Capítulo 9 Parte 2/4

9.4 LAS LEYES DE LA HIDRODINÁMICA APLICADAS AL SISTEMA CIRCULATORIO DEL HOMBRE

Lo que se ha explicado en los párrafos anteriores son **hechos**, hallazgos experimentales absolutamente ciertos y válidos. Ahora mostraremos una serie de **leyes físicas** que permitirán explicar estos hallazgos y, más aun, **predecir** cómo se comportará el sistema circulatorio frente a cambios en la presión, el diámetro de los vasos, la viscosidad, etc.

• Resistencia y resistencia periférica

Lo primero que debemos hacer para aplicar las leyes de la hidrodinámica será reducir, simplificar, el sistema circulatorio y construir un **modelo sencillo**. En la Fig. 9.14 a) hay una bomba que crea una diferencia de presión $P_1 - P_2$ que genera un caudal Q a través de la resistencia R. Es una disposición absolutamente igual a la de un circuito eléctrico con un fuente de corriente continua (una pila, una batería o un rectificador), los cables y la resistencia (Fig. 9.10 b). Si en el circuito eléctrico se puede aplicar la ley de Ohm:

$$\text{Intensidad} = \frac{\text{voltaje}}{\text{resistencia}} = \frac{V_1 - V_2}{R}$$

en el modelo de sistema circulatorio diremos

$$\textbf{Caudal} = \textbf{Q} = \frac{\mathbf{P_1 - P_2}}{\mathbf{R}}$$

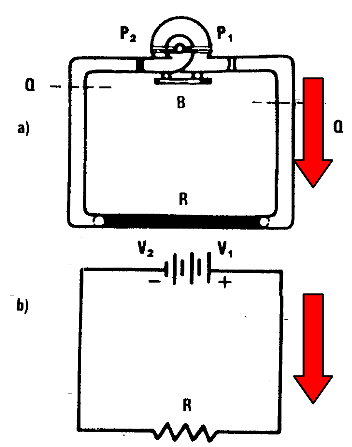


Fig. 9.14 Modelo simplificado del sistema circulatorio y su simil eléctrico

Si usamos un gasto cardiaco de 5 Umin y una diferencia de presión P1-P2 de 100 mm Hg, tendremos que la **resistencia**

$$R = \frac{\Delta P}{Q} = \frac{100 \text{ mm Hg}}{5 \text{ L/min}} = 20 \text{ mm Hg} \cdot \text{L}^{-1}\text{min}$$

En este momento usted debe poder resolver el Problema 1 que está al final del Capítulo.
¡ Hágalo !

Si el gasto cardíaco lo expresamos en mL/s la **resistencia** será:

$$\frac{100 \text{ mm Hg}}{83{,}3 \text{ mL/s}} = 1{,}2 \text{ mm Hg} \cdot \text{mL}^{-1} \cdot \text{s}$$

Lo que indica que se requiere una presión de 1,2 milímetros de mercurio para mover un caudal de 1 mililitro por segundo. Esta es una unidad "híbrida" ya que no corresponde ni a las del SI ni a las del cgs. En este último sistema, la resistencia del sistema circulatorio sería

$P = 100 \text{ mm Hg} = 133300 \text{ dina.cm}^{-2}$

$Q = 83{,}3 \text{ cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

$R = 1600 \text{ dina} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}$

En la literatura médica no existe un criterio único para las unidades de resistencia y en este libro se llamará **unidad de resistencia (UR)** a aquella en la que la presión está en mm Hg y el caudal en mL/s o cm^3 */ s.* Cuando se trata de la diferencia de presión aorto-cava y el caudal es el gasto cardíaco, serán unidades de **resistencia periférica (URP**)

Si en el modelo de la Fig. 9.14 hay un flujo de 83,3 mL/s o de 5 L/min ello se debe a qué hay una ΔP de 100 mm Hg y una resistencia periférica de 1,2 URP. Por supuesto que en el sistema circulatorio no hay, como en electricidad, resistencias con su valor en números o código de colores y siempre resulta del cociente entre presión y caudal , que son los parámetros que se pueden medir (Ver ***"Como se mide la presión arterial", "El cateterismo cardíaco, los flujos y las presiones en el ventrículo izquierdo y la aorta" y "Metodos Invasivos y no invasivos en hemodinámica clínica".***

Supongamos ahora que, **manteniendo la diferencia de presión constante** en 100 mm Hg, la resistencia disminuye, pasando de 1,2 URP a 1,0 URP. El resultado será que el caudal aumente:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{100 \text{ mm Hg}}{1{,}0 \text{ URP}} = 100 \text{ mL/s} = 6 \text{ L/min}$$

Si la resistencia aumenta a 1,4 URP, a presión constante, el flujo disminuirá y será de 4,286 L/min.

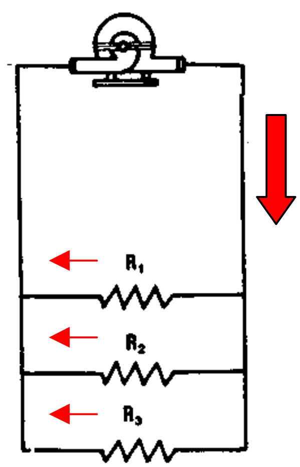
- **Resistencias en serie y en paralelo**

Es interesante comparar la resistencia periférica, la que ofrece **todo** al sistema circulatorio, con la que ofrece un órgano solo. Como se vio en el capítulo 6, el flujo sanguíneo renal (FSR) es de 1,2 L/ min o 20 mL/ s, mientras que la diferencia de presión entre arteria y vena renal es de unos 100 mm Hg. En esas condiciones, la resistencia intrarrenal es de:

$$\textbf{Rrenal} = \frac{100 \text{ mm Hg}}{20 \text{ mL/ s}} = 5 \text{ UR}$$

Como se ve, la resistencia intrarrenal es **mayor** que la de todo el sistema circulatorio. Eso es debido a que los órganos están dispuestos en **paralelo.** En esta disposición (Fig. 9.15): a) todos los órganos están sometidos a la misma diferencia de presión ; b) el flujo a través de cada órgano está en función de la resistencia interna de ese órgano; la eliminación de ese órgano no bloquea el paso de sangre por otros órganos; d) la resistencia total (Rtotal) de un sistema en paralelo se calcula como

ΔP = 100 mm Hg



$$\frac{1}{R_{total}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}$$

Organización funcional del sistema circulatorio

La distinción entre grandes arterias, pequeñas arterias, arteriolas, etc. es una clasificación anatómica que se corres-ponde, como se vio en las figuras 9.3,9.6 y 9.9, con segmen-tos del sistema circulatorio de distinta área, presión o velocidad. Otra manera de estudiar el sistema circulatorio es dividirlo en: 1) vasos de presión. Son las grandes ar-terias, que actúan como reservorio de presión, que hacen que la sangre continúe avanzando durante la diástole. 2) vasos de resistencia. Son los vasos que, proporcionalmente, aportan más resistencia al flujo sanguíneo. Las arteriolas y los esfínteres precapilares serían los vasos de resistencia precapilar mientras que las vénulas y las pequeñas venas darían la resistencia posteapilar. Sin embargo, los esfínteres precapilares, más que reguladores de resistencia deben tomarse como un sistema que determina, en un momento dado, el número de capilares abiertos (**ver la Nota Aparte: La microcirculacion**). 2) vasos de intercambio. Son los capilares y vénulas, a través de los cuales se intercambia agua y solutos. Para los gases, las arteriolas también pueden considerarse como vasos de intercambio. 3) vasos de capacitancia. Las venas, ya sea vénulas, pequeñas venas o grandes venas, por su gran distensibilidad, pueden almacenar una fracción importante del volumen sanguíneo.

De acuerdo a esto, siempre que a un sistema se le agregue una resistencia de un valor similar a las otras, **en paralelo**, la resistencia total disminuye. Supóngase (Fig. 9.16 a) una resistencia por donde pasan 20 mL/ s con una ΔP de 100 mm Hg. La resistencia es:

$$R = \frac{100 \text{ mm Hg}}{20 \text{ mL/ s}} = 5 \text{ UR}$$

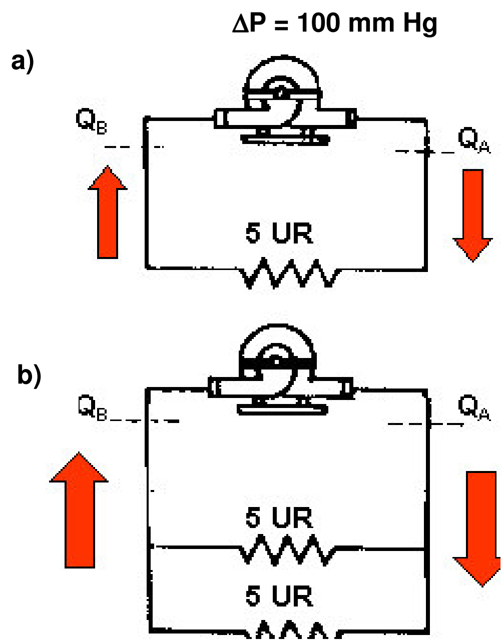


Fig. 9.16 El agregado de una resistencia igual en paralelo hace que el caudal aumente al doble

Si se agrega una segunda resistencia de 5 UR (Fig. 9.16b)

$$\frac{1}{R_{total}} = \frac{1}{5} + \frac{1}{5} \quad \text{y} \quad R_{total} = 2{,}5 \text{ UR}$$

Entonces, 2 resistencias de 5 UR equivalen a una de 2,5 UR y el caudal por el tronco aumentaría al doble. ¿Por qué? Si la diferencia de presión $P_1 - P_2$, se mantiene en 100 mm Hg, el flujo **por el punto A** y **por el punto B** será de:

$$Q_A = Q_B = \frac{\Delta P}{R} = \frac{100 \text{ mm Hg}}{2{,}5 \text{ UR}} = 40 \text{ mL/s}$$

Tabla 9.1 Flujos y resistencias en los distintos órganos y sistemas. Gasto cardíaco: 5 L/min; PAmed: 100 mm Hg			
Sistema	**% GC**	**L/min**	**UR**
encefálico	15	0,75	8
coronario	5	0,25	6,7
muscular	15	0,75	8
esplácnic o	30	1,5	4
renal	20	1,00	6
cutaneo	10	0,50	12
otros	5	0,25	-

El flujo por el tronco común aumentó, pasando de 20 a 40 mL/ s porque la resistencia total pasó de 5 a 2,5 UR. Por **cada una de las resistencias** pasará

$$Q_A = \frac{100 \text{ mm Hg}}{5 \text{ UR}} = 20\text{mL/s} \quad \text{y} \quad Q_B = \frac{100 \text{ mm Hg}}{5 \text{ UR}} = 20$$

y la **suma** del flujo en cada una de las resistencias será igual al flujo en el tronco común. En la Tabla 9.1 se muestran los flujos y la resistencia de algunos órganos o sistemas en base a un volumen minuto o gasto cardíaco de 5 L/min y una PAmed de 100 mm Hg.

En la disposición **en serie** (Fig. 9.17) las resistencias se disponen una detrás de otra y: a) cada una de las resistencias está sometida a una diferencia de presión distinta, "cayendo" desde el extremo de mayor presión al de menor presión; b) el flujo es el mismo en cada una de las resistencias y es proporcional a la resistencia total; c) El bloqueo del flujo en una de las resistencias elimina el flujo en las otras; d) la resistencia total se calcula como:

$$R_{total} = R_1 + R_2 + R_3 + ...$$

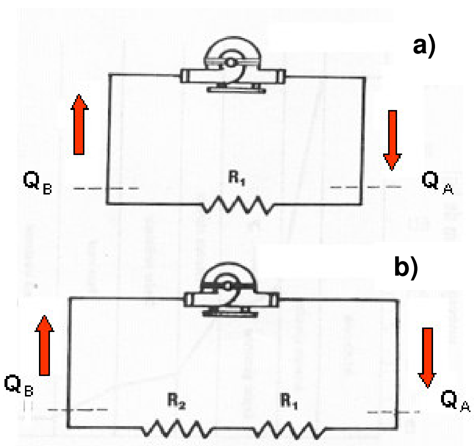


Fig. 9.17 *Efecto del agregado de una resistencia en serie a ΔP constante: el flujo cae*

En un sistema en serie, siempre que se agrega una resistencia, la resistencia total aumenta. Si realizamos la experiencia de agregar, a un circuito con una resistencia de 5 UR, con una ΔP de 100 mm Hg y un Q de 20 ml/s (Fig. 9.17 a), otra resistencia igual, pero en **serie** (Fig. 9.17 b) veremos que, manteniendo la ΔP constante, el flujo disminuye ya que:

$$R_{total} = 5 \text{ UR} + 5 \text{ UR} = 10 \text{ UR}$$

$$Q_{total} = Q_1 = Q_2 = 10 \text{ mL/s}$$

Los distintos segmentos vasculares, **dentro un órgano** están dispuestos en serie. En la Fig. 6.17 del Cap. 6, que repetimos aquí (Fig. 9.18), se vio la caída de presión dentro del riñón. En la arteriola aferente ocurre la mayor caída de presión y obviamente, ese es el lecho de mayor resistencia.

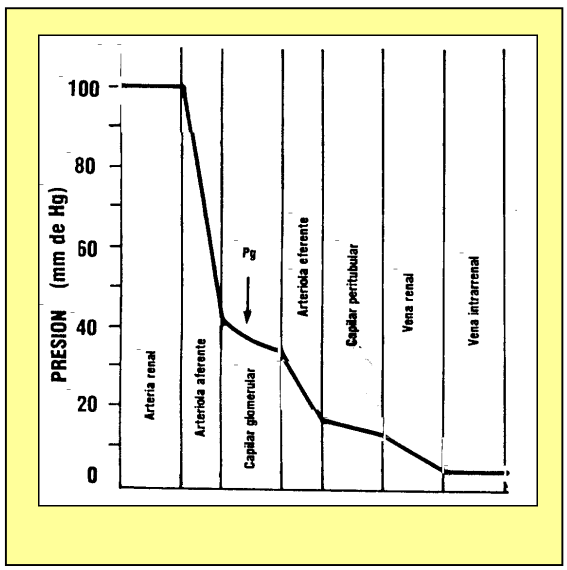


Fig. 9 18 Presiones intrarrenales. Los distintos segmentos vasculares están dispuestos en serie.

¿El corazón funciona como una bomba a presión constante o como una bomba a flujo constante?

Antes de aplicar estos conceptos de resistencias en serie y en paralelo a situaciones del sistema circulatorio debemos definir cómo trabaja el corazón. Como en electricidad, hay dos posibilidades:

1) cualquiera sea la condición del circuito, el voltaje, en este caso la presión, se mantiene en el mismo valor (**presión constante**) ó 2) cualquiera sea la condición del circuito, la bomba cambia la presión de modo que el caudal sea constante (**flujo constante**). Esta última condición puede lograrse de dos maneras: la bomba está diseñada de modo que, hasta un cierto limite de resistencia o de presión, envíe siempre el mismo caudal, o existe, en alguna parte del circuito, un sistema de retroalimentación para que la bomba opere a flujo constante. Esto es, que en alguna parte del sistema exista un **sensor** que detecte el cambio de flujo y modifique la operación de la bomba para ajustaría y mantener el flujo.

Vayamos otra vez a la Fig 9.17 donde el agregado de una resistencia en serie hizo caer el flujo de 20 mL/s a 10 mL/s **porque aumentó la resistencia mientras la presión se mantuvo en 100 mm Hg.** Si la bomba trabajara a **flujo constante,** la caída de flujo sería informada a la bomba y la bomba aumentaría la presión a 200 mm Hg. De ese modo:

$$Q_{1+2} = \frac{200 \text{ mm Hg}}{10 \text{ UR}} = 20 \text{ mL/ s}$$

Idealmente, el corazón debería funcionar a flujo constante para asegurar a las células un suministro constante de oxígeno, nutrientes, hormonas, etc. y una remoción también constante de dióxido de carbono, ácidos orgánicos, urea, etc. Aunque esto no siempre ocurre, la mayoría de los órganos tiene mecanismos de **autorregulación**, que aseguran flujos de sangre relativamente constantes dentro de los órganos. En estas condiciones, el sensor y los mecanismos de ajuste están dentro del mismo órgano, como se vio en el Cap. 6 de este manual.

- **La resistencia y la ecuación de Poiseuille**

Quizás para muchos sea más fácil pensar que el sistema circulatorio se rige por leyes propias y basta medir, en un animal de experimentación o en un hombre, la presión y el flujo y ya. Sin embargo, Jean Poiseuille (1797-1869), siendo médico, fue más allá y escribió una ecuación que hoy lleva su nombre sobre el movimiento de un líquido en tubos…¡de vidrio! Quedó a cargo de los fisiólogos ver que cuanto de la ecuación era posible aplicar en el sistema circulatorio del hombre, con arterias, capilares y venas.

La ecuación de Poiseuille es::

$$\boxed{Q = \frac{\Delta P \,.\, \pi\, r^4}{8 \,.\, l \,.\, \eta}}$$

Donde **ΔP** y **Q** son nuestros conocidos "diferencia de presión" y "caudal", mientras que **r** es el radio del tubo, **l**, la longitud del tubo, **η** la viscosidad del líquido que circula por el tubo y **8** una constante.

Nótese que esta ecuación se puede reescribir de este modo:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{\Delta P}{\dfrac{8 \,.\, l\, \eta}{\pi \,.\, r^4}} = \frac{\Delta P \text{ . cuadrado de la sección}}{8 \text{ . longitud . viscosidad}}$$

Esto quiere decir que, a presión constante, el caudal disminuye al aumentar la resistencia y que ésta es tanto mayor cuanto mayor sea la longitud del tubo y la viscosidad del líquido y menor sea el área de sección transversal del tubo.

.
Veamos estos términos con detalle:

a) **longitud:** En condiciones fisiológicas hay pocos cambios en la longitud del sistema circulatorio del hombre. Tendrá que ser muy tenida en cuenta, en cambio, cuando se agregan tubuladuras externas como en la circulación extracorpórea o en hemodiálisis.

b) **viscosidad:** se define como la oposición que presenta el líquido a fluir. En la Fig. 9.19 muestra la gráfica de dos líquidos, A y B que fluyen por el mismo tubo a la misma diferencia de presión: el líquido B tiene más viscosidad que A. Un líquido que fluye a velocidades moderadas puede ser considerado como formado por numerosas capas o láminas superpuestas y que **deslizan** una con respecto a otra (**flujo laminar**) (Fig., 9.20). Las láminas más cercanas al eje del tubo circulan con una velocidad mayor que las periféricas. El retraso o diferencia de velocidades será tanto mayor cuanto mayor sea la viscosidad del líquido.

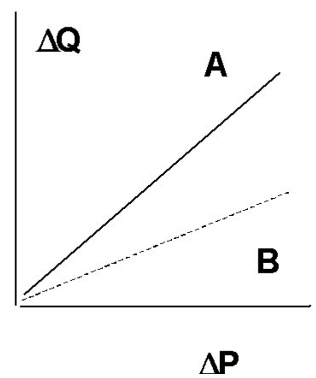


Fig. 9.19 El caudal o flujo disminuye al aumentar la viscosidad.

El **coeficiente de viscosidad** (η) de la sangre se suele expresar como un valor en relación a la viscosidad del agua. Para una sangre con un hematocrito del 45 % η vale entre 2 y 4,5, de acuerdo con el método de medida que se use, lo que indica que la sangre ofrece de 2 a 4,5 veces más resistencia al flujo que el agua.

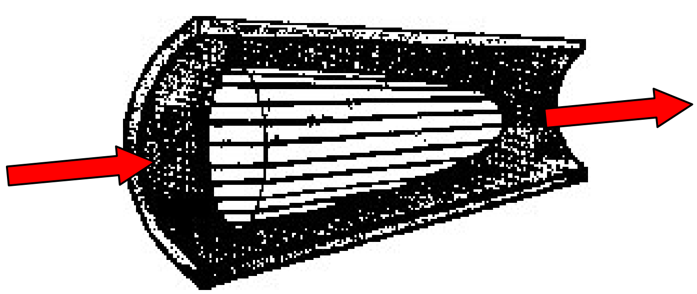


Fig. 9.20 En un flujo laminar, la viscosidad hace que el líquido se desplace en láminas de distinta velocidad

El factor más importante que puede modificar la viscosidad de la sangre es el número de glóbulos rojos. La relación entre hematocrito y viscosidad puede verse en la Fig. 9.21. Nótese el gran aumento de viscosidad cuando el hematocrito es superior al 50-55%.

b) Radio del tubo: es fisiológicamente el mecanismo más importante para modificar la resistencia. Como en la ecuación de Poiseuille el radio figura a la cuarta potencia, un pequeño cambio en el radio significa un gran cambio en la resistencia y, eventualmente, en el caudal. El término **vasodilatación** indica un aumento del radio de vaso y una disminución de la resistencia y el término **vasoconstricción** una disminución del radio y un aumento de la resistencia.

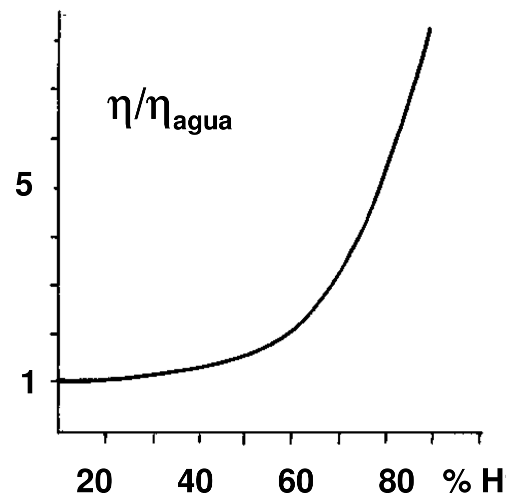


Fig. 9. 21 Relación entre viscosidad de la sangre (relativa al agua) y el hematocrito (Ht)

Si bien cualquier vaso, desde la aorta a las venas pasando por los capilares, puede cambiar su radio, se suele reservar estos términos para los cambios que ocurren por mecanismos activos, por contracción o relajación de las fibras musculares lisas del vaso, principalmente en los **vasos de resistencia** (arteriolas y esfínteres precapilares)

- **Vasodilatación y vasoconstricción en un sistema a presión constante.**

Si la diferencia de presión entre la arteria y la vena que irrigan un órgano se mantiene siempre en el mismo valor, de acuerdo a la ecuación de Poiseuille la vasodilatación lleva a un aumento del caudal y una vasoconstricción a una disminución. Durante el ejercicio, por ejemplo, los requerimientos de O_2 por parte de los músculos aumentan, hay vasodilatación y aumento de flujo (hiperemia). En un ambiente frío, los vasos de la piel se contraen, el flujo de sangre disminuye y la pérdida de calor es menor.

- **Vasodilatación y vasoconstricción en un sistema a flujo constante**

La ecuación de Poiseuille puede ser reescrita para una condición en la que el flujo sea constante. Así,

$$\Delta P = \frac{Q \, . \, 8 \, l \, . \, \eta}{\pi \, r^4}$$

Esto quiere decir que, para un cierto valor **de r, l y η, debe** existir un cierto valor de ΔP para que exista **ese** valor de **Q.** Frente a una disminución de **r**, **debe** existir un aumento de ΔP para que el caudal se mantenga constante. Esto, en el sistema circulatorio del hombre, es **uno** de los mecanismos propuestos para explicar la **hipertensión arterial** un aumento de la resistencia periférica haría disminuir el caudal en sitios claves, lo que determinaría una respuesta cardíaca, como el aumento de la presión arterial, que tendería a restituir el flujo sanguíneo.

Por el contrario, un aumento de r (vasodilatación) tendería a aumentar el flujo y provocaría una caída de la presión arterial. Es el mecanismo por el cual se produce el **sincope** o lipotimia.-

- **Redistribución de flujos en los distintos territorios**

Hay situaciones en las que hay vasodilatación y aumento de la presión arterial. Tal es el caso del ejercicio intenso, donde se hace necesario aumentar enormemente el aporte de O_2 a los músculos esqueléticos. No debemos ignorar, sin embargo, que allí ocurre una **redistribución** del flujo sanguíneo ya que mientras hay territorios vasodilatados (músculos, piel), hay otros en los que el flujo baja por vasoconstricción. Esta posibilidad de redistribuir los flujos es una propiedad de los sistemas en paralelo que merece ser vista con algún detalle, analizando los siguientes casos:

a) **Aumento de una resistencia en paralelo**. En el circuito de la Fig. 9.22a) hay una ΔP de 100 mm Hg y 3 resistencias en paralelo con los valores indicados: La resistencia total será:

$$\frac{1}{Rtotal} = \frac{1}{2} + \frac{1}{3} + \frac{1}{5}; \quad Rtotal = 0{,}967 \text{ UR}$$

El flujo en A será:

$$Q_A = \frac{100 \text{ mm Hg}}{0{,}967 \text{ UR}} = 103{,}4 \text{ mL/s}$$

y en R_1 será:

$$QR_1 = \frac{100 \text{ mm Hg}}{2 \text{ UR}} = 50 \text{ mL/s}$$

y en las otras resistencias será

$QR_2 = 33{,}3$ mL/s y $QR_3 = 20$ mL/s

Ahora, si por cualquier causa, la R_1 aumenta al doble: (Fig. 9.22 b)

$$\frac{1}{Rtotal} = \frac{1}{4} + \frac{1}{3} + \frac{1}{5} = \quad R\ total = 1{,}28 \text{ UR}$$

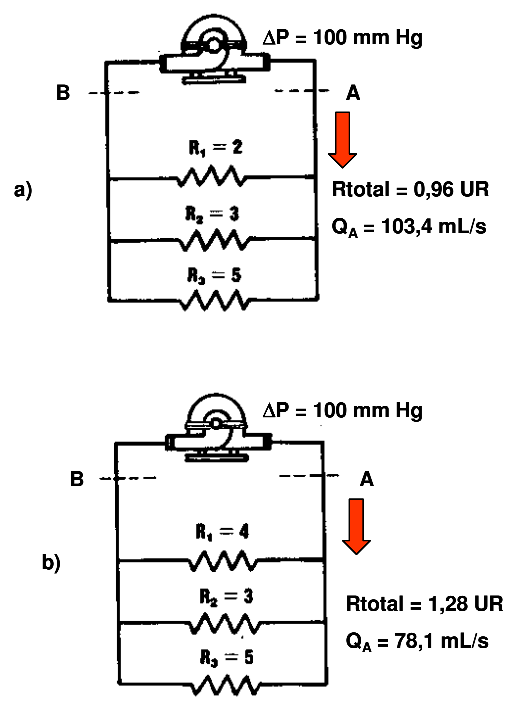


Fig. 9. 22 Redistribución de flujos por aumento de una resistencia en paralelo a presión constante

y los flujos por el punto A, y R_1, mientras ΔP se mantenga en 100 mm Hg, serán:

$$Q_A = \frac{100 \text{ mm Hg}}{1{,}28 \text{ UR}} = 78{,}1 \text{ mL/s} \quad y \quad QR_1 = \frac{100 \text{ mm Hg}}{4 \text{ UR}} = 25 \text{ mL/s}$$

¿Cuál será el flujo por R_2 y por R_3? El mismo que tenían antes, ya que la presión se mantuvo en 100 mm Hg. Hay una redistribución de flujo, ya que en la condición inicial el 48,3% del flujo total pasaba por R_1 y ahora pasa 32%, mientras que por $R_2 + R_3$ pasaba el 51,7% y ahora pasa el 68% del **flujo total.** El flujo total será, obviamente, el caudal del punto A y del punto B.

Para asegurar un **caudal constante** en R_1 la bomba deberá aumentar la presión. ¿A cuánto? Pues a:

$$\Delta P = Q_{R1} \cdot R_1 = 50 \text{ mL/ s} \cdot 4 \text{ R} = 200 \text{ mm Hg}$$

La cuestión no termina aquí, porque con 200 mm Hg, si R_2 y R_3 siguen manteniendo sus valores iniciales, el caudal a través de ellas también aumentaría. Una posible solución sería aumentar ΔP, pero al mismo tiempo, aumentar el valor de R_2 y R_3 (vasoconstricción).

Fisiológicamente, esta situación de cambio en una resistencia en paralelo es algo habitual: vasoconstricción intrarrenal, de los vasos de la piel, etc.

b) Disminución de una resistencia en paralelo. Un caso extremo de disminución del valor de una de las resistencias en paralelo es un **shunt arterio-venoso**. Esto es una comunicación más o menos directa entre una arteria y una vena, por lo que un cierto caudal se desvía sin pasar por arteriolas y capilares.

Supongamos que al circuito de la Fig. 9.22 a) le agregamos una cuarta resistencia R_4 de 0,2 UR (Fig. 9.23). La Rtotal será ahora de 0,165 UR y el caudal por el punto A será de

$$Q_A = \frac{100 \text{ mm Hg}}{0,165} = 606 \text{ mL/s}$$

E! caudal por R_1, R_2 y R_3 se mantiene en sus valores originales porque la ΔP sigue en 100 mm Hg, pero el flujo que debe enviar **la** bomba debe aumentar 6 veces. Esta situación no se puede mantener y un paciente con un shunt arterio-venoso irá en con el tiempo a la **insuficiencia cardiaca**. Por lo general estas lesiones son de origen traumático y se corrigen quirúrgicamente.

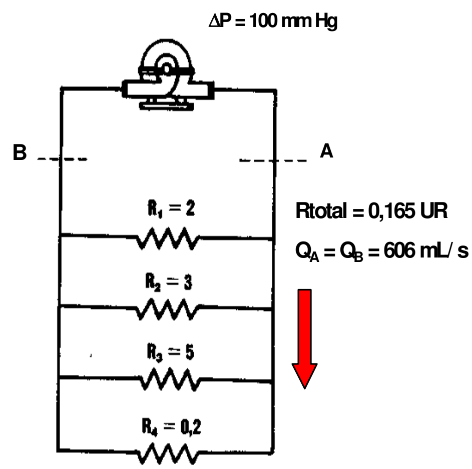


Fig. 9.23 Efecto del agregado de una resistencia (R_4) en paralelo y de bajo valor

c) Agregado de una resistencia en serie. En el circuito de **la** Fig. 9.24 hay una resistencia R_4, de 1 UR colocada **en serie** en un circuito similar al de la Fig.9.19 a). Ahora la resistencia total será la suma de R_4 y la resistencia total del circuito en paralelo:

$$R_{serie} + R_{paralelo} = R_4 + R_{paralelo} = 1 \text{ UR} + 0,96 \text{ UR} = 1,96 \text{ UR}$$

Si a la salida de la bomba la diferencia de presión de 100 mm Hg , el flujo por A será de:

Q_A = 100 mm Hg / 1,96 UR = 51 mL/ s

La diferencia de presión en R_1, R_2 y R_3 no será ahora de 100 mm Hg sino que será **menor,** ya que ha habido una caída de presión en R4. En R4, entre los puntos A y C, hay una diferencia de presión de

$\Delta P_{AB} = Q_A \cdot R_4$ = 51 mL/ s . 1 UR

ΔP_{AB} = 51 mm Hg

Si en R_4 caen 51 mm Hg, quiere decir que en el punto C hay 100-51 = 49 mm Hg. Si en el punto B hay 0 mm Hg, por R1, pasará

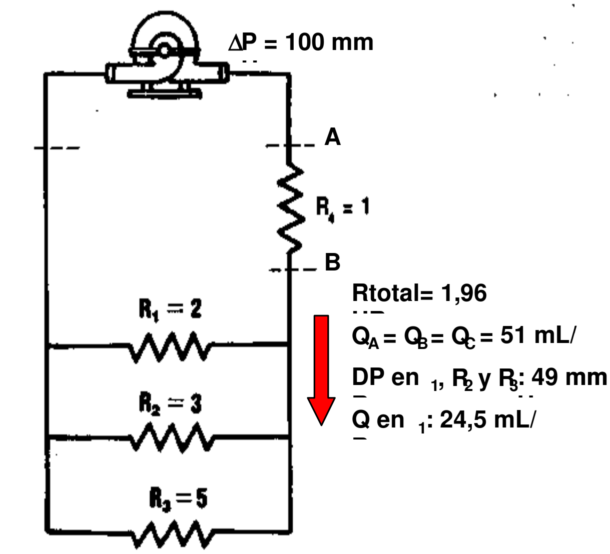


Fig. 9.24 Efecto del agregado de una resistencia en seria (R4) al circuito de la Fig. 9.19 a)

$$Q_{R1} = \frac{49 \text{ mm Hg}}{2 \text{ UR}} = 24{,}5 \text{ mL/ s}$$

En este momento usted debe estar en condiciones de resolver el Problema 2 del final del capítulo ¡ ¡Hágalo, por favor!

y también disminuirá el flujo en todas las otras resistencias en paralelo. La respuesta fisiológica será aumentar la presión para que, pese a R_4, el flujo se pueda mantener en las otras resistencias.

La **coartación de aorta** es un defecto congénito que se asemeja a este circuito con una resistencia en serie. Hay una zona de la aorta, por lo general en la aorta torácica, con un diámetro reducido y con resistencia alta. En los pacientes con este defecto se encuentra, aun estando acostados, un valor mayor de la presión arterial en los miembros superiores que en los inferiores.

• La velocidad y la presión en un segmento arterial: el teorema de Bernoulli.

El **teorema de Bernoulli** es una de las leyes básicas de la hidrodinámica, pero cuya aplicación al sistema circulatorio del hombre no siempre es simple. Se trata de la **energía** de un líquido en movimiento y de su conservación.

¿Quien fue Bernoulli? *Daniel Bernouilli perteneció a una extensa familia de matemáticos de Suiza y demostró que cuando la velocidad de un fluido aumenta, la presión disminuye. Sus trabajos fueron fundamentales es el análisis de las cuerdas vibrantes, las mareas y la teoría cinética de los gases. Nació en Groningen (Suiza) en 1700 y murió en Basilea en 1782.*

Así, en el tubo que se muestra en la Fig. 9.25 a) hay un caudal Q que pasa por 1 y, claro, es el mismo que pasa por 2, simplemente porque los líquidos son **incompresibles**

El líquido ejerce una presión P_1 contra las paredes del tubo en el punto 1 y una presión P_2 en el punto 2. Estas presiones se pueden medir, en este caso, simplemente colocando dos tubos perpendiculares (tubo de Venturi): la altura que alcance el líquido indicará la presión. Serán manómetros de agua, si lo que circula por el tubo es agua. Si el líquido **no tiene viscosidad**, la teoría indica que P_1 debe ser igual a P_2, simplemente porque no hubo caída de presión. ¿Existe un líquido sin viscosidad? No. Simplemente lo que se está haciendo es idealizar una situación: si el liquido no tuviera viscosidad pasaría que... **para un liquido ideal,** $P_1 = P_2$ y la **energía** en 1 es igual a la energía en 2. Si, por algún medio, se aumenta el caudal en 1 y en 2, la presión en 1 y en 2 será mayor, pero seguirá siendo $P_1 = P_2$

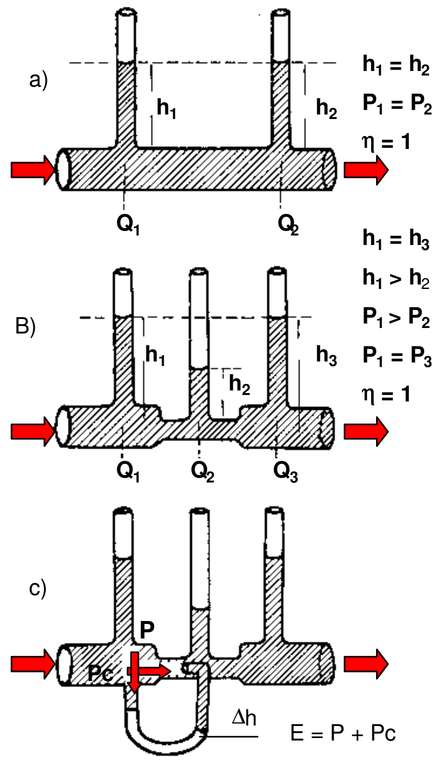


Fig. 9.25 Presiones y caudales en un tubo con manómetros de agua (tubo de Pitot) En a) b) y c) se considera un fluido ideal

En el tubo de la Fig. 9.25 b) hay una parte estrechada en la que de acuerdo a la **ecuación de continuidad**, el caudal es el mismo que en la parte no estrechada, pero la **velocidad** es mayor.

Como $\mathbf{Q_1, = Q_2 = Q_3}$ se cumple que:

$$\boxed{\mathbf{v_1 \cdot A_1 = v_2 \cdot A_2 = v_3 \cdot A_3}}$$

(Ecuación de continuidad)

donde **v** es la velocidad del líquido y **A** el área del tubo

En el tubo perpendicular se ve que en b) la presión contra la pared es menor que en 1. Si el diámetro de 1 es igual al de 3, **idealmente,** la presión lateral en 3 será igual a la presión en 1.

¿Qué pasa si ahora colocamos un tubo como el que muestra la Fig. 9.25c)? Hay un extremo perpendicular a la dirección del flujo y otro abierto hacia el flujo. Esto es un **tubo de Pitot** y se ve que la diferencia de altura del líquido en las ramas (Δh) se hace mayor a medida que aumenta la **velocidad** del líquido. Hay, entonces; **dos presiones**: una P que está en relación con el caudal y el diámetro (**presión hidrostática**) y otra Pc (**presión cinemática**), en relación con la velocidad. La **energía** (E) es la suma de ambas, de modo que:

$$\boxed{\mathbf{E = P + Pc}}$$

En un líquido **ideal** $E_1 = E_2 = E_3$ y como **Pc** es igual a:

$$Pc = 1/2\ \delta\ v^2$$

tendremos:

$$\boxed{P_1 + 1/2\ \delta .\ v_1^2 = P_2 + 1/2\ \delta .\ v_3^2 = P_3 + 1/2\ \delta\ .\ v_3^2}$$

¿Qué veríamos si aplicáramos el tubo Pitot en el tubo de la Fig. 9.22, con la parte que mira hacia la luz en 2 y la conectada a la pared en 1? En 1 se leería (P) y en 2 (P + Pc) y aparecerá el desnivel entre las dos ramas del tubo Pitot.

La idea del teorema o principio de Bernoulli es en todo similar al primer principio de Newton, que comienza diciendo*: "Dado un cuerpo en movimiento..."* Aquí será un líquido en movimiento y no interesa cuándo, cómo ni por qué se puso en movimiento.

- **Bernoulli en el sistema circulatorio**

¿Cómo aplicar este teorema al sistema circulatorio del hombre? Lo fundamental es usarlo solamente para comparar presiones y velocidad en **segmentos del mismo caudal.** Se puede usar Bernoulli para saber que en **un segmento estrechado** de la aorta:

a) La velocidad es mayor que en el segmento normal.

b) La presión P contra la pared es menor.

c) La presión cinemática Pc es mayor.

No se puede usar Bernouilli para comparar presiones entre la ilíaca izquierda, por ejemplo, y la aorta, simplemente porque el caudal no es el mismo. Es un error frecuente decir que la presión P en los capilares es alta porque, como se mostró en la Fig. 9.3, el área de sección transversal de **todos** los capilares es mayor que la sección de la aorta. Si bien la velocidad en los capilares es baja, el caudal de un capilar es millones de veces menor que el caudal de la aorta, la presión capilar es 25-30 mm Hg y **nunca** puede ser mayor a la aórtica. Hablar de ecuación de continuidad y conservación de la energía entre la aorta y **un** capilar carece de sentido.

Limitada, de esa manera, la aplicación del Teorema de Bernoulli a segmentos de arterias o venas con distinto radio, pero igual caudal, queda por resolver la cuestión del líquido ideal. La sangre dista mucho de ser un líquido ideal porque tiene una viscosidad 2 a 4,5 veces mayor que la del agua... y el agua ya tiene viscosidad.

¿Qué ocurre con P en un tubo con 3 secciones como el de la Fig. 9.25 b) pero recorrido por un **liquido real**, con viscosidad? Pues que P_1 será **menor** que P_3, pese a que el diámetro de 3 es igual al de 1 (Fig. 9.26). Esto es debido a que, en estas condiciones, cuando el líquido tiene viscosidad:

$$E_1 > E_2 \quad y \quad E_1 = E_3 + E\eta$$

donde **Eη** es la energía que se pierde por efecto de la viscosidad. De ese modo aparece, entre 1 y 3, una ΔP, una diferencia de presión. Pero esto no es nada nuevo: es simplemente la diferencia de presión que hace circular el líquido venciendo la resistencia que le ofrece la viscosidad y que se puede calcular por

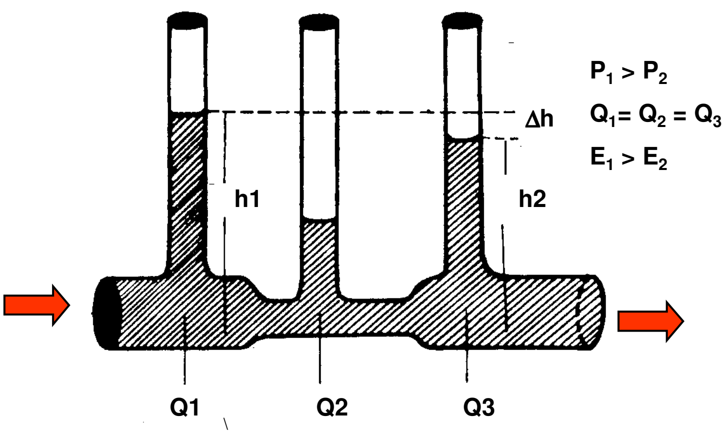


*Fig. 9.26 Caudales y presiones en un tubo de Venturi por el que circula un fluido **real, con viscosidad**. La presión cae en 2, pero no vuelve al valor que tenia en 1 por la pérdida de energía*

$$\Delta P = \frac{8\, l\, \eta}{\pi\, r^4}$$

¡Que no es más que la ecuación de Poiseuille! Como se ve, hemos cerrado el circulo. El gran problema será integrar estas ecuaciones y aplicarlas. Los problemas al final del capítulo pueden ayudar.

- **¿Se puede aplicar estas ecuaciones a un aneurisma arterial?**

Un ejemplo de la aplicabilidad del teorema de Bernoulli es el mecanismo de formación de un **aneurisma.** Por alguna razón **patológica,** un segmento arterial, generalmente de la aorta abdominal, comienza a dilatarse (Fig. 9.27). El caudal es el mismo en la aorta y en el aneurisma (Q_1 = Q_2), pero la velocidad es menor en el aneurisma y la presión hidrostática P aumenta, lo que lleva al aneurisma a dilatarse aún más, lo que hace que la velocidad disminuya aún más, etc., etc. Es un círculo vicioso que, si no se corrige, puede provocar la ruptura de la arteria. Una aplicación reciente del teorema de Bernoulli es el cálculo del grado de estrechez en una válvula cardíaca usando la ecocardiografía doppler. Allí lo que se mide es la velocidad del flujo y de ella se deduce la diferencia de presiones entre ambos lados de la válvula (***Ver Métodos en hemodinámica clínica***)

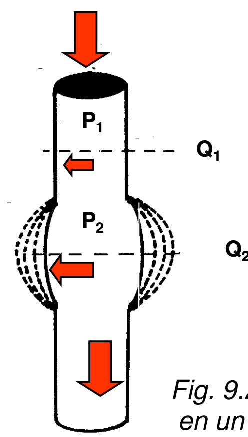
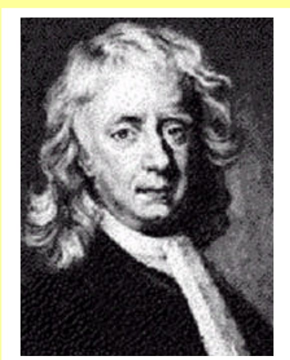


Fig. 9.27 Presiones en un aneurisma

LA VISCOSIDAD DE LA SANGRE Y LOS LÍQUIDOS NEWTONIANOS Y NO-NEWTONIANOS

La viscosidad es físicamente definida a partir del concepto de **flujo laminar**. Esa condición, el líquido que circula por un tubo está como formado por láminas que deslizan una sobre otra y entre las que hay **roce.** El liquido no se desplaza en bloque, como lo haría un sólido, sino por el desplazamiento de las láminas. Siendo la viscosidad un elemento en la ley de Poiseullle, resulta aparentemente sencillo medir la viscosidad usando tubos de radio y longitud conocidos por donde pasa el liquido con una diferencia de presión también conocida (viscosímetro de Ostwaid o de Hess). Sin embargo, cuando se hace esta misma experiencia con sangre se observa que se obtienen viscosidades diferentes si se usan diámetros de tubo diferentes, disminuyendo bruscamente si es menor a 0,1 mm. ¿A qué se debe este cambio aparente de viscosidad y cuál seria, entonces, la viscosidad "real", la de la sangre circulante? La sangre puede considerarse como un medio liquido homogéneo, el plasma, y partículas en suspensión, los eritrocitos. Cuando la sangre circula los eritrocitos no están igualmente distribuidos: hay una acumulación de eritrocitos en el eje del tubo, quedando las zonas próximas a la pared con muchas menos células. Como la viscosidad depende del número de eritrocitos, las zonas con pocos eritrocitos tendrán menos viscosidad que las zonas axiales. Como esta acumulación axial se hace mayor a medida que la velocidad con que la sangre pasa por el tubo aumenta, se puede entender a



éste como **uno** de los factores que hacen que la medida de la viscosidad cambie con el radio del tubo en que fue realizada. En un líquido homogéneo como el agua se puede esperar que la viscosidad sea la misma a cualquier velocidad y un gráfico P vs Q como el de la Fig. 9.19 sea una recta y se dirá que es un **liquido newtoniano**. Por lo señalado más arriba, la sangre debería ser considerada como un liquido **no-newtoniano**, ya que la viscosidad no siempre es la misma y la pendiente irá cambiando. Sin embargo, para presiones dentro del rango fisiológico y para vasos de un diámetro mayor a los 0,5 mm, la sangre *se comporta* como si fuera un líquido newtoniano y, para hematocritos del 45%, se suele aceptar como de viscosidad constante y con η *3* a 4 veces superiores al del agua. En estas condiciones (¡por suerte!) se acepta que se puede aplicar la ley de Poiseuille..¿Por qué "newtoniano" y "no- newtoniano"? Porque **Isaac Newton** (1643 - 1727) estableció la ley de la viscosidad en la que el deslizamiento de las láminas que compondrían un fluido sería proporcional a la fuerza impulsora (presión)

Fin Capítulo 9 Parte 2 Sigue Parte 3