

ESCUELA UNIVERSITARIA POLITECNICA

INGENIERIA TECNICA TELECOMUNICACIONES

PROYECTO FIN DE CARRERA

TITULO: SISTEMA DE DETECCION DE NIVELES DE PRESION Y
FRECUENCIA RESPIRATORIA BASADO EN MICROPROCE
SADOR.

AUTOR:

D. JOSE ~~QUINTANA~~ SEGURA

TUTOR:

D. ANTONIO M. OJEDA CRUZ

I N D I C E

0.0	INTRODUCCION.....	1
1.0	TRANSDUCTORES.INTRODUCCION.....	3
1.1	Características de un transductor.....	3
2.0	TRANSDUCTORES DE PRESION.....	10
2.1	Elementos mecánicos.....	11
2.1.1	Los medidores de presión absoluta.....	11
2.2	Elementos Electromecánicos	12
2.2.1	Los transductores resistivos.....	15
2.2.2	Los transductores magnéticos de presión.....	16
2.2.3	Los transductores capacitivos.....	17
2.2.4	Las galgas extensiométricas.....	18
2.3	Transductores piezoeléctricos.....	20
2.4	El transductor de presión FOX-ICT.....	21
2.4.1	Compensaciones.....	23
2.4.2	Aplicaciones.....	23
2.4.3	Campo de medida.....	24
2.4.4	Conexiones en contacto con el proceso.....	24
3.0	ESQUEMA DE BLOQUE GENERAL.....	26
4.0	SISTEMA MICROCOMPUTADOR.....	29
4.1	Puertos de Entrada/Salida.....	30
4.2	Microprocesador 8085.Interrucciones.....	32
4.3	Memoria RAM y Unidades de Entrada/Salida.....	35
4.4	EL C.I.8212.....	40
5.0	SISTEMA DE SELECCION DE LIMITES.....	43

5.1 Potenciómetros de niveles.....	44
5.2 El Multiplexor.....	46
5.3 El codificador.....	47
5.4 El convertidor ANALOGICO/DIGITAL ADC0800.....	50
6.0 CIRCUITO DE MEDICION DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA.....	55
6.1 Circuito de sincronismo.....	57
7.0 AMPLIFICADOR DE ENTRADA DE PRESION.....	58
8.0 ELECTROMEDICINA.....	60
8.1 Seguridad de los aparatos electromédicos.....	60
8.2 Precauciones en el diseño de aparatos de medidas.....	61
9.0 MEDIDAS RESPIRATORIAS.....	64
9.1 Tipos de medidas respiratorias.....	64
9.2 Transductores para medidas mecánica de la respiración.....	66
9.3 Medidas de frecuencia respiratorias.....	66
10.0 EL VENTILADOR O RESPIRADOR.....	68
10.1 Clasificación.....	68
10.2 Parametros funcionales de los respiradores.....	69
11.0 SOFTWARE DEL SISTEMA.....	77
11.1 Programa general.....	77
11.2 Subrrutinas.....	80
11.3 Programa del sistema en lenguaje Ensamblador.....	83
12.0 APENDICE 1. FIGURAS.....	97
13.0 APENDICE 2. ESQUEMAS ELECTRICOS.....	

INTRODUCCION.

El presente proyecto está basado fundamentalmente en el diseño y realización de un equipo destinado a aplicaciones médicas. El equipo realizado se le ha denominado como Sistema de detección de niveles de presión y frecuencia respiratoria basado en microprocesador, y es un módulo necesario para los respiradores con unas determinadas características y rangos.

La idea de realizar un proyecto sobre detección de los niveles de presión y frecuencia respiratoria, viene de la importancia que estos parámetros tienen a la hora de ser aplicados a un paciente por medio del denominado respirador.

Muchos de los respiradores existentes en el mercado no viene equipados de dicho sistema de detección como parte integrada en el equipo, sino que generalmente vienen dotados de un módulo aparte y que en la mayoría de los casos son de origen neumáticos.

La realización teórica de dicho proyecto podría ser dividida en cuatro puntos claramente diferenciados.

Un primer punto, en el cual se realiza un extenso estudio teórico de los transductores de presión, donde se hace referencia de todos los tipos de transductores de presión y sus aplicaciones, así como las características de cada uno de ellos, el funcionamiento, compensaciones, etc.

Un segundo punto, que abarca la explicación detallada del funcionamiento de los circuitos analógico y digitales que constituye el equipo, así como el estudio del sistema microcomputador y algunos de los circuitos integrados más complejos.

Un tercer punto en el cual se describe de forma muy general, el funcionamiento básico de los respiradores, y los parámetros con los cuales trabaja, así como un estudio de las medidas respiratorias.

El último punto trata de la elaboración y explicación del software que lleva incorporado el Sistema. Este consta de un programa general y varias subrutinas, que se detallarán de forma más consisa con posterioridad.

La realización práctica de dicho equipo está dividida en dos partes bien diferenciadas.

Una parte formada por el bloque de circuitos analógicos-digitales cuya función básica es obtener las señales del transductor, acondicionarlas y digitalizarlas para ser introducidas en el microcomputador. Este bloque además, realiza otras funciones como la medida de la frecuencia respiratoria y la fijación de los niveles máximos y mínimos.

La segunda parte está formada por el microcomputador, para el cual nos hemos basados en la familia MCS85.

TRANSDUCTORES.

1.0 INTRODUCCION.

Los transductores son dispositivos capaces de convertir una magnitud física en una magnitud eléctrica. Teniendo en cuenta el tipo de magnitud a medir podemos considerar varias clases de transductores, como son los transductores de temperatura, de presión, de sonido, de humedad, etc..

El elemento sensible de todo transductor se denomina sensor, que es el afectado directamente por la magnitud externa.

1.1 CARACTERISTICAS DE UN TRANSDUCTOR.

Para poder caracterizar el comportamiento de un transductor, se definen una serie de conceptos dependientes de ese comportamiento y del tipo de funcionamiento son:

- funcionamiento estático o cuasiestático
- funcionamiento dinámico
- funcionamiento en régimen transitorio.

Funcionamiento estático o cuasiestático.

Este tipo de funcionamiento se define cuando aplicamos la magnitud a medir de una forma continua, como mucho, con una frecuencia de 2 ó 3 hercios.

Aquí cabe distinguir varios parámetros importantes para el estudio del transductor:

1. Función de transferencia
2. Linealidad
3. Sensibilidad
4. Umbral de respuesta.
5. Estabilidad y deriva
6. Error y banda de error.

Función de transferencia.

Es una relación cuantitativa entre el estímulo de entrada y la señal de salida. Los extremos de esta función se denominan "puntos extremos teóricos", puesto que nos limitan el margen teórico de aplicación del transductor en cuestión. Ver fig. T100.

Idealmente interesa tener una curva que represente una respuesta lineal, sin embargo, en teoría, tenemos una respuesta tal como la fig. T100. Esta curva teórica es la que nos facilita el fabricante.

Si la función de transferencia teórica se le unen las imperfecciones del material, defectos de fabricación, etc, resultará que esta curva teórica solo nos representa de forma aproximada la relación existente entre la señal de salida y el estímulo de entrada. Para obtener la función de transferencia real de un transductor, serán tomados valores de una forma experimental que unidos, nos darán lo que se denomina curva de calibrado o función de transferencia real. En la fig. T101 real, es menor que el de la teórica.

Notamos que una curva real denota una histéresis por rozamientos, inercia, etc..

Para que el punto C alcance el punto máximo de la señal de salida, tendríamos que ajustar el transductor; por ejemplo en el caso de un polímetro analógico, ajustando el "cero" en ohmios mediante el potenciómetro de ajuste.

Linealidad.

Expresa la desviación existente entre la curva teórica o la curva real y la recta ideal.

Nos da la máxima desviación de un estímulo de entrada Q_i , determinada por la salida Q_o medida sobre la curva real y la entrada a que corresponde dicha salida, medida sobre la curva ideal. Ver fig. T102

Cuando Q_{ti} y Q_{ii} vienen dadas en % la linealidad se expresa matemáticamente como;

$$L = Q_{ti} - Q_{ii}$$

y si no vienen dadas en tantos por cientos, será:

$$L = \frac{Q_{ti} - Q_{ii}}{Q_{imax}} \times 100$$

Interesa que sea lo más pequeña posible, próxima a cero, pues esto indicaría que la curva real se aproxima bastante a la ideal.

Sensibilidad.

La sensibilidad se define como la relación existente entre la variación de la señal de entrada y la variación de la señal de salida a que da lugar.

Matemáticamente:

$$s = \frac{Qo}{Qi} = \lim_{Qi \rightarrow 0} \frac{dQo}{dQi}$$

viene a ser la pendiente en el punto (Qi, Qo) Ver fig.

T103

Este factor nos da la zona de máxima linealidad de la curva, que corresponde al campo de mayor sensibilidad del transductor, en el que interesa trabajar.

Definimos la sensibilidad media como:

$$S_m = \frac{Q_{omax}}{Q_{imax}}$$

En algunos casos, el fabricante nos da la sensibilidad, sino su inverso, que se denomina "factor de escala"

$$F.E. = \frac{1}{S}$$

Umbral de respuesta.

Es la mínima señal de entrada que hemos de aplicar al transductor para que funcione como tal. Al umbral de respuesta se le denomina también "sensibilidad al límite".

Estabilidad y deriva.

Se define como estabilidad de un transductor a la variación de la respuesta con el tiempo ante una señal de entrada fija.

$$E = \frac{dQ_0}{dt}$$

Si la señal de salida no se mantiene fija cuando la de entrada lo está, es decir que Q_0 varía, se define que el sistema es inestable. Se define deriva al valor absoluto de esta variación.

Podemos hablar de dos tipos de deriva:

- Deriva del cero
- Deriva de la sensibilidad

Un ejemplo claro de deriva del cero lo tenemos en la curva real del transductor, en lo que respecta al ciclo de histéresis, pues una vez que ha arrancado la señal y ha alcanzado su máximo al volver a cero, éste se viene a situar a un valor distinto del que correspondía originalmente. A la diferencia en valor absoluto de la distancia ab de la figura es lo que se denomina deriva del cero. Ver fig. T104.

Deriva de la sensibilidad, es cuando varía la sensibilidad del transductor, de tal forma que, o bien da una señal a la salida cuando no se ha aplicado estímulo a la entrada, o no responde ante una entrada determinada.

Funcionamiento dinámico.

En este tipo de funcionamiento, el transductor trabajará con variaciones rápidas de la señal de entrada.

Un parámetro importante que se define es el ancho de banda del transductor, que es el margen de frecuencias para el cual la respuesta del transductor es plana, es decir la señal de salida se mantiene constante (suponiendo una amplitud constante en la señal de entrada).

Lógicamente hemos de tener bien presente los límites del ancho de banda, pues podríamos llegar a trabajar en la frecuencia de resonancia del transductor, con lo que la salida se dispararía. En consecuencia, el ancho de banda de un transductor está limitado por su frecuencia de resonancia. Ver fig. T105.

Funcionamiento en régimen transitorio.

Para una entrada en escalón unitario, el transductor puede responder de la forma de la fig T106.

Representamos dos tipos de respuesta: una en la que la señal sobrepasa a la entrada y alcanza un punto máximo; otra en la que la salida no alcanza nunca a la entrada. (subamortiguada y sobreamortiguada respectivamente).

Sobre la respuesta transitoria del transductor definimos los siguientes parámetros;

- t_s : tiempo de subida; es el tiempo que tarda la respuesta en pasar del 10% al 90% de la señal de entrada.

- t_{rp} : tiempo de respuesta; es el tiempo que tarda la respuesta para alcanzar el 90% de la señal de entrada.

-tr: tiempo de crecimiento. Tiempo empleado por la respuesta para alcanzar el 50% de la señal de entrada.

-tp: tiempo de pico; es el que tarda la respuesta en alcanzar su valor máximo.

-test: es el tiempo que tarda la respuesta en estar dentro de un determinado rango, prefijado en % de la señal de entrada. Normalmente es del 3 al 5% .

-Mp: máximo sobre impulso; es el valor máximo alcanzado por la respuesta.

2.0 TRANSDUCTORES DE PRESION.

INTRODUCCION.

La presión es una fuerza por unidad de area y puede expresarse en unidades tales como kg/cm², PSI (libras por pulgada cuadradas) ,bar y atmóferas ó también en Nw/m² con el símbolo de Pa.

En la tabla (fig.3) figuran las equivalencias entre estas unidades. La presión puede medirse en valores absolutos o diferenciales. En la figura 4 se indican las clases de presión que los instrumentos miden comunmente en la industria.

La presión absoluta se miden con relación al cero absoluto de presión (puntos A y A' de la figura 4.

La presión atmosférica es la presión ejercida por la atmósfera terrestre medida mediante un barómetro. A nivel del mar esta presión es próxima a 760 mm de Hg absolutos o 14.7 psia(libras por pulgada cuadrada absolutas) y estos valores definen la presión ejercida por la atmósfera estándar.

La presión relativa es la determinada por un elemento que mide la diferencia entre la presión absoluta y la atmosférica del lugar donde se efectua la medición (punto B de la figura4). Hay que señalar que al aumentar o disminuir la presión atmosférica, disminuye ó aumenta respectivamente la presión leida (puntos B' y B''), si bien ello es despreciable al medir presiones elevadas.

La presión diferencial es la diferencia entre dos presiones , puntos C y C'.

El vacío es la diferencia de presiones entre la presión atmosférica existente y la presión absoluta, es decir es la presión media por debajo de la atmosférica (puntos D, D' y D''). Viene expresado en mm columna de agua. Las variaciones de la presión atmosférica influyen considerablemente en las lecturas del vacío.

El campo de aplicación de los transductores de presión es amplio y abarca desde valores muy bajos (vacío) hasta presiones de miles de Kg/cm². En la figura 6 apend. 1 pueden verse los tipos de transductores y su campo de aplicación.

Los instrumentos de presión se clasifican en tres grupos: mecánicos, electromecánicos y electrónicos.

2.1 ELEMENTOS MECANICOS

Se dividen en elementos de medida directa que miden la presión comparandola con la ejercida por un líquido de densidad y alturas conocidas (barómetros cubetas, manómetro de tubo en U, manómetro de campana) y elementos primarios elásticos que se deforman con la presión interna del flujo que contiene.

Los elementos primarios elásticos mas empleados son el tubo Bourdon, elemento en espiral, el helicoidal, el diafragma y el fuelle. Pero no vamos a hablar de ellos ya que no nos interesa demasiado.

2.1.1 Los medidores de presión absoluta.

Consisten en un conjunto de fuelle y muelle opuesto a un fuelle sellado al vacío absoluto. El movimiento resultante de la unión de dos fuelles equivale a la presión del fluido. El material empleado por los fuelles es latón o acero inoxidable. Se utilizan para la medida exacta y el control preciso de bajas presiones, a las que puedan afectar las variaciones en la presión atmosférica. Por ejemplo en el caso de emplear un vacuómetro para el mantenimiento de una presión absoluta de 50mm de mercurio en una columna de destilación, el punto de consigna sería de 710 mm con una presión atmosférica de 760 mm. Si la presión atmosférica cambiase a 775 mm, el vacuómetro indicaría : $710+15 = 725\text{mm}$ con lo cual la presión absoluta en la columna sería controlada a $50+15 + 65 \text{ mm}$, es decir a un 30% mas de la deseada.

En la medida de presiones de fluidos corrosivos pueden emplearse elementos primarios elásticos con materiales especiales en contacto directo con el fluido. Sin embargo en la mayoría de los caso es mas económico utilizar un fluido de sello cuando el fluido es altamente viscoso, o bien cuando la temperatura del proceso es demasiado alta.

2.2 ELEMENTOS ELECTROMECHANICOS.

Los elementos electromecánicos de presión utilizan un elemento mecánico elástico combinado con un transductor eléctrico que genera la señal eléctrica correspondiente. El elemento mecánico consiste en un tubo de Bourdon ,espiral,

hélice, diafragma o fuelle ó una combinación de los mismos que , a través de un sistema de palancas convierten la presión en una fuerza o en un desplazamiento mecánico.

Los elementos electromecánicos de presión se clasifican según el principio de funcionamiento en los siguientes tipos:

Resistivos

Magnéticos

Capacitivos

Extensiométricos

Piezoeléctricos.

Los transmisores eléctricos de equilibrio de fuerzas.

Consisten en su forma mas sencilla en una barra rígida apoyada en un punto sobre la que actua dos fuerzas en equilibrio.

La fuerza ejercida por el elemento mecánico de medición .

La fuerza electromagnética de una unidad magnética.

El desequilibrio entre estas dos fuerzas da lugar a una variación de posición relativa de la barra ,exitando un transductor de desplzamiento tal como un detector de inductancia, un transformador diferencial o bien un detector fotoeléctrico. Un circuito oscilador asociado con cualquiera de estos detectores alimenta una unidad magnetica y la fuerza generada reposiciona la barra de equilibrio de fuerzas. Se completa asi un circuito de realimentación variando la corriente de salida en forma proporcional al intervalo de presiones del proceso.

El detector de posición de inductancia está formado por dos piezas de ferrita, una en la barra y otra fijada rigidamente en el chasis del transductor y contiene una bobina conectada a un circuito oscilador. Cuando aumenta o disminuye el entrehierro disminuye o aumenta respectivamente la inductancia de la bobina detectora modulando la señal de salida del oscilador. (fig 5 apendice 1).

El transformador diferencial (figura 7) consiste en un nucleo magnético con tres o más polos bobinados. El bobinado central está conectado a una línea de alimentación estabilizada y se denomina arrollamiento primario. Los otros dos están bobinados idénticamente con el mismo número de espiras y en la misma disposición. El transformador se cierra magnéticamente con una barra de equilibrio de fuerzas. Al variar la presión cambia la posición de la barra induciendo tensiones distintas en las dos bobinas, mayor en la bobina arrollada en el polo con menor entrehierro y menor en la opuesta. Las bobinas están conectadas en oposición y la señal de tensión diferencial producida es introducida en un amplificador que alimenta la unidad magnética de reposición de la barra.

En el transductor de equilibrio de fuerzas con detector fotoeléctrico (fig 8) la barra rígida tiene en su extremo una ventanilla ranurada que interrumpe total o parcialmente un rayo de luz que incide en una célula fotoeléctrica de dos elementos. Esta célula forma parte de un circuito de puente de Wheatstone autoequilibrado y por lo tanto, cualquier variación de presión que cambie la barra de posición, moverá la ventanilla ranurada y desequilibrará el puente. La señal

diferencial que se produce en los dos elementos de la célula es amplificada y excita un servomotor que señala los valores de presión en una pantalla exterior.

Los transductores eléctricos de equilibrio de fuerzas se caracteriza por tener un movimiento muy pequeño de la barra de equilibrio, poseer realimentación, una elasticidad muy buena y un nivel alto en la señal de salida. Por su constitución mecánica presentan un ajuste del cero y del intervalo de medida (span) complicado y una alta sensibilidad a vibraciones y su estabilidad en el tiempo es de media a pobre.

Su intervalo de medida corresponde al del elemento mecánico que utilizan y su precisión es del orden de 0.5 - 1%.

2.2.1 Los transductores resistivos.

Constituyen sin duda uno de los transductores eléctricos más sencillos. Consisten en un elemento elástico que varía la resistencia ohmica de un potenciómetro en función de la presión. El potenciómetro puede adoptar la forma de un solo hilo continuo o bien estar arrollado a una bobina siguiendo un valor lineal o no de resistencia.

Existen varios tipos de potenciómetros según sea el elemento de resistencia: potenciómetro de grafito, de resistencia bobinada, de película metálica y de plástico moldeado. En la fig. 9 (apendice1) puede verse un transductor resistivo representativo que consta de un muelle de referencia, el elemento de presión y un potenciómetro de precisión. El muelle de referencia es el corazón del transductor ya que al comprimirse su desviación debe ser

unicamente una función de la presión y además debe ser independiente de la temperatura, de la aceleración y de otros factores ambientales externos.

El movimiento del elemento de presión se transmite a un brazo móvil aislado que se apoya sobre el potenciómetro de precisión. Este está conectado a un circuito de puente de Wheatstone.

Los transductores resistivos son simples y su señal de salida es bastante potente como para proporcionar una corriente de salida suficiente para el funcionamiento de los instrumentos de indicación sin necesidad de amplificación. Sin embargo son sensibles a vibraciones y presenta una estabilidad pobre en el tiempo.

2.2.2 Los transductores magnéticos de presión.

Se clasifican en dos grupos según el principio de funcionamiento:

a) Transductores de inductancia variable (figura 10) en los que el desplazamiento de un núcleo móvil dentro de una bobina aumenta la inductancia de ésta en forma casi proporcional a la porción metálica del núcleo contenida dentro la bobina.

El devanado de la bobina se alimenta con una corriente alterna y la f.e.m. de autoinducción generada se opone a la f.e.m. de alimentación, de tal modo que al ir penetrando el núcleo móvil dentro de la bobina la corriente presente en el circuito se va reduciendo por aumentar la f.e.m. de

autoinducción.

Los transductores de inductancia variable tienen las siguientes ventajas, no producen rozamiento en la medición, tienen una respuesta lineal, son pequeños y de construcción robusta y no presisan ajustes críticos en el montaje. Su precisión es del orden de $\pm 1\%$.

b) Los transductores de reluctancia variable (figura 11) consisten en un imán permanente o en un electroimán que crea un campo magnético dentro del cual se mueve una armadura de material magnético.

El circuito magnético se alimenta con una fuerza magnetomotriz constante con lo cual al cambiar la posición de la armadura varía la reluctancia y por tanto el flujo magnético.

Esta variación del flujo da lugar a una corriente inducida en la bobina que es por tanto proporcional al grado de desplazamiento de la armadura móvil.

El movimiento de la armadura es pequeño (del orden de 1 grado como máximo en armaduras giratorias) sin contacto alguno con las partes fijas, por lo cual no existen rozamiento eliminándose la histéresis mecánica típica de otros instrumentos. Los transductores de reluctancia variable presentan una alta sensibilidad a las vibraciones, una estabilidad media en el tiempo y son sensibles a la temperatura. Su precisión es del orden de $\pm 0.5\%$.

Ambos tipos de transductores posicionan el núcleo o la armadura móviles con un elemento de presión (tubo Bourdon, espiral, etc.) y utilizan circuitos eléctricos bobinado de puente de inductancias de corriente alterna.

2.2.3 Los transductores capacitivos.

Se basan en la variación de capacidad que se produce en un condensador al desplazarse una de sus placas por la aplicación de presión (figura 12). La placa móvil tiene forma de diafragma y se encuentra situada entre dos placas fijas. De este modo se tiene dos condensadores uno de capacidad fija o referencia y el otro de capacidad variable, que puede compararse en circuitos oscilantes o bien en circuitos de puente de Wheatstone alimentados con corriente alterna.

Los transductores capacitivos se caracterizan por su pequeño tamaño y su construcción robusta, tienen un pequeño desplazamiento volumétrico y son adecuados para medidas estáticas y dinámicas. Su señal de salida es débil por lo que precisa de amplificadores con el riesgo de introducir errores en la medición. Son sensibles a las variaciones de temperatura y a las aceleraciones transversales y precisan de un ajuste de los circuitos oscilantes y de los puentes de c.a. a los que están acoplados. Su intervalo de medida es relativamente amplio, entre 0.05-5 hasta 0.05-600 Kg/cm² y su precisión del orden de $\pm 0.2\%$ a 0.5%.

2.2.4 Las galgas extensiométricas.

Se basan en la variación de longitud y de diámetro, y por lo tanto de resistencia, que tiene lugar cuando un hilo de resistencia se encuentra sometido a una tensión mecánica por la acción de una presión.

Existe dos tipos de galgas extensiometrica: galgas cementadas formado por varios buble de hilo muy fino que están pegados a una hoja base de cerámica, papel o plástico y galgas sin cementar en las que los hilos de resistencia descansan entre un armazón fijo y otro móvil bajo una ligera tensión inicial.

Entre ambos tipos de galga , la aplicación de presión estira o comprime los hilos según sea la disposición que el fabricante haya adoptado, modificando pues la reisitencia de los mismos.

La galga forma parte de un puente de Wheatstone (figura13) y cuando está sin tensión tiene una resistencia eléctrica determinada. Se aplica al circuito una tensión nominal tal que la pequeña corriente que circula por la resistencia crea una caída de tensión en la misma y el pueste se equilibra para estas condiciones. Cualquier variación de presión que mueva el diafragma del transductor cambia la resistencia de la galga y desequilibra el puente. El intervalo de medida de estos transductores varía entre 0-0.6 a 0-10000 kg/cm² y su precisión es del orden del 0.5%.

Una innovación de la galga extensiometrica la constituye los transductores de presión de silicio difundido. Consiste en un elemento de silicio situado dentro de una camara conteniendo silicona que está en contacto con el proceso a traves de un diafragma flexible. El sensor está fabricado a partir de un monocristal de silicio en cuyo seno se difunde boro para formar varios puentes de Wheatstone constituyendo asi una galga extensiometrica autocontenida. El espesor del sensor determina el intervalo de medida del instrumento. El

sensor con su puente de Wheatstone incorporado forma parte del circuito de la figura 13.

El intervalo de medida de los transductores de silicio difundido varía entre 0-2 a 0-600kg/cm² con una precisión del 0.2%.

Las galgas extensiométrica pueden alimentarse con c.c. o c.a. .Tiene una respuesta de frecuencia excelente y pueden utilizarse en medidas estáticas y dinámicas . Presentan una compensación en temperatura relativamente fácil y generalmente no son influidas por campos magneticos. Con excepción de las galgas de silicio difundidas poseen las siguientes desventajas:

- a) señal de salida debil
- b)pequeño movimiento de la galga
- c)alta sensibilidad a vibraciones y estabilidad dudosa a lo largo del tiempo de funcionamiento.

La galga de silicio difundido tiene la ventaja adicional de estar en contacto directo con el proceso sin mecanismos intermedios de medición de la presión pudiendo así trabajar correctamente aunque el fluido se deposite parcialmente sobre el diafragma del elemento ya que mide directamente la presión del fluido y no la fuerza que éste hace sobre el diafragma.

2.3 TRANSDUCTORES PIEZOELECTRICOS.

Los elementos piezoeléctricos son materiales cristalinos que al deformarse físicamente por la acción de una presión, genera una señal eléctrica. Dos materiales típicos en los transductores piezoeléctricos son el cuarzo y el titanato de

bario, capaces de soportar temperaturas del orden de 150 grados centigrados en servicio continuo y de 230 grados en servicio intermitente.

Son elementos ligeros de pequeño tamaño y de construcción robusta. Su señal de respuesta a una variación de presión es lineal y son adecuados para medidas dinámicas, al ser capaces de dar respuestas frecuencias de hasta 1Mhz. Tiene la ventaja de ser sensibles a los cambios en la temperatura y de experimentar deriva del cero y precisar ajuste de impedancias en caso de fuertes choques. Asimismo su señal de salida es relativamente débil por lo que precisan de amplificadores y acondicionadores de señal que pueden introducir errores en la medición.

2.4 EL TRANSDUCTOR DE PRESION FOX-ICT.

El transductor detecta la presión mediante un diafragma de óxido de silicio SiO_2 (cristal) en el que se han difundido cuatro resistencias que se interconectan formando un puente de Wheatstone. El puente se alimenta por una diagonal y la señal se obtiene por la otra (fig.16).

Cuando el puente está equilibrado $R_1=R_3$ y $R_4=R_2$, siendo la presión aplicada $P=0$. La salida por consiguiente será cero también teóricamente.

Cuando se le aplica una presión P distinta de cero el puente se desequilibra quedando que R_1 menor que R_3 y R_2 mayor que R_4 y por tanto la salida distinta de cero. (fig.17).

La señal de salida tiene un SPAN típico para estos transductores sobre 100mV. Es decir para la presión máxima la tensión de salida es aproximadamente a 100mV.

Sobre la señal de salida influyen de manera importante:

a) La presión aplicada al transductor, P , que es lo que se pretende medir.

b) El proceso de fabricación, ya que en el proceso de difusión las cuatro resistencias no salen con valores exactamente iguales y además se producen desequilibrios entre ellas al soldar las conexiones, pegar el disco inferior, y montar todo el conjunto en el rácor de montaje. El resultado es que con $P=0$ y temperatura constante, la señal de salida no es nula, como decíamos teóricamente sino que tiene un cierto valor que denominamos OFFSET DE CERO.

Esta deriva del cero se compensa con la resistencia RBAL que se coloca en serie con R1 o con R2, dependiendo de los valores. Ver fig 18.a.

c) La temperatura del transductor también afecta en el valor del cero y en el valor del SPAN.

-Con $P=0$, si varía la temperatura cambia el valor de la señal de salida (TC OF ZERO), es decir hay una variación del cero por la temperatura.

-Con $P=P_{max}$, si varía la temperatura cambia el SPAN (TC OF SPAN).

Ambos efectos deben ser compensados. Pero tenemos el circuito de la figura 18a donde están las resistencias de compensación.

d) La excitación, corriente o tensión de alimentación, también afecta directamente al valor de la señal de salida. La excitación debe mantenerse constante dentro de un margen del 0.2%. Ver fig. 18.b.

Debido a la dependencia existente entre temperatura y señal de salida, con estos transductores podemos obtener dos salidas, una que sea función de la presión y otra de la temperatura.

2.4.1 Compensaciones.

La deriva del cero a Temperatura ambiente se compensa con la resistencia RBAL que se monta en serie con R1 ó R2 dependiendo de los valores.

La variación del SPAN por temperatura se compensa añadiendo una resistencia en serie (R'1) con el transductor, o en paralelo (R'2) con el mismo, según se exite al mismo con tensión de alimentación constante (en cuyo caso se pone R'1), o con corriente constante (a cuyo caso se pone R'2).

2.4.2 Aplicaciones.

Estos tipos de transductores sirven para medir:

- Presión relativa (PSIG)
- Presión absoluta (PSIA)
- Presión diferencial
- Presión + Temperatura

-Vacío

-Presión atmosférica.

La señal de salida varía cuando cambia la diferencia entre las presiones existentes a ambos lados del diafragma de SiO₂

Presión absoluta Pa.- Para medir presión absoluta el disco inferior se suelda al chip en una cámara de alto vacío con lo que el espacio entre ambos queda para siempre como cámara de referencia, vacía, y la señal de salida es función de la presión absoluta aplicada al otro lado.

2.4.3 Campo de medida.

Es fijo para cada transductor. El campo de medida es la gama de presiones comprendidas entre el valor mínimo y el valor máximo que debe medir el dispositivo, y corresponde con la gama de señales de salida comprendida entre la señal de salida mínima y la señal de salida máxima para una excitación y temperatura constantes. Esta diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo es el denominado SPAN.

La excitación puede ser por corriente o por tensión. La figura 19.a. indica un circuito de corriente constante dado por la casa proveedora que puede dar 1.5mA o 5 mA según el valor de la resistencia R.

Para $R = 1K$ ---- $I_{cte} = 5mA$. Para $R = 3K3$ --- $I_{cte} = 1.5mA$.

2.4.4 Conexiones en contacto con el proceso.

La construcción de los transductores de la serie 1800, 1700, 350 y 2000, es tal como se indican en la figura 19.b.

Si se conecta al proceso la cámara superior, figura 19.b, quedaran mojadas por el fluido del proceso las conexiones electricas del chip, lo que hay que considerar desde el punto de vista de corrosión. Debe tratarse de gases inertes secos y no corrosivos.

Conectado la cámara inferior (fig19.b) no existe tal problema porque los contactos se sueldan por la parte superior del chip.

En las otras series , las conexiones electricas , quedan protegidas y no contactan con el fluido.

3.0 ESQUEMA DE BLOQUE GENERAL.

En una primera división podemos considerar el sistema compuesto de dos partes: una parte formada por el transductor y los circuitos digitales-analógicos, los cuales adaptan las señales obtenidas del transductor, y una segunda parte constituida por el microcomputador, que procesa la información obtenida del transductor.

El microcomputador está basado en la familia MCS85, y como todo sistema microcomputador está compuesto por:

- . La CPU
- . La MEMORIA
- . Y las Unidades de ENTRADA/SALIDA.

La CPU está formada por el microcomputador 8085, ya bastante conocido. La memoria compuesta por una memoria EPROM de 2Kbytes introducida en la pastilla 2716, y la memoria RAM introducidas en dos pastillas 8156, cada una de 256 bytes. Estas a su vez tienen las Unidades de I/O. El sistema dispone de seis puertos que se pueden utilizar como entrada o salida.

Los Circuitos analógicos-digitales que son interfazados con el microcomputador son básicamente:

- .El transductor y amplificador de entrada de presión.
- .El circuito medidor de frecuencia respiratoria.
- .Los circuitos de ajustes de límites.

.El display.

.Circuito de alarma.

Del buen funcionamiento del transductor depende en gran medida todo el resto del equipo, ya que por medio de dicho transductor se mide tanto la presión como la frecuencia respiratoria, que en definitiva son los dos parámetros con los cuales trabaja el equipo. Por el mismo motivo el Amplificador de entrada de la señal de presión debe ser lo más lineal posible para evitar errores en la medida. Este amplificador de entrada está basado en los amplificadores diferenciales, ya que el transductor es un puente de Wheatstone.

el circuito medidor de frecuencia está basado en la variación de la presión por la respiración, y aplicando un circuito trigger se obtiene una onda, la cual puede ser introducida en el contador.

El valor obtenido de la frecuencia se introduce al microcomputador por el puerto B de la RAM1.

El circuito de fijación de límites está compuesto por una red de potenciómetros, con los cuales pueden ser regulados los valores máximos y mínimos de los parámetros, conectados a un multiplexor, un codificador conectado al teclado, el cual se utiliza para la selección del multiplexor, y un convertidor A/D.

Los displays van conectados directamente a los puertos A y B de la RAM2, y su operación es más de software que de hardware.

El circuito de alarma es obtenido através del contador de la RAM2 por el cual se obtiene una frecuencia de audio. La alarma es visual y sonora. Para la parte visual se dispone un circuito con cuatro leds, los cuales indican cada uno el tipo de límite rebasado. El esquema de bloque se muestra en la fig1 del apendice 2.

Funcionamiento básico del equipo.

Una vez ajustados los límites máximos y mínimos de los parametros y asignado el tiempo de retardo de la alarma mediante la red de potenciómetros, se selecciona el multiplexor para introducir el dato de presión. Este dato es almacenado en memoria y es comparado con sus límites máximo y mínimo; si el valor rebasa uno de estos límites se produce un retardo de valor asignado en segundos, y se vuelve a introducir de nuevo el dato de presión, si aún sigue rebasando el mismo límite se activará la alarma. Si el valor no rebasa los límites entonces es introducido el valor de frecuencia respiratoria a memoria, nuevamente es comparado de la misma forma que la presión. Si tampoco rebasa los límites, el valor de frecuencia es visualizado en display y comienza el proceso desde el principio.

4.0 SISTEMA MICROCOMPUTADOR.

El Sistema microcomputador esta formado por la CPU, que es el microprocesador 8085 de Intel, la memoria EPROM constituida por la pastilla 2716, la memoria RAM y las unidades de I/O que las forman dos integrados 8156. Además tiene otro chip que desmultiplexa el bus de datos-direcciones , éste es el 8212.

Existen dos posibilidades de direccionamiento de memoria: el direccionamiento lineal y el direccionamiento por decodificación.

El direccionamiento lineal consiste en utilizar los bits de direcciones libres como bit de mando de entrada CE de la pastilla de memoria. Con esta forma de direccionamiento no se puede llegar a ocupar la máxima capacidad de memoria. Esto es debido a que las RAM utilizadas solamente tienen 256 bytes de memoria, y cada bit de dirección puede sostener mucho más según el orden del bit de dirección.

El direccionamiento por decodificación consiste en utilizar un decodificador , por ejemplo con un decodificador de 3x8, con tres bits de bus de direcciones podemos direccionar hasta 8 posiciones, o sea hasta 8 pastillas.

Sin embargo para un sistema con poca memoria, es direccionamiento lineal es mas sencillo, y menos costoso.

En nuestro sistema el direccionamiento es lineal , de forma que el bit A12 direcciona la RAM1 y el A13 la RAM2. La memoria EPROM es direccionada con los bits A8, A9, y A10. Estos bits juntos con los 8 primeros pueden direccionar linealmente hasta 2kbytes que es la capacidad de la memoria EPROM 2716. La pastilla CE es activada con la salida de una puerta OR cuyas

entradas van conectadas a los bits A12 y A13. Y la patilla OE va conectada a la IO/M del microprocesador.

El 8212 se utiliza para desmultiplexar el bus de datos para la memoria EPROM, sin embargo esto no es necesario para las RAMs ya que estas se demultiplexa con la señal ALE del micro.

De las cinco posibles interrupciones que se pueden activar con el microcomputador solo utilizamos dos interrupciones: la RST7.5 y la RST6.5.

La interrupción RST7.5 puede ser activada por un pulso, y en nuestro sistema está dispuesta para mandar el contador de programa a una parte del programa monitor donde sólo se efectúan medidas de presiones, las cuales son presentadas en DISPLAY. Luego para salir de esta parte del programa es necesario un RESET general al micro.

La interrupción RST 6.5 es utilizada para el teclado y fijación de los límites.

El TIMER de la RAM1 es programado para obtener una frecuencia aproximadamente de 800Khz que es la frecuencia de trabajo del convertidor A/D. La patilla correspondiente al TIMER OUT es la 6 y va conectada a un amplificador con un transistor para obtener unos pulsos de 10 voltios de tensión, y la salida de este va conectada al CLK del convertidor A/D.

4.1 Puertos de Entrada/Salida.

El microcomputador se comunica con el exterior por medio de los puertos de entrada/salida. Cada pastilla 8156 tiene tres puertos :Puerto A, de 8 bits, Puerto B de 8 bits y Puerto C de seis bits.

La distribución de los puertos de la RAM1 son los siguientes:

Puerto A.- Se utiliza siempre como unidad de entrada. Este va conectado directamente a la salida del convertidor A/D y los datos que por el pueden ser introducidos al microcomputador son:

- La presión medida por el transductor
- Los valores de los límites tanto cuando son presentados en display como cuando son almacenados en memoria.
- El valor del tiempo de retardo.

Puerto B.- Este es utilizado para introducir el valor representativo de la frecuencia respiratoria, y decimos representativo puesto que no es el valor real. El valor real es el dato obtenido por el puerto B multiplicado por 5. De las ocho líneas que tiene el puerto B solamente se utilizan 4, las cuales van conectadas a la salida del latch del circuito medidor de frecuencia. Este puerto queda siempre programado como unidad de entrada.

Puerto C.- Este puerto es utilizado como control y se utiliza tanto como entrada o como salida. Las tres primeras líneas PC0, PC1, y PC2 son utilizadas como salidas para seleccionar el multiplexor. Estas líneas van conectadas a unos drivers que adaptan los niveles TTL con los niveles CMOS.

La línea PC3 es utilizada para activar el LATCH ENABLE del convertidor A/D.

La distribución de los puertos de la RAM2 es la siguiente:

Puerto A.- Este puerto se utiliza para exitar el dígito del display de las unidades. Concretamente se utilizan las siete primeras líneas que corresponden con las siete letras de un dígito. La ultima línea es utilizada para el dígito de las centenas , el cual solamente puede tomar dos valores ,un cero ó un uno.

Puerto B.- Este es utilizado para exitar el dígito de las decenas. Igualmente que el anterior, se conecta las siete primeras líneas con las siete correspondientes letras.Y el ultimo bit también se utiliza para el dígito de las centenas.

Puerto C.- Este puerto se utiliza como salida y es conectado al circuito de alarma. Solamente se utiliza los tres primeros bits. Los dos primeros PC0 y PC1 dan la codificación del tipo de alarma producida y el tercero activa el chip del decodificador.

4.2 MICROPROCESADOR 8085. INTERRUCCIONES.

En este apartado no describiremos el microprocesador 8085 con todo detalle, ya que por su gran número de aplicaciones ,suponemos que es bien conocido. Solamente hablaremos de su sistema de interrupciones.

Este microprocesador dispone de una línea de interrupción, INTR similar al del 8080, que permite ejecutar aquella instrucción, que se introduce a traves del bus AD mediante hardware externo. Además dispone de otras cuatro líneas de

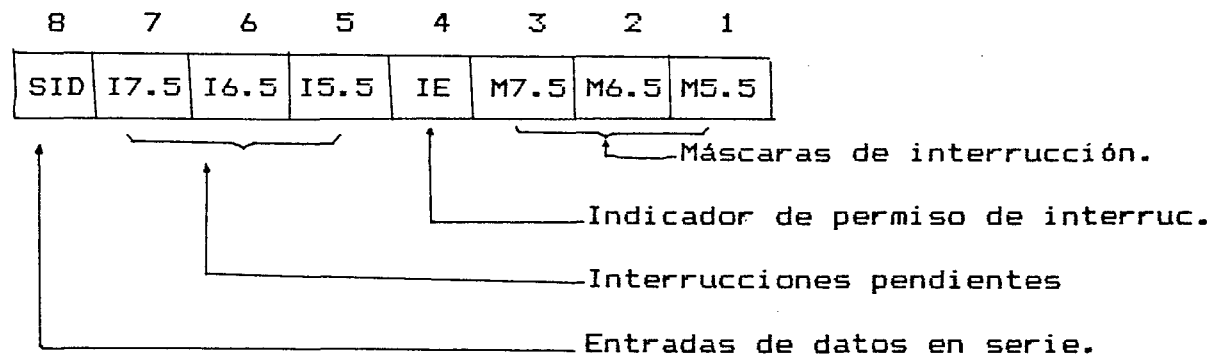
interrucción que son: TRAP, RST5.5, RST6.5, Y RST7.5 .

La línea TRAP provoca una interrupción "no mascarable", por lo que siempre que se produce, se ejecutará, pasando la CPU a atender una subrutina vectorizada en la posición 24/16.

Las líneas RST5.5 y RST6.5 se activan al aplicar un nivel alto, que debe mantenerse, hasta que se atendida dicha petición de interrupción. Están vectorizadas a las posiciones 2c/16 y 34/16. El orden de prioridad de estas interrupciones son en el orden siguiente: TRAP, RST7.5, RST6.5, RST7.5, INTR.

Para trabajar con las tres interrupciones RST hay hacerlo mediante las intrucciones RIMy SIM.

INSTRUCCION RIM.- Esta instrucción lee, o carga sobre el Acumulador el estado de las líneas de interrupción, sus enmascaramientos y la línea SID.



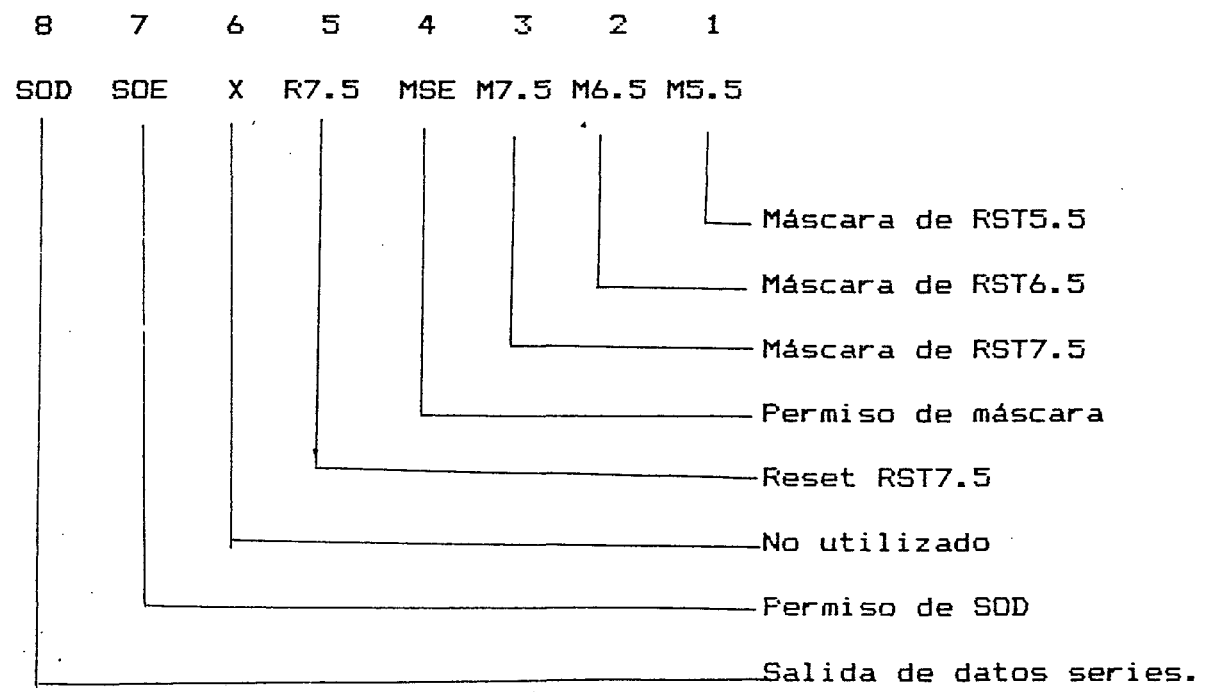
En los bits 1, 2, y 3 del acumulador se carga el estado de las máscaras , si el bit es un "1" la interrupción es enmascarada.

En el bit 4 se caraga a "1" si existe permiso de interrupción.

En los bits 5, 6, y 7 la instrucción RIM carga las interrupciones pendientes si las hay de 5.5 , 6.5, y 7.5 respectivamente, siendo un "1" si la hay y un "0" si no.

En el bit 8 se carga el estado de la linea SID que permite la entrada de datos en serie a la CPU 8085.

INSTRUCCION SIM.- Con esta instruccion el contenido del acumulador se utiliza para programar la mascara de las interrupciones, como se representa en la figura.



Los bits 1,2,y 3 contienen las mascaras de las interrupciones RST 5.5, 6.5, y 7.5 respectivamente.

El bit 4 da el estado de permiso de las interrupciones. El bit 5 contiene el reset de la interrupcion 7.5. El 7 permite la salida o no de los datos en serie y el octavo bit posee el dato que se quiere mandar en serie.

4.3 MEMORIA RAM Y UNIDADES DE I/O.

El chip 8156 está formado por una memoria RAM de 256 palabras de 8bits y tres puertos de I/O. Además contiene un contador programable de 14 bits. Tiene alimentación única de 5V positiva y un tiempo de acceso a memoria de 400ns.

La patilla IO/M funciona de la siguiente forma:

-IO/M = 1 : Está trabajando con uno de los siguientes registros: de comando, de estado, de Puerto A, Puerto B, o Puerto C.

-IO/M = 0 :se está seleccionando un lugar de memoria de la RAM.

Esta patilla va conectada a la correspondiente del microprocesador, IO/M del 8085.

La patilla CE es la selección del chip (chip Enable). Asi con estas dos patillas y el bus de direcciones /datos podemos introducir y obtener datos bien en la memoria RAM o en los registros.

<u>CE</u>	<u>IO/M</u>	
0	0	--- No se activa el chip.
0	1	--- No se activa el chip.
1	0	--- Se activa el chip para leer o escribir en la RAM
1	1	--- Se activa el chip para leer o escribir datos en algún registro

Luego existen otras señales de control ya conocidas como son;

-RESET : conectado al RESET OUT del 8085.

-CLK : conectado al CLK OUT del 8085.

-Igualmente RD, WR, y la señal ALE.

Los registros de la 8156.

REGISTRO COMANDO. Esta formado por un registro de 8 bits.

Y están distribuido de la siguiente forma:

(0 -3) :Para la programación de los puertos.

(4 -5) :Para activar o desactivar las interrupciones de los puertos A y B cuando se utiliza el puerto C como control de los anteriores.

(6 -7) :Para la programación del contador.

BIT 0 :Con el se programa el puerto A bien como entrada ó como salida. Si se pone a "0" está como entrada y si se pone a "1" estará como salida.

BIT 1 :Es programado de la misma forma que el BIT 0 pero en este caso para el puerto B.

BIT 2,3:Son utilizado para la programación del puerto C.

Hay que añadir que los puertos A y B solo pueden ser programados como entrada o como salida y son de 8 bits. Sin embargo el puerto C es de seis bits y además puede ser programado como entrada ó salida; también se puede programar como control

para los puertos A y B.

BIT 3,2 = 00 : Puerto C está como entrada

BIT 3,2 = 11 : Puerto C está como salida.

BIT 3,2 = 01 : Los tres primeros bits son señales

de control del puerto A

-PC0 ...interrucción del PA

-PC1 ...Bufferfull de PA.

-PC2 ... Strobe de PA.

y los restantes actuan como lineas de salida.

BIT 3,2 =10 :Los tres primeros tendrían la misma función que anteriormente y los tres ultimos serían señales de control del puerto B.

BIT 4 :Se utiliza para activar o desactivar la interrupción del puerto A cuando el puerto C está como control.

BIT 5 :Se utiliza del mismo modo pero para el puerto B.

BIT 6,7:Con estos bits se programa el contador de la forma siguiente:

00 No afecta al contador

01 Pára la cuenta si el contador está contando y no opera si no lo está.

10 Pára después de terminar la cuenta.

11 Comienza indefinidamente.Es decir cuando termina la cuenta vuelve a empezar de nuevo.

7	6	5	4	3	2	1	0
TM2	TM1	IEB	IEA	PC2	PC1	PB	PA

REGISTRO DE COMANDO

La dirección del registro de comando es XXXXX000

REGISTRO DE ESTADO.

Es un registro de siete bits , de los cuales seis se usan para el estado de los puertos y uno para el estado del contador. Este registro puede ser leído por la dirección XXXXX000. Hay que tener en cuenta que nunca se puede escribir el registro de estado después del registro de comando.

BIT0 (INTR A) Solicita interrupción del puerto A.

BIT1 (A BF) Buffer del puerto A lleno o vacío según entrada o salida.

BIT2 (INTE A) Activa la interrupción del puerto A.

BIT3 (INTR B) Solicita interrupción del puerto B.

BIT4 (B BF) Buffer del puerto B

BIT5 (INTE B) Activa la interrupción del puerto B.

BIT6 (TIMER) Interrupción del contador. Se pone a "1" cuando el contador ha alcanzado la cuenta y se pone a "0" por el registro C/S o por hardware (reset).

La cuenta del contador es hacia abajo.

UNIDADES DE ENTRADA/SALIDA.

Registro de Comando/Estado. (C/S). Ambos registros son designados por la misma dirección XXXXX000.

Cuando el registro C/S se selecciona durante una operación de WRITE, un comando es escrito en el registro de comando. Cuando el registro se selecciona durante una operación de READ, la información del estado de los puertos y el contador son pasados al bus de datos.

Registro de PA. dirección es XXXXX001

Registro de Pb. dirección es XXXXX010

Registro de PC. direccoón es XXXXX011

Las salidas del 8156 son "glitch-free", esto significa que si en una salida tenemos un "1" y luego queremos sacar otro "1" esta salida no varía. Sin embargo cuando cambia de modo, por ejemplo de entrada a salida, durante el tiempo del cambio la patilla permanece a nivel bajo. Cuando se manda un reset al 8156 todos los puertos se ponen en modo de entrada.

EL CONTADOR.

El timer es un contador de 14 bits cuya salida es obtenida por la patilla TIMER OUT un pulso o una onda cuadrada. El timer tiene una dirección XXXXX100 para el byte más bajo y otra XXXXX101 para el byte alto.

Para programar el timer el valor de cuenta se almacena en el registro de duración de cuenta. Este registro es de 16 bits. Catorce de ellos son utilizados para almacenar el número de cuenta y dos para programar la forma de onda.

4.4 EL C.I.8212

El 8212 es un puerto de Entrada/ Salida de ocho bits que consta de ocho LACHS tipo D apoyados sobre ocho buffers tri-state. Todo el sistema está controlado por una circuitería lógica de selección para controlar dicha pastilla.

El chip también posee un flip-flop para generar una petición de interrupción cuando se trabaja con microprocesadores.

El 8212 puede utilizarse de diferentes modos; como Lachs, Buffer, puertas lógicas e incluso como multiplexor.

CARACTERISTICAS.

- Registros de datos en flip-flops y buffers de salida.
- Flip-flop independiente para la generación de una petición de interrupción.
- Corriente de entrada baja (-0.25 mA).
- Corriente de salida alta (15 mA).
- Salida Tri-State en las ocho líneas.
- Directamente interfazable con las familias 8080A, 8085A y 8008 de Intel.
- Entrada asincrónica de CLEAR (poner a cero los Lachs).

-Integrado de 28 pins estandar.

DESCRIPCION FUNCIONAL.

Se refiere al diagrama de bloques asi como las diferentes señales que lo componen.

DATA LACH: Es el Lach de datos compuesto por ocho flip-flops tipo D, es decir que a golpe de reloj lo que está a su entrada pasa a la salida. Dichos flip-flops trabajan por nivel y no por flancos.

INT: Salida de petición de interrupción. Es activa a nivel bajo.

CLR: Entrada asincrona de CLEAR la cual pone a cero todos los lachs. Es activa a nivel bajo.

OUTPUT BUFFER: Son buffer tri-state no inversores. Posee una entrada para dejar pasar los datos desde los lachs a la salida o para poner en alta impedancia las salidas.

CONTROL LOGIC: Este bloque posee cuatro entrada de control que describiremos mas adelante. Estas entradas se utilizan para controlar las entrada de datos, salidas, alta impedancia, petición de inntrrupción, etc.

ENTRADAS DE CONTROL

DS1, DS2: Estas entradas de control se utilizan para seleccionar el chip (Device Select).

MD: Esta entrada (Mode Device) se usa para controlar el estado de salida de los buffers y habilitar la entrada de reloj de los lachs.

STB: Esta entrada (Strobe) se usa como reloj de los lachs y como reset de la petición de la interrupción.

5.0 SISTEMA DE SELECCION DE LIMITES.

Los dos parámetros a medir por nuestro sistema son la frecuencia respiratoria y la presión. Cada uno de estos parámetros deben estar enmarcados entre dos niveles o límites; límite superior y límite inferior.

Para la presión, el límite superior es la presión máxima a la cual puede someterse al paciente. El límite inferior de presión es la presión mínima la cual ha de ser suficiente para mantener una adecuada respiración.

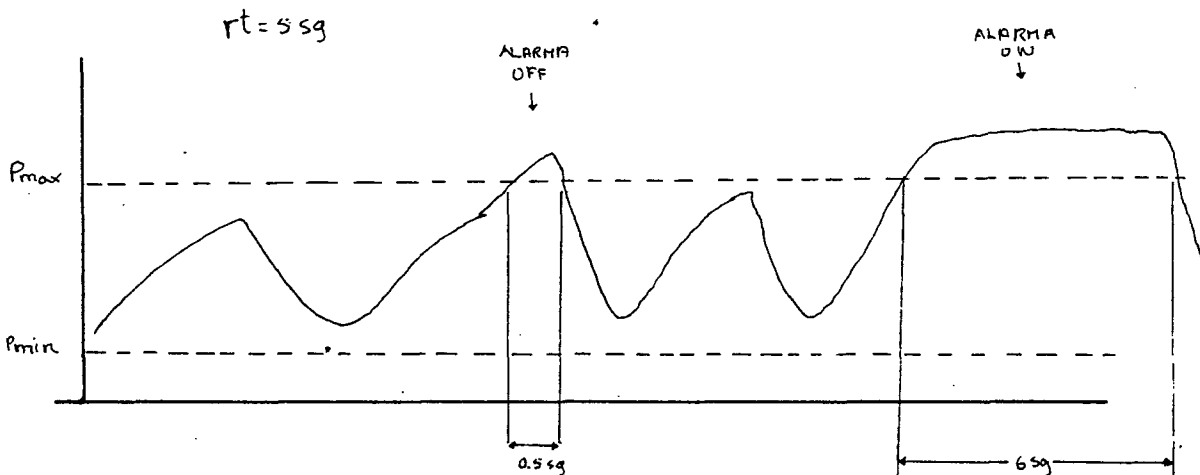
Para la frecuencia respiratoria, el límite superior es la frecuencia máxima a la cual puede ciclarse al paciente y el límite inferior es la frecuencia mínima a la cual puede someterse a dicho paciente

Otro de los límites que contiene el sistema, es el tiempo de retardo de la alarma. Este tiempo de retardo es aplicado cuando cualquiera de los límites de presión o frecuencia respiratoria es sobrepasado.

La función de este retardo es la siguiente: supongamos un respirador que está funcionando dentro de unos márgenes o límites establecidos, y que en un momento dado el paciente tenga una inspiración más pronunciada, como puede suceder en un suspiro, entonces la presión ha aumentado momentaneamente, pero posteriormente ha seguido su curso normal, es decir se ha vuelto a introducir en los márgenes enmarcados. Pues por este motivo no debe activarse la alarma. Para ello existe el retardo, de tal forma que si éste es superior al tiempo en que el valor del parámetro sobrepasa al límite, no deberá activarse

la alarma. Por el contrario, si el tiempo que sobrepasa el límite dicho parámetro es superior al tiempo de retardo, entonces se activará la misma.

Este retardo no tiene un valor fijo sino que está diseñado para ser programado al tiempo que se desee. Generalmente dicho retardo puede tener una duración entre 0 y 20 segundos. En la figura siguiente se puede observar perfectamente lo explicado.

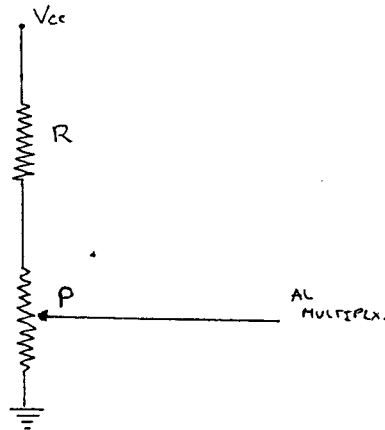


5.1 POTENCIOMETROS DE NIVELES.

Los valores de los límites los obtenemos con unos niveles de tensión que pueden ser regulados por unos potenciómetros.

En un principio se pensó en introducir los valores por un teclado decimal al microcomputador, pero esta forma de hacerlo es poco práctica para el usuario, ya que cada vez que se desee variar uno de los límites, habría que regularlos todos. Sin embargo la regulación de los límites por el sistemas de potenciómetros puede ser regulados de forma muy sencilla y además los valores se mantienen, aún desconectando el equipo.

Para conseguir un valor o nivel de tensión regulable por un potenciómetro, polarizamos éste entre una tensión de referencia y masa. La tensión de referencia es la misma que la de alimentación, 10 voltios.



Los niveles de tensión obtenidos son posteriormente multiplexados y digitalizados para ser presentados en display. De esta forma, mientras regulamos un límite podemos ver dicha variación en display.

Si tenemos en cuenta que la tensión de referencia del convertidor A/D es la misma que la de los potenciómetros y que el convertidor A/D es de 8 bits, éste dividirá su tensión de referencia en 256 escalones de tensión. Dicho de otra forma, para un valor de 10V en la entrada analógica del convertidor, tendremos un número binario a la salida cuyo valor decimal será de 256. Pero nuestro rango de medida de display es de 100, por lo que tenemos que conseguir que la tensión máxima que debe caer en el potenciómetro no dé un valor digitalizado superior a 100.

Para ello ponemos una resistencia en serie con el potenciómetro, de forma que el potenciómetro esté referido a masa. El terminal central del potenciómetro debe conseguir un rango entre 0 y 100.

Cálculo de la resistencia R y el potenciómetro P.

Si $V_R = 10V$ y para 10V tenemos una salida de 256, podemos calcular mediante una regla de tres cuantos voltios necesitamos para una salida de 100.

$$10V \text{ ----- } 256$$

$$V_p \text{ ----- } 100$$

$$\text{Luego } V_p = 4V$$

Es decir que el terminal medio del potenciómetro debe regular una salida entre 0 y 4V.

Utilizando un potenciómetro de valor estandar de 470 ohmios, podemos calcular la resistencia en serie R:

$$R = (V_R - V_p) / I \text{ donde } I = V_p / P$$

$$\text{luego } R = (V_R - V_p) / V_p * P = 705 \text{ ohmios.}$$

Para tomar una resistencia de valor estandar podemos optar entre una de 680 ó 820 ohmios. Efectuando algunos cálculos obtenemos que para $R = 680$ el rango es de 0 a 104; y para un valor de $R = 820$ el rango es de 0 a 97.

Teniendo en cuenta que si el valor sobre pasa 99 se produce un overflow en el display, hemos optado por el segundo valor de R.

5.2 EL MULTIPLEXOR

Los niveles de tensión obtenidos a través de la regulación de los potenciómetros son introducidos en un multiplexor analógico.

El multiplexor analógico empleado es el 4051B de la familia CMOS. Tiene ocho entradas analógicas que son seleccionadas por tres entradas binarias de control. De las ocho entradas analógicas, sólo usamos seis: dos entradas para los límites de presión, otras dos para los límites de frecuencia, una para el valor de retardo de alarma y otra para la señal de presión que procede del Amplificador de entrada de presión. Las combinaciones binarias de selección son desde 001 a la 110, siendo esta última la que selecciona la entrada de presión medida por el transductor.

Como los niveles de tensión de las entradas analógicas son de polaridad positiva, el multiplexor puede ser alimentado entre tensión positiva y masa.

5.3 EL CODIFICADOR.

Para seleccionar manualmente la entrada del multiplexor que se desea regular y visualizar en display, utilizamos un codificador. Este codificador tiene ocho entradas que codifica a tres salidas binarias.

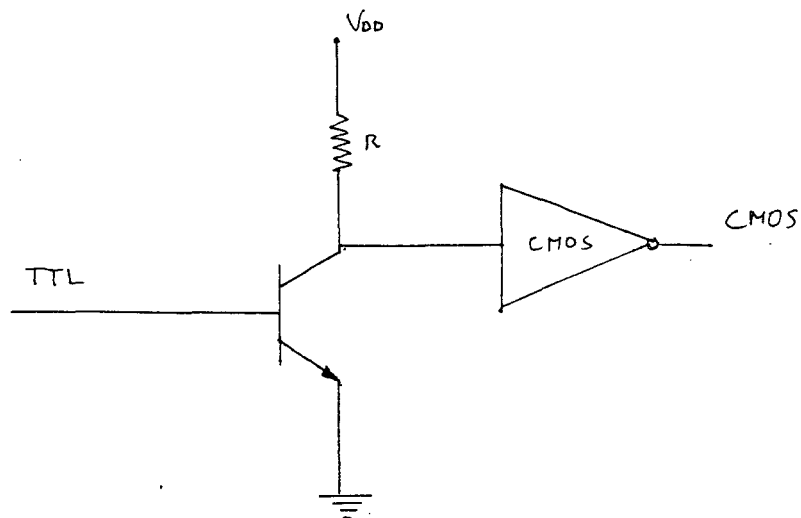
El codificador utilizado es el 4532B, también de la familia CMOS. Las entradas tienen prioridad de mayor a menor. Es decir, si por ejemplo, activamos las entradas D4 y D5 simultáneamente, sólo tendrá validez la D5 y por tanto la salida binaria será 101.

De las ocho entradas de que dispone el dispositivo sólo utilizamos cinco, desde la D1 a D5. Las salidas codificadas son Q0, Q1 y Q2. Además tiene otra salida designada por GS. La característica principal de esta salida es que cuando se activa cualquiera de las entradas, excepto la D0, pasa a nivel alto. Por esta razón es por la que no utilizamos D0, ya que aprovechando dicha característica podemos mandar una señal al microcomputador avisándole de que hemos activado una de las entradas para modificar el valor de algún límite. Esto lo hacemos conectando la salida GS del codificador a la interrupción RST 6.5. De esta forma cuando se activa dicha interrupción el Contador de Programa salta a una parte del programa monitor, preparado para tomar el dato y visualizarlo. Esta parte del programa es un bucle que solo se podrá salir de él si la RST6.5 pasa a nivel bajo o por un RESET general del sistema.

Las salidas codificadas en binario del codificador no van directamente a las entradas de control del multiplexor analógico, sino a través de unas puertas lógicas .OR, también CMOS. La finalidad de estas puertas es la siguiente:

El multiplexor analógico no es seleccionado solamente por el codificador, sino que una vez fijado los valores de los límites, puedan ser memorizados en la memoria del microcomputador por programa.

O sea que el multiplexor también puede ser seleccionado por el microcomputador, y esto lo hace a través de un puerto programado como salida. Las líneas destinadas para ello son la 0, 1 y 2 del puerto C de la RAM1.



La selección por programa solamente es para almacenar temporalmente los datos en memoria, pero no se visualizan.

Uno de los problemas encontrados al trabajar con los circuito CMOS a niveles de tensión de 10 V, es que no aceptaba salidas del puerto C destinadas a la selección del multiplexor. Para ello fue necesario adaptar los niveles TTL del microcomputador a los niveles CMOS. Y se hizo mediante drivers. El driver se ha hecho mediante un transistor BC107 y una puerta inversora CMOS.

Para introducir cualquier dato analógico al microcomputador es necesario digitalizarlo. Para ello utilizamos un convertidor A/D de 8 bit . Este convertidor A/D tiene como entrada analógica la salida del mulltiplexor. La salida del convertidor es cinectada al puerto A de la RAM1.

5.4 ADC0800 CONVERTIDOR A/D DE 8 BITS

El ADC0800 es un convertidor A/D de tecnología CMOS. Basicamente, este circuito está formado por un comparador de alta impedancia, una red de 256 resistores en serie, 256 switches analógicos, un control lógico y unas salidas con latches.

La técnica usada para la conversión es la de aproximaciones sucesivas. La salida es en binario y además es tri-state.

Las características principales son:

- Un bajo costo
- Rango de la señal de entrada de +5V , 10V
- Salida tri-state
- Un tiempo de conversión aproximado de 50 usg
- Salidas con latches
- Compatible con TTL
- Alimentación de 5V y -12V
- Resolución de 8 bits
- Linealidad de +1 LSB
- Velocidad de conversión de 40 periodos de reloj
- Un rango de frecuencia de reloj de 50khz a 800khz.

Rangos máximos.

VDGVSS -22V

VGGVSS -22V

Rango de entrada+0.3V a -22V

Rango de temperaturas:

Para el ADC0800PD.....-55 C a +125 C

Para el ADC0800PCD..... 0 C a +70 C.

Características electricas.

Las especificaciones siguientes son típicas para VSS=5.0V, VGG=-12.0V, VDD=0V, un voltage de referencia de 10.00V (VR NETWORK TOP = 5.0V y VR NETWORK BOTTON = -5.0V) y una frecuencia de 800khz. Para todas las pruebas se utiliza un resistor de 475 ohmios desde la patilla 5 a masa.

<u>PARAMETRO</u>	<u>CONDICIONES</u>	<u>MINIMO</u>	<u>TIPICO</u>	<u>MAXI</u>	<u>UNID.</u>
Linealidad	Ta: 25 C			+1	LSB
Diferencia de no-lineali.				+2	LSB
Error de cero				0.01	% C
Error decero por temperat.				+2	LSB
Error de fondo escala				+2	LSB
Error de fond. escala por temp.				0.01	% C
Frecuencia de reloj		50		800	Khz
Tiempo de tri-state Enable				1	usg
Tiempo de pulso de conversión		1		3.5	CLK
Consumo de corriente	25 C			15	mA
Voltage nivel alto salida	IOH=100uA	2.4			V
Voltage nivel bajo salida	IOL=1.6mA			0.4	V

El ADC0800 está dispuesto de una red de 256 resistores de 300 oh. en serie. Esta red está situada desde la patilla desde la patilla 15 (R.NETWORK TOP, donde se aplica la tensión de referencia positiva) a la patilla 5 (R.NETWORK BOTTON, donde se aplica la tensión negativa).

Los swiches analógicos están conectados, por un extremo a su correspondiente resistor y por el otro, al comparador. Estos swiches son conmutados por el control lógico.

El voltage de referencia es aplicado a la red resistiva de forma que en cada punto de la red caiga una tensión escalonada. La entrada analógica (V_{in}) es primero comparada con el punto central de red. Si V_{in} es mayor que $V_R/2$, entonces pasa a una nueva comparación con $3/4V_R$, y así sucesivamente. Este método se conoce como aproximación sucesiva, y continua hasta conseguir una V_r/n muy aproximada a V_{in} . Luego V_R/N es el valor a codificar. Cuando la conversión está completada el control lógico carga sobre los latches de salida una palabra en binario y da una señal en la patilla EOC, el final de la conversión. El dato se transfiere de los latches a la salida en un tiempo de 200 nsg, siendo así presentado durante todo el tiempo, mientras se hace la próxima conversión y es almacenada de nuevo en dichos latches.

La conversión requiere un tiempo de 40 periodos de reloj. La tensión de referencia (V_{Re}) aplicada a través de las 256 resistencias determinan el rango de la entrada analógica. La tensión de referencia puede variar entre VSS y VGG. El voltage del TOP (V. referencia positiva) no debe exceder a VSS. Para no ver reducida la precisión del dispositivo se debe usar una tensión de referencia de 10V como mínimo. (Este es el valor más típico)

La señal analógica de entrada debe ser tan pequeña como sea posible, ya que el ruido y el reloj podrían producir acoplamiento a esta señal, con lo que produciría errores en la conversión.

Las entradas lógicas de este dispositivo son : Comienzo de conversión (patilla 6), fin de conversión (patilla 9) y Strobe de salida (patilla 7).

La línea EOC (final de conversión) estará durante 40 periodos de reloj como máximo a nivel bajo, indicando que esta ocupado. Luego un pulso en START (comienzo de conversión), resetea y da lugar a una nueva conversión. Cuando la conversión es completada la línea EOC dará un nivel alto. Este nivel alto dura unos cuatro periodos de reloj antes de dar el nuevo comienzo de conversión. Si el pulso de conversión ocurre antes de terminar esos cuatro periodos, la señal de comienzo no es captada por el dispositivo. Este es el problema que presenta el convertidor para aumentar la velocidad de conversión. De todo esto se deduce que el número de conversiones por segundo es igual a $(1/44) \times f_{CLK}$. Si la frecuencia máxima de reloj es de 800kHz, el número máximo de conversiones por segundo será de unas 18100 conver./sg.

Las alimentaciones standards son $V_{SS}=5V$, $V_{GG}=-12V$, y $V_{DD}=0V$. La precisión del dispositivo depende de la estabilidad de los voltages de referencia y tiene pequeña sensibilidad por la V_{SS} y V_{GG} . Pero la V_{DD} no tiene efecto alguno sobre dicha precisión. Se recomienda un condensador de 4.7 μ F en cada alimentación.

Ajuste del Cero.

Este ajuste no es más que el ajuste de la tensión de offset del voltage requerido para el BOTTON R.NETWORK (voltage negativo de referencia). También se suele ajustar con un

potenciómetro de 1k a la patilla 5.

Ajuste de fondo escala.

Este es el offset del voltage del TOP (voltage positivo de referencia). También se suele ajustar con un potenciómetro de 1k a la patilla 15.

Interface con microprocesador.

Este convertidor A/D es compatible con microprocesador. En nuestro caso el microprocesador es el 8085 de INTEL y va conectado a él por un puerto de la unidad de I/O. (8155).

Mediante un programa podemos controlar la conversión y posteriormente el acceso del dato programando el puerto como entrada.

6.0 CIRCUITO DE MEDICION DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA.

La medición de la frecuencia respiratoria se puede obtener de diversas formas, por ejemplo por medio de un termistor en la nariz, ya que el aire sufre una variación de temperatura en el ciclo de inspiración-expiración; otra forma consiste en utilizar una banda elástica que se fija alrededor del tórax con un resorte que se alarga y encoje con el ciclo de respiración, este resorte va conectado a un conmutador. Existen otros métodos mas.

Teniendo en cuenta que una de las características principales de las mediciones de parámetros en un paciente es no sobrecargar demasiado con instrumentaciones aparatosas, y como utilizamos un transductor de presión para medir la presión en las vías respiratorias, hemos optado por medir la frecuencia respiratoria a través de la variación de presión que se produce en dichas vías respiratorias. Esta variación, naturalmente tiene la misma frecuencia que la respiración.

Como la onda de presión no es una onda aceptable para introducirla en los circuitos lógicos TTL, es necesario adaptarla de forma que obtengamos una onda cuadrada con niveles TTL. Para ello utilizamos un amplificador operacional que amplifica la onda y además, por las características de dicho amplificador operacional como comparador, me da una onda casi cuadrada. Para mejorar estos pulsos utilizamos dos puertas negadas trigger, con lo que queda solucionado el problema.

La forma de medir la frecuencia de esta onda es utilizando un tiempo de puerta conocido. Hay que tener en cuenta que la frecuencia respiratoria se mide en ciclos por minuto. Como un tiempo de puerta de un minuto sería excesivo, hemos utilizado un tiempo de puerta de 15 segundos, o sea 1/4 minuto. Esto implicará que en el microcomputador el contaje obtenido durante los 15 segundos hay que multiplicarlo por 4 para así obtener el valor de la frecuencia real.

El tiempo de puerta se ha obtenido por medio de un TIMER, el circuito 555. En este circuito podemos conseguir tiempos de puerta muy precisos, para ello basta calcular la red externa de un circuito RC.

En los catálogos viene perfectamente definido como calcular los valores de dichos componentes para obtener la frecuencia deseada y el tiempo de carga y descarga (nivel alto y bajo).

En nuestro caso el tiempo de carga es el tiempo de puerta y por tanto su duración es de 15 segundos, y el tiempo de descarga es aproximado a 1.5 segundos. Contemplando la fórmula del tiempo de descarga $t_2 = 0.693 \times R_2 \times C_1$ y dándole el valor de 4.7uF al condensador, obtenemos un valor de resistencia de 470K aproximadamente. De este valor y con la fórmula del tiempo de carga $t_1 = 0.693 \times (R_1 + R_2) \times C_1$ obtenemos el valor de R1 que es aproximativo a 4M. Pero en la práctica generalmente la aproximación es menor, con lo que hemos descompuesto R1 en una resistencia fija de 2M en serie con una resistencia variable de 2M. Ajustando sobre el circuito el tiempo de puerta a 15 segundos hemos obtenido un valor de 3.4M .

Utilizando como circuito de puerta una puerta AND compuesta por dos puerta NAND obtenemos la onda modulada que llevamos al contador.

Debido a que la frecuencia de respiración nunca excede de 60 ciclos por minuto, y por el tiempo de puerta de 15 segundos pueden pasar como máximo 15 ciclos, hemos optado por un contador binario de 4bits, el cual es suficiente para dicha medición. El contador utilizado es 7493. Este integrado está compuesto por cuatro flip-flops maestro auxiliar interconectados internamente para proporcionar un contador/divisor por dos y un contador/divisor por ocho. Dispone de una línea de reset directo con entrada por puerta que inhibe las entradas de cuenta y pone las cuatro salidas a nivel BAJO.

Para obtener un contador por 16 hay que conectar la salida del primer F-F con la entrada del segundo (patilla 12 y 1).

Para retener la información del número último de cuenta se conecta la salida del contador a un latch o registro de memoria temporal. El latch utilizado es el 7475. Este integrado está formado por 4 F-F tipo D, los cuales están apareados de dos en dos. Tiene dos entradas (una para cada par de F-F), las cuales se ponen a nivel alto cuando se quiere pasar la información que está a la entrada (salida del contador) a la salida; luego estas entradas pasan a nivel bajo y la información queda retenida en la salida hasta un nuevo conteo.

6.1 Circuito de sincronismo.

Hemos llamado circuito de sincronismo al que genera los pulsos de reset al contador y activa los latches para almacenar la información. En la figura C01 está representado dicho circuito y el diagrama de señales.

Para obtener la señal de reset se tomó la señal del tiempo de puerta y se le dió un retardo mediante el circuito RC. La señal obtenida es pasado por dos puertas trigger para encuadrar la señal y luego se invierte. Finalmente esta señal obtenida se multiplica lógicamente con la señal original, obteniéndose los pulsos de reset del contador.

La señal del latch enable es obtenida mediante un inversor a partir de la señal original.

La salida del latch son conectadas como entradas por el puerto B del microcomputador.

7.0 AMPLIFICADOR DE ENTRADA DE PRESION.

Frecuentemente se emplean amplificadores de instrumentación con entrada diferencial y un solo terminal de salida, para amplificar entradas procedentes de transductores que convierte un parametro físico y sus variaciones en una señal eléctrica. Estos transductores pueden ser medidores de deformaciones, termopares, etc, ó de presión como el que nos ocupa.

El amplificador diferencial que utilizamos está compuesto por tres amplificadores operacionales, y representa un amplificador de instrumentación en continua, de muy alta resistencia de entrada, y con relación de rechazo de modo común

mejorada. El circuito se puede observar en la figura E1.

La ganancia de cada seguidor de entrada A1 y A2 es igual a la unidad para la tensión de modo común, pero es alta para la señal diferencial. Como la tensión entre los terminales de entrada es casi nula, el extremo superior de R2 estaría a V_2 y en inferior a V_1 . Si consideramos una señal de modo común $V_1 = V_2$, la tensión de R2 es cero, por lo tanto no existe corriente en R2, R1 y R3. En consecuencia las salidas de estos dos operacionales es la misma que la entrada, con lo que la ganancia es la unidad.

La ganancia diferencial se puede variar empleado en R2 una resistencia ajustable.

8.0 ELECTROMEDICINA.

8.1 SEGURIDAD DE LOS APARATOS ELECTROMEDICOS.

Una de las características determinantes en la realización de equipos para medidas biológicas, es la de salvaguardar la seguridad física del paciente, evitándole todo tipo de riesgos potenciales o de incomodidades. Desde el punto de vista de la seguridad en relación con la instrumentación electrónica utilizada para realizar diferentes tipos de medidas sobre el paciente, lo mas conflictivo suele ser el dispositivo que haya que situar más próximo a él físicamente. Es decir, el transductor y el equipo de pretratamiento de señal inmediatamente posterior. Por ello son pertinentes algunas consideraciones a este respecto de cara a un diseño de los equipos que preserve, ante todo, estas características de seguridad.

Existen básicamente tres tipos de medidas de seguridad a adoptar cuando se utilizan instrumentos de medida cerca del paciente, es decir, precauciones de tipo biológico, químico y eléctrico. Las medidas de tipo biológico son aquellas que aseguran la ausencia total de microorganismos en los equipos que se ponen en contacto con el paciente.

La mayor parte de los equipos no pueden ser introducidos en autoclave, por lo que hay que disponer de otros medios de esterilización, forzando asimismo las condiciones de diseño de los equipos para que puedan ser esterilizados razonablemente

por los medios actualmente disponibles. Existen varios sistemas de esterilización que se suelen adaptar a estas necesidades, como son los tratamientos en frío, o los tratamientos con líquidos y gases.

Las precauciones químicas son aquellas que se han de tomar para evitar la intoxicación o envenenamiento del medio interno del paciente por agentes exógenos o implantados de naturaleza química.

Por último, una precaución esencial que presenta una problemática cada día más compleja a medida que se introducen en el medio hospitalario tecnologías más avanzadas, consiste en proteger al paciente de todo peligro procedente de fuentes de energía eléctrica. En este aspecto es donde la instrumentación electrónica de medida ha de cuidarse más, ya que en toda ella estas presentes fuentes de electricidad con mas o menos contenido energético. Habrá pues que diseñar todo tipo de instrumentación biomédicas, sobre todo, los transductores, por estar mas proximos al paciente, con el máximo de medidas de seguridad posibles desde el punto de vista eléctrico.

8.2 PRECAUCIONES EN EL DISEÑO DE APARATOS DE MEDIDAS.

Unos de los factores más críticos en el diseño de equipos de medida biomédicos suele ser el de evitar que se den corrientes de fugas. Estas corrientes son las inducidas capacitivamente por los cables de red que entran al aparato sobre su chasis o caja, o bien por inducción electromagnética del transformador reductor de la fuente de alimentación. En el

caso de un instrumento cuyo calbe de alimentación no disponga más que de dos patillas, lo que ocurrirá si un paciente toca la caja metálica que lo recubre, será que él derivará toda la corriente de fuga a una masa que toque con otra parte de su cuerpo, tal como la cama, el suelo, una mesilla metálica o una lámpara metálica colocada en sus proximidades. Para eludir este problema cabe tomar cuatro acciones básicas, no de forma alternativas sino, si es posible económicamente, simultáneas.

1) Disminuir, por construcción, las corrientes de fugas. Esto se puede realizar procurando que los cables de red sean lo más cortos posible dentro de la caja del equipo y procurando separarlos del chasis para evitar al máximo el acoplo capacitivo. Asimismo, el transformador de alimentación deberá ir apantallado y aislado de la masa del chasis, situándolo, si es posible, dentro de una segunda caja de apantallamiento que esté conectada al chasis. De esta forma la inducción electromagnética se realiza sobre la caja interna, estando ésta acoplada capacitivamente a masa, aumentado mucho la impedancia de aislamiento del sistema y disminuyendo, a igualdad de carga del paciente que toca el chasis, la corriente de fuga en la misma proporción.

2) Disponiendo una derivación en paralelo con el paciente a masa de la corriente de fugas. Para ello se suelen utilizar calbes de alimentación con tres terminales, siendo el tercero el que va conectado a la masa general de la instalación.

El peligro puede surgir si alguno de los hilos de masa de alguno de los aparatos o el conectado a un enchufe se rompe, siendo el lugar más frágil el del enchufe macho por su manipulación.

3) Abriendo el circuito de la corriente de fugas. Si el paciente se encuentra dentro de un entorno prácticamente equipotencial, se pueden reducir en un orden de magnitud adicional de las corrientes de fugas abriendo el circuito formado por los cables activos de red, chasis, paciente, masa, en alguno de sus puntos. Una forma permanente de hacerlo consiste en insertar un llamado transformador de aislamiento para alimentar al conjunto de instrumentación de medida que el paciente requiera.

Otra forma de abrir el circuito de fugas puede ser la de aislar conductivamente o inductivamente los circuitos en contacto directo con el paciente. Tal es el caso de los preamplificadores de un electrocardiógrafo.

4) Utilización de alarmas. Por último, una medida que puede evitar el macroshock, aunque no el microshock eléctrico, es dando aviso de que algo ocurre, consiste en utilizar un dispositivo tal como un relé diferencial que abra el circuito de alimentación del equipo de medida siempre que la corriente de fuga existente en el hilo de masa sea superior a, digamos, 5 mA. En tal caso se puede encender una alarma y abrirse un relé conectado en serie con la alimentación.

9.0 MEDIDAS RESPIRATORIAS.

9.1 TIPOS DE MEDIDAS RESPIRATORIAS.

Un modelo muy simplificado del aparato respiratorio puede consistir en una bolsa elástica que se contrae periódicamente y en cuya superficie se realiza una difusión hacia fuera y hacia dentro de gases (O_2 y CO_2), unidas al exterior mediante unos tubos, que representarían la tráquea, nariz y boca. En consecuencia la caracterización funcional de este conjunto habrá que realizarla mediante la medida de tres tipos básicos de parámetros, es decir, frecuencia de repetición del fenómeno (frecuencia de respiración), parámetros mecánicos del conjunto, tales como volúmenes de aire puesto en juego, caudales, presiones, etc. y por último un análisis químico de los gases intercambiados.

En la fig.15 (Apend.1) se muestra una gráfica simplificada de la evolución temporal de los parámetros medidos normalmente, es decir los volúmenes puesto en juego en un ciclo de respiración normal y el caudal de aire que se mueve, que no es más que la derivada con respecto al tiempo de la gráfica de volúmenes. Por último se representa una gráfica de presiones en la que se observa que ésta va adelantada con respecto a la gráfica de volúmenes, es decir, un decremento de presión produce una entrada de aire un momento después debido al carácter complejo y no lineal de la llamada complianza pulmonar. La complianza es uno de los parámetros mecánicos más interesantes de los pulmones. La complianza dinámica se

define como:

$$C = \frac{dV}{dP}$$

donde V es el volumen y P es la presión. De la misma forma la complianza estática es el cociente entre una diferencia de volúmenes y el par de presiones asociadas, medidas ambas entre dos puntos de causal nulo. A fin de medir este parámetro se representan, a veces, los llamados lazos de volumen-presión, que no son más que la gráfica de V en función de P para un ciclo respiratorio. La complianza dinámica será la pendiente de la curva en cada punto. En la fig.14 (Apendice1) se representa una de estas curvas, donde se muestra la histerisis propia del sistema.

Otro parámetro mecánico de interés es la resistencia respiratoria definida por $R = dP/dV$ donde V representa la derivada del volumen con respecto al tiempo, es decir el caudal.

Sobre la gráfica de la fig15 se incluyeron una de las magnitudes volumétricas puesta en juego. Así, por ejemplo se define el volumen respiratorio en reposo como el volumen de aire puesto en juego de inspiración a espiración estando el sujeto en reposo. La capacidad funcional residual es el volumen de aire que resta en los pulmones después de una respiración normal. Toma como valor típico 2 litros y medio.

La capacidad vital es el volumen máximo capaz de ponerse en juego en una inspiración y espiración forzado al máximo. Suele valer del orden de 5 litros. Por último el volumen residual es aquel volumen de gas que resulta imposible

expulsar de los pulmones por mucho que se fuerce la isnpiración. Es un parámetro de gran interes clínico, aunque difícil de medir y suele valer alrededor de 1.2 litros.

9.2 TRANSDUCTORES PARA MEDIDAS MECANICAS DE LA RESPIRACION.

Se dividirán los medidores de parámetros mecánicos en medidores directos de volumen, medidores de caudal y medidores de frecuencia respiratoria. En los segundos las medidas de volumen se realiza por integración electrónica del caudal , y en los primeros solo se obtienen medidas relativas no convertibles a volumenes absolutos, pero de las que se pueden obtener perfectamente son la frecuencia respiratoria.

9.3 MEDIDAS DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.

En unidades de Cuidados Intensivos, sobre todo , resulta interesante medir la frecuencia respiratoria de un paciente. Para ello se utiliza varios métodos y dispositivos, cuya característica principal ha de ser , ante todo, la sencillez de aplicación , dado que no se ha de sobrecargar a un paciente en condiciones críticas con instrumentación aparatosa e innecesaria.

Uno de los métodos mas sencillo empleado consiste en utilizar una banda elástica que se fija alrededor del tórax. En la parte delantera se encuentra un resolte de baja constante elástica, que se alarga al inspirar. El muelle va conectado a un conmutador que se cierra cada vez que el muelle alcanza una determinada tensión, generando un impulso que se

cuenta analógica o digitalmente para dar la medida del número de veces que el paciente respira en un minuto.

Otro método análogo al anterior consiste en utilizar una galga extensiométrica de mercurio.

Uno de los métodos mas populares consiste en disponer una pinza, que se coge a una aleta de la nariz, se encuentra una resistencia de coeficiente negativo, alimentada mediante una pequeña batería en serie con una resistencia. Al espirar se impulsa aire a travez de la nariz que se enfría al termistor, provocando un aumento de resistencia, que se puede detectar con un circuito sensillo de dos resistencias y un condensador; procesandose después la señal con un contador digutal o en un integrador o contador analógico. Otra técnica puede ser con un transductor de presión que mida la presión de inspiración y espiración, esto produce una variación de presión cuya frecuencia de variación es la misma que la frecuencia respiratoria.

10.0 EL VENTILADOR O RESPIRADOR.

10.1 CLASIFICACION.

Los ventiladores más comunmente empleados en la actualidad son aquellos que ejercen una presión positiva sobre las vías respiratorias superiores para llevar a cabo la necesaria pendiente de presión requerida para mover un volumen de aire hacia los pulmones. Estas máquinas se dividen en los llamados generadores de presión constantes y generadores de flujo constantes, o también en maquinas cicladas por presión , máquinas cicladas por tiempo y cicladas por volumen.

Generadores de presión.

Este tipo de máquina mueve el aire ejerciendo una presión cuya magnitud elige y ajusta el operador. Asi el efecto primario se ejerce sobre la presión, ya que el volumen se determina secundariamente por las características mecánicas del sistema hacia el cual se dirige la presión. Un pulmón eun volumen rígido.

Las máquinas que entran en esta clasificación son útiles en situaciones en que existan pérdidas de poca entidad en el sistema entre el ventilador y el paciente. Estas pérdidas piueden compensarse y seguir ventilando perfectamente. Su mayor limitación consiste en que no puede mantener una ventilación constante con respecto a una complianza pulmonar a la facilidad con que se expanden los pulmones.

Los generadores de presión producen un intercambio de volumen que depende de la resistencia de la vía respiratoria y de la complianza.

Generadores de volumen.

Estas máquinas mueven un volumen de aire cuya magnitud determina el operador. El primer efecto pues es sobre el volumen, la presión ejercida al mover este volumen se determina una vez más por las características físicas del sistema hacia el cual se mueve el volumen. El ventilador ejerce una presión mayor de las vías respiratorias en un pulmón rígido que en un pulmón elástico cuando se genera un volumen constante.

Los generadores de volumen son capaces de mantener una ventilación adecuada con respecto a las características físicas pulmonares sólo mientras la presión requerida para ello no exceda el límite de presión de la capacidad del ventilador. No son capaces de compensar una pérdida y requieren un sistema hermético para funcionar adecuadamente.

Los generadores de volumen producen una presión que depende de la resistencia de las vías respiratorias y de la complianza pulmonar y del torax.

10.2 PARAMETROS FUNCIONALES DE LOS VENTILADORES.

Factor ciclado.

Los generadores de presión se ciclan de inspiración a espiración cuando alcanza una presión predeterminada en las vías respiratorias, ya sea que el aparato funcione como asistente (sensible al esfuerzo inspiratorio del paciente, permitiendo al paciente ajustar su propia frecuencia ventilatoria y ayudando en cada esfuerzo) o como controlador (insensible a las esfuerzos inspiratorios del paciente, ventilando el pulmón a una frecuencia determinada por el operador.

Los generadores de volumen están ciclados por volumen si la inspiración cesa cuando un volumen determinado ha sido entregado a los pulmones dentro de un límite de presión y tiempo requerido para ello. Están ciclados por volumen si el límite de la válvula de escape de presión se supera antes de haber entregado todo el volumen determinado de gas a los pulmones. Están ciclados por tiempo cuando la duración de la inspiración y espiración se fija sin tener en cuenta el volumen entregado a pa presión ejercida.

Patrón de flujo.

El patrón de flujo de gas creado por el ventilador se aproxima a una onda cuadrada en algunos generadores de presión. Al comenzar la isnpiración , el flujo aumenta hasta una frecuencia máxima determinada, permaneciendo en esta frecuencia hata alcanzar el ciclado de presión (fig 21).

Las figuras a,b,c (fig 21) son digramáticamente representativas y muestran el flujo de gas durante la inspiración únicamente. El aparato es un generador de presión, es decir un diseño donde la frecuencia de flujo decaese hasta llegar virtualmente a cero antes de comenzar la espiración.

Teóricamente, esto debería mejorar la distribución interpulmonar hacia el final de la inspiración. Los generadores de volumen, que mueven el aire por un insulfador eléctrico ó por medio de un gas que estruja la bolsa o fuelle dentro de un contenedor rígido, también desarrollan ondas cuadradas de patrón de flujo. Los generadores de volumen que tienen energía cinética proporcionada por una manivela excéntrica que impulsa un embolo en un cilindro, desarrollan una onda sinusoidal de flujo de aire. Esto se debe a una velocidad variable del flujo de aire producido por un embolo que se mueve en movimiento armónico simple. (fig 21b).

Algunos ventiladores producen una meseta de presión estática al final de la inspiración cuando el flujo de aire ha caído a cero (fig21c). La distribución interpulmonar de aire mejora durante la fase de presión cuya duración se determina por la elasticidad del tejido, la resistencia de las vías respiratorias y la frecuencia de flujo inspiratorio.

Frecuencia de flujo.

La velocidad a la cual fluye el aire en los pulmones, la frecuencia de flujo inspiratorio es variable en algunos generadores de presión y se puede ajustar para producir una frecuencia de inspiración lenta o rápida de inflado al ciclo.

prefijado de presión. En otros varía directamente con el ciclado de presión pero no es individualmente controlable.

Una manivela excéntrica que impulsa un émbolo desarrolla una frecuencia de flujo directamente relacionada con la velocidad del embolo en el cilindro, es decir lenta al principio de la inspiración, más rápido durante la inspiración y nuevamente lenta al final. La frecuencia del flujo inspiratorio se puede alterar también variando la velocidad a la que el fuelle o bolsa se comprime alternativamente con los aparatos impulsados por un insulfador eléctrico o por un émbolo. En los generadores de presión se usan estos dos principios.

Relación Inspiración/Espiración.

La duración de la inspiración y espiración se puede alterar de varias maneras. En los generadores de presión, la inspiración se prolonga aumentando el ciclado de presión o disminuyendo la frecuencia de flujo inspiratorio. La relación se altera aumentando la frecuencia de ciclado (lo que acorta la duración de la espiración) . En algunos generadores de volumen, la relación puede alterarse del mismo modo prolongando directamente la inspiración, acortando la espiración o disminuyendo la frecuencia de flujo inspiratorio.

Limitación de la presión de los generadores de volumen.

Cuando se envia un volumen fijo a los pulmones , conviene tener una válvula de escape de presión en el sistema. Esta permitirá que el volumen generado por la máquina salga a la atmósfera si la presión de las vías respiratorias alcanza niveles altos durante la inspiración. Esta válvula de presión defenderá a los pulmones contra una posible ruptura si se genera volumen excesivos. Estas válvulas están diseñadas para fugas a una presión fija, para ser ajustadas a presiones variables.

PEEP (Presión espiratoria final positiva).

En muchos de los ventiladores actuales es posibles ya sea variar la resistencia a la espiración o aumentar la presión espiratoria final. En ambos casos la presión media en los pulmones aumenta y éstas técnicas, por lo tanto , se han empleado con la intención de ayudar a una distribución más pareja de los gases en el pulmón.

IMV (Ventilación obligada intermitente).

Es un método que combina la respiración espontanea con la ventilación regular mecánica en intervalos preestablecidos y volumen tidal. La frecuencia es menor que la ventilación continua. Se elige una frecuencia entre 3 y 10 ciclos por minutos para adaptarse al cuadro de gases en sangre y al estado clínico del enfermo.

Se recomienda usar IMV como medio para acortar el periodo de pasaje entre ventilación mecánica continua y la ventilación espontánea en paciente con respirador por insuficiencia respiratoria.

La IMV se puede emplear en cualquier respirador siempre que la frecuencia de ventilación se pueda regular a un bajo nivel aceptable y se disponga de un camino libre para la inspiración y espiración espontaneas.

MMV (Volumen minuto forzado)

El concepto básico es que el sistema cuenta con un volumen minuto de gas fresco, medido y preseleccionado, que el enfermo respira lo más que puede, el resto se le suministra por medio de un ventilador. El gas fresco se acumula en un fuelle del que el enfermo inspira. Si la respiración espontanea del enfermo es menor que el flujo de gas fresco, el fuelle se llena gradualmente hasta un nivel crítico, la entrada se cierra y el flujo deriva hacia un ventilador que divide el volumen minuto. Una vez que se haya acumulado suficiente gas fresco en el ventilador, éste suministra al enfermo un volumen tidal controlado. De este modo todo el gas fresco que entra al sistema llega finalmente a los pulmones del enfermo, una fracción como resultado del esfuerzo del paciente y el resto por la acción del respirador.

Respiración espontánea.

El primer dibujo de la figura 22 representa la respiración espontánea. La presión inspiratoria está representada por la parte de la onda debajo de la línea de base de presión cero. Esta presión negativa se crea por el esfuerzo inspiratorio del paciente, que se hace que el aire se dirija hacia las vías respiratorias y por tanto hacia los pulmones. La presión espiratoria está representada por la porción de la onda por encima de la línea de base, lo que ilustra la baja presión positiva que existe en las vías respiratoria durante la exhalación. Una vez completa la exhalación la onda vuelve a cero.

Presión continua positiva de las vías respiratorias (CPAP).

La presión positiva continua de las vías respiratorias se obtienen con el uso del P_{eeF} con las respiraciones iniciadas espontáneamente. Algunos ventiladores están equipados para proporcionar este modo sin usar otro equipo. La onda será como la de la ventilación espontánea salvo que se le suma una continua.

Presión media.

La magnitud de la presión positiva y el tiempo durante el cual actúa son importantes; estos dos factores se combinan en los términos de "presión media". Cuanto menor sea la presión media intrapulmonar durante el ciclo respiratorio, menos marcados serán los efectos cardiovasculares.

La presión media es de hecho la media de un gran número de lecturas instantánea espaciadas de presión dentro del pulmón durante un ciclo respiratorio. Para determinar la media es necesario tomar la suma de todas las lecturas instantáneas de presión y dividir las por el número de lecturas. Generalmente se realiza por integración.

11.0 SOFTWARE DEL SISTEMA.

Todo sistema microcomputarizado tiene dos partes realitivamente definidas: el sistema físico compuesto por todos los dispositivos, el cual denominamos HARDWARE y la parte inteligente del sistema, sin el cual éste sería un objeto inservible, al que llamamos SOFTWARE. Este último está constituido por los programas que a su vez se constituye de un repertorio de instrucciones.

Tanto el software como el hardware tienden a delimitarse, de tal forma que podemos disminuir el hardware aumentando el software, ó también aumentar el hardware disminuyendo el software, aunque no es lo normal, ya que aumentar el hardware supone hacer mas voluminoso el sistema y encarecer su costo.

Nuestro sistema está basado en la familia MCS85 como ya hemos dicho, por lo que nuestro programa ha de ser realizado por el repertorio del 8085. Este es el mismo que el del microprocesador 8080, excepto dos instrucciones , la SIM y RIM.

11.1PROGRAMA GENERAL

Basicamente el programa está basado en gran medida en la utilización de los puertos como unidades de Entrada y salida.

La primera parte se programa los puertos. El sistema está provisto de seis puertos, tres por cada RAM 8156. El puerto A de la RAM1 ha sido designado como entrada para la introducción del dato procedente del convertidor A/D. Estos datos pueden ser

valores de los límites, el valor del tiempo de alarma o el valor de la presión medida por el transmisor.

El puerto B de la RAM1 es utilizado para la introducción del valor obtenido del medidor de frecuencia respiratoria. Este valor corresponde al número de ciclos respiratorios obtenidos en un tiempo de 12 segundos. Este dato es multiplicado por la CPU por cuatro, para así obtener el número de ciclos por minutos, que es la medida con que se trabaja.

En esta primera parte también se iniciará el contador de la RAM1, programándose para una frecuencia aproximada de 750Khz. Esta onda de impulso se utiliza como reloj del convertidor A/D.

El puerto C de la RAM1 queda programado como salida. Sus tres primeros bits son utilizados para el código de selección del multiplexor y el cuarto bit para el latch enable del convertidor A/D.

Los puertos A y B de la RAM2 son utilizados como salidas, para activar los displays. La operación de display se hace mediante una subrutina CALL DISPLAY.

El puerto C de la RAM2 es programado como salida, y se utiliza en conjunto con el contador programable de dicha RAM. Los bits 0 y 1 dan una configuración según el límite de alarma que se sobrepase, y el bit 2 activa todo el circuito de alarma.

La frecuencia programada para el contador es de 1Khz y está de forma intermitente según se explica en la subrutina CALL ALARMA.

Una segunda parte está programada para el ajuste de los potenciómetros de los límites. Aquí se utiliza el bit PC5 del puerto C de la RAM1. Esta línea va conectada a una salida del

codificador. Esta salida se pone a nivel alto cuando haya alguno de los conmutadores seleccionado. El programa comprueba que valor tiene PC4; si PC4 = "1" continua el bucle presentando el valor del límite en el display, si PC4 = "0" pasa a una tercera parte que consiste en introducir todos los datos de los límites ajustados a memoria. Estos valores son almacenados en la memoria RAM y estan en las posiciones desde la 1020H a1024H. Los limites correspondientes a las posiciones son:

1020 :Presión máxima
1021 :Presión mínima
1022 :Frecuencia máxima
1023 :Frecuencia mínima
1024 : tiempo de retardo.

La cuarta parte del programa introduce el valor de la presión medida por el transductor. Para ello selecciona el multiplexor a la codificación binaria 110 y da entrada por el puerto A de la RAM1.

Siempre que seleccionamos el multiplexor para dar lugar a una entrada por el puerto A, establecemos un retardo entre el momento de selección del multiplexor y la activación del latch enable del convertidor. Este retardo es para dar lugar al tiempo de conversión.

Una vez introducido el dato de presión se compara el valor del limite superior. Si este es rebasado comprobamos una posición de memoria en la cual al principio del programa se le asignó el valor de cero. Cuando se produce un rebase de límite, dicha posición se incrementa en uno, y se realiza el retardo de alarma con la subrutina CALL RETARDO. Una vez producido el retardo se hace una nueva medición de la presión, si ésta sigue

rebasando el valor del límite y la posición de memoria antes mencionada tiene el valor de 01, se produce la alarma mediante la subrutina CALL ALARMA.

La quinta parte del programa toma el valor de la frecuencia respiratoria que está en el lugar de memoria 2062 y la convierte de hexadecimal a decimal mediante la subrutina CALL CONVERS. Luego se presenta en display con la subrutina CALL DISPLAY.

Debido a que la presión no tiene un valor constante sino que varía según la onda de flujo, el valor de la presión nunca es presentado en display. Sin embargo el sistema puede ser utilizado para medir presiones dentro de un rango determinado. Para ello hay que provocar la interrupción RST7.5 la manda a la CPU a una posición vectorizada a una parte del programa que se utiliza para representar el valor de presión medido por el transductor.

SUBRRUTINA CALL RETARDO.

Esta subrutina produce un retardo igual al valor almacenado en la posición 1024H expresado en segundos. Para ello hacemos un retardo de un segundo, que lo conseguimos por medio de los registro DE y B. El valor dado al registro B es 02 y al registro DE es B700.

SURRUTINA CALL CONVERS.

Esta subrutina toma el dato del acumulador, cuyo valor está representado en hexadecimal y lo pasa a decimal. Para conseguir esto pasamos el dato del acumulador al registro B, inicializamos los registros D y E a cero. Luego vamos decrementando B al mismo tiempo que incrementamos E, así hasta que el valor de E llegue a 0A, entonces se incrementa D y se inicializa de nuevo E a cero. Cuando el registro B llega a cero, se para. Luego el contenido del registro D es cargado en el acumulador y rotado hacia la izquierda cuatro veces, entonces se suma lógicamente con el registro E, con lo que queda el dato en decimal en el acumulador.

SUBROUTINA CALL DISPLAY.

El dato que se quiere representar en display ha de ser previamente cargado en el acumulador. Este dato consta de dos dígitos. Para visualizarlo se toma cada dígito por separado y se le asigna la codificación correspondiente. Esta codificación es llevada al acumulador para luego sacarlo por los puertos A y B de la RAM2.

El puerto A corresponde al dígito de las unidades y el puerto B al de las decenas.

SUBROUTINA CALL ALARMA.

Cuando se sobrepasa uno de los cuatro límites y ya se ha dado el tiempo de retardo y aún sigue rebasando el límite, se produce la alarma. Esta es ejecutada por la subrutina CALL ALARMA. Cuando se llama a esta subrutina, previamente se carga

el acumulador con los valores desde E1...a E4 según el límite que se ha sobrepasado.

E1 :Error por Presión máxima

E2 :Error por Presión mínima

E3 :Error por Frecuencia máxima.

E4 :Error por Frecuencia mínima.

En esta subrutina se programa el contador de la RAM2 a una frecuencia de 1Khz y por intervalos de tiempos aproximadamente de 0.3 segundos para que la alarma suene en intervalos discontinuos.

Al mismo tiempo se manda una codificación por el puerto C para encender uno de los cuatro leds que indica el tipo de límite rebasado.

PROGRAMA DEL SISTEMA EN LENGUAJE ENSAMBLADOR.

```

.....
0000 C34000      JMP 0040      ;Salto a la posición 0040

.....

003C  C3        JMP MEDIDA      ;Este salto es producido por
                                la interrupción RST 7.5, y es
                                mandada a una parte del pro-
                                grama que se utiliza sólo pa-
                                ra medir presiones.

.....

0040  31FF20     LXI SP 20FF      ;Direccionamiento de la Pila.
0043  218010     LXI H  1080      ;Inicializamos un contador en
0046  3E00       MVI A,00       una posición de memoria para
0048  77         MOV M,A        tener en cuenta el número de
                                veces que se produce un des-
                                bordamiento de los parametros
                                con respecto de los límites
                                antes de activarse la alarma.

0049  3ECC      PROG2 MVI A,CC      ;Programación de los puertos
004B  D310       DUT 10           de la memoria RAM1.El puerto A
                                puerto B quedan programados
                                como entradas de los datos de

```

Presión y Frecuencia respiratoria. Y el puerto C como salida.

004D	3E0F	MVI A,0F	Programación de los puertos de
004F	D320	OUT 20	la memoria RAM2. Estos puertos
			quedan programados todos como
			salida. Los puertos A y B son
			los que atacan a los displays
			y el puerto C es utilizado para
			las alarmas.
0051	3E40	MVI A,40	:Prooramación del TIMER de la
0053	D315	OUT 15	RAM1 para obtener la frecuencia
			de reloj utilizada para el
			convertidor A/D. Esta frecuencia
			es aproximadamente de 750K
0055	3E04	MVI A,04	
0057	D314	OUT 14	
0059	3E0C	MVI A,0C	;Desenmascarado de la interrup-
005B	30	SIM	cción RST 7.5.
005C	FB	EI	

.....
AJUSTE DE LOS POTENCIOMETROS PARA LA FIJACION DE LOS LIMITES.
.....

005D	06FF	MVI B,FF	;Retardo de conversión del A/D
005F	05	PROG1 DCR B	
0060	C2.....	JNZ PROG1	

0063	DB11	IN 11	;Entrada del dato por el puer-
0065	EEFF	XRI FF	to A y complementado a cero.
0067	210010	LXI H 1000	Luego es almacenado en memoria
006A	77	MOV M,A	
006B	CD....	CALL CONVERS	;Mediante esta subrutina con-
			vertimos el dato introducido
			por el puerto A de hexadecimal
			a decimal.
006E	CD....	CALI DISPLAY	;Toma el dato que está en el
			acumulador y lo presenta en el
			display
0071	3EC3	MVI A,C3	;Programación del puerto C como
0073	D310	OUT 10	entrada para localizar el va-
0075	DB13	IN 13	lor del bit PC4, que señala
0077	E610	ANI 10	si algunas de las teclas de
0079	D610	SUI 10	selección están activadas.
007B	CA....	JZ PROG2	

.....

INTRODUCCION DE LOS DATOS SELECCIONADOS A MEMORIA.

.....

007E	0E05	MVI C,05	;Iniciación de dos contadores.
0080	1601	MVI D,01	
0082	212010	LXI H 1020	
0085	7A	PROG4 MOV A,D	
0086	D313	OUT 13	;El contenido del registro D
			va seleccionando las entradas
			del multiplexor.

0088	CD....	CALL	RETARDO	;Retardo de conversión.
008b	DB11	IN	11	;Entrada de datos seleccionado
008D	EEFF	XRI	FF	por el contenido del registro.
008F	77	MOV	M,A	
0090	23	INX	H	
0091	14	INR	D	
0092	0D	DCR	D	
0093	C2....	JNZ	PROG4	

.....

INTRODUCCION DEL DATO CORRESPONDIENTE A LA PRESION.

.....

0096	3E06	PROG3	MVI A,06	;Selección del multiplexor pa-
0098	D313		OUT 13	ra la entrada 6, correspon-
				diente al dato de presión.
009A	06FF		MVI B,FF	;Retardo de conversión.
009C	05	PROG5	DCR B	
009D	C2....		JNZ PROG5	
00A0	DB11		IN 11	;Entrada por el puerto A del
00A2	EEFF		XRI FF	dato de presión y complemen-
00A4	216020		LXI H 2060	tado a cero.
00A7	77		MOV M,A	

.....

COMPARACION DEL DATO DEPRESION CON LOS LIMITES MAXIMO Y MINIMO.

.....

00AB	212010		LXI H 1020	;Comparación de la presión me-
00AB	46		MOV B,M	didada por el transductor con el
00AC	90		SUB B	limite de presión máxima.

00AD	F2....		JP PROG6	
00B0	218010		LXI H 1080	
00B3	7E		MOV A,M	
00B4	C600		ADI 00	
00B6	C2....		JNZ PROG7	
00B9	CD....		CALL RETARDO	;Subrutina de retardo antes de activarse la alarma.
00BC	C3....		JMP PROG3	
00BF	3EE1	PROG7	MVI A,E1	;Este es el dato que presenta- rá el Display en caso de producirse la alarma por rebase de presión máxima.
00C1	CD....		CALL ALARMA	
00C4	216020	PROG6	LXI H 2060	
00C7	46		MOV B,M	;Comparación de la presión me- dida por el transductor, con el límite de presión mínima.
00C8	212110		LXI H 1021	
00CB	7E		MOV A,M	
00CC	90		SUB B	
00CD	F2....		JP PROG8	
00D0	218018		LXI H 1018	
00D3	7E		MOV A,M	
00D4	C600		ADI 00	
00D6	C2....		JNZ PROG9	
00D9	CD....		CALL RETARDO	
00DC	C3....		JMP PROG3	
00DF	3EE2	PROG9	MVI A,E2	
00E1	CD....		CALL ALARMA	

.....
INTRODUCCION DEL DATO DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.
.....

00E4	DB12	PROG8	IN 12	;Entrada del dato de frecuencia respiratoria por el puerto B de la RAM1.
00E6	47		MOV B,A	
00E7	80		ADD B	;El dato es almacenado en el registro B y multiplicado por cinco para obtener el valor real de la frecuencia.
00E8	80		ADD B	
00E9	80		ADD B	
00EA	80		ADD B	
00EB	216220		LXI H 2062	
00EE	77		MOV M,A	;El valor real es almacenado en esta posición de memoria.

.....
COMPARACION DE LA FRECUENCIA CON LOS LIMITES MAXIMO Y MINIMO
.....

00EF	212210		LXI H 1022	
00F2	46		MOV B,M	
00F3	90		SUB B	
00F4	F2....		JP PROG10	
00F7	218010		LXI H 1080	
00FA	7E		MOV A,M	
00FB	C600		ADI 00	
00FD	C2....		JNZ PROG11	
0100	CD....		CALL RETARDO	
0103	C3....		JMP PROG3	

```

0106 3EE3    PROG11 MVI A,E3
0108 CD....          CALL ALARMA
010B 216220  PROG10 LXI H 2062
010E 46          MOV B,M
010F 212310          LXI H 1023
0112 7E          MOV A,M
0113 F2....          JP PROG12
0116 218010          LXI H 1080
0119 7E          MOV A,M
011A C600          ADI 00
011C C2....          JNZ PROG13
011F CD....          CALL RETARDO
0122 C3....          JMP PROG3
0125 3EE4    PROG13 MVI A,E4
0127 CD....          CALL ALARMA

```

.....

VISUALIZACION DEL VALOR DE LA FRECUENCIA EN DISPLAY.

.....

```

012A 216220  PROG12 LXI H 2062    ;En esta posición está el va-
012D 7E          MOV A,M          lor de la frecuencia.
012E CD....          CALL CONVERS    ;El valor es convertido de
0131 CD....          CALL DISPLAY    hexadecimal a decimal para
                                     luego ser presentado en dis-
                                     play.
0134 3E00          MVI A,00          ;Se reinicializa a cero el
0136 218010          LXI H 1080          contador de retardo.
0139 77          MOV M,A

```

013A C3.... JMP PROG3 ;Salta al principio de las me-
diciones para hacer un nuevo
ciclo.

.....
PROGRAMA SOLO PARA MEDIDA Y PRESENTACION DE PRESION.
.....

013D 3E06 MEDIDA MVI A,06 ;Selección de la entrada del
013F D313 OUT 13 MULTIPLEXOR para introducir
la presión a medir.
0141 06FF MVI B,FF ;Retardo de conversión.
0143 05 MED1 DCR B
0144 C2.... JNZ MED1
0147 DB11 IN 11 ;Entrada por el puerto A
0149 EEFF XRI FF
014B CD.... CALL CONVERS
014E CD.... CALL DISPLAY
0151 C3.... JMP MED1

.....
S U B R R U T I N A S
.....

SUBRRUTINA RETARDO
.....

0160 212410 LXI H 1024
0163 4E MOV C,M
0164 0602 RETA3 MVI B,02

0166	1100B7	RETA2	LXI D B700
0169	1B	RETA1	DCX D
016A	00		NOP
016B	00		NOP
016C	00		NOP
016D	7A		MOV A,D
016E	C600		ADI 00
0170	C2.....		JNZ RETA1
0173	00		NOP
0174	00		NOP
0175	00		NOP
0176	7B		MOV A,E
0177	C600		ADI 00
0179	C2.....		JNZ RETA1
017C	05		DCR B
017D	7B		MOV A,B
017E	C2.....		JNZ RETA2
0181	0D		DCR C
0182	C2.....		JNZ RETA3
0185	C9		RET

.....

SUBRRUTINA CONVERS

.....

0186	47		MOV B,A
------	----	--	---------

0187	1600		MVI D,00
0189	1E00	CONV2	MVI E,00
018B	1C	CONV1	INR E
018C	05		DCR B
018D	3E00		MVI A,00
018F	80		ADD B
0190	CA.....		JZ CONVO
0193	3E0A		MVI A,0A
0195	93		SUB E
0196	C2.....		JNZ CONV1
0199	14		INR D
019A	C3.....		JMP CONV2
019D	7A	CONVO	MOV A,D
019E	07		RLC
019F	07		RLC
01A0	07		RLC
01A1	07		RLC
01A2	B3		ORA E
01A3	C9		RET

.....

SUBRRUTINA DISPLAY

.....

01A4	215020		LXI H 2050
01A7	77		MOV M,A
01A8	E60F		ANI 0F
01AA	47		MOV B,A
01AB	21.....		LXI H

01AE	C600		ADI 00
01B0	C2....	DISP3	JNZ DISP1
01B3	C3....		JMP DISP2
01B6	05	DISP1	DCR B
01B7	23		INX H
01B8	C3....		JMP DISP3
01BB	7E	DISP2	MOV A,M
01BC	D321		OUT 21
01BE	215020		LXI H 2050
01C1	7E		MOV A,M
01C2	E6F0		ANI F0
01C4	07		RLC
01C5	07		RLC
01C6	07		RLC
01C7	07		RLC
01C8	47		MOV B,A
01C9	21....		LXI H
01CC	C600		ADI 00
01CE	C2....	DISP6	JNZ DISP4
01D1	C3....		JMP DISP5
01D4	05	DISP4	DCR B
01D5	23		INX H
01D6	C3....		JMP DISP6
01D9	7E	DISP5	MOV A,M
01DA	D322		OUT 22
01DC	C9		RET

.....

SUBRRUTINA ALARMA

```

.....
01DD 215120      LXI H 2051
01E0 77          MOV M,A
01E1 E5          ALAR7  PUSH H
01E2 CD.....    CALL DISPLAY
01E5 E1          POP H
01E6 0E04       MVI C,04
01E8 7E          MOV A,M
01E9 E60F       ALAR1  ANI 0F
01EB 91          SUB C
01EC C2.....    JNZ ALAR2
01EF 0D          DCR C
01F0 C3.....    JMP ALAR1
01F3 79          ALAR2  MOV A,C
01F4 C604       ADI 04
01F6 215220     LXI H 2052
01F9 77          MOV M,A
01FA E5          PUSH H
01FB 3ECF       MVI A,CF
01FD D320       OUT 20
01FF 3E4C       MVI A,4C
0201 D325       OUT 25
0203 3E40       MVI A,40
0205 D324       OUT 24
0207 06FF       MVI B,FF
0209 11FFFF     ALAR4  LXI D FFFF

```

020C	1B	ALAR3	DCX D
020D	7A		MOV A, D
020E	C2....		JNZ ALAR3
0211	7B		MOV A, E
0212	C20C02		JNZ ALAR3
0215	05		DCR B
0216	7B		MOV A, B
0217	C20902		JNZ ALAR4
021A	3E00		MVI A, 00
021C	D321		OUT 21
021E	3E00		MVI A, 00
0220	D322		OUT 22
0222	3E00		MVI A, 00
0224	D323		OUT 23
0226	06FF		MVI B, FF
0228	11FFFF	ALAR6	LXI D FFFF
022B	1B	ALAR5	DCX D
022C	7A		MOV A, D
022D	C22B02		JNZ ALAR5
0230	7B		MOV A, E
0231	C22B02		JNZ ALAR5
0234	05		DCR B
0235	7B		MOV A, B
0236	C22802		JNZ ALAR6
0239	215120		LXI H 2051
023C	7E		MOV A, M
023D	C3....		JMP ALAR7

.....
CODIFICACIONES DE LOS DIGITOS PARA EL DISPLAY.
.....

0240	3F	0
0241	06	1
0242	5B	2
0243	4F	3
0244	66	4
0245	6D	5
0246	7D	6
0247	07	7
0248	7F	8
0249	67	9
024A	77	A
024B	7C	B
024C	39	C
024D	5E	D
024E	79	E
024F	71	F
0250	38	L
0251	73	P
0252	31	R

.....
F I N D E L P R O G R A M A
.....

LOC	OBJ	LINE	SOURCE STATEMENT
015D		1	RETARDO EQU 015DH
0183		2	CONVERS EQU 0183H
01A1		3	DISPLAY EQU 01A1H
01DA		4	ALARMA EQU 01DAH
0039		5	ORG 0039H
0039	C33F00	6	JMP JPR
003C	C33901	7	JMP MEDIDA
003F	31FF20	8	JPR: LXI SP, 20FFH
0042	210010	9	LXI H, 1000H
0045	3E00	10	MVI A, 00H
0047	77	11	MOV M, A
0048	3E0C	12	PROG2: MVI A, 0CCH
004A	D310	13	OUT 10H
004C	3E0F	14	MVI A, 0FH
004E	D320	15	OUT 20H
0050	3E40	16	MVI A, 40H
0052	D315	17	OUT 15H
0054	3E04	18	MVI A, 04H
0056	D314	19	OUT 14H
0058	3E0C	20	MVI A, 0CH
005A	30	21	SIM
005B	FB	22	EI
005C	06FF	23	: AJUSTE DE LS POTENCIOMETROS PARA LA FIJACION DE LO
005E	05	24	MVI B, 0FFH
005F	C35E00	25	PROG1: DCR B
0062	DB11	26	JNZ PROG1
0064	EEFF	27	IN 11H
0066	77	28	XRI 0FFH
0067	CD8301	29	MOV M, A
006A	CD4101	30	CALL CONVERS
006D	3E03	31	CALL DISPLAY
006F	D310	32	MVI A, 0C3H
0071	DB13	33	OUT 10H
0073	E608	34	IN 13H
0075	D608	35	ANI 08H
0077	CA4800	36	SUI 08H
007A	0E05	37	JZ PROG2
007C	1601	38	: INTRODUCCION DE LOS DATOS SELECCIONADOS A MEMORIA
007E	212010	39	MVI C, 05H
0081	7A	40	MVI D, 01H
0082	D313	41	LXI H, 1020H
0084	CD5D01	42	PROG4: MOV A, D
0087	DB11	43	OUT 13H
0089	EEFF	44	CALL RETARDO
008B	77	45	IN 11H
008D	23	46	XRI 0FFH
008E	14	47	MOV M, A
0092	3E06	48	INX H
0094	D313	49	INR D
		50	DCR C
		51	JNZ PROG4
		52	: INTRODUCCION DEL DATO CORRESPONDIENTE A LA PRESION.
		53	PROG3: MVI A, 06H
		54	OUT 13H

LOC	OBJ	LINE	SOURCE STATEMENT
0096	06FF	55	MVI B,06FFH
0098	15	56	PROG5: DCR D
0099	C29800	57	JNZ PROG5
009C	DB11	58	IN 11H
009E	EEFF	59	XRI 06FFH
00A0	216020	60	LXI H,2060H
00A3	77	61	MOV M,A
		62	;COMPARACION DEL DATO DE PRESION CON LOS LIMITES MAXI
00A4	212010	63	LXI H,1020H
00A7	46	64	MOV B,M
00A8	90	65	SUB B
00A9	F20000	66	JP PROG6
00AC	218010	67	LXI H,1080H
00AF	7E	68	MOV A,M
00B0	C600	69	ADI 00H
00B2	C2B800	70	JNZ PROG7
00B5	CD5D01	71	CALL RETARDO
00B8	C39200	72	JMP PROG3
00BB	3EE1	73	PROG7: MVI A,0E1H
00BD	CD0A01	74	CALL ALARMA
00C0	216020	75	PROG6: LXI H,2060H
00C3	46	76	MOV B,M
00C4	212110	77	LXI H,1021H
00C7	7E	78	MOV A,M
00C8	90	79	SUB B
00C9	F2E000	80	JP PROG8
00CC	218010	81	LXI H,1080H
00CF	7E	82	MOV A,M
00D0	C600	83	ADI 00H
00D2	C2DB00	84	JNZ PROG9
00D5	CD5D01	85	CALL RETARDO
00D8	C39200	86	JMP PROG3
00DB	3FE2	87	PROG9: MVI A,0E2H
00DD	CD0A01	88	CALL ALARMA
		89	;INTRODUCCION DEL DATO DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.
00E0	DB12	90	PROG8: IN 12H
00E2	47	91	MOV B,A
00E3	80	92	ADD B
00E4	80	93	ADD B
00E5	80	94	ADD B
00E6	80	95	ADD B
00E7	216220	96	LXI H,2062H
00EA	77	97	MOV M,A
		98	;COMPARACION DE LA FRECUENCIA CON LOS LIMITES MAXIMO
00EB	212210	99	LXI H,1022H
00EE	46	100	MOV B,M
00EF	90	101	SUB B
00F0	F20701	102	JP PROG10
00F3	218010	103	LXI H,1080H
00F6	7E	104	MOV A,M
00F7	C600	105	ADI 00H
00F9	C20201	106	JNZ PROG11
00FC	CD5D01	107	CALL RETARDO
00FF	C39200	108	JMP PROG3
0102	3FE3	109	PROG11: MVI A,0E3H

LOC	OBJ	LINE	SOURCE STATEMENT
0104	CDDA01	110	CALL ALARMA
0107	216220	111	PROG10: LXI H,2062H
010A	46	112	MOV B,M
010B	212510	113	LXI H,1023H
010E	7E	114	MOV A,M
010F	F22601	115	JP PROG12
0112	218010	116	LXI H,1080H
0115	7E	117	MOV A,M
0116	C600	118	ADI 00H
0118	C22101	119	JNZ PROG13
011B	CD5D01	120	CALL RETARDO
011E	C39200	121	JMP PROG3
0121	3EE4	122	PROG13: MVI A,0E4H
0123	CDDA01	123	CALL ALARMA
		124	;VISIALIZACION DEL VALOR DE LA FRECUENCIA EN DISPLAY
0126	216220	125	PROG12: LXI H,2062H
0129	7E	126	MOV A,M
012A	CD8301	127	CALL CONVERS
012D	CDA101	128	CALL DISPLAY
0130	3E00	129	MVI A,00H
0132	210010	130	LXI H,1080H
0135	77	131	MOV H,A
0136	C39200	132	JMP PROG3
		133	;PROGRAMA SOLO PARA MEDIDA Y PRESENTACION DE PRESION
0139	3E06	134	MEDIDA: MVI A,06H
013B	D313	135	OUT 13H
013D	06FF	136	MVI B,0FFH
013F	05	137	MED1: DCR B
0140	C23F01	138	JNZ MED1
0143	DB11	139	IN 11H
0145	EEFF	140	XRI 0FFH
0147	CD8301	141	CALL CONVERS
014A	CDA101	142	CALL DISPLAY
014D	C23F01	143	JMP MED1
0150	00	144	NOP
0151	00	145	NOP
0152	00	146	NOP
0153	00	147	NOP
0154	00	148	NOP
0155	00	149	NOP
0156	00	150	NOP
0157	00	151	NOP
0158	00	152	NOP
0159	00	153	NOP
015A	00	154	NOP
015B	00	155	NOP
		156	;SUBRRUTINA RETARDO.
015C	212410	157	LXI H,1024H
015F	4E	158	MOV C,M
0160	0602	159	RETA3: MVI B,02H
0162	1100B7	160	RETA2: LXI D,0B700H
0165	1B	161	RETA1: DCX D
0166	00	162	NOP
0167	00	163	NOP
0168	00	164	NOP

LOC	OBJ	LINE	SOURCE STATEMENT
0169	7A	165	MOV A,D
016A	C600	166	ADI 00H
016C	C26501	167	JNZ RETA1
016F	00	168	NOP
0170	00	169	NOP
0171	00	170	NOP
0172	7B	171	MOV A,E
0173	C600	172	ADI 00H
0175	C26501	173	JNZ RETA1
0178	05	174	DCR B
0179	78	175	MOV A,B
017A	C26201	176	JNZ RETA2
017D	0D	177	DCR C
017E	C26001	178	JNZ RETA3
0181	09	179	RET
		180	;SUBRRUTINA CONVERSIONE
0182	47	181	MOV B,A
0183	1600	182	MVI D,00H
0185	1E00	183	CONVP2: MVI E,00H
0187	1C	184	CONVP1: INR E
0188	05	185	DCR B
0189	3E00	186	MVI A,00H
018B	80	187	ADD B
018C	CA9901	188	JZ CONVP0
018F	3E0A	189	MVI A,0AH
0191	93	190	SUB E
0192	C28701	191	JNZ CONVP1
0195	14	192	INR D
0196	C38501	193	JMP CONVP2
0199	7A	194	CONVP0: MOV A,D
019A	07	195	RLC
019B	07	196	RLC
019C	07	197	RLC
019D	07	198	RLC
019E	B3	199	ORA E
019F	09	200	RET
		201	;SUBRRUTINA DISPLAY
01A0	215020	202	LXI H,2050H
01A3	77	203	MOV B,A
01A4	E60F	204	ANI 0FH
01A6	47	205	MOV B,A
01A7	214002	206	LXI H,0240H
01AA	C600	207	ADI 00H
01AC	C2B201	208	DISP3: JNZ DISP1
01AF	C3B701	209	JMP DISP2
01B2	05	210	DISP1: DCR B
01B3	23	211	INX H
01B4	C3AC01	212	JMP DISP3
01B7	7E	213	DISP2: MOV A,H
01B8	D321	214	OUT 21H
01BA	215020	215	LXI H,2050H
01BD	7E	216	MOV A,H
01BE	E6F0	217	ANI 0FH
01C0	07	218	RLC
01C1	07	219	RLC

LOC	OBJ	LINE	SOURCE STATEMENT
01C2	07	220	RLC
01C3	07	221	RLC
01C4	47	222	MOV B,A
01C5	214002	223	LXI H,0240H
01C8	C600	224	ADI 00H
01CA	C2D001	225	DISP6: JNZ DISP4
01CD	C3D501	226	JMP DISP5
01D0	05	227	DISP4: DCR B
01D1	23	228	INX H
01D2	C3CA01	229	JMP DISP6
01D5	7E	230	DISP5: MOV A,M
01D6	D322	231	OUT 22H
01D8	C9	232	RET
		233	;SUBRRUTINA ALARMA
01D9	215120	234	LXI H,2051H
01DC	77	235	MOV M,A
01DD	E5	236	ALAR7: PUSH H
01DE	0DA101	237	CALL DISPLAY
01E1	E1	238	POP H
01E2	0E04	239	MVI C,04H
01E4	7E	240	MOV A,M
01E5	E60F	241	ALAR1: ANI 0FH
01E7	91	242	SUB C
01E8	C2EF01	243	JNZ ALAR2
01EB	0D	244	DCR C
01EC	C3E501	245	JMP ALAR1
01EF	79	246	ALAR2: MOV A,C
01F0	C604	247	ADI 04H
01F2	215220	248	LXI H,2052H
01F5	77	249	MOV M,A
01F6	E5	250	PUSH H
01F7	3ECF	251	MVI A,0CFH
01F9	D320	252	OUT 20H
01FB	3E4C	253	MVI A,4CH
01FD	D325	254	OUT 25H
01FF	3E40	255	MVI A,40H
0201	D324	256	OUT 24H
0203	06FF	257	MVI B,0FFH
0205	11FFFF	258	ALAR4: LXI D,0FFFFH
0208	1B	259	ALAR3: DCX D
0209	7A	260	MOV A,D
020A	C20802	261	JNZ ALAR3
020D	7B	262	MOV A,E
020E	C20802	263	JNZ ALAR3
0211	05	264	DCR B
0212	7B	265	MOV A,B
0213	C20502	266	JNZ ALAR4
0216	3E00	267	MVI A,00H
0218	D321	268	OUT 21H
021A	3E00	269	MVI A,00H
021C	D322	270	OUT 22H
021E	3E00	271	MVI A,00H
0220	D323	272	OUT 23H
0222	06FF	273	MVI B,0FFH
0224	11FFFF	274	ALAR6: LXI D,0FFFFH

LOC	OBJ	LINE	SOURCE STATEMENT
0227	1B	275	ALARM5: DCX D
0228	7A	276	MOV A,D
0229	022702	277	JNZ ALARM5
0220	05	278	DCB B
0220	7B	279	MOV A,B
022E	022402	280	JNZ ALARM6
0231	215120	281	LXI H,2051H
0234	7E	282	MOV A,H
0235	030001	283	JMP ALARM7
		284	END

PUBLIC SYMBOLS

EXTERNAL SYMBOLS

USER SYMBOLS

ALARM1	A	01E5	ALARM2	A	01EF	ALARM3	A	0206	ALARM4	A	0205	ALARM5
ALARM6	A	01DA	CONV0	A	0199	CONV1	A	0197	CONV2	A	0185	CONVER
DISP3	A	01A0	DISP4	A	0100	DISP5	A	0105	DISP6	A	010A	DISPLA
MEDIDA	A	0139	PROG1	A	005E	PROG10	A	0107	PROG11	A	0102	PROG12
PROG3	A	0092	PROG4	A	0081	PROG5	A	0098	PROG6	A	00C0	PROG7
RETA1	A	0115	RETA2	A	0162	RETA3	A	0169	RETA55	A	0150	

ASSEMBLY COMPLETE- NO ERRORS

:
*
:
A P E N D I C E I

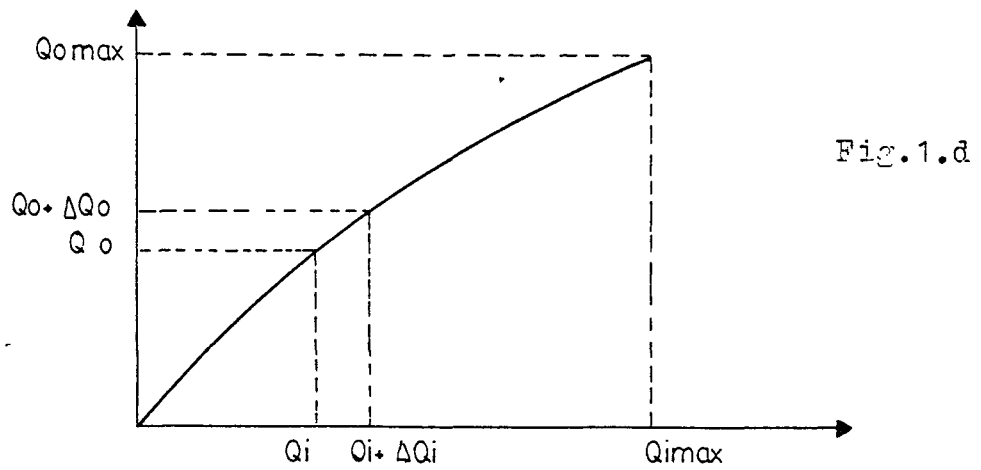
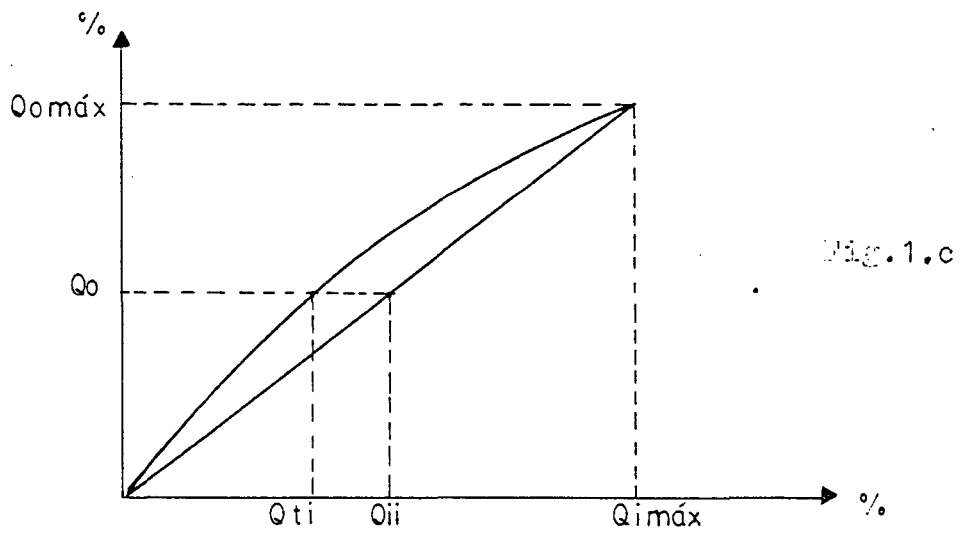
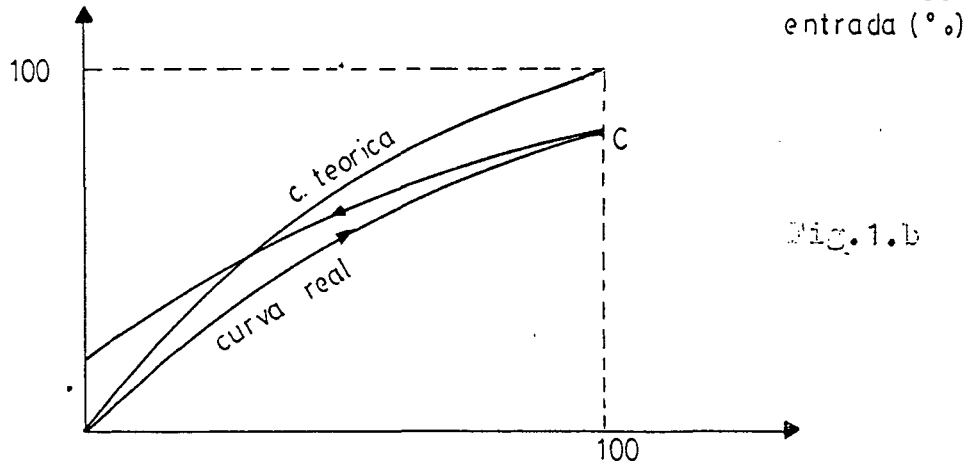
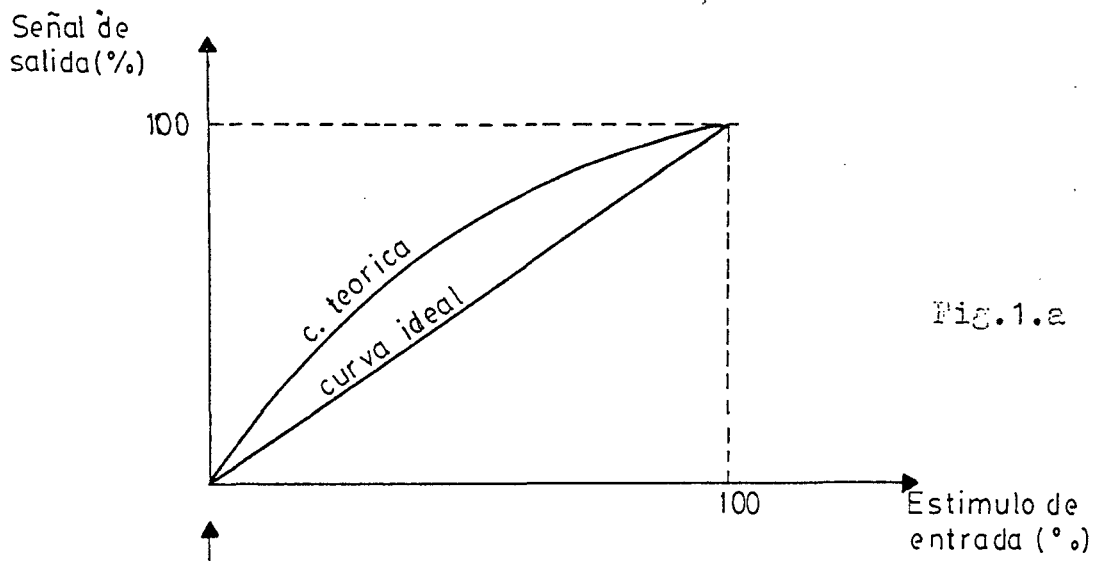


FIG. 1

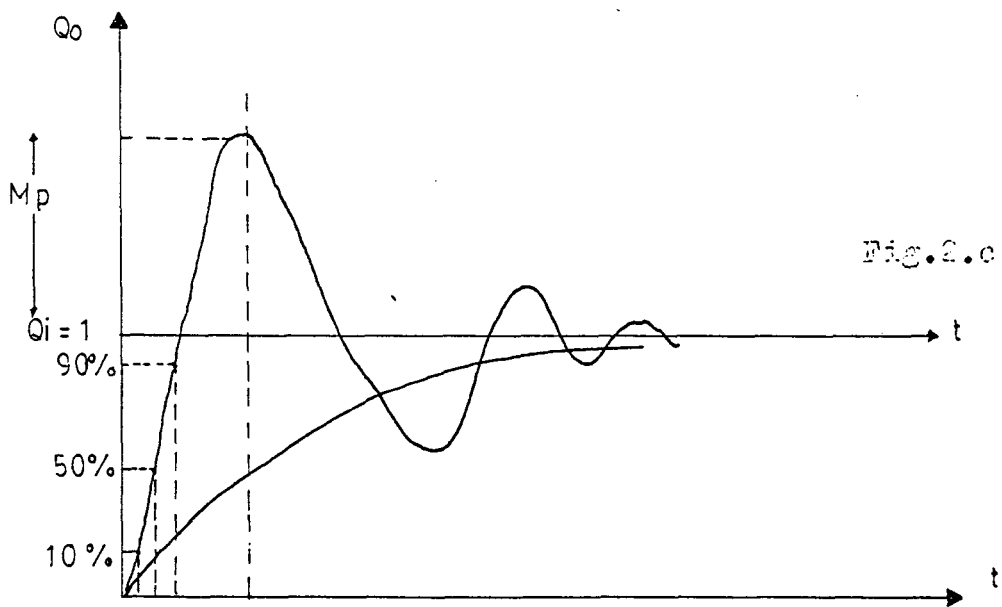
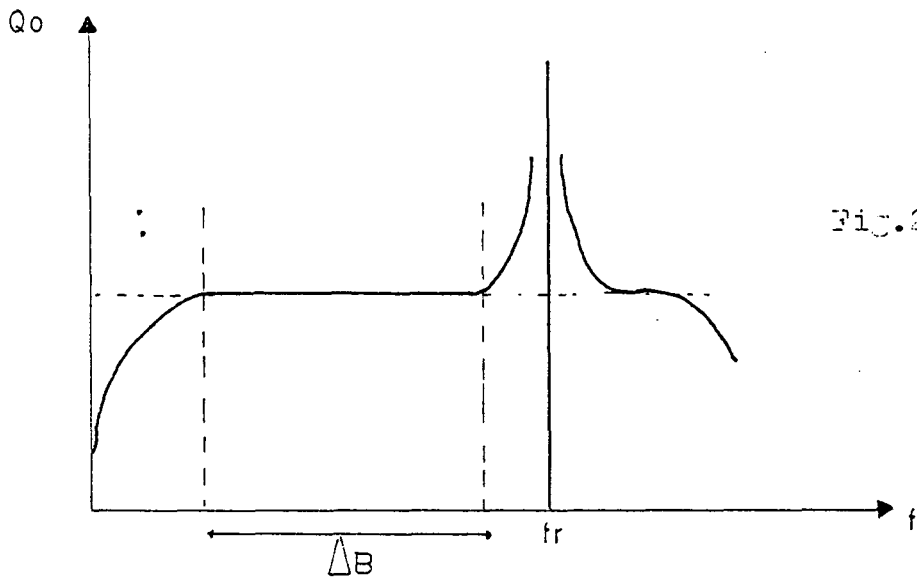
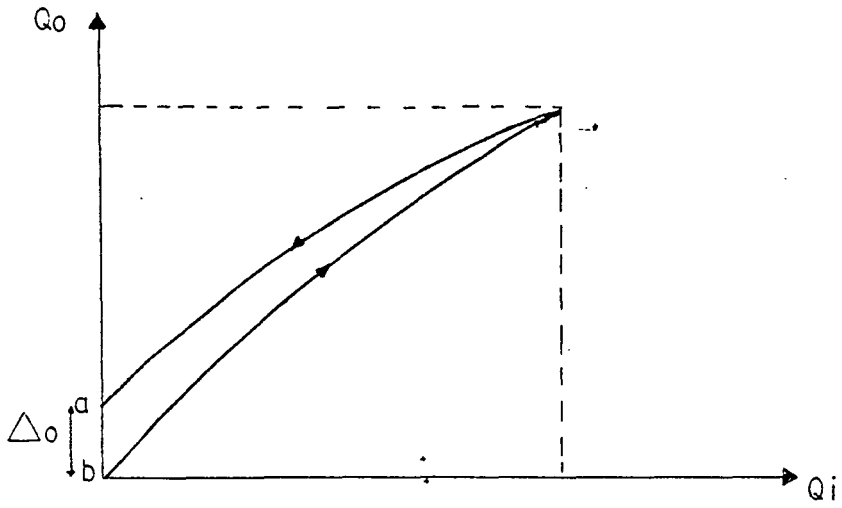


FIG. 2

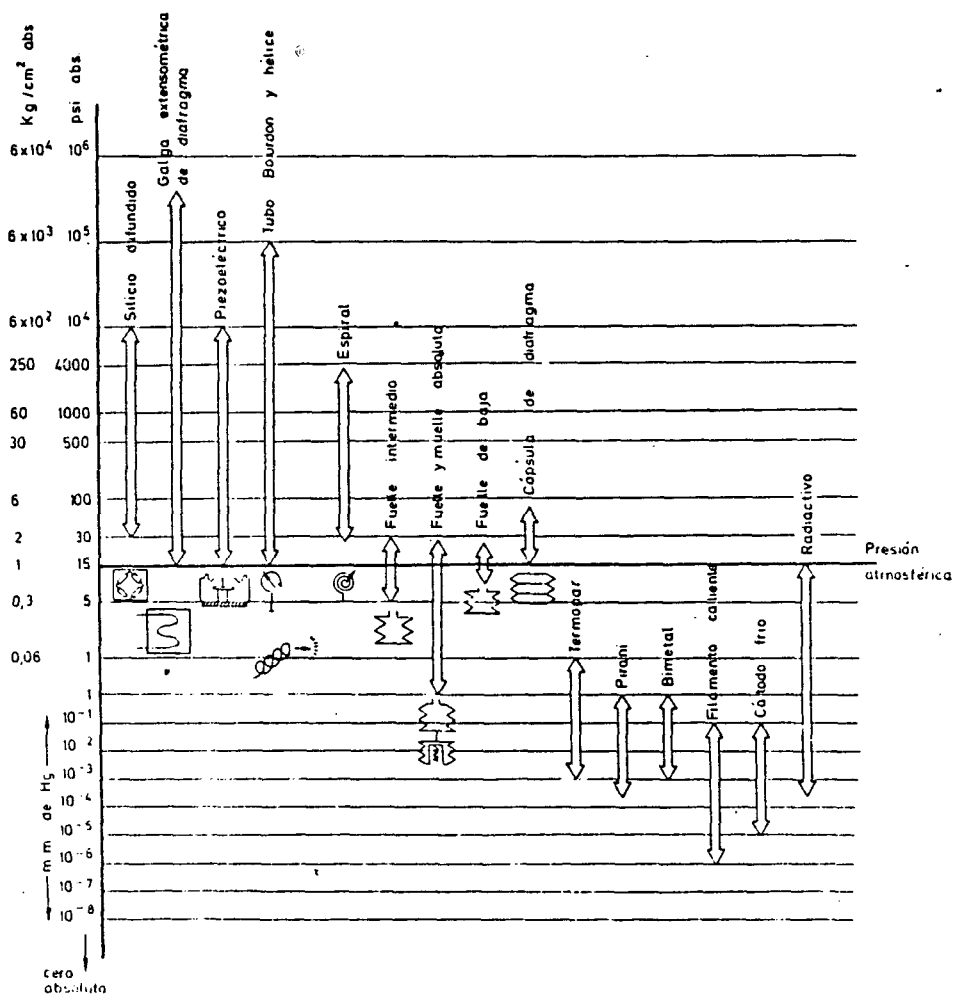


FIG:3

	psi	pulgada c d a	pulgada c d Hg	atmósfera	kg cm ²	cm c d a	mm c d Hg	bar	Pa
psi	1	27.68	2.036	0.0680	0.0703	70.31	51.72	0.0689	7142
pulgada c d a	0.0361	1	0.0735	0.0024	0.0025	2.540	1.868	0.0024	25.63
pulgada c d Hg	0.4912	13.6	1	0.0334	0.0345	34.53	25.4	0.0033	34.53
atmósfera	14.7	406.79	29.92	1	1.033	1033	760	1.0131	101313
kg cm ²	14.22	393.7	28.96	0.9678	1	1000	735.6	0.98	98100
cm c d a	0.0142	0.3937	0.0289	0.00096	0.0010	1	0.7356	0.0009	100
mm c d Hg	0.0193	0.5353	0.0393	0.0013	0.0013	0.0013	1	0.00133	133
torr	14.5	408	29.99	0.987	1.02	1000	750	1	101
ca	0.00014	0.0039	0.00029	0.987 × 10 ⁻⁴	0.102 × 10 ⁻⁴	0.01	0.0075	10 ⁻⁵	1

FIG:6

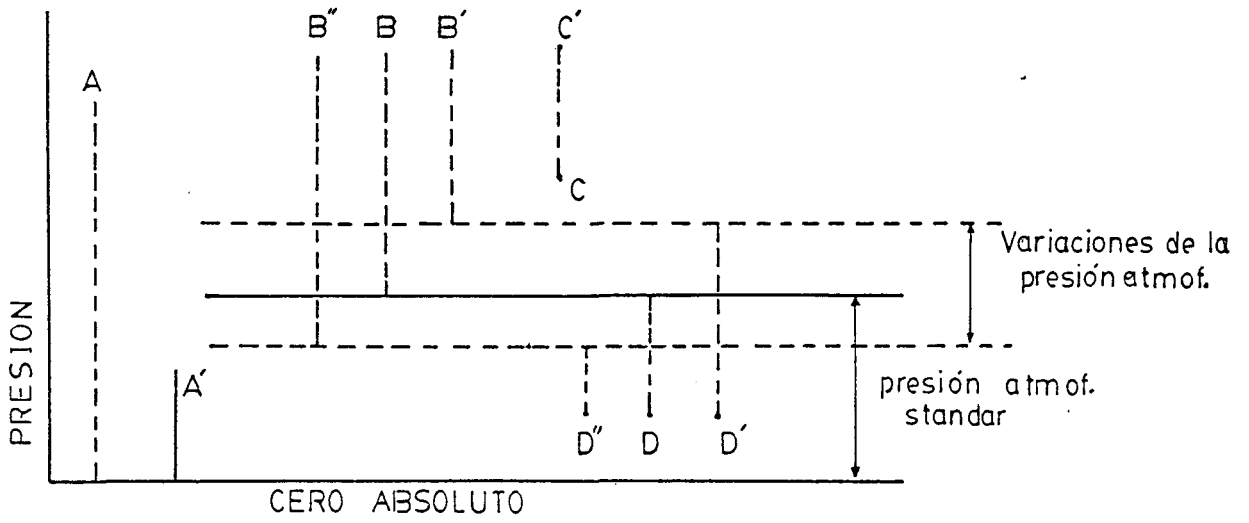


fig.4

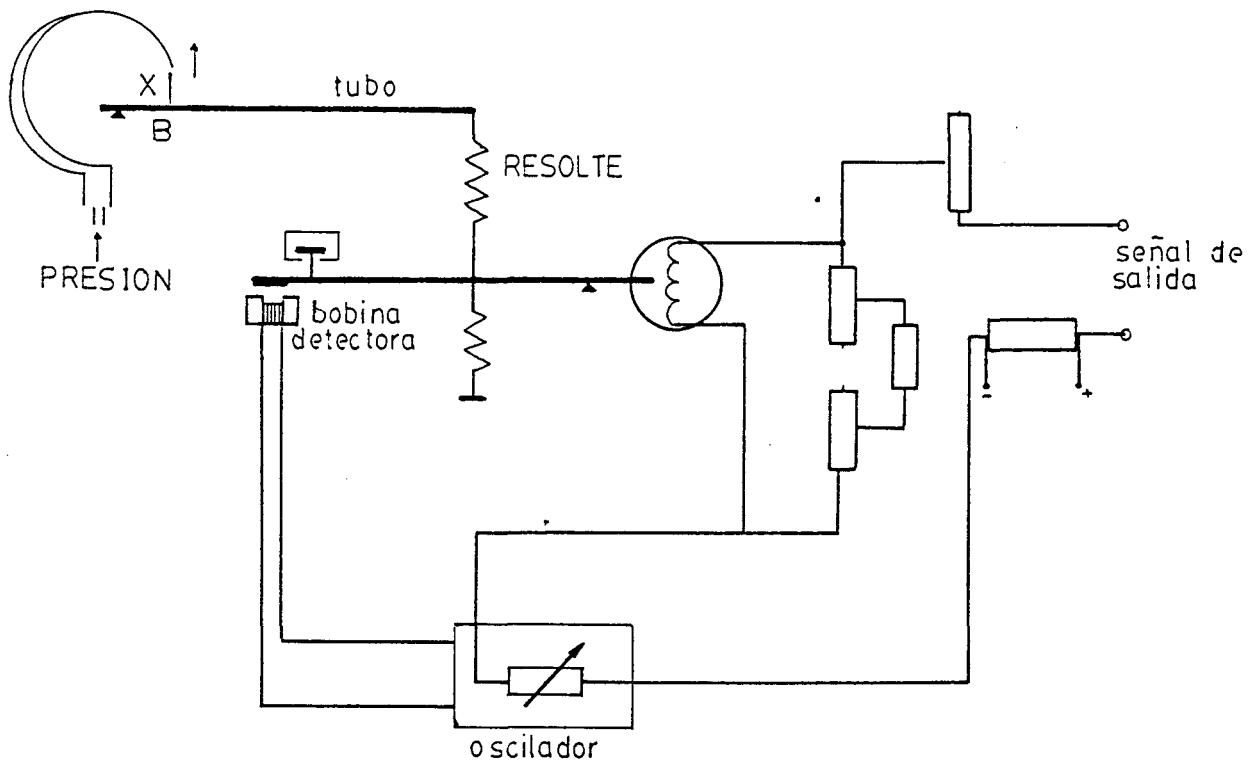


fig. 5

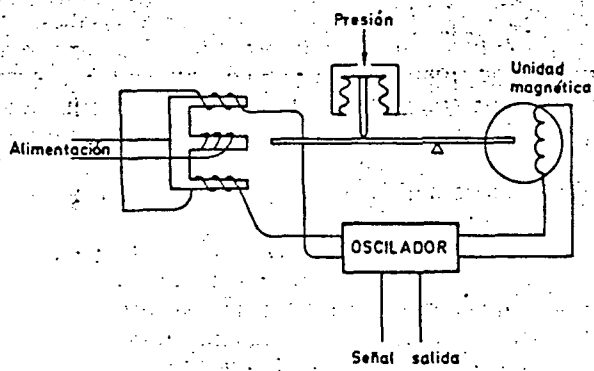


Fig.7

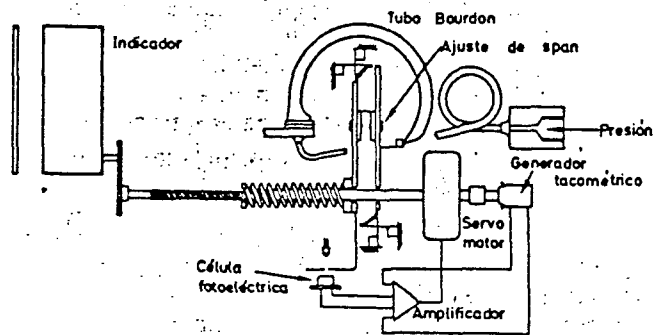


Fig.8

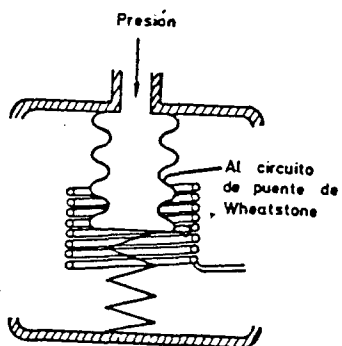


Fig.9

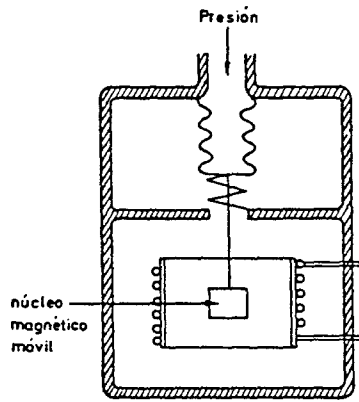


Fig 10

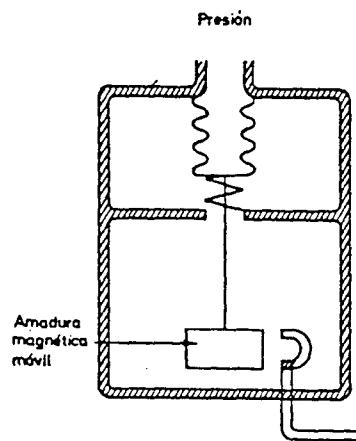


Fig.11

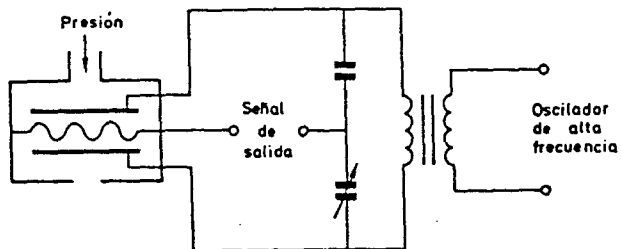
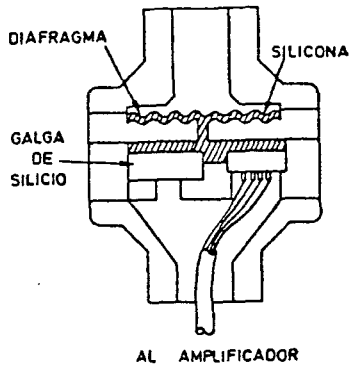
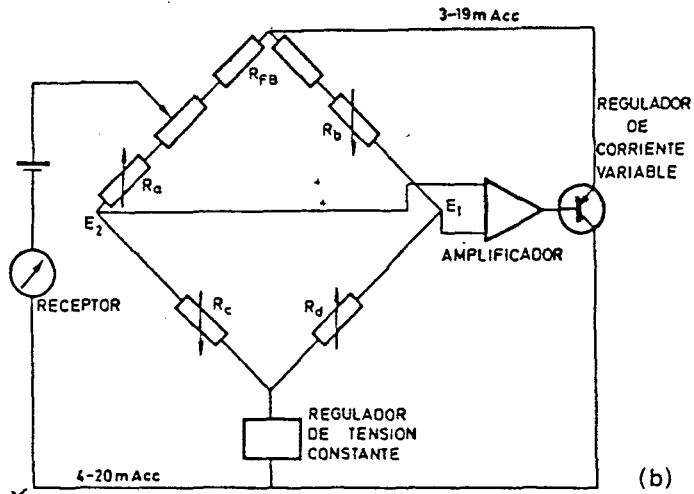


Fig.12



(a)



(b)

Fig. 13

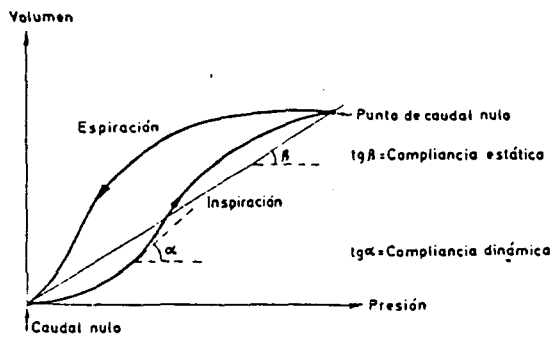


Fig. 14

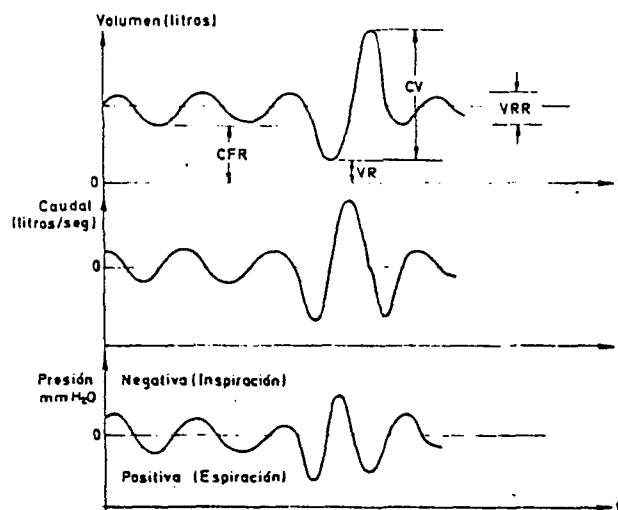


Fig. 15

Diagrama del transductor

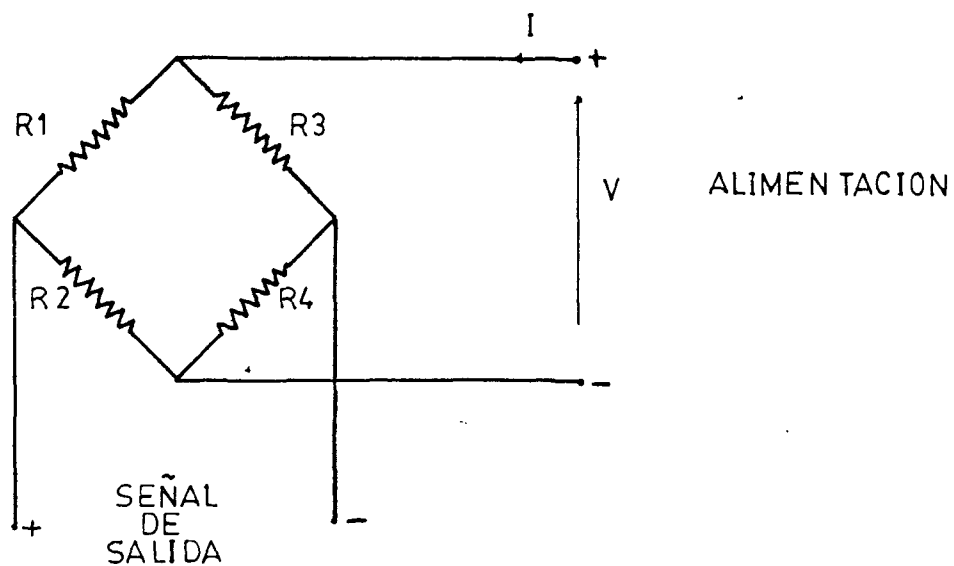


FIG:16

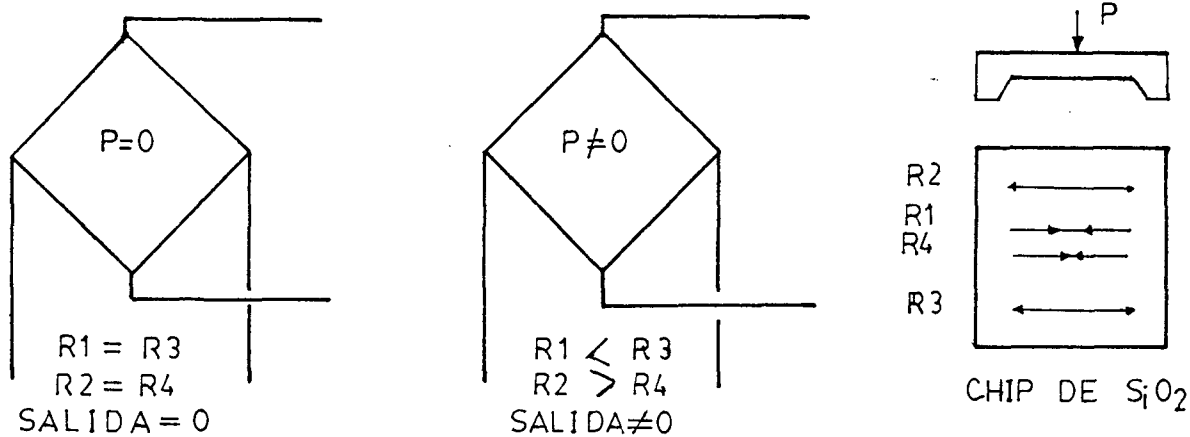


FIG:17

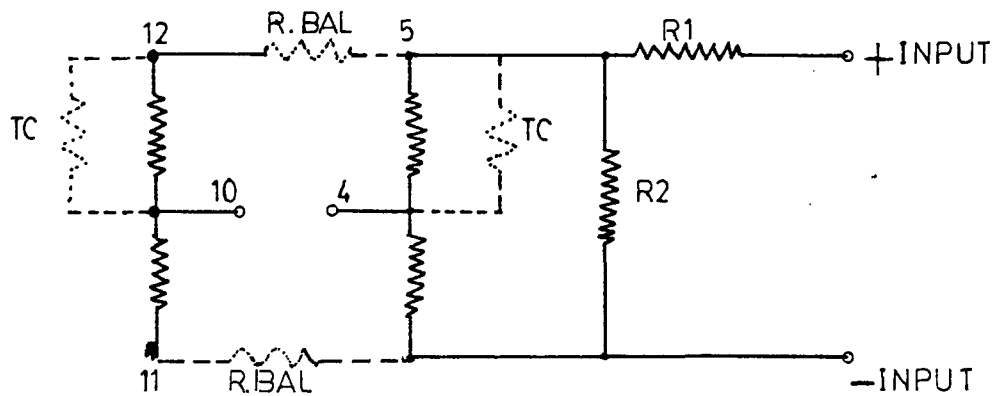


FIG: 18a

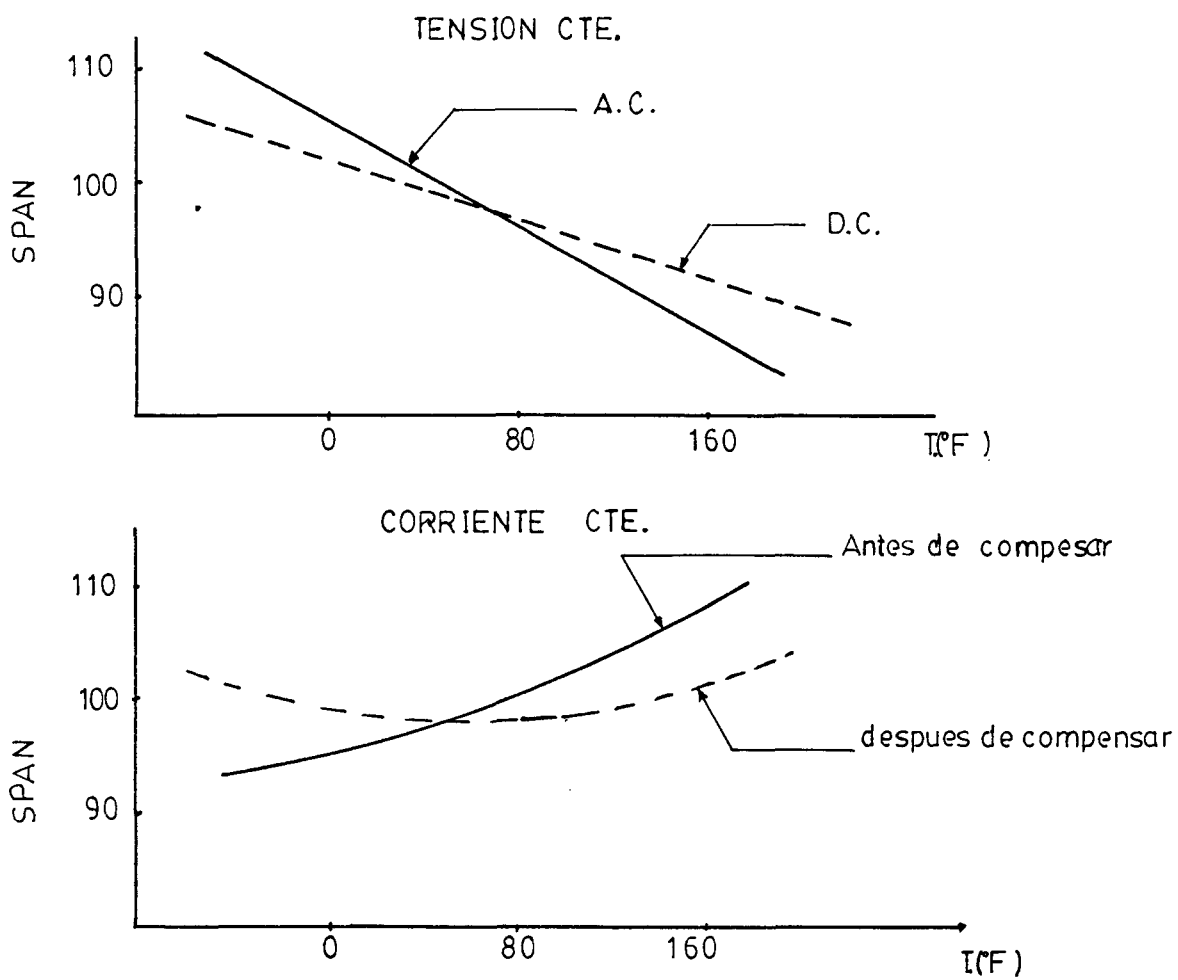


FIG:18b

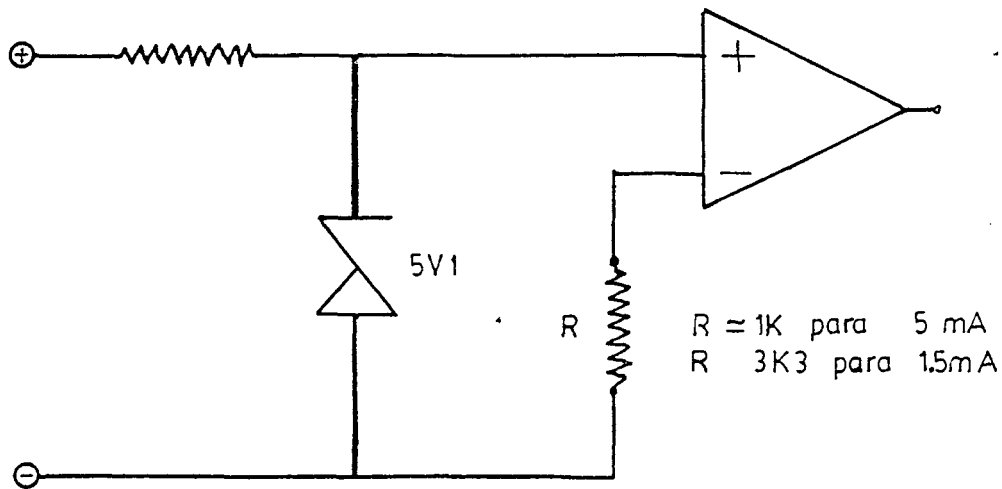


FIG:19a

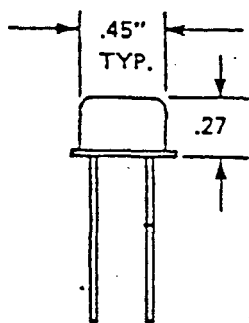


FIG. 2

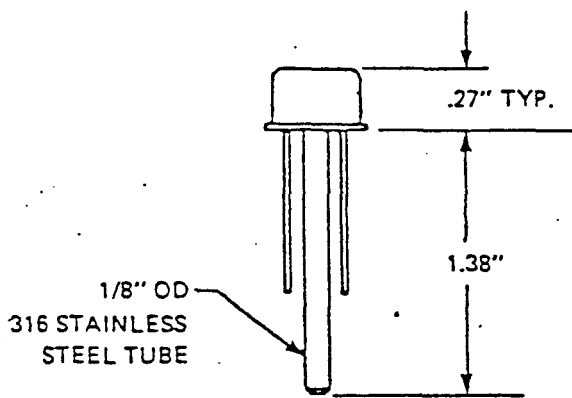


FIG. 1

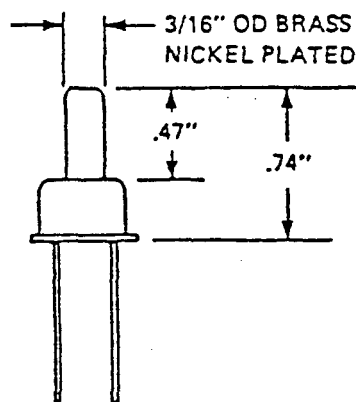
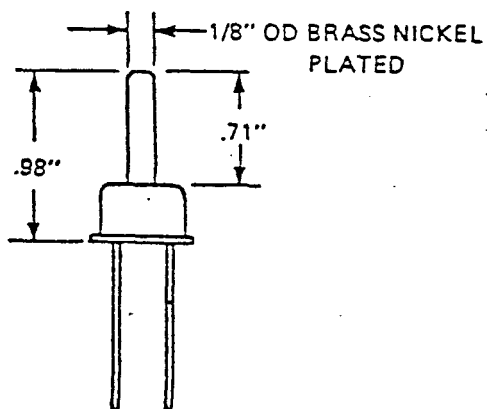


FIG:19b

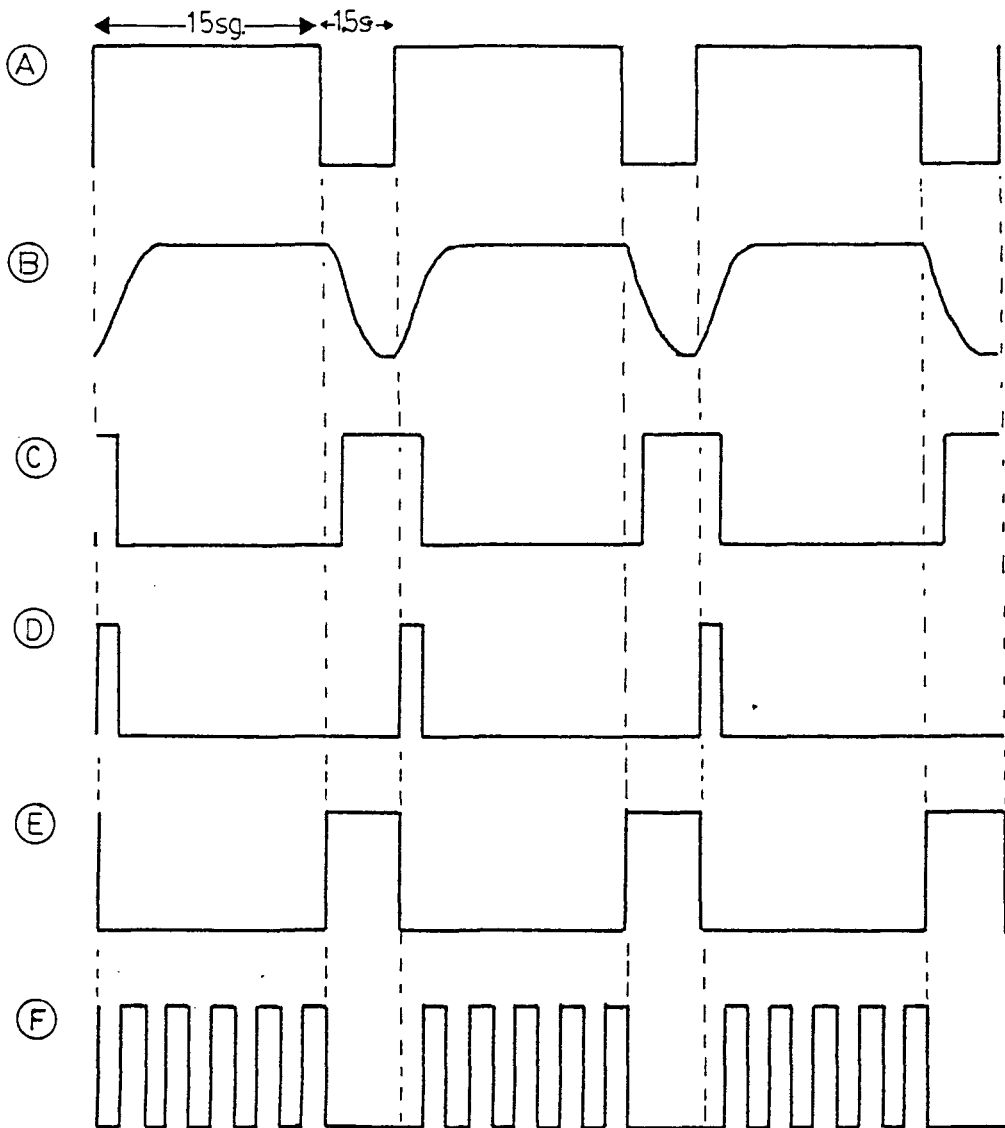
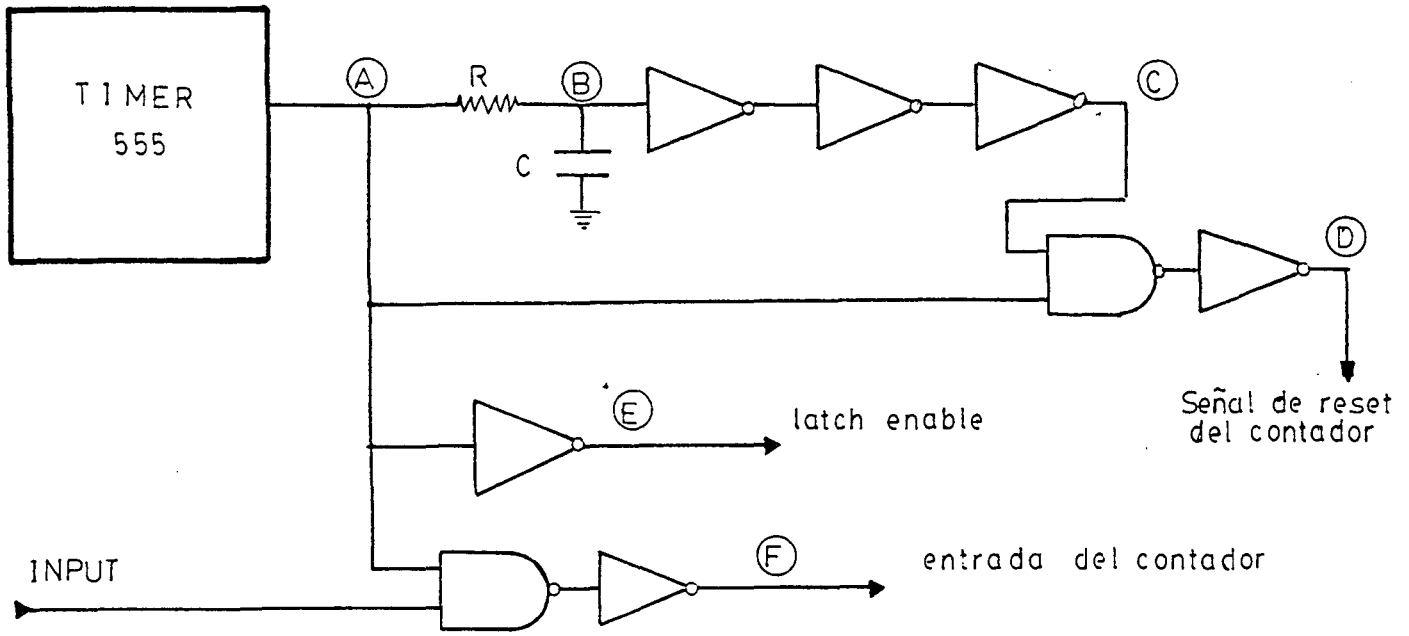
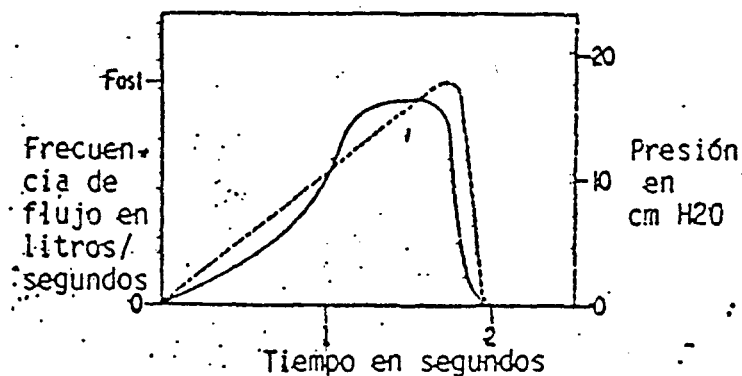
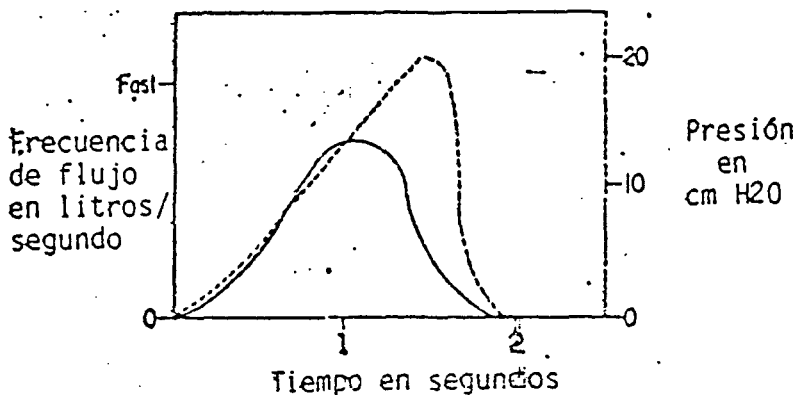


FIG.20



El patrón de gas, con aumento lineal de la presión (Línea punteada) se aproxima a una onda cuadrada.

Fig.21.a



La frecuencia de flujo variable desarrollada por un generador impulsado por un émbolo produce una onda sinusoidal (línea continua). La presión de las vías respiratorias (líneas punteadas) depende de la resistencia de las vías respiratorias y complianza torácico-pulmonar.

Fig.21.b

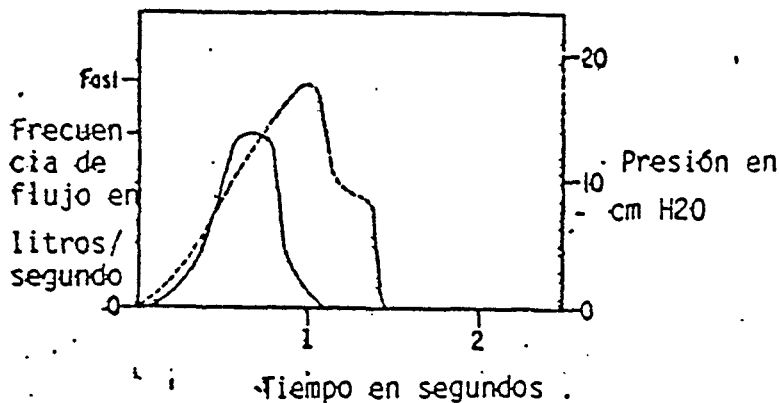
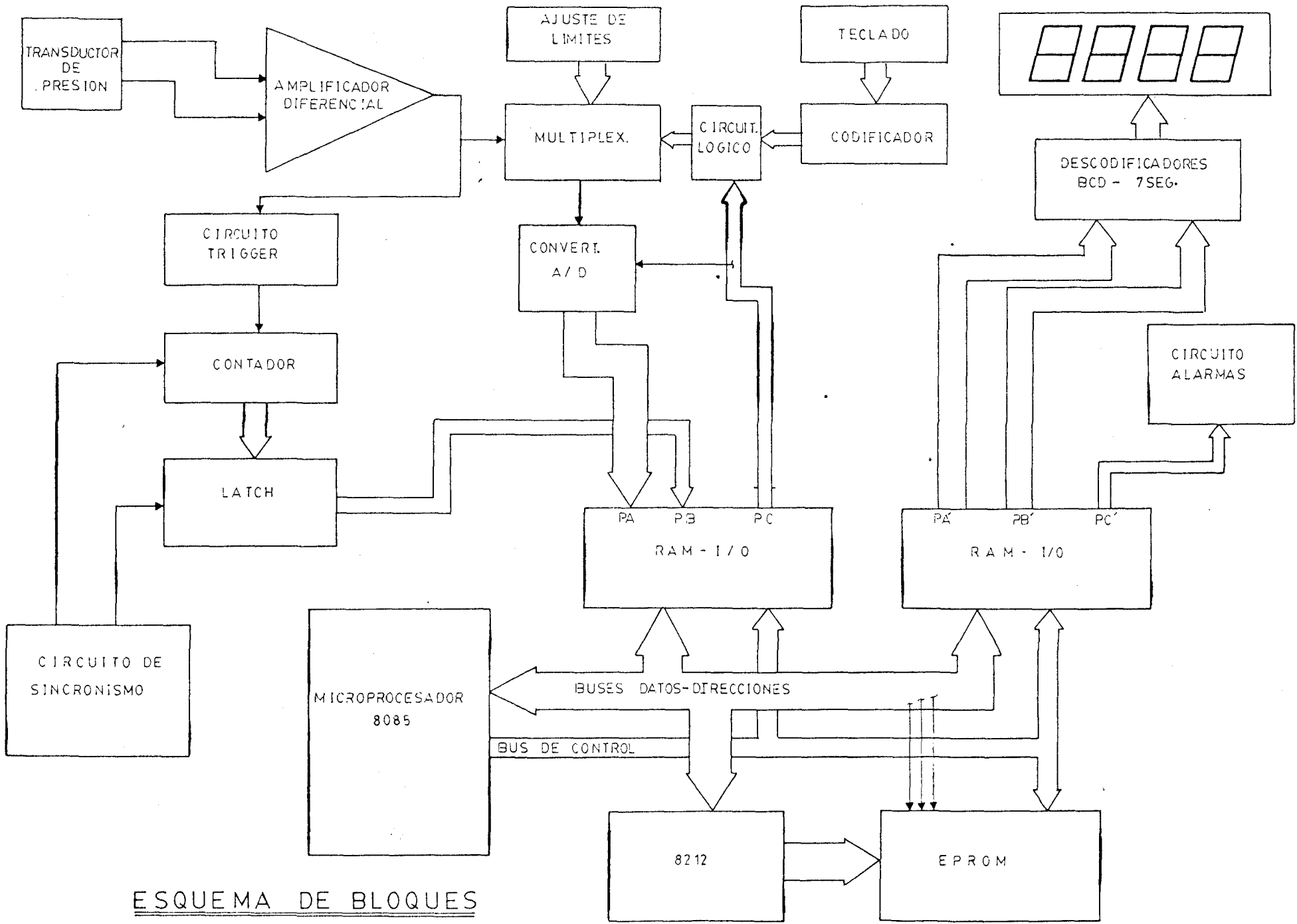


Fig. 5. Al final de la inspiración hay una meseta en la presión de las vías respiratorias (línea punteada) cuando el flujo de aire (línea continua) ha caído a cero. En el ventilador Engström esto se realiza manteniendo un volumen fijo de gas en los pulmones antes del comienzo de la espiración.

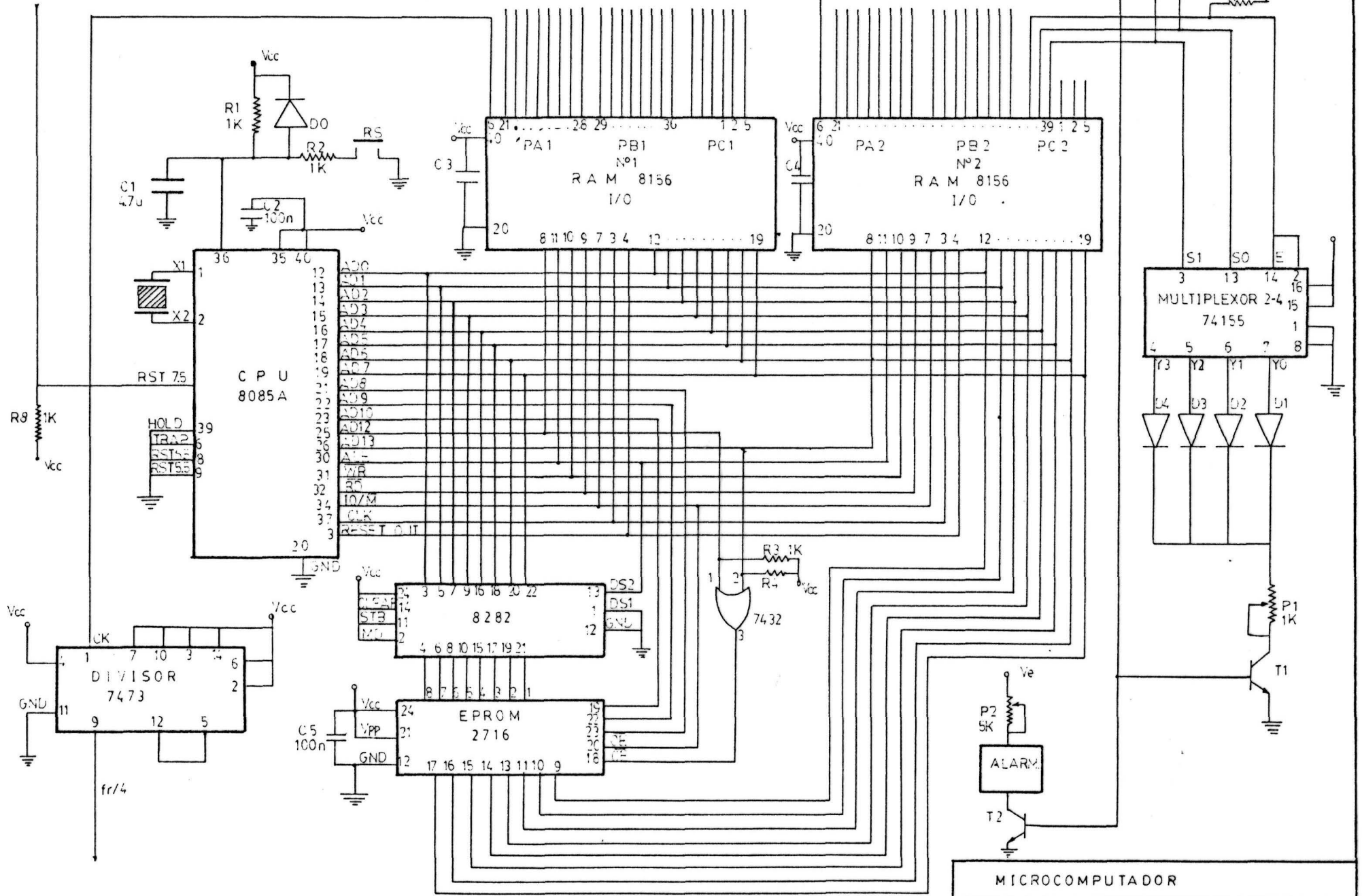
Fig.21.c

A P E N D I C E I I



ESQUEMA DE BLOQUES

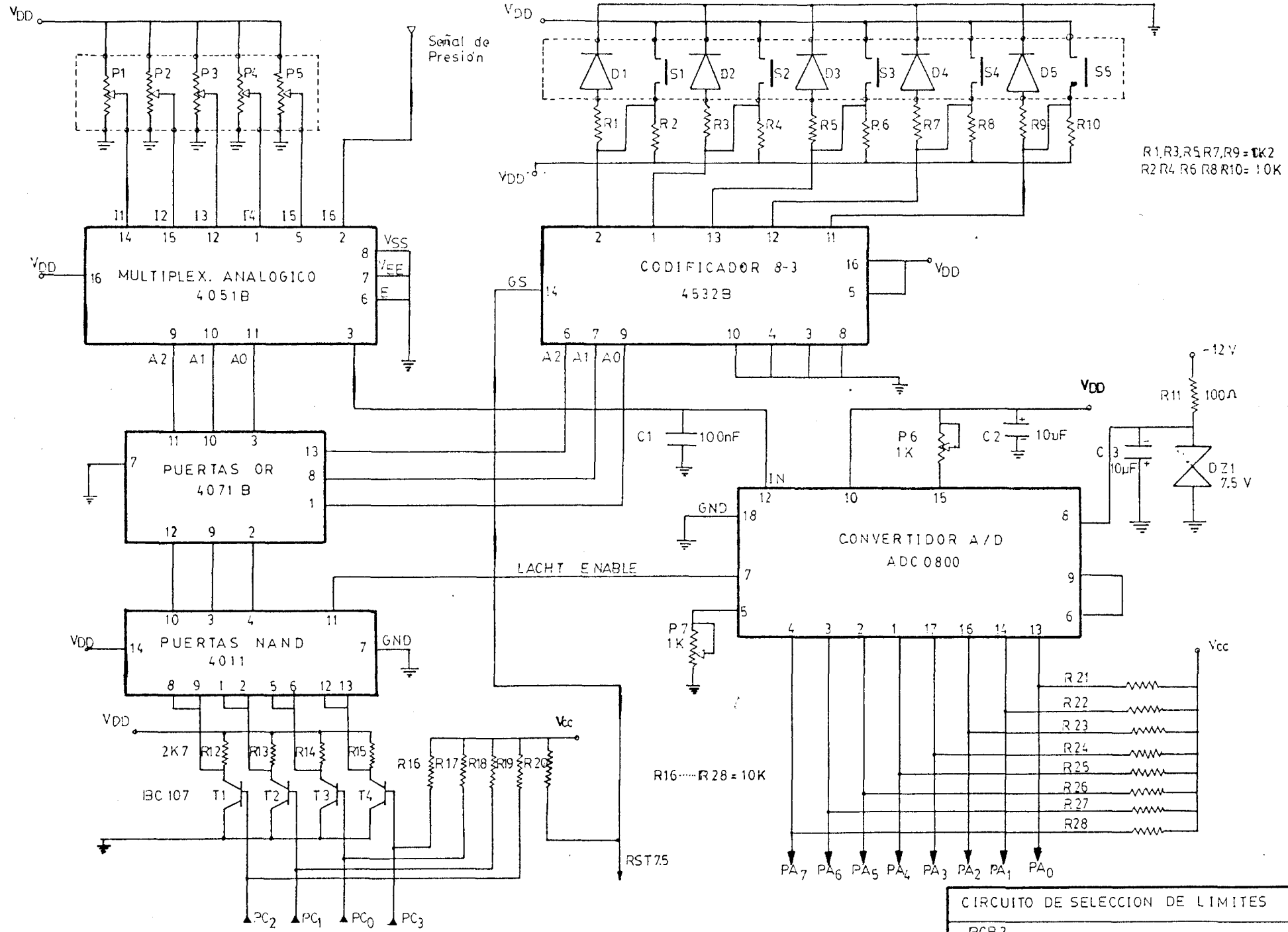
FIG. 1



MICROCOMPUTADOR

PCB 1

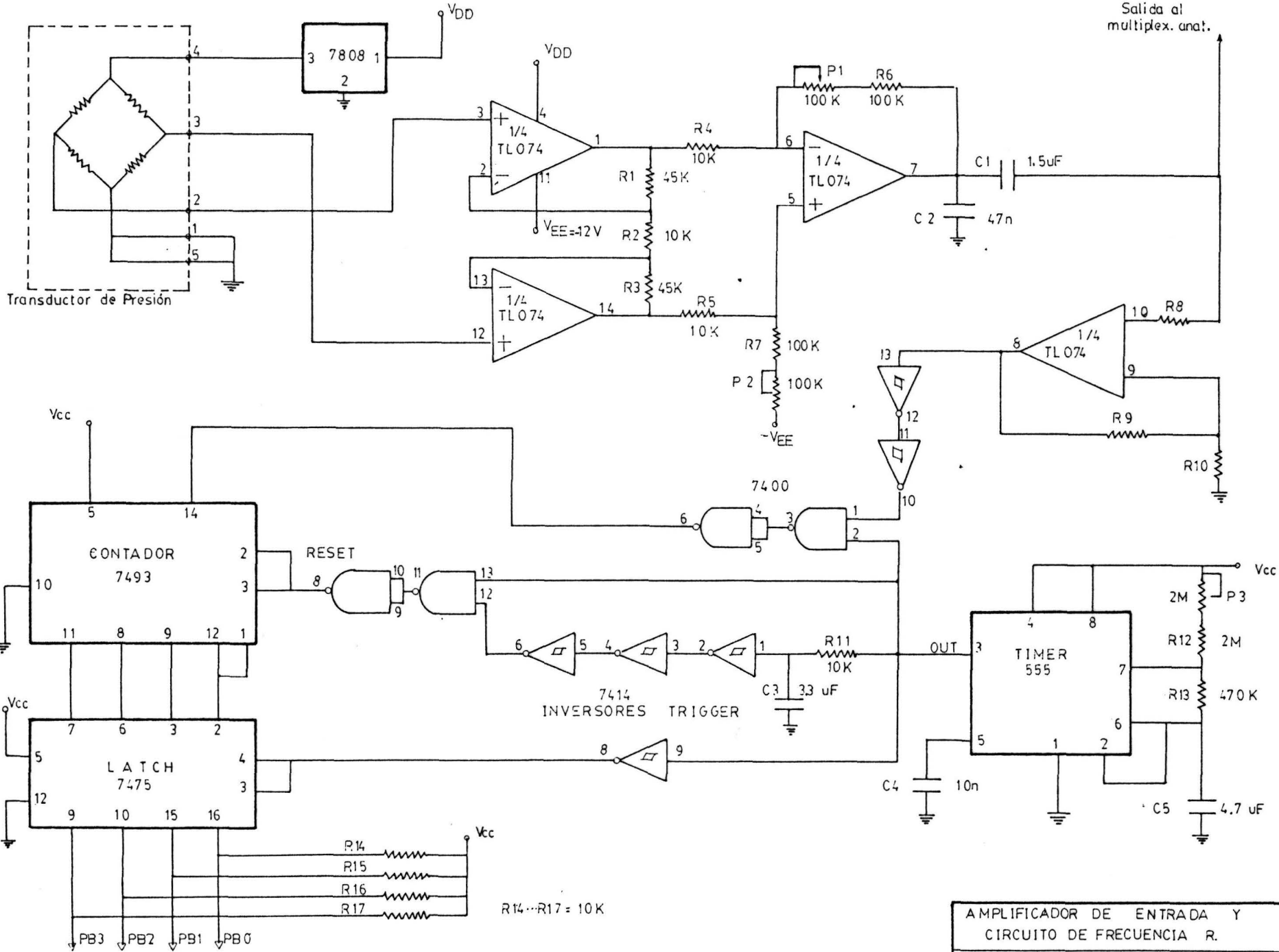
AUTOR: José Quintana Segura



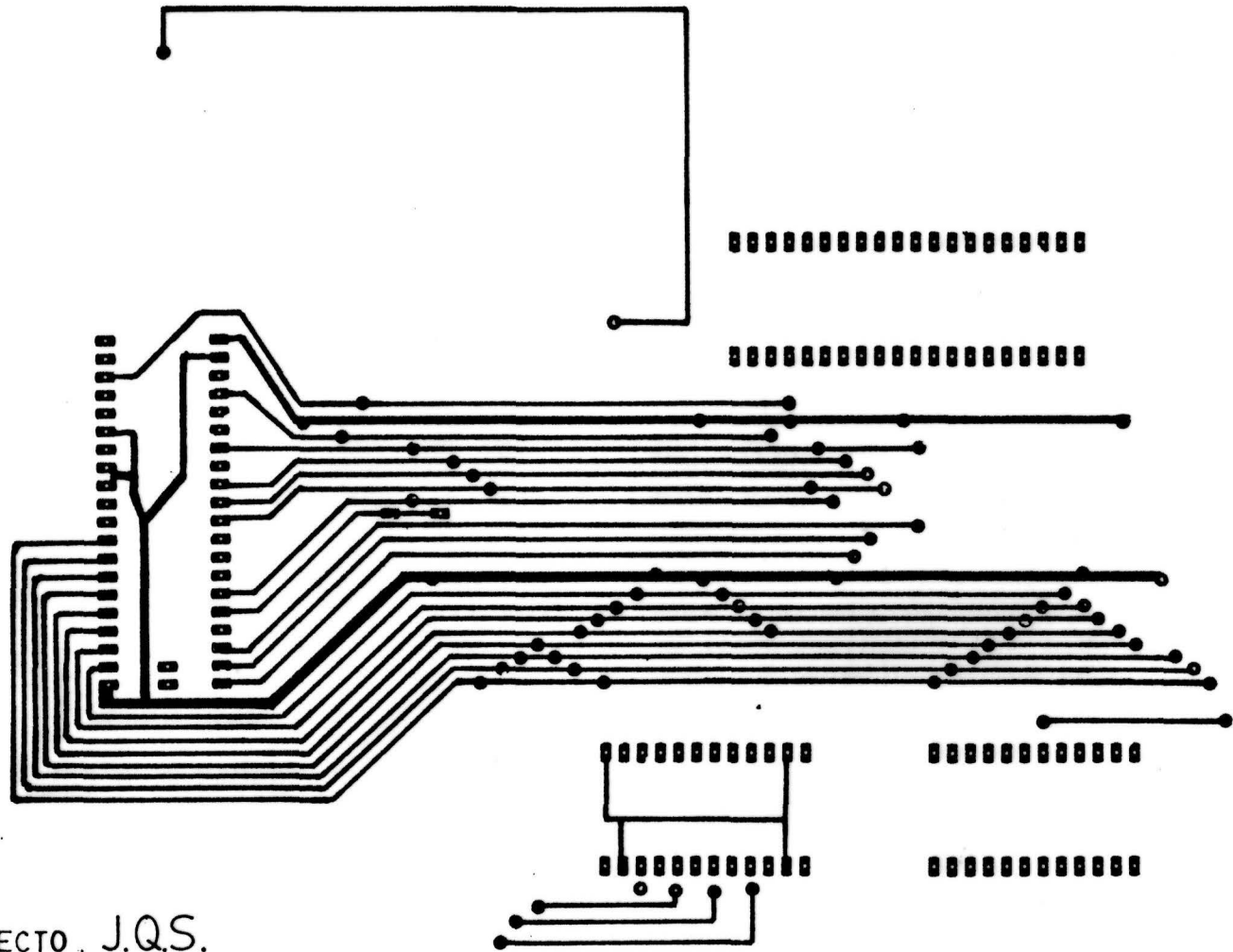
CIRCUITO DE SELECCION DE LIMITES

PCB2

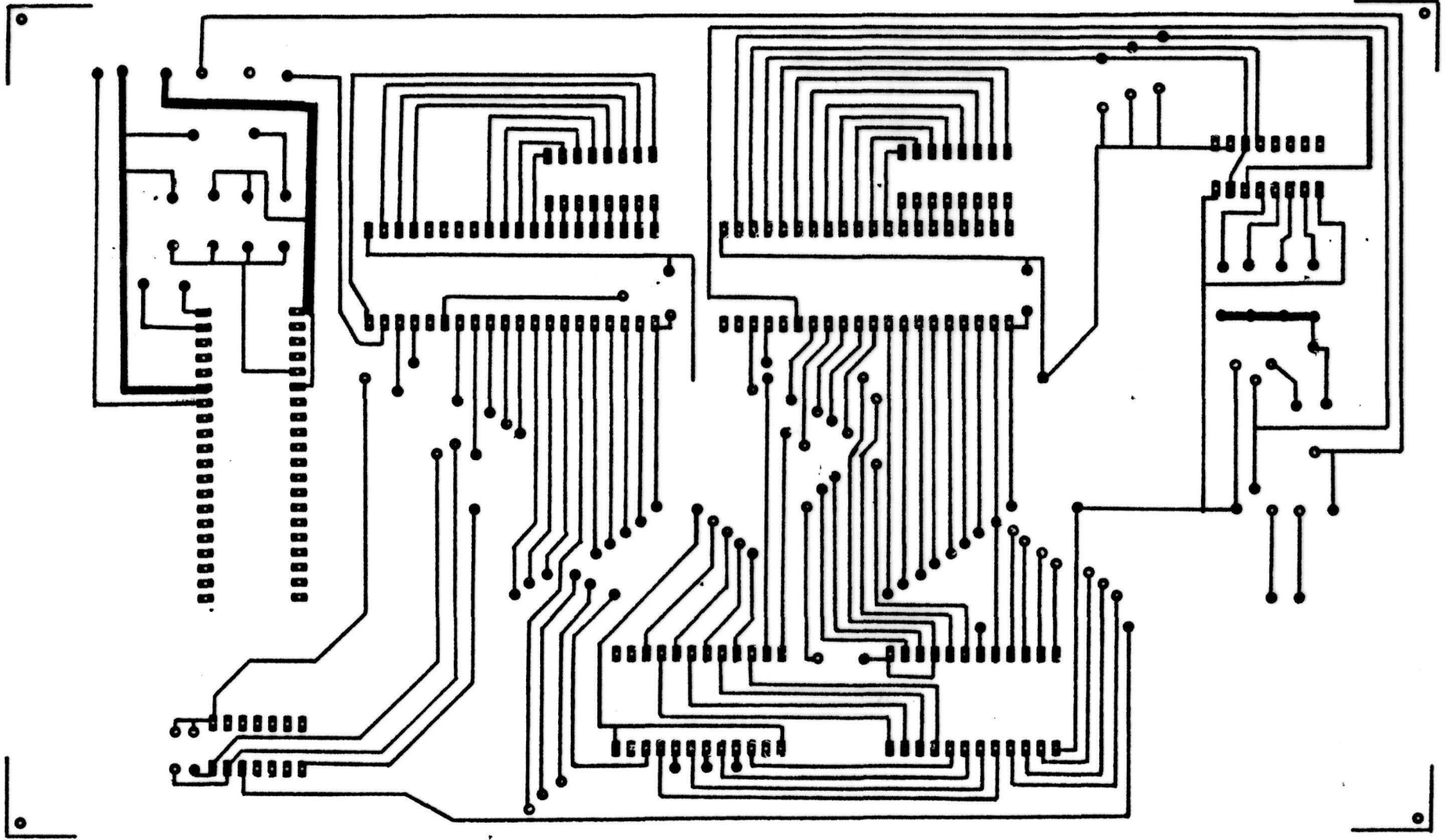
José Quintana Segura

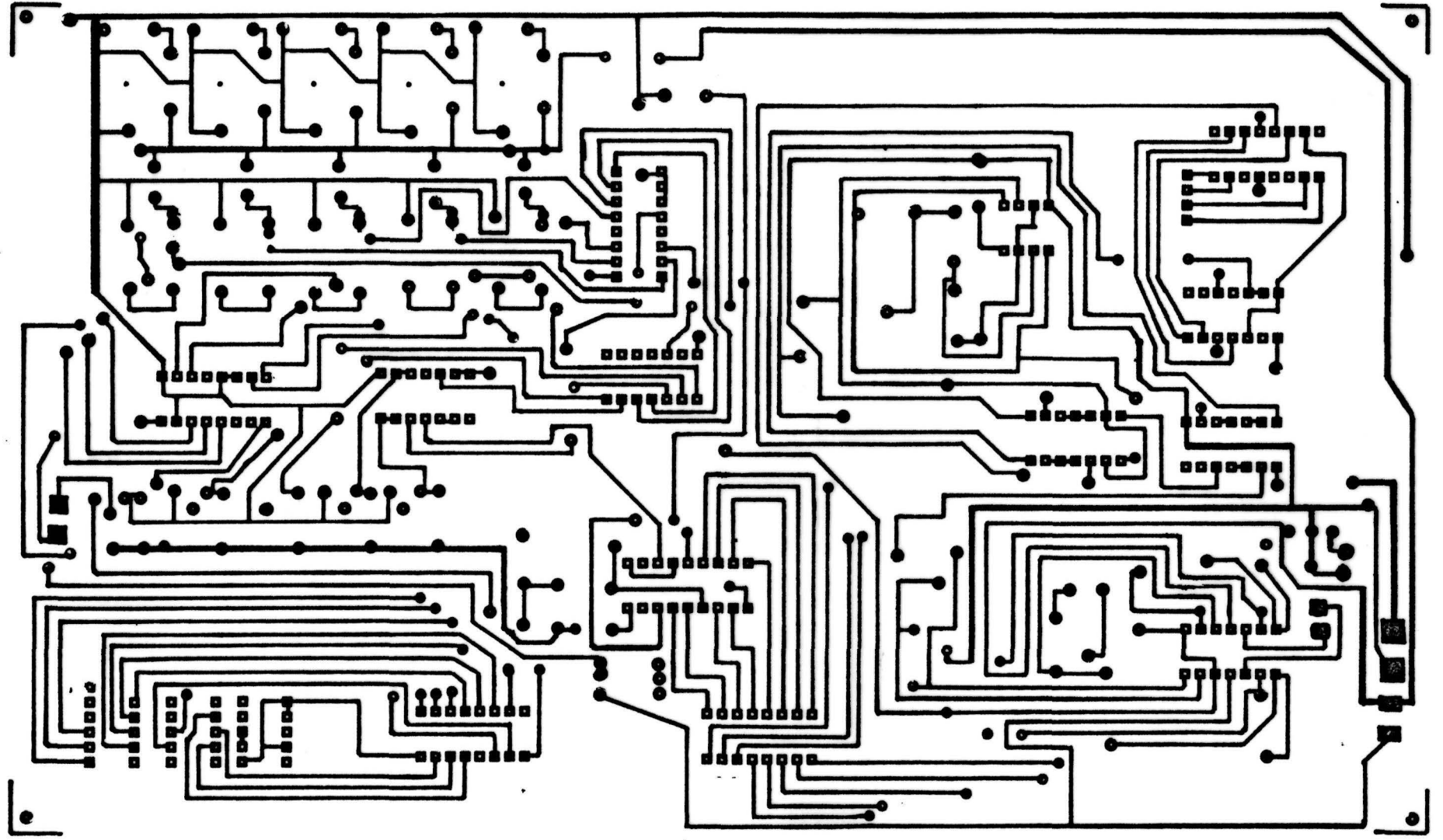


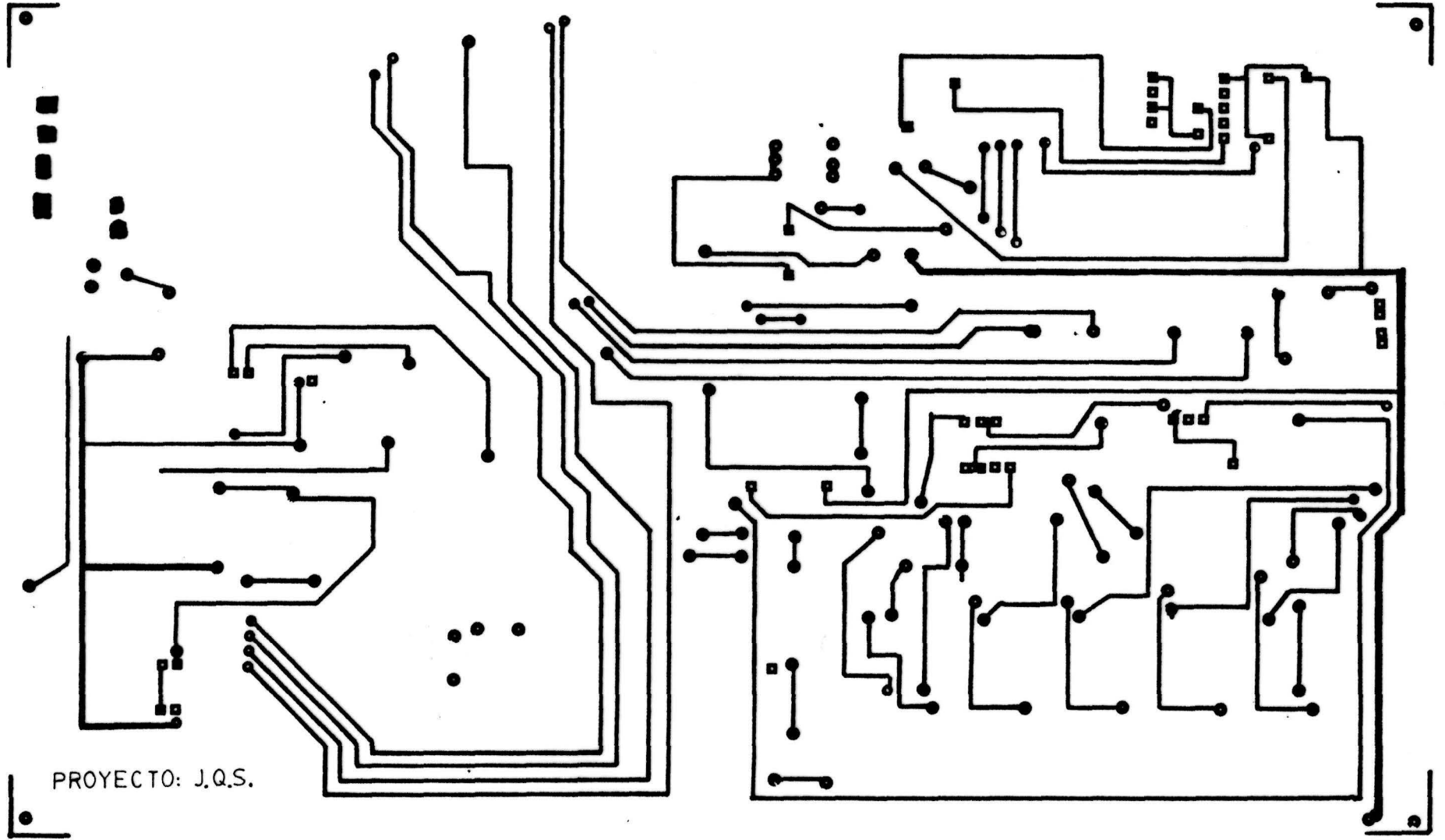
AMPLIFICADOR DE ENTRADA Y CIRCUITO DE FRECUENCIA R.
PCB2
José Quintana Segura



PROYECTO J.Q.S.







PROYECTO: J.Q.S.