LA CONSTRUCCIÓN DE NEUMOTACÓGRAFOS DE RESISTENCIA NEUMÁTICA

Una condición indispensable para poder aplicar la ley de Poiseuille en el funcionamiento del neumotacógrafo es que el flujo de la espiración sea laminar, es decir, que cumpla con un índice de Reynolds menor a 2000. Dicha exigencia se puede garantizar colocando una película reticulada en la boquilla del neumotacógrafo que redistribuya el flujo. El índice de Reynolds estará entonces influenciado por el tamaño de los orificios de dicha película.

A ambos lados de la resistencia neumática, se presentará una diferencia de presión que puede convertirse en una señal eléctrica por medio de un transductor piezoresistivo, por ejemplo, una galga extensiométrica. Para realizar la

diferenciación de presión se debe tomar en cuenta la geometría del neumotacógrafo, pues los cambios de presión entre la entrada, la salida y la sección central deben ser graduales para permitir conocer la resistencia (idealmente dada sólo por el neumotacómetro), los cambios suaves de diámetro evitan además la turbulencia.

El diagrama a bloques de un espirómetro de flujo digital se presenta en la Figura VI.5. Éste en resumen consta del sensor de flujo gaseoso (neumotacógrafo), un transductor de presión, el circuito de acoplamiento, un convertidor A/D y un dispositivo computacional que incluye el acoplamiento en hardware, procesamiento digital y el desarrollo de software.

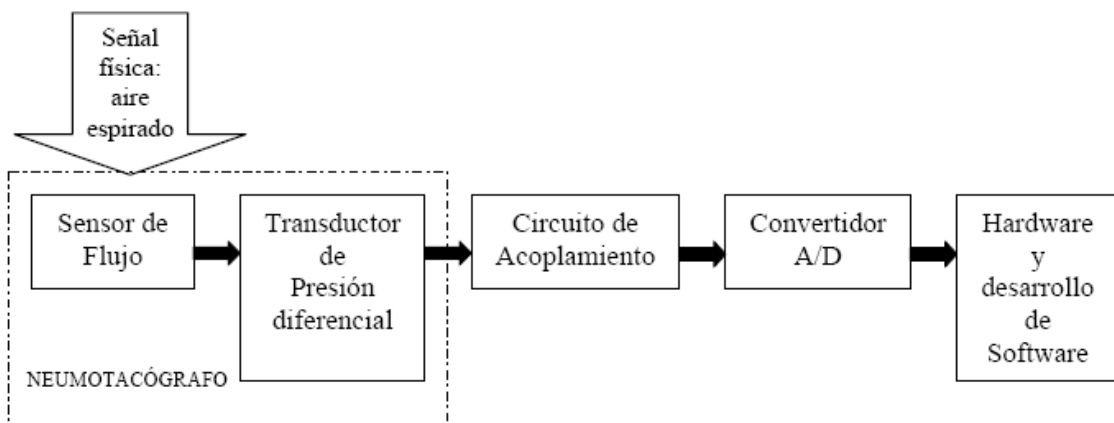


Figura VI.20: Diagrama de un Espirómetro de Flujo

CAPITULO VII

DISEÑO DE DISPOSITIVO ELECTRÓNICO, PARA MONITOREAR LA CAPACIDAD VITAL RESPIRATORIA

7.1. INTRODUCCION

Para extraer información a partir de la señal de flujo, es necesario medirlo, describirlo y procesarlo. El procesamiento de señales es ejecutado de manera más conveniente por sistemas electrónicos que emplean transductores para convertir una magnitud física en una señal eléctrica. La señal resultante puede ser medida, procesada analógica o digitalmente y usada posteriormente como una señal de referencia, evaluación o de control de un sistema.

Se conoce como sistema de adquisición de datos al proceso por el cual se extrae información de un evento y tiene las siguientes etapas:

- Los sensores convierten una magnitud física en una señal eléctrica.
- La señal es acondicionada y acoplada por medio de filtrado, amplificación y aplicación de funciones matemáticas.

- La señal es convertida a digital para ser procesada computacionalmente.
- Se procesa y controla la información para hacerla útil para alguna aplicación o directamente para el usuario.
- La información es desplegada, transmitida o registrada en función de las necesidades del usuario.

Para nuestro caso el paso 1 del sistema de adquisición de datos será efectuado por el neumotacógrafo electrónico, que convertirá la señal de flujo en presión diferencial y el transductor diferencial en señal eléctrica. Su construcción es explicada a continuación:

7.2. CONSTRUCCIÓN MECÁNICA DEL NEUMOTACÓGRAFO

Para la construcción del neumotacógrafo se utilizó un tubo de PVC, de 15 centímetros de longitud y 2 centímetros de diámetro. El tubo, que al mismo tiempo sirve como conductor del aire espirado al sensor y como estructura aislante a corrientes externas, fue cortado a la mitad para posicionar la resistencia neumática en el centro. Como resistencia se colocó un filtro de fibra sintética, haciendo la función de un neumotacómetro de pantalla Lilly (Figura 5.1).

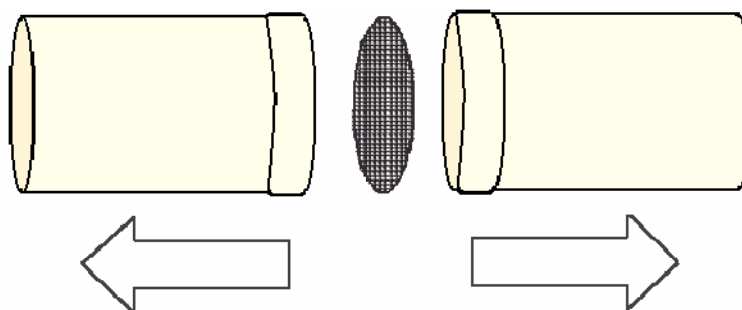


Figura VII.21: Material empleado en la construcción del neumotacógrafo

Análogamente a un circuito eléctrico, donde a través de la Ley de Ohm se infiere que la diferencia de potencial en las terminales de una resistencia aumenta al incrementar el valor de ésta o el de la corriente, la diferencia de presión sensada en el neumotacógrafo crece al aumentar el flujo de aire, el valor de la resistencia neumática o ambas. Un neumotacógrafo de Pantalla posee regularmente menor resistencia al flujo que uno de tipo Fleisch, pues depende de la porosidad y rigidez de la membrana, mientras que en el PTM tipo Fleisch el espesor de los tubos capilares es de 3 o 5 cm, incrementando el valor resistivo y con esto la medición.

Con el objetivo de aumentar el valor de la resistencia neumática, este neumotacógrafo fue realizado con dos círculos de fibra gruesa de diferentes porosidades y resistentes a la humedad, de forma que se combinen la sencillez de una pantalla y la sensibilidad de un PTM tipo Fleisch.

Para fijar el PTM en el interior del tubo se esmeriló un surco en su interior para colocar la fibra sin alterar su espesor (ver Figura 5.2), evitando reducir el diámetro efectivo del tubo y el empleo de pegamentos que se pudieran deteriorar con el paso del tiempo.



Figura VII.22: colocación de la resistencia neumática en el surco para su fijación

La señal de flujo adquirida de la espiración es medida por un transductor de presión diferencial, comparando la presión antes y después de la resistencia neumática. Para esto se realizaron dos hendiduras de 5 mm de diámetro a los costados del neumotacómetro, para introducir en ellas dos mangueras conectadas a los extremos del transductor. El sensor es de la serie MPX10DP de Motorola (Figura VII.3), que es un transductor sin compensación de temperatura con un rango de medición de 0 a 10 kPa (0 - 1.45 psi). El sensor en cuestión emplea galgas extensiométricas de silicio (Si) con una sensibilidad de 3.5 mV/KPa ante una alimentación típica de 3.3 volts, como se muestra en la figura VII.4.



Figura VII.23: Sensor de Presión Diferencial MPX10DP de Motorola

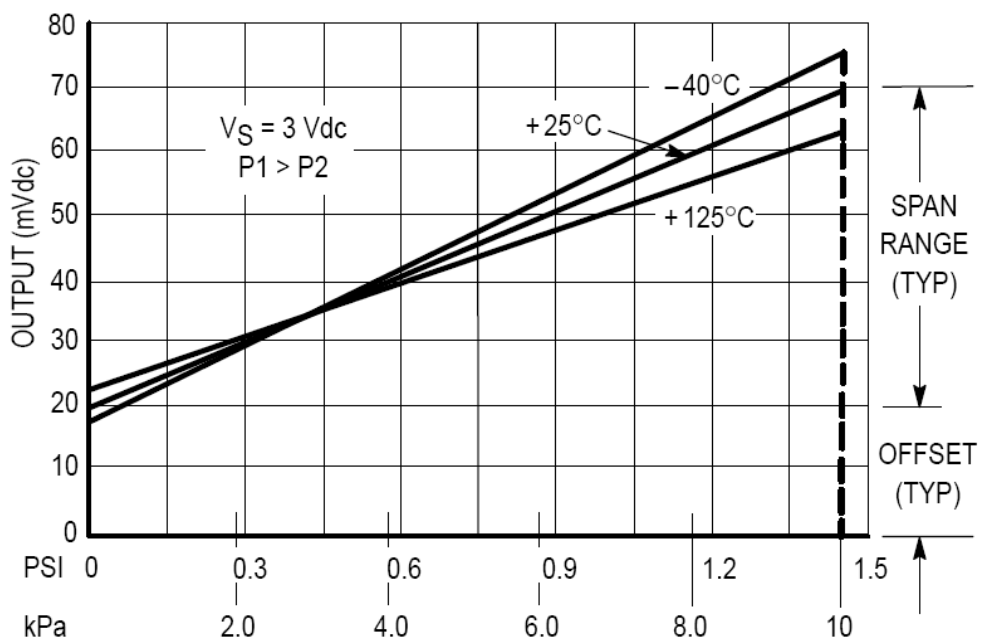


Figura VII.24: Curva característica Presión diferencial- Voltaje para el sensor

Para la realización del espirómetro la ATS pide como mínimo los siguientes requerimientos técnicos para el sistema de adquisición:

- Debe garantizar las mediciones de flujo en el rango de 0 a 12 lts con una exactitud de 0.2 Lts/s
- Los sensores de presión diferencial deben ser lineales con compensación de temperatura y medir en la gama de +196.133 Pa.

De acuerdo a la segunda indicación de la ATS, se sugiere que el sensor mida un rango de presión igual a +196.133 Pa y esté compensado en temperatura. El utilizar un sensor que cubra noblemente estos 2 requerimientos, implicaría elevar el costo 6 veces. El rango de medición del transductor empleado es mucho mayor al requerido y su sensibilidad menor; sin embargo, ese problema puede ser solucionado por amplificación en la etapa de acondicionamiento.

7.3. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

El acondicionamiento de la señal proveniente del sensor de presión fue realizada en tres partes: amplificación, restado y conversión a digital. En nuestro caso se empleo utilizo el conversor A/D del PIC18F2550 configurado para muestrear a 8 bits (el máximo valor que la serie 18F permite) por lo que la señal puede adquirir 256 valores distintos de un voltaje de referencia de 5 volts lo cual permitirá realizar una preamplificación analógica.

La señal fue amplificada aproximadamente 100 veces por medio de un amplificador de instrumentación AD620AN, por lo que la señal resultante aumenta en el rango de 2 V a 7V cuando la diferencia de presión es cero.

Siguientemente se procedió a realizar el circuito restador de 2 V para que disminuyera a cero el voltaje cuando la diferencia de presión es cero y 5 V cuando la diferencia de presión sea máxima.

7.4. DESARROLLO DE LOS CIRCUITOS

7.4.1. CIRCUITO ADAPTADOR DEL SENSOR DE PRESIÓN

Los materiales que se han utilizado en el ensamblaje del circuito adaptador de señal, del sensor de presión, se enlistan a continuación:

- Dos condensadores de 0.1uF.
- Un condensador de 10uF / 25V.
- Un regulador de voltaje en CI LM1117Txx a 3.3 V.
- Dos Headers de 2 pines.
- Un header de 4 pines.
- Un conector tipo bornera de 2 bornes.
- Dos potenciómetros de precisión de 1K.
- Un potenciómetro de precisión de 100K.
- Una resistencia de 15K.
- Dos resistencias de 33K.
- Dos resistencias de 2.2K.
- Un CI AD620AN.
- Un zócalo de 8 pines.
- Un LM741

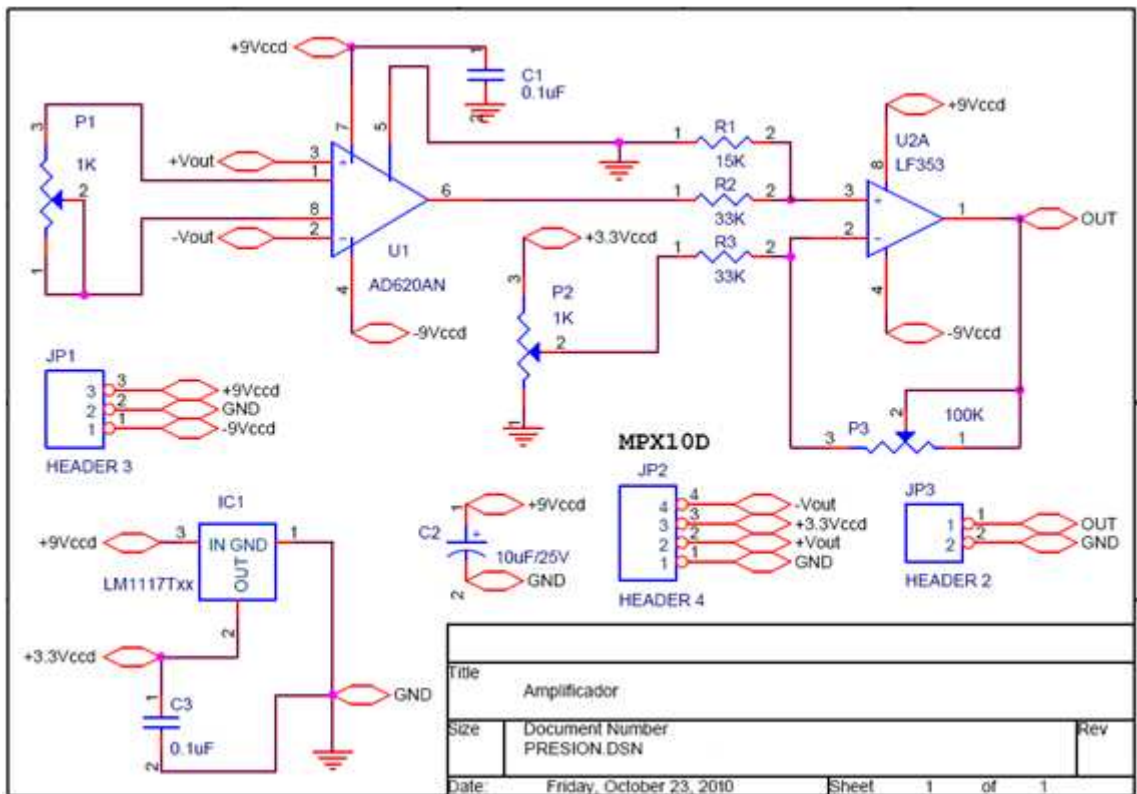


Figura VII.25: Diagrama lógico del circuito Amplificador del sensor

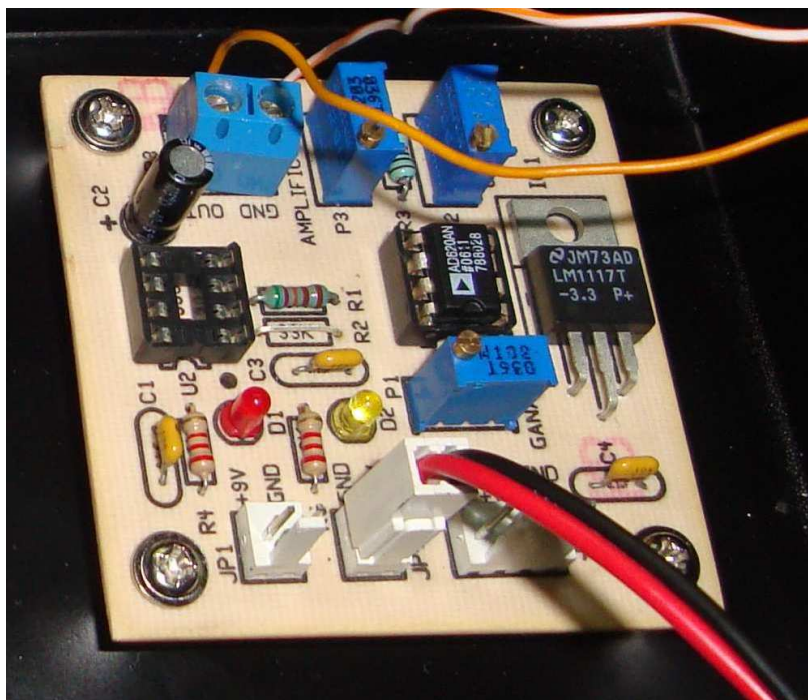


Figura VII.26: Placa electrónica del circuito Amplificador.

7.4.2. CIRCUITO DEL PIC

Finalmente se procede a convertir la señal analógica en digital utilizando el conversor A/D del PIC configurado a 8 bits (el máximo rango soportado por esta familia). Los materiales utilizados son los siguientes:

- Una resistencia de 1K
- Dos resistencias de 100K
- Un capacitor de 10uF
- Un diodo led
- Dos capacitores cerámicos de 22pF
- Un capacitor de 47uF
- Un cristal de 20 MHz
- Un conector USB
- Un conector tipo bornera de 3 bornes.

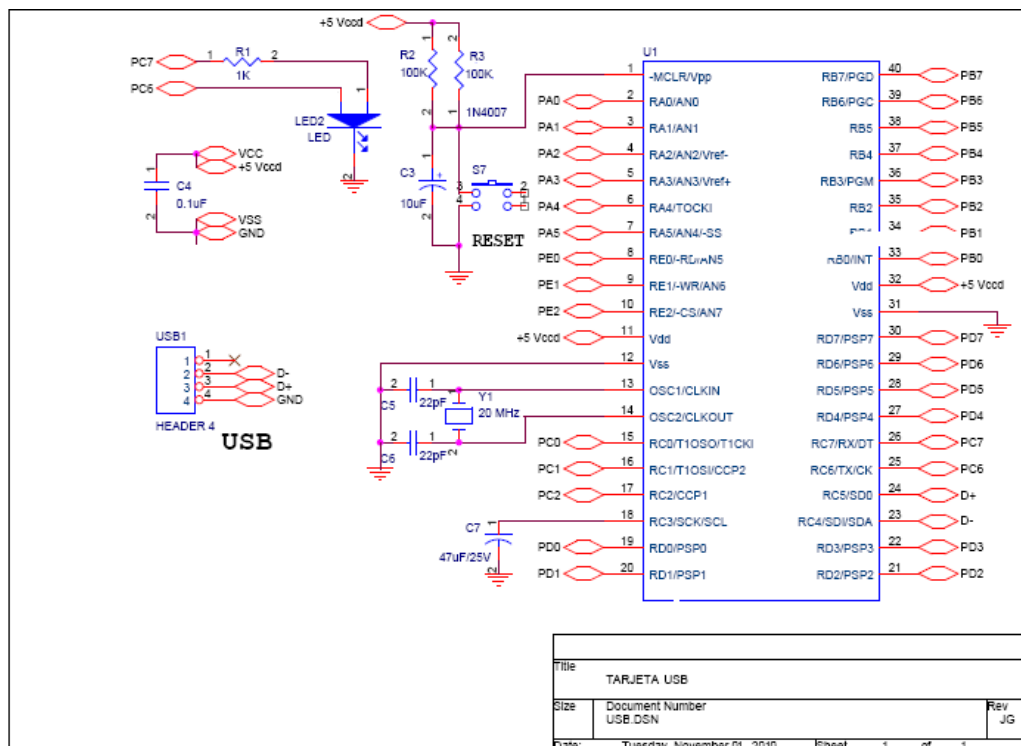


Figura VII.27: Diagrama lógico del circuito Amplificador del sensor



Figura VII.28: Placa electrónica del PIC

Como se definió anteriormente, este circuito es un procesador de señal, las cuales ingresan a al circuito a través de las borneras de manera analógica en un rango de 0 a 5 voltios, este valor variable depende del parámetro físico que el sensor este midiendo. Una vez en el circuito, las señales son digitalizadas gracias a los convertidores A/D que posee internamente el microprocesador. Dichos datos son visualizados en un computador con la ayuda de una interface grafica generada en Visual C#, ya que el circuito tiene la capacidad de transmitir datos vía USB a un computador.

7.5. PROCEDIMIENTO DE CONEXIÓN VIA USB - PC

7.5.1. DETECTANDO WINDOWS NUESTRO DISPOSITIVO

Si conectamos al USB del PC a nuestro PIC debe detectarlo como un Keyboard Estándar, por lo debemos descargar los controladores del pic.

Siguientemente vamos a propiedades de MI PC, luego a la pestaña Hardware, damos clic en administrador de dispositivos y finalmente damos clic derecho sobre el nombre del pic y procedemos a instalar los controladores como se indica en la figura.

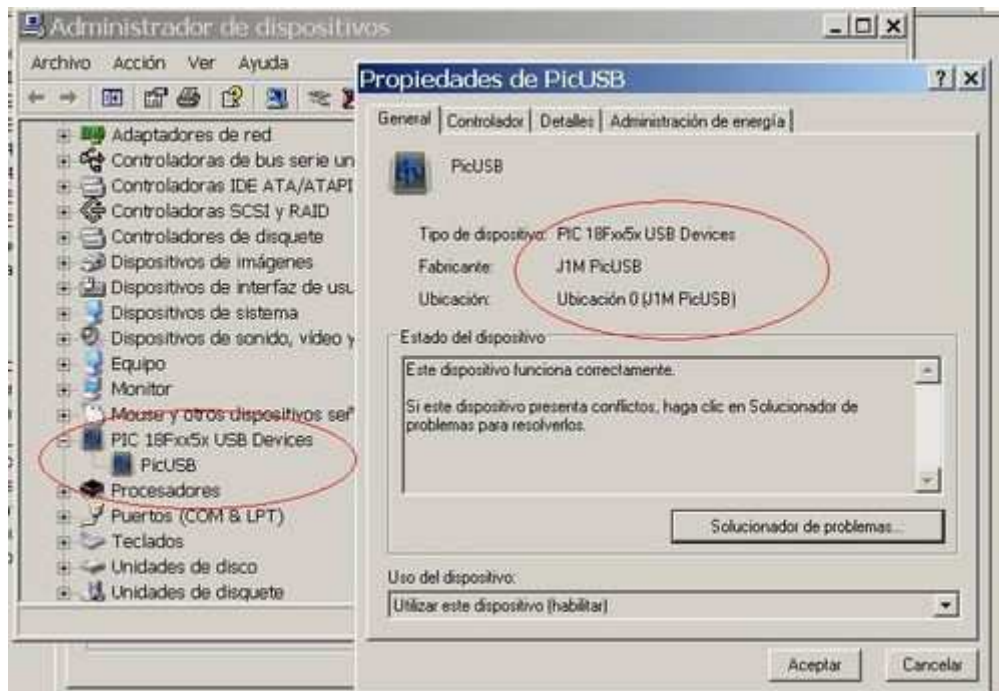


Figura VII.29: Instalando los controladores del PIC

Para comunicarnos desde el PIC a la PC haciendo uso del puerto USB 2.0 sobre una plataforma Windows, Microchip ponen a nuestra disposición un DLL específica llamada `mpusbapi.dll`.

Esta DLL puede ser llamada desde Visual Basic, Visual C++, C Builder o como es nuestro caso desde Visual C#.

Primero antes que nada necesitamos descargar el DLL desde la web Web de Microchip

Después necesitamos una API que podamos incluir en nuestro proyecto y que sepa cómo llamar a las funciones de `mpusbapi.dll` para inicializar el puerto USB, enviar y recibir los datos entre nuestro programa y el PIC.

Esta API nosotros la llamaremos PicUSBAPI y su contenido es:



Figura VII.30: Mostrando el PicUSBAPI

Y el código fuente es el siguiente:

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Windows.Forms;
using System.Runtime.InteropServices; // Clase para importar DLL
using PVOID = System.IntPtr;
using DWORD = System.UInt32;
namespace USB1
{
    unsafe public class PicUSBAPI
    {
        #region Definición de los Strings: EndPoint y VID_PID
        string vid_pid_norm = "vid_04d8&pid_0011";

        string out_pipe = "\\MCHP_EP1";
        string in_pipe = "\\MCHP_EP1";
        #endregion

        #region Funciones importadas de la DLL: mpushapi.dll
        [DllImport("mpushapi.dll")]
        private static extern DWORD _MPUSBGetDLLVersion();
        [DllImport("mpushapi.dll")]
        private static extern DWORD _MPUSBGetDeviceCount(string
pVID_PID);
```

```
[DllImport("mpusbapi.dll")]
private static extern void* _MPUSBOpen(DWORD instance, string
pVID_PID, string pEP, DWORD dwDir, DWORD dwReserved);
[DllImport("mpusbapi.dll")]
private static extern DWORD _MPUSBRead(void* handle, void*
pData, DWORD dwLen, DWORD* pLength, DWORD dwMilliseconds);
[DllImport("mpusbapi.dll")]
private static extern DWORD _MPUSBWrite(void* handle, void*
pData, DWORD dwLen, DWORD* pLength, DWORD dwMilliseconds);
[DllImport("mpusbapi.dll")]
private static extern DWORD _MPUSBReadInt(void* handle, DWORD*
pData, DWORD dwLen, DWORD* pLength, DWORD dwMilliseconds);
[DllImport("mpusbapi.dll")]
private static extern bool _MPUSBClose(void* handle);
#endregion

void* myOutPipe;
void* myInPipe;

public void OpenPipes()
{
    DWORD selection = 0;

    myOutPipe = _MPUSBOpen(selection, vid_pid_norm, out_pipe,
0, 0);
    myInPipe = _MPUSBOpen(selection, vid_pid_norm, in_pipe, 1,
0);
}

public void ClosePipes()
{
    _MPUSBClose(myOutPipe);
    _MPUSBClose(myInPipe);
}

private void SendPacket(byte* SendData, DWORD SendLength)
{
    uint SendDelay = 1000;

    DWORD SentDataLength;

    OpenPipes();
    _MPUSBWrite(myOutPipe, (void*)SendData, SendLength,
&SentDataLength, SendDelay);
    ClosePipes();
}

private void ReceivePacket(byte* ReceiveData, DWORD
*ReceiveLength)
{
    uint ReceiveDelay=1000;

    DWORD ExpectedReceiveLength = *ReceiveLength;

    OpenPipes();
    _MPUSBRead(myInPipe, (void*)ReceiveData,
ExpectedReceiveLength, ReceiveLength, ReceiveDelay);
    ClosePipes();
}
```

```
public void Puerto(byte salida)
{
    byte* send_buf = stackalloc byte[2];

    send_buf[0] = 0xFF; //Notifica al pic que ha de modificar
    send_buf[1] = salida; //Dato a sacar por puerto B
    SendPacket(send_buf, 2); //Envío 2 bytes de información
}

public void PideADC()
{
    byte* send_buf = stackalloc byte[2];
    send_buf[0] = 0x00; //Pide a pic que mida adc
    send_buf[1] = 0x00;
    SendPacket(send_buf, 2);
}
}
```

Siguiente mente procedemos a crear la forma y los cálculos necesarios para graficar la grafica de volumen tiempo.

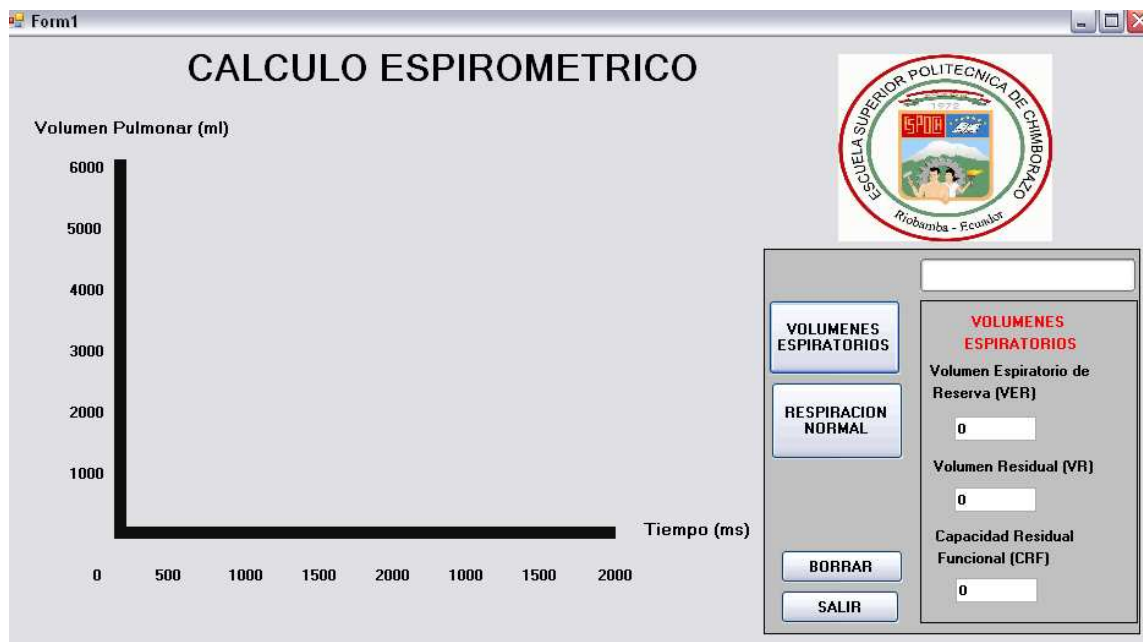


Figura VII.31: Creando la FORM del programa

Siguientemente ponemos un TIMER para que el programa este permanentemente escuchando el puerto USB y recogiendo los datos y es aquí donde hacemos las operaciones matemáticas necesarias para calcular el volumen de aire y calculamos la grafica en tiempo real.

CONCLUSIONES.

1. La bioelectronica es un área en la cual existe una amplia posibilidad de desarrollo tecnológico, como lo estamos demostrando.
2. Un proyecto de este tipo es transportable y de fácil manejo .
3. El espirómetro de flujo desarrollado puede ser un de gran ayuda para los médicos en la prevención y en el diagnóstico temprano de enfermedades respiratorias.
4. Fue necesario realizar un estudio detallado de la espirometría, con el fin de conocer el proceso e implementar un espirómetro electrónico de flujo con dispositivos que cumplieran con Normas Internacionales.
5. Se logró conseguir un instrumento electrónico estable, de linealidad y bajo costo.
6. Por medio del presente proyecto de tesis se ha podido aprovechar la robustes y variedad de opciones con que cuentan los pics de gama alta y que los pics de gama media no ofresen.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda en lo posible evitar utilizar programación C con el PIC18f4550, como alternativa se podría usar MPLab.
2. Para continuar mejorando el diseño del proyecto se recomienda utilizar sensores infrarrojos puesto que estos tienen una mayor precisión.
3. Para optimizar más el dispositivo se puede agregar un display.
4. Se podría desarrollar este equipo para que tenga conexión a internet para consultas médicas on line.
5. Se recomienda la utilización de software de simulación para los diseños preliminares de la tarjeta electrónica, para simulación de circuitos analógicos es recomendable utilizar el PSPICE, mientras que en la simulación de circuitos digitales se recomienda la utilización del PROTEUS, logrando de esta manera optimizar el diseño de las tarjetas.
6. Utilizar una fuente regulada con $\pm 9V$ para protección de la tarjeta de adquisición de datos tratar de purificar el rizado tanto de voltaje como de corriente para eliminar el ruido.
7. Se debe tener presente las características técnicas de cada componente electrónico para usarlos adecuadamente y así evitar daños en los mismos.

GLOSARIO

Aplicación: Programa que realiza una serie de funciones y con el cual trabajamos en el ordenador.

Arquitectura: Término que se refiere al tipo de estructura hardware de la máquina y que también se aplica a la clasificación de los microprocesadores o el tipo de ranuras de expansión.

Bit (binary digit): Unidad básica de información representada por ceros y unos que se van sucediendo para conformar los distintos significados.

Chip: Circuito integrado y encapsulado.

Frecuencia: Número de veces que se repite un proceso periódico por unidad de tiempo.

Hardware: Componentes materiales propios del computador, sean mecánicos eléctricos o electrónicos.

Interfaz: Es el punto, el área, o la superficie a lo largo de la cual dos cosas de naturaleza distinta convergen. Por extensión, se denomina interfaz a cualquier medio que permita la interconexión de dos procesos diferenciados con un único propósito común.

Microcontrolador: es un circuito integrado o chip que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: CPU, Memoria y Unidades de E/S, es decir, se trata de un computador completo en un solo circuito integrado.

LCD: LCD (Liquid Crystal Display) son las siglas en inglés de Pantalla de Cristal Líquido,

Se trata de un sistema eléctrico de presentación de datos formado por 2 capas conductoras transparentes y en medio un material especial cristalino (cristal líquido) que tienen la capacidad de orientar la luz a su paso.

Módulo: Son procedimientos que nos permiten la realización de una tarea deseada.

Ohm: Unidad de medición de la resistencia eléctrica, representada por la letra

griega.

PC: Personal Computer (Computador Personal).

Programa: Conjunto de órdenes, palabras y símbolos producto de un análisis efectuado, creado expresamente para ordenar de modo racional los pasos que una computadora ha de dar para realizar un trabajo.

Puerto: Dispositivo físico que conecta los canales internos de información del ordenador con las líneas de comunicación de los posibles periféricos conectables.

Regulador de voltaje: Circuito diseñado para mantener una tensión constante, independientemente del valor de la carga.

Resistencia: Es la medida de cuanto se opone un circuito al paso de la corriente eléctrica a través de él.

Señal: Variación de una corriente eléctrica u otra magnitud que se utiliza para transmitir información.

Sensor: Dispositivo que detecta, o sensa manifestaciones de cualidades o fenómenos físicos, como la energía, velocidad, aceleración, tamaño, cantidad, etc.

Software: Elemento intangible (programas), sin el cual la computadora no podría funcionar.

Velocidad de transmisión de datos: la velocidad de transmisión de datos mide el tiempo que tarda un host o un servidor en poner en la línea de transmisión el paquete de datos a enviar. el tiempo de transmisión se mide desde el instante en que se pone el primer bit en la línea hasta el último bit del paquete a transmitir. la unidad de medida en el sistema internacional (de estar contemplado en el mismo) sería en bits/segundo (b/s o también bps), o expresado en octetos o bytes (b/s) módulo:

Voltios: Unidad de medición de la diferencia de potencial o tensión eléctrica.

ANEXOS

ANEXO I

Datasheet del AD620AN

ANEXO II

Datasheet del MPX10DP

ANEXO III

Datasheet del LM1117

ANEXO IV

Datasheet del 18FXX5X