

U N I V E R S I D A D N A C I O N A L
A U T O N O M A D E M E X I C O

ANALISIS DE LAS
PERTURBACIONES
CARDIOGENICAS EN EL
ARBOL RESPIRATORIO

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE FISICO
P R E S E N T A

ESTELA MARGARITA PUENTE LEOS

MEXICO. D.F.

1985



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Indice

Introducción

1. Elementos de anatomía y fisiología
 - 1.1. Aparato circulatorio
 - 1.1.1. Características generales
 - 1.1.2. El músculo cardíaco
 - 1.1.3. Fenómenos eléctricos del corazón
 - 1.1.4. Ciclo cardíaco
 - 1.1.5. Actividad mecánica del corazón
 - 1.1.5.1. Balistocardiograma
 - 1.1.5.2. Presión arterial
 - 1.1.5.3. Medición de la presión arterial
 - 1.2. Aparato respiratorio
 - 1.2.1. Características generales
 - 1.2.2. Descripción anatómica
 - 1.2.3. Función del pulmón
 - 1.2.4. Procesos que intervienen en la respiración
 - 1.2.5. Mecánica respiratoria
 - 1.2.6. Mediciones en el aparato respiratorio
 - 1.2.6.1. Espirometría
 - 1.2.6.2. Pletismografía
 - 1.2.6.3. Medición de flujo
2. Morfología del árbol respiratorio y consecuencias funcionales
 - 2.1. Morfología del árbol respiratorio
 - 2.3. Caída de presión del aire inspirado en el pulmón humano
 - 2.4. Impedancia del sistema respiratorio
 - 2.5. Neumocardiogramas

- 3. Ondas acústicas en tubos
 - 3.1. Propiedades del medio. Ecuación de onda
 - 3.2. Propiedades de las ondas sonoras planas
 - 3.3. Energía de una onda sonora
 - 3.4. Transmisión del sonido en tubos
 - 3.5. Coeficientes de resistencia para conductos cilíndricos

- 4. Perturbaciones cardiogénicas en el árbol respiratorio
 - 4.1. Origen de las perturbaciones
 - 4.2. Transmisión de ondas sonoras en el árbol respiratorio
 - 4.2.1. Impedancia acústica de los segmentos del árbol respiratorio
 - 4.2.2. Función de transferencia
 - 4.3. Modelo de la generación de perturbaciones

- 5. Captura y procesamiento de neumocardiogramas
 - 5.1. Método
 - 5.1.1. Equipo
 - 5.1.2. Registro de la señal
 - 5.1.3. Procedimiento
 - 5.2. Estructura de los datos
 - 5.2.1. Algoritmo de captura
 - 5.2.2. Procesamiento

- 6. Discusión

APENDICE I

APENDICE II

REFERENCIAS

INTRODUCCION

El estudio de la acción del corazón sobre el flujo respiratorio ha sido preocupación de científicos desde hace más de 100 años.

En 1865, C. Voit encontró que durante apnea (manteniendo la respiración), con la glotis abierta, el aire oscilaba a la misma frecuencia que el pulso y concluyó que estas oscilaciones eran producidas por la acción cardíaca. En 1867 Ceradini detectó también estas pulsaciones rítmicas utilizando un tubo parcialmente lleno de humo sostenido entre los labios.

Los primeros trazos de estas perturbaciones, conocidos como *neumocardiogramas*, fueron obtenidas por Landois en 1876. Este investigador encontró que la columna de aire se mueve hacia afuera durante el primer ruido cardíaco (que coincide con el inicio de la contracción o *sístole*), y luego hacia adentro durante la *diástole* (relajamiento del corazón). Es decir, que el sentido del movimiento predominante de la columna de aire es el mismo que el de la sangre bombeada por el corazón.

En 1891, Haycraft y Edie observaron que estos movimientos, que ellos llamaron *cardioneumáticos*, ocurren tanto con la cavidad torácica cerrada como con ésta abierta y en libre comunicación con el aire exterior.

El tema se ha vuelto a tomar recientemente, con la idea de que el neumocardiograma pueda tener aplicaciones clínicas en la detección de anomalías en las funciones respiratoria y cardíaca.

En 1980, C. González y colaboradores realizaron un estudio funcional del corazón por medio de un análisis de las vibraciones cardiogénicas.

En 1981, Johnson publica los resultados de los primeros *neumocardiogramas dinámicos*, los cuales son neumocardiogramas obtenidos durante respiración normal, en distintas condiciones: sentado en reposo, parado en reposo, corriendo en un lugar fijo, acostado boca arriba. Se vió que los neumocardiogramas son únicos para cada sujeto y se alteran por la posición del cuerpo y el ejercicio. Pero las diferencias individuales parecen ser el factor dominante, por lo que en principio se limitaría su utilidad para el diagnóstico clínico. Sin embargo, el estudio de estos registros es muy incompleto quizá porque no es fácil de abordar desde un punto de vista médico: una visión física del problema podría tal vez esclarecer muchas dudas.

El análisis que aquí se presenta se hace utilizando los principios de la física clásica para poder llegar a un modelo del fenómeno y después con apoyo de la computación, ampliar el conocimiento del mismo.

El objetivo final del estudio del fenómeno es determinar si el neumocardiograma puede tener aplicaciones clínicas. En esta tesis se tratan de comprender los mecanismos físicos en juego (cómo se originan y cómo se transmiten oscilaciones del aire en el árbol respiratorio), y desarrollar un sistema de registro que permita estudios posteriores.

En el capítulo 1 se revisan someramente algunos aspectos anatómicos y fisiológicos de interés para el problema. En el capítulo 2 se presenta la morfología del aparato respiratorio, describiendo su arreglo geométrico y se exponen algunas de las consecuencias funcionales. En el capítulo 3, se estudia el problema de la transmisión de ondas sonoras en tubos.

En el siguiente capítulo se formula un modelo físico para el árbol respiratorio y se determinan los valores para la impedancia acústica del mismo. La captura y procesamiento de neumocardiogramas por medio de un sistema computarizado, se describe en el capítulo 5.

Finalmente, se presenta la discusión de este trabajo en el capítulo 6. Algunos de los resultados anteriormente encontrados por investigadores en el área.

1. ELEMENTOS DE ANATOMÍA Y FISIOLÓGIA.

1.1. Aparato circulatorio

1.1.1. Características generales.

La función principal del aparato circulatorio es el transporte de sustancias en el organismo. Interviene en la regulación de la temperatura y distribuye a las hormonas y otros agentes que regulan las funciones celulares. La sangre transportadora de estas sustancias, es bombeada por el corazón através de un sistema cerrado de vasos.

Un corazón de mamífero adulto está formado, en realidad, por dos bombas pulsátiles para líquido que anatómicamente se encuentran una al lado de la otra, pero que funcionalmente están conectadas en serie. El lado derecho del corazón es la bomba que impulsa a la sangre a través de los pulmones, donde los intercambios gaseosos respiratorios se llevan a cabo. Mientras que el lado izquierdo del corazón impulsa la sangre, que previamente circuló por los pulmones, hacia todos los tejidos del cuerpo incluyendo la red de vasos nutricios del propio corazón y de los pulmones (fig.1). Gracias a esta impulsión tienen lugar los intercambios de sustancias entre los tejidos y la sangre, que son esenciales para la vida. La trayectoria para el flujo de sangre através de los pulmones es llamada *circulación pulmonar* y el sistema circulatorio que provee de oxígeno y nutrientes a las células del cuerpo se llama *circulación sistémica*.

La sangre circula por el aparato vascular el cual es una enorme red de tubos elásticos. Al salir del lado izquierdo del corazón por un vaso de salida único, la aorta, la sangre fluye por las arterias que se dividen y subdividen hasta que, finalmente, llega a vasos de tamaño muy pequeño, las arteriolas, que conducen a tubos aún más estrechos y de pared muy delgada, que son los capilares. A través de la pared de éstos ocurren los intercambios de sustancias entre los tejidos y la sangre,

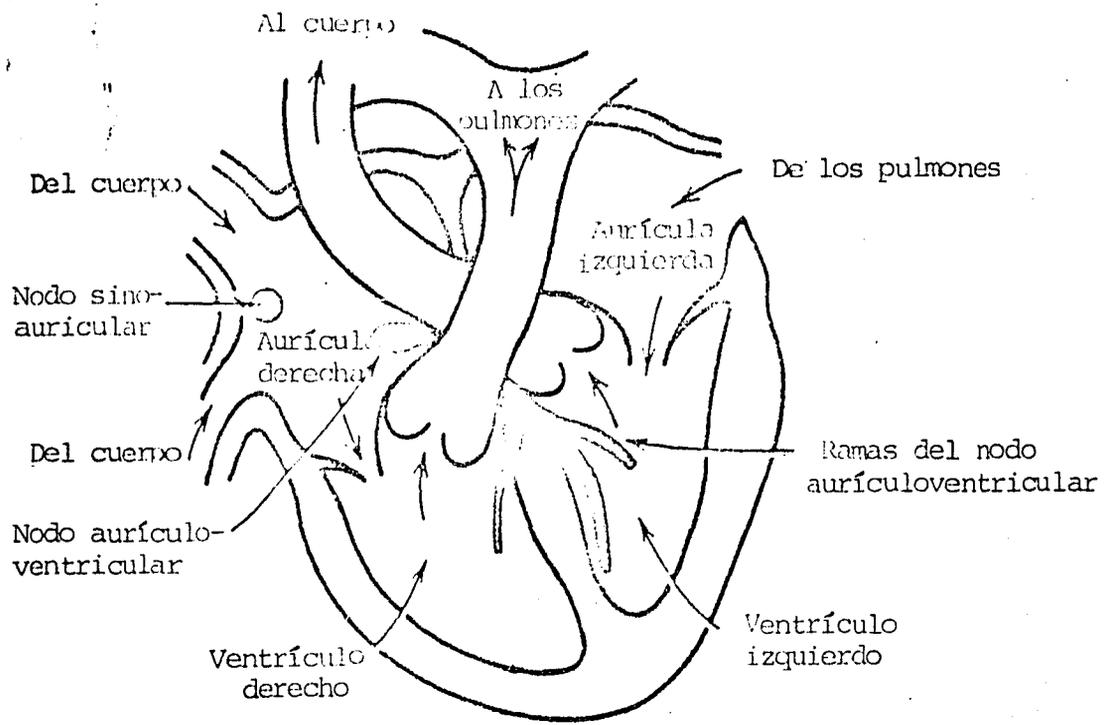
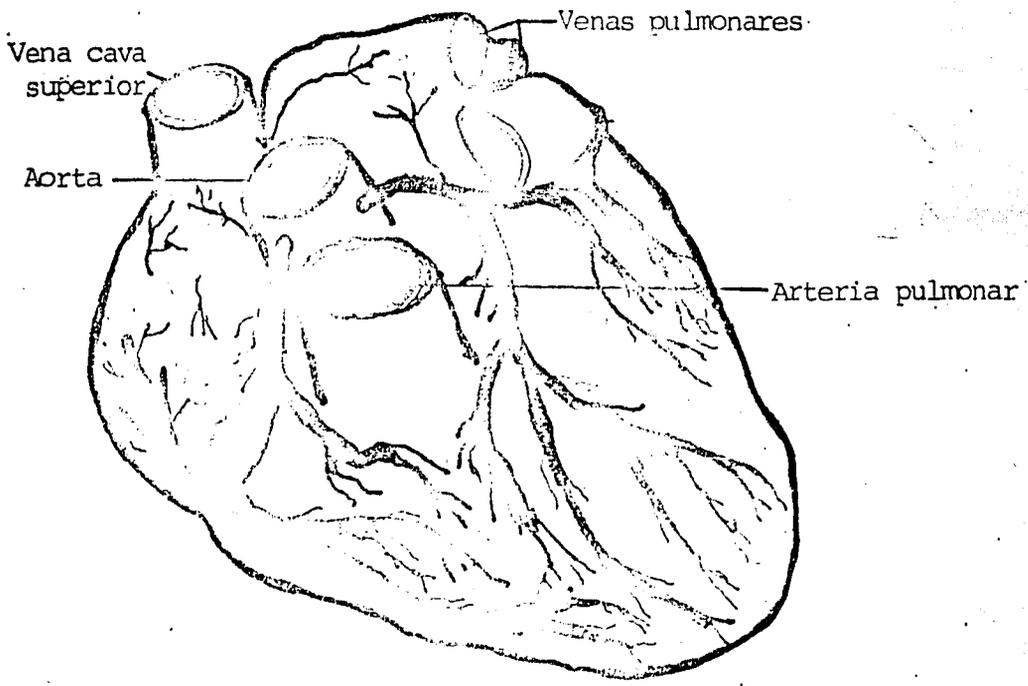


Fig.1.1. Corazón humano (Cameron, 1978).



mientras que la pared de los demás vasos es impermeable.

De los capilares, la sangre pasa a las vénulas y de ahí, a venas cada vez más anchas que drenan en las venas cavas superior e inferior, las cuales llevan a la sangre de retorno a la aurícula derecha. Las vías del circuito pulmonar tienen nombres similares; la sangre sale del ventrículo derecho por la arteria pulmonar y vuelve al ventrículo izquierdo por las venas pulmonares.

Entonces, podemos decir que el sistema vascular puede dividirse en tres tipos generales de vasos que cumplen con diferentes funciones: a) la aorta y las arterias, formando un sistema de distribución, b) la microcirculación, un sistema de difusión y filtración (los capilares), y c) las venas, que constituyen un sistema recolector. Cada uno de estos segmentos conduce globalmente el mismo caudal sanguíneo en una unidad de tiempo dada. Es decir, toda la sangre que pasa por la aorta debe fluir a través del total de los capilares y luego por las venas. Existe un gradiente de presión hidrostática a lo largo de estos segmentos; la presión más elevada se registra en la aorta y la más baja en las venas grandes. El gradiente de presión es mantenido por el bombeo del corazón.

1.1.2. El músculo cardíaco.

Un músculo es un tejido excitable, es decir, está formado por células que pueden ser excitadas química, eléctrica y mecánicamente, produciendo así un potencial de acción que se transmite a lo largo de la membrana.

Se consideran tres tipos de músculos: *esquelético*, *liso* y *cardíaco*. El músculo esquelético tiene estrias transversales bien desarrolladas; no se contrae sin la existencia de estímulos, carece de conexiones anatómicas y funcionales entre fibras individuales y está gobernado por la voluntad.

Por el contrario, el músculo liso carece de estrias transversales, contiene células marcapasos que descargan irregularmente y que se encuentran interconectadas. Este es un músculo involuntario, es decir, está controlado por el sistema nervioso autónomo.

Un músculo estriado puede desarrollar una gran cantidad de tensión en un corto tiempo, pero se fatiga. En contraste, un músculo liso se contrae lentamente pero es capaz de ejercer cantidades moderadas de tensión durante largos periodos.

El músculo cardíaco posee características generales de ambas clases de músculo. Las células cardíacas son alargadas con estiraciones transversales (estrias), como un músculo esquelético (voluntario), pero, como un músculo liso, es involuntario. En efecto, funcionalmente el músculo cardíaco aparece como un músculo liso ya que las unidades del músculo están interconectadas de tal manera que cuando una depolarización es iniciada en alguna unidad, ésta continúa a través de todas las unidades, asegurando una contracción sincrónica de toda la pared de sus cavidades, que es la condición esencial para el bombeo.

En lo que se refiere a las características de la contracción, el músculo cardíaco es más bien un músculo esquelético porque el corazón se contrae rápidamente. Sin embargo, como un músculo liso, está casi permanentemente en acción rítmica.

1.1.3. Fenómenos eléctricos del corazón.

Al igual que las células nerviosas y de los demás músculos, las células del músculo cardíaco exhiben polarización eléctrica de su membrana y ésta puede invertirse transitoriamente al modificarse el potencial de la membrana por la aplicación de corriente eléctrica.

Actualmente, la actividad eléctrica del corazón es ampliamente conocida. Se sabe que la secuencia de contracción y relajación de los músculos resulta de la depolarización y repolarización eléctricas cíclicas de las membranas de las unidades del músculo cardíaco. Todas las células musculares del corazón tienen la propiedad de generar espontáneamente estímulos eléctricos con cierta periodicidad, que es distinta para cada clase de célula. Las células con menor ritmo de descarga espontánea actúan como marcapaso en el corazón normal; estas células se encuentran en el nodo sinoauricular. La onda de excitación se expande en todas direcciones concéntricamente desde el nodo sinoauricular a razón de un poco menos de un metro por segundo. Esta expansión produce un evento eléctrico que puede ser detectado en la superficie del cuerpo, llamado la *onda P* del electrocardiograma. La repolarización de la aurícula ocurre mientras los ventrículos se depolarizan. El miocardio ventricular comienza a depolarizarse aproximadamente 80 milisegundos después del final de la depolarización de la aurícula y permanece en estado depolarizado durante aproximadamente 300 milisegundos antes de regresar al estado de reposo. La depolarización ventricular produce el *complejo QRS* y la repolarización ventricular produce la *onda T* (fig.1.2).

1.1.4. Ciclo cardíaco

En un adulto normal, aproximadamente 80 ml de sangre son bombeados en cada sístole, y ocurren unas 70 de éstas por minuto, de modo que el gasto cardíaco global es de unos 5.6 litros por minuto. Un ciclo cardíaco es el periodo que va desde el final de una contracción cardíaca hasta el final de la siguiente contracción. Este ciclo incluye un periodo de contracción denominado *diástole* seguido de un periodo de contracción denominado *sístole*. Ahora bien, a fin de comprender el ciclo cardíaco, se consideran ocho fases las cuales se encuentran detalladas en la fig.1.3(a y b) y que son:

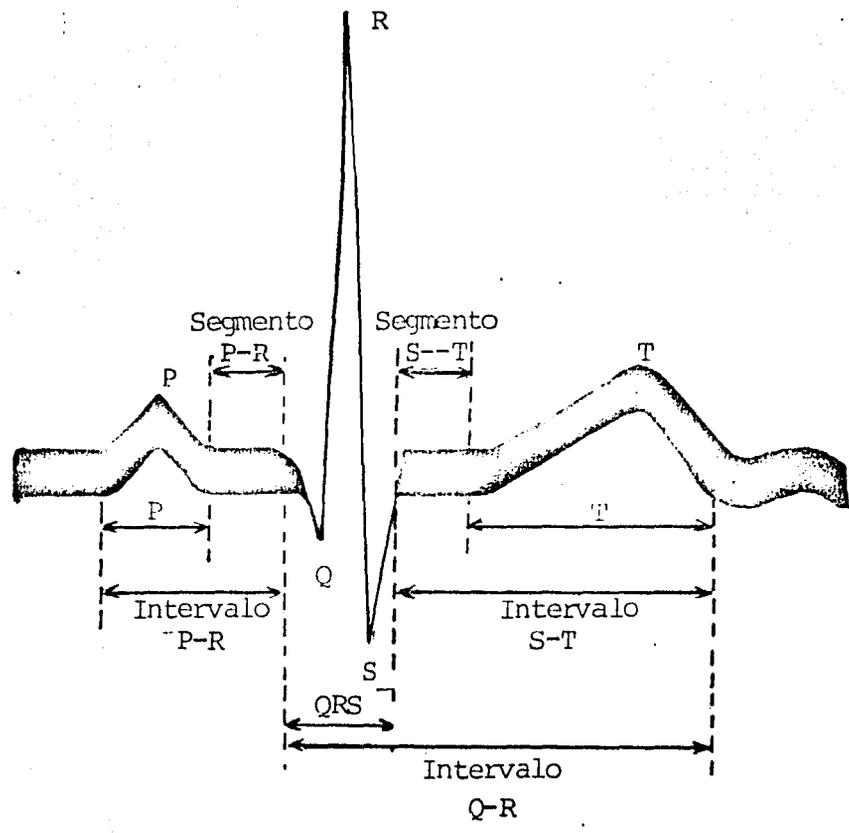


Fig.1.2. Electrocardiograma normal (Selkurt, 1976).

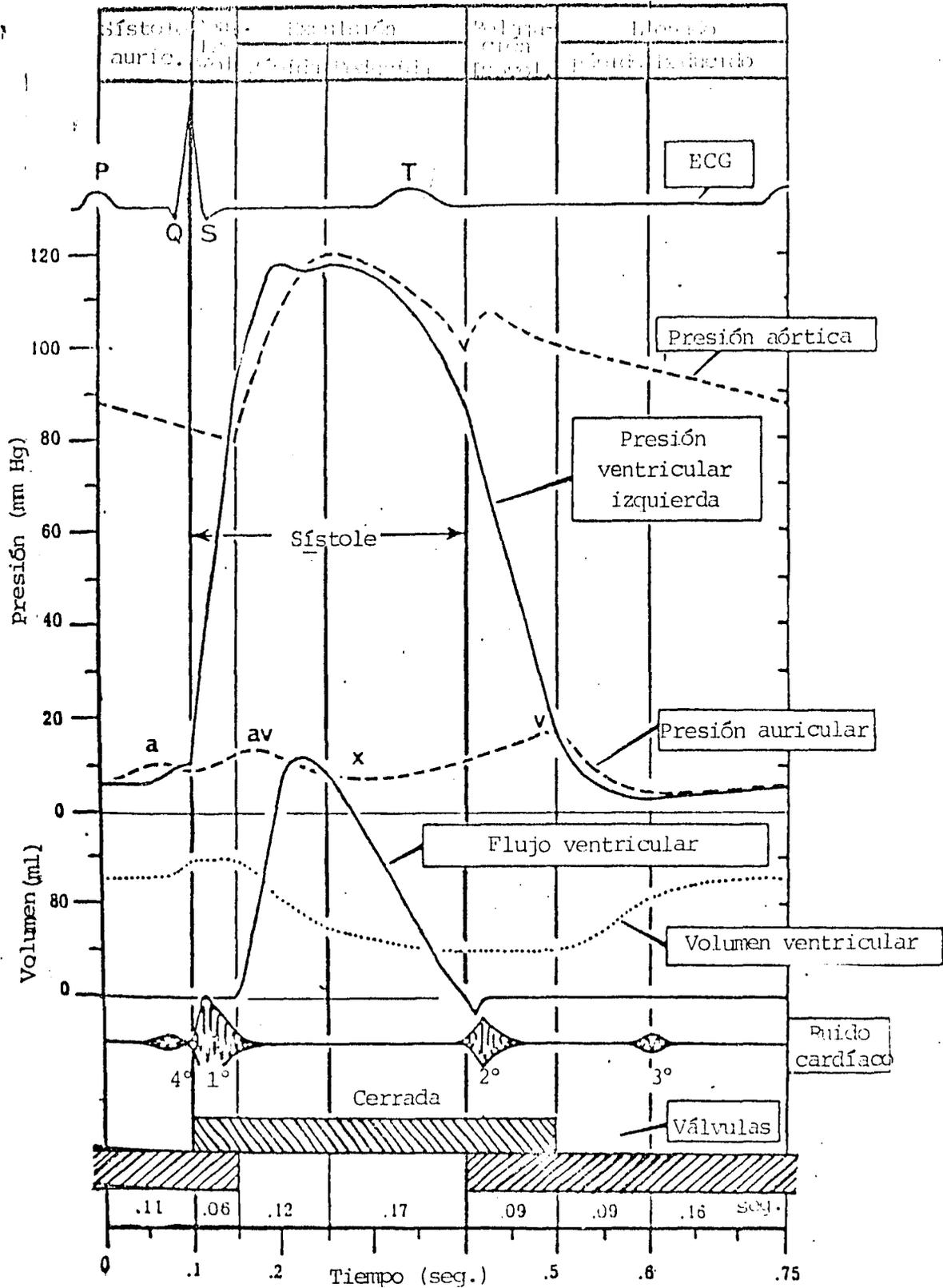
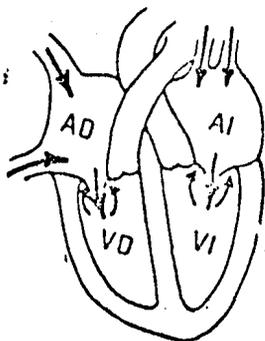
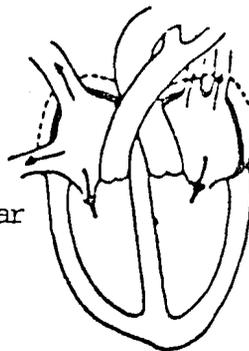


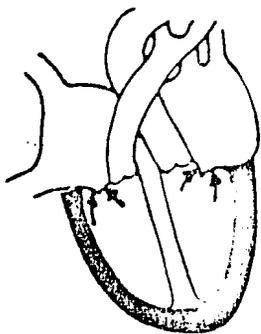
Fig. 1.3a. Eventos del ciclo cardíaco (Selkurt, 1976).



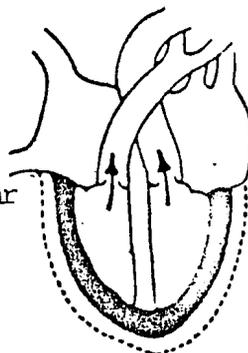
Fase final de la diástole



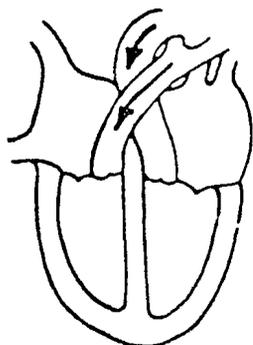
Sístole auricular



Contracción ventricular isovolumétrica



Sístole ventricular



Relajación ventricular isovolumétrica

Fig.1.3b. Flujo sanguíneo en el corazón durante el ciclo cardíaco (Ganon, 1981).

1. *Contracción isovolumétrica.* Comienza la contracción ventricular. Se cierran las válvulas auriculoventriculares y asciende rápidamente la presión ventricular. Termina con la apertura de las válvulas de salida.

2. *Expulsión rápida.* Se inicia con la apertura de las válvulas de salida. Existe un flujo de salida rápido de sangre de los ventriculos que excede la salida del árbol arterial hacia los capilares, aumentando la presión debido a la dilatación arterial.

3. *Expulsión reducida.* El flujo periférico excede al volumen cardíaco por minuto, las presiones empiezan a descender y comienza la relajación ventricular, debido a que termina el periodo de actividad muscular.

4. *Prediástole.* Marca el comienzo de la relajación ventricular. Las presiones de los ventriculos continúan descendiendo por debajo de la aorta y la arteria pulmonar. Se produce un breve flujo retrógrado que cierra las válvulas de salida.

5. *Relajación isovolumétrica.* Las dos válvulas están cerradas y por lo tanto, mientras la presión ventricular disminuye, no hay cambio en el volumen ventricular. La presión decrece hasta alcanzar el valor de la presión auricular, y en este momento se abren las válvulas de entrada.

6. *Llenado rápido.* Este es un periodo en el cual el llenado del ventriculo ocurre rápidamente. La presión en el ventriculo es ahora menor que en la auricula, y las válvulas de entrada se encuentran abiertas; el flujo comienza y el volumen ventricular comienza a aumentar. El llenado es rápido puesto que el gradiente de presión auriculoventricular es bastante grande.

7. *Llenado reducido (diástasis)*. Este es un período de llenado lento, durante el cual la sangre continúa fluyendo tanto en aurículas y ventrículos como si se tratara de una sola cámara. Termina con el comienzo de la sístole auricular.

8. *Sístole Auricular*. Comienza la contracción auricular, aumenta el flujo desde las aurículas hasta los ventrículos. Termina con el final de la contracción auricular y el comienzo de la ventricular.

1.1.5. Actividad mecánica del corazón.

La sobrevivencia de los organismos multicelulares depende del suministro continuo del líquido extracelular con materiales ricos en oxígeno y otras sustancias necesarias para el metabolismo celular y en la eliminación de los desechos metabólicos. La energía empleada en estos procesos de transporte de materia es suministrada por la acción del corazón.

En efecto, en el lado arterial de los capilares el exceso de presión hidrostática produce la salida hacia el espacio intracelular de agua que acarrea oxígeno y otras sustancias disueltas de bajo peso molecular; este proceso aumenta la concentración, dentro del capilar, de células y de proteínas. En el lado venoso del capilar, el agua regresa a la sangre acarreando las sustancias disueltas en ella. En muchos casos de problemas circulatorios, la causa principal de incapacidad o muerte es la falta de transferencia de material a través de los capilares; en un alto porcentaje de tales casos, la deficiencia no está en los capilares sino en el funcionamiento del corazón.

1.1.5.1. Balístocardiograma

La expulsión de un bolo sanguíneo sistólico determina un efecto de retroceso balístico del corazón. El centro de masa del volumen sanguíneo se mueve alrededor de 7 cm, pero durante la diástole el llenado sanguíneo del corazón determina el efecto opuesto.

La sangre expulsada tiene una masa (m) de aproximadamente 65 grms. Si se aproxima una función sinusoidal de periodo 0.8 seg al movimiento, se tendría que:

(donde d es el desplazamiento en el tiempo) $md = 65(7\text{Sen}2\pi t/0.8)$ lo que representa una fuerza neta de 2.2×10^4 din lo que equivale al peso de una masa de 28.5 grms. Esto permite ver que la fluctuación corresponde a una fracción pequeña del peso corporal (digamos de 70 kgs); i.e., 0.4×10^{-3} , de modo que el desplazamiento del centro de masa es del orden de 60 micras.

Este desplazamiento tan pequeño se detecta mediante una cama con suspensión neumática y registro óptico, restringiendo el ancho de banda a 2 Hz. De esta forma, se tiene un registro característico en el que existe un retroceso rápido que sigue inmediatamente después del primer ruido cardíaco (que indica el inicio de la expulsión), seguido de un avance más lento cuyo máximo se alcanza poco después del segundo ruido (que indica el inicio de la sistole).

A su vez, en el registro de la aceleración aparecen máximos muy marcados que facilitan la correlación con otras señales fisiológicas (fig.1.4). Se puede ver que el orden de magnitud de la aceleración es de 3 m-g. Las ondas del balístocardiograma recibe una denominación internacional estándar que se muestra en la figura anterior; se verá más adelante que se propone para ser aplicada en los registros neumocardiográficos.

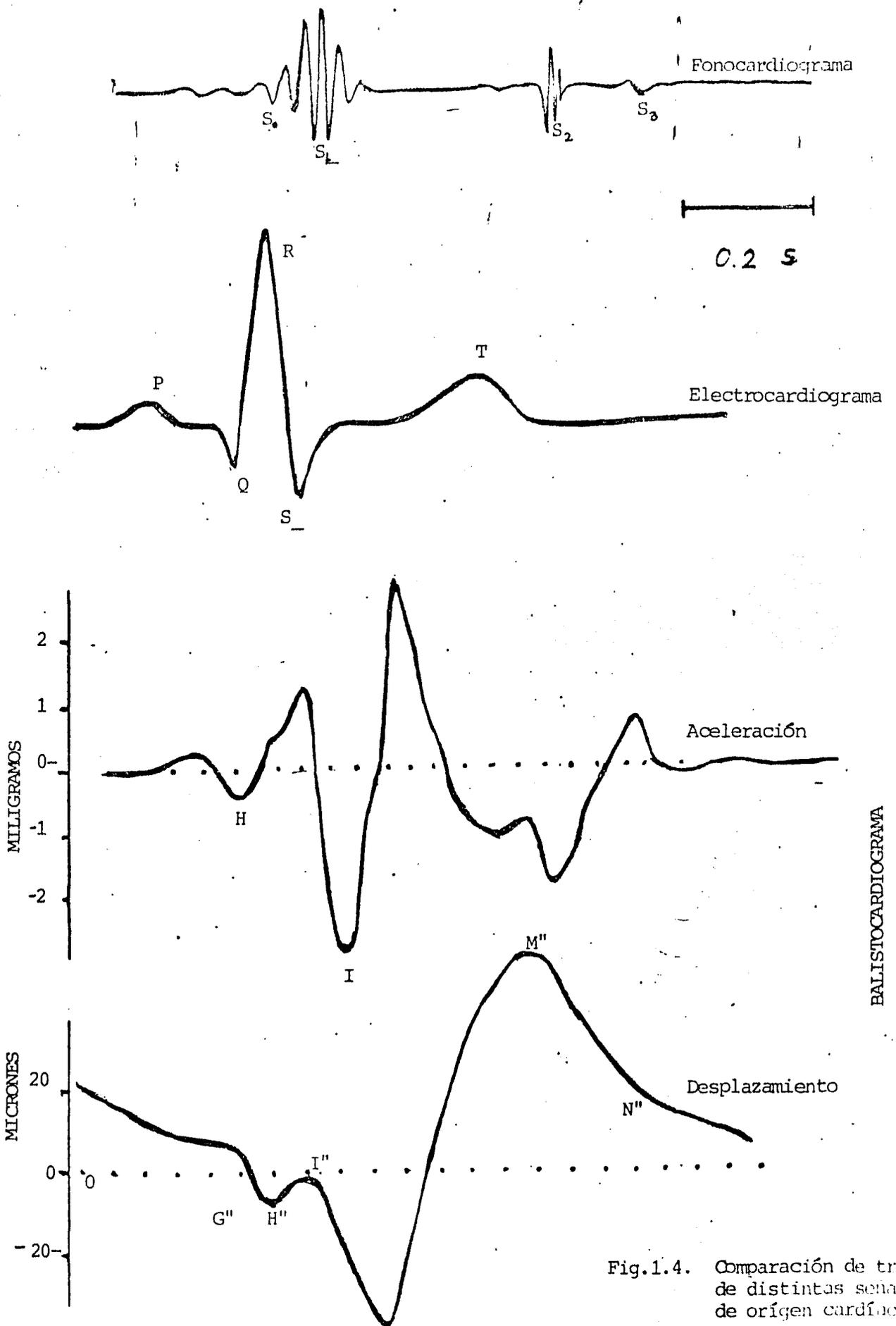


Fig.1.4. Comparación de trazos de distintas señales de origen cardíaco.

1.1.5.2. Presión arterial

Diversos factores se combinan para determinar la magnitud de la presión sanguínea arterial. Estos son: a) la acción de bombeo del corazón; b) la resistencia periférica; c) la cantidad de sangre que se encuentra en el sistema arterial; d) la viscosidad de la sangre y e) la elasticidad de las paredes arteriales.

En particular, la contracción cardíaca ejerce su efecto sobre la presión sanguínea a través de la cantidad de sangre descargada en la aorta en un periodo unitario; es decir, la descarga del corazón por minuto, del volumen sistólico multiplicado por la frecuencia cardíaca.

Como se dijo anteriormente esta contracción produce las presiones conocidas como *sistólica* y *diastólica*. La presión sistólica refleja, principalmente, las características de distensibilidad del sistema arterial y la cantidad de sangre que expulsa el ventrículo izquierdo. La presión diastólica representa la carga constante que deben soportar las paredes arteriales y la presión que debe haber dentro del ventrículo para abrir las válvulas aórticas.

La presión promedio durante un ciclo cardíaco está más cerca de la presión diastólica que de la sistólica. La diferencia entre las presiones diastólica y sistólica es la *presión diferencial* (o presión de pulso).

1.1.5.3. Medición de la presión arterial

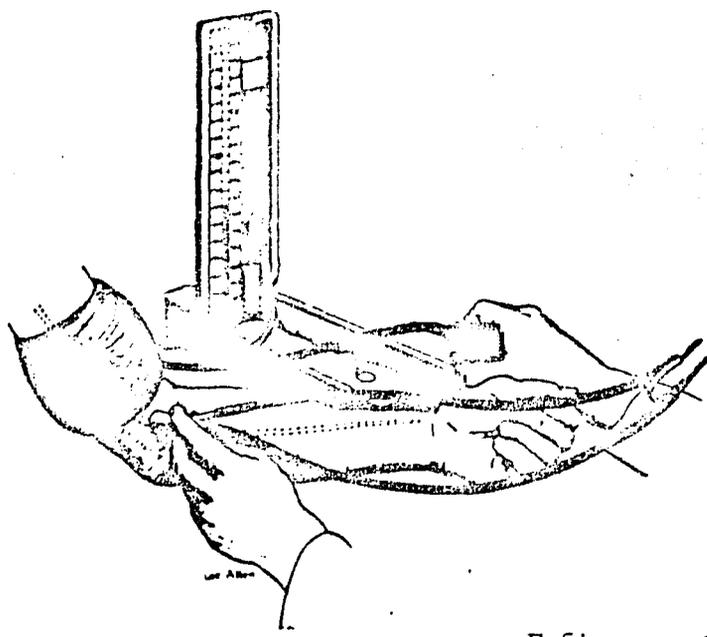
Para medir directamente la presión sanguínea en un vaso o en la cavidad cardíaca, es necesario poner al fluido en la cavidad en contacto mecánico con un transductor de presión. Este transductor puede estar dentro o fuera de la región de estudio; en este último caso se requiere de un tubo conductor lleno de líquido (*catéter*) entre la región y el transductor.

Estos transductores de presión se utilizan en distintos métodos según el tipo de medición que se requiere y el lugar donde ésta se debe realizar. Si por ejemplo, se quiere la presión en una región del sistema circulatorio donde la presión casi no varía, como son las grandes venas, sólo se necesita un manómetro formado por una columna graduada llena de solución salina y anticoagulante.

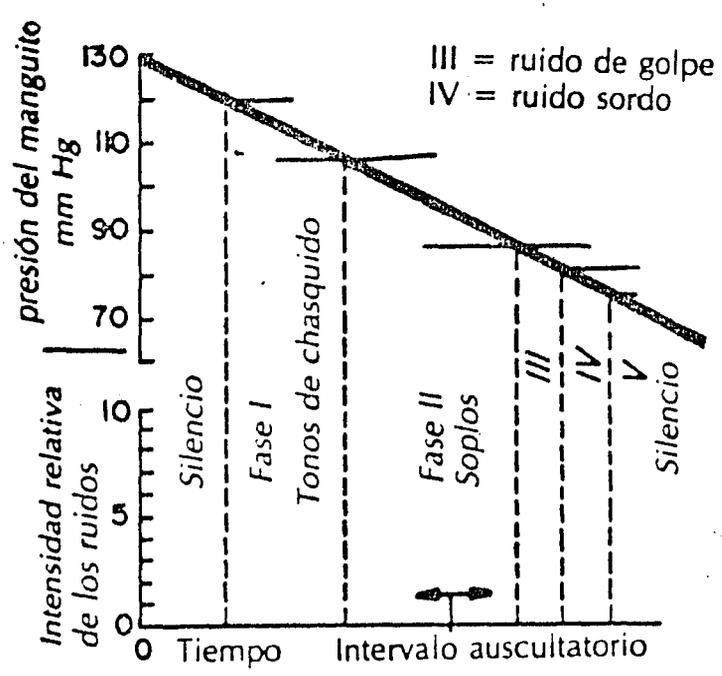
Para todos los demás tipos de medida de la presión, se emplean detectores (transductores) que básicamente incluyen una membrana elástica que se deforma con los cambios de presión del líquido al que esté conectado. La deformación se detecta eléctricamente mediante cambio de resistencia de un conductor o cambio de capacidad de un condensador adscritos a la membrana. Actualmente, se tiende a utilizar catéteres que incluyen al manómetro en su punta.

Sin embargo, estas técnicas intravasculares para la medida de presión sanguínea solamente se utilizan con fines de monitoreo, pruebas diagnósticas en laboratorios cardiopulmonares o durante operaciones quirúrgicas. En la clínica, por conveniencia y por seguridad, se utilizan medios indirectos, no invasivos, para medir la presión arterial. El procedimiento más usado es la *esfigomanometría*, que consiste en el equilibrio de la presión de aire por medio de un manómetro de mercurio o aneroides, denominado *esfigomanómetro*.

El instrumento (fig.1.5), que se utiliza para tal fin, está compuesto por una bolsa de goma inflable, aplanada, cubierta por tela no distensible, denominada *manguito*. La cavidad de la bolsa está conectada al manómetro y a una perilla manual o bomba pequeña por medio de un tubo de goma. De tal manera, es posible inflar la bolsa hasta la presión que se desee. Una pequeña válvula que se encuentra entre la perilla o bomba y la bolsa, permite el escape de aire y la reducción de la presión en la medida necesaria. El brazo, por arriba del codo, se envuelve con el manguito estando desinflada la bolsa, y luego se infla hasta que la presión que ha alcanzado la bolsa sea superior a la



Esfingmomanómetro (Ganon, 1981).



Características del método auscultatorio (Brobeck, 1983).

Fig.1.5. Medición de la presión arterial

presión arterial y obstruya a la luz arterial. Se aumenta la presión un poco más de este punto y luego se hace descender lentamente, abriendo la válvula, hasta que la presión arterial supere a la del aire y la sangre pueda pasar hacia la porción periférica de la arteria. En este momento se lee en el manómetro la presión de la bolsa. Dado que prácticamente la presión del aire equilibra la presión arterial sistólica, la lectura del manómetro se toma como el valor de esta última.

Para determinar en qué momento pasa la sangre por debajo del manguito, puede emplearse cualquiera de los siguientes métodos: *palpación, oscilación o auscultación*. En el primero, se utiliza la palpación del pulso radial. En el segundo, se observan las oscilaciones del manómetro y en el tercero, una serie de ruidos (ruidos de Korotkov) se escuchan con el estetoscopio sobre la parte periférica de la arteria adyacente al manguito. En los tres procedimientos se obtiene el valor de la presión lateral en la arteria humeral mientras que los métodos directos miden la presión final.

En la clínica, generalmente se emplea el método auscultatorio, aunque la medida de la presión diastólica resulta poco precisa.

En efecto, el método del esfigmomanómetro tiene inexactitudes que obedecen a las variaciones de la frecuencia cardíaca, a la resistencia de los tejidos, a la existencia de arritmias o anomalías en la pared arterial, etc. Una regla empírica es que la bolsa neumática para el brazo (manguito), debe ser aproximadamente un 20% más ancha que el diámetro del brazo. A pesar del empleo de estos manguitos se prevé un error medio de ± 8 mm de mercurio en las lecturas individuales de las presiones sistólica y diastólica.

1.2. APARATO RESPIRATORIO

1.2.1. Características generales

El propósito central del aparato respiratorio consiste en poner en contacto casi directo a una extensísima película de sangre con el aire contenido en una gran cantidad de micro-cámaras (alveolos pulmonares), para que a través de la delgadísima membrana que separa ambos fluidos, tenga lugar la captación del oxígeno y la eliminación del bióxido de carbono.

El oxígeno es utilizado como carburante en las combustiones de sustancias orgánicas por las cuales el organismo obtiene la energía necesaria, mientras que el bióxido de carbono es un producto final de dichas combustiones.

Dado que el consumo de oxígeno es alto (aproximadamente 8 litros por minuto en reposo), el intercambio difusional entre los alveolos pulmonares y la atmósfera resulta absolutamente insuficiente, lo que hace imprescindible la ventilación.

En consecuencia, además de los sacos pulmonares y de los conductos que los comunican con el exterior, el aparato respiratorio incluye en realidad también a un grupo de músculos cuya acción modifica el volumen torácico provocando con ésto la entrada ó salida de aire al sistema de conductos y sacos neumáticos.

1.2.2. Descripción anatómica

La cavidad nasal, la laringe, la faringe, la tráquea, los bronquios y los bronquiolos son los principales conductos por los cuales el aire entra a los pulmones (fig.1.6).

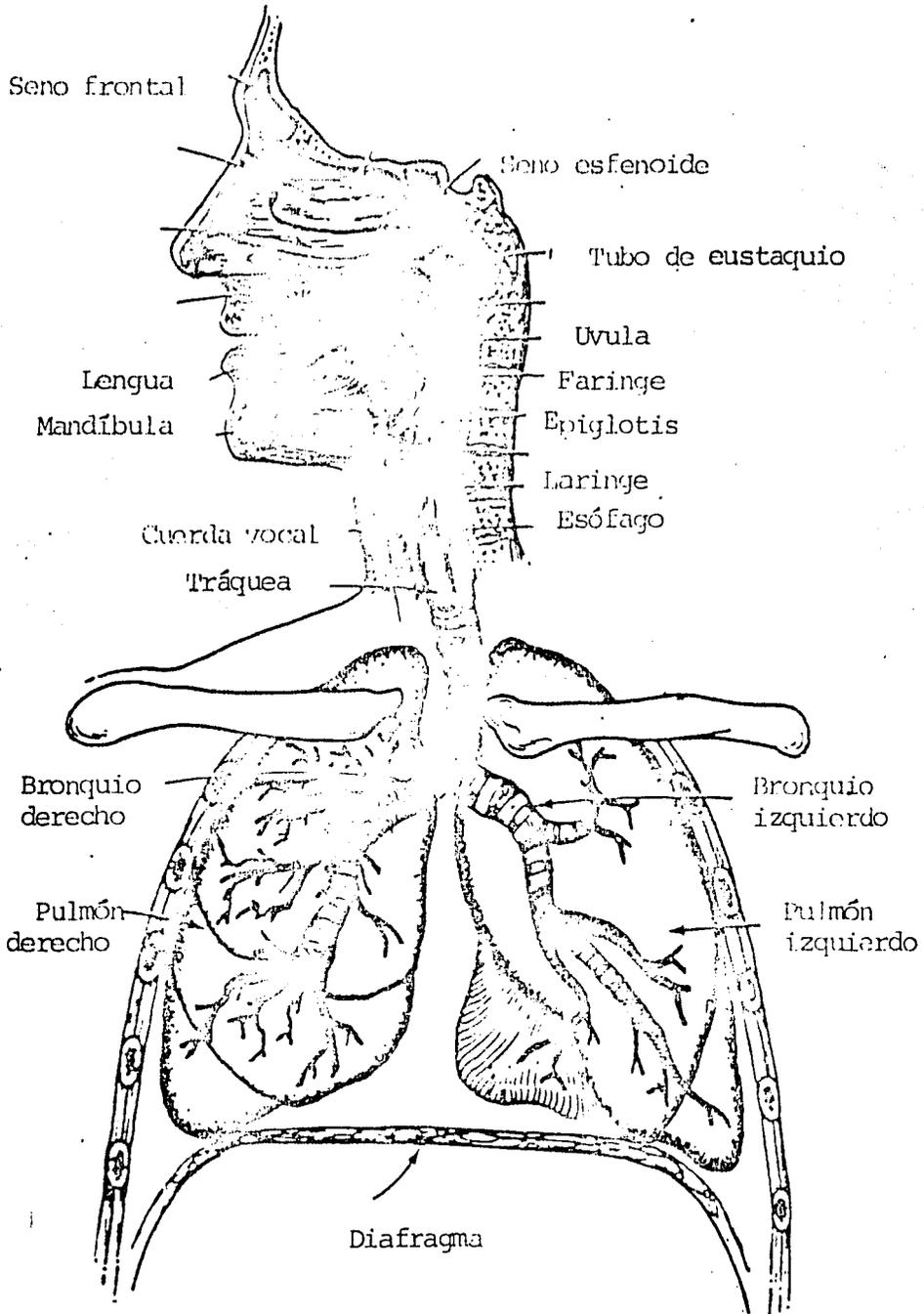


Fig.1.6. Aparato respiratorio (Evans, 1971).

Estos son dos bolsas elásticas que ocupan la mayor parte de la cavidad torácica. El pulmón derecho está formado por tres lóbulos (superior, medio e inferior), y el pulmón izquierdo tiene dos lóbulos (superior e inferior).

Toda la superficie de los pulmones está cubierta por una membrana delgada llamada *hoja pleural interna* mientras que otra membrana idéntica recubre la pared interna del tórax (incluyendo la base, que está formada por un músculo muy ancho llamado diafragma). De modo que entre ambas hojas queda formada una cavidad virtual que contiene normalmente una película de líquido lubricante, llamada *cavidad pleural*. La existencia de esta cavidad virtual asegura que el movimiento de la pared torácica, debido a la contracción muscular, arrastre a los pulmones, o bien que éstos arrastren a la pared en ausencia de acción muscular.

La *laringe* está conectada a los bronquios a través de la tráquea. En su extremo superior se encuentra la *epiglotis*, la cual es una válvula que impide, al cerrarse, que comida o líquido se introduzca en la laringe en vez de ser conducida al estómago por medio del esófago.

La tráquea mide aproximadamente de 1.5 a 2.5 cm de diámetro y 11 cm de largo. Se extiende desde la laringe hasta la parte superior del tórax donde se bifurca en los *bronquios* izquierdo y derecho. Cada bronquio entra al pulmón correspondiente y se divide, a su vez, en tres ramas más pequeñas. Estas son de diferentes longitudes y forman distintos ángulos. Son más de 20 bifurcaciones asimétricas las que se presentan en el cuerpo humano (fig.1.7).

Más adelante, a lo largo de estas ramificaciones, donde el diámetro se reduce a aproximadamente 0.1 cm, los conductos de aire son llamados *bronquiolos*. Conforme disminuye su tamaño (hasta cerca de 0.05 cm de diámetro), se llega a los *bronquiolos terminales*, los cuales se dividen de nuevo en los *bronquiolos respiratorios*. Ahí, algunos alveolos están unidos como pequeños sacos de aire a las paredes del pulmón. Después de otras

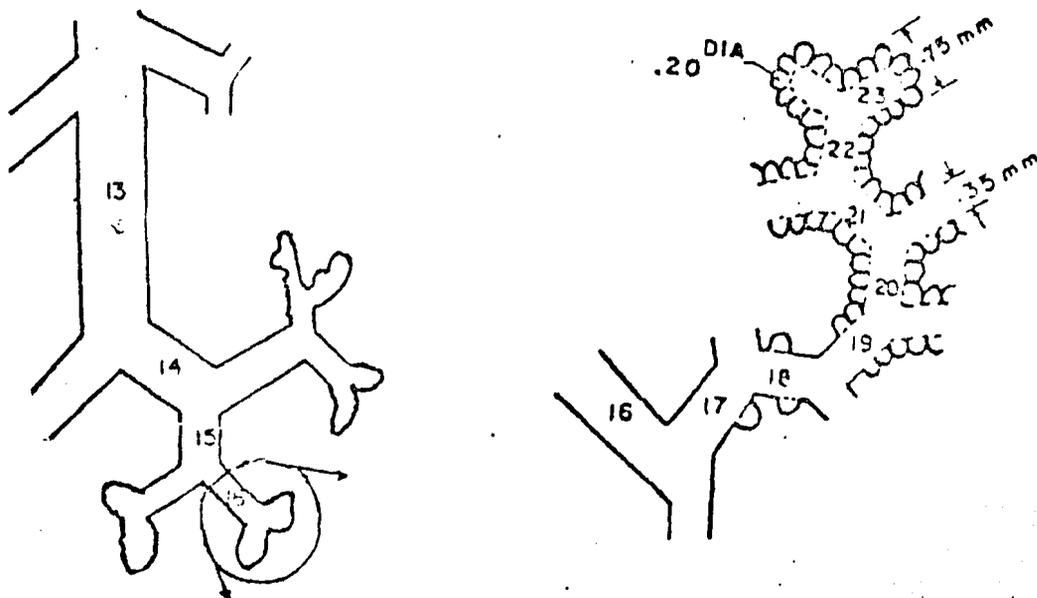


Fig.1.7. Bifurcaciones en el árbol respiratorio (Olson, 1981).

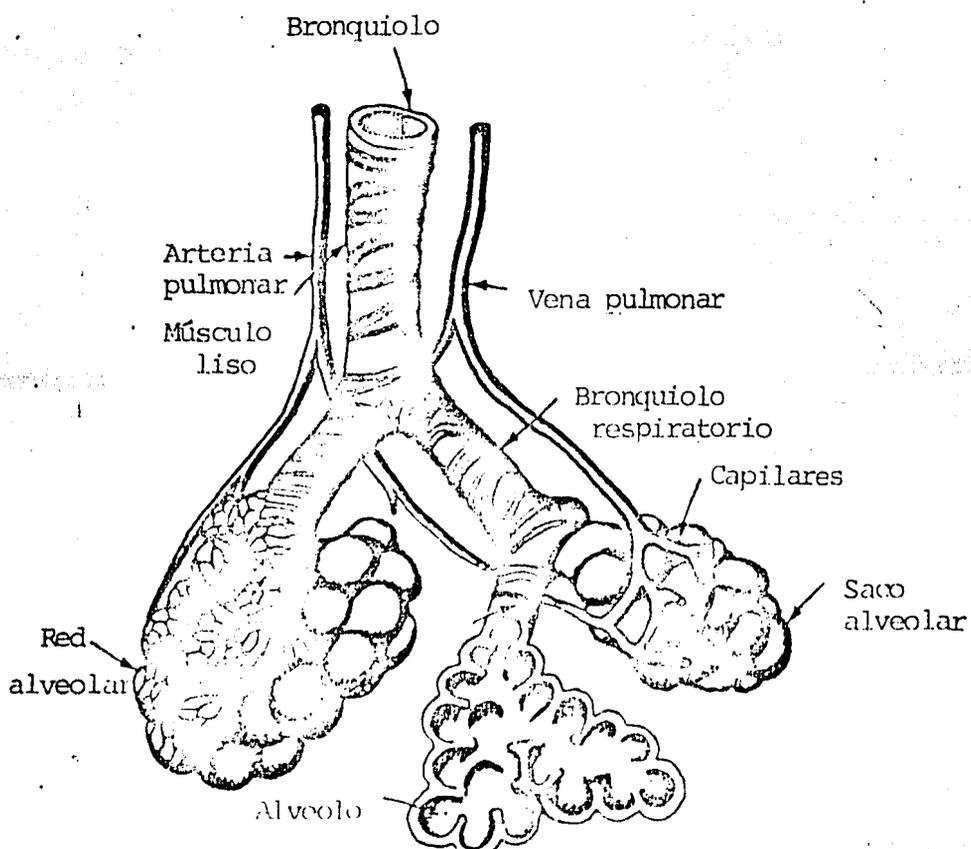


Fig.1.8. Alveolos y red capilar. (Evans, 1971).

ramificaciones, estos sacos de aire aumentan en número, llegando a ser los *alveolos pulmonares*. Los alveolos miden cada uno 0.02 cm de diámetro aproximadamente. Hay aproximadamente 300 millones de alveolos (fig.1.8).

1.2.3. Función del pulmón

El intercambio gaseoso entre la sangre y el aire es la función del pulmón y se cumple a través de la barrera hematogaseosa que separa la sangre que ocupa el capilar pulmonar del gas alveolar.

Esta barrera consiste en una capa delgada de tejido hidratado, cuyo espesor es del orden de 0.2 a 0.6 micras (el diámetro de un glóbulo rojo es de 7 micras).

El aire es llevado hacia un lado de la barrera por la ventilación y la sangre hacia la otra por la circulación pulmonar. Como se dijo en la sección 1.2.2, las vías aéreas se ramifican aproximadamente 20 veces antes de que se observen los alveolos con su fina barrera hematogaseosa. Debido que a través de estas ramificaciones no es posible el intercambio gaseoso y por la geometría de las mismas, existe un *espacio muerto anatómico*, cuyo volumen es de aproximadamente 150 ml. Todo el intercambio gaseoso tiene lugar en la porción alveolar del pulmón que se conoce con el nombre de *zona respiratoria*. Su volumen es de aproximadamente 3 litros.

La sangre es llevada al otro lado de la barrera hematogaseosa desde el lado derecho del corazón por las arterias pulmonares que llevan a los capilares pulmonares. Los capilares se encuentran en las paredes de los alveolos y vistos desde el espacio alveolar, forman una densa red de vasos intercomunicantes. Tan densa es la red, que la sangre forma una lámina casi continua en la pared alveolar. Con presiones capilares normales, no todo el lecho está abierto, pero puede producirse reclutamiento de capilares cerrados si se eleva la presión. Cuando todos los capilares están abiertos, más del 80% de la superficie de la pared alveolar está disponible, aparentemente, para el intercambio gaseoso.

El pulmón tiene una segunda irrigación sanguínea: la circulación bronquial a través de las arterias bronquiales, las cuales se originan en la aorta. Este flujo representa una centésima parte del correspondiente a la circulación pulmonar y su principal propósito es irrigar las grandes vías aéreas. También existe flujo linfático proveniente del pulmón. Los flujos linfáticos corren, principalmente, alrededor de las vías áreas más grandes y de los vasos sanguíneos.

1.2.4. Procesos que intervienen en la respiración

El intercambio gaseoso es primordial en la respiración sin embargo, este intercambio no es instantáneo puesto que en él interviene una serie de procesos. Estos son:

a) *Ventilación*. Proceso de movilización de oxígeno hacia los alveolos y al anhídrido carbónico en sentido contrario (fig.1.9).

b) *Difusión*. Movimiento de gases a través de la barrera hematogaseosa.

c) *Concordancia de la ventilación con el flujo sanguíneo*.

d) *Flujo sanguíneo pulmonar*. Moviliza los gases hacia el exterior del pulmón.

e) *Transporte de gases sanguíneos*. Transporte de oxígeno y anhídrido carbónico en la sangre.

f) *Utilización de oxígeno y producción de anhídrido carbónico en las células*.

1.2.5. Mecánica respiratoria

La respiración se logra con el cambio de volumen de la cavidad torácica. De esta manera se crean presiones negativas y positivas que mueven el aire dentro y fuera de los pulmones. En este movimiento toman parte tres tipos de músculos: 1) el diafragma, que ensancha y agranda el tórax al hacer descender su

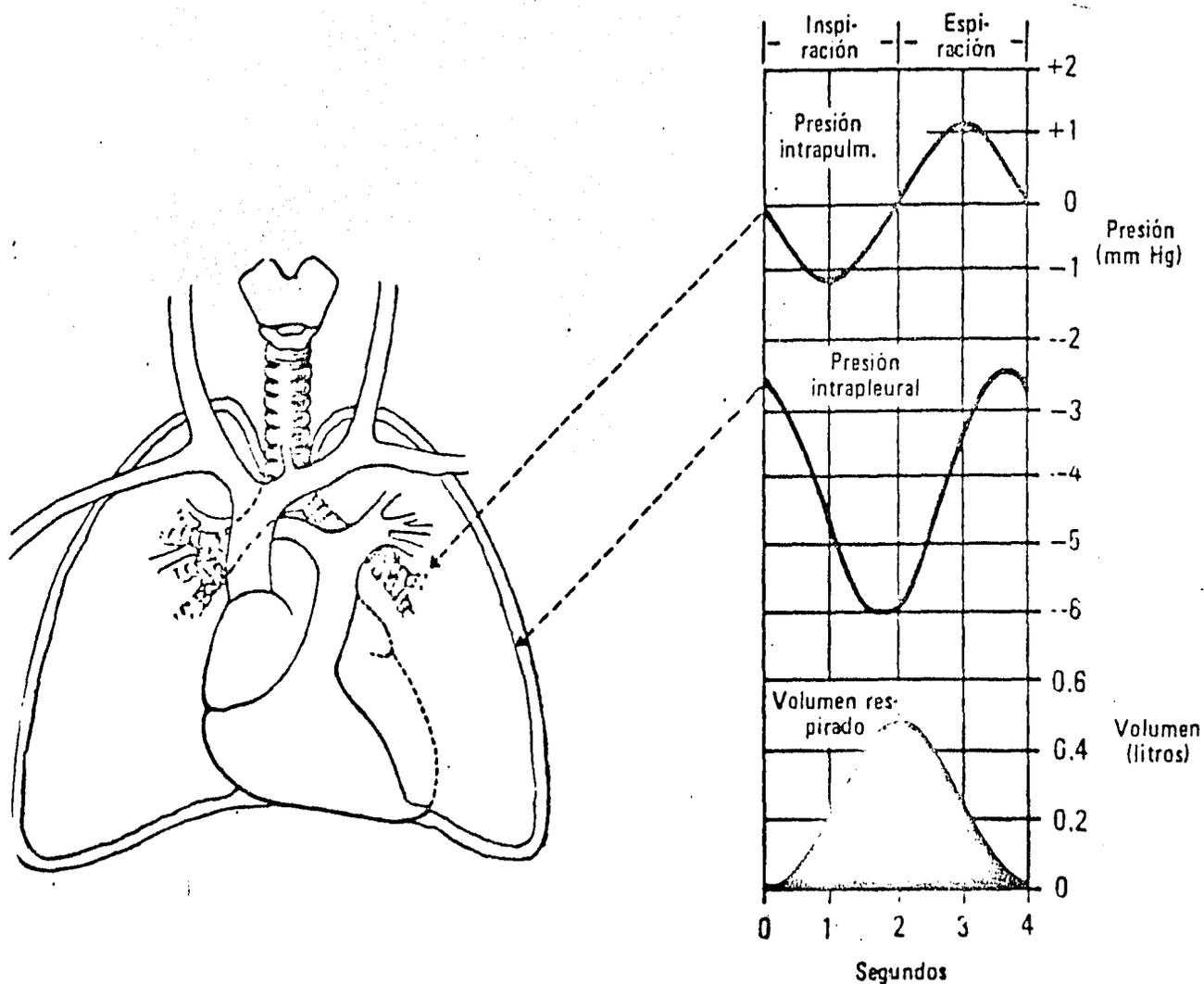


Fig.1.9. Cambios de presiones intrapleural (intratorácica), e intrapulmonar relativas a la presión atmosférica durante la inspiración y la espiración (Ganon, 1981).

base, 2) los músculos intercostales, que agrandan al tórax al elevar y proyectar las costillas hacia afuera, y 3) los músculos de la cintura escapular que se unen a los anteriores en caso de estar apoyados los brazos. Mientras que en la espiración intervienen esencialmente los músculos abdominales, que aumentan la presión abdominal y desplazan hacia arriba el diafragma relajado.

El diafragma es el músculo más importante en la mecánica respiratoria. Es un músculo en forma de campana que se localiza en la parte inferior de la cavidad torácica. Cuando éste se contrae, jala hacia abajo agrandando el tórax. Esta acción es la fuerza principal de la inspiración. Debido a la acción de los intercostales, se levantan las costillas, y por su forma, al levantarse éstas aumenta el diámetro efectivo de la cavidad torácica. Este aumento crea en el tórax una presión negativa respecto a la atmosférica, lo cual hace entrar aire a los pulmones. Puesto que el tórax es una cámara cerrada y la única salida al exterior es desde el interior de los pulmones, la presión negativa desaparece al entrar aire a los pulmones.

La espiración normal es esencialmente pasiva: cuando los músculos inspiratorios están relajados, la elasticidad del tejido pulmonar y el tono del diafragma hacen que los pulmones regresen a su mínimo volumen fisiológico.

En espiración forzada, los músculos abdominales empujan al diafragma hacia arriba mientras que los músculos intercostales internos jalan a las costillas hacia abajo disminuyendo así el volumen pulmonar. Durante inspiración normal la presión de los pulmones (la *presión intra-alveolar*), es aproximadamente -3mm Hg, mientras que durante espiración la presión es aproximadamente +3mm Hg.

1.2.6. Mediciones en el aparato respiratorio

Para caracterizar el funcionamiento del aparato respiratorio es necesario cuantificar parámetros como: la capacidad, el volumen y el flujo respiratorio. En reposo un hombre normal respira entre 12 y 15 veces por minuto, 500 ml de aire por respiración, de modo que entre 6 y 8 litros/min son inspirados y espirados.

La habilidad de los pulmones a expandirse durante la respiración se mide a través de la *admitancia mecánica (compliance)*, que es la derivada del volumen pulmonar respecto a la presión aplicada.

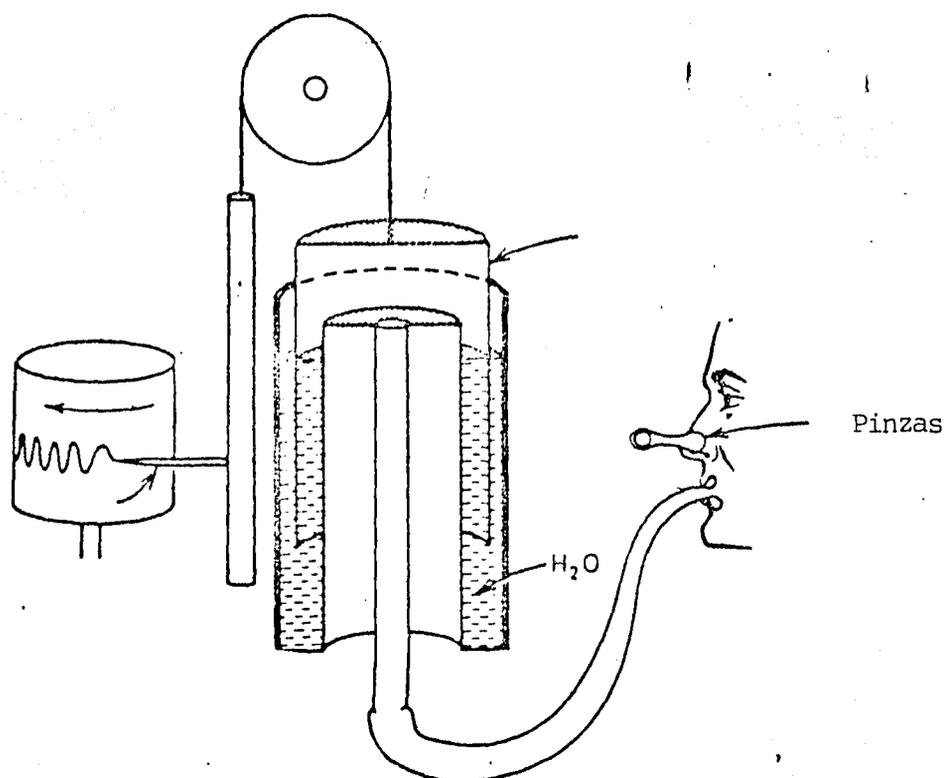
La admitancia es en realidad una medición estática. Sin embargo, en la práctica, se miden tanto la admitancia estática como la dinámica. La admitancia estática se determina obteniendo la razón entre el volumen pulmonar y la diferencia asociada en presión intra-alveolar en dos niveles distintos.

La resistencia neumática de un conducto es la derivada de la diferencia de presión entre sus extremos respecto al flujo a través del mismo (capítulo 2). Es análogo a la resistencia eléctrica. Por lo tanto, para determinar la resistencia de los conductos de aire se requieren mediciones de la presión intra-alveolar y del flujo de aire.

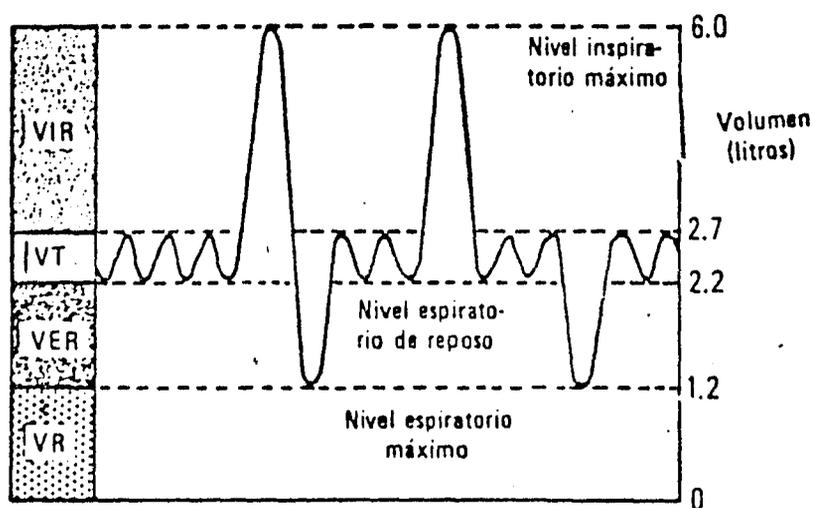
Todos los parámetros concernientes a la mecánica respiratoria pueden derivarse de la medición de: a) los volúmenes pulmonares en varios niveles y condiciones de respiración, b) las presiones entre los pulmones y el tórax respecto a la presión exterior del aire y c) el flujo de aire. Por lo tanto, es importante disponer de instrumentación adecuada que nos permita obtener estas mediciones, interpretarlas debidamente y que sean clínicamente significativas.

1.2.6.1. Espirometría

La espirometría consiste en el registro de los cambios de volumen del aparato respiratorio (fig.1.10). Con el uso del espirómetro, se obtienen todos los volúmenes y capacidades



Espirómetro (Cameron, 1978).



Gráfica obtenida con un espirómetro (Ganon, 1981).

Fig.1.10 . Espirometría.

torácicas que pueden ser determinadas midiendo la cantidad de gas inspirada o espirada bajo ciertas condiciones o durante un intervalo de tiempo dado.

Un espirómetro normal consiste en una campana móvil invertida sobre una cámara de agua. Dentro de la campana, sobre la línea de agua, está el gas que debe ser respirado. La campana está balanceada a fin de mantener el gas adentro a la presión atmosférica de tal manera que el peso sobre el agua sea proporcional a la cantidad de gas en la campana. Un tubo respiratorio se conecta a la boca del paciente con el gas bajo la campana. Por lo tanto, conforme el paciente respira dentro del tubo la campana sube o baja con cada inspiración y espiración, proporcionalmente a la cantidad de aire respirado dentro o fuera.

Si al paciente que está respirando por la boca se le introduce por vía nasal un balón intra-esofágico (que prácticamente registra la presión intrapleurales), se obtiene un registro simultáneo de presión y volumen que, desplegado en los dos ejes de un osciloscopio, permite obtener el bucle de trabajo respiratorio.

1.2.6.2. Pletismografía

La pletismografía consiste en el registro de los cambios de volumen del cuerpo entero asociados a la respiración.

El instrumento es una caja dentro de la cual se sienta el paciente (fig. 11). Utilizando la ley de Boyle, la razón de cambio del volumen pulmonar con el cambio en la presión en la boca es usada para determinar el volumen torácico del gas. El paciente respira aire del interior de una caja a través de un tubo que contiene un transductor de presión.

El pletismógrafo permite determinar el volumen residual funcional; su aplicación principal es la determinación directa de la admitancia elástica.

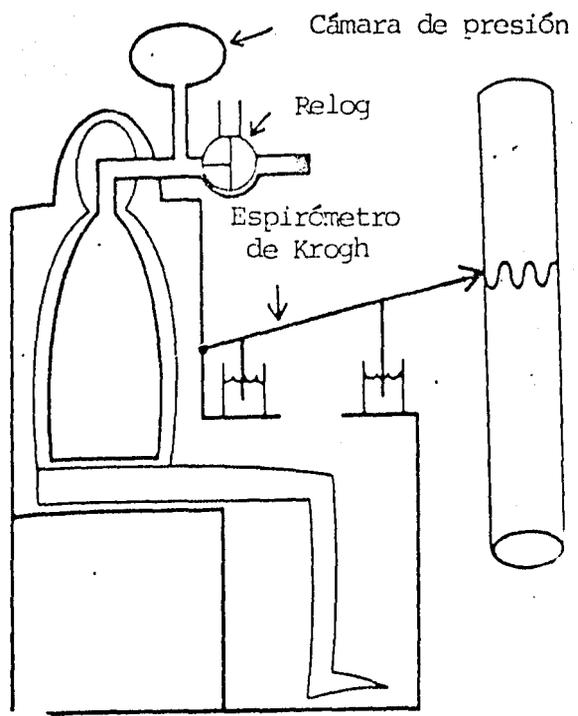


Fig.1.11. Pletismógrafo (Mines, 1981).

1.2.6.3. Medición de flujo

Una gran variedad de instrumentos pueden usarse para medir flujo de aire. Uno de los más usados es el *neumotacómetro* a veces llamado *neumotacógrafo*. Este aparato utiliza el principio de que el aire fluyendo a través de un orificio produce una diferencia de presión a través del orificio que es función de la velocidad del aire.

Otro método de medir flujo de aire es el uso de un transductor en el cual un cable caliente es enfriado con el flujo de aire y el cambio de resistencia debido al enfriamiento se mide como representativo del flujo de aire.

2. Morfología del árbol respiratorio y consecuencias funcionales

La interpretación de una variedad de pruebas fisiológicas se ve auxiliada por el conocimiento de la estructura y arreglo geométrico de las vías aéreas en los pulmones, lo cual determina una serie de consecuencias fisiológicas; las unas y las otras serán expuestas a continuación.

2.1. Morfología del árbol respiratorio

Después de pasar por las fosas nasales y la laringe, el aire inspirado baja por la tráquea hasta los alveolos a través de los bronquios, bronquiolos y conductos alveolares.

Entre la tráquea y los sacos alveolares, los conductos se dividen 23 veces. Las primeras 16 divisiones forman una zona conductora de aire y está integrada por bronquios, bronquiolos y bronquiolos terminales. Las 7 divisiones restantes forman zonas de transición entre conducción y respiración donde ocurre el intercambio gaseoso y están integradas por bronquiolos respiratorios, conductos alveolares y sacos alveolares (Mines, 1981). Estas múltiples divisiones aumentan grandemente la superficie transversal total de las vías aéreas.

Comunmente se considera que el aparato respiratorio es un sistema de ramificaciones con dicotomía simétrica. Es decir, que cada rama da lugar a dos ramas de misma longitud y diámetro. En este caso, si se designa al miembro inicial como generación cero, el número total de ramas en cualquier generación w es 2^w . Sin embargo, mediciones obtenidas por Horsfield y Cumming (1968a), con ayuda de un molde en resina del árbol respiratorio, muestran que éste presenta una estructura asimétrica.

Un sistema de ramificaciones con dicotomía asimétrica es un sistema en el cual existe variación en los diámetros y en las longitudes en una generación dada, o bien, existe variación en el número de divisiones o existe una combinación de ambas. Para este tipo de sistemas, se puede establecer una relación entre los radios y el número de generación. Contando desde la rama principal, se tiene que:

$$r_n = r_0 K^n$$

donde, r_0 es el radio de la rama principal y K es una constante menor que uno.

Además, para el árbol bronquial se encuentra que existe una relación logarítmica entre el número de ramas de cada generación y la generación (fig. 2.1), que el diámetro de las ramas lobulares es proporcional al número promedio de divisiones (fig. 2.2) y que la relación entre el diámetro y la longitud de las ramas es casi lineal (fig.2.3).

En otro artículo, Horsefield y Cumming (1968b) analizan los probables efectos de la asimetría bronquial y la difusión de gases y ofrecen una explicación alternativa de algunas pruebas de la función de ventilación.

2.2. Trayectorias del flujo gaseoso en el árbol respiratorio

West y Hugh-Jones (1959), estudian las trayectorias del flujo gaseoso en el árbol bronquial superior. Observaron el flujo de distintos gases teñidos a través de un modelo del aparato respiratorio. Encuentran que el flujo es completamente laminar a través del árbol bronquial a razones de flujo espiratorio bajas (hasta 10 l/min) y completamente turbulento, en la región próxima a los bronquios terminales, a razones de flujo grandes (80 l/min).

Durante inspiración, la trayectorias del flujo se estudiaron

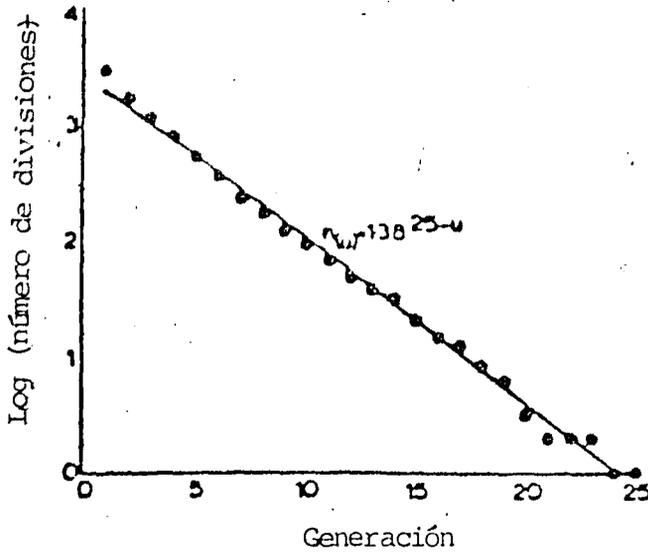


Fig.2.1. Número de ramas por generación en el árbol bronquial. (Horsfield, 1968a).

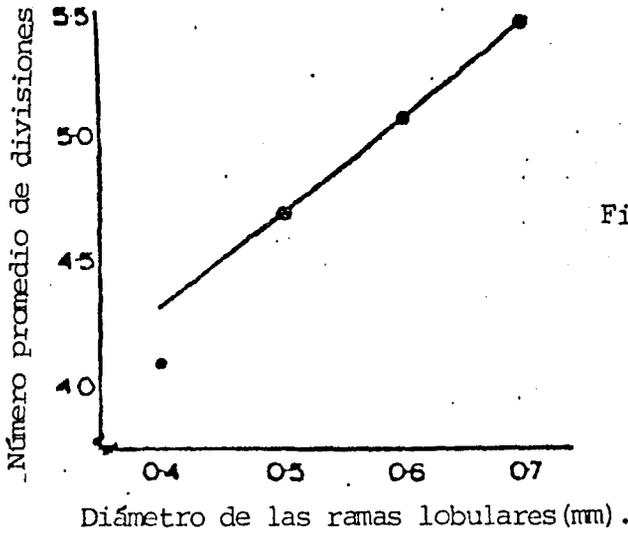


Fig.2.2..Número promedio de divisiones de ramas lobulares a los bronquiolos respiratorios. (Horsfield, 1968a).

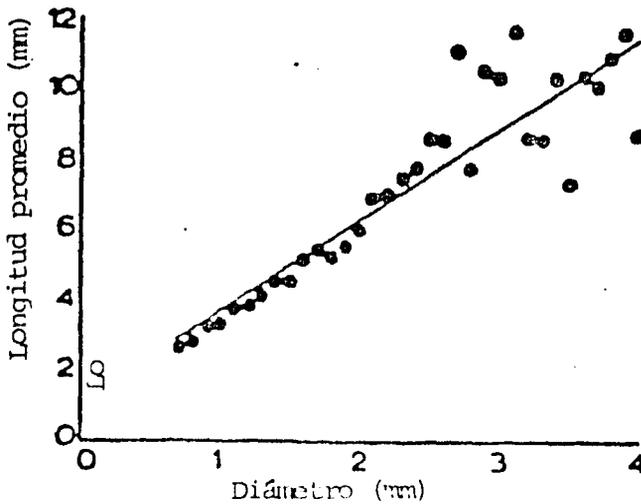


Fig.2.3. Longitud promedio para las ramas de un diámetro dado. (Horsfield, 1968).

usando tinte que fué inyectado a través de una fina aguja dentro del centro de la extensión traqueal del modelo. El flujo es laminar hasta razones de flujo equivalentes a aproximadamente 10 litros de aire por minuto. El flujo también es laminar en los bronquios principales y en los más pequeños. Para razones de flujo mayores, el flujo en la tráquea es turbulento y así sigue hasta los bronquios.

2.3. Caída de presión del aire inspirado en el pulmón humano

Un análisis teórico prediciendo el régimen del flujo y la caída de la presión del aire inspirado en los pulmones fué realizado por Olson et al (1970). Ellos tratan de evaluar la caída de presión respecto a tres condiciones anatómicas de las vías aéreas: el ángulo de las ramificaciones, el aumento de la sección transversal de una rama a otra y la longitud de cada rama. De esta manera se evalúa la caída de presión a fin de determinar la importancia relativa de cada una de estas estructuras anatómicas, así como la importancia relativa de cada orden de ramificación en la determinación de la caída total de presión.

Encontraron que la estructura anatómica más importante respecto a la caída de presión y el perfil de velocidades es la longitud pequeña de cada bronquio y bronquiolo. Esta longitud pequeña causa un arreglo del flujo tal que el flujo pierde energía conforme la fricción contra la pared del tubo aumenta.

El ángulo de las ramificaciones causa que el flujo cambie su dirección de movimiento, lo que provoca que el perfil de velocidades sea asimétrico y dá lugar a un segundo flujo en las dos ramas secundarias siguientes a cada uno de los conductos.

La sección transversal de la ramificación de orden n es menor que en el orden $n+1$. Empíricamente encontraron que este aumento en la sección ocurre inmediatamente después de una bifurcación.

Es ahí, por lo tanto, donde el fluido tiene una deceleración desde la velocidad promedio mayor a la velocidad promedio menor,

resultado de una caída de presión.

La vía aérea superior (de la boca a la tráquea), tiene gran efecto en la caída de presión. Predicciones teóricas de la caída de presión en esta zona no son precisas debido a la extrema irregularidad de los conductos.

2.4. Impedancia del sistema respiratorio

Franetzki et al (1979) miden la impedancia respiratoria con una variante del método de oscilación en donde una impedancia de referencia se conecta a la boca y entre ellas se impone un flujo oscilatorio. Se utiliza un tubo flexible para la impedancia de referencia. De esta manera, se impide la respiración y el único parámetro medido es la presión variable frente a la boca que es detectada por medio de un micrófono. Franetzki considera la analogía entre parámetros neumáticos y eléctricos, lo cual permite el formalismo de la notación compleja de una corriente compleja. A fin de interpretar la impedancia compleja Z , investigaron la trayectoria del flujo oscilante de donde encuentran que el flujo sigue los conductos naturales: boca, tráquea, bronquios, bronquiolos, alveolos. Después, las fluctuaciones de presión en los alveolos se transmiten a las paredes alveolares, las cuales siendo elásticas reaccionan de acuerdo al movimiento. Esta "deformación" elástica se transmite por medio del parénquima del pulmón a la pleura y de ahí a la caja torácica para, finalmente aparecer como vibraciones en la superficie del cuerpo.

Respecto al flujo oscilante, las vías aéreas presentan resistencia friccional, las generaciones superiores una inercia (inductancia en corrientes alternas). Los bronquiolos que aumentando en número de generación, son cada vez, más y más elásticas forman una especie de conexión capacitiva a través del tejido pulmonar al exterior.

Los autores definen a la impedancia respiratoria como el cociente de la presión alterna en la boca P y el flujo alterno hacia la boca designado por Q_2 . Es decir, $Z=P/Q_2$ donde la parte real es la resistencia y la parte imaginaria la reactancia. Miden P y calculan Q de la diferencia entre el flujo Q_0 producido por la bomba y el flujo a través de la impedancia de referencia: $Q_2=Q-Q_1$. Sus resultados (fig. 2.4), muestran una relación lineal entre la reactancia y la resistencia. Concluyen que su método permite medir la impedancia de todo el tracto respiratorio usando un equipo simple. El paciente sólo necesita respirar a través de la resistencia de referencia.

Franken et al (1981), utilizan la técnica de oscilación forzada para determinar la impedancia del sistema respiratorio. Sin embargo, en lugar de medir la presión y el flujo de aire en la boca del sujeto, calculan las impedancias acústicas de un tubo rígido (tabla 2.1). Con este fin, analizan las características aerodinámicas de conductos cilíndricos. Consideran el tubo como una línea de transmisión tomando en cuenta las pérdidas axiales de presión, la compresibilidad del gas y la conductividad térmica de la pared del tubo. A fin de verificar la validez del modelo, midieron los perfiles de velocidad (módulo y fase), del flujo de aire a través de un tubo cilíndrico, sometido a una presión oscilatoria en su interior. Las mediciones se realizaron para distintas posiciones radiales. La diferencia de fase entre la velocidad de salida y la velocidad de entrada es cercana a -90° para frecuencias de 2, 4, 10 y 20 Hz. La teoría y el experimento coinciden, dando una diferencia de fase de -90° entre la velocidad de salida y la presión de entrada.

2.5. Neumocardiogramas

Una muestra de la existencia de perturbaciones de origen cardíaco en el aire contenido en el árbol respiratorio proviene de las gráficas conocidas como neumocardiogramas.

Voit en 1865 es el primero en reportar la existencia de movimientos *cardioneumáticos*. En 1891, Haycraft y Edie

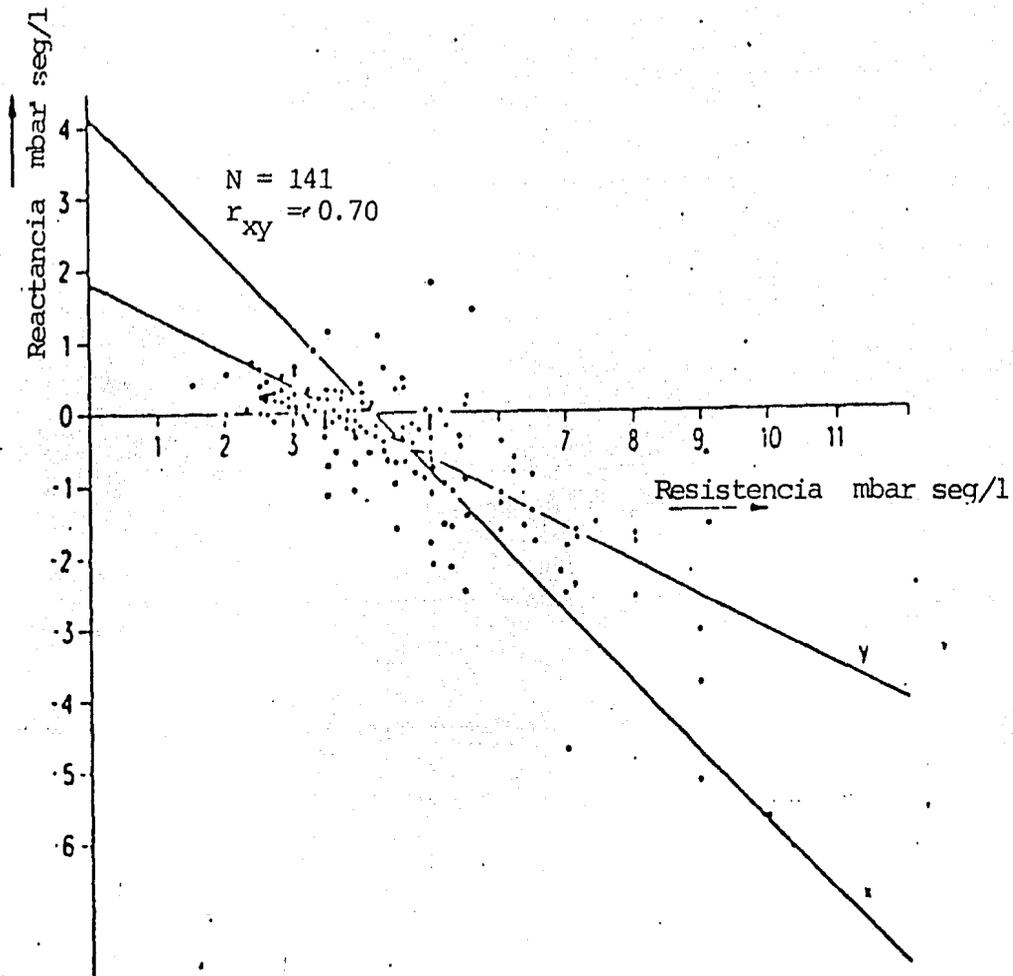


Fig.2.4. Resultados obtenidos con 141 sujetos. Se obtuvieron dos líneas de regresión: $y = -1.06x + 1.8$ y $x = -1.02y + 4.2$; coeficiente de correlación: 0.7 (Franetzki, 1979).

Frecuencia (Hertz)	Impedancia/long. (mBseg/cm)	
	Parte real	Parte imag.
2	0.0007	0.0047
4	0.0099	0.0091
6	0.0012	0.0134
8	0.0013	0.0177
10	0.0015	0.0220
12	0.0016	0.0263
14	0.0017	0.0305
16	0.0018	0.0348
18	0.0019	0.0390
20	0.0020	0.0432
22	0.0021	0.0474
24	0.0022	0.0516
26	0.0023	0.0558
28	0.0024	0.0601
30	0.0025	0.0643
32	0.0025	0.0685

Tabla 2.1. Impedancias acústicas lineales para aire a temperatura ambiente en un tubo de diámetro interno de 2.16 cm. (Franken, 1981).

demuestran que los movimientos cardioneumáticos ocurren tanto con la cavidad torácica cerrada como con la cavidad torácica abierta y en libre comunicación con el aire exterior.

Aunque el neumocardiograma ha sido objeto de estudio desde hace más de 100 años, su aplicación en diagnóstico clínica ha quedado muy obscura. La razón principal radica en la dificultad en obtener un neumocardiograma reproducible. El ruido es el problema principal en la obtención de un neumocardiograma útil. Los resultados en una razón señal-ruido son de 0.1 para condiciones normales y decaen a 0.02 bajo condiciones de tensión.

Todos los neumocardiogramas reportados han sido obtenidos durante apnea con la glotis abierta. Esta maniobra es difícil para gente no experimentada que tiende a cerrar la glotis en cuanto dejan de respirar. Como dijo el investigador inglés, Haycraft en 1891: *para propósitos clínicos es de poca utilidad... El tórax debe mantenerse rígido y la glotis abierta, todos los movimientos deben evitarse y esto es muy difícil excepto en el caso de pacientes que son tanto flemáticos como inteligentes.*

Estudios recientes de neumocardiogramas intentan establecer su utilidad en el diagnóstico clínico, en función de la forma, amplitud y período de sus varias componentes.

Johnson (1981), trata de desarrollar un medio de obtener formas de onda de neumocardiogramas en sujetos relajados o que realizan ejercicio. Esto lo logra con un algoritmo de promedio señales coherentes implementado en una minicomputadora con una interface de tiempo real.

Puesto que el ciclo cardíaco es repetitivo, es posible mejorar la razón señal-ruido usando un promedio coherente de señales. Sin embargo, el ciclo cardíaco es función del volumen tidal, las necesidades respiratorias y otros mecanismos de control. Por lo tanto, un promedio simple no se puede utilizar. El

algoritmo para el promedio que usó Johnson reconoce el segmento r-s del electrocardiograma como un punto de sincronización usado para medir el periodo de cada ciclo cardiaco y mantener una referencia temporal precisa relativo al ciclo cardiaco. Para probar esta hipótesis Johnson identificó los puntos de inflección del neumocardiograma de manera similar a la usada en balistocardiografía (fig.2.5).

Las mediciones se realizaron, para cada sujeto, bajo las siguientes condiciones: 1) sentado en reposo, 2) parado en reposo, 3) corriendo en un lugar 4) acostado boca arriba en reposo. De sus experimentos, encontró que los neumocardiogramas son únicos para cada sujeto y se alteran por la posición del cuerpo y el ejercicio (fig.2.6). Sin embargo, las diferencias individuales parecen ser el factor dominante en la variación del neumocardiograma. Esta variación individual puede ser diagnósticamente significativa.

Los cambios en el neumocardiograma como función de la posición del cuerpo y el ejercicio físico pueden también contener información que permita al médico diagnosis en la función cardiaca. Los cambios marcados entre estar acostado y parado o sentado en reposo reflejan un cambio en la presión de la vena cava y en la dinámica asociada a la redistribución de sangre. Necesidades metabólicas resultantes del ejercicio pueden contribuir en cambios en el neumocardiograma observado con el sujeto acostado.

Johnson concluye que la consistencia de un neumocardiograma individual extraído por su método bajo las mismas condiciones y la variación del neumocardiograma entre individuos o como función de distintas condiciones de medición indican que el neumocardiograma dinámico, como él llama, puede dar un medio práctico para determinar factores asociados con el comportamiento cardio vascular.

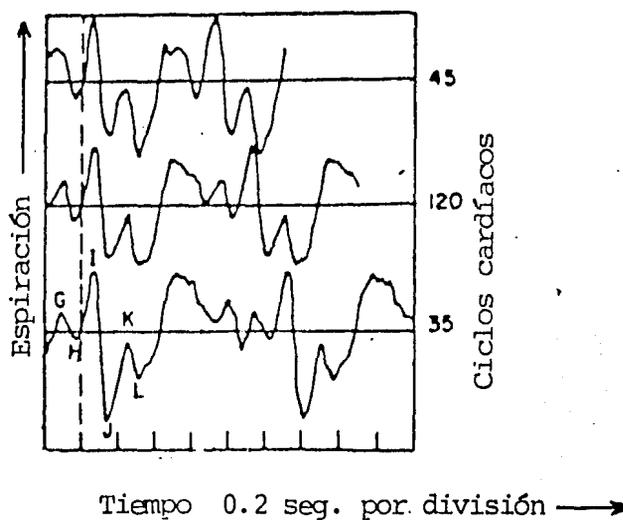


Fig. 2.5. Forma estimada de neumocardiogramas cortos, medios y largos resultado del procesamiento de señales de flujo respiratorio normal para un sujeto durante un período de 200 ciclos cardíacos. Cada uno de los puntos de inflección puede ser identificado y etiquetado de acuerdo a la convención usada en balistocardiografía (G.H.I.J.K.L) (Johnson, 1981).

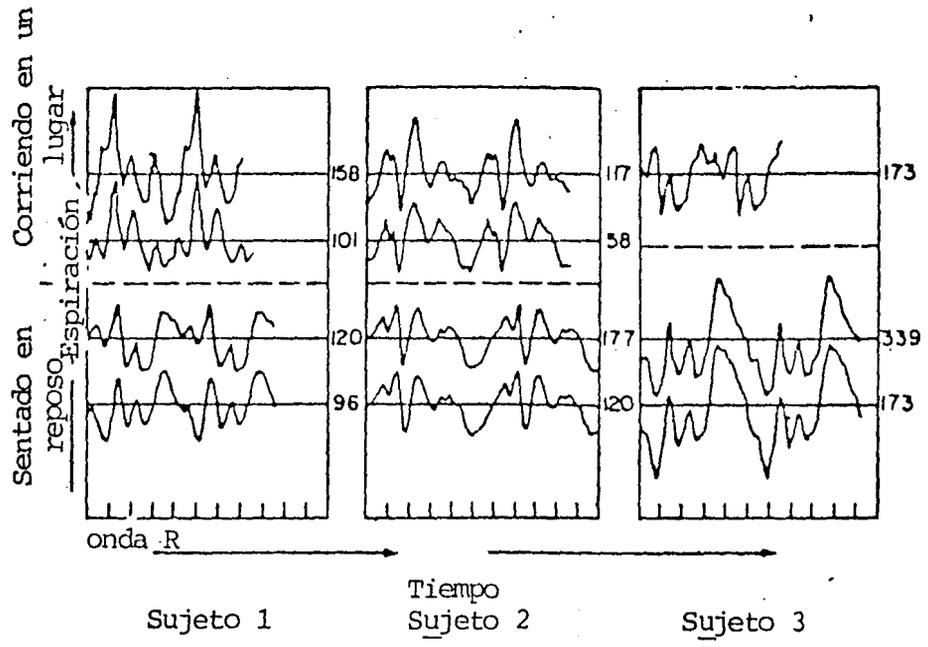
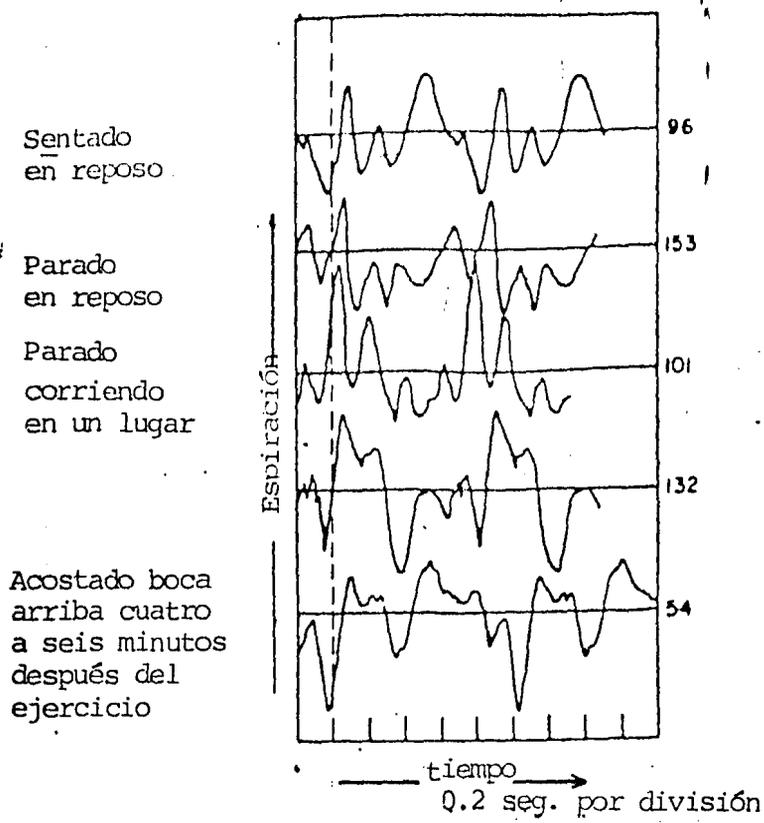


Fig.2.6. Cambios en el neumocardiograma para cuatro estados para un mismo individuo y para un mismo estado para distintos individuos (Johnson, 1981).

3. Ondas acústicas en tubos

En el aire de las vías respiratorias, se transmiten ondas sonoras de distinto origen. Por ejemplo, las vibraciones que se producen en la laringe al hablar, pueden escucharse en la superficie del tórax a donde llegan desde los pulmones atravesando la pared torácica. De la misma manera, las perturbaciones que pueden generarse en el árbol respiratorio alcanzan la laringe.

A continuación se presentará la herramienta física necesaria para analizar las vibraciones producidas por la pulsación del corazón y los vasos sanguíneos en contacto con el árbol respiratorio. Posteriormente se utilizará para obtener la impedancia acústica en un sistema con la geometría del árbol tratando de identificar los orígenes de cada una de las perturbaciones.

Dada la geometría del aparato respiratorio (tubos cilíndricos de distinto radio), el análisis que a continuación se presenta se limita al estudio de las ondas acústicas planas: el tipo más simple de movimiento ondulatorio que se propaga a través de un fluido.

La acústica se define como la generación, transmisión y recepción de energía en forma de ondas vibratorias en la materia. Aunque el intervalo de frecuencias de las ondas acústicas está entre 20 y 20000 Hz que producen sensaciones auditivas en el ser humano, también es posible incluir dentro del fenómeno acústico, frecuencias que se encuentran fuera de este intervalo y que no son audibles. Frecuencias menores de 20 Hz caen en la zona infrasónica, mientras que frecuencias mayores a 20000 Hz definen la región de ultrasonido.

3.1. Propiedades del medio. Ecuación de onda.

Nuestro interés se centra en ondas sonoras en el aire, el cual podemos considerar como un gas ideal. Como primera aproximación, supondremos que el coeficiente de viscosidad en el aire es despreciable, aunque más adelante lo incluiremos.

Para gases no viscosos la evolución mecánica está descrita por medio de dos leyes básicas que son:

La ecuación de continuidad,

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{v}) = 0 \quad (1)$$

y la ecuación de Euler,

$$\rho \frac{d\vec{v}}{dt} = \rho \vec{f} - \text{grad} p \quad (2)$$

donde, ρ es la densidad de masa, \vec{v} el campo de velocidades, \vec{f} la fuerza de cuerpo por unidad de masa y p la presión. \vec{f} representa la interacción del fluido con campos de fuerza externos.

Además que, como sistema físico, se debe cumplir la primera ley de la termodinámica, la cual se expresa como:

$$\frac{de}{dt} = \dot{q} - p \frac{dV}{dt} \quad (3)$$

donde e es la energía interna por unidad de masa, p la presión, $V=1/\rho$, el volumen específico y \dot{q} la cantidad de calor que cede o recibe el sistema por unidad de tiempo.

Limitando nuestro sistema para gases ideales, las ecuaciones de estado son:

$$e=c_v T \quad (4)$$

$$p=k\rho T \quad (5)$$

con, $k=R/M$.

siendo T la temperatura absoluta, c_v el calor específico a volumen constante, R la constante universal de los gases y M la masa molar del gas.

Ahora bien, el fenómeno que queremos analizar es el que resulta al perturbar un gas inicialmente en reposo ($\vec{v}=\vec{0}$), en equilibrio termodinámico (p y ρ constantes y uniformes) y sobre el cual no actúan fuerzas externas ($\vec{f}=\vec{0}$) y que por simplicidad es un proceso adiabático.

Siendo un proceso adiabático $\dot{q}=0$ y la ecuación (3) se reduce a

$$\frac{de}{dt} = -p \frac{d}{dt} (1/\rho) \quad (6)$$

y para un gas ideal (ecs. 4 y 5), tenemos que:

$$p\rho^\gamma = p_0\rho_0^\gamma, \quad (7)$$

con, $\gamma=c_p/c_v$, p_0 y ρ_0 son la presión y la densidad a $t=0$ ($\vec{v}=\vec{0}$).

Esta ecuación nos dice que cuando se considera un proceso adiabático en un gas, la distribución de presiones es función únicamente de la densidad y nos da información sobre el comportamiento termodinámico del gas. Ahora, analizaremos su comportamiento mecánico.

Suponiendo que al tiempo $t=0$ se perturba el gas el cual hasta entonces se encontraba en reposo ($\vec{v}=\vec{0}$, presión y densidad constantes p_0 y ρ_0 respectivamente), para incrementos pequeños de presión, densidad y velocidad tenemos que:

$$p(x,t) = p_0 + \Delta p(x,t) \quad (8)$$

$$\rho(x,t) = \rho_0 + \Delta \rho(x,t) \quad (9)$$

Por otro lado, cuando no existen fuerzas actuando sobre el gas, las ecuaciones (1) y (2), se reducen a:

$$\rho \frac{d\bar{v}}{dt} = -\text{grad} p$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\text{div}(\rho \bar{v})$$

y por (8) y (9)

$$\frac{\partial}{\partial t} (\Delta p) + \rho_0 \text{div} \bar{v} + \text{div}(\Delta p \bar{v}) = 0 \quad (10)$$

$$(\rho_0 + \Delta \rho) \frac{d\bar{v}}{dt} = -\text{grad}(\Delta p) \quad (11)$$

pero,

$$\frac{d\bar{v}}{dt} = \frac{\partial \bar{v}}{\partial t} + (\bar{v} \cdot \text{grad}) \bar{v}$$

y considerando incrementos pequeños de v , p , y ρ . Los términos $\text{div}(\Delta p \bar{v})$, $\Delta \rho (\bar{v} \cdot \text{grad} \bar{v})$, $\Delta \rho (\partial \bar{v} / \partial t)$ y $(\bar{v} \cdot \text{grad}) \bar{v}$ son despreciables y,

$$\frac{\partial}{\partial t} (\Delta p) = -\rho_0 \text{div} \bar{v} \quad (12)$$

$$\rho_0 \left(\frac{\partial \bar{v}}{\partial t} \right) = -\text{grad}(\Delta p) \quad (13)$$

Estas dos ecuaciones y la ecuación (6) constituyen un sistema de cinco ecuaciones acopladas en derivadas parciales para los campos Δp , $\Delta \rho$ y v , cuya solución, una vez especificadas las condiciones iniciales y de frontera, describe completamente el comportamiento termomecánico del gas considerado. Ahora, a fin de obtener su solución, se procederá a desacoplarlas calculando la derivada parcial respecto al tiempo de la ecuación (12) y la divergencia de la ecuación (13):

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} (\Delta p) + \rho_0 \frac{\partial}{\partial t} (\text{div} \bar{v}) = 0$$

$$\rho_0 \text{div} \left(\frac{\partial \bar{v}}{\partial t} \right) = -\text{divgrad}(\Delta p)$$

y ya que,

$$\frac{\partial}{\partial t} (\text{div} \bar{v}) = \text{div} \left(\frac{\partial \bar{v}}{\partial t} \right),$$

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} (\Delta p) = \text{divgrad}(\Delta p) \tag{14}$$

ahora bien, de la ecuación (6),

$$p = \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_{\rho=\rho_0} \Delta p \tag{15}$$

Así que, la ecuación (14) se escribe como:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} (\Delta p) = \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_{\rho=\rho_0} \text{divgrad}(\Delta p)$$

o bien,

$$\text{divgrad}(\Delta p) = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} (\Delta p) \tag{16}$$

donde, por definición, $c = \left(\frac{dp}{d\rho} \right)_{\rho=\rho_0}^{1/2}$,

que para un proceso adiabático $c = (\gamma p_0 / \rho_0)^{1/2}$.

de las ecuaciones (13) y (14), también se obtiene que:

$$\text{divgrad}(\Delta p) = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} (\Delta p) \tag{17}$$

Es decir, que hemos mostrado que la evolución en el espacio y en el tiempo de la perturbación provocada en el gas (representada por p o por ρ) cumple con la ecuación:

$$\text{divgrad } \psi = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} \tag{18}$$

Esta se conoce como la *ecuación de onda homogénea*

3.2. Propiedades de las ondas sonoras planas.

Examinemos las propiedades más importantes de las ondas sonoras planas, partiendo del hecho que cada una de las cantidades ($v, \rho, \Delta p$), que se relacionan con el estado de un elemento del medio deben satisfacer la ecuación (18):

$$\text{divgrad } \psi = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} \quad \psi = x, v, \Delta p, \Delta \rho.$$

cuyas soluciones, para movimiento en una dimensión, son del tipo:

$$\psi = A.f(ct-x) + B.F(ct+x), \tag{19}$$

es decir, la solución general implica para cualquiera de los factores ψ , dos trenes de ondas, cada uno de forma arbitraria y desplazándose en direcciones opuestas con velocidad c . Los valores de A y B y las formas particulares de $f(ct-x)$ y $F(ct+x)$ deben determinarse por condiciones a la frontera del problema particular. La elección del factor ψ en un caso dado depende de la naturaleza del problema.

Por lo tanto, en un tubo cerrado con reflexiones recurrentes en cualquiera de los extremos, la solución para el desplazamiento X , será de la forma:

$$X = A[\text{Sen}(\omega t + k\pi x/l) - \text{Sen}(\omega t - k\pi x/l)] = 2A \text{Cos} \omega t \text{Sen}(k\pi x/l) \tag{20}$$

que satisface la ecuación diferencial y las condiciones a la frontera si $\omega/k = c$, es decir si $\lambda_k = 2\pi/k$, ya que $f_k \lambda_k = c$. Donde λ_k es la longitud de onda y f_k la frecuencia de una de las oscilaciones naturales del tubo.

3.3. Energía de una onda sonora

Las partículas de un medio que están oscilando en una onda sonora poseen tanto energía potencial de deformación como energía cinética. Cuando las partículas se encuentran en un instante dado en los lugares de condensación o dilatación máximas, poseen energía máxima de compresión (o de enrarecimiento). Además, puesto que en tales posiciones la velocidad de propagación tiene un valor máximo, la energía cinética también es máxima.

La densidad de energía cinética del movimiento de las partículas es:

$$E_c = \frac{\rho(x,t)v^2}{2} = \left(\frac{\rho_0 + \Delta\rho}{2}\right)v^2 \quad (21)$$

considerando variaciones pequeñas de la densidad,

$$E_c = \rho_0 v^2 \quad (22)$$

Ahora bien, si se considera un pistón de área unitaria que está en movimiento oscilatorio $X_0 \cos t$ y este movimiento es aplicado en un extremo de una columna de aire de sección transversal unitaria, la cual se extiende al infinito. En cualquier distancia x a lo largo de la columna debemos tener, para el desplazamiento de la partícula,

$$X(x) = X_0 \cos(\omega(t - x/c)) \quad (23)$$

de donde la velocidad de las partículas dentro del tubo es de la forma:

$$V(x) = -X_0 \omega \sin(\omega(t + x/c)) \quad (24)$$

y por lo tanto, la energía cinética para todo punto de una onda sonora plana se puede expresar como:

$$E_c = \frac{1}{2} \rho_0 \omega^2 \sin^2[\omega(t + x/c)] \quad (25)$$

Por otro lado, para determinar la energía potencial de la compresión por unidad de volumen, es necesario conocer el valor del incremento de la presión p .

Para un proceso adiabático, tenemos que:

$$V^\gamma p = (p_0 + \Delta p)(V_0 + \Delta V)^\gamma = p_0 V_0^\gamma \quad (26)$$

donde V_0 es el volumen de una partícula en reposo.

Considerando $\Delta V/V_0$ pequeño,

$$(V_0 + \Delta V)^\gamma = V_0 (1 + \Delta V/V_0)^\gamma = (1 + \gamma \Delta V/V_0)$$

$$p = -\gamma \frac{p_0}{V_0} \Delta V \quad (27)$$

Pero, considerando un volumen $S dx = V_0$, donde S es el área de la sección transversal del tubo, debido a su desplazamiento, las partículas ocuparán un volumen

$$V_0 + \Delta V = S(dx + \frac{\partial x}{\partial x} dx)$$

de donde,

$$\Delta V = S \frac{\partial x}{\partial x} dx \quad (28)$$

Substituyendo la ecuación (28) en la ecuación (27), se obtiene la variación de la presión en la onda:

$$p = -\gamma \frac{p_0}{V} s \frac{\partial X}{\partial x} dx = -\gamma \frac{p_0}{s dx} s \frac{\partial X}{\partial x} dx = -\gamma p_0 \frac{\partial X}{\partial x} \quad (29)$$

Pero, para un proceso adiabático, $c = (p_0/\rho_0)^{1/\gamma}$, por lo tanto,

$$\Delta p = -\rho_0 c^2 \frac{\partial X}{\partial x} \quad (30)$$

y la onda de presiones tiene la forma:

$$\Delta p(x,t) = -\rho_0 c \frac{X_0 \omega}{c} \text{sen}[\omega(t + \frac{x}{c})] = -\rho_0 X_0 \omega \text{sen}[\omega(t + \frac{x}{c})] \quad (31)$$

Es decir, que las oscilaciones de presión están siempre en fase con las oscilaciones de la velocidad de las partículas (comparar ecuaciones (31) y (24)).

La energía potencial es igual al trabajo que se requiere para aumentar (o disminuir) la presión del gas en una cantidad pequeña Δp o para disminuir (o aumentar) su volumen V_0 en una cantidad pequeña ΔV . Siendo pequeñas las variaciones de la presión y volumen ($p/p_0 \ll 1$, $V/V_0 \ll 1$), siempre es posible considerar que la variación de la presión p es proporcional a la variación del volumen V según la expresión (27). Entonces, el trabajo de compresión del volumen V_0 es igual a $-p\Delta V/2$, y la densidad de energía potencial es:

$$E_p = -\frac{p\Delta V}{2V_0} \quad (32)$$

pero, por (28) y (30)

$$E_p = \frac{1}{2} \rho_0 c^2 \left(\frac{\partial X}{\partial x} \right)^2 \quad (33)$$

y la densidad de energía potencial es:

$$E_p = \frac{1}{2} \rho_0 c^2 \left(\frac{\partial}{\partial x} X_0 \cos[\omega(t + \frac{x}{c})] \right)^2 = \frac{1}{2} \rho_0 X_0^2 \omega^2 \text{sen}^2[\omega(t + \frac{x}{c})] \quad (34)$$

Comparando esta expresión con la obtenida para la densidad de energía cinética (25), se puede ver que a cualquier tiempo, en cada punto de una onda sonora las densidades de las energías cinética y potencial son idénticas. Por lo tanto, la densidad de energía total de la onda vale:

$$E = E_c + E_p = \rho_0 \times_0 \omega^2 \text{sen}^2[\omega(t + x/c)] \quad (35)$$

de donde, la densidad media de la energía total es igual a la mitad del valor máximo de la densidad de energía o bien,

$$E_{\text{med}} = \frac{1}{2} \rho_0 \times_0^2 \omega^2 \quad (36)$$

que es igual al valor máximo de la energía cinética (o potencial).

Por último, la intensidad se define como el flujo de energía a través de cualquier plano fijo normal a la columna de aire, lo que es igual al producto de la densidad de energía y la velocidad de la onda:

$$\left| \frac{dW}{dt} \right| = \frac{1}{2} \rho_0 \times_0 \omega^2 c = \frac{(\Delta p_{\text{max}})^2}{2c \rho_0} \quad (37)$$

La potencia que hay que aplicar al pistón para producir la onda sonora es (por ecuaciones (24) y (31)).

$$\left| \frac{dW}{dt} \right|_{\text{pistón}} = \bar{V} \Delta p = \rho_0 c v^2 = R v^2 \quad (38)$$

Este resultado define la cantidad $R = \rho_0 c$ que es la *impedancia acústica del medio por unidad de área*; su unidad dentro del sistema NKS es el ohm acústico ($\text{kg/m}^2 \text{seg}$).

3.4. Transmisión del sonido en tubos.

Un gran número de instrumentos generadores del sonido tienen forma tubular como las flautas y los altoparlantes. En muchos casos, las distintas partes del tubo son pequeñas respecto a la longitud de onda del sonido. Cuando éste es el caso, el comportamiento del sonido en el tubo es análogo al comportamiento de la corriente eléctrica en un circuito con elementos discretos como inductancia, capacitancia, etc. Cuando los elementos del tubo son más largos que la longitud de onda del sonido, el análogo eléctrico es la línea de transmisión.

Consideremos ahora que las paredes del tubo son rígidas y que puede haber fricción entre el fluido y la pared. Escogiendo el tubo de sección transversal unitaria, se puede derivar la ecuación de onda suponiendo que $R_1 v$ es igual a la componente del gradiente de presión negativa en fase con la velocidad. R_1 es el análogo de la resistencia óhmica por unidad de longitud en una línea de transmisión eléctrica.

De la ecuación (30), conocemos la variación de presión en cualquier punto x del tubo. La variación de presión neta que actúa sobre una lámina de espesor dx es, por lo tanto, $dx \partial p / \partial x$. Este es parcialmente compensado por la razón de cambio del momento de la lámina, que es $\rho dx \dot{v}$. La variación neta de presión que se gasta en hacer trabajo contra la fricción es $dp_f = R_1 v dx$ ya que $\partial p_f / \partial x$ es el gradiente efectivo de presión.

Sumando todas estas fuerzas e igualando la suma a cero, tenemos

$$\rho \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} + R_1 \frac{\partial v}{\partial t} = c^2 \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} \quad (39)$$

Esta ecuación es semejante a la ecuación (18) anteriormente encontrada, excepto por el término debido a la fricción que aparece aquí.

Proponiendo una solución de la forma:

$$v = Ae^{i(\omega t - x/c)}$$

obtenemos $-\omega^2 + iR_1\omega = -\rho c^2 \omega^2 / c_1^2$ o bien,

$$\left(1 - i \frac{R_1}{\omega \rho}\right) = \frac{c^2}{c_1^2} \quad (40)$$

y si $R_1/\omega\rho$ es una cantidad pequeña

$$c_1 = c \left[1 - iR_1/2\omega\rho\right]^{-1} \quad (41)$$

Un valor complejo para la velocidad de la onda aparece como resultado de la disipación en el sistema de transmisión. La frecuencia natural aparece como un valor complejo cuando existe amortiguamiento en un sistema vibratorio.

Reemplazando el valor de c_1^{-1} en la solución propuesta, para una onda que viaja en la dirección positiva se tiene que:

$$v = Ae^{i\omega t - \frac{i}{c} + \frac{iR_1 x}{c^2 \omega \rho}} = Ae^{-\alpha x} e^{i(\omega t - \beta x)} \quad (42)$$

con $\beta = \omega/c$, $\alpha = R_1/2\rho c$

α es conocido como *factor de atenuación*, β como *factor de fase* y $\alpha + i\beta$ la *constante de propagación*. Cuando no hay atenuación debida a la fricción ($\alpha=0$) se usa k como factor de fase.

En la ecuación (42), la velocidad de fase es ω/β . Si α es pequeño, la velocidad de fase es la misma velocidad que tiene la onda en el caso que no haya disipación. Si α es grande, la velocidad de fase será apreciablemente menor que c para el medio libre.

3.5. Impedancia acústica para conductos cilíndricos.

La resistencia que presenta un fluido contenido en un tubo de sección circular a la propagación de una onda acústica depende de las dimensiones del tubo, de la naturaleza del fluido y de la frecuencia de la onda transmitida.

Un número adimensional que relaciona estos efectos es (Crandall, 1927):

$$kr = r \left(-\frac{i\rho\omega}{\mu} \right)^{1/2} \quad (43)$$

en donde r es el radio del tubo, μ la viscosidad del medio, ρ su densidad, ω la frecuencia de la onda.

Respecto a los valores que puede tomar $|kr|$, se pueden distinguir dos casos: a) si $|kr|$ es menor que la unidad, el tubo es *angosto* y b) si $|kr|$ es mayor que la unidad, el tubo es *ancho*. Hay que hacer notar que la clasificación no depende únicamente del tamaño del tubo, sino de la frecuencia a la que la onda se propaga, de la viscosidad y de la densidad del fluido.

Cuando se trata de un tubo *angosto*, la reacción debida a la inercia del fluido es mucho menor que la resistencia debida a la fricción. La razón entre la fuerza de oscilación y la velocidad media sobre la sección transversal del tubo es el *coeficiente de Poiseuille* $R=8\mu/r^2$, despreciando la componente de inercia. En este caso se tiene un movimiento laminar a través de la sección; la velocidad varía desde cero en la pared del tubo, hasta ser máxima en el centro (fig.3.1). El efecto de atenuación en el tubo es tan grande que las ondas sonoras son transmitidas con gran dificultad y el sistema es aperiódico.

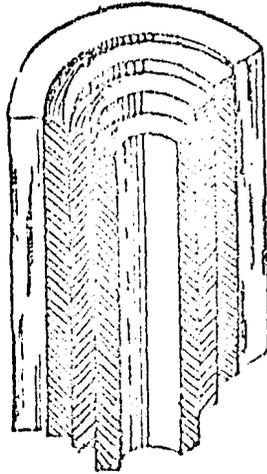


Fig. 3.1. Movimiento laminar de un fluido en un tubo angosto.
(Crandall, 1927).

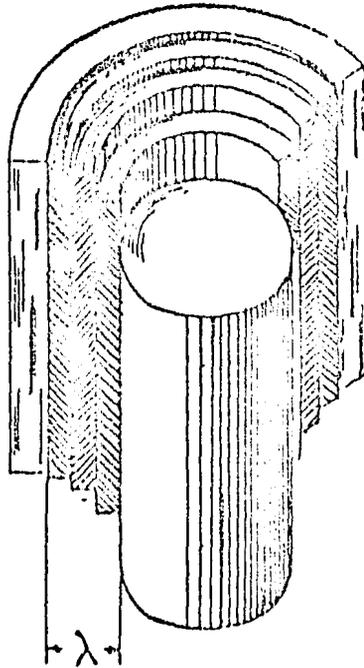


Fig. 3.2. Movimiento laminar en un fluido en un tubo ancho
(Crandall, 1927).

En la mayoría de los problemas que involucran la transmisión del sonido en tubos, el factor $|krl|$ es mayor que uno; en otras palabras, el tubo es efectivamente *ancho* y las oscilaciones no se atenúan demasiado. La situación es entonces análoga a un sistema vibratorio moderadamente atenuado; el efecto es la disminución de la velocidad de propagación en una cantidad despreciable de segundo orden. Este efecto sobre la velocidad fué calculado por Helmholtz, cuya solución al problema esbozaremos a continuación (Crandall, 1927).

El movimiento en el caso de un tubo ancho se muestra en la figura 3.2. Debido a la oscilación del fluido a lo largo del tubo, las ondas viscosas se difunden radialmente desde el centro del fluido (donde la viscosidad es mayor) hacia las paredes del tubo donde la velocidad es nula. Una propiedad peculiar de las ondas de difusión es que son, virtualmente, extinguidas después de atravesar una distancia de una longitud de onda. Un resultado de esto es que el efecto de la viscosidad, para ondas sonoras en tubos más anchos que el doble de la longitud de onda, es confinado en una capa de espesor aproximadamente igual a una longitud de onda en la pared del tubo. Se tiene entonces, una región en el centro del tubo donde el efecto de arrastre es prácticamente cero y en la cual la velocidad axial en cualquier punto no varía considerablemente respecto a la distancia al centro. Esto dá la idea de un cilindro de aire, oscilando como una unidad en el centro del tubo condicionado su movimiento por las reacciones que tienen lugar sobre una capa delgada de fluido entre su frontera y la pared interna del tubo. Estas reacciones involucran tanto la inercia como la resistencia.

Ahora bien, sea una pared plana infinita que oscila sobre su propio plano en contacto con el fluido tal que las ondas viscosas son difundidas en la dirección x , normal al plano de oscilación. En este caso, la fuerza debida a la inercia de un elemento de fluido de área unitaria y de grosor dx es $\rho v dx$. La fuerza neta sobre el elemento debida al esfuerzo cortante es

$$- \frac{\partial}{\partial x} \left(-\mu \frac{\partial v}{\partial x} \right) dx$$

El gradiente de velocidad negativo se debe a que la velocidad decrece cuando se incrementa x . La ecuación de movimiento es, por lo tanto,

$$\frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\mu}{\rho} \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} \quad (44)$$

y si $v(x) = v_0 e^{i(\omega t - \beta x)}$ tenemos:

$$\alpha^2 = \pm \frac{\mu}{\rho} (1-i), \quad \beta = (\omega \rho / 2\mu)^{1/2};$$

ya que $(-i)^{1/2} = [1-i]/2^{1/2}$.

De donde, la solución para ondas en la dirección positiva,

$$v(x) = v_0 e^{-\beta x} e^{i(\omega t - \beta x)} \quad (45)$$

y $\lambda = 2\pi/\beta = 2\pi(2\mu/\rho\omega)^{1/2}$. La reacción Rv en la pared vibratoria es, por unidad de área, el producto de la viscosidad y el gradiente de la velocidad, esto es, despreciando el valor exponencial,

$$Rv_0 = -\mu \left. \frac{\partial v}{\partial x} \right|_{x=0} = \mu \beta (1+i) v_0. \quad (46)$$

i.e., la impedancia acústica es igual a $\mu\beta(1+i)$. La parte imaginaria está en fase con la aceleración de la superficie vibratoria y por lo tanto, es del tipo de una reactancia másica.

Al aplicar esto a un tubo habrá una disminución de la velocidad de propagación de las ondas sonoras en el tubo, debido a la reactancia másica en el centro oscilatorio dentro del tubo.

La fuerza total por unidad de longitud de la superficie del gas que se mueve dentro del tubo es $2\pi rR$, de donde, por unidad de área seccional del tubo, el coeficiente de resistencia es

$$R_1 = \frac{2\pi r}{\pi r^2} R = \frac{2\mu\phi}{r}(1+i) \quad (47)$$

Aplicando la ecuación (45) obtenida para ondas planas en la superficie del cilindro y derivando la ecuación (46), la curvatura de la superficie cilíndrica se ha despreciado. Esto es posible ya que el grosor de la región entre el centro oscilante y la pared del tubo es pequeño comparado con el radio del tubo en el cual se supone que estos efectos tienen lugar.

En esta parte se ha procedido de igual manera que el tratamiento de una membrana circular (Crandall, 1927), excepto que ahora la membrana circular es reemplazada por la sección circular del fluido (πr_0^2), y la fuerza aplicada es ϕdx por unidad de área; es el gradiente negativo de presión paralelo al eje del tubo. La fuerza total aplicada sobre un anillo de fluido de volumen $2\pi r dr \cdot dx$ es $\phi dx \cdot 2\pi r dr$; a esto se opone una reactancia $i 2\pi r dr dx$ debida a la inercia. La fuerza debida a la fricción en la superficie interna del anillo es $-2\pi r dx \mu dv/dr$, usando el gradiente negativo de velocidad como antes, debido al decremento de v al incrementar x . La fuerza neta en el anillo debida a la fricción es, por lo tanto,

$$\frac{\partial}{\partial r} (-2\pi r dr \mu \frac{\partial v}{\partial r}) dr \quad (48)$$

y entonces, la ecuación de movimiento es:

$$\left[i\omega\phi - \frac{\mu}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial}{\partial r} \right) \right] v = \phi \quad (49)$$

en la que únicamente v es función de r . Ya que $k^2 = -i\rho\omega/\mu$, tenemos que:

$$\frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + k^2 v = -\frac{\phi}{\mu} \quad (50)$$

cuya solución es de la forma,

$$v = -\frac{\phi}{\mu k^2} + A J_0(kr) \quad (51)$$

Para el caso en que $r=0$, tenemos una velocidad finita. Como para el caso de la membrana la velocidad se anula en la frontera ($r=r_0$), podemos calcular A y obtener:

$$v(r) = -\frac{\phi}{\mu k^2} \left[1 - \frac{J_0(kr)}{J_0(kr_0)} \right] \quad (52)$$

Integrando $v(r)$ sobre la sección, tenemos que la velocidad media es:

$$v = \frac{2}{r_0^2} \int_0^{r_0} v r dr = -\frac{\phi}{k^2 \mu} \left[1 - \frac{2}{k^2 r_0^2 J_0(kr_0)} \int_0^{r_0} J_0(kr) \cdot kr dr \right] \quad (53)$$

o bien,

$$v = \frac{\phi}{\mu k^2} \left[1 - 2 J_1(kr_0) / kr_0 J_0(kr_0) \right].$$

La ecuación es de la forma $v = \phi/R$, por lo tanto, la impedancia acústica es:

$$R = -\mu k^2 \left[1 - \frac{2 J_1(kr_0)}{kr_0 J_0(kr_0)} \right]^{-1} \quad (54)$$

Esta es una función de la viscosidad y la densidad del medio, de la frecuencia de la onda y de las dimensiones del tubo.

La expresión (54), puede tomar distintas formas según las aproximaciones que se hagan para distintos valores de $|kr|$, es decir, si el tubo es ancho o delgado. Sin embargo, como se verá más adelante, en nuestro problema se tiene una amplia gama de valores para kr , por lo que el cálculo se realizará, sin aproximaciones, a partir de la expresión (54).

De los valores que se obtengan para R, se podrá ver que tanto se amortiguan las ondas al viajar dentro del sistema respiratorio.

4. Perturbaciones cardiogénicas en el árbol respiratorio

4.1. Origen de las perturbaciones

Las perturbaciones que recibe el aire contenido en el árbol respiratorio tienen varios orígenes, que se pueden resumir en dos grandes grupos: a) las perturbaciones cardiogénicas (enviadas por el corazón o por algún miembro del sistema circulatorio) y b) las perturbaciones debidas al movimiento mecánico de la respiración; sólo consideraremos las perturbaciones cardiogénicas.

Como se vió en el capítulo 1, el corazón funciona como una bomba. La contracción cardiaca ejerce su efecto sobre la presión sanguínea arterial a través de la cantidad de sangre descargada en la aorta y establece una onda de presión que viaja por las arterias. La onda de presión, al viajar, expande las paredes arteriales y la expansión es palpable en el pulso. Esta elasticidad en las paredes de las arterias ocasiona que los órganos que las rodean detecten un movimiento oscilatorio.

Anatómicamente, la arteria pulmonar y ramas, así como las arterias bronquiales, acompañan (paralelamente) a los conductos del árbol respiratorio. Este tiene una estructura cartilaginosa, los conductos pueden considerarse como tubos rígidos. Por esta razón, cualquier golpe sobre ellos produce una onda sonora en su interior. De esta manera, puesto que las arterias y venas son tubos elásticos, un flujo pulsátil dentro de ellas hará que las vías respiratorias también pulsen. Por lo tanto, el contacto entre las ramas de la arteria pulmonar y de las arterias bronquiales, producirá perturbaciones dentro del árbol respiratorio. Algo similar sucede por el golpe de la aorta sobre los bronquios.

Por otro lado, el final de las ramificaciones del aparato respiratorio tiene lugar en el lecho capilar que cubren los alveolos.

Además de que el corazón funciona como una bomba, sus movimientos de contracción y dilatación provocan que éste sufra una torsión en cada latido. Esta torsión no sólo afecta a las arterias y venas vecinas sino que también puede ser percibida por el aire del árbol respiratorio.

4.2. Transmisión de ondas sonoras en el árbol respiratorio

4.2.1. Impedancia acústica de los segmentos del árbol respiratorio.

Para el estudio de la propagación de las perturbaciones en el árbol respiratorio utilizaremos la teoría de la transmisión de las ondas sonoras en tubos donde aparece el concepto de impedancia acústica.

Se sabe que el valor de la impedancia acústica entre dos puntos, depende de la trayectoria entre éstos. En el problema que nos ocupa, el punto receptor de ondas se encuentra en la boca, mientras que las perturbaciones se pueden originar en distintas partes del árbol respiratorio. Por lo tanto, debemos conocer la impedancia acústica en todas las vías aéreas. Ahora bien, dado que el sistema donde se propagan las perturbaciones son tubos de distintas longitudes y diámetros, debemos conocer, en primer lugar, la impedancia de cada segmento de vía asociada a una trayectoria simple. De esta manera consideraremos la analogía eléctrica de un sistema de resistencias en serie, es decir que la impedancia asociada a una trayectoria es igual a la suma de las impedancias de los conductos que forman la trayectoria.

Esta resistencia se calcula utilizando la ecuación (54) y para lo cual se necesitan calcular las funciones de Bessel de argumento complejo. Estas se definen como:

$$J_n(re^{i\theta}) = \sum_{m=0}^{\infty} J_{n+m}(r) e^{i(n+m)\theta} (-ir \operatorname{sen} \theta)^{m!} \quad (55)$$

de donde,

$$J_0(rci\theta) = \sum_{n=0}^{\infty} J_n(r) e^{in\theta} (-ir \operatorname{Sen}\theta)^n / n! \quad (56)$$

y,

$$J_1(re^i) = \sum_{n=0}^{\infty} J_{n+1}(r) e^{i(n+1)\theta} (-ir \operatorname{Sen}\theta)^n / n! \quad (57)$$

De la expresión (54), para el coeficiente de resistencia R, tenemos que el argumento de interés para estas funciones es:

$$rci\theta = kr = r \left(-\frac{\rho i \omega}{\mu} \right)^{1/2} = (-i)^{1/2} r \left(\frac{\rho \omega}{\mu} \right)^{1/2} = (-i)^{1/2} x \quad (58)$$

Ahora bien, las raíces cuadradas de $(-i)$ tienen los argumentos $3\pi/4$ y $7\pi/4$ y las raíces cuadradas de $(+i)$ tienen argumentos $\pi/4$ y $5\pi/4$. Considerando sólo los argumentos entre cero y π , la impedancia acústica toma la forma:

$$R = -i\omega \left[1 - \frac{2(J_0(x) + aJ_1(x) + bJ_2(x) + \dots)}{(x/2)^{1/2} (-1+i) (cJ_1(x) + dJ_2(x) + \dots)} \right]^{-1} \quad (59)$$

con $R = (1+i)x/2$, $b = (1+i)^2 x^2/8$, $c = (-1+i)/(2)^{1/2}$,

$d = (-1+i)(1+i)/2(2)^{1/2}$

Este número es la resistencia del medio a la propagación de la onda de frecuencia angular ω . Con el fin de calcular las resistencias del árbol respiratorio se desarrolló un programa de computadora que evalúa la ecuación (59) según el procedimiento descrito en el apéndice I y usando los datos para el aparato respiratorio que se muestran en la tabla 4.1 (números, diámetros y longitudes para distintas generaciones). Los resultados obtenidos para sus distintas ramas se muestran en la tabla 4.2. Sabemos de la ecuación (54), que la impedancia acústica de un fluido sobre el que se actúa es el cociente complejo de la presión acústica en la superficie entre la velocidad en la superficie. Esta impedancia acústica puede ser separada en sus partes real e imaginaria. La parte real es la responsable de la disipación de la energía y es llamada *resistencia acústica*. La parte imaginaria se conoce como la *reactancia acústica* y corresponde a la inercia del fluido. En nuestros valores para la impedancia acústica, la resistencia disminuye conforme el diámetro de los conductos aumenta, mientras que la reactancia disminuye con el diámetro. Esto indica que el efecto de la

		GENERACION		Diámetro cm.	Longitud cm.	Número	Sección Transversal total, cm ²
ZONA DE CONDUCCION	Tráquea	0	1.80	12.0	1	2.54	
	Bronquios	1	1.22	4.8	2	2.33	
		2	0.83	1.9	4	2.13	
		3	0.56	0.8	8	2.00	
	Bronquiolos	4	0.45	1.3	16	2.48	
		5	0.35	1.07	32	3.11	
ZONAS RESPIRATORIA Y DE TRANSICION	Bronquiolos terminales	16	0.06	0.17	6×10^4	180.0	
	Bronquiolos respiratorios	17	↓	↓	↓	↓	
		18	↓	↓	↓	↓	
		19	0.05	0.10	5×10^5	10^3	
	Ductos alveolares	T ₃ 20	↓	↓	↓	↓	
		T ₂ 21	↓	↓	↓	↓	
		T ₁ 22	↓	↓	↓	↓	
Sacos alveolares	T 23	0.04	0.05	8×10^6	10^4		

TABLA 4.1. Representación esquemática de la ramificación de conductos de aire en el pulmón humano. (Mines, 1981).

ESTRUCTURA	IMPEDANCIA ACUSTICA (mB seg/l)					
	(1 Hertz)		(10 Hertz)		(20 Hertz)	
	Módulo	Fase	Módulo	Fase	Módulo	Fase
- Cavidad bucal	0.053	0.42	0.517	0.49	1.743	0.50
0 Tráquea	0.107	0.40	0.370	0.49	1.020	0.49
1 Bronquios	0.043	0.38	0.320	0.48	0.624	0.49
2 "	0.033	0.29	0.243	0.47	0.456	0.48
3 "	0.023	0.21	0.190	0.45	0.337	0.47
4 "	0.017	0.15	0.134	0.40	0.256	0.45
5 "	0.015	0.10	0.143	0.38	0.272	0.42
6 "	0.030	0.07	0.114	0.34	0.197	0.37
7 "	0.045	0.05	0.103	0.30	0.195	0.37
8 "	0.031	0.03	0.111	0.23	0.171	0.33
9 "	0.027	0.02	0.113	0.18	0.160	0.28
10 Bronquiolos	0.123	0.01	0.134	0.12	0.161	0.22
11 "	0.153	0.01	0.158	0.08	0.174	0.16
12 "	0.175	0.01	0.179	0.04	0.186	0.12
13 "	0.207	0.00	0.209	0.04	0.215	0.08
14 "	0.304	0.00	0.303	0.03	0.306	0.03
15 "	0.323	0.00	0.319	0.02	0.327	0.04
16 Bronq. term.	0.385	0.00	0.383	0.01	0.386	0.03
17 Bronq. resp.	0.190	0.00	0.190	0.01	0.190	0.03
18 "	0.132	0.00	0.132	0.02	0.133	0.04
19 "	0.121	0.00	0.121	0.03	0.123	0.05
20 Ducto alveolar	0.661	0.00	0.660	0.00	0.660	0.01
21 "	0.661	0.00	0.660	0.00	0.660	0.01
22 "	0.527	0.00	0.523	0.00	0.520	0.01
23 Saco alveolar	0.397	0.00	0.393	0.00	0.394	0.01
24 Alveolos	0.290	0.00	0.287	0.00	0.287	0.00

TABLA 3.2. IMPEDANCIAS ACUSTICAS POR RAMIFICACION EN EL ARBOL RESPIRATORIO (para frecuencias de 1, 10 y 20 Hertz).

fricción es más acentuado en los alveolos que en la tráquea. Esto se puede comprobar con los valores para las fases. Para un fluido no confinado cuando los efectos viscosos son despreciables, la diferencia de fase entre la velocidad y la presión es de $\pi/2$. En nuestro caso, para los conductos grandes, la diferencia de fase es cercana a $\pi/2$ y va disminuyendo hasta tener a la presión y a la velocidad en fase.

Como se vió en la sección anterior, el aparato respiratorio recibe perturbaciones en toda su área. Puesto que nos interesan las perturbaciones detectables en la laringe, conociendo las impedancias de cada una de las ramas del aparato podemos determinar cómo es el paso, a lo largo del sistema, de cada perturbación producida en la frontera de éste.

4.2.2. Función de transferencia

El sonido está siempre asociado a la vibración de las partículas materiales. De esta manera, se transfiere energía de una partícula vibrante a la siguiente y la energía acústica viaja a través del medio como una onda. El desplazamiento local de las partículas del medio produce una compresión local seguida rápidamente de una rarefacción local seguida de otra compresión local y así sucesivamente. Es decir que la propagación de las ondas sonoras está asociada a una onda de presión.

Por esta razón, es de gran importancia e interés conocer el exceso de presión es decir, conocer la *presión acústica*. La presión acústica en cualquier punto es la diferencia de la presión al tiempo t en el punto en presencia del sonido y la presión que existe en ese punto, bajo condiciones idénticas, en ausencia de cualquier sonido.

Además de estas cantidades, nos interesa conocer la potencia asociada a una onda sonora y de esta manera conocer su intensidad. Una propiedad característica de las ondas es que permiten transporte de energía sin necesidad de transporte de materia. La *energía acústica* es la parte de la energía total

del fluido asociada a la presencia de la una onda sonora, mientras que la *intensidad acústica* significa la razón de transporte de energía. Es decir, es igual a la potencia por unidad de área.

Sin embargo, aunque la potencia por unidad de área, en realidad, es igual a $p v$, la intensidad acústica se define como:

$$I = (p - p_0)v$$

Donde $(p-p_0)$ es la presión acústica. Esto significa que ignoramos cualquier trabajo hecho por la presión no perturbada p_0 .

Como se obtuvo en el capítulo 2, la intensidad acústica es de la forma: $I = CV^2 = RV^2$ (ec. 38). De donde, si I_1 y I_2 son las intensidades de entrada y de salida de la onda a los conductos, el cociente entre ellas será:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{R_2 V_2^2}{R_1 V_1^2}$$

donde $f=(I_1/I_2)$ puede llamarse *función de transferencia* del tubo de resistencia $R=R_2/R_1$. Puesto que se trata de una serie de tubos, en su paso por cada uno de ellos, la intensidad de la onda es afectada, es decir, que disminuye su magnitud conforme las dimensiones de cada tubo por donde pasa. Además, estamos considerando trayectorias simples así que se tiene que considerar que la resistencia de salida es la suma de las resistencias de los tubos que forman el conducto total por donde pasa la onda. Por lo tanto, $R_2 = \sum_n R_n$.

Ahora bien, en nuestro problema, el interés radica en la obtención experimental de las perturbaciones cardiogénicas. Para la detección de estas depende del aparato del aparato usado y por lo tanto, la función de transferencia también dependerá de ésta. En especial de la impedancia acústica interna del aparato. Esta es la impedancia de salida y la impedancia del aparato respiratorio la impedancia de entrada.

4.3. Modelo de la generación de perturbaciones.

De los resultados obtenidos para las impedancias acústicas en las distintas ramas del sistema respiratorio (tablas 4.2), se puede concluir que las perturbaciones que pasan por éste no sufren modificaciones considerables de forma, pero su amplitud disminuye. En los ductos alveolares el efecto de la viscosidad es dominante mientras que en la tráquea domina la inercia.

Hemos visto que, debido a que la longitud de las ondas dentro del aparato respiratorio son muy grandes respecto a las dimensiones de los conductos, los efectos de refracción, difracción y reflexión producidos por las ramificaciones pueden despreciarse. De esta manera, hemos considerado sólo trayectorias a lo largo de tubos de diámetro variable. Por lo tanto, no ha sido necesario considerar al árbol respiratorio como un sistema formado por tubos sino que es posible utilizar un modelo más simple.

Un modelo que nos permite tener, a la salida del sistema, la suma de las perturbaciones entrantes, sería el considerar al árbol respiratorio como una bolsa elástica la cual recibe perturbaciones sobre toda su superficie. Estas se propagan dentro de la bolsa, se suman y salen por una salida única que en este caso es la tráquea (fig.4.1). La intensidad de la onda que sale dependerá de la función de transferencia, es decir, del número de ramificaciones que se consideren.

A fin de no considerar las propiedades elásticas de la bolsa, se puede simplemente pensar en un tubo abierto de diámetro variable. El aire dentro de él es perturbado en uno de sus extremos.

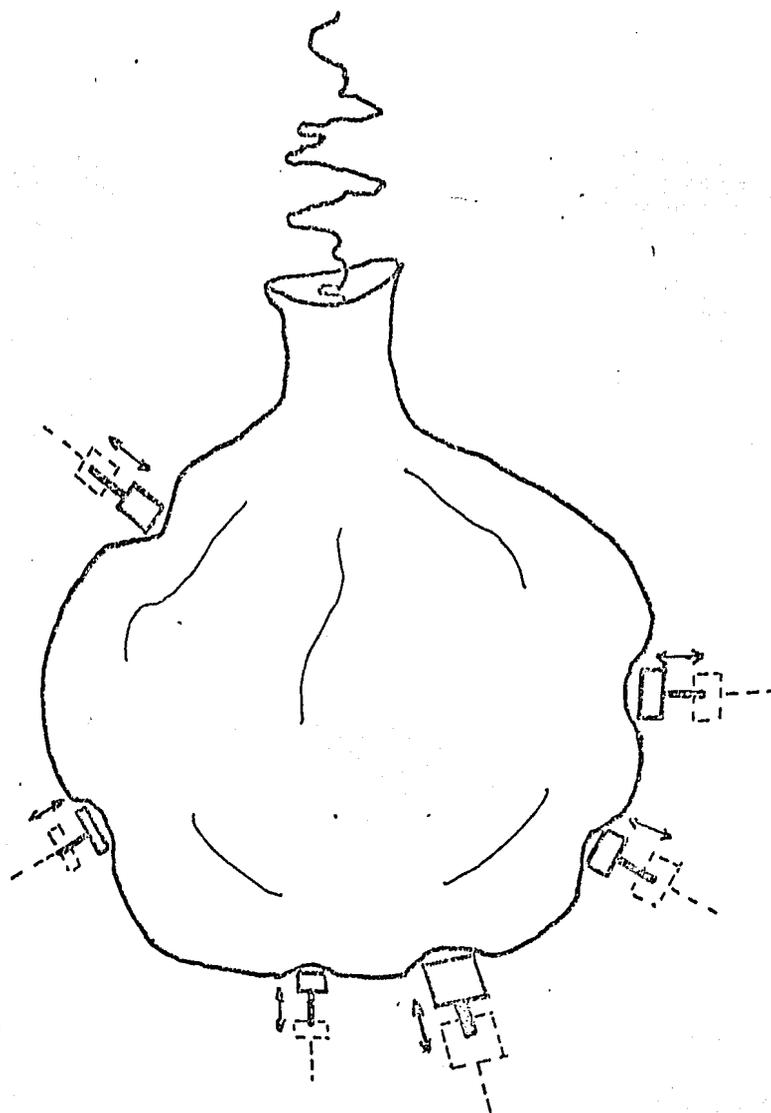


Fig. 4.1. Modelo de la generación de perturbaciones en el árbol respiratorio

5.1 Captura y procesamiento de neumocardiogramas

El neumocardiograma es una señal de baja frecuencia (<20 Hz), sin componentes constantes que puede estar superpuesta en otra señal mas lenta de mayor tamaño. Es una señal periódica, pero de periodo más o menos irregular.

La intensidad de los neumocardiogramas es pequeña comparada con las presiones involucradas en la respiración: la amplitud de las oscilaciones es sólo de uno o dos milibaricos.

La captura de neumocardiogramas implica el registro de la presión en la boca o en la nariz y de otras señales, como el electrocardiograma, presiones sanguíneas y una señal relacionada con el volumen torácico, que faciliten el procesamiento y que aporten datos para la interpretación de los mismos. El registro de las señales se puede realizar con un polígrafo o empleando un sistema digital. Lo pequeño de la señal hace difícil el registro analógico pues existen varias fuentes de ruido mecánico que resultan en oscilaciones de mayor amplitud que el neumocardiograma. En la figura 5.1 se muestra un registro de presión intratorácica en apnea; se pueden observar las oscilaciones de la presión producidas por la contracción cardíaca.

Por otra parte, el carácter periódico de la señal facilita el uso de técnicas digitales de promediación para eliminar el ruido, lo que hace deseable el registro digital de los neumocardiogramas. Además, al tener la información digitalizada es posible aprovechar las ventajas de la computación digital en el procesamiento de señales.

En esta primera fase del estudio de los neumocardiogramas, se trata de investigar la dependencia de la forma de estas señales respecto a la frecuencia cardíaca, a la fase del ciclo respiratorio y a la presión en el árbol respiratorio. Para esto se necesitan registros con los neumocardiogramas que contengan

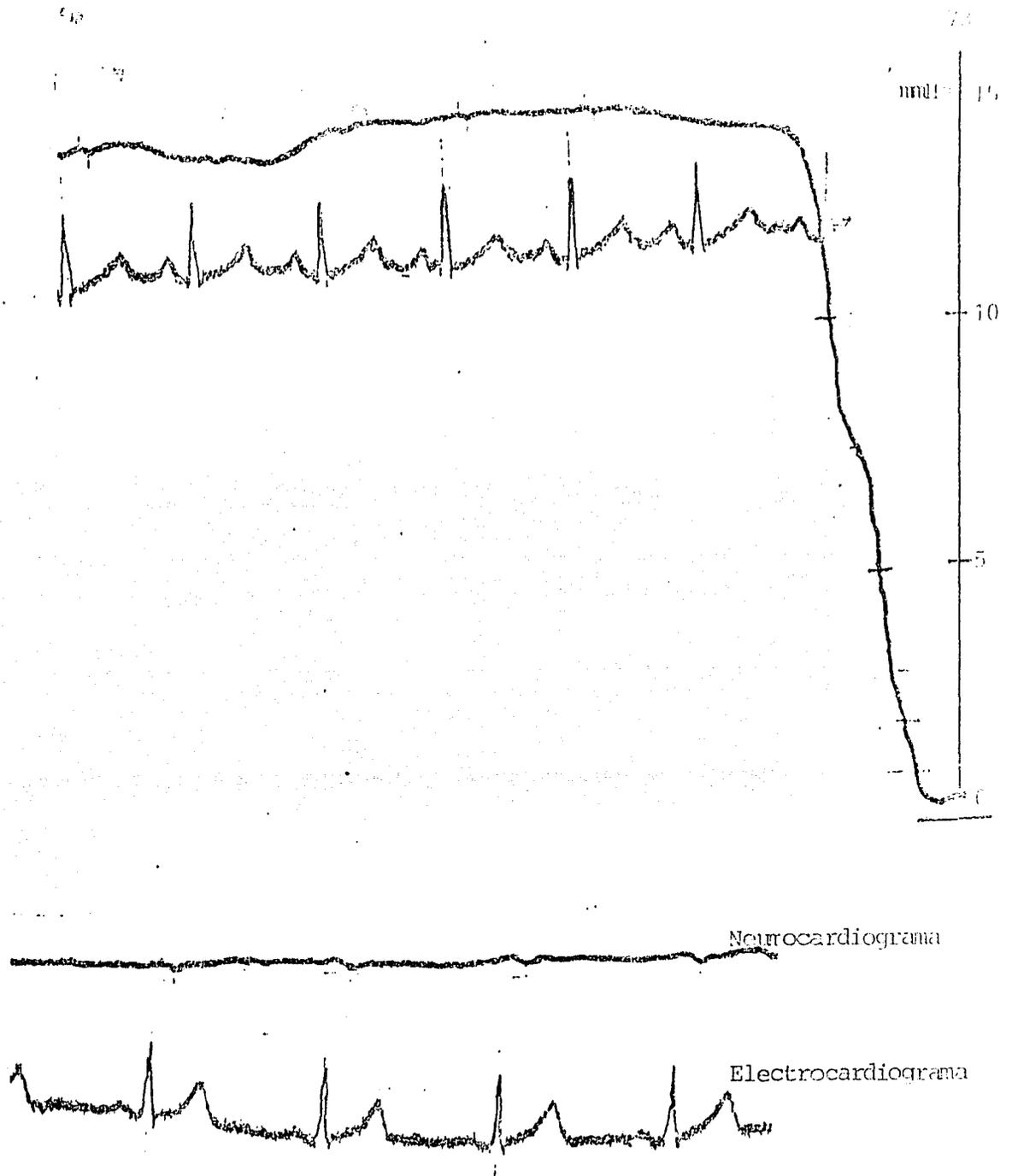


Fig. 5.1. Registro de presión intratorácica en apnea

además la información que permita dichos estudios; por otra parte, la información debe estar estructurada a manera de facilitar el análisis. A su vez, los algoritmos de captura están determinados por la estructura de la información y, por supuesto, por las características de la señal.

5.1. Método

5.1.1. Equipo

Para los registros de neumocardiogramas se emplea una computadora equipada con un convertidor analógico digital. Las señales de presión y el electrocardiograma son amplificadas para obtener los niveles de voltaje requeridos por el convertidor.

En esta fase del trabajo se utilizó el equipo instalado en una sala de hemodinámica del Instituto Nacional de Cardiología. La parte de cómputo de dicho equipo consiste en una microcomputadora Apple II equipada con un convertidor analógico digital de 8 bits y un circuito detector de ondas QRS de electrocardiograma. En la figura 5.2 se muestra un diagrama del equipo.

La señal de salida del detector de complejos QRS es digital; se prende cuando hay un complejo y se queda prendida hasta que se presenta un nivel alto en su entrada de *apagar*.

5.1.2. Registro de la señal

Se trata de registrar información hasta de 20 Hz. Previamente a la conversión analógico digital las señales se filtran con un filtro pasabajos analógico de 25 Hz. La frecuencia de muestreo usada es 100 Hz.

Debido a la baja resolución del convertidor analógico digital disponible, la señal de presión del árbol respiratorio se registra en dos partes: una alterna y una directa. La primera contiene el neumocardiograma y la segunda proporciona el valor

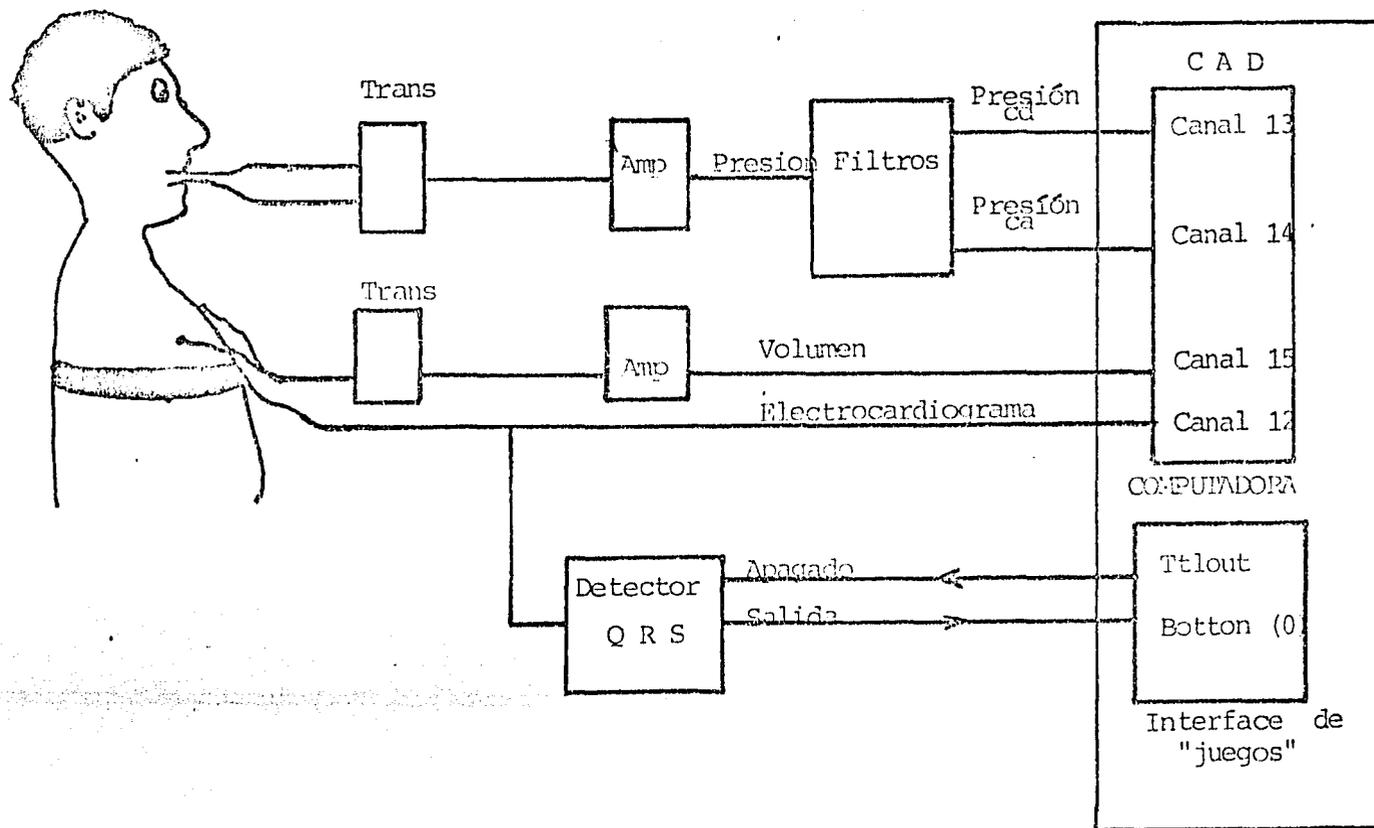


Fig. 5.2. Diagrama del equipo.

de la presión intratorácica a la que se hace el registro.

5.1.3. Procedimiento

Los neumocardiogramas se capturan de dos maneras que pueden ser llamadas a volumen constante y a flujo constante. En la primera, el sujeto trata de mantener la presión en el árbol respiratorio a un nivel determinado; en la segunda el sujeto inhala o exhala sostenidamente a través de una resistencia. La captura de las señales se hace durante el intervalo en que el sujeto puede mantener la condición requerida; típicamente, el intervalo varía entre 5 y 20 segundos. En lo que sigue, llamaremos "tiro" a un intervalo de registro.

Una sesión de registro consiste en la captura de información en cierto número de tiros.

5.2. Estructura de los datos

Los resultados de las sesiones de captura se almacenan en archivos en discos magnéticos flexibles. Una sesión experimental resulta en uno o más archivos.

Un archivo contiene un encabezado y un cuerpo. El encabezado contiene los siguientes datos:

- datos del sujeto: nombre, edad, sexo, peso, diagnóstico.
- datos prácticos: frecuencia de muestreo, duración de los intervalos de registro, número de canales, factores para la calibración de cada canal, número de tiros en el archivo.
- observaciones.

El cuerpo del archivo está formado por los registros correspondientes a los intervalos de captura. Cada tiro contiene dos partes: una con las señales y otra con los parámetros extraídos de estas.

Para nuestro propósito, consideraremos a los archivos formados por líneas con tantos bytes como sea necesario para contener el registro de una señal durante un tiro; a cada tiro corresponden cinco líneas de archivo: cuatro para la señal y una para información auxiliar según se verá más adelante.

La estructura de los datos dentro de la computadora está dada por las definiciones del programa PCAPNCG en el apéndice II.

5.2.1. Algoritmo de captura

La captura se realiza mediante el procedimiento CAPTURA del programa antes mencionado. Este programa llama a su vez al procedimiento C4 que está escrito en ensamblador y hace la conversión de cuatro canales en un intervalo de 0.16 msag. La ocurrencia de un complejo QRS se anota en el vector validos. La función button(0) es cierta si está activado el detector de QRS; el procedimiento TTLOUT(n,2), activa una línea digital conectada al *spaga* del detector.

Como se dijo antes, la información de un tiro se almacena en cinco líneas de archivo. La primera línea contiene por lo pronto solamente el vector de parámetros; las líneas restantes contienen las señales registradas. Los procedimientos para hacer el intercambio de información entre el procesador y el disco son el procedimiento GUARDA del programa PCAPNCG y el procedimiento TRAE mostrado en el apéndice II.

5.2.2. Procesamiento

El procesamiento de las señales capturadas está dirigido a obtener el neumocardiograma en distintas condiciones definidas por un juego de parámetros; por ejemplo, puede interesar obtener el neumocardiograma cuando la presión en el árbol respiratorio es 154-2 mmHg y la frecuencia cardíaca es 75-5 latidos por minuto.

Con tal fin se recorren el archivo o los archivos con la información pertinente seleccionando aquellos latidos que satisfacen las condiciones dadas. La señal resultante se obtiene del promedio de todas ellas.

La señal promedio obtenida puede ser desplegada en pantalla y/o almacenada en disco. El procedimiento DESPLIEGA del programa PCAPNCG ilustra un algoritmo para graficar un tiro completo.

En la figura 5.3 se muestra un ejemplo de despliegue de un resultante del procesamiento obtenido mediante un graficador en papel.

DE 115 A 121 SEG.

PRESION PROMEDIO -81.6

HAY 3 COMPLEJOS

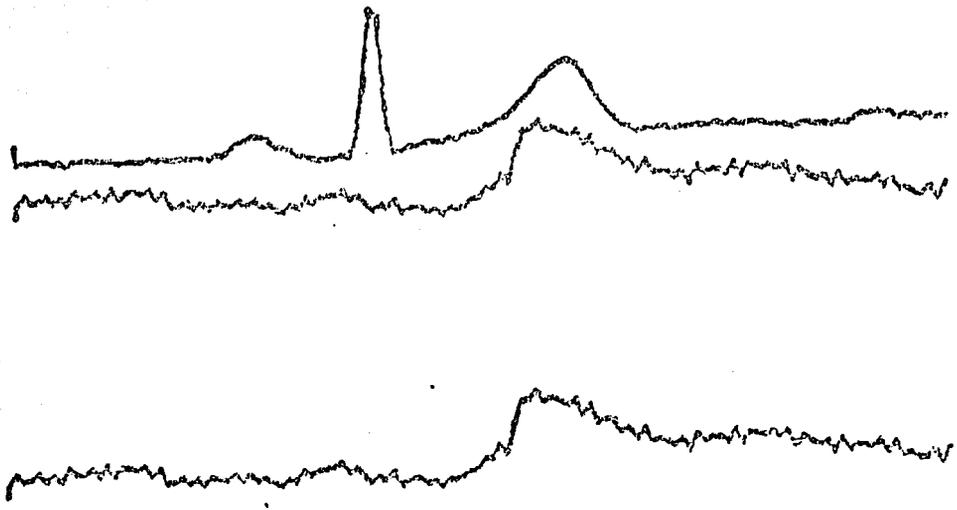


Fig. 5.3. Neumocardiograma procesado

6. Discusión

En el capítulo 4, se presentó un modelo para el análisis de las perturbaciones existentes en el árbol respiratorio. Puesto que su origen es cardíaco o respiratorio y las frecuencias, las cuales son muy bajas, están determinadas por las funciones de los aparatos respiratorio y circulatorio, para su obtención, se consideró que la longitud de onda de éstas es muy grande respecto a las dimensiones de las vías aéreas. Esto se puede ver si se tiene una onda de frecuencia de 10 hertz. En este caso, la longitud de la onda en el aire seco a presión y temperatura normales es de 33.14 metros. Por otro lado, los conductos en el árbol respiratorio, como se puede observar en la tabla 3.1, varían entre 0.5mm y 120mm. De aquí que, la onda pasa por las ramas sin darse cuenta de que existen. De esta manera, no es necesario considerar las posibles reflexiones, refracciones y difracciones producidas por las bifurcaciones.

Otra consideración importante que se hizo para el estudio de las perturbaciones es que sólo se necesita tomar una trayectoria y no todas las trayectorias posibles a partir de cada generación. Esto es válido si se toma en cuenta que todos los alveolos son indistinguibles, es decir reciben perturbaciones de la misma intensidad, fase, presión, velocidad, etc. En la realidad esto no sucede, pero las variaciones de comportamiento son despreciables y se puede considerar la trayectoria a partir de un alveolo promedio.

Por otro lado, en este trabajo se ha supuesto que el árbol respiratorio presenta una dicotomía simétrica, es decir, que cada rama da lugar a dos ramas de misma longitud y diámetro (Horsefield, 1968).

Estas dos consideraciones permiten simplificar el análisis, eliminado así el hecho de que se tienen ramificaciones de distinta longitud, diámetro y ángulo para una generación dada.

En lo que respecta a los valores obtenidos para las impedancias, podemos comparar nuestros resultados con los obtenidos por el método de oscilación forzada (Franetzki 1979); con las caídas de presión obtenidas por Olson (1970) y con las resistencias obtenidas con el modelo teórico de Franken (1981).

Olson obtiene las caídas de presión y el régimen del flujo del aire inspirado en el árbol respiratorio. Su análisis lo realiza para cada rama, para distintos flujos. Aun cuando estos datos permiten conocer el cociente p/v , que en principio nos da la impedancia acústica, no son comparables con los nuestros puesto que se obtienen a partir de flujos inspiratorios además de que toma en cuenta tubos en los que no se tiene flujo laminar. En nuestro caso consideramos la transmisión de ondas en el sentido opuesto, por lo que las impedancias acústicas desempeñan un papel distinto.

Nuestros valores pueden compararse con los obtenidos por Franken quien analiza el problema de un flujo oscilante dentro un tubo de 2.16 cm de radio, obteniendo las impedancias acústicas para distintas frecuencias. La diferencia entre su análisis y el nuestro, radica en el hecho de que nosotros consideramos un sistema con paredes adiabáticas, mientras que Franken supone la existencia de transferencia de calor a través de las paredes. Esto último, se apega más a la realidad, sin embargo los resultados obtenidos por ambos métodos son del mismo orden de magnitud aunque presentan discrepancias (tablas 2.1 y 4.2), en los valores de las reactancias (parte imaginaria); esto debe ser consecuencia de que considera el flujo de calor a través de las paredes.

Por otro lado, Franetzki obtiene valores para las impedancias respiratorias cercanos a 4 mB seg/l (fig.2.5). Podemos comparar nuestros valores con los que él obtuvo calculando la resistencia total de todo el sistema la cual, para 10 Hz, es igual a 6.047 mB seg/l; ambos resultados son del mismo orden de magnitud. Las diferencias pueden provenir del hecho de que nuestro cálculo es el resultado de un modelo simplificado del árbol respiratorio.

El objetivo del análisis realizado fue el tratar de explicar la existencia de los movimientos cardioneumáticos. El modelo permite afirmar que los neumocardiogramas están estrechamente ligados a la mecánica cardíaca. La obtención experimental de éstos, muestra que son reproducibles. Hasta el momento la captura y procesamiento de datos han sido implementados. La obtención de neumocardiogramas es importante por el hecho de que aún cuando se conoce su existencia su estudio ha quedado siempre muy oscuro perdiendo una fuente de información que puede ser importante en diagnóstico.

Hasta el momento, no se han realizado estudios sistemáticos de los neumocardiogramas. Aún Johnson (1981) quien intenta utilizar una microcomputadora en el análisis de sus señales sólo estudia la forma de las gráficas utilizando unidades arbitrarias. Sólo los pequeños intentos realizados al siglo pasado trataron de dar una explicación del fenómeno pero nunca se obtuvieron resultados cuantitativos.

Después de comparar nuestro modelo con los datos disponibles podemos concluir que a pesar de las aproximaciones empleadas, el modelo permite obtener resultados comparables. Un modelo más real donde pueda existir flujo de calor, densidad variable, efectos producidos por las ramificaciones, etc., nos permitiría tener una visión más completa de la propagación de perturbaciones en el árbol respiratorio. Lo interesante del presente trabajo es que por primera vez se aborda el problema utilizando la teoría de ondas acústicas.

Nosotros consideramos la propagación de ondas, no la existencia de flujos. El estudio se realiza rama por rama y no obteniendo impedancias totales como se hace experimentalmente. Por estas razones se propone continuar con el estudio de las perturbaciones en el árbol respiratorio afinando lo más posible el modelo teórico. Desde el punto de vista experimental, se debe estudiar la transmisión del sonido a través de cada rama del árbol respiratorio.

Para la obtención de neumocardiogramas reproducibles hay que eliminar los efectos del ruido en la señal y obtener gráficas nítidas para separar e identificar sus componentes. De aquí, establecer su posible aplicación en la clínica.

APENDICE I

1.UBESI-Cálculo de funciones de Bessel de argumento real.

Este programa calcula las funciones de Bessel del orden 1 al orden 10 para argumentos reales y puede extenderse de una manera inmediata para permitir el cálculo de funciones de Bessel de orden superior. Estas tienen su origen en la ecuación de Bessel al resolverla, en coordenadas cilíndricas circulares, por el método de separación de variables.

Puesto que un gran número de problemas físicos tienen que ver con las funciones de Bessel, no sólo es importante estudiarlas como soluciones de una ecuación diferencial sino conocer sus propiedades y más aún sus valores numéricos.

La solución exacta de la ecuación de Bessel es imposible de obtener. Sin embargo pueden obtenerse valores numéricos aproximados, los cuales aún cuando los cálculos no son complicados son muy tediosos. Sobre todo cuando se quieren obtener órdenes grandes de la función. Por lo tanto, el uso de este programa simplifica en gran manera el trabajo.

En forma de serie infinita, la función de Bessel de orden n , se expresa como:

$$J_n(x) = \sum_{s=0}^{\infty} \frac{(-1)^s}{s!(n+s)!} \left(\frac{x}{2}\right)^{n+2s} \quad (I-1)$$

A partir de esta ecuación, se obtiene la siguiente relación de recurrencia:

$$J_{n+1}(x) = \frac{2n}{x} J_n(x) - J_{n-1}(x) \quad (1-2)$$

Esta relación de recurrencia permite el cálculo numérico de $J_n(x)$ para un argumento x dado y en especial para todos los órdenes n menores que $x+3$, utilizando el siguiente procedimiento (Arfken, 1981):

Se supone que J_n es aproximadamente cero para toda $n > x+3$ y

$J_n(x) = J_{n+3}(x) = a$ (a número pequeño que puede tomarse igual a 10^{-4} (micro)).

$$J_{n+1}(x) = J_{n+4}(x) = 0$$

Así la ecuación (I-2) origina $J_{n-1}(x)$, $J_{n-2}(x)$, etc. es decir, $J_n(x)$ para todos los órdenes n menores que $x+3$. Puesto que todas las J_n 's quedan afectadas por un factor común el cual se determina con la condición:

$$J_0(x) + 2 \sum_{n=1}^{\infty} J_{2n}(x) = 1$$

En el procedimiento BES10, el proceso se repite pero ahora aumentando en uno los órdenes de las funciones de Bessel con los valores iniciales 10^{-4} y 0.

El proceso de iteración se efectúa hasta que la diferencia entre los factores de escala en dos ciclos sucesivos sea menor 10^{-4} .

En la práctica, para un argumento x dado, la ecuación (I-2) puede ser usada para generar todas las funciones de Bessel de órdenes $x+3$ a 0. En un sólo ciclo empezando con

$$J_{x+3}(x) = 10^{-4}$$

$$J_{x+4}(x) = 0$$

Para aumentar la rapidez del cálculo la N inicial se obtiene de una función empírica de x (funrara).

LISTADO DEL PROGRAMA UBES1

```

(*#S#*)
UNIT UBES1;
interface

type tjota=array[0..150] of real;

var jota:^tjota;

PROCEDURE BES10(x:real);

implementation

PROCEDURE BES10; (*(x:real);*)
(* CALCULA LAS FUNCIONES DE BESSEL DE ORDEN 0 A ORDEN 10 PARA EL
*)
(* ARGUMENTO x. EL RESULTADO SE ENCUENTRA EN EL VECTOR Jota^
*)
(* DEFINIDO EN EL BLOQUE QUE CONTIENE AL PROCEDIMIENTO.
*)

var i,j,k,u:integer;
    micro:real;
    q:real;
    f,fa:real;

function funrara(x:real):integer;
(*CALCULO DE LA FUNCION QUE DETERMINA EL ORDEN DE LA PRIMERA K
*)
(*TAL QUE J[orden+3] SEA DESPRECIABLE
*)

begin
  if x<8.0
  then funrara:=trunc(1.125*x)+7
  else
  if x<23.0
  then funrara:=trunc(0.4666667*x+12.26667)
  else funrara:=trunc(0.1818182*x+18.81828);
end;

procedure nucal; (* nucleo del calculo *)
var m,orden:integer;
(* SE CALCULAN TODOS LOS VALORES DE LAS FUNCIONES DE BESSEL CUYO
ORDEN *)
(* SEA MENOR QUE EL NUMERO DADO POR FUNRARA
*)
(* EL INDICE DE Jota^ CORRE SOBRE LOS ORDENES DE LA FUNCION
*)

begin

```

```

orden:=k+3;      (* orden de la primera funcion calculada *)
jota^[orden+1]:=micro;
jota^[orden+2]:=0;
repeat
  jota^[orden]:=q*(orden+1)*jota^[orden+1] - jota^[orden+2]; (*
recursion *)
  orden:=orden-1;
until orden<0;
f:=jota^[0];
for j:=1 to (k+3) div 2 do
  f:=f+2.0*jota^[2*j];
f:=1.0/f;
endi;

begin  (* fbes10 *)
fillchar(jota^, sizeof(tjota), chr(0));
if x=0.0
then jota^[0]:=1.0
else begin
  micro:=0.000001;
  q:=2.0/x;
  k:=trunc(x)+funrara(x);
  nucal; (* Llena jota hasta orden=k+3 *)
  (* Calcula f *)
  repeat
    fa:=f;
    k:=k+1;
    nucal;
  until abs(fa-f)<micro;
  for i:=0 to 11 do
    jota^[i]:=jota^[i]*f;
  end;
endi;
END.

```

2.UCOMPLETE-Manejo de complejos.

UCOMPLE es una unidad de Pascal en la cual se definen los números complejos y un conjunto de 8 procedimientos (SUMAC, PROC, PRODR, CARPOL, POLCAR, ASIGN, EXPON Y ANX), operar sobre ellos.

Un número complejo está definido por el tipo tcomple que consta de 2 números reales (re e im). Los subprogramas asociados realizan las siguientes funciones:

- Asignación de valores a las partes real e imaginaria de un complejo (ASIGN)
- Suma de dos números complejos (SUMAC).
- Producto de dos números complejos (PRODC).
- Producto de un número real por un número complejo (PRODR).
- Paso de coordenadas cartesianas a coordenadas polares (CARPOL).
- Paso de coordenadas polares a coordenadas cartesianas (POLCAR).
- Representación de un número complejo como una función exponencial (EXPON).

La función ANX es una función auxiliar que calcula el ángulo que forma con el eje x una recta de pendiente n_y/n_x . Esta función es necesaria para expresar para expresar un número complejo tanto en coordenadas cartesianas como polares.

LISTADO DEL PROGRAMA UCOMPLETE1

```

(*$S+*)
UNIT UCOMPLETE1;
interface
uses transcend;

const pi=3.14159;
      dpi=6.28318;

type tcom=record
      re,im:real;
end;

FUNCTION ANX(nx,ny:real; var ang:real):boolean;
PROCEDURE SUMAC(u,v:tcom; var w:tcom);
PROCEDURE PRODC(u,v:tcom; var w:tcom);
PROCEDURE PRODR(u:tcom; a:real; var w:tcom);
PROCEDURE CARPOL(u:tcom; var r,t:real);
PROCEDURE POLCAR(r,t:real; var u:tcom);
PROCEDURE ASIGG(r,i:real; var w:tcom);
PROCEDURE EXPON(u:tcom; p:real; var w:tcom; var r,t:real);

implementation

FUNCTION ANX; (*(nx,ny:real; var ang:real):boolean;*)
(*CALCULA EL ANGULO QUE FORMA UNA RECTA DE PRNDIENTE m=ny/nx,
CON EL EJE
DE LAS x *)

begin
  if (nx=0) and (ny=0)
    then begin
      (*VECTOR NULO*)
      (*EL ANGULO ESTA
DEFINIDO*)
      anx:=false;
      ang:=0;
    end
  else begin
      (*VECTOR NO NULO*)
      (*EL ANGULO ESTA
DEFINIDO*)
      if ny=0
        then begin
          (*RECTA HORIZONTAL*)
          if nx>0 then ang:=0
            else ang:=pi;
        end
      else begin
          (*RECTA VERTICAL*)
          if nx=0
            then begin
              if ny>0 then ang:=pi/2
                else ang:=3*pi/2;
            end
          else begin
              ang:=atan(ny/nx);
              (*CUALQUIER ANGULO

```

DISTINTO DE CERO Y 90 GRADOS*)

```

      if nx<0 then
        if ny>0 then ang:=ang+pi
        else ang:=ang-pi
      end;
    end;
  end;
end;

```

PROCEDURE SUMAC; (*(u,v:tcom; var w:tcom);*)(*SUMA DE DOS
NUMEROS COMPLEJOS*)

```

begin
  w.re:=u.re+v.re;
  w.im:=u.im+v.im;
end;

```

PROCEDURE PRODC; (*(u,v:tcom; var w:tcom);*)(*PRODUCTO DE DOS
NUMEROS COMPLEJOS*)

```

begin
  w.re:=u.re*v.re-u.im*v.im;
  w.im:=u.im*v.re+u.re*v.im;
end;

```

PROCEDURE PRODR; (*(u:tcom; a:real; var w:tcom);*)(*PRODUCTO DE
UN NUMERO REAL POR
POR UN NUMERO COMPLEJO*)

```

begin
  w.re:=u.re*a;
  w.im:=u.im*a;
end;

```

PROCEDURE CARPOL; (*(u:tcom; var r,t:real);*)(*PASO DE
COORDENADAS CARTESIANAS
A COORDENADAS POLARES*)

```

begin
  r:=sqrt(u.re*u.re+u.im*u.im);
  if not anx(u.re,u.im,t) then t:=0;
end;

```

PROCEDURE POLCAR; (*(r,t:real; var u:tcom);*)(*PASO DE
COORDENADAS POLARES A
COORDENADAS CARTESIANAS*)

```

begin
  u.re:=r*cos(t);
  u.im:=r*sin(t);
end;

```

PROCEDURE ASIGC; (*(var w:tcom; r,i:real);*)(*ASIGNACION DE
VALORES A LAS
PARTES REAL E IMAGINARIA*)

```

begin

```

```

w.re:=r;
w.im:=i;
end;

```

```

PROCEDURE EXPON; (* (u:tcom; p:real; var w:tcom; var
r,t:real); *) (* REPRESENTACION
DE UN NUMERO COMPLEJO COMO UNA FUNCION EXPONENCIAL *)

```

```

begin
  carpol(u,r,t);
  t:=p*t;
  if r<>0
    then begin
      if r<>1.0
        then r:=exp(p*ln(r));
      polcar(r,t,w);
    end
    else asign(0,0,w);
  end;
end.

```

3. UBESCOM. Cálculo de las funciones de Bessel de argumento complejo.

Este programa calcula las funciones de Bessel de argumento complejo. De la definición de las funciones de Bessel de argumento complejo se tiene que:

$$J_n(re^{i\theta}) = \sum_{m=0}^{\infty} J_{n+m}(r) e^{i(n+m)\theta} (-ir \operatorname{Sen} \theta)^m / m! \quad (55)$$

de donde,

$$J_0(re^{i\theta}) = \sum_{m=0}^{\infty} J_m(r) e^{im\theta} (-ir \operatorname{Sen} \theta)^m / m! \quad (56)$$

y,

$$J_1(re^{i\theta}) = \sum_{m=0}^{\infty} J_{m+1}(r) e^{i(m+1)\theta} (-ir \operatorname{Sen} \theta)^m / m! \quad (57)$$

así que, tomando $F_m(x) = [(1+i)x F_{m-1}(x)] / 2m$ con $F_0=1$ ($m=1, 2, 3, \dots$)

y $G_n(x) = [(1+i)xG_{n-1}(x)]/2(n-1)$ con $G_1 = (-1+i)/2^{1/2}$ ($n=2,3,4,\dots$)
llegamos a,

$$J_0(-ix) = \sum_{n=0}^{\infty} F_n(x) J_n(x)$$

$$J_1(-ix) = \sum_{n=0}^{\infty} G_n(x) J_n(x)$$

Con estas expresiones se calculan las funciones de Bessel de orden 0 y 1 para el argumento $(-i)^{1/2}$.

LISTADO DEL PROGRAMA UBESCOM

```
(**S***)
UNIT UBESCOM;          (*CALCULO DE FUNCIONES DE BESSEL DE ARGUMENTO
COMPLEJO*)
interface
uses transcend, applestuff,
    (*#u ucomple1.code*)ucomple1,          (* Manejo de complejos *)
    (*#u ubesi.code*)ubesi;              (* Manejo de funciones
Bessel de argu-
mento real *)
PROCEDURE BESSELO(z:tcom; var b:tcom);
PROCEDURE BESSEL(z:tcom; var b:tcom);

implementation

var n:integer;
    ninv:array[0..10] of real;

PROCEDURE BESSELO;(* (z:tcom; var b:tcom); *)
(* CALCULO DE LA FUNCION DE BESSEL DE ORDEN CERO DE ARGUMENTO
COMPLEJO *)
Var h,w:tcom;
    r,t:real;
    f:array[0..10] of tcom;
begin
    carpol(z,r,t);
    polcar(1,t,h);
    prodr(h,r*sin(t),h);
    asigc(0,-1,w);
    prodc(h,w,h);          (* h=-exp(i*t)*i*r*sen(t) *)
    asigc(jota^f[0],0,b);  (* Valor inicial de la funcion
*)
    asigc(1,0,f[0]);      (* Factor para el calculo de
coeficientes*)
    prodc(b,f[0],b);
    for n:=1 to 5 do begin
        prodc(f[n-1],h,f[n]);
```

```

    prodr(f[n],ninv[n],f[n]);          (* Factor n *)
    prodr(f[n],jota^[n],w);          (* Calculo del sumando n *)
    sumac(b,w,b);
end;
end;

```

```

PROCEDURE BESSEL1; (* (z:tcom; var b:tcom); *)
(* CALCULO DE LA FUNCION DE BESSEL DE ORDEN UNO DE ARGUMENTO
COMPLEJO *)

```

```

var h,w:tcom;

```

```

    r,t,x,y:real;

```

```

    f:array[0..10] of tcom;

```

```

begin

```

```

    carpol(z,r,t);

```

```

    polcar(l,t,h);

```

```

    prodr(h,r*%sin(t),h);

```

```

    asigno(0,-1,w);

```

```

    prodc(h,w,h);

```

```

    asigno(jota^[1],0,b);

```

```

    asigno(x,y,f[1]);

```

```

    (* Factor para el calculo de

```

```

coeficientes *)

```

```

    prodc(b,f[1],b);

```

```

    for n:=2 to 5 do begin

```

```

        prodc(f[n-1],h,f[n]);

```

```

        prodr(f[n],ninv[n],f[n]);

```

```

        prodr(f[n],jota^[n],w);

```

```

        sumac(b,w,b);

```

```

    end;

```

```

end;

```

```

BEGIN          (* Preparacion de unidad *)

```

```

    for n:=1 to 10 do ninv[n]:=1.0/n;

```

```

    ninv[0]:=1;

```

```

END.

```

4.RESTUB3-Cálculo de impedancias acústicas

Este programa utiliza las tres unidades anteriores y a partir de la ecuación (54) obtiene los valores de la impedancia acústica para distintos radios.

LISTADO DEL PROGRAMA RESTUB 3

```

(*$S+*)

```

```

PROGRAM RESTUB3;

```

```

    uses transcend, applestuff,

```

```

    (*$u ucomplex.code*)ucomplex,

```

```

    (* Manejo de complejos *)

```

```

    (*$u ubesl.code*)ubesl;

```

```

    (* Manejo de funciones de

```

```

Bessel reales *)

```

```

    (*$u ubescom.code*)ubescom;

```

```

    (* Manejo de funciones de

```

```

Bessel complejas *)

```

```

var b0,b1:tcom;
    frec,ro,om:real;
    mu,s,sc:real;
    imp:text;
    bimp:boolean;      (* A impresora *)
    resp:char;

```

```

PROCEDURE Z(u:tcom;
            p:real;
            c:string);
var a,b:real;
    w:tcom;
begin
    expon(u,p,w,a,b);
    while b>dpi do b:=b-dpi;
    write(c,': ',w.re:7:5,w.im:7:5);
    writeln(a:9:5,b/pi:8:2,pi);
    writeln;
    while b>dpi do b:=b-dpi;
    write(c,': ',w.re:7:5,w.im:7:5);
    writeln(a:9:5,b/pi:8:2,pi);
    writeln;
end;

```

```

PROCEDURE BESSEL01(x:real;      (* argumento *)
                 var b0,b1:tcom);
begin
    bes10(x);                  (* Calculo de J0 a J10 para el
argumento *)
    besselo(x,b0);
    besseli(x,b1);
end;

```

```

PROCEDURE PRUDB(x:real);
var a:real;
    c,d:tcom;
begin
    besselo1(x,c,d);
    z(c,1,j0);
    z(d,1,j1);
end;

```

```

PROCEDURE R(x:real;
            var v:tcom);
var u,w:tcom;
    g,h:real;

begin
    asignc(-0.707,0.707,u);    (* (i)^0.5 *)
    prodr(u,x,u);
    besselo1(x,b0,b1);
    prodc(u,b0,u);
    expon(u,-1,u,g,h);
    prodc(u,b1,u);
    prodr(u,-2.0,u);

```

```

asigc(1,0,w);
sumac(u,w,u);          (* 1-etcetera *)
expon(u,-1,u,g,h);    (* denominador *)
asigc(0,mu*sc,w);     (* numerador *)
prodc(u,w,v);
end;

```

```
PROCEDURE PRUBR;
```

```

var i:integer;
    c1,c2:tcom;
    a,b:real;
    radio,x,deltarg:real;

```

```
begin
```

```

deltarg:=0.005;
if bimpre
then begin
  rewrite(imp,printer);
  write(imp,chr(15),chr(27),chr(48));
  writeln(imp,Calculo de resistencias, f:=,frec);
  writeln(imp,radio, x, JO(x).re, JO(x).im, JI(x).re, JI(x).im,
R(x):re,im,mod,ang);

```

```
end;
```

```

for i:=0 to 100 do begin
  radio:=deltarg*i;
  x:=radio*xs;
  r(x,c1);
  carpo(c1,a,b);
  while b>dpi do b:=b-dpi;
  write(radio:7:3,x:7:3, ,c1.re:8:5,c1.im:8:5);
  writeln(a:9:3,b/pi:8:2,pi);
  writeln;
  if bimpre
  then begin
    write(imp,radio:7:3,x:7:3, );
    write(imp,b0.re:12:5,b0.im:12:5);
    write(imp,b1.re:12:5,b1.im:12:5);
    write(imp,c1.re:10:5,c1.im:10:5);
    writeln(imp,a:9:5,b/pi:8:2,pi);
  end;
  if keypress
  then begin
    read(keyboard,resp);
    if resp in [f,F] then exit(prubr);
  end;
end;
end;
end;

```

```
PROCEDURE PREPARA;
```

```
begin
```

```

NEW(JOTA);
writeln(chr(12),CALCULO DE RESISTENCIA DE TUBOS);
write(chr(13),A impresora?);
read(keyboard,resp); writeln(chr(13));
bimpre:=(resp in [s,S]);
mu:=185.5/pwroften(6);      (*densidad del aire*)
ro:=1.146/pwroften(3);     (*viscosidad del aire*)

```

```
end;
```

```
PROCEDURE LAFREC;
```

```
begin
```

```
  write(Frecuencia (<=0 para salir) );
```

```
  readln(frec);
```

```
  if frec<=0.0 then exit(program);
```

```
  sc:=ro*dp*i*frec/mu;
```

```
  s:=sqrt(sc);
```

```
end;
```

```
begin
```

```
  prepara;
```

```
  repeat
```

```
    lafrec;
```

```
    prubr;
```

```
  until frec<=0;
```

```
end.
```

APENDICE II

1. LISTADO DEL PROGRAMA PCAPNCG

```

PROGRAM PCAPNCG1;
(* Captura de neumocardiogramas *)
uses turtlegraphics,applestuff;

const xfrca = 3;      (* Maxima frecuencia cardiaca accesible
(1/seg) *)
      xfm = 100;     (* Frecuencia de muestreo
*)
      xnp = 1500;    (* Numero de puntos por tiro
*)
      xnolat = 50;   (* Numero de latido por tiro
(xnp/xfm)*xfrca*)
      xnecn = 3;     (* Numero de canales-1
*)

type t8b=0..255;     (* 8 bits
*)
      tvec=array[1..xnp] of t8b;   (* Vector con 1500
bytes *)
      tparams = packed record
          posini,      (* Posicion en vector de bytes *)
          pdcmcd,     (* Presion dc, promedio *)
          pdcvar,     (* variancia *)
          pdcpen,     (* pendiente *)
          pdcmax,     (* maximo *)
          pdcmin,     (* minimo *)
          volned,     (* Vol tor, promedio *)
          volvar,     (* variancia *)
          volpen,     (* pendiente *)
          volmax,     (* maximo *)
          volmin,     (* minimo *)
          volfas,     (* fase *)
          intpen:t8b; (* Pendiente tamaño intervalo *)
      end;
      tvlatido = array[1..xnolat] of integer;
      tvparams = array[0..xnolat] of tparams;
      typercord case integer of
          1:(qparams:tparams);
          2:(qvec:tvec);
      end;

var canal12,canal13,canal14,canal15:t8b;
    ecg,pac,pdc,vol:tvec;
    vlatido:tvlatido;
    i,j,iavp,nolat,ini,elem:integer;

```

```
avp:file of tvp;
resp:char;
```

```
SEGMENT PROCEDURE LOSARCHIVOS;
```

```
var cadin:string;
```

```
begin
```

```
  writeln(chr(12),PROGRAMA PCAPNCG1);
  writeln(Captura de neumocardiogramas,chr(13));
  writeln(Canal 12: electrocardiograma);
  writeln(Canal 13: neumocardiograma ac);
  writeln(Canal 14: neumocardiograma dc);
  write(chr(13),Archivo );
  readln(cadin);
  cadin:=concat('#5;',cadin,.ncg0);
  gotoxy(0,2); write(chr(11),cadin);
  rewrite(avp,cadin);
  fillchar(ecg,sizeof(tvec),chr(0));
  fillchar(pac,sizeof(tvec),chr(0));
  fillchar(pdr,sizeof(tvec),chr(0));
  fillchar(vol,sizeof(tvec),chr(0));
  avp^.qvec:=ecg;
  put(avp);
  close(avp,lock);
  reset(avp,cadin);
  lavp:=0;
```

```
end;
```

```
SEGMENT FUNCTION CAPTURA:boolean;
```

```
var jj,ii:integer;
```

```
PROCEDURE C4:(% external;%)
```

```
(* Lectura de canales 12..15
```

```
del CAD #)
```

```
begin end;
```

```
function sigue:boolean;
```

```
begin
```

```
  gotoxy(0,3); writeln(chr(11));
```

```
  (*si-*)
```

```
  repeat
```

```
    gotoxy(0,21); write(chr(27));
```

```
    write(</> para salir de captura);
```

```
    gotoxy(0,6); write(chr(27));
```

```
    write(chr(7), lista para captura? <s>);
```

```
    read(keyboard,resp);
```

```
  until resp in ['s','y','/'];
```

```
  (*si+y*)
```

```
  sigue:=(resp<>);
```

```
  gotoxy(0,3); write(chr(11));
```

```
end;
```

```
begin (*% applestuff*)
```

```
  canal12:=120; canal13:=130; canal14:=140; canal15:=50;
```

```
  if sigue then begin
```

```
    t!out(0,true);
```

```
    gotoxy(12,10); writeln(chr(7),capturando...);
```

```
    cf;
```

```
    nolaf:=0;
```

```

for i:=1 to xnp do begin
  for ii:=1 to 2 do jj:=1; (* 10: 1500/25 *)
  c4;
  if button(0) then begin
    if nolat<xnolat then nolat:=nolat+1;
    vlatido[nolat]:=i;
    ttlout(0,false); ttlout(0,true);
  end
  else begin
    if nolat<xnolat then nolat:=nolat;
    vlatido[xnolat]:=i;
    ttlout(0,true); ttlout(0,true);
  end;
  ecg[ii]:=canal12; pac[ii]:=canal13;
  pdc[ii]:=canal14; vol[ii]:=canal15;
end;
write(chr(7));
capture:=true;
end
else captura:=false;
end; (* CAPTURA *)

```

```
SEGMENT PROCEDURE DESPLIEGA;
```

```

procedure punto(x,y:integer);
begin
  pencolor(none); moveto(x,y);
  pencolor(white); moveto(x,y);
  pencolor(none);
end;

```

```

begin (*$r turtlegraphics,applestuff*)
  j:=0;
  grafmode;
  fillscreen(black);
  i:=12;
  repeat
    punto(j,ecg[i]+20);
    punto(j,pac[i]);
    punto(j,pdc[i]-20);
    j:=j+1; i:=i+1;
    if j>272 then begin
      j:=0;
      fillscreen(black);
    end;
  until (j)=(xnp-1) or keypress;
  read(keyboard,resp);
  textmode;
end; (* DESPLIEGA *)

```

```
PROCEDURE GUARDA;
```

```
var i:integer;
```

```
begin
```

```
  gotoxy(0,10); write(chr(1));
```

```
  write(Guardando lino ,i+iavp div 4);
```

```
  for i:=1 to nolat do avp:=avparams[i].posini:nolatido[i];
```

```
    seek(avp,iavp); put(avp); iavp:=iavp+1;
```

```

avp^.qvec:=scq;      seek(avp,iavp); put(avp); iavp:=iavp+1;
avp^.qvec:=pec;      seek(avp,iavp); put(avp); iavp:=iavp+1;
avp^.qvec:=pdc;      seek(avp,iavp); put(avp); iavp:=iavp+1;
end;

```

```

BEGIN                (*#N+*)
  losarchivos;
  while captura do begin
    despliega;
    guarda;
  end;
  close(avp);
END.

```

LISTADO DEL PROCEDIMIENTO C4

SLOT 3 ;LECTURA DE LOS CANALES 12..15 DEL CONVERTIDOR A/D EN

```

.PROC C4
.PUBLIC canal12,canal13,canal14,canal15

```

```

                                ;CANAL 15
LDA 0C080+63.                    ;ARRANCA LA CONVERSION
NOP
NOP
NOP                                ;TIEMPO PARA LA CONVERSION
NOP
NOP
NOP
NOP
NOP
NOP
LDA 0C080+63.                    ;LECTURA DE RESULTADO
STA CANAL15
STA 0C080+63.                    ;A CANAL 15 DEL CONVETIDOR D/A
LDA #000                          ;CERO AL BYTE SUPERIOR DE CANAL15
STA CANAL15+1

```

;CANAL 14

```

LDA 0C080+62.
NOP
NOP
NOP
NOP
NOP
NOP
NOP
NOP
NOP

```

```

LDA 0C080+62.
STA CANAL14
STA 0C080+62.
LDA #000
STA CANAL14+1

```

;CANAL 13

```
LDA 0C080+61.  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
LDA 0C080+61.  
STA CANAL13  
STA 0C080+61.  
LDA #000  
STA CANAL13+1
```

!CANAL 12

```
LDA 0C080+60.  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
NOP  
LDA 0C080+60.  
STA CANAL12  
STA 0C080+60.  
LDA #000  
STA CANAL12+1  
RTS  
.END
```

LISTADO DEL PROCEDIMIENTO TRAE

```
PROCEDURE TRAE;  
(*lee un tiro que principia en la linea iavp del archivo*)
```

```
var i:integer;  
begin  
  seek(avp,iavp); get(iavp); iavp:=iavp+1;  
  vparams:=avp^.qvparams;  
  nolat:=vparams[0].posini;    (* no. de latidos *)  
  for i:=1 to nolat do  
    vlatido[i]:=vparams[i].posini (*se carga el vector de  
latido*)  
  seek(avp,iavp); get(iavp); iavp:=iavp+1;  
  ecg:=avp^.qvec;  
  seek(avp,iavp); get(iavp); iavp:=iavp+1;  
  pac:=avp^.qvec;  
  seek(avp,iavp); get(iavp); iavp:=iavp+1;  
  pdc:=avp^.qvec;  
end;
```

Referencias

- Arfken, G. (1981). Métodos matemáticos para físicos. Editorial Diana, México
- Brobeck, J. (1983). Bases fisiológicas de la práctica médica. Editorial Médica Panamericana, México
- Cameron, J. (1978). Medical physics. Willey & Sons Inc., Nueva York
- Crandall, I. (1927). Theory of vibrating systems and sound. D. Van Nostrand Company, Inc., Nueva York
- Cromwell, L., Weibell F. & Pfeiffer, E. (1980). Biomedical instrumentation and measurements. Prentice Hall, Nueva Jersey
- Evans, W. (1971). Anatomy and physiology. The basic principles. Prentice-Hall, Inc., Nueva Jersey
- Franetzki, M., Prestale, K. & Korn, V., (1979). A direct-display oscillation method for measurement of respiratory impedance. J Appl Physiol 46(5), 954
- Franken, H., Clément, J., Cauberghe, M. & Van de Woestijne, K.P. (1981). Oscillating flow of a viscous compressible fluid through a rigid tube: A theoretical model. IEEE Trans BME 29(5), 416
- Ganon, W. (1981). Fisiología médica. Editorial el manual moderno, México
- González Beltrán, C., Ridaura Sanz, R., García Moreira, C., Marín, J.a. & Gil, M. (1980). Memorias del XXIII Congreso Nacional de Investigación en Física, Nov. 1977; pg. 116
- Haycraft, J. & Edie, R. (1891). The cardiopneumatic movements. J Appl Physiol 12, 426
- Horsfield, K. & Cumming, G. (1968). Morphology of the bronchial tree in man. J Appl Physiol 24(3), 373
- Horsfield, K. & Cumming, G. (1962). Functional consequences of airway morphology. J Appl Physiol 24(3), 384
- Johnson, W. (1981). The dynamic pneumocardiogram: an application of coherent signal processing to cardiovascular measurement. IEEE Trans BME 29(5), 471
- Mines, A. (1981). Respiratory physiology. Raven Press, Nueva York

Olson, D.J., Dart, G. & Filley, G. (1970). Pressure drop and fluid flow regime of air inspired into the human lung. *J Appl Phys* 22(4), 482

Selkurt, E. (1976). *Physiology*. Little, Brown & Co., Boston

West, J.B. & Hugh-Jones, P. (1979). Patterns of gas flow in the upper bronchial tree. *J Appl Phys* 14(5), 753