

第IX章 血流动力学（共分 8 节）

第 1 节 概论

概论

血流动力学是一门研究心血管系统中血液流动规律的学科，它将力学的理论和方法与生理学、医学有机地结合起来，企图用力学的理论和方法来定量地解释和分析心血管系统中血液所呈现的生理现象，阐明血液的基本流动规律与某些心血管疾病和某些药物对血液流动的可能产生的影响，以便为心血管系统的健康维护、疾病早期诊断和治疗提供帮助。以下系介绍血液流动的基本概况和主要特征。

表 1 狗（13 公斤）心血管订各参数（心输出量为 2.4 升/分）

部位	数目	直径 (cm)	截面积 (cm ²)	长度 (cm)	体积 (ml)	血 流 速 度 (cm/s)	雷诺数 (Re)
左心房					25		
左心房					25		
主动脉*	1	10	0.8	40	30	50	2500
大动脉*	40	3	3.0	20	60	13.4	210
主要动脉分支*	600	1	5	10	50	8	40
末稍动脉**	1800	0.6	7.0	1.0	5	6	9
微动脉**	40x10 ⁶	0.02	125	0.2	25	0.32	0.03
毛细血管**	12x10 ⁸	0.008	600	0.1	60	0.07	0.003
微静脉	80x10 ⁶	0.03	570	0.2	114	1.3	0.01
小静脉	1800	1.5	30	1.0	30	1.48	9.8
主要静脉@	600	2.4	27	10	270	3.6	18
大静脉@	40	6.0	11	20	220	334	108
腔静肪	1	12.5	1.2	40	50		
右心房					25		
右心房					25		
主要肺动脉*	1	12	1.1	2.4	24	36.4	2090
肺动脉分支*	9	4	1.19	17.9	24	33.6	670
肺 小 动 脉 和 微动脉**					18		
肺 毛 细 血 管 **	6x10 ⁸	0.008	300	0.05	16	0.14	0/006
肺静脉					52		
大肺静脉					52		

主要要承受压力血管为：*；主要承受阴力血管为：**；主要放血容器：@

血液循环系统的结构

人体的血液循环系统包括动力系统与管路系统两部分，图 9—1 示血液循环系统的通路示意较长，其动力系统是心脏，其管路系统是血管。心脏与血管组成心血管系统，血管包括动脉、毛细血管与静脉。

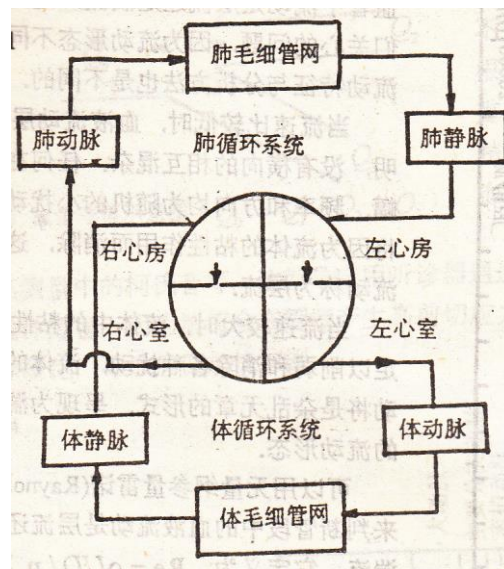


图 9—1 血液循环通路示意图

动脉是将血液从心脏输送到身体器官组织的毛细血管网的，随着动脉远离心脏而不断分进行支，动脉管径逐渐变小。但由于远离心脏，分支血管数目增加越多，使动脉树总的横截面积反而变大。大动脉含有大量弹性纤维和胶原纤维，既能承受高压，并具有良好的弹性。小动脉壁主要由平滑肌构成，易于在神经脉冲刺激下扩张或收缩，控制着流向有关组织的血流量。不同动脉管段的粘弹性很不同。通常越远离心脏，动脉管壁的刚度将越强，称这种特性为动脉管壁的“弹性锥削”。

静脉是将血液从毛细血管输送回到心脏血管的管道，静脉的内径通常较相应的动脉内径大，因此，静脉的系统的总体积也较动脉系统大。此外，静脉血管壁通常比动脉血管壁硬，其杨氏弹性模量往往可大 2-4 倍。但是由于静脉管壁比动脉管壁薄得多，所以内压引起直径的变化可以比动脉还要大，而且当静脉管外压力大于管内压力时，静脉管将出现塌陷现象。

毛细血管是体内分布最广、管壁最薄、管径最小的血管，管径大约为 $8\ \mu\text{m}$ ，管壁厚度大约为 $1\ \mu\text{m}$ 。

回到右心房的静脉血液，经过右心房的射血进入肺循环系统，经肺毛细血管网排出二氧化碳吸入氧气，血液在进入左心房后由左心房射血，血液又重复进入体循环。

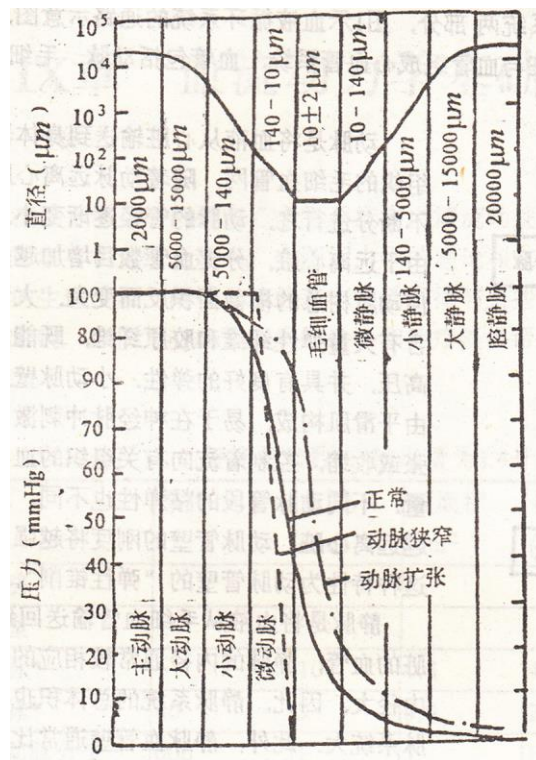


图 2 实验动物狗的心血管段压力和血管直径的变化示意图

图 2 示血液循环通路中压力和血管直径的关系。可以看出其主要承受压力的血管为主动脉、大动脉和小动脉，主要新陈代谢和物质交换的血管为毛细血管网，主要的装血系统为大静脉和腔静脉。以上结果于表 9—1 是一致的。

血液从左心室排出，经动脉、毛细血管和静脉，最后回到右心房，其间各处的总血流量都是相同的，对人体来说，大约为 5 升/分。这是依据血液流量守恒定律计算的：在一个心动周期内，主血管中的平均血流量将等于分枝血管中的平均血流量之和（如图 3 示）。

即： $Q_0 = Q_1 + Q_2 + Q_3$

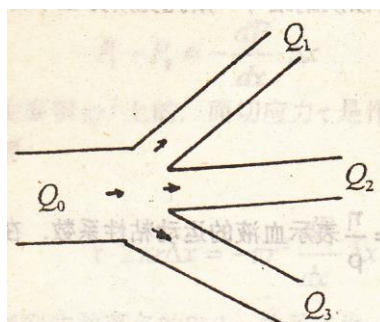


图 3 流量守恒定律示意图 ($Q_0 = Q_1 + Q_2 + Q_3$)

平均流速 $\bar{V}$ = 流经该处的平均血流量 Q 除以该处血管横截面积 πR^2 的商，即： $\bar{V} = Q / \pi R^2$

如狗的主动脉，从表 9—1 知，流经主动脉的平均血流量，也即为狗的心输出量，约为 2.4 升/分，主动脉截面积 0.8cm^2 ，则主动脉平均流速为：

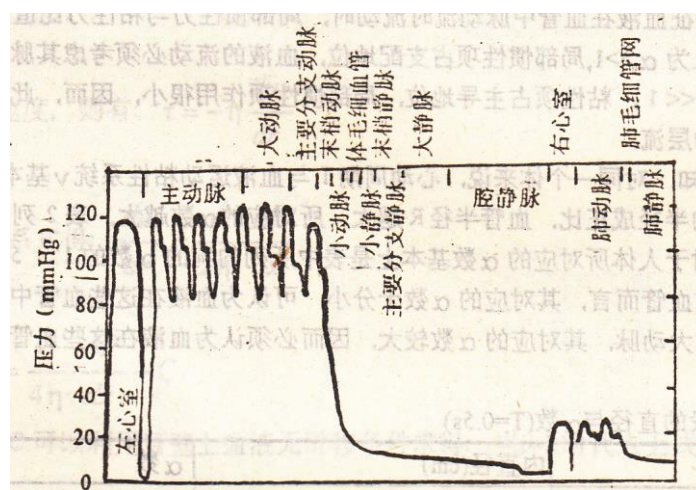
$$\bar{V} = 2.4(\text{L}/\text{min}) / 0.8\text{cm}^2 = 2400\text{cm}^3 / (60\text{s} \cdot 8\text{cm}^2) = 50\text{cm}/\text{s}$$

第2节 心血管系统中血液流动流态

心血管系统中血液流动流态—层流与湍流的描述

在下面各段对心血管血液流动规律作讨论之前,我们先对血液流动中的有关问题作些一般性的描述。血液在血管中流动是层流还湍流,这是人们关心的问题。因为流动形态不同其流动特征与分析方法也是不同的。

当流速比较低时,血液流动层次分明,没有横向的相互混杂。任何在具有振幅、频率和方向的随机小扰动都将因为流体的粘性作用而消除,这种流动称为层流。当流速较大时,流体中的粘性力不足以削弱和消除各种扰动,流体的运动将是杂乱无章的形式,呈现为湍流的流动变态。在这儿我们重复一下,在第II章中所描述湍流与层流互变的无量纲参量雷诺(Reynold)数,是如何用它来判断管段中的血液流动是层流还是湍流的。雷诺数(Reinold number)用 Re 来表示。即: $Re = \rho vD / \eta$, 式中 ρ 为流体比重,单位为 g/cm^3 ; v 为流体速度,单位为 cm/s ; D 为流管直径,单位为 cm , η 为粘度,单位为泊,即为 $g \cdot s^{-1} \cdot cm^{-1}$,是一个无量纲数。在物理意义上是流体运动的惯性力与黏性力之间的比值(说明:从纳维叶-斯托克斯方程中得到为: $Re = \rho vD / \eta = \rho v^2 D^2 / v \eta D = (\rho v^2 / D) / (v \eta / D^2) = \text{惯性力} / \text{摩擦力}$)。当雷诺数由0至2300之间,多为层流;当雷诺数由2300或更大时多为涡流。如果流动为脉动流,在循环系统中,由于各血管段中血流速度不同,所对应的 Re 数也不同,表9-1给出了狗的相应 Re 数的比较。从 Re 的公式中可见,如流速越大,迁移惯性项越大, Re 数也越大,当 Re 数超过某一临界值时,流体就会发生湍流。人体主动脉的速度为 $25cm/s$ 。其 Re 为1313(Re 接近于但小于2300),一般也不会发生湍流。但是主动脉内流速是脉动的,瞬时的湍流尤其在主动脉瓣闭锁不全等病变情况下,流速非常大,可以在主动脉部形成湍流;另外,在某些病变情况下,如来重贫血病人,由于红细胞数量减小,引起血液粘度值下降,可能使此时的 Re 大于临界值,在局部血管段出现局部湍流流动,通常伴有音频信号(或称杂音)我们可以用听诊器听到,这就是应用听诊器通过听诊来诊断疾病的依据。血管内存在湍流对人体是种危害。因为湍流会在管壁产生高剪切应力而损伤内皮细胞,在湍流发生部位易形成动脉粥样硬化或导致病变加快加剧。



循环系统中不同区域的相对长度

图9-4 血液循环系统中不同区域的血液压力波形示意图

第 3 节 脉动流

脉动流

在心室收缩、主动脉瓣开启后血液从心室射出，这时，主动脉和其它大动脉中的血液压力将上升；而在舒张期间，心脏停止射血时，这时主动脉和其它大动脉中的血液压力将下降。由于动脉是弹性的，动脉中血液压力的上升时，必然伴随血管壁的向外扩张；而当动脉中血液压力下降时，血管壁将重新回弹。因此，主动脉与其它大动脉中血液流动参数：压力、速度、血管半径等都将随时间作周期性变化。呈现为非定常的脉动流，在心动周期间可认为这些血管的血液流动参量与时间无关，即为定常数。

为了描述脉动流，要引入一个脉动流中的局部惯性项与黏性项的数，即 Stokes 数，简称为 S。根据纳维叶-斯托克斯方程，其中 v 为特征速度， ω^{-1} 为特征时间（这里 ω 为脉动流的圆频率）， $D/2$ 为特征长度（血管半径），则可以从纳维叶-斯托克斯方程中得到惯性项和黏性项的量级为：局部惯性项/粘性项之比的 S 值为：

$$S = \frac{\rho v \omega}{\eta v (D/2)^{-2}} = (D/2)^2 \frac{\omega}{\eta/\rho}$$

通常称以上这个无量纲数为 Stokes（简称为 S）数，式中， $\nu = \eta / \rho$ 表示血液的运动粘性系数。在血流动力学中，习惯上取 Stokes 数（S）的算术平方根 α ；

$$\alpha = \sqrt{S} = R \sqrt{\frac{\omega}{\eta/\rho}}$$

式中 R 为血管半径， $\omega = 2 \pi / T$, T 为心动周期， α 又称为 Womersley 数，也是一个无量纲的频率参数。 α 数是一个表征血液在血管中脉动流时，局部惯性力与粘性力比值大小的量。当 α 数较大时，如 $\alpha \gg 1$ ，局部惯性项占支配地位，血液的流动必需考虑其脉动性；当 α 比较小时，则认为 $\alpha \ll 1$ ，则黏性项占主要地位，局部惯性项作用很小，因而此时血液流动可以近似为定常层流。

由 α 的定义可知，对某一个体来说，心动周期 T 与血液运动粘性 ν 也基本保持不变， α 数将与血管的半径 R 成正比。血管半径 R 越大，所对应的 α 数越大，表 9—2 列出了狗不同血管段的 α 数的比较，对于人体所对应的 α 数基本上是表中所列的狗的 α 数的 1.5 倍。由表 9—2 可知，对于微动脉与毛细血管而言，其对应的 α 数十分小，可认为血液在这些血管中是属于定常流的。而主动脉与其他大动脉，其对应的 α 数较大，因而必需认为血液在这些血管中的流动的脉动性。

表 2 狗不同血管段的直径与 α 数（T=0.5s）

血管内直径（cm）	内直径（cm）	α 数
升主动脉	1.5	13.2
降主动脉	1.3	11.5
腹主动脉	0.9	8
股动脉	0.4	3.5
颈动脉	0.5	4.4
微动脉	0.005	0.04
毛细血管	0.006	0.005
主要肺动脉	1.7	15

血液在血管中的定常层流流动

分析血液在血管中作为定常层流流动的特征，是基于近似认为血液是牛顿流体，也就是泊肃叶（Poiseuille）流动的管流。所谓 Poiseuille 流动是指血液在刚直圆管中完全发展的定常层流的流动特性。如图 9-5 所示，取直圆管内半径为 r ，长为 Δx 的血液段，作用在血液段两个横截面上的压力分别为 P_1 与 P_2 ，作用在液段段侧面的切应力为 τ ，注意到压力差为：

$$P_1 - P_2 = \frac{dp}{dx} \Delta x$$

是作用在面积 πr^2 上的，而切应力 τ 是作用在 $2 \pi r \Delta x$ 的面积上的，由力平衡条件，此两力应为平衡，即：

$$\tau \cdot 2 \pi r \Delta x = - \pi r^2 \left(\frac{dp}{dx} \Delta x \right)$$

由此就得到非常著名的 Stokes 关系式为：

$$\tau = - \frac{r}{2} \cdot \frac{dp}{dx}$$

可见，在一定的压力梯度下，切应力 τ 与径向半径 r 成正比，在管轴上切应力为零；在管壁上，切应力达到最大值 τ_w 。

设 v 为轴向流动速度，则有：

$$\tau = -\eta \cdot \frac{dv}{dr}$$

综合上面两个关系式得：

$$\frac{dv}{dr} = \frac{r}{2\eta} \cdot \frac{dp}{dx}$$

积分上式得：

$$v = \frac{r^2}{4\eta} \cdot \frac{dp}{dx} + C$$

其中，积有常数 C 可以利用管壁上血液无滑移条件求得：当 $r=R$ 时代入上式可得：

$$C = - \frac{R^2}{4\eta} \cdot \frac{dp}{dx}$$

代入 v 中，则：

$$v = - (R^2 - r^2) \frac{1}{4\eta} \cdot \frac{dp}{dx}$$

在长为 L 的管径上，压力降 ΔP 与压力梯度 dp/dx 关系为：

$$\frac{\Delta P}{L} = - \frac{dp}{dx}$$

上式则可以改为：

$$v = \frac{1}{4\eta} \cdot \frac{\Delta P}{L} (R^2 - r^2)$$

显然，血流速度 v 在管轴上为最大值 $v_{\max}$ ，即为：

$$v_{\max} = \frac{1}{4\eta} \cdot \frac{\Delta P}{L} R^2$$

也可以改 v 为：

$$v = v_{\max} \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right]$$

这说明血流速度沿管径的分布是一抛物线（如图 9-6 所示），单位时间内流过圆管横截面的血液体积为流量 Q

$$Q = \int_0^R v \cdot 2\pi r dr$$

现将 v 代入上式，并积分之，则得：

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \cdot \frac{\Delta P}{L}$$

这称为圆管流动的 Poiseuille（泊肃叶）定律，它表明流量 Q 与压力差 ΔP 成正比、与管长 L 成反比，同时也与管半径 R 的 4 次方成正比。这也是牛顿流体方程在圆柱管流中的解。

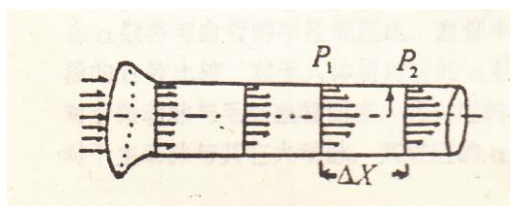


图 9—5 直圆刚管定常流示意图

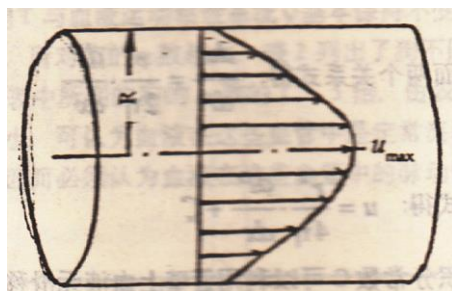


图 9—6 泊肃叶流速剖面示意图

第4节 流动阻力

血液流动的阻力

如果血液以流量 Q 流过一长为 L 的圆管，其压力降为 ΔP ，则血液在管段作完全发展层流流动的阻力将为：

$$\text{阻力} = \frac{\Delta P}{Q}$$

比较 Poiseuille 流关系式，则圆管层流流动阻力 =

$$\frac{8\eta L}{\pi R^4}$$

由此可见，血液流动阻力 R 与管长 L 及血液粘度 η 成正比，与管半径 R 的 4 次方成反比。

串联流阻与并联流阻

由于循环系统是一个多层次高度分枝化的血管系。一方面可以把动脉管系看成不同层次的血管串联而成；另一方面，对于同一层次的血管，又往往是由许多血管并联而成。因此在分析循环系统中血液的流动时，必然遇到流体阻力的串联和并联的概念。

串联流阻

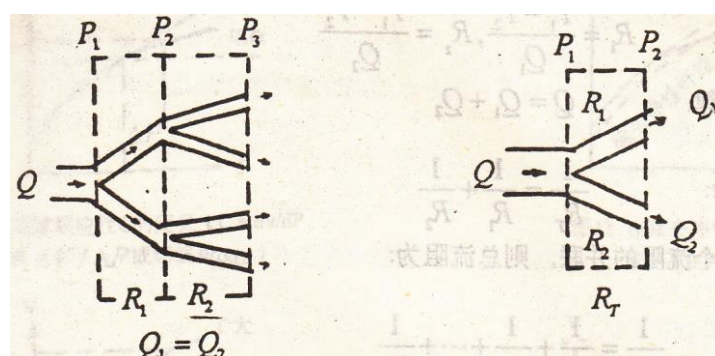


图 7 两个流阻串联的示意图

图 8 两个流阻并联的示意图

如图 9-7 所示的两层血管段的并联和串联，总阻力 R_T 为：

$$R_T = (P_1 - P_2) / Q$$

分枝阻力 R_1 和 R_2 分别为：

$$R_1 = (P_1 - P_2) / Q_1 \text{ 和 } R_2 = (P_1 - P_2) / Q_2$$

由于根据流量守恒定律 $Q_1 = Q_2$ ，则： $R_T = R_1 + R_2$ ，把上式推广为几个流阻串联，则总流阻为：

$$R_T = R_1 + R_2 + \dots + R_n$$

根据血液在不同层次血管中流动时压力降有大小，利用上面式子可以算出相应的流动阻力。表 9-3 列出了循环系统中血液在不同层次血管中流动的阻力所占的百分比，从表中可以看出，小动脉血管段所占的阻力最大。

表 9-3 循环系统中血液流动的阻力 (%)

动脉系	%	静脉系	%
主动脉	4	小静脉	4
大动脉	5	末梢静脉	0.3

主要动脉分支	10	主要静脉分支	0.7
末稍分支	6	大静脉	0.5
小动脉	41	腔静脉	1.5
毛细血管	27		
小计	93	小计	7

并联流阻

如图 9-8 所示，为一根血管分叉为两根并联的分枝血管。

总流阻为： $R_T = (P_1 - P_2) / Q$

分枝流阻分别为： $R_1 = (P_1 - P_2) / Q_1$ 和 $R_2 = (P_1 - P_2) / Q_2$

根据流量守恒定律： $Q = Q_1 + Q_2$

则： $[(P_1 - P_2) / R_T] = [(P_1 - P_2) / R_1] + [(P_1 - P_2) / R_2]$

所以总流阻 R_T 为：

$$1 / R_T = 1 / R_1 + 1 / R_2$$

把上式推为几个流阻的并联，则总流阻为：

$$\frac{1}{R_T} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}$$

脉动流与脉搏波

由于动脉中血液是脉动流，而非定常流，其与血管壁的力学性质紧密相关。首先在此必须先介绍一下血管壁的力学特性,有必要引进动脉顺应性这一概念，来描述动脉管壁力力学特性。

第5节 顺应性

动脉顺应性 (Compliance)

动脉管壁是富有弹性的，当动脉管内压力 P 增大时，将引起血管的扩张和动脉管腔容积 V 增大。我们定义动脉管内压力改变一个单位时，图 9-9 示动脉顺应性 C 的含义为：

$$C = dV/dP = \Delta V / \Delta P$$

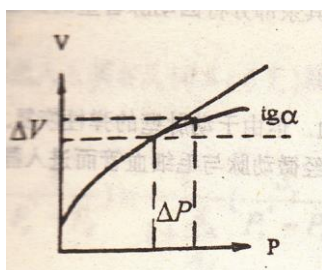


图 9-9 动脉顺应性的定义

可见，这是一个度量动脉管可扩张度的指标。动脉顺应性 C 越大，同一压力变化量 dP 所引起的动脉管容积变化量 dV 也越大。说明，动脉可扩张度大，动脉弹性越好（见图 9-10）。

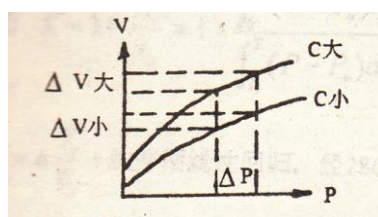


图 9-10 动脉顺应性大小的含义

另外，从图 9-11 也可看到动脉顺应性是压力 P 的非线函数。不同的压力 P 下，动脉顺应性 C 也不同。如画出 C - P 曲线，则如图 9-11 曲线形状。随着血压 P 的升高，顺应性 C 下降。

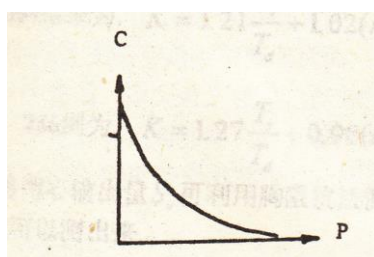


图 9-11 动脉顺应性 C 与压力 P 的关系

血管的力学特性是与血管壁中所含的弹性纤维、胶原纤维和平滑肌的比例直接相关的。当用化学方法去除血管壁中的弹性纤维时，血管的压力-容积曲线将变化，如图 9-12 所示。可见，血管壁的弹性纤维主要是使低压段的血管顺应性增大。同样当用化学方法去除血管壁的胶原纤维时，也将使血管的压力-容积关系发生变化。图 9-12 也说明，血管壁的胶原纤维存在主要是使高压段的顺应性减小。正因为弹性纤维和胶原纤维的结合影响，使得主动脉和大动脉可在正常压力范围内起着弹性腔的功能，同时又能承受高压而不至于破裂。

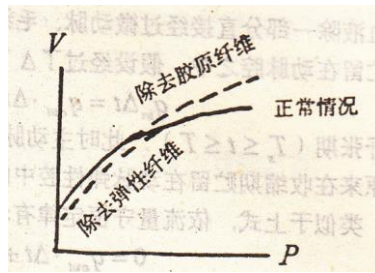


图 9—12 除去弹性纤维和胶原纤维情况下的 P-V 曲线的变化

此外，图 9—13 表明血管平滑肌收缩或松弛时，血管壁的压力-容积关系曲线的比较，说明平滑肌松弛时，顺应性大，而收缩时顺应性小。

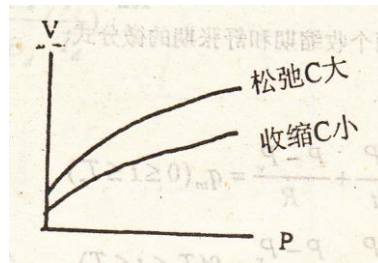


图 9—13 血管平滑肌的松弛和收缩对 P-V 曲线的影响

通常，随着年龄的增大，血管顺应性将减小，如图 9—14 示这一情况，这一方面是由于随着年龄的增大，血管壁结缔组织的弹性特性变差，血管壁变硬了；另一方面是由于随着年龄的增大，血压将升为较高，这时，所对应的顺应性也将减小。

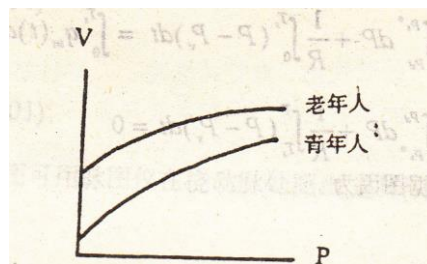


图 9—14 青年人和老年人的 P-V 曲线的比较

动脉顺应性的确定

由于动脉顺应性是一个反映血管可扩张程度的量，因而作为一个反映血管硬化程度的指标而在临床上得到广泛的应用，然而，由于在体检测动脉顺应性是十分困难的，所以为了临床的需要，人们采用了近似确定动脉顺应性的方法。

第6节 弹性腔理论的基本方程

弹性腔理论的基本方程



图9-15 动脉弹性腔模型

先做两个近似假设：（1）认为动脉顺应性 C 与血压无关。（2）把主动脉大动脉及小动脉看成一个弹性腔。如图9-15所示。 q_{in} 为单位时间内从心脏流入动脉弹性腔的血液体积。 q_{out} 为单位时间内从动脉弹性腔，经微动脉与毛细血管流入静脉腔的血液体积。在心脏收缩期（ $0 \leq t \leq T_s$ ），主动脉瓣开启，从心脏流入动脉腔血液，除一部分直接经过微动脉与毛细血管流入静脉之外，其余部分将因动脉管壁的弹性扩张而贮留在动脉腔之中。假设经过了 Δt 时间内，则有： $q_{in}\Delta t = q_{out}\Delta t + \Delta v$

在舒张期（ $T_s \leq t \leq T$ ），此时主动脉瓣关闭，心室停止射血。但由于动脉壁的弹性恢复，迫使原来在收缩期贮留在动脉弹性腔中的那一部分由血液，继续流经微动脉与毛细管而进入静脉腔。类似于上式，依流量守恒定律有： $0 = q_{out}\Delta t + \Delta v$

由于血管外周阻力 $R = (P - P_v) / q_{out}$ ，（ P_v 为静脉压），动脉顺应性 $C = dV/dP$ ，代入上两式，就得到以下收缩期和舒张期微分式：

$$C \frac{dp}{dt} + \frac{P - P_v}{R} = q_{in} \quad (0 \leq t \leq T_s)$$

$$C \frac{dp}{dt} + \frac{P - P_v}{R} = 0 \quad (T_s \leq t \leq T)$$

对上两式分别进行积分就有：

$$C \int_{P_d}^{P_s} dP + \frac{1}{R} \int_0^{T_s} (P - P_v) dt = \int_0^{T_s} q_{in}(t) dt$$

$$C \int_{P_s}^{P_d} dP + \frac{1}{R} \int_{T_s}^T (P - P_v) dt = 0$$

根据图因为：

$$\int_0^{T_s} (P - P_v) dt = A_s$$

$$\int_{T_s}^T (P - P_v) dt = A_d$$

$$\int_0^{T_s} q_{in}(t) dt = S_v$$

（式中 S_v 为每搏心输出量）

总结上述式，就得：

$$C(P_s^* - P_d) + \frac{A_s}{R} = S_v (0 \leq t \leq T_s)$$

$$-C(P_s^* - P_d) + \frac{A_d}{R} = 0 (T_s \leq t \leq T)$$

将上两式相加则得：

$$R = \frac{A_s + A_d}{S_v}$$

再把上式代入上面含 S_v ($0 \leq t \leq T_s$) 就得到：

$$C = \frac{A_d}{R} \left(\frac{1}{P_s^* - P_d} \right) = \frac{1}{1 + \frac{A_s}{A_d}} \left(\frac{S_v}{P_s^* - P_d} \right)$$

定义：

$$K = 1 + \frac{A_s}{A_d} = 1 + \frac{\int_0^{T_s} (P - P_v) dt}{\int_{T_s}^T (P - P_v) dt} = 1 + \frac{\bar{P}_s}{\bar{P}_d} \cdot \left(\frac{T_s}{T_d} \right)$$

令：

$$K = a \frac{T_s}{T_d} + b$$

并用线性回归，经 286 例统计结果为：

男：186 例结果为： $K = 1.32(T_s/T_d) + 0.95$ ($r = 0.97, p < 0.001$)

女：100 例结果为： $K = 1.21(T_s/T_d) + 1.02$ ($r = 0.97, p < 0.001$)

男和女：286 例为： $K = 1.27(T_s/T_d) + 0.98$ ($r = 0.97, p < 0.001$)

其中每搏心输出量 S_v 可利用胸阻抗法测出，血压 P^* 脉图可用脉图仪在桡动脉处测出，这样顺应性 C 就可以测出来。

血液流动的脉动特性

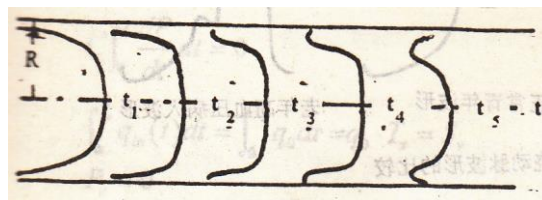


图 9—16 脉动流的速度剖面和传递时间的关系

流速动脉系的流动必须考虑其脉动性，动脉中的血液流动速度不再象 poiseuille 流动那样具有抛物线的速度剖面。实际上，由于心脏的搏动，在动脉中产生的脉动流，可用 Navier-Stokes 方程来描述。速度剖面将随时间瞬时变化的，而且速度剖面比定常流时平坦得多，甚至在某

些时刻的局部区域还会有出现倒流的速度剖面。如图 9—16 所示的，随着时间的延续，其波由陡变为平坦些，并且在近管壁处还会出现倒流现象。

血压

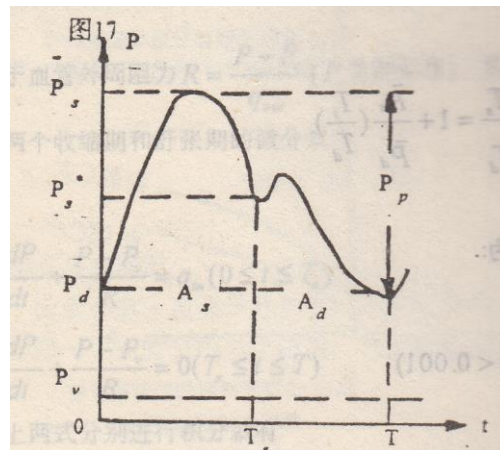


图 9—17 动脉压力波形分析

动脉中压力是介于收缩压与舒张压之间脉动的。通常称收缩压 P_s 与舒张压 P_d 之差为动脉的脉压 P_p （如图 9-17 所示）。平均压 P_m 定义为动脉中血液 $P(t)$ 在一个心动周期 T 中对时间积分后的平均值，即为：

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$$

对大多数正常人的压力曲线，平均血压可近似用下面的式子表示之：

$$P_m = P_d + \frac{1}{3}(P_s - P_d) = \frac{1}{3}P_s + \frac{2}{3}P_d$$

通常桡动脉搏波，采取比较方便，因此中医历来用手的感觉来诊断疾病。脉搏压力波是一个血管血液的综合指标，目前市场上有很多脉象仪，可以直接描下脉图。图 9-18 示三个不同的波形，一个是妇女怀孕的“滑波”，一个是青年人的正常波形，还有一个是老年人的高血压病人的脉搏波。由于妇女怀孕后，血管适应性变为软化，血液适应性变为稀化，因此血管张缩明显，脉搏波本身反射慢，因此出现这种所谓的滑波。对于青年人来说，血管弹性较好，血液黏度比孕妇大些，因此血管缩张较孕妇较小，脉搏波的放射传导要比孕妇快些，因此它的波形在舒张期内，有较多的不明显的小波起伏。而对于老年人尤其是具有高血压病人，已有动脉硬化，血管弹性差，心室收缩射血期长，射出的波动，放射又快又多，因此可以发现多处的小波起伏，但其主波又象一个矩形波，这是一个动脉硬化的典型的的波形。随着年龄的增大，动脉收缩压、舒张压和平均压都将上升，但是由于收缩压比舒张压升得更快。因此脉压也将随着年龄的增大而升高。如图 9—19 所示。

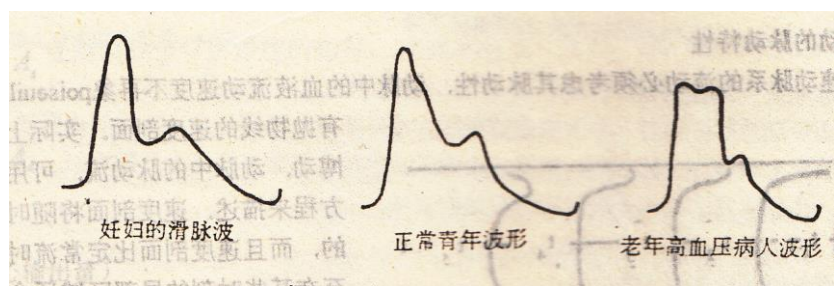


图 9—18 三个典型的桡动脉波形的比较

第 7 节 影响血压的因素

影响血压的主要血流动力学因素

假设心室射血的流量曲线是矩形波，即以

$$Q_{in}=q_0 \quad (0 \leq t \leq T_s) \\ =0 \quad (T_s \leq t \leq T)$$

为例，来讨论有关心血管参数量对动脉中血压值的影响情况。由前面所述的弹性腔理论中两个收缩期和舒张期的微分方程，并令静脉压为零，则求得（其详细的推导见柳兆荣的“心血管流体力学”该书由复旦大学出版社出版）：

$$P_s = R \left\{ q_0 - \left(q_0 - \frac{P_d}{R} \right) e^{\frac{T_s}{RC}} \right\}$$

$$P_d = P_s e^{\frac{1}{RC}(T-T_s)}$$

$$P_p = P_s [e^{\frac{1}{RC}(T-T_s)}]$$

如将上面三式中消去 P_s 和 P_d 后，就行到以下三式：

$$P_s = R q_0 \frac{1 - e^{\frac{T_s}{RC}}}{1 - e^{\frac{T}{RC}}}$$

$$P_d = R q_0 \frac{e^{\frac{T_s}{RC}} - 1}{e^{\frac{T}{RC}} - 1}$$

$$P_p = R q_0 \frac{1 - e^{\frac{T_s}{RC}}}{1 - e^{\frac{T}{RC}}} [1 - e^{\frac{1}{RC}(T-T_s)}]$$

对前面的两个收缩期的微分式关系式合成整个心动周期 T 内积分：

$$C \int_0^T \frac{dP}{dt} dt + \frac{1}{R} \int_0^T (P - P_v) dt = \int_0^{T_s} q_{in}(t) dt$$

注意到：

$$C \int_0^T \frac{dP}{dt} dt = 0$$

$$\int_0^{T_s} q_{in}(t) dt = \int_0^{T_s} q_0 dt = q_0 T_s = S_v$$

$$P_v \approx 0$$

由上述一系列关系式可知，分别改变脉顺应性 C ，外周阻力 R 、心动周期 T 、心室射血流量 q_0 ，以及心室收缩的持续时间 T 等参量，会影响收缩压 P_s 、舒张压 P_d 、平均压 P_m 和脉压 P_p ，表 9-4 列出了血压随心血管参数的基本变化规律。图 9—19 示如上压的示意图。

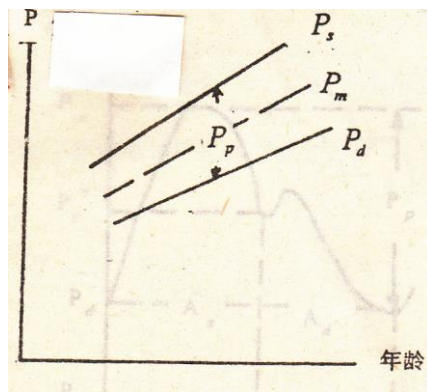


图 9—19 收缩压 P_s 、舒张压 P_d 、平均压 P_m 和脉压 P_p 的示意图

表 9-4 血压随心管参数的依赖变化

	收缩压 P	舒张压 P	平均压 P	收缩压和舒张压的差 P
外周阻力 $R \uparrow$	$\uparrow$	$\uparrow$	$\uparrow$	$\downarrow$
动脉顺应性 $C \uparrow$	$\uparrow$	$\downarrow$	—	$\uparrow$
心率 $N \uparrow$	$\uparrow$	$\uparrow$	$\uparrow$	$\downarrow$
每搏心输出量 $S \uparrow$	$\uparrow$	$\uparrow$	$\uparrow$	$\uparrow$

注意 $\uparrow$ 示增， $\downarrow$ 示降，— 示不变。

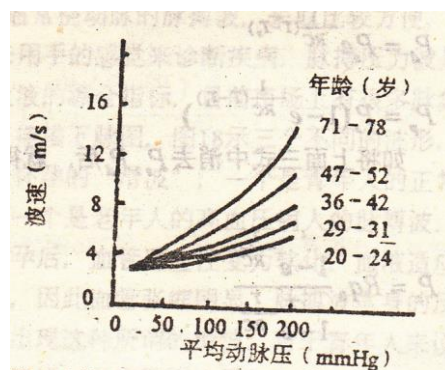


图 9—20 人体胸主动脉波速、平均压、年龄三者关系

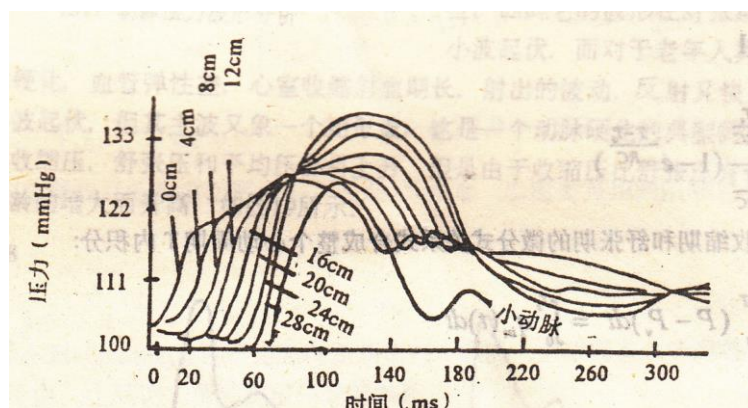


图 9—21 狗主动脉压力波形与离开心脏的距离之间的关系及与小动脉波的比较

第 8 节 脉搏波

脉搏波

心脏的间歇性射血，使得动脉中的血液是以脉动的形式流动的。在这过程中，动脉中的血液流动参量包括速度、压力和血管壁的位移等都是随时间作周期性变化的脉动量，而且这种脉动变化形式又将传递给下一血管段。这样，脉动变化将以波的形式传到全身整个血管床。这种波就称为脉搏波。

脉搏波波速

在分析大动脉中脉搏波的传播速度时，血液粘度的影响的较小的，若不考虑血液粘度的影响，则动脉中有脉搏波的传播速度 a 可表示为：

$$a = \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}}$$

这便是 Mons-Korteweg 波速公式，其中\

E ：血管壁的扬氏模量

h ：血管壁的厚度

D ：血管直径

ρ ：血管密度

在人体升主动脉处波速 $a=500\text{cm/s}$ ，大约为升主动脉动处的平均血流流速度 25cm/s 的 20 倍。

从上式可以看出，血管壁越硬， E 和 h 越大，波速也越大。图 9-20 绘出了人体胸主动脉波波速随血液平均压和年龄的变化情况。从图中可以看到，随着年龄的增大，波速增大，这说明动脉可扩张度减少，即血管变硬，另外，脉搏波波速还与血压有关，血压越高，脉搏波波速也越大。

压力脉搏波波形沿血管床的变化

见图 9-21。腹主动脉压力波较升主动脉压力波幅值增大，波的上升率增大，使得波的前沿变得更陡此，同时波形的切迹小，尖角也变得更圆滑些，当脉搏波传到股动脉时，压力脉搏波的幅值进一步增大，波的上升率也进一步增大，使得波的前沿变得更加陡，同时切迹也更进上步圆滑化。但是在脚的小动脉处，由于血管径较小，衰减严重，使得压力波的幅值会明显的下降。

影响脉搏波的因素

沿着动脉管系传播的脉搏波，当遇到动脉管横截面积的突然变化（例如：动脉管疾狭窄和分叉等）或者动脉管壁物理特性突然变化时，将产生部分反射，脉搏波的这种反射将对波形的变化起着重要的作用，而且将使压力波的幅值升，另外，动脉管的几何特性和物理特性都是非均匀的。越远离心脏，动脉管的横截面积越小（称动脉管的几何锥削），而且动脉管壁的弹性模量越大（称为脉管的弹性锥削），动脉管的这种锥削效应同样将对压力波幅值的升高起着很大的作用。其次，由于血液粘性和动脉壁的粘性的影响，使得当脉搏波沿动脉管传播时将受到阻尼而衰减。对压力脉搏波波形影响的因素还有波的色散，动脉管壁的非线性效应和动脉管的固有振荡等。

参考文献

柳兆荣：心血管流体力学，复旦大学出版社，1986

柳兆荣译 (D.A.McDonald): 动脉中的血液流, 科学出版社, 1982

王鸿儒、文宗曜: 血液循环力学, 北京、协和医科大学出版社, 1990

冯元桢: 生物力学, 科学出版社, 1983

(本文作者: 蔡民, 原上海医科大学生物物理学教研室讲师)