

JOSÉ QUERO JIMÉNEZ

**BASES FISIOPATOLÓGICAS  
DEL CUIDADO INTENSIVO  
NEONATAL**



Madrid • Buenos Aires • México • Bogotá

La primera intención al pensar en este escrito fue presentar, a modo de apuntes, una serie de ecuaciones y fórmulas matemáticas que con frecuencia querríamos usar, si las pudiéramos recordar, cuando presentamos o comentamos la evolución en los “pases de visita” de los recién nacidos asistidos en cuidados intensivos. Pronto fui consciente de las dificultades de tal empeño: eran muchas las ecuaciones, y para poder ser utilizadas en situaciones clínicas concretas debían poder ser fácilmente encontradas y justificar, sin grandes dificultades, ser de interés aludir a ellas, para lo cual parecía obligada la presencia de un texto explicativo junto a ecuaciones y fórmulas, en defensa del valor que tendría entender su significado para hacer más atractivo el uso de las mismas.

Los capítulos incluidos han sido elegidos, en su mayoría, pensando en el razonamiento fisiopatológico basado en los principios físicos que sostienen las ecuaciones y fórmulas de mayor relevancia clínica del paciente críticamente enfermo. Como neonatólogo clínico, he tenido que usar para la redacción de los mismos, los conocimientos de los expertos en la fisiología de las diferentes áreas tratadas, reproduciendo las definiciones, fórmulas/ecuaciones, gráficos y dibujos que, en mi opinión, sustentan los principios básicos de la aproximación pretendida. Buscaba con ello que esta aproximación científica ganara presencia en el razonamiento médico, fuera fácilmente recordada, y lograra que los neonatólogos se familiaricen con su uso en la práctica clínica.

Me gustaría, además, que este pequeño texto fuera un estímulo para que, siguiendo esta orientación basada en principios y leyes físicas, un grupo de neonatólogos expertos y con ilusión escribiera un libro más detallado, buscando la mayor objetividad y certeza en la interpretación fisiopatológica del cuadro clínico, la gravedad del mismo, el tratamiento mejor fundamentado y un pronóstico a corto, medio y largo plazo más ajustado.

Por otro lado, quisiera agradecer a José Manuel Díaz y a José García Cuartero, de la editorial Díaz de Santos, su inestimable ayuda y apoyo en la edición de este nada fácil proyecto.

<b>PRESENTACIÓN .....</b>	<b>IX</b>
1. El cálculo aritmético en Fisiopatología .....	1
2. Balance y requerimientos energéticos del recién nacido pretérmino .....	21
3. Utilización de isótopos estables.....	43
4. Regulación de la temperatura. Balance calórico.....	55
5. Compartimentos de fluidos corporales .....	65
6. Fisiología renal. Valoración de la función renal del recién nacido.....	85
7. Balance hídrico. Regulación renal del equilibrio ácido-base .....	125
8. Microcirculación. Intercambio de fluidos y fisiopatología del edema.....	153
9. Leyes físicas que describen la conducta de los gases .....	175
10. Función pulmonar.....	193
11. Valoración de los gases sanguíneos .....	211
12. Mecánica respiratoria.....	217
13. Oxigenación tisular.....	243
14. Flujo sanguíneo y metabolismo cerebral .....	263
15. Monitorización cerebral del recién nacido .....	277
<i>Electroencefalografía</i> .....	281
<i>Espectroscopia cercana al infrarrojo (NIRS)</i> .....	293
<i>Autorregulación cerebrovascular en el recién nacido pretérmino</i> .....	305
<i>Ultrasonografía doppler cerebral</i> .....	311
<i>Potenciales evocados</i> .....	325
<i>Monitorización multimodal</i> .....	328
16. Disfunción hemodinámica neonatal. Interacción cardiopulmonar .....	337

# EL CÁLCULO ARITMÉTICO EN FISIOPATOLOGÍA

# 1

**Sistema Métrico Internacional de Unidades.** Unidades. Factores de conversión. **Prestar atención a las unidades puede facilitar los cálculos, evitar errores y comprobar fórmulas.** Excreción de urea. Depuración (aclaramiento) renal. Tasa de filtración glomerular. Transporte de oxígeno en sangre a la célula y eliminación de dióxido de carbono de la sangre por el pulmón. Trabajo mecánico realizado cuando un objeto es elevado o cuando la sangre es bombeada por el corazón. Presión de la sangre en el fondo de un vaso sanguíneo vertical. Coeficientes de solubilidad de gases en líquidos. Difusión. Ecuaciones que no pueden ser analizadas en términos de unidades. **Atención a las unidades. Ejercicios prácticos de análisis de unidades.** Unidades SI de viscosidad a través del análisis de la ecuación de Poiseuille. Fluidos newtonianos. Fluidos no newtonianos. Efectos del hematocrito sobre la viscosidad de la sangre. **Interrelación entre datos cuantitativos de variables fisiológicas. Referencias bibliográficas.**

## SISTEMA MÉTRICO INTERNACIONAL DE UNIDADES

Muy frecuentemente los cálculos fisiológicos más simples en medicina son difíciles de realizar, por el hecho de que las diferentes cantidades implicadas en el cálculo en concreto, están expresadas en sistemas de unidades diferentes, y no se tiene a mano la tabla, u otro tipo de información fácilmente asequible, sobre los factores de conversión entre los diferentes sistemas de unidades.

Aun cuando se haya aconsejado el uso del Sistema Métrico Internacional de Unidades, muchos textos y revistas médicas, así como la información médica intrahospitalaria acostumbran a expresar la información numérica más usada en otras unidades, de tal modo que el profesional médico no necesita esforzarse en la búsqueda y aplicación de los factores de conversión pertinentes (1).

Las siete unidades básicas del Sistema Internacional (SI) son: el segundo (s), medida de tiempo; el metro (m), medida de distancia; el mol (mol), medida de cantidad; el amperio (A), medida de corriente; la candela (Cd), medida de intensidad luminosa; el kilogramo (kg), medida de masa y el kelvin (K), medida de temperatura. Las siete unidades de SI son independientes unas de otras y tienen definiciones específicas. De estas siete unidades internacionales se derivan muchas otras. Por ejemplo, velocidad que puede definirse como distancia por unidad de tiempo ( $m \cdot s^{-1}$ ), y aceleración, como cambio de velocidad por unidad de tiempo ( $m \cdot s^{-2}$ ).

Algunas de las unidades derivadas del SI de uso habitual son las siguientes: área (metro cuadrado), volumen (metro cúbico), rapidez (metro por segundo), velocidad (metro por segundo en una dirección dada), aceleración (metro por

segundo al cuadrado), densidad de corriente (amperios por metro cuadrado), concentración (moles por metro cúbico), frecuencia (hercio), fuerza (newton), presión (pascal), energía/trabajo (julio), poder (vatio), carga eléctrica (culombio), diferencia de potencial (voltio), capacitancia (faradio), resistencia (ohmio).

Algunas unidades usadas a diario son reconocidas por el sistema de unidades, aunque ellas no son realmente verdaderas unidades internacionales. Ejemplos de ellas son el litro ( $10^{-3} \text{ m}^3$ ), el minuto (60 s) y el bar ( $10^5 \text{ Pa}$ ). Un litro es el volumen ocupado por 1 kg de agua, pero fue redefinido en 1960 como igual a  $1.000 \text{ cm}^3$ .

Algunas unidades que no son del SI están reconocidas por el Sistema Internacional por ser usadas habitualmente. Entre ellas: tiempo (minuto), tiempo (hora), volumen (litro), presión (bar), presión (atmósfera), temperatura (centígrado). Para el uso adecuado de esas unidades es necesario convertirlas a unidades SI.

Muchas de las unidades del SI son de un orden de magnitud inadecuado para ser de utilidad, por lo que se utilizan prefijos ( $10^n$  n: 1, 2, 3, 6, 9, 12) para obtener múltiplos (deca, hecto, kilo, mega, giga, tera) o submúltiplos (deci, centi, mili, micro, nano, pico) de todas las unidades del SI.

El recíproco del número n es otro número cuyo producto por n es la unidad. Si  $n = 0,4343$  su recíproco será:  $1/0,4343 = 2,3025$ . Las unidades del SI y las derivadas del SI pueden tener símbolos especiales con objeto de simplificarlas (1).

## Unidades. Factores de conversión

Como ha sido previamente señalado, muy a menudo no pueden realizarse cálculos fisiológicos, debido a que las diferentes cantidades implicadas en ese cálculo están expresadas en diferentes sistemas de unidades, y no disponemos en ese momento de los factores de conversión referidos en tablas, por lo general no al alcance de la mano (2). Una de las fuentes de información puede expresar la presión en mmHg y otras fuentes en  $\text{cmH}_2\text{O}$ , pascal ( $=\text{N}/\text{m}^2$ ) o  $\text{dinas}/\text{cm}^2$ , y puede que varios de los valores, expresados en diferentes unidades entre las señaladas, haya que combinarlos para realizar el cálculo (2). La mayoría de los factores de conversión no son muy necesarios para los cálculos en fisiología.

Las Tablas 1.1 y 1.2 (2) muestran valores adicionales de física, química y matemáticas que pueden ser útiles para fisiólogos y profesionales de la medicina implicados en la investigación y en la atención a pacientes críticamente enfermos, como los ingresados en las unidades de cuidado intensivo neonatal.

**Tabla.1.1.** Cantidades físicas y matemáticas.

<b>Temperatura</b>	0 °C = 273,16 Kelvin
<b>Volumen de un gas perfecto a temperatura estándar (0 °C) y a presión estándar (760 mmHg)</b>	22,4 litros
<b>e (logaritmo natural)</b>	2,7183
<b>ln 10 = 1/log 10<sup>e</sup></b>	2,3026
<b>2,3026 RT/F</b>	a 20 °C 0,0582V = 58,2 mV a 37 °C 0,0615V = 61,5 mV

R = constante gas; T = temperatura; F = faraday; V = voltio; ln (logaritmo neperiano)

**Tabla 1.2.** Masas atómicas y moleculares. Unidades: g/mol = mg/mmol.

H <sup>+</sup>	1	O	16
Na <sup>+</sup>	23	S	32
K <sup>+</sup>	39	HCO <sub>3</sub>	61
Mg <sup>2+</sup>	24	HPO <sub>4</sub> <sup>2-</sup>	96
Ca <sup>2+</sup>	40	H <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	97
Cl <sup>-</sup>	35	SO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	96
C	12	Glucosa	180
N	14	Lactato	89
P	31	Urea	60

## PRESTAR ATENCIÓN A LAS UNIDADES PUEDE FACILITAR LOS CÁLCULOS, EVITAR ERRORES Y COMPROBAR FÓRMULAS

Citar cantidades, o valores, de la monitorización o de resultados analíticos de los pacientes críticamente enfermos sin especificar la unidad de medida (mmoles/L, mg/dL, mmHg, cm H<sub>2</sub>O etc.), es comunicar cantidades numéricas sin significado; hecho no infrecuente al comentar la evolución de los neonatos graves entre los profesionales que los atienden. La inclusión de las unidades en todas las etapas de un cálculo puede evitar diferentes tipos de errores. De hecho, la atención a las unidades puede a veces llevar a respuestas correctas, por ejemplo cuando por cansancio (tras la guardia) se duda o titubea en nuestros razonamientos, con prisa por cansancio también. El uso de unidades ayuda a comprobar si se está en lo cierto y si es correcta una fórmula que recordamos a medias. Algunos ejemplos (3):

### Excreción de urea

Si el valor promedio, en el adulto, de producción de orina es 65 ml/h y el valor de la concentración promedio de urea en orina es 0,23 mmoles/ml, la tasa de urea

excretada es calculada por la multiplicación de las cantidades señaladas, o sea: 65 ml/h x 0,23 mmoles/ml.

Las unidades individualizadas (ml, mmol, min) son cantidades algebraicas que pueden ser multiplicadas, divididas o canceladas. Para mayor claridad el cálculo puede describirse así:

$$65 \frac{ml}{h} \times 0,23 \frac{mmoles}{ml} = \frac{15 \text{ ml.mmoles}}{h.ml}$$

esto es, 15 mmoles /h, tras cancelar ml en numerador y denominador.

Si hubiéramos mezclado equivocadamente unidades de volumen, por ejemplo ml en 65 ml/h y litros en 230 mmoles/L, deberíamos haber usado los factores de corrección, en este caso 1.000, que relaciona ml a L, bien sea reexpresando 65 ml/h como 0,065 l/h, o reexpresando el segundo valor, 230 mmoles/l como 0,23 mmoles/ml; todo ello para poder cancelar en el cálculo litros con litros, o ml con ml, como se ha hecho en este caso.

En otro contexto, cuando calorías se encuentran con julios, mmHg con kilopascuales etc., debemos empezar aplicando los factores de conversión. En estos ejemplos: 1l = 1.000 ml, 1 cal = 4,1855 julios y 1 mm Hg = 0,1333 Kpa.

### Depuración (aclaramiento) renal. Tasa de filtración glomerular

En 1951 Homer Smith describió la depuración de inulina (polisacárido vegetal) introducida en sangre como equivalente a la tasa de filtración glomerular (TFG). La depuración renal de una sustancia x (Cx) equivale al volumen teórico de plasma que queda libre de dicha sustancia en la unidad de tiempo.

Para medir la tasa de filtración glomerular (TFG) se infunde la inulina y después se miden: la concentración de inulina en plasma (P) y en orina (U) y la cantidad de flujo de orina (V). El método de medición depende de dos hechos: primero, que la concentración en el filtrado glomerular sea la misma que la concentración en plasma, y segundo, que la cantidad de inulina excretada en la orina sea igual a la cantidad de inulina filtrada. Se busca que la cantidad de inulina excretada por la orina sea igual a la cantidad de inulina depurada de la sangre, o sea que  $[I_u] \times V_{\text{min}} = [I_p] \times C$  (aclaramiento) de I.

El aclaramiento de inulina es el volumen teórico de plasma que queda completamente libre, que se depura, de inulina por minuto. Como H. Smith en 1951 señaló, la depuración de inulina es equivalente a la tasa de filtración glomerular ( $C_i = \text{TFG}$ ); quitando I de estas fórmulas queda:

$$[U] \times V = [P] \times \text{TFG}; \text{TFG} = \frac{U \times V}{P}$$

Aunque la cantidad calculada aquí es la TFG, también se puede pensar en el volumen de plasma que necesitaría ser limpiado completamente de inulina; en realidad un volumen de plasma mayor que el estimado con la TFG es depurado parcialmente, no completamente de inulina. Por ello se usa también el término de aclaramiento o depuración plasmática renal (APR), o por el riñón:

$$\text{APR (aclaramiento plasmático renal)} = \frac{U \times V}{P}$$

Es obvio que la TFG necesita ser expresada en términos de volumen por unidad de tiempo, pero para el concepto de depuración o aclaramiento, más difícil de entender, las unidades más apropiadas son menos aparentes que para la TFG, lo que de nuevo enfatiza la necesidad de encontrar las unidades apropiadas para el análisis de las fórmulas.

En las fórmulas de TFG y de APR, ambas  $U \times V/P$ ,  $U$  y  $P$ , las concentraciones de inulina (o de creatinina, como se hace en clínica) en orina ( $U$ ) y en plasma ( $P$ ) deben ser expresadas en las mismas unidades: g/L, mg/L, mg/dL o mg/ml para que las unidades puedan ser canceladas o anuladas del numerador y denominador, de forma que la TFG y el APR puedan ser expresados en ml/min, volumen por unidad de tiempo, unidades apropiadas para ambas TFG y APR.

Si utilizamos la misma unidad para ambas concentraciones,  $U$  y  $P$ , evitamos errores y nos ayuda también, en caso de no recordar la fórmula  $U \times V/P$ , para encontrar un resultado en volumen por unidad de tiempo que sí identificamos como TFG o APR (3).

## **Transporte de oxígeno en sangre a la célula y eliminación de dióxido de carbono de la sangre por el pulmón**

La tasa o cantidad de flujo de una sustancia se mide como el producto, o multiplicación, de la concentración de la sustancia por el flujo de líquido o gas en el que la sustancia está presente.

Medidas del oxígeno transportado en sangre: contenido de  $O_2$  en sangre multiplicado por el flujo de sangre.

Medida de la cantidad de  $CO_2$  eliminado del cuerpo por el pulmón: concentración o porcentaje de  $CO_2$  en el aire espirado multiplicado por el volumen espiratorio en un minuto. Estos conceptos conducen al principio de Fick para estimar el gasto cardiaco con la medición de consumo de  $O_2$  y las concentraciones de  $O_2$  en sangre arterial y venosa mixta. Para ello se asume que el consumo de oxígeno ( $\dot{V}O_2$ ) es igual a la diferencia entre la cantidad o contenido de oxígeno que es transportado a los tejidos (sangre arterial), y el contenido de oxígeno que abandona los tejidos (sangre venosa mixta).

Consumo de  $O_2$  = gasto cardiaco x contenido arterial de  $O_2$  [ $O_2$ ] – gasto cardiaco x contenido de  $O_2$  en sangre venosa mixta [ $O_2$ ].

Consumo de  $O_2$  = gasto cardiaco x ([ $O_2$ ] arterial - [ $O_2$ ] sangre venosa mixta). Los corchetes [ ] indican concentración. De aquí deriva la fórmula del principio de Fick:

$$\text{Gasto cardiaco} = \frac{\text{consumo de oxígeno}}{[O_2] \text{ arterial} - [O_2] \text{ venoso}},$$

poniendo las unidades a la fórmula:

$$\text{Gasto cardiaco} = \frac{\text{ml de } O_2/\text{min}}{\text{ml de } O_2/\text{L sangre}} = \frac{\text{ml } O_2}{\text{min}} = \frac{\text{ml } O_2}{\text{min}} \times \frac{\text{litros de sangre}}{\text{ml } O_2}$$

para dividir dos fracciones multiplicamos el numerador de cada fracción por el denominador de la otra fracción:

$$\text{ml } O_2 \times \text{litros(l) de sangre} / \text{min} \times \text{ml } O_2 = \text{Gasto cardiaco} = \text{litros (l) sangre} / \text{min, tras suprimir ml } O_2 \text{ de numerador y denominador}$$

$$\text{Gasto cardiaco} = \text{litros (l) sangre} / \text{min}$$

Para evitar errores:

Poner ml  $O_2$ /l sangre no ml/l, esto es, especificar  $O_2$  y sangre. Usar las mismas unidades para el cálculo de los contenidos de  $O_2$  en sangre arterial y en sangre venosa mixta: ml  $O_2$ /l de sangre (3).

### **Trabajo mecánico realizado cuando un objeto es elevado o cuando la sangre es bombeada por el corazón**

Se hace trabajo mecánico cuando una fuerza actúa a lo largo de una distancia, siendo en este caso el trabajo mecánico el producto de fuerza y distancia:

Trabajo = fuerza x distancia; la fuerza se expresa en newtons (N) y la distancia en metros (m), por lo que el trabajo se expresa como Nm, el producto de ambos, pero también puede expresarse en julios pues 1 J = 1 Nm.

En el bombeo de sangre por el corazón la relación que se requiere no es la de trabajo = fuerza x distancia, sino trabajo = aumento de presión x volumen de sangre bombeada. ¿Cómo debe expresarse esta relación?: trabajo (Julio) = presión x volumen =  $N/m^2$  (unidad de presión 1  $N/m^2 = 1 \text{ Pa}$ ) x  $m^3$  (unidad internacional

$$\text{derivada de volumen)} = \frac{N}{m^2} \times \frac{m^3}{1} = \frac{N \times m^3}{m^2 \times 1} = Nm = \text{Julio (unidad de energía, trabajo en este contexto)} (3).$$

## Presión de la sangre en el fondo de un vaso sanguíneo vertical

La estimación de esta presión requiere la definición de Newton, unidad de fuerza, como  $1 \text{ kg m/s}^2$ : fuerza que provee a una masa de  $1 \text{ kg}$  una aceleración de  $1 \text{ m}$  por segundo, por segundo.

La presión de la sangre en el fondo de un vaso es calculada como:  $\rho gh$ , donde  $\rho$  es la densidad del fluido, sangre en este caso (cantidad de masa por unidad de volumen:  $\text{g/cm}^3$  o  $\text{kg/m}^3$ ),  $g$  es la aceleración de la gravedad en la zona medida, fondo del vaso ( $9,807 \text{ m/s}^2$ ) y  $h$  es la altura del fluido (m) a nivel del fondo del vaso.

Para comprobar que esta expresión se traduce realmente en unidades de presión ( $\text{N/m}^2$ ):

$$\rho gh = \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \times \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \times \text{m} = \frac{\text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{m}}{\text{m}^3 \cdot \text{s}^2} = \frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{m}^3 \cdot \text{s}^2} = \frac{\text{kg}}{\text{m s}^2}$$

Recordando que  $1 \text{ N} = 1 \text{ kg m/s}^2$  y que presión = fuerza en N, ejercida sobre unidad de superficie  $\text{N/m}^2$  que es igual a Pascal, la expresión de presión sería:

$$\text{Presión} = \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = \frac{\text{kg m}}{\text{s}^2} : \frac{\text{m}^2}{\text{l}} = \frac{\text{kg m l}}{\text{m}^2 \text{ s}^2} = \frac{\text{kg}}{\text{m s}^2}$$

que es la misma expresión que la obtenida previamente (3).

## Coefficientes de solubilidad de gases en líquidos

Sus unidades de solubilidad no son, por lo general, memorizables por la mayoría de los médicos.

La concentración de oxígeno en solución simple  $[\text{O}_2]$  aumenta con la presión parcial,  $p\text{O}_2$ , y con el coeficiente de solubilidad,  $\text{SO}_2$ :

$$[\text{O}_2] = \text{SO}_2 \times p\text{O}_2$$

La concentración puede ser expresada en  $\text{ml O}_2/\text{l}$  de fluido o en  $\text{mmol/l}$  de fluido, y la presión parcial en  $\text{mmHg}$ ,  $\text{kPa}$  o atmosferas. Eligiendo  $\text{mmol/l}$  y  $\text{mmHg}$  y cambiando la ecuación:

$$\text{SO}_2 = \frac{[\text{O}_2]}{\rho\text{O}_2} = \frac{\text{mmol}}{\text{l}} = \frac{\text{mm Hg}}{\text{l}} = \frac{\text{mmol}}{\text{l}} \times \frac{\text{l}}{\text{mm Hg}} = \frac{\text{mmol}}{\text{l mmHg}} \quad (3)$$

## Difusión

La difusión puede definirse como el movimiento de sustancias no cargadas (no iónicas), S, desde un área o región de mayor concentración  $[\text{S}]_1$  hacia una región de menor concentración  $[\text{S}]_2$ , a lo largo de una distancia de difusión,  $d$ , y a través de un área de sección transversal  $a$ . La difusión utiliza la energía cinética del movimiento molecular y no requiere una fuente externa de energía (4).

La diferencia de concentración de una sustancia (S) entre dos lugares o regiones (1 y 2) se llama gradiente de concentración  $[S]_1 - [S]_2$ . Las moléculas difunden a favor del gradiente cuando se desplazan desde una concentración mayor a una menor. La difusión continúa hasta que las concentraciones alcanzan el equilibrio. El estado de equilibrio dinámico en la difusión significa que la concentración de la sustancia se ha igualado en todo el sistema, pero las moléculas de la sustancia continúan moviéndose.

La difusión es más rápida cuando los gradientes de concentración son más grandes, cuando las distancias entre regiones son cortas, a mayores temperaturas y para las moléculas más pequeñas. La difusión puede tener lugar en un sistema abierto o a través de un tabique que separa dos sistemas; o como entre dos compartimentos, tales como el intercelular y el extracelular si la barrera que los separa permite el paso de las moléculas que difunden. Si la membrana no es permeable a una molécula en particular, la molécula no puede pasar.

Las reglas mencionadas para la difusión de moléculas sin carga a través de las membranas, pueden ser combinadas matemáticamente para formar una ecuación conocida como ley de difusión de Fick que señala que la velocidad de difusión aumenta cuando el área superficial, el gradiente de concentración o la permeabilidad de la membrana aumentan:

$$\text{Velocidad de difusión} \propto \text{área de superficie} \times \text{gradiente de concentración} \times \text{permeabilidad de la membrana.}$$

La permeabilidad de la membrana es el término más complejo en la ley de Fick, habida cuenta de que le afectan muchos factores:

1. El tamaño, y la forma para las moléculas grandes, de la sustancia que difunde. A medida que su tamaño aumenta, la permeabilidad de la membrana disminuye.
2. La liposolubilidad de la molécula. Conforme la liposolubilidad de la molécula que difunde aumenta, la permeabilidad de la membrana a la molécula aumenta.
3. Las alteraciones en la composición de la bicapa lipídica modifican su permeabilidad a las moléculas que difunden a través de los espacios existentes entre las colas de los ácidos grasos.

La ecuación de Fick puede reordenarse:

$$\text{Velocidad de difusión/área de la superficie} = \text{flujo} = \text{gradiente de concentración} \times \text{permeabilidad de la membrana.}$$

$$\text{Velocidad de difusión} = ([S]_1 - [S]_2) \times a/d \times D,$$

donde D es el coeficiente de difusión que depende del tamaño y forma de la molécula, de su interacción con el solvente y de la viscosidad del solvente.

Reordenando la ecuación para D:

$$D = \frac{\text{velocidad de difusión}}{[S]_1 - [S]_2} \times \frac{d}{a} = \frac{\text{velocidad de difusión}}{\text{concentración}} \times \frac{\text{distancia}}{\text{área}}$$

La velocidad de difusión es la cantidad de sustancia que difunde por unidad de tiempo, y las concentraciones son las cantidades de sustancias por unidad de volumen, por lo cual:

$$D = \frac{\text{cantidad}}{\text{tiempo}} \times \frac{\text{volumen}}{\text{cantidad}} \times \frac{\text{distancia}}{\text{área}}$$

Los factores de la parte derecha de la expresión podrían tener los siguientes términos: kg, s, m<sup>3</sup>, m<sup>2</sup> y m; aproximación que habría sido válida.

Los coeficientes de difusión suelen, de hecho, darse como cm<sup>2</sup>/s. Si especificamos distancia, área y volumen en términos de cm, cm<sup>2</sup> y cm<sup>3</sup> y el tiempo en s, la expresión quedaría

$$\text{Unidad de difusión (D)} = \frac{\text{cantidad}}{\text{s}} \times \frac{\text{cm}^3}{\text{cantidad}} \times \frac{\text{cm}}{\text{cm}^2} \times \frac{\text{cm}^2 \times \text{cm}}{\text{s} \times \text{cm}^2} = \frac{\text{cm}^4}{\text{s} \times \text{cm}^2} = \frac{\text{cm}^2}{\text{s}}$$

Como puede verse es irrelevante en la fórmula cómo se expresan las cantidades de sustancias, pues son anuladas, fuera en g, mmol, etc.

*La difusión de gases* puede ser valorada en términos de presiones parciales en lugar de concentraciones.

Para la difusión de oxígeno se deben combinar las ecuaciones:

$$[O_2] = SO_2 \times PO_2 \text{ (coeficiente de solubilidad de gases en líquidos) y}$$

$$\text{Velocidad de difusión} = ([S]_1 - [S]_2) \times a/d \times D$$

En la ecuación siguiente:

$$\text{Velocidad} = (SO_2 P_1 O_2 - SO_2 P_2 O_2) \times a/d \times D = (P_1 O_2 - P_2 O_2) \times a/d \times (DSO_2)$$

La expresión ( $DSO_2$ ) debe ser considerada como una entidad individual, una constante de difusión que es distinta a la D de las sustancias o moléculas sin carga. Unidades apropiadas para la difusión de gases podrían ser: mmol/ (mmHg cm s).

*Los iones no se desplazan por difusión.* El movimiento iónico se ve influido por la existencia de gradientes eléctricos, debido a la atracción de cargas opuestas y a la repulsión de cargas iguales. Por esta razón, los iones se desplazan en respuesta a una combinación de gradientes eléctricos y químicos, o gradientes electroquímicos. Este movimiento electroquímico es un proceso más complejo que la difusión, que resulta solo de un gradiente de concentración. Son pues dos procesos que no deben confundirse (3,4).

### **Ecuaciones que no pueden ser analizadas en términos de unidades**

Se trata de fórmulas derivadas de manera empírica, carentes de una base teórica establecida. Por ejemplo, la fórmula que relaciona la capacidad vital en litros, con la edad en años y la talla en centímetros, en la cual no hay modo de combinar unidades de tiempo (edad en años) y longitud (talla) para obtener unidades de volumen (capacidad vital). Es cierto, no obstante, que el análisis de una ecuación empírica en término de unidades o dimensiones, puede servir para el refinamiento de dicha fórmula y su comprensión teórica (3).

### **ATENCIÓN A LAS UNIDADES**

En el contexto de facilitar los cálculos y, sobre todo, de evitar errores, señala RF Burton las siguientes conclusiones (5):

1. Las unidades pueden combinarse o unirse, ser manipuladas y canceladas o anuladas como si fueran símbolos algebraicos.
2. Ambos lados de una ecuación deben equilibrarse en términos de unidades así como numéricamente.
3. Si una fórmula exige que sus cantidades estén expresadas en unidades concretas, los errores en este contexto se evitarán escribiendo esas unidades como parte de las etapas del cálculo de la ecuación.
4. Cuando en una fórmula están implicadas cantidades de más de una sustancia, es aconsejable especificar cada sustancia implicada con su unidad correspondiente. Por ejemplo, ml  $O_2$ /ml de sangre es preferible a ml/ml, pues de esta segunda manera se cancelarían ambos ml, quedando 1, que no ayudaría a la correcta expresión de la fórmula.
5. Las cantidades expresadas en diferentes unidades no pueden ser unidas sumándolas o restándolas.

6. Prestar atención a las unidades puede evitar que las cantidades se unan, o combinen de modo inadecuado, multiplicando en lugar de dividiendo por ejemplo. De hecho, el prestar atención a las unidades puede sugerir el modo correcto de realizar algún cálculo, cuando otras vías de razonamiento faltan o fallan.
7. El análisis de las unidades puede proporcionar parte de la ayuda, para recordar una fórmula en parte olvidada.
8. Las unidades adecuadas para cantidades no familiares, se pueden encontrar al analizar las ecuaciones en las que esas cantidades están presentes.
9. El peso (fuerza) debe diferenciarse de la masa (cantidad).
10. En análisis de unidades requiere en ocasiones conocer que  $1 \text{ N} = 1 \text{ kg m/s}^2$ .
11. Las unidades a ambos lados de una ecuación no han de estar balanceadas, o guardar equilibrio, cuando la relación entre los lados de la ecuación es empírica (únicamente para la práctica del trabajo), y no tiene una base teórica.
12. Los exponentes (índices o potencias) no tienen dimensión, o sea, pueden no tener unidad.
13. No es posible conocer el logaritmo de un número que tiene unidades o dimensiones, aunque hay ocasiones en las que sería aceptable obtener el logaritmo (5).

## EJERCICIOS PRÁCTICOS DE ANÁLISIS DE UNIDADES

---

### Unidades SI de viscosidad a través del análisis de la ecuación de Poiseuille

A modo de introducción: *el flujo* que significa caudal, es el volumen de sangre que pasa por un punto determinado del sistema cardiovascular por unidad de tiempo. En la circulación se expresa en litros o en mililitros por minuto (l/min o ml/min). En el adulto de 70 kg el flujo de sangre a través de la aorta es 5 l/min. La sangre fluye siguiendo un gradiente de presión ( $\Delta P$ ), desde las zonas de mayor presión, aorta y arterias, hasta las de menor presión de venas cavas y venas pulmonares. El flujo a través de un conducto cilíndrico es proporcional al gradiente de presión: flujo  $\propto \Delta P$ .

*La velocidad del flujo* es la distancia que recorre un volumen en un periodo de tiempo determinado; la velocidad es una medida de la rapidez con la cual el caudal de sangre pasa por un punto. Con un flujo constante, la velocidad de ese caudal a través de un tubo pequeño es mayor que la velocidad del flujo a través de un tubo grande. La velocidad se expresa en centímetros por minuto (cm/min) o en milímetros por segundo (mm/s) y, como ha sido señalado, el determinante principal de la velocidad, cuando el flujo de sangre es constante, es el área total

de la sección transversal del tubo o vaso:  $V$  (velocidad) =  $Q$  (flujo)/ $A$  (área de sección transversal).

La resistencia ( $R$ ) del sistema se opone al flujo de sangre, el flujo es inversamente proporcional a la resistencia ( $R$ ):  $\text{flujo} \propto 1/R$ . La resistencia de un líquido que fluye a través de un tubo aumenta con la longitud del tubo ( $L$ ), la viscosidad del líquido ( $\eta$ ) y con la disminución del radio ( $r$ ) del tubo. La ecuación de Poiseuille-Hagen muestra la relación entre estos factores:  $R = 8L\eta/\pi r^4$ .

Como  $8$  y  $\pi$  (3,1416) son constantes, la relación puede reescribirse como  $R = \eta/r^4$ . Esta expresión indica: la resistencia al flujo del líquido que fluye a través de un tubo aumenta a medida que aumenta su longitud y cuando aumenta la viscosidad del líquido, pero la resistencia disminuye al aumentar el radio o diámetro del tubo. De estos tres factores, el radio es el que ejerce un mayor efecto sobre la resistencia ( $R \propto 1/r^4$ ). Si el radio es doblado la resistencia disminuirá 16 veces. Dicho de otro modo, la conductancia de un vaso o conducto aumenta en proporción a la cuarta potencia del radio:  $\text{conductancia} \propto \text{radio}^4$ .

Combinando las dos ecuaciones del flujo:  $\text{flujo} (Q) \propto \Delta P$  y  $\text{flujo} (Q) \propto 1/R$ , se obtiene:  $\text{flujo} (Q) \propto P/R$ .

Usando la ecuación de Poiseuille sobre resistencia ( $R$ ), el flujo ( $Q$ ) se expresa:

$$\text{Flujo} \propto \frac{\Delta P}{1} : \frac{8L\eta}{\pi r^4} = \Delta P \times \frac{\pi r^4}{8L\eta} = \frac{\Delta P \pi r^4}{8L\eta}$$

Si en lugar de usar el radio ( $r$ ) utilizamos el diámetro ( $d$ ), la constante de proporcionalidad es  $\pi/128$  en lugar de  $\pi/8$ , cambiando la ecuación del flujo por esta otra  $\frac{\Delta P \pi d^4}{128L\eta}$

Si el radio es doblado el flujo aumentará 16 veces. Despejando viscosidad ( $\eta$ ):  $\text{flujo} \times 8L\eta = \Delta P \pi r^4$

$$8L\eta = \frac{\Delta P \pi r^4}{\text{flujo}}; \quad \eta = \frac{\Delta P \pi r^4}{\text{flujo}} : \frac{8L}{1} = \frac{\Delta P \pi r^4}{\text{flujo} \cdot 8L}$$

suprimiendo los valores constantes de  $\pi$  y  $8$  queda  $\eta = \frac{\Delta P \pi r^4}{\text{flujo} L}$ .

Poniendo en la fórmula de la viscosidad las unidades de gradiente de presión, radio del conducto, flujo y longitud del conducto:

$$\text{Unidad de viscosidad} = \frac{N}{m^2} \times \frac{m^4}{m \times m^3/s} = \frac{N}{m^2} \times \left( \frac{m^4}{1} : \frac{m^4}{s} \right) = \frac{N}{m^2} \times \left( \frac{m^4 \times s}{m^4} \right)$$

suprimiendo  $m^4$  queda:

$$\text{Unidad de viscosidad} = \frac{N}{m^2} \times s = \frac{N \cdot s}{m^2}$$

como  $1N/m^2$  es 1 pascal (Pa), podría expresarse como Pa.s.

$N/m^2$  y Pa.s son las fórmulas de la magnitud física. En la práctica las viscosidades son a menudo dadas en centipoises, siendo 1 poise =  $0,1 Ns/m^2$ . La viscosidad del agua a  $20^\circ C$  es en torno a 1 centipoise (5,6).

### Fluidos newtonianos

La ecuación de Poiseuille es usada para describir las características del flujo de fluidos (líquidos o gases) newtonianos, que son aquellos cuya viscosidad es constante, independientemente de la velocidad de la serie de capas del fluido en movimiento. El agua, pero no la sangre, es un líquido newtoniano, fluye de un modo continuado con todas sus pequeñas y uniformes moléculas de  $H_2O$  siguiendo la misma línea de flujo, en capas paralelas de un modo laminar (flujo laminar). Cuando el agua moja la pared del tubo, o vaso, las moléculas en contacto con la pared no se mueven. Por el contrario, la velocidad en el eje del vaso es máxima: el líquido se desplaza como si estuviera formado por infinitos tubos concéntricos que se mueven con velocidad creciente desde la pared hacia el centro del vaso. Durante el flujo laminar el perfil de la velocidad del flujo es parabólico, debido a que las moléculas que tocan la pared se mueven lentamente debido a su adherencia a la pared del vaso. La capa inmediata de moléculas se desliza sobre la anterior y así sucesivamente, por lo cual el fluido en el medio del vaso puede moverse con mayor rapidez debido a la existencia de muchas capas de moléculas entre el centro y la pared del vaso (7,8).

En el cuidado de los pacientes hay situaciones con relevancia clínica en relación con la ecuación de Poiseuille. En las cánulas intravenosas con mayor calibre el flujo es mayor, aumentando por la cuarta potencia del radio. Por otra parte, entre catéteres venosos centrales del mismo calibre, el flujo es más lento en el catéter con mayor longitud, dado que el flujo de la infusión está inversamente relacionado con la longitud del catéter pues ello conduce a un aumento en la resistencia. En pacientes intubados en respiración espontánea, cuanto mayor sea el calibre del tubo endotraqueal, menor será la resistencia que ofrece al gas inhalado y, por consiguiente, menor el trabajo respiratorio. Los circuitos anestésicos

son diseñados para mantener un flujo laminar, las conexiones en el circuito se mantienen en línea recta, si ello es posible, evitando los ángulos agudos causantes de flujo turbulento, así como una longitud excesiva, medidas encaminadas a disminuir la resistencia al flujo y el trabajo respiratorio (9).

## Fluidos no newtonianos

Los fluidos no newtonianos tienen una viscosidad que cambia con la velocidad del flujo. Aunque la sangre tiene un alto contenido de agua, dos quintos de su volumen están constituidos por glóbulos rojos que espesan la sangre debido a su tendencia a unirse entre sí, formando agregados cuando los glóbulos rojos se mueven unos sobre otros.

El flujo de un líquido viscoso a lo largo de un tubo tiende a ser laminar cuando su velocidad es pequeña. Cuando la velocidad de la sangre es demasiado rápida, cuando pasa a través de un estrechamiento o a través de un giro brusco en el vaso, o sobre una superficie rugosa, el flujo se convierte en turbulento o desordenado, deja de ser laminar con corrientes paralelas ordenadas. En el flujo turbulento, los elementos del flujo se mueven de manera desordenada a lo ancho y largo del vaso, formando remolinos, como en los ríos muy rápidos o con puntos de obstrucción.

Con corrientes turbulentas la resistencia al flujo es mayor que cuando la corriente de la sangre es laminar. La tendencia a la turbulencia del flujo aumenta en proporción directa a la velocidad del flujo de sangre, al diámetro del vaso y a la densidad del fluido, y es inversamente proporcional a la viscosidad, relaciones vinculadas por un coeficiente conocido por número de Reynolds (NR):  $NR = \rho \cdot v \cdot d / \eta$ .

El valor del número de Reynolds es la medida de la tendencia a que ocurra turbulencia;  $v$  es la velocidad media del flujo en centímetros/segundo,  $d$  es el diámetro del vaso en centímetros,  $\rho$  es la densidad en  $\text{kg/m}^3$  y  $\eta$  es la viscosidad del fluido en poise. Puesto que las unidades de la ecuación se anulan entre sí, el número Reynolds no tiene unidades. Cuando el número Reynolds está entre 2.000-4.000 el flujo sanguíneo será turbulento en algunas ramas o vasos colaterales, pero desaparecerá a lo largo de los trayectos vasculares lisos y sin ramificaciones. Con número de Reynolds superior a 4.000 el flujo será probablemente turbulento. En la porción proximal de aorta y arteria pulmonar, el número Reynolds aumenta mucho durante la fase de eyección rápida ventricular, causando turbulencias en esas zonas vasculares, si coexisten condiciones facilitadoras de turbulencia como: velocidad elevada de flujo sanguíneo, flujo pulsátil, cambios bruscos en el diámetro del vaso y vasos de gran diámetro. Por el contrario, en los pequeños vasos el número Reynolds casi nunca es suficientemente alto para producir un flujo turbulento, siendo por lo general laminar (7, 8,10).

## Efectos del hematocrito sobre la viscosidad de la sangre

La viscosidad de la sangre causada por la presencia de glóbulos rojos suspendidos, es aproximadamente tres veces superior a la viscosidad del agua. La viscosidad de la sangre aumenta de forma exponencial cuando se eleva el hematocrito. Con hematocritos de 60-70% (policitemia neonatal hematocrito >65%), el aumento de viscosidad puede ser diez veces superior a la viscosidad del agua, y el flujo de sangre enlentecerse por el aumento de resistencia (ecuación de Poiseuille). Otros factores que afectan a la viscosidad sanguínea son la concentración y el tipo de proteínas plasmáticas, sin embargo su efecto sobre la viscosidad es mucho menor que el producido por el hematocrito. La viscosidad del plasma es alrededor de 1,5 veces la del agua. Incluso con hematocritos superiores a 70% muy pocos neonatos presentan signos y síntomas de hiperviscosidad (hipotonía, letargia, priapismo, hiperbilirrubinemia, hipoglucemia) y un mayor riesgo de convulsiones, trombosis venosa renal, infarto cerebral y enterocolitis necrosante. En neonatos con un pronóstico adverso a largo plazo (signos neurológicos, hipoglucemia refractaria) está justificada la exanguino-transfusión parcial con suero salino fisiológico (no hay evidencia para justificar el uso de albúmina al 5% o plasma fresco congelado) para reducir el hematocrito al 55% ( $Htc_{observado} - Htc_{deseado} / Htc_{deseado} \times volemia$  (85 ml/kg).

## INTERRELACIÓN ENTRE DATOS CUANTITATIVOS DE VARIABLES FISIOLÓGICAS

El esfuerzo para aprender cantidades numéricas fisiológicas es más gratificante, cuando esos valores numéricos están llenos de significado en contextos clínicos concretos, e integrados dentro de un cuadro o esquema cuantitativo del funcionamiento corporal (Tabla 1.3). Una dificultad para el aprendizaje de las cantidades fisiológicas es la valoración de las mismas, según su desarrollo y edad (recién nacido pretérmino, nacido a término, lactante, niños, adolescentes, adultos), sexo, en diferentes momentos de una persona concreta. Es obligado tener siempre presente la variabilidad fisiológica. La temperatura central y la concentración de solutos en el espacio extracelular muestran menor variabilidad inter e intrapersonal que la frecuencia cardíaca.

Las cantidades numéricas fisiológicas solo adquieren, por lo general, su significado cuando son comparadas, de algún modo, con otras cantidades numéricas. La presión coloidosmótica del plasma adquiere significado por su comparación con la presión sanguínea en los capilares, en especial de los glomérulos renales y de los alveolos pulmonares. La preocupación y deseo de los clínicos es encontrar cómo pueden interrelacionarse algunos grupos de valores fisiológicos numéricos, a través de reglas aritméticas simples. Los valores cuantitativos analizados en este apartado son asumidos como típicos del varón adulto citados en

los textos de fisiología, pero no como valores estándar, pues este término tiene connotaciones inadecuadas, más aún en los otros grupos de edad. Se pretende, a lo largo de este apartado, justificar el valor del pensamiento cuantitativo para el razonamiento cuantitativo (11).

**Tabla 1.3.** Variables fisiológicas numéricas.

- Gasto cardiaco: volumen de eyección, frecuencia cardiaca, volumen sanguíneo, tiempo circulatorio medio.
- Volumen sanguíneo: volumen plasmático, volumen eritrocitario total, hematocrito.
- Transporte de oxígeno: gasto cardiaco, contenido arterial de oxígeno, contenido de oxígeno de la sangre venosa mixta.
- Consumo de oxígeno, tasa metabólica, recambio respiratorio, producción de dióxido de carbono.
- Volumen respiratorio: frecuencia respiratoria, volumen tidal. Espacio muerto, ventilación alveolar.
- Presión parcial y %  $\text{CO}_2$  alveolar,  $\text{Pa CO}_2$ , bicarbonato sanguíneo, pH arterial.
- Relaciones cuantitativas en la función renal: flujo sanguíneo renal, flujo plasmático renal, tasa de filtración glomerular, fracción de filtración.

*Frecuencia cardiaca, volumen de eyección y gasto cardiaco* son interdependientes: en el adulto en reposo el producto de los dos primeros, 72 latidos/min y 70 ml (0,07 l) es valor del tercero, el gasto cardiaco:  $72 \text{ latidos/min} \times 70 \text{ ml} (0,07 \text{ l}) = 5 \text{ l/min}$ .

El gasto cardiaco en reposo en el adulto humano, pero no en otros mamíferos, es numéricamente igual al *volumen sanguíneo*, aproximadamente igual este último a 1. Esto implica que el *tiempo circulatorio medio*, en reposo, o sea el tiempo que tarda la sangre en pasar una vez a través de la circulación sistémica o pulmonar es 1 minuto.

El volumen sanguíneo en humanos de 5 l incluye 3 l de *volumen plasmático* y 2 l de *volumen eritrocitario total* (más un pequeño volumen de las otras células sanguíneas). El cociente del volumen eritrocitario respecto al volumen sanguíneo es 0,4 ( $2 \text{ l} \times 100/5 \text{ l} = 40\%$ ), cociente conocido como *hematocrito (Htc)*, expresado, por lo general, como porcentaje, 40%. En los libros de texto se señalan valores de Htc más elevados, 46% en varones y 41% en mujeres, debido a que tras la centrifugación, para estimar la longitud de la columna de eritrocitos, aproximadamente 3-8% del volumen plasmático queda incluido en la columna de los eritrocitos empaquetados que se mide como hematocrito. Si se corrige el porcentaje de plasma incluido en el Htc se reduce a aproximadamente a un 44% en el hombre y a un 39% en la mujer.

El valor del hematocrito de la sangre procedente de un vaso grande suele llamarse Htc central. El hematocrito calculado a partir del volumen plasmático y del volumen eritrocitario total, que es inferior como se ha señalado, es el volumen circulatorio medio. La razón de esta diferencia es que el Htc no es uniforme en el sistema cardiovascular; en los capilares y arteriolas tiende a ser inferior debido a la alineación axial de las células sanguíneas, razón por la cual el H<sup>to</sup> circulatorio medio es menor que el Htc central, incluso tras haberse corregido por el plasma incluido entre los hematíes.

El gasto cardiaco en reposo de 5 l/min se relaciona con el *transporte de oxígeno*. La sangre arterial contiene 200 ml O<sub>2</sub>/l de sangre (*contenido arterial de oxígeno*). El *contenido de oxígeno de la sangre venosa mixta* en reposo es 150 ml O<sub>2</sub> /l de sangre. Por lo tanto el *oxígeno transportado* en la sangre bombeada por el ventrículo izquierdo, con un gasto cardiaco de 5 l/min es: 5 l sangre/min x 200 ml O<sub>2</sub> /l de sangre = 1.000 ml O<sub>2</sub>/min. El oxígeno transportado, desde la red capilar sistémica a la aurícula derecha es: 5 l sangre/min x 150 ml O<sub>2</sub> /l de sangre = 750 ml O<sub>2</sub>/min.

La diferencia entre el contenido de O<sub>2</sub> (O<sub>2</sub> unido a Hb + O<sub>2</sub> disuelto en plasma) de la sangre arterial que llega a las células y el de la sangre venosa mixta, muestra de los diferentes retornos venosos de los tejidos, o sea: 1.000 ml O<sub>2</sub>/min – 750 ml O<sub>2</sub> /min = 250 ml O<sub>2</sub>/min, es la tasa o cantidad de *oxígeno consumido* en reposo. Este cálculo, aunque no de forma explícita, usa la fórmula del principio de Fick explicada en páginas previas.

La tasa de consumo de oxígeno ( $\dot{V}O_2$ ) en reposo puede usarse para calcular la correspondiente tasa de *producción de dióxido de carbono* ( $\dot{V}O_2$ ), multiplicando el valor del  $\dot{V}O_2$  por el *cociente de recambio respiratorio* (CR), definido como la tasa de CO<sub>2</sub> producido dividido por la tasa de O<sub>2</sub> consumido:  $CR = \dot{V}CO_2 / \dot{V}O_2$ . Aunque el CR varía con el combustible que está siendo usado, es por lo general próximo a 0,8. Normalmente no se señala el CR con unidades, pero para el cálculo de CO<sub>2</sub> producido, y siempre con el espíritu de cuantificar la fisiología, se usarán unidades:

$$CR(0,8) = \frac{\text{ml CO}_2/\text{min}}{\text{ml O}_2/\text{min}}$$

por lo que, ml CO<sub>2</sub>/min = 0,8 x ml O<sub>2</sub> /min = 0,8 x 250 ml/min = 200 ml/min.

- El cociente de recambio respiratorio puede también ser usado, para calcular el aumento en el contenido de dióxido de carbono entre sangre arterial y sangre venosa mixta, a partir de la correspondiente disminución en el contenido de oxígeno. El aumento en el contenido de CO<sub>2</sub> es: 0,8 x (200 ml O<sub>2</sub>/l sangre arterial – 150 ml O<sub>2</sub>/l sangre venosa mixta) = 0,8 x 50 ml O<sub>2</sub>/l = 40 ml CO<sub>2</sub>/l sangre. Valor este consistente con un incremento desde

480 ml CO<sub>2</sub>/L en sangre arterial a 520 ml CO<sub>2</sub>/l en sangre venosa mixta (520-480 = 40). Estas cifras podrían ser útiles para dibujar las curvas de disociación del dióxido de carbono. En el Capítulo 10 sobre el sistema respiratorio y en otros apartados de este texto se detallan otros aspectos de producción, transporte y eliminación de dióxido de carbono.

*El volumen respiratorio por minuto* es el producto de la *frecuencia respiratoria*, 11 respiraciones/min, y del *volumen tidal*, 500 ml, o volumen de cada respiración: 11 respiraciones/min x 500 ml = 5.500 ml/min. *La ventilación alveolar* es menor, pues de los 500 ml de *volumen tidal*, 155 ml (un poco menos de 1/3 del volumen tidal que otros textos aproximan) es el volumen del *espacio muerto*, volumen de la vía respiratoria entre la entrada de aire desde el exterior hasta los alveolos; luego la ventilación alveolar es: 11/min x (500 ml – 155 ml) = 3.795 ml/min Para la ventilación alveolar los valores de 3,8 a 4 l/min son más fáciles de recordar.

El *porcentaje de dióxido de carbono en el aire alveolar* puede ser estimado conociendo que el aire alveolar espirado es 3.795 ml/min, y que el dióxido de carbono es espirado, como parte de esa ventilación alveolar, con un volumen de 200 ml/min, por lo que el porcentaje será (200 ml CO<sub>2</sub>/min /3.795 ml/min) x 100 = 5,27%. La *presión parcial de CO<sub>2</sub> del gas espirado* procedente de los alveolos es más fácil de recordar que el porcentaje antes estimado. Si la presión atmosférica es 760 mmHg, la presión parcial de dióxido de carbono del gas alveolar será el 5,27% de la presión atmosférica: 5,27% x 760 mmHg = 5,27 x 760/ 100 = 40 mmHg.

La presión parcial de CO<sub>2</sub> en el alveolo (P<sub>A</sub>CO<sub>2</sub> = 40 mmHg) es prácticamente igual a la *presión parcial de CO<sub>2</sub> en sangre arterial*, P<sub>a</sub>CO<sub>2</sub>, que es el valor de PCO<sub>2</sub> determinado en el pH plasmático arterial. Para ser más exactos, el pH está determinado por el cociente de la concentración de bicarbonato plasmático (numerador) y PCO<sub>2</sub> (denominador), de acuerdo con la ecuación de Henderson-Hasselbach. Para un pH arterial normal de 7,4 y una P<sub>a</sub>CO<sub>2</sub> de 40 mmHg, la concentración de bicarbonato es de 24 mmol/l.

*Relaciones cuantitativas concernientes con la función renal.* El *flujo sanguíneo renal* es aproximadamente 1,2 l/min, valor próximo a la cuarta parte del gasto cardiaco (5 l/min/4 = 1,25 l/min). Puesto que el 60% de la sangre es plasma, de acuerdo con los valores del hematocrito previamente mencionados (46% en varones y 41% en mujeres), el *flujo plasmático renal* es el 60% del flujo sanguíneo renal, o sea, 0,6 x 1,2 l/min=0,72 l/min. Habida cuenta de la variabilidad individual de estas cantidades o valores, así como dentro de un mismo individuo, por una parte, y a que el hematocrito del varón es superior a 40%, el valor del flujo plasmático renal es preferible redondearlo a 0,7 l/min.

El alto flujo de sangre señalado no es necesario para el aporte de oxígeno de sangre al riñón, pero sí lo es para hacer frente a la elevada *tasa de filtración glo-*

*merular*; estimada en el varón adulto en 125 ml/min, valor promedio equivalente a 180 l/día. La *fracción de filtración* es el cociente de la tasa de filtración glomerular al flujo plasmático renal:  $0,125 \text{ l/min} / 0,7 \text{ l/min} = 0,178$  o 0,2 para redondear y recordar más fácilmente (11).

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cross MC, Plunkett EVE. *The SI units. Physic, Pharmacology and Physiology for Anaesthetists*; p. 23-26. Second Edition. Cambridge Medicine 2014.
2. Burton R F. Introduction to physiological calculation. *Physiology by numbers. An encouragement to quantitative thinking*; p. 1-5. Second edition. Cambridge University Press. 2000.
3. Burton R F. *Attention to units. Physiology by numbers. An encouragement to quantitative thinking*; p. 5-11. Second edition. Cambridge University Press. 2000.
4. Silverthorn DN. *Difusión. Fisiología humana*; p. 141-144. 6ª edición. Panamericana, 2013.
5. Burton R F. *Conclusions. Physiology by numbers. An encouragement to quantitative thinking*; p. 11-12. Second edition. Cambridge University Press. 2000.
6. Silverthorn DN. *Presión, volumen, flujo y resistencia. Fisiología humana*; p. 466-471. 6ª edición. Panamericana 2013.
7. Parisi M. *Dinámica de fluidos. Temas de Biofísica*; páginas 181-190. McGraw-Hill Interamericana, 2001.
8. Middleton B, Phillips J, Thomas R, Stacey S. *Viscosity. Physics in Anaesthesia*; p. 12-15. Scion 2012.
9. Gilbert-Kawai ET y Wittenberg MD. *Hagen-Poiseuille equation. Essential equations for anaesthesia*; p. 19-20. Cambridge, 2014.
10. Gilbert-Kawai ET y Wittenberg MD. *Reynold's numbers (and turbulent flow). Essential equations for anaesthesia*; páginas 21-23. Cambridge, 2014.
11. Burton R F. *Quantifying the body. Physiology by numbers. An encouragement to quantitative thinking*; p. 18-26. Second edition. Cambridge University Press. 2000.