



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103829974 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 04

(21) 申请号 201210490009. 6

(22) 申请日 2012. 11. 27

(71) 申请人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215000 江苏省苏州市苏州工业园区星湖街 218 号生物纳米园 C8 楼 501 单元

(72) 发明人 吴方刚

(74) 专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理事

务所(普通合伙) 32235

代理人 杨林洁

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

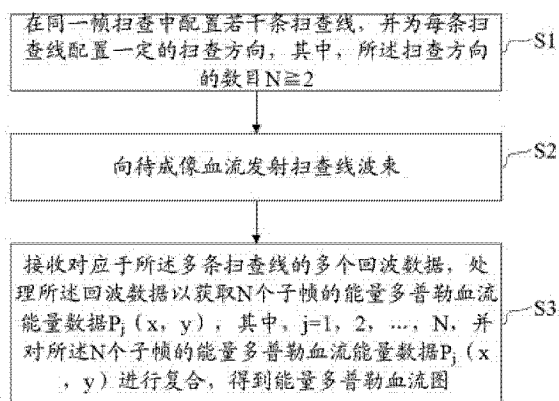
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

能量多普勒血流复合成像方法及系统

(57) 摘要

本发明提供一种能量多普勒血流复合成像方法及系统,其方法包括如下步骤:在同一帧扫描中配置若干条扫描线,并为每条扫描线配置一定的扫描方向,其中,所述扫描方向的数目 $N \geq 2$;向待成像血流发射扫描线波束;接收血流成像的多个回波数据,处理所述数据以得到相应的能量多普勒血流图并进行显示。由于本发明通过在同一帧超声扫描中若干扫描线中配置多个扫描方向,以保证其中至少有一条扫描线与当前血流走向不垂直,从而保证了血流成像的灵敏度,进而提升了超声成像的图像效果。



1. 一种能量多普勒血流复合成像方法,其特征在于,其包括如下步骤:

S1、在同一帧扫描中配置若干条扫描线,并为每条扫描线配置一定的扫描方向,其中,所述扫描方向的数目 $N \geq 2$;

S2、向待成像血流发射扫描线波束;

S3、接收对应于所述多条扫描线的多个回波数据,处理所述回波数据以获取 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$, 并对所述 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述扫描方向包括基准角度、和 / 或互相对称的第一角度、第二角度。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其特征在于,所述基准角度、第一角度、第二角度的扫描线数目相等。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述同一帧中的每条扫描线配置有唯一的扫描方向。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 S2 具体包括:

将发射孔径 M 分为 N 个子阵 Z , 每个子阵 Z 工作于一个发射扫描方向, $M=N*Z$;

计算一帧扫描中各条扫描线的延迟时间,并设定参考中心线,并根据各扫描线配置的扫描方向,以所述参考中心线为基准偏转相应的角度;

获取各扫描线所形成波束的左、右边界,并根据各扫描线的左、右边界获取宽波束的范围;

将各扫描线对应的发射波束囊括于所述宽波束的范围内。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 S3 具体包括:

S31、接收工作在多波束模式,波束数为 P , 接收孔径为 M , 并对接收到的回波进行 N 个扫描方向的波束合成,以获得 N 个子帧数据 F_j , 其中, $P \geq N$, $j=1, 2, \dots, N$;

S32、对所述 N 个子帧数据 F_j 作多普勒彩色后处理,得到 N 个子帧能量多普勒血流能量数据;

S33、根据预定义的显示像素点的位置,对数据 F_j 进行坐标变换和插值,以得到 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$;

S34、将 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图;其中,所述多普勒血流能量数据的复合算法为:

$$P(x, y) = \max \{P_j(x, y)\}, \text{ 其中, } j=1, 2, \dots, N.$$

7. 一种能量多普勒血流复合成像系统,其特征在于,其包括:

配置模块、用于在同一帧扫描中配置若干条扫描线,并为每条扫描线配置一定的扫描方向,其中,所述扫描方向的数目 $N \geq 2$;

发射模块、用于向待成像血流发射扫描线波束;

接收模块、用于接收对应于所述多条扫描线的多个回波数据,处理所述回波数据以获取 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$, 并对所述 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图。

8. 根据权利要求 7 所述的系统,其特征在于,所述扫描方向包括基准角度、和 / 或互相对称的第一角度、第二角度,所述基准角度、第一角度、第二角度的扫描线数目相等。

9. 根据权利要求 7 所述的系统,其特征在于,所述发射模块具体用于:

将发射孔径 M 分为 N 个子阵 Z ,每个子阵 Z 工作于一个发射扫查方向, $M=N*Z$;

计算一帧扫查中各条扫查线的延迟时间,并设定参考中心线,并根据各扫查线配置的扫描方向,以所述参考中心线为基准偏转相应的角度;

获取各扫查线所形成波束的左、右边界,并根据各扫查线的左、右边界获取宽波束的范围;

将各扫查线对应的发射波束囊括于所述宽波束的范围内。

10. 根据权利要求 7 所述的系统,其特征在于,所述接收模块具体包括:

波束合成单元、用于接收工作在多波束模式,波束数为 P ,接收孔径为 M ,并对接收到的回波进行 N 个扫查方向的波束合成,以获得 N 个子帧数据 F_j ,其中, $P \geq N$, $j=1, 2, \dots, N$;

多普勒处理单元、用于对所述 N 个子帧数据 F_j 作多普勒彩色后处理,得到 N 个子帧能量多普勒血流能量数据;

逆向映射单元、用于根据预定义的显示像素点的位置,对数据 F_j 进行坐标变换和插值,以得到 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$,其中, $j=1, 2, \dots, N$;

数据复合单元、用于将 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图;其中,所述多普勒血流能量数据的复合算法为:

$$P(x, y) = \max \{P_j(x, y)\}, \text{其中, } j=1, 2, \dots, N。$$

能量多普勒血流复合成像方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像领域技术,尤其涉及一种应用于医学超声成像领域提高能量多普勒血流成像灵敏度的复合成像方法及系统。

背景技术

[0002] 彩色血流成像技术凭借其对血流优越的检测能力,得到越来越广泛的应用,尤其是能量多普勒血流成像(简称血流成像)。临床上对于超声彩色血流成像的基本要求是血流检测的灵敏度,尤其是在良恶性肿瘤的检测上,如果本该被检出的血流因血流检测的不灵敏而未被检出,就会影响超声医生的判断而造成误诊或者漏诊。

[0003] 对于血流成像,当超声声束方向与血流的流向垂直时,根据多普勒效应,此时多普勒频偏近乎为 0,因此在这种情况下血流信号的灵敏度很低。现有技术中,为了提高血流成像的灵敏度,几乎所有的超声成像设备都提供了偏转功能。当医生看到声束方向与血流流向近乎垂直时,医生会通过启用偏转功能将声束进行偏转,以使声束方向和血流流向不垂直,从而提高血流的检出率。

[0004] 然而,上述方案需要医务人员手动调整超声设备来保证血流成像的灵敏度,不仅增加了医务人员的负担,且不免出现人为导致的错误;此外,如果在一个切面的血流有多种走向,比如小器官(甲状腺,乳腺或者睾丸等)的血流,医生根本无法预知这些小血流的走向,不论医生将声束偏转至哪一个方向,都只能提高血流流向跟声束方向不垂直的血流检测灵敏度,而使得与声束方向垂直的血流的灵敏度大大降低,其不能最大程度地提高血流成像的灵敏度。

发明内容

[0005] 本发明所需解决的技术问题在于提供一种能量多普勒血流复合成像方法,以提高血流成像的灵敏度,优化超声成像效果。

[0006] 相应地,本发明还提供一种能量多普勒血流复合成像系统。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明提供一种能量多普勒血流复合成像方法,其包括如下步骤:

S1、在同一帧扫查中配置若干条扫查线,并为每条扫查线配置一定的扫查方向,其中,所述扫查方向的数目 $N \geq 2$;

S2、向待成像血流发射扫查线波束;

S3、接收对应于所述多条扫查线的多个回波数据,处理所述回波数据以获取 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$, 并对所述 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图。

[0008] 在本发明某些实施例中,所述扫查方向包括基准角度、和 / 或互相对称的第一角度、第二角度。

[0009] 作为上述方法的进一步改进,所述基准角度、第一角度、第二角度的扫查线数目相

等。

[0010] 在本发明其他实施例中,所述同一帧中的每条扫查线配置有唯一的扫查方向。

[0011] 作为上述方法的进一步改进,所述步骤 S2 具体包括:

将发射孔径 M 分为 N 个子阵 Z , 每个子阵 Z 工作于一个发射扫查方向, $M=N*Z$;

计算一帧扫查中各条扫查线的延迟时间,并设定参考中心线,并根据各扫查线配置的扫描方向,以所述参考中心线为基准偏转相应的角度;

获取各扫查线所形成波束的左、右边界,并根据各扫查线的左、右边界获取宽波束的范围;

将各扫查线对应的发射波束囊括于所述宽波束的范围内。

[0012] 作为上述方法的进一步改进,所述步骤 S3 具体包括:

S31、接收工作在多波束模式,波束数为 P ,接收孔径为 M ,并对接收到的回波进行 N 个扫查方向的波束合成,以获得 N 个子帧数据 F_j , 其中, $P \geq N$, $j=1, 2, \dots, N$;

S32、对所述 N 个子帧数据 F_j 作多普勒彩色后处理,得到 N 个子帧能量多普勒血流能量数据;

S33、根据预定义的显示像素点的位置,对数据 F_j 进行坐标变换和插值,以得到 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$;

S34、将 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图;其中,所述多普勒血流能量数据的复合算法为:

$$P(x, y) = \max \{P_j(x, y)\}, \text{ 其中, } j=1, 2, \dots, N.$$

[0013] 此外,本发明提供的一种能量多普勒血流复合成像系统,其包括:

配置模块、用于在同一帧扫查中配置若干条扫查线,并为每条扫查线配置一定的扫查方向,其中,所述扫查方向的数目 $N \geq 2$;

发射模块、用于向待成像血流发射扫查线波束;

接收模块、用于接收对应于所述多条扫查线的多个回波数据,处理所述回波数据以获取 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$, 并对所述 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图。

[0014] 在本发明某些实施例中,所述扫查方向包括基准角度、和 / 或互相对称的第一角度、第二角度,所述基准角度、第一角度、第二角度的扫查线数目相等。

[0015] 作为上述系统的进一步改进,所述发射模块具体用于:

将发射孔径 M 分为 N 个子阵 Z , 每个子阵 Z 工作于一个发射扫查方向, $M=N*Z$;

计算一帧扫查中各条扫查线的延迟时间,并设定参考中心线,并根据各扫查线配置的扫描方向,以所述参考中心线为基准偏转相应的角度;

获取各扫查线所形成波束的左、右边界,并根据各扫查线的左、右边界获取宽波束的范围;

将各扫查线对应的发射波束囊括于所述宽波束的范围内。

[0016] 作为上述系统的进一步改进,所述接收模块具体包括:

波束合成单元、用于接收工作在多波束模式,波束数为 P ,接收孔径为 M ,并对接收到的回波进行 N 个扫查方向的波束合成,以获得 N 个子帧数据 F_j , 其中, $P \geq N$, $j=1, 2, \dots, N$;

多普勒处理单元、用于对所述 N 个子帧数据 F_j 作多普勒彩色后处理,得到 N 个子帧能

量多普勒血流能量数据；

逆向映射单元、用于根据预定义的显示像素点的位置，对数据 F_j 进行坐标变换和插值，以得到 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ ，其中， $j=1, 2, \dots, N$ ；

数据复合单元、用于将 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合，得到能量多普勒血流图；其中，所述多普勒血流能量数据的复合算法为：

$$P(x, y) = \max \{P_j(x, y)\}, \text{ 其中, } j=1, 2, \dots, N。$$

[0017] 根据以上技术方案可以看出，由于本发明通过在同一帧超声扫查中若干扫查线中配置多个扫查方向，以保证其中至少有一条扫查线与当前血流走向不垂直，从而保证了血流成像的灵敏度，进而提升了超声成像的图像效果；本发明的血流成像避免了人工调整扫查方向，使用方便。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本发明具体实施例或现有技术的技术方案，下面将对本发明具体实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下述附图仅为本发明的一部分附图，对于本领域普通技术人员而言，在不作出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0019] 图 1 是本发明一实施方式中能量多普勒血流复合成像方法的流程图；

图 2 是本发明一实施方式中彩色血流成像的扫查线配置示意图；

图 3 是本发明一实施方式中彩色血流成像的扫查线发射示意图；

图 4 是本发明一实施方式中彩色血流成像的发射波束示意图；

图 5 是本发明一实施方式中彩色血流成像的扫查线接收示意图；

图 6 是本发明一实施方式中彩色血流成像的多普勒复合处理步骤的流程图；

图 7 是本发明一实施方式中能量多普勒血流复合成像系统的单元示意图。

具体实施方式

[0020] 以下将结合附图所示的具体实施方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明，基于本发明的各实施例，本领域的普通技术人员在未作出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例，均应包含在本发明的保护范围内。

[0021] 参图 1 所示，在本发明一实施方式中，为了提高彩色血流成像的灵敏度，所述能量多普勒血流复合成像方法，包括如下步骤：

S1、在同一帧扫查中配置若干条扫查线，并为每条扫查线配置一定的扫查方向，其中，所述扫查方向的数目 $N \geq 2$ ；

设置多个不同方向的扫查线，可在一定程度上保证至少有一个方向的扫查线可以与当前组织内的血流方向不垂直。在本发明某些实施方式中，为了保证不垂直的概率，同一帧中的每条扫查线配置有唯一的扫查方向，对于血流模式的总线数 L 中的每条线都有 N 个扫查方向，每个扫查方向都是唯一的。

[0022] 参图 2 所示，在本实施例中，在能量多普勒血流成像模式下，系统总共配置 N 个扫查方向，其中，各方向相对于基准中心线的偏转角度 A 和方向个数 N 由系统的内部工程参数根据需要设定，即：

$$\text{Steer} = [A_1 \ A_2 \ \cdots \ A_N]$$

在本发明某些实施方式中, N 被设置为奇数, 一般可为 3、5、7 等, 而偏转角度 A 可包括 0° (基准角度)、或者互相对称的正角度、负角度(以 0° 为参考线)等, 其中, 正负对称的角度可包括一组或者多组, 正角度表示向右偏转, 负角度表示向左偏转, 例如: $\pm 15^\circ$ 等。而在本发明其他实施方式中, 向左偏转的角度及向右偏转的角度也可不对称设置, 如, $+13^\circ$ 、 -15° 。

[0023] 本实施例中, 以设置 3 个偏转角度(-15° , 0° 和 15°)的一帧扫查为例, 在一帧扫查中, 分别配置有上述 -15° , 0° 和 15° 三个角度的扫查线的数目是相等的, 比如, 血流模式的线密度为 L, 扫查方向为 N 个, 则每个方向拥有的扫查线为 L, 总共的扫查线为 $L*N$ 。

[0024] 继续参阅图 2 所示, 以偏转角度包括 -15° , 0° 和 15° 的实施例为例, 以位于彩色感兴区域框内的发射焦点所在的深度和彩色 0° 扫查线的交点为起点, 按照系统设置的角度计算出各个方向角度的扫查线位置。其中, 彩色模式 0° 扫查线为 $F2_1, F2_2, \cdots, F2_L$, L 为血流模式的总线数。这样以位于彩色感兴区域框内的发射焦点所在的深度和彩色模式 0° 扫查线的交点为起点, 按照系统设置的角度计算出的扫查线为:

$$F1_1, F1_2, \cdots, F1_L$$

$$F2_1, F2_2, \cdots, F2_L$$

...

$$FN_1, FN_2, \cdots, FN_L$$

其中, 假设 F1 为向右偏转的扫查线, FN 为向左偏转的扫查线, F2 为 0° 扫查线, 这样在一帧扫查中就有向左、向右以及 0° 的多个方向的扫查线, 不论血流走向如何, 都可以保证至少有一个方向的扫查线与血流走向不垂直, 从而保证血流检测的灵敏度。

[0025] S2、向待成像血流发射扫查线波束;

在本发明优选的实施方式中, 所述步骤 S2 具体包括如下步骤: 设定参考中心线, 计算一帧扫查中各条扫查线的延迟时间, 并根据一帧扫查中各扫查线的预配置扫描方向进行相应角度的偏转; 之后, 获取一帧扫查中各扫查线所形成波束的左、右边界, 并根据各扫查线的左、右边界获取宽波束的范围; 此后, 将一帧扫查中各扫查线对应的发射波束囊括于所述宽波束的范围内。

[0026] 请参阅图 3 所示, 基于上述步骤 S1 的扫查线配置方式, 本发明给出了一种能量多普勒血流复合成像的发射控制方式。在本实施方式中, 以位于彩色感兴区域框内的发射焦点所在的深度和彩色扫查 0° 扫查线的第 i 扫查线交点为起点计算出来的扫查线 $F1_i, F2_i, \cdots$ 和 FN_i 为例, 设当前的扫查孔径为 M, 将 M 分为 N 个子孔径, 一个子孔径工作于一个发射扫查方向, 其中 $M=Z*N$, Z 为整数, 子孔径(编号 1、2...N)的分配方法及对应的扫查角度如下:

1	2	...	N	1	2	...	N	...	1	2	...	N
A_1	A_2	...	A_N	A_1	A_2	...	A_N	...	A_1	A_2	...	A_N

其中, 这样工作于一个发射扫查方向的子孔径为 Z, 上述标号为 1 的基元在发射聚焦时, 以 $F1_i$ 为中心参考线计算发射聚焦的延迟时间, 这样使得标号为 1 的基元在发射时向 A_1 角度方向偏转; 标号为 2 的基元在发射聚焦时, 以 $F2_i$ 为中心参考线计算发射聚焦的延迟时间, 这样使得标号为 2 的基元在发射时向 A_2 角度方向偏转; 依次类推, 标号为 N 的基元在发射聚焦时, 以 FN_i 为中心参考线计算发射聚焦的延迟时间, 这样使得标号为 N 的基元在发射时向 A_N 角度方向偏转。这种发射聚焦控制方式使得最终形成的波束为一个宽波束, 此宽波

束要囊括 $F_{1_i}, F_{2_i}, \dots$ 和 FN_i 扫查线对应的波束, 以保证 N 个方向的接收波束都在形成的宽波束能量区之内, 防止接收扫查线的能量缺失。此种控制方式形成的宽波束跟传统的发射聚焦相比, 聚焦处的能量会有所下降。但是跟传统的发射聚焦相比, 采取本发明的发射控制方法, 可以提高发射能量, 同时保证声功率不超过安全法规要求。

[0027] 图 4 给出了本发明的发射控制方法对应的波束示意图。其中, 以 $F_{1_i}, F_{2_i}, \dots$ 和 FN_i 为例, F_{1_i} 对应的 -6dB 的波束的左、右边界分别为 B_{1_L} 和 B_{1_R} ; F_{2_i} 对应的 -6dB 的波束的左、右边界分别为 B_{2_L} 和 B_{2_R} , 依次类推, FN_i 对应的 -6dB 的波束的左、右边界分别为 BN_L 和 BN_R 。值得一提的是, 各个扫描方向上的波束的左边界和右边界的位置是随深度 d 变化的, 在每个深度 d 上找到左边界和右边界对应的位置 $B_L(d)$ 和 $B_R(d)$, 即:

$$B_L(d) = \min\{B_{1_L}(d), B_{2_L}(d), \dots, B_{N_L}(d)\};$$

$$B_R(d) = \min\{B_{1_R}(d), B_{2_R}(d), \dots, B_{N_R}(d)\}。$$

[0028] 这样最终形成的波束为各个深度上的 $B_L(d)$ 和 $B_R(d)$ 形成的左、右边界 B_L 和 B_R 决定出的宽波束。

[0029] S3、接收血流成像的多个回波数据, 处理所述数据以获取 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$, 并对所述 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合, 得到能量多普勒血流图并显示。

[0030] 请参阅图 5 所示, 基于上述步骤 S1 的扫查线配置方式, 本发明给出了一种能量多普勒血流复合成像的接收控制方式。以位于彩色感兴趣区域框内的发射焦点所在的深度和彩色扫查 0° 扫查线的第 i 条扫查线交点为起点计算出来的扫查线 $F_{1_i}, F_{2_i}, \dots$ 和 FN_i 为例, 设当前的扫查孔径为 M , 当前工作的接收波束数为 P , 其中 $P \geq N$, 以保证一个扫查方向有一个接收波束。由于接收工作在多波束下, 这样可以保证各个方向的接收聚焦可以并行完成。各个方向的扫查线与接收波束以及偏转方向的对应关系如下:

$$F_{1_i}, \quad F_{2_i}, \quad \dots, \quad FN_i$$

$$MLA1, MLA2, \dots, MLAN$$

$$A_1, \quad A_2, \quad \dots, \quad A_N$$

其中, $MLA1$ 用来获取偏转角度 A_1 对应的回波数据, 计算接收延时聚焦以 F_{1_i} 为中心参考线; $MLA2$ 用来获取偏转角度 A_2 对应的回波数据, 计算接收延时聚焦以 F_{2_i} 为中心参考线; 依次类推, $MLAN$ 用来获取偏转角度 A_N 对应的回波数据, 计算接收延时聚焦以 FN_i 为中心参考线。

[0031] 请参阅图 6 所示, 在本发明优选的实施方式中, 所述步骤 S3 具体包括如下步骤:

S31、在完成一帧扫查之后, 接收工作在多波束模式, 波束数为 P , 接收孔径为 M , 并对接收到的回波进行 N 个扫查方向的波束合成, 具体地, 系统获取的进入后处理的 IQ 数据序列为:

$$F_{1_1}, F_{2_1}, \dots, F_{N_1}, F_{1_2}, F_{2_2}, \dots, F_{N_2}, \dots, F_{1_L}, F_{2_L}, \dots, F_{N_L}$$

将对应于各扫查线的回波数据 F_{j_k} 进行重排, 并将属于相同扫查方向的回波数据进行合并, 以获得 N 个子帧数据 F_j , 其中, $k=1, 2, \dots, L$; $j=1, 2, \dots, N$, L 为血流模式的总线数;

S32、对所述 N 个子帧数据 F_j 作多普勒彩色后处理, 得到 N 个子帧能量多普勒血流能量数据;

S33、根据预定义的显示像素点的位置, 对数据 F_j 进行坐标变换和插值, 以得到 N 个方

向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$;

S34、将 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合, 得到能量多普勒血流图; 其中, 在本实施方式中, 所述多普勒血流能量数据的复合算法为: $P(x, y) = \max\{P_j(x, y)\}$, $j=1, 2, \dots, N$ 。需要说明的是, 在本发明其他实施例中, 此复合算法还可包括其他方式, 例如:

$$P(x, y) = \sum_j P_j(x, y) * C_j(x, y), \quad \text{其中, } \sum_j C_j(x, y) = 1, C_j(x, y) \text{ 为每个子帧的权重系数。}$$

数。

[0032] 接下来, 请参阅图 7 所示, 本发明一实施方式中, 所述能量多普勒血流复合成像系统 100, 其包括:

配置模块 101、用于在同一帧扫描中配置若干条扫描线, 并为每条扫描线配置一定的扫描方向, 其中, 所述扫描方向的数目 $N \geq 2$;

设置多个不同方向的扫描线, 可在一定程度上保证至少有一个方向的扫描线可以与当前组织内的血流方向不垂直。在本发明某些实施方式中, 为了保证不垂直的概率, 同一帧中的每条扫描线配置有唯一的扫描方向。对于血流模式的总线数 L 中的每条线都有 N 个扫描方向, 每个扫描方向是唯一的。在本实施例中, 在能量多普勒血流成像模式下, 系统总共配置 N 个扫描方向, 其中, 各方向相对于基准中心线的偏转角度 A 和方向个数 N 由系统的内部工程参数根据需要设定。在本发明某些实施方式中, N 被设置为奇数, 一般可为 3、5、7 等, 而偏转角度 A 可包括 0° (基准角度)、或者互相对称的正角度、负角度 (以 0° 为参考线) 等, 其中, 正负对称的角度可包括一组或者多组, 正角度表示向右偏转, 负角度表示向左偏转, 例如: $\pm 15^\circ$ 等。而在本发明其他实施方式中, 向左偏转的角度及向右偏转的角度也可不对称设置, 如, $+13^\circ$ 、 -15° 。

[0033] 此外, 于本发明一实施例中, 以设置 3 个偏转角度 (-15° , 0° 和 15°) 的一帧扫描为例, 在一帧扫描中, 分别配置有上述 -15° , 0° 和 15° 三个角度的扫描线的数目是相等的, 比如, 血流模式的线密度为 L , 扫描方向为 N 个, 则每个方向拥有的扫描线为 L , 总共的扫描线为 $L*N$ 。

[0034] 发射模块 102、用于向待成像血流发射扫描线波束; 在本发明优选的实施例中, 所述发射模块 102 还具体用于: 设置一帧扫描的中心参考线, 计算一帧扫描中各条扫描线的延迟时间, 并根据一帧扫描中各扫描线的预配置扫描方向进行相应角度的偏转; 之后, 获取一帧扫描中各扫描线所形成波束的左、右边界, 并根据各扫描线的左、右边界获取宽波束的范围; 最后, 将一帧扫描中各扫描线对应的发射波束囊括于所述宽波束的范围内。

[0035] 接收模块 103、用于接收血流成像的多个回波数据, 处理所述数据以获取 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$, 并对所述 N 个子帧的能量多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合, 得到能量多普勒血流图; 及用于显示所述能量多普勒血流图的显示模块 104。

[0036] 在本发明某些实施例中, 所述接收模块 103 具体包括:

波束合成单元、用于接收工作在多波束模式, 波束数为 P , 接收孔径为 M , 并对接收到的回波进行 N 个扫描方向的波束合成, 以获得 N 个子帧数据 F_j , 其中, 其中, $P \geq N$, $j=1, 2, \dots, N$;

多普勒处理单元、用于对所述 N 个子帧数据 F_j 作多普勒彩色后处理,得到 N 个子帧能量多普勒血流能量数据;

逆向映射单元、用于根据预定义的显示像素点的位置,对数据 F_j 进行坐标变换和插值,以得到 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$;

数据复合单元、用于将 N 个方向的多普勒血流能量数据 $P_j(x, y)$ 进行复合,得到能量多普勒血流图;其中,所述多普勒血流能量数据的复合算法为: $P(x, y) = \max\{P_j(x, y)\}$, 其中, $j=1, 2, \dots, N$ 。

[0037] 值得一提的是,本发明提供的有关能量多普勒血流复合成像系统的实施例的具体运作方式、具体技术特征等,可参考上文描述的相关能量多普勒血流复合成像方法的实施例,在此发明人不再予以赘述。

[0038] 综上所述,在本发明的能量多普勒血流复合成像方法及系统中,通过在同一帧超声扫查中配置具备多个扫查方向的 N 条扫查线,并保证其中至少有一条扫查线与当前血流走向不垂直,从而保证了血流成像的灵敏度,进而提升了超声成像的图像效果;此外,本发明的血流成像避免了人工调整扫查方向,使用方便。

[0039] 值得一提的是,与本发明相关的技术还包括采用“血流空间复合成像技术”来提高超声成像的灵敏度。该技术通过在不同的帧上采取不同的角度偏转(如 0° , 15° , -15° 等),这样将各个方向的血流检出,最后再将不同角度的帧拼在一起,从而提高血流成像的灵敏度。然而,此技术的血流成像的帧率不高,导致两帧图像之间差异较大,以至于形成“图像拖尾”现象,从而产生彩色伪像,降低了血流检测的实时性。所以,在本发明所描述的技术方案中,可以避免因帧率不高所导致的上述缺陷,最大程度地优化图像显示效果。

[0040] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0041] 上文所列出的一系列详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

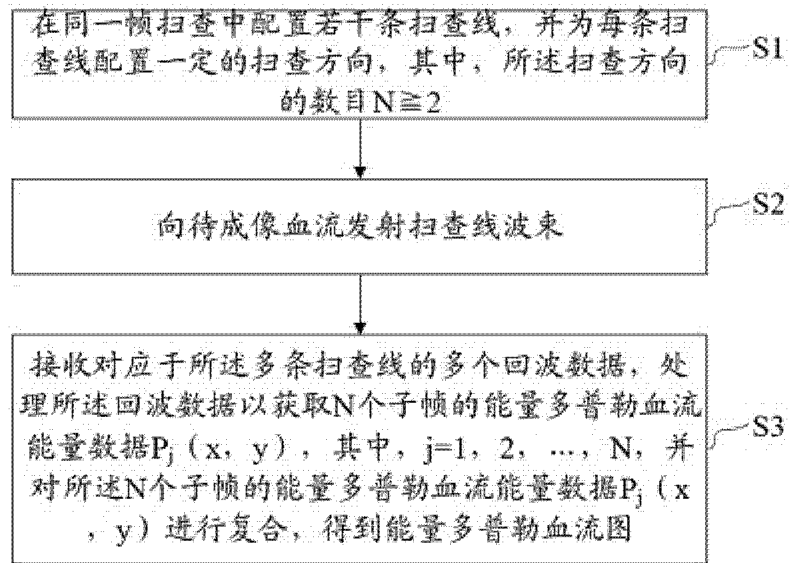


图 1

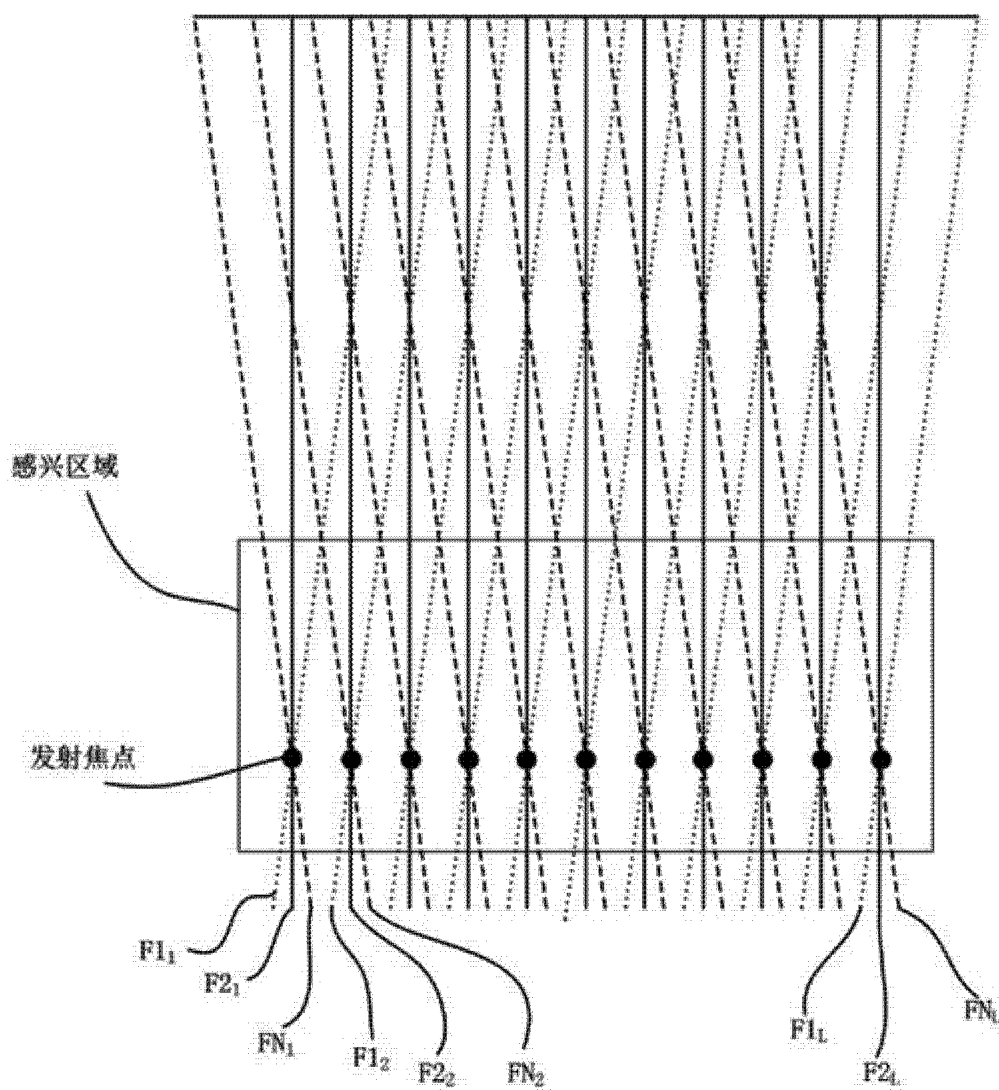


图 2

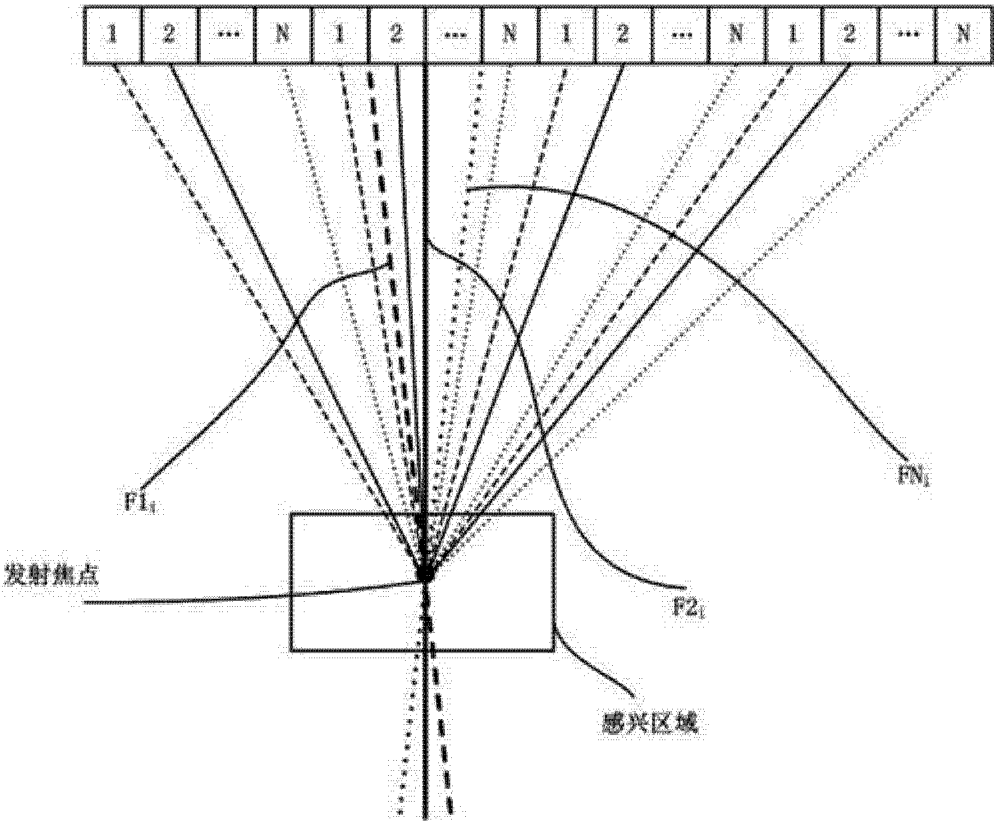


图 3

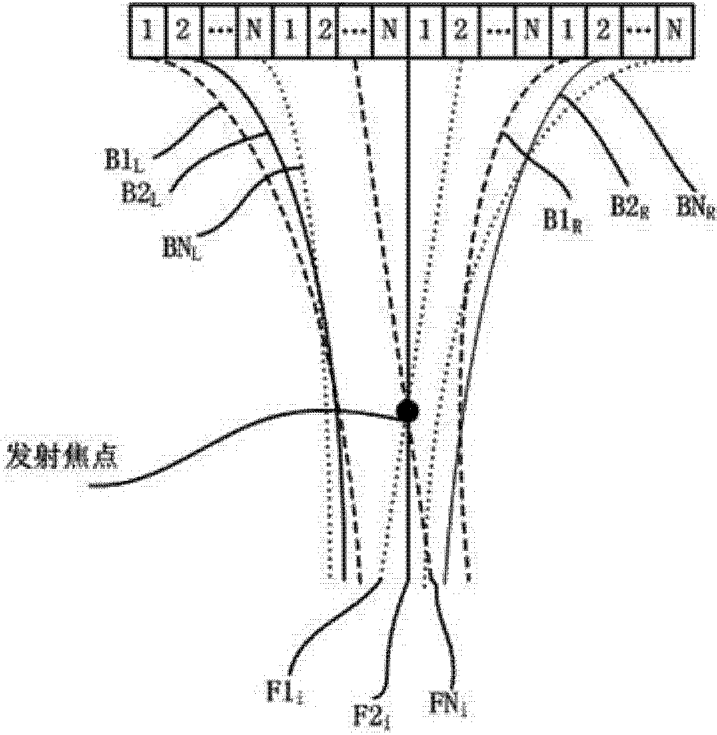


图 4

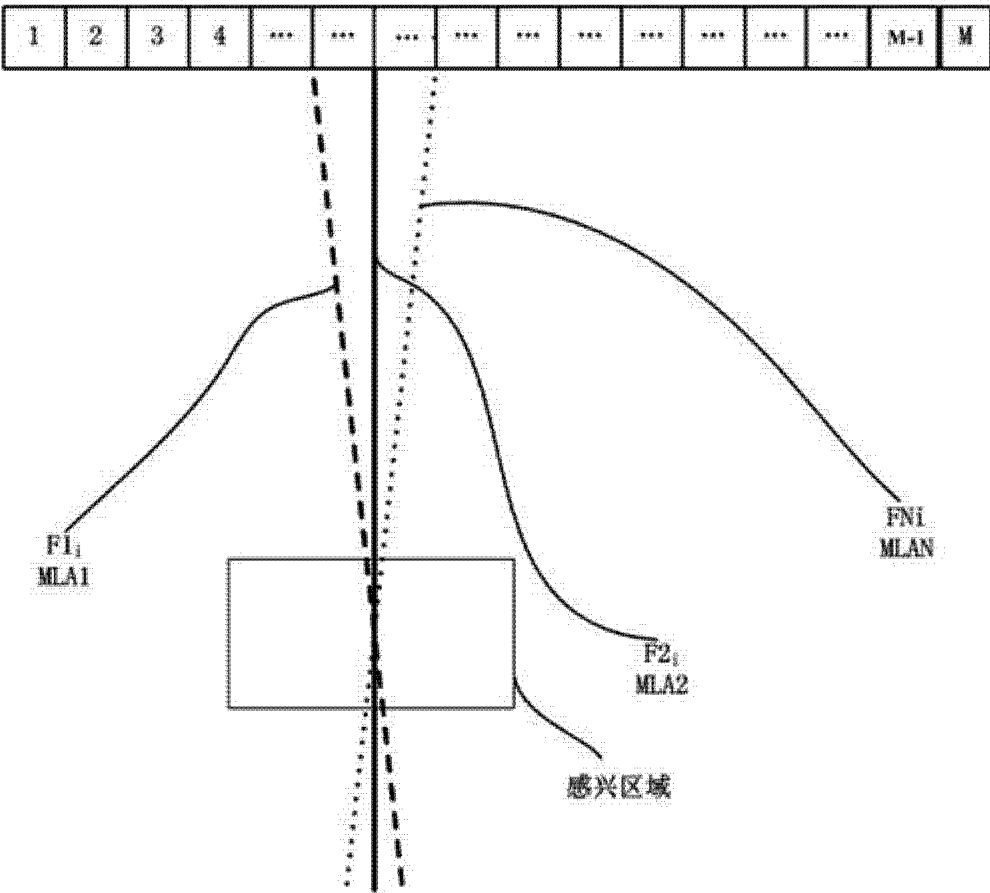


图 5

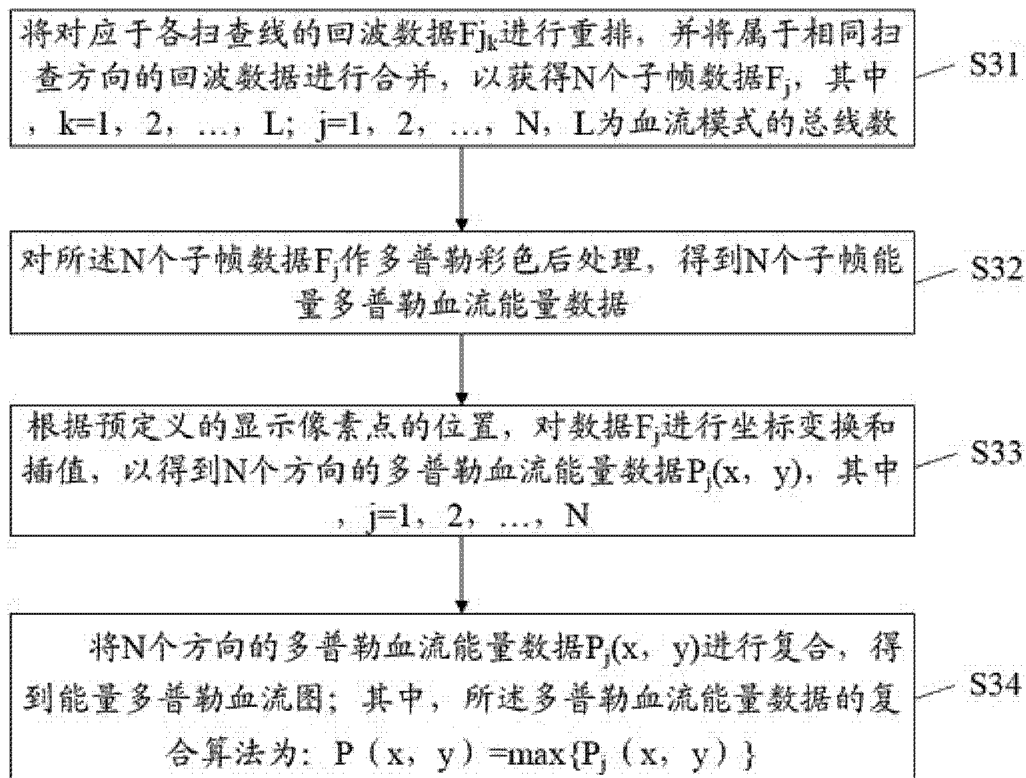


图 6

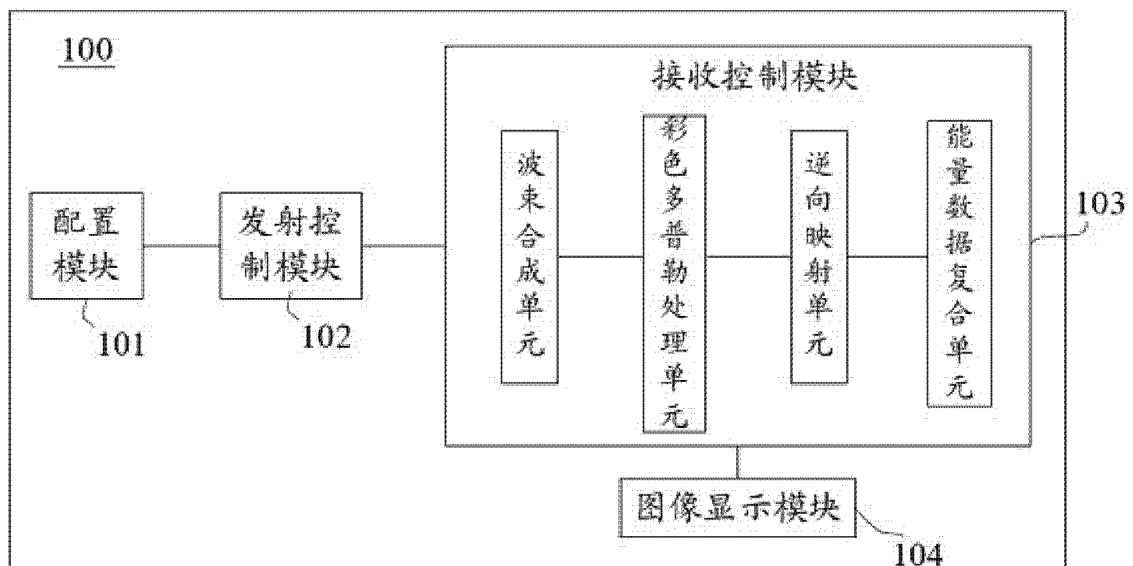


图 7

专利名称(译)	能量多普勒血流复合成像方法及系统		
公开(公告)号	CN103829974A	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	CN201210490009.6	申请日	2012-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	吴方刚		
发明人	吴方刚		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	杨林洁		
其他公开文献	CN103829974B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能量多普勒血流复合成像方法及系统，其方法包括如下步骤：在同一帧扫查中配置若干条扫查线，并为每条扫查线配置一定的扫查方向，其中，所述扫查方向的数目 $N \geq 2$ ；向待成像血流发射扫查线波束；接收血流成像的多个回波数据，处理所述数据以得到相应的能量多普勒血流图并进行显示。由于本发明通过在同一帧超声扫查中若干扫查线中配置多个扫查方向，以保证其中至少有一条扫查线与当前血流走向不垂直，从而保证了血流成像的灵敏度，进而提升了超声成像的图像效果。

