

79
28



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN
SISTEMA DE ADQUISICION Y
PROCESAMIENTO DE UNA SEÑAL
ESPIROMETRICA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO EN COMPUTACION
P R E S E N T A N:

RAUL RESENDIZ CABALLERO
CARLOS SAUCEDO MACIEL



DIRECTOR DE TESIS,
M. I. Héctor M. Trujillo Arriaga

México, D. F.

1992

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE

INTRODUCCION.....	5
CAPITULO UNO. ANTECEDENTES	
1.1 FISILOGIA RESPIRATORIA.....	10
1.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO PULMONAR.....	16
1.3 VOLUMENES Y CAPACIDADES PULMONARES.....	18
CAPITULO DOS. EL ESPIROMETRO ELECTRONICO	
2.1 INTRODUCCION.....	24
2.2 SISTEMA GENERAL DE OBTENCION DE DATOS.....	24
2.3 DESCRIPCION DEL MULTIESPIRO SENSOR DE FLUJO.....	28
CAPITULO TRES. EL BUS DE LA COMPUTADORA PERSONAL XT	
3.1 SEÑALES DEL BUS DE LA COMPUTADORA PERSONAL XT.....	31
3.2 MAPA DE MEMORIA.....	36
3.3 LECTURA EN LA INTERFASE.....	37
CAPITULO CUATRO. DISEÑO DE LA INTERFASE	
4.1 DEFINICION DE INTERFASE.....	39
4.2 DESCRIPCION GENERAL DE LA INTERFASE.....	39
4.3 OPERACION DE LA TARJETA INTERFASE.....	41
4.4 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL DE ENTRADA.....	42
4.4.1 ATENUACION.....	42
4.5 CONVERSION ANALOGICO DIGITAL.....	45
4.5.1 DEFINICION.....	45
4.5.2 CLASIFICACION.....	47
4.5.3 CONVERTIDOR A/D POR APROXIMACIONES SUCCESIVAS.....	48

4.6	DECODIFICACION.....	51
4.6.1	DECODIFICACION DE LA DIRECCION DE PUERTO...51	
4.6.2	DECODIFICACION DE LAS SEÑALES DE CONTROL...53	
4.6.3	ACTIVACION DEL BUS-TRANSCIVER.....55	
4.6.4	ACTIVACION DEL ADC.....55	
CAPITULO CINCO. DESARROLLO DEL SISTEMA ESPIROMETRIA DIGITAL		
5.1	INTRODUCCION.....	60
5.2	METODOLOGIA DE DESARROLLO DE SISTEMAS.....	60
5.3	ESTUDIO GENERAL DEL SISTEMA.....	61
5.3.1	DEFINICION DEL SISTEMA.....	61
5.3.2	DIAGNOSTICO DE LA SITUACION ACTUAL.....	63
5.3.3	ANALISIS DE FACTIBILIDAD.....	65
5.4	PLANEACION DEL SISTEMA DE PROGRAMACION.....	65
5.5	ANALISIS.....	66
5.6	DISEÑO.....	72
5.7	CODIFICACION.....	73
5.8	CORRESPONDENCIA BITS/FLUJO.....	75
5.9	PRUEBAS.....	76
CAPITULO SEIS. CONCLUSIONES.....		
ANEXO A.....		84
ANEXO B.....		87
GLOSARIO.....		91
BIBLIOGRAFIA.....		94

INTRODUCCION

En la actualidad, la computadora digital es una herramienta fundamental para el desarrollo de diferentes actividades en las que se desenvuelve el ser humano, estas pueden ser: la docencia, la investigación, la administración, y la medicina entre otras.

También, existen en el mercado una gran variedad de dispositivos, que junto con las computadoras personales y sus componentes periféricos, permiten la automatización de diversos procesos entre los cuales se pueden mencionar:

- * Adquisición de datos.
- * Procesamiento de señales.
- * Control de procesos industriales.
- * Monitoreo de procesos.
- * Simulación de procesos.

Los dispositivos arriba mencionados actualmente se pueden conseguir a precios altos, lo que ha ocasionado que la automatización de diferentes procesos se torne casi imposible, y como consecuencia de esto, crece día con día la necesidad de crear y construir en nuestro país los dispositivos que resuelvan los problemas que presenta la creciente modernización del país.

Uno de los campos más importantes en donde la computación ha tenido una repercusión muy fuerte en los últimos años, es la medicina. Esto se puede atribuir principalmente a que la medicina se encuentra en constante desarrollo y demanda una relación más estrecha con otras disciplinas. En la actualidad, la mayoría de los instrumentos de diagnóstico y tratamiento clínico se están elaborando con técnicas digitales. Esto se debe a la necesidad de encontrar una mejor manera en el manejo de las señales e imágenes médicas, teniendo con esto mayor exactitud, precisión y rapidez en la adquisición, procesamiento y despliegue de estas.

Hoy en día, existen compañías en diferentes partes del mundo que se dedican a fabricar este tipo de instrumentos y equipo de apoyo para hospitales, clínicas y consultorios médicos. Desafortunadamente, este tipo de equipo es de difícil adquisición en el mercado nacional, además del elevado costo de los mismos. Como resultado de esto, se puede apreciar un atraso tecnológico considerable en el Sector Salud de nuestro país.

El objetivo del trabajo aquí presentado, es el desarrollo de una interfase que sea posible reproducir en serie y un Sistema Espirométrico Digital, los cuales sean de

fácil adquisición en el mercado nacional y que coadyuven en la detección y diagnóstico de las enfermedades respiratorias.

El escrito se ha dividido en seis capítulos, 2 anexos y un glosario.

El capítulo uno, muestra algunos antecedentes necesarios para poder entender el origen del presente trabajo.

El capítulo dos, se refiere a las características del espirómetro electrónico utilizado para el trabajo.

El capítulo tres, muestra la información necesaria de la Computadora Personal para el diseño de interfases.

El capítulo cuatro, explica el diseño de la interfase para la adquisición de la señal espirométrica.

El capítulo cinco, muestra el desarrollo del programa de Espirometría Digital.

El capítulo seis, se refiere a las conclusiones finales del trabajo.

Respecto a los anexos, en el anexo A se presentan

las especificaciones de la tarjeta interfase, mientras que en el anexo B, se muestra las gráficas de la calibración de flujos.

Por último, el glosario proporciona algunas definiciones de palabras utilizadas a lo largo del texto.

CAPITULO UNO

ANTECEDENTES

1.1 FISILOGIA RESPIRATORIA

La función principal de la respiración, es proporcionar oxígeno (O_2) a las células corporales y eliminar el exceso de bióxido de carbono (CO_2) de ellas. Este fenómeno se realiza de distintas formas en las especies animales. Por ejemplo: Los microorganismos unicelulares obtienen O_2 por difusión del líquido que los rodea y eliminan el CO_2 en la misma forma.

Algunos organismos mayores que viven en el aire, como ciertos insectos, obtienen suficiente O_2 por difusión, pero cuentan también con un sistema especial de tubos aéreos (tráqueas) que impelen el aire directamente a varias regiones del organismo.

Los animales mayores, incluido el hombre, emplean generalmente dos sistemas:

1) Un sistema de circulación sanguínea que transporta los materiales necesarios a las células y retorna con los productos finales del metabolismo con la ayuda del tejido sanguíneo, que asegura el transporte de grandes cantidades de O_2 y CO_2 .

2) Un sistema respiratorio de intercambio de gases,

que impregna la sangre con O_2 y extrae el exceso de CO_2 . En los peces, la sangre circula por las vasos branquiales y extrae el O_2 del agua en que viven. En el hombre, las superficies respiratorias están plegadas en el interior del cuerpo para impedir el resecaimiento de las membranas delicadas. Así, el aire saturado de vapor de agua, se pone en contacto íntimo con la sangre que circula por los capilares pulmonares, donde se realiza el intercambio de los gases.

La ventilación se lleva a cabo por efectos musculares que literalmente cambian el volumen del tórax y al hacerlo, crean diferencias de presión entre el interior de los pulmones y el ambiente, llevando aire hacia adentro y hacia afuera de los pulmones. Los músculos involucrados son: el diafragma, el cual es el principal músculo inspiratorio, que al contraerse y expandirse aumenta el tamaño de la cavidad torácica en sentido vertical y los músculos intercostales; que mueven las costillas hacia arriba y hacia abajo cambiando el los diámetros del tórax.

En reposo, la espiración normal es esencialmente pasiva, y se efectúa al relajarse los músculos inspiratorios. La elasticidad de los pulmones y las costillas combinada con el tono del diafragma reduce el volumen del tórax, por lo tanto se desarrolla una presión que obliga al aire a salir de los pulmones. Durante la espiración forzada, un conjunto de

músculos abdominales empuja al diafragma hacia arriba muy fuertemente, mientras que los músculos intercostales jalan a las costillas hacia abajo y aplican una presión en los pulmones que hace que el aire salga más rápidamente.

Una representación muy simplificada del sistema respiratorio es la que se muestra en la figura 1.1, en que se aprecian dos partes principales del sistema: a) una vía aérea de conducción, en la que prácticamente no hay intercambio gaseoso y b) alveolos, en donde se intercambian rápidamente grandes cantidades de O_2 y CO_2 .

En realidad, el aire entra a los pulmones a través de las vías respiratorias, que incluyen las fosas nasales, la faringe, la laringe, la tráquea, los bronquios y los bronquiolos. Ver figura 1.2.

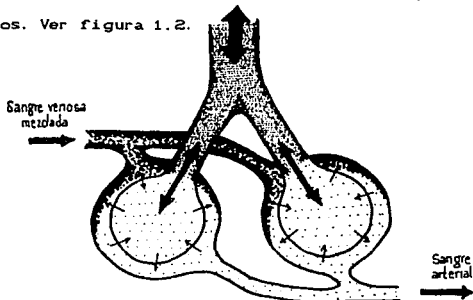


Figura 1.1

Representación simplificada del Sistema Respiratorio

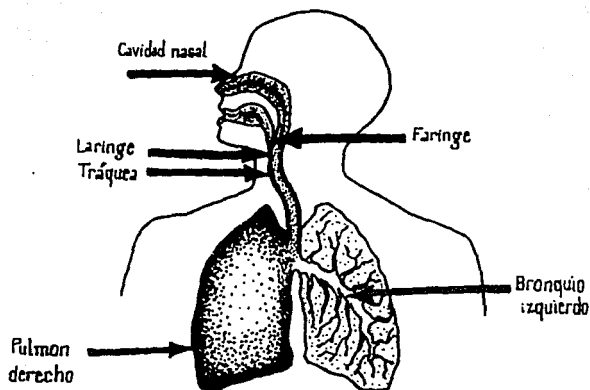


Figura 1.2

Diagrama del Sistema Respiratorio

La tráquea mide aproximadamente 1.5 cm. de diámetro y 11 cm. de longitud, extendiéndose desde la laringe hasta la parte superior del pecho. Aquí se bifurca en dos ramas principales; los bronquios izquierdo y derecho, cada uno de éstos penetra en el pulmón correspondiente y se divide como las ramas de un árbol en ramificaciones de diámetros cada vez más pequeños. Las ramificaciones cuyos diámetros son de hasta alrededor de 0.1 cm. se denominan bronquiolos.

Estos últimos continúan decreciendo hasta llegar a diámetros de 0.05 cm. aproximadamente, formando los bronquiolos terminales, que se ramifican nuevamente hasta formar los bronquiolos respiratorios. En este punto se encuentran los alveolos que son pequeños sacos con aire. Cada alvéolo tiene alrededor de 0.02 cm. de diámetro. Se estima que en total existen alrededor de 300 millones de alveolos en los pulmones de un adulto.

Las células toman de la sangre arterial el O_2 que necesitan y ceden, al mismo tiempo, el CO_2 residual. Durante este intercambio la sangre arterial, rica en O_2 , se convierte en sangre venosa cargada de CO_2 y por las venas del sistema circulatorio es conducida a la aurícula derecha, de ahí pasa al ventrículo derecho del corazón. (ver figura 1.3) donde a su vez es impulsada hasta los pulmones, a través de las arterias pulmonares. Una vez en los pulmones, la sangre venosa se reparte en sucesivas ramificaciones por toda una red de finísimos vasos capilares. Los vasos son tan finos que los pequeños cuerpos sanguíneos circulan por ellos de uno en uno. Dicha membrana limita y engloba los alveolos pulmonares, que, a su vez, mediante las vías respiratorias están en contacto con el mundo exterior. A través de la membrana, la sangre venosa cede el CO_2 portado, y éste se difunde en el alvéolo para su eliminación en el aire espirado. En sentido inverso, el O_2 ingresado durante la inspiración pasa por la membrana

para ser aceptado por la sangre capilar que, de nuevo, se convierte en sangre arterial.

La sangre ya oxigenada es recogida por las venas pulmonares hasta la aurícula izquierda, de ahí pasa al ventrículo izquierdo, desde donde es distribuida por las arterias a todo el organismo. A su paso por los tejidos, cede el O_2 y se va cargando de CO_2 , completándose el ciclo al volverse a transformar en sangre venosa.

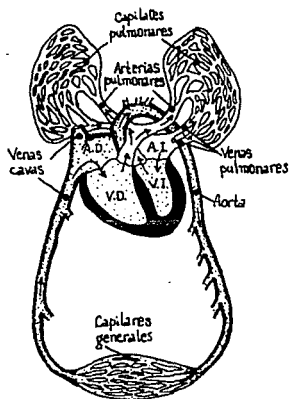


Figura 1.3

Esquema de las circulaciones pulmonar y general

La regulación de la respiración, entraña otro tipo de fenómenos que superan el simple abastecimiento de aire al organismo. Por ejemplo, el aire espirado se emplea para hablar, cantar, soplar, toser. Los músculos respiratorios participan en el suspiro, en el bostezo, en la risa, en el sollozo, en el hipo, en la succión, en el estornudo, en el acto de pujar, y en el vómito. En algunos animales, el aire espirado es también un medio importante de eliminar calor. Además de ello hay mecanismos reguladores especiales para proteger al pulmón de la entrada de sólidos, líquidos y gases irritantes.

1.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO PULMONAR

Las pruebas que se aplican comunmente para comprobar el correcto funcionamiento de los diferentes componentes del proceso respiratorio se denominan *pruebas de funcionamiento pulmonar*.

Desafortunadamente, ni una sola prueba de laboratorio ni un simple grupo de pruebas establece completamente la función pulmonar. De hecho, el campo de la instrumentación para obtener mediciones pulmonares es bastante complejo. Las pruebas y la instrumentación para la medición de la respiración pueden dividirse en dos categorías: la primera

incluye pruebas diseñadas para medir la mecánica de la respiración y las características físicas de los pulmones; la segunda categoría determina la difusión y distribución de los gases en los pulmones y el correcto o incorrecto intercambio de oxígeno y dióxido de carbono.

Las primeras pruebas clínicas del funcionamiento del sistema respiratorio las desarrolló Hutchinson a mediados del siglo pasado. Estas pruebas establecieron la habilidad de una persona para introducir aire a sus pulmones desde la atmósfera y exhalarlo. Esta habilidad se ve afectada por los diferentes componentes de los conductos de aire, la musculatura asociada a la respiración y las características del tejido pulmonar propiamente dicho.

Entre las pruebas pulmonares básicas están aquellas diseñadas para la determinación de los volúmenes y capacidades pulmonares. Estos parámetros, que son función de las características físicas del individuo y de la mecánica del aparato respiratorio, se obtienen con un instrumento de laboratorio utilizado para la medición de volúmenes respiratorios: *EL ESPIROMETRO*.

Los modelos más recientes de este instrumento utilizan técnicas digitales para llevar a cabo las mediciones y en la mayoría de los casos, reportan en monitor y en forma

impresa: gráficas, volúmenes, capacidades, y diagnóstico de personas con problemas respiratorios.

1.3 VOLUMENES Y CAPACIDADES PULMONARES

Uno de los primeros prototipos de Espirómetro que se realizaron es el que se muestra en la fig 1.4. Consta de una campana invertida móvil sobre una cámara de agua. Dentro de la campana, arriba del nivel del de agua, está el gas que va a ser respirado. la campana se balancea con un contrapeso para mantener el gas interior a la presión atmosférica de tal forma que su altura respecto al agua es proporcional a la cantidad de gas dentro de la campana. Un tubo de respiración conecta a la boca del paciente con el gas bajo la campana. Así cuando el paciente respira dentro del tubo, la campana se desplaza hacia arriba y hacia abajo con cada una de las aspiraciones.

Sujeta a la campana o al mecanismo de contrapeso, existe una plumilla que dibuja sobre un registrador de tambor llamado quimógrafo. Cuando éste gira, la plumilla traza el patrón de respiración del paciente. Esta forma de espirómetro es prácticamente la misma que fue desarrollada a mediados del siglo pasado por Hutchinson.

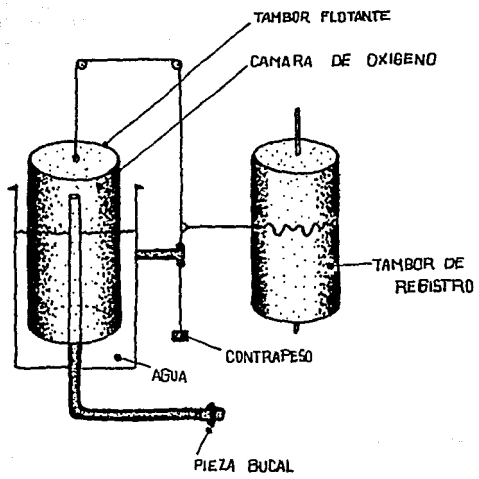


Figura 1.4
Primer prototipo de Espirómetro

Las mediciones realizadas con este tipo de instrumentos y valores típicos para un sujeto masculino normal, de 20 a 30 años de edad son las siguientes: (Ver figura 1.5)

VOLUMEN CORRIENTE (VC). También conocido como profundidad normal de la respiración; es el volumen de gas inspirado o expirado, en reposo, durante cada ciclo respiratorio normal. (Aproximadamente 0.5 litros)

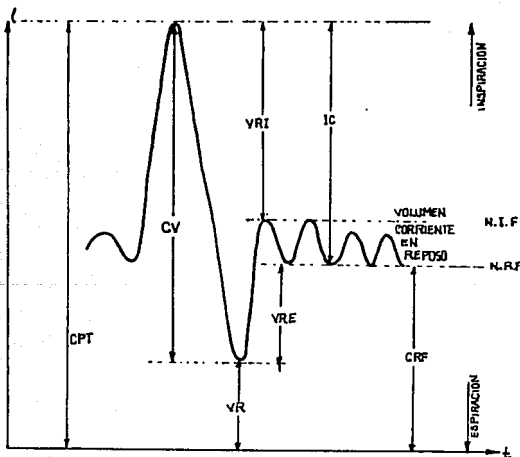


Figura 1.5

Registro de volúmenes y capacidades pulmonares

VOLUMEN DE RESERVA INSPIRATORIO (VRI). Es el volumen extra de gas que una persona puede inspirar con un máximo esfuerzo después de haber alcanzado el final del nivel inspiratorio normal. (3 litros).

VOLUMEN DE RESERVA ESPIRATORIO (VRE). Es el volumen de gas que puede espirarse, con un máximo esfuerzo, al final del nivel espiratorio. Este último nivel es el que se alcanza en reposo al final de una espiración normal. (1.0±0.3 litros)

VOLUMEN RESIDUAL (VR). Es el volumen de gas que permanece en los pulmones al final de una espiración forzada máxima. (1.2±0.4 litros)

CAPACIDAD VITAL (CV). Es el máximo volumen de gas que puede expandirse de los pulmones, mediante una espiración forzada después de una inspiración máxima. Realmente es la diferencia entre el máximo nivel de inspiración y el volumen residual. Se mide sin referencia al tiempo y también se puede calcular de la siguiente forma. $CV = VC + VRI + VRE$. (4.7±0.5 litros)

CAPACIDAD PULMONAR TOTAL (CPT). Es la cantidad de gas contenida en los pulmones al final de una inspiración máxima. Una forma de obtenerla es la siguiente $CPT = CV + VR$. (6.0±0.8 litros).

CAPACIDAD INSPIRATORIA (CI). Es la máxima cantidad de gas que puede inspirarse después de alcanzar el final del nivel espiratorio, en reposo. La podemos obtener como $CI = VC + VRI$. (3.6±0.4 litros)

CAPACIDAD RESIDUAL FUNCIONAL (CRF). Es el volumen de gas que permanece en los pulmones al final del nivel espiratorio. Se calcula como $CRF = VR + VRE$ ó $CRF = CPT - CI$. Esta capacidad frecuentemente se considera como la línea de base a partir de la cual se determinan los otros volúmenes y capacidades. Se observa que es más estable que el final del nivel inspiratorio. (2.2±0.4 litros).

CAPITULO DOS

EL ESPIROMETRO ELECTRONICO

2.1 INTRODUCCION

Originalmente los espirómetros estaban elaborados a base de fuelles, en los cuales se soplabá aire dentro de ellos, estos fuelles se conectaban a algún tipo de graficador con el cual se trazaba el volúmen en función del tiempo. Teniendo la gráfica, se realizaba el análisis con cálculos a regla y lápiz. Originalmente este trazo de volúmen contra tiempo era el único registro que se podía obtener.

En la actualidad, se pueden adquirir diferentes tipos de espirómetros, desde los más sencillos como los portátiles, hasta los más sofisticados como los que se pueden encontrar en los hospitales, todos ellos elaborados a base de circuitos integrados donde el flujo leído es una señal eléctrica que puede ser procesada.

2.2 EL SISTEMA GENERAL DE ADQUISICION DE DATOS

En cualquier tipo de instrumento de medición, los sistemas analógicos tienen que ver con la información adquirida de manera continua, siendo ésta una de las principales etapas en el proceso de adquisición de señales.

El elemento esencial de un sistema moderno de

adquisición de datos es el elemento transductor, el cual proporciona un cambio de variable desde la variable física que se está midiendo.

El objeto de cualquier sistema de adquisición y procesamiento de datos es coleccionar los datos, procesarlos en la forma deseada y registrar los resultados en una forma compatible con el sistema para almacenar, presentar o realizar un proceso subsecuente.

Los elementos principales de cualquier sistema de proceso de adquisición de datos se muestran en el diagrama de bloques de la figura 2.1.

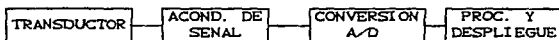


Figura 2.1

Diagrama del proceso de adquisición de datos

TRANSDUCTORES ELECTRICOS. Estos son utilizados para transformar variables físicas a señales eléctricas aceptables por el sistema de adquisición. Algunas variables típicas son: temperatura, presión, aceleración, desplazamiento y velocidad; y dentro de las señales eléctricas están voltajes, corrientes y frecuencias.

ACONDICIONADORES DE SENAL. Este circuito puede amplificar, atenuar, suministrar potencia y/o filtrar. Todo esto para adecuar la señal a las necesidades de la interfase.

CONVERTIDOR ANALOGICO/DIGITAL (ADC). Convierte el voltaje analógico a su equivalente en forma digital. La salida de un convertidor A/D se obtiene como un voltaje discreto, y con una codificación adecuada se puede proceder a su registro o procesamiento posterior.

PROCESAMIENTO DE LA SENAL Y DESPLIEGUE. Esta etapa contiene la programación del sistema y el procesamiento de los datos digitales. Estas funciones se pueden realizar por medio de una computadora digital.

Cabe mencionar en este punto que, para realizar este trabajo, fue necesario utilizar el MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO construido por Medical Equipment Designs, Inc. Este equipo fue utilizado para obtener la señal espirométrica y con base en esta, diseñar la interfase.

2.3 DESCRIPCION DEL MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO

La tecnología actual permite medir directamente el flujo de aire. En el MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO, el flujo es

registrado por un dispositivo llamado neumotacómetro. Ver figura 2.2

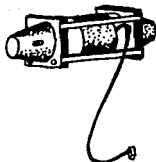


Figura 2.2

Figura del neumotacómetro

Este elemento cuenta en su interior con una serie de rejillas, a través de las cuales el aire circula. Estas rejillas crean un flujo de aire laminar a lo largo de la cavidad del sensor.

Este elemento introduce una poca, pero uniforme resistencia al flujo del aire. Esto último causa una pequeña diferencia de presión entre los extremos del sensor. No obstante que la diferencia de presión es pequeña, los incrementos del flujo son lineales. Este transductor de diferencia de presiones produce una señal eléctrica que es proporcional a dicha diferencia.

La señal del flujo pasa a través de un

pre-amplificador y un filtro para terminar finalmente en un cable con terminación de conector DB-9 hembra.

El MultiesPIRO SENSOR DE FLUJO no cuenta con alimentación propia, teniéndose que realizar ésta a través de la interfase de la computadora. Las necesidades en las terminales del conector se muestran en la figura 2.3.

- 1 Sin conexión
- 2 Sin conexión
- 3 Sin conexión
- 4 -12 VDC
- 5 GND
- 6 GND
- 7 Señal de salida del Multiespiro
- 8 +12 VDC
- 9 Sin conexión

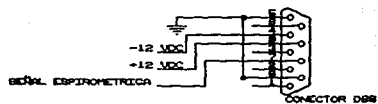


FIGURA 2-3
DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL CONECTOR DB-9 HEMBRA

CAPITULO TRES

EL BUS DE LA COMPUTADORA PERSONAL XT

3.1 SEÑALES DEL BUS DE LA COMPUTADORA PERSONAL XT

En el presente capítulo se describen las características del bus de la computadora personal XT y las características de las señales de la misma.

Las señales del bus se agrupan de la siguiente forma:

- a) Datos.
- b) Direcciones.
- c) Control.
- d) Fuente de Energía.

En la figura 3.1 se muestra el conector que se encuentra situado sobre la tarjeta madre y que permite conectar dispositivos externos al bus de la computadora. Este conector recibe las señales del bus.

A continuación se muestran las características de cada grupo.

- a) DATOS.

El bus de datos se encuentra constituido por ocho líneas bidireccionales (D0-D7), las cuales pueden transmitir

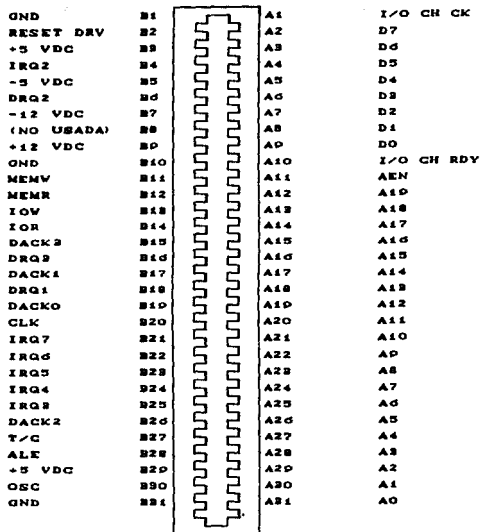


Figura 3.1

Conector en la tarjeta madre

información entre el procesador 8088, memorias y dispositivos externos. El bit menos significativo se encuentra indicado con D0 y el mas significativo con D7.

Existen dos ciclos muy importantes en el bus de la computadora: Escritura y Lectura. En el primero, los datos aparecen sobre este bus para ser captados por la memoria o algún dispositivo externo. En cambio en un ciclo de lectura, la dirección se encuentra estable mientras el procesador realiza la transferencia de información desde el dispositivo direccionado.

b) DIRECCIONES.

Este bus se encuentra constituido por 20 líneas de salida (A0 - A19) unidireccionales, A0 corresponde al bit menos significativo y A19 al bit más significativo. Estas señales son manejadas por el procesador 8088 durante los ciclos de lectura o escritura en memoria o dispositivos externos. Con 20 líneas de dirección es posible direccionar 1048576 localidades (1 Megabyte) de memoria, pero no todas las direcciones se encuentran disponibles para el uso de los dispositivos de entrada o salida I/O (Input/Output).

Por medio del uso de las instrucciones de lectura o escritura de un puerto, se pueden direccionar solo 64K bytes. Las direcciones que se utilizan para poder seleccionar un dispositivo I/O corresponden a las líneas A0 - A9, es decir, la combinación de cada una de estas permite el

direccionamiento de un dispositivo de entrada o salida externo.

c) CONTROL.

De entre las señales que componen el bus de control, la interfase utiliza las siguientes:

Address Latch Enable (ALE). Esta es una señal de salida, indica cuando las direcciones del bus son válidas; se activa con el primer pulso de reloj en un ciclo de lectura o escritura.

Address Enable (AEN). Esta señal es activada cuando su nivel de voltaje es alto e indica que se encuentra presente un ciclo de acceso directo a memoria (DMA). Con AEN activa, se deshabilitan las líneas de dirección, datos y control del procesador 8088 para cualquier dispositivo de I/O.

Input/Output Read (IOR). Esta señal es activada con un nivel de voltaje bajo y sincroniza la lectura de un dispositivo de entrada/salida. En la figura 3.2 se muestra su diagrama de tiempos.

d) FUENTES DE ENERGIA.

El suministro de energía se encuentra constituido

por diferentes voltajes regulados de corriente directa.

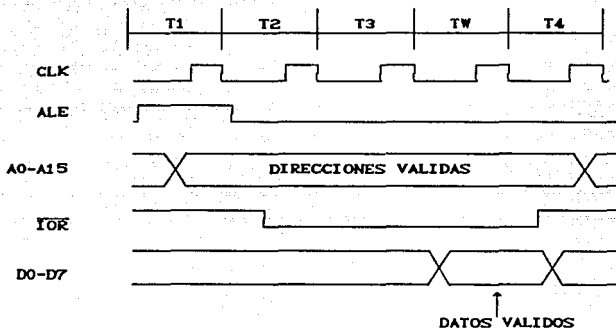


Figura 3.2

Diagrama de tiempos de un ciclo de lectura a un puerto de Entrada/Salida

En la siguiente tabla se muestran dichos voltajes y sus posibles variaciones.

VOLTAJE	VARIACION
a) 5 VDC	± 0.25 VDC
b) +12 VDC	± 0.6 VDC
c) -12 VDC	± 1.2 VDC
d) -5 VDC	± 0.5 VDC
e) GND	NO PRESENTA VARIACION

3.2 MAPA DE MEMORIA

La tarjeta de interfase requiere de una dirección para poder leer los datos digitalizados de la señal espirométrica.

La figura 3.3 muestra el mapa de direcciones que utiliza la computadora; en él se puede observar que las localidades 0000H - 01FFH se encuentran reservadas para el sistema operativo de la computadora y las localidades 0200H - 03FFH son direcciones válidas de puertos.

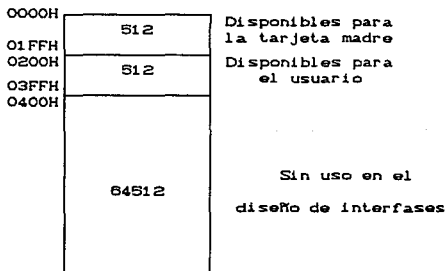


Figura 3.3

Mapa general de memoria

Entre las localidades 0200H - 03FFH algunas se

encuentran reservadas para los diversos dispositivos periféricos de la computadora. Solo ciertas direcciones se encuentran disponibles para el uso de dispositivos externos, como se muestra en el figura 3.4. De estas localidades se ha escogido la dirección 0300H para el diseño de la interfase.

0200H	1	Libre
0201H	1	Adaptador de juego
0202H - 0277H	118	Libres
0278H - 027FH	8	Puerto para impresora
0280H - 02FFH	120	Libres
02F8H - 02FFH	8	Puerto para impresora
0300H - 0377H	120	Libres
0378H - 037FH	8	Puerto para impresora
0380H - 03AFH	48	Libres
03B0H - 03BFH	16	Monitor monocromático
03C0H - 03CFH	16	Libres
03D0H - 03DFH	16	Gráficas a color
03E0H - 03EFH	16	Libres
03F0H - 03F7H	8	Driver para 5 1/4
03F8H - 03FFH	8	Puerto serie

Figura 3.4

Direcciones de puerto

3.3 LECTURA EN LA INTERFASE.

La lectura de datos en la tarjeta se realiza por medio de instrucciones en lenguaje Pascal (ver justificación en el capítulo cinco). Estas manejan palabras de 16 bits, compuestas por dos octetos, es decir, primero se leen o cargan los 8 bits menos significativos y en seguida los 8 bits más significativos.

CAPITULO CUATRO

DISEÑO DE LA INTERFASE

4.1 DEFINICION DE INTERFASE

La interfase es un sistema que permite la comunicación electrónica entre dos dispositivos cuyas señales a intercambiar no son compatibles. En el presente caso, se trata de una tarjeta interfase para comunicar una computadora personal con el MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO.

Las funciones que debe presentar una interfase de este tipo son las siguientes:

1. La interpretación de las señales de dirección y control, provenientes del bus de la computadora, cuando el dispositivo ha sido seleccionado.
2. La sincronía en el tiempo, para que los datos digitales pueden ser recibidos o enviados sobre el bus de datos.
3. Acoplamiento de la señal externa con las señales internas de la PC.

4.2 DESCRIPCION GENERAL DE LA INTERFASE

Para que la computadora personal pueda recibir

información de un proceso externo, es necesario que cuente con una interfase capaz de transferir las variables del proceso involucrado. En la figura 4.1 se pueden observar los bloques que componen la interfase en el proceso de adquisición de datos.

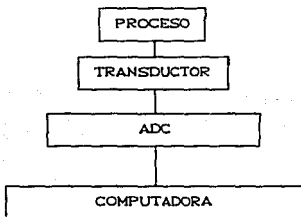


Figura 4.1

Diagrama general de una interfase analógico digital

La función que desarrolla la tarjeta interfase del presente trabajo, es recibir la señal analógica proveniente del Multiespiro Sensor de Flujo, llevar dicha señal por una etapa de acoplamiento y posteriormente digitalizarla, para hacerla presente en el bus de datos del sistema.

Para que la PC y la interfase puedan comunicarse, se requiere que exista un intercambio adecuado de: datos, direcciones y control. En la figura 4.2 se muestra en forma esquemática el intercambio existente de estas señales.

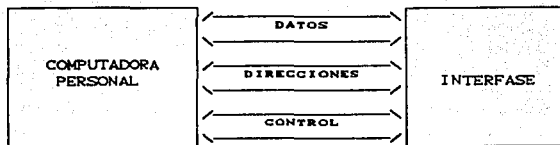


Figura 4.2

Diagrama de intercambio de señales

Si se desea que la interfase pueda estar acoplada con una Computadora Personal, se requiere que las señales a intercambiar cumplan con ciertas restricciones impuestas por la arquitectura del bus de la computadora personal. Estas restricciones son las siguientes.

- a) Compatibilidad de nivel lógico.
- b) Compatibilidad de velocidad de las señales.
- c) Consumo de corriente.
- d) Compatibilidad de tecnología (TTL-Low Scale)

4.3 OPERACION DE LA TARJETA INTERFASE

La operación de la tarjeta se puede dividir en tres bloques.

- a) Acondicionamiento.
- b) Conversión A/D.
- c) Decodificación.

4.4 ACONDICIONAMIENTO DE LA SENAL DE ENTRADA

En esta etapa se recibe la señal del MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO y se acopla debidamente para que posteriormente pueda pasar a la etapa de digitalización.

4.4.1 ATENUACION

El convertidor A/D utilizado en el diseño de esta interfase, digitaliza una señal eléctrica en el rango de 0 a 5 VDC. Realizando algunas pruebas espirométricas con el MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO, se pudo obtener el rango de valores de la señal eléctrica. Este rango está comprendido entre 0 y 8 VDC por lo que surge la necesidad de implementar un atenuador lineal a la entrada de la interfase.

El diagrama eléctrico del atenuador se muestra en la figura 4.3. Se utilizó el amplificador operacional LM358, el cual es un amplificador de propósito general que reúne las siguientes características:

- * Esta compensado internamente en frecuencia.

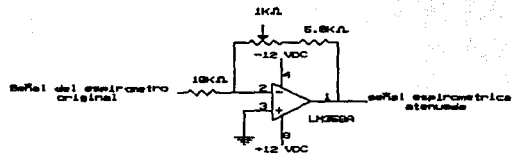


Figura 4.3

DIAGRAMA DE CONDICIONES DEL ATENUADOR

- * Tiene una alta ganancia de voltaje.
- * Ancho de banda de 1MHz.
- * Es compatible con todas las formas de lógica.
- * Esta diseñado para operar con una o dos fuentes de poder dentro de un rango. Estos son:
 Polarización simple 3 VDC a 30 VDC.
 Doble polarización ± 1.5 VDC a ± 15 VDC.
 Esta característica es muy importante, porque no restringe a tener voltajes fijos de polarización como el caso del circuito integrado (IC) 741.
- * Tiene un voltaje y corriente de offset muy bajo a la entrada, 2 mVDC y 5 nA respectivamente, a diferencia del IC 741 que tiene un offset mas alto.
- * Bajo consumo de corriente (500 μ A).

Para poder obtener una atenuación de 0.626, se utilizó la relación de ganancia en un amplificador en configuración de inversor.

$$G = \frac{R_f}{R_i}$$

$$0.828 = \frac{R_f}{R_i}$$

Fijando la resistencia R_i en 10 K Ω , se tiene finalmente que la resistencia R_f es de 8.28 K Ω . Esta resistencia se forma con una resistencia de 5.8 K Ω y un potenciómetro de precisión de 1 k Ω .

Como resultado de esta atenuación, la señal queda defasada 180° por el efecto del inversor. Para solucionar esto, se tuvo que utilizar otro amplificador en configuración de inversor con ganancia unitaria. Ver figura 4.4.

4.5 CONVERSION ANALOGICO DIGITAL

4.5.1 DEFINICION

Los convertidores Analógico/Digitales (ADC's o A/D) tienen un papel muy importante en muchos sistemas de microcomputadora. Ellos permiten al sistema digital convertir una señal de voltaje analógico en una señal digital que representa el voltaje desconocido. Esto es particularmente útil cuando la temperatura, presión, peso, posición, distancia o alguna otra variable desconocida es medida en un sensor, el cual representa un voltaje o corriente analógico.

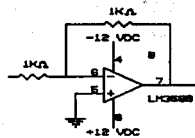


Figura 4.4
DIAGRAMA DE CONDICIONES DEL INVERSOR

En los convertidores A/D se tiene una gran variedad de configuraciones con respecto a las entradas y salidas, así como con características específicas, tales como: salidas de tres estados y amplificadores usados en la construcción de los mismos. Muchos de los convertidores son dispositivos medidores de voltaje con rangos de entrada de 0-5 volts, 0-10 volts, ± 5 volts y ± 10 volts. Algunos convertidores están disponibles con estos rangos o con una característica de ganancia variable, de manera que casi cualquier rango de voltaje puede ser medido. Las salidas de los convertidores son generalmente compatibles con niveles TTL, siendo codificados en forma binaria o en código decimal binario (BCD). También existen convertidores que manejan complemento a dos binario y offset binario y pueden ser elegidos según las necesidades específicas.

4.5.2 CLASIFICACION

Los convertidores A/D se pueden clasificar en seis tipos diferentes.

- Convertidor A/D de tipo paralelo
- Convertidor A/D de rampa simple
- Convertidor A/D de doble rampa
- Convertidor A/D con simple contactor

- Convertidor A/D de localización
- Convertidor A/D por aproximaciones sucesivas

4.5.3 CONVERTIDOR A/D POR APROXIMACIONES SUCESIVAS

Este convertidor analógico/digital (ADC) emplea un convertidor digital/analógico (DAC) en un lazo de realimentación, un comparador y una sección de control. En esencia, este convertidor compara la señal analógica de entrada con una palabra digital de 8 bits interna convertida en analógica, hasta que las dos señales sean iguales dentro de una resolución dada. Un convertidor de este tipo (ADC0804) fué el seleccionado para el diseño de la interfase debido a las características que abajo se mencionan.

- * Es un convertidor de 8 bits, los cuales son suficientes para digitalizar la señal de 5 volts.
- * El teorema del muestreo establece que para poder recuperar una señal, ésta debe haber sido muestreada, cuando menos al doble de su frecuencia. Si la frecuencia de la señal respiratoria es de 4 Hz como máximo, entonces la velocidad de muestreo no tiene ningún problema. El tiempo de conversión del IC ADC0804 es de 100 μ s, el cual es un tiempo más que suficiente para

el propósito del presente trabajo.

- * Es de tecnología CMOS, compatible con la tecnología TTL-LS.
- * Rango de voltaje de entrada de 0 a 5 VDC.
- * No requiere ajuste de cero.
- * Cuenta con un reloj integrado.
- * Es de los más económicos y de fácil adquisición en el mercado nacional.

El diagrama de conexión de este convertidor se muestra en la figura 4.5

La señal de entrada a digitalizar se proporciona a través de la terminal 6, siendo ésta la entrada de voltaje positivo. Las terminales 1 y 2 van unidas y conectadas a tierra para que el ADC trabaje en corrida libre. El reloj del convertidor se forma con la resistencia y el capacitor colocados entre las terminales 10, 4 y tierra. La frecuencia de este reloj está dada por la relación siguiente.

$$f_{CLK} = \frac{1}{(1.1)(R)(C)}$$

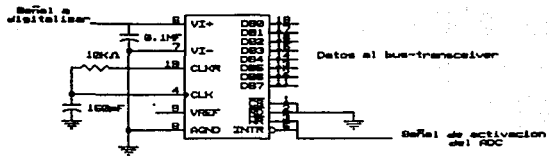


Figura 4.6
 DIAGRAMA DE CONDICIONES DEL ADC 8994

La palabra de 8 bits se obtiene de las terminales 11 a 18, siendo 11 el bit mas significativo y 18 el bit menos significativo.

4.8 DECODIFICACION

4.8.1 DECODIFICACION DE LA DIRECCION DE PUERTO

En este bloque se permite discernir qué sección del mapa de memoria ha sido seleccionada. La selección se efectúa cuando la dirección se presenta por el programa y esta corresponde a la dirección programada en la tarjeta interfase.

En la figura 4.8 se muestra el diagrama eléctrico correspondiente a la decodificación de la dirección del puerto.

La decodificación se realiza comparando las direcciones (A5-A8) de la computadora, con la programada en la interfase; esto se realiza con el IC 74LS85. Este circuito es un comparador de 4 bits, el cual es habilitado con la dirección A8. El resultado de la comparación $A=B$ será un '1' lógico al cual llamamos VAL. Esta señal de validez de direcciones se emplea para la decodificación de las señales de control.

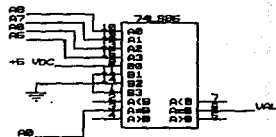


Figura 4.6

DIAGRAMA DE CONDICIONES DE LA DECODIFICACION DE DIRECCION DE PUERTO

4.6.2 DECODIFICACION DE LAS SEÑALES DE CONTROL.

Al mandar realizar una lectura a un puerto, se hacen presentes ciertas señales de control en el bus del sistema. Estas señales deberán ser decodificadas para poder hacer presente la palabra del ADC en el bus del sistema.

La figura 4.7 muestra el diagrama de conexiones que hacen posible la decodificación.

En el ciclo de lectura a un puerto, se hacen presentes dos señales muy importantes: IOR y AEN. IOR se activará baja, lo cual indicará que se va a hacer presente un dato en el bus del sistema. AEN deberá estar igualmente en bajo, lo cual indicara que no se está haciendo un acceso directo a memoria. La señal IOR entrará simultáneamente a la compuerta NAND, obteniéndose la señal X ($X = \overline{IOR} + \overline{IOR}$). La señal AEN entrará de la misma forma a otra compuerta NAND, para dar como resultado la señal Y ($Y = \overline{AEN} + \overline{AEN}$). La única función que realizan estas operaciones es negar la señal de entrada. Las señales X e Y pasan por una compuerta AND para obtener la señal W ($W = X * Y$). Esto indica que será condición necesaria y suficiente que ocurran las dos señales para pasar a la siguiente condición que es $V = VAL * W$. En esta condición se confirma que la dirección y las señales de control fueron

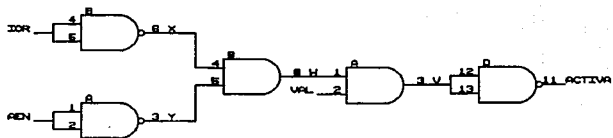


Figura 4.7

DIAGRAMA DE CONEXIONES DE LA DECODIFICACION DE SEÑALES DE CONTROL

dadas. Esta última señal es negada para poder obtener finalmente la señal ACTIVA $CACTIVA = \bar{V} + \bar{V}$.

4.6.3 ACTIVACION DEL BUS-TRANSCIEVER

Para que puedan hacerse presentes los datos en el bus del sistema, es necesario que se cumplan las condiciones anteriores. Teniendo la señal ACTIVA de la decodificación, ya se puede activar el paso de los datos del ADC al bus del sistema. Esta operación se realiza como se muestra en la figura 4.8.

La terminal 1 del IC 74LS245 se conecta a tierra, de esta forma se activa al IC para que los datos pasen del ADC al bus del sistema. La habilitación para que se relize esta operación se suministra por la terminal 19.

4.6.4 ACTIVACION DEL ADC

Para que el ADC pueda iniciar la conversión de la señal de entrada, es necesario conectar a tierra en un instante de tiempo la conexión de las terminales 3 y 5. Esto se logra como lo muestra el circuito de la fig. 4.9.

El IC 74LS138 decodifica las direcciones A2-A4. Con estas direcciones se pueden seleccionar 8 áreas de memoria

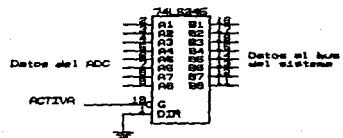


Figura 4.6
Diagrama de conexiones del Bus-transceiver

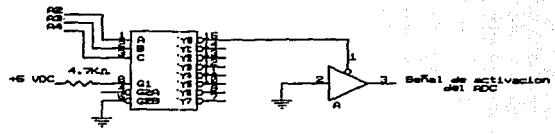


Figura 4.8
 DIAGRAMA DE CONEXIONES DE LA ACTIVACION DEL ADC

comprendidas de la dirección H0300 a la H031F. Al seleccionar la dirección H0300 se activa la primer área. Esta sirve para habilitara al IC 74LS125 el cual proporcionara el inicio de operación del ADC.

CAPITULO CINCO

DESARROLLO DEL SISTEMA ESPIROMETRIA DIGITAL

5.1 INTRODUCCION

El intermediario entre los usuarios de la computadora y el hardware es el software de los sistemas y un conjunto de programas que pertenecen a la configuración dada por el sistema de cómputo que facilitan su uso. Los programas escritos por los usuarios de la computadora se conocen como software de aplicación.

El usuario de la computadora, durante el proceso de diseño del programa y su implementación, llamado programación, debe especificar las operaciones a ser ejecutadas por la computadora.

5.2 METODOLOGIA DE DESARROLLO DE SISTEMAS

Con la finalidad de guiar un proyecto de software, existen metodologías propuestas por diversos autores para el desarrollo de los mismos. Dependiendo de la naturaleza de cada proyecto, se debe elegir una determinada metodología o adecuar alguna de las ya existentes.

Una metodología es una herramienta usada para planear, desarrollar y mantener sistemas. Identifica las fases, las funciones y los productos a ser elaborados durante

el ciclo de vida del software. Permite la observación y la valoración de los progresos que conduce al producto acabado.

La metodología rompe los proceso en pequeñas piezas manejables (módulos), pudiendo estas ser examinadas, mejoradas y mas tarde, integradas dentro de un todo.

5.3 ESTUDIO GENERAL DEL SISTEMA

5.3.1 DEFINICION DEL SISTEMA

Esta es la primera fase de la metodologia en la cual se trata de describir en forma general los requerimientos del usuario y plantear un conjunto de objetivos que, de lograrse, implicarán la satisfacción de las necesidades del cliente.

La definición del sistema requiere un entendimiento cabal del dominio del problema y del entorno de este. Este trabajo consiste en tener una serie de entrevistas con el cliente, efectuar observaciones de las tareas problemáticas y del desarrollo de las mismas.

Para el desarrollo del sistema Espirometria Digital, el cliente fué el Doctor Fernando Prieto H., Jefe de la unidad de Ingeniería Biomédica del Hospital General de la

Ciudad de México. Inicialmente se le planteó al Dr. Prieto la necesidad de conseguir un espirómetro electrónico para el desarrollo del sistema. El espirómetro se pudo adquirir en el pabellón de Neumología del propio Hospital. Se realizó una serie de entrevistas con el Dr. Prieto, con el fin de poder definir las necesidades que debería satisfacer un sistema de espirometría computarizado en el consultorio o clínica de un Neumólogo. Los requerimientos fueron los siguientes:

1) El sistema debería ser capaz de almacenar los datos personales de los pacientes.

2) Tendría la capacidad de almacenar las pruebas y resultados del paciente.

3) Tener la capacidad de realizar tres pruebas espirométricas. Estas son: Máxima Ventilación Forzada, Volúmen respecto a Tiempo y Flujo respecto a Volúmen.

4) Desplegar e imprimir gráficas de los principales resultados de las pruebas realizadas.

5) Realizar el sistema lo más sencillo y amigable posible.

B.3.2 DIAGNOSTICO DE LA SITUACION ACTUAL

En este punto se plantea el funcionamiento actual del sistema, detectando fallas y errores, así como también los beneficios de tener un nuevo sistema.

Actualmente, el Pabellón de Neumología del Hospital General cuenta con dos equipos para realizar pruebas espirométricas. Uno es el Pletismógrafo, el cual es una cámara hermética donde se introduce al paciente a que realice sus pruebas. Este tipo de equipo de prueba cuenta con algunas desventajas ocasionadas por su antigüedad en servicio, entre las cuales se pueden mencionar las siguientes:

- * Los resultados se obtienen por medio de un graficador para posteriormente realizar cálculos a lápiz y regla.
- * Es un equipo muy aparatoso que causa una impresión desagradable al paciente.
- * Es equipo muy caro y de difícil adquisición por parte de pequeñas clínicas y consultorios médicos.

El segundo equipo es un MultiESPIRO-PC conformado por un sensor, una tarjeta digitalizadora, una PC y un programa codificado en BASIC. Este equipo cuenta con las siguientes desventajas:

- * Es muy caro para adquirirse en el mercado.
- * Su realización está enfocada para la población estadounidense.
- * Es un programa en inglés.
- * Proporciona datos que no tienen importancia, de acuerdo a las necesidades del hospital.
- * Es un programa poco agradable a la vista y carente totalmente de interfases gráficas con el usuario.

Analizando las desventajas anteriores, se puede decir que existe en nuestro país la necesidad de desarrollar un sistema adecuado a nuestras necesidades y a un costo razonable de adquisición.

5.3.3 ANALISIS DE FACTIBILIDAD

Una vez definidas y listadas las necesidades se analiza la factibilidad de las mismas y se plantean propuestas de solución.

Como se puede apreciar, las necesidades que se tienen para un programa de este tipo, no presentan ninguna dificultad y se pueden realizar en cualquier lenguaje de alto nivel que se desee.

La única alternativa de solución sería tomar el programa existente en BASIC y modificarlo a las necesidades del hospital, pero esto es poco viable, debido a la protección del programa; además de ser más laborioso modificar el programa existente que elaborar uno adecuado a las necesidades.

5.4 PLANEACION DEL SISTEMA DE PROGRAMACION

La complejidad de un sistema debe ser cuantificada para conocer el tipo de proyecto a enfrentar. Para medirla, se tienen varios parámetros dentro de los que destacan:

a) El número de procesos que se desean automatizar.

En este programa se deseaban automatizar dos procesos principalmente. El de registro de pacientes y el de realización de las pruebas espirométricas.

b) El volumen de datos que se desea manejar. En este caso se desea realizar un elemental manejador de bases de datos para llevar un registro ilimitado de pacientes.

c) El tipo de lenguaje de programación que se va a utilizar. Debido a la necesidad de realizar interfaces gráficas amigables para el usuario y lecturas directas a una dirección de puerto, fué necesario elegir un lenguaje de alto nivel.

d) El entorno o medio ambiente en donde se utilizará el sistema. Era necesario realizar un sistema que tuviera la capacidad ser instalado en un equipo de cómputo desde los mas sencillos como un equipo XT con mínima configuración, hasta un equipo moderno AT, con las mejores ventajas de procesamiento e imagen.

5.5 ANALISIS

En esta etapa se especifica, en la forma más

precisa posible, los requerimientos del usuario para un programa.

El diagrama de flujo de datos (DFD) es la principal herramienta gráfica en esta etapa y tiene como objeto mostrar las transformaciones de los datos a medida que éstos fluyen a través de los procesos del programa; es decir, ayuda a analizar los cambios que ocurren en los datos de entrada con el fin de lograr la salida deseada.

Para iniciar el análisis del sistema, se visualiza el problema desde un nivel cero, como se muestra en la figura 5.1. Como se puede observar, se tiene una entidad externa que es el usuario, el cual hace uso del proceso de espirometria digital. Este proceso tendrá varias consultas bidireccionales a la base de datos de pacientes, para poder proporcionar los resultados deseados.

En un nivel uno (figura 5.2) se muestra cómo se subdivide el módulo principal de Espirometria Digital para dar dos subniveles: Registro de Pacientes y Pruebas Espirométricas. En Registro de Pacientes, se ve que una entidad externa (usuario), proporciona datos personales al proceso de registro para poder tener consultas a la base de datos y tener como salida los datos registrados del paciente. En el módulo de Pruebas Espirométricas, únicamente se

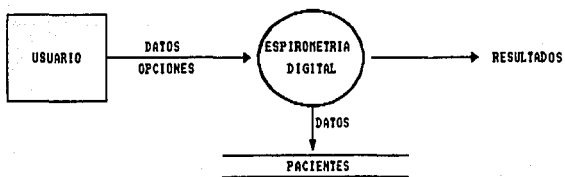


FIGURA 5.1
DFD DEL NIVEL CERO DEL SISTEMA DE ESPIROMETRIA DIGITAL

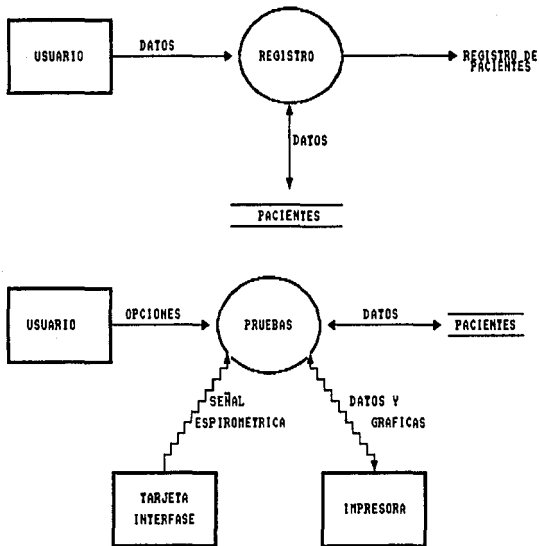


FIGURA 5.2
DFD DE EL NIVEL UNO DEL SISTEMA DE ESPIROMETRIA DIGITAL

proporciona el nombre del paciente. El usuario podrá escoger entre tres pruebas diferentes y cada una de ellas contará con las siguientes entradas y salidas.

- * Una entidad externa (tarjeta interfase) proporcionara la señal espirométrica digitalizada.
- * Se realizan consultas y grabado de pruebas en la base de datos de los pacientes.
- * Se puede enviar información a la entidad externa de impresión gráfica.

En un nivel dos, se puede apreciar cómo se subdivide aun más el módulo de Registro de Pacientes visto anteriormente (ver figura 5.3). Las divisiones mostradas son: Altas, Bajas y Modificaciones.

En Altas, el usuario proporciona los datos del paciente para entrar en el proceso, el cual realizará la creación de los registros necesarios.

En Bajas, únicamente se proporciona el nombre del paciente al proceso; este se encarga de realizar la eliminación de los registros necesarios en la base de

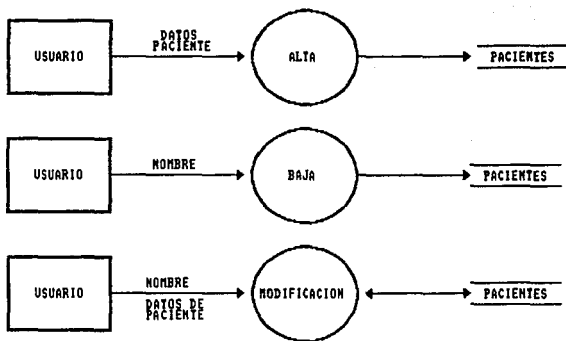


FIGURA 5.3
DFD EN EL NIVEL DOS DEL SISTEMA ESPIROMETRIA DIGITAL

datos.

Para realizar Modificaciones, únicamente es necesario proporcionar el nombre del paciente, ya que el proceso por sí solo será capaz de recuperar los datos del paciente de la base de datos y con esto realizar su modificación y almacenamiento.

5.6 DISEÑO

La descomposición de un programa en pequeñas unidades o subprogramas es una técnica para darle al problema de programación una solución adecuada. En programación, esta forma de descomponer un programa en varias partes es comúnmente llamada Diseño Estructurado.

Con el Diseño Estructurado, lo que se persigue es una mayor eficiencia y rapidez en la programación, no programándose un siguiente módulo hasta que el módulo que se esté programando pueda ser compilado y ejecutado de manera correcta.

Un criterio de este diseño es el llamado Top-Down. Es un criterio de diseño que consiste en programar de lo más general a lo particular, es decir, de los módulos principales

a los módulos que son llamados por ellos. Gráficamente sería programar de los módulos de arriba a los módulos de abajo, recorriendo una por una las ramas del Diagrama Modular.

Un Diagrama Modular es una representación jerárquica del sistema, donde se representa la relación entre los módulos que lo componen, especificando qué módulos forman parte de otros.

El desarrollo del sistema Espirometria Digital se muestra en la figura 5.4 utilizando el criterio de diseño Top-Down.

5.7 CODIFICACION

Dentro de todo sistema de automatización de datos, es un punto muy importante la correcta elección del lenguaje en el cual se codificado el sistema. Un lenguaje de alto nivel con capacidad de programar interfases gráficas es la elección idónea. Las posibles opciones se inclinaron a pensar en lenguajes como C o PASCAL, ya que son estructurados, y de los cuales existen diversos compiladores y utilerías en el mercado. De las experiencias y predilecciones personales se optó por emplear el lenguaje PASCAL. Este lenguaje de

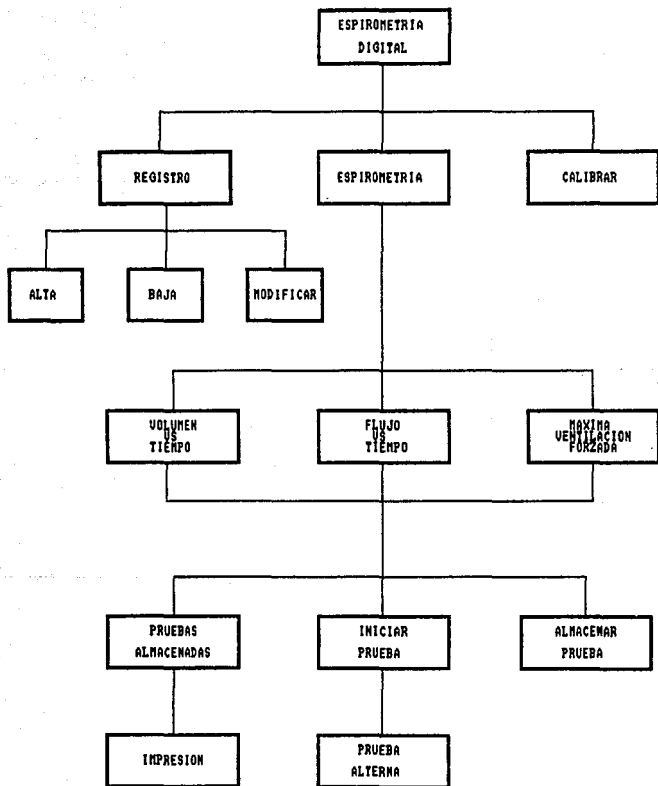


FIGURA 5.4

DIAGRAMA DE DISEÑO DEL SISTEMA DE ESPIROMETRIA DIGITAL

programación ofrece las siguientes características:

- * Es un lenguaje estructurado.
- * Ofrece la ventaja de poder realizar lecturas directas a una dirección de puerto específica.
- * Se pueden realizar interfases gráficas con gran versatilidad.

5.8 CORRESPONDENCIA BITS/FLUJO

Para poder cuantificar el flujo sentido en las distintas pruebas espirométricas, fué necesario obtener una relación entre la palabra digital leída en el puerto y el flujo detectado en el MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO. La captura de datos se realizó con un programa codificado en PASCAL como muestra la figura 5.5.

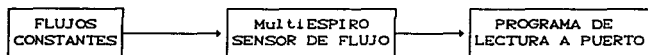


Figura 5.5

Diagrama para calibrar flujos y volúmenes

Inicialmente se realizó la lectura del puerto sin ningún flujo en la entrada. Con esto se pudo obtener un 135 binario, el cual representa un offset de voltaje del sensor a partir del cual se detectan los flujos en ambos sentidos. La obtención de los diferentes flujos constantes de aire se llevó a cabo mediante un espirómetro como el mostrado en la figura 1.4 y una aspiradora. Estos flujos fueron detectados y graficados por el Pletismógrafo que se encuentra en el pabellón de Neumología del Hospital General. De esta manera se pudo obtener una curva de regresión lineal. Las gráficas se pueden consultar en el anexo B.

5.9 PRUEBAS

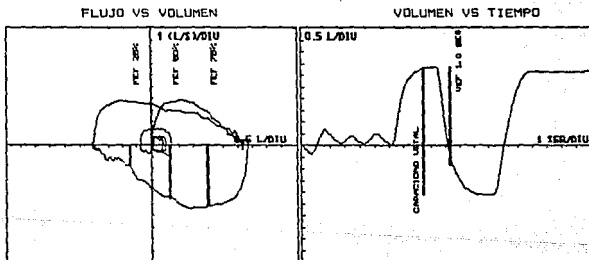
Una vez terminado el sistema se procedió a realizar una serie de pruebas a pacientes del pabellón de Neumología de Hospital General. Los resultados se pueden apreciar en las siguientes páginas.

RESULTADOS DE PRUEBAS ESPIROMETRICAS

PACIENTE: RESENDIZ
CABALLERO
RAUL

EDAD: 25 AÑOS
ESTATURA: 1.76 M
PESO: 74 KG

	OBSERVADO	NORMAL ESPERADO	PORCENTAJE
CAPACIDAD VITAL (L)	: 5.43	5.30	102 %
VOLUMEN ESPIRATORIO FORZADO 1 SEG (L)	: 4.23	4.45	95 %
[VEF 1.0 SEG]/CV	: 78 %	84 %	
FLUJO ESPIRATORIO MAXIMO (L/S)	: 5.42	9.60	56 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO [25%] (L/S)	: 1.74	3.43	51 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO [50%] (L/S)	: 4.55	6.16	74 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO [75%] (L/S)	: 5.23	8.49	62 %
FLUJO INSPIRATORIO MAXIMO (L/S)	: 3.96	6.16	64 %
VENTILACION MAXIMA VOLUNTARIA 1 MIN (L)	: 163	139	118 %



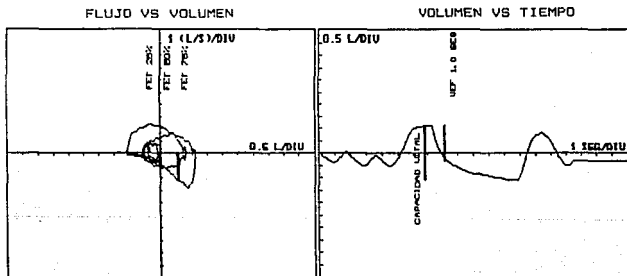
PRUEBAS REALIZADAS EL 22 DE ABRIL DE 1992 A LAS 10:54 HRS.

RESULTADOS DE PRUEBAS ESPIROMETRICAS

PACIENTE: GONZALEZ
TREJO
JOSE MARIA

EDAD: 79 AÑOS
ESTATURA: 1.58 M
PESO: 62 KG

	OBSERVADO	NORMAL ESPERADO	PORCENTAJE
CAPACIDAD VITAL (L)	: 2.18	2.98	73 %
VOLUMEN ESPIRATORIO FORZADO 1 SEG (L):	1.44	2.34	61 %
[VEF 1.0 SEG]/CV	: 66 %	79 %	
FLUJO ESPIRATORIO MAXIMO (L/S)	: 2.81	7.29	39 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO (25%) (L/S)	: 0.39	0.94	41 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO (50%) (L/S)	: 0.92	4.05	23 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO (75%) (L/S)	: 2.18	6.78	32 %
FLUJO INSPIRATORIO MAXIMO (L/S)	: 2.26	4.05	56 %
VENTILACION MAXIMA VOLUNTARIA 1 MIN (L):	50	74	68 %



PRUEBAS REALIZADAS EL 22 DE ABRIL DE 1992 A LAS 10:13 HRS.

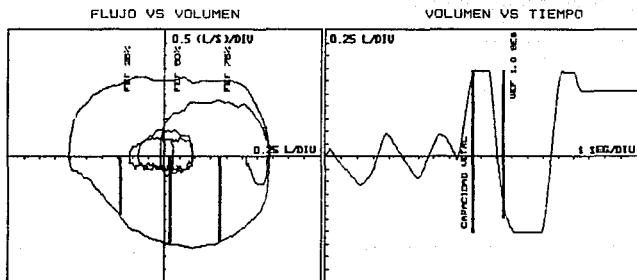
ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA

RESULTADOS DE PRUEBAS ESPIROMETRICAS

PACIENTE: RIVERO
HERNANDEZ
GUADALUPE

EDAD: 21 AÑOS
ESTATURA: 1.63 M
PESO: 60 KG

	OBSERVADO	NORMAL ESPERADO	PORCENTAJE
CAPACIDAD VITAL (L)	: 3.21	3.84	84 %
VOLUMEN ESPIRATORIO FORZADO 1 SEG (L):	2.93	3.24	90 %
[VEF 1.0 SEG]/CV	: 91 %	84 %	
FLUJO ESPIRATORIO MAXIMO (L/S)	: 3.68	6.61	56 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO [25%] (L/S):	2.32	2.99	78 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO [50%] (L/S):	3.44	4.93	70 %
FLUJO ESPIRATORIO FORZADO [75%] (L/S):	3.39	6.16	55 %
FLUJO INSPIRATORIO MAXIMO (L/S)	: 3.11	4.93	63 %
VENTILACION MAXIMA VOLUNTARIA 1 MIN (L):	75	101	74 %



PRUEBAS REALIZADAS EL 22 DE ABRIL DE 1992 A LAS 10:04 HRS.

CAPITULO SEIS
CONCLUSIONES

De acuerdo con el objetivo planteado al inicio del presente trabajo de tesis, se pueden realizar las siguientes observaciones:

Se logró un sistema espirométrico digital de las características requeridas por el usuario final, que logra satisfacer las principales necesidades en una pequeña clínica o consultorio médico.

El prototipo de la tarjeta interfase se logró realizar físicamente y se pudo obtener un diseño lo más sencillo posible, cumpliendo con las restricciones impuestas por el espirómetro electrónico.

De acuerdo a las evaluaciones del usuario final, el trabajo de tesis cumple con las características requeridas para una comercialización a corto plazo. Esto se podría llevar a efecto con la ayuda de alguna institución gubernamental o privada que pudiera diseñar un espirómetro electrónico, trabajo que esta fuera del alcance en el presente trabajo de tesis.

Dado que el diseño del sistema fue modular, es factible que en un futuro se le puedan hacer algunas mejoras. Una de ellas sería agregar un módulo para realizar pruebas de pletismografía. No se pensó inicialmente en esto, debido a que

es mas difícil encontrar pletismógrafos en el Sector Salud de nuestro país.

Pensando en una producción en serie de la tarjeta interfase, se podría reemplazar el ADC de 5 VDC por uno de 10 VDC, esto eliminaría la etapa de atenuación a la entrada de la señal. Con este cambio se podría bajar el costo de la misma.

Por último, se puede decir que con el presente trabajo de tesis, se trató de demostrar que la ingeniería es una de las mejores armas con que contará nuestro país en la próxima apertura del Tratado de Libre Comercio (TLC), al poder desarrollar la tecnología de acuerdo a nuestras necesidades y de esta manera no depender de lo que se pueda adquirir en otros países.

ANEXO A

ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA ESPIROMETRIA DIGITAL

Detección de flujo: MultiESPIRO SENSOR DE FLUJO

Detección del volumen: Integración numérica del flujo

Rango de flujo: -10.8 a 13.3 l/s

Tiempo de muestreo: 20 Hz.

Resolución: 0.09 l/s (4.5 ml)

Tiempo límite de prueba: 20 seg.

Ecuaciones de predicción: Adultos (IMSS y de Cherniak).

Niños (Zapletal).

VMV según Baldwin.

Superficie Corporal por fórmula de

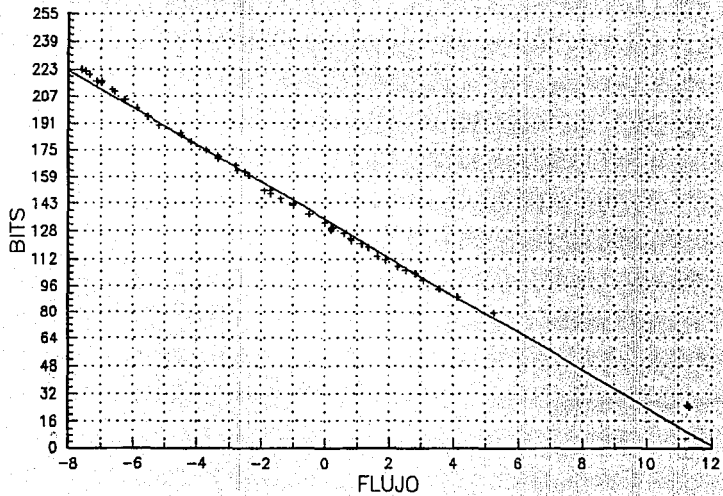
Dubois.

REQUEMIENTOS DE EQUIPO

- * Computadora Personal XT o AT
- * 640 Kbytes de memoria
- * Un slot disponible
- * Una unidad de disco
- * Tarjeta interfase "ESPIROMETRIA DIGITAL"
- * Software "ESPIROMETRIA DIGITAL"
- * Sensor de flujo

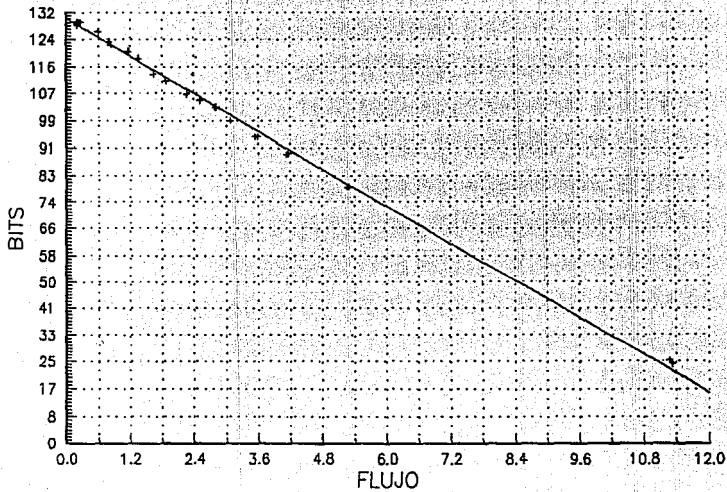
ANEXO B

BITS VS FLUJO
espirometra

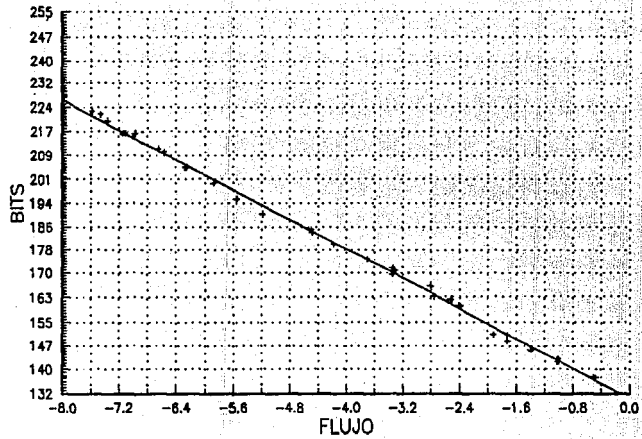


BITS VS FLUJO

Positivo



BITS VS FLUJO
Negativo



GLOSARIO

Aurícula Cada una de las dos cavidades superiores del corazón, que reciben la sangre cada una de las grandes venas.

Difusión Penetración espontanea del espacio que hay entre las moléculas de una sustancia, por las moléculas de otra, para formar una mezcla uniforme.

Fuelles. Instrumento que recoge aire y lo lanza en una dirección determinada.

Impele. Acción o efecto de empujar.

Interface. Interconexión entre elementos de Hardware, de software y seres humanos; las interfaces de hardware son trayectorias físicas que deben conectar e intercambiar señales electrónicas en un orden preestablecido. Las interfaces de software están constituidas por los mensajes específicos establecidos entre los programas.

Puerto. Interface de canal de comunicaciones; el número de puertos en la computadora o unidad de control de comunicaciones, detmrina el número de canales de comunicación físicos que pueden conectarse.

Ventriculo cavidad o cada una de las cavidades del corazón que

reciben la sangre procedente de las aurículas. Estos impelen hacia la ciruciación menor o pulmonar a través de la arteria pulmonar y a la circulación sistémica o mayor, a traves de la arteria aorta.

BIBLIOGRAFIA

1.- Ahedo Santoyo Ernesto

"Teoría y Procesamiento de señales de audio digitalizadas"

Tesis de Licenciatura

Facultad de Ingeniería, UNAM

(1990)

2.- Ayala San Martín Gerardo y otros

"Pascal lenguaje de programación estructurada y modular"

Dirección General de Servicios de Computo Académico, UNAM

Primera edición

(1988)

3.- Coomroe, Julius H.

"Fisiología de la Respiración"

Segunda edición

Ed. Interamericana

4.- Coughlin, Robert F./Driscoll, Frederick F.

"Circuitos integrados lineales y amplificadores operacionales"

Segunda edición

Ed. Prentice Hall

5.- Eggebrecht, Lewis C.

"Interfacing to the IBM Personal Computer"

First edition

Howard W. Sams & Co.

6.- "El gran libro de la Salud"

Enciclopedia médica de Selecciones del Reader's Digest

Freedman Alan

7.- "Glosario de Computación"

Tercera edición

Mc Graw Hill

8.- Ganong William

"Fisiología Médica"

Ed El Manual Moderno

9.- García Cruz José Gabriel

"Diseño y construcción de una interfaz para manejo de
señales analógicas y digitales IBM/PC compatible"

Tesis de Licenciatura

Facultad de Ingeniería, UNAM

(1990)

- 10.- Gordillo Aguilar José Antonio
"Apuntes de educación continua de sistemas de adquisición
y transferencia de datos"
Centro de Educación Continua
Facultad de Ingeniería. UNAM
(1991)
- 11.- "Gran Diccionario Enciclopédico"
Selecciones del Reader's Digest
- 12.- Hernandez Oliva Eduardo
"Apuntes del curso de Ingeniería de Programación"
Facultad de Ingeniería. UNAM
Curso del semestre 91-1
- 13.- Holman, Kack P.
"Métodos experimentales para Ingenieros"
Cuarta edición
Mc Graw Hill
- 14.- Manual de Circuitos Lineales
NATIONAL
- 15.- Manual de TTL
TEXAS INSTRUMENTS

16.- MultiSPIRO-PC

"Operator's Manual"

Medical Equipment Designs, Inc.

17.- Suárez Fernandez Agustín

"Diseño de un sistema basado en un microprocesador para
determinar el volumen corriente y la frecuencia
respiratoria"

Tesis de Maestría en Ingeniería Biomédica

U.A.M. (1989)

18.- Zwass, Vladimir

"Programando en Fortran"

Segunda edición

Ed CECSA