

# Capítulo 9 Parte 4/4

## 9.11 LOS MÉTODOS INVASIVOS Y NO INVASIVOS EN HEMODINAMICA CLÍNICA

La mayoría de los valores de presión, flujo, velocidad, etc. señalados en este capítulo han surgido, primero, de la experimentación en animales, principalmente perros. Más tarde, estos datos fueron confirmados, en humanos, por cateterismo cardíaco y medición de volúmenes cardíacos por autopsias, rayos X y ecocardiografía. La ecocardiografía modo M, la ecocardiografía bidimensional y el eco-doppler han aportado nuevos elementos para el estudio de la fisiología de la circulación y sus alteraciones patológicas. A continuación se señalarán las bases elementales de estos procedimientos. Se reserva el nombre de **métodos invasivos** a aquellos en los que se introducen catéteres o transductores en el sistema circulatorio del paciente. Para su uso se requiere, por lo general, un ambiente quirúrgico y el auxilio de un hospital que pueda atender las posibles complicaciones. En los **métodos no invasivos** el registro se hace con instrumentos que están fuera del organismo, no requieren, por lo general, un ambiente quirúrgico, se pueden hacer en un consultorio médico y las posibles complicaciones están reducidas al mínimo.

### Métodos invasivos

1) **Cateterismo cardíaco**: Consiste en la introducción, por una vena o arteria periférica, de un catéter delgado, flexible y opaco a los Rx, que es guiado, bajo control radiológico, hasta las cavidades derechas o izquierdas del corazón. Una vez allí se puede obtener:

a) **Presiones**. Estas se miden con un transductor de presión externo o con uno interno. En el primer caso se llena el catéter con solución salina y se acopla un transductor de presión en el extremo de la tubuladura que queda fuera del paciente. El inconveniente de esta técnica es que las ondas de presión llegan amortiguadas al transductor. En cambio, un catéter con transductor en la punta detectará las variaciones de presión sin amortiguación y será una señal eléctrica, originada en el transductor y llevada por cables desde la punta al exterior, la que será registrada.

b) **Presión parcial de oxígeno, presión parcial de dióxido de carbono y saturación de hemoglobina**. Por el mismo catéter se pueden tomar muestras de sangre y medir estos parámetros.

3) **Medición del gasto cardíaco**. Se puede realizar utilizado:

▪ **El principio de Fick**: la entrada o salida de cualquier sustancia a un órgano es el producto de la diferencia arterio-venosa de esa sustancia multiplicada por el flujo sanguíneo de

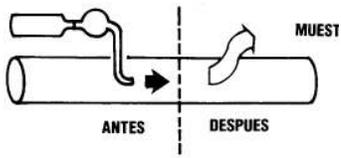
INDICE - Parte 4	Pág.
9.11 Los métodos invasivos y no invasivos en hemodinamica clínica	51
• Cateterismo cardíaco	51
• Medición de GC	51
▪ Medición de los diámetros valvulares	53
▪ Caterismo de arterias y venas	54
▪ Ecocardiografía	54
▪ Ecocardiografía doppler	55
Preguntas y Problemas	57
▪ Prueba de autoevaluación	60
▪ Respuestas	63

ese órgano (consumo o producción = diferencia A-V. Q). Para el gasto cardiaco se toma, por ejemplo, el contenido de oxígeno (volúmenes de O<sub>2</sub> por litro de sangre) en la arteria pulmonar y en una arteria periférica (no es necesario cateterizar las venas pulmonares) y el consumo de oxígeno del paciente (ver Cap. 7). Entonces

$$\frac{\text{Consumo de oxígeno (mililitros de O}_2\text{/min)}}{(\text{Vol. O}_2 \text{ art. pulm} - \text{Vol.O}_2 \text{ art. perif.})} = \frac{\text{mL / min}}{\text{mL / L}} = \text{GC (L / mín)}$$

Este método requiere que el paciente esté en reposo, con un consumo de oxígeno y un GC estable. En ausencia de "shunts" o cortocircuitos arteriovenosos en el corazón, el caudal pulmonar será igual al caudal de la circulación sistémica.

- **Por el método de dilución del indicador**, que puede ser por inyección continua o por inyección única. En el capítulo 1 de este Manual se señaló el procedimiento para medir el **volumen** de un compartimento. Para ello se inyectaba una masa de **indicador**, se esperaba un cierto tiempo para asegurar la mezcla, se tomaba una nueva muestra y se medía la concentración del indicador en ella. Ahora se trata de medir no un volumen sino un flujo. Para ello se inyecta, con una bomba, como muestra la figura, una cantidad de indicador hasta lograr una concentración sanguínea constante y se toman muestras en un punto dista! a donde se quiere determinar el flujo. Sabiendo, por ejemplo, los mg/min de sustancia inyectada, la concentración del indicador "antes" y la concentración de indicador "después" se calcula:



ello se inyecta, con una bomba, como muestra la figura, una cantidad de indicador hasta lograr una concentración sanguínea constante y se toman muestras en un punto dista! a donde se quiere determinar el flujo. Sabiendo, por ejemplo, los mg/min de sustancia inyectada, la concentración del indicador "antes" y la concentración de indicador "después" se calcula:

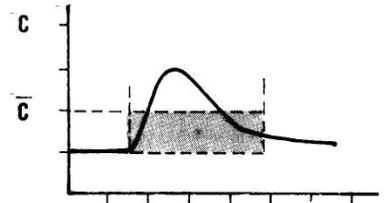
$$Q = \frac{\text{mg / min inyectados}}{\text{mg/L antes} - \text{mg/L después}} = \text{L / min}$$

Este procedimiento, de **inyección continua**, puede ser reemplazado por una inyección única, siempre que se disponga de un medidor rápido de concentraciones que permita el registro continuo en el punto "después". Usando verde de indocianina como indicador se pueden obtener curvas como la siguiente:

El GC surgirá del cociente:

$$\text{masa inyectada} / \text{concentración media} \cdot \text{tiempo}$$

La **masa inyectada** la conocemos, la **concentración media** es un valor (línea punteada) que representa la concentración constante que debería haber existido, en el punto "después", para que a ese punto llegara, en el tiempo marcado, toda la masa inyectada. La concentración media se obtiene fácilmente por cálculo, por computación, del área bajo la curva. Simulando un rectángulo,



$$\text{Área} = \text{base} \cdot \text{altura} = \text{tiempo} \cdot \text{concentración media.}$$

Entonces:

$$Q = \frac{\text{masa inyectada (mg)}}{\text{concentración media (mg/L) \cdot tiempo (min)}} = \text{L / min}$$

Este procedimiento se lo conoce como **método de Stewart- Hamilton** y ha sido simplificado usando, como "masa inyectada", un volumen de solución salina a baja temperatura. En lugar de medir concentración se mide temperatura y será una técnica de termodilución.

- **Inyectar sustancias opacas a los rayos X.** Por la técnica del cateterismo se puede y visualizar las cavidades cardiacas y los flujos entre aurículas y ventrículos o entre cavidades derechas e izquierdas en casos de defectos septales (shunts). Se requiere filmar o grabar en cinta o CD las imágenes radiológicas.
- **En terapéutica,** el cateterismo cardiaco permite tratar algunos casos de estenosis mitral usando catéteres con un balón en la punta o abrir el tabique interauricular en recién nacidos con transposición de los grandes vasos.
- **Medición de los diámetros valvulares.** La medida de los diámetros de las válvulas cardiacas (mitral, tricúspide, aórtica o pulmonar) es fundamental para el diagnóstico de las estrecheces (disminución del diámetro en el momento en que la válvula permanece abierta y la sangre pasa por ella) o las insuficiencias valvulares (cierre incompleto de la válvula, pasando sangre cuando deberla estar cerrada). La manera clásica de realizar la medida de los diámetros valvulares es introduciendo un catéter por la arteria o la vena apropiada y medir, con un manómetro, las presiones a ambos lados de la válvula ( $\Delta P$ ), a partir de este dato estimar la velocidad de la sangre en el orificio y en base a la velocidad deducir el diámetro. Veamos los fundamentos físicos de este razonamiento. Por el **teorema de Torriceli** la velocidad ( $v$ ) con que un líquido que fluye por un orificio de un recipiente es:

$$v = \sqrt{2g \cdot h}$$

donde  $g$  es la aceleración de la gravedad ( $980 \text{ cm/s}^2$ ) y  $h$  es la altura entre la superficie del líquido y el orificio. Como esa altura  $h$  representa la diferencia de presión hidrostática entre los dos puntos, se puede escribir:

$$\Delta P = \sqrt{2g \cdot P_1 - P_2} \quad \text{y si } Q = \text{Area} \cdot \text{velocidad, se puede decir } Q = A \sqrt{2g \cdot P_1 - P_2}$$

donde  $Q$  es el **flujo** de sangre, en mL/s, que pasa por el orificio estudiado gracias a esa diferencia de presión. Como la sangre no está pasando todo el tiempo a través del orificio,  $Q$  se calcula dividiendo el gasto cardíaco por el tiempo que dura el llenado diastólico o la eyección sistólica, de acuerdo a la válvula estudiada. Esos tiempos se obtienen de las curvas de presión obtenidas durante el cateterismo.

Como se ve, cuanto mayor sea la diferencia de presión medida con el catéter intracavitario,

menor será el área por el que pasa la sangre. Debe introducirse un factor llamado *vena contracta* ya que el orificio funcional es menor que el orificio anatómico, pero eso no cambia el razonamiento anterior. Los hemodinamistas usan cotidianamente la fórmula de Gorlin y Gorlin.

$$\text{Area} = \frac{Q}{k \cdot 44,5 \sqrt{P_1 - P_2}}$$

donde **k** es igual a 0,7 para la válvula mitral y es igual a 1 para todas las otras válvulas, mientras **44,5** permite usar milímetros de mercurio en vez de dina/cm<sup>2</sup>, que sería lo apropiado, y también corrige por la *vena contracta* y otros parámetros. En realidad, el valor 44,5 debe tomarse como una constante empírica, producto de la correlación entre los hallazgos anatómopatológicos y el cálculo físico.

Supongamos un paciente al que se le estudia la  $\Delta P$  a ambos lados de la mitral durante la diástole, suponiendo una estrechez mitral. Imaginemos un GC de 4500 mL/min, un tiempo de llenado diastólico de 0,4 s/latido (0,4 segundos de cada latido son ocupados en llenar el ventrículo) y una frecuencia cardíaca de 82 latidos por minuto. Q será:

$$Q = \frac{4500 \text{ cm}^3/\text{min}}{0,4 \text{ s/lat. } 70 \text{ lat/min}} = 160,7 \text{ cm}^3/\text{s}$$

Si la diferencia de presión ambos lados de la mitral, durante la diástole, fue de 15,8 mm Hg, el área **A** de la válvula es de:

$$A = \frac{160,7 \text{ cm}^3/\text{s}}{0,7 \cdot 44,5 \cdot \sqrt{15,8 \text{ mm Hg}}} = 1,29 \text{ cm}^2$$

4) **Cateterismo de arterias o venas de un órgano determinado.** En manos de un "cateterizador" experto es posible colocar el cateter en la arteria o la vena principal de un órgano determinado. La aplicación más corriente de esta técnica es la **coronariografía**, inyectando sustancias de contraste, opacas a los Rayos X, en las arterias coronarias. El cateterismo coronario también permite la dilatación de una arteria obstruida por un ateroma (angioplastia transluminal) o inyectar sustancias, como la estreptoquinasa, para disolver trombos (trombolisis intra-coronaria). Entrando por una arteria femoral se puede colocar un catéter por encima de las renales, inyectar una sustancia opaca y visualizar, con Rayos X, las arterias renales. Entrando por la vena safena se puede colocar la punta del catéter en la cava inferior en la desembocadura de la vena renal y tomar muestras para determinar la renina o angiotensina segregada por el riñón.

### Métodos no-invasivos

1) **Ecocardiografía:** Es la técnica no-invasiva más común. Está basada en un transductor que genera un **ultrasonido** que "escucha" el eco que este ultrasonido produce al chocar con las distintas estructuras cardiacas. Se llama **sonido** a las ondas de presión entre 20 y 20000 Hz (Hertz) y que pueden ser oídas por el ser humano. Por encima de 20000 Hz son ultra-

sonidos, no son detectadas por el oído pero sí por sistemas electrónicos. Los ultrasonidos usados en medicina están entre 1 y 100 MHz (1 megahertz = 1 millón de Hz) y se generan y "escuchan" con un **cristal piezoeléctrico**. Este cristal vibra, oscila, con una frecuencia determinada cuando se le aplica un voltaje también oscilante y emite un ultrasonido. Cuando un ultrasonido llega a él, el cristal **resuena** y comienza a oscilar con esa frecuencia, generando una corriente eléctrica. Hay dos tipos de transductores: los continuos y los pulsados. En los continuos hay dos cristales: uno que continuamente emite un ultrasonido y otro que escucha el rebote o eco. En los pulsados hay un solo cristal, que emite un tiempo, luego escucha, para emitir más tarde. Las distintas sustancias tienen distintos **coeficientes de transmisión**. Así, el agua se considera que tiene 100% de transmisión (cero eco o rebote) mientras el aire tiene 6% de transmisión (94% de eco).

El transductor, con su cristal, se coloca en un lugar de zona precordial y en un osciloscopio se ve, por ejemplo, las siguientes imágenes, yendo de adelante hacia atrás: pared torácica, pared anterior del ventrículo derecho, tabique interventricular con sus dos caras, borde endocárdico de la pared posterior del ventrículo izquierdo y borde epicárdico del mismo ventrículo. Cambiando de posición el transductor será posible visualizar otras estructuras. Esta visión unidimensional (o en "punzón de hielo") puede ser mejorada registrando lo que ocurre, en el tiempo, en ese lugar. Será un diagrama en 2 ejes: Y será el registro, de adelante a atrás, de las estructuras cardíacas y X será el tiempo. Las estructuras cambian de forma, se mueven, de modo que es un registro en **modo M** (por M de "motion").

En un **eco bidimensional** hay una visualización de las estructuras en el tiempo, pero se pueden ver varias estructuras al mismo tiempo. Eso se logra haciendo que el haz ultrasónico barra un cierto ángulo, por lo general de 60°. La ecocardiografía, ya sea modo M o bidimensional, se usa generalmente para estudiar las distancias, tamaños de las cámaras, movimiento de las paredes, etc. Reemplaza a la observación por rayos X, con o sin sustancias de contraste. Midiendo algunas distancias se pueden calcular ciertos valores hemodinámicos, como la fracción de eyección, el volumen residual o volumen de fin de sístole, el flujo a través de válvulas determinadas, etc.

La **ecocardiografía doppler** se basa en el cambio de frecuencia que sufre un sonido o ultrasonido si la fuente emisora se aleja o se acerca de la fuente receptora. Si un auto se acerca, haciendo sonar su corneta, sentiremos que el sonido se hace cada vez más agudo, tiene mayor frecuencia cuando se acerca. El auto viaja, por ejemplo, a 100 km/h y el sonido a 1100 km/h. Como ambos van en el mismo sentido hacia nosotros, hay un "empaquetamiento" de las ondas y la frecuencia aumenta. Cuando el auto pasa, el efecto es inverso y oímos la corneta con un tono más grave, de menor frecuencia. Este efecto Doppler es usado para medir flujos de sangre. Si el chorro (jet) de sangre se dirige hacia el transductor, se registrará un eco tanto más agudo cuanto mayor sea la velocidad de chorro. Si la corriente se aleja del transductor, el eco será tanto más grave cuanto mayor sea la velocidad con que se aleja.

Como se señaló al hablar de métodos invasivos, para determinar el área de una válvula cardíaca por cateterismo hay que medir la diferencia de presión entre las dos cámaras, estimar la velocidad y aplicar la fórmula de Gorlin y Gorlin. Una variante no-invasiva surge de medir, por Doppler, directamente la velocidad con que la sangre pasa por el orificio de la válvula. Para eso se orienta el haz ultrasónico en la misma dirección y sentido que el chorro de sangre y en la pantalla del osciloscopio del equipo se verán conos o picos cuya longitud será proporcional a la velocidad con que el chorro penetra en la cámara (en el ventrículo izquierdo para la mitral, por ejemplo). Conocida la velocidad, la idea es utilizar el teorema de Bernoulli, donde, suponiendo despreciable la pérdida de energía por viscosidad, al pasar por el orificio habrá una

disminución de la presión y un aumento de la velocidad. La ecuación se puede escribir:

$$P_1 - P_2 = 1/2 \delta v_1^2 - 1/2 \delta v_2^2$$

La **velocidad 1**, la que tiene la sangre un instante antes de que comience a pasar por la válvula, puede considerarse nula, con lo que la ecuación quedaría:

$$P_1 - P_2 = 1/2 \delta v_2^2$$

Supongamos una velocidad, en la mitral estenosada que pusimos como ejemplo al usar la fórmula de Gorlin y Gorlin en el cateterismo, de 202 cm/s y una densidad de la sangre  $\delta$  de 1,05 g/cm<sup>3</sup>. La  $\Delta P$  sería de:

$$\Delta P = 1/2 \cdot 1,05 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3} \cdot (202 \text{ cm/seg})^2 = 21422 \text{ dina/cm}^2$$

como  $1333 \text{ dina/cm}^2 = 1 \text{ mm Hg}$ , en este ejemplo la  $\Delta P$  es de 16 mm Hg y el área mitral, aplicando la fórmula de Gorlin y Gorlin, de  $1,29 \text{ cm}^2$ .

Una fórmula usada es  $P = 4 v^2$ , usando  $v$  en m/s, fundiendo  $\delta$  y  $1/2$  y expresando el resultado en mm Hg y no en dinas/cm<sup>2</sup>. **Es una "fórmula mágica" que es necesario saber de donde sale.**

### El flujo laminar, el flujo turbulento y el número de Reynold

Las descripciones que se han hecho del flujo sanguíneo como resultado de la presión que se aplica y la resistencia que se opone y del flujo viscoso como el deslizamiento, una con respecto a otra, de capas de líquidos, etc. son enteramente válidas siempre que se trata de **flujos laminares**. Supongamos un tubo por el que fluye un líquido y donde marcamos un cierto punto a y otro b en la masa líquida, estando b "corriente abajo" con respecto al punto a. Imaginemos ahora que una partícula pasa por a y luego por b. Si el flujo es **laminar**, podremos afirmar que cualquier otra partícula que, en un momento dado, pase por a deberá pasar por b. Entre ambos puntos hay una **vena líquida**, el flujo es ordenado y toda la energía de la diferencia de presión se usa en propulsar el líquido en la dirección pa - pb. El flujo laminar tiene otra característica: es **silencioso**. ¿Qué es lo contrario a laminar? Que el flujo sea **turbulento**. En ese caso no hay deslizamiento de capas entre sí, el movimiento es desordenado y parte de la energía se gasta en mover las moléculas de agua en direcciones distintas a la dada por la diferencia de presión. Esto hace que la resistencia al flujo sea mayor en un flujo turbulento que en uno laminar. **Un flujo turbulento produce ruido**. Los factores que hacen que un flujo laminar puede transformarse en turbulento están resumidos en el **número de Reynolds (Re)**, donde  $\delta$  es la densidad del líquido,  $v$  su

$$Re = \frac{\delta \cdot v \cdot r}{\eta}$$

velocidad,  $r$  el radio del tubo y  $\eta$  la viscosidad de la sangre. Nótese que al pasar la sangre, por ejemplo, por un sitio estrechado, la velocidad aumenta, pero que muy probablemente haya turbulencia sólo cuando este chorro llega a la parte dilatada ( $r$  y  $v$  alto). Un médico sospechará una estenosis mitral frente a un **soplo** diastólico auscultable en el foco mitral: la sangre pasa de aurícula a ventrículo, una cámara grande, a través de un orificio reducido. Un paciente anémico puede presentar soplos sistólicos en ausencia de lesión cardíaca por la baja viscosidad de la sangre. El número de Reynolds es adimensional (no tiene unidades) y se considera que si Re es igual o mayor a 1000 (usando unidades cgs), la probabilidad de encontrar turbulencia es muy alta.

**PREGUNTAS Y PROBLEMAS**

**Problema 1**

**Objetivo:**

- Calcular la resistencia de un sistema circulatorio utilizando distintas unidades de resistencia.
- Usar los conceptos de resistencia en serie y en paralelo. Como se señala en el texto, la unidad de resistencia

$$UR = \frac{\text{mm Hg}}{\text{cm}^3/\text{s}}$$

es una unidad híbrida y la unidad del sistema cgs es

$$UR = \frac{\text{dina}}{\text{cm}^3/\text{s}}$$

Para convertir una en otra se debe recordar que 1 mm Hg = 1333 dina/cm<sup>2</sup>

$$UR = 1 \text{ mm Hg} \cdot \text{cm}^3 \cdot \text{s} = 1333 \text{ dina} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{s} \text{ y también } UR = \frac{\text{mm Hg}}{\text{L./min}}$$

**1A**

**A un paciente se le mide:**

:

- Frecuencia cardíaca: 82/min.
- Gasto cardíaco: 5,5 L/min.
- PAS = 115 mm Hg.
- PAD = 75 mm Hg.
- P venosa central (PV): 8 cm H O

**Calcule:**

- La resistencia periférica (RP) en:

a)  $\frac{\text{mm Hg}}{\text{cm}^3/\text{s}}$     b)  $\frac{\text{dina}/\text{cm}^2}{\text{cm}^3/\text{s}}$     c)  $\frac{\text{mm Hg}}{\text{L}/\text{min}}$

d) El volumen sistólico en ml/latido..

Lo primero que se debe hacer es tener las unidades preparadas:

$$GC = 5,5 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1} = 5500 \text{ cm}^3/60 = 91,7 \text{ cm}^3/\text{s}$$

$$P_{\text{Amed}} = PAD + 1/3 (PAS - PAD) = 75 + 1/3 (115 - 75) = 88,3 \text{ mm Hg}$$

Como: 1 mm Hg ..... 1333 dina/cm<sup>2</sup>

$$88,3 \text{ mm Hg} \dots \cdot x = 117304 \text{ dina}/\text{cm}^2$$

PV = 8 cm H<sub>2</sub>O. Como 1 cm H<sub>2</sub>O... 1,36 mm Hg  
 8 cm H<sub>2</sub>O.... x = 10,8 mm Hg

Por lo tanto, la  $\Delta P$  será igual a:  $PA - PV = 88,3 - 10,8 = 77,5$  mm Hg

Entonces:

a)  $RP = \frac{77,5 \text{ mm Hg}}{91,7 \text{ cm}^3/\text{s}} = 0,85 \text{ mm Hg} \cdot \text{cm}^{-3} \cdot \text{s}$

b)  $RP = \frac{7704 \text{ dina/cm}^2}{91,7 \text{ cm}^3/\text{s}} = 1284 \text{ dins} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{s}$

c)  $R_p = \frac{77,5 \text{ mm Hg}}{5,5 \text{ L/min}} = 14,1 \text{ mm Hg} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{min}$

d) El volumen sistólico (VS) será igual a:  $VS = \frac{GC}{f} = \frac{5500 \text{ mL/min}}{82 \text{ latidos/min}} = 67 \text{ mL/latido}$

**1B** El paciente inicia un ejercicio moderado y se mide nuevamente los parámetros hemodinámicos, encontrándose:

- **Frecuencia cardíaca:** 97 latidos/min
- **GC:** 7,5 L/min; **PAS:** 150 mm Hg.
- **PAD:** 82 mm Hg; **PV:** 7 cm H<sub>2</sub>O

**Pregunta:**

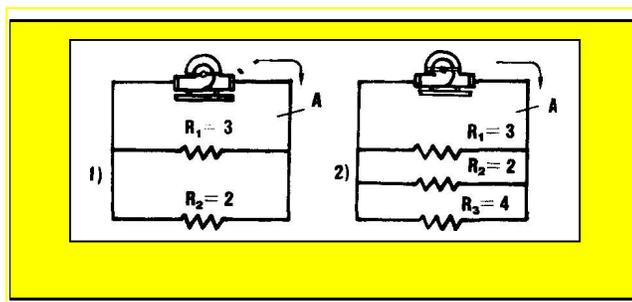
- ¿Cuál será la resistencia periférica del paciente
- ¿Cuáles son las modificaciones más importantes que produce el ejercicio?

**Las respuestas correctas están al final del capítulo.**

**Problema 2** **Objetivo:** Razonar sobre los conceptos de resistencia en serie y en paralelo.

**2A**

Los siguientes esquemas muestran dos modelí sistema circulatorio. Ambos funcionan con una bomba que produce una diferencia de presión de 100 mm Hg. Los valores de resistencia, en UR, son las indicadas. ¿En cuál de los esquemas el caudal que pasa por A será mayor?

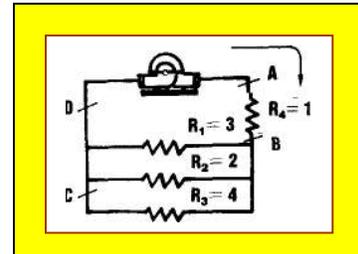


**Respuesta:** Sin utilizar cálculo alguno, podemos decir, por las propiedades de los circuitos en paralelo, que el caudal será mayor en el circuito 2, porque la resistencia total disminuyó. El caudal Q presión constante, debe ser:

$$Q = 100 / 0,92 = 108,7 \text{ cm}^3/\text{s}$$

**2B**

Al circuito 2 de la pregunta anterior se le agrega otra resistencia (R4) en serie, con el valor indicado en la figura. ¿Qué pasará con el flujo en A? Obviamente disminuirá, pero ¿a cuánto? No calcule, razone. **La respuesta está al final del capítulo.**



**2C**

En el circuito de la pregunta 2B hay 4 puntos del circuito marcado (A, B, C y D). ¿Cuál es el valor de la presión en cada uno de esos puntos si la presión en A es de 110 mm Hg y la presión en D es 10 mm Hg?

**Respuesta:** La resistencia total de este circuito es

$R_{\text{paralelo}} + R_{\text{serie}} = 0,92 + 1 = 1,92 \text{ UR}$  El caudal por A, por B y por D será:

$$Q = \Delta P / R t = 100/1,92 = 52 \text{ cm}^3/\text{s}$$

Como en A hay 110 mm Hg y en R4 caen 52 mm Hg, es evidente que en el punto B la presión será de

$$110 - 52 = 58 \text{ mm Hg}$$

y la presión es C y D es de 10 mm Hg..

**2D**

Siguiendo con el modelo, con 3 resistencias en paralelo y 1 en serie, ¿cuál será el caudal en R1, R2 y R3?

**Respuesta** La diferencia de presión para estas 3 resistencias es la misma e igual a la diferencia de presión entre el punto B y C.

$$\Delta P = 58 - 10 = 48 \text{ mm Hg y el caudal en R1 será: } Q_{R1} = \frac{48}{3} = 16 \text{ cm}^3/\text{s}$$

$$\text{El caudal en R2 será: } Q_{R2} = \frac{48}{2} = 24 \text{ cm}^3/\text{s}$$

$$\text{El caudal en R3 será: } Q_{R3} = \frac{48}{4} = 12 \text{ cm}^3/\text{s}$$

La **suma** de los caudales por estas 3 resistencias en paralelo debe ser igual al caudal en A, B y D.

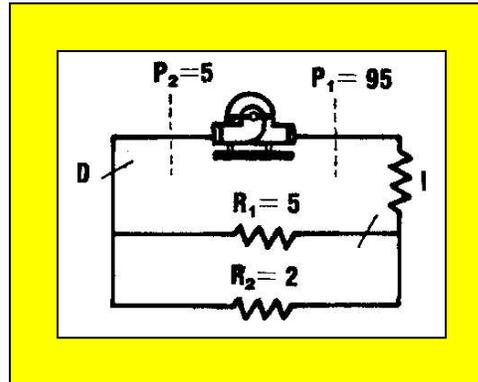
Veamos:

$$Q = 16 + 24 + 12 = 52 \text{ cm}^3/\text{s} \rightarrow \text{Es cierto, por lo que hemos hecho bien el cálculo.}$$

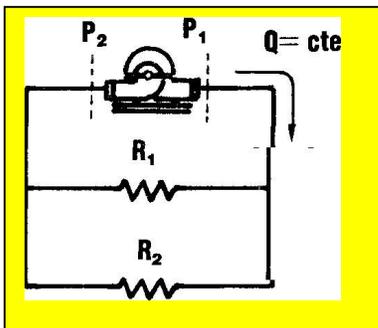
2F

En el circuito de la figura calcule : a) El caudal en D; b) El caudal en R1

Respuesta: al final del capítulo



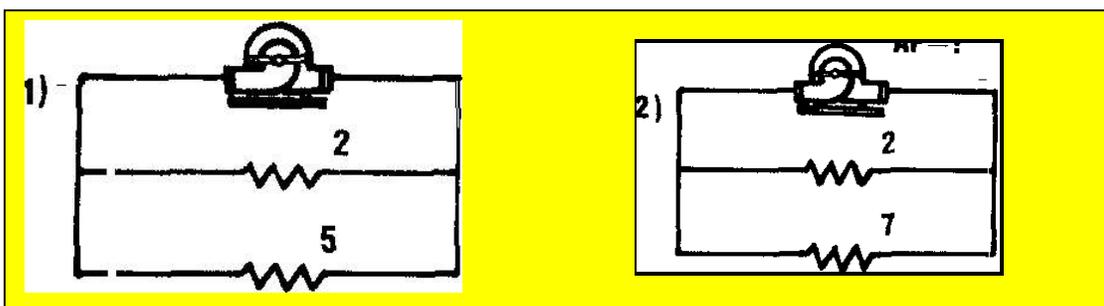
### Prueba de autoevaluación



**Pregunta 1)** El siguiente es un circuito equivalente al circulatorio de un hombre. Si el corazón trabajara a constante y, por alguna razón, la resistencia R1. aumentara al doble y la resistencia R disminuyera 4 veces, la presión a la salida de la bomba:

- a) Aumentaría a un poco más del doble.
- b) Permanecería constante.
- c) Disminuiría a un poco más de la mitad.
- d) Aumentaría más de 4 veces.
- e) Disminuiría más de 4 veces.

**Pregunta 2)** A continuación hay dos circuitos que simulan un sistema circulatorio. En el esquema 1 hay una diferencia de presión de 100 mm Hg y dos resistencias en paralelo de 2 y 5 UR (unidades de resistencia). En el esquema 2 las resistencias valen 2 y 7 UR. Indique qué diferencia de presión debe producir la bomba para que el caudal a la salida de la bomba en el circuito 2 sea igual al caudal a la salida de la bomba en el circuito 1.



- a) 90 mm Hg.
  - b) 92,5 mm Hg.
  - c) 100 mm Hg.
  - d) 108,8 mm Hg.
  - e) 121 mm Hg.
- 

**Pregunta 3** En una poliglobulia (aumento del número de eritrocitos) se podrá encontrar:

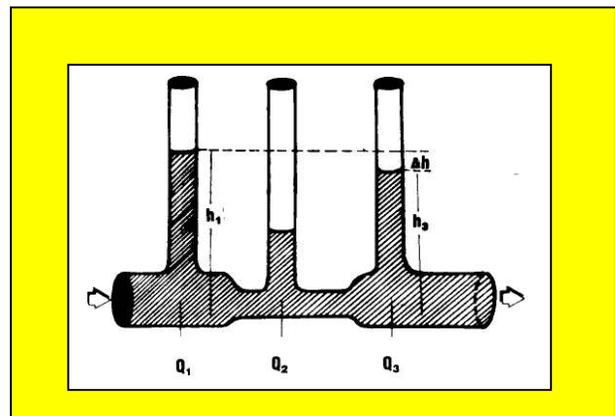
- a) Aumento de la viscosidad sanguínea y la presión arterial.
  - b) Disminución de la viscosidad sanguínea y la presión arterial.
  - c) Aumento de la viscosidad sanguínea y disminución de la presión arterial.
  - d) Disminución de la viscosidad sanguínea y aumento de la presión arterial.
  - e) Aumento de la presión arterial sin cambio en la viscosidad sanguínea.
- 

**Pregunta 4** La velocidad de la sangre en un capilar es:

- a) Mayor que en la aorta porque el radio es menor.
  - b) Menor que en la aorta porque el roce es mayor
  - c) Igual que en la aorta porque el caudal es el mismo
  - d) Mayor que la aorta porque la viscosidad es menor
  - e) Menor que en la aorta porque el área de todos los capilares es mayor
- 

**Pregunta 5** El esque muestra un tubo de Venturi usado para mostrar las leyes hemodinámicas. De él se puede decir:

- a) Si el caudal es muy alto, la diferencia de altura ( $\Delta h$ ) puede desaparecer.
- b) El caudal será menor en la parte estrechada y mayor en la parte de mayor diámetro.
- c) Si la viscosidad del líquido es mayor, la diferencia ( $\Delta h$ ) también será mayor
- d) La ecuación de continuidad no se puede aplicar para calcular el cambio de velocidad en la parte inicial y en la a parte estrechada.
- e) La presión cinemática es la misma en la parte estrechada y en la parte de mayor diámetro.



**Pregunta 6.** En la ecuación de Poiseuille, la resistencia R está dada por:

a)  $R = \frac{\pi r^4}{8 \cdot l \cdot N}$       b)  $R = \frac{\Delta P \cdot r^4}{8 \cdot l \cdot N}$       c)  $R = \frac{8 \cdot l \cdot \eta}{\pi r^4}$

d)  $R = \frac{\pi r^4}{Q}$       e)  $R = \frac{Q \cdot l \cdot \eta}{\pi r^4}$

---

**Pregunta 7)** La curva de Frank, se construye colocando en el eje x y en el eje y:

	eje x	eje y
a)	PDF	PSV
b)	VDF	PSV
c)	PSV	PDF
d)	VDF	PDF
e)	VDF	PSV

---

**Pregunta 8** La curva de Starling se construye colocando en el eje x y en el eje y:

	eje x	eje y
a)	PDF	PSV
b)	VDF	VDF
c)	PSV	PDF
d)	VDF	PDF
e)	VDF	PSV

---

**Pregunta 9** La ruptura de una aneurisma aórtico, se debe a que

- a) La velocidad de la sangre es menor, la presión contra la pared es menor y la tensión que debe desarrollar la pared, debido al mayor diámetro, es menor.
- b) La velocidad de la sangre es mayor, la presión contra la pared es menor y la tensión que debe desarrollar la pared, debido al mayor diámetro, es menor.
- c) La velocidad de la sangre es menor, la presión contra la pared es menor y la tensión que debe desarrollar la pared, debido a la menor presión, es menor.
- d) La velocidad de la sangre es menor, la presión contra la pared es mayor y la tensión que del desarrollar la pared, debido al mayor diámetro es mayor.

**Pregunta 10** Una buena manera de evaluar la contractilidad miocárdica es medir, en la fase isométrica sistólica, la:

- a)  $dP/dv$
- b)  $dV/dt$
- q)  $dp/dt$
- d)  $dQ/dV$
- e)  $dV/dP$

**RESPUESTAS**

**Problema 1B:**

a)  $RP = 0,76 \text{ mm Hg} \cdot \text{cm}^3 \cdot \text{s} = 1015 \text{ dina} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{s} = 12,7 \text{ mm Hg} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{min}$

**b) Aumento de la frecuencia cardíaca - Disminución de la resistencia periférica**  
**Aumento del gasto cardíaco - Aumento de la PAS y PAD**

**Problema 2B**

Aproximadamente a la mitad, porque la resistencia aumentó casi al doble.

**Problema 2D**

$Q \text{ en D} = 14 \text{ cm}^3/\text{s}$  ;  $Q \text{ en R} = \text{cm}^3/\text{s}$

**Prueba de autoevaluacion**

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
c	d	a	e	c	c	d	e	e	c

### La hipertensión arterial: ¿una enfermedad o un factor de riesgo?

Se considera que un adulto o un niño es un hipertenso si, midiéndole la presión arterial por el método indirecto, se le encuentra, en reposo, presiones superiores a valores establecidos por consenso de expertos y sociedades médicas. Así, para mayores de 18 años, el *Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment (VII JNC)* estableció la clasificación siguiente, en donde los valores deben tomarse como uno u otro. El uso de la palabra **Prehipertensión** y la de **Etapas 1 o 2** está indicando que la hipertensión arterial es una condición evolutiva y quien tenga prehipertensión debe ser tratado para evitar su evolución a las etapas siguientes y regresar a la situación "Normal" ¿Por qué importa controlar la PA? Porque

	PAS mm Hg	PAD mm Hg
<b>Normal</b>	< 120	< 80
<b>Prehipertensión</b>	120-129	80-89
<b>Etapas 1</b>	140-159	90-94
<b>Etapas 2</b>	≥ 160	≥ 100

la hipertensión es un **factor de riesgo** para enfermedades cardiovasculares. Un hipertenso no tratado será más propenso a tener accidentes cerebro-vasculares (ACV), insuficiencia cardíaca, enfermedad arterial coronaria, esclerosis renal o encefalopatía hipertensiva. La hipertensión, por lo general, no da síntomas o son tan vagos que nadie, ni el paciente ni el médico puede diagnosticar la hipertensión por lo que el paciente describe. La toma periódica de la presión arterial (consulta médica, medicina vial, medicina laboral, etc.) permite encontrar a los hipertensos. Encontrar a los hipertensos es

fundamental porque, independientemente de la causa que provoque la hipertensión, la expectativa de vida de un hipertenso está disminuida con respecto a la de un normotenso. De este modo, lo que llamamos hipertensión es muchas veces lo determinante, lo que produce la lesión, pero siempre es un factor de riesgo, que puede y debe ser disminuido. La hipertensión puede ser secundaria a una lesión renal, a una hipersecreción de ciertas hormonas (adrenalina, corticoides, tiroidea), a una coartación de aorta o a los trastornos de la toxemia gravídica. En este caso, la hipertensión será un signo de la enfermedad de base (**hipertensión secundaria**). Sin embargo, **todas** estas causas de hipertensión son sólo un 5% de todos los casos. La gran mayoría de los pacientes, al no encontrarse, hasta ahora, origen o causa, deberán ser clasificados como teniendo una **hipertensión esencial**, o idiopática. Hay muchas y muy interesantes teorías para explicar la hipertensión esencial, pero lo importante es entender que un hipertenso mejora su expectativa de vida, disminuye su factor de riesgo, si es tratado. ¿Cómo? Es ya un problema médico y las medidas irán desde dieta, disminución de peso, ejercicio, cambio de hábitos hasta acciones farmacológicas. Lo difícil de esto es que: a) por lo general el paciente se siente bien con su hipertensión; b) muchas de las drogas usadas tienen efectos secundarios (depresión, impotencia, hipopotasemia, somnolencia, etc.) y c) el tratamiento es de por vida y el costo de las medicinas, en especial las más nuevas y eficaces, es elevado. ¿Gastar, sentirse mal, para algo que no se siente? La gran mayoría de los pacientes abandona el tratamiento y éste sí que es un problema de salud pública no resuelto.

### La inevitable hipertensión de la jirafa

La jirafa es, sin duda un animal muy hermoso y único, pero plantea dos problemas hemodinámicos muy interesantes: a) ¿cómo llega la sangre a una cabeza ubicada de 2,5 a 3 metros por encima del corazón? y b) ¿cómo no se forman edemas en unas patas que están a 2 a 2,5 metros por debajo del corazón? La jirafa tiene una presión arterial, en reposo y medida a nivel de la aorta, de 240/180 mmHg. En posición de pie y con la cabeza erguida, la presión carotídea, medida allá arriba, a nivel del ángulo de la mandíbula, es de alrededor de 130/80. Si calculamos la presión ejercida por la columna líquida de la carótida como  $P = h \cdot \rho \cdot g$   $\delta = 250 \text{ cm}$ .  $980 \text{ m/s}^2 \cdot 1,05 \text{ g/cm}^3 = 2,5 \cdot 10^5 \text{ dina/cm}^2 = 193 \text{ mm Hg}$  y la restamos a la presión aórtica es fácil entender que la jirafa es "hipertensa" a nivel de su eje flebotático, pero que su cerebro recibe sangre con una presión no mayor a la del hombre que tiene la cabeza a 30 cm del corazón. Pero, atención, esto es cierto mientras mantenga el cuello hacia arriba... ¿y cuándo baja la cabeza para beber agua? Ya el cálculo no sirve y la pregunta es ¿cómo es que no tiene edemas, rupturas vasculares y hemorragias en los ojos o el cerebro? Como la sangre de la jirafa no tiene ninguna característica especial (su presión oncótica es de 27 mm Hg) se ha buscado una explicación en la estructura de los vasos sanguíneos (paredes más gruesas, menor permeabilidad capilar, un sistema de contracorriente en el cuello, etc.); sin que se haya llegado a conclusiones definitivas. Por su parte, la presión arterial sistólica en las patas es del orden de los 250 mm Hg, mientras que la presión venosa está en los 150 mm Hg. Una característica muy importante es que la piel forma allí un manguito muy apretado y poco elástico, lo que permitiría que se desarrollara una presión tisular positiva de cierta magnitud. La jirafa usa, entonces, "medias elásticas" o un traje G, como el de los pilotos de combate. Lo cierto es que hay pocos trabajos experimentales y poca información sobre estos mecanismos tan especiales de las jirafas.

### Lecturas recomendadas

- Physiology of the hearth. AM Katz. Lippincot Williams & Wilkins, 3ra. Edición, Philadelphia, 2001
- Physiology. RM Barnes, MN Levy. 4ta. Edición. St. Louis, 1998
- **Un clásico:** Physiology and Biophysics. Ruch T.C., Patton H.D. W.B. Saunders Co. Filadelfia 1966 (hay otras ediciones)

**FIN Capítulo 9**