

# Hemodinâmica



A análise precisa do fluxo pulsátil do sangue através do sistema cardiovascular é difícil. O coração é uma bomba complicada e muitos fatores físicos e químicos afetam seu comportamento. Os vasos sanguíneos são multirramificados e suas elasticidades asseguram variações complexas nas suas dimensões. O próprio sangue não é uma solução simples, homogênea, mas, ao invés, é uma suspensão complexa de corpúsculos sanguíneos brancos e vermelhos, plaquetas e glóbulos lipídicos dispersos numa solução coloidal de proteínas.

Apesar desta complexidade, pode-se entender a dinâmica do sistema cardiovascular através da aplicação dos princípios elementares da mecânica dos fluidos pois eles se referem a sistemas hidráulicos simples. Estes princípios são evocados neste capítulo para explicar as inter-relações entre velocidade de fluxo sanguíneo, pressão sanguínea e as dimensões de vários componentes da circulação sistêmica.

## VELOCIDADE DA CORRENTE SANGÜÍNEA

Antes que as variações no fluxo sanguíneo em diferentes vasos sejam descritas, deve-se distinguir entre os termos **velocidade** e **fluxo**. Velocidade refere-se ao deslocamento de uma partícula de fluido com relação ao tempo e é expressa em unidades de distância por unidade de tempo (e. g., cm/s). Fluxo refere-se ao deslocamento de um volume de fluido, e é expresso em unidades de volume por unidade de tempo (e. g., cm<sup>3</sup>/s). Num tubo com dimensões de cortes transversais variáveis, velocidade (*v*), fluxo (*Q*) e área de secção transversal (*A*) são relacionados pela equação:

$$v = Q/A \quad (18-1)$$

As inter-relações entre velocidade, fluxo e área são mostradas na Figura 18-1. O princípio de conservação da massa requer que o fluxo de um fluido não compressível, passando por secções transversas sucessivas, seja constante. Para um certo fluxo, a velocidade do fluido varia inversamente com a área de secção transversal. Assim, à medida que o fluido passa da secção *a* para a secção *b*, onde a área de secção transversal é cinco vezes maior, a velocidade diminui para um quinto do seu valor prévio, porque a área da secção *b* é cinco vezes maior do que a da secção *a*

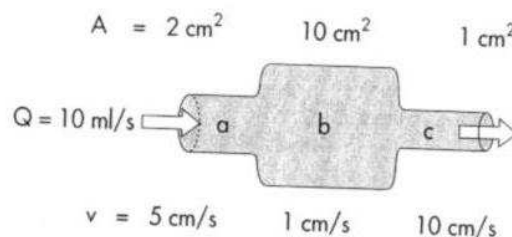
(Figura 18-1). Ao contrário, quando o fluxo se dá da secção *b* para a secção *c*, onde a área de secção transversal é de um décimo daquela da secção *b*, a velocidade de cada partícula do fluido aumenta dez vezes.

A velocidade do fluido em qualquer ponto do sistema depende não somente da área, mas também do fluxo (*Q*). O fluxo, por sua vez, depende do gradiente de pressão, das propriedades do fluido e das dimensões de todo o sistema hidráulico, como discutido na secção seguinte. Para qualquer fluxo dado, contudo, a razão entre a velocidade através de uma secção transversal e aquela através de uma segunda secção transversal depende somente da razão inversa das respectivas áreas, isto é,

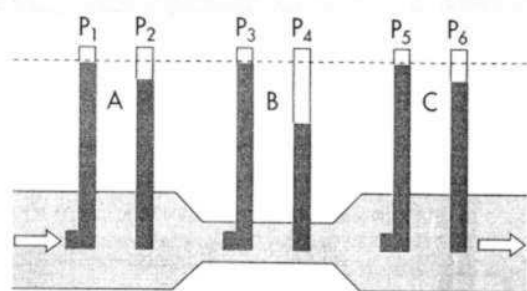
$$v_1/v_2 = A_2/A_1 \quad (18-2)$$

Esta regra se aplica tanto se o sistema é composto por um único tubo grande quanto por uma série de tubos menores, em paralelo.

Como mostrado na Figura 14-3, a velocidade diminui progressivamente à medida que o sangue atravessa a aorta, seus ramos primários maiores, os ramos secundários menores e as arteríolas. Finalmente, nos capilares, a velocidade diminui para um valor mínimo. Como o sangue então passa através das vênulas e continua centralmente em direção à veia cava, a velocidade aumenta progressivamente outra vez. As velocidades relativas nos vários componentes do sistema circulatório estão relacionadas somente com as áreas de secção transversal. Desta forma, cada ponto na curva de área de secção transversal é inversamente pro-



**Figura 18-1** À medida que o fluido corre através de um tubo de área de secção transversal variável, *A*, a velocidade linear, *v*, varia inversamente com a área de secção transversal.



$v = 100 \text{ cm/s}$	$200 \text{ cm/s}$	$100 \text{ cm/s}$
$\rho v^2/2 = 3,8 \text{ mmHg}$	$15 \text{ mmHg}$	$3,8 \text{ mmHg}$

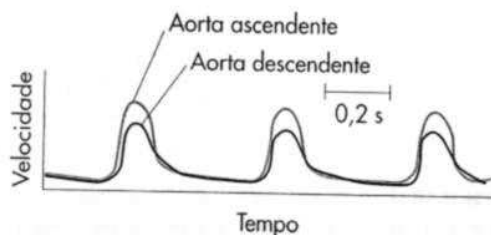
**Figura 18-2** Numa secção estreita, B, de um tubo, a velocidade linear, v, e desta forma o componente dinâmico da pressão,  $\rho v^2/2$ , são maiores que em secções amplas, A e C, do mesmo tubo. Se a energia total é virtualmente constante em todo o tubo (isto é, se a perda de energia devido à viscosidade é desprezível), as pressões totais ( $P_1$ ,  $P_2$  e  $P_3$ ) não serão detectavelmente diferentes entre si, mas a pressão lateral,  $P_4$ , na secção estreita será menor do que as pressões laterais ( $P_2$  e  $P_6$ ) nas grandes secções do tubo.

porcional ao ponto correspondente na curva de velocidade (ver Figura 14-3).

### RELAÇÃO ENTRE VELOCIDADE E PRESSÃO

Em porções específicas de um sistema hidráulico, nas quais a energia total permanece virtualmente constante, alterações na velocidade podem ser acompanhadas por alterações apreciáveis na pressão aferida. Considere três secções (A, B e C) do sistema hidráulico descrito na Figura 18-2. Seis sondas de pressão, ou **tubos Pitot**, foram inseridas em vários pontos do sistema. As aberturas no fundo de três desses tubos (2, 4 e 6) são tangenciais à direção do fluxo e, portanto, medem a pressão lateral ou estática no interior do tubo. As aberturas no fundo dos três tubos Pitot remanescentes (1, 3 e 5) voltam-se para a corrente. Estes tubos Pitot detectam a pressão total, que é a pressão lateral mais um componente pressórico dinâmico que reflete a energia cinética do fluido em movimento. Este componente dinâmico ( $P_d$ ) da pressão total pode ser calculado através da seguinte equação:

$$P_d = \rho v^2/2 \quad (18-3)$$



**Figura 18-3** Velocidade do sangue na aorta ascendente e descendente do cachorro. (De Falsetti HL et al: *Circ Res* 31:328, 1972.)

onde  $\rho$  é a densidade do fluido (em  $\text{g/cm}^3$ ) e  $v$  é a velocidade do fluido (em  $\text{cm/s}$ ). Se os pontos médios dos segmentos A, B e C estão no mesmo nível hidrostático, então as pressões totais correspondentes,  $P_1$ ,  $P_3$  e  $P_5$ , serão iguais, desde que nestes segmentos a perda de energia pela viscosidade seja desprezível (em outras palavras, este fluido é um "fluido ideal"). Contudo, devido às diferenças nas áreas de secção transversal, ao longo do sistema, as alterações concomitantes da velocidade alteram o componente dinâmico, como definido pela equação 18-3.

Nas secções A e C, seja  $\rho$  igual a  $1 \text{ g/cm}^3$  e seja  $v$  igual a  $100 \text{ cm/s}$ ; note também que  $1 \text{ mmHg}$  é igual a  $1.330 \text{ dinas/cm}^2$ . Da equação 18-3

$$P_d = 5.000 \text{ dinas/cm}^2 = 3,8 \text{ mmHg}$$

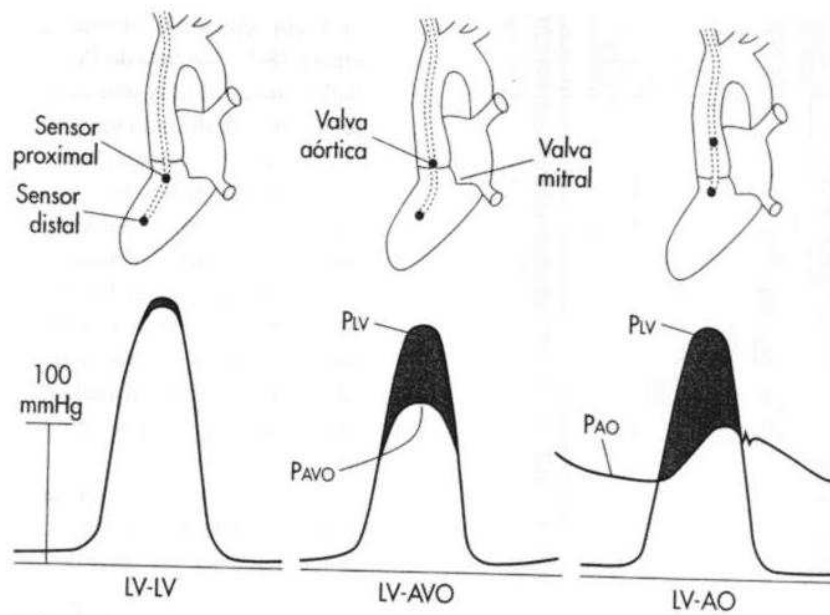
Na secção estreita, B, que a velocidade seja duas vezes maior do que nas secções A e C. Na secção estreita, portanto,

$$P_d = 20.000 \text{ dinas/cm}^2 = 15 \text{ mmHg}$$

Desta forma, nas secções amplas do tubo (A e C), as pressões laterais ( $P_2$  e  $P_6$ ) serão somente  $3,6 \text{ mmHg}$  menores do que as respectivas pressões totais ( $P_1$  e  $P_3$ ), enquanto na secção estreita (B), a pressão lateral ( $P_4$ ) é  $15 \text{ mmHg}$  menor que a pressão total ( $P_3$ ).

Nós podemos fazer duas generalizações destes cálculos. Primeiro, à medida que a velocidade diminui, o componente dinâmico torna-se uma fração menor da pressão total. Segundo, em secções estreitas de um tubo, o componente dinâmico aumenta significativamente porque a velocidade de fluxo está associada a uma elevada energia cinética. Por exemplo, a velocidade de pico do fluxo na aorta ascendente de um cachorro normal é de cerca de  $150 \text{ cm/s}$ . Por ser o componente dinâmico uma fração significativa da pressão total, a pressão medida pode variar significativamente, dependendo da orientação da sonda de pressão. Na aorta torácica descendente, a velocidade de pico é substancialmente menor do que aquela na aorta ascendente (Figura 18-3), e velocidades menores foram registradas em sítios arteriais ainda mais distais. Na maioria das localizações arteriais, o componente dinâmico será uma fração desprezível da pressão total, e a orientação da sonda de pressão não influenciará substancialmente na pressão registrada. No local de uma constrição arterial, contudo, a alta velocidade de fluxo está associada a uma elevada energia cinética e, portanto, o componente pressórico dinâmico pode aumentar significativamente. Assim, a pressão lateral poderia ser reduzida de forma correspondente.

Os traçados de pressão mostrados na Figura 18-4 foram obtidos a partir de dois transdutores de pressão inseridos no ventrículo esquerdo de um paciente com estenose aórtica, uma condição na qual o orifício aórtico é estreito. Os transdutores estavam localizados no mesmo cateter e estavam a uma distância de  $5 \text{ cm}$  um do outro. Quando ambos os transdutores estavam bem no interior da cavidade ventricular esquerda (Figura 18-4, A), ambos registravam as mesmas pressões. Contudo, quando o transdutor proximal era posicionado no orifício valvar aórtico (Figura 18-4, B), a pressão lateral medida durante a ejeção era muito menor do que a registrada pelo



**Figura 18-4** Pressão ( $P$ ) registrada por dois transdutores num paciente com estenose aórtica. **A**, Ambos os transdutores estavam no ventrículo esquerdo (LV-LV). **B**, Um transdutor estava no ventrículo esquerdo e o outro estava no orifício valvar aórtico (LV-AVO). **C**, Um transdutor estava no ventrículo esquerdo e o outro na aorta ascendente (LV-AO). (Redesenhado de Pasipoularides A *et al.*: *Am J Physiol* 246:H542, 1984.)

transdutor na cavidade ventricular. Esta diferença de pressão estava associada quase que inteiramente à velocidade de fluxo, muito maior no orifício valvar estenosado do que na cavidade ventricular. A diferença pressórica reflete principalmente a conversão de alguma energia potencial em energia cinética. Quando o cateter era retirado ainda mais, de modo que o transdutor proximal estivesse na aorta, (Figura 18-4, C), a diferença pressórica era ainda mais pronunciada, pois havia perda substancial de energia através do atrito (viscosidade) à medida que o sangue fluía rapidamente através do orifício estreitado.

A redução da pressão lateral na região do orifício valvar aórtico estenosado pode influenciar o fluxo sanguíneo coronariano em pacientes com estenose aórtica. Os orifícios das artérias coronárias direita e esquerda estão localizados nos seios de Valsalva, imediatamente posteriores às pregas valvares. Os segmentos iniciais destes vasos estão, portanto, orientados em ângulos retos com relação à direção do fluxo sanguíneo através das valvas aórticas. Portanto, a pressão lateral é aquele componente da pressão total que impele o sangue através das duas grandes artérias coronárias. Durante a fase de ejeção do ciclo cardíaco, a pressão lateral é diminuída pela conversão de energia potencial em energia cinética.

Estudos angiográficos em pacientes com estenose aórtica revelaram que a direção de fluxo freqüentemente se reverte nas grandes artérias coronárias no final da fase de ejeção sistólica (isto é, o sangue flui em direção à aorta, e não em direção aos capilares miocárdicos). A reduzida pressão lateral na aorta estenosada é sem dúvida um importante fator causador desta reversão do fluxo sanguíneo coronariano. Uma característica importante que agrava esta condição é que a demanda do mús-

culo cardíaco por oxigênio está aumentada. Portanto, a queda pronunciada da pressão lateral durante a ejeção cardíaca pode contribuir para a tendência de os pacientes com estenose aórtica severa apresentarem *angina pectoris* (dor torácica anterior associada a um suprimento sanguíneo inadequado para o músculo cardíaco), que pode levar à morte súbita.

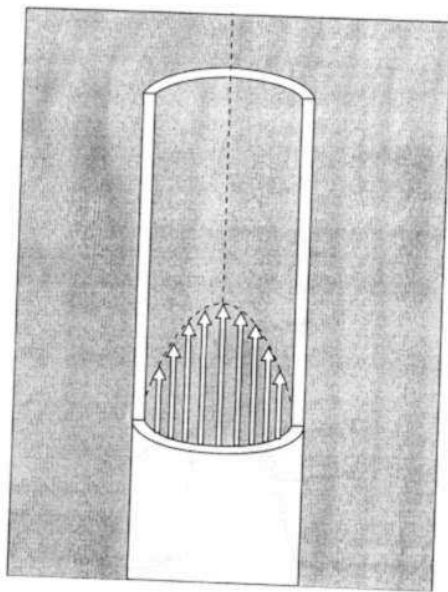
## RELAÇÃO ENTRE PRESSÃO E FLUXO

A mais fundamental das leis que governa o fluxo de fluidos através de tubos cilíndricos foi derivada empiricamente pelo fisiologista francês Poiseuille. Ele estava primariamente interessado nos determinantes físicos do fluxo sanguíneo, mas substituiu sangue por vários líquidos mais simples nas suas medidas de fluxo através de tubos capilares de vidro. Seu trabalho foi tão preciso e importante que suas observações foram designadas de lei de Poiseuille. Subseqüentemente esta mesma lei foi derivada matematicamente.

### Aplicação da Lei de Poiseuille

A lei de Poiseuille aplica-se ao fluxo constante, laminar dos fluidos newtonianos através de tubos cilíndricos. O termo **fluido newtoniano** aplica-se a um fluido cuja viscosidade permanece constante diante de uma variação substancial de taxa de cisalhamento\* e estresse de cisalhamento, conforme descrito em mais

\*Cisalhamento foi a melhor tradução para "shear". A palavra inglesa significa deformação na estrutura de um corpo por pressão devido a deslocamento de uma camada em relação a outra.



**Figura 18-5** Quando o fluxo é laminar, todos os elementos do fluido se movem em linhas de fluxo que são paralelas ao eixo do tubo; o fluido não se move numa direção radial ou circunferencial. A camada de fluido em contato com a parede é imóvel; o fluido que se move ao longo do eixo do tubo tem a velocidade máxima.

vendo em velocidade diferente daquela das camadas vizinhas (Figura 18-5). No caso do fluxo laminar através de um tubo, o fluido consiste de uma série de tubos concêntricos infinitesimalmente finos, deslizando uns por sobre os outros. O fluxo laminar é descrito em maiores detalhes a seguir, onde ele é distinguido do fluxo turbulento. Para a presente discussão, considera-se o fluxo laminar de um fluido homogêneo, tal como a água, em contraste com uma suspensão, tal como o sangue.

Basicamente, a lei de Poiseuille descreve o fluxo de fluidos através de tubos cilíndricos em termos de fluxo, pressão, das dimensões do tubo e da viscosidade do líquido contido no tubo. Estes termos serão primeiramente explicados individualmente e, então, serão relacionados entre si para se chegar à lei de Poiseuille.

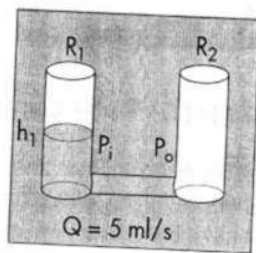
A pressão é um dos principais determinantes da magnitude de fluxo. A pressão, em dinas/cm<sup>2</sup>, numa distância de  $h$  centímetros abaixo da superfície do líquido é

$$P = h\rho g \quad (18-4)$$

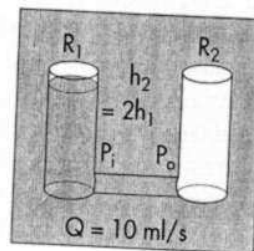
onde  $\rho$  é a densidade do líquido, em g/cm<sup>3</sup>, e  $g$  é a aceleração da gravidade, em cm/s<sup>2</sup>. Por conveniência, entretanto, a pressão é com frequência expressa simplesmente em termos da altura ( $h$ ) da coluna de líquido acima de algum ponto de referência arbitrário.

Considere o tubo que conecta os reservatórios  $R_1$  e  $R_2$  na Figura 18-6, A. O reservatório  $R_1$  é preenchido com líquido até a altura  $h_1$ , e o reservatório  $R_2$  está vazio. A pressão de escoamento,  $P_0$ , é portanto igual à pressão atmosférica, que será designada como o nível zero ou de referência. A pressão de influxo,  $P_1$ , é

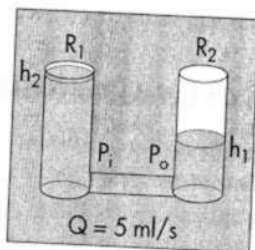
detalhes a seguir. O termo fluxo constante significa a ausência de variações de fluxo no tempo (isto é, um fluxo não-pulsátil). **Fluxo laminar** é um tipo de movimento no qual o fluido se desloca como uma série de camadas individuais, cada camada se mo-



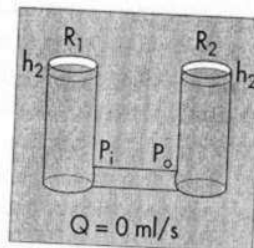
**A,** Quando  $R_2$  está vazio, o fluxo vai de  $R_1$  para  $R_2$  numa velocidade proporcional à pressão em  $R_1$ .



**B,** Quando o nível de fluido em  $R_1$  é aumentado em duas vezes, o fluxo aumenta proporcionalmente.



**C,** Fluxo de  $R_1$  para  $R_2$  é proporcional à diferença entre as pressões em  $R_1$  e  $R_2$ .



**D,** Quando a pressão em  $R_2$  aumenta até se igualar à pressão em  $R_1$ , o fluxo cessa no tubo de conexão.

**Figura 18-6** De A a D. O fluxo,  $Q$ , de fluido através de um tubo de conexão entre os dois reservatórios,  $R_1$  e  $R_2$ , é proporcional à diferença entre a pressão,  $P_1$ , na extremidade de influxo e a pressão,  $P_0$ , na extremidade de escoamento do tubo.



então igual à do nível de referência mais a altura,  $h_1$ , da coluna de líquido no reservatório  $R_1$ . Sob estas condições suponha-se que o fluxo ( $Q$ ) através do tubo seja de 5 ml/s.

Na Figura 18-6, B, o reservatório  $R_1$  está cheio até a altura  $h_2$ , que é duas vezes a de  $h_1$ , e o reservatório  $R_2$  está novamente vazio. O fluxo na Figura 18-6, B, é duas vezes maior (isto é, 10 ml/s) do que aquele da Figura 18-6, A. Assim, quando a pressão de escoamento ( $P_0$ ) no reservatório  $R_2$  é igual a zero, o fluxo é diretamente proporcional à pressão de influxo,  $P_1$ . Se o reservatório  $R_2$  é agora cheio até a altura  $h_1$ , e o nível de fluido em  $R_1$  é mantido em  $h_2$  (como na Figura 18-6, C), o fluxo será novamente de 5 ml/s. Assim, o fluxo é diretamente proporcional à diferença entre as pressões de influxo e de escoamento:

$$Q \propto P_1 - P_0 \quad (18-5)$$

Se o nível de fluido em  $R_2$  atinge a mesma altura de  $R_1$ , o fluxo cessará (Figura 18-6, D).

Agora, considere-se como as dimensões de um tubo afetam o fluxo. Para qualquer diferença de pressão entre as duas extremidades de um tubo, o fluxo depende das dimensões do tubo. Considere o tubo horizontal conectado ao reservatório na Figura 18-7, A. Com um comprimento  $l_1$  e um raio  $r_1$ , o fluxo  $Q_1$  é de 10 ml/s. O tubo horizontal conectado ao reservatório na Figura 18-7, B tem o mesmo raio mas é duas vezes mais longo do que o tubo horizontal da Figura 18-7, A. Sob estas condições, o fluxo  $Q_2$  é de 5 ml/s, somente metade de  $Q_1$ . Ao contrário, para um tubo

horizontal correspondente à metade do comprimento de  $l_1$ , o fluxo deveria ser duas vezes maior do que  $Q_1$ . Em outras palavras, o fluxo é inversamente proporcional à extensão do tubo:

$$Q \propto 1/l \quad (18-6)$$

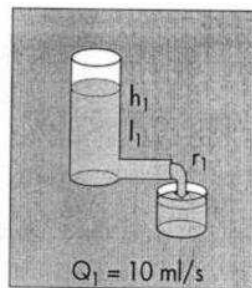
O tubo horizontal conectado ao reservatório na Figura 18-7, C, possui o mesmo comprimento que  $l_1$ , mas o raio  $r_3$  é duas vezes maior do que  $r_1$ . Sob estas condições encontra-se o fluxo  $Q_3$  aumenta para 160 ml/s, que é 16 vezes maior do que  $Q_1$ . As medidas precisas de Poiseuille revelaram que o fluxo varia diretamente com a quarta potência do raio:

$$Q \propto r^4 \quad (18-7)$$

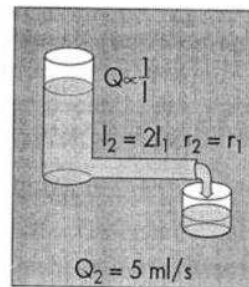
Assim, no exemplo acima, pelo fato de  $r_3 = 2r_1$ ,  $Q_3$  será proporcional a  $(2r_1)^4$ , ou  $16r_1^4$ ; portanto,  $Q_3$  será igual a  $16Q_1$ .

Finalmente, para uma dada diferença de pressão e para um tubo cilíndrico de certas dimensões, o fluxo varia como função da própria natureza do fluido. Esta propriedade determinante do fluxo dos fluidos é denominada **viscosidade**,  $\eta$ , que foi definida por Newton como a razão entre o **estresse de cisalhamento** e a **taxa de cisalhamento** do fluido.

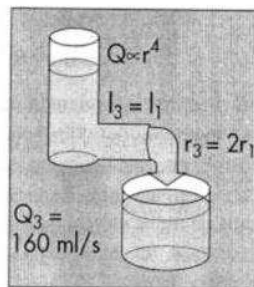
Estes termos podem ser compreendidos mais claramente se considerarmos o fluxo de um fluido homogêneo entre placas paralelas. Na Figura 18-8, a placa do fundo (o fundo de um grande vaso) está estacionário, e a placa superior move-se ao longo da superfície superior do fluido. O **estresse de cisalhamento**,  $\tau$ , é



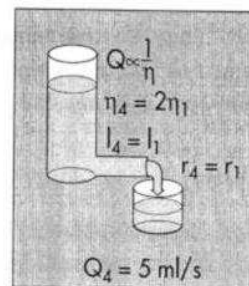
**A**, Condição de referência: para uma certa pressão, comprimento, raio e viscosidade, considere o fluxo ( $V_1$ ) igual a 10 ml/s.



**B**, Se o comprimento do tubo duplica, o fluxo diminui em 50%.

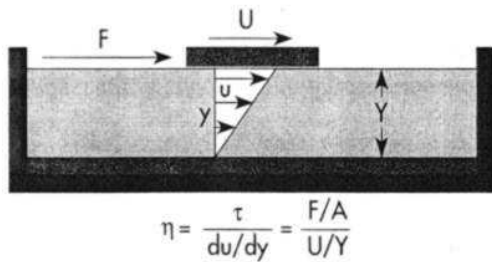


**C**, Se o raio dobra, o fluxo aumenta 16 vezes.



**D**, Se a viscosidade dobra, o fluxo diminui em 50%.

**Figura 18-7** De A a D, O fluxo,  $Q$ , de fluido através de um tubo é inversamente proporcional ao comprimento,  $l$ , e à viscosidade,  $\eta$ , e é diretamente proporcional à quarta potência do raio,  $r$ .



**Figura 18-8** Para um fluido newtoniano, a viscosidade,  $\eta$ , é definida como a razão do estresse de cisalhamento,  $\tau$ , pela taxa de cisalhamento,  $du/dy$ . Para uma placa de área de contato,  $A$ , movendo-se sobre a superfície de um líquido,  $\tau$  é igual à razão da força,  $F$ , aplicada na direção do movimento, pela área de contato,  $A$ , e  $du/dy$  é igual à razão da velocidade da placa,  $U$ , pela profundidade do líquido,  $Y$ .

definido como a razão entre  $F:A$ , onde  $F$  é a força aplicada à placa superior na direção do seu movimento, ao longo da superfície superior do fluido, e  $A$  é a área da placa superior que está em contato com o fluido. A taxa de cisalhamento é  $du/dy$ , onde  $u$  é a velocidade de um elemento diminuto de fluido na direção paralela ao movimento da placa superior, e  $y$  é a distância daquele elemento de fluido da placa do fundo, estacionária.

Para uma dada placa que viaja com velocidade constante,  $U$ , sobre a superfície de um fluido homogêneo, o perfil de velocidade será linear. A camada de fluido em contato com a placa superior irá aderir à mesma e, portanto, irá se locomover com a mesma velocidade,  $U$ , que a placa. Cada elemento diminuto do fluido entre as placas se moverá a uma velocidade,  $u$ , que é proporcional à sua distância,  $y$ , da placa inferior. Portanto, a taxa de cisalhamento será  $U/Y$  onde  $Y$  é a distância entre as duas placas. Como a viscosidade,  $h$ , é definida como a razão entre o estresse de cisalhamento ( $\tau$ ) e a taxa de cisalhamento, no exemplo ilustrado na Figura 18-8,

$$\eta = (F/A)(U/Y) \quad (18-8)$$

Assim, as dimensões de viscosidade são dinas/cm<sup>2</sup> divididos por (cm/s)/cm, ou dina • s/cm<sup>2</sup>. Em homenagem a Poiseuille, 1 dina • s/cm<sup>2</sup> foi chamado de um **poise**. A viscosidade da água a 20°C é de aproximadamente 0,001 poise, ou 1 centipoise. No caso de certos fluidos não homogêneos, notavelmente suspensões como o sangue, a razão entre estresse de cisalhamento e taxa de cisalhamento não é constante, isto é, o fluido não possui uma viscosidade característica. Tais fluidos são denominados **não-newtonianos**. Com relação ao fluxo de fluidos newtonianos através de tubos cilíndricos, o fluxo varia inversamente com a viscosidade.

$$Q \propto 1/\eta \quad (18-9)$$

Voltando ao exemplo do fluxo do reservatório na Figura 18-6,  $D$ , se a viscosidade do fluido do reservatório for dobrada, o fluxo cairá para a metade (5 ml/s em vez de 10 ml/s).

Em suma, para o fluxo constante, laminar de um fluido newtoniano através de um tubo cilíndrico, o fluxo  $Q$  varia diretamente com a diferença de pressão ( $P_i - P_o$ ) e com a quarta potência do raio,  $r$ , do tubo, e varia inversamente com o comprimento ( $l$ )

do tubo e com a viscosidade ( $\eta$ ) do fluido. O enunciado completo da lei de Poiseuille é

$$Q = \pi(P_i - P_o) r^4 / 8\eta l \quad (18-10)$$

onde  $\pi/8$  é a constante de proporcionalidade.

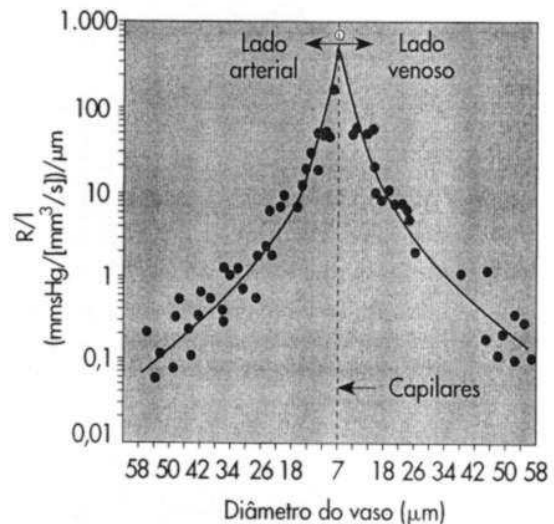
### Resistência ao Fluxo

Na teoria elétrica, a lei de Ohm estabelece que a resistência ( $R$ ) é igual à razão da queda de voltagem ( $E$ ) pelo fluxo de corrente ( $I$ ). De forma similar, na mecânica de fluidos, a resistência hidráulica ( $R$ ) pode ser definida como a razão entre a queda de pressão ( $P_i - P_o$ ) e o fluxo  $Q$ .  $P_i$  e  $P_o$  são as pressões nas extremidades de influxo e de escoamento, respectivamente, dos sistemas hidráulicos. Para o fluxo constante e laminar de um fluido newtoniano através de um tubo cilíndrico, os componentes físicos de resistência hidráulica podem ser verificados rearranjando-se a lei de Poiseuille, para resultar na equação da resistência hidráulica:

$$R = (P_i - P_o)/Q = 8\eta l / \pi r^4 \quad (18-11)$$

Assim, quando a lei de Poiseuille é válida, a resistência ao fluxo depende somente das dimensões do tubo e das características do fluido.

Porque a resistência varia inversamente com a quarta potência do raio do tubo, o principal determinante da resistência ao fluxo sanguíneo, através de qualquer vaso dentro do sistema circulatório, é o calibre do vaso. Na Figura 18-9, a resistência ao



**Figura 18-9** A resistência por unidade de comprimento ( $R/l$ ) para pequenos vasos sanguíneos individuais no mesentério do gato. Os capilares, diâmetro de 7  $\mu\text{m}$ , são indicados pela linha vertical pontilhada. As resistências das arteríolas estão dispostas à esquerda e as resistências das vênulas à direita da linha vertical pontilhada. Os círculos sólidos representam os dados reais. As duas curvas através dos dados representam as seguintes equações de regressão para os dados da arteríola e da vênula, respectivamente: (a) arteríolas,  $R/l = 1,02 \times 10^6 D^{-4,04}$ , e (b) vênulas,  $R/l = 1,07 \times 10^6 D^{-3,94}$ . Note que para ambos os tipos de vasos, a resistência por unidade de comprimento é inversamente proporcional à quarta potência (em torno de 1%) do diâmetro do vaso ( $D$ ). (Redesenhado de Lippowsky HH, Kovalcheck S, Zweifach BW: *Circ Res* 43:738, 1978.)

fluxo pelos pequenos vasos sanguíneos do mesentério do gato foi medida e a resistência por unidade de comprimento do vaso ( $R/l$ ) está representada com relação ao diâmetro do vaso. A resistência é maior nos capilares (diâmetro de  $7 \mu\text{m}$ ) e diminui à medida que os vasos aumentam de diâmetro nos lados arteriais e venosos dos capilares. Os valores de  $R/l$  são virtualmente proporcionais à quarta potência do diâmetro (ou raio) dos grandes vasos em ambos os lados dos capilares.

Alterações na resistência vascular, induzidas por estímulos naturais, ocorrem quando o calibre dos vasos se altera. O fator mais importante que leva a uma alteração do calibre do vaso é a contração das células musculares lisas, em disposição circular na parede do vaso. Contudo, alterações na pressão interna também podem alterar o calibre dos vasos sanguíneos e, portanto, alterar a resistência ao fluxo sanguíneo através desses vasos. Os vasos sanguíneos são tubos elásticos. Assim, quanto maior a **pressão transmural** (isto é, a diferença entre as pressões interna e externa) através da parede de um vaso, maior é o calibre do vaso e menor é a sua resistência hidráulica.

É aparente na Figura 14-2 que a maior queda longitudinal na pressão interna ocorre nas artérias muito pequenas e nas arteríolas. Como o fluxo total é o mesmo através de cada um dos vários componentes em série do sistema circulatório, segue-se que a maior resistência ao fluxo reside nas pequenas artérias e arteríolas. Por exemplo, se  $R_a$  representa a resistência de todos estes pequenos vasos arteriais e  $R_x$  representa a resistência de qualquer outro grupo de vasos que está em série com estes vasos de alta resistência, então, pela definição de resistência hidráulica (equação 18-11), a resistência de todos os pequenos vasos arteriais é

$$R_a = (P_i - P_o)/Q_a \quad (18-12)$$

Da mesma forma, a resistência de qualquer outro grupo de vasos, em série com o grupo de pequenos vasos arteriais com alta resistência, é

$$R_x = (P_i - P_o)/Q_x \quad (18-13)$$

Contudo, em condições estacionárias, o fluxo  $Q_a$  através dos pequenos vasos arteriais deve ser igual ao fluxo  $Q_x$  através de cada um dos grupos de vasos em série com estes pequenos vasos arteriais. Porque  $Q_a$  é igual a  $Q_x$ , a divisão da equação 18-11 pela equação 18-12 produz a seguinte relação entre as resistências relativas e as quedas relativas das pressões:

$$R_a/R_x = (P_i - P_o)_a / (P_i - P_o)_x \quad (18-14)$$

Isto é, a razão entre a queda de pressão ao longo da extensão dos pequenos vasos arteriais e a queda de pressão ao longo da extensão de qualquer outro componente vascular em série é igual à razão das resistências hidráulicas destes dois componentes vasculares.

Com relação a vasos individuais, capilares que possuem um diâmetro médio de cerca de  $7 \mu\text{m}$  (Figura 18-9) possuem a maior resistência ao fluxo sanguíneo. Contudo, são as arteríolas, e não os capilares, que possuem a maior resistência entre todas as diferentes variedades de vasos sanguíneos que estão em série uns com os outros (como na Figura 14-2). Este aparente paradoxo

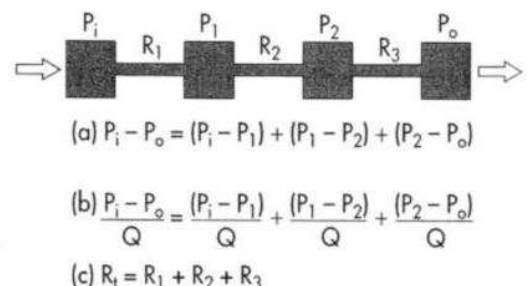
está relacionado com o número relativo de capilares em paralelo e de arteríolas em paralelo, como explicado abaixo. Uma explicação simples é que há muito mais capilares do que arteríolas no sistema circulatório e a resistência através dos muitos capilares é muito menor do que a resistência total através de menos arteríolas. Além disso, as arteríolas possuem uma espessa camada de fibras musculares lisas, circularmente dispostas, que podem variar o raio do lúmen. Mesmo pequenas alterações do raio alteram grandemente a resistência, como podemos ver na equação da resistência hidráulica (equação 18-11), onde  $R$  varia inversamente com  $r^4$ .

### Resistências em Série e em Paralelo

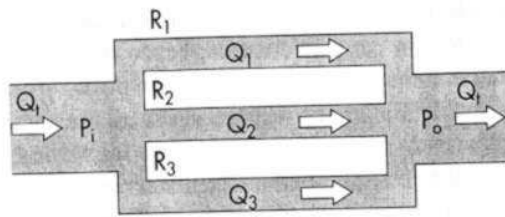
No sistema cardiovascular, os vários tipos de vasos relacionados ao longo do eixo horizontal na Figura 14-3 estão em série uns com os outros. Além disso, os membros individuais de cada categoria de vasos estão ordinariamente arranjados em paralelo uns com os outros (veja Figura 14-4). Por exemplo, os capilares de todo o corpo são, em sua maioria, elementos em paralelo, à exceção da vasculatura renal (na qual os capilares peritubulares estão em série com os capilares glomerulares) e a vasculatura esplâncnica (na qual os capilares hepáticos e intestinais estão alinhados em série uns com os outros). Fórmulas para a resistência hidráulica total dos componentes arranjados em série ou em paralelo foram derivadas da mesma forma que aquelas para combinações análogas de resistências elétricas.

**Resistência de vasos em série.** Três resistências hidráulicas,  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$  estão arranjadas em série no sistema representado na Figura 18-10. A queda de pressão através de todo o sistema – isto é, a diferença entre a pressão de influxo ( $P_i$ ) e a pressão de escoamento ( $P_o$ ) – consiste na soma das quedas pressóricas através de cada resistência individual (equação *a* na Figura 18-10). Sob condições estacionárias, o fluxo  $Q$  através de qualquer dada secção transversal deve ser igual ao fluxo de qualquer outra secção transversal. Dividindo-se cada componente da equação *a* por  $Q$  (equação *b* na Figura 18-10), torna-se evidente, a partir da definição de resistência (equação 18-11, anteriormente), que *para resistências em série, a resistência total ( $R_t$ ) de todo o sistema é igual à soma das resistências individuais*, isto é,

$$R_t = R_1 + R_2 + R_3 \quad (18-15)$$



**Figura 18-10** Para resistências ( $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$ ) arranjadas em série, a resistência total,  $R_t$ , é igual à soma das resistências individuais.  $P$ , Pressão;  $Q$ , fluxo.



(a)  $Q_1 = Q_1 + Q_2 + Q_3$

(b)  $\frac{Q_1}{P_i - P_o} = \frac{Q_1}{(P_i - P_o)} + \frac{Q_2}{(P_i - P_o)} + \frac{Q_3}{(P_i - P_o)}$

(c)  $\frac{1}{R_1} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}$

**Figura 18-11** Para resistências ( $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$ ) arranjadas em paralelo, a recíproca da resistência total,  $R_1$ , é igual à soma das recíprocas das resistências individuais.  $P$ , Pressão;  $Q$ , fluxo.

**Resistência de vasos em paralelo.** Para resistências em paralelo, como ilustrado na Figura 18-11, as pressões de influxo e de escoamento são as mesmas para todos os tubos. Sob condições estacionárias, o fluxo total ( $Q_1$ ) através do sistema é igual à soma dos fluxos através dos elementos paralelos individuais (equação a). Como o gradiente de pressão ( $P_i - P_o$ ) é idêntico para todos os elementos em paralelo, cada termo da equação a pode ser dividido por aquele gradiente pressórico para produzir a equação b. A partir da definição de resistência, a equação c pode ser derivada. Esta equação estabelece que *para resistências em paralelo, a recíproca da resistência total ( $R_1$ ) é igual à soma das recíprocas das resistências individuais*, isto é,

$$1/R_1 = 1/R_1 + 1/R_2 + 1/R_3 \quad (18-16)$$

Um modo mais simples de tratar esta relação é usar o termo **condutância** hidráulica, que pode ser definido como a recíproca de resistência. Torna-se então evidente que, *para tubos em paralelo, a condutância total é a soma das condutâncias individuais*; isto é  $C_1 = C_1 + C_2 + C_3$ .

Considerando-se umas poucas ilustrações, algumas das propriedades fundamentais dos sistemas hidráulicos paralelos tornam-se aparentes. Por exemplo, se as resistências dos três elementos em paralelo na Figura 18-11 forem todas iguais, então

$$R_1 = R_2 = R_3 \quad (18-17)$$

Portanto, a partir da equação 18-16:

$$1/R_1 = 3/R_1 \quad (18-18)$$

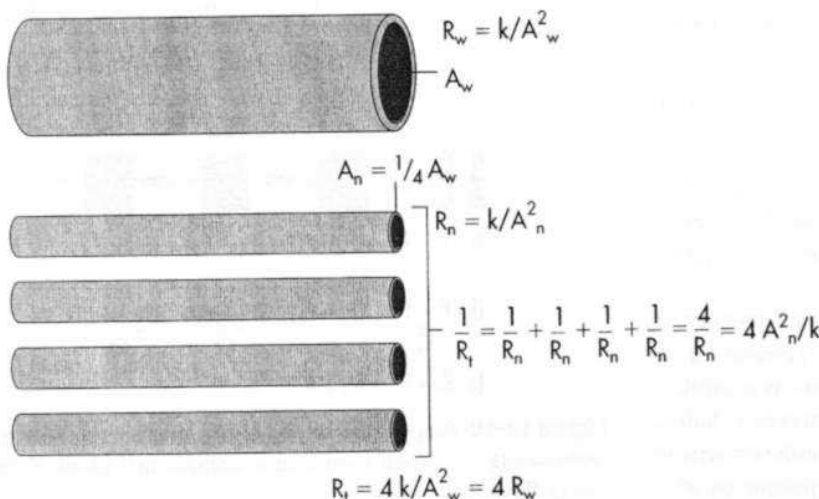
Igualando-se os recíprocos destes termos:

$$R_1 = R_1/3 \quad (18-19)$$

Assim, a resistência total é menor do que as resistências individuais. Em outras palavras, *para qualquer arranjo em paralelo, a resistência total deve ser menor do que aquela de qualquer componente individual*. Por exemplo, considere um sistema no qual um tubo de muito alta resistência está colocado em paralelo com um tubo de baixa resistência. A resistência total do sistema deve ser menor do que aquela do componente de baixa resistência isoladamente porque o componente de alta resistência oferece uma via adicional, ou condutância, para o fluxo do fluido.

Como uma ilustração fisiológica destes princípios, considere a relação entre a resistência periférica total (RPT) de todo o leito vascular sistêmico e a resistência de um de seus componentes, tal como a rede vascular renal. RPT é a razão da diferença da pressão arteriovenosa ( $P_a - P_v$ ) pelo fluxo através de todo o leito vascular sistêmico (isto é, o débito cardíaco, DC). A resistência vascular renal ( $R_r$ ) seria a razão da mesma diferença de pressão arteriovenosa ( $P_a - P_v$ ) com relação ao fluxo sanguíneo renal ( $Q_r$ ).

Num indivíduo com uma pressão arterial de 100 mmHg, uma pressão venosa periférica de cerca de 0 mmHg e um débito cardíaco de 5.000 ml/min, a RPT será de 0,02 mmHg/ml/min, ou 0,02 URP (unidades de resistência periférica). Normalmente, o fluxo sanguíneo através de um rim seria de aproximadamente 600 ml/min. A resistência renal seria, portanto, de 100 mmHg divididos por 100 ml/min, ou 17 URP, que é 8,5 vezes maior do que a RPT. Poderia ser surpreen-



**Figura 18-12** Quando quatro tubos estreitos, cada um com área  $A_n$ , são conectados em paralelo, a área de secção transversal é igual à área  $A_w$ , de um grande tubo de área tal que  $A_w = 4A_n$ . Embora as áreas totais sejam iguais, a resistência total,  $R_1$ , ao fluxo através dos tubos estreitos paralelos é quatro vezes maior do que a resistência,  $R_w$ , através de um único tubo grande.  $R_n$  é a resistência de um tubo estreito;  $k$  é uma constante de proporcionalidade.



dente inicialmente que um órgão como os rins, que pesam somente cerca de 1% de todo o corpo, tenham uma resistência muito maior do que a de toda a circulação sistêmica. Mas deve-se considerar que toda a circulação sistêmica possui muito mais vias alternativas para o sangue fluir do que um rim somente. Assim, não é surpreendente que a resistência ao fluxo seja maior para um órgão componente, tal como o rim, do que para toda a circulação sistêmica.

Ao se examinar a Figura 14-2 pode parecer paradoxal que a resistência ao fluxo através das pequenas artérias e arteríolas (manifestada pela queda pressórica das terminações arteriais para as terminações capilares destes vasos) é consideravelmente maior do que através de certos outros componentes vasculares, tais como as grandes artérias, apesar do fato de que a área de secção transversal total dos pequenos vasos arteriais exceda aquela das grandes artérias.

A consideração de simples modelos de tubo em paralelo ajudará a resolver este aparente paradoxo. Na Figura 18-12 a resistência ao fluxo através de um grande tubo de área de secção transversal  $A_w$  é comparada com aquela através de quatro tubos mais estreitos em paralelo, cada um com área  $A_n$ . A área de secção transversal total do sistema paralelo de quatro tubos estreitos é igual à área do tubo mais largo, isto é,

$$A_w = 4A_n \quad (18-20)$$

Para um tubo cilíndrico,

$$A = \pi r^2 \quad (18-21)$$

De acordo com a equação (18-11), a resistência ( $R$ ) é inversamente proporcional à quarta potência do raio,  $r$ . Conclui-se a partir da equação 18-21, portanto, que

$$R = k/A^2 \quad (18-22)$$

A constante de proporcionalidade ( $k$ ) está relacionada com o comprimento do tubo e à viscosidade do fluido, ambos mantidos constantes neste exemplo. A partir da equação 18-22 as resistências do tubo grande ( $R_w$ ) e de um único tubo estreito ( $R_n$ ), são

$$R_w = k/A_w^2 \quad (18-23)$$

$$R_n = k/A_n^2 \quad (18-24)$$

A partir da equação 18-16,

$$1/R_t = 1/R_w + 1/R_n + 1/R_n + 1/R_n = 4/R_n \quad (18-25)$$

Substituindo-se o valor de  $R_n$  da equação 18-24 na equação 18-25 e rearranjando-se,

$$R_t = k/4A_n^2 \quad (18-26)$$

A partir das equações 18-20 e 18-23,

$$R_t = 4k/A_w^2 = 4R_w \quad (18-27)$$

Assim, a resistência total ( $R_t$ ) dos quatro tubos estreitos em paralelo é quatro vezes maior do que a resistência ( $R_w$ ) de um único tubo grande de igual área de secção transversal total.

Se um cálculo similar for feito para oito tubos semelhantes em paralelo, cada qual tendo um quarto da área de secção transversal do único tubo grande, será encontrado que a resistência total é igual a  $2R_w$ . Nesta circunstância, a resistência ao fluxo através de oito tubos estreitos semelhantes e em paralelo ainda será duas vezes maior do que aquela através de um único tubo, apesar do fato de a área de secção transversal dos oito tubos estreitos ser duas vezes maior do que a de um único tubo grande. Esta relação é análoga à relação que existe entre resistência e área no sistema circulatório quando as artérias pequenas e as arteríolas são comparadas com as grandes artérias. Embora a área de secção transversal dos pequenos vasos arteriais exceda grandemente aquela de todas as grandes artérias (ver Figura 14-3), a resistência ao fluxo através dos pequenos vasos arteriais é consideravelmente maior do que através das grandes artérias (ver Figura 14-2).

Se expandíssemos este exemplo ainda mais, encontraríamos que 16 tubos finos em paralelo, agora com quatro vezes a área de secção transversal de um único tubo, exerceriam uma resistência ao fluxo exatamente igual à resistência através do tubo maior. Qualquer número destes tubos estreitos, acima de 16, então, teria uma resistência menor do que aquela de um único tubo grande. Esta situação é análoga à comparação das arteríolas e capilares que nós encontramos na Figura 14-2. A resistência ao fluxo através de um único capilar é muito maior do que através de uma única arteríola (Figura 18-9), mas o número de capilares excede tão grandemente o número de arteríolas, como se vê pela diferença relativa nas áreas de secção transversais totais (ver Figura 14-3), que a queda pressórica através das arteríolas é consideravelmente maior do que a queda pressórica através dos capilares (ver Figura 14-2).

## Fluxos Laminar e Turbulento

Sob certas condições, o fluxo de um fluido num tubo cilíndrico será laminar (algumas vezes também chamado de alinhado em corrente), como ilustrado na Figura 18-5. Conforme o fluido se move ao longo do tubo, uma fina camada de fluido em contato com a parede do tubo adere-se a ela e, assim, permanece imóvel. A camada de fluido imediatamente central a esta lâmina externa deve deslizar contra esta camada estacionária e, portanto, a camada move-se vagarosamente, mas com uma velocidade finita. De forma semelhante, a próxima camada, mais central, move-se ainda mais rapidamente; o perfil da velocidade longitudinal é aquele de uma parábola (Figura 18-5). Os elementos do fluido em qualquer lâmina considerada permanecem naquela lâmina à medida que o fluxo progride longitudinalmente ao longo do tubo. A velocidade no centro da corrente é máxima e é igual a duas vezes a velocidade média do fluxo através da secção transversal do tubo.

Movimentos irregulares dos elementos do fluido podem-se desenvolver no fluxo de fluido através de um tubo; tal fluxo é chamado turbulento. Sob tais condições, elementos do fluido não permanecem confinados a lâminas definidas, mas uma mistura rápida, radial ocorre (Figura 18-13). Uma pressão consideravelmente maior é necessária para forçar um dado fluxo de fluido

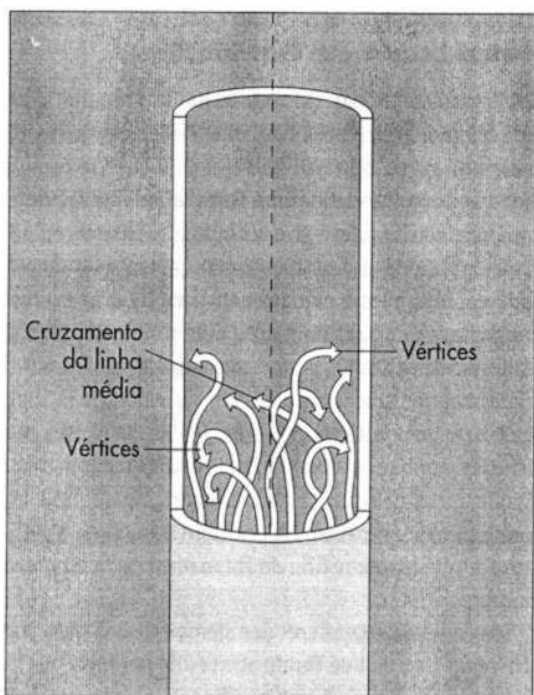
através do mesmo tubo quando o fluxo é turbulento do que quando ele é laminar. No fluxo turbulento, a queda pressórica é aproximadamente proporcional ao quadrado da velocidade de fluxo, enquanto no fluxo laminar a queda pressórica é proporcional à primeira potência da velocidade de fluxo. Assim para se produzir um dado fluxo, uma bomba tal como o coração deve realizar consideravelmente mais trabalho se ocorre turbulência.

Se um fluxo laminar ou turbulento existirá num tubo sob dadas condições pode ser predito com base num número adimensional, chamado **número de Reynold,  $N_R$** . Este número representa a razão entre forças inerciais e viscosas. Para um dado fluido correndo através de um tubo cilíndrico,

$$N_R = \rho Dv/\eta \quad (18-28)$$

onde  $\rho$  é a densidade do fluido,  $D$  é o diâmetro do tubo,  $v$  é a velocidade média e  $\eta$  é a viscosidade. Para  $N_R$  menor que 2.000, o fluxo geralmente será laminar; para  $N_R$  maior que 3.000, o fluxo será turbulento e para  $N_R$  entre 2.000 e 3.000, o fluxo será transicional entre laminar e turbulento. A equação 18-28 indica que altas densidades do fluido, tubos com grandes diâmetros, velocidades de fluxo altas e baixa viscosidade do fluido predispõem à turbulência. Em adição a estes fatores, variações abruptas nas dimensões do tubo ou irregularidades nas paredes do tubo podem produzir turbulência.

A turbulência geralmente é acompanhada por vibrações audíveis. Quando existe fluxo turbulento dentro do sistema cardiovascular, ele pode ser detectado através de um estetoscó-



**Figura 18-13** No fluxo turbulento os elementos do fluido movem-se irregularmente em direção axial, radial e circunferencial. Vértices frequentemente se desenvolvem.

pio, durante o exame físico, como um **murmúrio**. Os fatores enumerados acima, que predispõem à turbulência, podem produzir murmúrios ouvidos durante o exame físico. Na anemia severa, **murmúrios cardíacos funcionais** (murmúrios não causados por anormalidades estruturais) são frequentemente detectáveis. A base física para tais murmúrios reside (1) na reduzida viscosidade do sangue na anemia e (2) nas altas velocidades de fluxo associadas ao alto débito cardíaco que geralmente prevalecem em pacientes anêmicos.

Coágulos sanguíneos, ou **trombos**, desenvolvem-se muito mais provavelmente no fluxo turbulento do que no laminar. Um dos problemas com o uso de valvas artificiais, no tratamento cirúrgico da **doença cardíaca valvar**, é que os trombos podem ocorrer em associação com a prótese valvar. Os trombos podem ser desalojados e ocluir um vaso sanguíneo crucial. Assim, é importante projetar tais valvas para evitar turbulência.

### Estresse de Cisalhamento sobre a Parede do Vaso

Na Figura 18-8, uma força externa é aplicada sobre uma placa fluando na superfície de um líquido numa grande bacia. Esta força dirigida paralelamente à superfície, exerce um estresse de cisalhamento sobre o líquido abaixo, e assim produz um movimento diferencial de cada camada de líquido com relação às camadas adjacentes. No fundo da bacia, o fluxo de líquido exerce um força de cisalhamento na superfície da bacia em contato com o líquido. Rearranjando-se a equação para viscosidade, vista na Figura 18-8, verifica-se que o estresse de cisalhamento ( $t$ ) é igual a  $h$  ( $du/dy$ ) (isto é, o estresse de cisalhamento é igual ao produto da viscosidade pela taxa de cisalhamento). Assim, quanto maior for a velocidade de fluxo, maior será o estresse de cisalhamento (isto é, o **arraste viscoso**) que o líquido exerce sobre as paredes do recipiente no qual ele flui.

Por precisamente as mesmas razões, o fluxo rápido do sangue numa grande artéria tende a puxar o endotélio da artéria consigo. Esta força, o arraste viscoso, é proporcional ao estresse de cisalhamento ( $du/dy$ ) das camadas de sangue próximas à parede. Para um dado regime que obedece a lei de Poiseuille,

$$\tau = 4\eta Q/pr^3 \quad (18-29)$$

quanto maior a velocidade de fluxo sanguíneo ( $Q$ ) na artéria, maior é o estresse de cisalhamento ( $du/dy$ ) próximo à parede do vaso e, portanto, maior é o arraste viscoso ( $\tau$ ).

Em certos tipos de doença arterial, particularmente em pacientes com hipertensão, as camadas subendoteliais dos vasos tendem a degenerar-se localmente e pequenas regiões do endotélio podem perder a sua sustentação normal. O arraste viscoso na parede arterial pode causar uma ruptura entre uma região normal e uma região de suporte anormal do revestimento endotelial. O sangue então pode fluir do lúmen do vaso através da fenda no endotélio e dissecar as várias camadas da

artéria. Tal lesão é chamada de aneurisma dissecante. Ele ocorre com maior frequência nas porções proximais da aorta e é extremamente sério. Uma das razões pela sua predileção por este local é a alta velocidade do fluxo de sangue, com a associação de grandes valores de  $du/dy$  na parede endotelial. O estresse de cisalhamento na parede do vaso também influencia muitas outras funções vasculares, tal como a permeabilidade das paredes vasculares a grandes moléculas, a atividade biossintética das células endoteliais, a integridade dos elementos no sangue e a coagulação do sangue. Um aumento no estresse de cisalhamento sobre a parede endotelial é também um estímulo efetivo para a liberação de óxido nítrico (NO) a partir das células endoteliais vasculares. O NO é um potente vasodilatador (ver Capítulo 21).

### PROPRIEDADES REOLÓGICAS DO SANGUE

A viscosidade de um fluido newtoniano, tal como a água, pode ser determinada pela medida do fluxo laminar, estacionário do fluido num dado gradiente pressórico, através de um tubo cilíndrico de comprimento e raio conhecidos. A viscosidade é então computada pela substituição destes valores na equação de Poiseuille. A viscosidade de um dado fluido newtoniano numa temperatura específica será constante para uma ampla variação de dimensões do tubo e de fluxos. Contudo, para um fluido não-newtoniano, a viscosidade calculada pela substituição na equação de Poiseuille pode variar consideravelmente em função das dimensões do tubo e dos fluxos. Portanto, ao se considerar as propriedades reológicas de uma suspensão como o sangue, o termo **viscosidade** não possui um único significado. O termo viscosidade aparente é frequentemente aplicado ao valor derivado da viscosidade obtido para o sangue em condições particulares de mensuração.

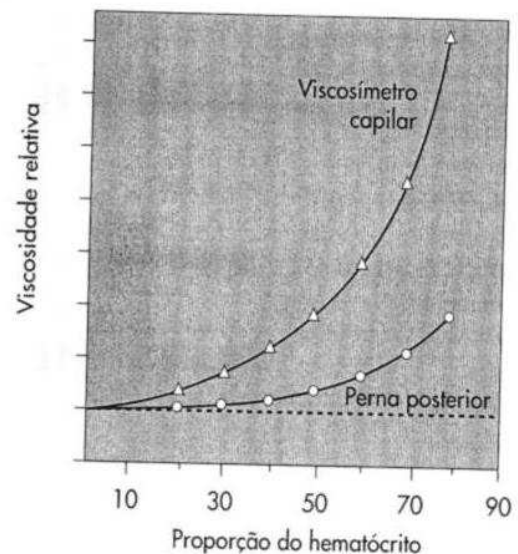
Reologicamente, o sangue é uma suspensão de elementos figurados, principalmente eritrócitos, num líquido relativamente homogêneo, o plasma sanguíneo. Porque o sangue é uma suspensão, a aparente viscosidade do sangue varia em função da **razão do hematócrito** (razão do volume de células sanguíneas vermelhas pelo volume de sangue total). Na Figura 18-14 a curva superior representa a razão da viscosidade aparente do sangue total por aquela do plasma para razões de hematócrito de 0% a 80%; as medidas foram feitas num tubo de 1 mm de diâmetro. A viscosidade do plasma é 1,2 a 1,3 vez aquela da água. A curva superior na Figura 18-14 mostra que o sangue, com uma razão de hematócrito normal, de 45%, tem uma viscosidade aparente de 2,4 vezes a do plasma. Na anemia severa (na qual a concentração de eritrócitos é baixa), a viscosidade sanguínea é menor. Com maiores razões de hematócrito, a inclinação da curva aumenta progressivamente; ela é especialmente íngreme no limite superior das concentrações de eritrócitos.

Uma elevação da razão do hematócrito de 45% para 70% (tal como a que ocorre na doença sanguínea policitemia vera) au-

menta a viscosidade aparente do sangue em mais de duas vezes. Esta alteração na viscosidade tende a exercer um efeito proporcional sobre a resistência ao fluxo sanguíneo. A alteração na resistência vascular periférica, que ocorre com um aumento da viscosidade sanguínea, pode ser apreciada quando se verifica que, mesmo nos casos mais severos de hipertensão essencial, que é o tipo mais comum de hipertensão, a resistência vascular periférica raramente se eleva por um fator maior que dois. Neste tipo de hipertensão o aumento da resistência vascular periférica se dá por vasoconstrição arterial.

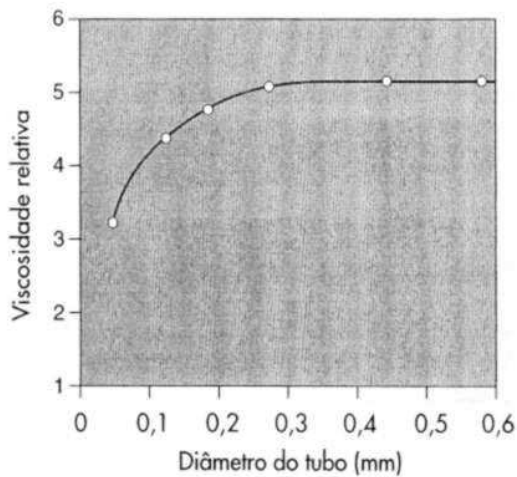
Para qualquer dada razão de hematócrito, a aparente viscosidade do sangue, relativa àquela da água, depende das dimensões do tubo empregado na estimativa da viscosidade. A Figura 18-15 demonstra que a aparente viscosidade do sangue diminui progressivamente à medida que o diâmetro do tubo diminui abaixo de um valor de cerca de 0,3 mm. Os diâmetros dos vasos sanguíneos de maior resistência, as arteríolas, são consideravelmente menores do que este valor crítico. Este fenômeno, portanto, reduz a resistência ao fluxo nos vasos sanguíneos que possuem a maior resistência.

A aparente viscosidade do sangue, quando medida em tecidos vivos, é consideravelmente menor do que a aparente viscosidade do mesmo sangue quando é medida num viscosímetro capilar convencional, com um diâmetro maior que 0,3 mm. Na curva inferior da Figura 18-14, a aparente viscosidade do sangue foi estimada utilizando-se a pata posterior de um cachorro anestesiado como um viscosímetro biológico. Em toda a gama de razões

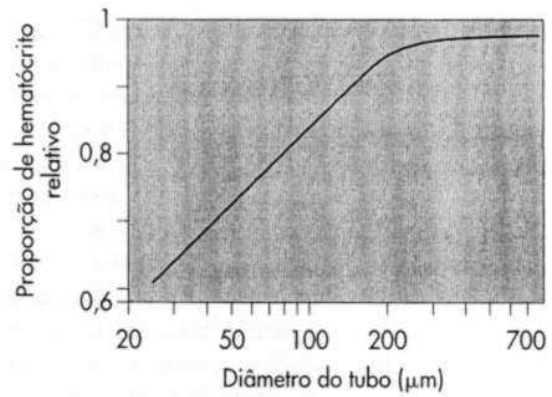


**Figura 18-14** A viscosidade aparente do sangue total, com relação àquela do plasma, aumenta numa taxa progressivamente maior à medida que a proporção do hematócrito se eleva. Para qualquer dada proporção de hematócrito, a viscosidade aparente do sangue é menor quando medida num viscosímetro biológico (como os vasos sanguíneos na perna posterior de um cachorro) do que num viscosímetro capilar convencional. (Redesenhado de Levy MN, Share L: *Circ Res* 1:247, 1953.)

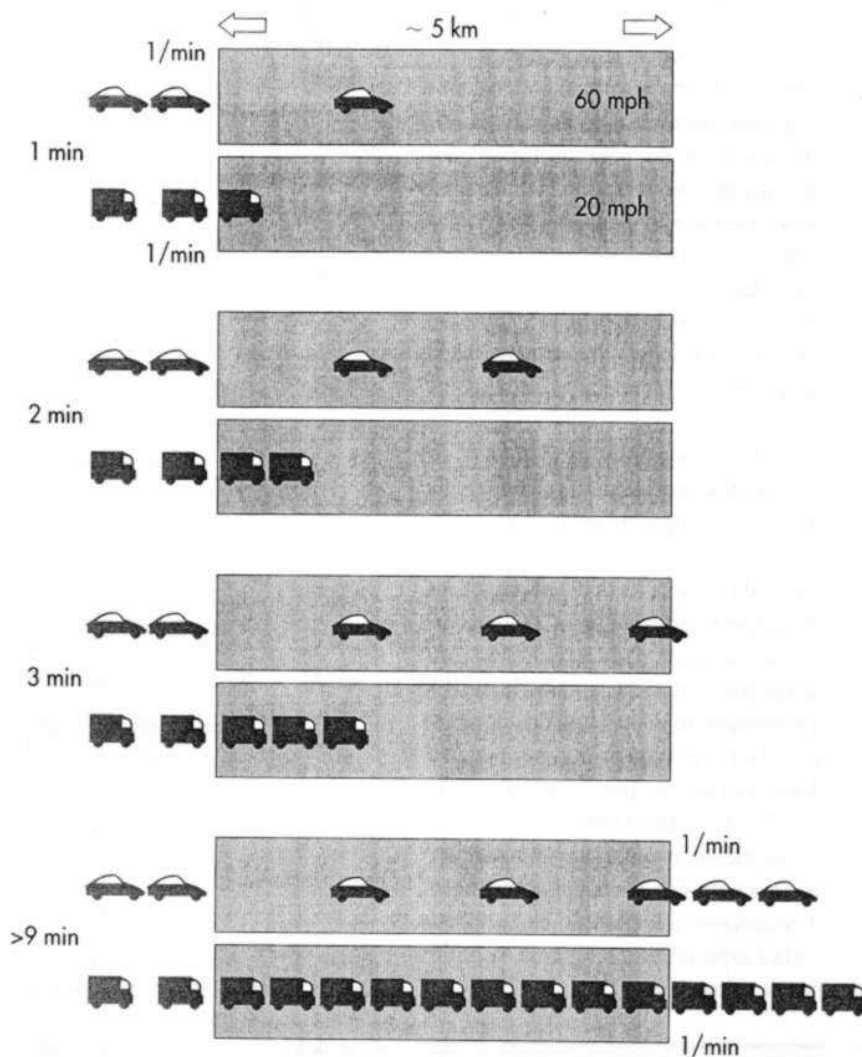




**Figura 18-15** A viscosidade do sangue, com relação àquela da água, aumenta como uma função do diâmetro do tubo até um diâmetro de cerca de 0,3 mm. (Redesenhado de Fåhræus R, Lindqvist T: *Am J Physiol* 96:562, 1931.)



**Figura 18-16** A proporção relativa de hematócrito de sangue fluindo de um reservatório fornecedor através de tubos capilares de vários calibres como uma função do diâmetro do tubo. A proporção de hematócrito relativo é igual à proporção do hematócrito do sangue nos tubos dividida por aquela do sangue no reservatório fornecedor. (Redesenhado de Barbee JH, Cokelet GR: *Microvasc Res* 3:6, 1971.)



**Figura 18-17** Quando a velocidade do carro é três vezes maior que a velocidade do caminhão, a proporção do número de carros com relação ao de caminhões será de 1:3 após 9 minutos, embora um veículo de cada tipo entre e saia da ponte a cada minuto.



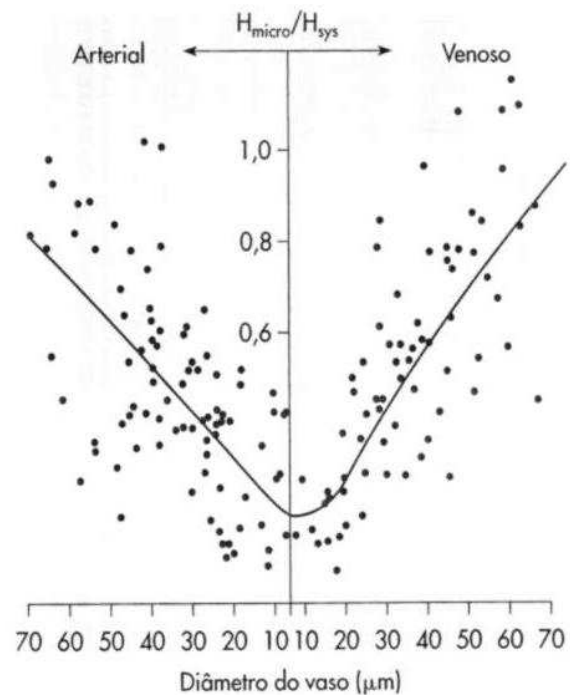
de hematócrito, a viscosidade aparente foi menor quando medida no tecido vivo do que no viscosímetro capilar (curva superior). Além disso, a disparidade foi maior para maior razão do hematócrito.

A influência do diâmetro do tubo sobre a viscosidade aparente é explicada em parte pela alteração efetiva na composição do sangue à medida que ele flui através de tubos pequenos. A composição se altera porque as células vermelhas sanguíneas tendem a se acumular na corrente axial mais rápida, enquanto o plasma tende a fluir nas camadas marginais, mais lentas. Para ilustrar este fenômeno, um reservatório tal como  $R_1$  na Figura 18-16, C, foi cheio com sangue com uma certa razão de hematócrito. O sangue em  $R_1$  foi constantemente agitado para se evitar a sedimentação e permitiu-se que o sangue fluísse através de um tubo capilar estreito para o reservatório  $R_2$ . Para os diâmetros do tubo substancialmente maiores do que o diâmetro das células vermelhas, a razão de hematócrito do sangue em  $R_2$  não foi detectavelmente diferente daquela em  $R_1$ . Surpreendentemente, contudo, descobriu-se que a razão de hematócrito do sangue contido no tubo era consideravelmente menor do que a razão de hematócrito do sangue em cada um dos reservatórios.

Na Figura 18-16, o **hematócrito relativo** é definido como a razão do hematócrito no tubo com relação àquela nos reservatórios em cada extremidade do tubo. Para tubos com 300  $\mu\text{m}$  de diâmetro ou mais, a razão de hematócrito relativa esteve próxima a 1, isto é, a razão de hematócrito no tubo era virtualmente igual à razão de hematócrito nos reservatórios. Contudo, quando o diâmetro do tubo foi reduzido a menos de 300  $\mu\text{m}$ , a razão do hematócrito relativa diminuiu progressivamente; para um tubo com diâmetro de 30  $\mu\text{m}$ , a razão de hematócrito relativa era de somente 0,6; isto é, o conteúdo de eritrócitos para um dado volume de sangue no tubo capilar era 40% menor do que aquele nos reservatórios de sangue em cada extremidade do tubo.

Que esta situação resulta de uma disparidade nas velocidades relativas das células vermelhas e do plasma pode ser verificado na seguinte analogia. Considere-se o fluxo de tráfego de veículos através de uma ponte com aproximadamente 5 km de extensão. Os carros movem-se numa faixa com uma velocidade de 60 km/h e os caminhões numa outra faixa a 20 km/h, conforme ilustrado na Figura 18-17. Se um carro e um caminhão atravessam a ponte a cada minuto, então, à exceção dos poucos minutos iniciais de tráfego através da ponte, um carro e um caminhão chegarão ao outro lado a cada minuto. Se se conta o número de carros e de caminhões na ponte em qualquer instante, haverá três vezes mais caminhões movendo-se lentamente do que carros viajando rapidamente.

Porque as porções axiais da corrente sanguínea contêm uma proporção maior de células vermelhas e esta porção axial se moverá com uma velocidade maior, as células vermelhas tendem a atravessar o tubo em menos tempo do que o plasma. Portanto, as células vermelhas correspondem aos carros que se movem rapidamente na analogia, e o plasma corresponde aos caminhões que se movem vagarosamente. A medida do tempo de trânsito dos diferentes constituintes do sangue através dos leitos vasculares de vários órgãos demonstrou que as células vermelhas se movem mais rapidamente através destes leitos vasculares do que o plas-



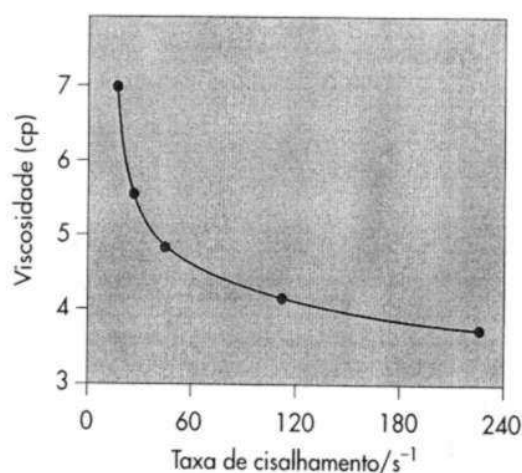
**Figura 18-18** A proporção de hematócrito ( $H_{micro}$ ) do sangue em microvasos arteriais e venosos de vários tamanhos no mesentério do gato, com relação à proporção de hematócrito ( $H_{sys}$ ) nos grandes vasos sistêmicos. A proporção de hematócrito é mínima nos capilares e vénulas muito pequenas. (Modificado de Lipowsky HH, Usami S, Chien S: *Microvasc Res* 19:297, 1980.)

ma. Além disso, as razões de hematócrito do sangue contido nos pequenos vasos sanguíneos de vários tecidos são menores do que aquelas em amostras sanguíneas retiradas de grandes artérias ou veias do mesmo animal (Figura 18-18).

As forças físicas responsáveis pelo deslocamento dos eritrócitos em direção à corrente axial, para longe das paredes do vaso quando o sangue está fluindo em taxas normais não são completamente compreendidas. Um fator é a grande flexibilidade das células vermelhas sanguíneas. Em baixas velocidades de fluxo, como aquelas na microcirculação, partículas rígidas não migram em direção ao eixo de um tubo, enquanto que as partículas flexíveis o fazem. A concentração de partículas flexíveis próximo ao eixo do tubo é elevada pelo aumento da taxa de cisalhamento.

A viscosidade aparente do sangue diminui à medida que a velocidade de fluxo é aumentada (Figura 18-19), um fenômeno chamado **atenuação do cisalhamento**. Quanto maior o fluxo, maior a taxa com que uma lâmina de fluido se atrita contra uma lâmina adjacente. A maior tendência de os eritrócitos acumularem-se na lâmina axial em velocidades de fluxos maiores é parcialmente responsável por este comportamento não-newtoniano. Contudo, um fator mais importante é que em velocidades de fluxo muito baixas, as células em suspensão tendem a formar agregados, o que aumentaria a viscosidade do sangue. À medida que o fluxo é aumentado, esta agregação diminui, assim como a viscosidade aparente do sangue (Figura 18-19).

A tendência dos eritrócitos agregarem-se em baixos fluxos depende da concentração no plasma de grandes moléculas protéi-



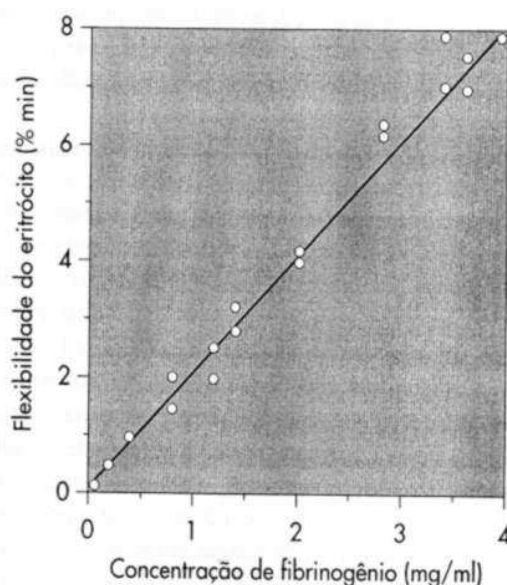
**Figura 18-19** Diminuição da viscosidade do sangue (centipoise) frente a taxas ascendentes de cisalhamento ( $s^{-1}$ ). A taxa de cisalhamento refere-se à velocidade de uma camada de fluido com relação àquela das camadas adjacentes e é diretamente relacionada com a taxa de fluxo. (Redesenhado de Amin TM, Sirs JA: *Q J Exp Physiol* 70:37, 1985.)

cas, especialmente de fibrinogênio. Por esta razão, as alterações na viscosidade do sangue com relação à velocidade de fluxo são muito mais pronunciadas quando a concentração de fibrinogênio é alta. Além disso, em velocidades de fluxo baixas os leucócitos tendem a se aderir às células endoteliais dos microvasos e, portanto, a aumentar a viscosidade aparente do sangue.

A capacidade de deformação dos eritrócitos é também um fator de atenuação do cisalhamento, especialmente quando as razões de hematócrito estão elevadas. O diâmetro médio das células vermelhas humanas é de cerca de  $7 \mu m$ , mas elas são capazes de passar através de aberturas com um diâmetro de somente  $3 \mu m$ . Se o sangue com eritrócitos densamente empacotados flui em velocidades progressivamente maiores, os eritrócitos cada vez mais se deformam. Tal deformação diminui a viscosidade aparente do sangue. A flexibilidade dos eritrócitos humanos é aumentada à medida que a concentração de fibrinogênio se eleva (Figura 18-20). Se as células vermelhas sanguíneas se tornam rígidas, como em certas **anemias esferocíticas**, a atenuação do cisalhamento pode diminuir.

## RESUMO

1. O sistema vascular é composto por duas maiores subdivisões: a circulação sistêmica e a circulação pulmonar. Estas subdivisões estão em série entre si.
2. Cada subdivisão compreende vários tipos de vasos (*e. g.*, artérias, arteríolas, capilares) que estão alinhados em série uns com os outros. Em geral, os vasos de um certo tipo estão arranjados em paralelo entre si.
3. A velocidade média ( $v$ ) do fluxo sanguíneo num certo tipo de vaso é diretamente proporcional ao fluxo sanguíneo total ( $Q$ ), bombeado pelo coração, e é inversamente proporcional à área de secção transversal ( $A$ ) de todos os vasos paralelos daquele tipo (*i. e.*,  $v = Q/A$ ).



**Figura 18-20** Efeito da concentração de fibrinogênio plasmático sobre a flexibilidade dos eritrócitos humanos. (Redesenhado de Amin TM, Sirs JA: *Q J Exp Physiol* 70:37, 1985.)

4. A pressão dirigida lateralmente na corrente sanguínea diminui conforme a velocidade de fluxo aumenta; a diminuição na pressão lateral é proporcional ao quadrado da velocidade. As alterações são insignificantes, contudo, exceto quando o fluxo é muito elevado.
5. Quando o fluxo sanguíneo é constante e laminar em vasos maiores do que as arteríolas, o fluxo ( $Q$ ) é proporcional à queda de pressão no interior do vaso ( $P_i - P_o$ ) e à quarta potência do raio ( $r$ ), e é inversamente proporcional ao comprimento do vaso ( $l$ ) e à viscosidade ( $\eta$ ) do fluido; isto é,  $Q = \rho(P_i - P_o)r^4/8\eta l$  (lei de Poiseuille).
6. Para resistências alinhadas em série, a resistência total é igual à soma das resistências individuais.
7. Para resistências alinhadas em paralelo, a recíproca da resistência total é igual à soma das recíprocas das resistências individuais.
8. O fluxo tende a tornar-se turbulento quando (1) a velocidade de fluxo é alta, (2) a viscosidade do fluido é baixa, (3) a densidade do fluido é grande, (4) o diâmetro do tubo é grande, ou (5) a parede do vaso é irregular.
9. O fluxo sanguíneo é não-newtoniano em vasos muito pequenos (*i. e.*, a lei de Poiseuille não é aplicável).
10. A viscosidade aparente do sangue diminui à medida que a taxa de cisalhamento (fluxo) aumenta e à medida que as dimensões do tubo diminuem.

## BIBLIOGRAFIA

### Artigos de periódicos

- Alonso C et al: Transient rheological behavior of blood in low-shear tube flow: velocity profiles and effective viscosity, *Am J Physiol* 268:H25, 1995.

- Davis ME et al: Shear stress regulates endothelial nitric oxide synthase expression through c-Src by divergent signaling pathways, *Circ Res* 89:1073, 2001.
- Hoeks APG et al: Noninvasive determination of shear-rate distribution across the arterial wall, *Hypertension* 26:26, 1995.
- Lee RT, Kamm RD: Vascular mechanics for the cardiologist, *J Am Coll Cardiol* 23:1289, 1994.
- Maeda N, Shiga T: Velocity of oxygen transfer and erythrocyte rheology, *News Physiol Sci* 9:22, 1994.
- Melkumyants AM et al: Control of arterial lumen by shear stress on endothelium, *News Physiol Sci* 10:204, 1995.
- Morita T et al: Role of  $Ca^{2+}$  and protein kinase C in shear stress-induced actin depolymerization and endothelin 1 gene expression, *Circ Res* 75:630, 1994.
- Mullen MJ et al: Heterogeneous nature of flow-mediated dilatation in human conduit arteries in vivo, *Circ Res* 88:145, 2001.
- Pries AR et al: Resistance to blood flow in microvessels in vivo, *Circ Res* 75:904, 1994.
- Pries AR, Secomb TW, Gaetgens P: Design principles of vascular beds, *Circ Res* 77:1017, 1995.
- Reinhart WH et al: Influence of endothelial surface on flow velocity in vitro, *Am J Physiol* 265:H523, 1993.
- White KC et al: Hemodynamics and wall shear rate in the abdominal aorta of dogs: effects of vasoactive agents, *Circ Res* 75:637, 1994.
- Yamamoto K et al: Fluid shear stress activates  $Ca^{2+}$  influx into human endothelial cells via P2X4 purinoceptors, *Circ Res* 87:385, 2000.