



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103142252 A

(43) 申请公布日 2013.06.12

(21) 申请号 201310091984.4

(22) 申请日 2013.03.21

(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)

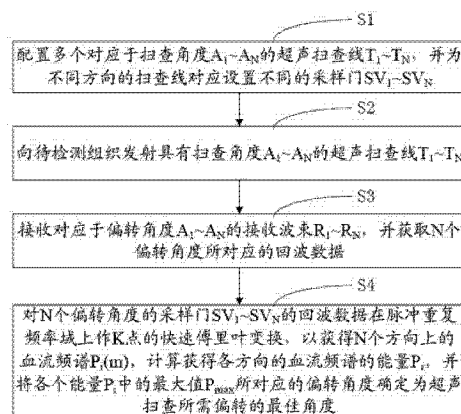
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

实现频谱多普勒角度自动偏转的方法及系统

(57) 摘要

本发明提供一种实现频谱多普勒角度自动偏转的方法及系统,其方法包括:配置多个扫描角度的超声扫描线;向待检测组织发射超声扫描线;获取各偏转角度所对应的回波数据;对各偏转角度回波数据在脉冲重复频率域上作快速傅里叶变换,以将各个能量中的最大值所对应的偏转角度确定为超声扫描所需偏转的最佳角度。本发明通过配置多个偏移角度的发射波束,使得其满足至少有一个方向的发射波束与血流方向不垂直,并且其可以自动获取最佳偏移角度并以该最佳偏移角度实现频谱多普勒角度的自动偏转,提高频谱多普勒的灵敏度;本发明简化医生的工作流程,操作方便。



1. 一种实现频谱多普勒角度自动偏转的方法,其特征在于,该方法包括如下步骤:

S1、配置多个对应于扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$,并为不同方向的扫查线对应设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$,其中, $N \geq 2$;

S2、向待检测组织发射具有扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$;

S3、接收对应于偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 的接收波束 $R_1 \sim R_N$,并获取 N 个偏转角度所对应的回波数据,其中,接收波束 $R_1 \sim R_N$ 分别对应采样门 $SV_1 \sim SV_N$;

S4、对 N 个偏转角度的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 的回波数据在脉冲重复频率域上作 K 点的快速傅里叶变换,以获得 N 个方向上的血流频谱 $P_i(m)$,计算获得各方向的血流频谱的能量 P_i ,并将各个能量 P_i 中的最大值 $P_{\max}$ 所对应的偏转角度确定为超声扫查所需偏转的最佳角度,其中,

$$P_i = \sum_{m=1}^{M-K} P_i(m); m=1, 2, \dots, K; i=1, 2, \dots, N.$$

2. 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:

分别获取超声扫查线 $T_1 \sim T_N$ 中每一根扫查线的左边界 B_{jL} 、右边界 B_{jR} ,其中, $1 \leq j \leq N$; 根据所获取的各扫查线的左、右边界确定最终形成的宽波束的左边界 B_L 、右边界 B_R ,其中, $B_L = \min\{B_{1L}, B_{2L}, \dots, B_{NL}\}$; $B_R = \max\{B_{1R}, B_{2R}, \dots, B_{NR}\}$ 。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,该方法还包括:

估算待测组织中血流的速度幅值 $V = \frac{f_d * c}{f_0 * (\cos \varphi_t + \cos \varphi_r)}$,其中, φ_t 为发射波束矢量

与血流速度矢量之间的夹角, φ_r 为接收波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, f_d 为多普勒频移, f_0 为发射频率。

4. 根据权利要求 2 所述的方法,其特征在于,所述步骤 S2 还包括:

将发射孔径 M 配置成 N 个子孔径,且每个子孔径对应配置一个不同的发射扫查角度。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于,所述步骤 S2 还包括:

配置第二发射孔径 M_s ,其中, $M_s = k * M, 0 < k < 1$;

配置所述第二发射孔径 M_s 内所有基元工作于 0° 发射方向。

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:

配置当前的扫查孔径为 M ,当前工作的接收波束数为 P ,其中, $P \geq N$;

将 0° 参考线采样门的中心位置所在的深度作为起点,根据内部工程参数配置的扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 来设置不同方向的接收扫查线 $R_1 \sim R_N$,不同方向的接收线设置不同的采样门 SV ;

分别获取偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 对应的回波数据,并计算接收延时聚焦以 $R_1 \sim R_N$ 为中心参考线。

7. 一种实现频谱多普勒角度自动偏转的系统,其特征在于,其包括:

配置单元、用于配置多个对应于扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$,并为不同方向的扫查线对应设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$,其中, $N \geq 2$;

发射控制单元、用于向待检测组织发射具有扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$;

接收控制单元、用于接收对应于偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 的接收波束 $R_1 \sim R_N$,并获取 N 个偏转角度所对应的回波数据,其中,接收波束 $R_1 \sim R_N$ 分别对应采样门 $SV_1 \sim SV_N$;

偏转决策单元、用于对 N 个偏转角度的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 的回波数据在脉冲重复频率域上作 K 点的快速傅里叶变换,以获得 N 个方向上的血流频谱 $P_i(m)$,计算获得各方向的血流频

谱的能量 P_i , 并将各个能量 P_i 中的最大值 $P_{\max}$ 所对应的偏转角度确定为超声扫查所需偏转的最佳角度, 其中,

$$P_i = \sum_{m=1}^{M=K} P_i(m); m=1, 2, \dots, K; i=1, 2, \dots, N。$$

8. 根据权利要求 7 所述的系统, 其特征在于, 所述发射控制单元具体用于:

分别获取超声扫查线 $T_1 \sim T_N$ 中每一根扫查线的左边界 B_{jL} 、右边界 B_{jR} , 其中, $1 \leq j \leq N$;

根据所获取的各扫查线的左、右边界确定最终形成的宽波束的左边界 B_L 、右边界 B_R , 其

中, $B_L = \min \{B_{1L}, B_{2L}, \dots, B_{NL}\}$; $B_R = \max \{B_{1R}, B_{2R}, \dots, B_{NR}\}$ 。

9. 根据权利要求 7 所述的系统, 其特征在于, 该系统还用于:

估算待测组织中血流的速度幅值 $V = \frac{f_d * c}{f_0 * (\cos \varphi_t + \cos \varphi_r)}$, 其中, f_d 为发射波束矢量与

血流速度矢量之间的夹角, φ_r 为接收波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, f_d 为多普勒频移, f_0 为发射频率。

10. 根据权利要求 8 所述的系统, 其特征在于, 所述发射控制单元还用于:

将发射孔径 M 配置成 N 个子孔径, 且每个子孔径对应配置一个不同的发射扫查角度。

11. 根据权利要求 10 所述的系统, 其特征在于, 所述发射控制单元还用于:

配置第二发射孔径 M_s , 其中, $M_s = k * M, 0 < k < 1$;

配置所述第二发射孔径 M_s 内所有基元工作于 0° 发射方向。

12. 根据权利要求 7 所述的系统, 其特征在于, 所述接收控制单元还用于:

配置当前的扫查孔径为 M , 当前工作的接收波束数为 P , 其中, $P \geq N$;

将 0° 参考线采样门的中心位置所在的深度作为起点, 根据内部工程参数配置的扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 来设置不同方向的接收扫查线 $R_1 \sim R_N$, 不同方向的接收线设置不同的采样门 SV ;

分别获取偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 对应的回波数据, 并计算接收延时聚焦以 $R_1 \sim R_N$ 为中心参考线。

实现频谱多普勒角度自动偏转的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像领域,尤其涉及一种实现频谱多普勒角度自动偏转的方法及系统。

背景技术

[0002] 频谱多普勒成像技术和彩色多普勒成像技术是目前血流成像领域最主要的两种手段。彩色多普勒成像技术能够提供直观的血流分布情况,却缺乏定量分析血流运动速度的能力;频谱多普勒成像技术却能准确定量地检测出血流速度,因而频谱多普勒成像技术被较多地应用于血流检测。

[0003] 对于频谱多普勒成像技术,则依赖于多普勒效应。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。因此在这种情况下对血流信号的灵敏度很低,也就得不到高质量的频谱图,从而影响血流相关参数的提取。目前,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(例如,向左或向右 15 度),以使声束方向和血流流向不垂直,从而提高频谱多普勒成像的灵敏度。此技术要求医生根据血流的走向来不断调整超声声束的偏转方向,从而增加了医生的工作流程,而且有时从二维图上很难判断血流走向(易误判),医生只能把所有的偏转方向都遍历一遍,来找到最优的声速偏转角度,操作较繁琐。

发明内容

[0004] 本发明所需解决的技术问题在于提供一种实现频谱多普勒角度自动偏转的方法,其自动获取最佳的频谱多普勒偏转角度并实现偏转,从而保证血流成像的灵敏度,优化超声图像的质量。

[0005] 相应地,本发明还提供一种实现频谱多普勒角度自动偏转的系统。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案为:

一种实现频谱多普勒角度自动偏转的方法,包括如下步骤:

S1、配置多个对应于扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$,并为不同方向的扫查线对应设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$,其中, $N \geq 2$;

S2、向待检测组织发射具有扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$;

S3、接收对应于偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 的接收波束 $R_1 \sim R_N$,并获取 N 个偏转角度所对应的回波数据,其中,接收波束 $R_1 \sim R_N$ 分别对应采样门 $SV_1 \sim SV_N$;

S4、对 N 个偏转角度的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 的回波数据在脉冲重复频率域上作 K 点的快速傅里叶变换,以获得 N 个方向上的血流频谱 $P_i(m)$,计算获得各方向的血流频谱的能量 P_i ,并将各个能量 P_i 中的最大值 $P_{\max}$ 所对应的偏转角度确定为超声扫查所需偏转的最佳角度,其中,

$$P_i = \sum_{m=1}^{m=K} P_i(m); m=1, 2, \dots, K; i=1, 2, \dots, N。$$

[0007] 作为本发明进一步的改进,所述步骤 S2 具体包括:分别获取超声扫查

线 $T_1 \sim T_N$ 中每一根扫查线的左边界 B_{jL} 、右边界 B_{jR} , 其中, $1 \leq j \leq N$; 根据所获取的各扫查线的左、右边界确定最终形成的宽波束的左边界 B_L 、右边界 B_R , 其中, $B_L = \min\{B_{1L}, B_{2L}, \dots, B_{NL}\}$; $B_R = \max\{B_{1R}, B_{2R}, \dots, B_{NR}\}$ 。

[0008] 作为本发明进一步的改进, 该方法还包括: 估算待测组织中血流的速度幅值

$$V = \frac{f_d * c}{f_0 * (\cos \phi_t + \cos \phi_r)}$$

其中, ϕ_t 为发射波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, ϕ_r 为接收波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, f_d 为多普勒频移, f_0 为发射频率。

[0009] 作为本发明进一步的改进, 所述步骤 S2 还包括: 将发射孔径 M 配置成 N 个子孔径, 且每个子孔径对应配置一个不同的发射扫查角度。

[0010] 作为本发明进一步的改进, 所述步骤 S2 还包括: 配置第二发射孔径 M_s , 其中, $M_s = k * M$, $0 < k < 1$; 配置所述第二发射孔径 M_s 内所有基元工作于 0° 发射方向。

[0011] 作为本发明进一步的改进, 所述步骤 S3 具体包括: 配置当前的扫查孔径为 M, 当前工作的接收波束数为 P, 其中, $P \geq N$; 将 0° 参考线采样门的中心位置所在的深度作为起点, 根据内部工程参数配置的扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 来设置不同方向的接收扫查线 $R_1 \sim R_N$, 不同方向的接收线设置不同的采样门 SV; 分别获取偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 对应的回波数据, 并计算接收延时聚焦以 $R_1 \sim R_N$ 为中心参考线。

[0012] 相应地, 本发明提供的实现频谱多普勒角度自动偏转的系统, 其包括:

配置单元、用于配置多个对应于扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$, 并为不同方向的扫查线对应设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$, 其中, $N \geq 2$;

发射控制单元、用于向待检测组织发射具有扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$;

接收控制单元、用于接收对应于偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 的接收波束 $R_1 \sim R_N$, 并获取 N 个偏转角度所对应的回波数据, 其中, 接收波束 $R_1 \sim R_N$ 分别对应采样门 $SV_1 \sim SV_N$;

偏转决策单元、用于对 N 个偏转角度的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 的回波数据在脉冲重复频率域上作 K 点的快速傅里叶变换, 以获得 N 个方向上的血流频谱 $P_i(m)$, 计算获得各方向的血流频谱的能量 P_i , 并将各个能量 P_i 中的最大值 $P_{\max}$ 所对应的偏转角度确定为超声扫查所需偏转的最佳角度, 其中,

$$P_i = \sum_{m=1}^{m=K} P_i(m); m=1, 2, \dots, K; i=1, 2, \dots, N。$$

[0013] 作为本发明进一步的改进, 所述发射控制单元具体用于: 分别获取超声扫查线 $T_1 \sim T_N$ 中每一根扫查线的左边界 B_{jL} 、右边界 B_{jR} , 其中, $1 \leq j \leq N$; 根据所获取的各扫查线的左、右边界确定最终形成的宽波束的左边界 B_L 、右边界 B_R , 其中, $B_L = \min\{B_{1L}, B_{2L}, \dots, B_{NL}\}$; $B_R = \max\{B_{1R}, B_{2R}, \dots, B_{NR}\}$ 。

[0014] 作为本发明进一步的改进, 该系统还用于: 估算待测组织中血流的速度幅值

$$V = \frac{f_d * c}{f_0 * (\cos \phi_t + \cos \phi_r)}$$

其中, ϕ_t 为发射波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, ϕ_r 为接收波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, f_d 为多普勒频移, f_0 为发射频率。

[0015] 作为本发明进一步的改进, 所述发射控制单元还用于: 将发射孔径 M 配置成 N 个子孔径, 且每个子孔径对应配置一个不同的发射扫查角度。

[0016] 作为本发明进一步的改进,所述发射控制单元还用于:配置第二发射孔径 M_s ,其中, $M_s = k * M$, $0 < k < 1$;配置所述第二发射孔径 M_s 内所有基元工作于 0° 发射方向。

[0017] 作为本发明进一步的改进,所述接收控制单元还用于:配置当前的扫查孔径为 M ,当前工作的接收波束数为 P ,其中, $P \geq N$;将 0° 参考线采样门的中心位置所在的深度作为起点,根据内部工程参数配置的扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 来设置不同方向的接收扫查线 $R_1 \sim R_N$,不同方向的接收线设置不同的采样门 SV ;分别获取偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 对应的回波数据,并计算接收延时聚焦以 $R_1 \sim R_N$ 为中心参考线。

[0018] 根据以上技术方案可以看出,本发明通过配置多个偏移角度的发射波束,使得其满足至少有一个方向的发射波束血流方向不垂直,并且其可以自动获取最佳偏移角度并以该最佳偏移角度实现频谱多普勒角度的自动偏转,提高频谱多普勒的灵敏度;本发明简化医生的工作流程,操作方便。

附图说明

[0019] 图 1 是本发明具体实施例中实现频谱多普勒角度自动偏转的方法的流程图;

图 2 是本发明具体实施例中超声波束发射控制方式的原理示意图;

图 3 是本发明具体实施例中超声波束发射波束的示意图;

图 4 是本发明另一实施例中超声波束发射控制方式的原理示意图;

图 5 是本发明具体实施例中超声波束接收控制方式的原理示意图;

图 6A、6B、6C 共同示出了本发明实施例中发射波束、接收波束与血流流速的矢量图;

图 7 是本发明具体实施例中实现频谱多普勒角度自动偏转的系统的单元示意图。

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,所述实现频谱多普勒角度自动偏转的方法,包括如下步骤:

S1、配置多个对应于扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$,并为不同方向的扫查线对应设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$,其中, $N \geq 2$;

S2、向待检测组织发射具有扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$;

S3、接收对应于偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 的接收波束 $R_1 \sim R_N$,并获取 N 个偏转角度所对应的回波数据,其中,接收波束 $R_1 \sim R_N$ 分别对应采样门 $SV_1 \sim SV_N$;

S4、对 N 个偏转角度的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 的回波数据在脉冲重复频率域上作 K 点的快速傅里叶变换,以获得 N 个方向上的血流频谱 $P_i(m)$,计算获得各方向的血流频谱的能量 P_i ,并将各个能量 P_i 中的最大值 $P_{\max}$ 所对应的偏转角度确定为超声扫查所需偏转的最佳角度,其中,

$$P_i = \sum_{m=1}^{m=K} P_i(m); m=1, 2, \dots, K; i=1, 2, \dots, N。$$

[0022] 以下将结合图 2、3、4、5、6A、6B 及 6C 对本发明的方法的原理进行详细描述。请首先参图 2 所示,本发明给出了实现频谱多普勒角度自动偏转的发射控制方式,其中,将 0° 参

考线采样门的中心位置所在的深度 SVD 作为起点,根据内部工程参数配置的扫描角度 $A_1 \sim A_N$ 来设置不同方向的发射扫描线 T。同时,不同方向的扫描线设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$,各个方向的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 在波束接收过程中也会用到。具体地,发射线、偏转角度和采样门的参数配置如下:

$$T_1, T_2, \dots, T_N$$

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

...

$$SV_1, SV_2, \dots, SV_N$$

其中, $N \geq 2$, $SV_1, SV_2, \dots, SV_N$ 采样门的中心位置与 0° 参考线采样门的中心位置重合。假设当前的发射孔径为 M, 将孔径 M 分为 N 个子阵, $M = Z * N$, 每个子阵工作于一个发射扫描方向, 子孔径的分配方法及对应的扫描角度如下:

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

这样工作于一个发射扫描方向的子孔径为 Z。上述标号为 1 的基元在发射聚焦时, 以 T_1 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 T_2 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 T_N 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, 此宽波束要囊括各个方向的采样门 $SV_1, SV_2, \dots, SV_N$, 保证 N 个扫描方向上的采样门都在形成的宽波束能量区之内。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又不超过安全法规要求。

[0023] 图 3 给出了本发明的波束发射控制方式对应的波束示意图。其中, T_1 对应的 -6dB 的波束的左右边界为 B_{1L} 和 B_{1R} , T_2 对应的 -6dB 的波束的左右边界为 B_{2L} 和 B_{2R} , 依次类推, T_N 对应的 -6dB 的波束的左右边界为 B_{NL} 和 B_{NR} , 在 0° 参考线采样门的中心位置 SVD 上按下述方法找到左边界和右边界对应的位置 $B_L(d)$ 和 $B_R(d)$:

$$B_L(d) = \min \{B_{1L}(SVD), B_{2L}(SVD), \dots, B_{NL}(SVD)\};$$

$$B_R(d) = \max \{B_{1R}(SVD), B_{2R}(SVD), \dots, B_{NR}(SVD)\};$$

这样最终形成的波束为 SVD 位置上的 $B_L(d)$ 和 $B_R(d)$ 形成的左右边界 B_L 和 B_R 决定出的宽波束。由于正负角度的对称型, 最终形成的宽波束的中心线还是与 0° 参考线是重合的, 这样相当于发射波束方向为 0° 。本发明具体实施例中, 为了使最终形成的波束方向为 0° , 还可以采取传统的发射控制方式, 如图 4 所示, 本发射控制发射波束 T 只有一个 0° 方向, 采取较小的发射孔径 M_s , 其中 $M_s = k * M$, $0 < k < 1$, 那么孔径内所有基元 1, 2, $\dots$, M_s 采取 0° 发射方向, 如下所示:

$$1, 2, 3, \dots, M_s$$

$$0^\circ, 0^\circ, 0^\circ, \dots, 0^\circ$$

按照上述方式进行控制, 可使得发射波束方向为 0° , 这种发射控制方式对于发射而言, 采样门只有一个 SV, 而对于接收来讲, 还是有 N 个采样门, 由于波束宽度与发射孔径成反比, 发射孔径越小, 波束宽度越宽, 因此采取小孔径发射能使接收时 N 个方向的采样门都在

宽波束能量区。

[0024] 基于以上发射控制方式,本发明给出了实现频谱多普勒角度自动偏转的接收控制方式。如图5所示,将 0° 参考线采样门SV的中心位置所在的深度SVD作为起点,根据内部工程参数配置的扫描角度 $A_1 \sim A_N$ 来设置不同方向的接收扫描线 $R_1 \sim R_N$,不同方向的接收线设置不同的采样门SV。设当前的扫描孔径为M,当前工作的接收波束数为P($P \geq N$,以保证一个扫描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。具体地,各个方向的接收线与接收多波束以及偏转方向和采样门的对应关系如下:

$$\begin{array}{llll} R_1, & R_2, & \dots, & R_N \\ MLA_1, & MLA_2, & \dots, & MLA_N \\ A_1, & A_2, & \dots, & A_N \\ SV_1, & SV_2, & \dots, & SV_N \end{array}$$

MLA_1 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 R_1 为中心参考线; MLA_2 用来获取偏转角度 A_2 对应的回波数据,计算接收延时聚焦时以 R_2 为中心参考线;依次类推, MLA_N 用来获取偏转角度 A_N 的对应的回波数据,计算接收延时聚焦时以 R_N 为中心参考线。

[0025] 基于以上实现频谱多普勒角度自动偏转的发射控制方法和接收控制方法,本发明给出了实现频谱多普勒角度自动偏转的流速估计方法。图6A~图6C给出了发射接收声束与血流流速的矢量图,其中,血管中的红细胞的速度矢量为 $\vec{V}$,发射波束的矢量为 $\vec{k}_t$, $\vec{k}_t$ 的幅度为 w_0/c ,其中, $w_0=2\pi f_0$, f_0 为发射频率, c 为组织中声速。 $\vec{k}_t$ 的方向在前面已经介绍过,与 0° 参考线一致, $\vec{k}_r$ 为接收波束矢量,其幅度为 $(w_0+w_d)/c$ (约等于 w_0/c ,在 $w_d \ll w_0$ 时),其中,由于最终的发射波束都是 0° 方向,而接收波束矢量方向与内部预设的偏转方向一致,那么多普勒频移 $w_d(=2\pi f_d)$ 为:

$$w_d = \vec{V} \cdot (\vec{k}_r - \vec{k}_t)$$

于本发明中,当 $\vec{V}$ 与 $(\vec{k}_r - \vec{k}_t)$ 不垂直时,就会产生多普勒频移。由图6A~图6C中的矢量合成图来看,由于接收波束向N个方向的偏转,最终形成的 $(\vec{k}_r - \vec{k}_t)$ 也有N个方向,故,不论血流朝哪个方向流动,总有一个方向与流速矢量 $\vec{V}$ 不垂直,这样保证了频谱多普勒的灵敏度。若换算成标量,血流速度的估计方法如下,

$$V = \frac{f_d c}{f_0 (\cos \phi_t + \cos \phi_r)}$$

其中,V为血流速度幅值, ϕ_t 为发射波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, ϕ_r 为接收波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, f_d 为多普勒频移。

[0026] 基于以上的配置方式,本发明给出了频谱多普勒自动偏转角度的决策方法。其中,对N个偏转方向的采样门的IQ数据在脉冲重复频率域上做K点的快速傅里叶变换,得到N个方向的血流频谱 $P_i(m)$,然后对每个方向的血流频谱求和得到总能量 P_t ,其中,

$$P_i = \sum_{m=1}^M P_i(m) ; m=1, 2, \dots, K ; i=1, 2, \dots, N$$

然后找到 P_i 中的最大值 $P_{\max}$, 并将 $P_{\max}$ ($P_{\max} = \max\{P_i\}$) 对应的偏转角度作为最终的偏转角度。

[0027] 接下来, 请参照图 7 所示, 其为本发明实现频谱多普勒角度自动偏转的系统的单元示意图。其中, 本文所描述的系统实施例仅仅是示意性的, 并且本发明的系统实施例中的具体技术特征、功能、技术效果等, 请参照文中所记载的实现频谱多普勒角度自动偏转的方法的实施例, 下文不再予以详述。

[0028] 在本发明某些实施例中, 实现频谱多普勒角度自动偏转的系统, 其包括:

配置单元 101、用于配置多个对应于扫描角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$, 并为不同方向的扫查线对应设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$, 其中, $N \geq 2$;

发射控制单元 102、用于向待检测组织发射具有扫描角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$; 于本发明具体实施例中, 上述发射控制单元具体用于: 分别获取超声扫查线 $T_1 \sim T_N$ 中每一根扫查线的左边界 B_{jL} 、右边界 B_{jR} , 其中, $1 \leq j \leq N$; 根据所获取的各扫查线的左、右边界确定最终形成的宽波束的左边界 B_L 、右边界 B_R , 其中, $B_L = \min\{B_{1L}, B_{2L}, \dots, B_{NL}\}$; $B_R = \max\{B_{1R}, B_{2R}, \dots, B_{NR}\}$;

接收控制单元 103、用于接收对应于偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 的接收波束 $R_1 \sim R_N$, 并获取 N 个偏转角度所对应的回波数据, 其中, 接收波束 $R_1 \sim R_N$ 分别对应采样门 $SV_1 \sim SV_N$;

偏转决策单元 104、用于对 N 个偏转角度的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 的回波数据在脉冲重复频率域上作 K 点的快速傅里叶变换, 以获得 N 个方向上的血流频谱 $P_i(m)$, 计算获得各方向的血流频谱的能量 P_i , 并将各个能量 P_i 中的最大值 $P_{\max}$ 所对应的偏转角度确定为超声扫查所需偏转的最佳角度, 其中,

$$P_i = \sum_{m=1}^M P_i(m) ; m=1, 2, \dots, K ; i=1, 2, \dots, N。$$

[0029] 于本发明具体实施例中, 该系统还用于: 估算待测组织中血流的速度幅值

$V = \frac{f_d * c}{f_0 * (\cos \varphi_t + \cos \varphi_r)}$, 其中, φ_t 为发射波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, φ_r 为接收波束矢量与血流速度矢量之间的夹角, f_d 为多普勒频移, f_0 为发射频率。

[0030] 综上所述, 本发明通过配置多个偏移角度的发射波束, 使得其满足至少有一个方向的发射波束血流方向不垂直, 并且其可以自动获取最佳偏移角度并以该最佳偏移角度实现频谱多普勒角度的自动偏转, 提高频谱多普勒的灵敏度; 本发明简化医生的工作流程, 操作方便。

[0031] 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。

[0032] 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。

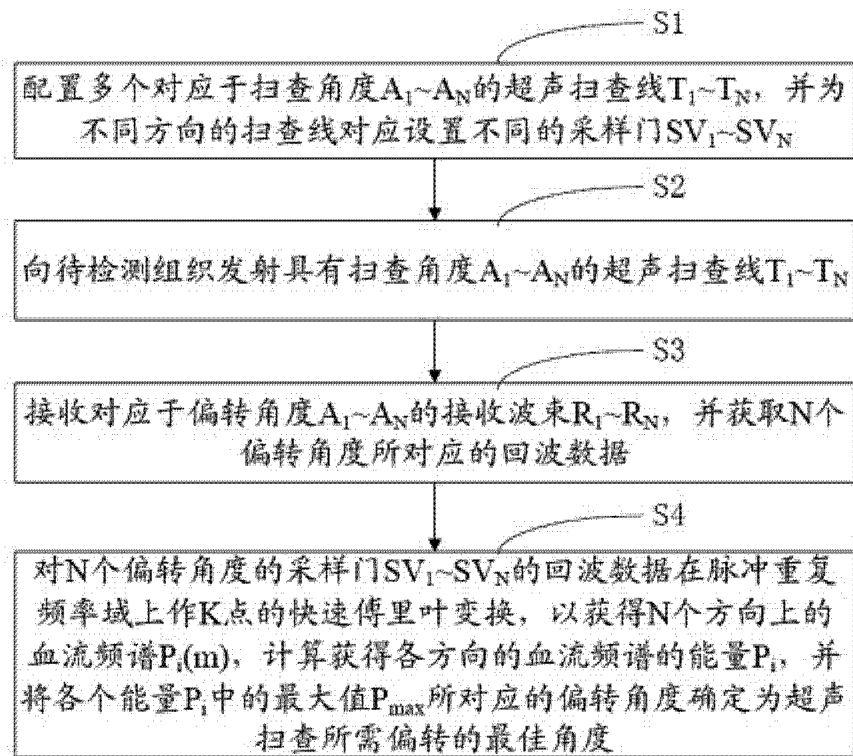


图 1

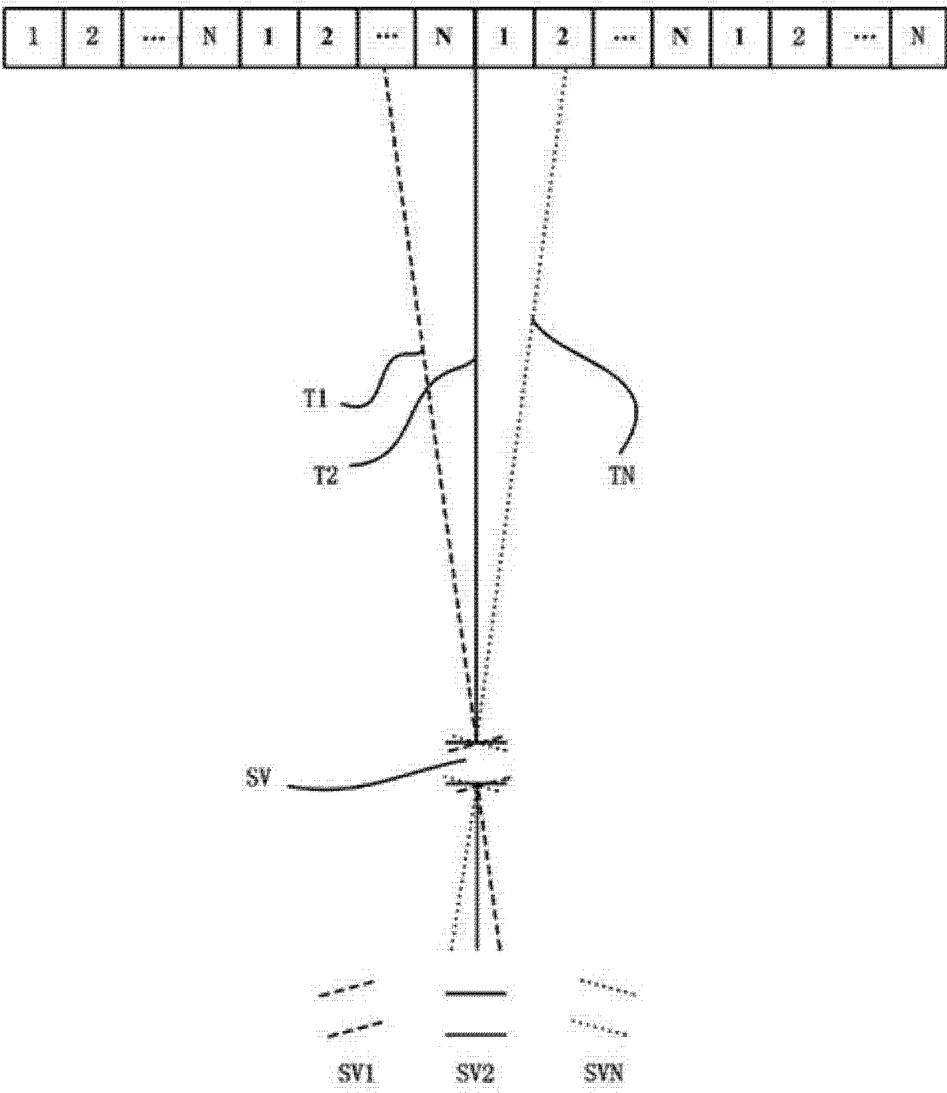


图 2

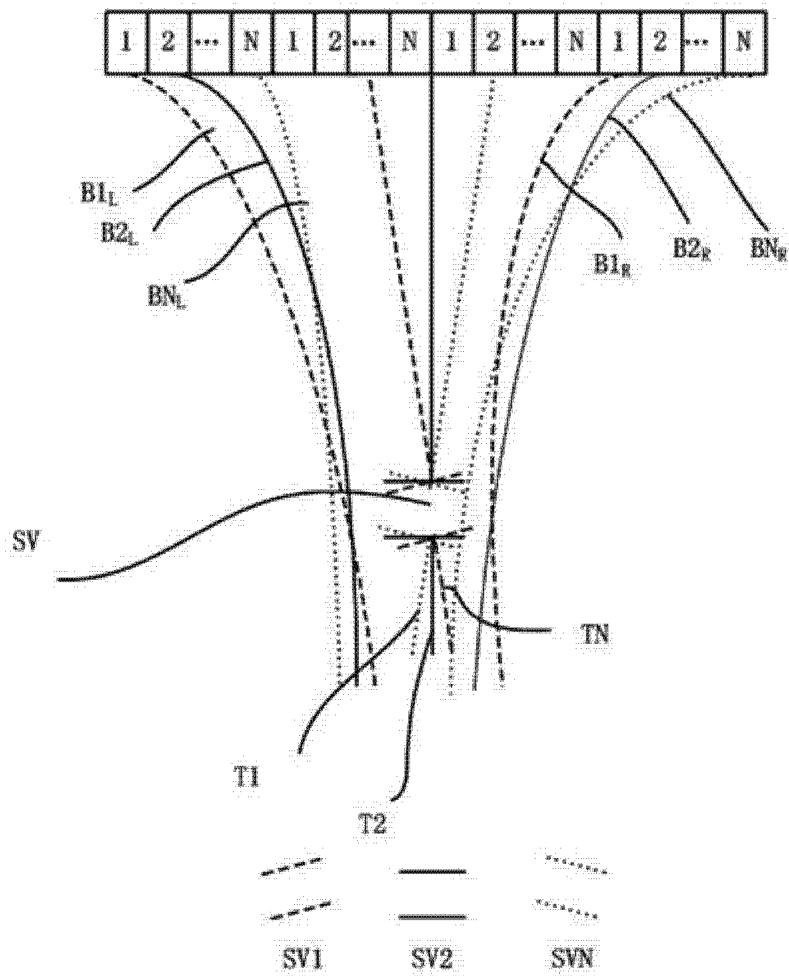


图 3

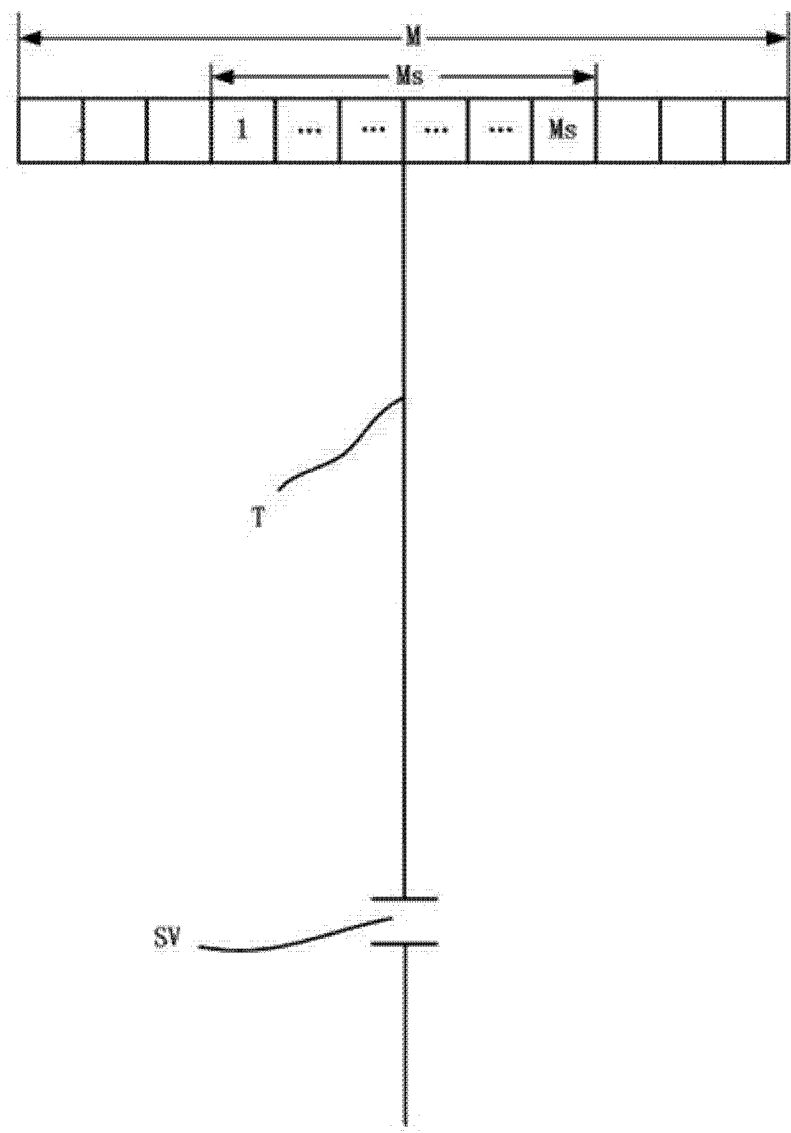


图 4

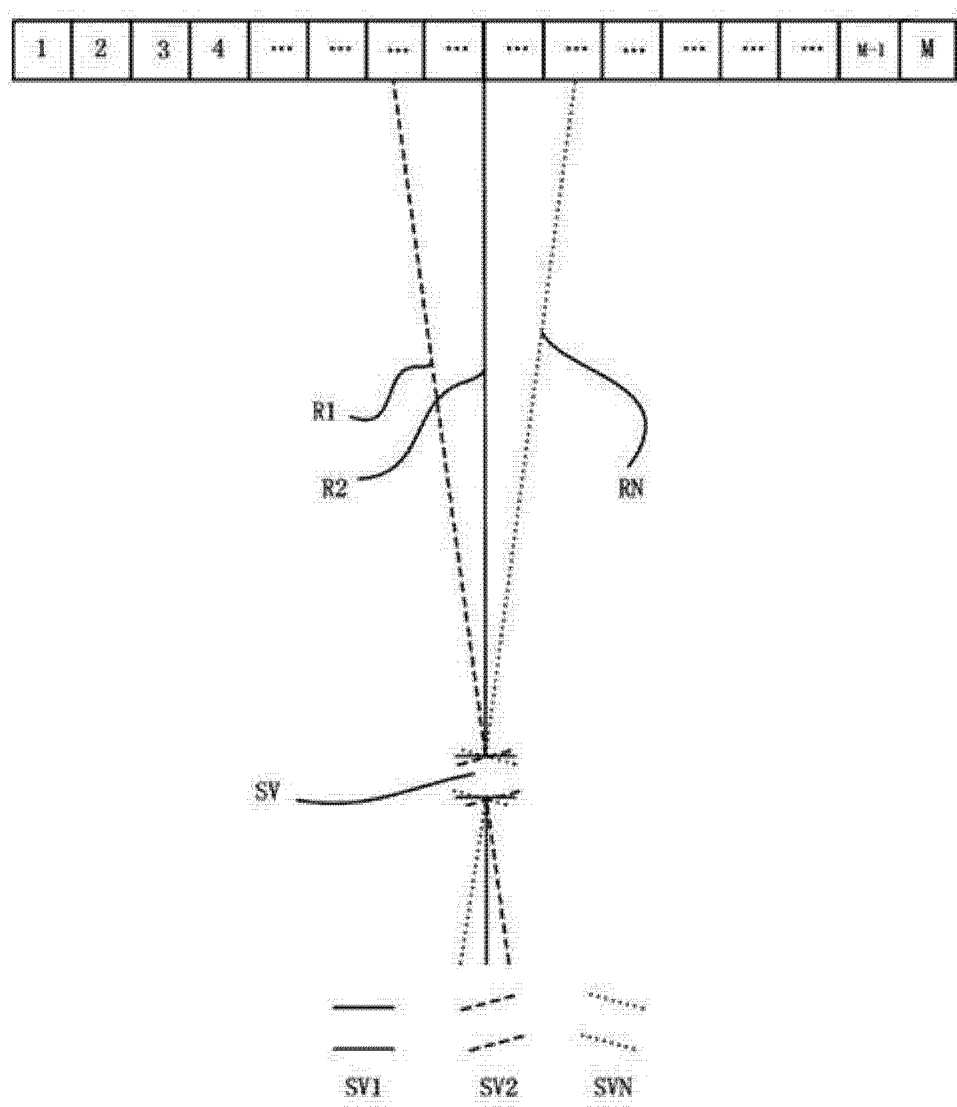


图 5

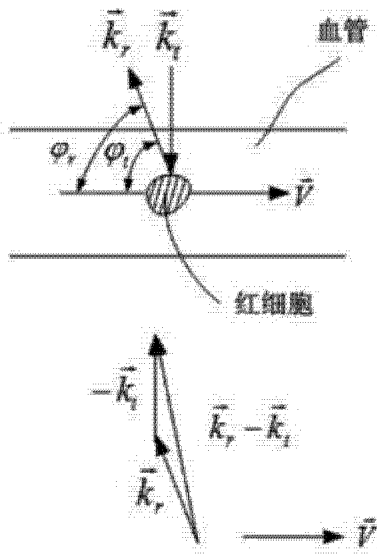


图 6A

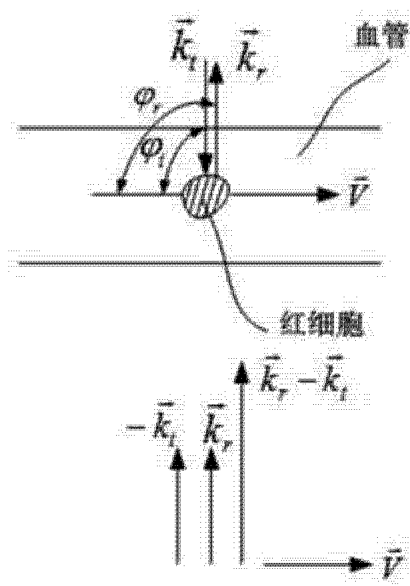


图 6B

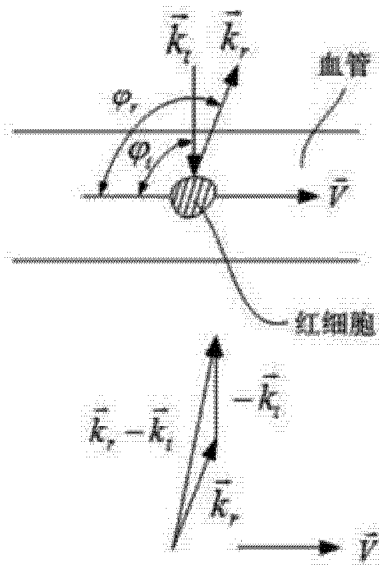


图 6C

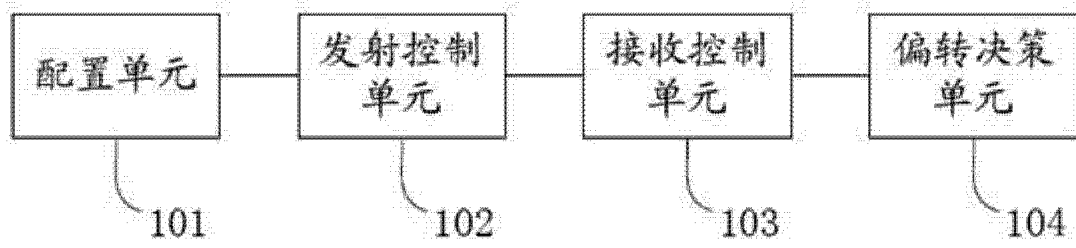


图 7

专利名称(译)	实现频谱多普勒角度自动偏转的方法及系统		
公开(公告)号	CN103142252A	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	CN201310091984.4	申请日	2013-03-21
[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	CN103142252B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种实现频谱多普勒角度自动偏转的方法及系统，其方法包括：配置多个对应于扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$ ，并为不同方向的扫查线对应设置不同的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ ；向待检测组织发射具有扫查角度 $A_1 \sim A_N$ 的超声扫查线 $T_1 \sim T_N$ ；接收对应于偏转角度 $A_1 \sim A_N$ 的接收波束 $R_1 \sim R_N$ ，并获取N个偏转角度所对应的回波数据；对N个偏转角度的采样门 $SV_1 \sim SV_N$ 的回波数据在脉冲重复频率域上作K点的快速傅里叶变换，以获得N个方向上的血流频谱 $P_i(m)$ ，计算获得各方向的血流频谱的能量 P_i ，并将各个能量 P_i 中的最大值 P_{max} 所对应的偏转角度确定为超声扫查所需偏转的最佳角度。

