



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102481142 A

(43) 申请公布日 2012.05.30

(21) 申请号 201080038514.6

(22) 申请日 2010.08.27

(30) 优先权数据

GE2009A000070 2009.08.31 IT

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012.02.29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2010/062556 2010.08.27

(87) PCT申请的公布数据

W02011/023797 EN 2011.03.03

(71) 申请人 百胜集团

地址 意大利米兰

(72) 发明人 F·安德鲁塞蒂 P·托特里

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 杨晓光 于静

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

G01S 15/58 (2006.01)

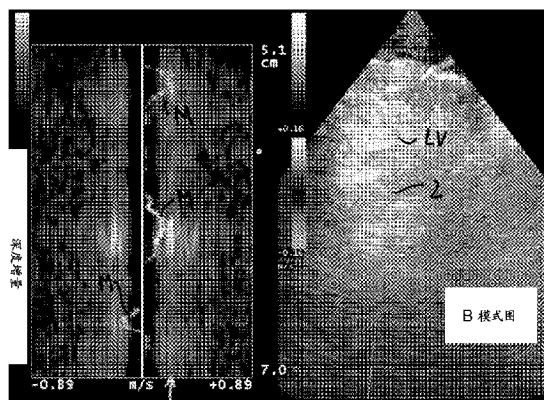
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 4 页

### (54) 发明名称

用于超声检测并形成血液动力信息,具体地说静脉血流信息的图像的方法和装置

### (57) 摘要

一种用于超声检测并形成血液动力信息(具体地说,静脉血流信息)的图像的方法,所述方法包括以下步骤:将超声脉冲发射到待检查体中,所述脉冲由根据预定顺序和设计设置的电声换能器阵列生成;由接收电声换能器阵列接收由反射发射脉冲而产生的反射脉冲,所述接收电声换能器阵列在从所述待检查体反射的脉冲的激励下生成接收信号;沿一个或多个扫描线聚焦发射到所述待检查体的系列脉冲和/或从所述待检查体接收的脉冲;生成流入血管的血液所发出的脉冲反射产生的至少一个多普勒频移信号,所述血管被所述扫描线横截、在至少一个点中并至少沿所述扫描线,或沿脉冲传播方向;根据多普勒频移频谱的平均频率值确定血流速度至少在所述点中的方向,以及通过区分相反方向的图形和/或彩色表示显示血流速度的方向。



来自多普勒频移信号的速度频谱

1. 一种在超声系统中获取和显示来自所研究实验体的多普勒数据的方法,所述方法包括以下步骤:

- a) 将超声波发射到所研究实验体中;
- b) 响应于从所述所研究实验体反向散射的超声波而生成反向散射信号;
- c) 响应于所述反向散射信号而生成表示所述实验体内的预定范围的深度增量的多个多普勒信号采样;
- d) 响应于所述多普勒信号采样而生成表示所述预定范围的深度增量的多个多普勒频率信号;
- e) 响应于所述多普勒频率信号而显示沿第一轴表示所述多普勒频率和沿第二轴表示所述范围的深度增量的第一多普勒图;
- f) 根据所述多普勒频率信号在所述范围的深度增量的每个增量处生成多普勒平均频率信号;
- g) 显示沿所述第一轴表示所述多普勒平均频率和沿所述第二轴表示所述范围的深度增量的第二多普勒图,其方式为:设置定义形成所述第二多普勒图的显示图像的像素的外观状态的参数,使得在视觉上区分所述像素和所述第一多普勒图的图像的像素;
- h) 以特定重复频率重复以上步骤序列;
- i) 设置形成所述第二多普勒图的图像的像素的外观状态的持续时间,方式为:在预定时段内和/或直到根据在至少一个所述重复步骤 h) 期间获取的多普勒信号采样生成具有更大绝对平均频率值的新的多普勒信号为止,所述像素保持其外观状态,而与所述多普勒频率信号的任何衰减或终止无关;
- j) 通过设置形成所述第二多普勒图的显示图像的像素的外观状态,使用所述多普勒平均频率信号的新的值升级所述图像。

2. 根据权利要求 1 的方法,其中还提供了以下步骤:在生成所述多普勒平均频率信号之前,滤出所述多普勒频率信号的低频分量。

3. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其中步骤 g) 包括:增强形成所述第二多普勒图的图像的像素的亮度。

4. 根据权利要求 3 的方法,其中还提供了以下步骤:降低形成所述第一多普勒图的图像的像素的亮度。

5. 根据上述权利要求中的一个或多个权利要求的方法,还包括以下步骤:沿表示所述多普勒平均频率信号的多普勒平均频率值的第一轴改变频率标度。

6. 根据权利要求 5 的方法,其中增大所述标度以便沿所述第一轴相对于所述第一图的尺寸而增大所述第二图的图像的尺寸。

7. 根据上述权利要求中的一个或多个权利要求的方法,其中所述所研究实验体至少包括血管,并且所述血管中的血流量具有在最大速度与接近零或相反方向的速度之间随时间变化的流量速度;

设置所述预定范围的深度增量以便覆盖至少一个血管的整个横截面;

所述多普勒频率信号和所述多普勒平均频率信号表示血流量在所述深度增量处的血管中的速度;

保持形成所述第二多普勒图的图像的像素的外观状态的持续时间,直到根据在至少一

个所述重复步骤 h) 期间获取的多普勒信号采样生成具有与更大绝对值的血流量速度一致的更大绝对平均频率值的新的多普勒信号为止。

8. 根据上述权利要求中的一个或多个权利要求的方法,其中从所述实验体中产生所述多普勒信号采样的第一感兴趣区域和从所述实验体中的至少第二或更多其他感兴趣区域接收所述反向散射信号。

9. 根据上述权利要求中的一个或多个权利要求的方法,其中所发射的超声波包括针对多普勒数据获取优化的沿横穿至少两个或更多所述感兴趣区域的方向引导的超声束。

10. 根据权利要求 8 或 9 的方法,其中所述感兴趣区域是响应于表示预定范围的深度增量的所述反向散射信号而生成多个多普勒信号采样的不同血管,所述增量中的每个增量至少部分地横穿所述血管之一。

11. 根据上述权利要求中的一个或多个权利要求的方法,其中还提供了以下步骤:在超声系统中获取和显示来自所述所研究实验体的 B 模式数据,所述超声系统包括以下步骤:生成包含所述所研究实验体的感兴趣区域的 B 模式数据;

显示 B 模式图像并以在所述 B 模式图像上叠加的方式显示扫描线和对应感兴趣区域上的深度增量的范围,其中多普勒束沿所述扫描线聚焦。

12. 根据上述权利要求中的一个或多个权利要求的方法,其中提供了发射和接收超声换能器阵列,所述阵列具有特定孔径,使用所述换能器阵列的第一子阵列发射超声波,所述第一子阵列仅由所述阵列的一部分超声换能器形成、具有与所述换能器阵列的孔径不同的第一孔径,并生成传播方向与完整换能器阵列所生成的超声束的传播方向不同的超声束,限定所述子阵列发出的超声束的传播方向,以便至少部分地横穿所述所研究实验体内的一个或多个感兴趣区域;

而反向散射的超声束由接收换能器阵列的第二子阵列或由完整的接收器阵列接收。

13. 根据权利要求 12 的方法,其中所述第二子阵列不同于所述第一子阵列。

14. 根据权利要求 13 的方法,其中所述发射和接收换能器阵列包括同一换能器阵列连同切换器,所述切换器将所述阵列的换能器交替地连接到所述换能器的激励信号发生器以及连接到由冲击在所述换能器上的反向散射超声波生成的接收信号的处理器件。

15. 一种执行如权利要求 1 至 14 中的一个或多个权利要求所述的用于超声检测并形成血液动力信息,具体地说形成静脉血流信息的图像的方法的装置,所述装置包括:

超声探测器,其包括发射和接收电声换能器阵列,所述换能器根据预定顺序和设计设置;

发射电声换能器元件,每个均具有其自己的单独的线路,以便连接到用于生成和发射对应电声换能器元件的电激励信号的单元;

接收电声换能器,每个均具有其自己的单独的线路,以便连接到至少一个处理单元;

至少一个单元,用于图像数据的多门处理,以便从在不同深度增量处的采样容积接收的多普勒信号采样生成多普勒频率信号,所述至少一个处理单元用于计算与所述采样容积中的至少一些采样容积相关的多普勒频率信号的平均信号频率;

一部件,所述部件用于响应于所述多普勒频率信号而显示沿第一轴表示所述多普勒频率和沿第二轴表示所述范围的深度增量的第一多普勒图;

以及用于显示沿所述第一轴表示所述多普勒平均频率和沿所述第二轴表示所述范围

的深度增量的第二多普勒图,方式为:设置定义形成所述第二多普勒图的显示图像的像素的外观状态的参数,使得在视觉上区分所述像素和所述第一多普勒图的图像的像素。

16. 根据权利要求 15 的装置,其特征在于,还包括:

根据一种改进,所述装置还包括:

用于发射和接收用于解剖 B 模式成像的电声脉冲束的部件;以及

用于生成 B 模式图像数据的接收信号处理单元,以及用于显示 B 模式图像的部件,所述部件以与根据发射超声脉冲束的穿透深度显示多普勒移频的频谱分布的平均频率和多普勒移频的频谱分布的图像并列的方式显示所述 B 模式图像。

17. 根据权利要求 15 或 16 的装置,其特征在于,包括:

一部件,用于以图形方式在所述 B 模式图像上绘制线以及用于选择所述线作为多普勒数据获取束必须沿其聚焦的线;

一部件,用于选择在所述线的一个或多个区域处的、沿所述线的预定范围的深度增量;

一部件,用于计算束聚焦参数以便以将所述束聚焦在所述线处的方式驱动所述探测器的阵列的换能器,以及用于设置超声装置的接收信号处理单元,设置方式为:提取并处理与从对应于所述深度增量的每个所述采样容积反向散射的超声束相关的接收信号贡献;

一部件,用于跟踪所述探测器的位置和方位、确定超声发射束将沿其聚焦的线的方位,以及在所述 B 模式图像上显示所述线;

一部件,用于当所述超声束在其上聚焦的线与所述 B 模式图像上绘制的线重合时,触发所述束的发射。

18. 根据权利要求 17 的装置,其特征在于,还具备切换部件,用于将多个选定换能器连接到用于生成和发射电激励信号的单元,所述选定换能器的数量小于所述阵列的换能器总数,以这样的方式选择换能器的数量:形成换能器的子阵列,所述子阵列具有与完整换能器阵列的孔径不同的孔径并相对于所述换能器阵列的中心而偏心;

以及具有将接收换能器阵列的多个选定换能器连接到用于处理接收信号的单元的切换部件,以这样的方式选择换能器的数量:所述换能器的数量能够在换能器总数到小于换能器总数的数量之间变动,以便形成换能器的子阵列,所述子阵列具有与完整换能器阵列的孔径不同的孔径并相对于所述换能器阵列的中心而偏心。

19. 根据权利要求 18 的装置,其特征在于,由控制部件自动驱动所述切换部件,所述控制部件通过根据由声波传播的物理定律确定的数据、在所述 B 模式图像上绘制的发射束必须沿其聚焦的线的方位以及所述采样容积的线上由所述范围的深度增量定义的位置计算对应孔径,而改变发射换能器阵列和/或接收换能器阵列的选定的换能器的数量。

20. 根据权利要求 15 至 19 中的一个或多个权利要求的装置,其特征在于,还具备:改变要选择的发射和/或接收换能器阵列的数量和位置以便最大化检测到的最大平均多普勒频率值的部件。

## 用于超声检测并形成血液动力信息,具体地说静脉血流信息的图像的方法和装置

[0001] 本发明涉及一种用于超声检测并形成血液动力信息,具体地说静脉血流信息的图像的方法,所述方法包括获取和显示来自超声系统中的所研究实验体的多普勒数据的步骤。

[0002] 用于所研究体内的移动反射体的非侵入式检测速度信息的超声束是公知的技术。已知若干备选方式并且它们当前用于根据多普勒效应从影响反向散射超声束的频移或相移确定散射体的速度。

[0003] 这些方法中的一种方法是所谓的多门 (multigate) 多普勒处理方法,此方法包括以下步骤:

[0004] a) 将超声波发射到所研究实验体中;

[0005] b) 响应于从所述所研究实验体反向散射的超声波而生成反向散射信号;

[0006] c) 响应于所述反向散射信号而生成表示所述实验体内的深度增量的预定范围的多个多普勒信号采样;

[0007] d) 响应于所述多普勒信号采样而生成表示深度增量的预定范围的多个多普勒频率信号;

[0008] e) 响应于所述多普勒频率信号而显示沿第一轴表示所述多普勒频率和沿第二轴表示所述深度增量的范围的第一多普勒图。

[0009] 实际上,多门多普勒处理是一种特定的 PW 多普勒技术,该技术允许在所研究实验体(其中必须确定多普勒频移分布(profile)内的较大采样容积(门)内,在预定范围中划分与沿发射束的特定数量的相继深度增量对应的若干较小采样容积。作为所述深度增量的函数的多普勒频率分布指所述相继的较小采样容积内的移动微粒的速度分布。基本上并行地执行在每个较小采样容积(即,深度增量)处从实验体反向散射的多普勒信号采样的处理。

[0010] 考虑采样容积与沿发射束的深度增量之间的上述等同性,这是由于为了在 PW 技术中获取多普勒数据,脉冲超声束必须沿特定方向(优选地相对于反射体的运动方向呈一定角度)传播。

[0011] 多种其他不同的用于血液动力信息的超声检测的方法是公知的并在本领域中广泛使用,这些方法允许确定平均多普勒移频并因此确定预定点中的平均血流速度或预定点中的多普勒移位的频谱表示,并显示血流的血液微粒的速度在该点中的分布。

[0012] 通常称为 CFM(彩色血流图)的方法(其用于确定平均多普勒移频并因而确定血流的平均速度)包括针对一条血管处的预定点确定该点中的超声脉冲的多普勒移频的频谱分布的平均值。作为一种获取和处理方法,CFM 是公知的并广泛应用。参见例如 US 5,246,006。发射、接收并处理超声信号以针对沿预定扫描线的预定点检测该点中的平均谱频率值。该平均频率是穿过该点移动的反射体的平均位移速度的估计,并因此是流过该点的血液的平均位移速度的估计。

[0013] CFM 法的视觉结果包括以两种不同颜色之一指示流向,每种颜色唯一地与两个方

向（朝向和远离探测器）之一关联。此外，颜色的色调指示信号的强度并因此指示平均速度的流量和 / 或模数 (modulus)。

[0014] 通常，在超声信号的多普勒处理的同时，还在所谓的 B 模式中沿扫描平面（具体地说，沿包含用于 CFM 检测的扫描线的扫描平面）生成形态（解剖）图像。通常在发射、接收和处理多普勒信号的间隔中发射、接收和处理生成 B 模式图像所需的信号。

[0015] 将颜色添加到 B 模式图像的与在该处检测到多普勒频移的区域或点一致的像素。

[0016] 此外，如公知的，由于发射具有有限长度的脉冲，该脉冲将具有特定带宽，而不只是基础频率。此外，在每个采样容积（门）内，可以提供若干不同种类的移动反射体，使得反向散射波具有特定带宽并在该带宽内具有特定频谱分布。

[0017] 除了确定平均速度值（即，多普勒频移的频谱的平均频率的分量）以外，在提取与给定采样点或容积关联的多普勒频率的整个谱中，多普勒技术是公知的。如以上已指出的，由于与 CFM 相比，待处理信息量大得多，这些方法（称为脉冲波 (PW) 方法）需要超声信号的更复杂的处理。PW 技术的扩展是所谓的多门，其包括通过沿扫描线或扫描线的一部分排列的多个顺序点（称为门）的顺序多普勒频谱检测，以便沿所述线重新构建速度分布。

[0018] 在以下文档中详细描述了多门法：

[0019] P. Tortoli, G. Manes, C. Atzeni, Velocity profile reconstruction using ultrafast spectral analysis of Doppler ultrasonic, IEEE Transactions on Sonics and ultrasonics, Vol. SU 32, N. 4, pp. 555-561, July 1985.

[0020] P. Tortoli, F. Andreuccetti, G. Manes, C. Atzeni, Blood Flow Images by a SAW-Based Multigate Doppler system, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics & Frequency Control, vol. 35, n. 5, pp. 545-551, September 1988.

[0021] P. Tortoli, F. Guidi, G. Guidi, C. Atzeni, Spectral velocity profiles for detailed ultrasound flow analysis, IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics & Frequency Control, vol. 34, n. 4, pp. 654-659, July 1996.

[0022] An FFT-Based Flow Profiler for High-Resolution In Vivo Investigation, Piero Tortoli 等人, Ultrasound in Med. & Biol. Vol. 23, No. 6 pp. 899-910, 1997.

[0023] US 6, 450, 959.

[0024] 可以在以下文档中找到 CFM 和 PW 方法的更多细节：

[0025] US 4, 913, 159, US 4, 817, 618, US 5, 724, 974 以及 W0 01/71376。

[0026] 如以上文档所示（其公开通过参考在此引入），上述技术早已是公知的并被广泛使用。称为多门或多门频谱多普勒的技术允许根据超声脉冲在检查体内的穿透深度快速且实时地确定多普勒移位的频谱分布，而不对处理单元造成过多负担。多普勒频率的谱和 / 或对应速度被表示为沿笛卡尔坐标系中的第一轴的频率或对应速度以及沿第二轴的深度。

[0027] 如以上技术的描述清楚地显示的，所有这些技术均基于多普勒效应并且在声脉冲束的轴（即，声脉冲的传播方向）与反射体的位移方向垂直时，不允许评估移动反射体的方向和血流方向。实际上，根据多普勒效应的频移取决于冲击在移动反射体上的束的传播角度和余弦函数（该函数在束的入射角为  $90^\circ$  时给出为 0 的因数）。

[0028] 通常在 PW 多普勒中，具体地说在多门技术中，确定与特定采样容积所反向散射的超声束对应的接收回波信号的整个频谱。当超声传播方向垂直于移动反射体并且在本发明

的申请的特定情况下垂直于血流方向时,采样容积(门或深度增量)处的频谱频率分布对于与零多普勒频移对应并因此与零速度对应的线而言是对称的。另一方面,由于在此类表示中,图像的亮度对应于所接收信号的强度并因此对应于特定采样容积内存在的移动反射体的数量,因此在所显示的图像中(其中根据一系列采样容积的顺序彼此相邻地显示每个采样容积的多普勒频率信号),使用每个采样容积处的多普勒频率信号的完整频率内容将更好地确定其中流量很大的采样容积以及还确定流的传播轴。另一方面,当束的入射角相对于流向为 $90^\circ$ 或接近 $90^\circ$ 时,将无法确定流向,因为多普勒频率信号的频谱内的多普勒频率分布是对称的,包括镜像的(specular)正和负谱分量。

[0029] 多门技术可用于同时突出显示在多门处理的总体穿透深度范围内的不同穿透深度处(即,与超声脉冲的起点相距不同的距离处)的多个血管并形成所述血管的图像。

[0030] 简言之,对于现有技术,当反射体(以及因此血流)的位移方向垂直于超声脉冲入射束的传播轴的方向时,无论是CFM法还是PW法(具体地说,多门方法)都不允许评估血流方向。

[0031] 与所表现的不同,上述其中反射体(以及因此血流)的位移方向垂直于超声脉冲入射束的传播轴的方向的情况在诊断成像中并非是罕见情况。例如,在颅内脑血管的血液动力成像中,只有几个可通过其将超声束导向所述血管的窗口。不幸的是,超声脉冲束的方向经常被定向为垂直于所述血管中的流向。

[0032] 此外,经常需要或希望将超声束的不同穿透深度处的相邻或平行血管中的流状况同时成像,从而根据要成像的所有血管都必须由此交叉的要求来固定和确定束轴的方向或声前端的传播方向。

[0033] 如果将多普勒成像用于静脉血流,还会出现其他困难。在静脉血流中,血管尺寸较小并且静脉血流相对较慢。此外,血流量不是恒定的,而是根据心搏周期和吸气呼气循环而变化,使得对于每个采样容积,血流速度可以从最大速度变化到接近零或甚至变化为负速度,即,变化为相反的流向。其效果是频率信号将从最大值更改为接近零值或为负值,并且所显示的信号将在显示的多普勒图中闪烁或甚至改变颜色。表示频率信号值的图像中的像素的外观状态变化将从检测到流量时(即,存在移动血液微粒时)的特定颜色和亮度更改为没有流量或流量非常低时的非常暗的外观状态和/或亮度非常低的外观状态。其中出现这些状况的特定应用是同时确定大脑大静脉(galen's vein)、中部大脑内静脉(middle internal cerebral vein)以及罗森塔尔氏静脉(Rosenthal's vein)中的血流特性。如“具有多发性硬化的患者中的慢性脑脊髓静脉功能不全”(Chronic Cerebrospinal venous insufficiency in patients with multiple sclerosis, Paolo Zamboni 等人, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 2008年12月5日)中报告的,确定这些静脉中的静脉血流对于多发性硬化的早期诊断而言似乎具有很大的临床和诊断相关性。现在,在此情况下,针对较深区域(包含出于诊断目的而必须控制血流的静脉)的声学处理发射的超声脉冲所通过的颅窗口使得将发生上述不利情况并且当前无法检测血流方向。

## 发明内容

[0034] 因此,本发明基于的问题是提供一种用于检测并形成血液动力信息,具体地说静脉血流信息的图像的方法,所述方法即使在最不利的状况下,尤其是在血流方向垂直于发

射到所检查体中的超声脉冲束的轴的状况下,也允许评估血流方向。

[0035] 本发明的另一目标是确保上述结果而无需用于多普勒模式获取和处理超声诊断图像的较长时间。

[0036] 本发明通过提供一种如上所述的用于超声检测并形成血液动力信息,具体地说静脉血流信息的图像的方法而实现了上述目标,所述方法用于

[0037] 获取和显示来自超声系统中的所研究实验体的多普勒数据,所述方法包括以下步骤:

[0038] a) 将超声波发射到所研究实验体中;

[0039] b) 响应于从所述所研究实验体反向散射的超声波而生成反向散射信号;

[0040] c) 响应于所述反向散射信号而生成表示所述实验体内的预定范围的深度增量的多个多普勒信号采样;

[0041] d) 响应于所述多普勒信号采样而生成表示所述预定范围的深度增量的多个多普勒频率信号;

[0042] e) 响应于所述多普勒频率信号而显示沿第一轴表示所述多普勒频率和沿第二轴表示所述范围的深度增量的第一多普勒图;

[0043] f) 根据所述多普勒频率信号在所述范围的深度增量的每个增量处生成多普勒平均频率信号;

[0044] g) 显示沿所述第一轴表示所述多普勒平均频率和沿所述第二轴表示所述范围的深度增量的第二多普勒图,其方式为:设置定义形成所述第二多普勒图的显示图像的像素的外观状态的参数,使得在视觉上区分所述像素和所述第一多普勒图的图像的像素;

[0045] h) 以特定重复频率重复以上步骤序列;

[0046] i) 设置形成所述第二多普勒图的图像的像素的外观状态的持续时间,方式为:在预定时段内和/或直到根据在至少一个所述重复步骤 h) 期间获取的多普勒信号采样生成具有更大绝对平均频率值的新的多普勒信号为止,所述像素保持其外观状态,而与所述多普勒频率信号的任何衰减或终止无关;

[0047] j) 通过设置形成所述第二多普勒图的显示图像的像素的外观状态,使用所述多普勒平均频率信号的新的值升级所述图像。

[0048] 根据上述方法的第一改进,还提供了以下步骤:在生成所述多普勒平均频率信号之前,滤出所述多普勒频率信号的低频分量。

[0049] 这允许增强平均多普勒频率值相对于流向的极化效应。

[0050] 根据一个实施例,上述步骤 g) 包括:增强形成所述第二多普勒图的图像的像素的亮度。

[0051] 此步骤可以单独提供,或结合降低形成所述第一多普勒图的图像的像素的亮度的另一步骤提供。

[0052] 为了进一步增强方向指示,在实际中,亮度增强后的像素的踪迹(trace)在笛卡尔系统(一个轴表示多普勒频率或速度,另一个轴表示深度增量或采样容积)中的图形表示内的多普勒频率或速度的零值的左侧或右侧,将执行沿表示所述多普勒频率值的对应轴改变频率标度的步骤。

[0053] 可以这样的方式选择不同的标度:其沿所述第一轴相对于所述第一图的尺寸而增

大所述第二图的图像的尺寸。

[0054] 通过提供与所确定的平均多普勒频率值相乘的增强参数,可以获得相同的效果。

[0055] 如上所述,所述方法具体涉及这样的所研究实验体:所述所研究实验体至少包括血管,并且所述血管中的血流量具有在最大速度与接近零或相反方向的速度之间随时间变化的流量速度。在此情况下,设置所述预定范围的深度增量以便覆盖至少一个血管的整个横截面,所述多普勒频率信号和所述多普勒平均频率信号表示血流量在所述深度增量处的血管中的速度。此外,以如下方式应用所述方法:保持形成所述第二多普勒图的图像的像素的外观状态的持续时间(persistence),直到根据在至少一个所述重复步骤h)期间获取的多普勒信号采样生成具有与更大绝对值的血流量速度一致的更大绝对平均频率值的新的多普勒信号为止。

[0056] 此外,根据本发明的方法可应用于从所述实验体中产生所述多普勒信号采样的第一感兴趣区域和从所述实验体中的至少第二或更多其他感兴趣区域接收的所述反向散射信号。

[0057] 如果可能,在上述情况中,所发射的超声波包括针对多普勒数据获取优化的沿横穿至少两个或更多所述感兴趣区域的方向引导的超声束。

[0058] 此外,在此实施例的情况中,所述感兴趣区域是响应于表示预定范围的深度增量的所述反向散射信号而生成多个多普勒信号采样的不同血管,所述增量中的每个增量至少部分地横穿所述血管之一。

[0059] 在显示回波深度记录多普勒数据的方法中,本发明的方法还包括以下步骤:在超声系统中获取和显示来自所述所研究实验体的B模式数据。

[0060] 如所知的,所述步骤包括:生成包含所述所研究实验体的感兴趣区域的B模式数据,以及显示B模式图像并以在所述B模式图像上叠加的方式显示扫描线和对应感兴趣区域上的深度增量的范围,其中多普勒束沿所述扫描线聚焦。

[0061] 根据本发明的方法允许基于以下事实提取血流的方向信息:在实际情况下,发射束的入射角相对于流量方向恰好为 $90^\circ$ (这是其中不产生频移的情况)是不太可能的。在正常操作情况下,更可能的是入射角将非常接近 $90^\circ$ (而非恰好 $90^\circ$ ),并且例如由于所研究体的运动或持有和定位超声探测器的人员的运动,还将随时间而在特定容差内变化。在此情况下,将相对于发射波的频率存在反向散射波的非常低的多普勒频移。因此,特定采样处的多普勒频移谱将包含由于或正或负的非常小的频移而产生的方向信息,并且根据本发明的多普勒频率信号的处理和显示步骤帮助增强并显示此类频移,以便提取并且还指示移动散射体(即,血管中的血流量)的方向。

[0062] 根据本发明的进一步改进,可以结合允许进一步区分发射超声波相对于移动散射体的运动方向(如血流方向)的入射角的另一步骤而提供上述方法步骤。

[0063] 根据这些进一步的步骤,提供了发射和接收超声换能器阵列,分别用于在借助激励信号激励时发出超声波(发出的超声波被发射到所研究实验体)以及用于检测从所研究实验体反向散射的超声波并生成相应的接收信号,所述换能器阵列具有特定孔径。根据本发明的方法规定:使用所述发射换能器阵列的第一子阵列发射超声波,所述第一子阵列仅由所述发射阵列的一部分超声换能器形成、具有与所述发射阵列的孔径不同的第一孔径,并生成传播方向与完整发射换能器阵列所生成的超声束的传播方向不同的超声束,限定所

述子阵列发出的超声束的传播方向,以便至少部分地横穿所述所研究实验体内的一个或多个感兴趣区域;

[0064] 而反向散射的超声束由接收换能器阵列的第二子阵列或由完整的换能器阵列接收。

[0065] 所述第二接收换能器子阵列可以不同于所述第一接收换能器子阵列。

[0066] 根据进一步的改进,所述发射和接收换能器阵列包括同一换能器阵列连同切换器,所述切换器将所述阵列的换能器交替地连接到所述换能器的激励信号发生器以及连接到由冲击在所述换能器上的反向散射超声波生成的接收信号的处理器件。

[0067] 由于上述方法步骤,在发射期间仅使用发射电声换能器元件中的一些元件,这些元件形成换能器子阵列,所述子阵列相对于与完整换能器阵列垂直的中心轴而偏心。所述换能器子阵列的中心轴因而相对于完整阵列的中心轴而侧向偏移。当发射时,以发射脉冲束聚焦于实验体的方式激励子阵列的电声元件。以上引入的换能器子阵列相对于探测器完整阵列的所述中心轴的偏心在朝向完整阵列的中心轴的方向上确定了对由子阵列生成的束的微小转向 (steering)。

[0068] 考虑其中激励完整阵列以便生成聚焦于一个采样容积上的发射束的情况,显然,由偏心的子阵列生成并聚焦于同一采样容积的束的入射角将不同于完整阵列生成的束的入射角,并且如果完整阵列生成的束的入射角为  $90^\circ$ ,则子阵列生成的束的入射角将不同于  $90^\circ$ ,从而增强多普勒频率信号。

[0069] 可以借助与发射超声束的子阵列不同的子阵列或由完整阵列接收反向散射的超声波以便使接收信号具有尽可能大的信号强度。

[0070] 作为上述方式的备选方案,可以通过操作接收元件而不是发射元件来同样地 (specularly) 获得偏心度。尽管如此,这将需要使用较少数量的接收元件,并因此导致不容易被补偿的灵敏度降低。相反地,通过脉冲调制 (pulsing) 更高电压可以补偿发射元件数目的任何减小。

[0071] 还可以通过使用第一换能器子阵列和第二换能器子阵列相对于中心线提供双重偏心度,所述第一换能器子阵列确定第一孔径,所述第一孔径在完整阵列的中心的一侧,至少沿生成超声发射束的阵列的一个维度,并且所述第二换能器子阵列确定第二孔径,所述第二孔径在完整阵列的中心的另一侧,至少沿接收反向散射超声束的阵列的一个维度。

[0072] 所述第一和第二子阵列以及对应的第一和第二孔径至少相对于完整阵列维度之一而相对于完整换能器阵列的中心是对称的。

[0073] 实际上,换能器可以是线性换能器或二维换能器。在一种情况下,清楚地定义了换能器的中心及相对于该中心的对称性。在二维阵列的情况下,可以选择不同的备选方案,因为换能器中心是换能器沿其对齐的两个方向的中心处的点并且子阵列相对于该中心的位置限定取决于沿所述两个方向中的每个方向的位置。

[0074] 尽管如此,以上备选实施例除了如上所述那样降低灵敏度以外,还导致观察窗口从正交位置的过度位移,这将阻止与探测器基本平行的血管的同时成像,如上述脑血管的情况那样。但是,在其他特定情况下,可以使用此接收模式。

[0075] 在本发明的一个变型实施例中,所述第一和第二子阵列以及对应的第一和第二孔径至少相对于完整阵列维度之一而相对于完整换能器阵列的中心是不对称的。

[0076] 考虑一维换能器阵列,在所述换能器中,用于束生成的那些换能器对于与具有由电声换能器阵列的所有元件生成的超声束的换能器对应的超声脉冲束的传播方向是偏心的。通过在所述传播方向上提供焦点,以便聚焦仅由阵列区域中布置的换能器阵列的一部分(其相对于传播方向是偏心的)生成的超声束,束的传播方向将必然是侧向偏移的,由此引入上述微小的转向。当完整探测器生成的束的入射角将为 $90^{\circ}$ 时,上述设置允许获得相对于血流方向为 $87^{\circ}$ 到 $85^{\circ}$ 的发射脉冲束入射角。

[0077] 在实际中,考虑包括具有128个元件的线性阵列的相位阵列探测器,束的传播方向是中心轴,其将相邻电声元件阵列分成两半,每一半包括64个元件。在第32个或96个元件处提供包含线性电声元件阵列的两半之一的子阵列的中心轴,从而如果超声发射脉冲束聚焦于沿完整阵列的所述中心轴的一个或多个点,则该子阵列生成的束的传播方向将相对于所述中心轴倾斜并在焦点处相交。

[0078] 因此,本发明的上述改进结合了改进PW多普勒数据获取的多门处理和显示的方法步骤,其中沿至少一个扫描线定义了多个点或采样容积,所述点或采样容积表示沿所述至少一个扫描线的进入待检查体的超声脉冲的穿透深度增量的范围;

[0079] 而反向散射的超声束被处理以便生成每个所述点或采样容积的多普勒频率信号,并且根据穿透深度在图中显示所述多普勒频率信号。

[0080] 沿一个轴表示所述穿透深度增量并沿与第一轴垂直的第二轴表示多普勒频率,以及

[0081] 还生成多普勒平均频率信号,其以叠加方式在所述图上显示,方式为:根据深度增量相对于表示所述多普勒频率信号的像素而增强表示所述平均频率值的像素的外观,

[0082] 通过至少为生成的发射束提供不同阵列孔径的步骤,使得超声束的传播方向相对于传统驱动阵列方式获得的传播方向而轻微不同。

[0083] 此特性结合上述披露的其他特性允许在发射超声波的入射角垂直于散射体的移动方向时增强对移动散射体(如血流)的方向的检测。

[0084] 在针对脑内血管的多普勒成像,具体地说,针对根据本发明的同时多普勒成像设计的特定应用中,在超声脉冲束的第一轴上提供了8个等距的焦点,其对应于位于以下穿透深度处的相继穿透深度增量限制:25、40、55、70、85、100、115、130毫米。

[0085] 有利地,在本发明的方法中使用相位阵列探测器。

[0086] 根据一个变型实施例,本发明的方法可以包括并行获取以及叠加或并列显示包含已检测到血流的血管的区域的B模式灰度图像。

[0087] 从先前披露可以看到,本发明的基于多门的方法(与传统CFM法相比)允许同时CFM成像,且同时具有低PRF(涉及高灵敏度,但是过度混淆,即识别血管而非其方向)和高PRF(涉及低灵敏度,但是识别流向),这在仅使用CFM法的情况下将是不可能的。这将同时提供与具有低PRF的CFM法所提供的灵敏度相同的灵敏度以及与具有高PRF的CFM法所提供的流向识别相同的流向识别。

[0088] 本发明还涉及一种用于实现所述用于超声检测并形成血液动力信息,具体地说静脉血流信息的图像的方法的超声成像系统,所述系统包括:

[0089] 超声探测器,其包括发射和接收电声换能器阵列,所述换能器根据预定顺序和设计设置;

[0090] 发射电声换能器元件,每个均具有其自己的单独的线路,以便连接到用于生成和发射对应电声换能器元件的电激励信号的单元;

[0091] 接收电声换能器,每个均具有其自己的单独的线路,以便连接到至少一个处理单元;

[0092] 至少一个单元,用于图像数据的多门处理,以便从在不同深度增量处的采样容积接收的多普勒信号采样生成多普勒频率信号,所述至少一个处理单元用于计算与所述采样容积中的至少一些采样容积相关的多普勒频率信号的平均信号频率;

[0093] 一部件,所述部件用于响应于所述多普勒频率信号而显示沿第一轴表示所述多普勒频率和沿第二轴表示所述范围的深度增量的第一多普勒图;

[0094] 以及用于显示沿所述第一轴表示所述多普勒平均频率和沿所述第二轴表示所述范围的深度增量的第二多普勒图,方式为:设置定义形成所述第二多普勒图的显示图像的像素的外观状态的参数,使得在视觉上区分所述像素和所述第一多普勒图的图像的像素。

[0095] 根据一种改进,所述装置还可以包括:

[0096] 用于发射和接收用于解剖 B 模式成像的电声脉冲束的部件;以及

[0097] 用于生成 B 模式图像数据的接收信号处理单元,以及用于显示 B 模式图像的部件,所述部件以与根据发射超声脉冲束的穿透深度显示多普勒移频的频谱分布的平均频率和多普勒移频的频谱分布的图像并列的方式显示所述 B 模式图像。

[0098] 在此情况下,所述系统还可以包括:一部件,用于以图形方式在所述 B 模式图像上绘制线以及用于选择所述线作为多普勒数据获取束必须沿其聚焦的线;

[0099] 一部件,用于选择在所述线的一个或多个区域处的、沿所述线的预定范围的深度增量;

[0100] 一部件,用于计算束聚焦参数以便以将所述束聚焦在所述线处的方式驱动所述探测器的阵列的换能器,以及用于设置超声装置的接收信号处理单元,设置方式为:提取并处理与从对应于所述深度增量的每个所述采样容积反向散射的超声束相关的接收信号贡献;

[0101] 一部件,用于跟踪所述探测器的位置和方位、确定超声发射束将沿其聚焦的线的方位,以及在所述 B 模式图像上显示所述线;

[0102] 一部件,用于当所述超声束在其上聚焦的线与所述 B 模式图像上绘制的线重合时,触发所述束的发射。

[0103] 作为进一步的改进,所述系统还具备切换部件,用于将多个选定换能器连接到用于生成和发射电激励信号的单元,所述选定换能器的数量小于所述阵列的换能器总数,以这样的方式选择换能器的数量:形成换能器的子阵列,所述子阵列具有与完整换能器阵列的孔径不同的孔径并相对于所述换能器阵列的中心而偏心;

[0104] 以及具有将接收换能器阵列的多个选定换能器连接到用于处理接收信号的单元的切换部件,以这样的方式选择换能器的数量:所述换能器的数量能够在换能器总数到小于换能器总数的数量之间变动,以便形成换能器的子阵列,所述子阵列具有与完整换能器阵列的孔径不同的孔径并相对于所述换能器阵列的中心而偏心。

[0105] 根据进一步的改进,由控制部件自动驱动所述切换部件,所述控制部件通过根据由声波传播的物理定律确定的数据、在所述 B 模式图像上绘制的发射束必须沿其聚焦的线

的方位以及所述采样容积的线上由所述范围的深度增量定义的位置计算对应孔径,而改变发射换能器阵列和 / 或接收换能器阵列的选定换能器的数量。

[0106] 根据进一步的改进,还可以提供改变要选择的发射和 / 或接收换能器阵列的数量和位置以便最大化检测到的最大平均多普勒频率值的部件。

[0107] 本发明的其他改进将形成从属权利要求的主题。

## 附图说明

[0108] 从以下对附图中示出的几个实施例的描述,本发明的这些和其他特性和优点将更加显而易见,这些附图是:

[0109] 图 1 示出了显示血液动力信息的屏幕的一个实例,所述血液动力信息涉及大脑深静脉,具体地说,如本发明的方法和装置同时检测的大脑大静脉、中部大脑内静脉以及罗森塔尔氏静脉,其中再现了从与上述静脉对应的穿透深度范围中的多普勒频移的频谱分布和所述频谱分布的平均频率导出的流速;

[0110] 图 2 示意性地示出了具有 64 个元件的相位阵列超声探测器以及根据本发明的方法的超声脉冲束的发射;

[0111] 图 3 是类似于图 1 的示出如何聚焦接收超声脉冲束的视图;

[0112] 图 4 是用于实现本发明的方法的装置的方块图。

## 具体实施方式

[0113] 根据本发明,使用多门频谱多普勒技术处理多普勒信号,所述技术根据特定穿透深度提供频谱分布信息。这通过在所研究实验体中的超声脉冲束的不同穿透深度增量处沿视线定义多个焦点来实现。所述焦点被定义为与所述深度增量对应的容积采样并且此定义是符合逻辑的,因为每个超声束具有包含有限维度的横截模式和轴模式。

[0114] 在此,多门处理所生成的多普勒频率信号在特定带宽内具有特定谱频率分布,并且根据束的穿透深度增量显示相对于每个采样容积或深度增量的每个多普勒频率信号的频谱中存在的频率,该频率以笛卡尔坐标系的 y 轴表示,而 x 轴表示多普勒移频,即,流速(参见图 1 左侧的图像)。

[0115] 从图 1 可见,采样容积处的第一图(表示多普勒频率)由在零速度处在 Y 轴上居中的黑色区域分隔的两个垂直灰色条表示。由于图 4 的图像右侧上的 B 模式图像中的 LV 所指示的超声束的入射角相对于血管中的流向为大约  $90^\circ$ ,所以多门处理后的图像数据相对于在零速度值处穿过 x 轴的 y 轴是对称的。可以得到的唯一信息是有关与不同血管一致的深度增量或采样容积的信息。这通过特定深度增量水平处的像素的较高亮度示出。所以在束的入射角相对于流向为  $90^\circ$  或接近  $90^\circ$  的特殊情况下,传统多门多普勒处理和显示只能给出沿血流的超声发射束的传播方向的位置信息。

[0116] 根据本发明的方法,为了还提取关于血液流向的信息,将处理多普勒频率信号以便至少针对超声脉冲束的特定穿透深度处的采样容积确定平均频率值。特别地,所述穿透深度是这样的速度:在该深度处,多普勒图中的像素的亮度揭示了流量的存在。

[0117] 由于超声束相对于血液通量的方向的入射角恰好为  $90^\circ$  是不太可能的,所以多普勒频率信号必须包含与所述通量方向相关的、但是非常小并且无法被传统的处理和显示所

述信号的方式所揭示的信号贡献 (contribution)。本发明的方法已表明所述平均多普勒频率信号增强了通量方向的指示,因为多普勒频率信号的关于零多普勒频率对称的频谱分量将相互抵消。在此清楚的是,说明书和权利要求书中的术语“多普勒频率”指与多普勒相移或速度等价的多普勒频移。实际上,通过确定与图 1 的右手部分中的血通量位置重合的采样容积或深度增量相关的多普勒频率信号的平均多普勒频率,以及通过使用同一坐标系统在表示每个多普勒频率信号的频谱分量的多普勒频率图上以叠加方式将所述值显示为像素轨迹,多普勒频率分布(即,每个血管内的血流速度分布)仅在穿过零频率或零速度值的线的一侧显示为像素轨迹,因而指示了血管腔内的流量方向以及还指示了流的速度分布。此图像由 M 所指示的弧线表示。

[0118] 如所示出的,多门技术与计算所检查血流导致的多普勒移位频谱分布的平均频率的组合可以克服以上简要描述的现有技术的限制,即,称为彩色血流图的多普勒成像技术的限制,该限制源于在设置脉冲重复频率 (PRF) 中实现足够信号灵敏度以及检测流向的对立要求。

[0119] 图 1 涉及大脑深静脉(具体地说,大脑大静脉、中部大脑内静脉以及罗森塔尔氏静脉)的多普勒成像。

[0120] 这些静脉的超声多普勒成像尤其可指示本发明旨在解决的问题,因为颅内超声成像受颅内存在的非常少的超声束穿透窗口的限制。使用这些窗口,上述血管相对于视线位于其中流实际上垂直于声前端的穿透方向并因而垂直于超声脉冲束的轴的位置(如果使用传统技术)。

[0121] 在图 1 的左侧,其中 y 轴表示穿透深度并且 x 轴表示多普勒移频(即,血流速度)的图显示了沿视线 LV(超声脉冲束的焦点 2 位于其上)的在不同穿透深度增量处确定的频谱分布。由具有变化亮度的区域给出频谱分布。可以观察到,所述频谱分布清晰地突出显示了更稠密和更亮的区域,这些区域对应于三种血管,即大脑大静脉、中部大脑内静脉以及罗森塔尔氏静脉,它们基本上彼此平行并垂直于可能的视线(考虑到颅内存在的针对通过超声脉冲设计的窗口的较小尺寸)。

[0122] 作为深度增量的函数的平均多普勒速度或频率的图 M 显示了较深深度处的两个血管的流被定向为同一方向,而第三血管(即,较深度处的血管)的流被导向与其他两个血管的流向相反的方向。

[0123] 根据图 1 中示出的进一步改进,与多普勒成像并行地执行解剖 B 模式成像,并与频谱分布和多普勒移位平均值之一相邻地显示 B 模式图像。这在图 1 的图像的右侧示出。B 模式图像典型地是灰度图像。此外,可能在其上显示同样与其他图像并行地获得的彩色血流图多普勒图像。

[0124] B 模式图像显示了血管以及视线 LV 和可能在其上设置的聚焦范围 2。

[0125] 为了实现最小化的处理负担和实时成像,可以沿视线重置特定的有限数量的焦点,以便在其中还可设置最大和最小端值的穿透深度增量或采样容积内定义预定数量的范围门。可以根据解剖条件和相关要求设置沿视线的焦点数和穿透深度范围(即,所述范围的最小和最大端值)。

[0126] 通常并且尤其是对于大脑深静脉的颅内多普勒成像,选择 8 个焦点以限定从 25 到 130 毫米的深度范围,所述焦点位于为 25、40、55、70、85、100、115 以及 130 毫米的深度处。

[0127] 在接收期间,焦点数为传统的 32 个焦点,它们被动态地聚焦。

[0128] 本发明的方法包括额外的改进步骤,所述步骤协助通过生成并显示平均频率信号(即,在图 1 的图像中的对应血管内的血液流向)获得的增强。

[0129] 关于所述图像,根据本发明的第一改进,与显示不同深度增量处的每个多普勒频率信号的频谱的频率分量相关的第一图的图像亮度相对于常用值而言减弱。可以由用户以自定义方式和/或根据预定固定级别来选择此类减弱。

[0130] 进一步的特性包括大量滤出每个多普勒频率信号的频谱的低频分量,由此从中获得的平均值就流向信息而言更加显著。

[0131] 根据再一改进,可以递增与根据深度增量表示平均多普勒频率的图相关的图像(像素轨迹 M)的亮度和/或颜色,以便相对于被叠加的图像而突出显示。

[0132] 可以通过确定表示平均频率值的像素周围的像素的亮度以自动方式执行此增强。

[0133] 此外,为了更清晰地指示流向,可以重新改变平均频率值的标度。可以针对 x 轴定义新的标度,其允许放大像素的轨迹,使得轨迹在 x 方向上范围更宽。备选地或相结合地,可以保持标度不变,而将平均频率值乘以增强因数。

[0134] 关于显示图像的进一步设置包括提供频谱平均图像的不对称的持续时间(persistence)。这对于在吸气期间发生的血液流动并且尤其是对于静脉血流是恰当的。在吸气时,多普勒频率信号及其表示处于最大值,而强度随时间减小,在呼气期间基本消失,并且在下一吸气阶段再次达到最大值。此生理状况将涉及频谱平均绘图在所显示的图像中逐步减小。为了防止此类波动,至少平均频率信号而且还有多普勒频率信号在每个完整吸气和呼气循环内显示和保持在最大级别,并被与在随后的新吸气期间接收的反向散射束相关的新多普勒频率信号和对应平均频率信号的显示所替换。因此,信号持续时间关于吸气和呼气循环是不对称的。

[0135] 所述特征可应用于速度在最大值与最小值之间随时间周期变化的每一种移动散射体。在此情况下,所显示的信号与在速度是最大值阶段中确定的信号相关,并且在循环的整个后续阶段保持所述图像,直到下一阶段散射体速度再次处于其最大值为止,然后生成并显示新的信号以替换先前的信号。

[0136] 对于本披露,就解剖超声成像(具体地说,使用 B 模式)而言以及就多普勒和彩色多普勒超声成像(即,频谱多普勒成像和诸如彩色血流图的多普勒彩色血流成像)而言,超声成像被认为是本领域技术人员的基础知识的一部分。

[0137] 除了上述文档以外,B 模式和多普勒超声成像早已通过多种不同变型而广为人知。已出版了多普勒成像技术概述并可从 <http://echoincontext.mc.duke.edu/doppler04.pdf>(其是杜克大学的教育网站的一部分)下载。此概述的作者也是《Doppler color flow imaging》一书(JA Kisslo,DB Adams,RN Belkin,1988,Churchill Livingstone)的作者。

[0138] 为了简洁、清晰和简要,以下将对本发明的方法布置进行特殊引用,它们超越了常用现有技术方法和装置的技术基础。

[0139] 关于血流检测技术,如以上指出的,称为多门的技术已为人所知近十年。在以下文档中描述了此技术的理论基础:

[0140] P. Tortoli, F. Guidi, G. Guidi, C. Atzeni, Spectral velocity profiles for detailed ultrasound flow analysis, IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics &

Frequency Control, vol. 34, n. 4, pp. 654-659, July 1996.

[0141] An FFT-Based Flow Profiler for High-Resolution In Vivo Investigation, Piero Tortoli 等人, Ultrasound in Med. & Biol. Vol. 23, No. 6pp. 899-910, 1997.

[0142] Detection of vascular hemodynamics through a high-speed velocity profiler, Piero Tortoli 等人, European Journal of Ultrasound 9(199) 231-244; 以及

[0143] W001/71376, 其提出了显示流速度信息的特定方法。

[0144] 从以下对图 2 和 3 的描述将更加显而易见的, 通过在超声信号的发射和 / 或接收阶段应用改进, 可增强借助上述方法获得的效果。

[0145] 根据这些改进, 还提供了进一步的步骤, 其中提供了发射和接收超声换能器阵列, 分别用于在借助激励信号激励时发出超声波 (发出的超声波被发射到所研究实验体) 以及用于检测从所研究实验体反向散射的超声波并生成相应的接收信号, 所述换能器阵列具有特定孔径。根据本发明的方法规定: 使用所述发射换能器阵列的第一子阵列发射超声波, 所述子阵列仅由所述发射阵列的一部分超声换能器形成、具有与所述发射阵列的孔径不同的第一孔径, 并生成传播方向与完整发射换能器阵列所生成的超声束的传播方向不同的超声束, 限定所述子阵列发出的超声束的传播方向, 以便至少部分地横穿所述所研究实验体内的一个或多个感兴趣区域, 而反向散射的超声束由接收换能器阵列的第二子阵列或由完整的换能器阵列接收。

[0146] 所述第二接收换能器子阵列可以不同于所述第一接收换能器子阵列。所述发射和接收换能器阵列可包括同一换能器阵列连同切换器, 所述切换器将所述阵列的换能器交替地连接到所述换能器的激励信号发生器以及连接到由冲击在所述换能器上的反向散射超声波生成的接收信号的处理器件。

[0147] 由于上述方法步骤, 在发射期间仅使用发射电声换能器元件中的一些元件, 这些元件形成换能器子阵列, 所述子阵列相对于与完整换能器阵列垂直的中心轴而偏心。所述换能器子阵列的中心轴因而相对于完整阵列的中心轴而侧向偏移。当发射时, 以发射脉冲束聚焦于实验体的方式激励子阵列的电声元件。以上引入的换能器子阵列相对于探测器完整阵列的所述中心轴的偏心在朝向完整阵列的中心轴的方向上确定了对由子阵列生成的束的微小转向 (steering)。

[0148] 考虑其中激励完整阵列以便生成聚焦于一采样容积上的发射束的情况, 显然, 由偏心的子阵列生成并聚焦于同一采样容积的束的入射角将不同于整个阵列生成的束的入射角, 并且如果整个阵列生成的束的入射角为  $90^\circ$ , 则子阵列生成的束的入射角将不同于  $90^\circ$ , 从而增强多普勒频率信号。

[0149] 可以借助与发射超声束的子阵列不同的子阵列或由完整阵列接收反向散射的超声波以便使接收信号具有尽可能大的信号强度。

[0150] 然后, 以图 2 和 3 中示出的线性阵列的简化特殊实例说明以上通用原理。本领域技术人员能够将该实例的教导扩展到上述通用情况。

[0151] 图 2 示出了电声换能器元件的阵列 1, 其包括单独的电声换能器元件 101。在所实施例中, 提供了 64 个换能器元件, 第一元件由标号 101(1) 表示, 最后一个元件由标号 101(64) 表示。

[0152] 探测器优选为相位阵列型, 如 Esaote S. P. A 制造的探测器 PA240。每个发射换能

器元件具有独立的线,以便馈送从以下描述的激励部分提供给线的电激励脉冲。

[0153] 考虑在此实例中与换能器元件 101(1) 至 101(64) 的阵列 1 的中心轴重合的视线 LV,所述中心轴将阵列 1 分成两半,每一半 36 个换能器元件,分别从 101(1) 至 101(36) 以及从 101(37) 至 101(64),此视线 LV 垂直于被所述视线横截的两个血管 V1 和 V2 中的血流方向 F1 和 F2。因此,通过在沿所述视线 LV 排列的聚焦点 2 所限定的深度处将整个换能器元件阵列 1 生成的发射超声脉冲束连续聚焦于所述视线 LV,将不能从多普勒频移数据检索到流向信息。如图 1 中所示,视线 LV 与血管 V1 和 V2 中的血流 F1 和 F2 形成为  $90^\circ$  的角度  $\Theta_{LV}$ 。

[0154] 束聚焦的示意和简化表示将与图 2 所示的束聚焦类似,其是接收期间聚焦的简化和示意实例。

[0155] 为了引入不是  $90^\circ$  的发射超声脉冲束入射角,根据本发明,仅使用 64 个电声换能器元件 101 中的一些换能器元件,这些元件形成呈直接并列关系的发射电声元件的子阵列,并且所述子阵列的发射表面相对于整体电声换能器阵列 1(即,整体发射表面)的中心轴偏心。在所示实施例中,所述电声换能器元件的子阵列包括在中心轴 LV 的两侧之一上的、阵列 1 的两个一半之一的电声换能器元件。具体参考图 1,所述子阵列包括由标号 101(37) 至 101(64) 表示的电声换能器元件 37 至 63。

[0156] 在此情况下,发射脉冲束的轴被定义为始于所述子阵列的电声换能器元件的发射表面的中心点的轴,且所述子阵列的中心轴 AC(示为虚线,在图 1 中标为 1') 经过该点。

[0157] 将理解,假设视线 LV 及其上的焦点 2,仅由子阵列 1' 的电声换能器元件发射的发射超声脉冲束的聚焦导致声学前端的传播方向(即,连续聚焦于视线 LV 上的焦点 2 的每个发射超声脉冲束的轴 AF) 与血流方向 F1 和 F2 形成不同于  $90^\circ$  的角度  $\Theta_{LV}$ ,并且在此情况下,当视线 LV 垂直于血流方向 F1 和 F2 时,角度  $\Theta_{LV}$  小于  $90^\circ$ 。

[0158] 在接收期间,如图 3 所示,使用整个阵列 1 并且以这样的方式激励接收电声换能器元件:将接收超声脉冲束聚焦于与视线 LV 重合(在此,与垂直于整个阵列 1 的发射表面的中心轴重合)的轴。备选地,也可以使用孔径不同于发射期间使用的子阵列的孔径或不同于整个阵列的孔径的子阵列来接收反向散射的超声束。

[0159] 借助此布置,引入了对发射脉冲束的微小转向,并导致随待检查的血流方向变化的多普勒信息的进一步极化。

[0160] 转向角(steering angle)相对较小,在  $83$  至  $87^\circ$  或  $(180-83)^\circ$  至  $(180-87)^\circ$  的量级,由此发生轻微多普勒频移,使用诸如彩色血流图或频谱多普勒技术(如多门)的现有技术将难以提取流向信息。

[0161] 在确定一个点处的平均频率值的彩色血流图技术的情况下,为了达到足够的信号灵敏度,脉冲重复频率(PRF) 应保持在较低值,而检索并显示上述转向引入的流向信息将需要较高的脉冲重复频率(PRF),其将导致过度的灵敏度降低以及因此导致信号丢失。

[0162] 在诸如称为多门的频谱多普勒成像技术的情况下,上述转向无法用于使频谱分布相对于零轴(即,相对于零移位或零流速)不对称。

[0163] 相反,使用发射和/或反向散射束的所述转向方法结合根据本发明的方法,在发射束的入射角相对于运动方向非常接近  $90^\circ$  时,从多普勒频率信号提取平均多普勒频率并通过增强图像外观而沿发射束的穿透深度根据对应采样容积表示所述平均多普勒频率提

供了对所述运动方向的改进的和清晰的指示。

[0164] 图 3 示意性地示出了适于实现本发明的方法的超声成像系统。

[0165] 此外,在此情况中,功能部件提供了本身公知并广泛使用的特征和构造。

[0166] 超声探测器包括电声换能器元件阵列 1。所述探测器优选地是相位阵列型,并且换能器均单独从其他位置并经由切换器 12 交替连接到发射束成形器 16 和接收束成形器 13。发射束成形器 16 从脉冲发生器 17 接收阵列 1 的电声换能器元件的电激励脉冲。根据特定模式将脉冲馈送到各个换能器,即,针对每个电声换能器元件设置激励延迟,从而沿预定视线或相继地沿多个相邻视线聚焦脉冲束以便覆盖一个二维区域。选择取决于期望的成像模式。

[0167] 在此情况中,还根据当前超声成像装置中广泛使用的公知方法以预定频率重复激励脉冲。在图 3 中,以区别方式指示两个部件 18 和 19,以便表明用于多普勒成像的电声换能器元件的形成和激励不同于传统上使用的那些方法,尤其不同于为生成解剖或 B 模式图形而使用的那些方法。具体地说,此类激励方法是先前参考图 1 描述的那些方法。可以以用户自定义的方式手动选择一个或多个视线以及发射超声脉冲束在所述视线上的焦点。否则,用户可以在不同固定设置组合(其被存储以供选择)中进行选择,或者所述装置在设置了多普勒成像特征时自动设置所述参数。上述内容由部件 20 体现,部件 20 可以是用于用户的数据输入接口,或是自动提供设置视线和焦点的参数的存储器。

[0168] 在接收期间,束成形器 13 还由提供上述聚焦数据的部件控制。具体地说,如两个部件 14 和 15 所示,对于根据本发明的方法的多普勒成像以及对于并行 B 模式成像,用于聚焦接收脉冲束的方法可以是不同的。

[0169] 以公知方式处理接收束成形器发出的接收信号以获得期望的图像。检索图像数据并将其转换成在屏幕 27 上显示的图像的处理本身是公知的并且在此将不进一步详细说明,因为此类处理的知识是本领域技术人员的专门知识的一部分。

[0170] 由标号 21 表示的多门多普勒处理器处理接收信号,所述处理器从各种穿透深度处的多普勒移位检索频谱分布信息。如功能单元 24 所示,生成图像数据以便显示所述频谱分布,如图 3 和图 4 中所示,而标号 25 表示用于从至少一些穿透深度范围(并且具体地说,与从频谱分布检测到的流重合的那些范围)的频谱多普勒移位分布确定平均频率的部件。图像处理部件 26 将所述分布的频谱分布数据和频谱平均数据转换成待显示的图像。

[0171] 除了部件 24 和 25,关于所述图像,部件 26 还执行以上提供和列出的一个或多个处理步骤并尤其执行以下步骤:

[0172] 与标准显示相比减弱所述频谱分布的显示,以增强重叠平均值(overlapped average);

[0173] 大量滤出频谱的低频分量以提取更显著的平均值;

[0174] 就范围而言增强平均分量以给出清晰的方向信息;

[0175] 引入增强流到达(通常在强制吸气期间)的非对称持续时间并在持续时间减小时“保持”持续时间。

[0176] 可以提供 B 模式图像处理器 23 并可允许通过图像处理部件 26 与多门多普勒图像相邻地显示 B 模式图像。

[0177] 在可能情况下,如由虚线 22 标示外形的框所示,可以提供用于生成彩色血流图

(CFM) 图像（其可显示于所述 B 模式图像之上）的图像处理单元。

[0178] 用于输入焦点参数的视线的部件 20 可以具备图形用户接口，该图形用户接口允许在 B 模式图像上绘制视线以及沿视线的各个焦点的图形。显示图形输入数据并通过聚焦控制部件 19 将其转换成要馈送到发射束成形器 16 的参数。

[0179] 根据进一步的改进，图 3 的系统还具备图形用户接口以及诸如鼠标等的部件，以便在 B 模式图像上绘制视线 LV。此外，所述系统可具备用于在线 LV 上以图形方式绘制若干深度增量（如图 1 的标号 2 指示的增量）的部件。图像处理器 26 确定几何参数，如相对于绘制线和深度增量的 B 模式图像的方向和位置。可以在超声系统的与发射束成形器 16 和多门处理器 21 相关的对应设置中由扫描线和范围门输入数据单元 20 转换这些数据。

[0180] 此外，取决于视线 LV 的方向以及所述线上的选定深度增量的位置，所述系统可自动确定必须激活换能器阵列 1 的单个换能器中的哪个换能器作为发射和 / 或接收换能器子阵列的元件，以便增强多普勒信号采样中的流向信息的极化。

[0181] 如果确定方向信息的极化的减小，则可以在扫描操作期间自动改变以上确定的设置和用于形成具有不同孔径的发射和 / 或接收子阵列的选定换能器。这可以通过监视跨血管腔的最大平均频率或跨血管腔的平均频率分布的平均值来评估。

[0182] 作为进一步的改进，根据图 3 的系统可具备用于跟踪承载换能器阵列的探测器的位置和方向的部件。这意味着可以跟踪换能器阵列的位置和方向以及由所述阵列生成的束的位置和方向。因此，所述系统允许通过图形用户接口跟踪最佳希望视线以及还跟踪用户是否以正确方式保持探测器以便沿选定视线定向发射束。可以在 B 模式图像上显示由探测器生成的视线，以便以沿选定视线定向生成的超声束的方式帮助用户移动探测器以及因此移动换能器阵列。当两条线重合时，图像处理器可以被设计为生成启动成像处理的触发输出信号，以便发射和接收超声信号以及显示多普勒速度信息。

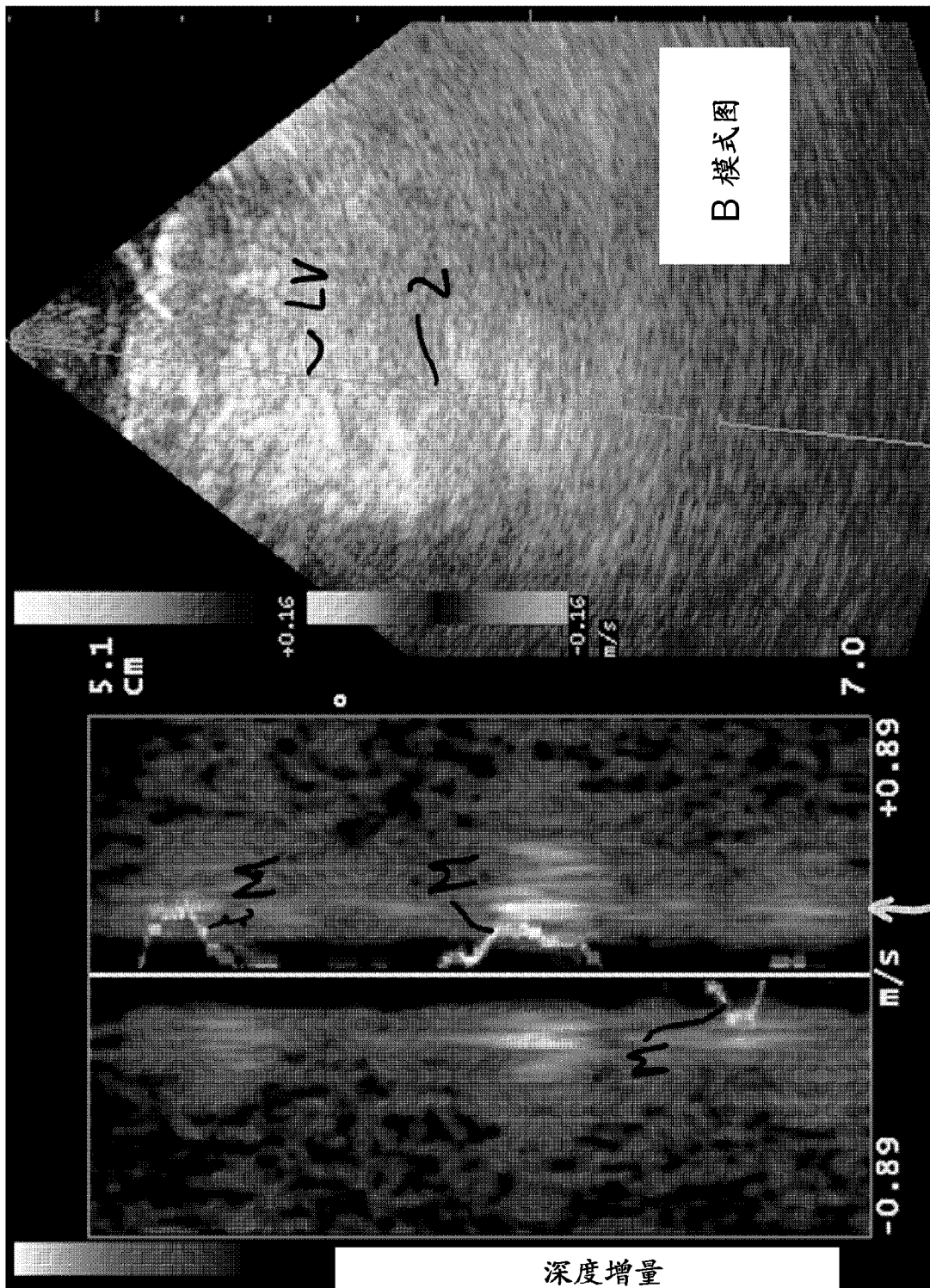


图 1

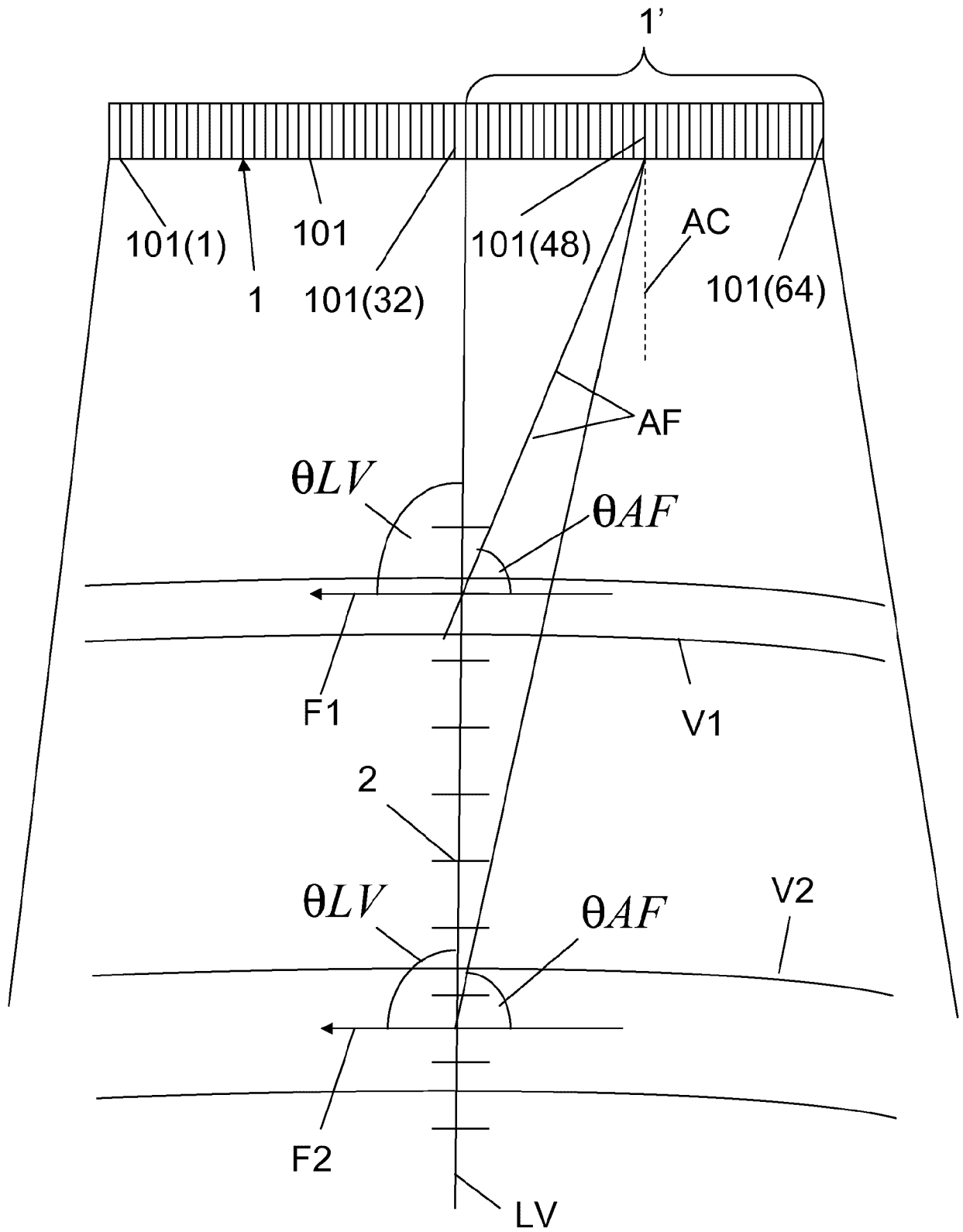


图 2

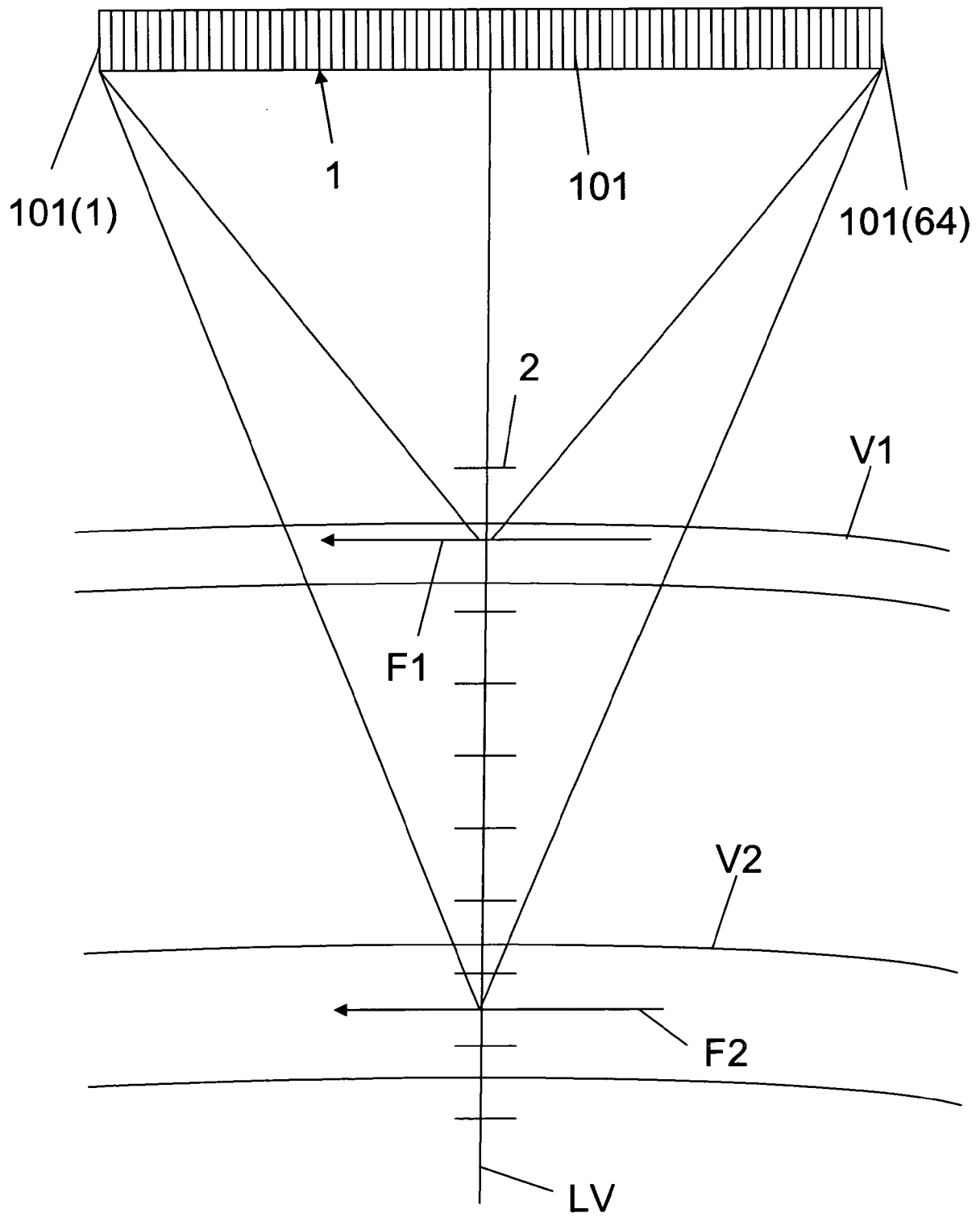


图 3

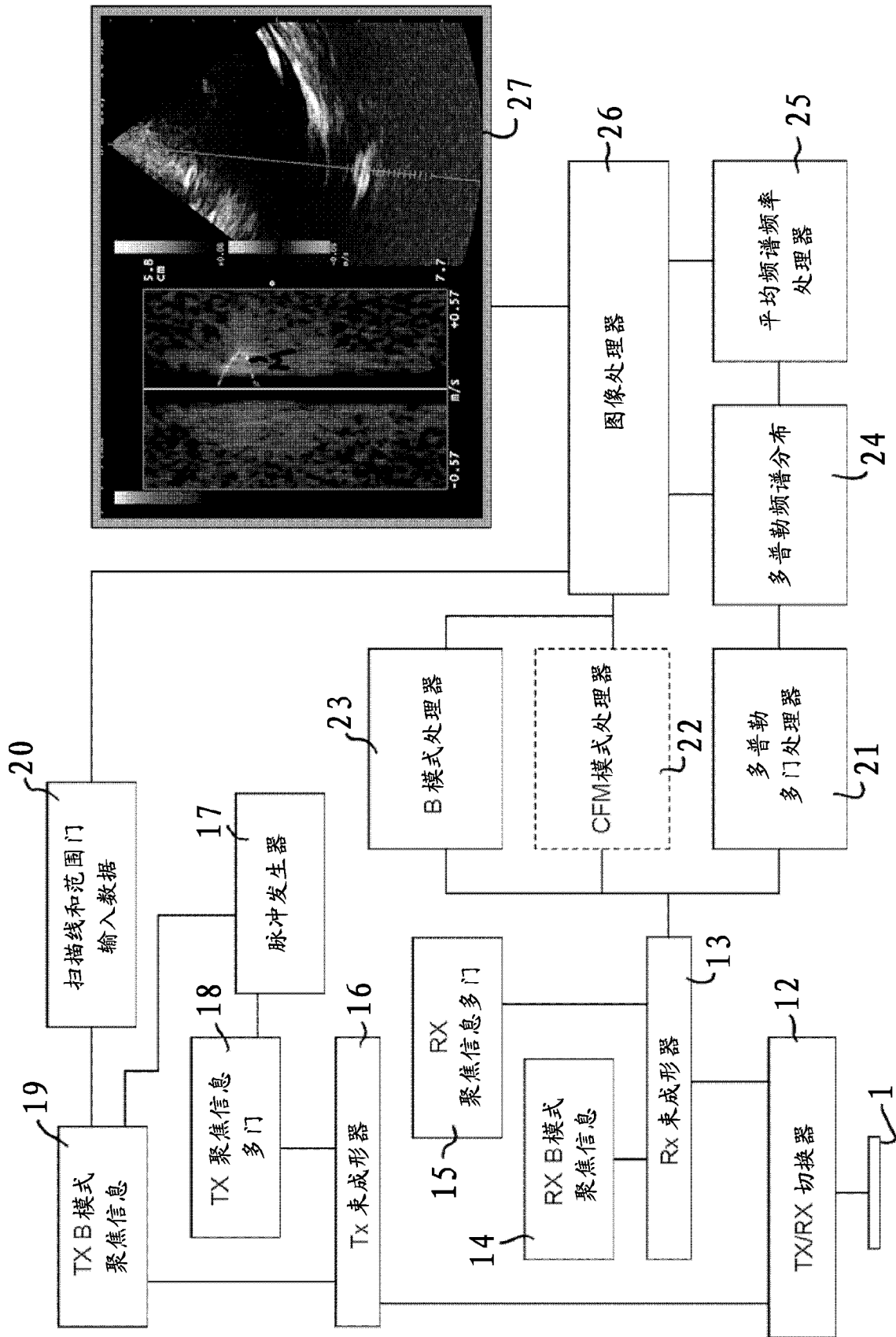
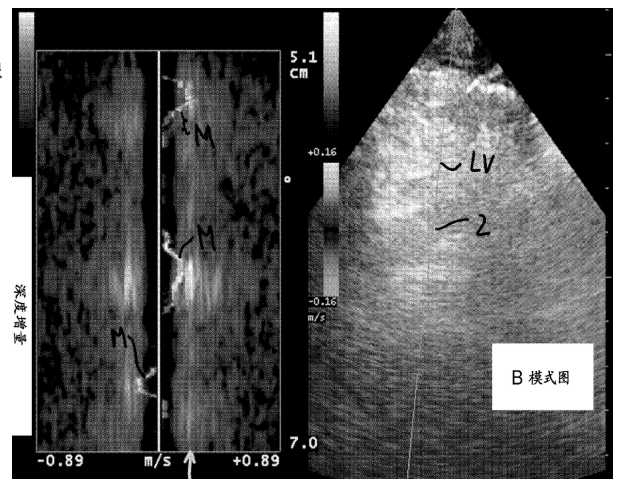


图 4

专利名称(译)	用于超声检测并形成血液动力信息,具体地说静脉血流信息的图像的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102481142A</a>	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	CN201080038514.6	申请日	2010-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	百胜集团		
申请(专利权)人(译)	百胜集团		
当前申请(专利权)人(译)	百胜集团		
[标]发明人	F安德鲁塞蒂 P托特里		
发明人	F·安德鲁塞蒂 P·托特里		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89 G01S15/58		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/13 G01S15/8927 G01S15/8984 A61B8/463 G01S7/52066 G01S15/8913 A61B8/06 A61B8/0816		
代理人(译)	杨晓光 于静		
优先权	102009901761418 2009-08-31 IT		
其他公开文献	CN102481142B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于超声检测并形成血液动力信息(具体地说, 静脉血流信息)的图像的方法, 所述方法包括以下步骤: 将超声脉冲发射到待检查体中, 所述脉冲由根据预定顺序和设计设置的电声换能器阵列生成; 由接收电声换能器阵列接收由反射发射脉冲而产生的反射脉冲, 所述接收电声换能器阵列在从所述待检查体反射的脉冲的激励下生成接收信号; 沿一个或多个扫描线聚焦发射到所述待检查体的系列脉冲和/或从所述待检查体接收的脉冲; 生成流入血管的血液所发出的脉冲反射产生的至少一个多普勒频移信号, 所述血管被所述扫描线横截、在至少一个点中并至少沿所述扫描线, 或沿脉冲传播方向; 根据多普勒频移频谱的平均频率值确定血流速度至少在所述点中的方向, 以及通过区分相反方向的图形和/或彩色表示显示血流速度的方向。



来自多普勒频率信号的速度频谱