

超声多普勒效应与人体血流彩色显象

陈 龙

(中国科学院自动化研究所,北京 100080)

超声医学的重大进展之一是成功地将多普勒效应用于显现人体的血流运动状况,并以彩色加以显示,使之成为对血管类疾病,特别是心血管疾病进行无损伤诊断的理想途径。本文对彩色血流显象原理、系统实现方法及其重要发展方向进行了论述。

Abstract

Color Flow Mapping (CFM), which can detect cardiovascular diseases harmlessly, is an important advanced ultrasonic medical diagnosis. The principle, methods, configuration and technical developments of CFM are described in detail

尽管早在 1842 年,著名的多普勒效应即已公诸于世,并在此后广泛地应用于测量运动物体的速度,但是将其用于测量人体血管内的血流运动并以彩色加以显示,则是 1983 年才出现的突破,这就是超声扫描诊断装置中的彩色血流显象(color flow mapping,简称 CFM)技术,有时也被称为 CBFi(color blood flow imaging)和彩色多普勒,被公认为是超声医学的一个划时代进展。

超声扫描显示的黑白图象可确定人体器官的解剖结构与轮廓,而迭加于黑白图象上的彩色血流显象,则能以二维彩色图象实时地显示出人体血管内血流运动的方向、速度及流速的变化。这样就能动态地显示诸如因心脏瓣膜关闭不全、狭窄、分流等导致的异常血流,进而可根据血流射程来判定病变程度,还能准确地评估血流变化和心动周期期间的关系,从而为疾病的临床诊断提供直观和可靠的依据。人体血流彩色显象除用于心脏疾病的检查外,还能用于颈部动脉、腹部血管、浅表血管等方面的检查,既可用于成人,也可用于幼儿,因此成为血管疾病无损伤诊断的理想方法之一,使用日渐普及。

今天,具备彩色血流显象的超声扫描诊断装置正和数字减影血管造影系统、X 射线 CT、核磁共振成象装置以及图象归档与通信系统

(PACS) 等构成医院的综合性、多方位的医疗诊断系统,为及早发现各种疾病,保障人类身心健康发挥出明显的功效。

一、CFM 的理论基础

图 1 示出了测量人体血管内血流速度 v 的多普勒方法。

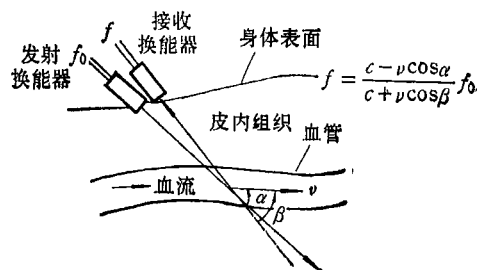


图 1

设超声发射换能器的中心频率为 f_0 , 设发射声束和接收回波与血流方向的夹角分别为 α 和 β , 则接收频率为

$$f = f_0 + f_d = \frac{c - v \cos \alpha}{c + v \cos \beta} f_0, \quad (1)$$

其中 f_d 为多普勒频移, $c = 1540\text{m/s}$, 为超声波在人体组织内的传播速度。由于 $v \ll c$, 假定 $\alpha = \beta = \theta$, 则有

$$f_d = - \frac{2v \cos \theta}{c} f_0,$$

可得

$$v = \frac{-c}{2 \cos \theta} \cdot \frac{f_d}{f_0} = \frac{-c}{2 \cos \theta} \cdot \frac{\omega}{\omega_0} \quad (2)$$

式中 $\omega = 2\pi f_d$, 为平均角频率。

假定接收到血流回波信号的复数包络是

$$z(t) = x(t) + jy(t),$$

其自相关函数为

$$R(\tau) = |R(\tau)| e^{j\phi(\tau)}$$

文献 [1] 给出了平均角频率 ω 、方差 σ^2 和自相关函数间的近似关系如下:

$$\omega = \frac{\phi(T)}{T} \quad (3)$$

$$\sigma^2 = \frac{2}{T^2} \left(1 - \frac{|R(T)|}{R(0)} \right) \quad (4)$$

其中 T 为超声脉冲的发射间隔时间。

另一方面, 根据自相关函数的定义有

$$\begin{aligned} R(T, t) &= \int_{t-nT}^t z(t) z^*(t-T) dt \\ &= \int_{t-nT}^t [x(t)x(t-T) \\ &\quad + y(t)y(t-T) \\ &\quad + j \int_{t-nT}^t [y(t)x(t-T) \\ &\quad - x(t)y(t-T)] dt \\ &= R_x(T, t) + jR_y(T, t) \end{aligned} \quad (5)$$

故可得到

$$\phi(T, t) = \tan^{-1} \frac{R_y(T, t)}{R_x(T, t)} \quad (6)$$

$$|R(T, t)| = \sqrt{R_x^2(T, t) + R_y^2(T, t)} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} R(0, t) &= \int_{t-nT}^t [x(t') + jy(t')] [x(t') \\ &\quad - jy(t')] dt' \\ &= \int_{t-nT}^t [x^2(t') + y^2(t')] dt' \end{aligned} \quad (8)$$

这样, 根据接收的血流回波信号便可得出血流速度 v 和血流方差 σ^2 值, 这就是作为彩色血流显象基础的自相关血流成象法 (imaging of blood flow using autocorrelation)。当然, 也有应用诸如瞬时相位估算法 (instantaneous phase estimator) 等不同的计算公式。

二、CFM 系统结构与实现途径

图 2 示出了 CFM 系统的基本结构。

每当换能器以中心频率 f_0 向人体血管发射超声波束后, 换能器各晶片将接收到血液中粒子的回波信号, 在经过前置放大器、滤波器和延迟线后, 使之同时到达求和器的输入端。这样, 求和器的输出将正比于换能器晶片接收血液粒子反射信号之和, 这是超声扫描系统的波

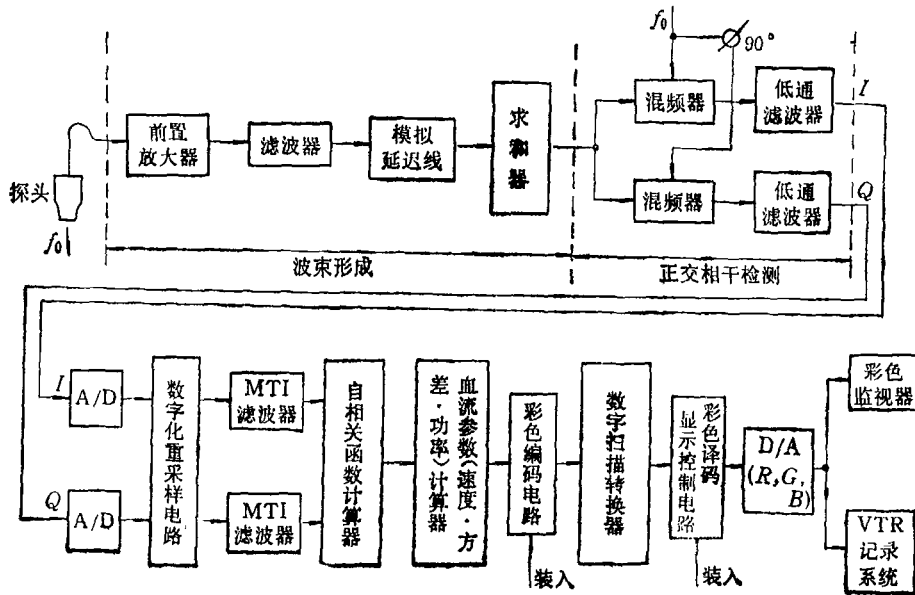


图 2

束形成部分。

在求和器的输出中,同时包含有基频 f_0 和多普勒频率 f_d 。当它们分两路进入由混频器和低通滤波器组成的正交相干检测器时,混频器将输入信号与参考频率 f_0 混合,得到多普勒频率 f_d 及高频分量 $2f_0 + f_d$,后者经过滤波器而被滤去。这样,正交相干检测器的输出就反映了血流运动造成的多普勒频率 f_d ,从而能够表征血流运动速度 v 。

相位相差 90° 的正交相干检测器两路输出,也就是接收血流回波信号复数包络的实部 $x(t)$ 和虚部 $y(t)$ 。它们被分别输入到由模数转换器和数字化重采样电路组成的数据采集器中,以实现模拟量信号的数字化,消去大部分静态回波,控制显示扇面内各条扫描线的采样点数和采样频率,从而获得整个扇面的采样数据集。

此后,采样数据进入称之为运动目标指示器 (moving target indicator, 简称 MTI) 的特种滤波器。该滤波器是从雷达技术移植过来的。此时的运动目标为血流中的血球粒子,而固定目标则是血管壁,但它们又都处于运动状态,只不过血流运动导致的多普勒频移较大(这是相对而言,一般均小于 $f_0/300$),血管壁运动产生的多普勒频移较小;但另一方面,血管壁(心脏为心壁和瓣膜)反射的回波信号却要比来自血流反射的回波信号强 30—100 倍。MTI 滤波器的功能就是要从其输入信号中滤去因管壁运动所致的非血流成分,而只提取出所需要的血流信号,也就是从频率上将运动目标从强噪声中分离出来。因此,对于 CFM 系统来说,MTI 滤波器是非常重要的的一环,其滤波特性的优劣在很大程度上决定了血流显象的质量。

如前所述,为了得到扇面内各点的血流参数值,首先需要快速地求得扇面内各点接收回波信号自相关函数的实部值 $R_x(T, \tau)$ 、虚部值 $R_y(T, \tau)$ 和功率值 $R(0, \tau)$,这可以用下述方法实现。

设每条扫描线的超声重复发射次数为 N ,两次发射之间的时间间隔为 T ,对于扇面第 i

条扫描线的第 j 个采样点在超声束第 k 次发射时的 $x(t)$, $y(t)$ 信号采样值,若以 $x_{i,j,k}$ 和 $y_{i,j,k}$ 来表示它们经过 MTI 滤波器后的输出,则可以用

$$A_{i,j} = \sum_{k=1}^{N-1} (x_{i,j,k}x_{i,j,k+1} + y_{i,j,k}y_{i,j,k+1}), \quad (9)$$

$$B_{i,j} = \sum_{k=1}^{N-1} (x_{i,j,k}y_{i,j,k+1} - y_{i,j,k}x_{i,j,k+1}), \quad (10)$$

$$C_{i,j} = \sum_{k=1}^{N-1} (x_{i,j,k}^2 + y_{i,j,k}^2), \quad (11)$$

分别作为第 i 条扫描线第 j 点的血流回波自相关函数实部值、虚部值和功率值的近似,进而求出相应点的血流速度值 $v_{i,j}$ 、方差值 $\sigma_{i,j}^2$ 和功率值 $P_{i,j}$ 分别为

$$v_{i,j} = R \cdot \tan^{-1} \left(\frac{B_{i,j}}{A_{i,j}} \right), \quad (12)$$

$$\sigma_{i,j}^2 = 2R^2 \left(1 - \frac{\sqrt{A_{i,j}^2 + B_{i,j}^2}}{C_{i,j}} \right), \quad (13)$$

$$P_{i,j} = C_{i,j},$$

$$\text{其中 } R = \frac{c}{2\omega_0 \cos \theta \cdot T}. \quad (14)$$

在快速地求出扇面内各点的血流参数值之后,为完成以二维扇面实时显示彩色血流图象,还需要将扇面内各点的血流参数值通过彩色编码电路将其转换为以彩色类型和亮度等级表示的显示象元编码信息,并存贮于图象存贮器 (image memory) 中;还要执行数字扫描转换,完成从极坐标扫描方式到直角坐标扫描方式之间的转换以及某些图象处理功能;为了能以 B 型或 M 型显示图象和适应不同显示内容的需要,实现数字扫描转换器 (digital scan converter, 简称 DSC) 与图象显示同步,要对显示过程作必要的控制;最后,为获得彩色显示的红、绿、蓝色值,要通过色译码电路 (即调色板) 对图象显示编码值进行译码,并将输出分别送入对应的数模转换器中,得到彩色显示的视音频信号,从而完成彩色血流显象的全部过程。

在彩色血流显象系统中,显示的内容有血流方向、流速大小、流速变化(方差)和回波功

率,但它们有着不同的显示组合方式。为了显示血流方向和流速大小,通常是以红色表示血流方向是朝向换能器的,以蓝色表示血流流向是背离换能器的,血流速度的大小则以不同亮度等级的红色和蓝色来表示,这种显示方式,它能够显示出平均血流速度的细微差别。为了显示血流速度的分布与变化状况,通常是以不同亮度等级的绿色来表示血流方差的大小并将其掺合到红色和蓝色的色阶中。这样,红色将逐渐过渡为黄色,蓝色逐渐过渡为青色。采用这种显示方式,即使是微小的血流变化也将以细致的色阶平滑地表现出来,获得清晰的血流速度分布图象。此外,还有回波功率(即回波强度)的显示,它仍是以红色和蓝色表示不同的血流方向,但其亮度等级代表的不是血流速度值而是不同功率的大小。这种显示方式特别适用于低速血流情况。它可以弥补低速血流色彩的显示亮度,提高对低速血流的检出敏感度,也有利于克服因超声声速方向与血流方向之间夹角大小不同而对显示颜色的影响,使显示色彩更加均匀一致。

彩色图象显示的帧频率 FR (frame rate) 标志着 CFM 系统的时间分辨率,它与超声脉冲重复频率 PRF (pulse repetition frequency)、扫描深度 D 、扇面的扫描线数 L (由扇面大小和线密度决定)、每条扫描线的重复发射次数 N 和声速 c 之间有着如下关系:

$$FR = \frac{PRF}{L \cdot N} = \frac{1}{T \cdot L \cdot N} = \frac{c}{2D \cdot L \cdot N} \quad (15)$$

为了能可靠地观察到血流运动过程,系统应该有较高的帧速率,但这会受到多普勒信息处理速度上的限制和制约,从临床诊断而言,如果能够有 80° 左右的广角扇面和每秒 20 帧以上高帧率的彩色血流显象,对血流的分析观察是非常有利的,并且可以使二维彩色血流显象与 M 型彩色血流图同步实时显示,有助于正常与异常血流的定位研究。

CFM 系统除了可选择不同的显示内容外,

为了方便临床的诊断与观察,在显示方式上还应具有一定的灵活性。例如,能够选择不同的扇面大小来显示彩色血流图象;具有可调中心线以改变彩色血流图象在黑白扇面中的方位;能通过变化超声脉冲重复频率来改变成象的帧数;具有局部图象放大功能 (zoom) 以能进行更深入细致的观察;可显示带彩色血流图象或不带彩色的血流图象,还可显示由 ECG 触发(或不由 ECG 触发)的双幅二维图象;等等。在较先进的 CFM 系统中,还配备有电影存贮器 (cine memory),能够存贮 64 帧或更多帧数的彩色血流图象,从而可以逐帧观察心脏活动的动态变化,或者用于在同一屏幕上同时显示多帧图象,以进行对比观察。

为了得到高质量的图象,应采用高分辨率的彩色监视器,每帧扫描线数宜在 1200 条左右。图象的记录除采用传统的照相方法外,还可采用能连续将图象记录于磁带上的激光扫描录相机或者成象清晰的彩色打印装置。

三、CFM 系统发展方向

作为高档超声扫描诊断装置的组成部分之一,CFM 系统的性能不仅随着各种高新技术,如动态频率扫描、实时电子聚焦、电子相控阵扫描和凸面扇扫、电子多晶体探头等相继引入到超声诊断仪中来而得到改善,而且其本身的发展也十分迅速,使之作为心血管疾病诊断的无创伤性检查手段而更趋完善,当今主要的发展方向包括:

1. 进一步改善彩色血流显象质量,获得更为精美的图象

主要措施包括:(1) 推出高密度多层探头,即通过增加扫描线数使单位面积内的象元增多变细,同时也使超声波的波面平滑,得到拱形现象少且象元连接平滑的良好图象;(2) 采用对称环形相控阵探头,使声束纤细和截面呈圆形来提高分辨率;(3) 改善 MTI 滤波器特性,以高于超声频率的速度来获取采样数据并对数据进行优化处理;(4) 采用大容量的存贮回放装置来冻结多帧图象,从而使对图象的观察更

加方便; (5) 采用 1250 线的高分辨率显示器 (HDTV) 和激光扫描成象装置, 来增加单位面积内的象元密度, 进一步改善彩色血流图象显示与记录的质量, 提高临床诊断的可信度。

2. 追求更高的处理速度和显示帧速率

作为彩色血流显象基础的自相关血流成象法, 在多普勒信息的处理速度方面受到限制, 目前还只能在整个黑白显示扇面的部分区域内 (大约为 $1/4$ — $1/2$ 左右) 实时显示出彩色血流图象, 而且显示的帧速率较低 (一般在 6—10 帧水平), 这对于实时观察快速血流成象是有影响的。

为此, 将从两方面来改善这种状况。一是通过改进现今 CFM 系统的结构与控制方式以及更新所用原器件来提高对彩色多普勒信息的处理速度, 可采取的技术措施如应用流水线结构的并行处理方式, 采用高速阵列处理机, 研制效率更高的固化控制程序, 应用可编程门阵列和微程序控制技术, 使用专用图象处理器芯片, 用数字扫描信息处理器 (DSP) 和数字扫描图象处理器 (DIP) 取代现今使用的数字扫描转换器 (DSC), 采用双接收系统来提高帧频率 (日立公司 EUB-565 中已使用) 等。

另一途径是开发新的血流成象方法。现已推出的有血流向量成象法 (flow vector mapping)。该方法是将心腔中血流的方向用箭头指向来表示, 用箭杆长度表示血流的速度, 以箭头的密度表示血流的容量。由于血流向量箭头的显示不受声束与血流方向之间夹角大小的制约, 因此由二维心脏图象上箭头的分布与指向, 可以准确地判断正常或异常血流的方向、动态及流速的轮廓, 通过数字处理技术还能显示出心腔内各个部位血流速度高低的分布情况。

3. 实现更方便和快速的操作控制

根据临床检查的需要以及检查对象和部位的不同, CFM 系统的工作状态和参数需要经常改变和调节, 这不仅会降低装置的使用效率, 也会给医护人员增添麻烦。因此, 推出方便灵活甚至具有智能特性的操作控制系统是新一代 CFM 系统设计的重点之一。技术措施可包括:

(1) 强化 CFM 系统的预置功能: 预置内容包括改变扫描深度和彩色血流显象扇面角度以及 CFM 系统在黑白显示中的方位, 变更 MTI 滤波器的特性曲线和截止频率, 改变测量血流速度的档次范围, 变动显象帧数和显示的内容, 决定 CFM 系统是否具有彩色增强功能等。在完成上述组合并存储记忆之后, 能够根据使用条件快速进行状态转换。

(2) 以单一探头实现各种多普勒 (CFM、脉冲波、连续波、高重复频率脉冲波) 成象。

(3) 推出临床诊断用的高级测量计算软件包, 从对疾病的定性化诊断向定量化诊断过渡, 扩大组象范围, 使得用扇形探头也能对浅部脏器作详细的观察, 获得紧贴体表的组织影象。

(4) 装备可插入“用户 IC”的结构, 以实现专一诊断。

(5) 扩大 CFM 系统除心脏疾病诊断外的应用范围。

(6) 实现电影存储器存贮图象的慢速回放, 便于仔细观察血流运动过程。

4. 开发三维彩色多普勒技术

即将取自多个方位的二维彩色多普勒血流信息存入计算机后, 再进行快速图象重建, 以获得三维彩色多普勒图象。如果在技术上能够实现, 那么根据检查需要, 可以方便地从计算机中调出收缩期或舒张期心脏内血流的空间立体影象, 并且能从前后左右四个方向来观察血流的位置、动向、快慢和容积, 从而更直观和准确地了解心脏血流动力学的变化, 使对疾病的诊断更加准确。

- [1] C. Kasai et al., *IEEE transaction on sonics and ultrasonics*, SU-12-3 (1985), 458.
- [2] Y. Seo et al., *TOSHIBA Review*, No. 158 (1986), 20.
- [3] M. H. Lee et al., *IEEE transaction on medical imaging*, MI-5-2 (1986), 96.
- [4] 陈龙, *医疗设备*, No. 6 (1990), 5.