

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610132042.6

[43] 公开日 2008年4月30日

[11] 公开号 CN 101167656A

[22] 申请日 2006.10.23
[21] 申请号 200610132042.6
[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦
[72] 发明人 张羽 李鑫

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 覃鸣燕

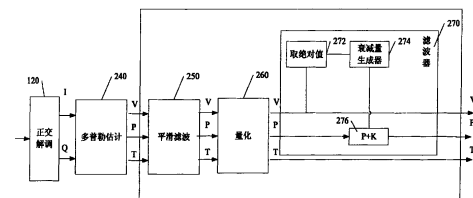
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 6 页

[54] 发明名称

组织多普勒成像方法和装置

[57] 摘要

本发明提出了一种用于组织多普勒成像的方法，包括以下步骤：向包含待成像组织的目标区域发送超声信号，以获得从所述目标区域返回的回波信号；对从所述回波信号中提取的多普勒信号进行多普勒估计，以获得与所述目标区域内的运动相关的参数，所述参数至少包括运动速度和多普勒信号能量；对所述多普勒信号能量进行处理，以获得与所述组织运动相关的多普勒信号能量，从而显示所述组织的运动。本发明提出的方法将滤波计算移至多普勒估计之后进行，从而消除了滤波对多普勒速度估计精度的影响，提高了图像质量。



- 1、一种用于组织多普勒成像的方法，包括以下步骤：
 - a)向包含待成像组织的目标区域发送超声信号，以获得从所述目标区域返回的回波信号；
 - b)对从所述回波信号中提取的多普勒信号进行多普勒估计，以获得与所述目标区域内的运动相关的参数，所述参数至少包括速度和多普勒信号能量；
 - c)对所述多普勒信号能量进行处理，以获得与所述组织运动相关的多普勒信号能量，以显示所示组织的运动；
- 2、如权利要求 1 所述的方法，其中所述滤波步骤包括根据所述组织运动的速度范围而预先设计滤波器。
- 3、如权利要求 2 所述的方法，其中所述滤波步骤还包括：

根据所述滤波器的频率响应，在频域对所述多普勒信号能量进行衰减。
- 4、如权利要求 3 所述的方法，其中对所述多普勒信号能量的衰减步骤包括：

根据所述滤波器的幅频特性获得幅度与速度之间的对应关系；
按照所述对应关系，根据所述多普勒信号的速度值，获得对所述能量的衰减量。
- 5、如权利要求 4 所述的方法，其中通过查表方式获得所述衰减量。
- 6、如权利要求 4 所述的方法，其中通过解析式求解获得所述衰减量。

7、如权利要求 4 所述的方法，其中所述衰减步骤还包括对所述多普勒能量信号进行对数压缩，以及对所述滤波器的幅频特性中的幅度值进行对数压缩。

8、如权利要求 7 所述的方法，其中所述衰减步骤还包括将所述衰减量与所述多普勒信号能量相加。

9、如权利要求 1 所述的方法，其中所述组织的运动为心肌运动。

10、如权利要求 9 所述的方法，其中所述滤波用于滤除所述目标区域内存在的血流和/或静止组织相关的多普勒信号。

11、一种用于组织多普勒成像的设备，包括：

收发单元，用于向包含待成像组织的目标区域发送超声信号，并接收从所述目标区域返回的回波信号；

多普勒估计单元，用于对从所述回波信号中提取的多普勒信号进行多普勒估计，以获得与所述目标区域内的运动相关的参数，所述参数至少包括速度和多普勒信号能量；

滤波器，用于对所述多普勒信号能量进行处理，以获得与所述组织运动相关的多普勒信号能量，从而显示所示组织的运动。

12、如权利要求 11 所述的设备，其中所述滤波器是根据所述组织运动的速度范围而设计的。

13、如权利要求 12 所述的设备，其中所述滤波器包括：

衰减量生成器，用于根据所述滤波器的频率响应，生成频域内对所述多普勒信号能量的衰减量；

衰减器，用于根据所生成的衰减量对所述多普勒信号能量进行衰减。

14、如权利要求 13 所述的设备，其中所述衰减量生成器用于根据所述滤波器的幅频特性获得幅度与速度之间的对应关系；且根据所述多普勒信号能量所对应的速度值，生成所述衰减量。

15、如权利要求 14 所述的设备，其中所述衰减量生成器通过查表方式生成所述衰减量。

16、如权利要求 14 所述的设备，其中所述衰减量生成器通过解析式求解生成所述衰减量。

17、如权利要求 14 所述的设备，其中所示多普勒估计单元还用于对所述多普勒能量信号进行对数压缩，且所述衰减量生成器还用于对滤波器的幅频特性中的幅度值进行对数压缩。

18、如权利要求 17 所述的设备，其中所述衰减器为加法器用于将所述衰减量与所述多普勒信号能量相加。

19、如权利要求 11 所述的设备，其中所述组织的运动为心肌运动。

20、如权利要求 19 所述的设备，其中所述滤波器用于滤除所述目标区域内存在的血流和/或静止组织相关的多普勒信号。

组织多普勒成像方法和装置

技术领域

本发明涉及一种超声诊断成像方法和装置，尤其涉及一种组织多普勒成像方法和装置。

背景技术

组织多普勒成像技术（TDI）是一种基于多普勒频移原理开发出的用于检测和分析活体内局部组织的运动和功能的超声成像技术。目前，TDI 技术因其能够对局部组织，特别是局部心肌功能做出较为准确的评价，而广泛应用于心肌病变的临床诊断。

活体心脏的运动信息主要包括血液的流动以及心肌的收缩和舒张。目前，彩色多普勒血流成像技术已经能够比较准确地呈现心脏内血流的运动状况。心肌运动与血液流动在运动速度和振幅范围上存在一定的差异。血流信号的特征为高频低振幅，而心肌信号为低频高振幅。鉴于血流和心肌信号的这种差异，组织多普勒成像在传统多普勒血流成像技术的基础上，通过改变多普勒滤波系统和增益控制器，选择出低频高振幅的心肌运动信息，然后对选择出的心肌运动信息进行多普勒估计和彩色编码，从而显示心肌运动的图像。

图 1 示出了一种组织多普勒成像系统的示意图。如图 1 所示，信号收发单元 110 向人体内的探测目标，如心脏，发射超声波，并接收来自目标的回波信号。所接收的回波信号经过前置放大、ADC 变换和波束合成（DBF）等处理后，一路输入到单元 150 进行非多普勒信号处理，以便直接显示人体组织的解剖结构。另一路回波信号输入到单元 120 进行正交解调，以进行多普勒分析。正交解调单元 120 对回波信号进行正交解调，并将解调出的多普勒同相信号 I 和正交信号 Q 送入滤波器 130 进行滤波，以滤出心肌信号。随后，多普勒估计单元 140 按照与多普勒血流成像类似的方式对滤出的心肌信号进行多

普勒估计，如自相关处理和快速傅立叶变换等，以计算出多普勒信号的频移 F 、能量 P 、方差 T 等参数。其中，根据多普勒频移原理，多普勒信号的频移 F 与被探测目标的移动速度 V 成正比，因此通常用速度 V 来表示多普勒信号的频移 F 。估计出的这些参数在进行彩色编码后，输入到显示单元 160。最后，显示单元 160 将非多普勒信号处理获得的组织解剖结构图像和经过彩色编码的多普勒信号参数图像进行合成在一起，并通过 DSC（数字扫描转换）将合成的图像送到显示器进行显示。

在图 1 所示的组织多普勒成像系统中，为了获得准确的心肌运动图像，滤波器 130 的设计是关键步骤之一，也是难点之一。随着数字计算机技术的高速发展，研究者已经提出了多种方法来选出心肌信号，例如，采用低通滤波器（LPF）滤除血流信息，旁路掉传统多普勒血流成像系统中用于滤出血流信号的高通滤波器（HPF），以及修改原高通滤波器的截止频率，等等。

按照上述方法设计出的组织多普勒成像系统的差别主要在于是否采用了高通滤波器。在旁路掉高通滤波器的方案中，心脏内静止组织、血流运动和心肌运动的信息均包括在提取出的多普勒信号中，并送入单元 140 进行多普勒估计。于是，正确区分和显示心肌信号的任务就由后面的图像合成器来完成。然而，图像合成器只能根据信号振幅的大小消除低振幅的血流信号。对于同样具有较高振幅的静止组织的回波信号，则单单凭借信号振幅是难以将其区分出并消除的。由此，采用这种方法，心肌运动的图像中不可避免地带有来自静止组织噪声，从而降低了图像质量。类似的问题也出现在利用低通滤波器来滤除血流信号的方法中。在这种方法中，尽管高频血流信号可以利用滤波器加以消除，但来自静止组织的回波信号依然与来自心肌的回波信号共存，并且不可能根据信号振幅将它们区分开来。由此可见，在不采用高通滤波器的 TDI 方案中，如何消除来自静止组织的回波信号是个尚待解决的问题。

在修改高通滤波器的方案中，高通滤波器的截止频率可根据心肌运动的速度范围进行修改，例如，适当降低 HPF 的截止频率，以仅

仅滤除来自静止组织的回波信号,就可以克服上述方案的缺陷。但是,这种修改后的高通滤波器通常对回波信号中提取出的多普勒信号(I和Q)直接进行时域滤波,如IIR形式的滤波,因而,对于硬件实现而言,这种滤波器需要消耗大量的硬件资源。

此外,组织多普勒成像通常用于对心脏组织的运动进行成像,因而成像速度需要足够快才能跟踪心脏组织的运动状况,换言之,成像帧率需要具有较高的值。这一要求直接导致一帧内每个扫描线上的脉冲重复发射次数的减少,在实际系统中通常仅为3次。同时,脉冲重复发射次数决定了每个成像距离单元每次成像所用的正交多普勒信号的采样点数。这意味着,对于每个成像距离单元而言,仅有少数几个(如3个)多普勒信号采样点送入滤波器进行滤波。然而,当对有限输入信号进行滤波时,滤波器所固有的暂态响应将会使得输入信号的频率特性发生畸变。特别是,当为了获得良好的滤波器截止特性而增加滤波器阶数时,滤波器暂态响应的长度将随着滤波器阶数的增加而增加,从而造成对输入信号频率特性的严重影响。

因此,尽管通过修改高通滤波器的截止特性可消除静止组织的回波信号,但在多普勒估计之前所进行的滤波处理将直接影响多普勒速度估计的精确度,使得组织多普勒成像的速度图的图像质量明显劣化。

基于以上分析可见,现有的组织多普勒成像系统均难以达到令人满意的图像质量。因此,还需要一种新的组织多普勒成像方法和系统来解决上述问题。

发明内容

本发明的目的在于提供一种组织多普勒成像方法和装置,采用该方法和装置可在滤除静止组织信号的同时,获得准确的多普勒速度估计。

本发明的又一目的在于提供一种组织多普勒成像方法和装置,采用该方法和装置可减少滤波器对硬件资源的消耗,并且易于由硬件(如FPGA)或软件快速实现对回波信号的滤波。

为了实现上述目的，本发明提出了一种用于组织多普勒成像的方法，包括以下步骤：a)向包含待成像组织的目标区域发送超声信号，以获得从所述目标区域返回的回波信号；b)对从所述回波信号中提取的多普勒信号进行多普勒估计，以获得与所述目标区域内的运动相关的参数，所述参数至少包括运动速度和多普勒信号能量；c)对所述多普勒信号能量进行处理，以获得与所述组织运动相关的多普勒信号能量，从而显示所述组织的运动。

本发明还提出了实现上述组织多普勒成像方法的设备，包括：收发单元，用于向包含待成像组织的目标区域发送超声信号，并接收从所述目标区域返回的回波信号；多普勒估计单元，用于对从所述回波信号中提取的多普勒信号进行多普勒估计，以获得与所述目标区域内的运动相关的参数，所述参数至少包括运动速度和多普勒信号能量；滤波器，用于对所述多普勒信号能量进行处理，以获得与所述组织的运动相关的多普勒信号能量，从而显示所述组织的运动。

本发明提出的上述方法和设备消除了由于在多普勒估计之前进行滤波计算而造成的速度估计的精度下降，从而提高了图像质量。同时，采用本发明的上述方法和设备还避免了对从回波信号中提取出的多普勒信号直接进行时域 IIR 滤波，因而节省了大量的硬件资源，且易于硬件和软件的快速实现。

参考下面结合附图的说明书及权利要求书，将更全面地了解本发明，而且本发明的这些及其他特点将变得更加显而易见。

附图说明：

以下将结合附图和具体实施例对本发明进行详细描述，其中：

图 1 是现有组织多普勒成像系统的示意图；

图 2 是根据本发明一个实施例的组织多普勒成像系统中多普勒分析部分的框图；

图 3 是根据本发明设计的滤波器的幅频特性图；

图 4 是利用根据本发明实施例的组织多普勒成像系统获得的 TDI

速度图；

图 5 是未经滤波处理的 TDI 能量图；以及

图 6 是利用根据本发明实施例的组织多普勒成像系统获得的经过滤波处理的 TDI 能量图。

具体实施方式

前已述及，来自运动组织（如心肌）的回波信号具有低频高振幅的特点，也就是说，心肌的回波信号具有较好的信噪比。由此，即使利用较少的多普勒信号采样点（如 3 个采样点）进行多普勒估计，也可以获得高精度的运动参数。因而，在不经过滤波的情况下直接对多普勒信号进行多普勒估计，将更有利于获得精确的速度 V 、能量 P 和方差 T 等运动参数。

此外，在组织多普勒成像中，每个很小的距离单元内获得的正交多普勒信号具有很窄的带宽，且在较少的脉冲重复发射次数（如 3 次）的时间内，组织的运动速度可认为是不变的。由此，从回波信号提取出的正交多普勒信号可以进一步近似为一个具有固定频率的单频信号。当滤波器对一个单频信号进行滤波时，滤波前和滤波后的信号将具有相同的频率和带宽（即多普勒估计得到的方差不变），所不同的是滤波后信号的幅度将根据该滤波器的频率响应发生衰减。因此，组织多普勒成像中的滤波器可以认为仅对多普勒信号的幅度产生影响。

基于以上两点认识，本发明提出在组织多普勒成像系统中直接对从回波信号中提取出的正交多普勒信号进行多普勒估计，以计算出多普勒信号的速度 V 、能量 P 和方差 T 等参数，继而再对获得的多普勒信号能量 P 进行处理，以获得与组织运动相关的多普勒信号能量。这样，所获得的能量 P ，以及相应的速度 V 就可以很好地描述组织运动（如心肌运动）的特性。

按照本发明提出的上述思想，对如图 1 所示的组织多普勒成像系统进行改进。本发明提出的组织多普勒成像系统除了多普勒分析部分，即，从接收来自正交解调单元 120 的正交多普勒信号到向图像合成单元输出运动参数为止的这支路发生变化外，其他部分均与图 1

所示的组织多普勒成像系统中的各个部分相同。因此，以下将只对改进部分进行详细描述，而略去对其他相同单元的描述。

图 2 示出了根据本发明一个实施例的组织多普勒成像系统中的多普勒分析部分。如图 2 所示，由正交解调单元 120 输出的正交多普勒信号（I 和 Q），不再直接进行如图 1 所示的时域滤波（如滤波器 130），而是首先输入到多普勒估计单元 240 中进行多普勒估计，比如自相关处理，以便得到目标的运动参数——速度 V、能量 P、方差 T 等等。此时，直接根据正交多普勒信号获得的运动参数包括了被探测目标区域中出现的所有运动的信息。例如，当探测目标为人体心脏时，多普勒估计单元 240 所估计出的运动参数不仅包括与心肌运动相关的运动参数，还包括与该目标区域内静止组织和血流运动相关的运动参数。随后，对估计出的运动参数进行平滑滤波，以减少因噪声引起的计算误差。继而，对平滑后的运动参数进行量化，例如将速度、能量和方差等信息量化到可显示范围内，比如 0~255 之间，以便送入显示单元 160 进行显示。其中，由于能量 P 具有较大的动态范围，通常先对能量 P 进行对数压缩再进行量化。

在获得量化的速度 V、能量 P 和方差 T 之后，将这些量化参数输入到滤波器 270 中进行滤波，以便选择出与组织运动（如心肌运动）相关的多普勒信号能量 P。实际上，滤波器 270 是根据组织运动的速度范围而设计的，用于滤出所需速度范围内的多普勒信号能量 P，同时消除不需要的信号的能量 P。例如，对于检测心肌运动状况而言，滤波器 270 用于消除或衰减静止组织运动的速度范围内（如 0~1cm/s）和/或血流运动的速度范围内（如大于 15cm/s）的能量 P。在本发明中，该滤波器 270 可以是数字 IIR 或 FIR 滤波器，也可以是模拟滤波器。下面，以三阶 IIR Butterworth 滤波器为例，描述可在本发明中使用的滤波器的设计和实现。

首先，根据速度范围设定滤波器 270 的截止频率，并根据截止特性的要求选定滤波器的阶数（如三阶）。然后，由截止频率和阶数等参数计算出 IIR 滤波器的系数 a_i 和 b_i ，这样 IIR 滤波器的解析式就可表示为：

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^p b_i z^{-i}}{\sum_{i=0}^q a_i z^{-i}} \quad (1)$$

将 $z = \exp\{j2\pi f\}$ 代入式 (1) 即可获得滤波器的频率响应函数:

$$|H(f)| = \frac{\left| \sum_{i=0}^p b_i \exp\{j2\pi fi\} \right|}{\left| \sum_{i=0}^q a_i \exp\{j2\pi fi\} \right|} \quad (2)$$

由上式可见, 通过分别对滤波器系数 a_i 和 b_i 做 FFT 后取模相除, 即获得了该滤波器的幅度-频率响应函数。该滤波器的频率响应具有正负对称性, 若取 256 点进行 FFT 计算, 则获得的滤波器幅度-频率响应如图 3 所示。在图 3 中, 横坐标是量化的频率范围, 从 0~127, 线性对应于多普勒信号频移的数字角频率 $0 \sim \pi$; 纵坐标是滤波器幅度衰减系数 K (此处幅度衰减经对数压缩, 以 dB 为单位)。如图 3 所示, 本实施例的滤波器 270 被设计成使得接近 0 频移的信号的衰减值为负无穷, 此处为 -200 分贝。这样, 滤波器 270 就可以滤除静止组织的回波信号。

在设计好滤波器 270 后, 将如公式 (2) 所示的滤波器的频率响应函数存储下来, 或者将速度 (频移) 与幅度衰减量的对应关系存储为一张速度值与衰减量的对照表。然后, 由滤波器 270 中的单元 272 读取量化后的速度 V , 并对速度 V 取绝对值, 以消除速度的方向性, 接着将速度进一步量化到 0~127 范围内。随后, 滤波器 270 中的衰减量生成器 274 根据来自单元 272 的量化后的速度值, 从存储好的对照表中查出对应的信号幅度衰减系数 K 。在本实施例中, 该幅度衰减系数 K 和能量 P 都经过相同的对数压缩和量化处理, 因而在随后的衰减单元 276 中只需将量化的多普勒能量 P 与衰减量生成器产生的信号幅度衰减系数 K 相加, 即可实现对该能量 P 的衰减, 也就是滤波。为了获得更好的运动组织的能量显示, 还可以在衰减单元 276 之后加入重新量化单元, 以将相加得到的结果重新调节到 0~255 的显示范围内。

最后，经过滤波器 270 处理的能量 P 与相应的速度 V 、和方差 T 等参数一同送入显示单元 160 中的图像合成器，以与非多普勒处理获得的组织解剖结构图像合成在一起。在本实施例中，由于滤波器 270 只滤除了静止组织的信号，因而在图像合成过程中，还需要通过针对信号幅度的阈值判断来消除小振幅的血流信号，从而最终，向显示器提供清晰准确的组织运动（心肌运动）图像。

以上结合图 2 描述了本发明的一个实施例。本领域技术人员还可以对该实施例的各个部分进行各种改进和变型。例如，在实现滤波器 270 时，也可以不对速度值取绝对值。在这种情况下，需要将滤波器频率响应函数直接存储为包含正负频移（或速度值）的对照表，从而可直接利用速度值进行查表。此外，当滤波器的频率响应函数可以由解析式表示时，衰减量生成器还可以通过代入速度值直接对解析式求解的方式而在线实时获得当前速度值下的信号幅度衰减量。另外，在上述实施例中，滤波器 270 被设计成高通滤波器（如图 3 所示）。然而，在实际应用中，也可以将滤波器 270 设计为带通滤波器，以同时消除静止组织的信号和血流信号。再者，在上述实施例中也可以不对能量 P 进行对数压缩，相应地滤波器的幅度衰减也不进行对数压缩。这样，能量的衰减通过能量 P 与幅度衰减系数 K 的平方相乘而获得，然后再在重新量化单元对滤波后的能量进行对数压缩。

有益效果

以上结合具体实施例，对本发明提出的组织多普勒成像系统和方法进行了详细的描述。图 4 示出了采用本发明提出的组织多普勒成像系统采集到的心脏回波信号的 TDI 速度图。由图 4 可见，由于在滤波之前直接进行多普勒估计，因而，即使在仅有较少采样点的情况下，通过多普勒估计得出的速度值依然可达到较高的精度，从而提高了图像的质量。

图 5 示出了未经滤波的 TDI 能量图。由图可见在近皮肤表面

和心腔内残留较多的组织能量，而这些部位的组织通常是静止的。图6示出采用本发明提出的组织多普勒成像系统获得的经过滤波处理后的TDI能量图。由图6可见图5中静止组织处的干扰信号基本被滤除，从而提高了组织多普勒能量图的图像质量。

此外，在本发明中，对多普勒信号能量 P 的滤波是在频域进行的，由此，复杂的时域滤波被转化为简单的频域内的幅度衰减。并且频域内的滤波处理，完全可以通过简单的查表和加法运算来实现，因此节约了大量的硬件资源，提高了计算效率。

本领域技术人员应当理解，对上述本发明所公开的组织多普勒成像方法和设备，还可以在不脱离本发明内容的基础上做出各种改进。因此，本发明的保护范围应当由所附的权利要求书的内容确定。

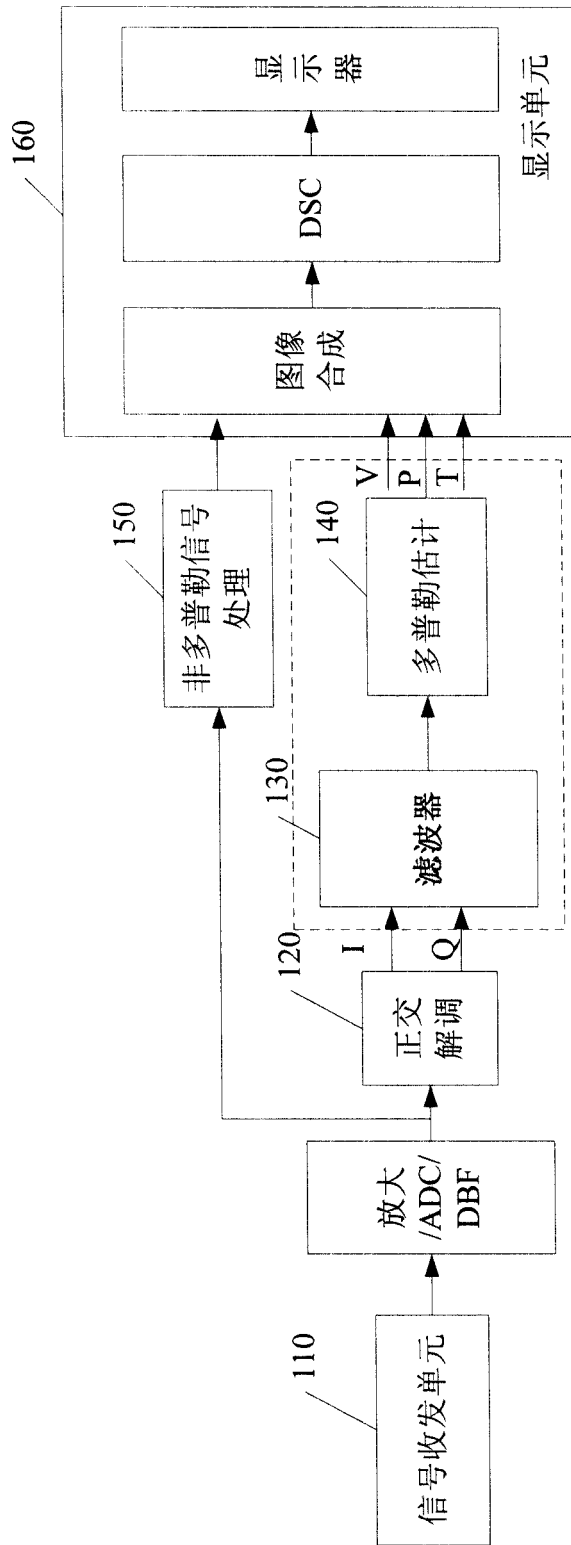


图1

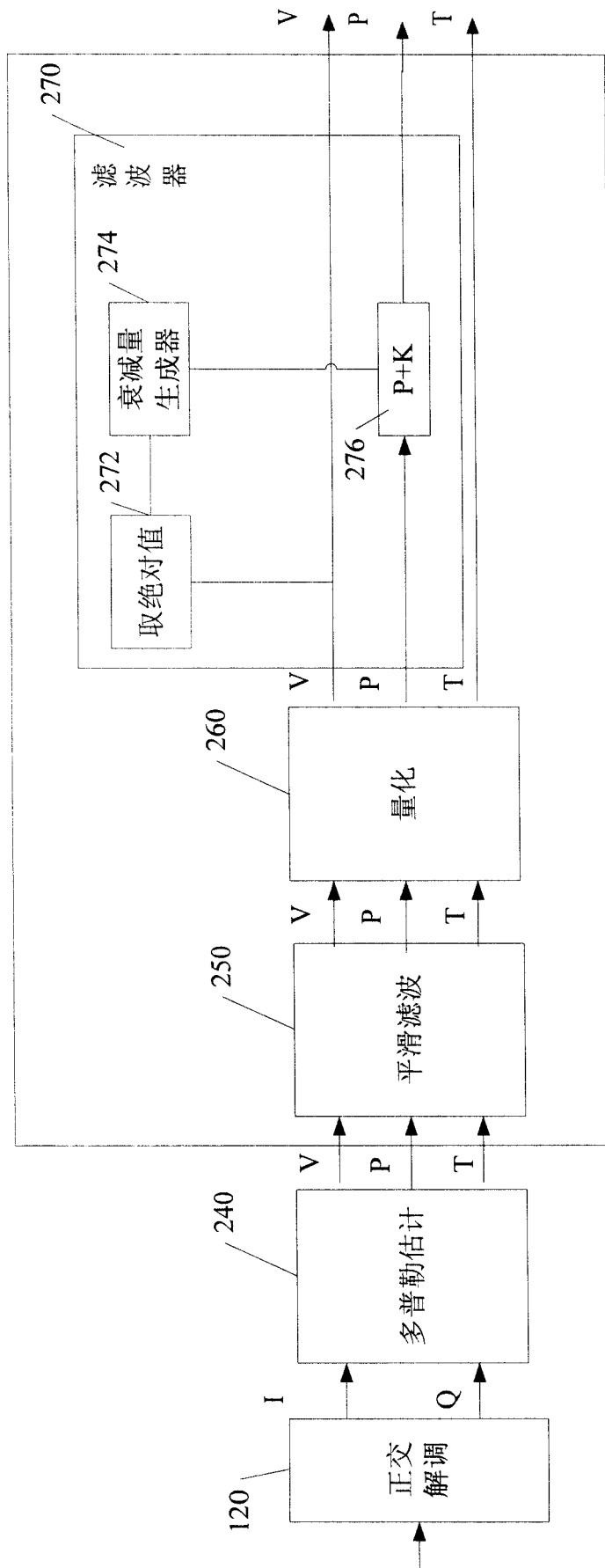


图2

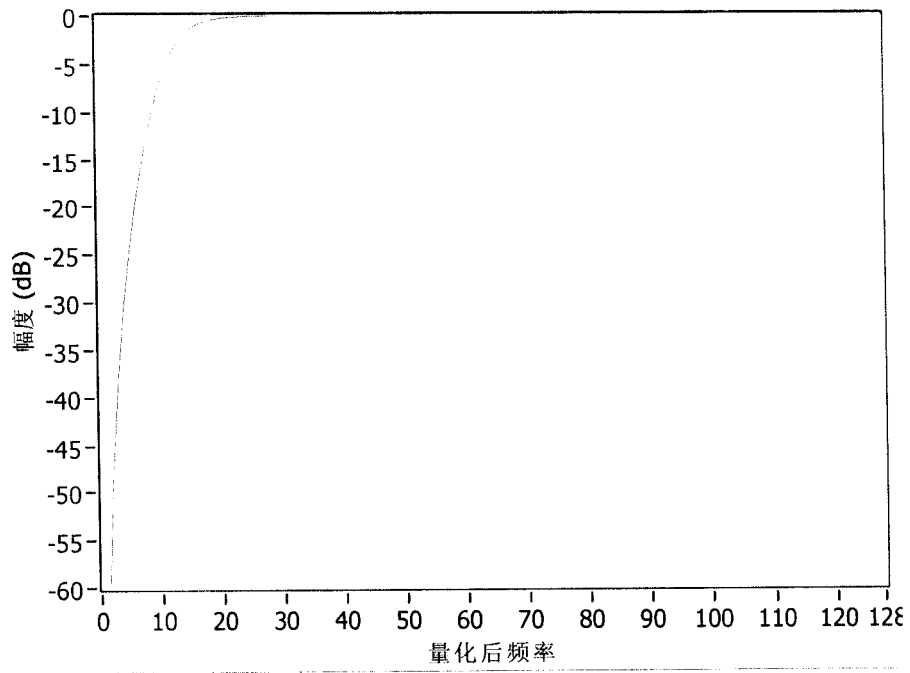


图 3

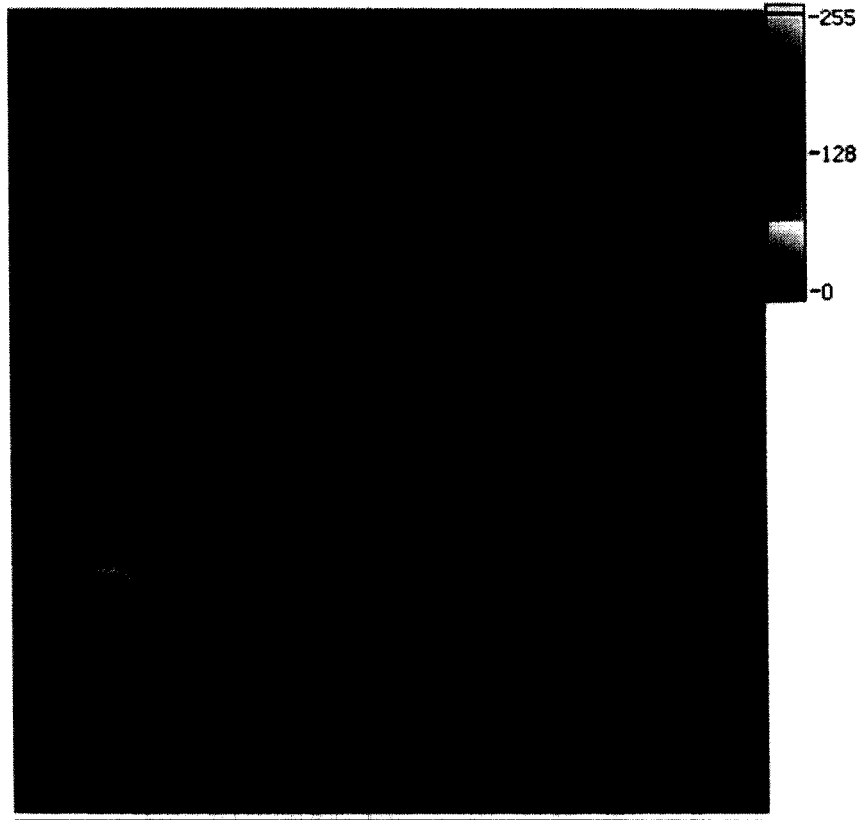


图 4

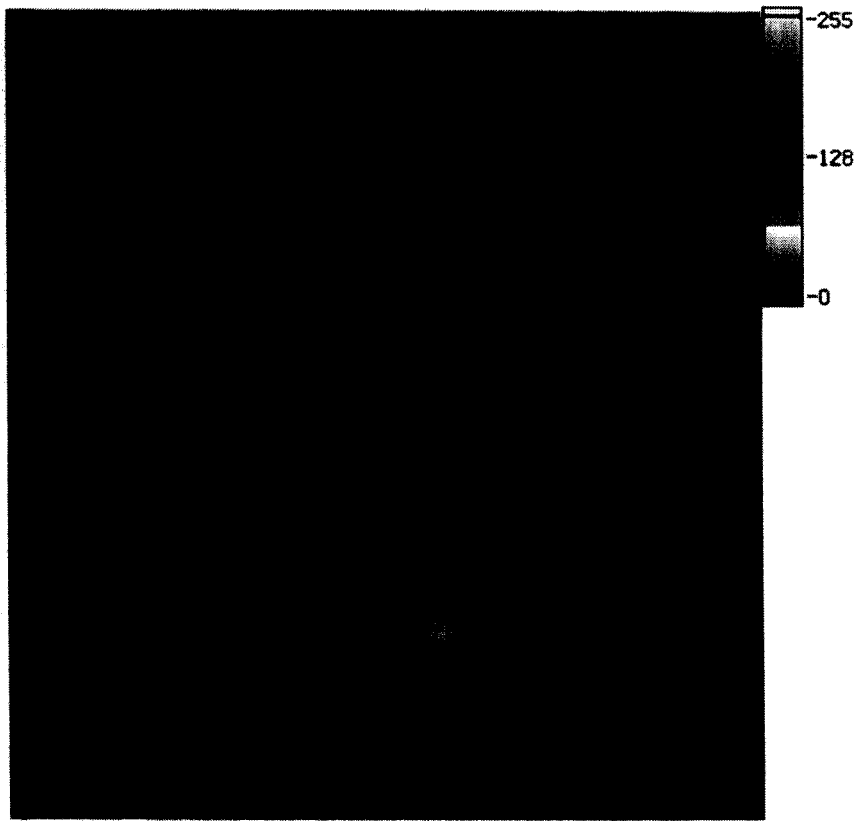


图 5

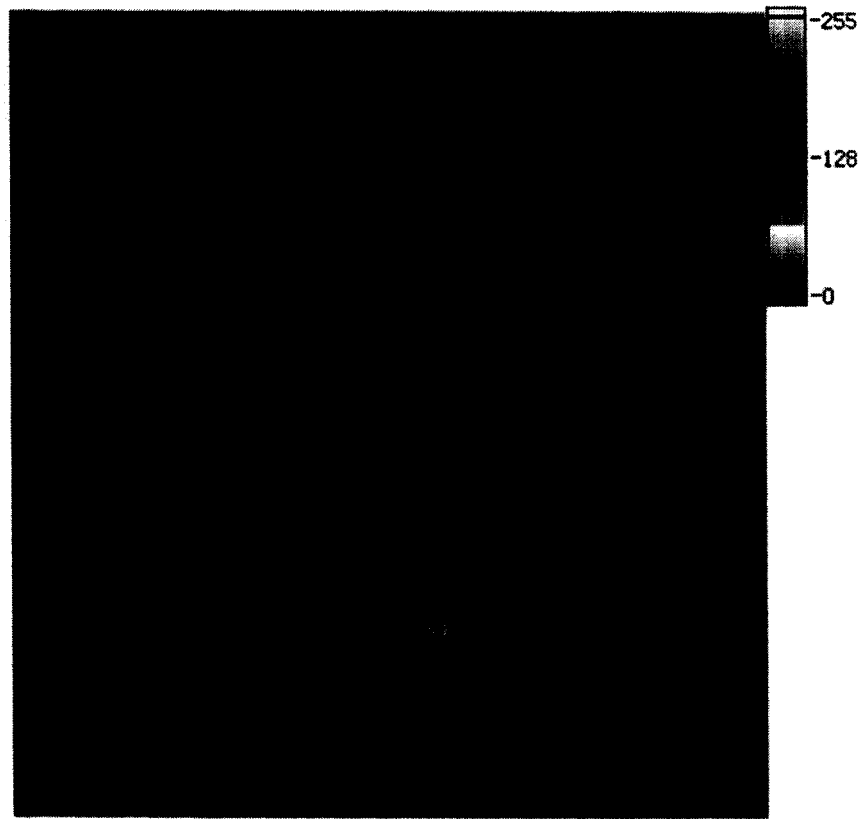


图 6

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 组织多普勒成像方法和装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN101167656A | 公开(公告)日 | 2008-04-30 |
| 申请号 | CN200610132042.6 | 申请日 | 2006-10-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | 张羽 李鑫 | | |
| 发明人 | 张羽 李鑫 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | G01S15/8988 A61B8/488 A61B8/0883 G01S15/8981 A61B8/06 G01S7/52042 | | |
| 其他公开文献 | CN101167656B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提出了一种用于组织多普勒成像的方法，包括以下步骤：向包含待成像组织的目标区域发送超声信号，以获得从所述目标区域返回的回波信号；对从所述回波信号中提取的多普勒信号进行多普勒估计，以获得与所述目标区域内的运动相关的参数，所述参数至少包括运动速度和多普勒信号能量；对所述多普勒信号能量进行处理，以获得与所述组织运动相关的多普勒信号能量，从而显示所述组织的运动。本发明提出的方法将滤波计算移至多普勒估计之后进行，从而消除了滤波对多普勒速度估计精度的影响，提高了图像质量。

