

2ej
56



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO**

FACULTAD DE QUIMICA

**SIMULACION DEL FLUJO GASEOSO EN
DUCTOS PULMONARES,
MODELO NEWTONIANO**



EXAMENES PROFESIONALES
FAC. DE QUIMICA

T E S I S

Que para obtener el título de
INGENIERO QUIMICO
p r e s e n t a

GASPAR MAYOR GONZALEZ



México, D. F.

1986



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.

I N D I C E

CAPITULO I.- INTRODUCCION.....	1
CAPITULO II.- ANATOMIA Y FISILOGIA BASICAS DEL SIS- TEMA RESPIRATORIO.....	10
CAPITULO III.- MECANICA DE FLUIDOS EN DUCTOS Y RAMI- FICACIONES RIGIDAS. MODELOS GENERALES.....	27
CAPITULO IV.- CONSIDERACION DEL MODELO DE DUCTO CON TRACTIL. MODELOS PROPUESTOS PARA DUCTOS BLANDOS.....	46
CAPITULO V.- ALGORITMOS Y SOLUCION DE LOS MODELOS.....	55
CAPITULO VI.- RESULTADOS Y EVALUACION DE MODELOS.....	64
CAPITULO VII.- CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	92
CAPITULO VIII.- BIBLIOGRAFIA.....	97

CAPITULO I

INTRODUCCION

C A P I T U L O I

INTRODUCCION

La ingeniería biomédica es un área interdisciplinaria, esto es, en la ingeniería biomédica no participa un único profesionalista, sino que es la conjunción de esfuerzos de varios de ellos, participando fuertemente la ingeniería química, las ingenierías mecánica, eléctrica y electrónica, así como la medicina y la biología.

A pesar de no ser tan específica, la ingeniería biomédica es una rama del campo de actividades del ingeniero químico, muy vasto por cierto.

La ingeniería biomédica incluye áreas de actividades tales como el desarrollo y mejoramiento de instrumentos médicos, el uso de computadoras para diagnósticos automáticos y el diseño de órganos artificiales, entre otras.

El gran potencial de la ingeniería, en general, para resolver problemas médicos es, en la actualidad, una realidad indiscutible, y la ingeniería biomédica es una de las especialidades que presentan gran intriga y a la vez un reto.

La idea de construir componentes artificiales que reemplacen órganos dañados o enfermos, en sí no es algo nuevo. Sin embargo, en la actualidad la conjunción de diversas disciplinas, desde la ingeniería espacial y la química de los

polímeros, hasta la retroalimentación y la microelectrónica, proporcionan al médico un paquete impresionante de maravillas electrónicas, tales como sustitutos de piel, sangre y tejido óseo, extremidades conducidas microelectrónicamente, lentes = intraoculares, sistemas miniaturados de bombeo con funciones = pancreáticas, riñones artificiales y sustitutos de vasos sanguíneos.

Se debe reconocer, que hasta la fecha, sólo un número limitado de las técnicas sofisticadas que forman la estructura en que se basa la ingeniería se han usado para resolver problemas médicos.

Las contribuciones hechas por la ingeniería se han reducido a respuestas concretas de necesidades aisladas y representan ejemplos muy limitados de lo que se puede lograr = con un estudio sistematizado de la interfase de las ciencias biológicas y de la salud con la ingeniería.

En la ingeniería biomédica, el gran reto tecnológico es el de construir dispositivos con las manos del hombre = que se asemejen a aquellos de origen natural, y así también, = que no sean rechazados por el organismo receptor. No obstante, lo que en teoría pudiera parecer sencillo, en la práctica frecuentemente resulta complicado. Como un ejemplo sencillo = se puede citar al corazón, el cual no es más que una bomba, = pero que da servicio a cerca de cien mil kilómetros de vasos sanguíneos, late cien mil veces por día durante los trescientos

tos sesenta y cinco días del año, y además, deberá realizarlo por setenta años o quizás aún más.

A pesar de más de dos décadas de intensas y costosas investigaciones, el corazón artificial no es todavía una realidad comercial. Un corazón accionado neumáticamente, de constitución a base de poliuretano y de aluminio ha sido desarrollado; se le conoce como "corazón Jarvik", denominado así en honor de su diseñador. Este fue colocado recientemente por vez primera en un ser humano, y si bien los resultados obtenidos a la fecha son altamente prometedores, habrá todavía que afrontar ciertos problemas para poder contar con una plena disponibilidad comercial.

Sin embargo, otros productos importantes ya se encuentran disponibles. Cientos de miles de personas alrededor del mundo, cuentan o han contado con minúsculos marcapasos electrónicos que regulan los latidos de sus corazones. Vasos sanguíneos artificiales hechos de fibras de poliéster han sustituido arterias dañadas o tapadas por causas diversas.

En un gran número de pacientes se realizan continuamente reemplazos de la articulación entre el hueso de la cadera y la cabeza del fémur, operación que casi siempre es exitosa y en la cual se hace uso de componentes de plásticos acrílicos y de metales de alta resistencia.

Otro dispositivo común es el estribo artificial de-

acero inoxidable y de teflón, que sustituye a este diminuto = hueso de dicha forma característica, que se localiza en el oído medio. Su sustitución en pacientes con otosclerosis o = sea, con obstrucción auditiva, permite el restablecimiento de su capacidad auditiva.

La llegada de la microelectrónica ha revolucionado = el desarrollo de las extremidades artificiales. El llamado = "codo Boston", y el llamado "brazo Utah", son dos interesan = tes ejemplos de esta nueva era.

Ambos casos son órganos artificiales motorizados = que han sido contruidos con plásticos ligeros y grafito en = su mayor parte; cuentan con baterías recargables, microcircuitos electrónicos y también por una serie de electrodos que se unen a los músculos del hombro.

Por retroalimentación las personas lisiadas aprenden a controlar los dispositivos, tal como si fueran extremidades normales. El cerebro emite señales para que los músculos se movilizan. Cuando éstos se contraen, en respuesta producen impulsos detectables por los electrodos localizados en la superficie de la piel; de allí las señales son retransmitidas a la extremidad artificial y se traducen en movimiento.

El Dr. Jacobsen, científico que desarrolló el llamado "brazo Utah", menciona que dispositivos de este tipo son capaces de levantar objetos pesados, mediante incrementos de =

la tensión muscular. Si bien ellos no son capaces de tocar - el violín o el piano, si permiten la realización de funciones básicas.

Otro caso es el que presentan los ingenieros en bio mecánica del Instituto Tecnológico de Massachusetts, los cuales han desarrollado parte de la extremidad inferior controla da por computadora. La rodilla y la parte inferior de la - pierna que sustituyen, cuentan con un microprocesador integra do que ajusta la extremidad al modo de caminar del usuario.

Si bien muchos de los dispositivos artificiales reemplazan simplemente órganos dañados o perdidos, lo deseable es que los frutos futuros de la investigación biomédica permu tan que sea el propio organismo quien participe en la reparación. Por ejemplo, algunas víctimas de severas quemaduras - mueren frecuentemente por infección o por la pérdida de fluidos antes de que la piel llegue a sanar. En 1981, unos invege tigadores introdujeron una piel artificial, constituida par-- cialmente de silicón, la cual protege las heridas por quemadu ras en su fase inicial y favorece su autorreparación. Los in vestigadores han llegado hasta la fase de evaluación experi-- mental en pacientes, y el plan es llegar a un tipo de piel - artificial que provoque una regeneración mucho más rápida.

Entre las aportaciones a la ingeniería biomédica de los países orientales como Japón, se encuentran los sustituu

tos sanguíneos que estarán disponibles muy pronto a nivel mundial. El principio se basa en que ciertos derivados perfluorados presentan una extraordinaria habilidad para transportar el oxígeno y el bióxido de carbono entre los pulmones y los tejidos del organismo.

Si bien esta sangre artificial cuenta con la función básica de transporte de gases, carece de anticuerpos, plaquetas y de proteínas transportadoras que normalmente realizan importantes funciones fisiológicas.

El rápido avance de la microelectrónica, que ha permitido el desarrollo comercial de las diminutas grabadoras portátiles, ha revolucionado también la instrumentación médica, permitiendo el desarrollo de nuevos prototipos de órganos artificiales. Bombas programables de insulina, implantadas subcutáneamente o sujetas a la cintura, podrán cumplir funciones naturales propias del páncreas controlando el nivel sanguíneo de azúcar en diabéticos. Un oído electrónico ha sido ya construido, el cual consta de un micrófono diminuto y de un microprocesador que están incorporados al organismo, que transmite señales a electrodos implantados en el oído interno del paciente con sordera; este sistema convierte el sonido en señales eléctricas, y al estimular el nervio auditivo mimetiza el patrón eléctrico que el cerebro percibe como lenguaje.

Para la realización de funciones de otros órganos =

más complejos, la tecnología actual no es adecuada. Cuando en un futuro se usen y adapten más de las técnicas sofisticadas de la ingeniería, estos sistemas podrán ser una realidad.

Un ejemplo de lo que es la ingeniería biomédica, o sea, un área interdisciplinaria, en este caso de la ingeniería química y la medicina, es la llamada diálisis peritoneal-continua deambulatoria, que es una forma de riñón artificial, con el cual se ha logrado que los pacientes que sufren de enfermedad renal crónica puedan trasladarse con el aparato don de ellos deseen.

Uno de los experimentos más intrigantes está involucrado en la visión electrónica; en la Universidad de Ontario Occidental, los investigadores han implantado electrodos en la corteza visual del cerebro, y computadoras conectadas a los electrodos transmiten pulsos eléctricos al cerebro, con lo cual los pacientes logran ver imágenes de forma estrellada llamadas fosfenos. Los investigadores pioneros en este proyecto comentan que posiblemente nunca resulte una versión comercial del ojo electrónico. Sin embargo, ellos piensan desarrollar una futura versión con electrodos implantados en el cerebro, una diminuta televisión construida en el interior de un ojo artificial y una microcomputadora localizada en el marco falso de unos anteojos.

Con todo lo mencionado, se podría pensar que todo =

es ciencia ficción y que sólo son sueños, de lo que se ve en películas o en la televisión, pero lo cierto es que poco a poco se está creando una fuente para poder prolongar la vida.

La implantación de pulmones artificiales se encuentra bastante lejos todavía, aunque los esfuerzos de varios investigadores están actualmente enfocados hacia una comprensión cuantitativa de la fisiología respiratoria, explotando para ello las aptitudes y técnicas desarrolladas en la ingeniería y en los campos relacionados con las ciencias físicas.

Este trabajo tiene como finalidad participar, aunque sea levemente, en este esfuerzo, además de servir como estímulo para otros colegas, despertando en ellos el interés por participar en el esfuerzo que se está realizando en este campo tan interesante e importante, y que representa todo un reto al intelecto humano.

La colaboración entre científicos físicos (ingenieros) y científicos de la vida, rara vez es fácil; los primeros se disgustan por el número de variables sin control y por lo disperso de los datos, mientras que los segundos se sienten frustrados por las simplificaciones y suposiciones que frecuentemente se requieren en un análisis riguroso. Cada uno tiene que aprender un nuevo lenguaje, y generalmente, necesitan trabajar juntos en vez de encontrarse en ocasiones. A pesar de esto cada día más y más investigadores encuentran esta colaboración como esencial para un auténtico progreso.

C A P I T U L O I I

ANATOMIA Y FISILOGIA BASICAS DEL

SISTEMA RESPIRATORIO

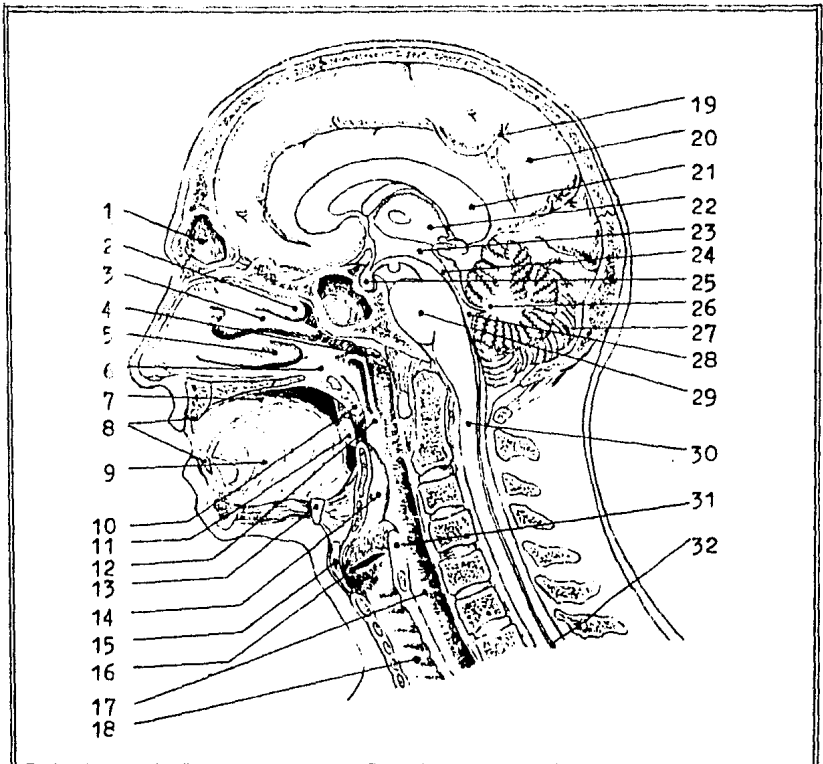
C A P I T U L O I I

ANATOMIA Y FISILOGIA BASICAS DEL SISTEMA RESPIRATORIO

El sistema respiratorio humano, y en general el de los mamíferos, está constituido por un conjunto de órganos cuya función es la de conducir el oxígeno hasta los glóbulos rojos de la sangre. Estos órganos se clasifican comúnmente en dos grupos: el de las vías respiratorias superiores, que comprenden a la cavidad nasal, la farínge y la laringe, y el de las vías respiratorias inferiores, que abarcan a la tráquea, los bronquios, los bronquiolos y los alveolos pulmonares.

Las vías respiratorias superiores se encuentran alojadas en la cara y en la parte superior del cuello, mientras que las inferiores están ubicadas en la parte inferior del cuello y en el interior del tórax.

La cavidad nasal es la primera parte de las vías respiratorias superiores. Por delante está la nariz, formada en su parte superior por los huesos propios o nasales, y en su parte inferior por los cartílagos de las alas nasales. Todo este conjunto está cubierto por la piel en su exterior. La cavidad nasal tiene la forma de una pirámide cuadrangular, de vértice superior y base inferior. El techo de la cavidad está formado por la lámina cribosa del hueso etmoides; la base, por las apófisis palatinas del maxilar superior. Las paredes laterales están constituidas por el maxilar superior, y



- | | |
|-----------------------|-----------------------------|
| 1 SENOS FRONTALES | 16 CUERDAS VOCALES |
| 2 CCRNETE SUPERICR | 17 ESCFAGO |
| 3 CCRNETE MEDIO | 18 TRAQUEA |
| 4 ADENOIDES | 19 SURCOS CEREBRALES |
| 5 CORNETE INFERIOR | 20 CEREBRO |
| 6 RINOFARINGE | 21 CUERPO CALIOSO |
| 7 CAVIDAD BUCAL | 22 HIPOTALAMC |
| 8 INCISIVCS | 23 VENTRICULO MEDIO |
| 9 LENGUA | 24 ACUEDUCTO DE SILVO |
| 10 UVULA | 25 HIPOFISIS (PITUITARIA) |
| 11 AMIGDALAS | 26 ARBOL DE LA VIDA |
| 12 BUCOFARINGE | 27 CEREBELC |
| 13 HUESO HIODES | 28 CUARTO VENTRICULO |
| 14 EPIGLOTIS | 29 PRCTUBERANCIA ANULAR |
| 15 CARTILAGO TIROIDES | 30 MEDULA ESPINAL |
| | 31 CARTILAGO ARITENOIDES |
| | 32 EPENDIMO (CANAL CENTRAL) |

FIGURA 2.1.- CARA Y CUELLO

la parte posterior desemboca en la faringe.

Los senos frontales, los senos maxilares y los senos etmoidales, están en íntima relación con las vías respiratorias superiores, pues a pesar de no participar activamente en las funciones respiratorias, los senos desembocan en la cavidad nasal aireándose por medio de ella; de una manera muy semejante se relaciona el oído medio con las vías respiratorias superiores, pues las trompas de Eustaquio ponen en contacto la caja del tímpano con la faringe.

El hueso vómer, a modo de tabique, divide longitudinalmente por su parte media la cavidad nasal; determina las dos fosas nasales que comunican al exterior por las ventanas de la nariz; la desembocadura posterior de las fosas, detrás del velo del paladar, está constituida por dos orificios que se llaman coanas. En las paredes laterales de cada fosa se encuentran tres salientes óseas, en forma de conchas alargadas en el sentido anteroposterior, que se llaman cornetes. Hay dos cornetes superiores, dos cornetes medios y dos cornetes inferiores.

La cavidad nasal se encuentra tapizada por un tejido de protección llamado mucosa nasal. Las células de dicha mucosa tienen en la superficie externa pestañas vibrátiles, que les sirven para detener y expulsar por medio de sus movimientos los polvos del aire atmosférico. La mucosa nasal es un tejido en cuyo seno se ramifican las terminaciones del ner

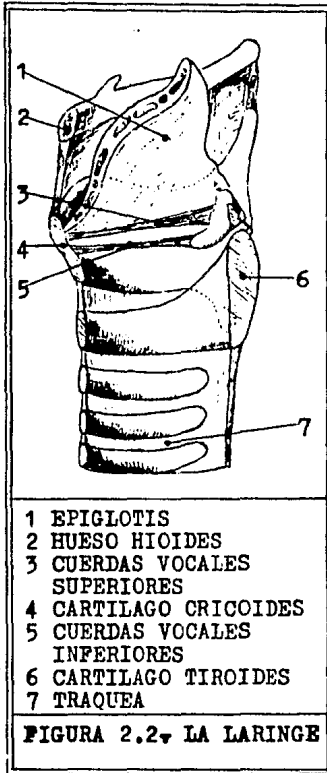
vio olfatorio.

Por detrás de la cavidad nasal y el fondo de la boca se encuentra la faringe, órgano común para el aparato digestivo y el sistema respiratorio. La faringe está formada por varios músculos que intervienen en los movimientos de la deglución.

Como se dijo anteriormente, la cavidad nasal se continúa con la faringe por medio de las coanas, que se encuentran por arriba de la desembocadura de la cavidad bucal. La cavidad bucal desemboca en la faringe por medio del istmo de las fauces que está formado por un conjunto de músculos que integran el paladar blando y la úvula por arriba, las amígdalas y los pilares anteriores y posteriores de éstas a los lados.

En la parte superior de la faringe y al nivel de la desembocadura de las coanas, se encuentra un tejido similar al de las amígdalas que recibe el nombre de vegetaciones adenoides o adenoides simplemente. Los adenoides, las amígdalas y la amígdala lingual, están formados por tejido linfático cuya función es de oponer una barrera a las infecciones. A este conjunto de tejidos se le da el nombre genérico de anillo linfático de Walldeyer.

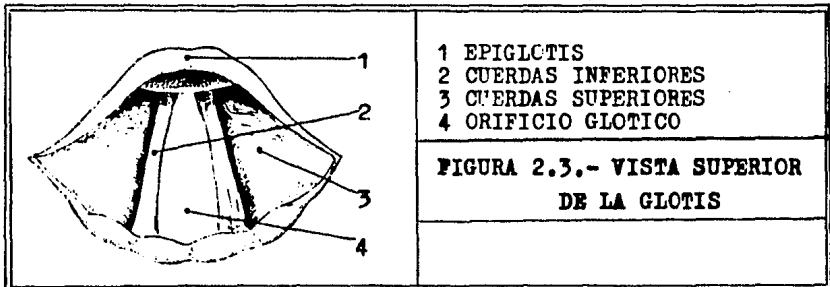
La laringe es el órgano que se encuentra debajo de la faringe, y es la porción que sigue del aparato respiratorio. La laringe tiene una doble función: la de dar paso al



aire y proteger la tráquea, y la de la fonación o modulación de los sonidos.

La laringe tiene dos partes, la epiglotis y la glotis. La epiglotis es un cartílago en forma de hoja, con su vértice libre y su base implantada en la parte superior y anterior de la glotis; la epiglotis cierra durante la deglución, la entrada a la glotis. Por debajo de la epiglotis se encuentra la glotis que es un órgano formado por los cartílagos cricoides y aritenoides.

El cartílago cricoides es de forma cilíndrica y en su interior tiene las cuerdas vocales, que son cuatro, dos superiores y dos inferiores. Las cuerdas vocales, vistas de frente



y en un corte de la laringe, se ven como cuatro repliegues = de las paredes laterales de la glotis, que dejan entre sí un espacio que se abre o se cierra en función de la constrictión de los músculos que dan forma a dichas cuerdas vocales. Vistas por arriba, las cuerdas vocales dejan ver entre ellas un espacio alargado de adelante hacia atrás en forma de "V".

La diferente abertura y tensión de las cuerdas vocales regula la salida del aire produciendo los sonidos de = la voz. El efecto de la estimulación de las cuerdas vocales o la llegada a la glotis de un cuerpo extraño, líquido o sólido, produce un reflejo que estimula la tos y produce el = cierre brusco de las cuerdas; este reflejo durará tanto más, cuanto más persistente sea el estímulo; puede llegar a producir asfixia.

Por delante de la laringe se encuentra un cartíla== go, el tiroideos, que a manera de escudo la protege; éste está ostensiblemente más desarrollado en los individuos del = sexo masculino. Este desarrollo obedece a los cambios que = en la glotis induce el funcionamiento hormonal de los testículos, que normalmente produce los cambios sexuales secundarios ("cambio de voz").

Después de la laringe, que es el último órgano de las vías respiratorias superiores, sigue la tráquea, primera porción de las vías respiratorias inferiores, llamada también "tubería de viento", (windpipe)^{2/}. Las vías respirato-

rias inferiores son una serie de ductos ramificados, a manera de árbol, que conducen el aire hasta la zona donde se efectúa propiamente la respiración. La tráquea, el primero de estos ductos de conducción, es un tubo membranoso y cartilaginoso, que se extiende desde la laringe, a nivel de la sexta vértebra cervical, hasta el borde carinal, a la altura de la quinta vértebra dorsal, donde se divide en dos bronquios, para empezar a formar las ramificaciones del llamado árbol bronquial.

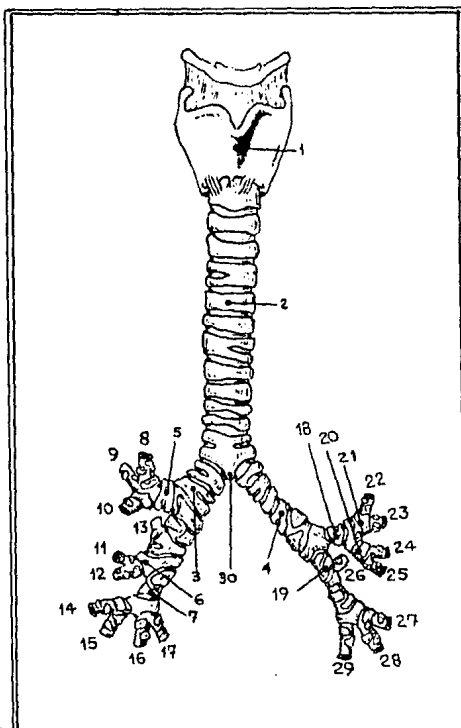
La tráquea, aunque ligeramente aplanada dorsalmente, es casi cilíndrica; mide aproximadamente 12 cm de longitud y su diámetro de lado a lado, es de 1.5 a 2 cm, siendo siempre mayor en los individuos del sexo masculino que en los del femenino. Está constituida por la superposición de varios anillos fibrocartilagosos, unidos entre sí por tejido conjuntivo, dándole cierta elasticidad durante los movimientos de la cabeza, al mismo tiempo que cierta rigidez que impide que se peguen sus paredes.

En la última parte de la tráquea, el fibrocartilago puede compararse a un tubo en "Y", que forma la división de este órgano. Al fondo de esta división se le da el nombre de carina, que divide a la tráquea en los bronquios derecho e izquierdo.

El bronquio derecho es más ancho, más corto y menos abrupto en su divergencia de la tráquea que el izquierdo. Es

de unos 2.5 cm de largo y entra al pulmón derecho casi opuesto a la quinta vértebra dorsal. Es un tubo fibrocartilaginoso muy semejante a la tráquea. Este ducto da origen a tres = bronquios subsiguientes, uno para cada uno de los lóbulos del pulmón correspondiente. Es importante mencionar que el árbol bronquial presenta dicotomía irregular, esto es, cada rama da lugar a dos ramas hijas, las cuales a su vez se convierten en ramas madres. El bronquio del lóbulo superior nace sobre la = arteria pulmonar, por lo que también se le llama bronquio e = parterial. Los bronquios de los lóbulos medio e inferior se separan por debajo de la arteria pulmonar. El bronquio eparterial se divide a su vez en tres ramas que reciben el nombre del segmento broncopulmonar al que entran, éstos son: el segmento apical, el posterior y el anterior. El bronquio del ló = bulo medio se divide en dos ramas, una del segmento lateral, = la otra para el segmento medio. El bronquio del lóbulo inferior da origen al bronquio para el segmento superior, y luego se divide en cuatro bronquios para los segmentos basales, el = basal medio, el basal anterior, el basal lateral y el basal = posterior.

El bronquio izquierdo es de menor calibre, pero de = cerca del doble de longitud que el derecho (5 cm). Pasa por = debajo del arco aórtico y cruza ventralmente al esófago, al = ducto torácico y a la aorta descendente, y se divide en dos = bronquios, uno para cada lóbulo, por debajo de la arteria pul



- | | |
|------------------------------|---------------------------------|
| 1. CARTILAGO TIROIDES | 16. B. DEL S. BASAL POSTERIOR |
| 2. TRAQUEA | 17. B. DEL S. BASAL MEDIO |
| 3. B. PRINCIPAL DERECHO | 18. B. DEL LOBULO SUPERIOR |
| 4. B. PRINCIPAL IZQUIERDO | 19. B. DEL LOBULO INFERIOR |
| 5. B. EPARTERIAL | 20. B. DE DIVISION SUPERIOR |
| 6. B. DEL LOBULO MEDIO | 21. B. DE DIVISION INFERIOR |
| 7. B. DEL LOBULO INFERIOR | 22. B. DEL S. APICAL POSTERIOR |
| 8. B. DEL S. APICAL | 23. B. DEL S. ANTERIOR |
| 9. B. DEL S. POSTERIOR | 24. B. DEL S. SUPERIOR |
| 10. B. DEL S. ANTERIOR | 25. B. DEL S. INFERIOR |
| 11. B. DEL S. LATERAL | 26. B. DEL S. SUPERIOR |
| 12. B. DEL S. MEDIO | 27. B. DEL S. BASAL LATERAL |
| 13. B. DEL S. SUPERIOR | 28. B. DEL S. BASAL POSTERIOR |
| 14. B. DEL S. BASAL ANTERIOR | 29. B. DEL S. BASAL ANTEROMEDIO |
| 15. B. DEL S. BASAL LATERAL | 30. CARINA |

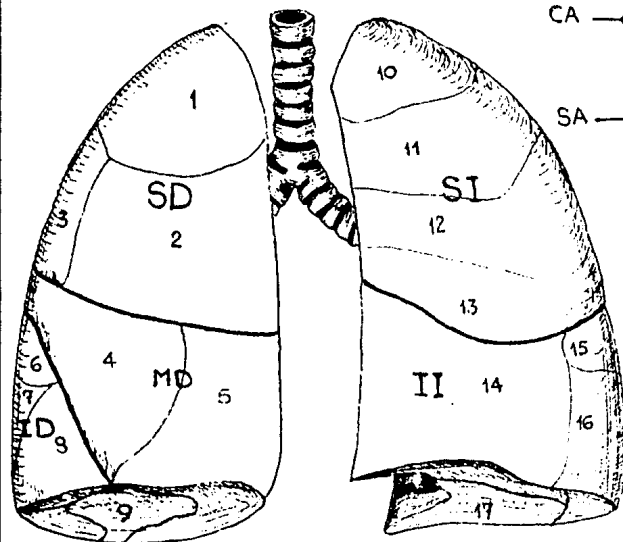
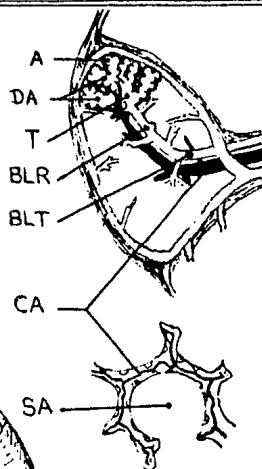
CLAVE: B=BRONQUIO, S=SEGMENTO

FIGURA 2.4.- EL ARBOL BRONQUIAL

monar. El bronquio del lóbulo superior se divide en dos ramas, a las que se conoce como ramas de división superior y de división inferior con el fin de poder diferenciarlas de los bronquios segmentales. El bronquio de división superior se subdivide en dos ramas, una para el segmento apical posterior y la otra para el segmento anterior. El bronquio de división inferior se divide en los bronquios para los segmentos superior e inferior. El bronquio del lóbulo inferior izquierdo da origen primero al bronquio para el segmento superior y luego se divide en tres ramas para los segmentos basales, uno para el basal medio, otro para el basal lateral y el tercero para el segmento basal posterior.

Los bronquios intrapulmonares se dividen y subdividen a través de todo el pulmón, formando una vasta red de aeroductos conductores, siendo los bronquiolos terminales los ductos más pequeños de los comprendidos en esta zona de conducción. Los bronquiolos, al igual que la tráquea y los bronquios, están formados externamente por un tejido fibroso en el que se encuentran a intervalos irregulares placas de cartilago hialina, más desarrollado en los puntos de división, la parte media es una red de fibras musculares lisas, llamadas músculos bronquiales, y el interior es una membrana mucosa de carácter ciliado. En los bronquios terminales o lobulares, las células epiteliales ciliadas adquieren configuraciones cúbicas y dejan de presentarse las placas cartilaginosas cuando

A. ALVEOLO
 DA. DUCTO ALVEOLAR
 T. ATRIO
 BLR BRONQUIOLO RESPIRATORIO
 BLT BRONQUIOLO TERMINAL
 CA. CAPILAR ALVEOLAR
 SA. CAVIDAD ALVEOLAR



LOCALIZACION DE LOBULOS:

SD=SUPERIOR DERECHO
 MD=MEDIO DERECHO
 ID=INFERIOR DERECHO
 SI=SUPERIOR IZQUIERDO
 II=INFERIOR IZQUIERDO

LOCALIZACION DE SEGMENTOS:

- | | | |
|--------------|---------------------------------------|--------------------------------------|
| 1. APICAL | 7. BASAL LATERAL | 13. INFERIOR |
| 2. ANTERIOR | 8. BASAL ANTERIOR | 14. BASAL ANTEROME
DIAL |
| 3. POSTERIOR | 9. BASAL POSTERIOR | 15. SUPERIOR |
| 4. LATERAL | 10. APICAL POSTERIOR | 16. BASAL LATERAL |
| 5. MEDIO | 11. ANTERIOR | 17. BASAL POSTERIOR
SICN INFERIOR |
| 6. SUPERIOR | 12. SUPERIOR DE DIVI
SICN INFERIOR | |

FIGURA 2.5.- EL PULMON HUMANO. VIAS RESPIRATORIAS SUPERIORES Y LA ZONA DE RESPIRACION.

do el diámetro llega cerca de 1 mm; las bandas ramificadas de fibras de músculo liso, se continúan con aquellas de los bronquios intrapulmonares, y recubre a los bronquiolos y sus subdivisiones hasta el punto de unión entre los ductos alveolares y el atrium.

A continuación de la zona de conducción, sigue la zona de respiración, precedida de una zona de transición formada por los bronquiolos respiratorios, que es la zona donde realmente se efectúa el intercambio gaseoso. Esta zona está formada por los ductos alveolares y los sacos alveolares, que son pequeños sacos formados por una capa delgada de células, rodeada por los vasos capilares de la circulación pulmonar. El conjunto de alveolos pulmonares integran los pulmones.

Los pulmones son los órganos esenciales de la respiración; son dos y están colocados a ambos lados dentro de la caja torácica, separados mutuamente por el corazón y otras partes del mediastino. Se conoce como mediastino a la región de la cavidad torácica media, que divide al tórax en dos, y comprende a todas las vísceras torácicas exceptuando a los pulmones y a la pleura. La substancia de los pulmones es de textura esponjosa, porosa y ligera, de densidad menor que la del agua y crepita al manejarla debido a la presencia de aire en los alveolos; es altamente elástica. La superficie es lisa, brillante y marcada por numerosas áreas polihedrales, indicando los lóbulos del órgano. El pulmón derecho está divi-

uido en tres grandes lóbulos, mientras que el izquierdo sólo en dos, presentando éste una excavación en su cara interna = que da cabida al corazón.

Los pulmones se encuentran envueltos en su totali==dad por una membrana serosa llamada pleura. A la porción de= esta membrana serosa que cubre la superficie del pulmón y en= tra a las fisuras entre sus lóbulos se le llama la pleura pul= monar u hoja visceral. El resto de la membrana delinea la su= perficie interna de la pared torácica, cubre el diafragma y = sigue sobre las estructuras que ocupan el tórax medio (el me= diastino); a ésta porción se le conoce como la pleura parie==tal u hoja parietal. Las dos capas son continuas una con o= tra alrededor y abajo de la raíz del pulmón, encontrándose en contacto mutuamente en condiciones saludables, sin embargo, = el espacio potencial entre ellas se conoce como cavidad pleu= ral.

Por debajo de los pulmones se encuentra el diafrag= ma, que es un músculo en forma de bóveda que asciende o des= ciende en relación con los movimientos respiratorios, siendo= parte de la mecánica funcional encaminada a lograr la ventila= ción pulmonar.

El proceso de la respiración puede dividirse en cua= tro grandes etapas: 1) ventilación pulmonar, que significa = entrada y salida del aire entre la atmósfera y los alveolos =

pulmonares; 2) de fusión del oxígeno y bióxido de carbono = entre alveolos y sangre; 3) transporte de oxígeno y bióxido de carbono en la sangre y líquidos corporales a las células, y viceversa; y 4) regulación de la ventilación y de otros = aspectos de la respiración ^{4/}. El aspecto más relevante, = por lo que concierne a este trabajo, es el referente a la = ventilación pulmonar.

Los pulmones pueden dilatarse y contraerse, por un

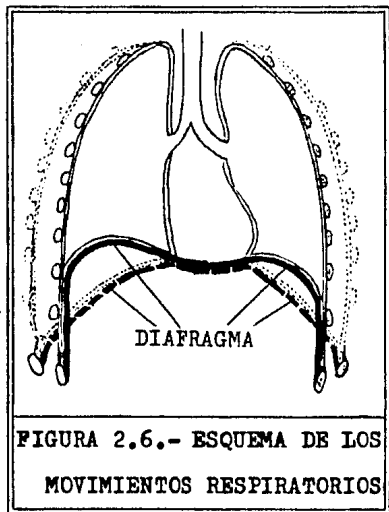


FIGURA 2.6.- ESQUEMA DE LOS MOVIMIENTOS RESPIRATORIOS

movimiento hacia arriba y abajo del diafragma, y por elevación = y depresión de las costillas; = el movimiento de las costillas = aumenta o disminuye el diáme = tro anteroposterior de la misma cavidad.

Resulta claro que la = contracción del diafragma tira = del borde inferior del tórax ha = cia abajo, aumentando por consi = guiente, la dimensión longitudi =

nal. El movimiento del diafragma hacia arriba, durante la = respiración normal, depende de simple relajación, que permite que el rebote elástico de los pulmones tire del diafragma hacia arriba. La elevación de la parte anterior de la caja = torácica aumenta la dimensión anteroposterior del tórax, ya = que al elevarse el esternón, las costillas se dirigen hacia = el frente, en vez de hacia abajo, que es como se encuentran =

en reposo.

De lo anterior, se deduce que los músculos respira
torios logran la respiración por compresión o distensión de=
los pulmones, lo cual, a su vez, hace que la presión de los=
alveolos aumente o disminuya. Durante la inspiración, la =
presión intraalveolar se hace ligeramente menor que la atmós=
férica, generando un gradiente de presión que hace que el ai=
re entre por las vías respiratorias; durante la expiración =
se presenta la situación inversa, es decir, la presión intra=
alveolar es mayor que la atmosférica, obligando al aire a sa=
lir hacia el exterior. El gradiente requerido es de 1 mmHg,
aunque durante un esfuerzo espiratorio máximo con la glotis=
cerrada, la presión intraalveolar puede ser de más de 100 mm
Hg manométricos.

Los pulmones sólo están unidos físicamente al cuer=
po a nivel de los hilios; sus superficies externas no tienen
fijación ninguna a la pared torácica, sin embargo, las mem=
branas del espacio intrapleural constantemente absorben cual=
quier gas o líquido que penetre en dicho espacio, generando=
un vacío parcial de unos 10 mmHg, conservándose así la pleu=
ra visceral fuertemente apretada contra la pleura parietal.=
Cuando la cavidad torácica se reduce, los pulmones, en forma
similar, reducen su tamaño; los pulmones se deslizan verti=
calmente en la cavidad torácica durante la respiración, la =
pleura visceral se desliza sobre la parietal lubricada con =
líquido proteínico.

El volumen de ventilación pulmonar, esto es, el volumen de aire inspirado y espirado en cada respiración normal, tiene un valor aproximado a 500 ml en el hombre adulto normal, aunque la capacidad pulmonar total, que es el volumen máximo que los pulmones pueden alcanzar con el máximo esfuerzo inspiratorio, es de unos 5 800 ml. La frecuencia respiratoria normal es aproximadamente 12 por minuto, esto implica que el volumen respiratorio por minuto es, en promedio, de aproximadamente 6 litros.

C A P I T U L O I I I

M E C A N I C A D E F L U I D O S E N D U C T O S Y

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

G E N E R A L E S

C A P I T U L O I I I

MECANICA DE FLUIDOS EN DUCTOS Y RAMIFICACIONES RIGIDOS.

MODELOS GENERALES

Se entiende por mecánica al estudio del movimiento de los materiales y de las fuerzas que originan dicho movimiento. La mecánica se basa en los conceptos de tiempo, espacio, fuerza, energía y materia. El conocimiento de la mecánica resulta necesario para el estudio de todas las ramas de la física, la química, la biología y la ingeniería.

Quando un material se somete a un esfuerzo, se deforma; se llama fluido a aquel que continúa deformándose, fluyendo a una velocidad que crece al aumentar el esfuerzo. Considere un fluido en movimiento laminar contenido entre dos placas paralelas infinitas (fig. 3.1); si la



FIGURA 3.1.

placa superior se mueve a una velocidad constante respecto de la inferior, eventualmente se alcanza una variación permanente de la velocidad en el fluido que está entre las placas. En el caso de los conocidos como fluidos newtonianos, el esfuerzo cortante τ (la fuerza aplicada por unidad de área de la placa necesaria para mantener la velocidad constante) es proporcional a la variación de velocidades, e inversa

mente proporcional a la distancia entre las placas; si se considera que las placas están separadas diferencialmente, entonces:

$$\tau = \mu \frac{du}{dy}$$

donde μ es, por definición, la viscosidad.

Se usa frecuentemente en mecánica de fluidos el término de viscosidad cinemática, ν , que no es otra cosa que la viscosidad de Newton dividida por la densidad del fluido, ρ .

Es un hecho empírico el que un material que fluye en un tubo pequeño o a baja velocidad, lo haga por el mecanismo de flujo laminar, también llamado flujo viscoso o de línea de flujo. Las capas de fluido patinan unas sobre otras sin presentar un mezclado macroscópico, y la velocidad en flujo estable macroscópico es constante en cualquier punto. A mayores velocidades, el flujo se vuelve turbulento, hay mezclado por movimientos de remolino entre capas, e in-

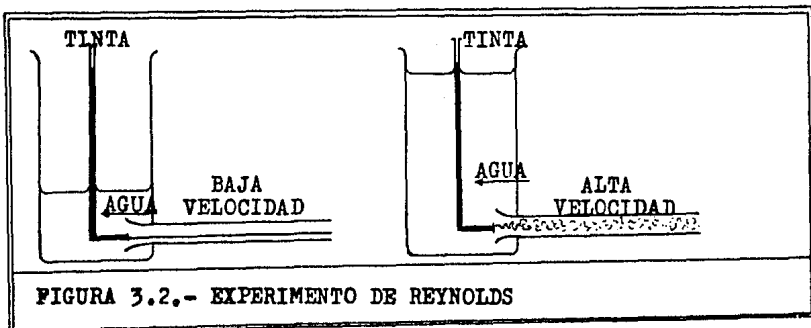


FIGURA 3.2.- EXPERIMENTO DE REYNOLDS

cluso en flujo estable global. La velocidad en un punto --- fluctúa alrededor de un valor medio. La existencia de estos dos tipos de flujo fue demostrado por Reynolds⁺ en 1883, --- quien desarrolló el experimento que se ilustra en la figura= 3.2.

Si se usan tubos de diferentes tamaños y distintos fluidos, se encuentra que el flujo laminar generalmente exige cuando la razón adimensional

$$Re = \frac{D \bar{u}}{\nu} \dots (1)$$

que se conoce como el número de Reynolds (Re), tiene un valor menor que 2 300. El flujo laminar puede existir a Re ma yores a 2 300 en ductos muy lisos, pero el flujo es inestable, y una pequeña perturbación provocará una transición a = flujo turbulento.

El Re es extremadamente útil, es una medida entre los efectos inercial y viscoso, además de indicar la probabilidad de desarrollar turbulencia. El fluido más estable es aquel con una viscosidad cinemática mayor. Resulta interesante mencionar que a temperatura ambiente ν vale 1.00 cs para el agua, y para el aire a presión atmosférica vale 15.2 cs.

A pesar de que cualquier fluido es un conjunto de moléculas y espacios vacíos entre ellas, se considerará que=

+ O. Reynolds, Trans. Roy. Soc. London, A174:935 (1883)

es homogéneo, es decir, que es un medio continuo. Esta simplificación permite escribir ecuaciones diferenciales para caracterizar y analizar el comportamiento del fluido.

Considérese el elemento diferencial de volumen que se muestra en la figura 3.3. Un balance de masa para un fluido no reaccionante y homogéneo dará como resultado:

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \nabla \cdot \underline{u} = 0 \dots\dots(2)$$

donde ρ es el escalar asociado a la masa (la densidad), t se refiere al tiempo, \underline{u} es el vector velocidad (u_x, u_y, u_z), y ∇ es el operador "Nabla", cuyas componentes son derivaciones parciales respecto a cada una de las direcciones⁺. La ecuación (2) es conocida como la ecuación de continuidad.

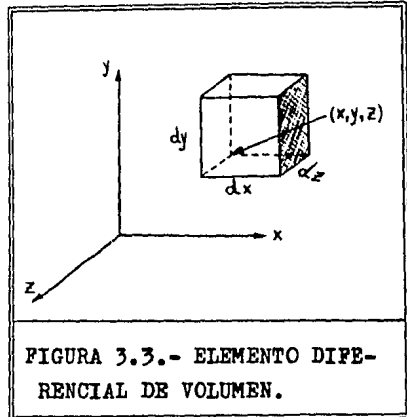


FIGURA 3.3.- ELEMENTO DIFERENCIAL DE VOLUMEN.

Una aproximación, que se considerará en este trabajo, es el despreciar cualquier efecto que la compresibilidad del aire en el pulmón pueda tener en su dinámica. Esto se justifica, ya que la velocidad del aire en los pulmones es pequeña comparada con la velocidad del sonido^{15/}: la veloci

+ Se recomienda consultar cualquier libro de álgebra lineal, de álgebra vectorial, o las secciones matemáticas y apéndices de las referencias 7, 8, 10, 14 y 15.

dad máxima del aire en los aeroductos pulmonares no pasa de unos 20 m/seg, mientras que la velocidad del sonido es de aproximadamente 350 m/seg.

La ecuación de continuidad se reduce, para fluidos incompresibles y fluidos compresibles a velocidades mucho menores que la del sonido, a:

$$\nabla \cdot \underline{u} = 0 \dots (3)$$

ya que la densidad se mantiene constante.

Por supuesto que la densidad del aire cambia durante las maniobras con la boca o la glotis cerradas, pero este es un fenómeno estático en el cual los cambios de la densidad ocurren simultáneamente en todo el pulmón. Es más, se sabe ^{6/} que en la mayoría de las circunstancias la dinámica del flujo es la misma que si la fuerza directora y las dimensiones del ducto fueran estables y las paredes de los aeroductos rígidas, así que en este capítulo se analizará el caso del fluido incompresible y estable fluyendo en una tubería rígida.

Aplicando un balance de momentum (f_u) al elemento diferencial de volumen se llega a:

$$\rho \frac{d\underline{u}}{dt} = \nabla \cdot \underline{T} + \rho \underline{f} \dots (4)$$

que se conoce como la ecuación de Cauchy del movimiento y es una forma de expresar la segunda ley del movimiento de Newton, en la que $\nabla \cdot \underline{T}$ representa a las fuerzas de superficie y

$\rho \underline{\underline{f}}$ a las volumétricas. En esta expresión $\underline{\underline{T}}$ representa al = tensor de esfuerzos.

En el caso del fluido lineal más general, un fluido newtoniano, incompresible y estable, se tiene:

$$\underline{\nabla} \cdot \underline{\underline{T}} = -\underline{\nabla} p + \mu \nabla^2 \underline{u} \dots\dots(5)$$

donde p es la presión dinámica y ∇^2 es el operador laplaciano. La ecuación de movimiento queda entonces:

$$\rho \frac{d\underline{u}}{dt} = -\underline{\nabla} p + \mu \nabla^2 \underline{u} + \rho \underline{\underline{f}} \dots\dots(6)$$

que se conoce como la ecuación de Navier-Stokes.

Cuando este fluido se encuentra moviéndose en un =

tubo cilíndrico, como se muestra en la figura 3.4, a régimen laminar, se observa que las componentes radial y angular de la =

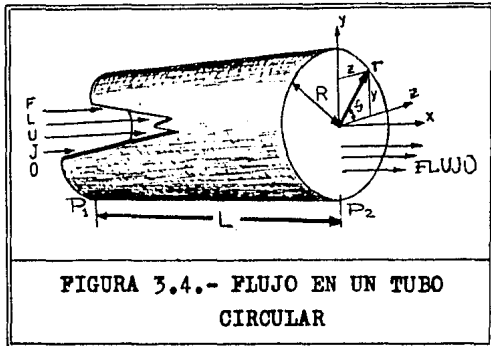


FIGURA 3.4.- FLUJO EN UN TUBO CIRCULAR

ya que el flujo es = paralelo (concéntrico). También se deduce que la velocidad no varía en el tiempo, pues se trata de un régimen estable, = entonces la ecuación de continuidad se reduce a:

$$\frac{\partial u_x}{\partial x} = 0 \dots\dots(7)$$

y la ecuación de Navier-Stokes, considerando despreciable el

efecto de la fuerza de gravedad, queda:

$$\frac{dp}{dx} = \mu \left(\frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} \right) \dots\dots(8)$$

y en coordenadas cilíndricas se expresa como:

$$\frac{dp}{dx} = \mu \left(\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{du}{dr} \right) \right) \dots\dots(9)$$

Considerando las condiciones de velocidad máxima - en el centro del tubo ($du/dr=0$ en $r=0$), que el flujo no patina en la pared ($u=0$ en $r=R$) e integrando la ecuación (9) se llega a:

$$u_x = - \frac{1}{4\mu} \frac{dp}{dx} (R^2 - r^2) \dots\dots(10)$$

Una integración de la expresión (10) sobre el área transversal del tubo, da como resultado:

$$\frac{dp}{dx} = - \frac{8\mu\bar{u}}{R^2} \dots\dots(11)$$

que es la ecuación de Hagen-Poiseuille.

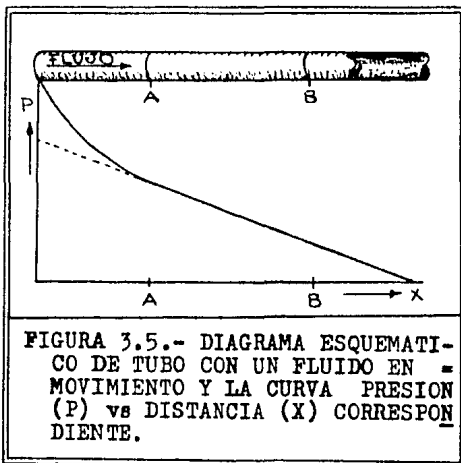
Una definición, aceptada comúnmente, del flujo volumétrico (Q) es que éste es igual a la velocidad media del fluido multiplicada por el área transversal del ducto (área de flujo), así pues, usando la ecuación de Hagen-Poiseuille:

$$Q = \frac{\pi D^4}{128\mu} \frac{dp}{dx} \dots\dots(12)$$

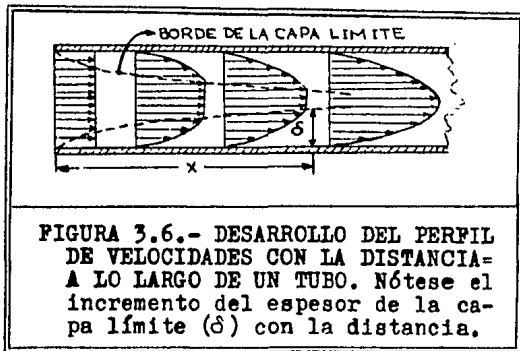
Hasta ahora se han desarrollado expresiones que manejan y describen un flujo estable y completamente desarrollado, sin embargo, cerca de la entrada de un tubo la caída de presión es mucho más rápida (fig. 3.5), esto indica el he

cho de que las expresiones anteriores (la ley de Hagen-Poiseuille) son válidas únicamente a cierta distancia de la entrada.

Prandtl⁺ postuló una teoría que aplica perfectamente en la región de entrada de los



tubos, consistente en considerar que el fluido puede ser tratado como ideal, es decir, invíscido y sin fricción, a excepción de aquel que está confinado en una capa delgada y adyacente a las superficies sólidas, a la que se llama "la capa límite", en la cual se presentan todos los efectos viscosos y retardantes, es decir, el origen de la caída



cente a las superficies sólidas, a la que se llama "la capa límite", en la cual se presentan todos los efectos viscosos y retardantes, es decir, el origen de la caída

de presión (fig. 3.6). El espesor de esta capa límite (δ) se define generalmente como la distancia en la cual la velo-

+ L. Prandtl, Über Flüssigkeitsbewegung bei sehr kleiner Reibung, Proc. III Intern. Match. Congr., Heidelberg (1904)

cidad del fluido alcanza un valor indistinguible de su valor de entrada, \bar{u} , y usualmente se toma como el 95-99% de dicha velocidad.

El espesor de la capa límite, en régimen laminar, es función de la viscosidad cinemática del fluido, de la velocidad inicial y de la distancia, desde el punto de entrada o borde del tubo al punto de interés, en la dirección del flujo:

$$\delta = 4.64 \sqrt{\frac{\nu x}{\bar{u}}} \quad 6/2/ \dots (13)$$

Es posible emplear la ecuación (13) para encontrar una escala para la distancia flujo abajo, l , a la cual δ resulta comparable con el radio del tubo, $\frac{1}{2}D$, y se establece el flujo Poiseuille, ésta es:

$$l = k \cdot D \cdot Re \quad \dots (14)$$

donde k es una constante numérica independiente de los parámetros físicos que definen la situación. El número de diámetros de tubo desde la entrada hasta donde se establece el flujo Poiseuille (la longitud de entrada) es igual a $k \cdot Re$. Experimentos cuidadosos han mostrado que k es aproximadamente igual a 0.03 para valores de Re mayores que 50 y menores que alrededor de 2 300. Para valores de Re más pequeños, ya no es adecuada la idea de capa límite, debido a que las fuerzas viscosas son importantes en todas partes. Conforme el Re decrece a valores menores que 1, las fuerzas inerciales

se vuelven despreciables en todo lugar, dando lugar a un balance entre el gradiente de presión y los esfuerzos viscosos; en tal caso, la longitud de entrada (l/D) decrece hasta un valor constante de alrededor de $1.5 \frac{6}{l}$. La longitud de entrada no sólo aplica en la región de entrada, sino que se considera a partir de cualquier disturbio del flujo, como puede ser un doblez, una reducción, una expansión o una bifurcación.

El excedente de caída de presión en la longitud de entrada (fig. 3.5) proviene de dos fuentes principales: una es el hecho de que, en promedio, los elementos de fluido deben ser acelerados, la otra consiste en que los esfuerzos cortantes de retardo en la pared son mayores para una capa límite delgada que para un flujo Poiseuille (fig. 3.6).

Haciendo un cuidadoso balance de energía entre la entrada de un tubo recto y el punto donde se tiene desarrollado completamente el flujo Poiseuille, considerando que en ambos puntos la presión es aproximadamente uniforme en la sección transversal y que es válido considerar que la magnitud de las componentes transversales de la velocidad son pequeñas comparadas con la componente longitudinal, de manera que el cuadrado de la velocidad del elemento de fluido sea prácticamente igual al cuadrado de la velocidad longitudinal (en la dirección de flujo), se llega a:

$$\Delta p = \frac{1}{2} \rho \bar{u}^2 + \frac{\mathcal{D}}{l} \dots (15)$$

donde \mathcal{D} es la rapidez total de disipación de energía mecánica debida a la viscosidad, y es equivalente al segundo término de la derecha de la ecuación de Navier-Stokes (Ec.(6)).

El primer término de la derecha de la ecuación (15) representa el resultado de la diferencia de energía cinética neto para los puntos de entrada y flujo Poiseuille desarrollado. Cuando los perfiles de entrada y salida son iguales, como el caso de una fracción del ducto con flujo Poiseuille completamente desarrollado, esta diferencia valdrá cero, y la ecuación tomará la forma de la ecuación (20).

Para el caso de flujo en un tubo, donde la componente axial de la velocidad es mucho mayor que la componente transversal y la rapidez de cambio con la distancia axial (x) es mucho menor que los gradientes transversales de velocidad, puede hacerse la siguiente aproximación:

$$\mathcal{D} = \int_0^L S \, dx \dots (16)$$

donde S es la rapidez de disipación por unidad de longitud del tubo. Para el caso del flujo Poiseuille, donde la velocidad es independiente de la distancia y posición angular, esta disipación está dada por:

$$S = S_p = 8\pi\mu\bar{u}^2 \dots (17)$$

y para la región de flujo de entrada se puede aproximar por:

$$S \approx \alpha\mu\bar{u}^2 \frac{D}{\delta} \dots (18)$$

Usando la ecuación (13) y la definición del número

de Reynolds (Ec.(1)), es posible expresar la disipación por unidad de longitud en la región de entrada como una función de la expresión equivalente en flujo Poiseuille a la misma rapidez de flujo. Mediante integración de las expresiones correspondientes, desde cero hasta una longitud L, es posible expresar, de manera similar, la relación de la disipación total, \mathcal{E} , desde la parte inicial del tubo hasta una distancia L, con respecto a la misma cantidad, en una longitud de tubo igual, pero con flujo Poiseuille; a esta relación se le conoce con el símbolo Z, y está dado por la siguiente expresión:

$$Z = \gamma \left(\frac{D}{L} \text{Re} \right)^{\frac{1}{2}} \dots (19)$$

En el caso de flujo a régimen turbulento, el perfil de velocidades, (obtenido a base de promedios debido a que la velocidad en un punto varía, tanto en magnitud como en dirección) es más achatado, y la longitud de entrada, para un perfil desarrollado y cuando el flujo de entrada es irregular, es de alrededor de 40 diámetros de tubo, siendo aproximadamente independiente del Re. Es interesante contrastar este valor con los 150 diámetros predichos por la ecuación (14) con $k=0.03$, para flujo laminar a Re de 5 000, si tal fuere posible.

En flujo turbulento completamente desarrollado ($\text{Re} > 3\ 000$), la presión promedio es uniforme a través de toda la sección transversal, y no hay cambios en la energía ci

nética media entre un extremo y otro del tubo, entonces:

$$\Delta p = \frac{\mathcal{D}}{Q} \dots\dots(20)$$

donde la rapidez media de disipación de energía está dado = por:

$$\mathcal{D} = 0.04\pi \bar{u}_T^3 D Re^{-4} \dots\dots(21)$$

y el radio Z_T entre ésta y la rapidez de disipación en la = misma longitud de tubo con flujo Poiseuille queda:

$$Z_T = 0.005 Re^{\frac{3}{4}} \dots\dots(22),$$

éste toma un valor arriba de 2.0 para un Re de 3 000, que ya es significativamente mayor que 1; el valor de Z_T es independiente de la longitud del segmento, y la correspondiente caída de presión es proporcional a la potencia 7/4 de \bar{u} .

Cuando el área transversal, A , de un tubo rígido = cambia, la velocidad promedio de un fluido incompresible que fluye en él debe cambiar también con el fin de mantener la = misma rapidez de flujo volumétrico (Q). Si el área flujo arriba del cambio en la sección es A_1 , y la correspondiente = flujo abajo es A_2 , entonces las velocidades medias en esas = regiones, \bar{u}_1 y \bar{u}_2 , están dadas por:

$$\bar{u}_1 A_1 = \bar{u}_2 A_2 \dots\dots(23)$$

Esto tiene consecuencias en la distribución de pre sión a lo largo del tubo. Suponiendo que la presión corriente abajo del cambio de área es más o menos uniforme a través del tubo, que el perfil de velocidades corriente arriba es =

plano sobre la mayor parte de la sección transversal, que el número de Reynolds del flujo es alto, de tal manera que la disipación viscosa no domina al término de energía cinética excepto en tubos muy largos, y si la distancia entre las regiones 1 y 2 es suficientemente corta para que la disipación viscosa entre ellas sea despreciable, se llega a la ecuación

$$p_1 + \frac{1}{2} \rho \bar{u}_1^2 = p_2 + \frac{1}{2} \rho \bar{u}_2^2 \dots (24),$$

la cual se conoce como el teorema de Bernoulli, donde la cantidad $\frac{1}{2} \rho \bar{u}^2 + p$ se conoce como la presión total o la "cabezal" total.

Ante un cambio en el área transversal, el fluido = tiende a comportarse turbulentamente, aún a Re que correspondan a flujos laminares. Por supuesto, el flujo se tornará = laminar nuevamente, conforme el Re global del tubo sea menor que alrededor de 2 300, pero esta turbulencia repercutirá en una considerable disipación cerca del cambio de área.

Cuando un material que fluye, establemente y sin = turbulencias en un tubo recto y largo, entra en un dobléz, = todo elemento de él debe cambiar su dirección de movimiento, esto es, debe adquirir un componente de aceleración a ángu- los rectos de su dirección original, y experimenta, por consiguiente, una fuerza en dicha dirección. En este caso, la fuerza se manifiesta como un gradiente de presión lateral en el plano del dobléz, dirigido de afuera hacia adentro del = mismo, y actuando más o menos uniformemente sobre toda la = sección transversal del tubo; entonces todos los elementos =

del fluido experimentan aproximadamente las mismas aceleraciones laterales, pero esto significa que aquellos elementos que se mueven más rápido, cambian de dirección menos rápidamente que los lentos, a causa de su mayor inercia. Esto trae como consecuencia que el fluido más rápido, que

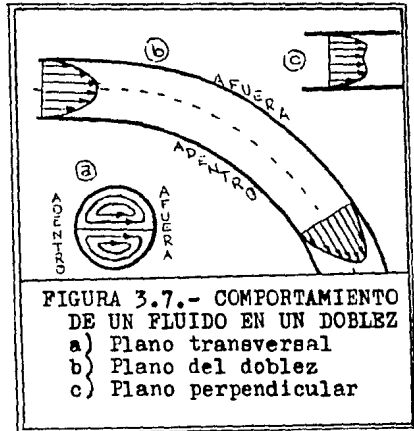


FIGURA 3.7.- COMPORTAMIENTO DE UN FLUIDO EN UN DOBLEZ
 a) Plano transversal
 b) Plano del doblez
 c) Plano perpendicular

originalmente ocuparía el centro del ducto, se ha barrido hacia afuera del doblez, siendo reemplazado por fluido más lento proveniente de la zona cercana a las paredes, generándose así una circulación transversal o movimiento secundario, como se muestra en la figura 3.7. También el fluido con movimiento rápido cerca de la pared externa del doblez provoca que el perfil de velocidades axiales en el plano del doblez se distorsione de su forma simétrica.

Ahora se considerará el flujo en tubos ramificados,

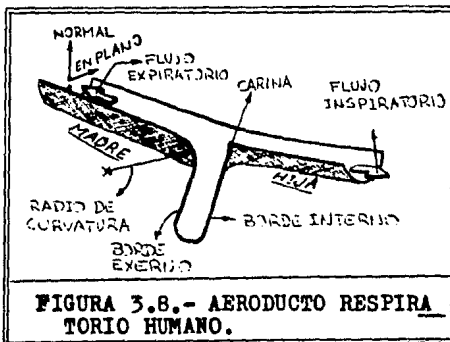
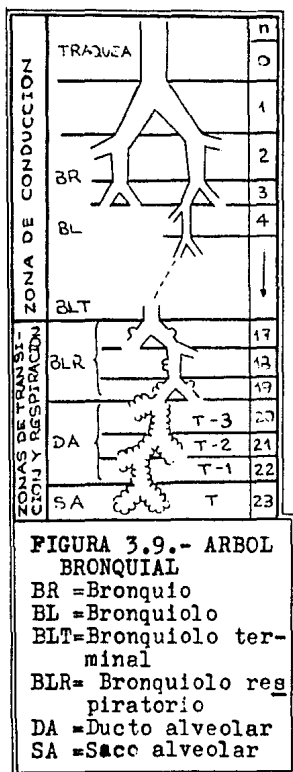


FIGURA 3.8.- AERODUCTO RESPIRATORIO HUMANO.

representativos de los aeroductos humanos. Aquí se sigue manteniendo la suposición de flujo estable y paredes rígidas del ducto, aunque estas suposiciones se analizarán posteriormente.



Para los fines de este trabajo, se supondrá un flujo en bifurcaciones simétricas, esto es, se supondrá que el pulmón presenta dicotomía regular, y que ámbos pulmones = son simétricos, tal y como lo propuso Weibel en su modelo A 6/; más = aún, se supondrá que la rapidez = de flujo de entrada o salida de cada una de las ramas hijas son las mismas. Estas últimas consideraciones = se hacen debido a que no es posible = presentar otros modelos del pulmón = que sean sistemáticos.

A pesar de estas simplificaciones, el flujo a través de una = bifurcación simple dependerá de va = rios parámetros adimensionales. Uno es la dirección del flujo; si éste va del tubo "madre" a ramas "hijas", se le conoce como flujo inspiratorio, y si ocurre en la dirección opuesta se llama flujo expiratorio. Para una dirección de flujo dada, los detalles dependerán del número de Reynolds, la relación entre áreas transversales entre el ducto madre y las ramas hijas, el ángulo de ramificación y los parámetros que = describen la forma geométrica de la junta, tales como el radio de curvatura de la pared externa y el divisor de flujo.

El movimiento en una bifurcación simple dependerá del perfil de velocidades a la entrada del mismo. Ya que la entrada de una bifurcación es, en general, también la salida de otra, la interacción entre juntas sucesivas resulta importante, por lo que deben conocerse las relaciones de longitud a diámetro de los ductos intermedios.

No se han desarrollado experimentos para examinar el efecto de variar todos estos parámetros, pero un número de investigadores han examinado diversos aspectos del problema. ^{6/}

Una bifurcación es una combinación de los problemas de variación en la sección transversal, con los de dobles en ductos, por lo que resultan importantes, tanto las variaciones en la energía cinética, como la generación de movimientos secundarios, sin embargo es posible, en la práctica, determinar la relación Z , de manera que sea posible determinar la caída de presión empleando un sencillo modelo de flujo. En este sentido, Pedley, Schroter y Sudlow ^{6/} llegaron a la ecuación (19) por vía experimental, y calcularon un valor promedio para Z , en las primeras generaciones, de 0.33, aunque observaron que al avanzar, éste tiende a un valor de 0.30. Ellos encontraron también que la relación de los cuadrados de la velocidad efectiva respecto al de la media tiene un valor de 1.7, en vez del valor de 2.0 que toma al considerar flujo Poiseuille.

En base a todo lo anteriormente expuesto, se obser

va que es posible obtener un modelo general, que satisfaga = los requerimientos de:

- Ser de fácil aplicación.
- Tener un fundamento teórico-práctico.
- Que arroje resultados compatibles con la realidad.

Sustituyendo la ecuación (11) en la (12) se obtiene:

$$\bar{u} = \frac{4 Q}{\pi D^2} \dots\dots(25)$$

que dividida por el número de ramas de cada generación dará= como resultado la velocidad media del aire en los ductos de= la generación correspondiente (n):

$$\bar{u} = \frac{4 Q}{\pi D^2 2^n} \dots\dots(26)$$

En este modelo general se considera a la resistencia (Rn) como:

$$R_n = \frac{128 \mu L Z}{2^n \pi D^4} \dots\dots(27)$$

que no es otra cosa que la expresión de dp/Q de la ecuación= (12), corregida por la desviación del modelo de Poiseuille,= dada por la ecuación (19) y tomando el valor experimental de γ de 0.33.

De lo expresado en el párrafo anterior, se deduce= que, en el modelo general, para ductos rígidos:

$$p = R_n \cdot Q \dots\dots(28)$$

El modelo general es, entonces, el conjunto de e= cuaciones (19), (26), (27) y (28).

C A P I T U L O I V

CONSIDERACION DEL MODELO DE DUCTO

CONTRACTIL. MODELOS PROPUESTOS

PARA DUCTOS BLANDOS.

C A P I T U L O I V

CONSIDERACION DEL MODELO DE DUCTO CONTRACTIL. MODELOS PROPUESTOS PARA DUCTOS BLANDOS

En el capítulo III se consideró que los ductos pulmonares se comportaban como si fuesen una serie de ductos rígidos, cuyas dimensiones no varían bajo ninguna circunstancia, sin embargo, en este sentido, la realidad es otra. Los ductos pulmonares están constituidos por tejido conjuntivo y tejido muscular liso principalmente, aunque en las primeras generaciones se observan segmentos semicirculares de fibrocartilago.

El tejido muscular liso, si bien no es capaz de responder a la voluntad, es un tejido contráctil capaz de producir movimientos. Estos movimientos son realizados por el tejido, en los ductos pulmonares, en el sentido radial del mismo, siendo por ello capaz de variar el diámetro del ducto.

Se ha observado que las variaciones en el diámetro de los ductos pulmonares son directamente dependientes de las caídas de presión en cada ducto, o lo que es lo mismo, la presión total del ducto es la que determina el diámetro del mismo.

El cerebro detecta rápidamente cuándo la concentración de oxígeno en la sangre no se encuentra dentro de los =

niveles aceptables para el adecuado y normal funcionamiento del organismo, haciendo actuar inmediatamente a los músculos abdominales e intercostales, aumentando o disminuyendo el ritmo y la fuerza respiratorios, y con ellos el flujo de aire manejado, ocasionando cambios de presión tales que los diámetros de los ductos varíen, ajustando así las condiciones necesarias para la adecuada ventilación del organismo.

Cuando una persona duerme, sus ritmos cardiaco y respiratorio disminuyen al igual que los requerimientos de oxígeno en la sangre, disminuyendo también el flujo de aire en los pulmones y provocando que los aeroductos se contraigan ligeramente, acelerándose el gas.

Por el contrario, al someterse a esfuerzo físico, los ritmos cardiaco y respiratorio aumentan, aumentando también la fuerza con la que se respira, esto provoca que los aeroductos pulmonares manejen flujos mayores, para lo cual aumentan su diámetro, disminuyendo así la resistencia.

Se ha observado también, que la mayor parte del efecto de variación de la presión, ocurre entre las generaciones 1 y 4 (recuérdese que la tráquea es la generación 0), y por tanto, son las generaciones que presentan mayores diferencias diametrales.

Bruce Fenton ^{16/} propuso, aunque no lo probó, un modelo polinomial para relacionar el diámetro con la caída de presión, en el que distingue tres partes:

1.- La generación 0, la tráquea, que debido a su estructura de anillos fibrocartilagosos presenta variaciones en su diámetro muy pequeñas.

2.- Las generaciones 1 a 4, los bronquios, que son ductos suficientemente largos, así como sensibles a cambios de presión, presentando importantes variaciones en sus diámetros.

3.- Las generaciones 5 a 23, los bronquiolos y ductos alveolares, que, a pesar de no tener estructuras cartilaginosas, presentan variaciones en sus diámetros mucho menores que las generaciones 1 a 4, sin embargo son ligeramente más sensibles que la tráquea.

El modelo propuesto por Bruce Fenton, MODELO I, es como sigue:

- En la parte 1 (tráquea):

$$D_i = D_{i_0} + 0.022624 \Delta P \text{ cuando } \Delta P \in [1, 10] \text{ y}$$

$$D_i = D_{i_0} \text{ para } \Delta P > 10.$$

- En la parte 2 (Gens. 1 a 4):

$$D_i = D_{i_0} + D_{i_0} (6.26E-2 \Delta P - 1.01E-2 (\Delta P)^2 + 3.5E-4 (\Delta P)^3 - 2.66E-6 (\Delta P)^4) \\ \text{cuando } \Delta P \in [25, 36] \text{ y}$$

$$D_i = D_{i_0} \text{ para } \Delta P > 36.$$

- En la parte 3 (Gens. 5 a 23):

$$D_i = D_{i_0} + 0.0125 \Delta P \text{ cuando } \Delta P < 36 \text{ y}$$

$$D_i = D_{i_0} \text{ para } \Delta P > 36.$$

En este modelo, y en los que se mencionan en este capítulo, P representa a la caída de presión en dinas/cm² y D_i es el diámetro inicial (reportado) expresado en cm.

Tras analizar el MODELO I, y después de obtener algunos resultados, se decidió modificar las condiciones límite establecidas, dando lugar al MODELO Ic, con las siguientes modificaciones:

- Parte 1.- Mismo modelo y mismo intervalo, pero:

$$D_i = D_i(1) \text{ para } \Delta P < 1 \text{ y}$$

$$D_i = D_i(10) \text{ para } \Delta P > 10.$$

- Parte 2.- Mismo modelo y mismo intervalo, pero:

$$D_i = D_i(25) \text{ para } \Delta P < 25 \text{ y}$$

$$D_i = D_i(36) \text{ para } \Delta P > 36.$$

- Parte 3.- Mismo modelo y mismo límite superior, pero:

$$D_i = D_i(36) \text{ para } \Delta P > 36.$$

En el caso del MODELO Ic, la expresión $D_i(x)$ indica que se tomará el valor de D_i del modelo, considerando que $\Delta P = x$.

Se propuso, de manera similar, probar modelos que introdujesen una corrección porcentual, iniciando con un polinomio de cuarto grado, el cual se ajustó a criterio y con la idea de que el modelo que se obtuviera se comportase, en la medida de lo posible, asintóticamente a un valor máximo y a otro mínimo, dependiendo de la caída de presión; así se llegó al MODELO II:

- Parte 1.- $D_i = D_{i_0} (0.9727 + \Delta P/1,000)$
- Parte 2.- $D_i = D_{i_0} (1 - 1.90E-2 \Delta P + 9.72E-4 (\Delta P)^2 - 1.19E-5 (\Delta P)^3 + 3.51E-8 (\Delta P)^4)$
- Parte 3.- $D_i = D_{i_0} (1 + \Delta P/2,500)$

La ventaja del MODELO II sobre los MODELOS I es = que en éste no es necesario verificar los límites con el valor de ΔP , ahorrando tiempo y simplificando los cálculos.

Al probar el MODELO II, éste mostró cierta discrepancia con respecto a lo esperado (ver capítulo VI), por lo cual se propusieron otros dos modelos, más sencillos, pero = que se obtuvieron de la misma manera:

MODELO III:

- Parte 1.- $D_i = D_{i_0} (0.9727 + \Delta P/1,000)$
- Parte 2.- $D_i = D_{i_0} (1 - 5.039E-3 \Delta P - 2.13E-4 (\Delta P)^2 + 1.04E-6 (\Delta P)^3)$
- Parte 3.- $D_i = D_{i_0} (1 + \Delta P/2,500)$

MODELO IV:

- Parte 1.- $D_i = D_{i_0} (0.9727 + \Delta P/1,000)$
- Parte 2.- $D_i = D_{i_0} (0.7 + 1.346E-2 \Delta P - 8.755E-5 (\Delta P)^2)$
- Parte 3.- $D_i = D_{i_0} (1 + \Delta P/2,500)$

Sin embargo, los MODELOS III y IV presentan discrepancias similares al MODELO II.

Tras analizar lo que corresponde a datos experimentales 6/18/, y cotejarlo con los modelos, se concluyó que =

los modelos correspondientes a las partes 1 y 3 funcionan aceptablemente, y la discrepancia se debe esencialmente al efecto de la parte 2.

Como se mencionó anteriormente, se ha tenido la idea de que el modelo correspondiente a la parte 2 debe de ser, por un lado, asintótico a un valor máximo, y por el otro, a un valor mínimo, de modo que sea aplicable en un amplio rango de valores sin ninguna limitación.

De lo mencionado aquí, se observa que, si bien es posible ajustar, mediante rotación y translación de ejes, así como con cambios de escala, un modelo polinomial, de orden cúbico o superior, éste implicaría considerables complicaciones, tanto en su solución como en su conceptualización, que es precisamente lo que se quiere evitar.

Otro modelo que cumple con las características de asintoticidad deseadas es el llamado logístico, como son aquellos que describen el crecimiento microbiano, tan usados en el campo de la microbiología, que son del tipo:

$$(A + 1) \ln \frac{\Delta P}{B} - A \ln(C - \Delta P) = D X,$$

y para esta aplicación particular, se tomaría:

$$D_i = D_{i_0} (1 + X).$$

Este modelo en particular es relativamente complicado, sobremanera en lo referente al ajuste y evaluación de sus constantes (A, B, C y D), sin embargo, sienta las bases=

para pensar que una función logarítmica puede ser la solución.

En este sentido se observó que una expresión del tipo:

$$y = a e^{bx}$$

resulta ser una curva creciente, asintótica a un mínimo, mientras que una curva del tipo:

$$y = a + b \ln x$$

es una curva, también creciente, asintótica a un valor máximo. Se supuso que una combinación lineal de ambas expresiones resultaría en una especie de logística que, de una manera sencilla, sirviese de modelo para la parte 2; esta combinación es de la forma:

$$y = a e^{bx} + c \ln x .$$

Resolviendo la expresión para los valores deseados, que se han considerado por criterio, se llega al MODELO V:

- Parte 1.- $D_t = D_{t_0} (0.9727 + \Delta P/1\ 000)$
- Parte 2.- $D_t = D_{t_0} (1 - 0.43 \text{ EXP } (-0.037 \Delta P) + 0.047 \ln \Delta P)$
- Parte 3.- $D_t = D_{t_0} (1 + \Delta P/2\ 500).$

A partir de los resultados de este modelo, se observa que éste puede mejorar, lo que lleva a probarlo con algunas modificaciones tales como:

- MODELO V a.- Modificando la parte 1 del modelo, usando, en vez de una constante de 0.9727, una con un valor de 0.93.

- MODELO V b.- Modificando el criterio del rango de aplicación del modelo, así, la parte 2 se considera a partir de la generación 1 a la 3, y la parte 3 desde la generación 4 a la 23. Esta última modificación implicaría que en realidad los efectos principales de control de la caída de presión total, están dominados por las generaciones 1, 2 y 3, y que la generación 4 no es tan sensible como se había supuesto.

C A P I T U L O V

ALGORITMOS Y SOLUCION DE LOS MODELOS

C A P I T U L O V

ALGORITMOS Y SOLUCION DE LOS MODELOS

La secuencia de pasos a seguir para encontrar la solución de un modelo en particular es lo que se conoce como algoritmo. El diccionario lo define como el método y notación de las distintas formas del cálculo.

En el caso del modelo general de ductos rígidos, el algoritmo es:

- 1.- Se establece el flujo volumétrico de aire para el que se aplicará el modelo, (Q).
- 2.- Se fija y define el valor de los parámetros que se mantienen constantes, tales como viscosidad (μ), viscosidad cinemática (ν) y la constante de la ecuación (19), (δ).
- 3.- Se hace $n=0$.
- 4.- Se lee, de la tabla I, los valores del diámetro (D) y de la longitud (L) de los ductos de la generación n.
- 5.- Se determina la velocidad media del aire en el ducto (\bar{u}) con la ecuación (26).
- 6.- Se determina el número de Reynolds (Re) correspondiente con la ecuación (1).
- 7.- Se determina la razón de desviación del flujo con respecto del modelo de Poiseuille (Z) con la ecuación (19).

- 8.- Se calcula la resistencia (R_n) con la ecuación (27).
- 9.- Se determina la caída de presión en el ducto mediante la ecuación (28).
- 10.- Se registran los valores obtenidos de velocidad media (\bar{u}), número de Reynolds (Re), resistencia (R_n) y caída de presión (ΔP).
- 11.- Se hace $n = n + 1$.
- 12.- Si n es menor o igual a 23, regresar al paso 4.
- 13.- Se determina la caída de presión total sumando los valores correspondientes, desde $n = 0$ hasta $n = 23$.
- 14.- F I N.

Para poder resolver los modelos, se emplea la información contenida en la tabla I, que se transcribió de aquella publicada por la fundación CIBA en 1969 ^{17/}.

El diagrama de flujo correspondiente al programa = computacional para realizar los cálculos correspondientes al modelo general de ductos rígidos (usando algunas expresiones del lenguaje BASIC) se muestra en la figura 5.1.

Con el programa correspondiente se obtiene la información completa para cada flujo que se desee evaluar, además de que se obtienen los valores que permiten relacionar = el flujo volumétrico con la caída de presión total correspondiente.

TABLA I

Generación	Diámetro (cm)	Número de elementos	Longitud (cm)
0	1.8	1	12
1	1.22	2	4.76
2	0.83	4	1.90
3	0.56	8	0.76
4	0.45	16	1.27
5	0.35	32	1.07
6	0.28	64	0.9
7	0.23	128	0.76
8	0.186	256	0.64
9	0.154	512	0.54
10	0.130	1024	0.46
11	0.109	2048	0.39
12	0.095	4096	0.33
13	0.082	8192	0.27
14	0.074	16384	0.23
15	0.066	32768	0.2
16	0.06	65536	0.165
17	0.054	131072	0.141
18	0.05	262144	0.117
19	0.047	524288	0.099
20	0.045	1048576	0.083
21	0.043	2097152	0.07
22	0.041	4194304	0.059
23	0.041	8388608	0.05

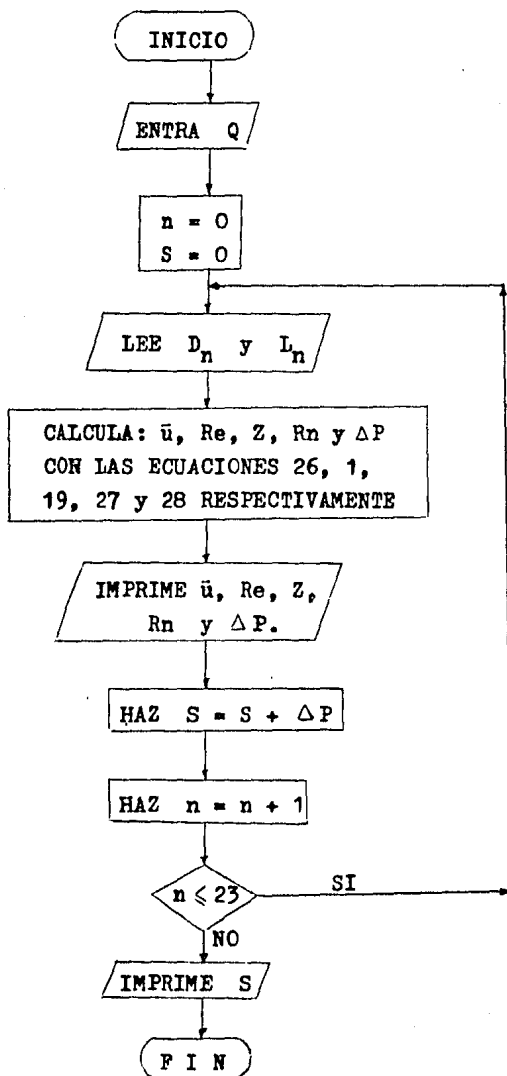


FIGURA 5.1.- DIAGRAMA DE FLUJO CORRESPONDIENTE AL
MODELO GENERAL DE DUCTOS RIGIDOS

En el caso de los modelos de ducto contráctil, antes de usar el modelo, es necesario resolver, para el flujo deseado, el modelo general de ductos rígidos, para que, conociendo cada valor de la caída de presión correspondiente a una generación dada, sea posible calcular el diámetro "real" del ducto y, de este modo, determinar nuevamente todos los parámetros del modelo general, pero con las condiciones corregidas.

Para los modelos de ducto contráctil, el algoritmo general es:

- 1.- Se establece el flujo volumétrico de aire para el que se aplicará el modelo, (Q).
- 2.- Se fija y define el valor de los parámetros que se mantienen constantes, tales como μ , ν y δ .
- 3.- Se hace $n = 0$.
- 4.- Se lee, de la tabla I, los valores del diámetro (D) y de la longitud (L) de los ductos de la generación n.
- 5.- Se determina la velocidad media del aire en el ducto (\bar{u}) con la ecuación (26).
- 6.- Se determina el número de Reynolds (Re) correspondiente, con la ecuación (1).
- 7.- Se determina la razón de desviación del flujo respecto al modelo de Poiseuille (Z) con la ecuación (19).
- 8.- Se calcula la resistencia (R_n) con la ecuación (27).

- 9.- Se determina la caída de presión en el ducto mediante la ecuación (28).
- 10.- Si $n = 0$: calcular D_i con la parte 1 del modelo correspondiente.
- 11.- Si $1 \leq n \leq 4$: calcular D_i con la parte 2 del modelo correspondiente.
- 12.- Si $5 \leq n \leq 23$: calcular D_i con la parte 3 del modelo correspondiente.
- 13.- Se calcula la velocidad media del aire en el ducto empleando la ecuación (26) con el D_i que se calculó anteriormente.
- 14.- Se determina el número de Reynolds con la velocidad y el diámetro recién calculados.
- 15.- Se determina la nueva razón de desviación con respecto a un flujo Poiseuille (Z) con la ecuación (19).
- 16.- Se calcula una nueva resistencia (R_n) con la ecuación (27).
- 17.- Se determina la caída de presión (ΔP) en el ducto correspondiente a las nuevas condiciones, con la ecuación (28).
- 18.- Se registran los valores de velocidad media, número de Reynolds, resistencia y caída de presión.
- 19.- Se hace $n = n + 1$.
- 20.- Si n es menor o igual que 23, regresar al paso 4.

21.- Se determina la caída de presión total sumando los valores correspondientes, desde $n = 0$ hasta $n = 23$.

22.- F I N.

En la figura 5.2 se muestra un diagrama de flujo = de programa que corresponde a los modelos de ductos blandos.

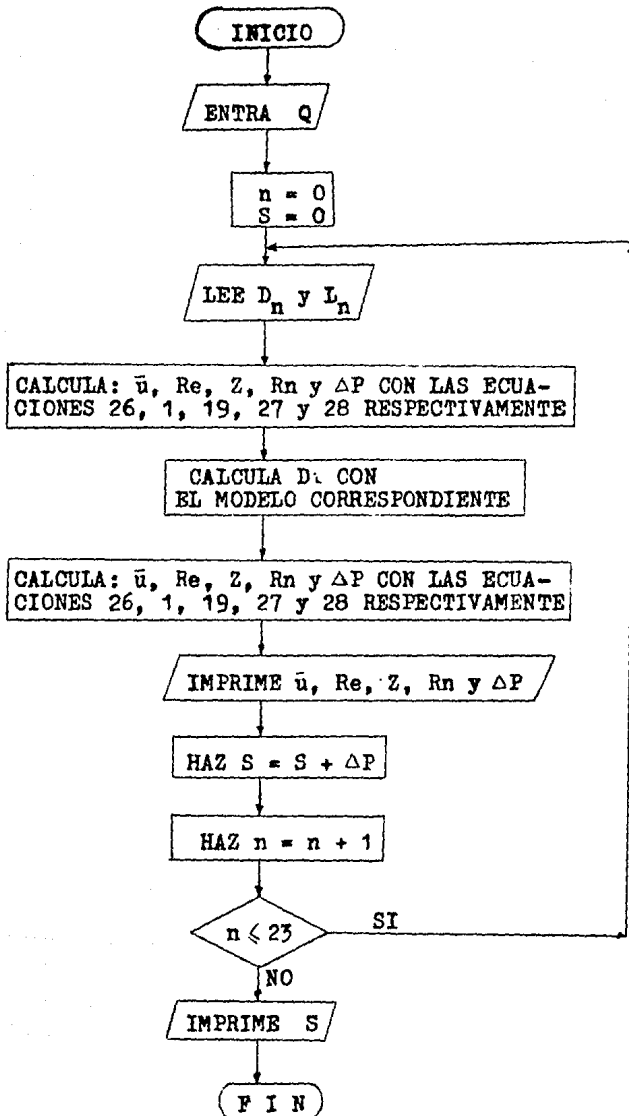


FIGURA 5.2.- DIAGRAMA DE FLUJO CORRESPONDIENTE AL MODELO DE DUCTO CONTRACTIL.

CAPITULO VI

RESULTADOS Y EVALUACION DE MODELOS

C A P I T U L O V I

RESULTADOS Y EVALUACION DE MODELOS

En este capítulo se presentan los resultados que se obtienen al resolver los diferentes modelos, que se propusieron en los capítulos III y IV, empleando para ello los métodos y algoritmos del capítulo V. Estos resultados se presentan en forma de tablas.

Los resultados de los modelos general de ductos rígidos y el modelo V se presentan en las tablas II y IV respectivamente. En estas dos tablas, Q se expresa en cm^3/seg , la velocidad (VEL) en cm/seg , la resistencia (R_n) tiene las unidades de $\text{gr}/\text{cm}^4 \cdot \text{seg}$ y la caída de presión (ΔP) de dinas/cm^2 . Cada tabla está compuesta de 8 partes, cada una para un flujo volumétrico distinto, y al final de cada parte aparece la caída de presión total para ese gasto.

En la tabla III se presenta un compendio de las caídas de presión totales para diferentes gastos volumétricos, que abarca a todos los modelos propuestos y probados en este trabajo. Esta tabla sirve de base para las gráficas correspondientes para cada modelo, que se presentan en las figuras 6.1 a 6.8.

Cabe aclarar que en la tabla IV, la expresión .CR= se refiere a las condiciones corregidas, así D.CR es el diámetro corregido del ducto, el diámetro "real" en cm.

TABLA II.1

Q = 250

GEN	VEL	REYK	Z	Rn	C.de P.
0	98.24	1163.413	4.359	0.0386	9.6443
1	106.93	858.256	4.894	0.0407	10.1763
2	115.51	630.766	5.478	0.0424	10.6107
3	126.68	467.443	6.124	0.0458	11.4496
4	98.24	290.853	3.350	0.0502	12.5500
5	81.20	186.977	2.581	0.0445	11.1292
6	63.44	116.861	1.990	0.0352	8.8103
7	47.01	71.133	1.531	0.0252	6.2871
8	35.94	43.980	1.180	0.0191	4.7692
9	26.21	26.559	0.908	0.0132	3.2959
10	18.39	15.731	0.696	0.0085	2.1180
11	13.08	9.381	0.534	0.0056	1.3951
12	8.61	5.382	0.411	0.0032	0.7863
13	5.78	3.117	0.321	0.0018	0.4530
14	3.55	1.727	0.246	0.0009	0.2229
15	2.23	0.968	0.187	0.0005	0.1161
16	1.35	0.533	0.145	0.0002	0.0546
17	0.83	0.296	0.111	0.0001	0.0272
18	0.49	0.160	0.086	5 E -5	0.0119
19	0.27	0.085	0.066	2 E -5	0.0050
20	0.15	0.044	0.051	1 E -5	0.0019
21	0.08	0.023	0.039	---	0.0007
22	0.05	0.012	0.030	---	0.0003
23	0.02	0.006	0.023	---	0.0001

TOTAL 93.9159

TABLA II.2

Q = 500

GEN	VEL	REYN	Z	Rn	C. de P.
0	196.49	2326.827	6.165	0.0546	27.2783
1	213.86	1716.511	6.922	0.0576	28.7829
2	231.03	1261.533	7.747	0.0600	30.0117
3	253.75	934.886	8.661	0.0648	32.3844
4	196.49	581.707	4.738	0.0710	35.4967
5	162.40	373.954	3.650	0.0630	31.4783
6	126.88	233.721	2.814	0.0498	24.9193
7	94.02	142.265	2.165	0.0356	17.7826
8	71.88	87.960	1.668	0.0270	13.4894
9	52.43	53.119	1.284	0.0186	9.3223
10	36.79	31.462	0.984	0.0120	5.9906
11	26.16	18.762	0.756	0.0079	3.9459
12	17.22	10.763	0.581	0.0045	2.2240
13	11.56	6.235	0.454	0.0026	1.2813
14	7.10	3.454	0.348	0.0013	0.6304
15	4.46	1.937	0.264	0.0007	0.3285
16	2.70	1.065	0.205	0.0003	0.1544
17	1.67	0.592	0.157	0.0002	0.0769
18	0.97	0.320	0.122	7 E -5	0.0337
19	0.55	0.170	0.094	3 E -5	0.0140
20	0.30	0.089	0.072	1 E -5	0.0054
21	0.16	0.046	0.056	---	0.0021
22	0.09	0.024	0.043	---	0.0008
23	0.05	0.012	0.033	---	0.0003
TOTAL					265.6343

TABLA II.3

Q = 750

GEN	VEL	REYN	Z	Rn	C. de P.
0	294.73	3490.240	7.551	0.0668	50.1133
1	320.79	2574.767	8.477	0.0705	52.8776
2	346.54	1892.299	9.488	0.0735	55.1350
3	380.63	1402.329	10.608	0.0793	59.4939
4	294.73	872.560	5.803	0.0870	65.2116
5	243.60	560.931	4.470	0.0771	57.8292
6	190.32	350.582	3.446	0.0610	45.7796
7	141.03	213.398	2.652	0.0436	32.6688
8	107.82	131.940	2.043	0.0330	24.7817
9	78.64	79.678	1.573	0.0228	17.1262
10	55.18	47.194	1.205	0.0147	11.0055
11	39.25	28.143	0.926	0.0097	7.2491
12	25.83	16.145	0.711	0.0055	4.0858
13	17.34	9.352	0.556	0.0031	2.3539
14	10.64	5.182	0.426	0.0015	1.1581
15	6.69	2.905	0.323	0.0008	0.6034
16	4.05	1.598	0.252	0.0004	0.2837
17	2.50	0.888	0.192	0.0002	0.1413
18	1.46	0.479	0.149	0.0001	0.0619
19	0.82	0.255	0.115	3 E -5	0.0258
20	0.45	0.133	0.089	1 E -5	0.0099
21	0.25	0.070	0.068	1 E -5	0.0039
22	0.14	0.037	0.053	---	0.0015
23	0.07	0.018	0.040	---	0.0005
				TCTAL 488.0014	

TABLA II.4

Q = 1000

GEN	VEL	REYN	Z	Rn	C. de P.
0	392.98	4653.653	8.719	0.0772	77.1545
1	427.72	3433.023	9.789	0.0814	81.4104
2	462.06	2523.065	10.956	0.0849	84.8859
3	507.51	1869.771	12.249	0.0916	91.5969
4	392.98	1163.413	6.700	0.1004	100.3998
5	324.81	747.909	5.162	0.0890	89.0340
6	253.75	467.443	3.980	0.0705	70.4823
7	188.04	284.530	3.062	0.0503	50.2969
8	143.76	175.919	2.360	0.0382	38.1539
9	104.86	106.237	1.816	0.0264	26.3676
10	73.57	62.925	1.392	0.0169	16.9440
11	52.33	37.524	1.069	0.0112	11.1607
12	34.44	21.527	0.822	0.0063	6.2905
13	23.11	12.470	0.642	0.0036	3.6241
14	14.19	6.909	0.492	0.0018	1.7831
15	8.92	3.873	0.373	0.0009	0.9290
16	5.40	2.130	0.290	0.0004	0.4368
17	3.33	1.183	0.222	0.0002	0.2176
18	1.94	0.629	0.172	0.0001	0.0953
19	1.10	0.340	0.133	4 E -5	0.0397
20	0.60	0.178	0.102	2 E -5	0.0153
21	0.33	0.093	0.079	1 E -5	0.0060
22	0.18	0.049	0.061	---	0.0023
23	0.09	0.024	0.047	---	0.0008
TOTAL:					751.3273

TABLA II.5

Q = 1250

GEN	VEL	REYN	Z	Rn	C de P
0	491.22	5817.067	9.748	0.0863	107.8268
1	534.65	4291.279	10.944	0.0910	113.7745
2	577.57	3153.831	12.249	0.0949	118.6316
3	634.39	2337.214	13.695	0.1024	128.0105
4	491.22	1454.267	7.491	0.1123	140.3129
5	406.01	934.886	5.771	0.0995	124.4287
6	317.19	584.304	4.449	0.0788	98.5020
7	235.05	355.663	3.424	0.0562	70.2921
8	179.70	219.899	2.638	0.0427	53.3217
9	131.07	132.796	2.031	0.0295	36.8498
10	91.97	78.656	1.556	0.0189	23.6800
11	65.41	46.905	1.195	0.0125	15.5976
12	43.05	26.909	0.918	0.0070	8.7912
13	28.89	15.587	0.718	0.0041	5.0649
14	17.74	8.636	0.550	0.0020	2.4919
15	11.15	4.842	0.417	0.0010	1.2983
16	6.75	2.663	0.325	0.0005	0.6104
17	4.16	1.479	0.248	0.0002	0.3041
18	2.43	0.799	0.193	0.0001	0.1332
19	1.37	0.425	0.148	4 E -5	0.0555
20	0.75	0.222	0.114	2 E -5	0.0214
21	0.41	0.116	0.088	1 E -5	0.0083
22	0.23	0.061	0.068	---	0.0033
23	0.11	0.030	0.052	---	0.0011
TOTAL					1050.0119

TABLA II.6

Q = 1500

GEN	VEL	REYN	Z	Rn	C de P
0	589.46	6980.480	10.678	0.0945	141.7419
1	641.58	5149.534	11.989	0.0997	149.5605
2	693.08	3784.598	13.418	0.1040	155.9453
3	761.26	2804.657	15.002	0.1122	168.2742
4	589.46	1745.120	8.206	0.1230	184.4462
5	487.21	1121.863	6.322	0.1090	163.5658
6	380.63	701.164	4.874	0.0863	129.4843
7	282.06	426.796	3.750	0.0616	92.4013
8	215.64	263.879	2.890	0.0467	70.0932
9	157.29	159.356	2.225	0.0323	48.4403
10	110.36	94.387	1.704	0.0208	31.1282
11	78.49	56.286	1.309	0.0137	20.5036
12	51.66	32.290	1.006	0.0077	11.5563
13	34.67	18.705	0.787	0.0044	6.6579
14	21.29	10.363	0.603	0.0022	3.2757
15	13.38	5.810	0.457	0.0011	1.7067
16	8.10	3.195	0.356	0.0005	0.8024
17	5.00	1.775	0.272	0.0003	0.3997
18	2.91	0.959	0.211	0.0001	0.1751
19	1.65	0.510	0.162	5 E -5	0.0730
20	0.90	0.266	0.125	2 E -5	0.0281
21	0.49	0.139	0.097	1 E -5	0.0109
22	0.27	0.073	0.074	---	0.0043
23	0.14	0.037	0.057	---	0.0014
TOTAL					1380.2765

TABLA II.7

Q = 1750

GEN	VEL	REYN	Z	Rn	C de P
0	687.71	8143.893	11.534	0.1021	178.6153
1	748.51	6007.790	12.949	0.1077	188.4678
2	808.60	4415.364	14.493	0.1123	196.5135
3	880.14	3272.100	16.204	0.1212	212.0497
4	687.71	2035.973	8.863	0.1328	232.4287
5	568.41	1308.840	6.828	0.1178	206.1165
6	444.07	818.025	5.264	0.0932	163.1688
7	329.07	497.928	4.051	0.0665	116.4390
8	251.58	307.859	3.121	0.0505	88.3276
9	183.50	185.915	2.403	0.0349	61.0418
10	128.75	110.119	1.841	0.0224	39.2260
11	91.57	65.667	1.414	0.0148	25.8374
12	60.28	37.672	1.087	0.0083	14.5627
13	40.45	21.822	0.850	0.0048	8.3900
14	24.84	12.091	0.651	0.0024	4.1279
15	15.61	6.778	0.494	0.0012	2.1507
16	9.44	3.728	0.384	0.0006	1.0112
17	5.83	2.071	0.294	0.0003	0.5037
18	3.40	1.118	0.228	0.0001	0.2207
19	1.92	0.595	0.175	5 E -5	0.0919
20	1.05	0.311	0.135	2 E -5	0.0354
21	0.57	0.163	0.104	1 E -5	0.0138
22	0.32	0.085	0.080	---	0.0054
23	0.16	0.043	0.062	---	0.0018
TOTAL					1739.3471

TABLA II.8

Q = 2000

GEN	VEL	REYN	Z	Rn	C de P
0	785.95	9307.307	12.330	0.1091	218.2260
1	855.44	6866.046	13.843	0.1151	230.2635
2	924.11	5046.130	15.494	0.1201	240.0935
3	1015.02	3739.543	17.322	0.1295	259.0751
4	785.95	2326.827	9.475	0.1420	283.9734
5	649.61	1495.817	7.300	0.1259	251.8260
6	507.51	934.886	5.628	0.0997	199.3541
7	376.08	569.061	4.331	0.0711	142.2612
8	287.52	351.839	3.337	0.0540	107.9156
9	209.71	212.474	2.569	0.0373	74.5787
10	147.15	125.850	1.968	0.0240	47.9249
11	104.65	75.048	1.511	0.0158	31.5673
12	68.89	43.054	1.162	0.0089	17.7922
13	46.23	24.940	0.908	0.0051	10.2506
14	28.38	13.818	0.696	0.0025	5.0433
15	17.84	7.746	0.528	0.0013	2.6277
16	10.79	4.261	0.411	0.0006	1.2354
17	6.66	2.367	0.314	0.0003	0.6154
18	3.89	1.278	0.244	0.0001	0.2697
19	2.20	0.680	0.187	E -5	0.1123
20	1.20	0.355	0.145	2 E -5	0.0433
21	0.66	0.186	0.111	1 E -5	0.0169
22	0.36	0.097	0.086	---	0.0066
23	0.18	0.049	0.066	---	0.0022
TOTAL					2125.0746

CAIDA DE PRESSION TOTAL									
Q	MODELO GRAL.	MODELO I	MODELO Ic	MODELO II	MODELO III	MODELO IV	MODELO V	MODELO Va	MODELO Vb
250	93.9	121.9	226.0	119.7	112.7	139.3	143.9	146.0	132.0
500	265.6	206.4	94.6	247.5	847.4	244.3	248.4	253.6	253.0
750	488.0	488.0	53.8	339.5	7.8E+6	357.1	376.7	385.2	399.3
1000	751.3	751.3	79.0	4280.6	ind.	527.3	527.9	539.3	566.2
1250	1050.0	1050.0	108.3	ind.	ind.	1024.7	693.3	707.1	744.7
1500	1380.3	1380.3	141.1	ind.	ind.	1.1E+5	865.4	880.9	927.3
1750	1739.3	1739.3	176.9	ind.	ind.	ind.	1039.2	1055.8	1108.7
2000	2125.1	2125.1	215.3	850.3	926.4	ind.	1211.7	1228.7	1285.6

TABLA III.

TABLA IV.1

Q = 250

GEN	C de P	D.CR	Re.CR	Rn. CR	C de P.CR
0	9.6443	1.768	1184.323	0.0414	10.3566
1	10.1763	0.993	1054.422	0.0927	23.1836
2	10.6107	0.681	768.638	0.0936	23.3976
3	11.4496	0.467	561.103	0.0951	23.7709
4	12.5500	0.382	342.736	0.0968	24.1983
5	11.1292	0.352	186.148	0.0437	10.9333
6	8.8103	0.281	116.450	0.0348	8.6872
7	6.2871	0.231	70.954	0.0249	6.2243
8	4.7692	0.186	43.896	0.0189	4.7333
9	3.2959	0.154	26.524	0.0131	3.2786
10	2.1180	0.134	15.718	0.0084	2.1108
11	1.3951	0.109	9.376	0.0056	1.3928
12	0.7863	0.096	5.380	0.0031	0.7853
13	0.4530	0.083	3.117	0.0018	0.4527
14	0.2229	0.075	1.727	0.0009	0.2228
15	0.1161	0.067	0.968	0.0005	0.1161
16	0.0546	0.067	0.533	0.0002	0.0546
17	0.0272	0.055	0.296	0.0001	0.0272
18	0.0119	0.055	0.160	5 E -5	0.0119
19	0.0050	0.048	0.085	2 E -5	0.0059
20	0.0019	0.046	0.044	1 E -5	0.0019
21	0.0007	0.044	0.023	---	0.0007
22	0.0003	0.042	0.012	---	0.0003
23	0.0001	0.042	0.006	---	0.0001
TOTAL					143.9441

TABLE IV.2

Q = 500

GEN	C de I	U. CR	Re. CR	Rn. CR	C de P. CR
0	27.2783	1.000	2326.877	0.0546	27.2806
1	28.7829	1.232	1700.068	0.0554	27.6958
2	30.0117	0.845	1238.352	0.0558	27.9199
3	32.3844	0.579	904.401	0.0567	28.3626
4	35.4967	0.473	552.884	0.0579	28.9672
5	31.4783	0.354	369.304	0.0599	29.9415
6	24.9193	0.283	231.415	0.0479	23.9515
7	17.7826	0.232	141.260	0.0346	17.2856
8	13.4894	0.187	87.488	0.0264	13.2022
9	9.3223	0.155	52.921	0.0184	9.1846
10	5.9906	0.135	31.387	0.0119	5.9335
11	3.9459	0.109	18.732	0.0078	3.9211
12	2.2240	0.096	10.754	0.0044	2.2161
13	1.2813	0.083	6.232	0.0026	1.2787
14	0.6304	0.075	3.454	0.0013	0.6298
15	0.3285	0.067	1.936	0.0007	0.3283
16	0.1544	0.067	1.065	0.0003	0.1544
17	0.0769	0.055	0.592	0.0002	0.0769
18	0.0337	0.055	0.320	7 E -5	0.0337
19	0.0140	0.048	0.170	3 E -5	0.0147
20	0.0054	0.046	0.089	1 E -5	0.0054
21	0.0021	0.044	0.046	---	0.0021
22	0.0008	0.042	0.024	---	0.0008
23	0.0003	0.042	0.012	---	0.0003
TOTAL					348.3852

TABLA IV.3

Q = 750

GEN	C de P	D.CR	Re.CR	Rn.CR	C de P.CR
0	50.1133	1.841	3412.392	0.0611	45.7897
1	52.8776	1.373	2287.235	0.0439	32.9278
2	55.1350	0.943	1670.834	0.0447	33.5121
3	59.4939	0.641	1225.328	0.0462	34.6803
4	65.2116	0.521	753.612	0.0484	36.2856
5	57.8292	0.358	548.249	0.0704	52.7742
6	45.7796	0.285	344.278	0.0568	42.5744
7	32.6688	0.233	210.645	0.0414	31.0156
8	24.7817	0.188	130.644	0.0318	23.8236
9	17.1262	0.155	79.136	0.0222	16.6649
10	11.0055	0.131	46.987	0.0144	10.8138
11	7.2491	0.109	28.062	0.0096	7.1657
12	4.0858	0.096	16.119	0.0054	4.0593
13	2.3539	0.083	9.344	0.0031	2.3452
14	1.1581	0.075	5.179	0.0015	1.1562
15	0.6034	0.067	2.904	0.0008	0.6029
16	0.2837	0.067	1.598	0.0004	0.2837
17	0.1413	0.055	0.888	0.0002	0.1414
18	0.0619	0.055	0.479	8 E -5	0.0619
19	0.0258	0.048	0.255	3 E -5	0.0258
20	0.0099	0.046	0.133	1 E -5	0.0099
21	0.0039	0.044	0.070	1 E -5	0.0039
22	0.0015	0.042	0.037	---	0.0015
23	0.0005	0.042	0.018	---	0.0005
TOTAL					376.7185

TABLA IV.4

Q = 1000

GEN	C de P	D.CR	Re.CR	Rn.CR	C de P.CR
0	77.1545	1.890	4432.665	0.0635	63.5104
1	81.4104	1.446	2895.532	0.0412	41.1994
2	84.8859	0.988	2119.966	0.0423	42.3094
3	91.5969	0.671	1560.992	0.0445	44.4969
4	100.3998	0.543	964.563	0.0474	47.4373
5	89.0340	0.362	722.189	0.0774	77.4042
6	70.4823	0.288	454.626	0.0631	63.0642
7	50.2969	0.235	278.919	0.0464	46.4449
8	38.1539	0.189	173.275	0.0359	35.9119
9	26.3676	0.156	105.128	0.0253	25.2839
10	16.9440	0.131	62.501	0.0165	16.4923
11	11.1607	0.109	37.357	0.0110	10.9636
12	6.2905	0.096	21.473	0.0062	6.2277
13	3.6241	0.083	12.452	0.0036	3.6033
14	1.7831	0.075	6.904	0.0018	1.7783
15	0.9290	0.067	3.872	0.0009	0.9277
16	0.4368	0.067	2.130	0.0004	0.4366
17	0.2176	0.055	1.183	0.0002	0.2176
18	0.0953	0.055	0.639	0.0001	0.0954
19	0.0397	0.048	0.340	4 E -5	0.0398
20	0.0153	0.046	0.178	2 E -5	0.0154
21	0.0060	0.044	0.093	1 E -5	0.0064
22	0.0023	0.042	0.049	---	0.0024
23	0.0008	0.042	0.024	---	0.0009
TOTAL					527.8668

TABLA IV.5

Q = 1250

GEN	C de P	D.CR	Re.CR	Rn.CR	C de P.CR
0	107.8268	1.945	5383.547	0.0633	79.1014
1	113.7745	1.484	3528.658	0.0416	52.0159
2	118.6316	1.012	2586.937	0.0430	53.7019
3	128.0105	0.686	1909.055	0.0456	56.9804
4	140.3129	0.553	1182.359	0.0491	61.3084
5	124.4287	0.367	890.561	0.0820	102.4570
6	98.5020	0.291	562.154	0.0675	84.3943
7	70.2921	0.236	345.936	0.0503	62.9124
8	53.3217	0.196	215.307	0.0392	49.0052
9	36.8498	0.156	130.867	0.0278	34.7549
10	23.6800	0.131	77.918	0.0182	22.8037
11	15.5976	0.111	46.614	0.0122	15.2143
12	8.7912	0.095	26.814	0.0069	8.6686
13	5.0649	0.082	15.556	0.0040	5.0246
14	2.4919	0.074	8.628	0.0020	2.4826
15	1.2983	0.066	4.839	0.0010	1.2957
16	0.6104	0.066	2.662	0.0005	0.6098
17	0.3041	0.054	1.479	0.0002	0.3039
18	0.1332	0.054	0.799	0.0001	0.1332
19	0.0555	0.047	0.425	4 E -5	0.0555
20	0.2140	0.045	0.222	2 E -5	0.0214
21	0.0083	0.043	0.116	1 E -5	0.0083
22	0.0033	0.041	0.061	---	0.0033
23	0.0011	0.041	0.030	---	0.0011
TOTAL					693.2566

TABLA IV.6

Q = 1500

GEN	C de P	D.CR	Re.CR	Rn.CR	C de P.CR
0	141.7419	2.006	6263.655	0.0613	91.8901
1	149.5605	1.505	4174.183	0.0431	64.5701
2	155.9453	1.026	3062.009	0.0446	66.8219
3	168.2742	0.694	2261.724	0.0474	71.1634
4	184.4462	0.564	1401.986	0.0512	76.8322
5	163.5658	0.373	1052.971	0.0846	126.9401
6	129.4843	0.295	666.637	0.0705	105.8022
7	92.4013	0.239	411.583	0.0533	79.9152
8	70.0932	0.191	256.682	0.0418	62.7539
9	48.4403	0.157	156.327	0.0299	44.8619
10	31.1282	0.132	93.227	0.0198	29.6249
11	20.5036	0.112	55.828	0.0132	19.8445
12	11.5563	0.095	32.142	0.0076	11.3451
13	6.6579	0.082	18.655	0.0044	6.5875
14	3.2757	0.074	10.350	0.0022	3.2586
15	1.7067	0.066	5.806	0.0011	1.7021
16	0.8024	0.066	3.194	0.0005	0.8014
17	0.3997	0.054	1.775	0.0003	0.3995
18	0.1751	0.054	0.959	0.0001	0.1751
19	0.0730	0.047	0.510	5 E -5	0.0729
20	0.0281	0.045	0.266	2 E -5	0.0281
21	0.0109	0.043	0.139	1 E -5	0.0109
22	0.0043	0.041	0.073	---	0.0043
23	0.0014	0.041	0.037	---	0.0014

TOTAL 865.4063

TABLA IV.7

Q = 1750

GEN	C de P	D.CR	Re.CR	Rn.CR	C de P.CR
0	178.6153	2.072	7073.556	0.0581	101.6580
1	188.4678	1.522	4822.332	0.0447	78.2368
2	196.5135	1.036	3538.249	0.0463	81.0363
3	212.0497	0.701	2614.329	0.0494	86.4117
4	232.4287	0.565	1620.992	0.0534	93.3954
5	206.1165	0.379	1209.150	0.0858	150.1367
6	163.1688	0.298	767.906	0.0724	126.7075
7	116.4390	0.241	475.769	0.0555	97.0547
8	88.3276	0.193	297.353	0.0439	76.8747
9	61.0418	0.158	181.484	0.0317	55.4270
10	39.2260	0.132	108.418	0.0211	36.8578
11	25.8374	0.112	64.995	0.0142	24.7965
12	14.5627	0.096	37.454	0.0081	14.2283
13	8.3900	0.082	21.749	0.0047	8.2783
14	4.1279	0.074	12.071	0.0023	4.1007
15	2.1507	0.066	6.772	0.0012	2.1433
16	1.0112	0.066	3.726	0.0006	1.0096
17	0.5037	0.054	2.071	0.0003	0.5033
18	0.2207	0.054	1.118	0.0001	0.2206
19	0.0919	0.047	0.595	5 E -5	0.0920
20	0.0354	0.045	0.311	2 E -5	0.0355
21	0.0138	0.043	0.163	1 E -5	0.0139
22	0.0054	0.041	0.085	---	0.0055
23	0.0018	0.041	0.043	---	0.0019
TOTAL					1039.2233

TABLA IV.8

Q = 2000

GEN	C de P	D.CR	Re.CR	Rn.CR	C de P.CR
0	218.2260	2.144	7815.185	0.0542	108.4844
1	230.2635	1.532	5468.523	0.0463	92.6574
2	240.0935	1.044	4012.672	0.0480	96.0022
3	259.0751	0.706	2965.173	0.0512	102.4122
4	283.9734	0.569	1838.683	0.0554	110.7258
5	251.8260	0.385	1358.931	0.0858	171.5445
6	199.3541	0.302	865.842	0.0733	146.6715
7	142.2612	0.243	538.422	0.0570	114.0101
8	107.9156	0.194	337.280	0.0456	91.1318
9	74.5787	0.159	206.319	0.0332	66.3056
10	47.9249	0.132	123.483	0.0222	44.4196
11	31.5673	0.112	74.112	0.0150	30.0226
12	17.7922	0.096	42.750	0.0087	17.2945
13	10.2506	0.082	24.838	0.0050	10.0841
14	5.0433	0.074	13.790	0.0025	5.0028
15	2.6277	0.066	7.738	0.0013	2.6166
16	1.2354	0.066	4.258	0.0006	1.2336
17	0.6154	0.054	2.366	0.0003	0.6148
18	0.2697	0.054	1.278	0.0001	0.2695
19	0.1123	0.047	0.680	6 E -5	0.1123
20	0.0433	0.045	0.355	2 E -5	0.0433
21	0.0169	0.043	0.186	1 E -5	0.0169
22	0.0066	0.041	0.097	---	0.0066
23	0.0022	0.041	0.049	---	0.0022
TOTAL					1211.6835

Con el fin de comparar los resultados de los diferentes modelos con los resultados experimentales observados por Ferris, Mead y Opie ^{18/}, en las figuras 6.1 a 6.8 aparece, con una línea punteada, la recta correspondiente a sus observaciones.

De estas comparaciones se observa que los modelos general, I, II y IV resultan relativamente aceptables para el caso de manejar gastos volumétricos pequeños, esto es, del orden de $800 \text{ cm}^3/\text{seg}$ o menores, excepto el modelo IV, que se puede considerar aceptable hasta los $1100 \text{ cm}^3/\text{seg}$.

Los modelos Ic y III definitivamente no funcionan, ni siquiera en un rango pequeño, y se concretan a cruzar la línea de resultados experimentales en algún punto.

Resulta alentadora la manera en la que los modelos V, Va y Vb se ajustan a la línea de resultados experimentales en todo el intervalo considerado, que además es el intervalo funcional de los pulmones humanos. En este sentido se observa una mejor aproximación del modelo Va que del V, ya que se desvía un poco menos de los resultados experimentales; en el caso de los resultados del modelo Vb, éste presenta desviaciones semejantes a las del modelo V, nada más que el Vb las balancea a uno y otro lado de la línea de resultados experimentales.

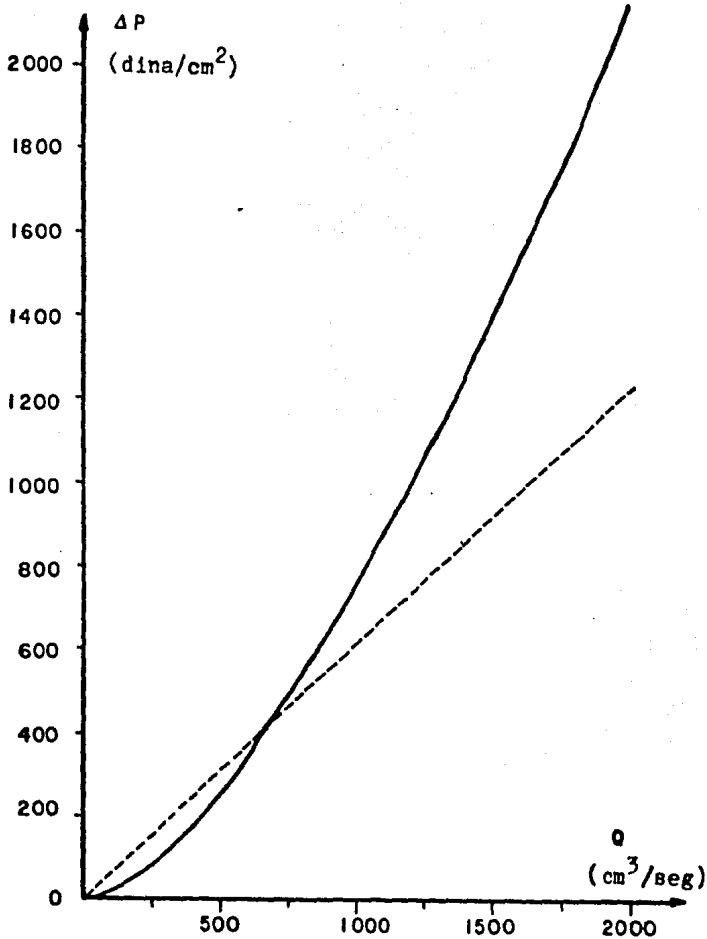


FIGURA 6.1.- REPRESENTACION GRAFICA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON EL MODELO GENERAL DE DUCTOS RIGIDOS.

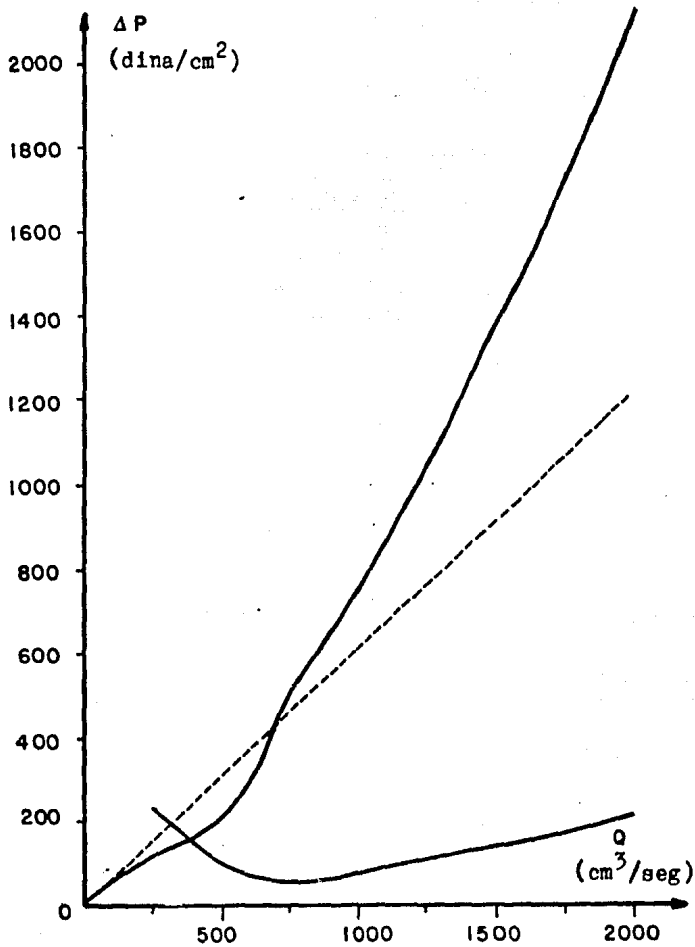


FIGURA 6.2.- REPRESENTACION GRAFICA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON LCS MODELOS I Y Ic.

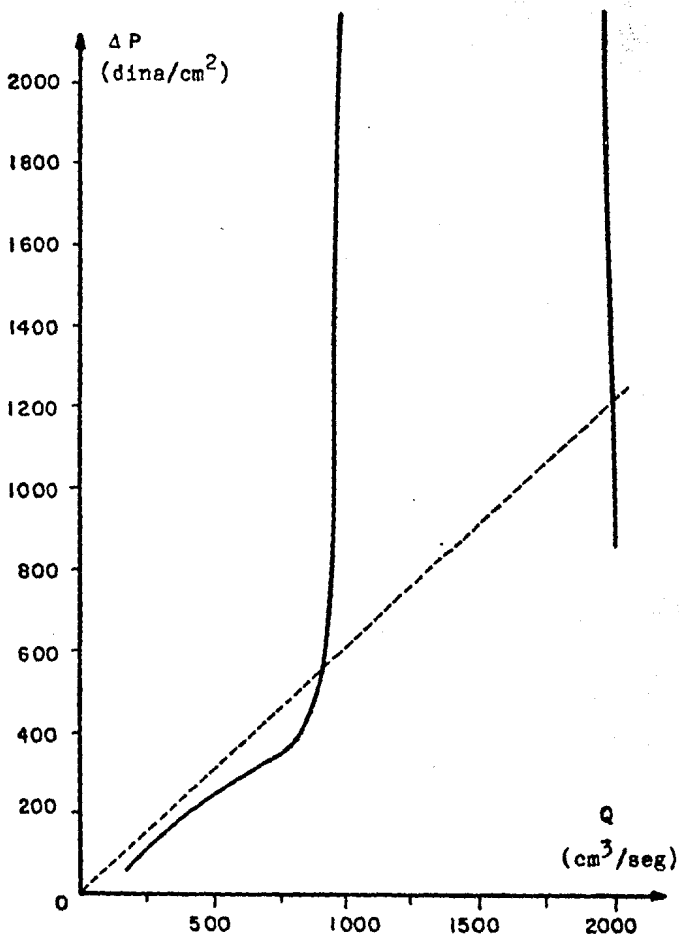


FIGURA 6.3.- REPRESENTACION GRAFICA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON EL MODELO II.

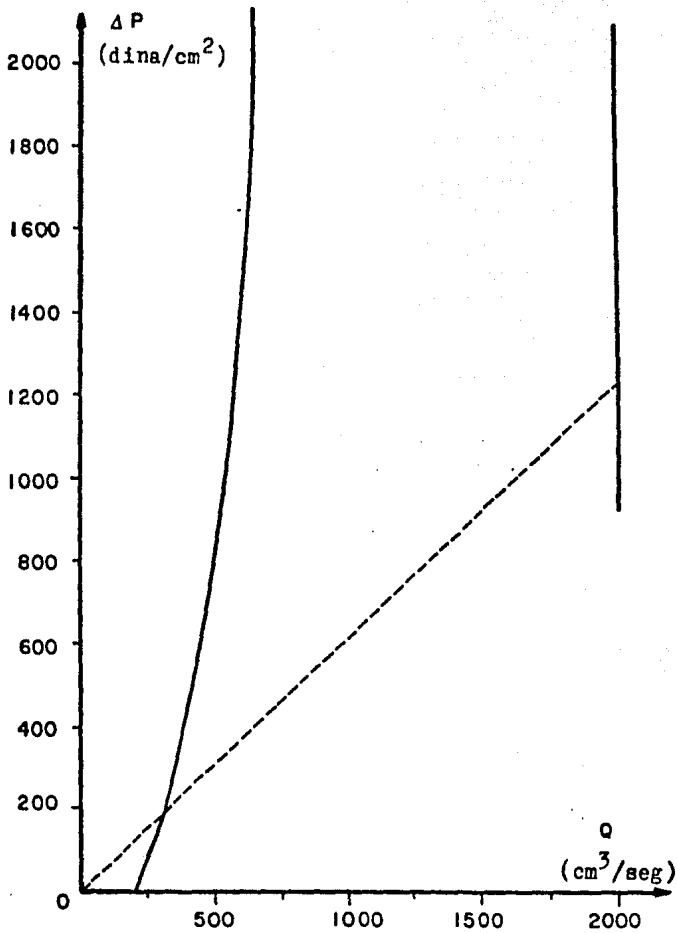


FIGURA 6.4.- RESULTADOS DEL MODELO III, REPRESENTADOS GRAFICAMENTE.

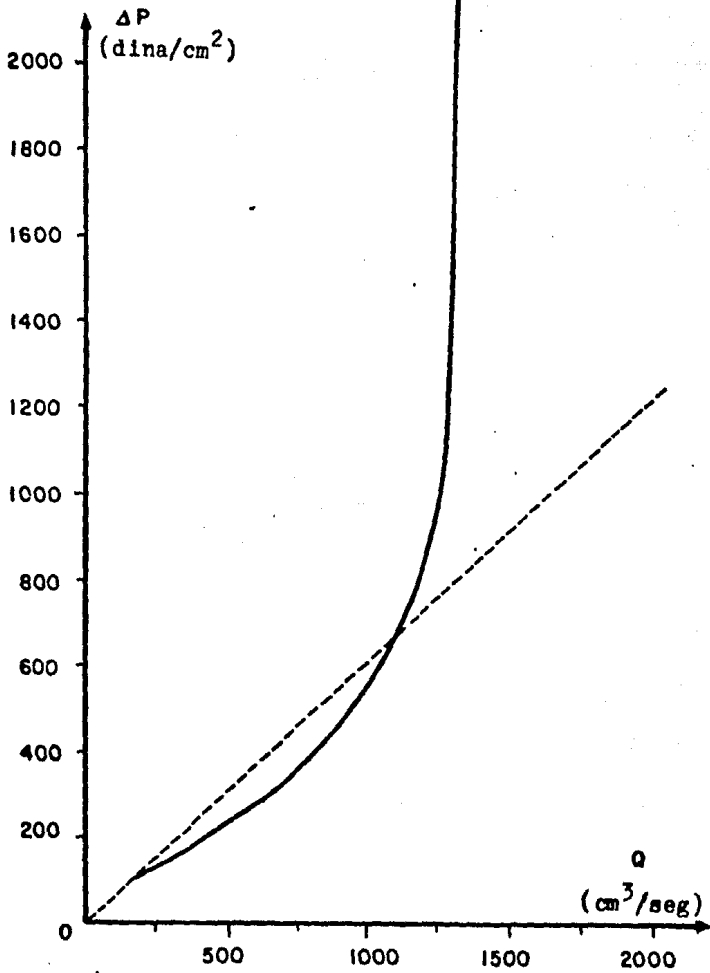


FIGURA 6.5.- REPRESENTACION GRAFICA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON EL MODELO IV.

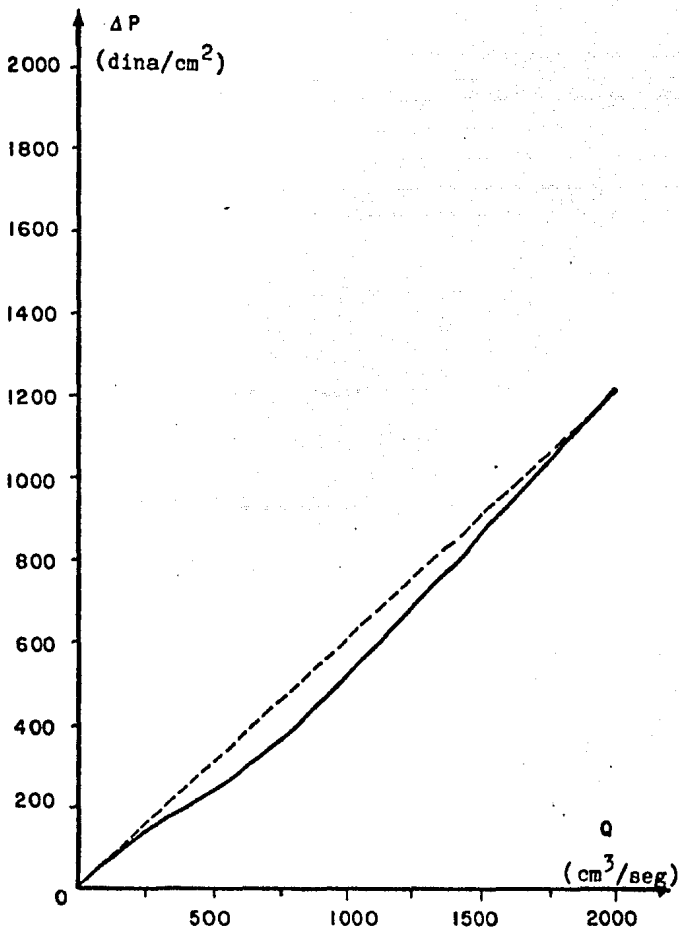


FIGURA 6.6.- REPRESENTACION GRAFICA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON EL MODELO V.

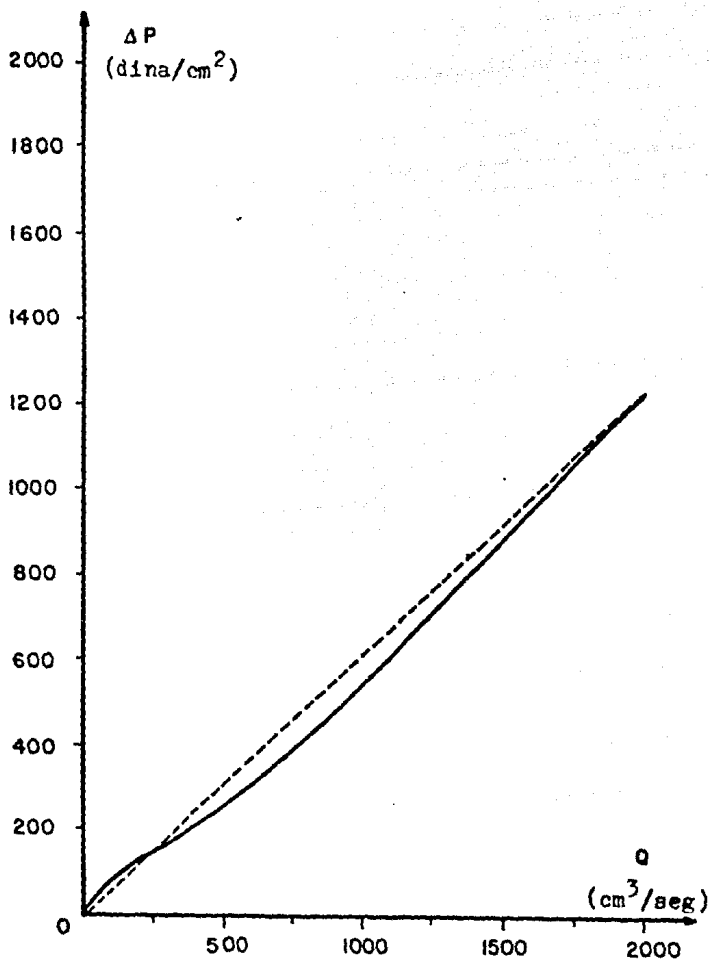


FIGURA 6.7.- REPRESENTACION GRAFICA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON EL MODELO Va.

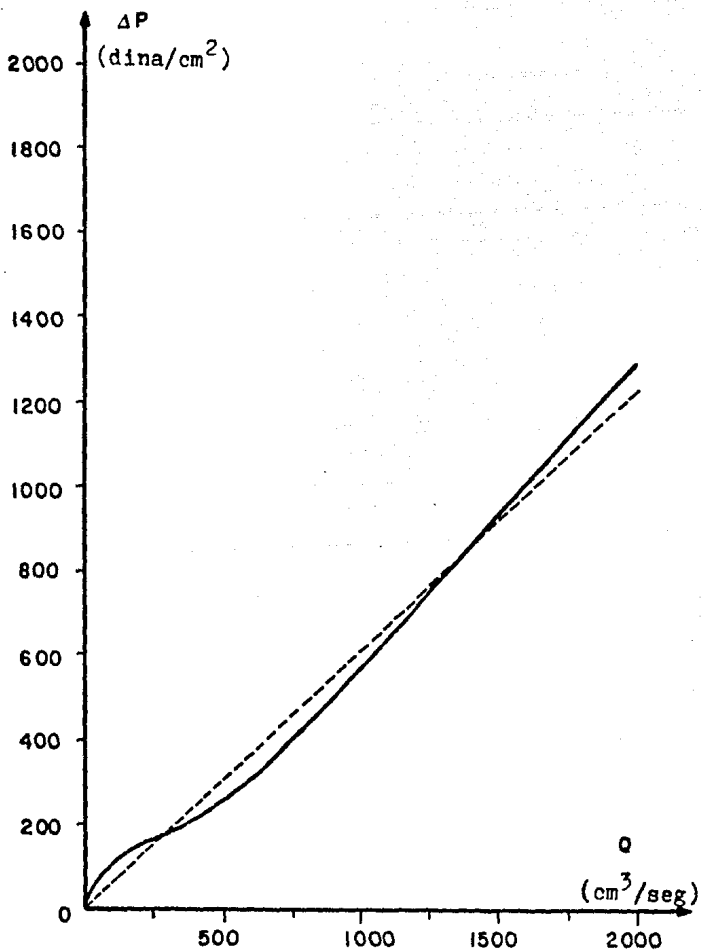


FIGURA 6.8.- REPRESENTACION GRAFICA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS CON EL MODELO Vb.

C A P I T U L O V I I

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

C A P I T U L O V I I

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

A partir de los resultados de este trabajo, que se muestran en el capítulo VI, se puede concluir que, los modelos que tienen en su parte 2 una función polinomial, en general, no funcionan como era de esperarse, ya que no presentan ninguna ventaja sobre el modelo general de ductos rígidos, y sin embargo sí introducen dificultades adicionales en la conceptualización y en la solución del modelo, y esto si es que el modelo funciona aproximadamente, puesto que los modelos I c y III definitivamente no se acercaron siquiera a los resultados experimentales.

Como se mencionó anteriormente, tal vez sea posible ajustar un modelo de estructura polinomial, tal vez cúbica, que sea capaz de comportarse asintóticamente, pero su aplicación implicaría una rotación de ejes, una translación de los mismos, un cambio en la escala y, lo peor, el tener que seleccionar la respuesta adecuada de un mínimo de tres resultados posibles. Ciertamente esto es algo que para alguien que labora en el campo de la física, la química y las matemáticas, no resulta muy complicado, sólo un poco tedioso, pero para un médico, que su contacto más próximo con las matemáticas lo tuvo en el bachillerato, o tal vez un poco en fisiología, resulta en una complicación hasta grosera.

Cabe recordar que la ingeniería biomédica es un campo de actividades interdisciplinario, en el que deben colaborar de la manera más pacífica posible, investigadores y científicos del área de la física, la química, la ingeniería, la medicina y la biología, procurando hacer a un lado orgullosos y vanidades, de manera que el lenguaje que se emplee pueda ser comprendido por todos los colaboradores.

Otra posibilidad de hacer que los modelos polinómiales lleguen a funcionar, podría ser la de intentar efectuar una combinación lineal de dos polinomios, cuadráticos por ejemplo, pero, uno de ellos debe de ser inverso, es decir, con los exponentes de signo cambiado, de tal manera que se logre la asintoticidad deseada. Esto tal vez sea un trabajo adecuado para algún ingeniero con interés en adentrarse en el fascinante mundo de la ingeniería biomédica, aunque es muy posible que no resulte un modelo muy sencillo que digamos.

Por lo dicho hasta ahora, todo parece indicar que, por lo que se refiere a los modelos polinómiales, tienen ya muy pocas esperanzas si se les compara con los modelos exponenciales-logarítmicos, ya que estos son más sencillos de manejar, más fáciles de entender, conceptual y operacionalmente, además de ser más precisos en cuanto a los resultados que con ellos se obtiene.

Definitivamente, los modelos de ducto contráctil son más precisos que el modelo general de ductos rígidos, y

la complicación de cálculo adicional no es tanta como los beneficios que representa al mejorar su exactitud con respecto a la realidad.

Tras estos resultados, es posible decir que es un hecho, ahora doblemente confirmado, que los ductos pulmonares están constituidos de un tejido muscular liso que sí permite y realiza movimientos. Estos movimientos, encaminados a un eficiente control de la ventilación del organismo, son proporcionales a las ondas de presión del aire en cada ducto, así como al flujo de aire, que es dependiente directamente de los requerimientos de oxígeno del organismo. El movimiento se realiza principalmente en el sentido radial (se suponen despreciables las variaciones longitudinales), es decir, variando el diámetro del ducto y con ello la sección transversal de flujo, provocando así cambios en la velocidad del aire.

Es interesante observar, que si el modelo Va resultase ser el mejor (así lo creo), éste trae como consecuencia el hecho de que en la realidad la tráquea es más sensible de lo que se imaginaba originalmente. Sin embargo, es de la tráquea de la generación de la que más información se dispone, ya que es el ducto más grande y el más accesible. La tráquea es el ducto más reforzado con anillos semicirculares de fibrocartilago, que impiden deformaciones significativas, aunque un incremento máximo de un 20% no es muy grande, y el modelo se acerca más a la realidad aparentemente (modelo Va).

Las implicaciones del modelo Vb son mucho más fuertes y trascendentes, en este caso se trata de desmentir el hecho de que los efectos principales de control de la ventilación sean efectuados por las generaciones 1 a 4, como se supuso desde el principio, y algunos autores afirmaron, y asegurar que la generación 4 no forma parte de este grupo, sino de aquel que integra la parte 3, es decir, la generación 4 ya no estaría en el grupo de las más sensibles, sino en el de las menos sensibles. Esto, aunque atrevido, sugiere la necesidad de precisar un poco más la mecánica funcional del pulmón, ya que al igual que una investigación podría indicar, tal vez, que las generaciones 4 a 6 sean aproximadamente igual de sensibles, en promedio, que la tráquea, podría responder simplemente que ésta es una simplificación del modelo, que compensa además a la suposición hecha previamente de que el órgano presenta dicotomía regular.

Resulta recomendable entonces, el realizar pruebas experimentales encaminadas a corroborar alguna de las hipótesis planteadas, o bien, que explique el porqué de la discrepancia.

Es recomendable también, para aquellos científicos del área de la física y la ingeniería, que revisen este trabajo y traten de usarlo para mejorar y perfeccionar el modelo, sin perder de vista el requerimiento de sencillez de aplicación y facilidad de entendimiento.

CAPITULO VIII

BIBLIOGRAFIA

C A P I T U L O V I I I

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Rodríguez, P. M., "Anatomía, fisiología e higiene. Elementos introductorios.", 4ª Ed., Editorial Progreso, S.A. (1971), México.
- 2.- Gray, H., "Anatomy of the human body.", 29ª Ed., Lea & Febiger (1973), U.S.A.
- 3.- Clemente, C. D., "Anatomy, a regional atlas of the human body.", 2ª Ed., Urban & Schwarzenberg (1981), Munich.
- 4.- Guyton, A. C., "Tratado de fisiología médica.", 5ª Ed., - Nueva editorial interamericana, S.A. de C.V. (1977), - México.
- 5.- Hernández, R. F., "Manual de anatomía.", Editorial Men- - dez Cervantes (1979), México.
- 6.- West, J. B., "Bioengineering aspects of the lung.", - Marcel Dekker, Inc. (1977), U.S.A.
- 7.- Bird, R. B., Stewart, W. E. & Lightfoot, E. N., "Fenóme- - nos de transporte.", Editorial Reverté, S.A. (1982), - España.
- 8.- Bennett, C. O. & Myers, J. E., "Momentum, heat and mass- - transfer.", 2ª Ed., McGraw-Hill, Inc. (1974), U.S.A.

- 9.- Coulson, J. M. & Richardson, J. F., "Chemical engineer-
ing", Vol. 1, 3ª Ed., Pergamon Press (1980), Gran Bretaña.
- 10.- Fung, Y. C., "A first course in continuum mechanics.", =
2ª Ed., Prentice-Hall, Inc. (1977), U.S.A.
- 11.- Giles, R. V., "Mecánica de los fluidos e hidráulica.", =
2ª Ed., McGraw-Hill de México, S.A. de C.V. (serie de com-
pendios Schaums) (1969), México.
- 12.- Mataix, C., "Mecánica de fluidos y máquinas hidráulicas.", =
Harper & Row Publishers Inc. (1970), España.
- 13.- Shames, I. H., "La mecánica de los fluidos.", McGraw- ==
Hill de México, S.A. de C.V., (1967), México.
- 14.- Slattery, J. C., "Momentum, energy and mass transfer in-
continua.", McGraw-Hill, Inc. (1972), Japón.
- 15.- Schlichting, H., "Boundary layer theory.", 6ª Ed., = =
McGraw-Hill, Inc. (1968), U.S.A.
- 16.- Fenton, Bruce M., "Topographical simulation of the = =
bronchii and application to drop pressure-diameter = =
relationships.", Tesis doctoral de la Universidad de Cali-
fornia San Diego (1980).
- 17.- Little, Brown and Company, "Circulatory and respiratory-
mass transport.", CIBA Foundation (1969).

18.- Ferris, B. G., Mead, J., and Ople, L. H., "Partitioning=
of respiratory flow resistance in man.", J. Appl. Physiol.
19: 653-658 (1964).

19.- López, H. H. y Chin, A. M. L., "Presente y futuro de la=
ingeniería biomédica.", México (1983).