



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200310101190.8

[43] 公开日 2004 年 11 月 3 日

[11] 公开号 CN 1541623A

[22] 申请日 2003.10.22

[21] 申请号 200310101190.8

[71] 申请人 王作军

地址 710038 陕西省西安灞桥区新寺路第四
军医大学唐都医院超声诊断科

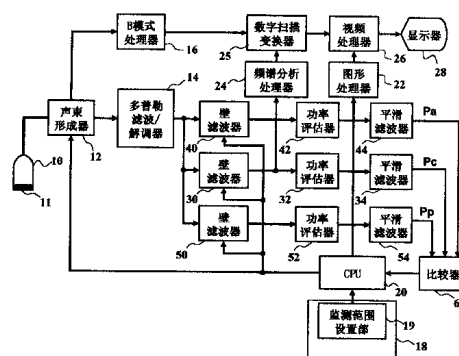
[72] 发明人 王作军 曹铁生 段云友 蒋姗姗

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

[54] 发明名称 自动跟踪超声多普勒诊断系统

[57] 摘要

一种能够自动跟踪血流位置，获取其频谱多普勒信息的超声诊断系统。 其具有设置一个局限监测范围的手段，以及获取该局限监测范围内数个采样容积的多普勒信息的手段。 该系统比较各采样容积的多普勒信息，按照预定的标准(比如具有最大的多普勒功率)选出一个采样容积；并不断以如此选出的采样容积的位置为中心，调整局限监测范围的位置，使其中央位置的采样容积具有自动跟踪血流的功能。 根据中央位置的采样容积的多普勒信息形成并显示频谱曲线，并进而可以计算各种血流参数。 优选地，该系统尚具有在 B 模式或其他空间显示模式图像中动态显示局限监测范围及其中央采样容积的位置的手段。



1. 一种检测反映受检者体内液体流动状态的多普勒信息的超声诊断系统, 包括:
由用户初步设置一个局限监测范围的手段;
向上述局限监测范围发射超声波, 并获取其内数个采样容积的回声信息的发射/接收手段;
处理上述回声信息, 以获取上述各采样容积的多普勒信息的手段;
比较上述各采样容积的多普勒信息, 从中找出一个其多普勒信息具有某种希望的特性的采样容积的手段;
以上述找出的采样容积的位置为中心, 重新确定局限监测范围的位置的手段;
显示上述局限监测范围的中央采样容积的多普勒信息的手段。
2. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 进一步包括计算所说的局限监测范围内数个采样容积的多普勒信号的幅度的手段, 而且, 所说的希望特性包括最大的多普勒信号幅度。
3. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 进一步包括计算所说的局限监测范围内数个采样容积的多普勒信号的功率的手段, 而且, 所说的希望特性包括最大的多普勒信号功率。
4. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 进一步包括计算所说的局限监测范围内数个采样容积的多普勒信号的频率偏移的手段, 而且, 所说的希望特性包括最大的多普勒频率偏移。
5. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所说的中央采样容积多普勒信息显示手段包括频谱多普勒显示。
6. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 进一步包括: 处理上述发射/接收手段所接收到的回声信息, 以产生 B 模式或其他空间显示模式图像的手段; 以及在所述 B 模式或其他空间显示模式图像中显示局限监测范围及其中央采样容积中的至少一项的手段。
7. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所说的局限监测范围设置在一条预定的线上, 其内采样容积成串状排列; 并且, 根据找出的采样容积的位置, 在该线上调整局限监测范围的位置。
8. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所说的局限监测范围设置在一个预定的面上, 其内采样容积成片状排列; 并且, 根据找出的采样容积的位置, 在该面上调整局限监测范围的位置。
9. 权利要求 7 或 8 所述的超声诊断系统, 进一步包括设置上述线或面的手段。
10. 权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中所说的发射与接收手段包括同时接收一次发射所产生的来自于不同方向线上的多个采样容积的超声波回声信息的手段。
11. 一种彩色多普勒超声诊断系统, 包括:
检测一个预定的扫描区域的多个采样容积的多普勒信息的手段;
根据上述检测信息产生彩色多普勒图像的手段;
在产生的彩色多普勒图像上设置一个局限监测范围的手段;
从上述局限监测范围中查找出一个其多普勒信息最具有某种希望的特性的采样容积的手段;
以该找出的采样容积为中心, 不断重新确定局限监测范围的位置的手段;
根据当前局限监测范围的中央采样容积的多普勒信息形成时间曲线的手段。

12. 一种彩色多普勒超声诊断系统, 包括:

检测一个预定的扫描区域的多个采样容积的多普勒信息的手段;

根据上述检测信息产生彩色多普勒图像的手段;

在产生的彩色多普勒图像上设置一个局限监测范围的手段;

从上述局限监测范围中查找出一个其多普勒信息最具有某种希望的特性的采样容积的手段;

以该找出的采样容积为中心, 不断重新确定局限监测范围的位置的手段;

根据当前局限监测范围的中心位置, 不断重新确定频谱多普勒模式的采样容积的位置的手段。

13. 一种彩色多普勒超声诊断系统, 包括:

检测一个预定的扫描区域的多个采样容积的多普勒信息的手段;

存储多幅包括上述多个采样容积的多普勒信息的图帧的手段;

根据上述存储图帧产生动态彩色多普勒图像的手段;

在产生的彩色多普勒图像上设置一个局限监测范围的手段;

从上述局限监测范围中查找出一个其多普勒信息最具有某种希望的特性的采样容积的手段;

以该找出的采样容积为中心, 不断重新确定局限监测范围的位置的手段;

根据当前局限监测范围的中央采样容积的多普勒信息形成时间曲线的手段。

自动跟踪超声多普勒诊断系统

技术领域

本发明涉及利用超声多普勒技术检测、诊断体内的液体流动状态，特别是涉及利用超声频谱多普勒技术检测血液或其他体内液体的流动状态。

背景技术

超声诊断系统通过使用多普勒原理早已应用于检测体液例如血液的流动。通常的方式是，发射一个超声波脉冲系列进入身体血管或其他测量部位。将从测量部位返回的回声信号逐个与一个相位参考信号相比较以确定回波的频率偏移。多普勒频率偏移正比于液体流速在声束方向的分量。一种现有的显示这种多普勒信息的方式是以图形方式实时显示其时间频率表现。该显示方式一般被称为频谱多普勒，其中显示的频率成份代表血流的速度。

获取频谱多普勒的传统方式是一边在患者皮肤上移动探头，一边监听流动液体的典型多普勒声响。当听到稳定的多普勒声响后，进行频谱多普勒测量。一种改进的获取频谱多普勒技术是，先获取欲进行血流测量的部位的二维图像，然后用一个可视指示线指明多普勒声束的路径，并用一个与此指示线相交的光标指定频谱多普勒测量的深度。当获取频谱多普勒数据时，将两者的交点保持于想要进行液体流动状态测量的位点。

然而，无论上述声音技术还是视觉技术，都会经常遇到困难。从中获取多普勒信号的身体位置被称为采样容积。通常，医师希望采样容积尽可能地小，以便准确地检查关注的空间区域。但是由于采样位置的人为误差，以及换能器与人体器官的相对运动，比如，医师的手的移动、患者的移动、以及呼吸、心跳等生理运动，较小的采样容积经常会错过所希望的检查位点。

为此，Peterson 在其美国专利（No. 5,365,929）中提出了一种提高频谱多普勒检测精确度与准确度的新技术，即同时监测多个采样容积的多普勒信号，而采用并显示来自于一个其多普勒信号具有最大功率、最大频率或其他特性的采样容积的多普勒信息。

Mine 提出了另一种通过自相关技术同时检测多个采样点的多普勒信号的平均频率、变异及功率，以最大平均频率、最大功率等为中心，选择一个采样点，显示其平均频率-时间曲线的类似技术（美国专利 No. 5,971,927）。

但是，这两种技术仍存在着不足，即，如果关注血管的运动幅度较大，需要以同样采样频率同时检测其多普勒信号的采样容积可能过多，不仅使系统增加许多软硬件性能要求，而且患者接受的超声照射剂量也可能会增加。而且，如果关注血管的运动幅度较大，随着检测区域的扩大，采样容积或采样容积的选择受到其它无关血流的干扰的可能性也在增加，从而可能造成诊断的困难，甚至失误。

发明内容

因此，本发明的目的是提供一种利用局限范围内的数个采样容积，跟踪关注血管以获取其频谱多普勒信息的新技术。

根据本发明的技术要点，初步设置一个局限监测范围后，监测、比较其内数个采样容积

的多普勒信息，并以其中具有最大的多普勒信号（可以按照幅度、频率、功率或其他信号特性进行衡量）的采样容积的位置为中心，不断重新设置局限监测范围的位置，使其中央采样容积持续跟踪关注血流。

由于本发明不是通过监测关注血管移动的整个范围，而只监测一个局限范围内的数个采样容积，就可以使其中央采样容积跟踪关注血流，并获取其多普勒信息，因此可以提高检查效率、减少干扰因素。并且，在许多情况下可以减少患者的受照射剂量。

上述局限监测范围可以在一条回声接收方向线或者在一条任意指定的直线或曲线上设置呈串状，或者可以在一个二维切面或者三维空间内一个任意指定的平面或曲面上设置成片状，也可以在一个3维立体空间内设置成块状。

附图说明

图1是按照本发明原理构建的一种超声诊断系统的结构框图；

图2是根据本发明原则产生的一种多普勒测量空间显示的示意图；

图3是根据本发明原则产生的一种多普勒频谱显示的示意图；

图4、5是根据本发明原则产生的二维跟踪方式多普勒测量空间显示的示意图；

图6、7与8是根据本发明原则产生的三维跟踪方式多普勒测量空间显示的示意图；

图9是按照本发明原则构建的一种彩色多普勒系统的结构框图；

图10是根据本发明原则利用一种彩色多普勒系统获取的时间频谱曲线示意图；

图11是按照本发明原则构建的另一种多功能复合超声诊断系统的结构框图。

具体实施方式

图1是按照本发明构建的一种超声诊断系统实施例的结构框图。其中，包括一个探头10，用于发射超声脉冲束进入一个受检者体内，并接收体内返回的回声信息。通过其内换能器的机械移动或者采用电控扫描多元阵列换能器11，可以改变超声脉冲束进入体内的方向。探头10将所接收到的回声信息转化为电信号后送入一个声束形成器12。正如本领域所熟知的那样，声束形成器12使来自于换能器11的各个单元的回声信号得到长短不等的时间延迟，并使它们相加形成一个来自于某个特定的返回方向的聚焦增强的回声信号。以下称这种返回方向为回声信号的方向线。

方向线上的聚焦后的回声信号有两种处理方式。一个B模式处理器16按照产生体内结构二维B模式图像的常规方式对回声信号进行滤波、检波等处理。产生的B模式数据经扫描变换器25处理后送入一个视频处理器26，最后在显示器上产生一个如图2所示的反映机体内部结构的断层图像70。

此外，回声信号也被送至一个多普勒滤波及解调器14，其处理回声信号的多普勒信息，产生代表回声信号的频率测量或相位偏移的多普勒解调信号。在推荐实施例中，利用正交解调技术使解调的多普勒信号呈正交复合形式，并且通过在方向线上被称为采样容积的各离散空间位置上采样，使呈数字化的I、Q值形式。

通过控制面板18上的监测范围设置部19的操作，使得一个局限监测范围初步设置于显示器所显示的断层图像70上，如本例中包含相邻的三个采样容积SVa、SVc与SVp（参考图2）。通过CPU20，局限监测范围的位置信息被送至一个图形处理器22，后者用于产生如

图 2 所示的局限监测范围标志 80 及其中央采样容积 SVc 标志 81, 以及多普勒声束线标志 76 等图形数据, 送至视频处理器以在显示器上显示出这些叠加图形。

或者, 也可以通过程序由 CPU20 直接产生这些图形数据, 存储于一个图形显示存储器, 然后送至视频处理器以在显示器上显示出这些叠加图形。

局限监测范围 80 初步设置后, 在 CPU20 的控制下, 声束形成器 12 通过探头 10 向该范围发射并接收多普勒探查声束, 经过多普勒滤波及解调器 14 处理得到的来自于其内各采样容积, 如本例中的 SVa、SVc 与 SVp 的多普勒信号; 并且在 CPU20 的控制下, 各采样容积的多普勒信号分别进入一组平行的处理通道。其中, 来自于中央采样容积 SVc 的多普勒信号进入一个壁滤波器 30, 以滤除由组织, 如血管壁、瓣膜产生的低速信号, 留下希望的液体流动信号。滤波后的速度信号被送入一个功率评估器 32, 由其评估来自采样容积 SVc 的多普勒信号的平均功率。功率评估器进行如下计算:

$$P=R_{z,t}[0]=\frac{1}{M}\sum_{m=t}^{t+M-1}X_z[m]x_z^*[m]$$

其中, $X_z[m]$ 是在时间 m 、位置 z 处的多普勒信号采样值复数, $X_z^*[m]$ 是 $X_z[m]$ 的共轭复数, M 是从位置 z 处获取的用于评估平均功率的多普勒采样值复数的个数。评估得到的功率参数 $R_{z,t}[0]$ 经过平滑滤波器 34 滤波产生一个属于考察点相应的采样容积 SVc 的多普勒信号功率参数 P_c 。

来自于 SVc 前后的 SVa 及 SVp 的多普勒信号如图 1 所示在 CPU20 的控制下分别进入壁滤波器 40 及 50, 经过类似的处理, 分别产生属于 SVa 及 SVp 的多普勒信号功率参数 P_a 及 P_p 。

各通道多普勒功率评估值被送至一个比较器 60, 其比较各功率评估值的大小, 并选择出最大值的位置参数。被选择的最大值的位置参数送入 CPU20。CPU20 以功率最大值所属采样容积的位置为中心, 重新确定局限监测范围 80 的位置。重新确定后, CPU20 将控制得到来自新的局限监测范围 80 所相应的新的中央采样容积 SVc 以及新的 SVa 与 SVp 的多普勒信号, 并使他们进入各自相应的处理通道。与此同时, CPU20 也控制使图形显示控制器 22 更新其所产生的局限监测范围标志 80 及其中央采样容积 SVc 标志 81 等的位置数据。

在一种实施例中, 可以省略比较器 60, 其相应的比较功能可以由 CPU20 直接承担。此外, 上述分别起始于壁滤波器 30、40 及 50 的各处理通道的功能也可以由一个处理通道, 通过分时共享方式完成。

来自于中央采样容积 SVc 的多普勒信号经过壁滤波器 30 滤波后, 还被送入一个频谱分析器 24, 其利用现有技术, 比如快速 Fourier 转换 (FFT) 处理, 形成多普勒频谱数据, 经扫描变换器 25 处理后送入视频处理器 26, 最后在显示器上形成类似图 3 中轴线 A1 右侧 t1 时间段所示的多普勒频谱图。其中实线 90 表示频谱最大值, 虚线 92 表示频谱最小值, 两者间的垂直距离反映了频谱宽度或者分散程度。

下面参考图 2 进一步说明按照本发明原理自动跟踪关注血流, 以获取其频谱多普勒的具体过程。

图 2 是按照本发明原理产生的一种典型的空问显示。该图画出了一个扇形区域的轮廓 72, 其中探头位于弧线 71 之上。利用 B 模式数据形成体内结构 (例如血管 74) 的空问定位图像 70。图中显示了一条多普勒方向线 76, 以及沿着该多普勒方向线 76 分布的局限监测范围 80 内的各采样容积 SV_a 、 SV_c 与 SV_p 。本发明通过对该局限监测范围 80 内各采样容积的多普勒信息的监测, 使中央采样容积 SV_c 自动跟踪并保持于关注血流之上。

例如, 如图 2 所示, 如果中央采样容积 SV_c 的初始位置恰好位于血管 74 之上, 而 SV_a 与 SV_p 位于血管 74 之两侧。在这种情况下, 具有最大的多普勒信号强度, 即多普勒功率值最大的采样容积将是 SV_c , CPU20 不断重新确定的局限监测范围 80 的位置将保持不变。

现假设由于患者身体或其内组织器官或探头的某种移动, 或者由于设置时的人为偏差, 中央采样容积 SV_c 与血管 74 的位置不一致, 血管 74 偏向于中央采样容积 SV_c 一旁的 SV_a 或 SV_p 。此时, 血管所偏向的采样容积返回的多普勒信号将具有更大的功率, 因此, CPU20 将以该采样容积为中心重新确定局限监测范围 80 的位置, 这样, 其中央采样容积 SV_c 也随之移向血管 74, 从而恢复或趋向图 2 所示的 SV_c 恰好位于血管 74 之上的状态。在这种情况下, 如图 3 所示的频谱显示中显示一条新的轴线 A2, 以提醒用户取样容积发生了改变, 而频谱显示将在接着的时间段 t_2 显示来自于新的中央采样容积的以最大值曲线 94 及最小值曲线 96 表示的频谱。

如此, 继续监测局限监测范围 80 内的各采样容积, 并不断重新确定局限监测范围 80 的位置, 其中央采样容积 SV_c 将会持续跟踪关注血管。因此, 可以利用中央采样容积 SV_c 的多普勒信号, 经过频谱分析器 24 处理, 准确并且精确地获取血管 74 的血流多普勒信息。并进而计算各种血流参数, 如阻力指数、搏动指数等。

虽然上述实施例根据多普勒信号的功率评估值参数重新确定局限监测范围 80 的位置, 显然其他一些具有临床意义的检测值, 比如多普勒信号的幅度、带宽、频率, 等, 也可以作为判断的依据。

局限监测范围 80 可以包括其他数量的采样容积, 比如可以具有 5 个、7 个采样容积。在一种推荐实施例中, 监测范围设置部 19 具有调整该局限监测范围 80 的覆盖范围、接受监测的采样容积的数量及大小的功能。

前述实施例参考图 2 说明了利用局限监测范围 80 沿着一条一维的多普勒接收方向线跟踪血管的原理。本发明原理可以推广到 2 维或 3 维的实施方式。利用多声束线接收技术, 例如美国专利 No. 4,644,795 或者 6,585,648 所介绍的方式, 可以在许多声束方向上同时获取多普勒信息。这种技术允许同时获取、处理、比较设置在多条声束线上的一个局限监测范围内的多个采样容积的多普勒信息, 从而可以在一个二维或者三维空间范围内跟踪血管。

例如图 4 显示了利用一个跨越 3 条声束线 76, 包括 3 个采样容积的局限监测范围 80 在一条任意路径 77 上跟踪关注血管的技术。监测与比较设置在路径 77 上的局限监测范围 80 内位于不同接收声束线上的采样容积 (SV_a 、 SV_c 与 SV_p) 的多普勒功率, 并不断以其中具有最大多普勒功率的采样容积的位置为中心, 在路径 77 上重新确定局限监测范围 80 的位置。

如此方式,利用这种跨越多条(例如,本例中的3条)接收方向线的局限监测范围80,可以使中央采样容积SVc沿着用户任意指定的路径77跟踪血管74。路径77可以是如图所示的任意方向的直线,也可以是其他任意指定的曲线路径。这种局限监测范围80及路径77的设置使中央采样容积SVc沿着感兴趣血管的实际移动方向跟踪血管成为可能。

图5显示了一个具有3*3采样容积阵列的局限监测范围80。连续监测与比较其内各采样容积的多普勒功率,并不断以其中具有最大多普勒功率(或频率,等)的采样容积的位置为中心,重新确定局限监测范围80的位置。如此,这种二维的局限监测范围80,可以使中央采样容积SVc在纵横两个方向上跟踪关注血管。

显然,本例中局限监测范围80的这种3x3采样容积矩阵,在其他一些实施例中,也可以由排列成其他二维形状,如“+”状或“*”状的数个采样容积进行替代。

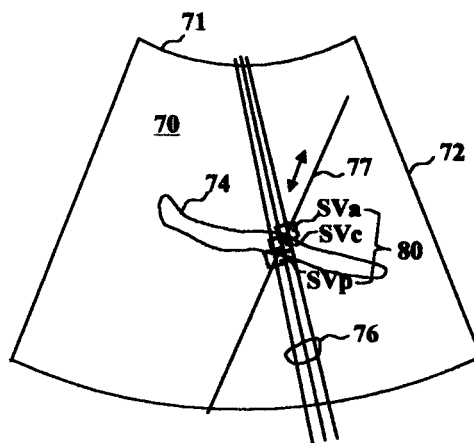
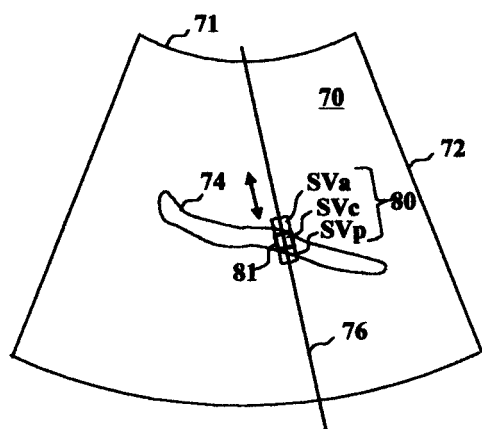
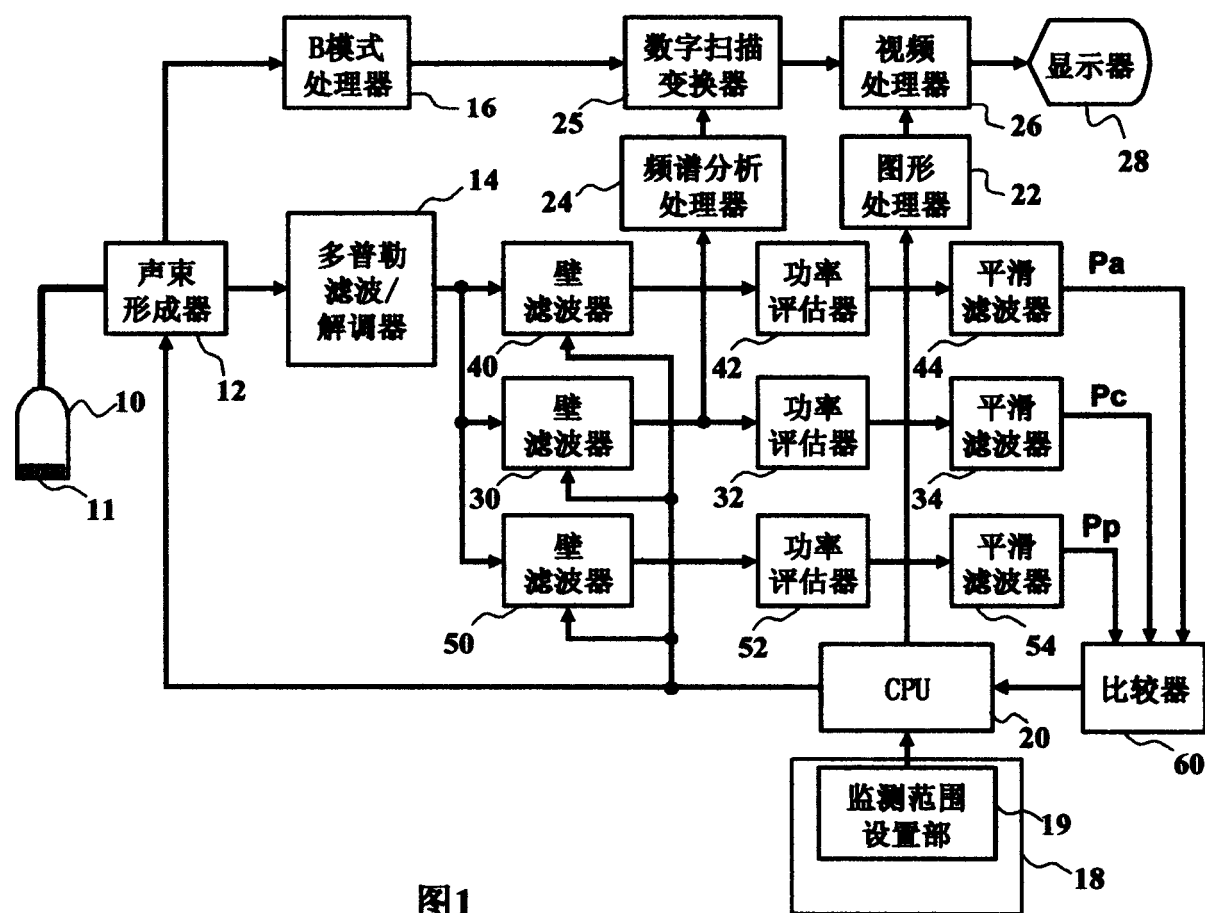
如图6、7、8所示,利用二维阵列探头及多声束形成器配置,分别采用三维空间内的线状、面状或块状局限监测范围80,连续监测与比较其内各采样容积的多普勒信号强度,并不断以其中具有最大的多普勒信号功率等特征的采样容积的位置为中心重新确定局限监测范围80的位置,可以分别在三维空间内的一条线77(参考图6)、一个面78(参考图7)或整个3维空间70(参考图8)内跟踪血管。

对于设置在多条声束线上的上述各种局限监测范围80内各采样容积的多普勒信号检测,除了采用上述多声束线同时接收技术外,在一些实施例中也可以采用传统的单声束接收技术,通过交替扫描等方式得以实现。当然,这样的方案会降低可检测速度范围,或者,需要时间插值处理。

此外,可以利用如图9所示的彩色血流超声诊断成像系统,根据本发明原理,通过在某个关注血管位置设置局限监测范围80(类似图2、及图4-8所示),并比较其内通过彩色血流处理器15获得的各采样容积的某项彩色血流多普勒数据(平均频率、变异或者功率等),并以其中具有最大数据的采样容积的位置为中心,不断重新确定该局限监测范围80的位置,可以使局限监测范围80的中央采样容积SVc81跟踪关注血流。进一步根据中央采样容积的平均频率等多普勒数据,由CPU20(或其他处理器)处理,可形成各种时间曲线数据,存储于一个时间曲线数据存储单元66,并送入视频处理器26,最终可以形成例如图10所示的时间曲线。图10中,实线91、97表示平均频率(或者平均速度)、虚线93、95以及98、99则分别由平均频率(或者平均速度)加减其平均方差的某种倍数(比如,2倍数)估算而来,可以作为最大频率(最大速度)、及最小频率(最小速度)的估计值。进一步,可以根据平均频率或者最大频率计算各种血流参数,如阻力指数、搏动指数等。轴线A1、A2的意义同图3,用以提醒用户取样容积发生了改变。可以进一步根据多普勒信号的功率控制曲线91、97等的亮度或颜色,以增加诊断的信息量。

对于图9所示的彩色多普勒超声成像系统,当通过冻结操作,使大量的彩色多普勒图像存入一个动态回放存储器62后,回放时,在存储的图像上通过监测范围设置部19设置一个局限监测范围80,通过与前述类似的对局限监测范围80内数个采样容积的血流多普勒数据的比较,及对局限监测范围80的不断重新设置过程,也可以使其中央采样容积SVc81跟踪关注血流,并得到关注血流的各種时间曲线。

此外，也可以利用如图 11 所示的多功能超声诊断系统，依照上述原理由监测范围设置部 19 初始设置一个局限监测范围 80 的位置后，由 CPU20（或其他处理器）根据彩色血流处理器 15 获得的其内各采样容积的血流多普勒数据，不断重新确定其中心位置；同时，以该中心位置为中心确定并控制频谱多普勒处理器 17 所代表的频谱多普勒处理子系统的采样容积的位置，可以使频谱多普勒子系统的采样容积跟踪关注血流，并准确地获取所需要的关注血流的多普勒频谱数据。



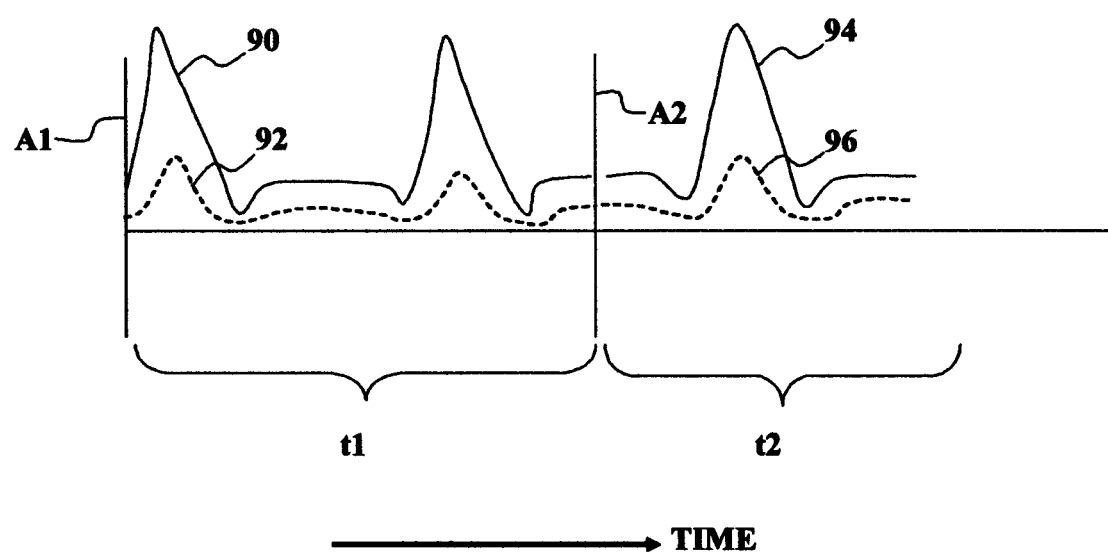


图 3

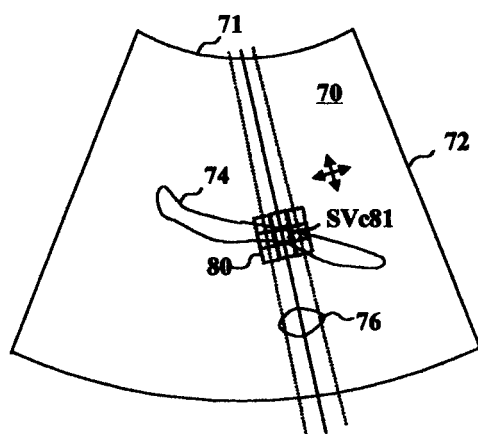


图5

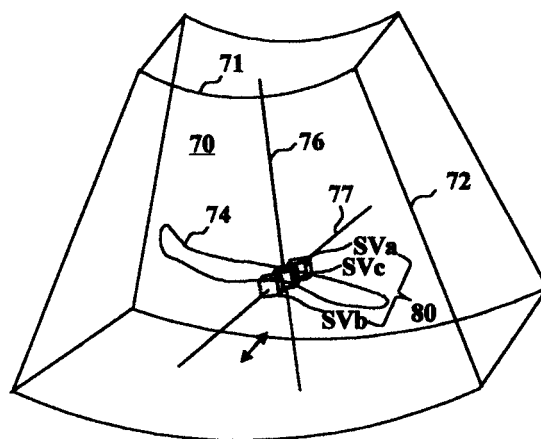


图6

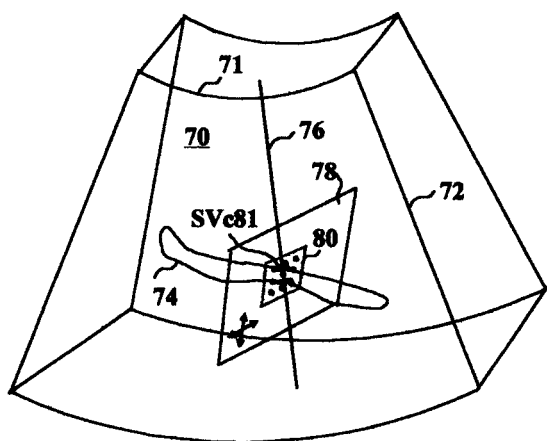


图7

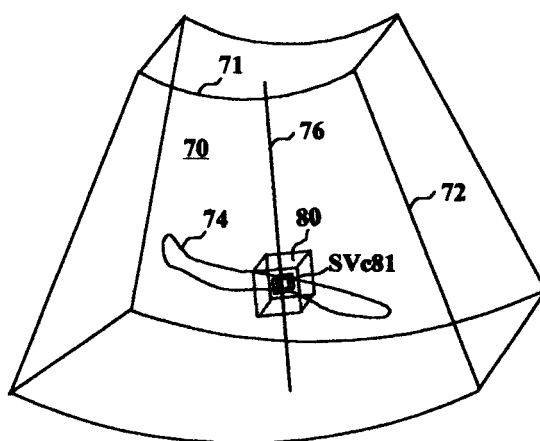


图8

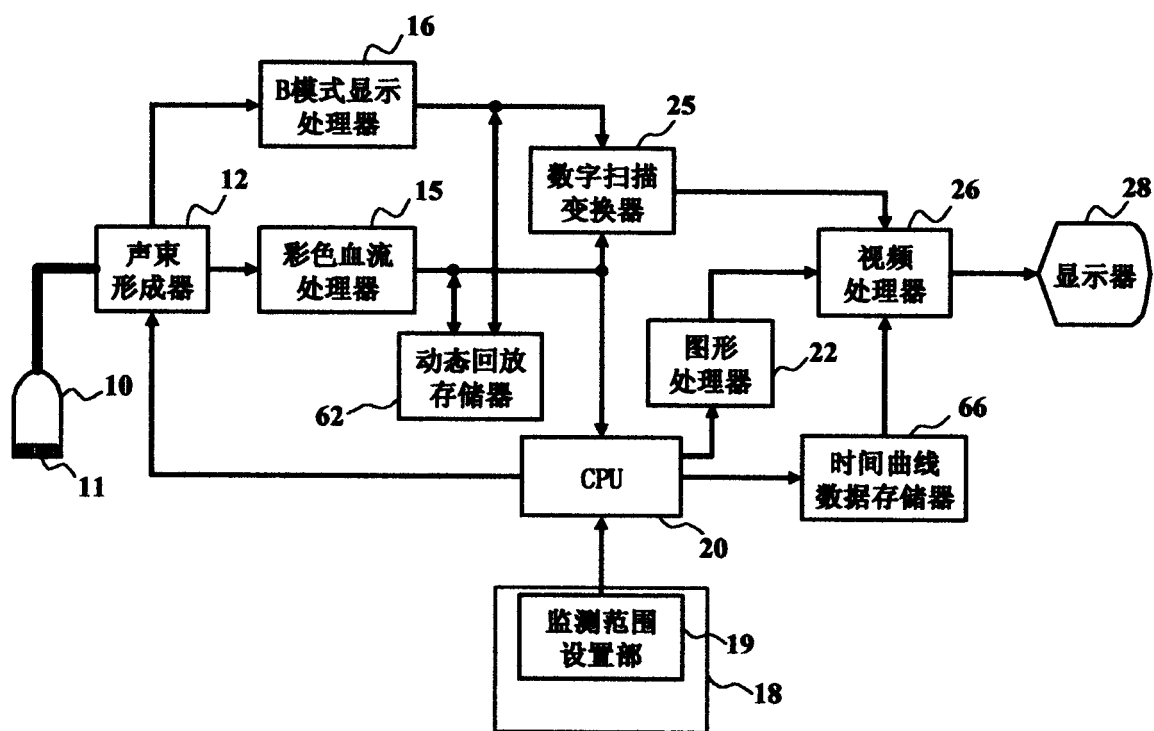


图9

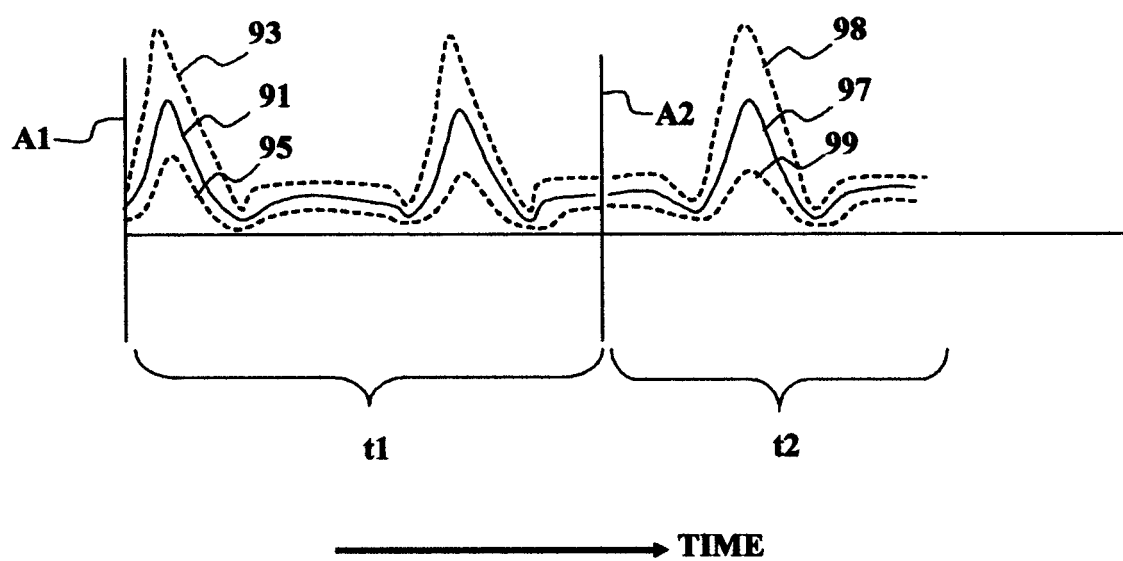


图 10

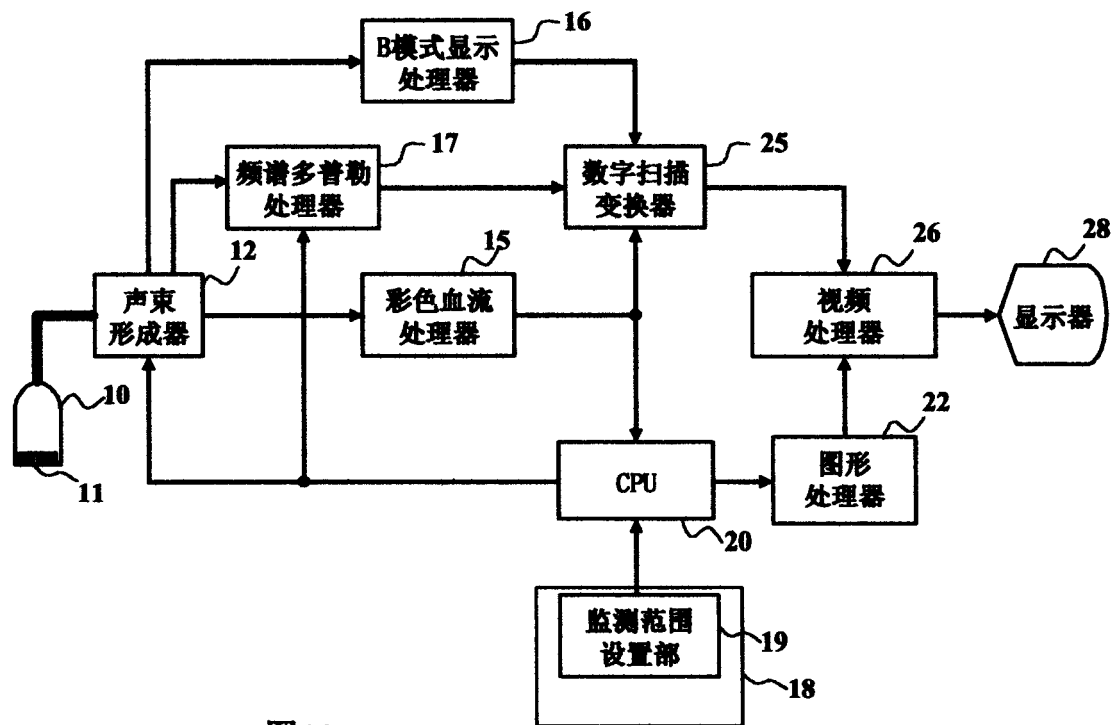


图11

专利名称(译)	自动跟踪超声多普勒诊断系统		
公开(公告)号	CN1541623A	公开(公告)日	2004-11-03
申请号	CN200310101190.8	申请日	2003-10-22
[标]申请(专利权)人(译)	王作军		
申请(专利权)人(译)	王作军		
当前申请(专利权)人(译)	王作军		
[标]发明人	王作军 曹铁生 段云友 蒋姗姗		
发明人	王作军 曹铁生 段云友 蒋姗姗		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种能够自动跟踪血流位置，获取其频谱多普勒信息的超声诊断系统。其具有设置一个局限监测范围的手段，以及获取该局限监测范围内数个采样容积的多普勒信息的手段。该系统比较各采样容积的多普勒信息，按照预定的标准(比如具有最大的多普勒功率)选出一个采样容积；并不断以如此选出的采样容积的位置为中心，调整局限监测范围的位置，使其中央位置的采样容积具有自动跟踪血流的功能。根据中央位置的采样容积的多普勒信息形成并显示频谱曲线，并进而可以计算各种血流参数。优选地，该系统尚具有在B模式或其他空间显示模式图像中动态显示局限监测范围及其中央采样容积的位置的手段。

