

现代血流测量方法

吴运平 陈立波 童家明

(青岛大学医学院 山东 266021)

血液动力学和血液流变学是医学研究的重要方面。血流的测量对于检查心血管功能,诊断血管疾病等都有实际价值。特别是微循环的血流信息,将了解微循环生理机理,观察微循环障碍,研究药理提供必要可靠的依据。

传统的血流量测量方法有:(1)注入示踪法:将某些示踪物质(如荧光物质、染料等)注入血管,然后测其移动的速率,典型方法有费克氏(Fick)方法、快速注入指示剂稀释法等。(2)容积法:将某一器官或机体一部分的静脉回流阻断,则在阻断期间,该器官组织的容积变化将代表该时间内进入这部分组织的血量。(3)电磁流量计法:在血管的垂直方向加磁场,当血管中血流通过时,产生感应电动势,从而求出血流速度。另外,在生物医学实验或临床中还常用一些血流量传感器以及机械式的血流量计等。但由于传统方法的空间分辨率低,而且有些方法操作复杂,需进行有损测量,所以也给快速测量带来了困难。

随着现代科学技术的不断发展,在血流测量方法上出现了许多高分辨率、无损、快速的测量方法。如超声多普勒方法、激光多普勒方法、核磁共振方法等,在生物医学领域发挥着越来越大的作用。

本文主要介绍了利用超声多普勒方法和激光多普勒方法测量血流速度的基本原理,同时也对核磁共振法测量血流的原理作了简要介绍。

一、超声多普勒法血流测量

随着现代电子学的发展,超声技术在生物医学诊断和测量中的应用日益广泛。超声多普勒血流测试仪是一种利用超声波的多普勒效应测定血液流量和诊断某些血管变异疾病的仪器,与传统方法相比,它具有无损伤测量的优越性,所以更加受到重视。

当波源和接收器在连续介质中作相对运动时,接收器所接受到的波的频率与波源所发出的波的频率不同的现象称为多普勒效应。这一现象是奥地利物理学家多普勒(C. Doppler)于1842年首先发现的;实验证明,声波、超声波和电磁波都存在多普勒效应。

设声源的频率为 f ,波源与接收器相对于介质的速度分别为 u 和 v ,波在介质中的传播速度为 c ,则接收器的频率 f' 与声源发出的 f 有如下关系:

$$f' = \frac{c + v}{c - u} f$$

当声源向接收器运动时, u 取正值;当接收器移向声源时, v 取正值;反之,均取负值。

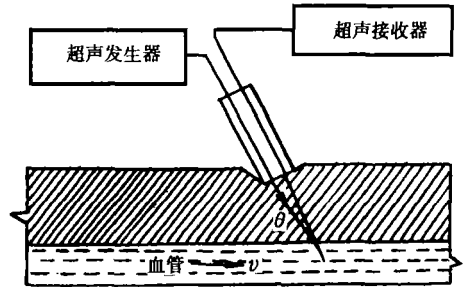


图1

如图1所示:图中 v 是血液的流速, θ 是超声波传播方向与血流方向之间的夹角,探头由发射超声和接收超声的两块晶片组成。探头向血管发射的超声波(频率为 f ,超声波在血液中的传播速度为 c)被血液中的红血球所反射,探头静止不动,而红血球作为超声波的接收者是运动着的,所以红血球接收到的频率为:

$$f' = \frac{c - v \cos \theta}{c} f$$

由红血球反射回来的超声波被静止的探头接收,此时探头接收到的频率为:

$$f'' = \frac{c}{c + v \cos \theta} f'$$

所以 $\Delta f = f - f' = \frac{2v \cos \theta}{c + v \cos \theta} f$

因为 $c \gg v \cos \theta$, 所以 $\Delta f = \frac{2v \cos \theta}{c} f$

上式表明,当 f 、 c 和 θ 一定时,多普勒频移信号 Δf 仅与血液中的红血球的流动 v 有关。因此,只要测得 Δf 就可以求得相应的血流速度。超声多普勒测速的空间分辨率在毫米级,所以在对微循环进行测量时,精度还不符合要求。

二、激光多普勒血流测量原理

激光多普勒测速技术,是60年代发展起来的,70年代起,开始将这一技术应用于检测血流信息及生物医学的其他方面。由于这种技术比较充分地利

用了激光相干性好、能量集中的特点,使得这种测速技术具有空间分辨率高、精确、动态响应宽、可做非侵入快速测量等突出优点。

图2所示是一个激光多普勒测速系统。它包括三大部分:激光发射系统,激光接收和光电转换系统,信号处理系统。

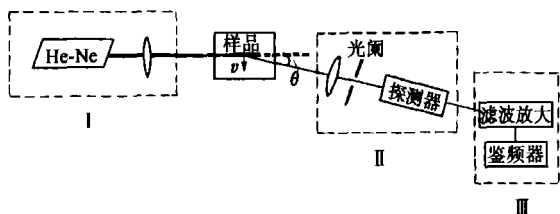


图2

当入射光射到粒子上(如血液中的红血球),光子被散射,散射光分布在各个方向上,探测器接收的是与入射光方向成 θ 角的散射光;因散射粒子相对于入射光的运动速度不为零,其散射光就有多普勒频移。而相对于入射光和接收器运动速度为零的粒子(如血管壁等)所散射的光不会有频移,这两束光照射到接收器光电阴极上进行混频,就会成“拍”,而有光拍低频信号输出。

由此可见,激光测速的理论基础是多普勒效应与激光的相干性。如图3所示,若血管中随血流运动着的红血球 p 相

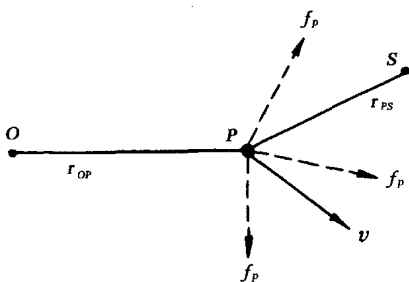


图3

对于光源 O 的速度为 v ,则散射光频率 f_p 相对于单入射光 f_0 有一个频移:

$$f_p = \frac{c - v \cdot r_{ps}}{c} f_0$$

其中 c 为介质中的光速。

若接收器在接收点 S 沿接收方向 r_{ps} 观测时,由于 ps 间相对速度也不为零,所以在 s 处接收到的频率 f_s 相对于 f_p 又有一个频移:

$$f_s = \frac{c + v \cdot r_{ps}}{c} f_p$$

忽略高次项,可得

$$\Delta f = f_s - f = \frac{v}{\lambda} \cdot (r_{ps} - r_{op})$$

由上式可知,当入射光的波长为 λ ,光路几何安排确定后,则多普勒频移和血流速度 v 成线性关系,测出 Δf 即可得到 v 。

三、核磁共振法血流测量原理

利用核磁共振原理进行活体血流量测定是20世纪50年代末开始发展起来的,它也是一种非损伤性的测量方法,可以连续地、无损伤地测量和监视血流量,它既可以测量外周动脉和静脉血流,又可测量体内较深部位器官的血流。测量的可靠性可与电磁血流计媲美,其非损伤性连续监测的优点,不亚于超声探测血流技术。

在力学中,我们知道当作用在振动物体上的外力的频率与振动体的固有频率相同,而且保持外力和振动方向相同时,则振动系统的振幅最大,这种现象叫做机械共振。发生共振必须满足频率和相位的条件。

当具有磁矩的原子核放在外磁场 B_0 中,磁场对核磁矩有一个作用力,使核的自旋轴向与磁场方向成一角度,此时原子核在自身旋转的同时又以 B_0 为轴作进动,如图4。如果原子核在进动中吸收外界能量产生一种能级跃迁现象,我们称之为核磁共振。这里所说的外界能量是一个激励电磁场(射频场),它的磁矢量方向与 B_0 垂直,而磁场的旋转方向与核磁矩的回转方向相同,当该射频场的频率与核磁矩的进动频率相等时,就会发生核磁共振。表明核磁共振时能量跃迁只能在相邻两能级之间进行。也就是说,当激励磁场的能量 $h\nu$ 正好等于两能级之间的能量差 ΔE 时,则处于低能级的原子核就有可能吸收能量跃迁到高能级,如图5。此时:

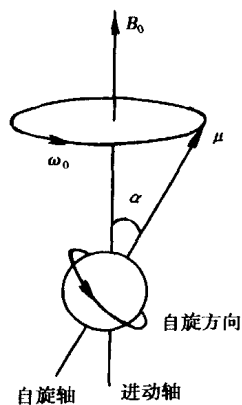


图4

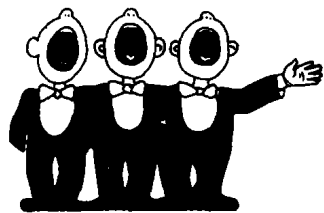
图5展示了核磁共振的能量跃迁。横轴为光子频率 ν ,纵轴为吸收能量。图中显示了一个共振峰,其中心频率为 ν_0 。当入射光的频率 ν 等于 ν_0 时,原子核吸收能量跃迁到高能级。

图5

声乐的颤音与调幅波

钟育乔 杨 蕾

(海南医学院物理教研室 海口 570102)



当歌星放声歌唱,发出某一音阶的较长乐声时,常常能听到一种音量上有缓慢节律变化的、富有弹性的声音。在声乐中称为颤音(Vibrato)或“揉弦效应”。初学者模拟这种声音时,刻意去调控音量的起伏,却往往发出生硬的抖音,有人戏称为“打摆子”。其实,歌唱家并没有刻意去做作,而是通过科学的发声训练而获得的发音效果。为什么他们能发出如此自然而动听的颤音?

唱歌除了要运用好人体中各个部位的共鸣器——如胸腔、腹腔、口腔、鼻腔、鼻窦、额窦等等以获得浑厚、嘹亮的声音外,最重要的发声器官就是一对声带。声带由声襞以及由其覆盖的声韧带和声带肌三者组成,处于气管上方,喉腔内左右侧;乃人类唱歌或语言的重要声源——振动源。适当调控通过声门裂的气流及声带的松紧度,可发出不同频率的声音,加上正确地运用共鸣,就可发出动听的歌声;这是一个复杂的生理——物理过程。本文仅就声乐颤音的生物物理机制作简要分析。

唱歌除了要运用好人体中各个部位的共鸣器——如胸腔、腹腔、口腔、鼻腔、鼻窦、额窦等等以获得浑厚、嘹亮的声音外,最重要的发声器官就是一对声带。声带由声襞以及由其覆盖的声韧带和声带肌三者组成,处于气管上方,喉腔内左右侧;乃人类唱歌或语言的重要声源——振动源。适当调控通过声门裂的气流及声带的松紧度,可发出不同频率的声音,加上正确地运用共鸣,就可发出动听的歌声;这是一个复杂的生理——物理过程。本文仅就声乐颤音的生物物理机制作简要分析。

正常发音时声带应发出同一频率 ν ,否则会有沙哑的双音或听起来像“公鸭嗓”。然而,当两声带分别发出两个圆频率极相近($\omega \pm \Delta\omega, \omega \gg \Delta\omega$)、振幅相同的简谐振动,在空气中同一区域同向传播,就会形成调幅波。乐声通常是某一基频和它的倍频(所谓泛音)构成的谐振波。这里只考虑基频的纯音,并忽略波的衰减。

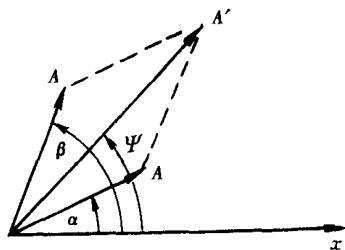


图1 矢量合成图

$$S_1 = A \cos[(k - \Delta k)x - (\omega - \Delta\omega)t]$$

$$S_2 = A \cos[(k + \Delta k)x - (\omega + \Delta\omega)t]$$

$$K = 2\pi/\lambda; \quad \omega \gg \Delta\omega$$

如图1 $S = S_1 + S_2$

叠加后仍是简谐波,合振幅:

$$A'^2 = 2A^2 [2\cos^2(\Delta kx - \Delta\omega t)]$$

$$A' = 2A \cos(\Delta kx - \Delta\omega t)$$

关系。只要在血液流过磁场中某点时,设法使该点磁化强度发生变化,然后在相距此点一定距离的另一点探测这种变化。如果测得该点核磁信号的滞后时间,则可由已知距离和时间求得速度。也可以先找出磁化强度 M 与速度 v 的函数关系(如图6所示),然后再探测血流流过某点的磁化强度。若设法测得流量与磁化强度的关系,则由 $S = Q/V$ 可求得血管的横截面积。

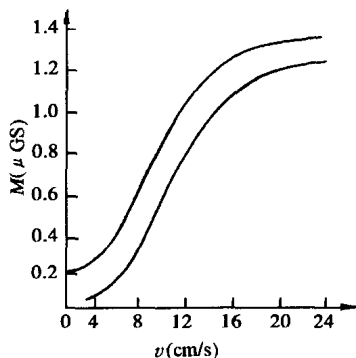


图6

$$h\nu_0 = \Delta E = g\mu_0 B_0$$

即
$$\nu_0 = \frac{g\mu_0 B_0}{h}$$

上式可写成 $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$,称为拉莫尔公式。式中 $\gamma = 2\pi g\mu_0/h$,即为原子核的磁旋比。当激励磁场的圆频率 ω_0 和外磁场的磁感应强度 B_0 满足拉莫尔公式时,原子核就对电磁辐射发生共振吸收。例如,对于在1T磁场中的 ^1H 核来说,共振频率是42.5MHz。这个频率在电磁波谱中无线电波的频带之内,对生物体无破坏作用。

利用核磁共振技术进行非损伤性的血流测量,正是基于血液内含有大量的水,而水分子中的氢核具有一定磁矩,如存在外磁场,则该磁矩将与外磁场发生作用,使血流被磁化,而血流磁化后的磁化强度 M 与血流速度 v 和血流量 Q 之间存在一定的函数