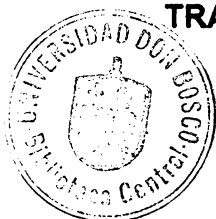




**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN MODULO AUXILIAR
EN UN ESPIROMETRO DE CAMPANA PARA EL CALCULO
INMEDIATO DE PARAMETROS ESPIRATORIOS
EN UN TEST DE ESPIRACION FORZADA**



TRABAJO DE GRADUACIÓN PREPARADO PARA LA

FACULTAD DE INGENIERIA

PARA OPTAR AL GRADO DE:

TECNICO EN INGENIERIA BIOMEDICA

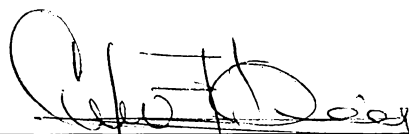
PRESENTADO POR:

**CARLOS EDUARDO ESCOBAR MOSCOSO
MANUEL ANTONIO CHICAS VILLEDA**

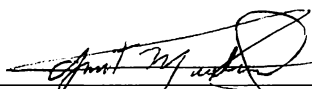
ENERO - 1997

SOYAPANGO EL SALVADOR CENTROAMÉRICA

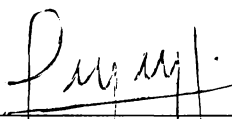
Distinguido grupo de Ingenieros que conformó el jurado evaluador de este trabajo de graduación: Ing. Carlos Edgardo Osorio, Jurado Asesor; Téc. en Ingeniería José Antonio Molina, Jurado Asesor; Ing. Leopoldo Hernández Guevara, Jurado Examinador.



Ing. Carlos Edgardo Osorio
Jurado Asesor



Téc. José Molina
Jurado Asesor



Ing. Leopoldo Hernández
Jurado Examinador

ENERO DE 1997

SOYAPANGO EL SALVADOR CENTROAMERICA

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios Todopoderoso, por haberme concedido el privilegio de haber alcanzado un peldaño más en mi formación.

Agradezco a mis asesores Ing. Carlos Edgardo Osorio y Téc. en Ingeniería José Antonio Molina por el apoyo que me brindaron en la preparación y revisión del Trabajo de Graduación.

También agradezco en forma especial al Ing. Luis Mosquera, Jefe del Proyecto de Mantenimiento Hospitalario GTZ/MSPAS e Ing. Carlos Castro, Asesor Técnico del mismo Proyecto quienes durante la elaboración del presente Trabajo me prestaron su valiosa colaboración.

Al mismo tiempo agradezco a la Dra. Mabel Fisher, Directora del Hospital Rosales quien autorizó la utilización del equipo de espirometría de esta Institución para fines del estudio de este trabajo; Al Sr. Juan Flores, Terapeuta Respiratorio del Depto. de Neumología y al Ing. Preza, Jefe del Depto. de Mantenimiento del mismo hospital por la información y colaboración brindada.

Un agradecimiento particular expreso a mis amigos, especialmente a Carlos Bolaños, Mauricio Hernández, Ingrid Lara, Guillermo Medrano, Cesar Valle, Carlo Valle y Roberto Vides; compañeros y demás personas que de una u otra forma me prestaron su valiosa colaboración.

Finalmente agradezco en forma muy especial a mi Tío Pietro Petrocelli, quien ayudo en la implementación de la parte mecánica del equipo, a mis Padres Carlos José Escobar e Irma Rosa Moscoso de Escobar ya que su aliento y apoyo me ayudaron a no desmayar hasta lograr la conclusión de este trabajo; y a mi hermano José Rodrigo Escobar quien ayudo en gran forma en la formulación del programa (software) para este Trabajo de Graduación.

CARLOS EDUARDO ESCOBAR MOSCOSO

Nuestro proyecto de graduación es un esfuerzo que no hubiera sido posible sin la generosa ayuda de muchas personas que de una u otra manera nos han colaborado desinteresadamente, para que nuestro sueño sea una realidad.

Gracias a nuestro Dios que siempre esta con nosotros guiándonos paso a paso para que nuestros anhelos sean realizados de la mejor manera posible, gracias señor por tu Infinita bondad y tu gran paz que nos ayuda a ser pacientes y comprensivos con nuestro prójimo.

Infinitas gracias a mis queridos padres Manuel Chicas y Lucila Villeda de Chicas que se han esforzado incansablemente para que mis sueños se vean realizados, gracias padres por el amor que siempre me han tenido y por el apoyo que me brindan, que no encontraré en ningún lugar del mundo; gracias por su esfuerzo, por su comprensión. Este trabajo es para ustedes porque son ustedes quienes me han motivado para que siempre luche incansablemente por mis anhelos.

Gracias a mis hermanos porque siempre me han apoyado en mis planes y me han motivado a seguir adelante, gracias.

Gracias a mi novia María Magdalena por su apoyo tan grande, gracias por estar en los momentos más duros y cuando necesito de su ayuda.

Gracias a nuestros asesores, Téc. en Ingeniería José Molina e Ing. Carlos Osorio que nos han brindado su ayuda desinteresadamente, sin su ayuda nuestro proyecto no hubiera sido una realidad; gracias a todas las personas que nos han colaborado brindándonos su apoyo y ayuda material para llevar a cabo este Proyecto de Graduación,

MANUEL ANTONIO CHICAS VILLEDA

Indice

Capítulo 1. <i>“Introducción”</i>	1
1. Introducción	2
2. Objetivos	3
2.1. Objetivo general	3
2.2. Objetivos específicos	3
3. Planteamiento del problema	4
4. Antecedentes y justificación	4
4.1. Antecedentes	4
4.2. Justificación	7
5. Alcances	8
5.1. Metas	8
5.2. Limitaciones	8
Capítulo 2. <i>“Generalidades de la Espirometría”</i>	9
1. Mecanismos de la respiración	11
2. Volúmenes pulmonares e intercambio de gases	13
3. Test de función pulmonar (PFTs)	15
4. Espirometría	16
4.1. Propósito	16
4.2. Principios de operación	16
4.2.1. Sensores de flujo	17
4.2.2. Sensores de volumen	19
4.3. Espirómetro de agua tipo Benedict-Roth	20
4.4. Enfermedades pulmonares obstructivas y restrictivas	23
5. Cálculo de índices a partir de gráficas de registro	24
6. Estándares de espirometría	34
6.1. Definiciones	34
6.2. Exigencias mínimas para equipos	35
6.3. Validación del equipo	39
6.4. Control de calidad	40

6.5. Recomendaciones para la realización de maniobras	43
6.6. Procedimientos de medición	46
6.7. Aceptabilidad y reproducibilidad	46
7. Estado de desarrollo de la espirometría	48

Capítulo 3.

“Propuesta Técnica de Rediseño de un Espirómetro” 49

1. Introducción al problema	51
2. Alternativas de solución analizadas	53
2.1. Solución genérica	53
2.2. Alternativas para el transductor	55
3. Comparación de las alternativas de solución y selección	60
4. Descripción del sistema propuesto	60

Capítulo 4. ***“Descripción del Sistema Implementado”*** 69

1. Introducción	70
2. Sensores	71
2.1. Sensor de Desplazamiento Angular	71
2.1.1. Disco	71
2.1.2. Sensor Optico	77
2.2. Termómetro Digital	80
3. Circuito Contador y Detector de Secuencia	82
3.1. Inversor	85
3.2. Detector de Flancos	85
3.3. Circuito Detector de Secuencia	87
3.4. Contador	89

4. Interfase	89
4.1. Descripción Básica	89
4.2. Configuración de los puertos de la Interfase	91
5. Sistema Procesador de Datos	92
5.1. Características del Visual Basic	92
5.2. Objetivos y Funciones del Software	93
5.3. Estructura del Programa	94
6. Rehabilitación y Ajuste del Equipo	104
Capítulo 5. <i>“Conclusiones y Recomendaciones”</i>	105
1. Conclusiones	106
2. Recomendaciones	108
Bibliografía	111
Anexos	113

CAPITULO 1

INTRODUCCION

1. Introducción

El presente proyecto de graduación de la carrera de Técnico en Ingeniería Biomédica trata sobre el diseño y construcción de un módulo auxiliar que adaptado a un espirómetro calculará de forma inmediata los diferentes parámetros de pruebas de función pulmonar.

Actualmente los Hospitales Nacionales cuentan con pocos espirómetros, inclusive existen algunas de estas instituciones hospitalarias que cuentan con espirómetros que presentan una deficiencia de diseño fundamental, que es la no presentación en forma directa de los parámetros requeridos para el diagnóstico de la función pulmonar; sino que sólo presenta la gráfica de volumen en función del tiempo, teniendo que realizar un proceso de cálculo manual que consume bastante tiempo en el cálculo de tales parámetros.

En el presente estudio, se pretende plantear una alternativa económica y técnicamente viable que elimine esta deficiencia, ya que mediante la implementación de un módulo auxiliar para el cálculo de parámetros espirométricos, que se obtendrán por lecturas directas, se eliminará el largo y tedioso proceso, pudiendo de esta forma atender a un mayor número de pacientes.

2. Objetivos

2.1 Objetivo General.

A través de la construcción de un módulo auxiliar adaptado a un espirómetro de campana, dar un aporte tecnológico que contribuya a mejorar el funcionamiento de este tipo de equipo, además dar a conocer los conceptos y normas básicas de la espirometría, que sean de utilidad para estudiantes, operadores y técnicos relacionados con el estudio de la espirometría.

2.2 Objetivos específicos.

- Diseñar y construir un módulo auxiliar que, adaptado a un espirómetro de campana, calcule de forma inmediata los volúmenes y flujos espiratorios en un test de espiración forzada.
- Facilitar al operario la ejecución del test de espiración forzada.
- Implementar este módulo con tecnología electrónica, procurando la utilización de dispositivos que se pueden obtener en el país; para disminuir costos y facilitar el mantenimiento, teniendo en cuenta los estándares de las normas espirométricas.
- Corregir deficiencias actuales en el equipo.
- Realizar una investigación bibliográfica de el campo de la espirometría con las suficientes bases que faciliten futuros estudios, para mejorar este tipo de equipos.

3. Planteamiento del problema

La necesidad de poder cubrir de una manera eficiente y económica la gran demanda de test espiratorios, crea la alternativa de rediseñar un espirómetro, que si bien está obsoleto tiene las condiciones técnicas para hacer las adaptaciones pertinentes con fin de lograr un equipo confiable y que se asemeje a uno moderno.

Este espirómetro del tipo de campana se encontraba funcionando en el Hospital Rosales, según conversaciones con técnicos y al observar el funcionamiento de éste, se detectó los siguientes problemas:

- a) Sólo presenta la curva espiratoria del paciente, por lo cual todos los parámetros deben calcularse manualmente.
- b) La confiabilidad de los datos se vuelve dudosa debido a varios factores.

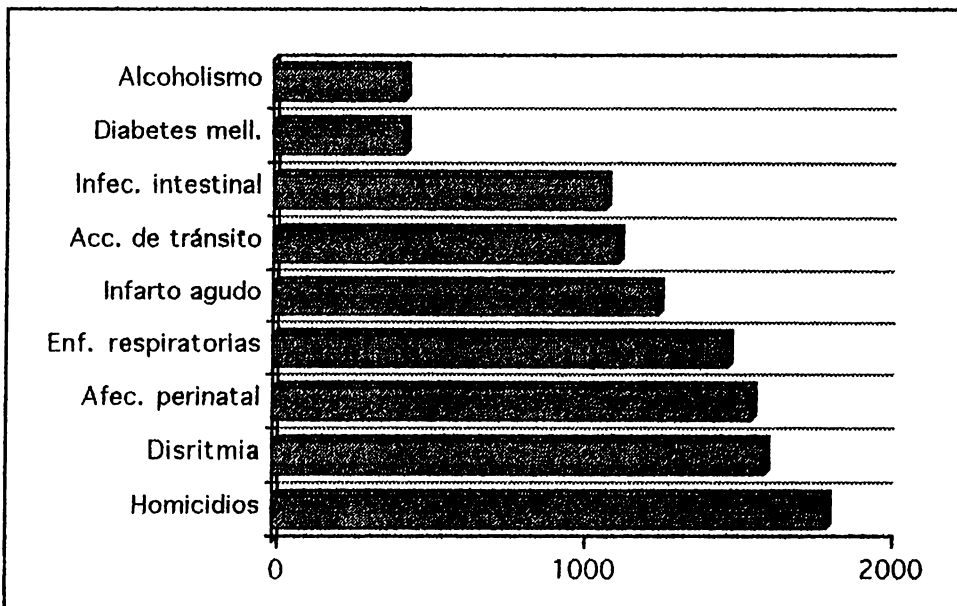
Tanto el planteamiento del problema como las alternativas técnicas del rediseño se detallan en el capítulo 3.

4. Antecedentes y Justificación

4.1 Antecedentes.

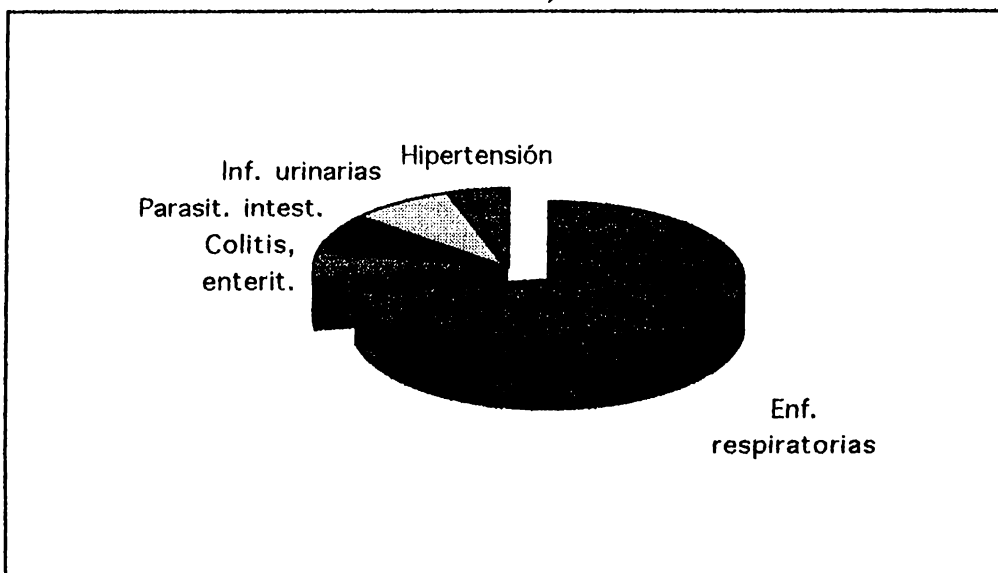
Las enfermedades respiratorias son la cuarta causa principal de defunciones en el país y la principal causa de morbilidad en consulta externa (ver gráficas 1 y 2), según estadísticas del Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social.

Gráfica 1
Principales causas de defunciones.
El Salvador, 1992.



Fuente: Unidad de Estadística de Salud del MSPAS.

Gráfica 2
Principales causas de morbilidad en consulta externa.
El Salvador, 1993.



Fuente: Unidad de Estadística de Salud del MSPAS.

A pesar de tal situación, los hospitales nacionales tienen muy pocos espirómetros, el cual es uno de los equipos de mayor utilidad para la detección de las enfermedades de las vías respiratorias; a esto hay que añadir que los hospitales nacionales de la región oriental y occidental no cuentan con ningún espirómetro, por lo que la demanda de utilización de los espirómetros de los hospitales de la zona metropolitana se vuelve bastante alta.

Un factor determinante que ha impedido la adquisición de dicho equipo es su alto costo.

Entre los pocos hospitales nacionales que cuentan con espirómetros está el Hospital Rosales, el cual actualmente tiene uno computarizado y otro convencional. Este último es del tipo de campana, tiene aproximadamente 35 años de estar funcionando.

Por su misma antigüedad, dicho equipo sólo fue diseñado para graficar la curva de volumen respiratorio en función del tiempo. A partir de la gráfica se calculan los valores de volúmenes y flujos espirométricos por medio de una serie de mediciones e interpolaciones hechas sobre la gráfica más la multiplicación de ciertos factores que dependen de la temperatura ambiente, velocidad del graficador y tipo de escala milimetrada del papel utilizado para la graficación de la curva.

De acuerdo a entrevista hecha con uno de los operarios del espirómetro que posee el Hospital Rosales, el test que se realiza es el de espiración forzada, el cual requiere de 15 minutos para realizar la prueba más 30 minutos para el cálculo de los valores espirométricos, lo que hacen un total de por lo menos 45 minutos por cada test que se realiza.

Debido a este tiempo utilizado para cada test este equipo se vuelve obsoleto.

4.2 Justificación.

Ante el alto índice de enfermedades respiratorias y el escaso número de espirómetros en los hospitales nacionales, y el alto costo de estos, se vuelve de gran importancia el lograr desarrollar una tecnología apropiada que aproveche los recursos disponibles para realizar el test espirométrico.

Por lo tanto la importancia de la implementación de este módulo auxiliar, radica en la necesidad de realizar un mayor número de exámenes en menor tiempo.

El módulo auxiliar vendrá a reemplazar al proceso de cálculo actual; el cual consiste en una serie de mediciones e interpolaciones hechas sobre la gráfica de volumen en función del tiempo que es proporcionada por el espirómetro. Gracias a la adaptación de este módulo auxiliar, el proceso de cálculo antes mencionado, ya no será necesario, debido a que los valores de volumen y flujo del test de espiración forzada serán proporcionados inmediatamente después de realizar el examen, todo esto gracias al procesamiento electrónico que hará el módulo.

Los beneficios que traerá la implementación de un módulo auxiliar para la obtención de volúmenes y flujos espiratorios serán:

- Lograr por lo menos duplicar el número de tests realizados diariamente.
- Facilitar al operario la obtención de los parámetros requeridos en el test de espiración forzada.
- Disminuir considerablemente la posibilidad de error humano al reducir la intervención de éste en la obtención de los parámetros necesarios.
- Ahorro económico considerable en relación al gasto que significaría la compra de un nuevo espirómetro que incluyera las funciones del módulo auxiliar descrito.

5. Alcances

5.1 Metas.

- Se implementará un módulo auxiliar para el cálculo inmediato de los parámetros de un test de espiración forzada, el cual quedará a nivel de *prototipo*.
- El espirómetro será remodelado utilizando tecnología actualizada que proporcionará ahorro de tiempo y confiabilidad en los datos obtenidos en un test de espiración forzada.
- Se logrará la obtención inmediata de los parámetros gracias al uso de lenguajes de programación.

5.2 Limitaciones.

- El equipo no cumplirá todas las recomendaciones exigidas por la estandarización hecha por la ATS, pues no se cuenta con un equipo especializado de calibración y además se necesitaría de un estudio adicional para verificar las condiciones de higiene.
- Por lo anterior, el equipo no podrá ser utilizado con fines de diagnóstico, pero sí con fines pedagógicos.
- El rediseño sólo podrá ser utilizado para las pruebas de espiración forzada; no obstante quedará abierta la posibilidad de que en un futuro se pueda ampliar las aplicaciones de este espirómetro.
- Por razones económicas y de tiempo, sólo quedará habilitada una de las campanas que posee el equipo.

CAPITULO 2

GENERALIDADES DE LA ESPIROMETRIA

INTRODUCCION

El sistema respiratorio es el responsable de llevar oxígeno hacia el cuerpo y expulsar de éste el dióxido de carbono. La renovación del gas alveolar se consigue con la acción de la musculatura respiratoria que actúa como generación de presión. La actividad muscular provoca la expansión y compresión cíclica de la caja torácica-abdominal y de los pulmones y la circulación del gas a través de la compleja red de vías aéreas.

En este capítulo, las primeras dos secciones describen de una manera general los mecanismos pulmonares incluyendo los volúmenes y capacidades pulmonares con la finalidad de que se entienda de una mejor manera el valor clínico de los Test de Función Pulmonar (PFTs[†]) de los cuales se habla de una forma breve en la sección 3. Luego en la sección 4 se entra al estudio del menos complejo pero no menos útil de los PFTs que es la espirometría, haciendo enfoque especial al espirómetro de agua. Posteriormente en la sección 5 se explica como calcular manualmente a partir de los registros espirométricos los índices que son de más interés para el presente estudio.

En la sección 6 se hace una extensiva referencia a los estándares de la espirometría según los estatutos actualizados y publicados por la American Thoracic Society (ATS) en 1995, mencionandose sobre todo los enfocados a la maniobra de Capacidad Vital Forzada (FVC[†]) con fines de diagnóstico, ya que esta prueba es la que se ha escogido para esta investigación. Finalmente en la sección 7 se menciona de forma breve el estado del desarrollo de la espirometría.

[†] Siglas en inglés.

1. Mecanismos de la respiración

La respiración pulmonar requiere de un trabajo continuo por parte de los músculos que incrementan el volumen de la cavidad torácica y expanden los pulmones. Basado en lo anterior el mecanismo de la respiración se puede describir de la siguiente manera:

- a) Ventilación es el proceso mecánico que mueve el aire hacia adentro y fuera de los pulmones.
- b) Durante la inspiración, el aire es empujado hacia los pulmones debido a la presión del aire externo cuando el tamaño de la cavidad torácica es incrementada por la concentración del músculo intercostal externo y el diafragma.
- c) Durante la espiración normal, el aire es expelido desde los pulmones cuando los músculos respiratorios están relajados. Durante una *espiración forzada* los músculos intercostal interno y abdominal se contraen. La subsecuente reducción en el tamaño de la cavidad torácica aumenta la presión del aire dentro de los pulmones y forza al aire hacia afuera.

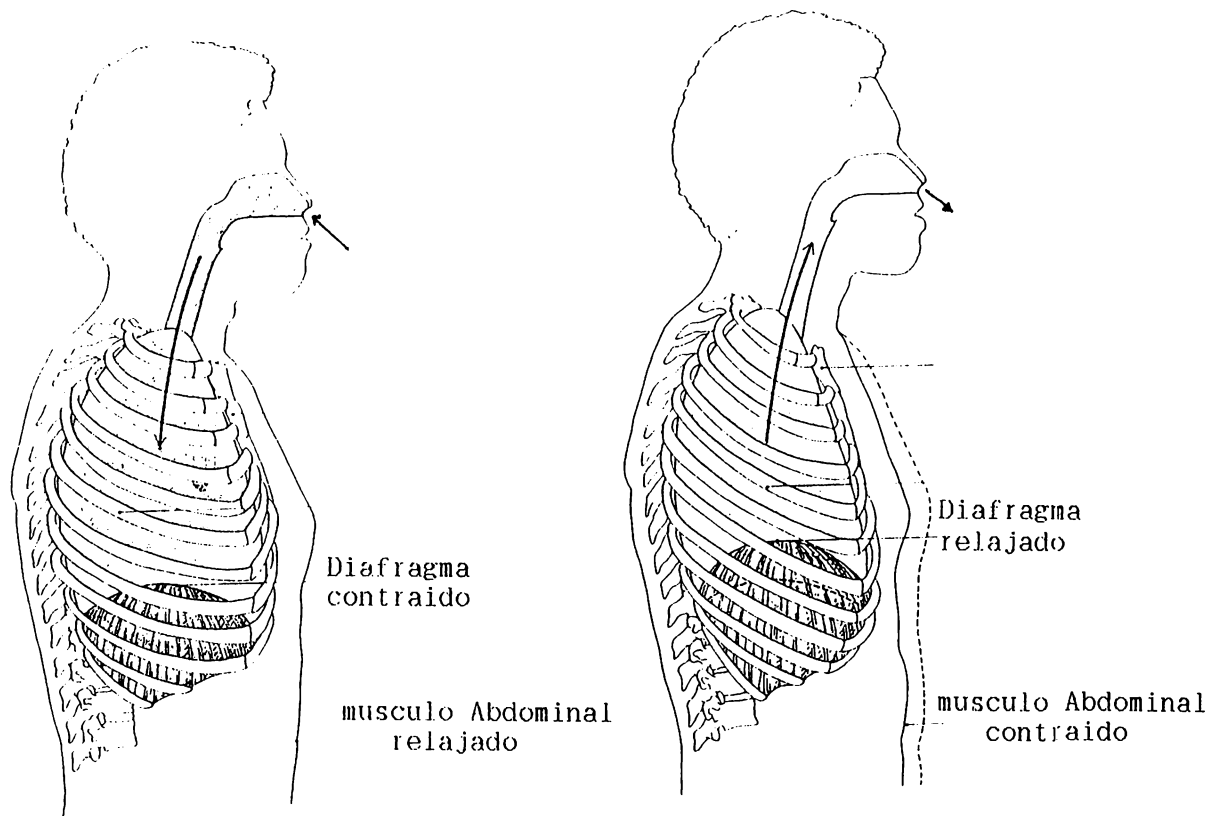


FIGURA 2.1 Control muscular de la respiración

2. Volúmenes pulmonares e intercambio de gases

La principal importancia del funcionamiento pulmonar es el movimiento e intercambio de gases dentro del sistema respiratorio.

Debido a que los pulmones y el tórax están conectados por tejidos, el volumen ocupado por ambos a la vez, están entre los extremos representados por los pulmones relajados y la cavidad torácica. El volumen restante, entonces es el volumen ocupado por los pulmones con la glotis abierta y los músculos relajados.

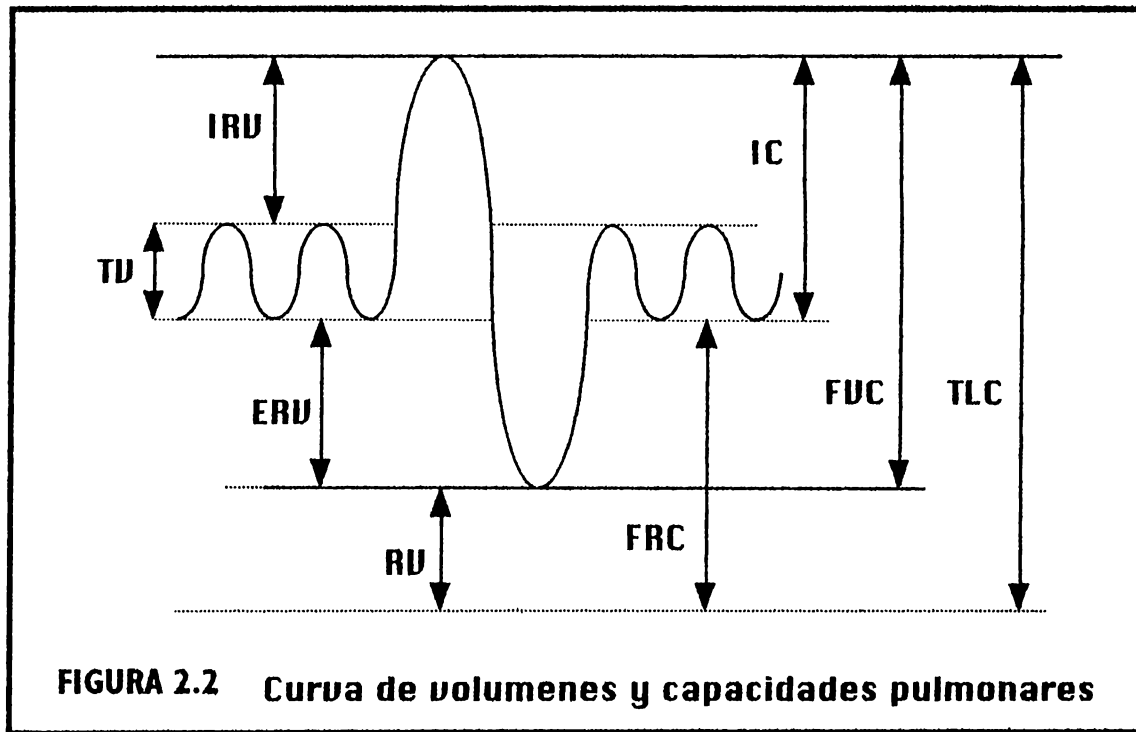
Los volúmenes de aire más grandes, son alcanzados durante la inspiración. La máxima inspiración es representada por el *Volumen Inspiratorio de Reserva* (IRV[†]). IRV es el máximo volumen adicional que puede ser acomodado por el pulmón al final de la inspiración.

La máxima espiración adicional como una medición del volumen pulmonar al final de la espiración, es llamado *Volumen de Reserva Espiratorio* (ERV[†]). El *Volumen Residual* (RV[†]) es la cantidad de gas retenida en los pulmones al final de una espiración máxima.

El *Volumen Total* (TV[†]), es considerado como el volumen de aire inspirado y espirado durante la respiración normal.

El término volumen es usado para diferencias elementales de volúmenes pulmonares, mientras que el término capacidad es usado para la combinación de volúmenes pulmonares. La figura 2.2 muestra la interrelación entre cada uno de los siguientes volúmenes y capacidades:

[†] Siglas en inglés



- Capacidad pulmonar total (TLC):* La cantidad de gas contenido en los pulmones al final de una inspiración máxima.
- Capacidad vital forzada (FVC):* El volumen de gas que puede ser forzadamente expelido después de una máxima inspiración.
- Capacidad inspiratoria (IC):* El máximo volumen de gas que puede ser inspirado desde el resto del nivel inspiratorio.
- Capacidad funcional residual (FRC):* El volumen de gas retenido después de una espiración normal.

3. Test de función pulmonar (PFTs)

Los test de función pulmonar cumplen con una variedad de funciones. Ellos permiten:

- a. Cuantificar la deficiencia respiratoria de un paciente.
- b. Diagnosticar diferentes tipos de enfermedades pulmonares.
- c. Evaluar la respuesta a terapias en un paciente.
- d. Investigar en orden de determinar si la presencia de enfermedades pulmonares aumentan los riesgos operatorios.
- e. Examinar trabajadores con riesgo de contraer enfermedades pulmonares.

A través de los PFTs[†] se puede obtener importante información sobre la condición de un paciente, las limitaciones de estos exámenes deben de ser considerados:

- 1) Ellos no son específicos en el aspecto que no pueden determinar que porción del pulmón está enferma.
- 2) Los PFTs deben de ser considerados a lo largo con el historial médico, examinación física, examinación con rayos X, y otros procedimientos de diagnóstico que permitan una completa evaluación.
- 3) El mayor inconveniente para los PFTs es el que requieren de una completa cooperación por parte del paciente y por esta razón no pueden ser realizados en pacientes críticamente enfermos.

Algunos de los más ampliamente usados PFTs son: Espirometría, Pletismografía corporal y Difusión capacitiva.

[†] Siglas en inglés

4. Espirometría

El más simple PFT es el de maniobra espirométrica.

4.1 PROPOSITO

El diagnóstico espirométrico mide el flujo y volumen de gas que fluye hacia adentro y afuera de los pulmones durante esfuerzos inspiratorios y espiratorios. Comparando los valores espirométricos o valores normales preestablecidos para un paciente de el mismo sexo, tamaño, peso y/o edad, se obtiene información acerca de la función pulmonar. Las enfermedades diagnosticables con la ayuda de espirómetros se pueden clasificar en dos órdenes: *obstructivos y restrictivos*. Adicionalmente éste cumple con todas las funciones de un equipo utilizando para test de función pulmonar.

4.2 PRINCIPIOS DE OPERACION

Los diagnósticos espirométricos evalúan la mecánica de la respiración a través de los métodos: *sensado de flujo* o *sensado de volumen*. Los dispositivos para *sensado de flujo* tiene un transductor colocado directamente en el conductor de aire y calcula el volumen a partir de la información de flujo de aire. Los dispositivos para *sensado de volumen* colectan el aire exhalado dentro de un recipiente calibrado y calcula el flujo de aire a partir de la información del volumen continuo.

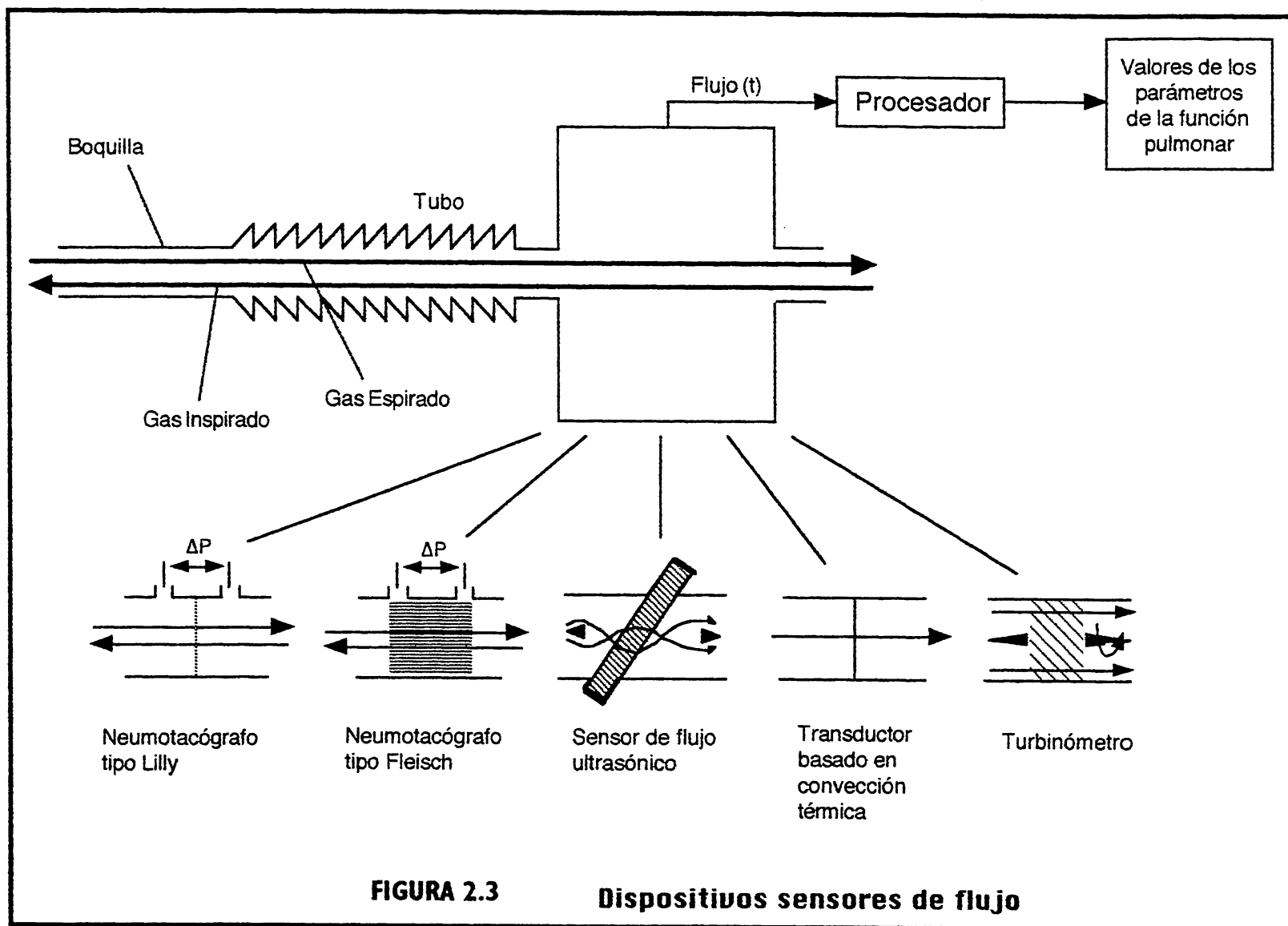
4.2.1 Sensores de flujo (ver figura 2.3)

Cuatro tipos de transductores son utilizados para sensar flujo de aire.

El primer tipo es un *neumotacógrafo*, el cual es una resistencia neumática que provoca una caída de presión proporcional al flujo de gas que circula por ella. Los dos tipos de resistencia más adecuados para efectuar medidas respiratorias son: a) una pantalla de malla fina metálica, o varias mallas superpuestas, con sección circular y diámetro de algunos centímetros; b) un haz de tubos capilares, de 1 ó 2 mm. de diámetro y 3 ó 4 cm. de longitud, colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro. El neumotacógrafo de pantalla de malla se denomina tipo Lilly y el de capilares tipo Fleisch. El cambio de presión resultante es convertido a una señal proporcional a la razón de flujo.

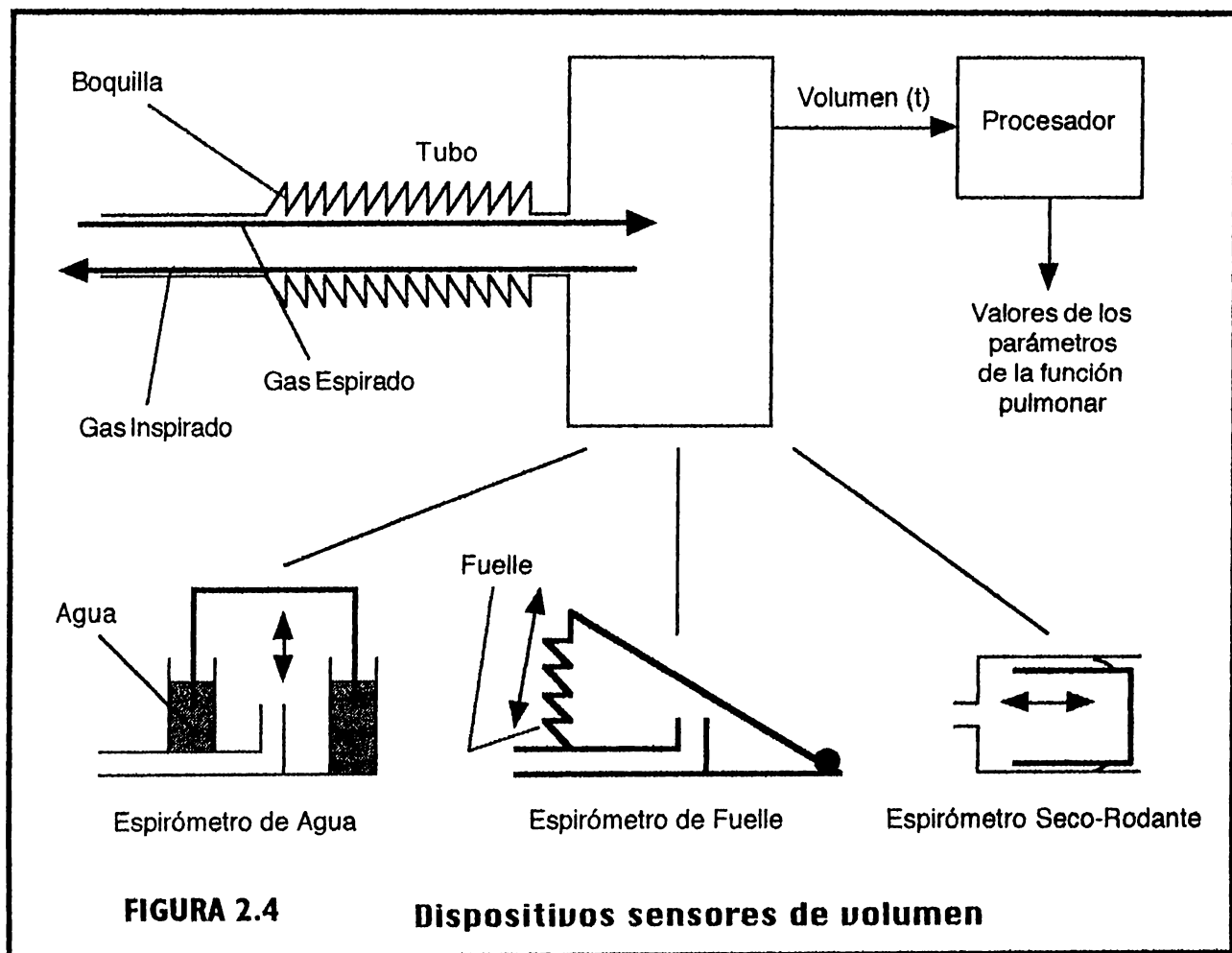
El segundo grupo de transductor de flujo está basado en la *convección térmica*. En este caso se utiliza un termistor o un hilo metálico cuya resistencia depende de la temperatura. Mediante una corriente eléctrica se calienta el sensor hasta una determinada temperatura superior a la del gas. El gradiente término entre el sensor y el gas provoca una pérdida de calor que depende de la velocidad del gas. A partir de la medida de la intensidad de corriente necesaria para mantener invariable la temperatura del sensor se determina el valor de flujo de gas.

Sobre el tercer tipo, el *turbinómetro*, el flujo de aire hace girar una turbina o hélice; un circuito digital cuenta el número de revoluciones por unidad de tiempo para determinar el flujo. Los transductores basados en una turbina o en convección térmica son poco exactos. Sólo pueden utilizarse aceptablemente en algunas aplicaciones clínicas en las que sea suficiente un conocimiento aproximado o cualitativo del valor del flujo.



El cuarto tipo, *transductores basados en ultrasonido*, análogos a los utilizados para medir el flujo sanguíneo, recientemente se están desarrollando por lo que todavía no existen equipos con esta tecnología que tenga suficiente exactitud.

4.2.2 Sensores de volumen (ver figura 2.4).



Varios tipos de contenedores calibrados son utilizados para la medición del volumen. Los espirómetros secos-rodantes, utilizan un cilindro circulante. Estos a menudo son montados horizontalmente para eliminar la necesidad de un contrapeso y minimizar los efectos de la gravedad.

El segundo tipo de recipiente colector es un fuelle usualmente de forma acuñada. Como el fuelle se llena con aire, un transductor o un lapicero atado a un lado registra el movimiento sobre una gráfica.

El tercer tipo es el espirómetro de agua-cerrado, del cual se hablará en el siguiente apartado.

4.3 Espirómetro de agua tipo Benedict-Roth (13.5 litros).

El espirómetro de agua de 13.5 litros consiste en una campana cilíndrica introducida en un recipiente también cilíndrico con paredes dobles llenas de agua (ver fig. 2.5). La campana está suspendida mediante un sistema de poleas en contrapeso. La campana se desplaza verticalmente hasta que la presión en su interior es igual a la atmosférica. La boca del paciente se acopla al espirómetro mediante un tubo de baja resistencia. La entrada y salida del gas durante las maniobras ventilatorias produce un desplazamiento vertical de la campana y el contrapeso. En el contrapeso se coloca una plumilla que dibuja la curva espirométrica en un papel gráfico adherido a la superficie de un cilindro que gira con velocidad constante (Kymógrafo). La velocidad del Kymógrafo puede ser colocada a 32 mm. por minuto ó a 32 mm/segundo (1920 mm/minuto). La rotación de el Kymógrafo es en sentido horario.

El aire que entra al espirómetro circula por un circuito doble de puertos, pasando a través del piso del menor cilindro concéntrico.

Dos tubos de gran flexibilidad y de gran diámetro son conectados a estos puertos, y se juntan afuera del espirómetro a través de una válvula *by-pass* de dos posiciones. La válvula está diseñada para permitir la respiración proveniente de la atmósfera en una posición y la respiración desde el interior del espirómetro en la otra posición.

Para prevenir la acumulación de dióxido de carbono en el circuito, un canister lleno de absorbedor de dióxido de carbono es colocado en el puerto espiratorio dentro del espirómetro. Un termómetro es colocado al interior del puerto de entrada para registrar la temperatura de la mezcla de gas dentro del espirómetro. Una llave macho está localizada a un lado del espirómetro para permitir la entrada de gas adicional hacia la campana, el cual es requerido para ciertos estudios, como por ejemplo, para la determinación de volúmenes de reserva.

La temperatura del gas y la presión de vapor de agua del gas varía al pasar de los pulmones al espirómetro. Este cambio de temperatura y composición del gas provoca una diferencia entre el gas en los pulmones y el volumen en las condiciones ambientales del espirómetro. Las medidas de volumen expresado en condiciones de temperatura y presión ambientales y saturado de vapor de agua (condiciones ATPS), se pueden transformar en condiciones de temperatura y presión corporal y saturado de vapor de agua (condiciones BTPS) mediante la expresión:

$$V(BTPS) = \frac{V(ATPS) \times 310 \times (P_B - P_{H_2O})}{(273 + t) (P_B - 6.27)}$$

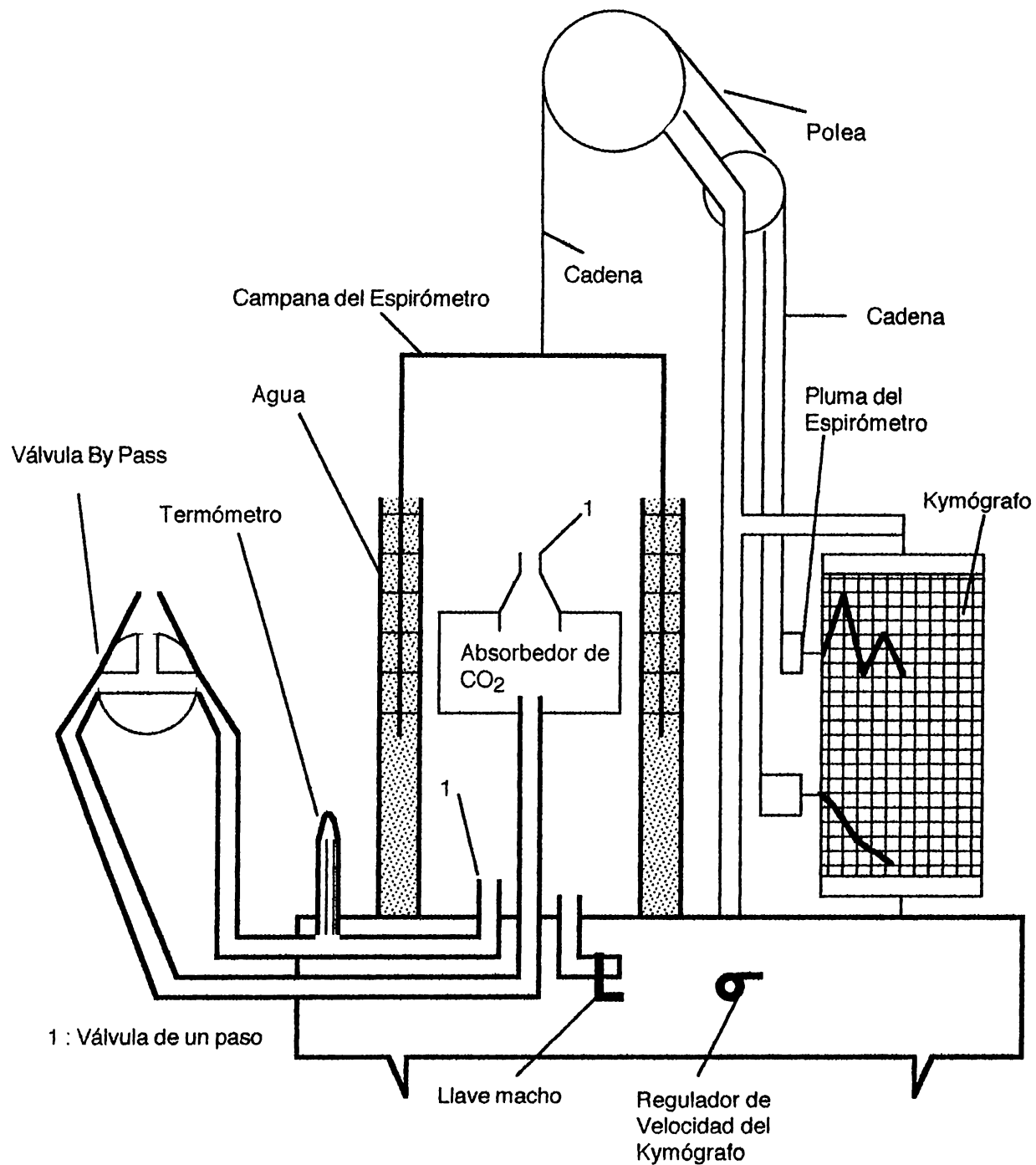


FIGURA 2.5 Espirómetro de Agua de 13.5 litros

Donde "t" es la temperatura ambiente en $^{\circ}\text{C}$, P_B la presión barométrica en KPa y $P_{\text{H}_2\text{O}}$ la presión de vapor de agua a temperatura "t". La presión de vapor de agua en el gas saturado a

temperatura "t" (°c) y presión atmosférica, se puede calcular aproximadamente, entre 20 y 40 °c, mediante:

$$P_{H_2O} = 1.759 - 0.0806t + 0.00548t^2$$

donde el resultado viene expresado en KPa.

El espirómetro descrito dibuja directamente una gráfica volumen-tiempo. A partir de esta gráfica pueden determinarse manualmente algunos índices espirométricos de interés.

4.4 Enfermedades pulmonares obstructivas y restrictivas

Aunque un test de función pulmonar no puede diagnosticar una enfermedad específica, ellos pueden ayudar a diferenciar defectos ventilatorios dentro de dos categorías principales: enfermedad pulmonar *obstructiva* o *restrictiva*.

a) Enfermedad pulmonar restrictiva.

Cambios en las paredes del pecho o parénquima pulmonar, o espacios ocupados por lesiones, las cuales provocan un decremento de la compliance de la caja torácica, suelen ser características de las enfermedades pulmonares restrictivas.

La reducción de la expansión de las paredes del pecho provoca un decremento en los volúmenes y compartimientos pulmonares.

La mayoría de los procesos restrictivos pueden ser detectados por simple espirometría, midiendo cambios en volúmenes pulmonares y capacidades. La magnitud de reconocimiento de una insuficiencia restrictiva es el valor FVC (Capacidad Vital

Reforzada), que resulta disminuído por una reducción del volumen del pulmón.

b) Enfermedad pulmonar obstructiva.

Un incremento en la resistencia de las vías respiratorias es la principal manifestación de una enfermedad obstructiva. El incremento de la resistencia es causado por la extensión del estrechamiento de las vías respiratorias, lo cual se puede deber al incremento de las secreciones, por lo que el flujo de aire durante la inspiración y espiración se reduce. La razón de flujo se reduce más durante la espiración.

5. Cálculo de índices a partir de gráficas de registro

El cálculo de los índices presentados en esta sección, es el procedimiento realizado en forma manual a partir de gráficas de registro.

a) *Cálculo de la Capacidad Vital Forzada.*

1. Cuando una serie de exámenes de FVC son llevados a cabo en un mismo paciente, se selecciona el mejor de la serie de exámenes. Varios criterios han sido establecidos para determinar el "mejor examen" basados en los parámetros producidos por la maniobra FVC.
2. Para éste cálculo en la figura 2.6 se muestra un ejemplo del trazo FVC.

3. La FVC es calculada por la determinación de la distancia (cambio de volumen) desde el punto de la máxima inspiración a el punto de la máxima espiración.
4. Con el uso del papel con escala mililitrada se mide la altitud desde A hasta B.
5. Se usan las siguientes ecuaciones para calcular el índice corregido de la FVC, el cual es necesario, ya que las mediciones hechas por el espirómetro son bajo condiciones ambientales (ATPS) cuando lo que interesa en los estudios espirométricos son los parámetros bajo condiciones corporales (BTPS). Tomando como ejemplo una temperatura de 25 °c y una presión de 760 mm. de Hg.

Ecuación:

$$\text{FVC} = \text{d volumen (ml)} \times \text{factor BTPS}$$

Ejemplo de cálculo:

$$\text{FVC} = 4700 \text{ ml} \times 1.075 \text{ (factor BTPS para un gas a temperatura de 25°C)}$$

$$\text{FVC} = 5053 \text{ ml ó 5.05 litros}$$

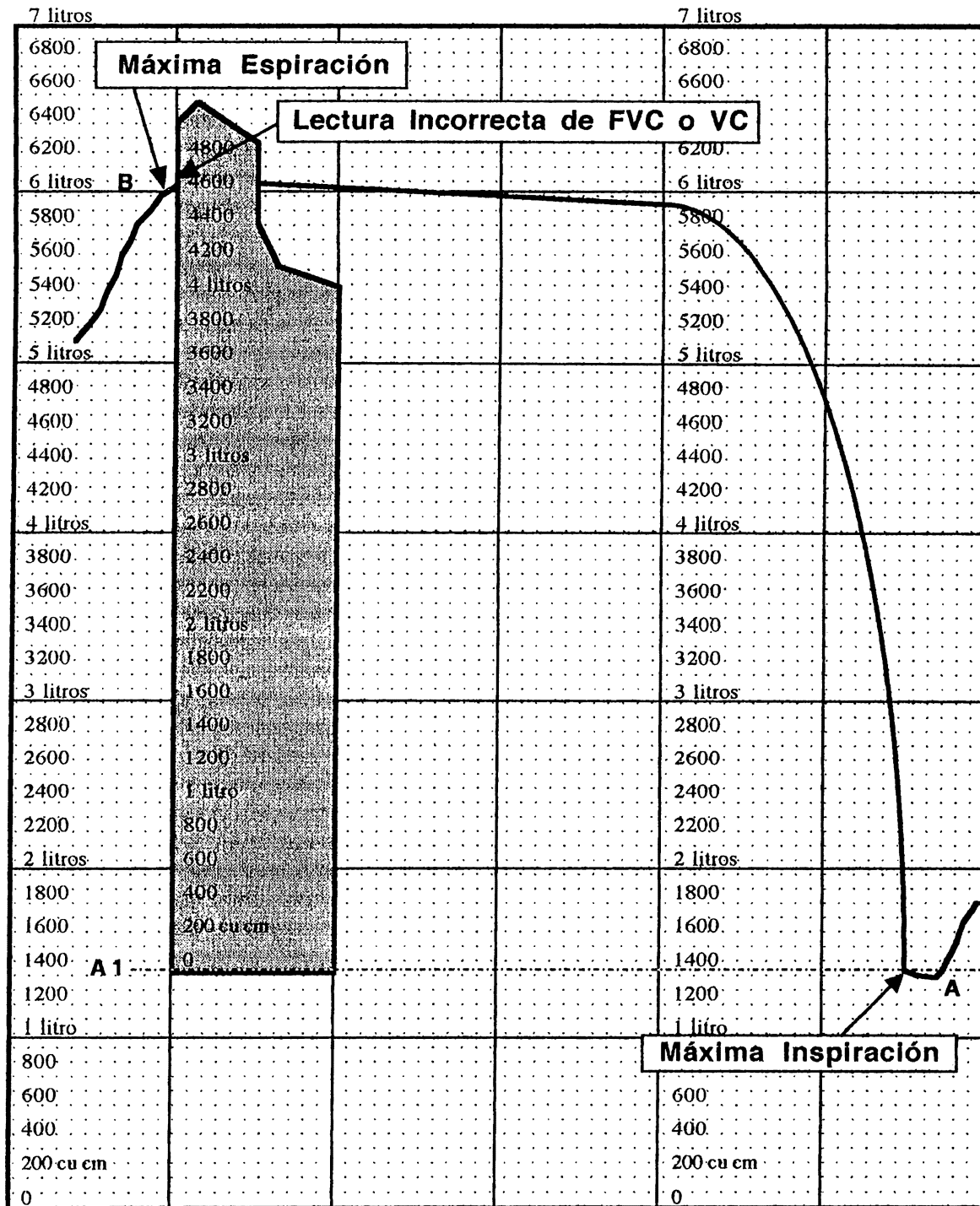


FIGURA 2.6

Trazo para el cálculo de FVC

Nota:

Si se está usando papel milimetrado en lugar de papel volumétrico, se multiplica el resultado final por el factor de campana (el cual es el diferencial de volumen equivalente por cada milimetro de desplazamiento de la campana). Por ejemplo, asumamos que la FVC midió directamente 100.2 mm:

$$\text{FVC} = d \times \text{factor de campana} \times \text{factor de corrección}$$

$$\text{FVC} = 100.2 \text{ mm} \times 37.86 \text{ ml/mm} \times 1.075$$

donde:

37.86 ml/mm es el factor de campana para un espirómetro de agua.

1.075 es el factor BTPS para 25°C

$$\text{FVC} = 4078 \text{ ml ó } 4.08 \text{ litros}$$

6. Para obtener la FVC predicha se usan las tablas de valores predichos acorde a la edad, altura y sexo del individuo; estas tablas cambian según la raza étnica. Por ejemplo, para un hombre de 27 años y altura de 195 cm:

$$\text{FVC (PRED)} = 6.45 \text{ litros}$$

7. Para calcular el porcentaje de predicción, se usa la siguiente ecuación:

Ecuación:

$$\text{FVC (\%PRED)} = \frac{\text{valor actual} \times 100}{\text{valor predicho}}$$

Ejemplo de cálculo:

$$\text{FVC (\%PRED)} = \frac{5.05}{6.45} \times 100 = 79.4 \%$$

b) **Cálculo del volumen espiratorio forzado, en un tiempo dado (FEV_t).**

1. La figura 2.7, muestra un ejemplo del trazo FVC para este cálculo. Debido a que algunos pacientes pueden expulsar una pequeña cantidad de aire antes de comenzar la espiración forzada, es necesario hacer una extrapolación antes de calcular FEV_t . Esto se hace para encontrar el comienzo de la espiración; en este ejemplo es marcado como tiempo 0.
2. La porción aislada (figura 2.7) muestra como hacer la extrapolación. Se construye una línea AB tangente a la porción de mayor inclinación de la curva de espiración. Donde la línea se cruza con el punto de máxima inspiración (CD) se considera como el tiempo 0; desde este punto, empieza el tiempo de el FEV_t .
3. Las más comunes mediciones de puntos de volumen en tiempos determinados se muestran en la ilustración. También, se superpone la escala para una medición directa de $FEV_{0.5}$, FEV_1 , FEV_2 , FEV_3 .
4. Se usa la siguiente ecuación para calcular el FEV_t correcto.
Ecuación:

$$FEV_1 = d \text{ volumen(ml)} \times \text{factor BTPS}$$
 El actual, FEV_1 no corregido es 3680 ml:

$$FEV_t = 3680 \text{ ml} \times 1.075 \text{ (factor BTPS)}$$

$$FEV_t = 3956 \text{ ml ó 3.96 litros}$$
5. El FEV_t predicho se puede obtener a partir de tablas.
6. El cálculo del porcentaje de predicción se hace de igual forma que para FVC (%PRED).

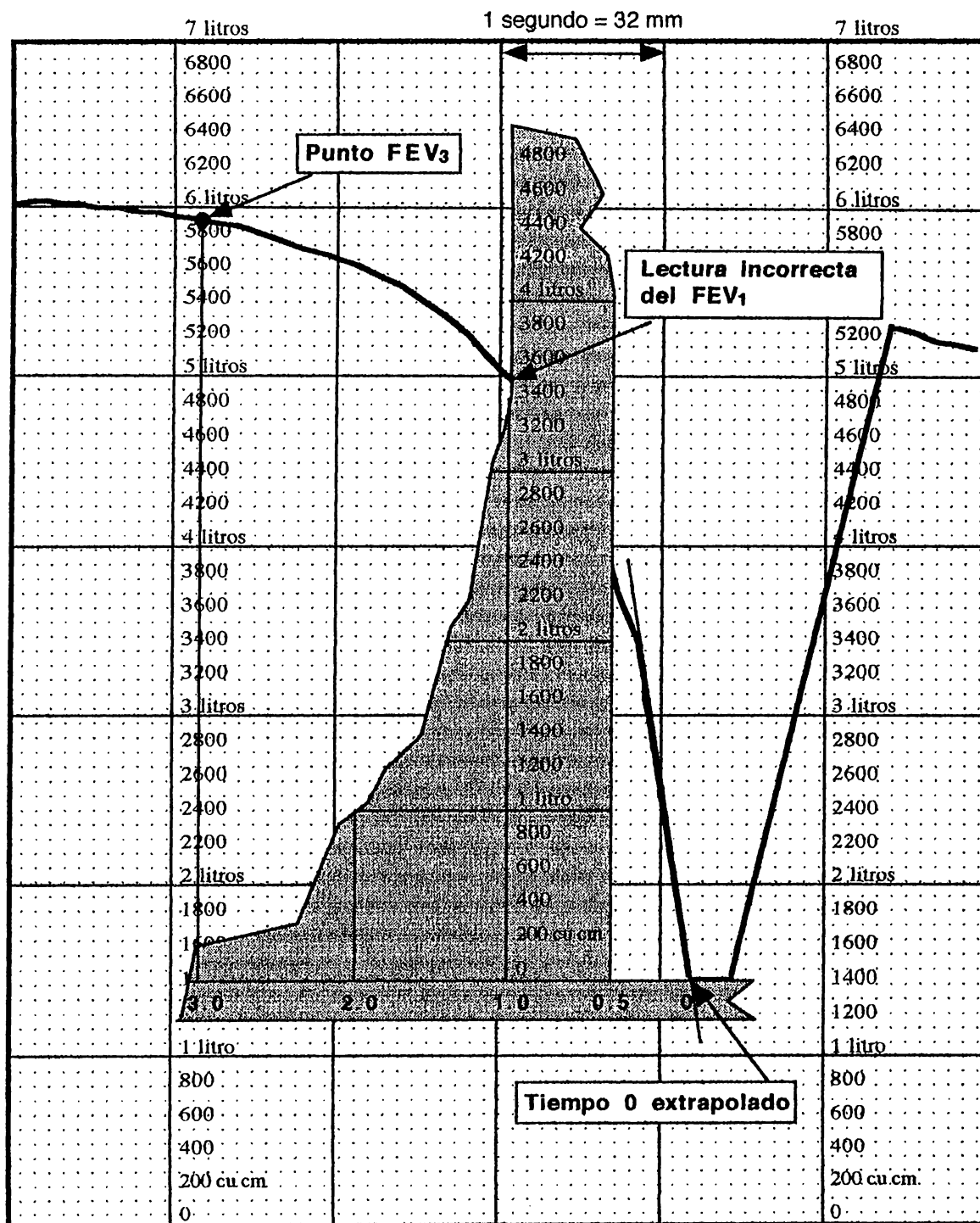


FIGURA 2.7

Trazo para el cálculo de FEV_1

c) Flujo Espiratorio Forzado (FEF)

Mientras el FEV_t define el volumen espirado dentro de un segmento de tiempo en particular, el flujo espiratorio forzado (FEF) define una específica razón de flujo dentro de un segmento de volumen definido de la capacidad vital forzada.

Si la FVC fuera una línea recta, la razón de flujo espiratorio sería constante y fácil de medir. La FVC, de hecho, es una curva cambiando constantemente, por lo que una razón de flujo promedio debe ser medido dentro de un segmento en particular de la FVC. Mientras hay un número infinito de tales segmentos disponibles sobre la curva FVC, sólo dos son las comunmente utilizados, $FEF_{25-75\%}$ y $FEF_{200-1200}$.

c.1) Cálculo del $FEF_{200-1200}$.

1. Un ejemplo de trazo FVC para este cálculo es mostrado en la figura 2.8. La medida de $FEF_{200-1200}$ determina el promedio de la razón de flujo para un litro de aire espirado después de los primeros 200 ml durante la maniobra de FVC.
2. Se construye la línea AB en el punto de la máxima inspiración. Se marca un punto "c" sobre el nivel de los 200 ml dentro de la curva y el punto "D" 1200 ml, ambos medidos desde el nivel AB.
3. A través del punto "c", se construye una línea vertical EF. Usando la escala milimetrada se mide la distancia desde el punto "D" a la línea EF. Luego, se convierte esta medida, en este caso 4.0 mm, en fracciones de segundo, utilizando la siguiente ecuación.

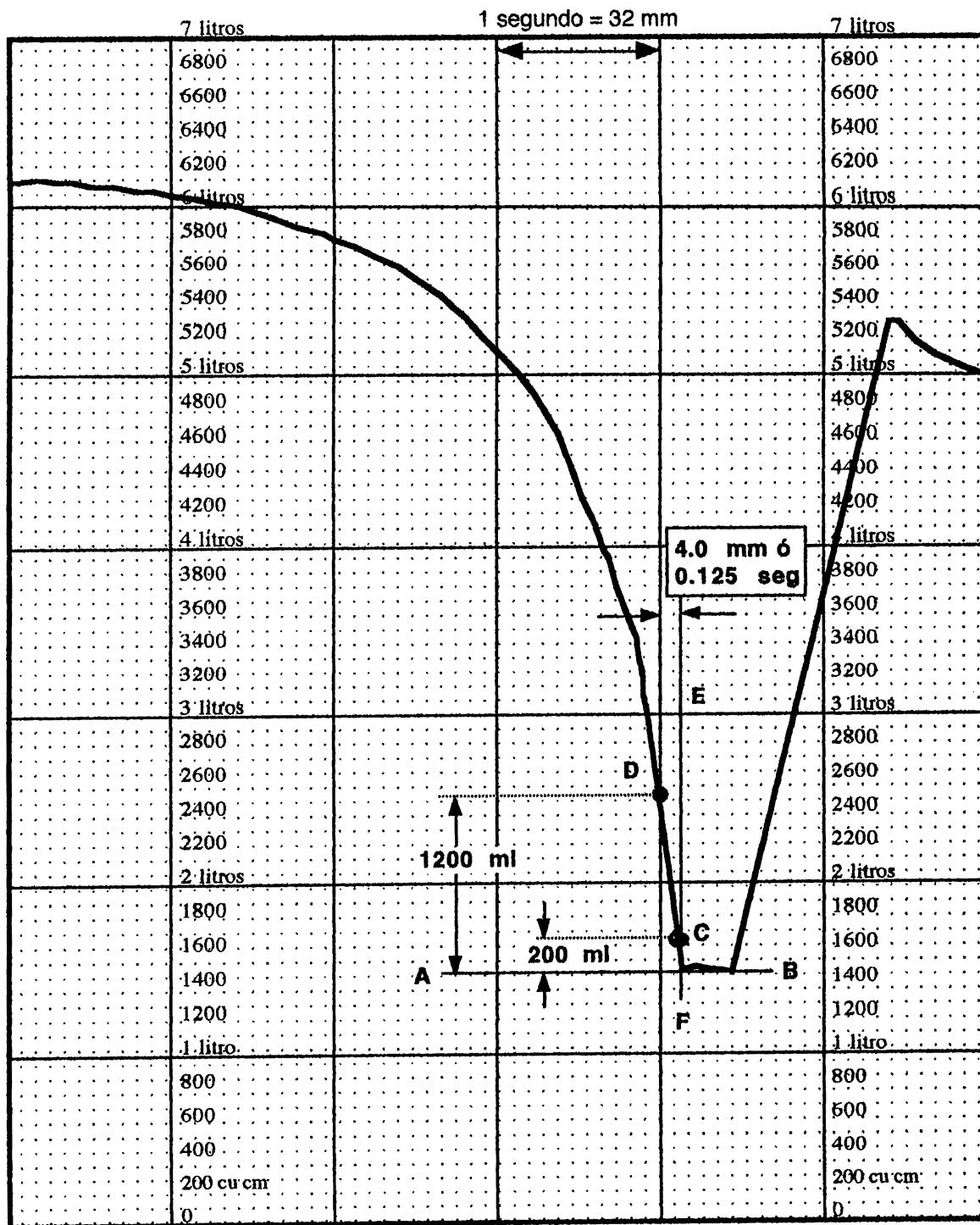


FIGURA 2.8 Trazo para el cálculo de $FEF_{200-1200}$

$$\begin{aligned} \text{d tiempo} &= 4 \text{ m m dividido por } 32 \text{ mm/seg (velocidad del Kymógrafo)} \\ &= 0.125 \text{ segundos} \end{aligned}$$

$$\text{Flujo (FEF}_{200-1200}) = \frac{1000 \text{ ml}}{\text{d tiempo}}$$

$$\text{Flujo (FEF}_{200-1200}) = \frac{1000 \text{ ml}}{0.125} = 8000 \text{ ml/seg}$$

$$\text{FEF}_{200-1200} = 8000 \text{ ml/seg} \times 1.075 \text{ (factor BTPS)}$$

$$\text{FEF}_{200-1200} = 8600 \text{ ml/seg} \text{ ó } 8.6 \text{ litros/seg}$$

c.2) Cálculo del FEF_{25-75%}.

1. Un ejemplo de trazo FVC para este cálculo es mostrado en la figura 2.9. Midiendo este valor (FEF_{25-75%}) se determina la razón de flujo promedio durante la parte intermedia de la manobra.
2. Primero, se construye la línea AB en el punto de máxima inspiración. Luego, usando la escala milimetrada (o cualquier regla), se entiende una línea desde el punto de la máxima inspiración (c) a cualquier punto a lo largo de AB la cual es fácilmente marcados.
3. Después se marcan los puntos 25% y 75% como se muestra con D y E respectivamente, y se conectan los puntos D y E con la línea FG. Se extiende la línea FG hasta que cualquiera de las dos líneas verticales adyacentes se intersecten.
4. Donde la línea FG cruza la segunda línea vertical de tiempo, se marca el punto H. Extendiendo el punto H horizontalmente hacia la primera línea vertical se marca el punto I, formandose el triángulo HIJ.

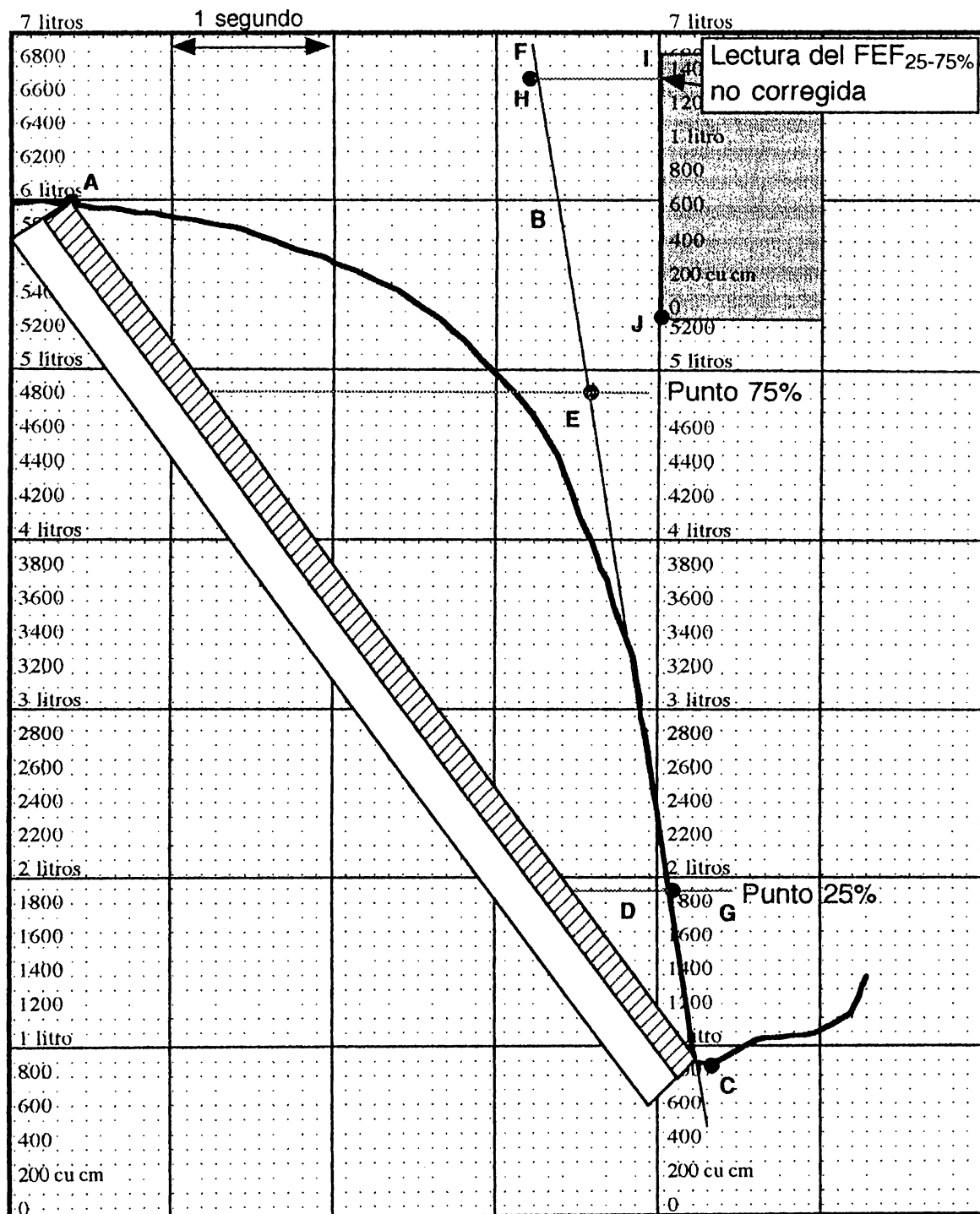


FIGURA 2.9 Trazo para el cálculo de $FEF_{25-75\%}$

5. Usando la escala mililitrada, se mide la altitud desde J a I.
6. Usando la siguiente ecuación se obtiene el actual valor para FEF_{25-75%} en litros/segundo. Recuerde que el cambio de tiempo es medido por la distancia entre las líneas de tiempo.

Ecuación:

$$\text{FEF}_{25-75\%} = \frac{\text{d volumen(ml)}}{\text{d tiempo(seg)}} \times \text{factor BTPS}$$

Ejemplo de cálculo:

$$\text{FEF}_{25-75\%} = \frac{2280 \text{ ml}}{1 \text{ seg}} \times 1.075$$

$$\text{FEF}_{25-75\%} = 2451 \text{ ml/seg} \text{ ó } 2.45 \text{ litros/seg.}$$

7. El valor predicho y porcentaje predicho se calculan como se describe para FVC.

6. Estándares de espirometría

6.1 Definiciones

Todos los términos y observaciones usados aquí están basados en un documento conjunto entre American College of Chest Physician (ACCP)-ATS y Commite on Pulmonar y Nomenclature.

- Exactitud y precisión son términos importantes en las recomendaciones de los equipos por lo que hay que detenerse en algunas definiciones.
- El error de exactitud hace una diferencia sistemática entre el valor correcto y el medido. La exactitud de los sistemas

espirométricos depende de varios factores, incluyendo linealidad y frecuencia de respuesta del sistema o procesador, sensibilidad a las mediciones ambientales, calibración y adecuación de los factores de corrección.

- La precisión depende de la señal de razón de ruido de la resolución (ejem. el volumen o flujo mínimo detectable).
- El error de precisión, usualmente asociado con la reproductividad, es la diferencia numérica entre medidas sucesivas.

Las recomendaciones siguientes se refieren a todos los espirómetros del mismo modo si son usados para propósitos clínicos de diagnóstico o epidemiológicos. Estas son las exigencias mínimas que la ATS sugiere para aprobar un equipo de espirometría.

6.2 Exigencias mínimas para equipos

Los resultados exactos requieren equipo exacto. Las recomendaciones para equipos espirométricos son aplicables para todos los espirómetros de diagnóstico si son usados para propósitos clínicos o epidemiológicos. Las recomendaciones para instrumentación deben de ser seguidas para obtener datos e información espirométrica exacta que son comparables de laboratorio a laboratorio y de un período de tiempo a otro. La exactitud de un sistema espirométrico depende de la resolución (ej.: el volumen o flujo mínimo detectable) y de la linealidad del sistema entero, desde el transductor de volumen o flujo hacia el registrador, display o procesador. Errores en cualquier paso en el sistema puede afectar la exactitud de los resultados. Por ejemplo, si el factor de corrección BTPS es erróneo, la exactitud, el FVC no corregido será corrompido cuando el factor es aplicado.

a) Capacidad Vital Forzada (FVC)

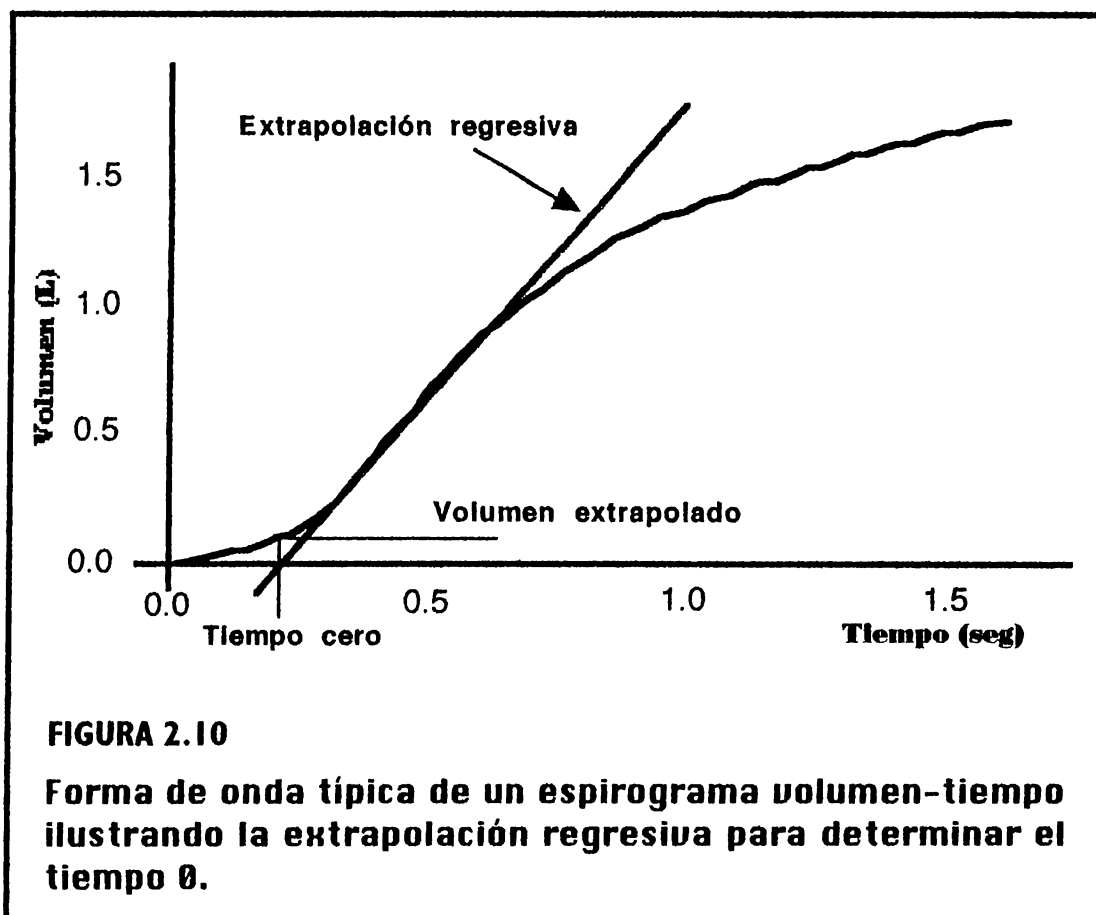
FVC es el máximo volumen de aire exhalado con el esfuerzo máximo desde la posición de inspiración máxima.

El espirómetro para diagnóstico debe ser capaz de medir volúmenes arriba de al menos 8 L (BTPS) con una exactitud de al menos $\pm 3\%$ de lectura ó ± 0.050 L, sin embargo es más grande, con flujos entre cero y 14 L/s. El rango de 8 L es un requerimiento aplicado a los instrumentos recién fabricados; existiendo espirómetros con un rango de 7 L que pueden continuar siendo usados. El espirómetro debe ser capaz de acumular volumen por al menos 15 seg., también tiempos más largos son recomendados.

b) Volumen Espiratorio Forzado en un tiempo (FEV_t)

FEV_t es el volumen de aire exhalado en un tiempo específico durante la realización de el FVC, por ejemplo, FEV_1 es el volumen de aire exhalado durante el primer segundo de FVC, expresado en litros (BTPS).

La medición FEV_t requiere un espirómetro capaz de medir volúmenes de al menos 8 L. El espirómetro debe medir FEV_t dentro de una exactitud de al menos $\pm 3\%$ de lectura ó ± 0.050 L, sin embargo las mediciones son más grandes, con flujos entre cero y 14 L/s. El inicio de la prueba (punto cero) para propósitos de tiempo debe de ser determinados por el método de extrapolación regresiva o un método equivalente (figura 2.10). Para métodos computarizados de extrapolación regresiva, recomendamos usar la pendiente más grande, promediada sobre un período de 80 ms.



c) $FEF_{25-75\%}$.

$FEF_{25-75\%}$ es el flujo de espiración forzada durante el segundo y tercer cuarto del FVC. Formalmente llamado máximo flujo espiratorio medio (MMET), expresado en litros/segundo (BTPS).

El $FEF_{25-75\%}$ debe ser medido con una exactitud de por lo menos $\pm 5\%$ de lectura ó ± 0.200 L/s. El $FEF_{25-75\%}$ debe de ser medido en un sistema que reúna las recomendaciones para FVC con fines de diagnóstico.

d) Factor de Corrección BTPS

El estatuto de la ATS recomienda que los estudios de diagnósticos espirométricos no deben de ser realizadas en ambientes con temperaturas inferiores a los 17°C o superiores a los 40°C. En parte, la racionalización para esta recomendación está basada sobre los problemas de el tiempo finito de enfriamiento de los gases en espirómetro del tipo volumétrico y los problemas de estimación de los factores de corrección BTPS para los dispositivos de flujo. Cuando un sujeto realiza una maniobra de Espiración Forzada, el aire sale de los pulmones y entra al espirómetro en el rango de los 33 a 35°C aproximadamente y está saturado con vapor de agua. La mayoría de los espirómetros volumétricos asumen el instantáneo enfriamiento del aire al entrar al espirómetro. Sin embargo, este no siempre es el caso.

Cambios en la temperatura del espirómetro puede ser una fuente de variabilidad; por lo tanto la temperatura del espirómetro debe de medirse y no asumirse como una constante, aún sobre el curso de una misma sesión. Investigaciones encontraron que en donde la temperatura ambiente se utilizó como factor de corrección BTPS y aplicado a todas las maniobras las mediciones FEV_t y FVC llegaban a tener errores de medición arriba del 6%. Cuando se usen espirómetros de volumen, se recomienda que la temperatura del aire dentro del espirómetro sea medida durante cada maniobra respiratoria.

TABLA 2.1
Valores para formas de onda estándar

Curva	FVC (L)	FEV ₁ (L)	FEV ₁ (%FVC)	V _{ext} (L)	V _{ext} (%FVC)	FEF _{max} (L/s)	FEV _{25-75%} (L/s)
1	6.000	4.262	71.0	0.052	0.9	6.497	3.410
2	4.999	4.574	91.5	0.068	1.4	9.873	5.683
3	3.498	1.188	33.9	0.014	0.4	1.380	0.644
4	1.498	1.371	91.5	0.019	1.3	2.952	1.704
5	5.132	3.868	75.4	0.087	1.7	7.535	3.209
6	4.011	3.027	75.5	0.317	7.9	5.063	2.572
7	3.169	2.519	79.5	0.354	11.2	4.750	2.368
8	1.993	1.615	81.0	0.151	7.6	3.450	1.857
9	4.854	3.772	77.7	0.203	4.2	7.778	3.365
10	3.843	3.031	78.9	0.244	6.3	4.650	2.899
11	2.735	1.811	66.2	0.022	0.8	3.708	1.272
12	2.002	1.621	81.0	0.094	4.7	3.807	1.780
13	4.896	3.834	78.3	0.460	9.4	5.207	3.677
14	3.786	3.053	80.6	0.338	10.2	4.368	3.122
15	5.937	5.304	89.3	0.080	1.3	12.132	6.092
16	5.458	3.896	71.4	0.215	3.9	7.395	2.892
17	5.833	2.597	44.5	0.035	0.6	5.257	1.153
18	4.343	3.155	72.6	0.042	1.0	7.523	2.335
19	3.935	2.512	63.8	0.044	1.1	5.408	1.137
20	2.881	2.563	89.0	0.041	1.4	5.822	2.695
21	4.477	3.549	79.3	0.102	2.3	9.398	3.368
22	3.857	2.813	72.9	0.036	0.9	5.055	2.204
23	3.419	1.360	39.8	0.013	0.4	2.868	0.531
24	1.237	0.922	74.5	0.037	3.0	2.095	0.709

Definición de abreviación Vext = volumen extrapolado

6.3 Validación del Equipo

Validación FVC

La diversidad de maniobras FVC encontradas en prácticas clínicas son actualmente mejor simuladas con el uso de 24 formas de onda estándar desarrollados por los científicos Hankinson y Gardner. Estas formas de onda pueden ser usadas para manejar una jeringa mecánica o su equivalente para probar el hardware y software o pueden ser puestas dentro de un sistema en forma digital para

evaluar solamente el software. La tabla 2.1 muestra los valores de medición para cada una de las 24 formas de onda.

Los límites de aceptación de exactitud para el volumen son: volumen (FVC, FEV₁) $\pm 3.5\%$ de lectura ó ± 0.070 L, y flujo promedio (FEF_{25-75%}) $\pm 5.5\%$ de lectura ó ± 0.280 L/s.

6.4 Control de Calidad

a) Papel del técnico en el Control de Calidad

El control de calidad es importante para asegurarse que el laboratorio esté cumpliendo consistentemente los estándares apropiados. Con fines de mantener la obtención de datos espirométricos de alta calidad, el técnico tiene como función proveer una rutina básica que incluya por lo menos:

- 1) Información concerniente a la naturaleza y extensión de las maniobras FVC incorrectas.
- 2) Acciones correctivas para que el técnico pueda mejorar la calidad y cantidad de maniobras aceptables.
- 3) Reconocimiento de mejores rutinas para que el técnico pueda obtener de los pacientes buenas maniobras.

b) Control de Higiene e Infección

La mayor meta de el control de infección es prevenir la transmisión de infecciones a los pacientes y al personal durante la examinación de función pulmonar. Los dos mayores tipos de transmisión de infección son:

1. Contacto directo: es un potencial para transmisión de enfermedades respiratorias graves y enfermedades transmisibles por la sangre a través de contacto directo.

Las superficies con mayor posibilidad de contagio por contacto directo son la boquilla y la superficie próxima a la válvula y tubos.

2. **Contacto indirecto:** es un potencial de transmisión de la tuberculosis y varias infecciones virales y posibilita infecciones y neumonía nosocomial.

La mayor superficie para posibles contaminaciones es a través de la boquilla y lugares próximos a la válvula y tubos.

Prevención:

1. Los técnicos expuestos a superficies contaminadas en los espirometros pueden prevenir cualquier infección a través del lavado apropiado de manos o haciendo uso de dispositivos de barrera (guantes de latex).
2. Para evitar la contaminación, boquillas reusables, tubos respiratorios y válvulas deben ser desinfectadas o esterilizadas regularmente. Las boquillas, clips para la nariz y cualquier otro dispositivo que entra en contacto directo con las superficies mucosas deben ser desinfectadas, esterilizadas o descartadas después de cada uso. Así también los tubos y válvulas respiratorias deben de ser desinfectadas antes del reuso y la superficie interna del espirometro debe de ser descontaminada con desinfectantes que estén aprobados contra agentes transmisibles a través de la sangre. Una alternativa que puede ser efectiva en la prevención de enfermedad, es el uso de filtros en línea.
3. En habitaciones en donde existan probables focos de contagio de tuberculosis u otras enfermedades transmisibles por contacto indirecto, debe de tenerse un apropiado control de ingeniería ambiental, tales como ventilación, filtración de aire o descontaminación ultravioleta del aire, con la finalidad de prevenir la contaminación de enfermedades.

4. Se deben tener bajo consideración precauciones extras para pacientes que se les conozca enfermedades altamente contagiosas. Las posibles precauciones incluyen:
- Reservar equipo con el único propósito de examinar pacientes infectados.
 - Examinar a estos pacientes al final del día para que seguidamente se desensamble y se desinfecte.
 - Examinar pacientes en su propio cuarto o cuartos adecuadamente ventilados y con superficies fáciles de limpiar.

c) Control de Calidad del Equipo

Un buen control de calidad y calibración es una parte importante para mantener confiabilidad en las mediciones.

Volumen. La capacidad del espirómetro para medir el volumen debe de ser chequeada por lo menos diariamente con un inyector calibrado con un volumen de por lo menos 3 litros.

Exactitud del inyector. El inyector usado para chequear la calibración del volumen del espirómetro debe tener una exactitud de por lo menos 15 ml o por lo menos 0.5% de la escala completa (15 ml para un inyector de 3 L).

Prueba de fuga. Los sistemas de espirómetros volumétricos deben de ser evaluados diariamente para la detección de fugas. Se sugiere que las fugas pueden ser detectadas por medio de la aplicación de una presión positiva constante de 3 cm H₂O o mayor con la salida del espirómetro ocluida. Cualquier cambio de volumen mayor a 10 ml después de un minuto, es un indicativo de fuga que necesita ser corregido.

Tiempo. La exactitud de la escala de tiempo del registrador mecánico debe de ser calculado con un cronómetro por lo menos trimestralmente.

TABLA 2.2 SUMARIO DE CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO		
Prueba	Intervalo mínimo	Acción
Volumen	Diario	Chequeo de inyector de 3 L.
Fuga	Diario	Presión constante de 3 cm H ₂ O durante 1 minuto.
Tiempo	Trimestral	Chequeo de registrador mecánico con un cronómetro.

6.5 Recomendaciones para la realización de maniobras

a) *Requisitos del personal*

Se recomienda por lo menos exigir título de bachiller. Adicionalmente, la ATS sugiere, pero no exige, uno o dos años de estudios superiores o formación equivalente y una fuerte base de matemáticas. Para laboratorios de función pulmonar, se recomienda un período de 6 meses de entrenamiento supervisado para el manejo de espirometría.

b) *FVC - Instrucción para el paciente y realización de la maniobra*

Es necesario instruir al paciente sobre la maniobra FVC. El técnico debe demostrar la técnica apropiada. La tabla 2.3 muestra los

pasos necesarios para llegar a tener una buena realización de la maniobra FVC.

TABLA 2.3
REALIZACION DE LA MANIOBRA FVC

- ♦ Chequear la calibración del espirómetro.
- ♦ Explicar el examen.
- ♦ Preparar al paciente.
 - Hacer preguntar sobre: enfermedades recientes, si fuma, uso de medicamentos, etc.
- ♦ Instruir y demostrar el test al paciente.
 - Postura correcta con la cabeza elevada.
 - Inhalar completamente.
 - Colocar boquilla (círculo abierto).
 - Exhalar con máximo esfuerzo.
- ♦ Realizar maniobra.
 - Lograr que el paciente asuma la postura correcta.
 - Colocar el clip de nariz.
 - Inhalar completamente; la inhalación debe de ser rápida, pero no forzada.
 - Colocar la boquilla en la boca y cerrar los labios alrededor de la boquilla.
 - Hacer la exhalación máxima tan pronto como los labios estén cerrados alrededor de la boquilla.
 - Repetir instrucciones si es necesario, dirigir vigorosamente.
 - Repetir para un mínimo de tres maniobras; no más de ocho son usualmente requeridas.
 - Chequear la reproductibilidad del examen y realizar más maniobras como sea necesario.

c) FVC - Criterio para determinar satisfactoriamente el principio del test

Para obtener acertadamente el "tiempo cero" y asegurarse que el FEV₁ provenga de una curva de máximo esfuerzo, el volumen

extrapolado debe de ser menor que el 5% de el FVC ó 0.15 L, aunque este es mayor.

d) FVC - Tiempo mínimo de exhalación

Para obtener los resultados del máximos FVC es requerido un tiempo mínimo de exhalación de 6 segundos, a menos que haya una evidente meseta en la curva volumen-tiempo. Hay casos (ejemplo: la examinación de niños, adultos jóvenes y algunos pacientes restringidos) donde un tiempo de exhalación más corto es justificable.

e) FVC - Criterio para determinar el fin del examen

Para obtener un esfuerzo óptimo, es importante que los pacientes sean verbalmente exhortados para continuar exhalando aire hasta el final de la maniobra. Los criterios para determinar el fin del test son usados para identificar un razonable esfuerzo FVC. Los criterios recomendados para el fin del test son:

1. El paciente no puede o no debe continuar una exhalación adicional.
2. La curva volumen-tiempo muestra una obvia meseta.
3. La exhalación forzada tiene una razonable duración.

f) VC y FVC - Condiciones ambientales

La examinación espirométrica con temperaturas ambientales inferiores que 17°C ó superiores que 40°C pueden ocasionar problemas. La temperatura ambiente debe *siempre* ser registrada y reportada con una exactitud de $\pm 1^\circ\text{C}$.

Debido a que no todos los espirómetros son utilizados al nivel del mar (presión sanguínea = 760 mm Hg), los fabricantes tienen que especificar el rango de la presión barométrica aceptado por el espirómetro y su asociación con el equipo computacional.

6.6 Procedimientos de Medición

- *Medidas*

Las variables espirométricas deben de ser medidas de una serie de *por lo menos* tres curvas de espiración forzada.

- *VC y FVC - Selección de resultados del test, reporte de resultados*

De todas las curvas debe de ser reportada la más larga VC incluyendo las maniobras forzadas (FVC). La más larga FVC y la más larga FEV₁ (BTPS) debe de ser registrada después de la examinación de los datos provenientes de todas las curvas.

Otras mediciones, tales como la FEF_{25-75%} y el flujo espiratorio instantaneo, de la curva que cumpla los criterios y de la mayor sumatoria de FVC mas FVC₁ (mejor test).

6.7 Aceptabilidad y Reproducibilidad

Para las mediciones FVC, la aceptabilidad debe de ser determinada por el cumplimiento de las recomendaciones señaladas previamente en la sección acerca de la realización del test FVC. La tabla 2.4 muestra los criterios de aceptabilidad y reproducibilidad.

TABLA 2.4

Criterios de Aceptabilidad y Reproducibilidad: Resumen

Criterio de Aceptabilidad.

- ♦ Los espirogramas son "aceptables" si:
 - Ellos están libres de artefactos.
 - Tos o cierre de la glotis durante el primer segundo de exhalación.
 - Terminación temprana o cortada.
 - Esfuerzo variable.
 - Fugas.
 - Boquilla obstruída.
 - Tienen buen comienzo.
 - Volumen extrapolado es menor que el 5% de FVC ó 0.15 L, aunque este es mayor.
 - Tienen una satisfactoria exhalación.
 - 6 s. de exhalación y/o una meseta en la curva de volumen-tiempo; o duración razonable o una meseta en la curva de volumen-tiempo; o si el paciente no puede o no debe continuar la exhalación.

Criterio de Reproducibilidad.

- ♦ Después de haber obtenido tres espirogramas, hacer las siguientes preguntas:
 - ¿Están los dos más largos FVC dentro de los 0.2 L de diferencia?
 - ¿Están los dos más largos FEV₁ dentro de los 0.2 L de diferencia?
- ♦ Si ambos criterios se cumplen, la sesión del test puede concluir.
- ♦ Si ambos criterios no se cumplen, continuar la prueba hasta que:
 - Ambos de los criterios se cumplan con un análisis de un espirograma adicional; o
 - Un total de ocho test hayan sido realizados; o
 - El paciente no pueda o deba continuar.
- ♦ Guardar como mínimo las tres mejores maniobras.

7. Estado de desarrollo de la espirometría

El mejoramiento de la espirometría incluye el incremento de la exactitud y precisión. El uso de computadoras ha crecido dramáticamente para almacenar, registrar y calcular datos y para la generación de archivos y reportes de pacientes, resultando en decremento de tamaños, incrementando la velocidad, fiabilidad y memoria. Actualmente algunas compañías ofrecen equipos portátiles.

CAPITULO 3

PROPUESTA TECNICA DE REDISEÑO DE UN ESPIROMETRO

Introducción

Este capítulo tiene como objetivo culminar con la propuesta técnica de rediseño de un espirómetro de agua adoptada en el presente trabajo.

En la sección 1, se presenta el panorama del proyecto, en donde se hace el planteamiento del problema, así como la descripción del equipo y su situación actual.

Posteriormente en la sección 2, se presentan todas las alternativas de solución analizadas con la finalidad de escoger la mejor alternativa, para lo cual se midieron las ventajas y desventajas, así como el costo y tecnología utilizada para cada una de ellas.

Con el objeto de visualizar lo anterior, la sección 3 muestra un cuadro comparativo de alternativas y un breve razonamiento de la opción que más se adecúa al proyecto.

Finalmente, en la sección 4 se hace una descripción de las etapas del sistema propuesto.

1. Introducción al problema

Ante el alto índice de morbilidad en consulta externa debido a enfermedades respiratorias, el escaso número de espirómetros en hospitales nacionales y las limitantes económicas de los servicios de salud en el país, es necesario el mejor aprovechamiento de los recursos disponibles. Ante esta situación se plantea como alternativa el rediseño de equipo obsoleto que se encuentra en condiciones para ser remodelado con tecnología y requerimientos normativos actuales. En el caso específico de este proyecto se rediseñará un espirómetro de agua que estuvo siendo utilizado por el Hospital Rosales hasta aproximadamente finales de 1995.

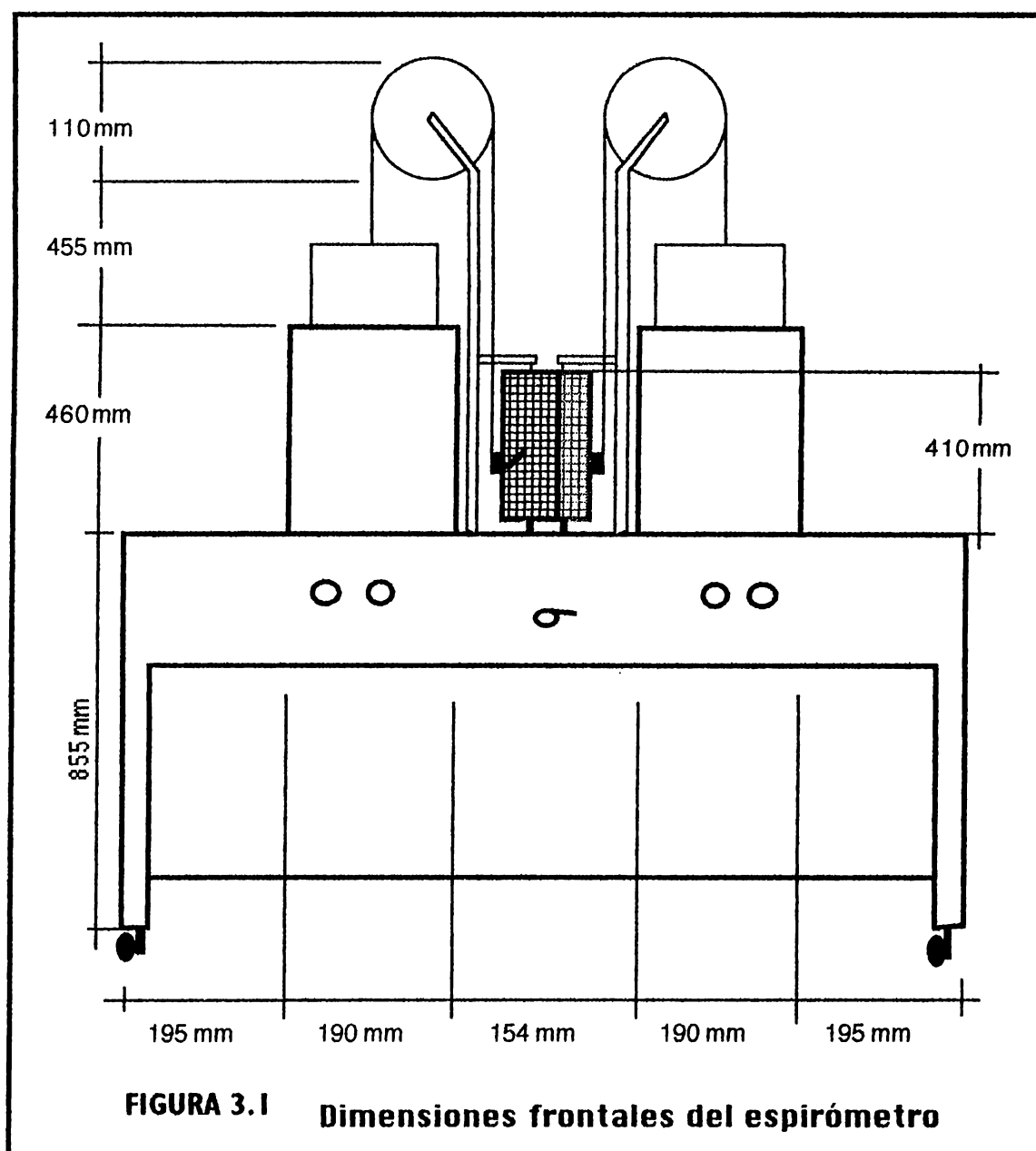
Dentro de las mejoras a realizar en el equipo están:

- Mejorar el aspecto físico.
- Realizar una limpieza general y rehabilitar las partes dañadas.
- Adaptar un sistema transductor con tecnología moderna.

Descripción del equipo y situación actual

El equipo a remodelar es un bronco espirómetro marca Gaensler-Collins (Double), modelo N°- 7104, manufacturado por Warren E. Collins Inc., USA; que se encuentra en la unidad de neumología del Hospital Rosales, y fue manejado por técnicos de terapia respiratoria.

Las dimensiones del equipo son las que se muestran en la figura 3.1.



Actualmente no se cuenta con las especificaciones del equipo ya que el hospital no posee ningún manual de este.

El equipo estuvo funcionando aproximadamente 35 años. La toma de exámenes en este equipo requería de 25 minutos y por lo menos de media hora para el cálculo de los parámetros espirométricos, ante lo cual surge la necesidad de optimizar el

funcionamiento del equipo, mejorando así su rendimiento y eficiencia.

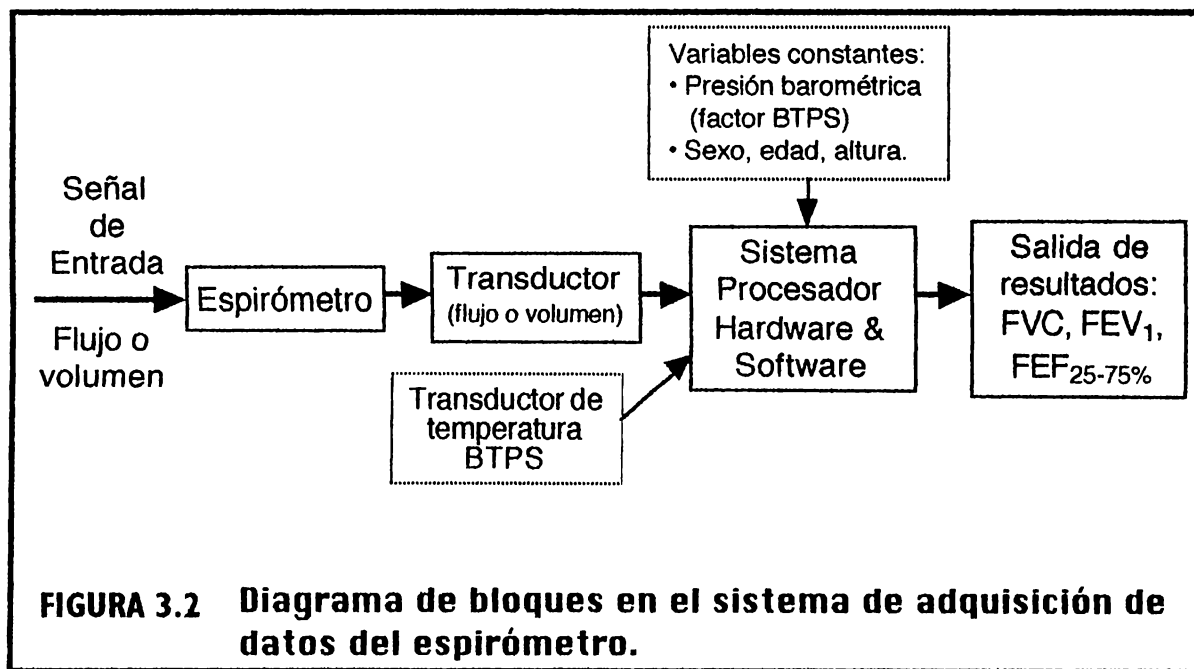
El equipo se encontró en las siguientes condiciones:

- Eje de la plumilla sin lubricación y sucio.
- Motor del cilindro del Kymógrafo sucio y con rotación forzada.
- Una polea para el paso de la cadena sin empaque y la otra con el empaque deteriorado.
- Con pintura deteriorada.
- Suciedad en todas sus piezas.
- Velocidad del papel incorrecta (1788.9 mm/min cuando debe tener 1920 mm/min), debido a desajuste del motor.
- No posee conexión a tierra.

2. Alternativas de solución analizadas

2.1 Solución genérica.

Desde que el procesamiento de los datos espirométricos vía electrónica se ha convertido en un requerimiento de uso común en los espirómetros, sus estructuras son básicamente la misma; por lo anterior se puede decir que la solución de rediseño para el espirómetro de agua es genérica, en donde el sistema de adquisición de datos del espirómetro consta de los componentes mostrados por la figura 3.2



Como podemos observar en el diagrama de bloques de la figura 3.2, las alternativas de solución estriban fundamentalmente en la selección del tipo de transductor, los cuales pueden ser:

- Dispositivos sensores de *flujo*, los cuales proporcionan un voltaje de salida, y
- Sensores de *volumen*, en los cuales la señal generalmente es derivada de un voltaje proveniente de un potenciómetro; aunque también algunos espirómetros utilizan un rayo óptico o decodificador de posición.

Luego para ambos tipos de transductores, la señal es muestreada y procesada por un sistema procesador con la finalidad de presentar por lo menos los parámetros básicos de la espirometría forzada (FVC, FEV₁ y FEF_{25-75%}).

2.2 Alternativas para el transductor

a) Dispositivos sensores de flujo.

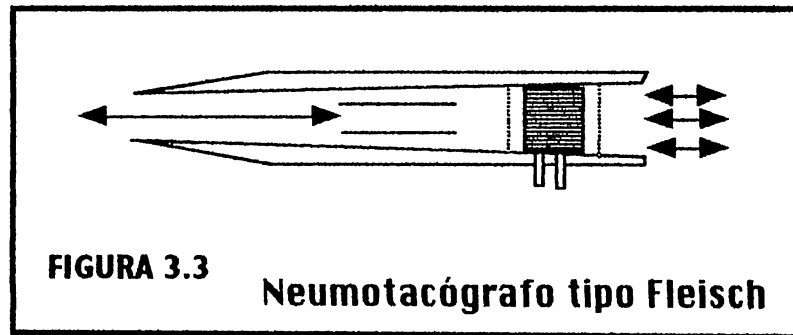
Dentro de estos tipos de sensores se eliminó como alternativa los transductores basados en una turbina o en convección térmica por ser poco exactos; también se eliminó los basados en sistemas de ultrasonido por ser una tecnología en desarrollo y que no está al nivel de los conocimientos adquiridos. Dentro de los sensores de flujo se examinó como alternativas de solución las siguientes:

- *Neumotacógrafo tipo Fleisch.*

Consiste en un haz de tubos capilares, de 1 ó 2 mm de diámetro y 3 ó 4 cm de longitud, colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro.

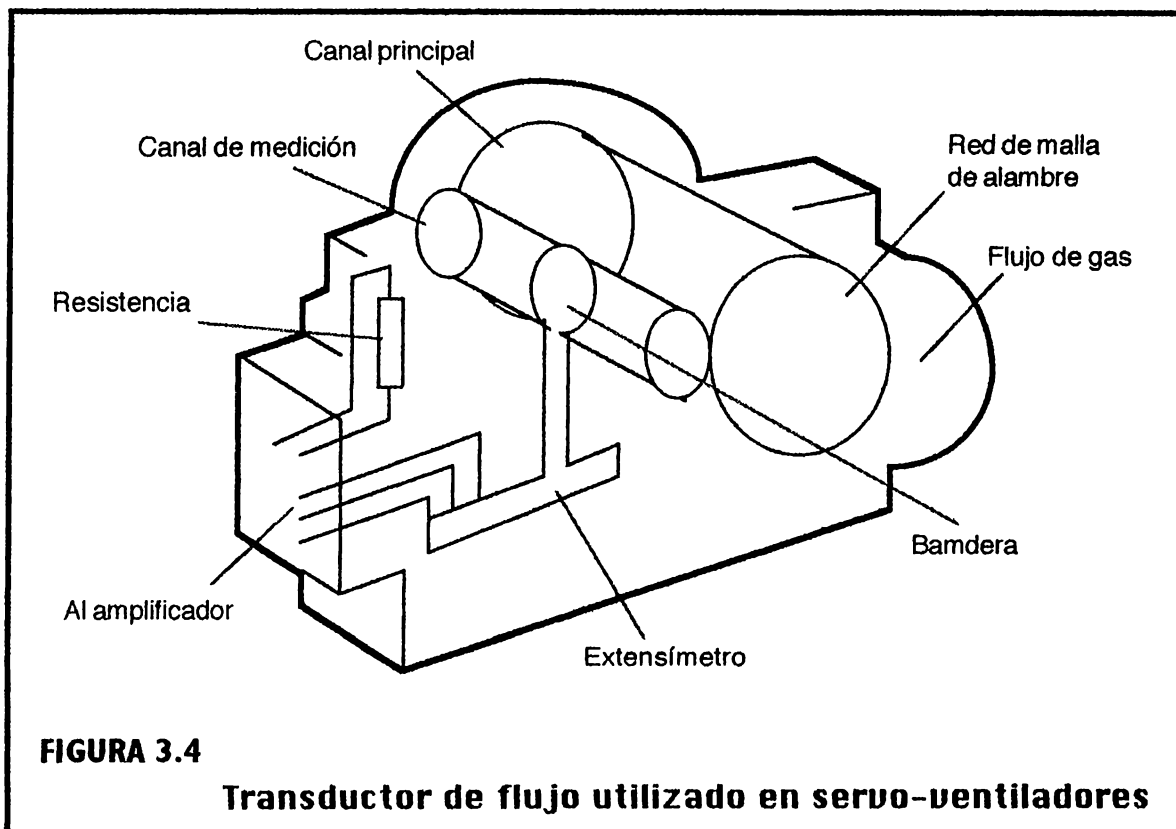
El *neumotacógrafo Fleisch* (figura 3.3) disponible en el mercado nacional tiene las siguientes características:

- Posee una cabeza de flujo larga con una serie de filtros lineales.
- El flujo a través del elemento resistivo produce un pequeño diferencial de presión a través de los dos sensores de presión, este diferencial de presión es transferido vía dos conductores huecos hacia el transductor muy sensible a la presión (el cual debe estar situado en el equipo o en la tarjeta interfase), la cual es convertida en una señal eléctrica para ser llevada al procesador.
- La ganancia de éste, es dependiente de la viscosidad del gas y se incrementa con la temperatura.



- *Transductor de flujo utilizado en servo-ventiladores.*

Este transductor es de mayor sensibilidad y en el país son utilizados en los servo-ventiladores marca *Siemens*. Este tiene dos canales paralelos a través de los cuales fluye el gas, posee un canal principal de gran tamaño y otro pequeño donde tiene lugar la medición.



El canal principal está provisto de una malla de alambre cuya resistencia obliga a que cierta presión de gas circule por el canal de medición, circulando el flujo y existiendo presión diferencial entre sus extremos, el canal de medición actúa sobre un pequeño disco metálico (bandera) que a través de una espiga metálica, presiona un pequeño extensímetro semiconductor. Este está formado por resistencias difundidas en ambos lados de una varilla elástica de silicona.

Cuanto mayor es el flujo que pasa por el canal tanto más alta es la presión ejercida sobre el extensímetro, habiendo un cambio de resistencia que se convierte en una señal de tensión correspondiente.

Una resistencia de 220 ohmios y 6 watts, instalada en el transductor se emplea para calentar el transductor de flujo espiratorio. Este transductor se calienta hasta aproximadamente 60°C para evitar la condensación de vapor de agua, de esta forma se evita una variación de resistencia por acumulación de residuos.

b) Dispositivos sensores de volumen.

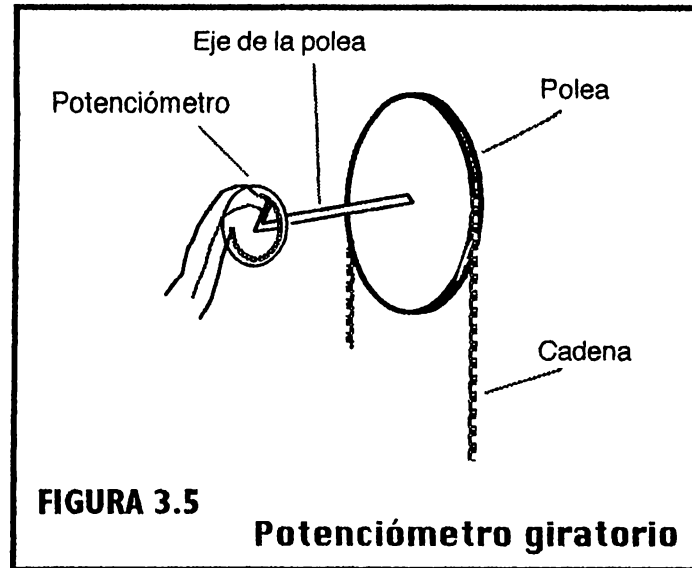
Dentro de estos tipos de transductores, se descartó como alternativa de solución, el uso del potenciómetro, que es utilizado en una guía paralela a la plumilla de algunos espirómetros como el *Steal Well*, ya que en consultas con técnicos de casas representantes, ellos manifestaron la poca funcionalidad de éste, debida a su difícil calibración.

Dentro de los sensores de volumen se examinó como alternativas de solución las siguientes:

- *Potenciómetro giratorio* (ver figura 3.5).

Esta alternativa consiste en colocar un potenciómetro sujetado a la polea, el cual por el giro de la polea (que es

proporcional al desplazamiento de la campana), provocaría una variación de resistencia y por lo tanto un voltaje de salida para ser enviado a la etapa procesadora.



- *Sensor de desplazamiento angular* (ver figura 3.6).

Este sensor consiste en un disco codificado digitalmente sujetado al eje de la polea.

El desplazamiento angular de la polea se detecta ópticamente por medio de dos opto-interruptores infrarrojos. Este sistema sensor es capaz de determinar un cambio de giro de la polea, gracias a la codificación digital del disco. La resistencia mecánica de este sistema se puede considerar despreciable, ya que no existe un contacto físico entre la parte sensora y la polea. Además, el disco codificador está construido de un material sumamente liviano en comparación al peso de la polea.

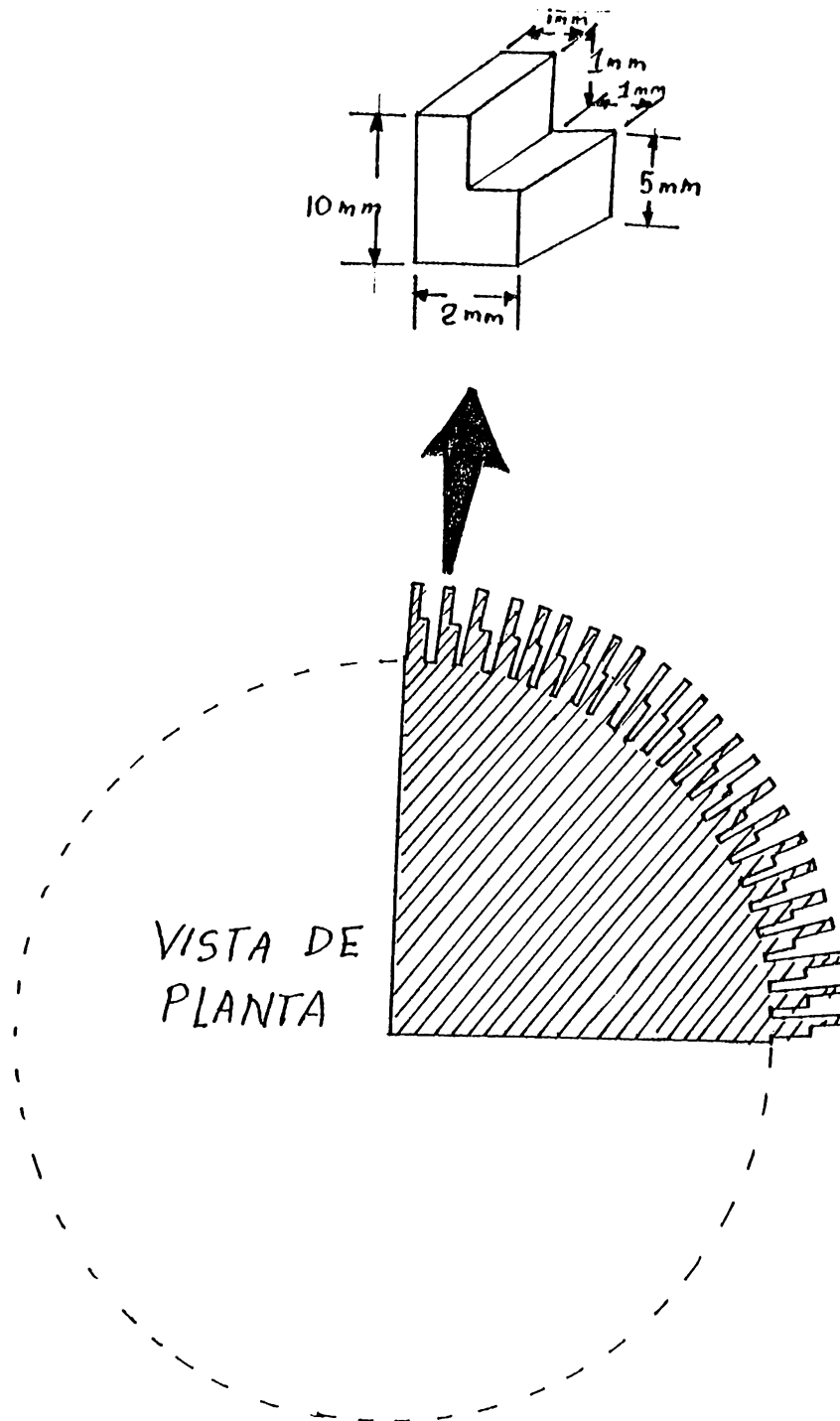


FIGURA 3.6 Disco codificado digitalmente

3. Comparación de las alternativas de solución y selección.

En el presente apartado se hace una comparación sintetizada en un cuadro comparativo, en el cual se visualiza, la mejor alternativa por cada concepto; y luego se da un breve razonamiento de la solución tomada para el desarrollo del proyecto.

Como se puede observar en la tabla 3.1, el transductor que más se adecúa al presente proyecto es el *sensor de desplazamiento angular*, ya que a pesar de no ser de diseño complejo, posee un gran número de ventajas que se ajustan a las normas recomendadas por el estatuto de la ATS.

Además, la tecnología utilizada para la implementación del sensor, está al alcance de los conocimientos adquiridos en las diferentes materias cursadas en nuestra carrera. Vale mencionar que este tipo de sensor posee una larga vida útil y no es afectada por posibles contaminaciones provenientes del paciente. Además posee una precisión bastante considerable, que garantiza la confiabilidad en la lectura sensada.

4. Descripción del sistema propuesto.

El módulo auxiliar que requerirá básicamente del muestreo de dos señales para el posterior cálculo de los parámetros requeridos en un test de espiración forzada. Las señales a muestrear son:

a) Volumen espiratorio:

Este será sensado a través del sensor de desplazamiento y en base a un tiempo de muestreo.

Tabla 3.1

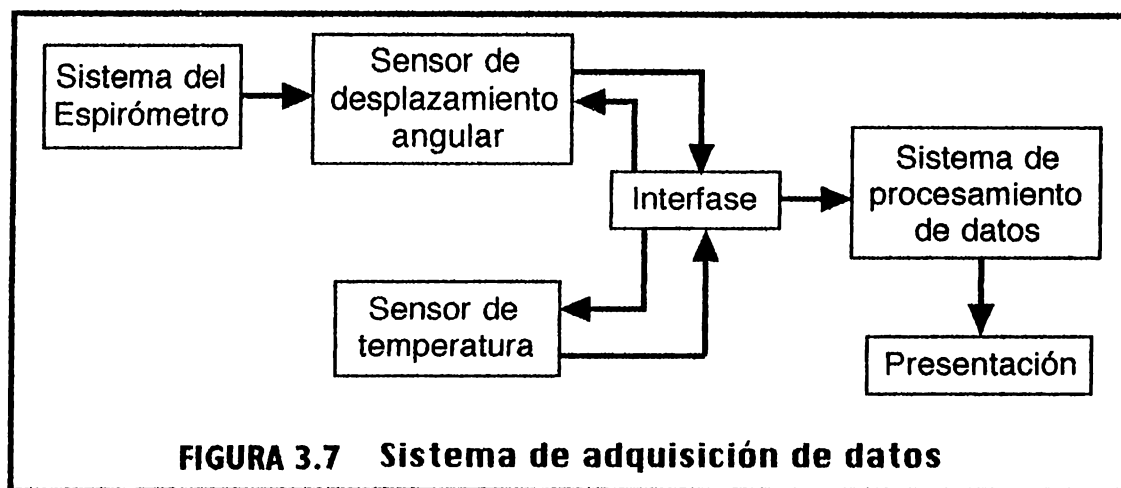
TABLA COMPARATIVA DE ALTERNATIVAS DE SOLUCION (Transductores)					
Tipo de Transductor	Ventajas	Desventajas	Opinión técnica	Vida útil	Costo
Neumatógrafo tipo Fleisch	• Compactibilidad	• Requiere de calibración antes de cada prueba. • Necesita compensación debido a las diferencias en la composición de los gases. • Contaminación del elemento resistivo. • Ocasionalmente puede deslinearse debido a flujos extremos. • El factor BTPS se ve afectado por la no linealidad del flujo.	• Requiere un circuito complejo para su funcionamiento. • Requiere una calibración muy compleja.	• Los filtros lineales deben ser sustituidos después de 5 pruebas (según recomendación de ATS).	¢ 5,000 más costo de transductor piezoeléctrico.
Transductor de flujo utilizado en servo-ventiladores.	• Posee gran exactitud. • Resistencia calefactora para eliminar la condensación y acumulación de residuos.	• Requiere un cálculo complejo para la determinación del factor BTPS.	• Circuitería electrónica compleja. • Su finalidad no es para uso espirométrico con fines de diagnóstico.		¢ 12,000 sólo el transductor.
Potenciómetro Giratorio	Tipo de respuesta lineal	• Puede ofrecer resistencia al movimiento mecánico de la polea.	• <i>Requiere una circuitería simple.</i>	Depende de la frecuencia de uso, ya que podría sufrir desgaste o desajuste mecánico.	¢ 2.50 a 50 colones.
Sensor de desplazamiento angular	• <i>No ofrece resistencia mecánica.</i> • <i>Gran seguridad eléctrica.</i> • <i>No provoca descalibración al sistema.</i> • <i>Fácil de fabricar.</i> • <i>Proporciona respuesta digital.</i> • <i>Gran exactitud.</i>	• <i>Necesita de una fuente de alimentación precisa y segura.</i>	• <i>Recomendado para medición de desplazamientos.</i>	<i>Indefinido.</i>	¢ 300

b) Temperatura:

El registro de la temperatura es indispensable para llevar el volumen obtenido en condiciones ATPS a un volumen correspondiente a condiciones BTPS.

La serie de factores que se calcularán son: FVC, FEV₁, FEF_{25-75%}, FEV₁/FVC y FEF/FVC.

Para poder obtener todos los factores anteriores se diseñó el siguiente sistema de adquisición de datos (ver figura 3.7).



Acontinuación se realizará una explicación de cada una de las etapas que compone el sistema.

a) *Sistema del espirómetro.*

Es el sistema sobre el cual se adaptará un sensor de desplazamiento y un sensor de temperatura que transmitirá al módulo a implementar las señales necesarias para que éste realice las funciones requeridas.

b) *Sensor de desplazamiento angular.*

Esta etapa, sensará en forma digital el desplazamiento angular de la polea, para que luego sea procesado en una relación de

desplazamiento angular con fines de obtener el parámetro de volumen correspondiente. Esta etapa está formada por las siguientes partes:

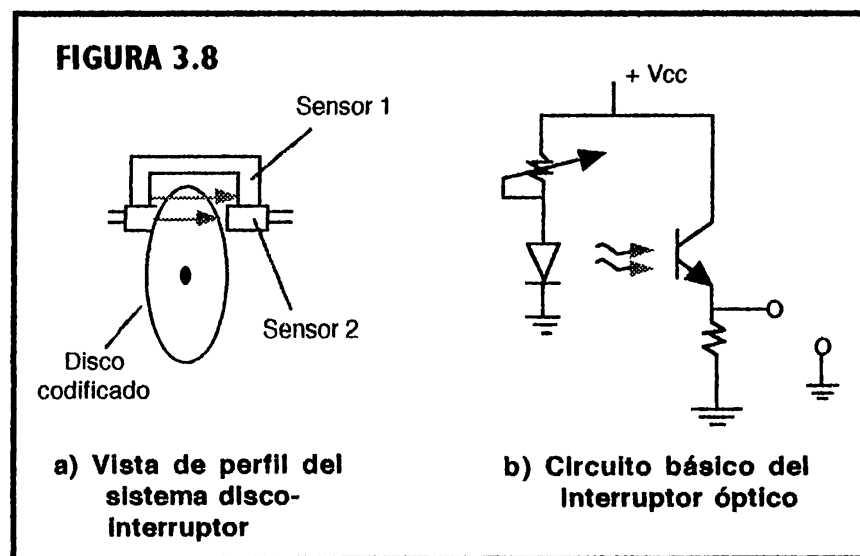
- *Disco codificado digitalmente.*

Este disco (ver figura 3.6), será de un material liviano (por ejemplo aluminio), y está codificado con una secuencia para determinar un posible cambio de giro que ordenará la finalización del sensado. La secuencia digital será detectada con los siguientes niveles lógicos: 00, 01, 11, 00, 01, 11, ...

Por lo tanto un cambio de secuencia detendrá el proceso de lectura.

- *Circuito interruptor óptico.*

Este circuito (ver figura 3.8), básicamente cuenta con dos interruptores ópticos, en donde cada uno de estos está compuesto de un emisor y receptor. El emisor es un diodo infrarrojo, y el receptor es un fototransistor activado por luz infrarroja (esto es con el objetivo de evitar interferencia por luz externa).



La función de estos sensores ópticos es la de detectar el movimiento del disco codificado, creando un cero lógico (0) cada vez que el rayo sea interrumpido, y un nivel alto (1 lógico) cuando no haya interferencia entre emisor y receptor. La señal digitada obtenida será llevada a la interfase para su respectivo muestreo con fines de procesamiento de la información.

c) *Sensor de temperatura.* (ver figura 3.9).

Esta etapa es en realidad un termómetro digital que se encarga de sensar la temperatura del gas espirado que llega dentro de la campana, ya que como se ha dicho anteriormente la temperatura es un factor de corrección BTPS; así también se visualiza por medio de un par de display el valor de temperatura, con el objetivo de cumplir con una de las normas de registro recomendado por la ATS. El sensor de temperatura lo constituye un termistor.

El circuito para sensar temperatura (tomado del proyecto de graduación sobre la construcción de una incubadora bacteriológica, el cual fue realizado por José Molina), tiene los siguientes integrados:

- Un operacional que se encarga de sensar el cambio del nivel del voltaje producto de la variación de resistencia del termistor.
- Un ADC0804 que tiene la función de convertir la señal analógica, en una señal digital en sistema binario.
- Una E-PROM que contiene un programa para la conversión del sistema de numeración binaria a BCD, para luego ser decodificada.
- Un 7447 que es un decodificador de BCD a siete segmentos, para luego ser presentada la temperatura en el display en la escala de grados centígrados.

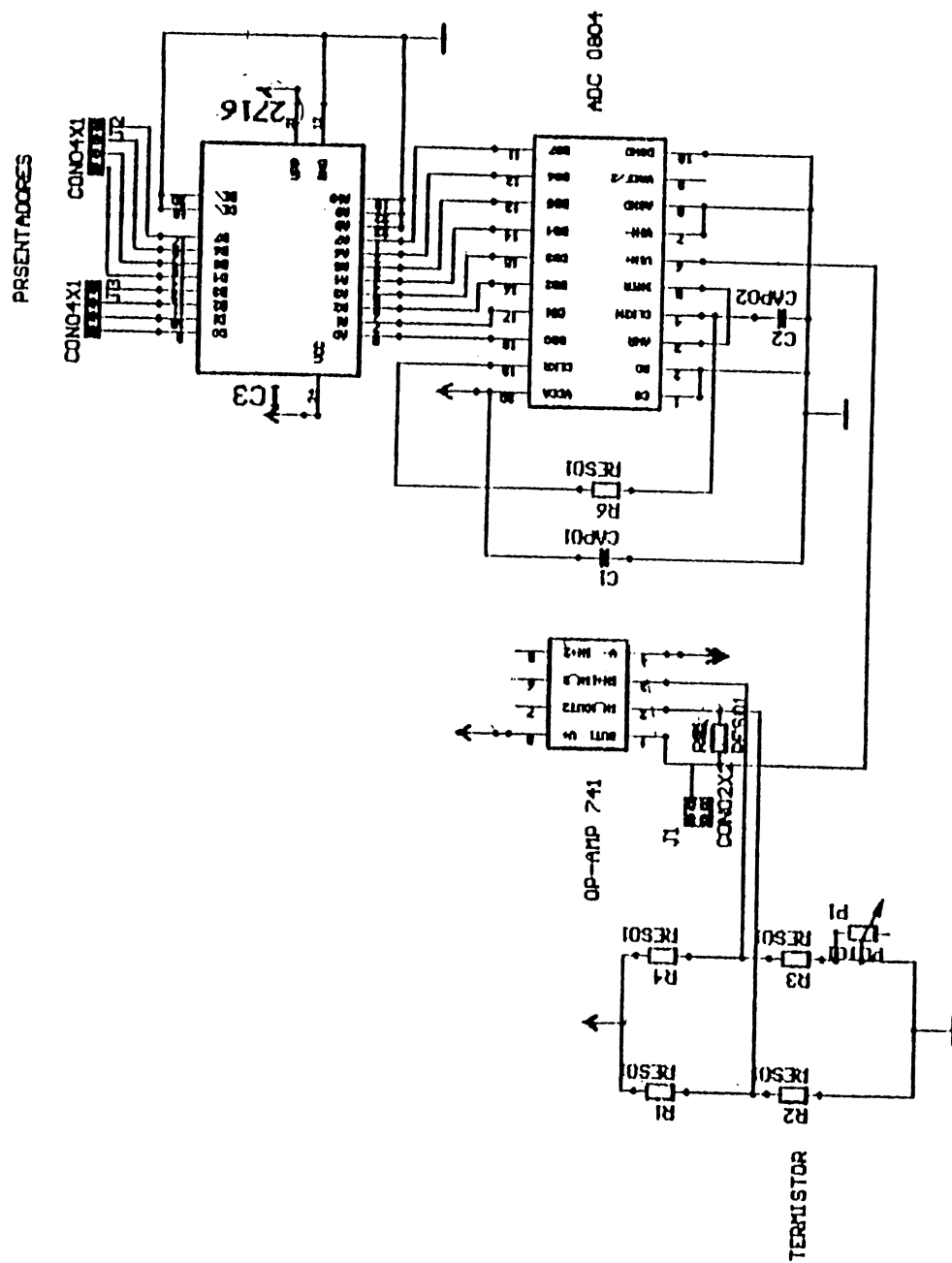


FIGURA 3.9a **Termómetro Digital**

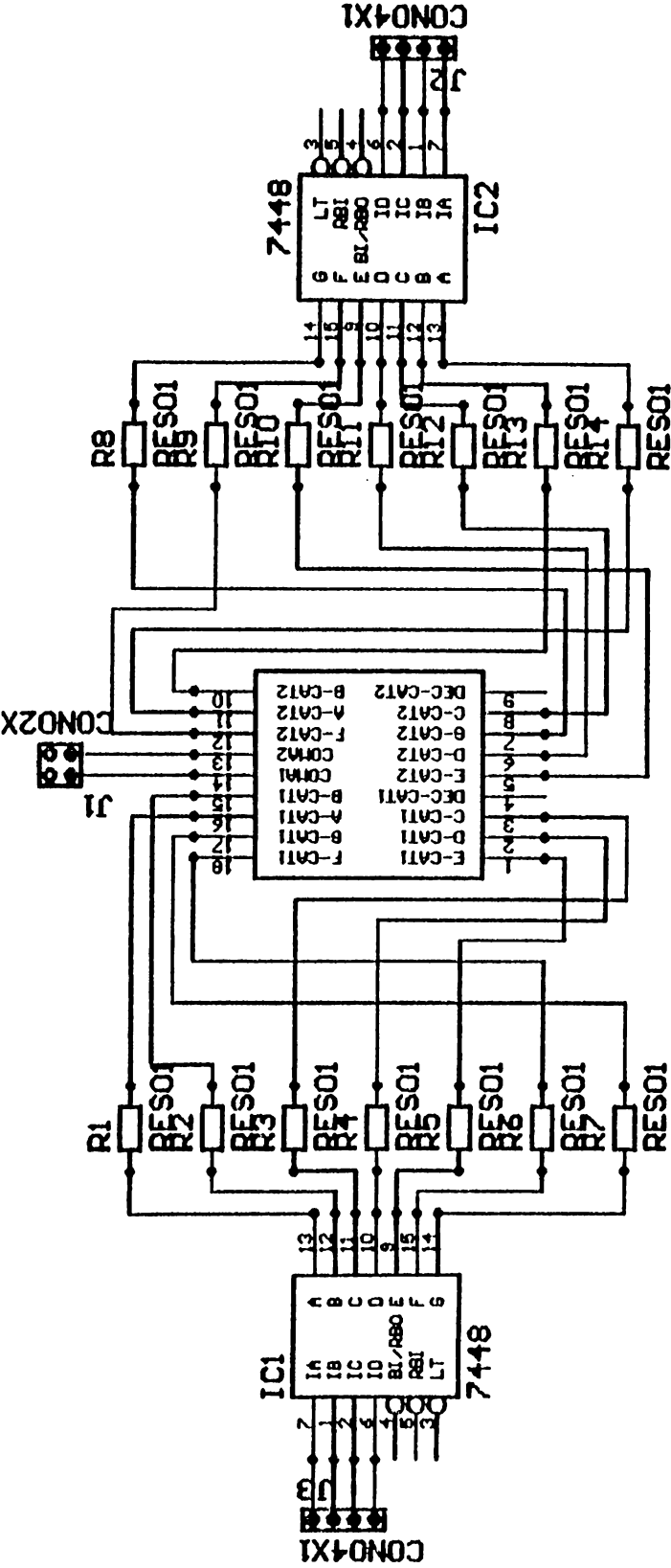


FIGURA 3.9b Circuito presentador de temperatura

d) *Interfase.*

La interfase tendrá como función acondicionar la señal producida por el sensor de desplazamiento angular y la señal de temperatura, para poderlas dirigir a un puerto y ser muestreadas por la computadora.

Las partes principales de la interfase son:

— *Circuito detector de secuencia lógica.*

Este circuito tendrá como función rastrear la secuencia producida por el sensor de desplazamiento angular y compararla para poder detener el proceso de muestreo, en caso de invertirse la secuencia establecida, que producirá si la polea invierte su giro; este cambio de giro significa que el paciente ha terminado su espiración, por lo que se dará de inmediato por finalizada la prueba.

— *Circuito contador.*

Es para poder enviar a la computadora un valor que sea proporcional al volumen espirado, es necesaria una etapa que realice un conteo acumulativo de los pulsos de desplazamiento enviado por el sensor de desplazamiento angular.

— *Puerto de entrada y salida de datos.*

Consiste en los pines que sirven para introducir y extraer datos de la computadora. La entrada o salida depende del software que es el que ordenará el manejo de los pines; cada pin está relacionado con una dirección de referencia para la programación.

e) *Sistema de procesamiento de datos.*

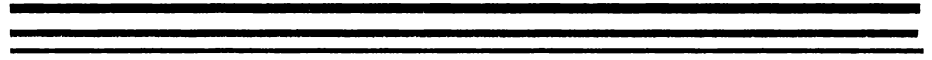
El sistema de procesamiento de datos estará gobernado por una computadora para lo que se elaborará el software respectivo en un lenguaje de alto nivel, el que se encargará de la adquisición de datos (temperatura, volumen y datos característicos del

paciente), para luego hacer los cálculos de FVC, FEV₁ y FEF_{25-75%}.

f) *Presentación.*

La presentación de los datos será manejada por la computadora y se podrá visualizar a través del monitor de ésta.

CAPITULO 4



DESCRIPCION DEL SISTEMA IMPLEMENTADO

1. Introducción

El sistema implementado es un módulo auxiliar en un Espirómetro de campana, el sistema tiene como objetivo el cálculo inmediato de los parámetros espiratorios en un test de espiración forzada.

Este, como se ha mencionado anteriormente es un diseño a nivel de prototipo con fines pedagógicos, ya que sólo cumple con algunos de los estándares exigidos.

El módulo es un sistema de adquisición de datos cuyo diagrama de bloque se muestra en el capítulo 3 (ver pág. 62, fig. 3.7), aunque por fines prácticos, en el diseño se optó por separar de la interfase el circuito contador y detector de secuencia lógica.

Como resultado de la implementación se tiene un espirómetro rediseñado, en donde el sistema está constituido por dos elementos principales:

A) Hardware: El cual tiene la función de detectar y enviar a la computadora los valores de volumen que son transducidos a través de la medición del desplazamiento de la campana y además tiene la función de detectar la temperatura. Ambos valores se requieren para el cálculo de los parámetros espirométricos reales, como resultado de un test de espiración forzada. El sistema a nivel de hardware está constituido por las siguientes partes:

- sensor de desplazamiento angular
- sensor de temperatura
- circuito contador
- detector de secuencia del desplazamiento
- interfase

B) Software: Este tiene la función de muestrear y calcular los valores reales de los diferentes parámetros requeridos, así como también el cálculo de los valores teóricos, para presentarlos en el monitor de la computadora.

A continuación se hará la descripción de cada bloque del sistema, en donde se incluirá la circuitería de estos.

2. Sensores

Para poder obtener las variables fundamentales requeridas para el cálculo de los parámetros espirométricos, se adaptó al espirómetro un sensor de desplazamiento angular y un sensor de temperatura.

2.1 Sensor de desplazamiento angular

El sensor de desplazamiento angular está formado por un disco con borde escalonado, el cual está acoplado a la polea del espirómetro y además tiene un sensor óptico.

2.1.1. Disco

El disco está acoplado a través de tornillos con la polea del espirómetro, de tal forma que este gira junto a la polea cuando la campana se desplaza. La función del disco es la de servir de medio de codificación (a través de interrupción de la luz infrarroja) sobre los sensores ópticos de tal forma que se forme un tren de pulsos, los que serán utilizados para la detección del desplazamiento proporcional al volumen espirado por el paciente.

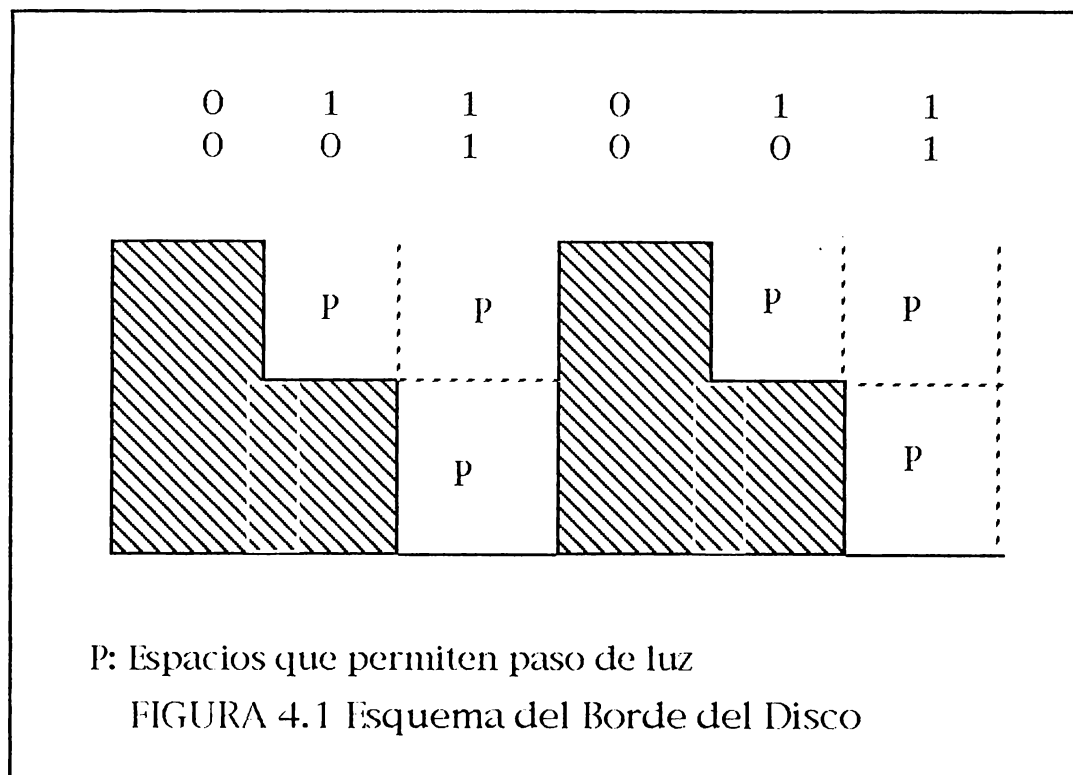
El diseño de la estructura del disco obedece a los siguientes factores:

- a) **Permitir la colocación del sensor óptico;** para poder colocar el sensor óptico sobre el disco era necesario que este tuviera un diámetro mayor que el diámetro de la polea (110 mm.), ya que si se hacía de un diámetro menor que la polea se iba a tener que colocar separadores con un ancho considerable debido al ancho de las cabezas del sensor, lo que podría haber producido un aumento de peso sobre el eje de la polea y consecuentemente un aumento de fricción.
- b) **Peso:** Inicialmente se había pensado construirlo de aluminio, pero se desistió de dicha posibilidad debido a que no se poseían los medios para trabajarlo, por lo cual se optó por adecuar un disco de fibra plástica al diseño requerido, el cual incluso es más liviano que el aluminio por lo que se espera que su peso no afecte o cause fricción sobre el eje de las poleas.

Con respecto al peso, también se pensó que el disco no debía ser de un diámetro mucho mayor que la polea, con fines de evitar peso sobre el eje de la polea.

- c) **Ancho de dientes:** Con el fin de permitir el paso de luz en intervalos del disco, era necesario perforar el borde del disco, de manera que quedarían dientes que interrumpirían el paso de luz, los cuales debían tener un ancho de por lo menos 1 mm. ya que los lentes sensores tienen aproximadamente ese ancho.
- d) **Resolución:** Se necesitaba tener un número de dientes (para ser transducidos a pulsos) tal que se llegará a tener una resolución igual o mejor que la exigida por los estándares (lectura de 0.050 L).

- e) Estructura que permitiera detectar una secuencia de giro: con tal finalidad se pensó en que el disco debería tener un borde en forma escalonada con dos niveles y tres pasos tal y como se muestra en la fig. 4.1; gracias a dicha estructura se



podrá detectar una secuencia digital que va a llevar el siguiente orden: 00,10,11,00... cualquier cambio en esta secuencia significará la existencia de una cambio de giro.

Con el análisis de todos los factores anteriores se llegó al diseño (ver figura 4.2) con las siguientes especificaciones:

Diametro : 145 mm
 Espesor : 1 mm aprox.
 Número de dientes : 240
 Espaciamiento angular entre dientes : 1.5 °

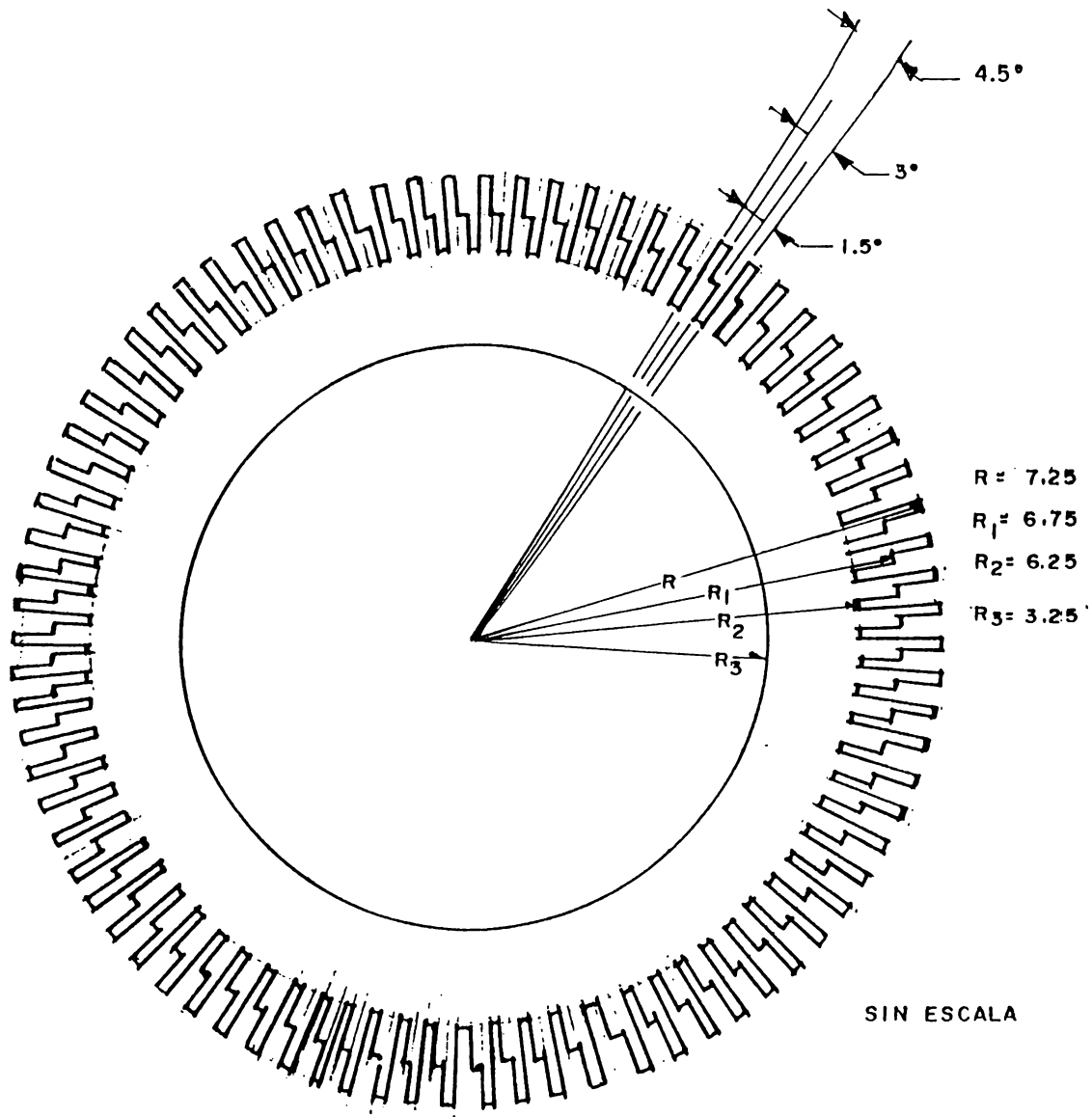


FIGURA 4.2 DISCO CODIFICADO DIGITALMENTE

Cálculos para determinar la resolución del disco

Cálculo 1 (En base a inyección de volumen conocido en el espirómetro).

1. Con fines de calcular el factor de campana del espirómetro se inyectó al espirómetro el gas contenido por un inyector calibrado de 3000 ml y luego se midió el desplazamiento vertical registrado en el Kymógrafo; luego se procedió a calcular el factor de campana de la siguiente forma:

$$\text{Factor de campana} = 3000 / d$$

en donde: d es el desplazamiento registrado por el Kymógrafo.

$$\text{Factor de campana} = 3000 / 151.8$$

$$\text{Factor de campana} = 19.76 \text{ ml/mm}$$

2. Se determinó el desplazamiento que se da en la campana por cada desplazamiento angular del disco (1 diente = 1.5 °) :

$$s = r \theta$$

en donde:

s = desplazamiento de la campana por cada desplazamiento angular del disco graduado.

r = radio de la polea (55 mm.)

θ = Ancho angular de un diente

$$\theta = 1.5^\circ \times \pi / 180^\circ$$

$$\theta = 2.62 \times 10^{-2} \text{ rad}$$

$$\Rightarrow s = 55 \times 2.62 \times 10^{-2}$$

$$s = 1.441 \text{ mm.}$$

3. Aplicando regla de tres para determinar la resolución:

$$\begin{array}{ll} R: \text{resolución} & R = (19.76 \text{ ml} \times 1.441 \text{ mm}) / 1 \text{ mm} \\ & R_1 = 28.5 \text{ ml.} \end{array}$$

Cálculo 2 (En base al volumen de la campana)

1. Cálculo del área transversal de la campana

$$A = \pi * D^2 / 4$$

En donde:

A = área transversal de la campana

D = Diámetro de la campana (160 mm.)

$$A = 20.1 * 10^3 \text{ mm}^2$$

2. Cálculo de la resolución dada en ml

$$R_2 = S A$$

En donde :

R₂ = Resolución

S = desplazamiento de la campana por cada desplazamiento angular del disco graduado

$$\Rightarrow R_2 = 1.44 \text{ mm} * 20.1 * 10^3 \text{ mm}^2$$

$$R_2 = 29 * 10^3 \text{ mm}^3$$

$$R_2 = 29 * 10^3 \text{ mm}^3 \times (1 \text{ lt} / 10^3 \text{ cm}^3) * (1 \text{ cm}^3 / 10^3 \text{ mm}^3)$$

$$R_2 = 29 \text{ ml}$$

Comparando el cálculo 1 con el cálculo 2 podemos observar que :

$$R_1 = 28.5 \text{ ml} \text{ y } R_2 = 29 \text{ ml}$$

por lo cual se puede decir que : $R_1 \approx R_2$

por lo tanto el cálculo de resolución es válido, por lo que se tomará como valor de resolución R₁ (28.5 ml) por ser este el valor calculado en base al instrumento de calibración.

2.1.2 Sensor Optico

El Sensor Optico, permite detectar el desplazamiento angular de la polea. Este sensor es un opto interruptor, cuyo encapsulado contiene:

- a) Un Emisor (led infrarrojo)
- b) Un Detector (foto transistor infrarrojo)

- Circuito del Sensor Optico: (ver fig. 4.3)

Este circuito está formado por dos opto interruptores y por una serie de resistencias limitadoras. Se tuvo que utilizar dos optointerruptores ya que solamente con uno no era posible hacer una detección de cambio de giro en la polea, mientras que con los dos es posible detectar una secuencia de tres posiciones determinadas, por la forma de codificación del disco que se mencionó en el apartado anterior.

R1 y R2 sirven de resistencias limitadoras de corriente, para los led infrarrojos de los optointerruptores

$$R1 = R2 = V_{cc} / I_f = 5 / 30 \text{ mA}$$

$$R1 = R2 = 166.7 \text{ ohm.}$$

Vcc : voltage de la fuente

If : corriente a través del Led

R3 y R4 sirven para asegurar una corriente mucho menor que la corriente de colector máxima que soporta el fototransistor, pero esta corriente a su vez debe de ser mayor que 1 mA para poder alimentar las compuertas TTL hacia donde se va a dirigir la señal que emiten los fototransistores.

Para el cálculo de R3 y R4 se asumió una corriente de 2 mA, ya que ésta es mucho menor que $I_{c \text{ max}}$ (100 mA), menor que la corriente que alimenta el led de excitación (30 mA) y

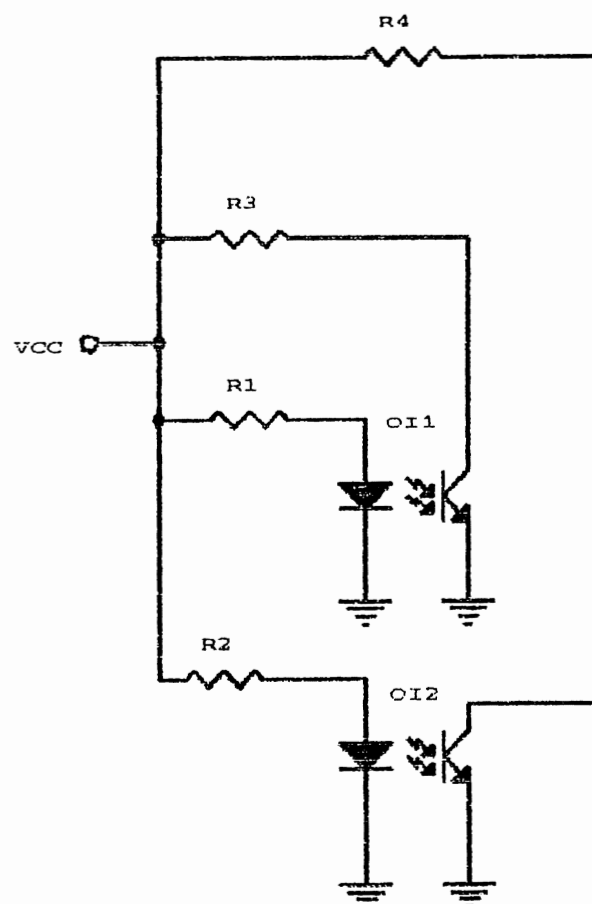


FIGURA 4.3 Digrama del Circuito del Sensor Optico

mayor que 1 mA (corriente necesaria para alimentar compuertas TTL).

$$R_3 = R_4 = (V_{cc} - V_{ceo}) / 2\text{mA}$$

$$V_{cc} = 5\text{ v} \quad V_{ceo} = 0.2\text{ v}$$

$$\Rightarrow R_3 = R_4 = (5 - 0.2) / 2 * 10^{-3} = 2400\ \Omega$$

Debido a que no existe en el mercado un encapsulado con dos opto interruptores, se acoplaron los dos opto interruptores a través de una placa acrílica pegada paralelamente a estos, de tal forma que los diafragmas de los opto interruptores quedaron alineados uno sobre otro y con el objetivo de evitar el cruce de señal (luz) de un opto interruptor a otro se les dió una separación entre superficies de 1 mm.

Los sensores se ubican en la parte inferior del disco y en una posición tal que para cada sensor corresponde un nivel de la escala del disco, además se colocarán en una posición la interrupción simultánea de la luz hacia los sensores.

Lista de partes del circuito del sensor óptico	
COMPONENTE	DESCRIPCION
I01,I02	NTE 3102 Módulo opto interruptor con transistor de salida NPN
R1,R2	150 Ω Resistencia
R3,R4	2.2 K Ω Resistencia

2.2 Termómetro Digital

Esta etapa del sistema es la que detecta la temperatura del gas proveniente del paciente durante la prueba de espiración.

El circuito de esta etapa fue tomado del trabajo de graduación "Construcción de un Horno Bacteriológico", realizado con anterioridad.

Debido a que el funcionamiento y el diseño fue expuesto en el capítulo 3 (Pag. 69), de este trabajo, sólo haremos referencia al cálculo de las resistencias que linealizan este Termómetro Digital, en el rango de temperatura a ser utilizado en la presente aplicación.

El cálculo de la resistencia linealizadora se determina por medio de la fórmula :

$$R = \frac{R_b (R_a + R_c) - 2 R_a R_c}{R_a + R_c - 2 R_b}$$

Donde: R = Resistencia linealizadora del termómetro

R_a, R_b, R_c = son los respectivos valores de resistencias a temperaturas de prueba, T_a, T_b y T_c.

Para nuestro caso el Termómetro Digital se ha linealizado para un rango de temperatura que va desde 20 °C a 35 °C, a partir de este rango se tomaron tres valores de temperatura acorde a las especificaciones de fabricante del termistor utilizado en el Termómetro Digital (ver anexo). Los valores de

temperaturas de prueba, y su resistencia se puede ver en la tabla siguiente:

Temperatura	Resistencia
Ta = 25 °C	10.0 KΩ
Tb = 30 °C	8.313 KΩ
Tc = 35 °C	6.941 KΩ

Con los datos obtenidos se evalúa la fórmula anterior para obtener el valor de resistencia linealizadora:

$$R = \frac{R_b (R_a + R_c) - 2 R_a R_c}{R_a + R_c - 2R_b}$$

$$R = \frac{8.313 (10k + 6.941k) - 2 (10.0 k) (6.941 k)}{10 k + 6.941 K - 2 (8.313 k)}$$

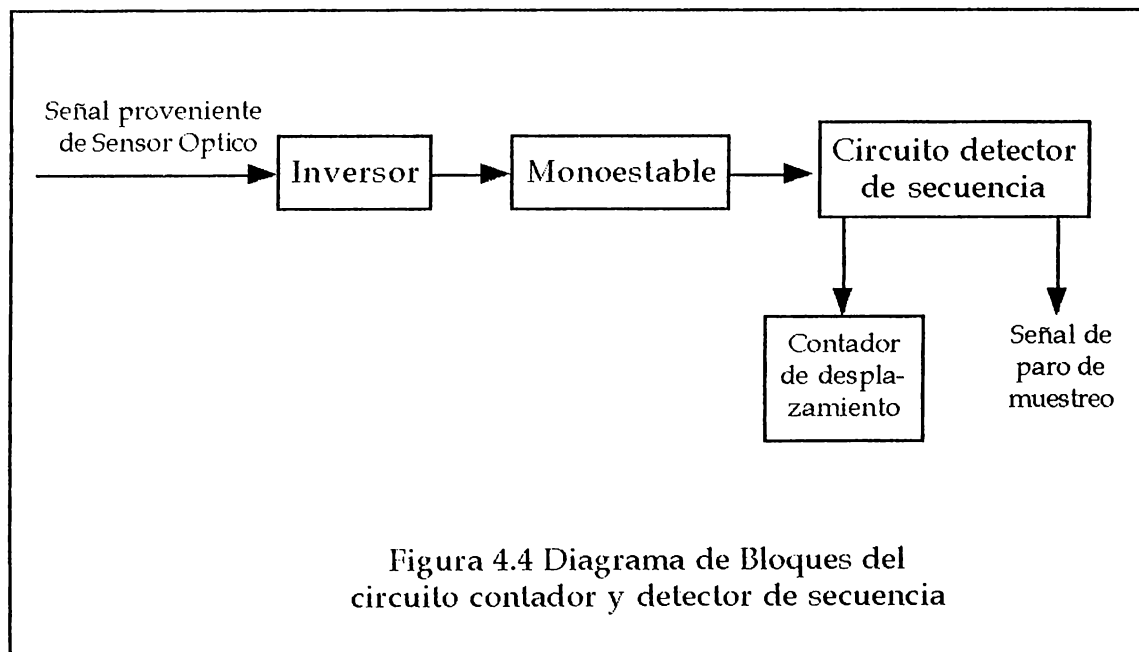
Dado a que en el mercado, no existe un valor de resistencia igual a la obtenida, se colocó el valor que más se acerca al calculado, cuyo valor es de $6200 \Omega = 6.2 K \Omega$.

3. Circuito Contador y Detector de Secuencia

(ver figura 4.5)

Este circuito tiene la función de ir contando acumulativamente las señales provenientes del sensor óptico, y además la función de detectar el cambio de giro de la polea, con el fin de enviar a la computadora una señal que indique el paro del muestreo; ya que, como se ha mencionado anteriormente un cambio de giro en la polea indica que el paciente ha dejado de exhalar.

Este circuito consta de cuatro etapas tal y como se muestra en la figura 4.4



Lista de partes del circuito contador y detector de secuencia	
COMPONENTE	DESCRIPCION
R1,R2,R3,R4	Resistor 820 Ω
C1,C2,C3,C4	Capacitor 0.1 μ f
IC1	Compuerta inversora
IC2, IC3	Monoestables 74123
IC4	Compuerta XOR 7486N
IC5	Compuerta AND 7408N
IC6	Compuerta OR 7432N
IC7	Contador 74LS393

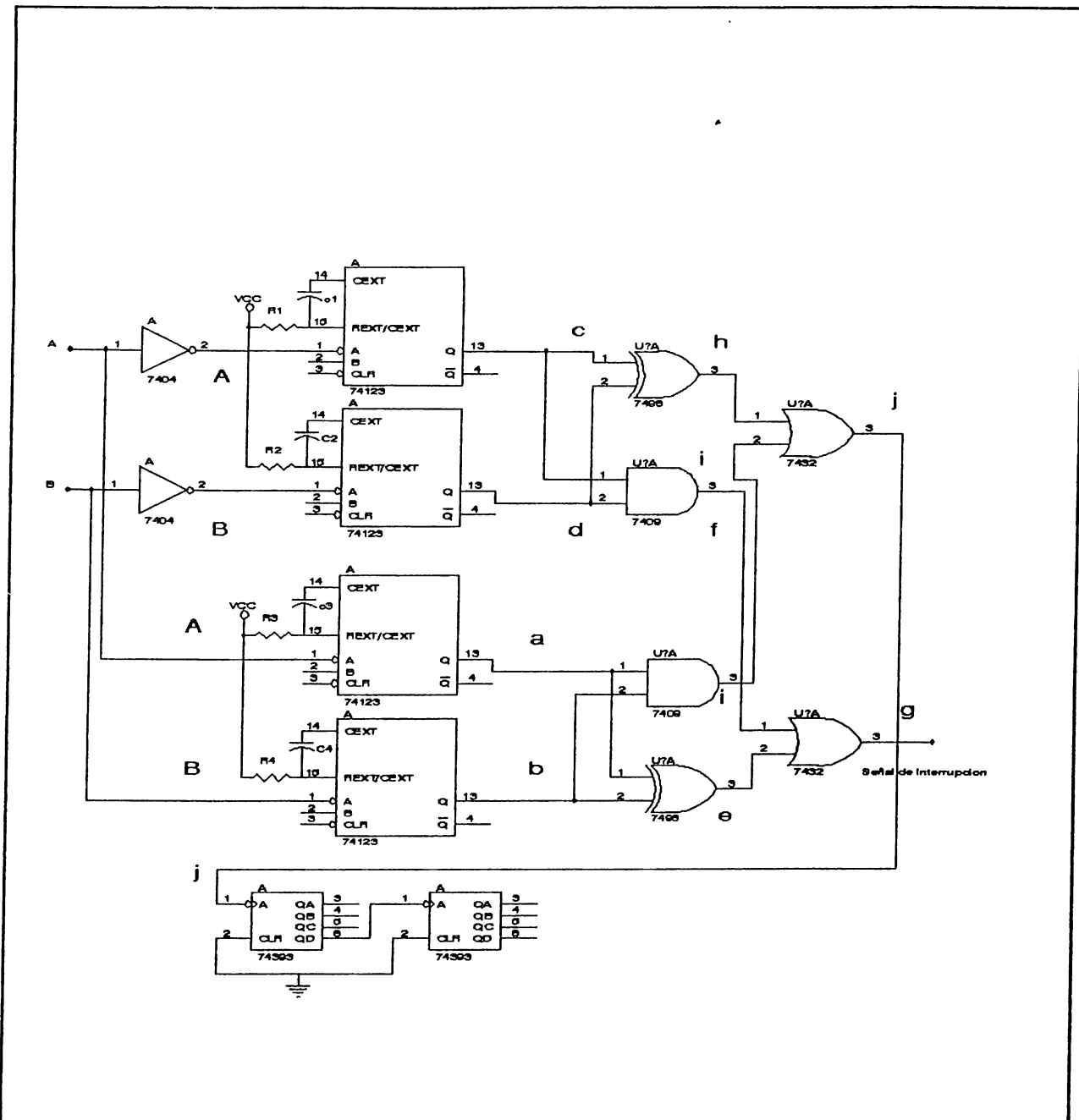
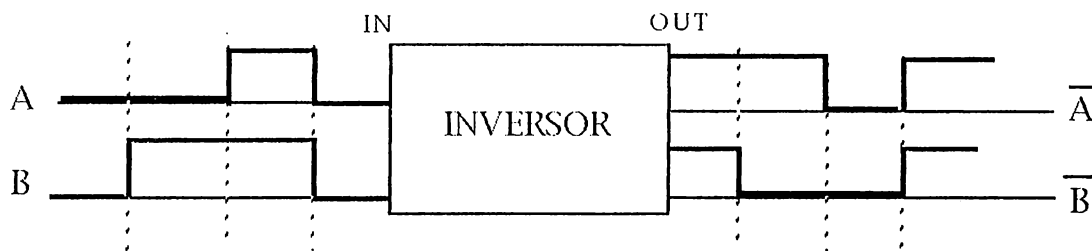


FIGURA 4.5 Circuito Contador y Detector de Secuencia.

3.1 Inversor

El inversor tiene por función el invertir las señales A y B proveniente de los sensores ópticos para llegar a tener un tren de pulsos de cuatro señales el cual es necesario para poder hacer una serie de combinaciones que ordenen ya sea el conteo o una señal de interrupción de muestreo dependiendo del giro de la polea.



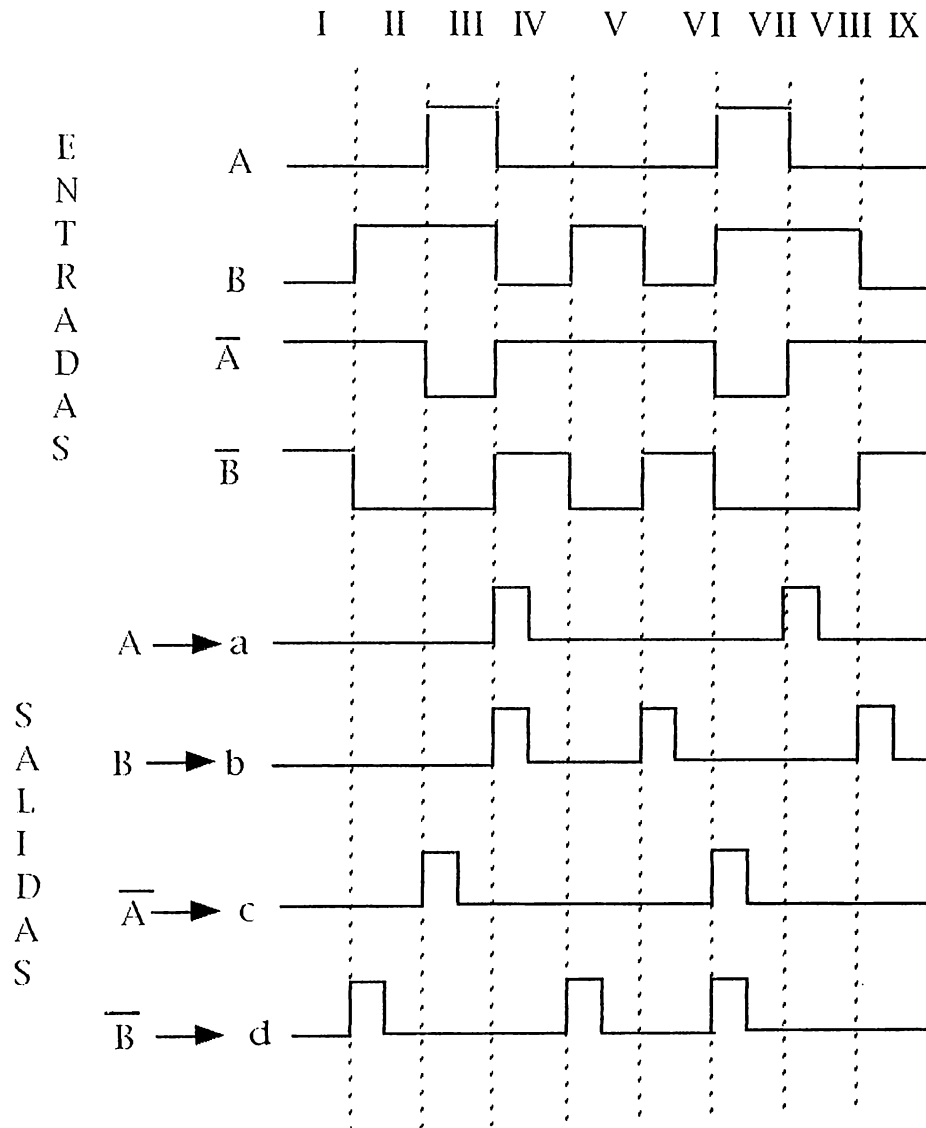
3.2 Detector de Flancos.

Los estados I a V corresponden a los pulsos generados por la elevación de la campana y los estados VI a IX al descenso de la misma.

El circuito detector de secuencia se basa en la detección de flancos o transiciones, para tal efecto se utilizó temporizadores monoestables 74LS123, los cuales se activan con transiciones negativas.

Los monoestables se ajustaron de tal manera que sus tiempos de activación en alto duraron 23 μ s, para tal efecto a cada monoestable se le puso una resistencia de 820 Ω y un

capacitor de $0.1 \mu\text{F}$. Se escogió un tiempo pequeño para evitar la filtración de señales de desplazamiento durante el tiempo en alto provocado por un trasciente negativo. Es de vital importancia, que el tiempo en alta de las señales que salen de los monoestables sea el mismo para poder ser operado correctamente por las compuertas del circuito detector de secuencia lógica.

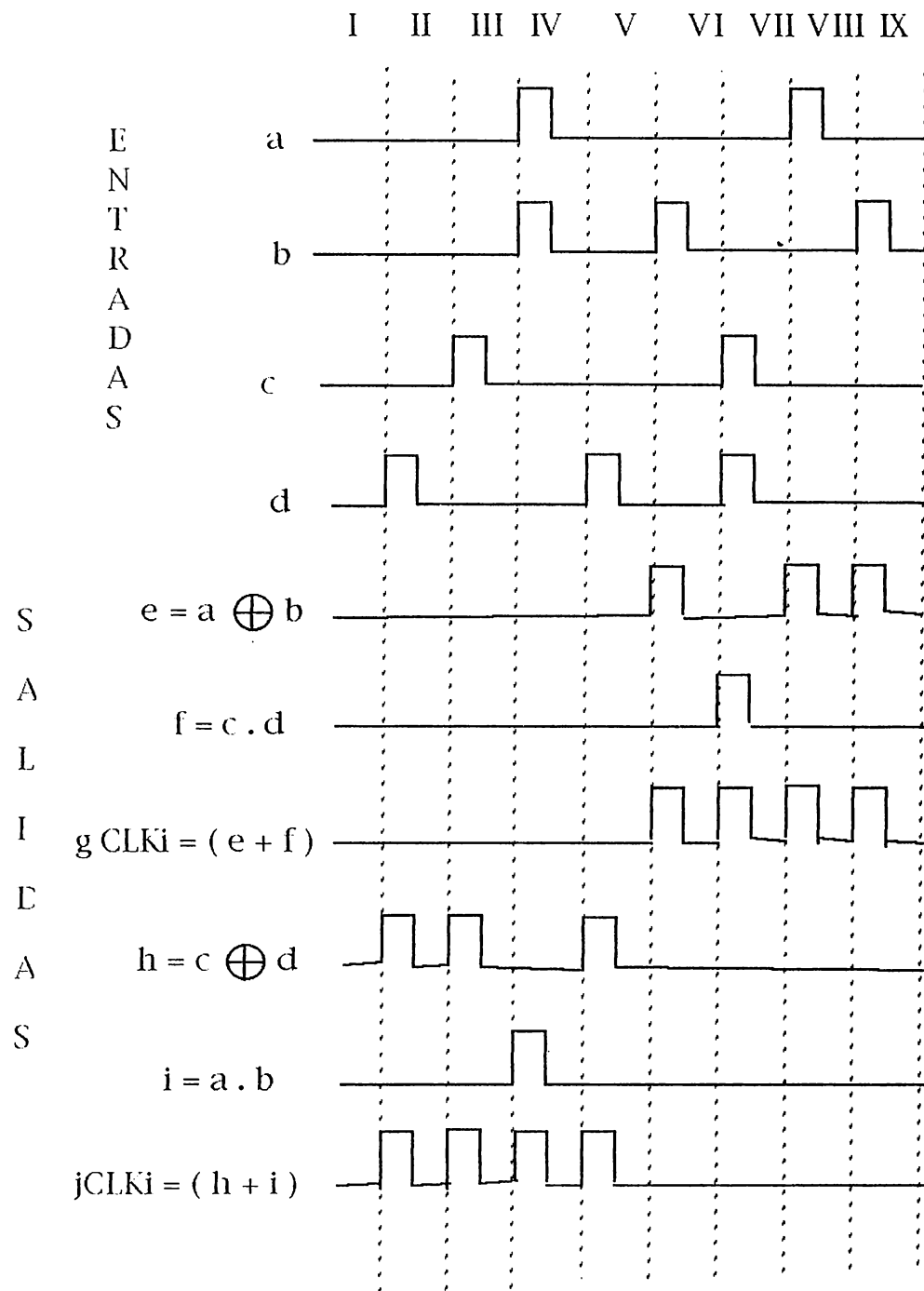


3.3 Circuito Detector de Secuencia.

El Circuito Detector de Secuencia Lógica, detecta ya sea flancos correspondientes a la elevación de la campana o flancos correspondientes a un descenso de la campana (cambio de giro).

Esta función lo logra gracias a las operaciones lógicas hechas por las compuertas XOR (7486N), AND (7408N) y OR (7432N). Como se puede observar en el diagrama de estados, la salida gCLK son pulsos de reloj que indican la detección de flancos correspondientes a cualquier descenso de la campana, por lo que esta es la señal utilizada para el paro del muestreo.

La salida de jCLK son pulsos de reloj, que indican la detección de flancos correspondientes a desplazamientos angulares en dirección de la elevación de la campana que es provocada por el gas exhalado hacia el espirómetro, estos pulsos son enviados a un contador.



$\oplus$ Operación XOR

$\cdot$ Operación AND

$+$ Operación OR

3.4 Contador.

El contador tiene la función de contar los pulsos correspondientes al desplazamiento angular. El contador es capaz de contar de 0 a 255 pulsos, se empleó el integrado 74LS393, el cual da una salida paralela de 8 bits, la cual se conecta con la interfase para que ésta envíe los datos a la computadora para su respectivo procesamiento.

4. Interfase.

La Interfase es el medio a través del cual se introducen al puerto paralelo de la computadora, los datos binarios de desplazamiento y temperatura detectados y transmitidos por el hardware.

Diseño

4.1 Descripción Básica. (Ver circuito en la fig. 4.6)

La interfase está compuesta por tres elementos la PPI8255, decodificador y buffer.

- PPI 8255(Periferal Programable Interface)

El PPI es un dispositivo programable de entrada/salida paralelo para propósitos generales, que cuenta con tres puertos paralelos entrada/salida, puertos A, B y C. Cada puerto tiene la capacidad de manejar 8 bits cada uno,

La PPI además puede configurarse para operar con señales de protocolo.

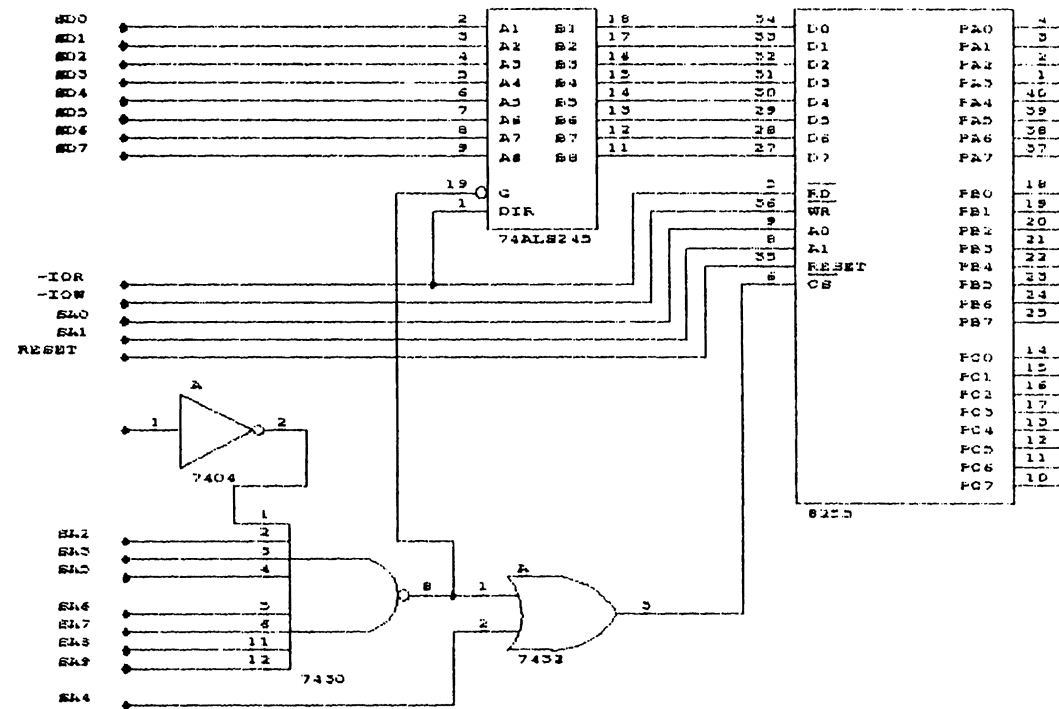


figura 4.6 Diagrama de la Interfase Paralela de E/S

La PPI posee tres modos básicos de operación:

- Modo 0 : Entrada/Salida elemental
- Modo 1 : Entrada/Salida con protocolo (handshaking).
- Modo 2 : Bus direccional con protocolo (handshaking).

Para nuestro propósito la PPI se utiliza en el Modo 0; que es el modo de Entrada/Salida elemental. Vale aclarar que cuando se inicializa la PPI (encender la máquina), sus tres puertos quedan configurados como puertos de entrada.

Los puertos pueden ser configurados en modos de operación diferentes según sea necesario, escribiendo el byte de control requerido.

- Buffer

Como buffer se utiliza el 74LS245 de tecnología TTL, éste es un buffer de 8 bits que se utiliza comúnmente.

- Decodificador

Para el Decodificador se utiliza el 74LS30, que es de tecnología TTL, que es una NAND de ocho entradas a las cuales se conectan las líneas de dirección.

La Decodificación se complementa con una compuerta OR de dos entradas, a las cuales se conectan una línea de dirección y la salida de la NAND de ocho entradas.

4.2 Configuración de los puertos de la interfase

La interfase responderá a cuatro direcciones:

- 3 EC Hex : Puerto A
- 3 ED Hex : Puerto B
- 3 EE Hex : Puerto C
- 3 EF Hex : Dirección del byte de control.

Durante el encendido del computador o una reiniciación por medio de RESET, la PPI automáticamente coloca sus tres puertos como puertos de entrada. Para cambiar esta condición, debe escribirse mediante un programa la palabra requerida para configurar los puertos a través de una dirección de control.

Para nuestra aplicación se utilizan los tres puertos de entrada/salida. En el puerto A se muestrea la señal del contador (8 bits), proveniente del sensor de desplazamiento; el puerto B se utiliza para leer 6 bits provenientes del termómetro digital que sensa la temperatura del gas exhalado; y el puerto C es utilizado para detectar la señal de interrupción de muestreo al generarse un cambio de giro en la polea.

Todos estos datos son introducidos a la computadora a través de la interfase para poder realizar los cálculos correspondientes del Test de Espiración Forzada.

Para nuestro fin la PPI, se a programado con el byte de control hexagesimal 93, que configura a los puertos de la siguiente manera:

- Puerto A → entrada
- Puerto B → entrada
- 4LSB de puerto C → entrada
- 4MSB de puerto C → salida

5. Sistema procesador de datos.

El sistema procesador de datos se gobierna por medio de un computador, haciendo uso de un software hecho en Visual Basic, el cual es un lenguaje de alto nivel.

5.1. Características del Visual Basic.

El Visual Basic es un lenguaje que combina el lenguaje Basic con *herramientas de diseño visual* que permiten que las características gráficas de Windows puedan ser diseñadas con facilidad, no requiriéndose más que unas pocas líneas de programa para controlarlas.

Visual Basic es también un lenguaje de programación que admite la programación llamada "*orientada a eventos*", un estilo de programación especialmente adaptado a los interfases gráficos de usuario.

Los requerimientos básicos que debe poseer el computador para poder instalar el Visual Basic son los siguientes:

- Un ordenador con microprocesador 386 o superior.
- Un disco duro.
- Una unidad de disquete de 3 1/2".
- Un ratón.
- Una tarjeta de video VGA o compatible.
- MS-DOS versión 3.1 o superior.
- Windows versión 3.0 o superior.
- 4 Mb de memoria RAM o más.

5.2. Objetivos y funciones del software.

Los objetivos del software son de procesar los datos provenientes de los sensores y los introducidos por el operador, así como también el presentar de una forma inmediata los cálculos de parámetros espirométricos, los cuales se mostrarán en el monitor de la computadora; por lo tanto el software tiene las siguientes funciones:

- a) **Muestrear:** El muestreo del desplazamiento angular se ordenará a una velocidad de 100 hertz (según norma de la ATS), y la temperatura del gas espirado se registrará al final del muestreo del desplazamiento.
- b) **Solicitar datos personales del paciente:** Estos son de gran importancia ya que sirven para poseer una ficha del paciente para obtener los datos de edad y altura, los cuales sirven para calcular los valores teóricos que debería poseer el paciente en condiciones normales de salud.
- c) **Cálculos:** Como se ha mencionado todos los cálculos se harán de una forma automática a través del software, serán los siguientes cálculos:
 - Factor de corrección BTPS (ver capítulo 2, pág. 21).
 - $FEF_{25-75\%}$ (ver cap. 2, numeral 5)
 - FVC (ver cap. 2, numeral 5)
 - $FEV_{1.0 \text{ seg}}$ (ver cap. 2 numeral 5)

Estos cálculos serán tanto para los valores teóricos como los reales, además se harán otros cálculos complementarios.

- d) **Graficar:** El software se encargará de ordenar graficar el volumen espirado en función del tiempo.

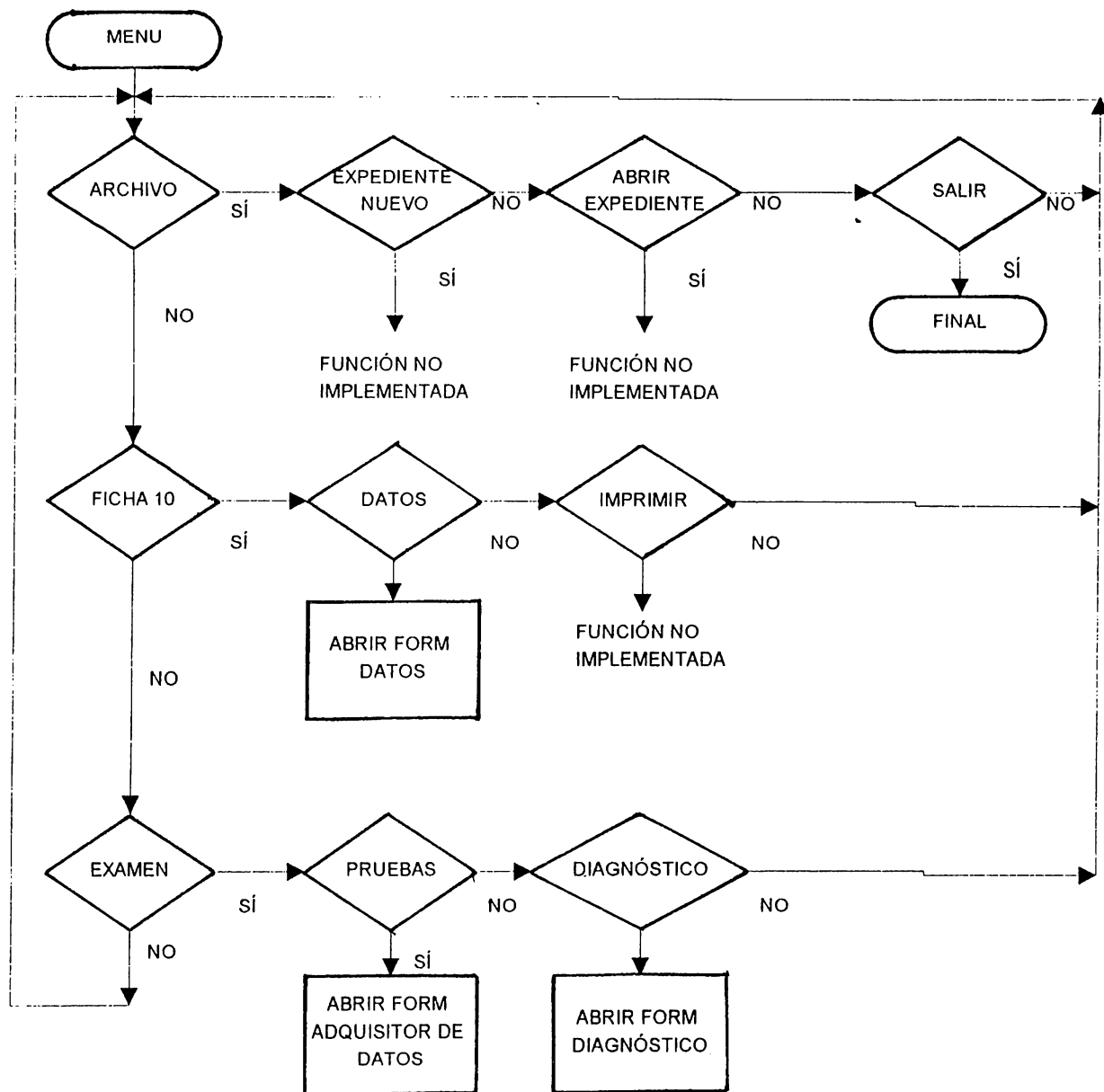
- e) **Presentación de datos:** Se ordenará mostrar los datos y gráfica a través del monitor de la computadora.

5.3. Estructura del programa

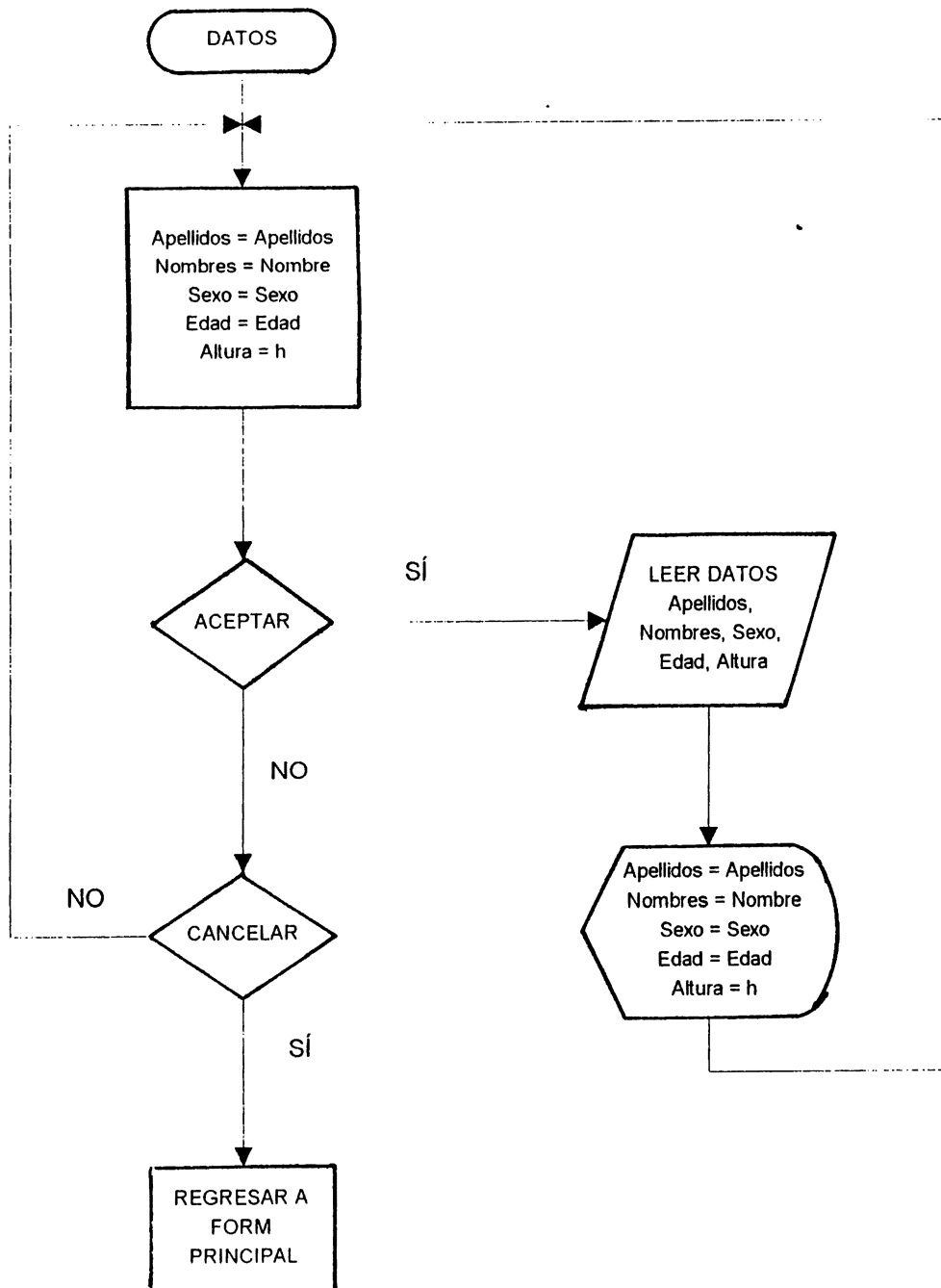
La estructura del programa se ha hecho en base a los form que es el nombre que Visual Basic les da a las pantallas que contendrá el programa. Se ha procurado hacer dicha estructura en el orden lógico de ejecución del programa para la aplicación de espirometría de este proyecto.

Es de aclarar que el programa tendrá varias limitaciones, ya que este se trata de un prototipo y su perfeccionamiento requiere de un mayor estudio.

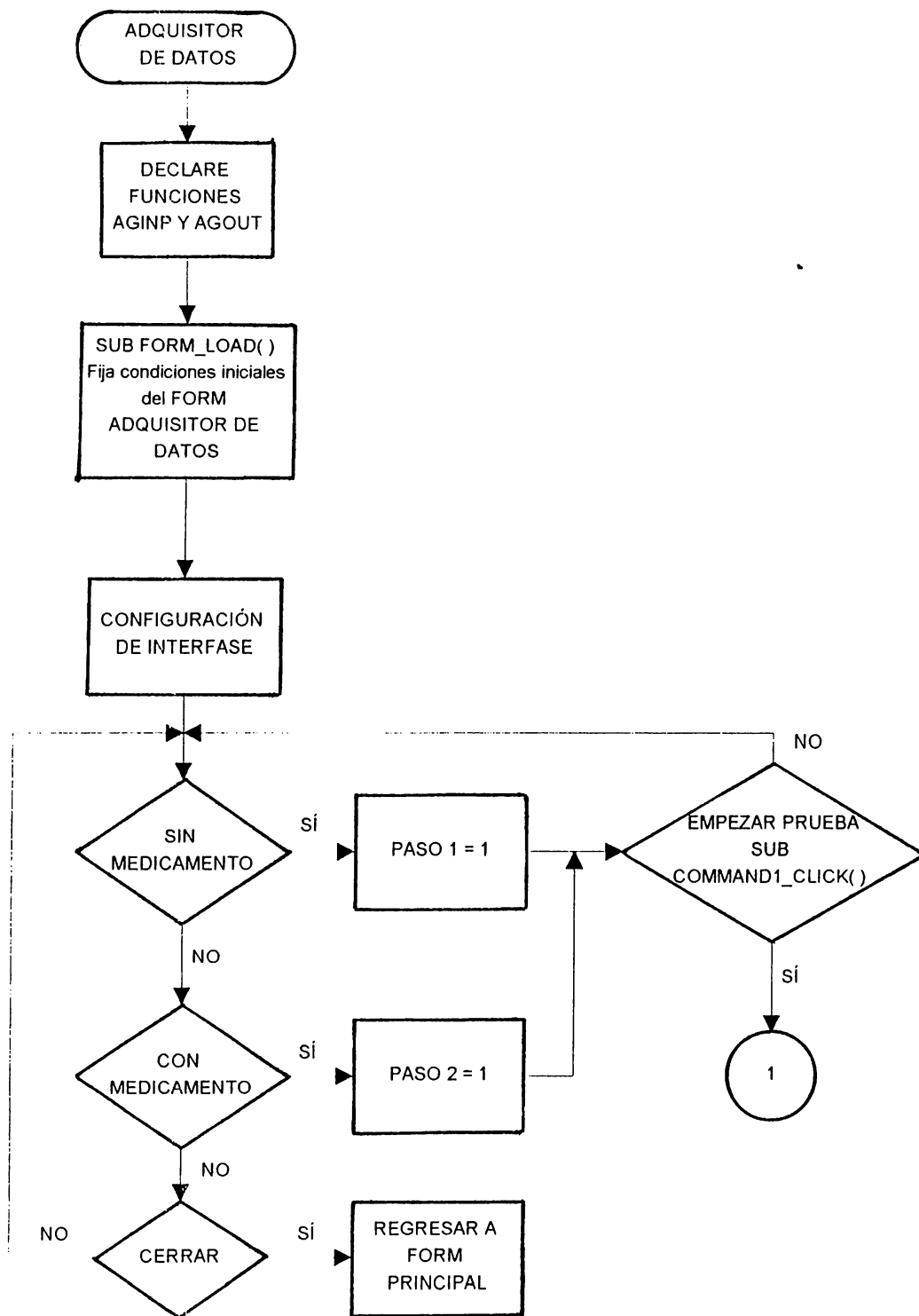
A continuación se muestra el flujograma de los diferentes form.



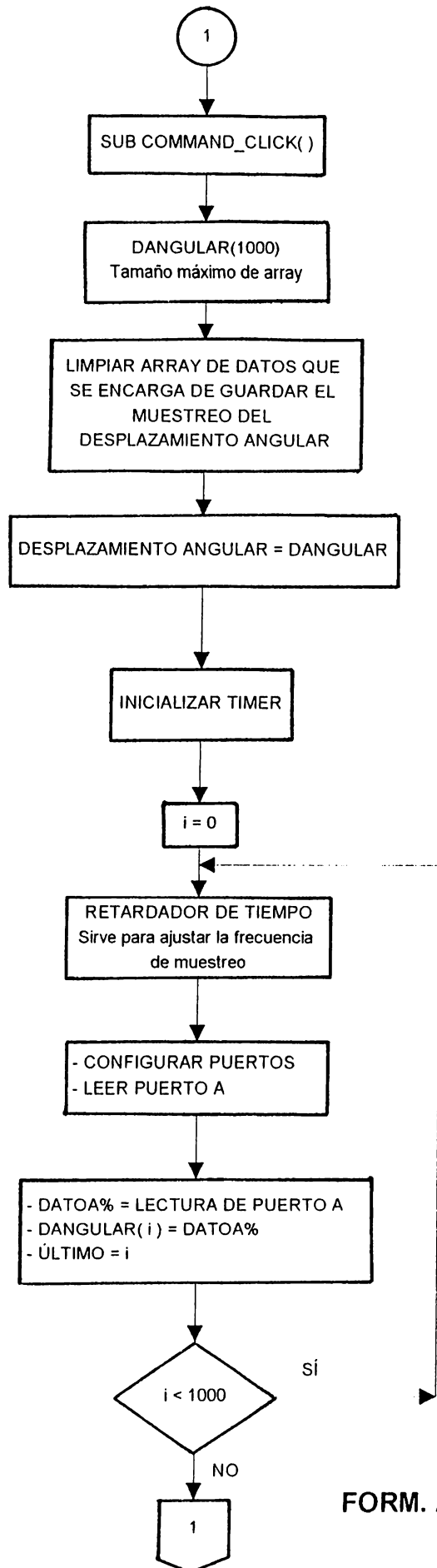
**FORM PRINCIPAL
(PRINCIPA. FRM)**

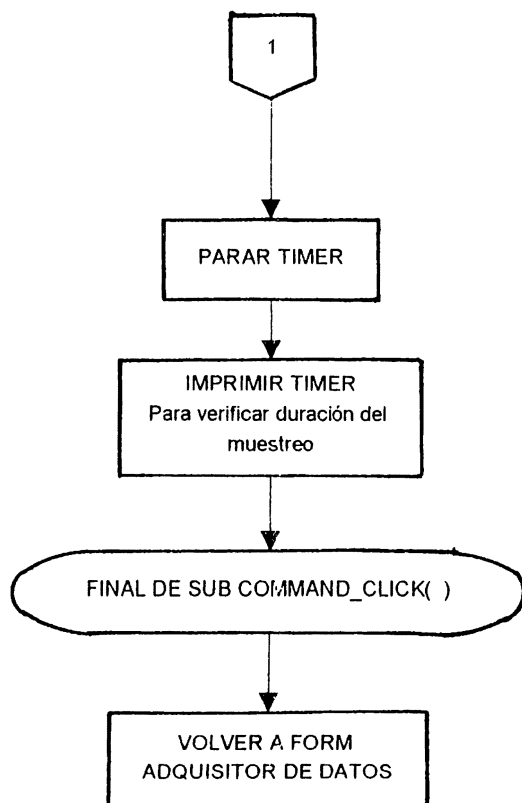


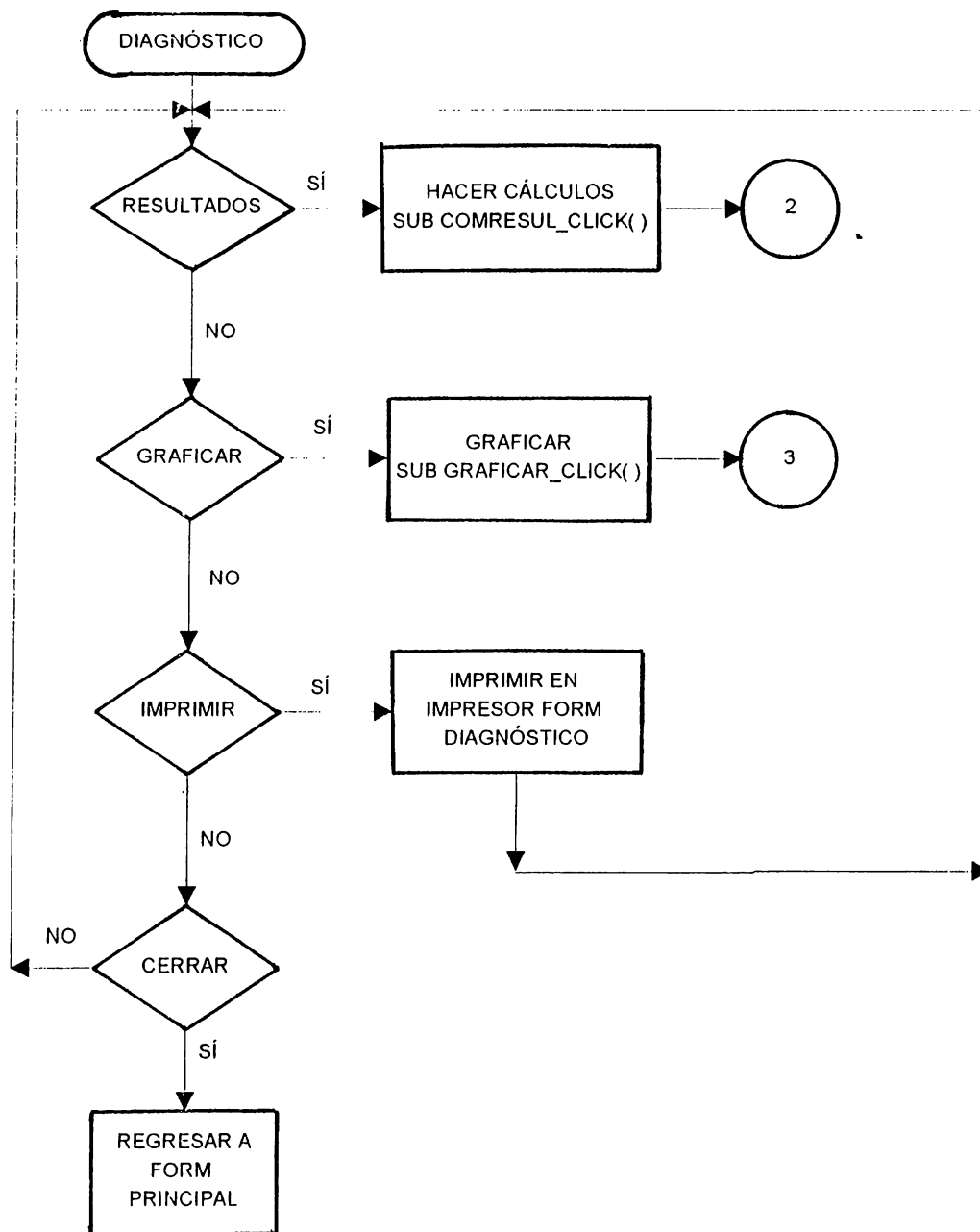
FORM. DATOS
(DATOS. FRM)

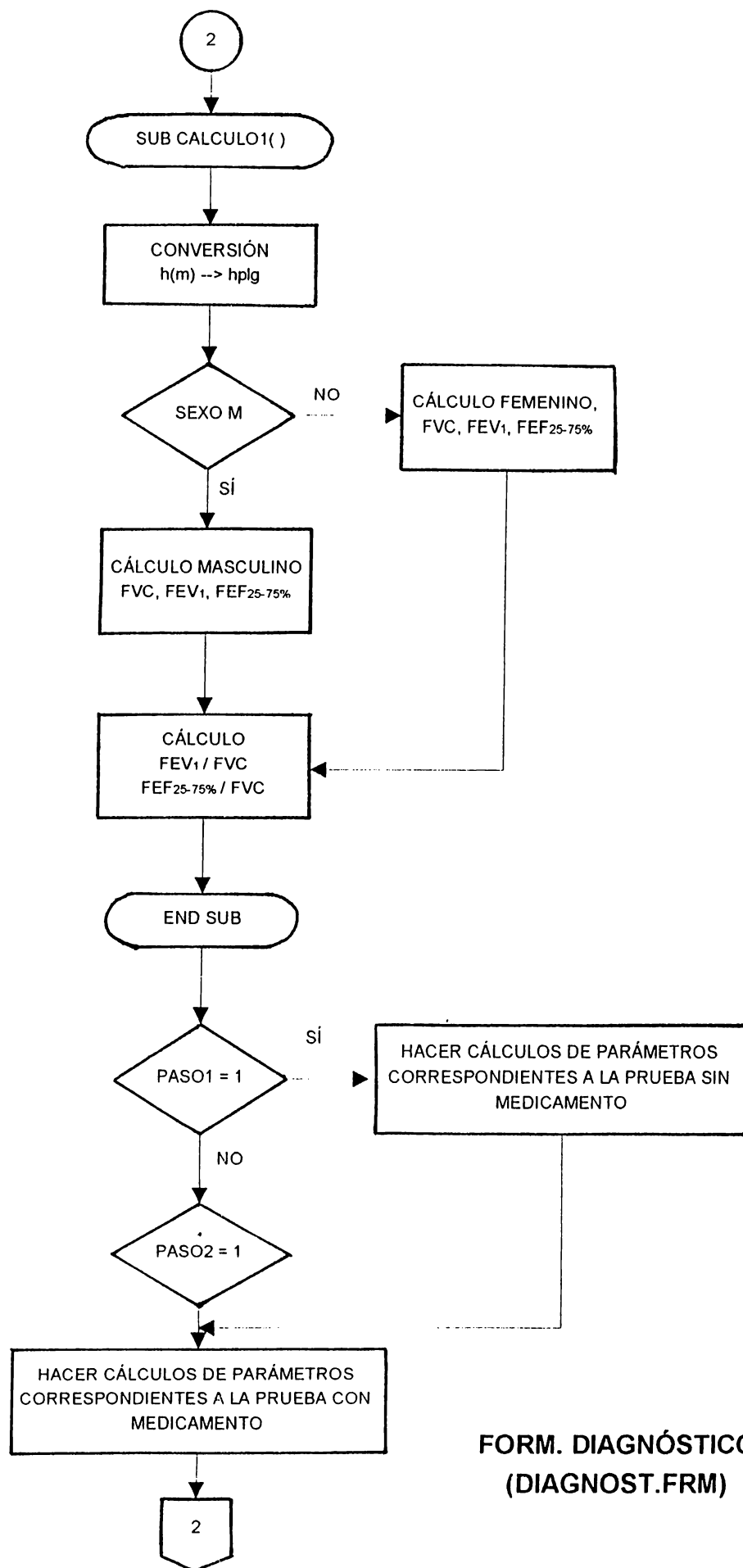


**FORM. ADQUISITOR DE DATOS
(FORM1.FRM)**

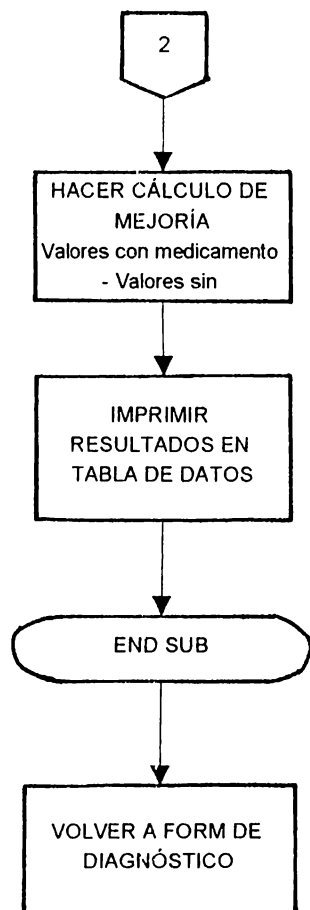




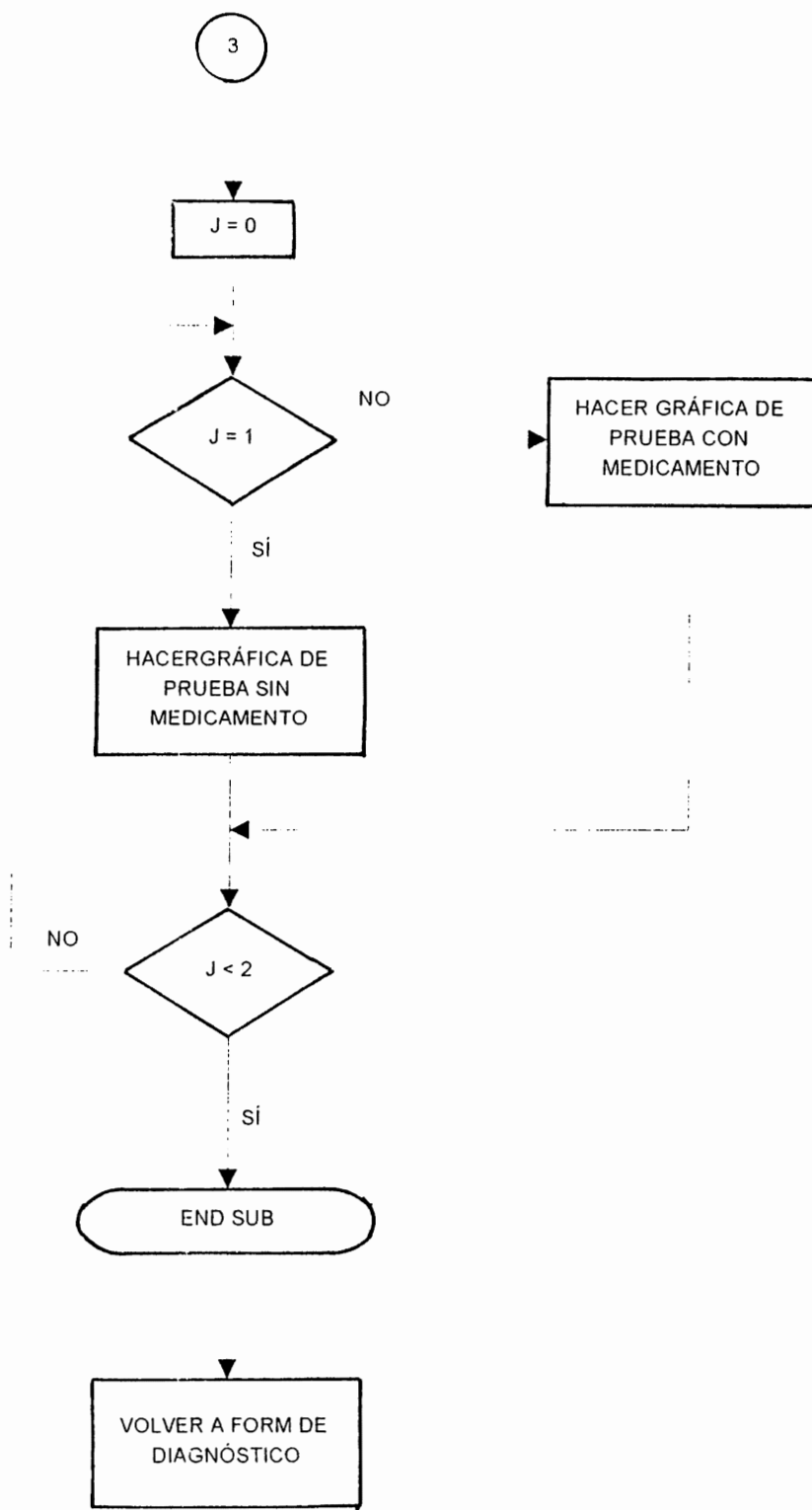




FORM. DIAGNÓSTICO
(DIAGNOST.FRM)



FORM. DIAGNÓSTICO
(DIAGNOST.FRM)



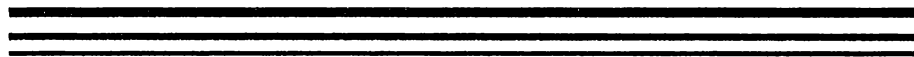
6. Rehabilitación y ajuste del equipo

Debido a que el espirómetro, estuvo siendo utilizado aproximadamente 35 años, como se mostró en el capítulo 3, se diagnosticó que algunas partes del mismo están dañadas y otras desajustadas.

Parte de nuestro trabajo ha sido el de rehabilitar en forma parcial el espirómetro, ajustando y corrigiendo mecanismos que no funcionaban correctamente, así también se mejoró el aspecto físico del mismo.

Algunos de los trabajos de reparación y mejora del equipo se detallan a continuación:

- Se realizó una limpieza y lubricación de las partes mecánicas del espirómetro.
- Se limpió el motor internamente y se lubricaron sus partes mecánicas.
- Se logró una rotación continua del Kymógrafo, gracias a la limpieza y lubricación del motor.
- Se pintó completamente.
- El sistema de polarización a tierra se implementó en el aparato, ya que no contaba con el mismo.
- Haciendo uso de sustancias lustradoras, se les quitó el óxido a algunas partes del espirómetro.
- Se lubricaron el eje de la polea y el eje de la plumilla para evitar fricción que pudiera frenar el movimiento de la campana.



CONCLUSIONES
Y
RECOMENDACIONES

1. Conclusiones

+ Con la implantación de este módulo auxiliar se demuestra que en el país es posible desarrollar tecnologías apropiadas que aprovechen los recursos disponibles para superar las deficiencias de equipos en el área de salud, con costos relativamente bajos.

+ La Combinación de hardware con software gobernado a través de computadora para el rediseño de espirómetros proporciona los siguientes beneficios:

- a) Reducción del tiempo de realización de los test de espiración forzada.
- b) Facilidad de obtención de parámetros.
- c) Disminución de error humano en la obtención de parámetros.
- d) Mejor presentación de los resultados.
- e) La utilización de software deja abierta la posibilidad del mejoramiento y ampliación de las funciones del espirómetro.

+ En los espirómetros de campana se pueden obtener los parámetros requeridos por medio de la transducción del desplazamiento de la campana el cual es proporcional al volumen espirado, y el cálculo de flujo se hace a partir de la información del volumen muestreado en función del tiempo.

+ Los estándares de espirometría son indispensables para los diseños o rediseños de espirómetros, ya que gracias a ellos se conocen las normas que respaldan el funcionamiento correcto de estos y además proporcionan información orientadora para este tipo de trabajo.

+ El interruptor óptico utilizado como sensor de desplazamiento angular en sí, no ofrece resistencia mecánica al sistema, no obstante su medio de interrupción (disco acoplado a la polea), si ofrece cierta inercia en contra del desplazamiento de la polea.

+ Para hacer funcional el circuito sensor de desplazamiento es necesario implementar filtros de señales.

+ Un filtro de señal podría ser un detector de nivel positivo, implementado con amplificadores operacionales.

+ La implementación del conjunto disco-sensores se vuelve un poco compleja ya que debe haber precisión en la ubicación de los sensores respecto a la graduación del disco.

+ El termómetro digital utilizado con anterioridad en el trabajo de graduación "Construcción de una Incubadora Bacteriológica", se puede adaptar a las aplicaciones de espirometría, sólo con linealizarlo dentro de una temperatura dentro de los 20° C a los 35° C.

+ El Conjunto interfase y el software utilizado (Visual Basic) gobernados desde una computadora con microprocesador 486, cumple perfectamente los requerimientos de muestreo, ya que se comprobó que este conjunto tiene la capacidad de llegar a muestrear hasta a una velocidad de 17 KHz, la cual está muy por encima de los 100 Hz requeridos por el sistema.

+ El Visual Basic es una herramienta muy buena para las aplicaciones de muestreo y procesamiento de datos ya que ofrece las siguientes ventajas:

- a) Posee una caja de herramientas que facilita la programación orientada a objetos.

- b) Posee una serie de archivos adaptables a formatos gráficos para darle presentación al programa en un ambiente de windows.
- c) Puede realizar intercambio dinámico de datos con bases de datos, además de poder enlazar con otros programas.
- d) El uso de DLLs (Librerías de acceso dinámica) hace del muestreo de puertos una tarea fácil de hacer.

2. Recomendaciones

- + Considerando que el sistema implementado no cumple con varias normas, y además que no fue verificado su funcionamiento con equipo de calibración especializado, se recomienda comparar el funcionamiento de éste con un espirómetro electrónico, con la finalidad de poder hacer una deducción estadística de exactitud de los parámetros proporcionados.
- + Este módulo no debe ser usado para fines de diagnóstico, sin antes no haber verificado lo señalado anteriormente, y además se debe verificar su seguridad eléctrica, así como control de higiene e infección del espirómetro.
- + En caso que se deseen hacer cálculos de los parámetros espirométricos a partir de la gráfica del Kymógrafo, estos se deben de hacer tomando en cuenta el factor de campana real del espirómetro, así como la velocidad del Kymógrafo debe de medirse con un tacómetro y no asumirse, ya que esta puede sufrir variación debido a cambios de voltaje así como también debido a desgastes en los engranajes del motor.

+ Existe una gran necesidad en lograr una mejor atención en el área de espirometría, tal y como se justifica en el primer capítulo de este documento; por lo cual es importante que la Escuela de Biomédica de la Universidad promueva el desarrollo en esta área a través de la investigación que podría ser realizada en futuros trabajos de graduación.

+ En cuanto a las necesidades de diseño e investigación que se han identificado en el área mencionada se pueden señalar:

- a) Diseño de un inyector de aire controlado por computadora (con 24 formas de onda estándares) para calibrar los equipos de espirometría conforme a las normativas actuales de la American Thoracic Society.
- b) Investigar e implementar controles de higiene e inyección en equipo de espirometría.
- c) Implementar sistemas transductores alternativas en equipos de espirometría; en los cuales se podría utilizar por ejemplo un potenciómetro o un sistema óptico adaptado debajo de la planilla del espirómetro.
- d) Diseñar un sistema que cumpla con todas o con la mayoría de las normas de la ATS.
- e) Ampliar la función de este sistema adaptándolo a otro tipo de pruebas espirométricas.
- f) Mejorar el software implementado, agregándole un sistema de archivos y control estadístico, procedimientos de autocalibración y adaptándolo a otro tipo de pruebas.
- g) Hacer un manual de usuario que incluya las formas de utilizar el equipo, la forma correcta de hacer las

pruebas y los criterios de validación, control de calidad, higiene e infección, rutinas de mantenimiento preventivo, listas y diagramas de partes, por ejemplo.

+ Se recomienda el Visual Basic para la implementación de sistemas en los que se requiera el muestreo, monitoreo o control de señales, ya que se verifica que este lenguaje es una herramienta muy útil y relativamente fácil de aprender para este tipo de proyectos.

- "Anuario Estadístico de la Morbilidad y Factores que Influyen en la Salud y en el Contacto con los Servicio de Salud, 1983". M.S.P.A.S. Dirección de Planificación de los Servicios de Salud. Unidad Estadística de Salud.
- ATS. "*Lung Function Tasting*", American Thoracic Society, USA, 1991.
- BRONZINO, Joseph D. "*The Biomedical Engineering Handbook*". IEEE Press, USA, 1995. (Págs. 81-83, 1231-1235).
- CAROLA, Robert. "*Human Anatomy and Physiology*". McGraw Hill, Inc., USA, 1990.
- Committe on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories. "*Standarization of Spirometry*". (1994 update), American Thoracic Society. USA, 1995.
- COOPER, William D. "*Instrumentación Electrónica Moderna y Técnicas de Medición*". Prentice-Hall Hispanoamericana, México.
- Coughlin, Robert F., " *Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales* ". Prentice-Hall Hispanoamericana, México, D.F., 1993. (Págs. 24-27).
- CROMWEL, Leslie. "*Instrumentación y Medidas Biomédicas*". Marcombo Boixareu Editores. Barcelona, 1980.
- "*Curso de Adiestramiento de Personal*". Celebrado por Hospitalia Internacional GmbH, en agosto de 1983. Fondo Nacional Hospitalario de Colombia.
- Health Product Comparison Systems, "*Spirometers, Diagnostic*". ECRI, septiembre de 1991, USA.
- Health Product Comparison Systems, "*Spirometers, Diagnostic*". ECRI, diciembre de 1995, USA.
- HENRY, William C. "*Principles and Practice of Respiratory Therapy*". (Págs. 615-635).

Horn, Delton T. " 50 CMOS IC Projects". Tab Books Inc., USA, 1988. (Págs. 133-139).

KORN, Valker. "*Handbook of Electromedicine*". Siemens Aktiengesellschaft, Berlin and München, 1985. (Págs. 109-130).

Mano, M. Morris, " *Diseño Digital*". Prentice-Hall Hispanoamericana, México, D.F., 1987.

"*Manual de Operación y Mantenimiento del Equipo Collins Survey Spirometer*".

Módulo MCM-B5/EV. "*Transductores en Medicina*". Electrónica Veneta & IN EL SPA. (Págs. 10-14).

Molina, José A., " *Diseño y Construcción de una Incubadora Bacteriológica*" , Trabajo de Graduación para optar al título de técnico en Ing. Biomédica, Universidad Don Bosco, Soyapango, 1994. (Págs. 37-46)

Nelson, Ross. " *Guía completa de Visual Basic para Windows* ". McGraw-Hill, Segunda Edición.

"*Salud Pública en Cifras, 1983*". Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social. Unidad de Estadística de Salud.

Varios, "*Diccionario Enciclopédico UFEHA*". Unión Tipográfica Editorial Hispanoamericana, México, D. F., 1950.

Varios, "*Enciclopedia de Visual Basic*".

Varios autores, "*Introducción a la Bioingeniería*". Marconbo, Barcelona-México (Págs. 91-95).

recommended operating conditions

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

TTL Devices

13. With all outputs open and 4.5 V applied to all data and clear inputs, I_{CC} is measured after a momentary ground, then 4.5 V is applied to A or B inputs.

PARAMETER ¹	FROM (INPUT)	TO (OUTPUT)	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT	
¹ PLH	A	Q	C _{ext} = 0, R _{ext} = 5 kΩ, C _L = 15 pF, R _L = 2 kΩ		23	33	ns	
	B				23	44		
¹ PHL	A	Q̄			32	45	ns	
	B				34	56		
¹ PHL	Clear	Q			20	27	ns	
¹ PLH		Q̄			28	45		
t _{WQ} (min)	A or B	Q			116	200	ns	
t _{WQ}	A or B	Q	C _{ext} = 1000 pF, R _{ext} = 10 kΩ, C _L = 15 pF, R _L = 2 kΩ	4	4.5	5	μs	

NOTE 8 Load circuits and voltage waveforms are shown in Section 1

SN54LS122, SN54LS123, SN74LS122, SN74LS123 RETRIGGERABLE MONOSTABLE MULTIVIBRATORS

TYPICAL APPLICATION DATA FOR 'LS122, 'LS123

The basic output pulse duration is essentially determined by the values of external capacitance and timing resistance. For pulse durations when $C_{ext} \leq 1000$ pF, use Figure 6, or use Figure 7 where the pulse duration may be defined as:

$$t_w = K \cdot R_T \cdot C_{ext}$$

When $C_{ext} \geq 1 \mu\text{F}$, the output pulse width is defined as:

$$t_w = 0.33 \cdot R_T \cdot C_{ext}$$

For the above two equations, as applicable:

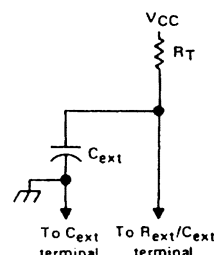
K is multiplier factor, see Figure 7

R_T is in $k\Omega$ (internal or external timing resistance)

C_{ext} is in pF

t_w is in ns

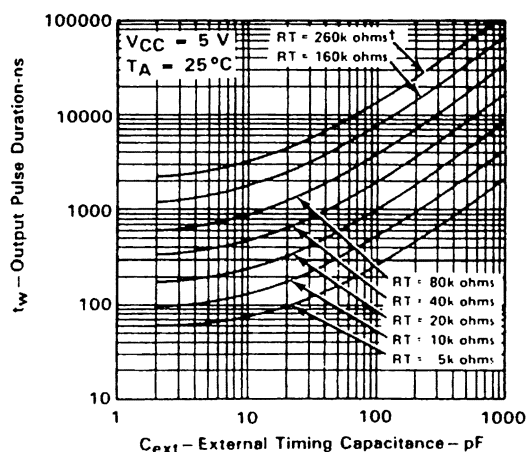
For maximum noise immunity, system ground should be applied to the C_{ext} node, even though the C_{ext} node is already tied to the ground lead internally. Due to the timing scheme used by the 'LS122 and 'LS123, a switching diode is not required to prevent reverse biasing when using electrolytic capacitors.



TIMING COMPONENT CONNECTIONS

FIGURE 5

'LS122, 'LS123
TYPICAL OUTPUT PULSE DURATION
vs
EXTERNAL TIMING CAPACITANCE



¹This value of resistance exceeds the maximum recommended for use over the full temperature range of the SN54LS circuits

FIGURE 6

SN54LS122, SN54LS123, SN74LS122, SN74LS123 RETRIGGERABLE MONOSTABLE MULTIVIBRATORS

TYPICAL APPLICATION DATA FOR 'LS122, 'LS123†

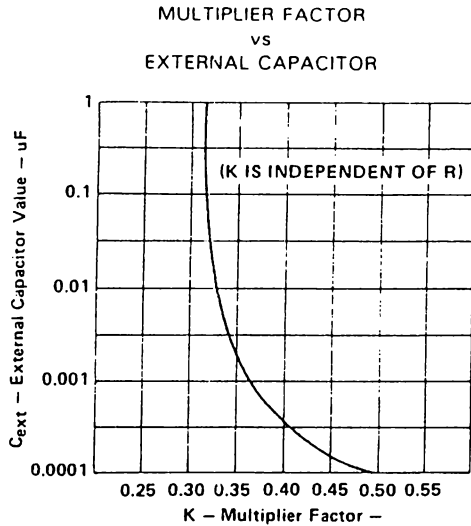


FIGURE 7

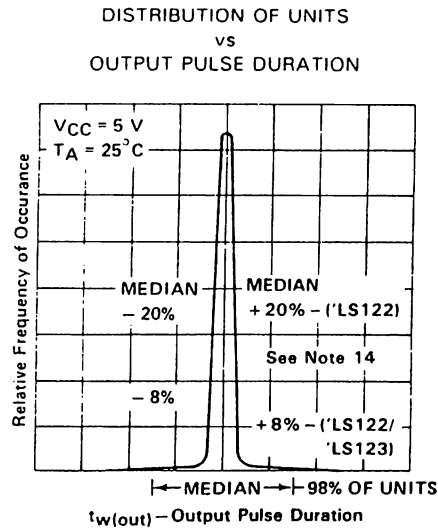


FIGURE 8

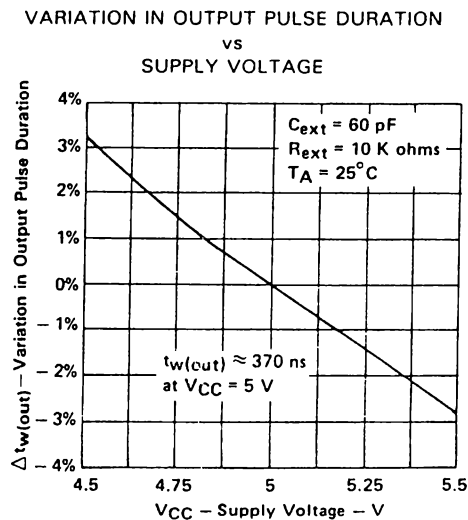


FIGURE 9

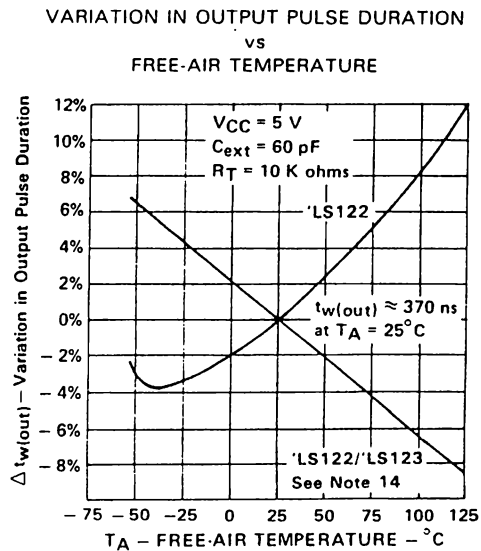


FIGURE 10

NOTE 14 For the 'LS122 the internal timing resistor, R_{int} , was used. For the 'LS122/'LS123 an external timing resistor was used for R_T .
†Data for temperatures below $0^\circ C$ and above $70^\circ C$ and for supply voltages below 4.75 V and above 5.25 V are applicable for SN54LS122 and SN54LS123 only.

2

TTL Devices

TEXAS
INSTRUMENTS

POST OFFICE BOX 655012 • DALLAS, TEXAS 75265

B) Contador Binario 74LS393.

SN54390, SN54LS390, SN54393, SN54LS393, SN74390, SN74LS390, SN74393, SN74LS393 DUAL 4-BIT DECADE AND BINARY COUNTERS

OCTOBER 1976 — REVISED MARCH 1988

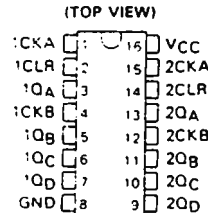
- Dual Versions of the Popular '90A, 'LS90 and '93A, 'LS93
- '390, 'LS390 . . . Individual Clocks for A and B Flip-Flops Provide Dual $\div 2$ and $\div 5$ Counters
- '393, 'LS393 . . . Dual 4-Bit Binary Counter with Individual Clocks
- All Have Direct Clear for Each 4-Bit Counter
- Dual 4-Bit Versions Can Significantly Improve System Densities by Reducing Counter Package Count by 50%
- Typical Maximum Count Frequency . . . 35 MHz
- Buffered Outputs Reduce Possibility of Collector Commutation

description

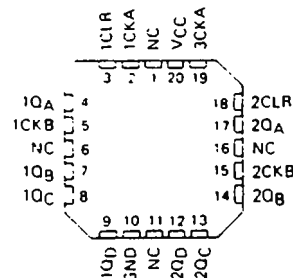
Each of these monolithic circuits contains eight master-slave flip-flops and additional gating to implement two individual four-bit counters in a single package. The '390 and 'LS390 incorporate dual divide-by-two and divide-by-five counters, which can be used to implement cycle lengths equal to any whole and/or cumulative multiples of 2 and/or 5 up to divide-by-100. When connected as a bi-quinary counter, the separate divide-by-two circuit can be used to provide symmetry (a square wave) at the final output stage. The '393 and 'LS393 each comprise two independent four-bit binary counters each having a clear and a clock input. N-bit binary counters can be implemented with each package providing the capability of divide-by-256. The '390, 'LS390, '393, and 'LS393 have parallel outputs from each counter stage so that any submultiple of the input count frequency is available for system-timing signals.

Series 54 and Series 54LS circuits are characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C ; Series 74 and Series 74LS circuits are characterized for operation from 0°C to 70°C .

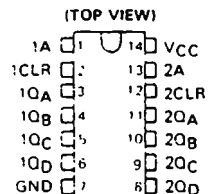
SN54390, SN54LS390 . . . J OR W PACKAGE
SN74390 . . . N PACKAGE
SN74LS390 . . . D OR N PACKAGE



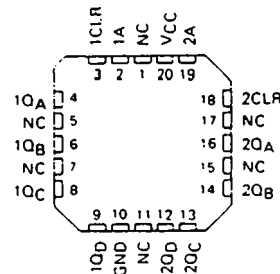
SN54LS390 . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



SN54393, SN54LS393 . . . J OR W PACKAGE
SN74393 . . . N PACKAGE
SN74LS393 . . . D OR N PACKAGE



SN54LS393 . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC - No internal connection

PRODUCTION DATA documents contain information current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

TEXAS
INSTRUMENTS
POST OFFICE BOX 655012 • DALLAS, TEXAS 75285

2

TTL Devices

**SN54390, SN54LS390, SN54393, SN54LS393,
SN74390, SN74LS390, SN74393, SN74LS393
DUAL 4-BIT DECADE AND BINARY COUNTERS**

**'390, 'LS390
BCD COUNT SEQUENCE
(EACH COUNTER)
(See Note A)**

COUNT	OUTPUT			
	Q _D	Q _C	Q _B	Q _A
0	L	L	L	L
1	L	L	L	H
2	L	L	H	L
3	L	L	H	H
4	L	H	L	L
5	L	H	L	H
6	L	H	H	L
7	L	H	H	H
8	H	L	L	L
9	H	L	L	H

**FUNCTION TABLES
'390, 'LS390
BI-QUINARY (5-2)
(EACH COUNTER)
(See Note B)**

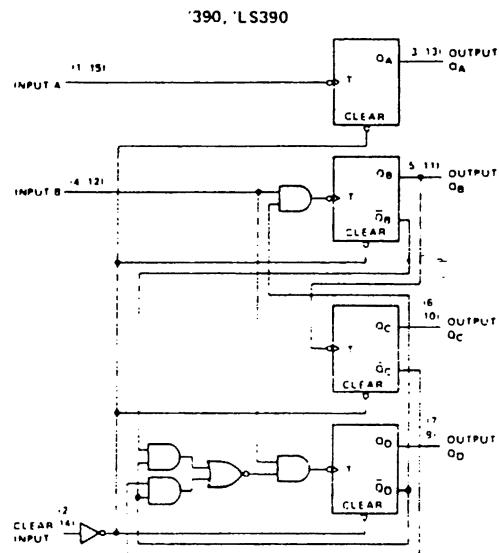
COUNT	OUTPUT			
	Q _A	Q _D	Q _C	Q _B
0	L	L	L	L
1	L	L	L	H
2	L	L	H	L
3	L	L	H	H
4	L	H	L	L
5	H	L	L	L
6	H	L	L	H
7	H	L	H	L
8	H	L	H	H
9	H	H	L	L

**'393, 'LS393
COUNT SEQUENCE
(EACH COUNTER)**

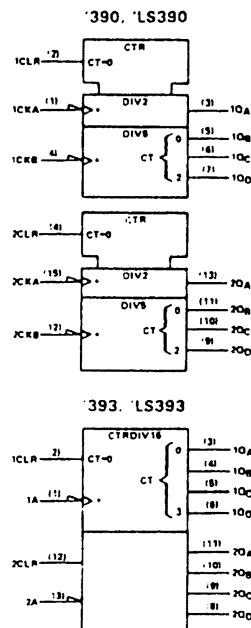
COUNT	OUTPUT			
	Q _D	Q _C	Q _B	Q _A
0	L	L	L	L
1	L	L	L	H
2	L	L	H	L
3	L	L	H	H
4	L	H	L	L
5	L	H	L	H
6	L	H	H	L
7	L	H	H	H
8	H	L	L	L
9	H	L	L	H
10	H	L	H	L
11	H	L	H	H
12	H	H	L	L
13	H	H	L	H
14	H	H	H	L
15	H	H	H	H

NOTES: A. Output Q_A is connected to Input A for BCD count.
B. Output Q_D is connected to input A for bi-quinary count.
C. H = high level, L = low level.

logic diagrams (positive logic)



logic symbols †

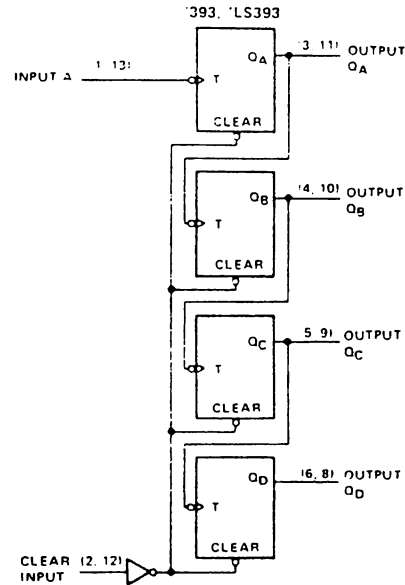


† These symbols are in accordance with ANSI/IEEE Std 31-1984 and IEC Publication 617-12.

Pin numbers shown are for D, J, N, and W packages

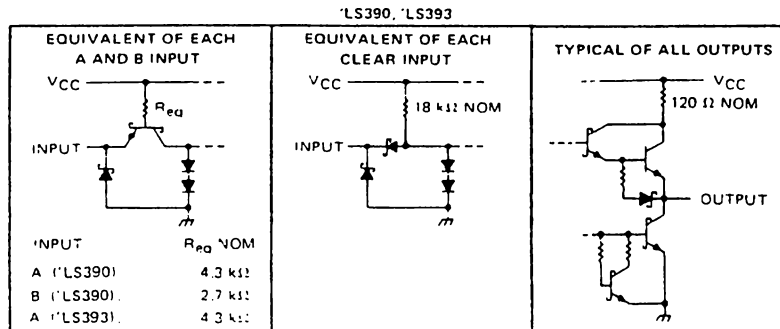
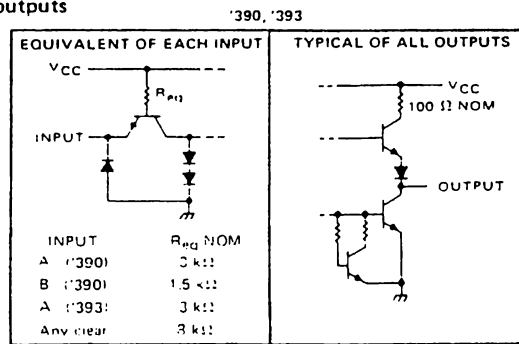
SN54390, SN54LS390, SN54393, SN54LS393,
SN74390, SN74LS390, SN74393, SN74LS393
DUAL 4-BIT DECADE AND BINARY COUNTERS

logic diagrams (continued)



Pin numbers shown are for D, J, N and W packages.

schematics of inputs and outputs



SN54LS390, SN54LS393, SN74LS390, SN74LS393 DUAL 4-BIT DECADE AND BINARY COUNTERS

absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)	7 V
Clear input voltage	7 V
Any A or B clock input voltage	5.5 V
Operating free-air temperature range: SN54LS390, SN54LS393	-55°C to 125°C
SN74LS390, SN74LS393	0°C to 70°C
Storage temperature range	-65°C to 150°C

NOTE 1: Voltage values are with respect to network ground terminal.

recommended operating conditions

		SN54LS390 SN54LS393			SN74LS390 SN74LS393			UNIT
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
Supply voltage, V_{CC}		4.5	5	5.5	4.75	5	5.25	V
High-level output current, I_{OH}				-400			-400	μ A
Low-level output current, I_{OL}				4			8	mA
Count frequency, f_{count}	A input	0		25	0		25	MHz
	B input	0		12.5	0		12.5	
Pulse width, t_W	A input high or low	20		20				ns
	B input high or low	40		40				
	Clear high	20		20				
Clear inactive-state setup time, t_{CU}		25			25			ns
Operating free-air temperature, T_A		-55		125	0		70	°C

The arrow indicates that the falling edge of the clock pulse is used for reference.

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER		TEST CONDITIONS†	SN54LS*			SN74LS*			UNIT
			MIN	TYP‡	MAX	MIN	TYP‡	MAX	
V_{IH}	High-level input voltage		2			2			V
V_{IL}	Low-level input voltage				0.7			0.8	V
V_{IK}	Input clamp voltage	$V_{CC} + \text{MIN.}$, $I_I = -18 \text{ mA}$			-1.5			-1.5	V
V_{OH}	High-level output voltage	$V_{CC} + \text{MIN.}$, $V_{IH} = 2 \text{ V}$, $V_{IL} = V_{IL(\text{max})}$, $I_{OH} = -400 \mu\text{A}$	2.5	3.4		2.7	3.4		V
V_{OL}	Low-level output voltage	$V_{CC} + \text{MIN.}$, $V_{IH} = 2 \text{ V}$, $V_{IL} = 0.8 \text{ V}$							V
		$I_{OL} = 4 \text{ mA}^{\S}$ $I_{OL} = 8 \text{ mA}^{\S}$		0.25 0.4			0.25 0.4		
I_I	Input current at maximum input voltage	Clear							mA
		Input A	$V_{CC} + \text{MAX.}$						
		Input B	$V_I = 5.5 \text{ V}$						
I_{IH}	High-level input current	Clear			0.02			0.02	mA
		Input A	$V_{CC} + \text{MAX.}$, $V_I = 2.7 \text{ V}$		0.1			0.1	
		Input B			0.2			0.2	
I_{IL}	Low-level input current	Clear			-0.4			-0.4	mA
		Input A	$V_{CC} + \text{MAX.}$, $V_I = 0.4 \text{ V}$		-1.6			-1.6	
		Input B			-2.4			-2.4	
I_{OS}	Short-circuit output current‡	$V_{CC} + \text{MAX.}$	-20		-100	-20		-100	mA
I_{CC}	Supply current	$V_{CC} + \text{MAX.}$							mA
		See Note 2	LS390	15	26	LS393	15	26	

* For conditions shown as MIN or MAX, use the appropriate value specified under recommended operating conditions.

† All typical values are at $V_{CC} = 5 \text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$.

‡ Not more than one output should be shorted at a time, and duration of the short-circuit should not exceed one second.

§ The Q_A outputs of the LS390 are tested at $I_{OL} = \text{MAX}$ plus the limit value for I_{IL} for the clock B input. This permits driving the clock B input while maintaining full fan-out capability.

NOTE 2: I_{CC} is measured with all outputs open, both clear inputs grounded following momentary connection to 4.5 V, and all other inputs grounded.

C)Valores de resistencias para diferentes temperaturas en el termistor
Radio Shack, Cat. No. 271-110A.

Temperature in celsius	Kilohms
-50°	329 2
-45°	247 5
-40°	188 4
-35°	144 0
-30°	111 3
-25°	86 39
-20°	67 74
-15°	53 39
-10°	42 45
-5°	33 89
0°	27 28
5°	22 05
10°	17 96
15°	14 68
20°	12 09
25°	10 00
30°	8 313
35°	6 941
40°	5 828
45°	4 912
50°	4 161
55°	3 537
60°	3 021
65°	2 589
70°	2 229
75°	1 924
80°	1 669
85°	1 451
90°	1 366
95°	1 108
100°	.9735
105°	.8575
110°	.7579

E) Buffer 74LS245.

SN54LS245, SN74LS245 OCTAL BUS TRANSCEIVERS WITH 3-STATE OUTPUTS

OCTOBER 1978—REVISED MARCH 1988

- Bi-directional Bus Transceiver in a High-Density 20-Pin Package
- 3-State Outputs Drive Bus Lines Directly
- PNP Inputs Reduce D-C Loading on Bus Lines
- Hysteresis at Bus Inputs Improve Noise Margins
- Typical Propagation Delay Times, Port-to-Port . . . 8 ns

TYPE	I_{OL} (SINK CURRENT)	I_{OH} (SOURCE CURRENT)
SN54LS245	12 mA	-12 mA
SN74LS245	24 mA	-15 mA

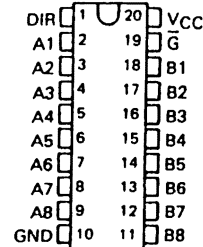
description

These octal bus transceivers are designed for asynchronous two-way communication between data buses. The control function implementation minimizes external timing requirements.

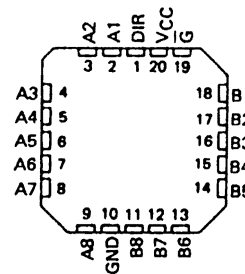
The devices allow data transmission from the A bus to the B bus or from the B bus to the A bus depending upon the logic level at the direction control (DIR) input. The enable input ($\bar{G}$) can be used to disable the device so that the buses are effectively isolated.

The SN54LS245 is characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C . The SN74LS245 is characterized for operation from 0°C to 70°C .

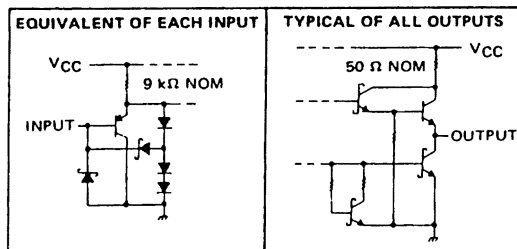
SN54LS245 . . . J OR W PACKAGE
SN74LS245 . . . DW OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



SN54LS245 . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



schematics of inputs and outputs



FUNCTION TABLE

ENABLE $\bar{G}$	DIRECTION CONTROL DIR	OPERATION
L	L	B data to A bus
L	H	A data to B bus
H	X	Isolation

H = high level, L = low level, X = irrelevant

PRODUCTION DATA documents contain information current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

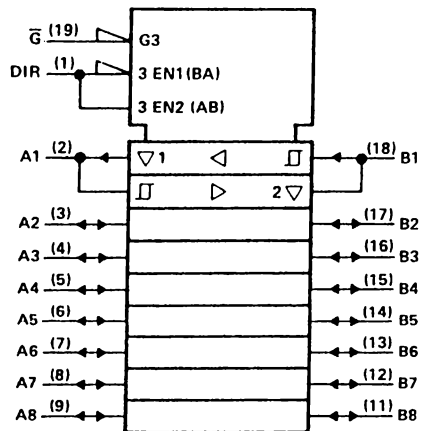
TEXAS
INSTRUMENTS
POST OFFICE BOX 655012 • DALLAS, TEXAS 75265

2

TTL Devices

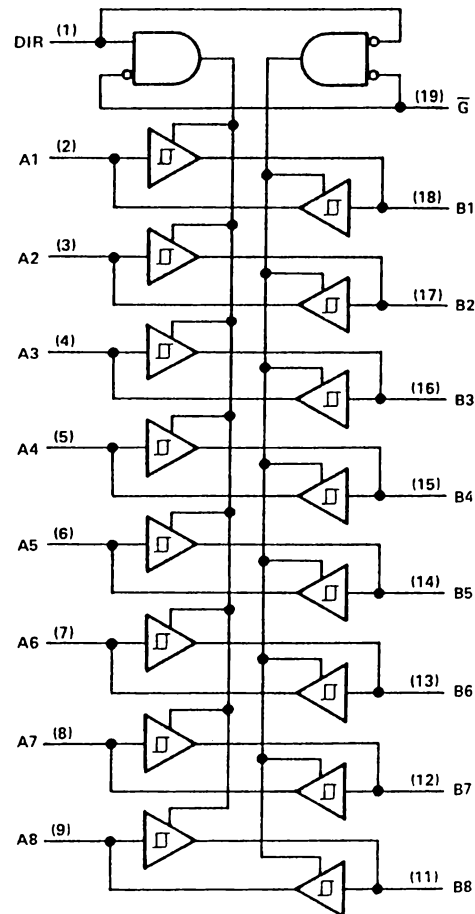
SN54LS245, SN74LS245 **OCTAL BUS TRANSCEIVERS WITH 3-STATE OUTPUTS**

logic symbol†



† This symbol is in accordance with ANSI/IEEE Std. 91-1984 and IEC Publication 617-12.
 Pin numbers shown are for DW, J, N, and W packages.

logic diagram (positive logic)



absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)	7 V
Input voltage	7 V
Off-state output voltage	5.5 V
Operating free-air temperature range: SN54LS245	- 55 °C to 125 °C
SN74LS245	0 °C to 70 °C
Storage temperature range	- 65 °C to 150 °C

NOTE 1: Voltage values are with respect to network ground terminal

2

TTL Devices

SN54LS245, SN74LS245 **OCTAL BUS TRANSCEIVERS WITH 3-STATE OUTPUTS**

recommended operating conditions

PARAMETER	SN54LS245			SN74LS245			UNIT
	MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
Supply voltage, V_{CC}	4.5	5	5.5	4.75	5	5.25	V
High-level output current, I_{OH}			-12			-15	mA
Low-level output current, I_{OL}			12			24	mA
Operating free-air temperature, T_A	-55		125	0		70	°C

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER		TEST CONDITIONS†		SN54LS245		SN74LS245		UNIT
				MIN	TYP‡	MAX	MIN	
V _{IH}	High-level input voltage			2		2		V
V _{IL}	Low-level input voltage					0.7		V
V _{IK}	Input clamp voltage	V _{CC} = MIN, I _I = −18 mA		−1.5		−1.5		V
Hysteresis (V _{T+} − V _{T−}) A or B input		V _{CC} = MIN		0.2	0.4	0.2	0.4	V
V _{OH}	High-level output voltage	V _{CC} = MIN, V _{IH} = 2 V, V _{IL} = V _{IL max}	I _{OH} = −3 mA	2.4	3.4	2.4	3.4	V
			I _{OH} = MAX	2		2		
V _{OL}	Low-level output voltage	V _{CC} = MIN, V _{IH} = 2 V, V _{IL} = V _{IL max}	I _{OL} = 12 mA		0.4		0.4	V
			I _{OL} = 24 mA				0.5	
I _{OZH}	Off-state output current, high-level voltage applied	V _{CC} = MAX, G̅ at 2 V	V _O = 2.7 V		20		20	μA
I _{OZL}	Off-state output current, low-level voltage applied		V _O = 0.4 V		−200		−200	
I _I	Input current at maximum input voltage	A or B DIR or G̅	V _{CC} = MAX, V _I = 5.5 V V _I = 7 V		0.1		0.1	mA
I _{IH}	High-level input current			V _{CC} = MAX, V _{IH} = 2.7 V		20		
I _{IL}	Low-level input current	V _{CC} = MAX, V _{IL} = 0.4 V		−0.2		−0.2		mA
I _{OS}	Short-circuit output current§	V _{CC} = MAX		−40	−225	−40	−225	mA
I _{CC}	Supply current	Total, outputs high		48	70	48	70	mA
		Total, outputs low		62	90	62	90	
		Outputs at Hi-Z		64	95	64	95	

[†]For conditions shown as MIN or MAX, use the appropriate value specified under recommended operating conditions.

[‡]All typical values are at $V_{CC} = 5 \text{ V}, T_A = 25^\circ\text{C}$.

[§]Not more than one output should be shorted at a time, and duration of the short-circuit should not exceed one second.

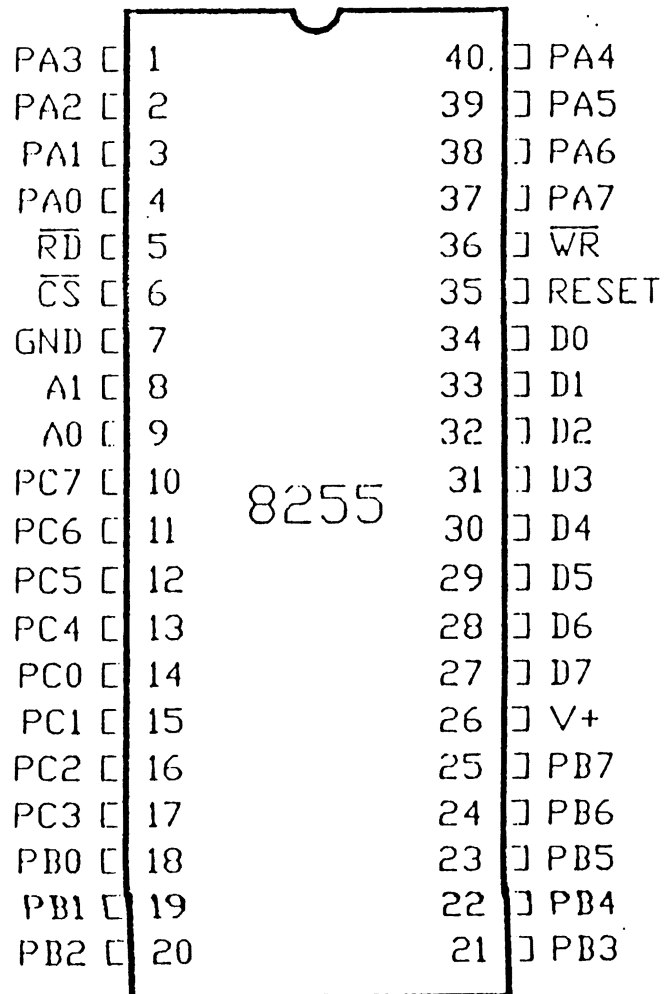
switching characteristics, $V_{CC} = 5 \text{ V}, T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_{PLH} Propagation delay time, low-to-high-level output	$C_L = 45 \text{ pF}, R_L = 667 \Omega, \text{ See Note 2}$		8	12	ns
t_{PHL} Propagation delay time, high-to-low-level output			8	12	ns
t_{PZL} Output enable time to low level			27	40	ns
t_{PZH} Output enable time to high level			25	40	ns
t_{PLZ} Output disable time from low level	$C_L = 5 \text{ pF}, R_L = 667 \Omega, \text{ See Note 2}$		15	25	ns
t_{PHZ} Output disable time from high level			15	28	ns

NOTE 2: Load circuits and voltage waveforms are shown in Section 1.

F) Pin Out de la PPI 8255.

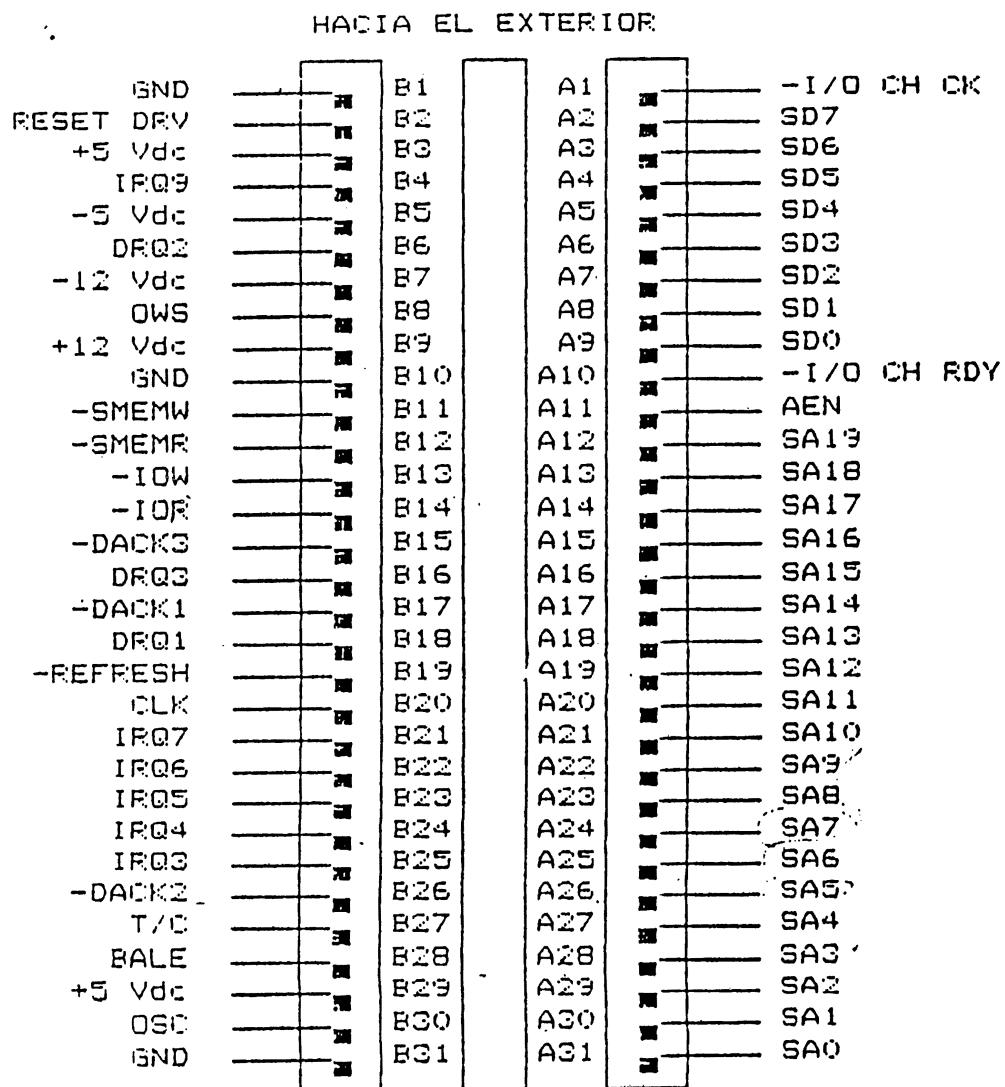
The pinouts of the 8255.



G) Direcciones para configuración de los puertos en el Modo 0.

	BYTE DE CONTROL	PUERTO A	4 MSB PUERTO C	PUERTO B	4 LSB PUERTO C
01 Hex	80 Hex	salida	salida	salida	salida
01 Hex	81 Hex	salida	salida	salida	entrada
	82 Hex	salida	salida	entrada	salida
	83 Hex	salida	salida	entrada	entrada
	88 Hex	salida	entrada	salida	salida
	89 Hex	salida	entrada	salida	entrada
	8A Hex	salida	entrada	entrada	salida
	8B Hex	salida	entrada	entrada	entrada
	90 Hex	entrada	salida	salida	salida
	91 Hex	entrada	salida	salida	entrada
	92 Hex	entrada	salida	entrada	salida
	93 Hex	entrada	salida	entrada	entrada
	98 Hex	entrada	entrada	salida	salida
	99 Hex	entrada	entrada	salida	entrada
	9A Hex	entrada	entrada	entrada	salida
	9B Hex	entrada	entrada	entrada	entrada

H) Pin Out de las ranuras de expansión de computadoras PC AT o compatibles.



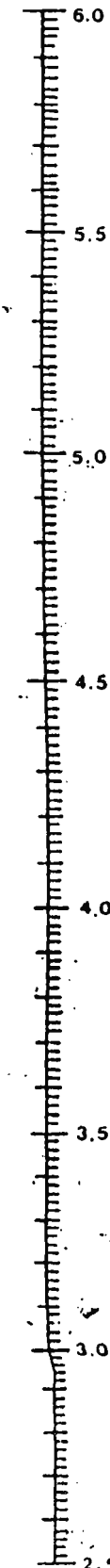
SPIROMETRIC STANDARDS FOR NORMAL MALES (BTPS)

NAME: T.R. Juan Antonio Flores M. DATE: _____
 AGE: Terapista Respiratorio HEIGHT: _____
J.V.P.M. No. 14
 COMMENTS: _____ BY: _____

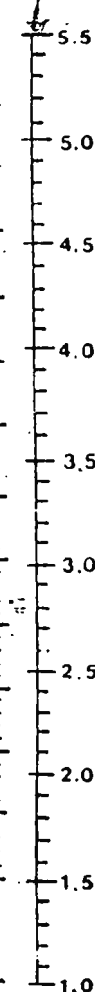
FVC, L

TO USE NOMOGRAM:

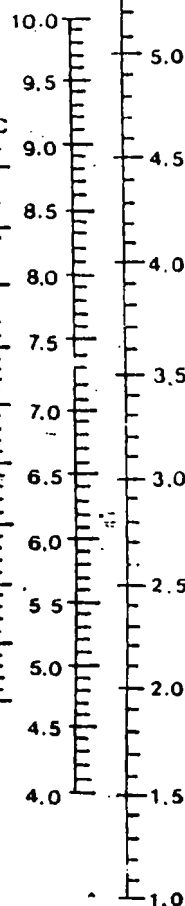
Draw a line along straight edge connecting HEIGHT and AGE scale at approximate reading and intersecting all scales.



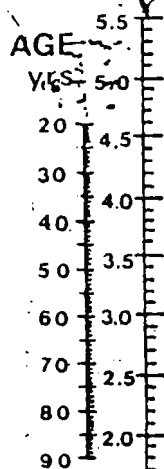
FEV_{1.0}, L



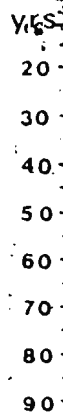
FEF₂₀₀₋₁₂₀₀, L/sec



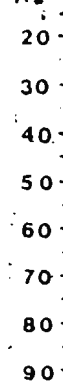
FEF₂₅₋₇₅, %L/sec



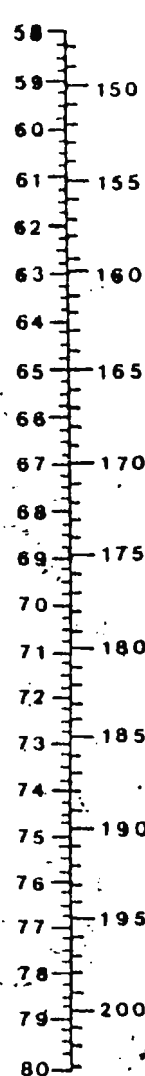
AGE



YES



HEIGHT, in. cm.



R SEE

$$FEF_{200-1200} = 0.109 H_{in} - 0.047 A + 2.010 [0.44 \ 1.66]$$

$$FEF_{25-75\%} = 0.047 H_{in} - 0.045 A + 2.513 [0.53 \ 1.12]$$

$$FEV_{1.0 \text{ sec}} = 0.092 H_{in} - 0.032 A - 1.260 [0.73 \ 0.55]$$

$$FVC = 0.148 H_{in} - 0.025 A - 4.241 [0.65 \ 0.74]$$

Morris J F, Kishi W A, Johnson L C. Amer Rev Resp Dis 1971 103:1

THE OREGON THORACIC SOCIETY

Section of the Oregon Lung Association



Distributed by:

LSC CORP. 80

MA 01801