



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01103327.4

[45] 授权公告日 2005 年 10 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 1222757C

[22] 申请日 2001.1.31 [21] 申请号 01103327.4

[30] 优先权

[32] 2000. 1. 31 [33] US [31] 09/495231

[71] 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 J·M·鲁宾 J·B·福尔克斯

T·A·图蒂尔 A·L·哈尔

审查员 周胜生

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

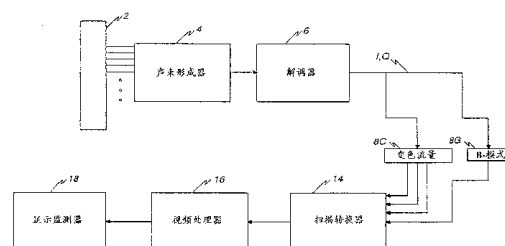
代理人 陈 霁 王忠忠

权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 4 页

[54] 发明名称 一种测量流体的体积流量的超声系统和方法

[57] 摘要

通过超声系统测量在导管(VE)内的流体体积流量。从在导管中的流体中反向散射的超声波产生数据,从该数据中计算具有表示在扫描平面(IP)中流体流动速度分量(V_x 和 V_y)的速度值。对灰度级数据进行相关,并计算该数据的解相关率(D)。响应该速度信号和解相关率(D)估计流体体积流量(F)。



1. 一种测量在所研究的区域中的流体的体积流量的超声系统，所说的系统包括如下组合：

5 换能器，将其设置成在确定扫描平面的发射方向上给所说的区域产生并发射超声波，所说的换能器设置成产生响应从所说的区域中的所说的流体中反向散射的超声波的换能器信号确定数据；以及

10 响应所说的数据的处理器，将该处理器设置成计算第一速度信号以及第二速度信号，该第一速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第一方向上所说的流体的流动速度的第一分量的第一值，该第二速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第二方向上所说的流体的流动速度的第二分量的第二值，对所说的数据部分进行相关、计算所说的部分的解相关率，根据所说第一值、所说
15 第二值和所说解相关率计算具备在垂直于所说扫描平面上表示所说流体流量的速度的第三分量的第三值的第三速度信号，以及响应所说的第三速度信号估计所说的流体体积流量。

2. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的发射方向由在所说的扫描平面中的至少两个不同的角度确定。

20 3. 一种如权利要求 2 所述的系统，其中所说的换能器（2）通过分离孔径扫描发射所说的超声波。

4. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的数据确定灰度级数据，以及其中所说的处理器对所说的灰度级数据的所说的部分进行相关并计算所说的灰度级数据的所说的部分的解相关率。

25 5. 一种如权利要求 4 所述的系统，其中所说的灰度级数据表示超声 RF 数据。

6. 一种如权利要求 4 所述的系统，其中所说的灰度级数据表示超声 A-线数据。

30 7. 一种如权利要求 4 所述的系统，其中所说的灰度级数据表示超声 B-扫描帧。

8. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的数据确定色流功率。

9. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的进行相关的数据的所说的部分表示斑点。

5 10. 一种如权利要求 9 所述的系统，其中所说的斑点包括完全形成的斑点。

11. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的处理器通过多普勒计算来计算所说的速度信号。

10 12. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的第二方向垂直于所说的第一方向。

13. 一种如权利要求 12 所述的系统，其中所说的换能器信号确定一声束，该声束在所说的第一方向上确定第一束相关宽度、在所说的第二方向上确定第二束相关宽度以及在所说的第三方向上确定第三束相关宽度，其中所说的处理器至少部分地响应所说的第一、第二和第三束相关宽度计算所说的第三速度信号。

14. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的处理器通过在所说的扫描平面与所说的区域相交的横截面面积上对所说的第三值进行求和来估计所说的流体的体积流量。

15 15. 一种如权利要求 13 所述的系统，其中所说的处理器通过在所说的扫描平面与所说的区域相交的横截面面积上对所说的第三值进行求和来估计所说的流体的体积流量。

16. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的流体包括血液，以及所说的区域包括血管（VE）。

20 17. 一种如权利要求 1 所述的系统，其中所说的流体包括对比试剂（CA）。

18. 一种在超声系统中测量在所研究的区域中的流体的体积流量的方法，所说的方法包括：

在确定扫描平面的发射方向上给所说的区域发射超声波；

30 响应从所说的区域中的流体中反向散射的超声波产生数据信号确定数据；

响应所说的数据产生第一速度信号以及第二速度信号，该第一速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第一方向上所说的流体的流动速度的第一分量的第一值，该第二速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第二方向上所说的流体的流动速度的第二分量的第二值；

对所说的数据部分进行相关；

计算所说的部分的解相关率；

根据所说第一值、所说第二值和所说解相关率产生具备在垂直于所说扫描平面上表示所说流体流量的速度的第三分量的第三值的第三速度信号；以及

响应所说的第三速度信号估计所说的流体体积流量。

19. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的发射方向由在所说的扫描平面中的至少两个不同的角度确定。

20. 一种如权利要求 19 所述的方法，其中所说的发射包括分离孔隙扫描。

21. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的数据确定灰度级数据；以及其中所说的相关包括对所说的灰度级数据的部分进行相关，以及其中所说的计算解相关率包括计算所说的灰度级数据的所说的部分的解相关率。

22. 一种如权利要求 21 所述的方法，其中所说的灰度级数据表示超声 RF 数据。

23. 一种如权利要求 21 所述的方法，其中所说的灰度级数据表示超声 A-线数据。

24. 一种如权利要求 21 所述的方法，其中所说的灰度级数据表示超声 B-扫描帧。

25. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的数据确定色流功率。

26. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的进行相关的数据的所说的部分表示斑点。

27. 一种如权利要求 26 所述的方法，其中所说的斑点包括完

全形成的斑点。

28. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的产生速度信号包括通过多普勒计算来计算所说的速度信号。

5 29. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的第二方向垂直于所说的第一方向。

30. 一种如权利要求 29 所述的方法，其中所说的超声波形成了一声束，该声束在所说的第一方向上确定第一束相关宽度、在所说的第二方向上确定第二束相关宽度以及在所说的第三方向上确定第三束相关宽度，其中所说的处理器至少部分地响应所说的
10 第一、第二和第三束相关宽度计算所说的第三速度信号。

31. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的估计包括在所说的扫描平面与所说的区域相交的横截面面积上对所说的第三值进行求和。

32. 一种如权利要求 30 所述的方法，其中所说的估计包括在
15 所说的扫描平面与所说的区域相交的横截面面积上对所说的第三值进行求和。

33. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的流体包括血液，以及所说的区域包括血管。

34. 一种如权利要求 18 所述的方法，其中所说的流体包括对
20 比试剂。

一种测量流体的体积流量的超声系统和方法

技术领域

- 5 本发明涉及一种测量在所研究的区域中的流体的体积流量的超声系统，以及一种在超声系统中测量在所研究的区域中的流体的体积流量的方法。

背景技术

- 借助于在本说明书的本节最后编号的参考文献解释本发明的背景技术。体积型流体（例如，血液）流量的量化具有许多有利的应用，包括临床应用，比如诊断心脏病、颈动脉狭窄、冠状动脉硬化症以及肾衰竭等。多普勒仪是当前应用超声测量血流的临床标准。朝向或背离超声束脉冲的流体运动改变了穿透脉冲的波长。假设在该声束和输送流体的导管（例如，血管）的方向之间的夹角已知，则在该导管中的流体流动的流速可以从最终的多普勒频移中计算出。当前的这种体积流量测量的技术要求声探测器来定位导管的中心轴在超声束的扫描平面中的位置，然后假定为圆形对称的腔管来计算总的流体体积。由于这些假设经常并不正确，以至产生较大的误差，使得该方法很难应用。

- 20 应用多重多普勒声束来测定在平面内的流体流速（即，在超声束扫描平面内的速度）的技术已经公知了几十年（Wang 1982）[1]。应用两共面的声束和三角关系，得到所测量的速度是独立于角度的。

- 连续的超声 A-线的互相关消除了多普勒仪的混叠模糊
25 （Bonnetfous 1986）[13]。

应用斑点轨迹（在连续的帧面之间的模式相关）来确定 1-D 和 2-D 流动矢量（Trahey 1987[2]）。随着体积超声扫描的进行，在 3-D 应用中使用相关探测法获得了一定的成功（Morsy 1999）[3]。

- Newhouse（1987）[4]研究了确定非轴向流动分量的幅值的第一
30 种技术，该技术基于超声 RF 信号的频谱增宽。

最近，Anderson（1998）[5]应用点扩展函数的空间加权来确定横向运动的大小。在类似的研究中，Jensen（1998）[6]应用通过换

能器元件的变迹法产生横向空间调制来在垂直于轴向流动的一个或两个方向上对流量进行定量。所有这些技术都只能确定 2-D 的流量。

在许多文献中已经记载了应用回波信号的解相关来估计血液速度。Bamber (1998) [7] 应用 A-线的时间变化率证实可以应用解相关来对组织运动和血流进行成像。Li 等人 (1997) [8] 更为定量地说明了 RF 信号的解相关与横向位移的线性相关。先前在动物研究中还显示应用灰度级解相关检测对比增强的血流的变化 (Rubin, 1999) [9]。

参考文献

- 10 [1]Wang W, Yao L. 用于定量血流速度测量中的双束多普勒超声方法. Ultrasound Med Biol 1982; 8: 421-425.
- [2]Trahey GE, Allison JW, von Ramm OT, 血流量的角度独立的超声检测. IEEE Trans Biomed Eng 1987; 34: 965-967.
- [3]Morsy AA , von Ramm OT. FLASH 相关: 一种用于 3-D 超声组织
- 15 运动跟踪和血液速度估计的新颖的方法. IEEE Trans Ultra Ferro Freq Con 1999; 46: 728-736.
- [4]Newhouse VL, Censor D, Vontz T, Cisneros JA, Goldberg BB. 探测与声束轴线垂直的流量的超声多普勒仪. IEEE Trans Biomed Eng 1987; 34: 779-789.
- 20 [5]Anderson ME. 应用超声进行空间积分进行多维速度估计. IEEE Trans Ultra Ferro Freq Con 1998; 45: 852-861.
- [6]Jensen JA , Munk P. 一种新颖的估计速度矢量的方法. IEEE Trans Ultra Ferro Freq Con 1998; 45: 837-851.
- [7]Bamber J , Hasan P , Cook-Martin G , Bush N. 应用 B-扫描
- 25 解相关率对组织血流进行参数成像(摘要). J Ultrasound Med 1988; 7: S135.
- [8]Li WG , Lancee ,CT, Cespedes EI ,vanderSteen AF,Bom N. 血管内的回波信号的解相关: 对血流速度的估计的前景. J Acoust Soc Am 1997; 102: 3785-3794.
- 30 [9]Rubin JM , Fowlkes JB, Tuthill TA ,Moskalik AP , Rhee RT , Adler RS , Kazanjian S , Carson PL, 应用在模型中和在野兔肾脏中的对比试剂的 B-模式 US 的斑点解相关流量测量. Radiology

1999; 213; 429: 437.

[10]Tuthill TA , Krucker JF, Fowlkes JB, Carson PL, 从高度方向上的斑点解相关中计算的自动三维 US 帧设置. Radiology 1998; 209: 575-582.

- 5 [11]Wear KA , Popp RL , 估计来自心肌的超声回波的包络线统计学特性的方法. IEEE Trans Med Imag 1987; 6: 281-291.

[12]Adler RS, Rubin JM, Fowlkes JB , Carson PL , Pallister JE, 组织灌注的超声估计: 随机方法. Ultrasound Med Biol 1995; 21: 493-500.

- 10 [13]Bonnetous O, Pesque P, 脉冲-多普勒超声的时域形式和通过互相关进行血流速度估计. Ultrasonic Imag 1986; 8: 73-85.

[14]Chen J, Fowlkes JB , Carson PL , Rubin JM, 应用斑点解相关确定扫描平面运动: 理论探讨和初步实验. Int J Imaging Syst Technol 1997; 8: 38-44.

- 15 [15]Chen JR, Fowlkes JB , Carson PL , Rubin JM , Adler RS, 积分功率多普勒信号的自相关以及应用. Ultrasound Med Biol 1996; 22: 1053-1057.

发明内容

- 20 优选的实施例在测量所研究的区域中的流体体流量的超声系统中很有用。在这种情况下，优选通过超声换能器将超声波在确定扫描平面的发射方向上发射到导管中。产生响应从在导管中的流体中反向散射的超声波的数据信号。响应从该数据信号中产生的数据产生具有表示在扫描平面中流体流速分量的速度值的流速信号。对部分数据进行相关，并计算该部分的解相关率。响应该速度信号和解相关率估计流体体流量。可取的是应用超声换能器和数据处理器实施该技术。

- 30 通过应用前述的技术，可以独立于扫描角度地确定在导管中的流体体流量，而并不需要对导管形状或流动的几何特性作任何假设。例如，该技术允许真实的血液体流量估计而不需要作如上文所描述的已有方法中通常所做的假设。该技术优选的实施例可以并入到现行市场上的大多数的标准超声换能器阵列扫描头中。该技术稳定可靠并可以实时地实施。

本发明提供了一种测量在所研究的区域中的流体的体积流量的超声系统，所说的系统包括如下组合：

换能器，将其设置成在确定扫描平面的发射方向上给所说的区域产生并发射超声波，所说的换能器设置成产生响应从所说的区域中的
5 所说的流体中反向散射的超声波的换能器信号确定数据；以及

响应所说的数据的处理器，将该处理器设置成计算第一速度信号以及第二速度信号，该第一速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第一方向上所说的流体的流动速度的第一分量的第一值，该第二速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第二方向上所说的流体的流动速度的第二分量的第二值，对所说的数据部分进行相关、计算所说的
10 部分的解相关率，根据所说第一值、所说第二值和所说解相关率计算具备在垂直于所说扫描平面上表示所说流体流量的速度的第三分量的第三值的第三速度信号，以及响应所说的第三速度信号估计所说的流体体积流量。

15 本发明还提供了一种在超声系统中测量在所研究的区域中的流体的体积流量的方法，所说的方法包括：

在确定扫描平面的发射方向上给所说的区域发射超声波；

响应从所说的区域中的流体中反向散射的超声波产生数据信号确定数据；

20 响应所说的数据产生第一速度信号以及第二速度信号，该第一速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第一方向上所说的流体的流动速度的第一分量的第一值，该第二速度信号具有表示在所说的扫描平面内在第二方向上所说的流体的流动速度的第二分量的第二值，；

对所说的数据部分进行相关；

25 计算所说的部分的解相关率；

根据所说第一值、所说第二值和所说解相关率产生具备在垂直于所说扫描平面上表示所说流体流量的速度的第三分量的第三值的第三速度信号；以及

响应所说的第三速度信号估计所说的流体体积流量。

30 附图说明

附图1所示为适合于在优选的实施例中应用的色流和B-模式超声成像系统的信号处理通道的示意方块图。

附图 2 所示为在附图 1 中所示的中间处理器色流装置的示意方块图。

附图 3 所示为在附图 1 中所示的中间处理器 B-模式装置的示意方块图。

5 附图 4 所示为说明在附图 1 中所示的系统的一部分的附加细节的示意方块图。

附图 5 所示为说明在附图 1 中的超声换能器相对于流体在其中流动的导管的实例性方向的示意方块图。

10 附图 6 所示为在附图 5 中所示的换能器以 15° 增量沿正面/侧面所产生的超声束的计算声束相关宽度以及从 B_x (横向) 和 B_z (轴向) 理论椭圆拟合。

具体实施方式

参考附图 1, 适合本发明的实施例的色流和灰度级成像系统的基本信号处理链包括超声换能器阵列 2, 激励该超声换能器阵列发射包括长度 P 的音频脉冲群的脉冲序列, 以通常在千赫兹范围的脉冲重复频率 (PRF) 反复地激发该音频脉冲群。用于色流和 B-模式的包括脉冲群长度 P 的脉冲序列不同相同。对于色流成像, P 可以是 4 至 8 个周期, 并且音频脉冲群以相同的发射特性聚焦在相同的发射焦点位置上。

20 聚焦在相同的发射焦点位置上的一系列的色流发射激发脉冲称为—“组 (packet)”。每次发射束通过所扫描的目标传播, 并被在目标中的超声散射体反射。

通过换能器元件检测返回的 RF 信号并通过在波束生成器 4 中的相应的接收通道接收。波束生成器对被延迟的通道数据进行求和并输出波束和信号, 通过解调器 6 将该信号解调成同相的正交的 (I/Q) 信号分量。来自解调器 6 的 B-模式的 I、Q 输出都输送到用于灰度级 B-模式处理的中间处理器 8G, 而来自解调器 6 的色流的 I、Q 输出都被输送到用于彩色处理的中间处理器 8C。

30 附图 2 所示为中间处理器 8C。来自解调器 6 的 I/Q 信号分量存储在角旋存储器 (corner turner memory) 7 中, 该角旋存储器 7 的作用是对可能的交叉激发脉冲产生的数据起缓冲作用并以在给定的范围单元处不同激发间点的矢量的形式输出该数据。在“短时间”内接

- 收数据或在每次激发脉冲的连续的下降范围（沿着矢量）内接收数据。将角旋存储器的输出重新排序成“长时间”或对于每距离元的按激发脉冲顺序地重排。所得的“长时间”的 I/Q 信号采样通过 wall 滤波器 9, 该 wall 滤波器 9 消除了对应于静止或移动很慢的组织的所有信号。然后将经滤波的输出馈送到参数估计器 11 中, 该参数估计器 11 将距离元信息转换为中间自相关参数 N、D 和 R(0)。N 和 D 都是自相关等式的分子和分母, 表示如下:

$$N = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i) \quad (A)$$

$$D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}) \quad (B)$$

- 10 这里 I_i 和 Q_i 都是激发 i 的经解调的基带的输入数据, M 是在该组中的激发脉冲数。R(0) 近似为在该组中的激发脉冲数的有限和, 表示如下:

$$R(0) = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{(I_i^2 + Q_i^2 + I_{i+1}^2 + Q_{i+1}^2)}{2} \quad (C)$$

- 15 R(0) 表示来自色流发射激发脉冲的反向散射的色流功率。

处理器将 N 和 D 转换为每个距离元的幅值和相位。所使用的等式如下:

$$|R(T)| = \sqrt{N^2 + D^2} \quad (D)$$

$$\phi(T) = \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] \quad (E)$$

- 20 R(T) 和 $\Phi(T)$ 分别为第一滞后自相关函数的幅值和相位。使用术语滞后表示一段时间延迟。例如, 滞后可以是帧之间增量或激发之间增量。如等式 (A) - (C) 所示, 通过在一组激发数中的已知数据

的有限和来估计精确的自相关函数。

- 参数估计器处理将该幅值和相位值处理为具有分别表示该功率、速度和扰动或在导管 11A、11B 和 11C 中传输的方差的估计值的信号。应用该相位来计算平均多普勒频率，如下文所示该平均多普勒频率与速度成比例； $R(0)$ 和 $R(T)$ （幅值）用于估计扰动。

从 N 和 D 的相位和 T 的脉冲重复中得出以赫兹为单位的平均多普勒频率：

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi T} \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] = \frac{1}{2\pi T} (\phi(T)) \quad (F)$$

10

应用下面的多普勒频移方程计算平均速度。由于不知道在流动方向和采样方向之间的角度 θ ，故假设 $\cos \theta$ 为 1.0。

$$\bar{v} = \frac{\bar{f}}{f_0} \frac{c}{2 \cos \theta} \quad (G)$$

- 15 可取的是，参数估计器并不需要计算平均多普勒频率作为中间输出，而是通过查询表从处理器的相位输出中直接计算 \bar{v} 。然而，任何速度估计器都可以用于计算在后面的式 (1) - (6) 中所描述的计算。速度估计包括延迟互相关，自回归等。

- 20 在时间域中计算扰动作为平均多普勒频率的方差的二阶级数展开。扰动的时间域展开包含分别计算零滞后和 1-滞后自相关函数， $R(0)$ 和 $R(T)$ 。

扰动的时间域可以表示为：

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

- 25 平均值信号 $\phi(T)$ 是流动反射体的平均多普勒频移的估计量，而该估计量与平均血流速度成比例。方差信号 δ^2 表示基带回波信号的

流量信号分量的频率扩展。这个值表明是流动紊流，即包含多种流速的混合。为指示从该流动反射体反射的信号强度，信号 $R(0)$ 指示了在经多普勒频移后的流量信号的返回功率的大小。

通过数据压缩模块 13 传递关于导管 11A 中的信号功率，该数据压缩模块 13 根据多族数据压缩曲线压缩该数据。不同族的曲线用于不同的扫描应用。例如，一族曲线用于肾脏扫描，而其它族的曲线用于颈动脉扫描。当用户选择该扫描应用时控制器 26 设定默认的曲线。动态范围控制在显示器 18 上产生的强度的范围。

参考附图 3，灰度级 B-模式中间处理器 8G 包括通过计算量 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ 形成包络线束宽之和接收信号的包络线的包络线检测器 10。对该信号的包络线进行一些附加的 B-模式处理比如对数压缩（在附图 3 中的块 12）以形成输出到扫描转换器 14（附图 1）的显示数据。

在此参考附图 1，将色流估计量和灰度级显示数据输送到将该数据转换为视频显示的 X-Y 格式的扫描转换器 14。以 X-Y 格式的扫描转换帧传递到视频处理器 16，该视频转换器 16 将视频数据基本映射到显示彩色图和灰度级图象帧以进行视频显示。然后将该图象帧输送到视频监测器 18 进行显示。一般地，对于彩色图象，单独地显示每个速度或功率或与功率或紊流度一起显示速度。系统控制集中在主计算机（未示）中，该主计算机通过操作员接口（例如，键盘）接收操作员输入并控制各种子系统。

通过视频监测器 18 所显示的图象是由下述数据的图象帧中产生的，在该数据的图象帧中每条数据都表示在显示器上的相应的像素的强度或亮度以及流速。图象帧例如可以包括数据阵列，在该数据阵列中每个强度数据都是表示像素的色彩和亮度的二进制数。通过已知的方式读取在数据阵列中的它的相应元件值来连续地刷新在显示监测器 18 上的每个像素的亮度。每个像素所具有的强度是与查询的超声脉冲和所应用的灰度图以及彩色值相对应的采样体积的反向散射体的横截面的函数，该彩色值表示流体的平均速度和/或功率。

参考附图 4，系统控制集中在主控制器或主计算机 26 中，该主控制器或主计算机通过操作员接口（未示出）接收操作员输入并控

制各种子系统。该主控制器 26 还产生系统时序和控制信号。主控制器 26 包括中央处理单元 (CPU) 30 和随机存取存储器 32。应用键盘 29 给 CPU30 输入数据。CPU30 具有并入在其中的只读存储器, 该只读存储器存储基于所采集的原始数据构造灰度和彩色图的程序。

扫描转换器 14 包括声传输线存储器 22 和 X-Y 存储器 24。将以极坐标 (R- θ) 扇区格式存储在声传输线存储器 22 中的 B-模式和彩色模式强度数据转换为适当比例的笛卡儿坐标像素显示数据, 并将该数据存储在 X-Y 存储器 24 中。色彩数据存储在存储器位置 24C 上, 而灰度级数据存储在存储器位置 24G 上。扫描转换帧都传递到视频处理器 16, 该视频处理器 16 将该数据映射到视频显示的灰度图。然后将灰度级图象帧输送到视频监测器进行显示。

声采样数据的连续的帧先进-先出地存储在电影存储器 (cine memory) 28 中。彩色帧存储在存储器位置 28C 上, 而灰度级帧存储在存储器位置 28G 上。在所研究的彩色区中, 对于与显示像素相对应的彩色数据的每个字, 都存在对应的与该像素相对应的 B-模式灰度级数据字。电影存储器可以是在后台运行的环形图象缓冲器, 并且它连续地捕获声采样数据, 并将数据实时地显示给用户。当用户冻结该系统时, 用户可以看到在前面捕获在电影存储器中的声采样数据。

CPU30 经过系统控制总线 34 控制 XY 存储器 24 和电影存储器 28。具体地说, CPU30 控制从 XY 存储器 24 到视频处理器 16 和电影存储器 28 以及从电影存储器到视频处理器 16 和 CPU26 本身的原始数据流。CPU 还将灰度图和彩色图加载到视频处理器中。

图象帧连续地采集在电影存储器 28 中。电影存储器 28 提供用于单图象查看和多图象环形查看以及各种控制功能的驻留数字图象存储。在单图象电影式重放过程中所显示的研究区是在图象采集的过程中所使用的区域。电影存储器还作为经过主控制器 26 将图象转换为数字档案设备 (未示) 的缓冲器。

优选的实施例应用在附图 1-4 中所描述的类型系统以结合标准的多普勒测量应用回波幅值解相关实现体积型血流测量技术。应用单个临床换能器 2, 在不知道在其内有要测量的流体体积流的导管的方向的情况下, 计算在超声成像平面中的 3-D 矢量流场。通常, 通过对

在导管的横截面（即，成像平面与导管的交叉面）上的流出平面的流量（即，与成像平面相交的流量）的积分计算体积流量。

平面内的速度

附图 5 显示了在研究区（其可以是导管 VE，例如 血管）中的流体（例如血液）的流动方向 FL 和换能器 2 的方向。流体优选包含对比试剂 CA。将声束 B 的多普勒超声波导引在方向 D1 和 D2（例如， θ = 自垂直于换能器的平面 3 的轴线 A1 偏离+20 度和-20 度）。应用分离的 B-模式声束脉冲激发实现这种导向控制。方向 D1 和 D2 确定了以一些未定的角度与导管 VE 交叉的成像和扫描平面，该未定的角度例如可以是 60 度，虽然用户并不已知该角度。可以应用在平面 IP 内控制声束 B 的任何两维的方法，比如三角法、相关法等。）可替换的是，应用在美国专利 US5,398,216（1995 年 3 月 14 日授给 Hall 等人的）中描述的分孔孔径技术来实现声束 B 的扫描，在此以引用的方式将该专利结合在本申请中。通过应用分离孔径方法，束 B 从不同的角度集中到在导管 VE 内的同一点上。

在附图 5 中 x 和 y 轴都在平面 IP 中。z 轴在高度方向上延伸；y 轴在轴向方向而 x 轴在横向方向上。轴 x、y 和 z 相正交。

通过换能器 2 接收响应控制在方向 D1 和 D2 上的声束从导管 VE 反向散射的超声波，并用于产生数据，从该数据中测量两相应的“轴向”流体速度 V1 和 V2。然后在面内（即，平面 IP）中的流体速度分量 Vx 和 Vy 可以计算如下：

$$V_1 = \vec{k}_1 \cdot \vec{V} = -V_x \sin \theta + V_y \cos \theta \quad (1)$$

$$V_2 = \vec{k}_2 \cdot \vec{V} = V_x \sin \theta + V_y \cos \theta \quad (2)$$

$$V_x = \frac{V_2 - V_1}{2 \sin \theta} \text{ and } V_y = \frac{V_1 + V_2}{2 \cos \theta} \quad (3)$$

注意 Vy 的测量误差取决于 $\cos(\theta)$ 的倒数，因此较大的角度将产生更为精确的结果。

解相关

在流体中的斑点 (speckle) 解相关率是流速或声束脉冲重复频率 (PRF) (取决于处理方法) 以及换能器 2 的声束特性的函数。从前面所述的类型的色流发射激发脉冲中可以计算出解相关率。更具体的说, 解相关率基于如零滞后自相关方程 (C) 所表达的色流功率。

- 5 通过从一组激发到另一组激发随着时间改变 $R(0)$ 值来确定解相关率。

解相关率还可以从表示自导管 VE 反向散射的超声 RF 数据的灰度级数据中计算出。下文将详细描述基于灰度级数据的解相关率, 但对于本领域的熟练技术人员来说可以应用该原理从彩色流发射激发脉冲中计算解相关率。虽然在前面的文献 (Tuhtill 等人, 1998) [10] 中给出了更详细的斑点形成的统计分析, 在此还是给出要点和结论。

对于充分形成的斑点, 在 3-D 点扩展函数所确定的采样空间中必需给出至少 10 个散射体。超声强度的空间分布应该为指数分布, 同时其常数均值与标准偏差 (MSD) 之比为 1.0。脉冲之间 (或帧之间) 15 的斑点变化量与斑点模型的二阶统计直接相关。

在此描述推导在高度方面 (即, 垂直于平面 IP) 的斑点相关函数, 它很容易推广到在平面 IP 内的横向和轴向方向。对于固有形成的斑点, 强度相关函数直接与幅值相关函数相关, 该幅值相关函数又与点扩展函数 (PSF) 自相关成正比。假设聚焦的换能器 2, 当该声束进入 20 并穿出该聚焦区时可以通过具有与深度相关的宽度的高斯函数 (Gaussian) 逼近声束模式。因此, 在横向方向上强度自相关还可以表示为以在所采集的帧之间流体变换的高斯函数, 并且具有 $\delta_x(z)$ 的标准偏差, 取决于深度的声束相关宽度 (BCW)。通过换能器的物理特性可以计算在焦点上的相关宽度, 或者应用包含有产生完全形成的 25 斑点的反射体的模型校准更大的范围的相关宽度。

单个像素位置上的时间归一化的强度协方差 C 具有高斯形状 (Wear 1987) [11]。

$$C(\Delta t, z) \propto \exp\left(\frac{-(V_x \Delta t)^2}{2\sigma_x^2(z)}\right) \quad (4)$$

30 这里 V_x 是横向速度, $\delta_x(z)$ 是由换能器特点所确定的深度相关的声

束的相关宽度。对于声束 B，脉冲激发率 R_r ，从在特定的深度上连续的 A-线中所采集的一组像素的归一化的协方差可以曲线拟合为激发数 n 的函数的高斯函数。

$$C(n) \propto \exp\left(\frac{-(D n/R_r)^2}{2}\right) \quad (5)$$

5

这里，以秒的倒数为单位的解相关率的值 D 等于速度除以该深度的声束相关宽度。最终结果为通过从一组灰度级 A-线或一组灰度级 B-扫描帧中对斑点区的高斯曲线拟合相关函数可以计算该组的平均速度。解相关率可以通过在 Tuthill (1998) [10] 和 Rubin (1999) [9] 中所描述的方法计算或与其它的方法一起计算。还可以从多普勒信息 (Adler 1995) [12] 和 (Chen 1996) [15] 中计算解相关，但是在某些应用中不是最优选的方法。

10

对于体积流量，解相关可以延伸到包括所有的 3 个方向。假设为椭圆的采样空间，曲线拟合解相关值 D 与速度分量直接相关，

15

$$D^2 = \frac{V_x^2}{B_x^2} + \frac{V_y^2}{B_y^2} + \frac{V_z^2}{B_z^2} \quad (6)$$

这里， B_i 是在 i^{th} 方向上的声束相关宽度 (BCW)。应用斑点模型校准 BCW，并且该 BCW 取决于深度和换能器的聚焦参数，它在整个成像平面中可以测量。

20 3-D 流动矢量和体积流量

从多普勒测量 (或从斑点跟踪) 中确定了在平面内的速度 V_x 和 V_y (即，在平面 IP 内的速度) 后，再通过公式 (6) 可以计算垂直于扫描平面 IP 的速度分量幅值 V_z 。因此从单个换能器 2 在两不同的模式下运行的三次测量 (例如，两次多普勒测量和一次灰度级解相关测量) 中确定 3-D 流矢量。应该理解的是获得 V_x 和 V_y 和 D 的每个值的数据采集及其处理方法具有许多形式。

25

还可以计算穿过导管 VE 的总的体积流量。高斯定理表明流出闭合面的通量或体积流量等于在闭合体积上的矢量场的散度的积分。因

此, 总的体积流量 F 是在横截面上对法向速度分量的积分,

$$F = \int (\vec{V} \cdot \vec{n}) ds \quad (7)$$

通过对 V_z 进行求和, 在与平面 IP 相交的导管面积上垂直于成像和扫描平面 IP 的速度分量, 可以计算总的体积流量。通过 CPU 30 (附图 4) 计算方程式 (A) - (H) 和 (1) - (7)。CPU 30 产生与方程式 (A) - (H) 和 (1) - (7) 相对应的各种参数。

可以应用各种数字处理器来执行在本说明书中所描述的计算。例如, 可应用微处理器或数字信号处理器以及应用能够执行逻辑和算术运算的专用集成电路。这种处理器可以位于在附图 1-4 中所描述的系统

10 的任何地方或位于该系统的外面。

实例

下面描述的是已通过实验证实的本发明的最佳模式。然而, 可以相信的是本发明的其它形式 (比如通过色流发送激发来测量解相关)

15 也很容易实现某些应用。

GE Logiq 7000 临床扫描器 (GE Medical Systems, Milwaukee, WI) 带有 7.5 MHz 线性阵列换能器并应用单焦点。附图 1-4 从总体上表示了 GE Logic 7000 扫描器, 换能器 2 表示 7.5 MHz 线性阵列换能器。去掉所有的内部后处理设置比如边沿增强和平均的功能, 将深度

20 设置为 3cm 的最小值以获得 30 Hz 的最大允许的帧速率。输出功率设置在最低水平以降低由于声辐射力引起的附加解相关造成的影响。对于 B-模式, 应用线性灰度级映射, 解压扫描以获得具有与幅值成比例的像素值的图象。为进行多普勒采集, 应用 wall 滤波器 9 的最低的速度和最低的设置。所有的图象都以 8 位数字地存储在扫描器中, 并将其传递到 CPU30 (附图 4) 所表示的 UNIX 计算机。对于在存储器 32

25 中的长度为 84.5 μm 的矩形像素大小以 355 乘 478 个像素存储 3cm 乘 4cm 的数字图象存储 (附图 4)。

通过在模仿组织的模型 (CIRS; 计算机成像参考系统, Norfolk, VA) 上的每个方向 (横向、高度方向和轴向) 中以递增的间隔采集一系列 B-模式扫描来校准换能器的采样体积。该模型包括致密地包装的

30 且随机地分布的散射体以产生充分形成的斑点。线性的微处理器允许

在横向上和在高度方向上间隔 50 微米和在轴向上间隔 25 微米。对于每个换能器的方向，采集一组的 60 幅图象，然后计算相应的声束相关的宽度作为深度的函数。

为进行流管实验，6.4 毫米直径的分子渗透性薄膜管 (Spectrum Laboratories, Laguna Hill, CA) 放在充有脱气水的水池中。注射泵 (Harvard Apparatus, Holliston, MA) 产生 12 至 20ml/min 的流量。必需注意不要将气泡引入到管道系统中。该系统的出口保持高于水箱 10cm 以便保持压力和确保薄膜管道完全膨胀。

模仿血液的流体包括以 5: 1 水/甘油混合物混合的 1-35 微米直径的聚苯乙烯泡沫塑料球。应用较高的浓度来使反向散射体产生更加均匀的斑点。

如附图 5 所示固定换能器 2 以便沿着 y 轴和 x 轴独立地转动。对于三种不同的体积流量中的每种体积流量换能器都以 30 度的增量绕 y 轴旋转。

对于每种体积流量的设定，首先采集 60 个灰度级图象的电影 (cine) 环并存储在存储器 28G 中 (附图 4)，随后产生一组多普勒图象。对于两个多普勒角度 ($\pm 20^\circ$) 中的每个角度采集 10 个不相关的图象，然后进行平均。

应用在 MATLAB (Mathworks, Natwick, MA) 中所写的程序对所采集的图象进行后处理。对于斑点的解相关，计算每个像素的协方差函数并在 5 乘 5 的像素窗口上进行平均。然后对协方差函数进行归一化，仅将首先的两个滞后点用于高斯拟合以确定解相关值。

给定所得的解相关图象的阈值以确定导管的轮廓线。应用方程式 6 计算平面外的速度 (即，如附图 5 所示沿着 z 轴的速度)，然后在闭合的导管 VE 中求和以确定总的体积流量。

为说明应用超声 RF 信号的功效，在第二设备中使用流管并应用具有如换能器 2 所使用的 5.0 MHz 的线性阵列的诊断扫描器 (Diasonics Ultrasound, Milpitas, CA)。由于电影环的 RF 采集具有极低的帧速率，只采集用于解相关处理的 M-模式数据。这就提供了用于采集 A-线的 786Hz 的激发速率。

结果

对于给定的具有单焦点的扫描器设备，GE 7.5 MHz 的换能器在焦

点附近对于横向方向、高度方向和轴向方向上分别具有 170 微米、280 微米和 150 微米的 BCW。附图 6 所示为沿着高度/横向平面 15° 增量的所计算的 BCW 和从 B_x (横向方向) 和 B_y (高度方向) 的拟合的理论椭圆。

5 应用 RF 数据校准 Diasonics 换能器 2 表明对于高度和横向的两个方向深度函数 BCW 与包络线所检测的 BCW 曲线并没有很大的差别。正如所预料的那样, 轴线 RF 信号比包络线检测的扫描线更快地解相关。在焦点附近, RF BCW 大致为 25 微米, 它为总波长的 $1/6$ 。相应包络线信号的 BCW 为 135 微米, 它与多波长脉冲一致。

10 应用 -20° 导向和 $+20^\circ$ 导向 (附图 5) 的两种多普勒图象来形成可以显示的综合总和的平面内的速度幅值图象。

 给定阈值的解相关图象用作掩码, 对正交的速度在闭合区中进行求和以计算总的体积流量。选择解相关掩码, 与多普勒仪不一样的是, 不管流量角度如何都选择解相关掩码, 因为它产生导管 VE 管腔
15 的可检测的图象。在所屏蔽的横截面积中所求和的体积流量为 0.25ml/s 。

 对于在本说明书中的算法, 用于只需要指向要从给定的阈值的解相关图象中确定的导管的导管 VE 的总的横截面中的某一面积。应用
20 角度依赖性降低了的阈值处理的解相关 (Rubin 1999) [9] 将比多普勒仪产生更可靠的流体边界轮廓。

 应用我们的技术所计算的速度估计量的空间分辨率主要受多普勒信号的限制, 该多普勒信号具有比 B-模式更低的分辨率。解相关技术
25 在每个 B-扫描中的每个像素上或 A-线上的每个点上计算, 因此, 通过数字采样率确定空间分辨率。然而, 有时需要空间平均来计算精确的相关曲线。

 通过精确估计解相关和多普勒频移所需的连续的 A-线数量来确定时间分辨率。在大多数的临床扫描器中, 应用大约 10-15 激发线来计算多普勒输出。注意还可以应用时间相关或斑点跟踪来确定平面内的速度。

30 在人体内的血流流量从在剧烈运动时在主动脉内的 30l/min 到在单个毛细管内的 10nl/min (速度在 mm/s 量级)。我们的技术在可测量的速度范围上并没有上限和下限。由于应用“壁噪声 (wall-

thump) ”滤波器来消除来自相对较低的组织运动的信号，因此应用多普勒仪难于检测较低的流量。类似地，由于运动原因在软组织中的解相关确定了下限。

在较高的速度下所分析的解相关分量为零。如果在激发之间的流动运动超过两倍的 BCW，则信号完全解相关并不能估计任何速度。因此采样体积的 PRF 和 BCW 确定了上限速度：最大速度 $<PRF * (2BCW)$ 。例如，应用 10kHz 的激发速率和 400 微米的相关宽度，最大的可测量的速度可以为 80 厘米/秒。在 RF 分析中，轴线 BCW 幅值的量级比高度或横向分量的量级都小。与多普勒测量相反，垂直于声束的方向的流动是检测更高的速度的优选方向。

优选技术还假设所有的都在一个方向上流动。剪流运动或紊流流动都可能造成附加的解相关，这种附加的解相关造成体积流量测量向上偏差。如前文所描述，检验 δ^2 能够指示这种情况以避免不正确地使用本方法。

在解相关测量中不能确定流量符号。因此流出平面的方向仍然保持未知。这是与动脉流相关的问题，在心脏循环的过程中存在流向反向。确定流向的一种可能的方法是在高度方向上应用 1.75D 阵列进行相位正交分析。

在本领域的熟练的技术人员将会认识到在不脱离如在所附加的权利要求所确定的本发明的精神和范围的前提下可以改变和改进优选的实施例。

标号清单

声束 B

25 流动方向 FL

研究区，例如导管 VE

扫描平面 IP

流体体积流量 F

扫描角度 D1, D2

30 解相关率 D

超声换能器阵列 2

声束形成器 4

	解调器 6
	角旋存储器 7
	中间处理器 8G
	中间处理器 8C
5	wa11 滤波器 9
	包络线检测器 10
	参数估计器 11
	导管 11A, 11B, 11C
	对数压缩 12
10	数据压缩模块 13
	扫描转换器 14
	视频监测器 16
	视频监测器 18
	声线存储器 22
15	X-Y 存储器 24
	存储器位置 24C, 24G
	主控制器 26
	存储器位置 28C, 28G
	键盘 29
20	中央处理单元 30
	随机存取存储器 32
	控制总线 34

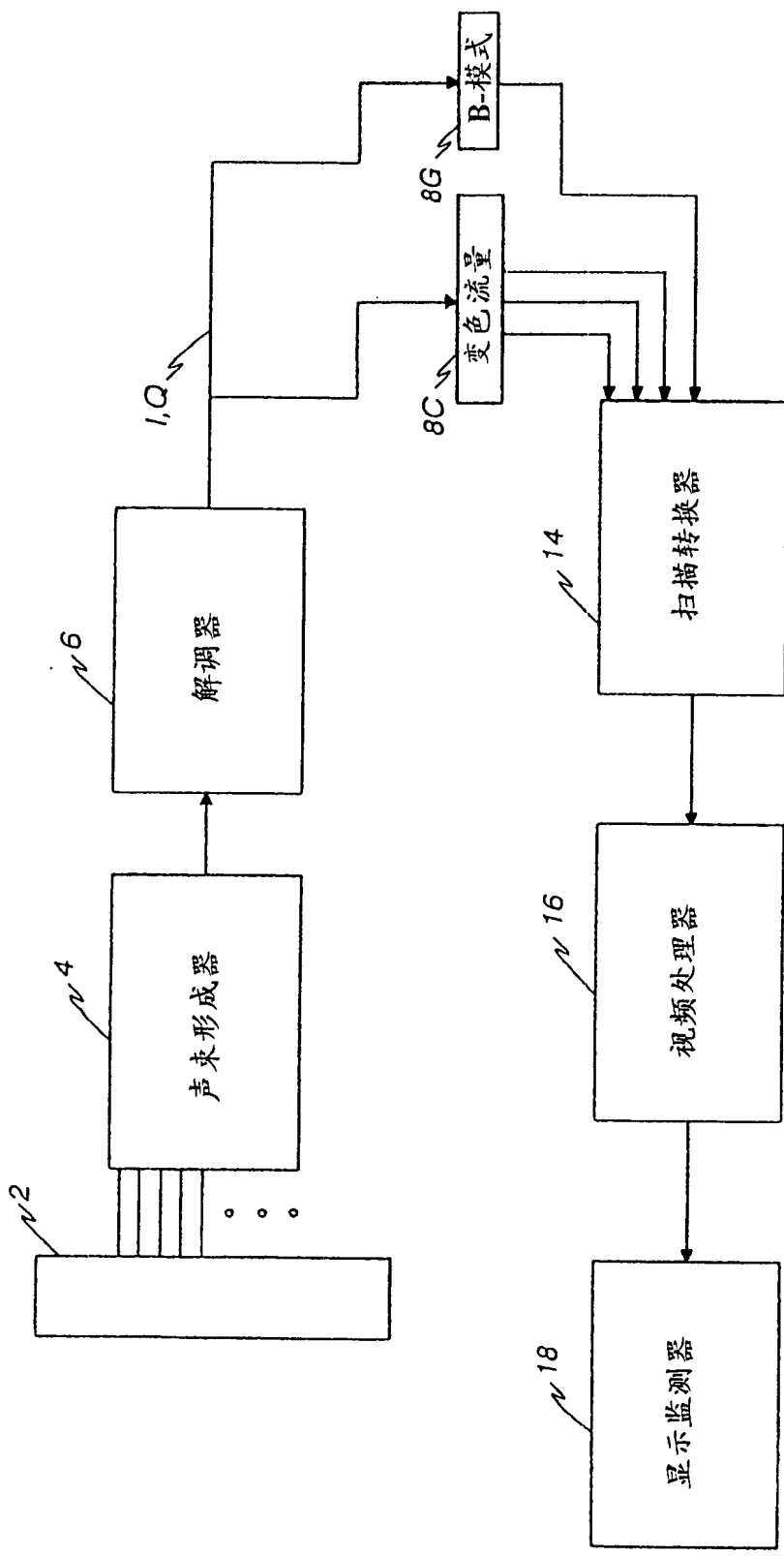


图 1

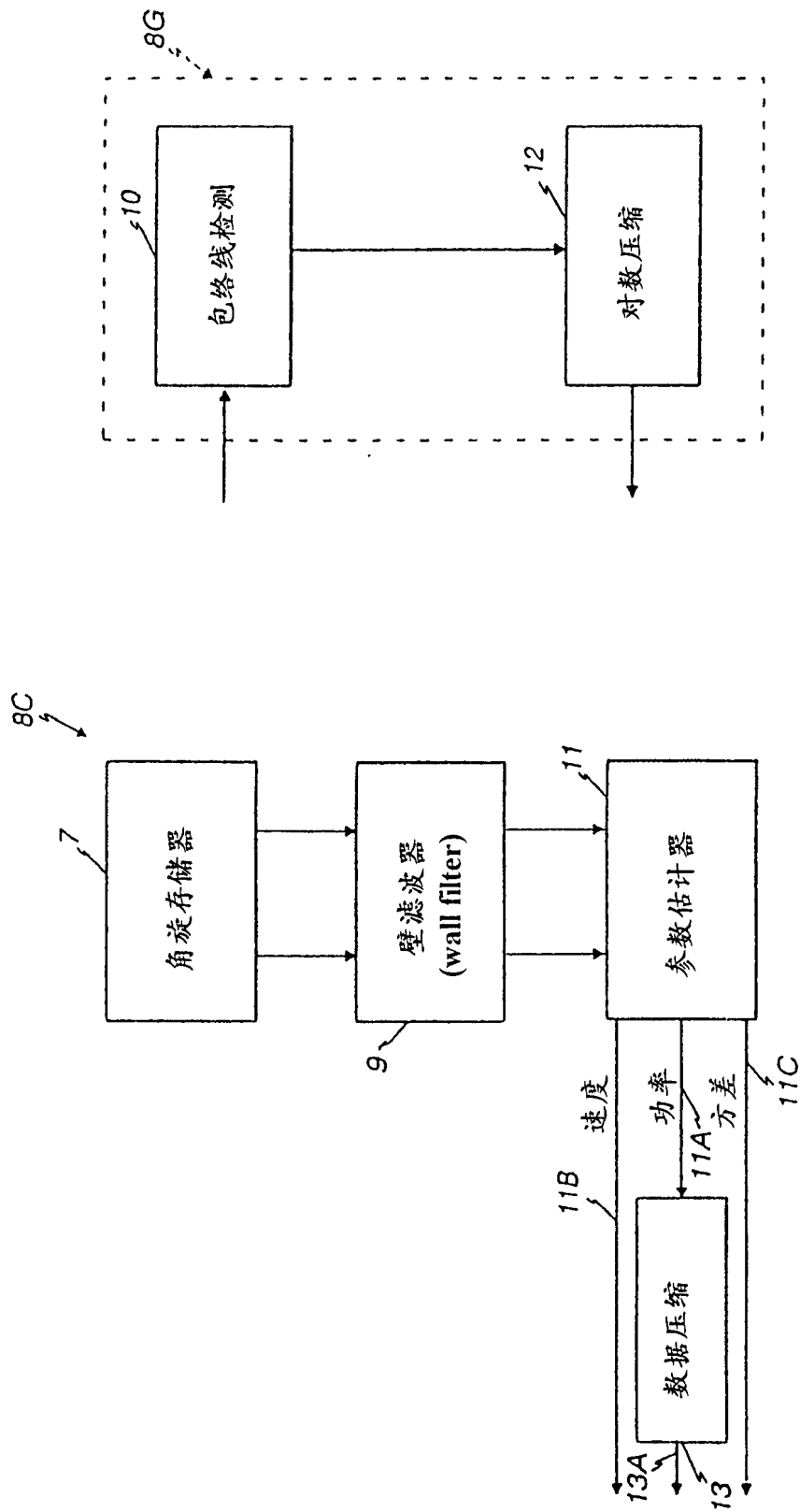


图 2

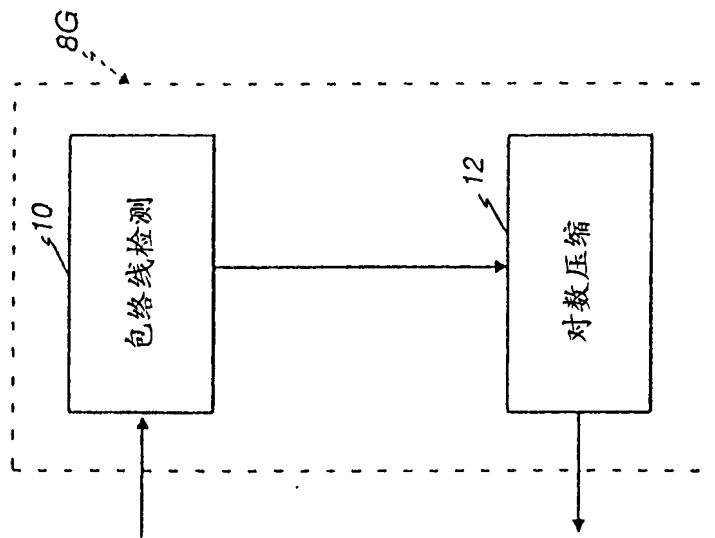
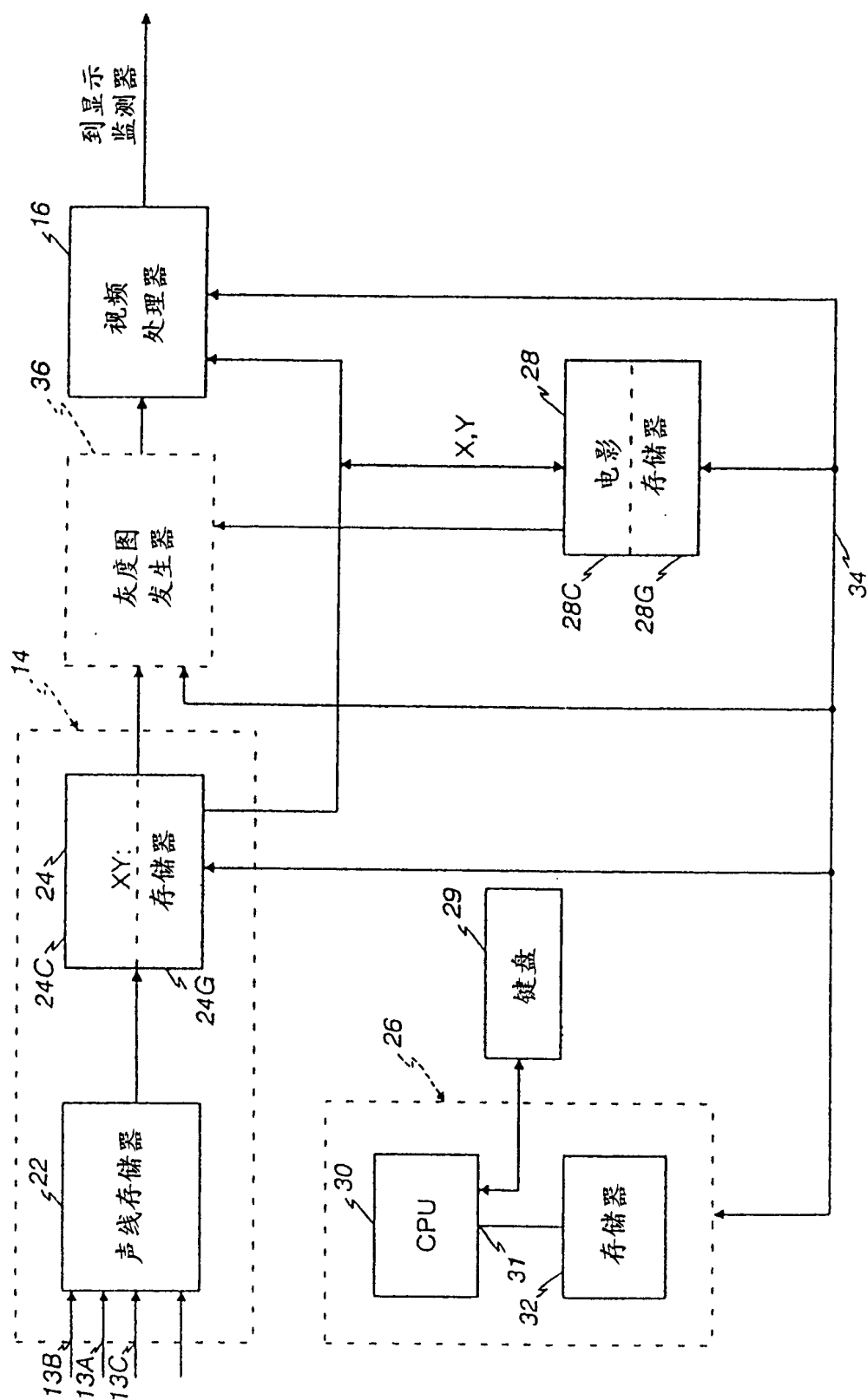


图 3

4
四

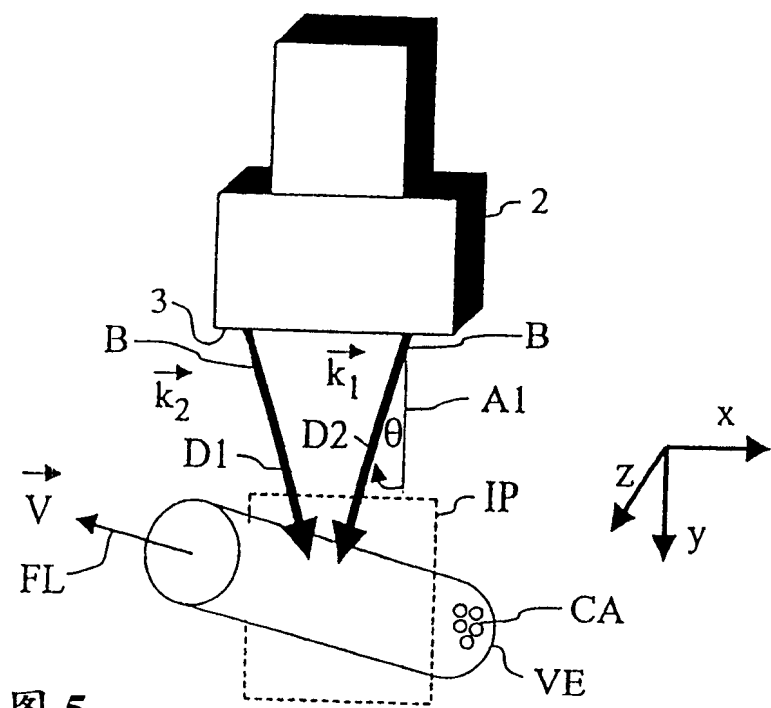


图 5

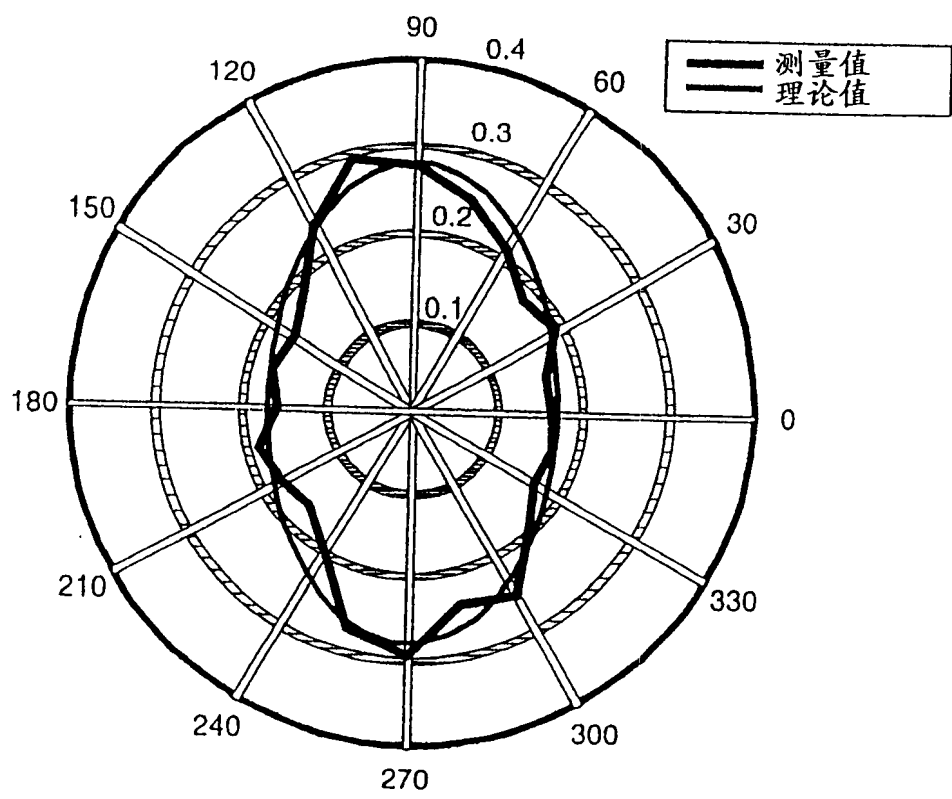


图 6