

29
27



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

SIMULADOR DEL APARATO RESPIRATORIO

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO EN COMPUTACION
P R E S E N T A N :
HECTOR HERRERA TEIGEIRO
HECTOR ALEJANDRO JURADO GARCIA

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

Director: Ing. Héctor Trujillo Arriaga



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Contenido

Introducción	vi
Planteamiento del tema	x
1. Simulación : Definición y aplicaciones	1
1.1. Definición	1
1.2. Usos de la simulación : Ventajas y Desventajas	2
1.3. Definición de Modelo	4
1.4. Tipos de Modelo	5
1.5. Pasos de la simulación	8
1.5.1. Formulación del problema	
1.5.2. Recolección y procesamiento de datos tomados de la realidad	
1.5.3. Formulación matemática	
2. Introducción a la anatomía del aparato respiratorio	12
2.1. Introducción	12
2.2. Los pulmones	16
2.3. La tráquea y los bronquios	18
2.4. Bronquios intrapulmonares y bronquiolos	19
3. Introducción a la fisiología respiratoria	22
3.1. Introducción	22
3.2. Mecánica pulmonar e intercambio de gases	23
3.3. Volúmenes y subdivisiones del pulmón	25
3.4. Patología respiratoria y procedimientos terapéuticos	27
3.4.1. Introducción	
3.4.2. Obstrucción de las vías respiratorias	
3.4.3. Acidosis respiratoria	
3.4.4. Alcalosis respiratoria	
3.4.5. Acidosis metabólica	
3.4.6. Asma Bronquial	
3.4.7. Bronconeumonía	

4. Simulación del aparato respiratorio	34
4.1. Implementación del diseño	34
4.2. Componentes de la simulación	43
4.2.1. Introducción	
4.2.2. Volumen de oxígeno en sangre arterial	
4.2.3. Curvas de disociación del bióxido de carbono y del oxígeno en sangre	
4.2.4. Intercambio de gases en los tejidos	
4.2.5. Transporte masivo por el sistema venoso	
4.2.6. El modelo de tres compartimientos	
4.2.7. Cálculo de la ventilación alveolar por medio de la ventilación total	
4.2.8. Representación de la ventilación artificial	
4.2.9. Representación de la obstrucción traqueal y experimentos en bolsa	
4.2.10. Ajuste de los parámetros del modelo a sexo, edad, altura y peso	
4.2.11. Flujo sanguíneo cerebral y presiones gaseosas en el centro quimiorreceptor	
4.3. Puesta en marcha y operación del simulador	69
5. Conclusiones	72
Listado del programa	73
Glosario	13
Bibliografía	14

Introducción

Todas las células del cuerpo humano obtienen casi toda su energía de reacciones químicas relacionadas con el oxígeno. Además, las células deben ser capaces de eliminar el principal producto final de estas oxidaciones : el bióxido de carbono.

Para sobrevivir, los animales superiores han tenido que desarrollar sistemas especializados de suministro de oxígeno y eliminación del bióxido de carbono. Estos sistemas no son los mismos en todos los animales superiores, ya que la evolución sigue a menudo simultáneamente varios caminos. El hombre ha desarrollado unos mecanismos muy refinados, en pulmones y tejidos, que permiten un intercambio gaseoso adecuado.

Debido a la importancia vital de la respiración y a la gran complejidad que ella encierra, se ha buscado comprender su funcionamiento mediante el empleo de modelos. Dichas representaciones o modelos intentan establecer una relación entre la estructura física del sistema y su descripción conceptual.

Los trabajos relacionados con el estudio de los procesos respiratorios a nivel individual han conducido a la construcción de modelos integrados a mayor escala.

Uno de los primeros investigadores que trabajó con un modelo simplificado del aparato respiratorio fue Gray, quien desarrolló un modelo de control de ventilación pulmonar, con este modelo llegó a la conclusión de que el estímulo a la ventilación de la hipercapnia⁶ e hipoxemia⁶ se sumaban estableciendo el primer análisis dinámico del sistema. De este modo, fijó la base para representaciones matemáticas más exactas, que serían necesarias para progresos posteriores.

Grodins, Gray, Schroeder, Norris y Jones (1954) construyeron un modelo de control de ventilación y utilizando una computadora analógica fueron capaces de

proporcionar una descripción exacta de la respuesta de ventilación al bióxido de carbono.

Farhi y Rahn (1955) fijaron las bases de modelos posteriores, como los realizados por West, Kelman, Butter y Mohler (Ver MacPuf) que hablaban de los efectos de las diferentes distribuciones de los compartimientos del pulmón, dependiendo de las diferentes presiones de gas alvéoloarterial, aunque en ese tiempo no era una proposición práctica, se tomó el estado general en el que se encontraba la computación, para cambiar su modelo teórico en uno práctico.

Hasta antes del diseño del programa MacPuf, ningún intento se había llevado a cabo para unir todos los elementos principales de la respiración.

Los aspectos mecánicos del flujo de aire (respiración excluyendo el intercambio gaseoso) han sido estudiados por Gómez (1963), Fry (1968), Paiva y Demeester (1971). El transporte y distribución del bióxido de carbono por Matthews, Lazlo, Cambell y Read (1968). Los intentos que se llevaron a cabo anteriormente para unir varias partes en un solo modelo, incluía las descripciones de Milhorn, Benton, Ross y Guyton (1965) y de Grodin, Buell, y Bart (1967). El modelo posterior incorporó la característica novedosa de tasa de flujo dependiente de los retardos del transporte (Ver 4.2.5)

Posteriormente Milhorn y Brown (1971) incorporaron el manejo de la hipoxia a la ventilación y las curvas de disociación lineal en el modelo (Ver 4.2.3). Esto sugirió el camino para la predicción de la partición de ventilación total entre un volumen periódico y una tasa respiratoria.

Milhorn, Reynolds y Holloman (1972) mediante un modelo computacional, y comparando las respuestas ventilatorias a la inhalación de bióxido de carbono y la perfusión⁸ del receptor químico cerebral con fluido cerebroespinal rico en CO₂,

sugirieron que el sitio del quimiorreceptor se localiza en algún lugar entre el tejido cerebral profundo y el fluido cerebrospinal.

Todos estos esfuerzos por modelar el aparato respiratorio humano han tenido intencionalmente un radio de acción restringido, y solamente han examinado una parte de todo el sistema.

Posiblemente la simulación de Grodins fue la más completa, ya que incluía una circulación cerebral, sin embargo, algunas variables importantes, tales como, el espacio muerto, la tasa respiratoria, la mezcla venosa y el principal tejido circulatorio no fueron incluidos.

El programa MacPuf se desarrolló y probó en una computadora de tiempo compartido, HP 3000, (1972) y desde entonces ha sido apoyado y desarrollado intensivamente.

Una simulación similar a MacPuf se ha desarrollado en el Departamento de Ciencias Básicas de la Universidad de Michigan.

La descripción más completa de un modelo respiratorio que se ha publicado hasta la fecha, es el realizado por Farrell y Siegel. Citando en una traducción libre la introducción de este modelo.

"Ha habido un número importante de intentos en el diseño de una simulación en computadora acerca del sistema cardiorrespiratorio. Estos estudios pasados han demostrado que tales simulaciones pueden reproducir ciertos fenómenos fisiológicos interactivos los cuales no podrán controlarse y obstruirán el paso de los parámetros de la simulación a los datos reales del paciente para llevar a cabo la verificación de las conclusiones de la simulación."

La ventaja de poder verificar un sistema completo comparando sus predicciones contra datos fisiológicos y clínicos, es muy importante, lo que rara vez es apreciado en

su totalidad, ya que cada parte del sistema interactúa con los demás, y el modelo puede volverse muy artificial. Por ejemplo, el considerar el control de ventilación como un proceso aparte del intercambio y transporte de gases.

El modelo de Farrel y Siegel tiene algunos puntos de similitud al de MacPuf, por ejemplo, el uso de las ecuaciones de Kelman (ver 4.2.3) para la conversión interna de los componentes del gas y presiones; y en las descripciones de interacción del tejido del metabolismo y salida cardiaca.

MacPuf difiere de este enfoque, puesto que es un modelo de estados estables, en el que la ventilación es un proceso continuo. Utiliza pequeños intervalos de iteración (100 ms). Esto es potencialmente más exacto con el inconveniente de que utiliza mucho tiempo de máquina.

Con el programa MacPuf, que utiliza un modelo de 3 compartimientos de perfusión/ventilación²(ver 4.2.6), se encontró la posibilidad de simplificar en gran parte la descripción del mecanismo del pulmón para la mayor parte de los propósitos clínicos y constructivos.

El MacPuf es el modelo más reciente y completo del aparato respiratorio y es por eso que lo hemos seleccionado como punto de partida para el desarrollo de esta tesis.

Planteamiento del tema

El presente trabajo tiene como objetivo principal el desarrollo de un sistema que se pueda implementar en una microcomputadora tipo IBM PC compatible que simule las funciones y efectos que tienen lugar en el aparato respiratorio en condiciones normales y patológicas.

Con dicho sistema se puede simular el aparato respiratorio como un todo y obtener resultados generales, y opcionalmente obtener un enfoque tan detallado como puede ser el intercambio gaseoso a nivel celular que tiene lugar en los alvéolos.

Otro de los puntos importantes del sistema, es la simulación del aparato respiratorio en condiciones anormales, esto es, la modificación de las condiciones iniciales y parámetros del sistema para representar un padecimiento o enfermedad. A modo de ejemplo se puede decir que existe la posibilidad de introducir enfermedades al modelo como podría ser el caso de una pulmonía, bronconeumonía, apnea, bronquitis, etc. y analizar, al modificar los parámetros correspondientes, los efectos que tienen los diferentes medicamentos en dicha enfermedad, así como el progreso que se tendría en la recuperación del paciente.

Características del sistema desarrollado :

a) Niveles de trabajo :

- El estudio del aparato respiratorio se puede efectuar a diferentes niveles, dependiendo de los parámetros seleccionados en la pantalla de monitoreo.

b) Partición de pantalla

- En todo momento los resultados de la simulación se presentan mediante una partición de pantalla. Dicha partición posee las siguientes características :

1- En la parte inferior derecha se podrán monitorear los síntomas del paciente en todo momento.

2- En el resto de la pantalla se tiene la posibilidad de monitorear los parámetros de mayor relevancia, en forma analógica.

3- En la parte más inferior y a todo lo ancho de la pantalla se despliega el tiempo simulado y los menús de control del sistema.

c) Modificación de parámetros

- Uno de los objetivos principales de la simulación es el estudiar el tracto respiratorio en las más diversas condiciones. Esto se consigue mediante la modificación interactiva de las condiciones iniciales y parámetros del programa de simulación.

d) Usos en investigación y docencia

- El sistema está enfocado para su aplicación en la enseñanza e investigación de la fisiología normal y patológica del aparato respiratorio. La posibilidad que existe en todo momento de modificar los parámetros que utiliza el sistema, permiten la simulación de una infinidad de casos que se presentan en el aparato respiratorio, ayudando a obtener un conocimiento más profundo del mismo.

Metas del simulador

- Describir los fenómenos transitorios y oscilatorios así como los estados estables que presenta el aparato respiratorio.

- Describir todas las variedades posibles de los disturbios del control ventilatorio, transporte de los gases, intercambio gaseoso y cambios en la acidez de la sangre.

- Crear un modelo que permita variaciones severas, como en el caso de asfixia, ejercicio extenuante, paro cardíaco etc.

- Permitir el acceso al simulador a personas sin conocimientos en computación.

- Presentar al modelo como a un ser humano dispuesto a cooperar aun en experimentos letales.

- Crear un modelo realista.

- Darle relevancia clínica mediante el uso de pacientes preestablecidos y la creación de nuevos pacientes.

- Proporcionar la posibilidad de aplicar las pruebas y experimentos clínicos mas usuales.

La posibilidad de monitorear el tracto respiratorio a muy diferentes niveles y en forma analógica, proporciona al usuario una herramienta de estudio que lo ayudará a profundizar en el conocimiento del tracto respiratorio de manera comprensible y flexible.

A su vez, la variación de las condiciones iniciales en cada etapa de la simulación facilita el estudio de los efectos provocados por agentes patógenos o condiciones anormales del sistema, simplificando la búsqueda e investigación de las terapias correctivas.

Capítulo 1 Simulación : Definición y aplicaciones

1. Simulación

1.1. Definición

No existe una definición formal y completa de lo que en Ingeniería se entiende por el concepto de Simulación por lo que, a falta de una definición única, completa y estructurada, se presentan las siguientes :

- La simulación de sistemas es la técnica de resolver problemas mediante la observación del comportamiento en el tiempo de un modelo dinámico del sistema.
- Es la técnica de construir y ejecutar un modelo de un sistema real para estudiar su comportamiento sin afectar el medio ambiente que lo rodea.
- Simular (Webster's Collegiate Dictionary) es comprender la esencia de algo sin la realidad.
- La simulación es el proceso de diseñar un modelo de un sistema real y realizar experimentos con este modelo con el propósito de entender su comportamiento o de evaluar varias estrategias. (Dentro del criterio establecido para la operación del sistema)

La veracidad del modelo se juzga en base a los resultados del modelo contra los resultados obtenidos por observación de sistemas comparables con el sistema en observación.

Sin embargo cuando el objetivo es estudiar un sistema nuevo, la simulación proporciona un medio de generar antecedentes artificiales que pueden utilizarse para identificar áreas problemáticas.

Por lo tanto entendemos que el proceso de simulación incluye tanto la construcción del modelo como el uso analítico del mismo para estudiar un problema.

La simulación busca principalmente :

- Describir el comportamiento de los sistemas de manera plausible.
- Proponer teorías o hipótesis derivadas del comportamiento observado.
- Usar estas teorías para predecir comportamientos futuros, esto es, los efectos que se producirán por los cambios en el sistema o en su método de operación.

1.2. Usos de la simulación (Ventajas y Desventajas)

Todos los modelos de simulación han sido llamados modelos de entrada-salida. Esto es, generan la salida a partir de una entrada a sus subsistemas interactivos²; solo pueden servir como herramientas para analizar el comportamiento del modelo bajo condiciones específicas.

Las principales desventajas que encontramos son:

- El desarrollo de un buen modelo de simulación es con frecuencia muy complejo, muy caro y consumidor de tiempo, lo que requiere un talento especial por parte del modelador que puede no estar disponible.
- La simulación aparentemente puede reflejar con exactitud el mundo real cuando en verdad no lo refleja debido a pequeños factores intrínsecos del

sistema ó a situaciones reales no consideradas. (El modelo es válido sólo en ciertas condiciones de operación).

- La simulación por lo general es imprecisa y es muy difícil, cuando no imposible, medir el grado de imprecisión.
- Los resultados de la simulación son generalmente numéricos, por lo que siempre existe el riesgo de dar excesiva importancia a los números y caer en el error de no saberlos interpretar adecuadamente.
- Puede ser muy difícil mantener las mismas condiciones de operación para cada experimento.
- Si las personas son parte integrante del sistema, el hecho de ser observadas puede modificar su conducta.

Las principales ventajas son :

- La simulación es muy útil cuando la formulación matemática del problema no existe.
- Los métodos analíticos están disponibles pero los procedimientos matemáticos son muy complejos, entonces la simulación nos proporciona una solución más simple.
- La simulación puede ser la única posibilidad debido a la dificultad de efectuar experimentos y observaciones. (Problemas espaciales, ecológicos, fisiológicos, etc.)
- El manejo del tiempo puede ser necesario para sistemas y procesos con amplios intervalos de tiempo. La simulación permite un absoluto control sobre

el tiempo permitiendo acelerar o retrasar el proceso. (Se utiliza en problemas urbanos)

- Es una herramienta muy poderosa en educación y entrenamiento.
- Facilita el entender un problema.

1.3 Definición de modelo

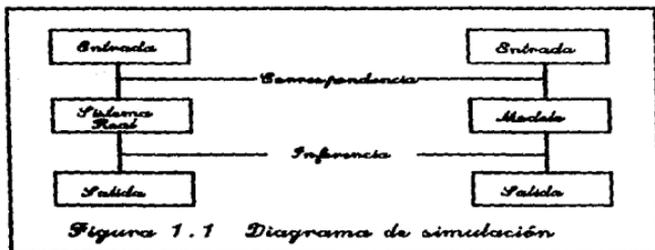
Un modelo se puede definir como el cuerpo de la información acerca de un sistema reunido con el propósito de estudiarlo.

Un modelo es una representación de un objeto, sistema o idea en una forma diferente de la de ella misma.

El requisito básico que debe cumplir cualquier modelo es que debe describir al sistema en estudio con el suficiente detalle para que analizando su comportamiento se puedan hacer predicciones válidas, incluso fuera del rango de operación normal del sistema.

Los modelos tienen 5 aplicaciones comunes :

- Ayudar al pensamiento
- Ayudar a la comunicación
- Entrenamiento e instrucción
- Herramienta de predicción
- Ayudar a la experimentación



1.4 Tipos de modelo

Los modelos que se utilizan en simulación se pueden clasificar en forma muy general de acuerdo a la figura 1.2

La clasificación de los modelos se hace algunas veces en términos de la naturaleza del sistema.

- Continuos Vs Discretos
- Determinísticos Vs Estocásticos
- Físicos Vs Matemáticos

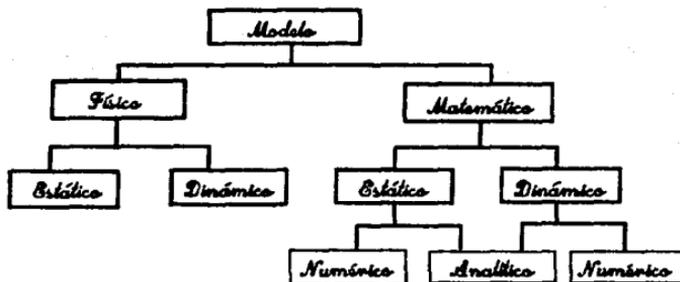


Figura 1.2 Tipos de Modelo

F
Estáticas
: Es

Es posible construir un modelo físico cuyo comportamiento represente al sistema que se estudia.

- Estáticos

1- Modelos a escala :

Estos modelos son el ejemplo más común de los modelos físicos y representan al sistema estudiado en menor o mayor escala.

2- Modelos icónicos :

Estos son los modelos que "se ven como" el sistema real que modelan, por ejemplo, las estructuras moleculares hechas en acrílico.

- Dinámicos

Los modelos dinámicos se basan en analogías entre el sistema estudiado y otro sistema de diferente naturaleza. Las analogías usualmente dependen de la similitud en las variables que rigen el comportamiento de los sistemas.

Matemáticos : En un modelo matemático las entidades del sistema y sus atributos se representan por variables matemáticas. Sus actividades son descritas por funciones matemáticas que las interrelacionan.

- Estáticos

Un modelo estático muestra la relación entre los atributos del sistema en estado de equilibrio. Si el punto de equilibrio cambia al alterar uno o más atributos, el modelo permite el cambio de valores de los atributos, pero no muestra la forma en que llegaron a sus nuevos valores.

El modelo puede resolverse analíticamente o numéricamente.

- Dinámicos

Un modelo dinámico permite que los cambios en los atributos del sistema se obtengan como una función de tiempo.

Continuos

Aquellos que representan al tiempo de manera continua.

Discretos

Son aquellos en los que el tiempo solo se puede observar en determinados instantes.

Determinísticos

No contienen variables aleatorias

Estocásticos

Contiene al menos una variable probabilística

1.5. Pasos de la simulación

1.5.1. Formulación del problema

Para formular el problema se deben considerar los siguientes pasos :

- Definir claramente los objetivos de la investigación

1- Preguntas que deben contestarse

2- Hipótesis que deben probarse

3- Efectos por estimarse

- Reformulación continua del problema

- Considerar que generalmente la exposición inicial difiere de la exposición final.

Definir claramente los objetivos de la investigación y el conjunto de criterios para evaluar el grado de validez al que deba sujetarse el experimento.

1.5.2 Recolección y procesamiento de datos tomados de la realidad

Es simplemente imposible formular un problema, sin tener acceso adecuado a la información acerca del sistema.

Existen 6 pasos o actividades importantes en la recolección y procesamiento de información :

- **Recolección**

Obtención de valores y parámetros necesarios para la simulación.

- **Almacenamiento**

Selección del método óptimo para organizar la información recolectada.

- **Conversión**

Transformación adecuada de los datos para su manejo en el modelo.

- **Transmisión**

Selección del método de ingreso de datos al simulador.

- **Manipulación**

Formulación del modelo matemático como se explica en el inciso siguiente.

- Salida final

Generación de datos finales del modelo.

1.5.3. Formulación de los modelos matemáticos

La formulación de los modelos matemáticos consiste de tres pasos :

- Especificación de los componentes

Separación y descripción de los principales procesos que constituyen al sistema.

- Especificación de las variables y parámetros

Selección y catálogo de las variables que componen el sistema y su interacción con cada uno de los módulos.

- Especificación de las relaciones funcionales.

Creación de las funciones matemáticas que describen cada una de las funciones del sistema.

En principio es necesario tener un conocimiento completo del sistema que se va a analizar.

Una de las primeras consideraciones que se toman en cuenta en la formulación de un modelo matemático reside en saber cuantas variables y de que tipo se deben incluir en el modelo.

Por lo general existe muy poca dificultad en lo referente a variables endógenas (variables internas y de salida del modelo), sin embargo la dificultad real surge en la elección de las variables exógenas (variables que afectan en forma externa el comportamiento del sistema, algunas de las cuales son estocásticas) que afectan a ciertas variables endógenas.

Existen ciertas consideraciones en la elección de las variables endógenas y exógenas.

La primera de ellas es que la existencia de muy pocas variables exógenas puede llevar a modelos inválidos, en tanto que una abundancia de ellas hace imposible la simulación.

La segunda consideración importante en la formulación de modelos matemáticos se refiere a la complejidad de los mismos.

Se debe buscar la formulación de modelos matemáticos que produzcan descripciones o predicciones razonablemente exactas y reduzcan el tiempo de computación y programación.

Una tercera consideración importante es la eficiencia de cómputo .

Capítulo 2 Introducción a la anatomía del aparato respiratorio

2. Anatomía del aparato respiratorio

2.1 Introducción

El sistema respiratorio está formado por las estructuras anatómo-fisiológicas destinadas a realizar el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono entre la sangre y la atmósfera, proceso denominado respiración externa. Por otra parte, el intercambio de gases se denomina respiración interna cuando se realiza entre la sangre de los capilares de la circulación sistémica y los tejidos en que están localizados dichos capilares.

El aparato respiratorio está constituido por el apéndice nasal externo o nariz, la cavidad nasal interna y los 8 senos paranasales; por la faringe, que es un conducto común para el aire y los alimentos; por la laringe, en la que se origina la voz, y por la tráquea, bronquios y pulmones (Fig. 2.1).

Las pleuras, diafragma, pared torácica y músculos que elevan y descenden las costillas durante la inspiración y la espiración son estructuras accesorias, necesarias para el buen funcionamiento del sistema respiratorio.

Conviene destacar un concepto de gran importancia y valor clínico, que es el acuerdo de subdividir cada pulmón en lóbulos y segmentos tomando como base la ramificación del árbol bronquial. Desde el punto de vista de su desarrollo embriológico, así como por su función de órgano respiratorio plenamente activo, el pulmón es en realidad la ramificación final del bronquio principal que llega hasta él. Esta subdivisión es esencial para los anatomistas, fisiólogos, anatomopatólogos, radiólogos, cirujanos y

clínicos del tórax, pues sin esta clave tridimensional no hay una forma exacta de localizar con precisión las lesiones internas del sistema respiratorio.

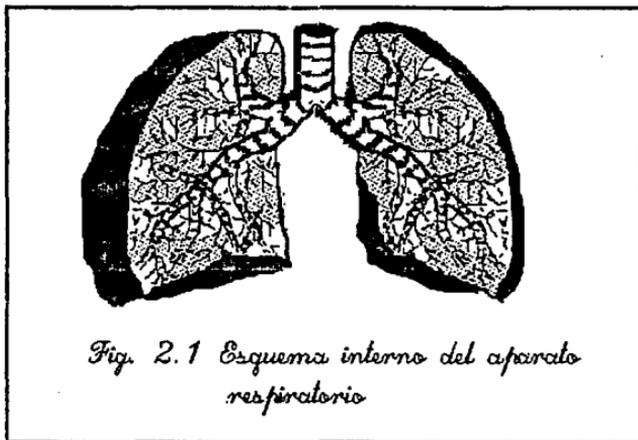


Fig. 2.1 Esquema interno del aparato respiratorio

El estudio del aparato respiratorio se puede dividir en dos enfoques, uno general y uno detallado.

El enfoque general comprende :

- Un conducto de aire donde no se efectúa intercambio gaseoso (Tráquea y árbol bronquial).

- Alvéolos, donde grandes cantidades de O_2 y CO_2 se intercambian rápidamente.

El enfoque detallado nos muestra un sistema de distribución mucho más complejo.

Comienza en forma de dos tubos, las fosas nasales (algunas veces la boca desempeña la función de un tercer tubo) que posteriormente se unen con la tráquea.

La tráquea se subdivide en dos conductos principales, los bronquios (derecho e izquierdo), que a su vez se subdividen en dos más y así sucesivamente hasta llegar a 20 subdivisiones cada una. Un simple cálculo muestra que 20 divisiones de este tipo producen cerca de 1 000 000 de tubos terminales.

Al final de cada tubo terminal existen numerosos saquitos, llamados alvéolos; aquí es donde se efectúa el intercambio gaseoso. Existen cerca de 300 millones de éstos en los dos pulmones. Su diámetro varía desde 75 - 300 micras.

Como el aire en los tubos conductores no participa en el intercambio gaseoso, el diámetro interno de los tubos debe ser pequeño para minimizar el desperdicio de aire, pero no tan pequeño que provoque una sobrecarga de trabajo al sistema respiratorio.

El hombre en reposo requiere de una transferencia gaseosa de solo 200 a 250 ml de oxígeno cada minuto, no así durante un fuerte ejercicio donde se necesitan cerca de 5 500 ml de oxígeno por minuto.

El bombeo de aire difiere del bombeo sanguíneo en :

- Mueve el aire del exterior hacia el interior y viceversa por los mismos conductos

- El sistema no requiere de válvulas para regular el flujo de aire
- Utiliza presiones negativas (subatmosféricas); esto es , la presión negativa ensancha el tórax disminuyendo la presión alveolar a un nivel más bajo del atmosférico, permitiendo que el aire exterior , a presión atmosférica , fluya hacia el interior de los alvéolos. A continuación el tórax regresa a su posición original aumentando la presión alveolar más allá de la atmosférica, permitiendo que el aire regrese al exterior.

Para satisfacer las necesidades variables de las células de los tejidos, el corazón y los pulmones deben a su vez ser bombas de tipo variable. En forma idónea, deben tener un sistema de regulación muy preciso que permita satisfacer cualquier necesidad tisular con el costo mínimo de energía. Además las cantidades de aire y sangre bombeadas deben coincidir para evitar un gasto innecesario de uno de los dos sistemas.

La regulación respiratoria, por supuesto, es más que mantener una provisión de aire para el intercambio gaseoso. Por ejemplo, el aire exhalado se utiliza para hablar, cantar, soplar, desechar CO₂ y temperatura de metabolismo celular etc. y a la vez muchas de nuestras actividades cotidianas involucran a los músculos respiratorios. El tracto respiratorio posee también un mecanismo de protección (la glotis) que evita la entrada de sólidos, líquidos y gases irritantes a los pulmones.

Este conjunto de órganos y músculos conforman el mecanismo de lo que se conoce como la respiración externa del organismo.

2.2 Pulmones

Los pulmones son dos órganos irregulares de forma cónica que ocupan, uno a cada lado, la cavidad torácica. Se encuentran separados uno de otro por el mediastino, en el cual se encuentran el corazón envuelto en el pericardio, la aorta torácica y las arterias que surgen del arco de la aorta. Los pulmones están conectados indirectamente por la tráquea y los dos bronquios principales.

En cuanto a su color al nacimiento y durante las primeras tres semanas de vida presentan un blanco con un ligero rosado en algunas secciones debido a la sangre que contienen. Después del vigésimotercer día los pulmones adquieren una ligera pigmentación que aumenta paulatinamente con la edad del individuo.

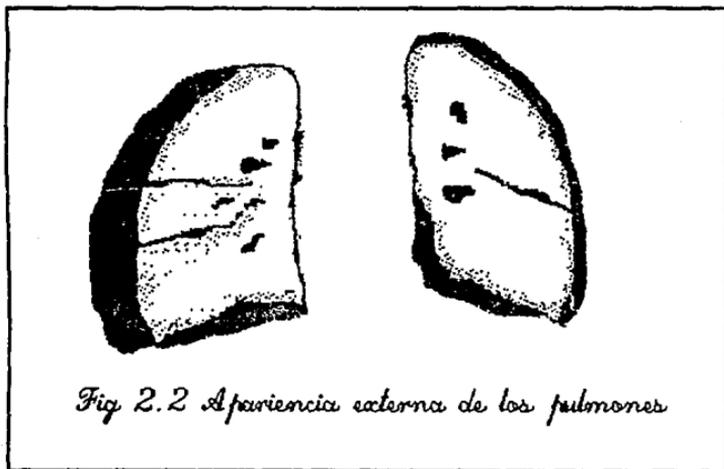


Fig 2.2 Apariencia externa de los pulmones

El color de los pulmones en los adultos varía dependiendo de la cantidad de sangre que contienen y del pigmento presente. Si contienen poca sangre, tienen un color amarillo grisáceo, pero si tienen una cantidad considerable de sangre presentan un color rojo grisáceo. La superficie de los pulmones muestra con frecuencia líneas azules o negras, especialmente en individuos que viven en zonas polvosas o con un alto índice de contaminación.

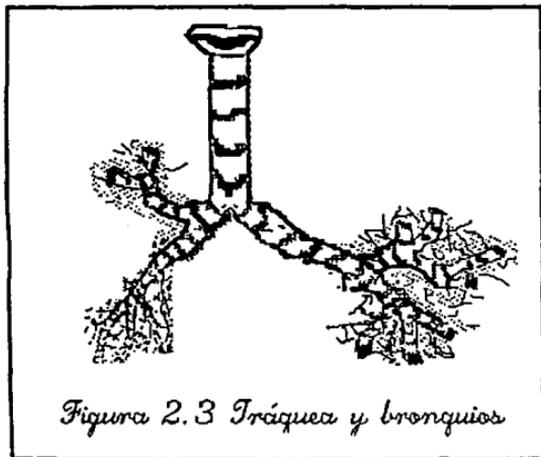
En cuanto a su peso es difícil determinarlo debido a la cantidad tan variable de fluido presente. Krause supone en 1 300 gramos el peso en el hombre y 1 023 gramos en la mujer con una cantidad moderada de sangre. Miller a su vez lo divide en :

- Pulmón derecho 568.75g en el hombre y 500g en la mujer.
- Pulmón izquierdo 486.88 en el hombre y 424 en la mujer.

En un hombre desarrollado entre treinta y treinta y cinco años de edad, los pulmones pueden contener al final de una inspiración forzada cerca de 5 000 cc de aire. Según Hutchinson, la capacidad vital, que es la mayor cantidad de aire que se puede exhalar después de una inspiración forzada, es de cerca de 3 700 cc.

2.3 La tráquea y los bronquios

La tráquea está formada por una serie de anillos cartilagosos en forma de media luna (16 - 20 anillos) unidos por una capa muy densa de tejido conectivo (ligamentos en el exterior y una capa mucosa en el interior).



Los cartilagos presentan irregularidades muy marcadas, se pueden separar y posteriormente unirse con los cartilagos circundantes. En dirección anteroposterior y en la parte inferior de la tráquea entre el origen de los dos bronquios, se forma una arista de forma semilunar , la *carina traqueae*. La carina traqueae se divide en membranosa (bronquial) ó cartilaginosa (traqueal) dependiendo de la presencia o ausencia de cartilago.

2.4 Bronquios intrapulmonares y bronquiolos

La tráquea se divide en los bronquios izquierdo y derecho, esto se lleva a cabo en diferente lugar dependiendo de la edad del individuo. En un niño recién nacido la división se lleva a cabo cerca de la tercera vértebra torácica y en un adulto en el disco intervertebral entre la quinta y sexta vértebra torácica.

Los dos bronquios presentan una desviación con respecto a la vertical (dirección traqueal), el derecho una desviación promedio de 20° y el izquierdo de 40°.

Aeby (Miller 1943) demostró que existe un bronquio principal, que disminuye gradualmente su tamaño conforme se interna en el pulmón. De cada bronquio principal surgen ramas laterales llamadas ramas bronquiales (dorsales y ventrales).

De acuerdo con Aeby, la arteria pulmonar, al pasar por cada pulmón, cruza el bronquio principal cerca de su parte superior. Todos los bronquios laterales que se ramifican del bronquio principal por debajo del lugar de cruce de la arteria pulmonar son llamados **hparterial bronqui**. En el hombre en el lado derecho solo un bronquio surge por encima del lugar de cruce y es llamado **eparterial bronquus**.

Por debajo del lugar de cruce, el arreglo de los bronquios es el mismo en los dos lados, sin embargo debido a la presencia del eparterial bronquus, el pulmón derecho se encuentra dividido en tres lóbulos y el izquierdo solamente en 2. Esta asimetría en los pulmones proviene desde el desarrollo embriológico.

Si el bronquio principal ó una de sus ramificaciones se siguen hasta el final, se alcanza un punto donde los cartílagos desaparecen de la pared bronquial y los bronquios asumen una forma tubular, con sus paredes formadas en gran parte por un delicado músculo. Estos bronquios tubulares reciben el nombre de bronquiolos.

La transición en el epitelio bronquial se lleva a cabo conforme la subdivisión de los bronquios se aproxima a su fin y comienzan a aparecer alvéolos a lo largo de las paredes.

Eventualmente el carácter tubular de los bronquiolos cambia y se encuentran pequeñas proyecciones, en número creciente, en los lados. A estas proyecciones se les llama **alvéolos**. Schulze fue el primero en darle un nombre a esta división del árbol bronquial. El llamó a la porción bronquial con proyecciones alveolares en sus paredes y situada entre un bronquiolo tubular y lo que se conocía como infundibulum el **pasaje alveolar**. Poco después Kolloker subdividió este pasaje alveolar en bronquiolos respiratorios (bronquiulus respiratorius) y ductos alveolares (ductus alveolaris), basándose en la diferencia del epitelio a lo largo de las dos partes.



Figura 2.4 Alvéolos y Bronquiolos

Al final del ducto alveolar se forman de tres a seis cavidades de forma aproximadamente esférica llamada Atria ó Atrium. El Atria comunica al ducto alveolar

con un número variable de cavidades de forma irregular, los sacos alveolares ó **sacculi alveolaris**; proyectándose de las paredes de los sacos alveolares, hay unos pequeños espacios llamados **alvéolos pulmonares ó alveoli pulmonum**.

Capítulo 3 Introducción a la fisiología respiratoria

3.1 Introducción

La función principal de la respiración es la de suministrar el oxígeno necesario a las células del cuerpo, así como ayudar a la eliminación del bióxido de carbono de las mismas. Las diferentes especies realizan ésta función de diferente manera.

Los organismos unicelulares obtienen el oxígeno necesario mediante difusión simple con el fluido que los rodea y eliminan el bióxido de carbono de la misma manera.

Los animales más desarrollados, incluyendo al hombre, utilizan dos sistemas :

- Un sistema de circulación sanguínea encargado de llevar las sustancias necesarias y de recoger los desechos provenientes de las células de los tejidos. Esto es posible gracias a la hemoglobina que garantiza el transporte de grandes cantidades de O_2 y CO_2 .
- Un sistema respiratorio, intercambiador de gases, que enriquece la sangre con O_2 y elimina el exceso de CO_2 .

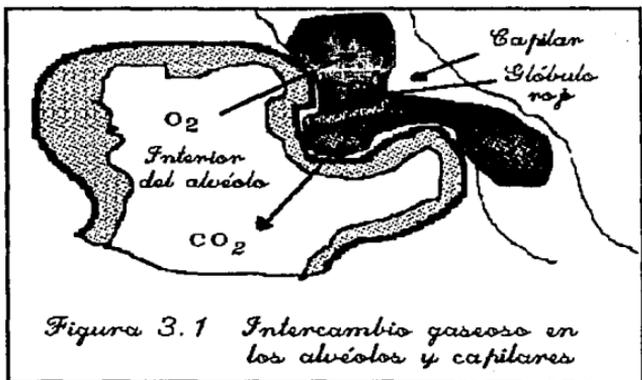
En el hombre, las superficies respiratorias están orientadas hacia el interior del cuerpo, para prevenir el resecamiento de sus delicadas membranas; el aire saturado con vapor de agua se pone en contacto con la sangre que fluye a través de los capilares pulmonares donde se intercambian los gases.

Los dos sistemas cooperan para satisfacer las necesidades de los tejidos proveyendo aire y sangre. Su propósito final es la transferencia de gases entre el aire y las células.

3.2 Mecánica pulmonar e intercambio de gases

La principal responsabilidad del pulmón consiste en añadir oxígeno a la sangre que pasa a través del lecho capilar de los pulmones y extraer de ella el bióxido de carbono. Esta función se lleva a cabo mediante una serie de procesos complejos.

La contracción de los músculos inspiratorios, entre los cuales están el diafragma, los músculos intercostales y los músculos escalenos, proporciona la fuerza necesaria para superar la resistencia del pulmón y de la pared torácica, y hace pasar el aire a lo largo del árbol traqueobronquial hasta los alvéolos pulmonares. Por medio de la contracción de los músculos inspiratorios, el tórax se expande, las costillas se elevan y los pulmones se llenan de aire.



En los alvéolos pulmonares, el aire alveolar y la sangre de los capilares pulmonares, aunque separados por una membrana alveolocapilar, entran en íntimo contacto. El oxígeno difunde hacia la sangre a través de la membrana mientras que el bióxido de carbono pasa en dirección opuesta. La composición del gas alveolar depende del equilibrio entre la ventilación alveolar y la corriente sanguínea capilar pulmonar. La efectividad del intercambio de gases puede determinarse midiendo las tensiones de O_2 y CO_2 en la sangre que sale de los pulmones.

La comprobación de las propiedades mecánicas del pulmón y de la pared torácica y la valoración de la eficiencia del intercambio de gases en los pulmones pueden resultar útiles en la detección de posibles anomalías y en la cuantificación de la gravedad en ciertas enfermedades pulmonares.

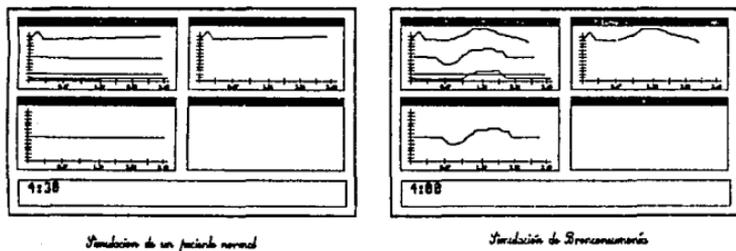


Figura que muestra la simulación de un paciente en condiciones normales y otro con Broncoconstricción

Al contrario que la inspiración, la espiración se produce pasivamente como resultado del retroceso del pulmón. Sin embargo la espiración se vuelve activa en los niveles de ventilación más altos y cuando está impedida la salida de aire de los

pulmones. Entre los músculos que intervienen en la espiración activa se cuentan los músculos intercostales internos, que deprimen las costillas, los músculos oblicuos abdominales externo e interno y los músculos transverso y recto del abdomen, que comprimen el contenido abdominal. Estos músculos espiratorios desempeñan, además, un importante papel en la regulación de la respiración al hablar, cantar, toser y durante el parto.

La fuerza de los músculos respiratorios puede determinarse a partir de las presiones respiratorias estáticas máximas; es decir, la máxima presión generada durante una maniobra inspiratoria o *espiratoria forzada frente a un medidor de presión. La medición de las presiones respiratorias estáticas máximas es clínicamente útil para la valoración de pacientes con trastornos neuromusculares.

3.3. Volúmenes y subdivisiones del pulmón

El *volumen corriente* (VC), en una respiración normal, es el volumen de aire que entra en los pulmones durante la inspiración y sale de ellos durante la espiración.

El volumen de aire que queda dentro de los pulmones al final de la espiración, durante una respiración normal, se denomina *capacidad residual funcional* (CRF). Este volumen se mantiene debido a la oposición de las respectivas fuerzas de retroceso de los pulmones y de la pared torácica, mientras los músculos respiratorios están en reposo. La CRF se compone de dos volúmenes: el *volumen de reserva espiratorio* (VRE), que es el máximo volumen adicional de aire que se puede exhalar después de una espiración normal que llegue a la CRF, y el *volumen residual* (VR), que es el volumen de aire que queda en los pulmones al final de una exhalación máxima.

La *capacidad inspiratoria* (CI) es el volumen máximo de aire que puede ser inhalado a partir de la CRF, y posee dos subdivisiones : el VC y el *volumen de reserva inspiratorio* (VRI).

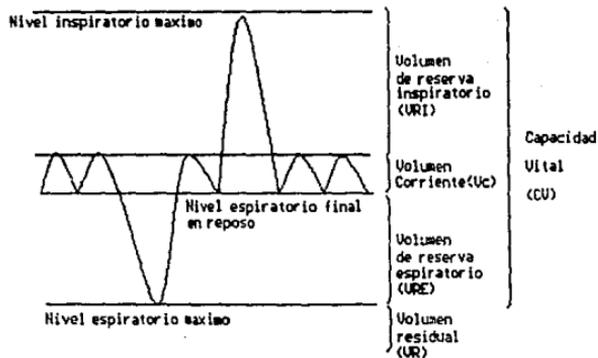


Fig. 3.3 Gráficas de capacidades respiratorias

La *capacidad pulmonar total* (CPT) es el volumen de aire contenido en los pulmones después de una inspiración máxima, y la *capacidad vital* (CV) es el máximo volumen de aire que se puede exhalar de los pulmones después de una inspiración máxima.

Las subdivisiones del volumen pulmonar se pueden determinar por medio de un espirómetro. Para esto el paciente debe sentarse y respirar tranquilamente con el espirómetro. Después de varias respiraciones, para establecer el nivel espiratorio final en reposo, se hace una inspiración máxima seguida de una espiración completa lenta.

Por convención, todos los volúmenes pulmonares se expresan en condiciones de temperatura corporal, presión ambiental y saturación de vapor de agua (TCPS).

3.4. Patología respiratoria y procedimientos terapéuticos

3.4.1. Introducción

En este inciso se pretenden describir los padecimientos más comunes que aquejan al aparato respiratorio.

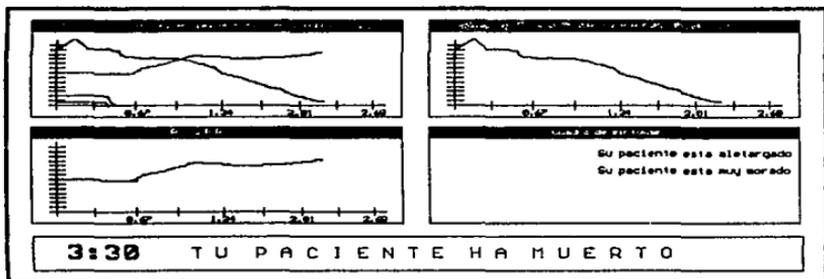
Existen un gran número de enfermedades que se pueden presentar en un individuo, pero debido a la complejidad que representa el incluir cada una de ellas en el modelo, se encuentran implantadas solo aquellas que presentan el comportamiento más representativo para la simulación.

A continuación se describen brevemente ciertas enfermedades con sus características principales y algunos trastornos respiratorios y metabólicos comunes.

3.4.2. Obstrucción de las vías respiratorias

La obstrucción de la vía aérea aumenta el volumen residual, debido al cierre real de las vías aéreas estrechadas y mal sostenidas. La capacidad vital es normal y solo se reduce ligeramente, con lo cual la capacidad pulmonar total suele estar elevada.

El volumen pulmonar aumentado es importante para mantener la tasa de corriente de aire *expiratoria, sin embargo, debido a este trastorno, a cualquier volumen pulmonar dado, la corriente de aire espiratorio permanece notablemente reducida.



Simulación de glotis cerrada

3.4.3. Acidosis respiratoria

Ya que el ácido producido metabólicamente es eliminado del cuerpo en gran cantidad por los pulmones en forma de CO_2 , el sistema respiratorio es de gran importancia en la regulación acidobásica.

La acidosis respiratoria se ve en la hipoventilación alveolar y se caracteriza por una PCO_2 elevada y un pH bajo. La hipoventilación alveolar puede ocurrir cuando la función del sistema nervioso central está deprimida por sedantes, narcóticos y anestésicos, como consecuencia de trastornos del cerebro y cuando las enfermedades afectan el aparato neuromuscular respiratorio. Los pacientes con enfermedad

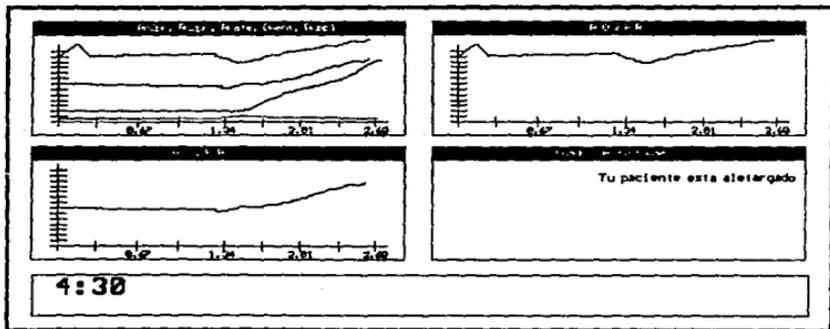
pulmonar grave en los que el espacio muerto fisiológico está muy aumentado, también pueden desarrollar hipoventilación alveolar, aunque el nivel general de ventilación sea normal.

La retención persistente de CO_2 y la acidosis alteran el umbral renal y promueven la retención renal del bicarbonato.

3.4.4. Alcalosis respiratoria

Se debe a la hiperventilación alveolar. La excesiva eliminación del CO_2 eleva el pH.

La hiperventilación se ve en los individuos excesivamente ansiosos o aprensivos y también es secundaria a la fiebre y después de la ingestión de fármacos como la aspirina que actúan como estimulantes respiratorios.



Simulación de Alcalosis respiratoria

3.4.5. Acidosis metabólica

Se debe a una acumulación de ácidos no volátiles o a una pérdida de bicarbonato. Los niveles de ácidos no volátiles están aumentados en la diabetes, uremia y shock mientras que la pérdida de bicarbonato ocurre en la insuficiencia renal crónica y diarrea.

A medida que el nivel de la ventilación aumenta la PCO_2 arterial disminuye y el cambio del pH se minimiza.

3.4.6. Asma Bronquial

El asma bronquial, es un estado clínico caracterizado por un aumento de la reactividad del árbol traqueobronquial a numerosos estímulos. Los episodios de disnea (alteración en la frecuencia respiratoria) y respiración sibilante, síntomas de obstrucción de la vía aérea, son aspectos característicos del proceso.

Los síntomas asmáticos son el resultado del broncospasmo obstructivo, edema e inflamación de la pared bronquial, e hipersecreción de las glándulas mucosas, todo lo cual conduce a defectos en el intercambio de gases y aumento del trabajo respiratorio.

Los episodios asmáticos pueden ser continuos o paroxísticos con una alteración de la función respiratoria, que oscila entre una incapacidad moderada y una asfixia que puede llegar a amenazar la vida (estado asmático).

Tipos de asma :

- **Asma extrínseca:** llamada asma alérgica, afecta principalmente a niños y jóvenes.
- **Asma intrínseca:** llamada asma infectiva, se desarrolla en la edad madura de la vida.
- **Asma mixta:** Combina factores alérgicos e infecciosos.
- **Bronquitis asmática crónica:** El asma coexiste con la bronquitis crónica.
- **Asma inducida por el ejercicio:** esta variedad de asma aparece a continuación de un ejercicio moderado ó fuerte.
- **Estado asmático:** Se trata de un grave estado clínico del asma. Es una urgencia médica, incluso en sus fases preliminares, ya que , si no se trata de forma rápida y adecuada, puede producir la muerte por hipoxia o acidosis respiratoria.

Causas generales del asma :

- **Estímulos alérgicos,** principalmente aquellos inhalados o ingeridos.
- **Estímulos tóxicos o irritantes,** como humo, contaminantes del aire y sustancias volátiles.
- **La infección vírica, bacteriana ó fúngica** es el estímulo precipitante en el asma **infecciosa.**
- **Los fármacos** pueden iniciar el asma aguda generalmente por una respuesta alérgica (penicilina, vacunas, etc.).

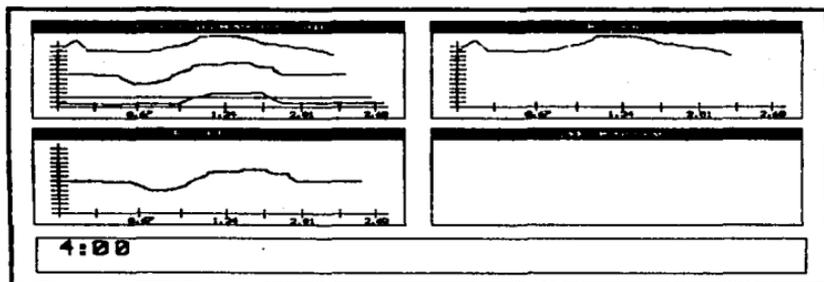
El estado asmático es una urgencia médica en la que la dificultad respiratoria refleja la falta de respuesta a la terapéutica farmacológica convencional para un ataque asmático agudo. A menudo existen múltiples factores responsables del grado extremo

de obstrucción de las vías aéreas y todos los esfuerzos deben dirigirse a su identificación y corrección.

Como consecuencia de la obstrucción avanzada de las vías aéreas (Ver obstrucción de las vías respiratorias), surgen serias alteraciones de la ventilación-perfusión², provocando importantes cambios en las tensiones arteriales de oxígeno y bióxido de carbono y en el pH. De hecho algunas veces se desarrollan niveles peligrosos de hipoxemia con una rapidez alarmante y al menos inicialmente, sin retención de CO₂. Este fenómeno puede producir la muerte.

3.4.7. Bronconeumonía

La neumonía neumocócica es el tipo más común de neumonía bacteriana. Se trata de una infección aguda del pulmón que se presenta como *neumonía lobular* o bien *bronconeumonía*.



Simulación de Bronconeumonía

Es prevalente en el invierno o principios de la primavera, y por lo general aparece algunos días después de una infección vírica de las vías respiratorias superiores con un aumento en el volumen de las secreciones nasofaríngeas y en el número de microorganismos potencialmente patógenos que éstas contienen. Las bacterias son transportadas por secreciones finas hasta los alvéolos, donde la respuesta inicial a la invasión bacteriana es un derrame de líquido edematoso.

El comienzo de la bronconeumonía es abrupto y se anuncia por un escalofrío estremecedor seguido de fiebre (38 a 40.5 °C), existe un dolor profundo en la respiración y se presentan síntomas de taquicardia y taquipnea.

Capítulo 4 Simulación del aparato respiratorio

4.1 Implantación del diseño

Los principales aspectos que se deben considerar son :

- Unidades de medida
- Consideraciones de programación -Lenguaje-
- Estándares para el sistema .
- Definición de modelos y su programación

Unidades de medida

Para la Implantación del sistema, se tomó como base, el standard adoptado por Comroe, Forsten Dubois, Briscoe y Carlsen en 1962 :

- El consumo de oxígeno y la generación de bióxido de carbono, ya sea en el cuerpo como al exterior, se expresan en centímetros cúbicos que ocupa el gas seco a una presión de 760 mmHg a 0 °C, a la unidad anterior se le conoce con la abreviación STPD (Standard Temperature and Pressure, Dry gas).
- El volumen de los pulmones, el espacio muerto efectivo, el espacio total, la ventilación alveolar y otras cantidades relacionadas, se miden y expresan bajo condiciones BTPS o sea centímetros cúbicos o litros, medidos a la temperatura corporal y a la presión del gas saturado con vapor de agua (Body Temperature and Pressure with the gas Saturated).

Todas las convenciones anteriores son la base para los modelos ya mencionados, ya que son más fácilmente comparables con las mediciones clínicas y fisiológicas.

Debido a la actual estandarización a las medidas del sistema métrico decimal, el programa está diseñado para poder utilizar ambos sistemas, aunque para los fines de esta tesis solo se utiliza el sistema decimal, algunas medidas de presión como los milímetros de mercurio (mm Hg) o Torricelis, continúan.

Consideraciones de programación - lenguaje -

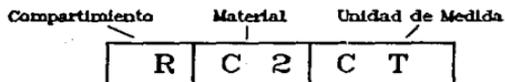
El sistema se diseñó y programó en lenguaje pascal versión turbo[®]3.0, debido a las consideraciones siguientes :

- **Modularización** : En el sistema se consideran bloques completos para una operación, esta facilidad implica que el lenguaje a usar debe ser modularizable como es el caso de PASCAL, FORTRAN y otros.
- **Facilidad de Programación** : Se considera PASCAL en su versión turbo[®] como lenguaje de programación debido a la rapidez de ejecución, de compilación y su facilidad para generar gráficas.
- **Lenguaje científico** : El PASCAL es un lenguaje de investigación por excelencia, debido a sus facilidades y su manejo sencillo y rápido de operaciones complicadas con alto grado de dificultad.
- **Disponibilidad para PC's[®]**

Estándares para el sistema

El sistema contempla los siguientes conceptos como estandarización:

- Todas las variables importantes del sistema se expresan como una palabra de 1 a 5 caracteres considerando números en ésta, siendo el primero siempre una letra. Lo anterior permitió generar un estándar de programación que le dio sentido a los nombres de las variables, facilitando así, su identificación en un programa complicado. Los estándares tomados, quisieron seguir *patrones internacionales* de medida como 'V' para venoso, o 'A' de alveolar. Debido a que las variables en minúscula tienen el mismo significado para el sistema que las mayúsculas, no se pudo usar 'a' para arterial; en su lugar se utilizó 'R' para representar la sangre arterial.



Las variables principales siguen el estándar siguiente:

Así visto, la *primer letra se refiere al compartimiento* que lo o la contiene, respetando la tabla siguiente :

<u>Clave</u>	<u>Compartimiento</u>
A	Alveolar
B	Cerebro (Brain)
E	Sangre arterial que entra a tejidos
P	Capilares Pulmonares (en forma idealizada)
R	Arterial
S	Almacenamiento lento de nitrógeno en tejidos .
T	Tejido .
U	Burbujas en tejidos (si las hay) .
V	Venoso

La forma de distinguir entre *E* y *R*, se detallará más adelante, así como entre *S* y *T*.

La segunda y tercer letra del código, representan la naturaleza del material o la medida en el compartimiento :

<u>Clave</u>	<u>Naturaleza</u>
O2	Oxígeno
C2	Bióxido de Carbono
C3	Bicarbonato
N2	Nitrógeno

Las últimas dos letras, representan la unidad de medida, así :

<u>Clave</u>	<u>Unidad</u>
MT	Cantidad de algo presente en cm^3 a STPD para gas en mmol para bicarbonato
CT	Concentración de algo, medido en STPD/100 ml para gas o en mmol/l para bicarbonato o lactato
PR	Presión parcial en mm. de mercurio (Torr).
PH	pH (potencial de hidrogeno), medida de la acidez ó alcalinidad de la substancia. En este caso, el segundo y tercer caracter no se usan.

Como ejemplo de lo anterior :

RC2CT: Representa el contenido (CT) de bióxido de carbono (C2), en la sangre arterial (R).

AN2MT: Es la cantidad de nitrógeno en el compartimiento alveolar.

En general : $MT = CT \times \text{volumen del compartimiento}$

VC2MT: $VC2CT \times VBLVL$ (siendo VBLVL el volumen total de sangre venosa)

Aparte de las asignaciones anteriores, hay **otras variables importantes en el sistema :**

ADDC3 - Variable que se cambia manualmente y que especifica el número de moles de bicarbonato que se agregan al cuerpo. Se inicializa a cero y después de usarla, queda en cero.

AGE - Representa la edad en años del paciente

AVENT- Ventilación alveolar, dado en $\text{cm}^3 / \text{intervalo (BTPS)}$

AZ - Porcentaje de respuesta normal de la ventilación alterada H, y el estímulo PCO_2

BAG - Volumen de la bolsa de respiración artificial, en cm^3 .

BAGC - Volumen de CO_2 en la bolsa, en $\text{cm}^3 \text{ STPD}$

BAGO - Volumen de O_2 en la bolsa, en $\text{cm}^3 \text{ STPD}$

BARPR - Presión barométrica, en mm Hg o KPa

- BO2AD** - Índice de asimilación de oxigenación cerebral (1.0)
- BULLA** - Nombre simbólico para el espacio muerto agregado (0.0) en cm^3 BTPS
- BZ** - Porcentaje de respuesta normal a la ventilación por hipoxia
- C** - Parámetros precalculados para constantes del sistema.
- CBF** - Flujo cerebral sanguíneo, en $\text{ml}/100\text{g}/\text{min}$
- CO** - Función cardiaca, representando el % de esta función contra el normal .
- COADJ** - Salida cardiaca efectiva, tiene valor nominal por estándar, y se recalcula cada minuto.
- COMAX** - Salida cardiaca máxima, en l/min .
- CONOM** - Salida cardiaca restante (l/min).
- CONSO** - Consumo de oxígeno por los tejidos, empezando de un valor nominal, se da en cm^3/min STPD
- CZ** - Porcentaje de la respuesta normal de ventilación a los requerimientos metabólicos incrementados .
- DSPAC** - Espacio muerto (cm^3 BTPS) .
- DVENT** - Ventilación total (l/min) BTPS
- ELAST** - Elastancia, en $\text{cm H}_2\text{O}/\text{l}$

- FADM** - Admisión venosa fija, por ejemplo, flujo de derecha a izquierda como porcentaje de la salida cardíaca .
- FEV** - Volumen espirado en forma forzada, en 1 segundo .
- FIC2** - Porcentaje de bióxido de carbono inspirado
- FIO2** - Porcentaje de oxígeno inspirado
- FT** - Intervalo de tiempo de cada ciclo (en minutos, $0.1666 = 10s$)
- FTCO** - Variable local para incorporar la salida cardíaca efectiva y el tiempo fraccional (FT)
- FTCOC** - Como la anterior, pero considerando la perfusión en la salida cardíaca, debido a la cercanía .
- FVENT** - Ventilación alveolar (l/min).
- FY** - Variable local que es :
- Valor anterior de PCO_2 en tejidos
 - Espacio muerto extra bajo ciertas condiciones
- HB** - Hemoglobina, en g/100 ml
- HT** - Altura, en cm
- PC** - Tasa de intercambio respiratorio durante la última iteración
- PC2** - Variable local, inspiración final o arterial de PCO_2 , en mmHg
- PCV** - Porcentaje de volumen celular empacado .

- PD** - Tasa metabólica, como un porcentaje del valor normal.
- PEEP** - Espiración positiva (presión : cm H₂O).
- PG** - Índice del desbalanceo de oxígeno cerebral. Se usa para determinar síntomas y muerte .
- PJ** - Saturación arterial de oxígeno, porcentaje .
- PL** - Índice de respiración teniendo obstrucción traqueal .
- PO2** - Variable local, mm de Hg de presión alveolar de PO₂ .

Definición del modelo y su programación

Dado que los objetivos de este modelo son muy particulares, se presenta la necesidad de modularizar algunas secciones del sistema en estudio. Todos los módulos deben ser de carácter interactivo⁶, el cual nos permita simular un comportamiento adecuado del sistema, aún cuando estemos enfocados al estudio de una zona en particular.

El modelo en cuestión es de tipo *matemático, dinámico y analógico* debido a que estudiamos el comportamiento completo del sistema durante intervalos muy pequeños de tiempo. Este tipo de modelos requieren de una constante actualización de sus parámetros a lo largo de cada una de las rutinas que constituyen el sistema, con la ventaja de poder conocer los valores de cada uno de éstos parámetros en el momento que lo deseamos.

Por supuesto que un modelo con esta complejidad requiere de un análisis muy profundo en lo que a variables endógenas y exógenas se refiere, ya que su continua actualización requiere de los valores relacionados con cada una de ellas.

4.2 Componentes de la simulación

4.2.1 Introducción

En los siguientes incisos se pretende exponer los principales factores en los que se basa el funcionamiento del modelo.

El estudio del aparato respiratorio, dado su inmensa complejidad, se ha dividido en módulos interrelacionados, los cuales primero se describen fisiológicamente, para posteriormente sintetizar el comportamiento de dicho módulo en un modelo matemático. La deducción de los parámetros fisiológicos involucrados en cada módulo son el resultado de la recopilación de las investigaciones realizadas en diversas instituciones y universidades en todo el mundo. Como se explicó en la introducción de ésta tesis, la evolución de los modelos respiratorios o ventilatorios, ha sido muy lenta y tan solo hasta la creación del MacPuf, se puede hablar de un simulador del aparato respiratorio. Es por eso que los procesos que integran este simulador se basan en el MacPuf.

4.2.2 Volumen de oxígeno en sangre arterial.

Se propone considerar el flujo através del circuito arterial humano, el cual contiene un volumen relativamente pequeño de sangre, cerca de 1000 ml., comparado con el del circuito venoso, en el cual los problemas de estabilidad serían más complejos y generalizar empíricamente un intervalo de tiempo que describa con una exactitud razonable dicho flujo.

Casos extremos del flujo de oxígeno en el circuito arterial.

Consideremos la situación de un circuito arterial de 1000 ml. de sangre, en el cual 5.4 lts. entran y salen cada minuto. Entonces podemos decir que 900 ml. de sangre

circulan por dicho circuito cada 10 segundos, el cual estará casi completamente lleno en aproximadamente diez segundos.

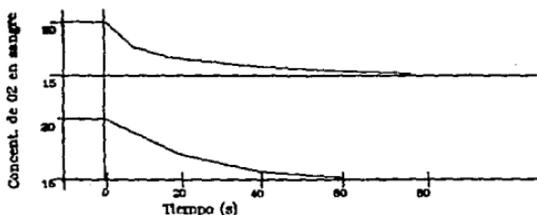
De esto podemos plantear dos modelos matemáticos para los primeros 10 segundos de operación.

Caso (1)

1- 900 ml. de sangre entran al circuito, haciendo un total de 1900 ml.

2- El circuito se encuentra completamente mezclado.

3- 900 ml. de sangre fluyen hacia afuera.



Efecto de aumento de concentración O₂ en mezcla de sangre

Nótese que la concentración de sangre que sale, es aún estable después de 40 segundos de simulación.

Caso (2)

1- 900 ml. de sangre salen del circuito dejando solamente 100 ml.

2- 900 ml. de sangre entran.

3- El circuito se encuentra completamente mezclado.

Efectos de los mismos cambios utilizando la misma notación y escala, pero en el caso 2 cuyo procedimiento se explica en el texto. A tiene 10 segundos de intervalo de iteración y B 5 segundos.

Es bastante obvio, observando las figuras anteriores que el caso 2 nos proporciona una representación más real de la concentración de oxígeno en el circuito arterial que el caso (1). Se hace patente que el caso (1) alcanza un estado estable en un intervalo de tiempo demasiado grande y por consiguiente irreal, mientras que el caso (2) muestra un resultado mucho más cercano a la realidad.

En el caso (2), al final de los primeros 10 segundos, la cantidad de oxígeno descende primeramente de 200 cc a 20 cc para posteriormente alcanzar un valor de 155 cc. La etapa de descenso se obtuvo al salir los 900 ml de oxígeno del circuito arterial según el algoritmo :

$$\text{Oxígeno remanente} = \text{Cantidad de oxígeno en el circuito} - (\text{Cantidad de oxígeno en cc} / 100 \text{ ml.} \cdot \text{flujo de oxígeno en 100 ml})$$

La etapa ascendente se obtuvo al considerar la entrada de los 900 ml de oxígeno al circuito arterial según el algoritmo :

$$\text{Cantidad de oxígeno en el circuito} = \text{Oxígeno remanente} + (\text{Valor estable conocido de oxígeno en cc/100 ml.} \cdot \text{flujo de oxígeno en 100 ml.})$$

Para fines de la simulación utilizaremos el algoritmo anterior con las siguientes consideraciones: La forma en que ocurren la secuencia de eventos en el caso (2), consiste en esencia en considerar de manera simultánea el flujo de sangre hacia dentro

y hacia afuera, sin calcular la concentración final de oxígeno hasta que se cumpla el intervalo de tiempo. Utilizando la notación antes referida en un inciso anterior :

- FT - Es el tiempo fraccional en minutos (0.16667 es 10 segundos, y 0.08333 es 5 segundos).
- CO - Es la función cardíaca de salida en lts/min.
- PO2CT - Es la concentración de sangre en el circuito arterial proveniente de los capilares del pulmón.
- EO2CT - Es la concentración de la sangre arterial que sale del circuito

- RO2MT - Es el monto total de oxígeno en el circuito arterial.

Al final del tiempo FT el nuevo monto o cantidad de oxígeno en el circuito será la cantidad presentada originalmente (RO2MT), incrementada por el oxígeno que va llegando ($FT \times CO \times PO2CT$) y decrementada por el oxígeno que sale ($FT \times CO \times EO2CT$).

Para convertir a cc de oxígeno, es necesario multiplicar por 10s dado que CO está dado en litros/min. y EO2CT está en cc/100 ml. de sangre. El contenido de oxígeno es el contenido de oxígeno anterior más la diferencia de las concentraciones sanguíneas que entran y salen del circuito multiplicada por el tiempo fraccionario y la salida cardíaca.

4.2.3 Curvas de disociación del dióxido de carbono y de oxígeno en la sangre

La necesidad de calcular las presiones parciales surge cuando se considera el movimiento de gases entre los pulmones y la corriente sanguínea. La difusión de los gases de un lugar a otro es proporcional a la diferencia de las presiones parciales. En

los pulmones las presiones parciales de cada gas están relacionadas linealmente con sus contenidos. En la sangre, la presencia de hemoglobina afecta en forma importante el transporte de oxígeno, esta y otros almacenes influyen en el transporte de bióxido de carbono.

La relación entre las presiones parciales y los contenidos de cada gas se determinó a principios de siglo, mediante la separación en etapas de cada uno de los gases de la sangre. A las curvas que se generaron se les conoce con el nombre de *Curvas de disociación*.

Un método para implementar las curvas anteriores, es en base a las estructuras moleculares de la hemoglobina reducida y oxigenada, sin embargo este método no se puede representar por una simple ecuación, y como el programa corre por intervalos de tiempo, se tendría que estar convirtiendo las presiones parciales de oxígeno a sus contenidos varias veces, lo que nos acumula los errores en cada ciclo. Otra Implantación conocida es la de Kelman en 1966, la cual toma en cuenta el pH, PCO₂, la temperatura y la concentración de hemoglobina, este cálculo es una expresión de cuarto grado dividida entre otra también de cuarto grado, lo cual implica una lentitud considerable de ejecución, pero debido a su exactitud, es la que se usó.

La curva de disociación del CO₂, también fue deducida por Kelman en 1967, esta fórmula toma en cuenta los valores de hematocrito, pH, temperatura y PO₂.

Las dos curvas anteriores se han unido en la subrutina GASES. Esta rutina calcula los contenidos de cada gas según los valores dados de presiones parciales, la llamada general a esta rutina es :

GASES (PO₂,PC₂,O₂CON,C₂CON,PH,SAT)

en donde, los valores de PO₂, PC₂ y PH dependen del área a estudiar, la rutina genera O₂CON y C₂CON siendo los contenidos de O₂ y CO₂ en sangre.

Por ejemplo, para calcular los contenidos en el área del cerebro, se usará :

GASES (BO2PR,BC2PR,BO2CT,BC2CT,BPH,SAT)

obteniendo los contenidos de oxígeno en la sangre cerebral para el O_2 (BO2CT) y CO_2 (BC2CT) y el índice de saturación.

La rutina puede calcular los contenidos de gases para zonas como tejidos, cerebro y capilares pulmonares. Para calcularlo en los alvéolos se idealiza un compartimiento con los capilares pulmonares y generalizamos sus presiones parciales a las del alvéolo.

Los valores de concentración de hemoglobina, hematocrito y temperatura se toman del conjunto de variables globales del programa.

Para obtener los valores de *presiones parciales a partir del contenido de los gases en sangre*, se usa el algoritmo desarrollado en 1970 por el Dr. David Ingram, implementado en la subrutina GSINV. Esta rutina permite que en una sola llamada se calcule la información necesaria evitando llamadas repetidas a GASES, ahorrando tiempo de ejecución.

El algoritmo se basa en los datos de ciclos anteriores para ir calculando cada vez, según el signo y magnitud de la diferencia entre las cantidades de gases, un vector de búsqueda, el cual se usa para calcular una aproximación de las presiones parciales, colocando el vector en un plano de presiones parciales de oxígeno y bióxido de carbono. Si hay cambio de signo entre el valor anterior y el valor aproximado recién calculado, se usa interpolación lineal para ajustar el nuevo valor .

Aunque a este nivel se tiene un muy buen grado de exactitud, hay que considerar el efecto de otros elementos en las curvas de disociación.

Uno de los elementos que influyen grandemente en la curva de disociación del oxígeno es el 2,3-Difosfoglicerato (2,3-DPG) el cual tiene un efecto parecido al del H^+ , por ello se modificó la ecuación de Kelman en base al DPH, el DPH es la influencia del 2,3-DPG en la concentración del mmol/l de células rojas y es calculado al inicio del programa por la rutina CONST :

$$DPH = 7.4 + (DPG-3.8) \cdot .025$$

Limitando el valor anterior a 7.58.

La concentración de DPG se mueve en un promedio de 3.8 respecto al valor de RO2CT :

$$DPG = DPG + (23.4RO2CT-DPG) \cdot c10$$

en donde el valor de c10 se calcula como $.005 \cdot FT$, lo cual permite una variación natural del DPG aún en el caso de anemia severa .

4.2.4 Intercambio de Gases en los tejidos.

Muchas de las técnicas anteriormente mencionadas al considerar el torrente sanguíneo arterial se aplican de la misma manera al transporte de volúmenes de los gases a través del compartimiento de un tejido. Las ecuaciones pueden escribirse de la misma forma genérica como antes, por ejemplo:

$$TO_{2MT} = TO_{2MT} + FT_{CO} \cdot (EO_{2CT} - TO_{2CT})$$

en donde :

TO_{2MT} .- Total de oxígeno en los tejidos

FT_{CO} .- Tiempo fraccional multiplicado por la salida cardiaca.

EO_{2CT} .- Contenido de oxígeno en el flujo de sangre arterial.

TO_{2CT} .- Contenido de oxígeno en la sangre proveniente de los tejidos.

Por lo tanto el nuevo contenido de oxígeno en los tejidos será igual al contenido anterior adicionado a la diferencia entre los totales de oxígeno que se incorporan y los totales de oxígeno que se desechan . Para el caso del metabolismo de los tejidos se necesitan contar con otros términos para describir el consumo del oxígeno y la evolución del bióxido de carbono.

El consumo de oxígeno en cc por intervalo de iteración (U) se subtrae a cada intervalo de iteración. La producción de bióxido de carbono está representada en el modelo por la ecuación $TRQ \cdot U$ (donde TRQ es el cociente de respiración de los tejidos, que normalmente es de 0.5).

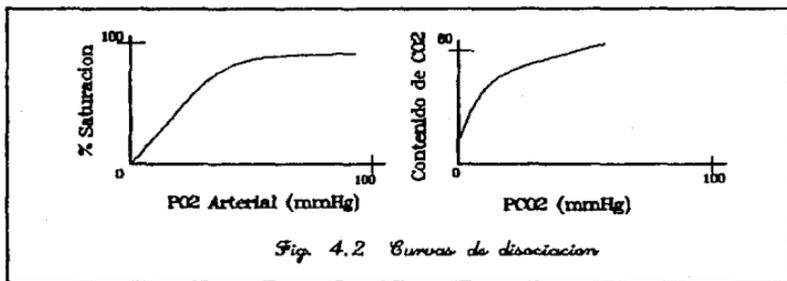
El problema que se presenta será el de calcular la concentración de los gases contenidos en la sangre que sale de los tejidos, conociendo de antemano los nuevos valores totales de cada gas presente en los tejidos. Dicho calculo no puede realizarse

tomando únicamente la razón entre el monto total de cada gas presente en los tejidos y el volumen de sangre en dicho elemento.

El total de oxígeno que contiene la sangre presente en los tejidos está dividido de la siguiente manera :

- La primera parte del oxígeno estará contenido en el tejido sanguíneo.
- La parte restante se encuentra contenida en la mioglobina de los músculos; por otro lado la mayor parte del bióxido de carbono se queda presente en forma de bicarbonato.

Para encontrar el resultado del intercambio de gases en los tejidos primeramente se deberán realizar algunas observaciones de las curvas de disociación en los tejidos, esto con el objetivo de poder calcular las presiones parciales de gas (con el conocimiento previo de los valores de concentración para cada gas). Finalmente se calculará la presión de gas en los tejidos, tomando para esto la concentración total de cada gas en la sangre que emana de los tejidos.



La curva de disociación para la mioglobina, presenta inicialmente un incremento notable y se estabiliza a una presión parcial por encima de 20 mm Hg.

Se ha supuesto que también es probable que exista una pequeña componente lineal que comprenda al oxígeno en solución, en fluido tisular y fluido celular; por lo que la curva actual deberá estar situada entre la curva que representa a la mioglobina y la curva que representa a la sangre. La representación en MacPuf es como sigue:

$$[C31 = 2.7/TVOL]$$

$$TO2PR = TO2MT \cdot C31$$

Donde :

TVOL .- Representa aproximadamente el volumen de fluido extracelular, que normalmente permanece cercano a los 12 litros.

2.7 y 0.09 (Constantes) .- Representan una función que relaciona al PO_2 tisular ($TO2PR$) con el volumen de oxígeno tisular ($TO2MT$). Esto consiste en 2 líneas rectas (Fig. 7.2) donde se especifican los libres cambios de oxígeno cuando el PO_2 tisular tiene niveles por debajo de 45 mm Hg, presentándose pocos cambios hasta alcanzar el nivel anterior.

Cuando se grafica la totalidad de los datos experimentales, el resultado final es equivalente al fenómeno real, por lo que se puede confiar plenamente en los datos.

Curva de disociación de Bióxido de Carbono en los Tejidos.

La mayor parte de CO_2 en los tejidos, así como en la sangre, se encuentra en forma de bicarbonato, con una concentración de cercana a 24 mmol/l. Un cálculo

aproximado del total de CO_2 que existe en el cuerpo, nos indica que este varía en un rango de 12 a 15 litros (Matthews, Laszlo, Cambell y Read, 1968). Otro estudio anterior revelaba que el rango de 12 a 15 litros de CO_2 en el cuerpo es muy pequeño (Farhi, 1964). La concentración total de CO_2 no puede ser utilizada por completo durante periodos cortos de simulación, ya que ésta se almacena parcialmente en huesos y en otros tejidos no accesibles. Por otra parte más de la mitad del total de CO_2 almacenado en los huesos se encuentra en forma de carbonato.

Las curvas de disociación están disponibles para el estudio de la sangre, por lo que es necesario calcular la presión de gas en la sangre resultante de la integración venosa. El total de CO_2 está disuelto en :

- CO_2 (Bióxido de Carbono)
- H_2CO_3 (Acido Carbónico)
- HCO_3^- (Ion negativo de Bicarbonato)
- Pequeñas cantidades de Carbamino.

El H_2CO_3 y el carbamino están disueltos en el CO_2 , el cual está calculado por la diferencia entre el CO_2 total y el CO_2 presente como bicarbonato. El cálculo anterior está dado por:

$$\text{CO}_2 \text{ disuelto} = \text{TC2CT} \cdot 0.1 - \text{TC3CT} \cdot 22.4$$

donde :

TC2CT .- Contenido de CO_2 en los tejidos. (cc STPD por 100 ml de sangre)

TC3CT .- Concentración de HCO_3^- (mmol/l).

0.1 (Constante) .- Conversión a litros.

22.4 (Constante) .- Constante de Avogadro. (Conversión de mmol a ml).

La incorporación de volumen en términos de distribución (TVOL) está dada para diferentes tamaños de cuerpos. Las constantes "520" y "7.7" nos proporcionan las presiones correctas para obtener la medición del monto total de CO₂ y el HCO₃⁻. La expresión "0.9/TVOL" representa un valor supuesto del volumen efectivo de bicarbonato. La constante nos provee un porcentaje, el cual expresa una presión parcial de CO₂ cercana a 45 mm de Hg en un total de 13 litros. Lo anterior está dado en un espacio de fluido extracelular (TVOL) de 12 litros.

Debe hacerse notar que para conveniencia del modelo la retención de CO₂ en los tejidos está expresado en litros y TC₂MT tiene un valor normal de 13 litros.

Perfeccionamiento de los estimados de la curva de disociación de tejidos

Una vez que las curvas de disociación han sido expresadas por valores supuestos, pueden ser perfeccionadas más tarde por la operación del modelo, determinando por ejemplo rapidez de decremento del contenido de oxígeno en la sangre arterial después de experimentar cambios de gases a nitrógeno, también se puede determinar la rapidez de incremento en el PO₂ arterial o en el contenido de CO₂ cuando se presenta un cuadro de asfisia o respiración de gases previamente exhalados. Las curvas de disociación del torrente sanguíneo pueden conocerse con una gran exactitud. El monto total de oxígeno y bióxido de carbono en los pulmones, el total de oxígeno consumido y los rangos de producción de bióxido de carbono son conocidos con casi la misma exactitud.

Los únicos factores desconocidos son los retenes tisulares y sus curvas de disociación. Los parámetros de MacPuf, se escogieron en base a observaciones clínicas y fisiológicas tan de cerca como fue posible.

Otros aspectos del intercambio de gases en los tejidos

- Gasto de oxígeno en las contracciones respiratorias y cardíacas. Lo anterior se constituye como un pequeño refinamiento que añade un poco más de tiempo al cálculo, además de refinar el resultado final introduciendo un término extra para el consumo de oxígeno y bióxido de carbono que se presentan en la salida cardíaca así como en los músculos respiratorios. Por ello se han incluido dos términos más a la expresión del consumo de oxígeno tisular (Shephard, 1966). La salida cardíaca (l/min) especifica el consumo de oxígeno del corazón ; además de representar un término complejo relacionado con el total de ventilación (en l/min) el cual influye sobre la capacidad vital y la elasticidad.
- Descripción total del intercambio de gases del tejido. Poniendo todos estos cálculos juntos, llegamos a una representación aproximada del intercambio de gases en los tejidos del cuerpo. Como podrá verse, una vez que la presión parcial del tejido ha sido determinada por los totales y curvas de disociación, la tensión de la sangre que sale se asume que tomará la misma tensión que los tejidos. Sus contenidos de CO_2 y O_2 se derivan como fueron descritos en el capítulo anterior utilizando la subrutina de GASES.
- Amortiguamiento en el cambio de gases del tejido. Como se mostró en el capítulo V es necesario introducir un factor de amortiguamiento en el cálculo del torrente de flujo sanguíneo, para soportar grandes salidas cardíacas e intervalos de tiempo considerables.

4.2.5 Transporte masivo por el sistema venoso

Como en el sistema venoso no se lleva a cabo un intercambio gaseoso importante, podemos tratarlo como al circuito arterial salvo algunas diferencias que mencionaremos posteriormente.

Es de conocimiento general que el 60% del torrente sanguíneo reside en las venas (Aproximadamente 3 litros). Para el circuito venoso utilizaremos el caso (2) ya mencionado en el inciso 4.2.2 suprimiendo la atenuación necesaria para prevenir oscilaciones debido al gran volumen involucrado.

La secuencia utilizada para una salida cardiaca de 3.4 l/min sería:

- 900 ml de sangre salen del circuito venoso (3 000 ml) dejando 2 100 ml.
- 900 ml de sangre entran al circuito venoso.
- La sangre se mezcla y se calculan las nuevas concentraciones de gases.

4.2.6 El modelo de tres compartimientos

Riley y Cournand (1949) mostraron que es posible describir los pulmones sanos y enfermos como si tuvieran exclusivamente tres compartimientos.

- Un compartimiento ideal de intercambio gaseoso en el cual dicho intercambio es completo.
- Un compartimiento sanguíneo, visualizado como una desviación de derecha a izquierda, donde parte de la salida cardiaca pasa sin hacer contacto con el gas alveolar.
- Un compartimiento sin flujo sanguíneo y por consiguiente sin intercambio gaseoso (*Espacio muerto*).

Este análisis se ha utilizado extensamente en las últimas dos décadas para describir desordenes clínicos.

En las personas normales el flujo sanguíneo a través de la desviación es muy pequeño, aproximadamente un 3% de la salida cardiaca. Este porcentaje puede calcularse en base a dos componentes:

- Una desviación fija, que depende de la anatomía propia del paciente.
- Una porcentaje de desviación dinámico, al que se le permite variar entre ciertos límites, dependiendo de la presión de oxígeno en los pulmones.

Esta consideración permite simular fácilmente el incremento del porcentaje anterior en relación con el ejercicio muscular.

El espacio muerto fisiológico tiende a ser el mismo que el anatómico.

Por lo tanto la desviación venosa y el espacio muerto proveen una forma conveniente de cuantificar las irregularidades en la distribución de las tasas de ventilación / perfusión en los pulmones vistos como un todo. Aun más, los cálculos sugieren que el equilibrio en la presión gaseosa se alcanza normalmente en el tiempo que la sangre llega al final de los capilares pulmonares.

Lo único que resta por hacer es mezclar la sangre proveniente del intercambio gaseoso y aquella que no lo tuvo. Al finalizar este paso se tienen los nuevos contenidos de los gases en la sangre.

Este modelo es el que se ha seleccionado para la simulación debido a la facilidad de Implantación y su fácil comprensión para las personas que utilicen esta simulación.

A continuación explicaremos como determinar la presión alveolar de los gases a partir de la ventilación alveolar y el intercambio gaseoso.

Los pasos que se siguieron para obtener estos datos son :

- Se comienza con un volumen pulmonar estable con cantidades conocidas de O_2 , CO_2 y N_2 .
- Permite a la ventilación alveolar llenar los pulmones con las cantidades apropiadas de cada gas, presentes en el aire inspirado.
- Determina la presión de los gases presentes al final de la mezcla.
- Efectúa el intercambio gaseoso, actualizando las cantidades de los gases presentes en el compartimiento ideal de intercambio gaseoso. La actualización de los gases depende del flujo sanguíneo en los pulmones y de la diferencia en contenido entre la sangre venosa que llega a los pulmones y la nueva sangre arterial que sale de ellos.
- Espera a que el volumen pulmonar se estabilice.
- Recalcula las nuevas presiones de los gases.

Para determinar las presiones alveolares de los gases es necesario considerar 3 puntos :

Supondremos que el aire que ingresa a los pulmones está compuesto por 3 gases (O_2 , CO_2 y N_2). A cada uno de estos gases le corresponde un porcentaje asociado con su presencia en el aire inspirado. Dichos porcentajes son :

- Oxígeno 20,93%
- Bióxido de Carbono 0,03%
- Nitrógeno 79,04%

Para los fines de este modelo consideraremos que dentro del "nitrógeno" están incluidos otros gases inertes.

Por lo tanto podemos decir, que la cantidad de oxígeno existente en los pulmones se ve incrementada en proporción directa al índice de ventilación alveolar del sujeto multiplicada por el porcentaje de oxígeno en cada inspiración.

$$\text{Oxígeno} = \text{Oxígeno} + \text{índice de ventilación} * \% \text{oxígeno aire}$$

El mismo cálculo se efectúa respectivamente para cada uno de los gases.

La cantidad total de gas presente en los pulmones es igual a la suma de los 3 gases antes mencionados.

Por consiguiente la presión parcial de cada gas es proporcional a la cantidad de cada gas dividido entre la cantidad total de gases presentes, considerando además a la presión barométrica efectiva que se obtiene de la extracción de la presión del vapor de agua (1.2703 veces la temperatura del cuerpo en grados centígrados) de la presión atmosférica.

$$\text{Presión parcial del oxígeno} = \frac{(\text{Oxígeno} * \text{presión barométrica efectiva})}{\text{Cantidad total de los gases}}$$

Una vez calculadas las presiones parciales se procede a realizar el intercambio gaseoso como ya se mencionó al inicio de este inciso. Al terminar dicho intercambio debemos considerar la salida del aire de los pulmones.

Al salir el aire de los pulmones las cantidades de los gases en los alvéolos disminuyen proporcionalmente a la cantidad de aire exhalado en los porcentajes antes mencionados. En este momento es necesario recalcular las presiones parciales de cada gas para continuar con el ciclo de la respiración.

4.2.7 Cálculo de la ventilación alveolar por medio de la ventilación total

Para el cálculo de la ventilación alveolar, se necesita el valor del espacio muerto efectivo (tercer compartimiento del modelo de Riley).

En la simulación, el valor del volumen dinámico se almacena en una variable (TIDVL), el espacio muerto en otra (DSPAC) y el ritmo respiratorio (RRATE). En base a la definición del espacio muerto, sabemos que la ventilación alveolar (AVENT), medida en cc para el intervalo de tiempo FT, se obtiene por la expresión :

$$AVENT = (TIDVL - DSPAC) * RRATE * FT$$

La secuencia para el cálculo del volumen pulmonar dinámico es :

Se calcula la ventilación total a partir del estímulo ventilatorio inicial, inmediatamente después, la frecuencia respiratoria se obtiene por medio de la elastancia pulmonar y la saturación del O₂ arterial. En este momento, el cálculo del volumen pulmonar dinámico es :

$$TIDVL = DVENT * 1000 / RRATE$$

Sin embargo, habría que considerar aún las limitaciones y modificaciones por efectos mecánicos sobre los pulmones, pero sus efectos sumados se pueden expresar en base a la capacidad vital (VC, normalmente 5 litros), en base a la observación, el volumen dinámico no excede normalmente de 2/3 partes de la capacidad vital, con lo cual tenemos un valor máximo para limitar los cálculos .

Por definición, el espacio muerto efectivo total se considera la suma del volumen de los conductos aéreos superiores, traquea y conductos alveolares. Las mediciones realizadas en cadáveres, indican un valor de 170 cc en promedio y de 3,000 a 3,500 cc para la zona respiratoria.

Sin embargo, el espacio muerto varía constantemente debido a varios factores

Factores que disminuyen el espacio muerto fisiológico :

- En la respiración lenta, la distribución de la ventilación en todo el pulmón
- La ausencia de turbulencias en la respiración lenta
- Adelgazamiento del calibre en los conductos aéreos largos próximos al bronquio .

Factores que aumentan el espacio muerto fisiológico :

- Dilatación de los conductos aéreos en respiraciones profundas y en ejercicio
- Turbulencia en hiperventilación
- Distribución irregular de la ventilación total en el pulmón por respiración rápida

Empíricamente se sabe además que el valor para el espacio muerto es de 100 a 150 cc (2 cc por cada Kg de peso), elevándose hasta 500cc en ejercicio. También en forma empírica se sabe que con una salida cardíaca baja, hay una distribución no uniforme de sangre en los pulmones y que el espacio muerto se eleva proporcionalmente al valor del PO_2 alveolar.

Para la simulación, el modelo del espacio muerto contempla la combinación de los factores anteriores :

- Un componente que describe el volumen de los conductos superiores, permitiendo al operador en todo momento modificarlo, para poder simular estados de traqueotomía (si disminuye), u obstrucción de conductos (si aumenta).

- Una función del volumen dinámico y la frecuencia respiratoria, para que el espacio muerto aumente si el volumen dinámico aumenta.
- Una función de la ventilación total y salida cardíaca, para que si la salida cardíaca aumenta desproporcionalmente a la ventilación total, el espacio muerto se aumenta.
- Una función de la presión del O_2 alveolar, para que el espacio muerto aumente si la presión de O_2 sobrepasa un valor fijo.

En total, para un caso normal, el efecto sumado de los puntos anteriores es de 133 cc.

Hay ciertos casos especiales, en que el valor del espacio muerto tiende a oscilar irregularmente, para evitar esto, a los cálculos se les incluye la función DAMP con un factor de atenuación bajo .

4.2.8 Representación de la ventilación artificial

Este modelo ofrece la posibilidad de simular en el momento deseado un caso de ventilación artificial. Para este caso particular el usuario puede especificar 3 parámetros :

- Frecuencia respiratoria
- Volumen dinámico de los pulmones
- Presión al final de la espiración

Estos valores se usan para calcular la ventilación total.

La presión al final de la espiración es uno de los parámetros que, si se modifican, tienen mayor impacto en los cálculos de la ventilación final. De este parámetro dependen: el espacio muerto, la mezcla venosa y la salida cardiaca.

Los efectos que tiene la presión al final de la espiración son :

- Mejoramiento en la oxigenación de la sangre, probablemente debido a la apertura de alvéolos colapsados. Este factor provoca una reducción en la mezcla venosa.
- Reducción de la salida cardiaca (Depende a su vez de la elastancia de los pulmones).

Al suprimir la ventilación artificial, el simulador hará que la respiración se restaure con su frecuencia y volumen apropiados.*

4.2.9 Representación de obstrucción traqueal y experimentos en bolsa

Los experimentos mencionados en este capítulo se realizan en la rutina BAGER y se tienen las siguientes opciones :

- Cerrar la glotis
- Recoger el aire espirado
- Respiración de bolsa
- Respiración de bolsa con absorbedor de bióxido de carbono
- Recuperar el status quo y abrir la glotis

El valor del estado del paciente se mantiene en todo el programa en una variable global, cuando se especifica algún experimento en bolsa, se piden los datos de ésta en cc (BTPS) :

- Volumen inicial
- Porcentajes de oxígeno y bióxido de carbono, el porcentaje residual se considera de nitrógeno.

Cambios en el volumen pulmonar por la obstrucción traqueal

Haciendo referencia al programa se puede saber el estado de obstrucción o no, mediante una variable global. La rutina CONST prueba el estado de esta variable y si es obstrucción, altera la ventilación alveolar (AVENT) a cero, y posteriormente el proceso de simulación estabiliza los valores de ventilación total y frecuencia respiratoria (DVENT y RRATE), a cero. El volumen pulmonar (VLUNG) se iguala al volumen residual del intercambio gaseoso en ese momento. Cuando se restablece el status quo y se abre la glotis, el volumen pulmonar se restablece a su valor normal de reposo.

Recolección de gases espirados en bolsa

Este experimento se realiza en pacientes a los que se desea conocer su tasa metabólica en diferentes estados, como ejercicio o reposo, en la simulación, se mantiene los valores de CO_2 y PCO_2 en la bolsa y la rutina de despliegue las muestra.

Respiración en bolsa

Este experimento se realiza para estudiar la respuesta de la respiración ventilatoria al estímulo variante del CO_2 variante de la bolsa. En la simulación, con esta opción, se modifica en cada ciclo, la concentración de gases en la bolsa, acumulando su efecto cada vez y tomando estos valores como gases de respiración que

vuelven a llenar la bolsa. Se tiene opción de simular un absorbedor de bióxido de carbono en la bolsa.

4.2.10 Ajuste de los parámetros del modelo a sexo, edad, altura y peso

Hasta ahora sólo se han manejado los datos de un sujeto típico (hombre, 70Kg , 180 cm y 25 años) dentro del modelo. Obviamente esto es una limitante, por lo que se proporciona un método para poder adecuar el funcionamiento de la simulación a un sujeto de cualquier edad, sexo, estatura y peso.

Dentro del programa se prevee una rutina con un pequeño diálogo que proporcione a la simulación los valores que se requieren para afectar los parámetros necesarios.

Al acceder la rutina de *Paciente preestablecido* se permitirá la creación del nuevo sujeto y se procederá a las siguientes preguntas :

- Hombre ó mujer
- Estatura en centímetros
- Peso en kilogramos
- Edad en años

Una vez obtenidos estos valores se procede a modificar los siguientes parámetros :

- Volumen de los pulmones en reposo
- Consumo de oxígeno en reposo

- Salida cardíaca nominal en reposo
- Salida cardíaca máxima
- Capacidad vital pronosticada
- Capacidad de difusión pronosticada
- Elastancia
- Volumen de sangre venosa
- Volumen de fluido extracelular
- Hemoglobina

Al terminar el cálculo de estos parámetros se procederá a alcanzar un estado estable en el menor número de repeticiones posibles.

4.2.11 Flujo sanguíneo cerebral y presiones gaseosas en el centro quimiorreceptor

Las características principales que justifican la inclusión de una simulación de flujo sanguíneo cerebral son las siguientes:

- La descripción de los cambios de actividad del ion hidrógeno en el centro quimiosensitivo de la médula espinal, tomando en cuenta la concentración de bicarbonato y CO_2 en la sangre arterial, el flujo sanguíneo cerebral y el coeficiente de metabolismo cerebral.
- Mantener el índice de oxigenación cerebral, ya que cuando el oxígeno disponible en el cerebro decae a niveles críticos de ventilación, este eventualmente puede llegar a interrumpirse.

Las características anteriores se pueden aplicar a cualquier modelo que opere en condiciones extremas.

Cuando el ritmo cardiaco y la presión arterial son bajos se presenta una disminución en el flujo sanguíneo cerebral. Sin embargo dicho flujo sanguíneo trata de permanecer constante a una presión de 70 mm de Hg aunque existan alteraciones en diferentes partes del sistema circulatorio.

La presión gaseosa en el cerebro, así como la presión de CO_2 cerebral son controlados por procesos de realimentación negativa. Al decrementarse el flujo sanguíneo en el cerebro consecuentemente existirá un aumento en el nivel de H^+ y en el nivel de PCO_2 cerebral. Por lo anterior se presentará un fuerte estímulo vasodilatador en tanto se regula el flujo de sanguíneo. De esto podemos observar que cuando la presión de oxígeno en la sangre arterial en el tejido cerebral adquiere niveles bajos, automáticamente el flujo sanguíneo cerebral aumenta, aunque este se mantenga en su nivel más bajo.

Factores que determinan el flujo sanguíneo cerebral.

Dentro del programa de simulación se encuentra la relación entre dos factores muy importantes en la determinación del flujo sanguíneo cerebral y estas son : la capacidad cardiaca y el flujo sanguíneo.

Con estas condiciones el flujo sanguíneo cerebral permanece con valores constantes (55 ml/100 g cerebro/min) hasta que la capacidad cardiaca cae por debajo de 2.5 l/min. Cuando la capacidad cardiaca llega a tener niveles de 1 l/min consecuentemente el flujo cerebral llega a ser de 27 ml/100 g/min y se decrementa rápidamente.

El formulamiento anterior toma en cuenta la adaptación del cuerpo humano a un shock, por ejemplo cuando la capacidad cardiaca llega a niveles vitales críticos, el

flujo sanguíneo se mantiene constante solamente en el cerebro así como en la zona coronaria.

Es sabido que la circulación cerebral es altamente sensitiva a los cambios de la presión de CO_2 arterial, por lo que se establece una relación entre el flujo sanguíneo cerebral y el receptor de pH en el cerebro.

Ajustes pequeños del cerebro en presencia de bicarbonato

La concentración de bicarbonato en el cerebro es ligeramente menor a la que existe en la sangre y en los tejidos. A grandes altitudes, cuando el proceso de ventilación sufre alteraciones, se llegan a presentar pequeños cambios en la presión de CO_2 cerebral, la cual presenta un ligero incremento que paulatinamente desaparece. Esto se puede simular ajustando el valor de la variable BC3AJ ($\text{mmol HCO}_3/\text{l}$) aumentando la concentración de bicarbonato cerebral antes de calcular las presiones y contenidos de los gases que salen del cerebro.

Determinación de la cantidad y concentración gaseosa cerebral que sale del cerebro

Se pueden conocer las concentraciones y cantidades de los gases que forman parte del flujo sanguíneo cerebral. El contenido de O_2 y CO_2 en el cerebro puede calcularse como la razón entre el metabolismo cerebral y el contenido de gases en la sangre arterial y venosa del cerebro.

4.3 Puesta en marcha y operación del simulador

La operación y puesta en marcha del simulador es muy simple, como ya se vio en este capítulo, el sistema está programado en lenguaje pascal versión turbo[®] y consiste de varios archivos básicos:

Respira.com (Programa principal)

Respira.000 (Primer overlay)

Respira.001 (Segundo overlay)

14x9.fon

4x6.fon

8x8.fon (Tipos de letra de pantalla)

error.msg (Archivo de errores sistema gráfico)

Los archivos anteriores son los necesarios para ejecutar la versión compilada del sistema, si se desea compilar de nuevo, se necesitan además :

Respira.var (Constantes y variables del sistema)

Respira.pas (Programa principal y primeras rutinas)

Respira1.inc (Archivo de inclusión 1 - rutinas -)

Respira2.inc (Archivo de inclusión 2 - rutinas -)

Ventanas.inc (Interfaces gráficas Turbo[®] - Turbo-Graphix[®])

Windows.inc (Rutinas de ventanas - Turbo-Graphix[®] -)

Graphix.sys (Rutinas gráficas - Turbo-Graphix[®] -)

Typedef.sys (Tipos y variables - Turbo-Graphix[®] -)

Polygon.hgh (Gráficos de polígonos - Turbo-Graphix[®] -)

Axis.hgh (Gráficos de ejes Turbo-Graphix[®] -)

Kernel.sys (Rutinas base - Turbo-Graphix[®] -)

Para utilizar el simulador, además de los archivos anteriores, se necesita una microcomputadora PC equipada con disco duro (para acelerar el proceso, aunque no es indispensable, se puede utilizar un equipo con al menos una unidad de disco flexible), tarjeta de gráficos hércules y un mínimo de 128 Kb de memoria disponibles.

Si cumple con lo anterior, copie el disco de la tesis en su unidad de disco duro (C:) de preferencia en un subdirectorio (\tesis).

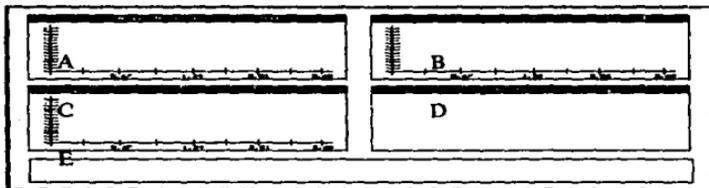
Estando en este punto, proceda a teclear en el subdirectorio usado, 'Respira', seguido de la tecla de *Rtn* :

C:\TESIS\Respira < Rtn >[®]

A continuación, si no hay errores o archivos faltantes, mostrará la pantalla de simulación, la cual como se ve en la siguiente figura, está dividida en 5 secciones (A, B, C, D y E):

Las secciones A, B, y C muestran el comportamiento de hasta cinco parámetros según se haya configurado el simulador en el archivo Ventanas.Inc (Ver listado anexo). La sección D muestra los síntomas y 'comentarios' del paciente simulado, La sección E sirve para mostrar el tiempo de simulación en minutos y segundos, esta sección también se utiliza para realizar el diálogo interactivo con el usuario para poder modificar varios parámetros de simulación como el inducir enfermedades y bloqueos

respiratorios, la modificación de parámetros de fisiología respiratoria, para simular la aplicación de medicamentos, hacer experimentos con bolsa respiratoria o simplemente desplegar el estado de todas las variables del simulador.



Pantalla de Entrada

Mientras el simulador esté trabajando, sino hay intervención del operador, este continuará trabajando sin detenerse. Sin embargo, si desea modificar en algo a la simulación o consultar directamente los datos de la simulación, para detener el proceso teclee *Esc*, e inmediatamente tendrá acceso al diálogo interactivo⁸ de la parte inferior de la pantalla (sección E del dibujo anterior):

Conclusiones

El desarrollo de esta tesis nos permite concluir :

- **Antes de modelar un sistema es necesario considerar sus relaciones con el medio que lo rodea y la posibilidad de aislarlo sin afectar sensiblemente su funcionamiento. En caso de tener un sistema cuyo aislamiento total sea imposible, se deben extraer las partes del medio ambiente con mayor influencia en él para incluirlas en el modelo, tomando en cuenta una cierta variación con respecto a la realidad en medida razonable.**
- **La respiración humana es un proceso muy complejo y aunque en esta simulación se tomaron en cuenta las variables mas relevantes, siempre existirán variables no consideradas, ya sea por desconocimiento fisiológico o por la excesiva complejidad que representaría su inclusión al modelo .**
- **La simulación de sistemas naturales a nivel mundial ha sido muy limitada debido principalmente a la falta de investigación en modelos fisiológicos y al estado de la tecnología.**
- **El simulador nos permite realizar pruebas sobre el sistema respiratorio humano, que en la realidad serían muy riesgosas o imposibles de llevarse a cabo en seres humanos en condiciones normales. Bajo este punto de vista, este simulador, tiene una gran aplicación didáctica.**

El desarrollo de esta tesis no fue un trabajo sencillo debido a la carencia de material informativo actualizado y a la obsolescencia computacional que presentaba el modelo en el cual basamos nuestro trabajo.

Listado del programa

Archivo Respira.Var

```
const
  Renglni = 1;
  E = 0.0000001;
  No:Array[1..23] of Integer = (0,1,1,1,0,1,18,0,1,0,69,33,51,35,60,41,72,74,1,1,0,0,1)
  { Declaracion para ventanas }

  NoVentanas = 6; { No de ventanas en total }
  MargenX = 1; { Margen x de las ventanas contra el mundo }
  MargenY = 7; { Margen y de las ventanas contra el mundo }
  SeparacionVentanasX = 1;
  SeparacionVentanasY = 8; { Separaciones entre las ventanas }
  MaxPuntosX = 301; { No max de puntos por grafica eje x }
  MaxPuntosY = 100; { No max de puntos por grafica eje y }
  Graficas_Habilitadas = true; { Salida grafica habilitada }
  MaxGraficasPorVentana = 5; { Numero máximo de graficas en una ventana }
  RengMax = 22; { Máximo no de rengiones a desplegar en ventana texto }
  PuntosVentanaAbajo = 40; { Pixels para ventanainferior de texto }
  PrimerVentanaSimulacion = 2;
  UltimaVentanaSimulacion = 4; { ventanas de despliegue grafico xy }
  VentanaSintomas = 5; { ventana que despliega los síntomas }

type
  Arr_c = Array[1..70] of real;
  Int20 = Array[1..20] of Integer;

  Equiv1 = record
    Flo2,Fic2,Co,Pd,Fadm,Bulla,Viung,elast,Vadm,Az,
    Bz,Cz,Barpr,Temp,Trq,Tc2mt,tvol,Hb,Pcv,VbivM,
    Addc3,Bc3aJ,Dpg,Pr,Films,Space,Comax,Shunt,Vc,Peep,
    Vo2ct,Pa,Rph,Vph,Fvent,Bph,Bago,Begc,Ao2mt,Ac2mt,
    Ao2pr,Ac2pr,Dph,Xlact,Bo2pr,Bc2pr,TicM,Rate,Ro2ct,Vc2mt,
    Dvent,Svent,Pc2ct,Po2ct,To2ct,Tc2ct,Bc2ct,Bc2ct,Tph,Rc3ct,
    Vc2ct,Ro2mt,Rc2mt,Xresp,An2mt,Bo2mt,Bc2mt,Cbf,Pc,Depac,
    Reltv,Ro2pr,Conso,Rc2pr,Pg,Pj,Tnd,Rc2ct,Qb,Pw,
    Ft,Conom,Bubbl,Tc2rf,Tc3mt,Vc3mt,Tc3ct,Vc3ct,Tlamt,Plact,
    Bc3ct,Bo2ad,CoadJ,Eo2ct,To2mt,To2pr,Tc2pr,vo2mt,Avent,Pl,
    Ec2ct,Tn2mt,Tn2pr,Fov,Sn2pr,En2ct,Un2mt,Rn2mt,X109,X110,
    Tc3a,Sn2mt,Qa,Rvadm,Xdspe,Bag,Xmale,Ht,Wt,Age : real;
  end;
```

```

{ Declaracion para ventanas }

T_Titulos = array [1..NoVentanas] of string[80];
T_Mundos = array [1..NoVentanas] of array [1..4] of real;
T_Factores_a_graficar = array[1..NoVentanas,1..MaxGraficasPorVentana] of Integer;
var
  C : Arr_c;
  Ntab,Ndump,Ne : Array [1..23] Of Integer;
  Tj : Array [1..10] Of real;
  T,Tdump : Array [1..160] Of real;
  Tdelay : Array [1..40] Of real;
  N : Array [1..99] of real;
  Muerto : Boolean;
  Equiv : Equiv1 Absolute T;

Factores_a_graficar : T_factores_a_graficar; { factores a graficar por ventana }
Tc : Char; { Variable que interrumpe la simulacion }
Ispar,Moran,Joke,Narti,
I,J,Cont,Nrept,Mt ,
U1,U2,U3,U4,U5 ,
K1,K2,K3,K4,K5,Itrig73,
Index,Neof,Nw ,
k,Kd,Kk,Kr,Kh,Kn ,
Nn,NNn,Nnnn , { variables temporales }
Na,Nb,Nic ,
Nw1,Nw2,Jld ,
Nflag,U3,Nd,Opcion : Integer;

Simit,U,V,W,X,Y,Z,Ph,
Fico,Ftcc,Sat,Fy ,
Po2,Pc2,Bapp ,
Begno,Xnmt,Corr,Tar,Guess ,
Pdco,Test,Rat,Ratio ,
Pfev,Pvc,Xvent,Fd,
Xx,Xoc,Xooc : real; { variables temporales }

{ Declaracion para ventanas }

meng : real ;
RenglonTodo : Integer ;
np : array [1..NoVentanas] of Integer ; { No de puntos a graficar en cada ventana }
Puntos : array [1..NoVentanas,1..MaxGraficasPorVentana] of
PlotArray; { Puntos a graficar por ventana }
Titulos : T_Titulos ; { Titulos de cada ventana }
Mundos : T_Mundos ; { Posiciones de los mundos }

```

Archivo Respira.pas**Program respira ;**

```
{ Programa que simula el funcionamiento del aparato respiratorio en condiciones normales y anormales }
```

```
{ Include para sistema graphix }
```

```
{ $I typedef.sys }
```

```
{ $I graphix.sys }
```

```
{ $I kernel.sys } { archivos necesarios de turbo-graphics }
```

```
{ Include que contiene los tipos y las variables globales del sistema }
```

```
{ $I Respira.var }
```

```
{ Include que contiene las funciones aritmeticas y las rutinas,Bagger,Paciente_Preddefinido,Paciente_Nuevo,Breth,Death }
```

```
{ $I windows.inc }
```

```
{ $I polygon.hgh }
```

```
{ $I axis.hgh }
```

```
{ $I Ventanas.inc }
```

```
{ $I Respira1.inc }
```

```
{ $I Respira2.inc }
```

```
overlay
```

```
procedure Delay;
```

```
var
```

```
  n,m,l : integer;
```

```
  nft : integer;
```

```
begin
```

```
  with Equiv do
```

```
    begin
```

```
      { línea en el retraso para la circulación de gases, etc. }
```

```
      nft := trunc (13.2 * Sqrt((coed) * ft));
```

```
      if (nft > 10) then
```

```
        nft := 10;
```

```
      m := Index + nft - 1;
```

```
      for l := Index to m do
```

```
        begin
```

```
          n := l;
```

```
          if n > 10 then
```

```
            n := n - 10;
```

```
            tdlay[n] := vo2ct;
```

```
            tdlay[n + 10] := vc2ct;
```

```
        end
```

```
      end
```

```
    end
```

```
  end
```

```
end
```

```
        tdlay[n+20] := vc3mt;
        tdlay[n+30] := Tc2pr
    end;
    n := Index + nft;
    if n > 10 then
        n := n-10;
        vo2ct := tdlay[n];
        vc2ct := tdlay[n+10];
        vc3mt := tdlay[n+20];
        Tc2pr := tdlay[n+30];
        Index := n
    end;
end;
```

```
overlay
proceduro Dif;
begin
    with Equiv do
        begin
            Fd := Xvent * C[12];
            Ao2mt := Ao2mt - Fd * Flo2;
            Ac2mt := Ac2mt - Fd * Fic2;
            An2mt := An2mt - Fd * Z;
        end;
    end;
end;
```

```
overlay
procedure Err;
begin
    with Equiv do
        begin
            Qa := 0.001;
            Qb := E;
        end;
    end;
end;
```

```
overlay
procedure Factor;
begin
    with Equiv do
        begin
            { Rutina que sirve para escribir la lista de factores que se pueden cambiar }
            Ventana_texto;
```

```

Escribe ( 1, ' Factor      Significado ' );
Escribe ( 1, '' );
Escribe ( 1, ' 1- % O2 Inspirado' );
Escribe ( 1, ' 2- % CO2 Inspirado' );
Escribe ( 1, ' 3- Bombeo del corazon como % del normal' );
Escribe ( 1, ' 4- Tasa metabolica como % del normal en reposo' );
Escribe ( 1, ' 5- Flujo en circ.corto adicional anatom., como % del gasto cardiaco' );
Escribe ( 1, ' 6- Espacio muerto adicional en cc BTPS, sobre el valor normal' );
Escribe ( 1, ' 7- Volumen pulmonar, en cc BTPS ' );
Escribe ( 1, ' 8- Elastancia pulmonar, cc H2O / Litro ' );
Escribe ( 1, ' 9- Efecto (variable) de admision venosa como % del gasto cardiaco' );
Escribe ( 1, ' 10- Respuesta ventilatoria al Co2 como % del normal' );
Escribe ( 1, ' 11- Respuesta ventilatoria a caida de Po2, como % del normal' );
Escribe ( 1, ' 12- Control respiratorio neurogenico central como % del normal' );
Escribe ( 1, ' 13- Presion barometrica en mm Hg o Kpa ' );
Escribe ( 1, ' 14- Temperatura corporal en grados centigrados' );
Escribe ( 1, ' 15- Cociente respiratorio de los tejidos ' );
Escribe ( 1, ' 16- Almacenamiento de Co2 en los tejidos, litros STPD' );
Escribe ( 1, ' 17- Volumen de distribucion tisular, litros ' );
Escribe ( 1, ' 18- Hemoglobina, en G/100 ml de sangre ' );
Escribe ( 1, ' 19- Volumen celular compacto ' );
Escribe ( 1, ' 20- Volumen sanguineo en las venas ' );
Escribe ( 1, ' 21- Adicion de bicarbonato o acido, en mmol bicarbonato estándar' );
Escribe ( 1, ' 22- Bicarbonato cerebral, mmol/L desviacion del valor normal' );
Escribe ( 1, ' 23- 2,3-Difosfoglicerato en globulos rojos, mmol/L' );
Escribe ( 1, ' 24- Capacidad respiratoria % del valor promedio normal' );
Escribe ( 1, ' 25- Estado de aptitud fisica (umbral) para cambiar a met. anaer.' );
Escribe ( 1, ' 26- Razon de tiempo de Inspiracion total' );
Escribe ( 1, ' 27- Gasto cardiaco maximo, L/min' );
Escribe ( 1, ' 28- Flujo en corto circuito de izq. a der. como razon al gasto card.' );
Escribe ( 1, ' 29- Capacidad vital en litros BTPS. ' );
Escribe ( 1, ' 30- Presion positiva al final de la respiracion' );

and;
end;

```

```

overlay
procedure Mint;
const

```

```

Refer : Array [1..120] of real =
( 20.93,0.03,100,100,0,0,3000,5,3,100,
100,100,760,37,0,8,13,38,12,14,8,45,3000,
0,0,3,8,100,33,0,4,35,0,5,0,
14,56,1,7,4,7,37,4,26,7,33,0,0,348,1,143,3,
101,9,39,75,7,4,0,28,89,52,8,461,9,12,82,19,54,1540,
5,92,5,92,47,25,19,66,14,47,51,4,10,05,56,62,7,37,23,82,
51,33,195,44,473,5,10,99,1987,18,06,677,51,94,80,129,2,
3000,94,18,240,39,9,0,97,13,-10,47,35,33,29,2,36,

```

```

0.166667,4.6,0.45,43,318,71.55,25.48,25.48,34.63,99,
22.7,1.5,0.1,19.54,178.4,40.13,45.43,437,710.8,0,
47.35,78.07,571.1,4.564,0.73,0.726,1,1,
-0.03,967,41.61,0,0,0,1,178,70,40);
var
  Nn, Nnn, Nnnn: integer;
begin
  with Equiv do
  begin
    # (i1 >= 10) then
    begin
      t[81] := 0.166667;
      mw2 := 0;
      l3 := 1;

      Nnn := 2; { Milímetros de mercurio }
      simit := 1;
      # (nnn = 1) then
      simit := 0.1332
    end;

    nw := 1;
    narti := 1;
    j3 := 0;
    nrt := 1;
    k2 := 0;
    k4 := 0;

    # (nc = 3) then
    for i := 1 to 7 do
      Escribe ('mins' + Strg(ne[i],4,0));

    Index := 1;
    na := 1;
    nrept := 1;
    x := t[81];
    lepar := 1;
    for i := 1 to 120 do
      t[i] := refer [i];
    for i := 1 to 10 do
    begin
      tday [i] := t [31];
      tday [i+10] := t [61];
      tday [i+20] := t [86];
      tday [i+30] := t [97]
    end;
    t [13] := t [13] * simit;
  end;
end;

```

```

if (I1 >= 10) then
  I1 := 1;
  t [B1] := x;
  t [77] := (-x * 60);
  I4 := -1;
end;
end;

```

```

overlay
procedure Symp ( Simit : real );

```

```

procedure Escribe ( X,Y : Integer; Texto:Wkstring );
var I:Integer ;
begin
  if Graficas_habilitadas then
    Drawtextw (x,y,1,Texto)
  else
    Writeln ( Texto );
end;
begin
  with Equiv do
    begin
      { Esta subrutina es la encargada de especificar varios síntomas bajo
      las condiciones correspondientes }
      if Graficas_habilitadas then
        begin
          SelectWorld (VentanaSíntomas);
          SelectWindow (VentanaSíntomas);
          Setbackground (Black);
          Setheaderon;
          Drawborder;
        end;
      X := 1 / Simit;
      K1 := 0;
      K3 := 0;

      if ((Tr2pr * X) <= 6000) and ((12.5 - Bo2pr * X) <= 0) then
        if (Bc2pr * X) <= 91 then
          begin
            if (Bo2pr * X) <= 13.9 then
              begin
                Escribe ( 1,7, 'Se me nubla la vista' );
                K1 := 1;

```

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

```
end;
if Bubbl > 160 then
begin
  Escribe ( 1,14, 'Me duelen las piernas ');
  K1 := 1;
end
else
  if Bubbl > 101 then
  begin
    Escribe ( 1,21, 'Mi piel hormiguea' );
    K3 := 1;
  end;
  if (((Tn2pr * X) <= 4300) and ((Bc2pr * X) > 80)) OR
    ((Tn2pr * X) > 4300) then
  begin
    Escribe ( 1,28, 'Me siento mareado' );
    K3 := 1;
  end;
  if Narti > 0 then
  if Rrate > 46 then
  begin
    Escribe ( 1,35, 'Esto .. es ..imposib...' );
    K1 := 1;
  end
  else
  if Rrate > 35 then
  begin
    Escribe ( 1,42, 'Me falta la respiracion' );
    K1 := 1;
  end
  else
  if Rrate > 27 then
  begin
    Escribe ( 1,49, 'Siento que me ahogo' );
    K3 := 1;
  end;
  if Tph > 7.59 then
  begin
    Escribe ( 1,56, 'Siento calambres' );
    Escribe ( 1,63, 'Se me duermen las manos' );
    K3 := 1;
  end;
  if Tph <= 7.13 then
  begin
    Escribe ( 40,7, 'No me siento nada bien' );
    K3 := 1;
```

```
        end;
    end
    else
    begin
        Escribe ( 40,14, 'Su paciente esta alestargado' );
        K1 := 1
    end

else
begin
    Escribe ( 40,14, 'Su paciente esta alestargado' );
    K1 := 1
end;
if Tph < 7.08 then
begin
    Escribe ( 40,21, 'Su paciente tiene contracturas' );
    K1 := 1;
end;
if Narti <= 0 then
begin
    X := Svent * 0.9 - Dvent;
    if X > 0 then
    begin
        Escribe ( 40,28, 'Su paciente lucha contra el ventilador' )
        K3 := 1;
    end;
end;
end;
X := 1.3 * Hb - Ro2ct;
if x >= 7.0 then
begin
    Escribe ( 40,35, 'Su paciente esta muy morado' );
    K1 := 1;
end
else
    if X >= 5 then
    begin
        Escribe ( 40,35, 'Su paciente esta muy morado' );
        K3 := 1;
    end;
    if K1 > K3 then
        K3 := 1;
    K5 := K1 + K3;
    if K2 > K5 then
        Escribe ( 40,42, 'Me siento bien otra vez ' )
    else
```

```
    if K2 > K1 then
      Escribe ( 40,49, 'Siento una ligera mejoría' )
    else
      if K4 > K3 then
        Escribe ( 40,56, 'Así esta mejor doctor. ');
      K2 := K1;
      K4 := K3;
      if Nb = 2 then
        begin
          Na := 30;
          if Ft < 0.1 then
            Na := 18;
          Nb := 0;
        end;
      end;
    end;
  end;

overlay
procedure UNITS ( N : Integer; var Simit : real );
const
  Nsl : Array [ 1..10 ] of Integer = ( 41,42,45,46,72,74,96,97,103,105 );
begin
  with Equiv do
    begin
      X := Simit;

      if N = 2 then
        X := 1 / X;

      for I := 1 TO 10 do
        begin
          J := Nsl [I];
          T[I] := T[I] * X
        end
      end;
    end;
  end;

overlay
procedure Flujo_Cardíaco ;
begin
  with Equiv do
    begin
      { Se nivela el flujo cardíaco en base a O2 }
```

```

Y := Ro2ct * 0.056;

If Y < 0.35 then
  Y := 0.35;

{ El flujo cardiaco ajustado es 'Coadj' utilizado principalmente por medio de Fcto, parametro
cuyo valor es el flujo cardiaco por unidad de tiempo. El flujo crecera medida que el flujo total
de o2 se incremente. }

Coadj := Damp (( C[8] / Y + C[9] / ( Y * Y )) * C[16], Coadj, C[61] );

{ Si el corazon se detiene hace su salida = 0 para evitar cambios en la composicion arterial.
E es muy pequeno }

If Equiv.Co < 3 then
  Coadj := E
else
  { Limita el flujo maximo de salida del corazon }
  If Coadj > Comax then
    Coadj := Comax;

{ Flco es el numero de porciones de 100 ml de sangre circulando cada Ft de tiempo }

Flco := C[17] * Coadj;
Flcoc := Flco * ( 1 - C[69] * Coadj );

{ El contenido o presion del O2 influye en la admision venosa y tambien muy levemente el
2,3-DPG }

Dpg := Dpg + ( 23.3 - Ro2ct - Dpg ) * C[10];
X := Ao2pr;

If X > 200 then
  X := 200;

{ Incrementa la admision venosa si la Po2 alveolar es muy alta }

Y := Ao2pr;

If Y > 600 then
  Y := 600;

If Ao2pr > 400 then
  X := X - ( Y - 400 ) * 0.3;

If X < 55 then

```

```

X := 55;

{ Pw es la admision venosa efectiva, afectada por la presion al final de la espracion, por la
Po2, Etc. Y tambien incorporando un componente de corto circuito fijo ( FADM ) }

Pw := ( C[18] / X + C[18] ) * C[21] + Equiv.Fadm ;

{ Limita los excesos de admision venosa }

If Pw > 100 then
    Pw := 100;

X := Pw * 0.01;
Pc := 1 - X;

{ Actualiza las cantidades de O2 y Co2 arteriales segun la mezcla de sangre venosa y sangre
capilar idealizadas en proporciones X y Pc. El contenido de Nitrogeno se deteriora por
presiones parciales }

Rn2ct := Rn2mt + Ftco * ((X * Tn2pr + Pc * (C[11] - Ao2pr - Ac2pr)) * 0.00127 - En2ct
);

U := X * Vc2ct + Pc * Pc2ct;
V := X * Vo2ct + Pc * Po2ct;
Rc2mt := Rc2mt + Ftco * (U - Ec2ct);
Ro2mt := Ro2mt + Ftco * (V - Eo2ct);

{ Los contenidos que pasan a los tejidos son afectados por la rapidez de flujo sanguineo }

W := C[22] / Coad];

{ Si el corazon se detiene evita cambios a la composicion arterial de la sangre }

If W > 100 then
    W := 0;

Eo2ct := Damp ( Ro2mt * 0.1, Eo2ct,W );
Ec2ct := Damp ( Rc2mt * 0.1, Ec2ct,W );
En2ct := Damp ( Rn2mt * 0.1, En2ct,W );
Z := Coad] * C[17];

{ R-2ct son los contenidos en la sangre que llegan a los receptores quimicos }

Ro2ct := Damp ( V,Ro2ct,Z );
Rc2ct := Damp ( U,Rc2ct,Z );

```

{ O2con y C2con se usan para la subrutina gases (curvas de disociacion) ; antes de que este intervenga se determinan los contenidos de O2 y Co2 arteriales. Lo mismo para el bicarbonato Hco3, tomando en cuenta la influencia in vitro de la Pco2 arterial en la concentracion de bicarbonato calculando despues el PH }

Rc3ct := C[3] * (Rc2pr - 40) + Vc3mt * C[1];

If Rc3ct <= 0 then

Muerto := True

else

begin

{ Con el Hco3 arterial calcula PH en Rph }

Rph := Phfnc (Rc3ct,Rc2pr);

Gsinv (Ro2pr,Rc2pr,Ro2ct,Rc2ct,Rph,Sat @S1 =);

{ Almacena saturacion arterial como % }

PJ := Sat * 100;

{ U es el gasto de energia derivado de la tasa metabolica especificada por el operador

1- Es el consumo de O2 de musculos resp.

2- Es el consumo de O2 del corazon.

3- Es el consumo del resto del cuerpo.

En el caso de metabolismo anaerobico @S1 = las necesidades de energia son 11 veces el numero de moles de lactato producidos con el O2 de Xlact en reserva }

U := Ft * (Eleva(abe(Svent),C[4]) * C[5] + Coadj + C[7]);

{ Calcula las nuevas cantidades de gas tisular }

To2mt := To2mt + Ftcoc * (Eo2ct - To2ct) - U + Xlact;

If To2mt <= E then

Muerto := True;

end;

If not Muerto then

begin

{ Calcula la Po2 tisular amortiguando }

To2pr := Damp (To2mt * C[31],To2pr,C[55]);

X := To2mt - 250;

If X > 0 then

To2pr := 45 + 0.09 * X;

{ La variable Y se utilizara para el catabolismo relacionado con el flujo cardiaco y el metabolismo }

$Y := Rlact * C[29];$

{ X es un umbral, cuando Tph es menor a 7, el catabolismo esta deteriorado }

$W := Cbf * 0.019;$

if $W > 1$ then

$W := 1;$

$X := Tph * 10 - 69;$

if $X > W$ then

$X := W;$

{ Primer termino es la remocion hepatica, el segundo la remocion renal y el tercero, el flujo sanguineo relacionado con el metabolismo muscular, que depende del Coadj. La expresion esta multiplicada por la funcion de concentracion de lactato en la sangre }

$Z := Y * (X * 0.8612 + 0.0232 * Eleva(2, ((8 - Tph) * 3.33))) + Coadj * 0.01;$

{ La variable W causa una disminucion en el metabolismo y aumenta la produccion cuando la Pco2 es baja o hay alcalosis }

$W := C[70] / (W + 0.3);$

{ fitns es el umbral para cambiar al metabolismo anaerobico }

$V := Fitns - To2pr;$

if $V > 0$ then

begin

$W := W + C[42] * Eleva(V + 1.4);$

{ El catabolismo Z desciende si la Po2 tisular es demasiado baja }

$Z := Z * To2pr * 0.04;$

end;

{ Xlact es el efecto de reserva de O2 de la produccion de acido lactico }

$X := 2.04 * (W - C[32]);$

if $X > U$ then

$X := U;$

$Xlact := Damp(X, Xlact, C[53]);$

{ El limite a la rapidez de formacion de @S1 =lactato se determina por el ritmo metabolico y el tamaño del cuerpo }

```

# W > C[40] then
  W := C[40];

```

{ Reduce el catabolismo del lactato, si el flujo cardiaco es menos de un tercio del normal para tomar en cuenta probables flujos reducidos en el riñon y el higado }

```

X := C[24] - Coad;

```

```

# X > 0 then
  Z := Z * Coad / C[24];

```

```

V := W - Z;
Tlamt := Tlamt + V;
Rlact := Damp ( Tlamt * C[15], Rlact, Coad ) * @S1 - C[55] ;

```

{ Lo que sigue se refiere a la acumulacion de nitrogeno en los tejidos }

```

X := ( Tn2pr - Sn2pr ) * C[60];
Tn2mt := Tn2mt + Ftcoc * ( En2ct - Tn2pr * 0.00127 ) - X;
Sn2mt := Sn2mt + X;

```

{ Checa si el compartimiento lento esta sobresaturado }

```

Y := ( Sn2mt * C[26] - C[11] ) * C[27];

```

```

# Y <= 0 then
  Y := Y * 0.3;

```

```

# ( Y > 0 ) OR ( ( Y <= 0 ) and ( Un2mt > 0 ) ) then
begin
  Sn2mt := Sn2mt - Y;
  { Bubl es un indice arbitrario para sintomas x burbujas de gas }
  Bubl := Eleva ( Un2mt, 1.2 ) * C[23];
  Un2mt := Un2mt + Y;
end;

```

{ Calcula presiones parciales }

```

Sn2pr := Sn2mt * C[26];
Tn2pr := Tn2mt * C[28];
Tc2mt := Tc2mt + ( Ftcoc * ( Ec2ct - Tc2ct ) + Trq * U ) * 0.001;

```

{ Calcula presion parcial a partir del Co2 total y el bicarbonato }

```

Tc2pr := ( Tc2mt * C[30] - Tc3mt * C[36] + C[33] ) * C[43];
{ Fy guarda cambios en Co2 tisular para ajustar los amortiguamientos tisulares de Hco3 }

Fy := Tc2pr - Tc2rf;
Tc2rf := Tc2pr;

{ Lo siguiente representa almacenamiento de acido lactico parcialmente en el interior
de celulas }

Tc3mt := Tc3mt + Ftcoc * 0.1 * ( Vc3mt * C[1] - Tc3mt * C[13] ) - 0.4 * V;
Y := ( Tc2pr - 40 ) * C[3];
Tc3ct := Tc3mt * C[13] + Y;
Muerto := ( Tc3ct <= 0 )
end;

end;
end;

overlay
procedure Presiones_Parciales ;

begin
with Equiv do
begin
  # not Muerto then
  begin
    U := C[11] / ( Aa2mt + An2mt + Ac2mt );
    { Relacion de duracion de Inspiracion / @S1 =espiracion }

    V := C[37] / Rrate;

    # V > 4 then
    V := 4;

    # Aveni < 20 then
    V := 0;

    { La rapidez de cambio de las tensiones gaseosas alv. (x) es funcion del volumen
corriente }

    X := ( TidM + 100 ) * C[38];

```

```

{ Presiones parciales al final de la respiracion }

Y := Ao2mt * U;
Z := Ac2mt * U;

{ Amortiguando para prevenir oscilaciones }

Ao2pr := Damp ((Y + (Po2 - Y) * V), Ao2pr, X);
Ac2pr := Damp ((Z + (Pc2 - Z) * V), Ac2pr, X);
if (Ao2pr > E) and (Ac2pr > E) then
begin
  { Determina cociente respiratorio (Pc), tensiones de los gases y contenido de Co2
  y O2 en sangre capilar pulmonar. (P-2ct) }

  if Qa < 0 then
    Pc := Qb / Qa;

    X := Vc3mt * C[1] + C[3] * (Ac2pr - 40);
    Muerto := (X < E)
  end
end;

if Muerto then
  LI5 := -1;

if not Muerto then
begin
  Y := Phinc (X, Ac2pr);

  Gases (Ao2pr, Ac2pr, Po2ct, Pc2ct, Y, Sat);

  { Determina ajustes en flujo sanguineo cerebral en relacion al gasto cardiaco y Ph
  cerebral (sensible a la Pco2) }

  Z := SQRT (Cosd) * 0.5;

  if Z > 1 then
    Z := 1;

  Y := (7.4 - Bph) * (Bc2pr * 0.0184 - Bc3aj * 0.1);

  if Y > 0 then
    Y := 300 * (Y * Y);

  if Y > 4.4 then
    Y := 4.4;

  Cbf := Damp ((Y - 0.12) * 42.5 * Z, Cbf * Z, C[55]);

```

{ Calcula las cantidades de gas en el cerebro producidas por el metabolismo, suponiendo un rq de .98 y permitiendo diferentes cantidades suministradas en la sangre arterial y saliendo en la sangre venosa }

Y := Cbf * C[39];

X := C[41] * (Bo2ad + 0.25);

Z := X;

Bc2pr <= 18 then

begin

Z := X * (Bo2pr * 0.11 - 1);

X := X * (19 - Bo2pr);

Z < 0 then

Z := 0

end;

Bo2mt := Bo2mt + Y * (Ro2ct - Bo2ct) - 2 * Z * (Bo2ad + 0.1);

Bo2mt <= 0 then

Bo2mt := 0.1;

Bc2mt := Bc2mt + Y * (Rc2ct - Bc2ct) + 2.15 * X;

Bo2pr := Bo2mt * 1.6;

Bc2pr := Bc2mt * 0.078;

W := Bc2pr - 40;

Y := Bc3ct + Bc3aj + 0.2 * W;

{ Una pequeña porción del bicarbonato, se añade también al flujo sanguíneo cerebral afectando así la respiración apropiadamente }

Bc3aj := Bc3aj + ((Rc3ct - 24) * 0.3 - Bc3aj) * C[42];

{ Ajusta el bicarbonato a la Pco2; después calcula Ph cerebral, o sea Ph en el receptor químico }

X := Phnc (2 * Y + Rc3ct, 2 * Bc2pr + Rc2pr);

Z := Eleva (((abs (X - Bph) + E) * 100), 2) + 0.04;

Z > C[17] then

Z := C[17];

Bph := Damp (X, Bph, Z);

{ Restringe la rapidez de cambio del ph en el receptor cerebral }

Z := Phnc (Vc3mt * C[1] + (Bc2pr - 40) * C[3], Bc2pr);

Gases (Bo2pr, Bc2pr, Bo2ct, Bc2ct, Z, Sat);

{ Siguen los calculos de ventilacion, empezando con $Nartl = 0$ que es respiracion artificial. Calcula el espacio muerto anatomico y fisiologico y despues la ventilacion alveolar }

if $Nartl <= 0$ then
 $Dvent := C[51];$

$Y := (118 - Pj) * 0.05;$
 $Z := Y * 0.002;$
 $X := (C[65] + Z - Bph) * 1000 * Y;$

if $X < 0$ then
 $X := 0;$

$W := (C[66] + Z - Bph) * 150 * Y;$

{ El Ph cerebral alto o la Pco_2 alta solo inhiben la ventilacion si el giro intrinseco aprendido Cz esta reducido o ausente }

if $(W < 0)$ and $(C[67] > 0)$ then
 $W := 0;$

$Z := (Bc2pr - 120) * 0.25;$

if $Z < 0$ then
 $Z := 0;$

$Y := (98 - Pj) * (Rc2pr - 25) * 0.12;$

if $Y < 0$ then
 $Y := 0;$

{ Bc2ad es un indice de la oxigenacion cerebral; la respiracion se hace lenta eventualmente se detiene se es demasiado baja }

$U := Bc2pr - 11;$

if $U >= 0$ then
 $U := 1$

else
 $U := 0;$

$Bo2ad := Damp (U, Bo2ad, C[63]);$

{ Previene cambios inmediatos en la capacidad ventilatoria especificada }

```

Xresp := Damp ( C[46],Xresp,C[68] );

{ Calcula los efectos aditivos totales de los estímulos a la ventilación }

U := ( C[44] * ( X + W ) + C[45] * Y + Xresp - Z ) * C [47];

{ Restringe T al máximo valor }

# U > C[6] then
  U := C[6];

{ Amortigua la rapidez de respuesta de acuerdo al gasto cardíaco y la profundidad de respiración }

X := ( Coadj + 5 ) * C[62] / ( Tldvl + 400 );
Svent := Bo2ad * Damp ( U,Svent,X );
# P1 < 0 then
begin
  Dvent := E;
  Rrate := 0.0001
end
else
begin
  # Svent > C[48] then
  begin
    # Narti > 0 then
    begin
      Dvent := Svent;
      Rrate := ( C[49] + Eleva (Dvent,0.7) * 0.37 ) * C[50] / ( P1 + 40 );
      # ( Rrate > 1 ) and ( Coadj > 0.5 ) then
      begin
        U := Ao2pr * 0.15;
        # U > 70 then
        U := 70;
        Dspac := Damp (( C[52] + Dvent * 100 / Eleva (Rrate,1.12) + 20 *
          Dvent / (Coadj + 5) + U + Fy + C[54] * ( Tldvl + 500 )),Dspac,C[55]
        );
      end
    end
  end
  # Svent < C[48] then
  begin
    U := Ao2pr * 0.15;
    # U > 70 then
    U := 70;
    Dspac := Damp (( C[52] + Dvent * 100 / Eleva (Rrate,1.12) + 20 * Dvent
      / ( Coadj + 5 ) + U + Fy + C[54] * ( Tldvl + 500 )),Dspac,C[55] );
  end
end
end

```

```

end
else
begin
  if Narti > 0 then
    begin
      Dvent := E;
      Rrate := 0.0001
    end
  else
    if Narti > 0 then
      begin
        Dvent := Svent;
        Rrate := ( C[49] + Eleva (Dvent,0.7) * 0.37 ) * C[50] / ( Pj + 40 );
        if ( Rrate > 1 ) and ( Coadj > 0.5 ) then
          begin
            U := Ao2pr * 0.15;
            if U > 70 then
              U := 70;
            Dspac := Damp (( C[52] + Dvent * 100 /
              Eleva (Rrate,1.12) + 20 * Dvent / ( Coadj + 5 ) + U + Fy + C[54]
              + ( Tidvl + 500 )),Dspac,C[55] );
          end
        end
      else
        begin
          U := Ao2pr * 0.15;
          if U > 70 then
            U := 70;
          Dspac := Damp (( C[52] + Dvent * 100 /
            Eleva (Rrate,1.12) + 20 * Dvent / ( Coadj + 5 ) + U + Fy + C[54] +
            ( Tidvl + 500 )),Dspac,C[55] );
        end
      end
    end
  end;
end;

if not Muerto then
begin
  Tidvl := Dvent * 1000 / Rrate;
  repeat
    Avent := ( Tidvl - Dspac ) * Rrate * Ft;

    { Restringe el volumen corriente al valor máximo (C[20]) }; despues, si es necesario,
    regresa a recalcular la frecuencia respiratoria, suponiendo que no se usa respiracion
    artificial }

    if Narti > 0 then

```

```

begin
  X := Tidx - C[20];
  if X > 0 then
    begin
      Tidx := C[20];
      Rrate := Dvent * 1000 / Tidx
    end
  end;
until (Nartl <= 0) OR (X <= 0);

if Avent <= 0 then
  Avent := E;

Fvent := Avent * C[56];

{ Tnd, J3, Nd se refieren a las marcas de tiempo. Pg es un indice del tiempo que el cerebro
es privado de O2; si es demasiado grande, muere }

Tnd := Tnd + C[57];

if Bo2ad > 0.3 then
  Pg := Pg - Bo2ad * C[59]
else
  Pg := Pg - (Bo2ad - 1) * C[58];

if Tnd >= 60 then
  begin
    Tnd := Tnd - 60;
    J3 := J3 + 1
  end;

Nd := TRUNC (Equiv.Tnd)
end;
end;
end;

procedure DEADY ( L11,L12,L15,Nrept : integer; var Simil : real );
const
  lchar : Array [1..5] of Char = ('1','5','7',' ');
var
  Nn, Nnn, Nnnn: integer;
  lans : Array [1..10] of integer;
  Xx ,Xox, Xoox,
  Ppr, Rv, Xl : real;
  Ni, I, Kyy : integer;

```

```

procedure Inspecciona;
begin
  with Equiv do
  begin
    X := T[22] + T[91];
    Y := T[16] * 1000;
    Ventana_Teado;
    Escribe (0, ' presiones contenido cc% cantidad en cc ph hco3');
    Escribe (0, ' o2 co2 o2 co2 o2 co2 ');
    Escribe (0, '');
    Escribe (0, 'Arterial ' + strg(t[72],8,1) + strg(t[74],8,1) + strg(t[49],8,1) + strg(t[78],8,1) +
    strg(t[82],8,0) + strg(t[83],8,0) + strg(t[33],7,3) + strg(t[60],6,1) );
    Escribe (0, ' Alv./Pulm ' + strg(t[41],8,1) + strg(t[42],8,1) + ' (sat = ' + strg(t[76],4,0) + '%)
    ' + strg(t[39],8,0) + strg(t[40],8,0) );
    Escribe ( ' Cap.Pulm
    ' + strg(t[41],7,1) + strg(t[42],8,1) + strg(t[54],8,1) + strg(t[53],8,1) );
    Escribe ( ' Cef.Cerebr
    ' + strg(t[45],8,1) + strg(t[46],8,1) + strg(t[57],8,1) + strg(t[58],8,1) +
    strg(t[66],8,0) + strg(t[67],8,0) + strg(t[36],7,3) + strg(x,6,1) );
    Escribe ( ' Esp.Tejido ' + strg(t[96],7,1) + '
    (' + strg(t[97],5,1) + ') ' + strg(t[55],7,1) + strg(t[56],8,1) +
    strg(t[88],8,0) + strg(y,8,0) + strg(t[59],7,3) );
    Escribe ( ' Ven.Mezcl. (' + strg(t[96],5,1) + ')
    (' + strg(t[97],5,1) + ') ' + strg(t[31],7,1) + strg(t[61],8,1) +
    strg(t[98],8,0) + strg(t[50],8,0) + strg(t[34],7,3) + strg(t[88],6,1) );
    Escribe (0, '');
    # P1 > = 1 then
      Bager (7,X,Y,Pph,Simt);
    Escribe (0, 'Conc. de lactato en plasma = ' + Strg(Rlact,4,1) + ' Mmol/L');
    Escribe (0, '');
    Rr := Dspec / (TidM + 0.000001);
    X := Qa / Ft;
    Y := Qb / Ft;
    Escribe (0, 'O2 tomado = ' + Strg(X,6,0) + ' Co2 Expulsado = ' + Strg(Y,6,0) + '
    Cc/Min ');
    Escribe (0, 'Vent total = ' + Strg(Dvent,5,1) + ' Vent.alv.(Btps) = ' + Strg(Fvent,6,1));
    Escribe (0, 'Frec. resp = ' + Strg(Rrate,5,1) + ' Admis. Ven = ' + Strg(Fw,6,1));
    Escribe (0, 'R.Q. espir. = ' + Strg(Pc,5,2));
    Escribe (0, '');
    # Dvent > = 0.2 then
      Escribe (0, 'Espacio muerto (Btps) = ' + Strg(Dspec,5,0) + ' Vol. corriente
      = ' + Strg(Tidv,5,0) );
    Escribe (0, 'Lac.Esp.Muer./Vol.Corr = ' + Strg(Rr,5,2) );
    # Coad > 0.1 then
      Escribe (0, 'Flujo sanguineo cerebral = ' + Strg(Cbf,5,0) + ' ml/100g/min Gasto
      cardiaco = ' + Strg(Coad,5,1));
  end;
end;

```

```

    # Bubbl > 0 then
        Escribe (0,'Índice de sobresaturación del nitrógeno = ' + Strg(Bubbl,6,0));
    # PI < 0 then
        Beger (6,X,Y,Pph,Simt);
        Espera_Tecla ('Presione una tecla para continuar',true);
    end;
end;

procedure Ventilacion_artificial;
begin
    with Equiv do
    begin
        Narti := menu(4);
        Narti := Narti - 1;
        # Narti > 0 then { Ventilación Natural }
            Peep := 0
        else
            begin
                Pregunta ('frecuencia respiratoria en ciclos / minuto -', Rate, Nnn);
                # Prate <= 0.001 then Rate := 0.001;
                Pregunta ('Volumen corriente en ml -', 'Frec. Resp.' + strg(Rrate,4,1), Tidv, Nnn);
                # Tidv <= 0.001 then Tidv := 0.001;
                Nw := 0;
                Pregunta ('Presión positiva espiratoria al final -', 'Frec. Resp.' + strg(Rrate,4,1) +
                    'Vol. Corriente.' + strg(tidv,7,2),
                    Peep, Nnn);
            end;
        end;
    end;
end;

procedure Cambios;
begin
    with Equiv do
    begin
        Opcion := Menu(2);
        # Opcion < > 4 then
            Nw := 0;
        case Opcion of
        1: begin
            with Equiv do
            begin
                Factor;
            repeat
                Opcion := Menu(3); { 1-Factores, 2-Bolsa }
                NI := 0;
            until Opcion = 1;
        end;
    end;
end;
end;
end;

```

```

Kyy := -1;

if Opcion = 2 then
begin
  Bager ( 1,X,Y,Pph,Simt );
  Nw := 0;
  Refv := Vlung;
  Opcion := 3;
end;

if Opcion = 1 then
begin
  Ni := Ni + 1;
  Pregunta ('Factor a cambiar -',Xxx,0);
  Pregunta ('Nuevo valor -','Factor ='+Strg(0,3,0) + ' Valor actual =
'+Strg(T[0],3,0),Xxx,Nnn);
  T[0] := Xxx;
  if T[0] = 0 then
    T[0] := 0.0000001;
  Nw := 0;
  Refv := Vlung;
end;
until Opcion = 3;
end;
end;
2:Ventilacion_artificial;
3:begin
  Pregunta ('Escriba el numero de segundos por corrida (1800 Max)',Xt,Nnn);
  Pregunta ('Anote el intervalo entre iteraciones en segs (10 Max)');
  Strg(Xt,5,2) + ' segundos por corrida',Xxx,Nnn);
  Ft := Xxx / 60 + 0.000001;
  Na := Trunc ( Xt / Xxx );
  Ispar := 1;
  Nc := 0;
  Mt := 1;
end;
4:begin
  Paciente_Preddefinido (Simt);
  Opcion := 2;
end;
end;
end;
end;

procedure Menu_Modificaciones;

```

```
begin
  with Equiv do
    begin
      Opcion:= Menu(1);
      case Opcion of
        1:Cambios;
        2:begin
            if Nb = 1 then
              Nb := 0;
              Nrept := Na;
            end;
          3:Inspecciona;
          4:;
        end;
      end;
    end;
  end;
begin {Deady}
  with Equiv do
    begin
      if LI1 < 2 then
        begin
          ltrig73 := ltrig73 + 1;
          if (Nc < 2) then
            begin
              if (Nb = 1) then
                Menu_Modificaciones
              else
                if Mt < 1 then
                  Menu_Modificaciones
                else
                  begin
                    if graficas_habilidades then
                      Copyscreen;
                      X := 10 * Eleva ( 2,(abs(8 - Rph) * 3.33));
                      Menu_Modificaciones;
                    end;
                  end
                else
                  begin
                    Symp ( Simit );
                    Menu_Modificaciones;
                  end;
            end
          else
            if LI1 = 2 then
              begin
```

```

    If graficas_habilitadas then
      Copyscreen;
      X := 10 * Elova ( 2,(abs(8 - Rph) * 3.33));
      Menu_Modificaciones;
    end;
  end;
end;

{ Principia el programa principal }

begin
  with Equiv do
    begin
      Ventanas_Simulacion (Titulos,Mundos); { inicializa = titulos y mundos }
      Inicializa_Ventanas (Titulos,Mundos); { Inicializa parametros de ventanas y deja la primer
      pantalla }
      Ventana_Texto ;

      { Se inicializan los indices }

      for I := 1 TO 23 do
        Ntab [I] := No [I];

        LI1 := 10;
        LI2 := 1;
        LI3 := 17;
        LI5 := 0;
        Cont := 0;
        Muerto := FALSE ;
        Nc := 0;
        Nb := 0;
        Na := 0;
        Nnn := 1;
        Tc := '';
        Opcion := 0 ;

        { Inicializa las variables de trabajo de un nuevo sujeto }

      repeat
        If ( LI1 > 1 ) and ( Nnn <> 0 ) then
          begin
            Mink;
            Ventana_Texto;
            Ventana_simulacion; { dibuja ventanas de simulacion }
          end;
        end;
      end;
    end;
  end;
end;

```

```

{ Se inicializan las variables de trabajo que no cambian en el ciclo }

if Nnn < > 0 then
begin
  Cons (C,Nrept,Simt);
  Nnn := 0;
end;

{ Ciclo principal que representa el ciclo respiratorio en un tiempo Ft ( Minutos ) }

repeat

  { Se se quiere la opcion de respiracion en bolsa cerrada se iguala el gas inspirado
  al de la bolsa }

  if Pi > 1.5 then
    Bager (2,C[12],C[12],C[12],Simt);

  { Se incrementa el contador de iteraciones }

  Li4 := Li4 + 1;
  Cont := Cont + 1;
  Moran := Cont;

  Flujo_Cardíaco ;

  if not Muerto then
  begin
    Tph := Phinc ( Tc3ct,Tc2pr );
    Gases ( To2pr,Tc2pr,To2ct,Tc2ct,Tph,Sat );

    { Las cantidades de gas venoso se incrementan por la sangre que llega de los
    tejidos y se decremanta por la que va a los pulmones }

    X := C[69] * Coadj * Fico;

    Vc2mt := Vc2mt + Ftcoc * Tc2ct - Fico * (Vc2ct * C[14] - Rc2ct * Shunt) +
    X * Ec2ct;
    Vo2mt := Vo2mt + Ftcoc * To2ct - Fico * (Vo2ct * C[14] - Ro2ct * Shunt) +
    X * Eo2ct;
    Vc3mt := Vc3mt + Ftcoc * 0.1 * ( Tc3mt * C[13] - Vc3mt * C[1] ) + Addc3;

    X := Tc3aj * C[10];
    Tc3aj := Tc3aj - Addc3 + V - X;
    Tc3mt := Tc3mt - Fy * C[64] + X * 0.67;
    Vo2ct := Vo2mt * C[2];
    Vc2ct := Vc2mt * C[2];
  
```

```

Delay;
Vc3ct := Vc3mt * C[1] + y;
Muerto := (Vc3ct <= 0)
end;
if not Muerto then
begin
    Vph := Pthnc (Vc3ct, Tc2pr);

    { La siguiente seccion se refiere al intercambio gaseoso en los pulmones. Pc
    es la fraccion del gasto cardiaco que se mezcla perfectamente con los gases
    alveolares. U y V son las cantidades de cada gas / ut }

    Pc := Fico * C[14] * Pc;
    X := Avent * C[12];
    U := X * Equiv.Flo2;
    V := X * Equiv.Fic2;

    { Se calculan nuevas cantidades de cada gas W es el volumen al final de la
    inspiracion }

    Ao2mt := Ao2mt + U;
    Ac2mt := Ac2mt + V;
    Z := 100 - Equiv.Flo2 - Equiv.Fic2;
    An2mt := An2mt + Avent * C[12] * Z;
    W := Ao2mt + Ac2mt + An2mt;

    { Calculo de presiones parciales alveolares }

    X := C[11] / W;
    Po2 := Ao2mt * X;
    Pc2 := Ac2mt * X;

    { Cambia las cantidades de gas alveolar en concordancia con el contenido
    gaseoso entrando (Vo2ct) y saliendo (Po2ct) de los pulmones. Pc es la nueva
    cantidad final del total de gases al acabar el proceso }

    Ao2mt := Ao2mt + Pc * (Vo2ct - Po2ct);
    Ac2mt := Ac2mt + Pc * (Vc2ct - Pc2ct @S1 -);
    An2mt := An2mt + Pc * (tn2pr * 0.00127 - En2ct);
    Pc := Ao2mt + Ac2mt + An2mt;

```

```

{ Fy se hace + si sale mas gas del que entra, en cuyo caso se empleara para
el calculo del espacio muerto efectivo }

if P1 < > 2 then
  if Avent > = 20 then
    Fy := ( Pc - W ) * C[34] / Rrate
  else
    Fy := 0
  else
    Fy := 0;

if P1 < 0 then
  Bager ( 5,Pc,X,C[12],Smlt );

{ xvent es el volumen exhalado en Ft, que desciende hacia el volumen pulmonar
en reposo. Si es - habra respiracion por difusion }

Xvent := Pc * C[35] - Vlung
end;

if not Muerto then
begin
  if Xvent > = 0 then
  begin
    Dvent := Xvent * C[25] / Pc;

    { U = O2, V = Co2 inhalado en Ft, Y, Z y Pc son gases exhalados }

    Y := Dvent * Ao2mt;
    Z := Dvent * Ac2mt;
    Pc := Dvent * An2mt;

    { Suma de entradas y salidas de O2 y Co2 }

    Qa := U - Y;
    Qb := Z - V;

    if P1 < = 0.5 then
    begin
      if Avent < = E then
        Err;
        Ao2mt := Ao2mt - Y;
        Ac2mt := Ac2mt - Z;
        An2mt := An2mt - Pc
      end
    else

```

```

begin
  Bager ( 4,Xvent,Dvent,C[12],simit );
  If Dvent > = -9000 then
  begin
    If Avent < = E then
      Err;
      Ao2mt := Ao2mt - Y;
      Ac2mt := Ac2mt - Z;
      An2mt := An2mt - Pc
    end
  end
  else
    Muerto := True;
  end
end
end
else
  D#;
end;

Presiones_Parciales :

{ Se checa si hay muerte o da mensaje de error si LL5 = -1 }

Death ( LJ1,LJ5);
Muerto := ( LJ1 = 2 );

If not Muerto then
begin
  LJ4 := 0;
  Breth;
  If (Cont mod 5) = 0 then
    Symp ( Simit );
end;

until ( Muerto ) OR ( Cont = Nrept ) OR ( Keypressed );

If Keypressed then
  Read (Kbd,Tc);
If not graficas_habilitadas then
  Tc := #27;
Cont := 0;

If not Muerto then
  Addc3 := 0;
If Tc = ^ [ then
begin
  Units ( 1,Simit );

```

```
Deady ( L11,L12,L15,Nrept,Simit );
if Graficas_habilitadas then
begin
  Selectscreen (2);
  Copyscreen;
  Selectscreen (1);
end;
Units ( 2,Simit );
Tc := '';
end;
if Na %% 5 then
begin
  Units ( 1,Simit );
  Sympt ( Simit );
  Jld := 0;
  Units ( 2,Simit );
  Na := 18;
  Nnn := 2;
end;
Nrept := Na;
until Opcion = 4;
end;
Fin_Ventanas ;
end.
```

Archivo Respiral.inc

```

procedure Escribe ( Escala : Integer; Mensaje : Wrkstring );
begin
  if graficas_jabilidades then
    begin
      if Reng > RengMax*XMaxGib/24 then
        begin
          Ventana_Texto ;
          Reng := RengInt ;
          RengIntexto := RengInt ;
          gotoxy (2, trunc(Reng));
        end
      else
        if Escala = 0 then
          begin
            Reng := Reng + XMaxGib/24;
            RengIntexto := RengIntexto + 1 ;
          end
        else
          Reng := Reng + XMaxGib/48;
        if Escala = 0 then
          begin
            gotoxy (2, rengIntexto) ;
            writeln ( Mensaje ) ;
          end
        else
          Drawtextw ( 5,Reng,Escala,Mensaje);
        end
      else
        writeln (mensaje) ;
    end;
function Strg ( Numero : Real ; Ent,Dec : Integer ) : Wrkstring;
VAR
  Straux : Wrkstring;
begin
  Filchar ( Straux,Sizeof(Wrkstring),0);
  Str ( Numero:Ent:Dec,Straux);
  Strg := Straux;
end;

```

```
function sign (x,y :real) :real ;
```

```
begin
```

```
  if x>0 then
```

```
    if y>0 then
```

```
      sign := x
```

```
    else
```

```
      sign := -x
```

```
  else
```

```
    if y>0 then
```

```
      sign := -x
```

```
    else
```

```
      sign := x ;
```

```
end;
```

```
function Damp (X,Y,Z : Real) : Real;
```

```
begin
```

```
  Damp := (X * Z + Y) / (1. + Z)
```

```
end;
```

```
function Eleva ( num:real; potencia:real):real;
```

```
{ eleva un numero a la potencia que se desea.}
```

```
var
```

```
  aux : real;
```

```
begin
```

```
  Eleva := Exp (Ln (Num) * Potencia)
```

```
end;
```

```
function Phfnc (X,Y : Real) : Real;
```

```
begin
```

```
  Phfnc := 6.1 + Ln ( X / ( 0.03 * Y )) * 0.434294482;
```

```
end;
```

```
procedure Espers_Tecle (mensaje:wrkstring; esperate:boolean);
```

```
var
```

```
  tc:char;
```

```
begin
```

```
  if graficas_habiladas then
```

```
    Begin
```

```
      SelectWindow(6);
```

```
      SelectWorld(6);
```

```
      SetBackGround (Black);
```

```
      DrawBorder ;
```

```

        gotoxy(5,23);
        write (mensaje);
        DrawBorder;
        if esperate then
            read(kbd,Tc);
    end
    else
    begin
        writeln(mensaje);
        if esperate then
            read(kbd,tc);
        end;
    end;
end;

procedure pregunta (pregunta,mensaje:Wkstring; var respReal:real; var respEnt:integer);
begin
    if graficas_habilidades then
    begin
        SelectWindow(6);
        SetBackGround(Black);
        DrawBorder;
        gotoxy (5,24);
        write (mensaje);
        gotoxy(5,23);
    end;
    write (pregunta,' ');
    if graficas_habilidades then
        drawborder;
    read (respReal);
    if graficas_habilidades then
        drawborder;
    RespEnt:=trunc(respReal);
end;

procedure Gases ( var Po2,Pc2,O2con,C2con,Ph,Sat : Real );
const
    A1 = -8532.229;
    A2 = 2121.401;
    A3 = -67.07399;
    A4 = 935960.9;
    A5 = -31348.26;
    A6 = 2396.167;
    A7 = -67.10441;
var
    x, x1, x2, t, pk, p, sol, dox, dr, Cp, cc, H : real;

```

```

begin
  with Equiv do
    begin
      x1 := (0.4*(ph-dph)+0.024*(37-temp)+0.026057669*(Ln(40/pc2)));
      x := Po2 * Eleva (10,x1);
      IF (y - 0.01) < 0 then
        x := 0.01;
      IF (x - 10) < 0 then
        sat := (0.003683 + 0.000584 * x) * x
      else
        sat := (x*(x*(x*(x+a3)+a2)+a1))/(x*(x*(x*(x+a7)+a6)+a5)+a4);
      c2con := (hb * sat * 1.34) + (0.003 * po2);
      p := 7.4 - ph;
      pk := 8.086 + p * 0.042 + (38 - temp) * (0.00472 + 0.00139 * p);
      t := 37 - temp;
      sol := 0.0307 + (0.00057 + 0.00002 * t) * t;
      dox := 0.590 + (0.2913 - 0.0844 * p) * p;
      dr := 0.664 + (0.2275 - 0.0838 * p) * p;
      t := dox + (dr-dox)*(1-sat);
      cp := sol * pc2 * (1 + Eleva (10,(ph-pk)));
      cc := t * cp;
      h := pcv * 0.01;
      c2con := (cc * h + (1-h) * cp) * 2.22
    end;
  end;
end;

```

```

procedure Gslnv ( VAR Po2,Pc2,O2con,C2con,Ph,Sat : Real);

```

```

const

```

```

  Err: Real = 0.01;

```

```

  Fact: Real = 1.0;

```

```

var

```

```

  xc2, yy2, Xx1, Yy1, D1z, D2z, Ds, lch1, lch2, lch3, lch4,

```

```

  Xp1, Yp1, Xp2, Yp2, D1, D2, band : boolean;

```

```

begin

```

```

  with Equiv DO

```

```

    begin

```

```

      d1z := 2;

```

```

      d2z := 2;

```

```

      lch1 := 1;

```

```

      lch2 := 1;

```

```

      lch3 := 1;

```

```

      lch4 := 1;

```

```

      Band := True;

```

```
while (((lch3 + lch4 - 1) >= 0) and ((lch1 + lch2) > 0) and (band)) do
begin
  gases (pc2,pc2,x,y,ph,sat);
  xc2 := x - c2con;
  yy2 := y - c2con;

  IF (xc2 = 0) then
    xc2 := 0.001;
  IF (yy2 = 0) then
    yy2 := 0.001;

  xp2 := pc2;
  yp2 := pc2;

  IF ((lch3 - 1) = 0) then
  begin
    lch3 := 0;
    d1 := SIGN (d1z,-xc2)
  end;

  IF ((lch4 - 1) = 0) then
  begin
    lch4 := 0;
    d2 := SIGN (d2z,-yy2);
    if ((abs (xc2) - err) <= 0) then
      lch1 := 0;
    if ((abs (yy2) - err) <= 0) then
      lch2 := 0
  end;

  ds := d1 * lch1;
  x := pc2 + ds - (pc2 * 0.25);

  IF (x < 0) then
    ds := (-pc2 * 0.75);
  pc2 := pc2 + ds;
  ds := d2 * lch2;
  x := pc2 + ds - (pc2 * 0.25);

  if (x < 0) then
    ds := (-pc2 * 0.75);

  pc2 := pc2 + ds;

  IF ((pc2 - 0.1) < 0) then
    pc2 := 0.1;
```

```

IF ((pc2 - 0.1) < 0) then
  pc2 := 0.1;

gases (po2,pc2,x,y,ph,sat);

xc1 := xc2;
xc2 := x - a2con;
xp1 := xp2;
xp2 := po2;
yy1 := yy2;
yy2 := y - c2con;
yp1 := yp2;
yp2 := pc2;

IF (ABS (xc2) - err) > 0 then
begin
  ich1 := 1;

  IF ((xc2 * d1) < 0) then
  begin
    IF ((xp2 - xp1) = 0) then
      d1 := SIGN (d1z,-xc2);
    IF ((xp2 - xp1) < > 0) then
      d1 := (xp2 - xp1) * abs (xc2) / (fact * abs (xc2 - xc1))
    end;

    IF ((xc2 * d1) > 0) then
    begin
      ich3 := 1;
      po2 := xp1 + (xp2 - xp1) * ABS (xc1) / (ABS (xc2) + ABS (xc1));
      d1z := d1z / 2
    end;
  end
  else
    ich1 := 0;

  IF ((abs (yy2) - err) > 0) then
  begin
    ich2 := 1;
    IF ((yy2 * d2) < 0) then
    begin
      IF ((yp2 - yp1) = 0) then
        d2 := SIGN (d2z,-yy2);
      IF ((yp2 - yp1) < > 0) then
        d2 := (yp2 - yp1) * abs (yy2) / (fact * abs (yy2 - yy1))
    end;
  end;

```

```
end;  
  
IF ((yy2 * d2) > 0) then  
begin  
  ich4 := 1;  
  pc2 := yp1 + (yp2 - yp1) * ABS (yy1) / (ABS (yy1) + ABS (yy2));  
  d2z := d2z / 2  
end;  
end  
else  
  ich2 := 0;  
  
IF ((ich1 + ich2) <= 0) then  
  band := false;  
end;  
end;  
end;
```

Archivo Respira2.inc

```

overlay
procedure Breath;
{ Salida grafica de la ventilacion total , imprimiendo : Dvent, Resp,Rate(Rrate),Arterial Pco2(Rc2pr)
y Arterial Po2(Ro2pr).T1, T2,de Bager }
const
  Dot = '.';
  Blank = ' ';
  c = 'C';
  o = 'O';
  f = 'F';
  v = 'V';
  x = 'x';
var
  Xline : string[65];

function lok(i:integer):integer;
begin
  lok := (i-1)*(65-i);
end;

function Ifunc(z:real):integer;
begin
  Ifunc := trunc(z*0.5+1.1);
end;

procedure Actualiza_Ventana (VentanaInicial,VentanaFinal:integer);
var
  y : real;
  NoVentana,
  NoGrafica : integer;
  Hora,Borra : string[6];

begin{ Actualiza_Ventana }
  Filchar ( Hora,6,0);
  Reng := Renginl; { Rengton de area de texto }
  if nd = 0 then
    Hora := Strg (J3,3,0) + ':00'
  else
    if nd < 10 then
      Hora := Strg (j3,3,0) + ':0' + strg(Nd,1,0)
    
```

```

else
  Hora := Strg(j3,3,0) + ':' + Strg(Nd,2,0);

# Graficas_Habilitadas then
for NoVentana := VentanaInicial to VentanaFinal do
begin
  SelectWorld (NoVentana);
  SelectWindow (NoVentana);
  # NoVentana > 1 then
  begin
    np[NoVentana] := np[NoVentana] + 1;
    If ( ( np[NoVentana] > 1 ) and ( puntos
[NoVentana,1,np[NoVentana]-1,1] + equiv.lt*60 > MaxPuntosX ) then
    begin
      np[NoVentana] := 1;
      SetBackGround (Black);
      DrawBorder;
    end;
    NoGrafica := 1;
    while Factores_a_graficar[NoVentana,NoGrafica] < > 0 Do
    begin
      # np[NoVentana] > 1 then
      Puntos [NoVentana,NoGrafica,np[NoVentana],1] := Puntos
[NoVentana,NoGrafica,np[NoVentana]-1,1] + round (equiv.lt*60)
      else
      Puntos [NoVentana,NoGrafica,np[NoVentana],1] := 1;
      Puntos [NoVentana,NoGrafica,np[NoVentana],2] := t [
Factores_a_graficar[NoVentana,NoGrafica]];
      # (np[NoVentana] > 2) and odd(Cont) then
      begin
        setforegroundcolor (yellow);
        SetLineStyle(NoGrafica-2);
        # NoGrafica = 1 then
          DrawAxis(8,8,0,0,0,-1,-1,false) {draw the axes}
        else
          Resetaxis;
          { DensX,DensY,...,no eje/x,no eje/y,arrows }
          DrawPolygon(Puntos[NoVentana,NoGrafica],np[NoVentana] -
3,np[NoVentana],0,0,0); {draw the polygon}
          { datos, puntoinicial, # pts a graf,}
        end;
        NoGrafica := NoGrafica + 1;
      end;
      SetLineStyle (0);
    end;
  end;
end;
end;

```

```

if Graficas_Habilidades then
begin
  SelectWindow (6);
  SelectWorld (6);
  Setcolorblack;
  DrawTextw ( 1,24,4,Chr(27) + '4' + Chr(27) + '4' + Chr(27) + '4' +
  Chr(27) + '4' + Chr(27) + '4' + Chr(27) + '4');
  Setcolorwhite;
  DrawTextw ( 1,24,2, hora);
end;
end; { Actualiza_Ventana }

begin { Breth }
with Equiv do
if not graficas_habilidades then
begin
  fillchar (Xline,sizeof(Xline),blank);
  Xline[0] := #65;
  Kd := ifunc (Ro2pr);
  Kk := ifunc (Rc2pr);
  Kr := ifunc (Rate);
  Kh := ifunc (Dvent);
  Kn := ifunc (Bubb1-1);
  Xline [1] := Dot;
  if lok(Kd) >= 0 then
    Xline [Kd] := o;
  if lok(Kk) >= 0 then
    Xline [Kk] := c;
  if lok(Kr) >= 0 then
    Xline [Kr] := f;
  if lok(Kh) >= 0 then
    Xline [Kh] := v;
  if lok(Kn) >= 0 then
    Xline [Kn] := o;
  Escribe ( 0,Strg(J3,3,0) + '.' + Strg(Nd,2,0) + Xline);
end
else
  Actualiza_Ventana (PrimerVentanaSimulacion,UltimaVentanaSimulacion);
end; { Breth }

```

```

overlay
procedure Paciente_Preddefinido ( var Simit : real );
{ Esta rutina produce pacientes preddefinidos }
var
  Nn,Nnn,Nnnn:integer;
  Xx ,Xox,Xoox:real ;

procedure Paciente_Nuevo ;
{ Crea sujetos con parámetros específicos e inicializa funciones de prueba }
const
  Array : Array [1..3,1..10] OF real = ( (0.026,0.009, 2.18,0.047,0.0075, 4.583, 0.0452, 0.024,
  2.852, 0.0582),(0.025,4.241, 0.035,0.025, 1.932, 0.221,0.683,100,-0.011, 0.782 ),(100,0,0,0,
  0,0,0,0,0,0) );
  { Resultados de pruebas, con valores normales . se usan en Func1 y Func2 }
var
  t : Array [1..120] OF real ;

function Func1 (Ht,Age,x,y,z:real) : real ;
begin
  with Equiv do
    Func1 := x*Ht-y*Age-z ;
end;

function Func2 (Ht,x,y:real) : real ;
begin
  with Equiv do
    Func2 := x + eleva(Ht*0.01,3)*y ;
end;

procedure Limita_Elasticidad;
begin
  with Equiv do
    begin
      Bo2mt := 30 ;
      To2mt := 700 ;
      # Elast > 75 then
        Elast := 75 ;
    end;
end;

```

```

procedure Capacidad_Difusion;
begin
  with Equiv do
    begin
      Pregunta ( 'Ya midio la capacidad de difusion','(1.si, 2.no)',Xoo,NNn);
      { incorpora las medidas de capacidad de difusion y ajusta la adms. efect. venosa segun
        la difusion }
      guess := Pdco*(1+tar)*0.5 ;
      if (nnn = 2) then
        begin
          Espera_Tecla ('entonces asumire que es ' + Strg(guess,4,1) + ' cc/mm Hg/min',true);
          Limta_Elasticidad ;
        end
      else
        begin
          Pregunta ( 'entonces deme el valor en cm/mm de hg/min',",Xoo,NNn);
          x := Pdco + 7 ;
          if (xoo >= x) then
            begin
              Espera_Tecla ( 'Aunque fuera tomada durante ejercicio, no tiene sentido.',true);
              Espera_Tecla ( ' voy a asumir que es ' + Strg(guess,4,1),true);
              xoo := Guess ;
            end ;
            test := xoo/guess ;
            if not ( (test < 1.4) AND (test > 0.6) ) then
              Espera_Tecla ( 'Valores fuera de lo comun ... aceptados',false);
              { cambia los parametros por el cambio en cap. de difs }
              Rvadm := guess/xoo-1 ;
              Xdspa := Xdspa*2.1/(1+test) ;
              Limta_Elasticidad ;
            end;
          end;
        end;
      end;
end;

```

```

procedure Sin_Obstrucciones ;
{ sujetos sin obstrucciones }
begin
  with Equiv do
    begin
      Vadm := Vadm*eleva(rat,1.6) ;
      if (Fev < 1) then
        Vadm := 7*rat ;
      Elast := Fev + 72/(Fev + 2)-11 ;
      Cz := 20*rat + 80 ;
      Capacidad_Difusion ;
    end;
  end;

```

end;

procedure Conductos_Bloqueados ;

begin

with Equiv do

begin

Ratio := Fev/Vc ;

x := Ratio*100 ;

Escribe (0, ' la tasa Fev1/Vc es ' + Strg(Ratio,4,2) + ' i.e. ' + Strg(x,4,0) + '%');

Rat := Pfev/Fev ;

Tar := 1./Rat ;

Xdsps := 20*eleva(Rat,7)-20 ;

if Ratio >= 0.65 **then**

 Sin_Obstruccion

else

begin

 Escribe (0, 'Los valores marcan conductos bloqueados');

 Pregunta ('Paciente casi sin respiracion', 'paciente sin cambios respiratorios', Xoc, Nnn);

 { valores para vias obstruidas }

 Vlung := Vlung*(0.5 + 0.43/ratio);

if Nnn = 1 **then**

begin

 { Acute obstruction only }

 Elast := Fev + 60/(Fev + 1) - 11 ;

 Vadm := 2*eleva(Rat,1.7) ;

if Vadm > 85 **then**

 Vadm := 85 ;

 Cz := 30*Ratio + 70 ;

if Cz > 140 **then**

 Cz := 140 ;

if Fev < 1 **then**

 Cz := 140*Fev ;

 Limita_Elasticidad ;

end

else

begin

 { Agrega los cambios por la obstruccion cronica }

 Bc3aj := 0.35*rat - 0.35 ;

 Elast := fev + 96/(fev + 4) - 11 ;

 x := 1.2*rat - 1.2 ;

if x <= 0 **then**

 x := 0 ;

 x := eleva(x,0.52) ;

end

```

        # (Pfev-Fev.2.5 >= 0) then
        Pr := (Fev+3)*21 ;
        Tc3ml := Tc3ml + Tvol*3*x ;
        Cz := 10*Frat + 90 ;
        Xdspe := Xdspe*1.2 ;
        Vadcm := 2*eleva(rat.1.1) ;
        Tc2ml := Tc2ml + Tvol*0.045*x ;
        Capacidad_Difusion ;
    end;
end;
end;
end ;

procedure Resultados_Espirometricos ;
{ Agrega los resultados espirometricos }
begin
    with Equiv do
        begin
            repeat
                repeat
                    pregunta ('Teclea el valor de Fev1 en litros ',",Fev, Nnn);
                    # (Fev <= 0.13) then
                        Espera_Tecla ('muy raro, rechequelo', true);
                    until (Fev > 0.13) ;
                repeat
                    pregunta ('Teclea el valor de Vc',",Vc, Nnn);
                    # (Vc < 0.2) then
                        Espera_Tecla ('Quizá un error tecnico, repita', true);
                    until Vc >= 0.2;
                # (Vc <= Fev) then
                    Espera_Tecla ('No puede ser Igual o Menor Vc que Fev1... reintente', true);
                    until (Vc > Fev) ;
                Conductos_Bloqueados ;
            end;
        end;
end;

procedure Crea_Sujeto ;
{ Hace el sujeto especifico }
begin
    with Equiv do
        begin
            pregunta ('Especifique ... 1.Hombre, 2.Mujer,',",Xoc, Nnn);
            # Nnn = 2 then
                Xmale := 0 ;
            pregunta ('Proporcione la altura en cms.',",Ht, Nnn);
        end;
    end;
end;

```

```

pregunta ("Proporcione el peso en kilos'," ,Wt, Nn);
Rat: = Wt*5880/eleva(Ht, 1.6) ;
# (Xmale < 0.5) then
  Rat: = Rat*1.064 ;
pregunta ("Edad en años'," ,Age, Nnn);
k := TRUNC(Xmale) + 1 ;
Vlung: = Func1 ( Ht, Age, Array[1,k], Array[2,k], Array[3,k] );
k := k + 2 ;
x := ABS(20-Age);
Pdco: = (7.6*Vlung + 5)*(100-x)*0.01 ;
Vlung: = Vlung*1000 ;

# (Age > = 17) then
begin
  Pvc := Func1 ( Ht, Age, Array[1,k], Array[2,k], Array[3,k] );
  k := k + 2 ;
  Plev := Func1 (Ht, Age, Array[1,k], Array[2,k], Array[3,k] );
end
else
begin
  k := k + 4 ;
  Pvc := Func2 ( Ht, Array[1,k], Array[2,k] );
  k := k + 2 ;
  Plev := Func2 ( Ht, Array[1,k], Array[2,k] );
end;

Conso := eleva(Wt, 0.75) *10.33;
x := Pvc-Plev*0.1 ;
# (x < 0) then
  Pvc := Plev + 0.1 ;
Conom := Conso*0.0195 ;

# Xmale < = 0.5 then
begin
  Conom := Conom*0.9 ;
  Hb := 13.5 ;
  Pcv := 41 ;
end;
Vbtm: = Conom*300 + 1500 ;
Tvol: = ( eleva(Wt, 0.6)*0.465) + 6 ;
x := Tvol*0.084 ;
Tc3mt := Tc3mt*eleva(x, 1.35) ;
Tc2mt := Tc2mt*x ;
sn2mt := sn2mt*x ;
Comax := ( 210-0.65*Age )*0.0008*Ht ;
pregunta ("Desea proporcionar datos espirometricos ? (1.SI, 2.No)' , Xxx, Nnn);

```

```

    if Nnn = 1 then
        Resultados_Espirometricos
    else
    begin
        Vc := Pvc ;
        Fev := Pfev ;
        Conductos_Bloqueados ;
    end;
end;
end; { Crea_Sujeto }

begin { Paciente_Nuevo }
    { Inicializa los valores de Fev,Vc y Dco, en cuyo caso se salta la sig. seccion }
    with Equiv do
    begin
        Pfev := Fev ;
        Pvc := Vc ;
        Pdco := 20 ;
        pregunta ('Peso de 70 Kgs, Desea proporcionar otro valor?', '(1.Si 2.No)', Xcc, Nnn);
        if (Nnn = 1) then
            Crea_Sujeto { hace el sujeto }
        else
            if (Nnn = 2) then
                Resultados_Espirometricos ; { agrega result. espirometricos }
            end;
        end;
    end; { Paciente_Nuevo }

procedure Obstruye_Conductos ;
begin
    with Equiv do
    begin
        Pr := 30 ;
        Tc3mt := 480;
        Bc3aj := 4 ;
        Tc2mt := 15.7 ;
        Vc2mt := 2600;
        Bc2mt := 1000;
        Elast := 34;
        Na := 72 ;
        Isper := 2;
        Nb := 2;
    end;
end;

```

```
begin { Paciente_Predifnido }
with Equiv do
begin
Na := 18 ;
Ft := 0.16667 ;
Nartl := 1 ;
Ispar := 1 ;
Neof := 1 ;
Nnn := Menu(7);{ 1. pacto predef.-2. paciente nuevo }

if Nnn = 2 then
begin
Paciente_Nuevo ;
Na := 72 ;
Ispar := 2 ;
Nb := 2 ;
end
else

if Nnn = 1 then
begin
Ventana_Texto ;
Escribe (0,'Tengo los siguientes tipos de pacientes : ');
Escribe (0,'1. Sujeto normal, en ejercicio a 300 Kpm/Min');
Escribe (0,'2. Como el anterior, pero a 900 Kpm/Min');
Escribe (0,'3. Sujeto sin condicion, ejecutandose a 900 Kpm/Min');
Escribe (0,'4. Sujeto normal, compreso a 10 atm. por 25 mins. ');
Escribe (0,'5. Obstruccion cronica de los conductos resp. con falla de ventilacion');
Escribe (0,'6. Lo mismo, pero con brusca obstruccion (Bronconeumonia)');
Escribe (0,'7. Respiracion "Cheyne-Stokes", debido a dano en la base del cerebro');
Escribe (0,' y enfermedad del corazon');
Pregunta ( 'Teclee su opcion ...',"Xoo,Nnn);
Ft := 0.16667 ;

case Nnn of
1 : with equiv do
begin{ Sujeto normal , en ejercicio a 300 Kpm/Min }
Pd := 400 ;
Trq := 0.88 ;
Na := 36 ;
Ft := 0.0833334 ;
Nb := 2 ;
end;
end;
```

```
2 : with equiv do
  begin { Sujeto normal, ejercitandose a 900 Kpm/Min }
    Equiv.Pd := 800 ;
    Trq := 0.98 ;
    Na := 36 ;
    Ft := 0.0833334 ;
    Nb := 2 ;
  end ;
3 : with equiv do
  begin { Sujeto s/condic, ejercitandose a 900 Kpm/Min }
    Filna := 35.5 ;
    Equiv.Pd := 800 ;
    Trq := 0.98 ;
    Na := 36 ;
    Ft := 0.0833334 ;
    Nb := 2 ;
  end ;
4 : begin { Sujeto normal, compreso por 25 min }
  Barpr := 7600*Simit ;
  Na := 30 ;
  Sn2mt := 2750 ;
  J3 := 20 ;
  Ispr := 2 ;
  Nb := 2 ;
end ;
5 : begin { Obstruccion cronica de cond. aire, con falla ventilatoria }
  Vadm := 28 ;
  Vc := 1.2 ;
  Vlung := 5000 ;
  Obstruye_Conductos ;
end ;
6 : begin { Obstruccion cronica de conductos }
  Vc := 1 ;
  Equiv.Bufla := 30 ;
  Vadm := 60 ;
  Xdape := 30 ;
  Az := 50 ;
  Vlung := 7000 ;
  Obstruye_Conductos ;
end ;
7 : begin { respiracion cheyne-stokes(dano base cerebro y falla cardlaca) }
  Cz := 0 ;
  Az := 160 ;
  Bz := 50 ;
  Co := 58 ;
  Vadm := 30 ;
  Xresp := 0 ;
```

```

                Ac2mt:= 90;
                Equiv.Ft:= 0.0833334;
                Nb:= 2;
            end;
        end; { case Nnn }
    end; { Nnn = 1 }
end; { Paciente_Predefinido }

overlay
procedure Death (var ll1,ll5:integer);
{ chequea 1. errores, 2. muerte, 3. acidosis intolerable }
const
    mm : ARRAY [1..6] OF integer = (80,87,88,95,41,42);
var
    Nn,Nnn,Nnnn:integer;
    Xx ,Xxx,Xxxx:real ;

    procedure Pmto ;
    begin
        with Equiv do
            begin
                Espera_Tecla ('TUPACIENTEHAMUERTO',true);
                ll1 := 2;
            end;
        end;
    end;

begin { de death }
with equiv do
begin
    if ll5 < 0 then { diagnostico de errores }
    begin
        l := 1;
        repeat
            ll5 := mm[l];
            l := l + 1;
        until ((ll5 < 0.001) OR (l > 6));
        if l > 6 then
            ll5:=0
        else
            pMto;
        end
    end
    else
        begin { chequea las condiciones tetales }
            ll1 := 1;

```

```

if pg < 0 then
  pg:=0;
if Pg < 7 then
  if Tph <= 6.63 then
    begin
      Espera_Tecia ('El pH del tejido ha bajado a un nivel mortal',true);
      Pmto;
    end
  else
    if Tph <= 7.8 then
      if Bubbl <= 280 then { Checa la acidosis por ejercicio }
        if Equiv.Pd >= 290 then
          if Tph <= 7.1 then
            Espera_Tecia ('No puedo continuar ... ',false)
          else
            else
            begin
              Pregunta ('El cerebro esta lleno de burbujas de gas, el pH', ' tisular se
                ha elevado a un nivel mortal',Xox, Nnn);
              pMto;
            end
          else
            begin
              Espera_Tecia ('El Ph se ha elevado a un nivel mortal ', true);
              Pmto;
            end
          end
        else
          begin
            Espera_Tecia ('La anoxemia ha sido severa e irrecorable',true);
            pMto;
          end
        end;{ cond. fatales }
      end;
    end;{ de Death }

overlay
procedure Bager (N : integer; var Ca,Cb,Cc,Simt:real);
{ Esta rutina se refiere a la respiracion bolsa cerrada, etc }
var
  Nn,Nnn,Nnnn:integer;
  Xx ,Xox,Xooc:real ;

```

```

procedura Desconecta_Bolsa;
{ Restablece todo a la normalidad, la bolsa llena como quede }
begin
  with Equiv do
    begin
      Vlung := Reflv ;
      Equiv.Fio2 := 20.93 ;
      Equiv.Fic2 := 0.03 ;
      Espera_Tecla ('g'otls abierta, - bolsa desconectada -, @S3 = respira alre',false);
    end;
  end;

```

```

procedura Despliega_Bolsa;
{ seccion de desplgado para la tabla 'inspect', de la sub. deady }
begin
  with Equiv do
    begin
      if (Bag<0.001) then
        Bag:=0.001 ;
        x := x*(273+Temp)/(273*Bag);
        Bago := Bago*x*Simit ;
        Bago := Bago*x*Simit ;
        Xnmt := Bag / Corr - Bago - Bago;
        Escribe ( 0,'**** Bolsa' + Strg(Bago,7,1) + Strg(Bago,8,1) + Strg(Bago,24,0));
        Escribe ( 0,Strg(Bago,8,0) + '*N2 =' + Strg(Xnmt,7,0));
        Escribe ( 0,'*Volumen bolsa' + Strg(Bag,7,0) + ' (Btps)');
      end;
    end;

```

```

procedura Cree_Bolsa ;
begin
{ Aplica factores Btps/Stpd de correccion }
  with Equiv do
    begin
      x := Barpr/Simt-1.2703*Temp ;
      Corr := (273 + Temp)/(x^0.3592) ;
      if n < > 7 then
        begin
          if ( Nnnn < > 3 ) then
            begin
              Pregunta ('De el valor inicial de la bolsa en Cc (Btps) ->',",Bag,Nn);
              if Nnnn < 2 then
                begin
                  Bago := Bag/Corr ;
                  Bgc := 0.0000001 ;
                end;
            end;
          end;
        end;
    end;

```

```

x := Cor*100/Bag ;
Xoc := Bago*x ;
x := Bago*x
else
begin
  if Nnn = 2 then
  begin
    repeat
      Pregunta ('De el por ciento de Co2 ->', 'Bolsa de
+strg(Bag,6,2)+'cc',Bago,Nnn);
      Pregunta ('Y ahora, el de oxigeno ->', 'Bolsa de
+strg(Bag,6,2)+'cc.'+strg(Bago,6,2)+'% de Co2',Bago,Nnn);
      x := Bago + Bago ;
      if X > 100 then
        Espera_Tecla ( 'Ridiculo, deben sumar 100, intente de
nuevo',true);
      until x <= 100 ;
      x := Bag*0.01/Corr ;
      Bago := Bago*x ;
      Bago := Bago*x ;
    end; { de Nnn=2 }
    x := Cor*100/Bag ;
    Xoc := Bago*x ;
    x := Bago*x ;
  end;
end { de Nnn <> 3 }
else
begin
  x := Cor*100/Bag ;
  Xoc := Bago*x ;
  x := Bago*x ;
end
end
else
  Despliega_Bc!sa;
end;
end;

```

```

procedure Opciones_Bolsa ;

```

```

procedure Continua ;
begin
  with Equiv do
  begin
    if Opcion <= 2 then

```

```

begin
  { Recoleccion de aire exhalado a una bolsa vacia }
  Bag := 0.00001 ;
  Bago := 0.0000001 ;
  Bagc := 0.0000001 ;
  x := Corr*100/Bag ;
  Xoc := Bago*x ;
  x := Bagc*x ;
end
else
begin
  { Opciones de respiracion en bolsa }
  Nnnn := Menu(6); { 1.100% O2, 2.Mezcla gases, 3.Bolsa anterior }
  Crea_Bolsa ;
end { opcion resp. en bolsa }
end;
end; { continua }

begin { Opciones_Bolsa }
with Equiv do
begin
  pl := 0 ;
  Opcion := Menu(5); { CerrarGlotis, RecolectAireBolsa, Vuelva a respirar de bolsa,
n/absorbDeCO2, StatusQuo }
  case ( Opcion ) of
  1 : { Glotis cerrada, almacena el valor Inicial del volumen pulmonar para referencia }
with Equiv do
begin
  Espera_Tecla ('Glotis cerrada, hasta que se cambia el factor 100 de nuevo', true);
  Reiv := Viung ;
  Pl := -1 ;
end;
2 : begin
  Pl := 1 ;
  Continua ;
end;
3 : begin
  Pl := 2 ;
  Continua ;
end;
4 : begin
  Pl := 3 ;
  Continua ;
end;
5 : Desconecta_Bolsa ;
end; { case Opcion }

```

```

end; {with}
end;{ Opciones_Bolsa }

```

```

procedure Renueva_Mezcla ;
{ pone gases inspirados, igual a la mezcla en la bolsa }
begin
  with Equiv do
    begin
       $x := 1 / (Bag * Cc + 0.00001);$ 
       $Fic2 := Bag * x;$ 
       $Fic2 := Bagc * x;$ 
      if  $(Pi > 2.5)$  then
         $Fic2 := 0;$ 
      end;
    end;
  end;

```

```

procedure Actualiza_Bolsa ;
{ Daptv es el gas de conductos superiores, respirado a la bolsa }
begin
  with Equiv do
    begin
      if  $(Pi > 1)$  then
        begin
          { Prueba si Tidal Vol es mayor que el volumen de la bolsa, si lo es manda el código de salida del programa }
          if  $(Bag < Tidalv)$  then
            begin
              Espera_Tecla ( ' Vol. corriente es muy grande para la bolsa, se desconecta ' , false );
              Desconecta_Bolsa;
               $Pi := 0;$ 
            end
          else
            begin
              if  $(Pi > = 2.5)$  then
                begin
                   $Bag := Bag - Ac2mt * 0.01 / Cc;$ 
                   $Bagc := 0;$ 
                end
              else
                 $Bagc := Bagc + Qb;$ 
                 $Bago := Bago - Qa;$ 
                 $Bag := Bag - Avent + Ca;$ 
              end
            end
          end
        end
      end
    end
  end

```

```

else
begin
  { Recoleccion en bolsa : }
  x := Dspac*Rate*Pt ;
  Bag := Bag + Ca + x ;
  x := x*Cc ;
  Bago := Bago + Cb*Ac2mt + Equiv.Fio2*x ;
  Bago := Bago + Cb*Ac2mt + Equiv.Fic2*x ;
end;
end;
end;

begin { Bager }
case N of
1 : Opciones_Bolsa ;
2,3 : Renueva_Mezcla ;
4 : Actualiza_Bolsa ;
5 : Vlung := Ca*0.01/Cc ;
6 : Escribe ( 0, ' Volumen del pulmon = ' + Strg(Vlung,6,0) + ' Cc(Btps)');
7 : Crea_Bolsa ;
end; { case n }
end; { bager }

overlay
procedure Cons ( var C:Arr_C; Nrept,Simt : real );
begin
with Equiv do
begin
  X := Tlcm * Rate;
  if ( (Co > 340) or (Equiv.Pd > 950) or (Shunt > 0.5)) and (Ft > 0.04) then
  begin
    Ft := 0.0333334;
    Espera_Tecla ( 'El intervalo de tiempo es muy grande, lo cambia a ' + Strg(Ft,9,7),false
  );
  end
  end
  else
  if ((Co > 210) or (Equiv.Pd > 350) or (Equiv.Fio2 < 7) or (Co < 5) or (P1 < 0) or (X <
  1) or (Pr < 5)) and (Ft > 0.09) then
  begin
    Ft := 0.0833334;
    Espera_Tecla ( 'El intervalo de tiempo es muy grande, lo cambia a
    ' + Strg(Ft,9,7),false);
  end;
end;

```

```

# ((N[95] = 0) and (X < 1)) or (Pl < -0.5) or (Pr < 1) then
  Avert := 0.001;

# Temp < 30 then
begin
  Espera_Tecla ( 'Temperatura cambiada a 30 grados',false );
  Temp := 30;
end;
C [1] := 1000 / VbM;
C [2] := 100 / VbM;
C [3] := 0.0203 * Hb;
C [4] := (Elast + 105) * 0.01;
C [5] := 2.7 / (Vc + 0.4);
C [6] := Fev * 25 + 29;
C [7] := Conso * Equiv.Pd * 0.00081 * Eleva (Temp - 26,1.05);
C [8] := (30 - Peep * 5 / Elast) * 0.0016 * Conom * (Temp - 12.2);
C [9] := (C[7] - conso) * 0.01;
C [10] := Ft * 0.005;
C [11] := Sarpr / Simit - 1.2703 * Temp;
C [12] := C[11] * 0.003592 / (273 + Temp);
C [13] := 0.9 / Tvol;
C [14] := Shunt + 1;
C [15] := 2 / Wt;
C [16] := Cu * 0.01;
C [17] := Ft * 10;
C [18] := Vadm * 80;
C [19] := (Equiv.Pd - 90) * Rvadm * 0.05;
# (C [19] < -1) then
  C [19] := -1;
C [20] := 650 * Vc;
# (Equiv.Bulla > 0) then
  C [20] := C[20] + Sqrt(Equiv.Bulla) * 15;
C [21] := (40 - Peep) * 0.025;
C [22] := 4.5 / Ft;
C [23] := 20 * Simit / Sarpr;
C [24] := Conom * 0.3;
C [25] := 100 * C[12];
C [26] := 7 / Tvol;
C [27] := Ft * 0.1;
C [28] := 30000 / (VbM + 1000);
C [29] := Ft * 0.0039 * Eleva (Wt,0.425) * Eleva (Ht,0.725);
C [30] := 520 / Tvol;
C [31] := 2.7 / Tvol;
C [32] := C [29] + 0.0000001;
C [33] := C [3] * 308 - Tvol * 0.65 * C [30];
C [34] := 0.004 / (C [12] * Ft);
C [35] := 0.01 / C [12];

```

```

C [36]: = 7.7 * C [13];
C [37]: = Spaca / Ft;
C [38]: = 20 / Vlung;
C [39]: = Ft * 0.127;
C [40]: = C [29] * (Equiv.Pd - 25) * 1.3;
C [41]: = Ft * (Temp - 24.5) * 1.82;
C [42]: = 0.003 * C [29];
C [43]: = 1 / (1 + 7.7 * C [3]);
X := Eleva (Equiv.Pd * 0.01, 0.8) * Vc * 0.2;
C [44]: = Az * X * 0.0132;
C [45]: = Bz * X * 0.008;
C [46]: = Cz * 0.78 * (Eleva (C [7] * 0.00051, 0.97) + 0.01);
X := 0.5 + 356 / C [11];
# X > 1 then
  X := 1;
C [47]: = Pr * 0.000214 * Eleva (Temp - 29.15 * X);
C [48]: = 0.04 * (Temp - 26) * Vc;
C [49]: = 9 + Sqrt(Elast * 1.25);
C [50]: = (150 + pr) * 0.0275 * (Temp - 17);
C [51]: = Rrate * TkbM * 0.001;
C [52]: = Vlung * 0.03 - 20 + Equiv.Bufla;
C [53]: = 0.8 / Ft;
C [54]: = Xdspace * 0.001;
C [55]: = 0.1 / Ft;
C [56]: = 0.001 / Ft;
C [57]: = Ft * 60;
C [58]: = Ft * 1.27;
C [59]: = Ft * 0.3;
C [60]: = Ft * 0.008;
C [61]: = 0.22 / Ft;
C [62]: = Ft * 240000. / (Cz + 300);
C [63]: = Ft * C [7] * 0.12;
C [64]: = 0.01488 * Hb * (Tvol + Vbvm * 0.001);
C [65]: = 7.324 - Cz * 0.00005;
C [66]: = C [65] - 0.002;
C [67]: = Cz - 30;
C [68]: = Ft * 3000 / (Equiv.Pd + 200);
C [69]: = (Flna - 20) * 0.00035;
C [70]: = C [29] * 1.3;
Addc3 := addc3 / Nrept;
Dph := 7.4 + (Dpg - 3.8) * 0.025;
# ( Dph > 7.58) then
  Dph := 7.58;
# ( Dpg < 13) then
  Dpg := 13;
end.;
end;

```

Archivo Ventanas.inc

```

overlay
function menu(Numero:integer):integer ;
const
  texto : array [1..7] of array [1..06] of string[25] =
    ( ('Cambiar','Continuar','Inspeccionar',
      'Terminar',''),
      ('Factor','Vent. Nat-Art','Cambios corrida',
      'Paciente',''),
      ('Selección','Exp. con bolsa','Continuar',
      '''),
      ('Artificial','Natural','',
      '''),
      ('Cierra Glotis','Tome aire bolsa','Resp. en Bolsa',
      'Bolsa con Absorb. Nitrog.','Normalizar Status Quo',''),
      ('100 % O2','Mezcla de Gases','Bolsa Anterior',
      '''),
      ('Paciente Preestablecido','Paciente Nuevo','',
      ''')
    );
  NumeroOpciones : array [1..7] of integer = (4,4,3,2,5,3,2);
var
  ContVentana : integer;
  a : char;
begin
  { dibuja los textos de opciones }
  if graficas_habilitadas Then
  begin
    SelectWindow(6);
    SelectWorld(6);
    SetBackGround(Black);
    DrawBorder ;
    for ContVentana := 1 to NumeroOpciones[numero] do
    begin
      gotoxy(
        ((ContVentana-1) mod 3)*26+3,
        (ContVentana div 4) +23
      );
      writein (texto[numero][ContVentana]);
    end;

    ContVentana := 1 ;
    DrawBorder ;
  end;
end;

```

```

repeat
  case ContVentana of
    1 : DefineWindow (6,2,YMaxGib-38,XMaxGib div 3,YMaxGib-25);
    2 : DefineWindow (6,2+(XMaxGib div 3),YMaxGib-38,
      2*(XMaxGib div 3),YMaxGib-25);
    3 : DefineWindow (6,2*(XMaxGib div 3)+2,YMaxGib-38,
      3*(XMaxGib div 3),YMaxGib-25);
    4 : DefineWindow (6,2,YMaxGib-25,XMaxGib div 3,YMaxGib-12);
    5 : DefineWindow (6,(XMaxGib div 3)+2,YMaxGib-25,
      2*(XMaxGib div 3),YMaxGib-12);
    6 : DefineWindow (6,2*(XMaxGib div 3)+2,YMaxGib-25,
      3*(XMaxGib div 3),YMaxGib-12);
  end;

  SelectWindow(6);
  InvertWindow ;
  read (KBD,a);
  if a = ^ [ then if Keypressed then
    read(kbd,a);
  InvertWindow ;
  if a = 'M' then
    ContVentana := ContVentana + 1
  else if a = 'K' then
    ContVentana := ContVentana-1
  else if a = 'H' then
    ContVentana := ContVentana-3
  else if a = 'P' then
    ContVentana := ContVentana + 3;
  if ContVentana > NumeroOpciones[numero] then
    ContVentana := ContVentana mod NumeroOpciones[numero]
  else if ContVentana < 1 then
    ContVentana := NumeroOpciones[numero] ;

until (a = ^ M) or (a = ^ ]);

if a = ^ [ then
  menu := 0
else
  menu := ContVentana ;

DefineWindow (6, MargenX, YMaxGib-PuntosVentanaAbaJo, XMaxGib-MargenX,
YMaxGib-MargenY) ;
selectwindow(6);
SetBackGround (Black);
Drawborder;
end { Graficas habilitadas }

```

```

else
begin
  for i := 1 to 6 do
    writeln (i:5, ' ', texto[numero,i]);
  Readln ( Contventana );
  Menu := Contventana;
end;
end;

```

```

overlay
procedure Ventanas_Simulacion (var Titulos:T_Titulos; var Mundos:T_Mundos);
{ Estas rutinas se encargan de desplegar la informacion en tiempo real que genera el programa
respira }
const

```

```

  tit : T_Titulos = (
    'SIMULADOR DEL APARATO RESPIRATORIO',
    'Rc2Pr, Rc2Pr, Rrate, Dvent, Bubb1',
    'Ro2Pr ,
    'Rc2Pr ,
    'Cuadro de Sintomas',
    ''
  );
  mun : T_Mundos = (
    ( 0, XMaxGlb, YMaxGlb, 0 ),
    ( 0, MaxPuntosY, MaxPuntosX, 0 ),
    ( 0, MaxPuntosY, MaxPuntosX, 0 ),
    ( 0, MaxPuntosY, MaxPuntosX, 0 ),
    ( 0, 70, 80, 0 ),
    ( 0, 30, 1000, 0 )
  );
begin { Ventanas_simulacion }
  Titulos := tit;
  Mundos := mun;
end; { Ventanas_simulacion }

```

```

overlay
procedure Ventana_texto ;
{ Activa y despliega la ventana de texto principal }
begin { Ventana_texto }
  if Graficas_Habilitadas then
  begin
    SelectWorld (1) ;
    SelectWindow(1);
    SetBackground (BLACK);
    SetHeaderOn ;
  end;
end;

```

```

    DrawBorder;
    RenglonTexto := Renglni;
end;
end; { Ventana_texto }

```

```

overlay
procedure Ventana_Simulacion;
{ Activa y Selecciona las ventanas de simulacion }
var
  l: Integer;
begin {Ventana_Simulacion }
  If Graficas_Habilitadas then
    for l:= 2 TO NoVentanas DO
      begin
        SelectWindow (l);
        SetBackGround (Black);
        SetForegroundColor (WHITE);
        DrawBorder;
      end;
end; {Ventana_Simulacion }

```

```

overlay
procedure Inicializa_Ventanas ( var Titulos:T_Titulos; var @Si = Mundos:T_Mundos);
{ Inicializa la pantalla con los valcres de titulo y coord. de mundos y pantallas deja ventana texto
activa }
const
  Factores_por_default : T factores_a_graficar = (( 0, 0, 0, 0, 0),
    (72, 74, 48, 51, 83),
    { Ro2Pr, Rc2Pr, Rrate, Dvent, Bubbl }
    (72, 0, 0, 0, 0 ),
    (74, 0, 0, 0, 0 ),
    (48, 0, 0, 0, 0 ),
    ( 0, 0, 0, 0, 0 )
  );

```

```

var
  l: Integer;
begin { Inicializa_Ventanas }
  Factores_a_graficar := Factores_por_default;
  fillchar (np,sizeof(np),0);
  fillchar (puntos,sizeof(puntos),0);
  If Graficas_Habilitadas then
    begin
      Setclippingon;
      Reng := Renglni; { Renglon de area de texto }
      InitGraphic; { Inicializa el sistema de graphics }
    end;
end;

```

```

{ Ventana uno : General }
SetHeaderOn ;
DefineHeader (1,titulos[1]);
SelectWindow (1);
DefineWindow (1,0,0,XMaxGib,YMaxGib);
{ Definicion de mundos }
for i := 1 to NoVentanas do
  DefineWorld (i, Mundos[1,1], Mundos[1,2], Mundos[1,3], Mundos[1,4]);
{ Ventanas de monitoreo }
for i := 2 to NoVentanas do
begin
  case i of
    2 : DefineWindow (i, MargenX, MargenY, trunc(XMaxGib*0.5)-SeparacionVentanasX,
      trunc((YMaxGib-PuntosVentanaAbaajo)*0.5)-SeparacionVentanasY);
    3 : DefineWindow (i, trunc(XmaxGib*0.5) + SeparacionVentanasX, MargenY,
      MaxGib-MargenX, trunc((YMaxGib-PuntosVentanaAbaajo)*0.5)-
      separacionventanasY);
    4 : DefineWindow (i, MargenX, trunc( YmaxGib-PuntosVentanaAbaajo)*0.5
      + separacionventanasY, trunc(XMaxGib*0.5)-SeparacionVentanasX,
      YMaxGib-MargenY-PuntosVentanaAbaajo);
    5 : DefineWindow (i, trunc(XmaxGib*0.5) + SeparacionVentanasX, trunc
      ((Ymaxgib-PuntosVentanaAbaajo)*0.5) + separacionventanasY, XMaxGib-MargenX,
      YMaxGib-MargenY-PuntosVentanaAbaajo);
    6 : DefineWindow (i, MargenX, YMaxGib-PuntosVentanaAbaajo,XMaxGib-MargenX,
      YMaxGib-MargenY);
  end; { case }
  if i < > 6 then
  begin
    DefineHeader (i,titulos[i]);
    SelectWindow (i);
    SetHeaderOn ;
  end;
end;
end; { Graficas_Habilitadas }
end; { inicializa_Ventanas }

overlay
procedure Fin_Ventanas ;
begin { Fin_Ventanas }
  if Graficas_Habilitadas then
    LeaveGraphic ; { desactiva sistema graphics }
end; { Fin_Ventanas }

```

Glosario

Archivo

Unidad de almacenamiento de programas, datos, configuraciones, etc. para computadoras

Byte

Unidad de almacenamiento equivalente a 8 bits o a un caracter de información.

Constante

Dato numérico fijo en el programa

Esc

Tecla marcada con las letras Esc, generalmente en los extremos del tablero de la microcomputadora.

Hipercapnia

Cuando la presión parcial del CO₂ es superior a los 42 mm Hg, esta se produce por la hipoventilación (falta de ventilación).

Hipoxemia

Insuficiencia de oxígeno en la sangre. Puede ser provocada por inspiración de aire pobre en oxígeno, a altitudes elevadas o en minas escasamente ventiladas, pero lo más frecuente es que se deba a una enfermedad de los pulmones. La hipoxemia puede producirse también a causa de una anomalía del sistema circulatorio o, en especial, del corazón, cuando una parte importante de la sangre es excluida de su paso a través de los pulmones.

Interactivo

Proceso interactivo es el que se lleva a cabo con la intervención directa del operador en los parámetros del mismo.

Hipoventilación alveolar

Disminución del nivel general de ventilación alveolar por debajo de la requerida por la actividad metabólica del cuerpo.

Kb

Unidad de medida equivalente a 1024 bytes.

PC's

Personal Computers. Nombre común para las computadoras de un solo usuario compatibles con I.B.M.

Relación Ventilación Perfusión

Un intercambio de gases eficaz requiere que tanto la ventilación como el flujo sanguíneo sean distribuidos en forma uniforme y en las proporciones apropiadas para cada una de las unidades pulmonares del intercambio de gases.

Rtn

Tecla marcada con las letras Rtn, generalmente a la derecha del teclado alfabético o a la derecha del numérico.

Turbo-Graphix

Interfaz grafica para la Implantación de programas que utilicen gráficos de alta resolución. (Borland, Co).

Turbo-Pascal

Lenguaje estructurado de programación para microcomputadoras (Borland, Co.).

Variable

Espacio reservado de memoria para contener valor numéricos o caracteres, cuyo valor puede cambiar constantemente.

Ventilación

La ventilación sirve para mantener la composición del gas alveolar, renovando el oxígeno y eliminando el bióxido de carbono a la atmósfera.

Bibliografía

Simulation of Information and Decision Systems in the firm

Bonini Charles P.

Prentice Hall, 1963

Physiology of Respiration

Comroe Julius H.

Year Book Medical Publishers Inc. , 1972

A Computer Model of Human Respiration

Dickinson C. J.

University Park Press Baltimore, 1977

Técnicas de Simulación

Naylor Thomas H., Balintfy Joseph L.

Editorial Limusa, 1973

Colección Ciba de Ilustraciones Médicas (VII)

Netter Frank H.

Salvat Editores, S.A. 1984

Theory of Modelling and Simulation

Zeigler Bernard P.

Wiley - Interscience publications, 1976