



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109589131 A

(43)申请公布日 2019. 04. 09

(21)申请号 201811167164.8

(22)申请日 2018.10.08

(30)优先权数据

17194484.6 2017.10.03 EP

(71)申请人 百胜有限公司

地址 意大利热那亚

(72)发明人 马西莫·法拉吉

(74)专利代理机构 北京德崇智捷知识产权代理有限公司 11467

代理人 贺征华

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书3页 说明书16页 附图8页

(54)发明名称

实时自动设置多普勒成像模式参数的超声波方法和超声波系统

(57)摘要

为了加快(fasten)在血管检查程序中在超声波系统中的检查时间,需要:以最佳方式自动定位彩色多普勒ROI和/或采样门;选择最佳的彩色多普勒/光束线转向角;以及设置多普勒校正角度。算法能够实时处理多普勒信号以识别存在最重要血流的多普勒区域,然后分析识别“主”血流的位置和方向的彩色多普勒区域的“形状”。血管检查程序可以更容易、更快捷。



1. 一种用于实时自动设置多普勒模式或彩色多普勒成像模式的参数的方法,包括:

-在目标体中发射超声波束并从所述目标体接收反射光束;

-从所述反射光束中提取多普勒信号;

-处理所述多普勒信号以识别所述多普勒信号指示存在血流的区域,并处理与所述区域相关的所述多普勒信号以自动确定以下一个或多个参数设置:

定位彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门,确定并应用最佳彩色多普勒波束转向角,设置多普勒校正角,

其中,所述处理所述多普勒信号包括:

通过处理相应的多普勒信号来分析所识别的多普勒区域的形状,以确定:

a) 具有最显著强度的血流的位置;

b) 在a)中确定的位置处的血流方向;

根据所述血流的位置确定彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门的最佳位置,并将所述彩色多普勒ROI和/或采样门定位在所述位置上;

根据血流方向确定发射波束的转向角和/或多普勒校正角。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,分析所识别的多普勒区域的形状是基于从多普勒血流信号确定的血流的形态特征。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,分析所识别的多普勒区域的形状包括从所述多普勒信号创建血流的虚拟多普勒图像。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,确定具有最显著强度的血流的位置包括:

-计算虚拟多普勒图像的像素或体素的最大值,并选择所述像素或体素的位置作为血流的位置。

5. 根据权利要求3或4所述的方法,其中,确定血流的方向包括:

-在具有像素最大值的位置处对虚拟多普勒图像应用四个方向滤波器,所述方向滤波器分别沿着四个方向中的一个方向定向,每个方向相对于相邻方向旋转 $45^\circ$ ;

-组合所述四个方向滤波器的输出以获得矢量;

-根据所述矢量的方向确定血流方向。

6. 根据权利要求3或4所述的方法,其中,确定血流的方向包括:

-在具有像素最大值的位置处对虚拟多普勒图像应用四个方向滤波器,所述方向滤波器分别沿着下列方向定向:根据 $0^\circ$ - $180^\circ$ 、 $45^\circ$ - $215^\circ$ 、 $90^\circ$ - $270^\circ$ 和 $135^\circ$ - $315^\circ$ 的符号,所述方向由穿过以血流的中心位置为中心的测角仪的方向的轴限定的方向定义,测角仪与笛卡尔系统的轴对齐,笛卡尔系统定义了具有 $0^\circ$ - $180^\circ$ 轴和 $90^\circ$ - $270^\circ$ 轴的图像的两个维度;

-将形成矢量的所述四个方向滤波器的输出与具有以下值的正交分量x和y组合: $X =$ (具有方向 $0^\circ$ - $180^\circ$ 的滤波器的输出)- (具有方向 $90^\circ$ - $270^\circ$ 的滤波器的输出),并且 $Y =$ (具有方向 $45^\circ$ - $215^\circ$ 的滤波器的输出)- (具有方向 $135^\circ$ - $315^\circ$ 的滤波器的输出);

-确定矢量的相位并根据所述相位计算血流方向的角度。

7. 根据权利要求3所述的方法,其中,对虚拟多普勒图像进行二次采样。

8. 根据权利要求3所述的方法,其中,通过平滑滤波器对虚拟多普勒图像进行滤波。

9. 根据权利要求6所述的方法,其中,血流方向角度由以下函数计算:

$$DIRECTION = \frac{1}{2} \operatorname{atan} \left( \frac{Y}{X} \right) \frac{180}{\pi}.$$

10. 根据权利要求6所述的方法,其中,计算矢量的归一化模数Q并将其用作方向估计的质量因子。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,归一化模数Q由以下函数计算:

$$Q = \frac{\sqrt{(F0 - F90)^2 + (F45 - F135)^2}}{\sqrt{(F0 + F90)^2 + (F45 + F135)^2}}$$

其中:

F0是具有方向0°-180°的滤波器的输出;

F45是具有方向45°-215°的滤波器的输出;

F90是具有方向90°-270°的滤波器的输出;

F135是具有方向135°-315°的滤波器的输出。

12. 根据权利要求10所述的方法,还包括:

-定义归一化模数的值的阈值;

-计算所述归一化模数Q;

-将归一化模数的所述计算值与阈值进行比较;

-如果所述归一化模数的计算值高于阈值,根据由计算归一化模数的相同矢量的相位计算出的血流方向,设置最佳彩色多普勒波束轴转向角和多普勒校正角。

13. 一种用于实时自动设置多普勒模式的超声波成像系统,包括:

-包括换能器阵列的超声波探头,所述探头在存在血流的目标区域中发射超声波束并接收由所述目标区域反射的回波信号;

-波束形成器;

-多普勒处理器,从回波信号中产生多普勒信号;

-图像处理器,产生目标区域中的血流的多普勒图像;

-彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门定位处理器,用于将ROI和/或采样门自动定位在相对于成像血流的最佳位置;

-转向角和/或多普勒校正角处理器,用于自动确定最佳转向角并设定超声波束传播方向的相应最佳校正角;

其中,

所述彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门定位处理器和转向角和/或多普勒校正角处理器配置成:

处理彩色多普勒血流信号;

确定与血流的形态特征有关的数据;以及

根据所述形态特征数据计算彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门的最佳位置以及转向角和/或多普勒校正角。

14. 根据权利要求13所述的超声波成像系统,其中,定位处理器与彩色多普勒图像处理单元组合设置,以从彩色多普勒信号中生成图像,所述彩色多普勒图像处理单元配置成确定最大像素值和相应像素的位置,其中,所述彩色多普勒图像处理单元包括ROI和/或采样门管理单元,用于将ROI和/或采样门自动定位或居中定位在具有像素最大值的位置处。

15. 根据权利要求13所述的超声波成像系统,其中,转向角和/或多普勒校正角处理器与彩色多普勒图像处理单元组合设置,以从彩色多普勒信号中生成图像,并且转向角和/或多普勒校正角处理器包括设有四个方向滤波器的滤波器单元,每个方向滤波器分别沿着四个方向中的一个方向定向,每个方向相对于相邻方向旋转45°,

四个方向滤波器的输出输入到转向角和/或多普勒校正角处理器,以计算血流方向和所计算方向的质量因子。

16. 根据权利要求15所述的超声波成像系统,其中,转向角和/或多普勒校正角处理器配置成计算血流方向角度,计算函数如下:

$$DIRECTION = \frac{1}{2} \operatorname{atan} \left( \frac{Y}{X} \right) \frac{180}{\pi}.$$

17. 根据权利要求15所述的超声波成像系统,其中,转向角和/或多普勒校正角处理器配置成计算矢量的归一化模数Q,以用作方向估计的质量因子,计算函数如下:

$$Q = \frac{\sqrt{(F0 - F90)^2 + (F45 - F135)^2}}{\sqrt{(F0 + F90)^2 + (F45 + F135)^2}}$$

其中:

F0是具有方向0°-180°的滤波器的输出;

F45是具有方向45°-215°的滤波器的输出;

F90是具有方向90°-270°的滤波器的输出;

F135是具有方向135°-315°的滤波器的输出。

18. 根据权利要求14或15所述的超声波成像系统,还包括用于对彩色多普勒图像进行二次采样的采样单元,以及对二次采样图像进行平滑处理的滤波器。

19. 根据权利要求17所述的超声波成像系统,其中,转向角和/或多普勒校正角处理器包括用于保存质量因子的阈值的存储器,以及用于将所计算的质量因子与阈值进行比较的比较器,比较器的输出由转向角和/或多普勒校正角处理器读取,用于确定所计算的流向是否可用于确定发射波束的转向角和/或多普勒校正角。

20. 可读介质,其特征在于,在所述介质上,指令编码成用于配置通用处理器和可选地连接到通用处理器的外围设备,使得处理器和一个或多个所述外围设备执行根据权利要求1所述的方法所需的操作单元的功能,所述介质可由读取器单元读取或稳定地安装为处理器的外围设备。

## 实时自动设置多普勒成像模式参数的超声波方法和超声波系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于实时自动设置彩色多普勒成像模式的参数的超声波方法和超声波系统。

### 背景技术

[0002] 超声波成像系统可替代地或组合地以多个成像模式操作,这些成像模式提供不同视图,因此提供所成像对象的不同特征。在不同的模式中,最常见的模式是:

[0003] 用于组织成像的B模式,

[0004] 用于流分析和成像的多普勒模式。

[0005] 典型的多普勒模式包括用于组织运动和血流成像的能量多普勒(Power Doppler)模式、用于定性血流成像的彩色血流多普勒(Color Flow Doppler)模式和用于血流量量化的光谱多普勒(Spectral Doppler)模式。

[0006] 多普勒图像数据可以涉及单维图像、二维图像(2D)和三维图像(3D)。并且,本文描述的方法和系统可用于获取单维、二维和三维图像。

[0007] 在通过超声波成像系统的血管检查期间,彩色血流多普勒成像模式经常用于检查血管的解剖学状况,并提供关于存在血管疾病的诊断。

[0008] 血管检查程序包括执行用于以最佳方式定位彩色多普勒ROI(Color Doppler ROI)和/或多普勒采样门(Doppler Sample Gate)和/或选择最佳彩色多普勒-光束线转向角(Color Doppler-Beamline Steering angle)和/或设置多普勒校正角(Doppler Correction angle)的操作。手动执行这些操作是耗时的并且增加了检查时间和成本。目前,可以使用不同的技术以实时和自动地执行上述操作。

[0009] 现有技术包括用于自动设置彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门的最佳定位和/或最佳彩色多普勒-光束线转向角和/或多普勒校正角的不同方法,但是这些已知方法不能以全自动方式并且实时地操作,特别是在跟随所扫描目标的改变(例如移动探针)时。

[0010] US2014/0221838描述了一种超声波系统,其使用血管分割和血流图像分析来自动化彩色盒布置、多普勒采样体积布置、角度校正和光束转向角度。

[0011] US6,322,509描述了一种用于基于血管图像数据自动调整多普勒采样门的位置和大小设置的方法。使用仅从B模式或彩色血流图像数据获得的二值化血管图像中的几何和形态信息的对象搜索技术,搜索血管段。找到二维图像中的目标搜索区域内的形态上最佳或最近的血管段。将采样门放置在目标血管段的中心处或附近,并且相对于血管尺寸调节采样门的尺寸。选择最小化多普勒角度的最佳可用转向角。

[0012] 在US8,047,991中,通过使用区域收缩程序或通过使用与血流或组织结构相关联的位置,在超声波图像中自动识别方向和/或定向。

[0013] 在US5,690,116中,公开了基于直方图的方法。根据该文献,在基于先前指定血管中的初始点Pi的回波描记图像中自动测量由超声波回波束的方向和血管轴所包围的角度

(定义为多普勒角)。从初始点 $P_i$ 开始的第一次各向同性的光线追踪用于产生光线点的灰度级的直方图。然后将算法应用于直方图,以便对所选点的灰度级进行分类。进行第二次光线追踪,其仅限于血管壁,并提供用于确定回归线的斜率的信息和多普勒角的计算。

[0014] 需要一种用于实时自动设置彩色多普勒成像模式的参数的方法和系统,特别是以最佳方式自动定位彩色多普勒ROI和/或采样门和/或自动选择最佳彩色多普勒或光束线转向角和/或自动设置多普勒校正角,不仅响应于用户动作并且还适应于所扫描目标的变化(例如移动探头),该方法和系统提供更快和更容易的血管检查程序。

## 发明内容

[0015] 本发明的目的是提供一种从指定点开始在回波描记图像中自动测量血管的多普勒角度的方法。

[0016] 另一个目的是提供一种用于自动测量多普勒角度的精确且快速的方法。

[0017] 另一个目的是提供一种配置成执行上述测量方法的超声波系统。

[0018] 根据第一方面,一种用于实时自动设置彩色多普勒成像模式的参数的方法包括以下步骤:

[0019] -在目标体中发射超声波束并从该目标体接收反射光束;

[0020] -从该反射光束中提取彩色多普勒信号;

[0021] -处理彩色多普勒信号以识别彩色多普勒信号指示存在血流的区域,并处理与该区域相关的彩色多普勒信号以自动确定以下一个或多个参数设置:

[0022] 最佳定位彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门,确定并应用最佳彩色多普勒波束转向角,设置多普勒校正角,

[0023] -处理该彩色多普勒信号包括:

[0024] 通过处理相应的彩色多普勒信号来分析所识别的彩色多普勒区域的形状,以确定:

[0025] a) 具有最显著强度的血流的位置;

[0026] b) 在a)中确定的位置处的血流方向;

[0027] 根据血流的位置确定彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门的最佳位置,并将该彩色多普勒ROI和/或采样门定位在上述位置上;

[0028] 根据血流方向确定发射波束的转向角和/或多普勒校正角。

[0029] 根据一个实施方式,分析所识别的彩色多普勒区域的形状的操作基于从彩色多普勒流信号确定的血流的形态特征。

[0030] 在另一实施方式中,分析所识别的彩色多普勒区域的形状包括从彩色流信号创建血流的虚拟多普勒图像。

[0031] 根据一个实施方式,确定具有最显著强度的血流的位置包括:

[0032] -可选地对虚拟多普勒图像进行采样和/或滤波;

[0033] -计算虚拟多普勒图像的像素或体素的最大值,并选择该像素或体素的位置作为血流的位置。

[0034] 结合一个或多个上述实施方式,在进一步改进中确定血流的方向包括:

[0035] -在具有最大值的像素的位置处对虚拟多普勒图像应用四个方向滤波器,该方向

滤波器分别沿着四个方向中的一个方向定向,每个方向相对于相邻方向旋转45°;

[0036] -组合该四个方向滤波器的输出以获得矢量;

[0037] -根据该矢量的方向确定血流方向。

[0038] 根据本文的实施方式,确定血流的方向包括:

[0039] -在具有最大值的像素的位置处对虚拟图像应用四个方向滤波器,该方向滤波器分别沿着下列方向定向:根据0°-180°、45°-215°、90°-270°和135°-315°的符号,该方向由穿过以流的中心位置为中心的测角仪的方向的轴限定的方向定向,测角仪与笛卡尔系统的轴对齐,笛卡尔系统定义了具有0°-180°轴和90°-270°轴的图像的两个维度;

[0040] -将形成矢量的该四个方向滤波器的输出与具有以下值的正交分量x和y组合: $X = (\text{具有方向}0^\circ\text{-}180^\circ\text{的滤波器的输出}) - (\text{具有方向}90^\circ\text{-}270^\circ\text{的滤波器的输出})$ ,并且 $Y = (\text{具有方向}45^\circ\text{-}215^\circ\text{的滤波器的输出}) - (\text{具有方向}135^\circ\text{-}315^\circ\text{的滤波器的输出})$ ;

[0041] -确定矢量的相位并根据该相位计算血流方向的角度。

[0042] 根据一个实施方式,对从其中计算方向的虚拟多普勒图像进行二次采样,特别是通过因子为2。

[0043] 根据另一变化的实施方式,通过平滑滤波器对虚拟多普勒图像进行滤波。

[0044] 根据一个实施方式,用于确定血流方向的函数为:

$$[0045] \quad \mathit{DIRECTION} = \frac{1}{2} \operatorname{atan} \left( \frac{Y}{X} \right) \frac{180}{\pi}$$

[0046] 根据进一步的改进,可以计算矢量的归一化模数Q并将其用作方向估计的质量因子或品质因子。

[0047] 实施方式提供用于计算向量的归一化模数Q的函数为:

$$[0048] \quad Q = \frac{\sqrt{(F0 - F90)^2 + (F45 - F135)^2}}{\sqrt{(F0 + F90)^2 + (F45 + F135)^2}}$$

[0049] 其中:

[0050] F0是具有方向0°-180°的滤波器的输出;

[0051] F45是具有方向45°-215°的滤波器的输出;

[0052] F90是具有方向90°-270°的滤波器的输出;

[0053] F135是具有方向135°-315°的滤波器的输出。

[0054] 根据一个实施方式,该方法提供以下附加步骤:

[0055] -定义根据上述一个或多个实施方式确定的向量的归一化模数的值的阈值;

[0056] -计算该归一化模数Q;

[0057] -将归一化模数的计算值与阈值进行比较;

[0058] -如果该归一化模数的计算值高于阈值,根据由计算归一化模数的相同矢量的相位计算出的血流方向,设置最佳彩色多普勒波束轴转向角和多普勒校正角。

[0059] 根据另一方面,提供了一种超声波成像系统,包括:

[0060] -包括换能器阵列的超声波探头,该探头在存在血流的目标区域中发射超声波束并接收由该目标区域反射的回波信号;

[0061] -波束形成器,其控制探头发射超声波束的方向;

[0062] -多普勒处理器,从回波信号中产生多普勒信号;

[0063] -图像处理器,产生目标区域中的血流的多普勒图像;

[0064] -彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门定位处理器,用于将ROI和/或采样门自动定位在相对于成像血流的最佳位置;

[0065] -转向角和/或多普勒校正角处理器,用于自动确定最佳转向角并设定超声波束传播方向的相应最佳校正角;

[0066] -彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门定位处理器和转向角和/或多普勒校正角处理器配置成处理彩色多普勒血流信号,确定与血流的形态特征有关的数据,并根据该形态特征数据计算彩色多普勒ROI和/或多普勒采样门的最佳位置以及转向角和/或多普勒校正角。

[0067] 根据一个实施方式,定位处理器与彩色多普勒图像处理单元组合设置,彩色多普勒图像处理单元从彩色多普勒信号中生成图像,并且配置成确定最大像素值和相应像素的位置,该彩色多普勒图像处理单元包括ROI和/或采样门管理单元,其将ROI和/或采样门自动定位或居中定位在具有最大值的像素的位置处。

[0068] 根据另一实施方式,转向角和/或多普勒校正角处理器与彩色多普勒图像处理单元组合设置,以从彩色多普勒信号中生成图像,并且转向角和/或多普勒校正角处理器包括设有四个方向滤波器的滤波器单元,每个方向滤波器分别沿着四个方向中的一个方向定向,每个方向相对于相邻方向旋转45°。

[0069]

[0070] 四个方向滤波器的输出连接到转向角和/或多普勒校正角处理器,配置成计算血流方向和所计算方向的质量因子。

[0071] 根据一个实施方式,定位处理器包括用于对彩色多普勒图像进行二次采样的采样单元和可选的二次采样图像的平滑滤波器。

[0072] 根据一个实施方式,转向角和/或多普勒校正角处理器包括用于对彩色多普勒图像进行二次采样的采样单元。

[0073] 在另一实施方式中,转向角和/或多普勒校正角处理器包括用于保存质量因子的阈值的存储器和用于将所计算的质量因子与阈值进行比较的比较器,比较器的输出由转向角和/或多普勒校正角处理器读取,用于确定所计算的流向是否可用于确定发射波束的转向角和/或多普勒校正角。

[0074] 根据一个实施方式,由转向角和/或多普勒校正角处理器加载和执行程序,该程序配置处理器以根据四个方向滤波器的输出计算血流方向和质量因子的函数如下:

$$[0075] \quad \mathbf{DIRECTION} = \frac{1}{2} \operatorname{atan} \left( \frac{Y}{X} \right) \frac{180}{\pi}$$

[0076] 其中,X和Y是通过组合四个方向滤波器的输出来确定的矢量的分量,函数如下:

[0077]  $X = F0 - F90$ , 并且  $Y = F45 - F135$

[0078] 其中:

[0079] F0是具有方向0°-180°的滤波器的输出;

[0080] F45是具有方向45°-215°的滤波器的输出;

[0081] F90是具有方向90°-270°的滤波器的输出;

[0082] F135是具有方向135°-315°的滤波器的输出。

[0083] 并且质量因子对应于具有上述定义的组分X和Y的矢量的归一化模数,其中:

$$[0084] \quad Q = \frac{\sqrt{(F0 - F90)^2 + (F45 - F135)^2}}{\sqrt{(F0 + F90)^2 + (F45 + F135)^2}}$$

[0085] 并且其中F0、F45、F90、F135根据上述定义。

[0086] 从上述实施方式中可以看出,确定彩色多普勒流和/或采样门的最佳位置以及发射波束的最佳转向角和相应的多普勒校正角是可以快速进行的非常简单的操作。因此,在使用根据上述实施方式的方法和系统时,可以非常快速且实时地确定最佳ROI位置和/或最佳采样门位置以及最佳转向角和多普勒校正角,而不引入任何减慢血管检查程序的速度的延迟,使该程序更容易、更快速。

[0087] 此外,要执行的计算的简单性以及整个自动过程的一般性允许自动跟随与扫描目标有关的任何变化(例如在移动探针时)。

[0088] 在超声波系统中实施该方法时,由于该过程基本上包括在任何情况下由超声波扫描仪的现有和传统单元接收和产生的信号的特定处理,转向角和/或多普勒校正角处理器和定位处理器可以是已经在超声波系统中提供的并且在其中加载和执行程序的通用处理器,在该程序中,根据一个或多个上述实施方式的方法的步骤以指令的形式编码,该指令配置通用处理器和与其连接的外围设备,以执行为了执行该方法的步骤所需的操作单元的功能。

[0089] 根据另一方面,设置可读介质,在其中编码指令以配置通用处理器和可选的与其连接的外围设备,使得处理器和一个或多个该外围设备执行为了执行该方法所需的操作单元的功能,该介质可由读取器单元读取或者作为处理器的外围设备稳定地安装。该介质的非详尽示例为CD rom、CD-RAM、DVD-ROM、DVD-RAM、存储卡、USB记忆棒、便携式硬盘、内部硬盘和其他类似设备。

## 附图说明

[0090] 图1示出了根据一个实施方式的超声波系统的框图。

[0091] 图2示出了定位处理器以及转向角和校正角处理器的实施方式的框图。

[0092] 图3示意性地示出了血管、波束方向、血流方向和采样门。

[0093] 图4示出了坐标系,其中图形地描述了方向滤波器的输出数据与矢量组合的分量。

[0094] 图5示出了每个方向滤波器对血流图像的影响的输出图像。

[0095] 图6是示出了用于自动定位彩色多普勒ROI和/或采样门以及用于自动确定转向角和校正角的方法的步骤的流量图。

[0096] 图7示出了根据替代实施方式形成的超声波系统的框图。

[0097] 图8示出了数字前端板的一部分的框图。

[0098] 图9示出了数字处理板的框图。

## 具体实施方式

[0099] 虽然描述了多个实施方式,但是从以下具体描述和附图中,本发明的其他实施方式对于本领域技术人员是显而易见的,该具体描述和附图示出并描述了所公开的发明主题的说明性实施方式。应当了解的是,本发明的主题能够在各个方面进行修改,所有这些都

脱离所描述的主题的精神和范围。因此,附图和具体描述本质上是说明性的而非限制性的。

[0100] 图1示出了根据本文的实施方式实现的超声波系统的高等级框图。系统的一些部分(由各种功能块定义)可以通过专用硬件、模拟和/或数字电路、和/或操作存储在存储器中的程序指令的一个或多个处理器来实现。另外地或替代地,系统的全部或部分可以利用数字组件、数字信号处理器(DSP)和/或现场可编程门阵列(FPGA)等来实现。图1中所示的块/模块可以用专用硬件(DPS、FPGA、存储器)和/或用一个或多个处理器的软件实现。

[0101] 图1的超声波系统包括一个或多个超声波探头101。探头101可包括各种换能器阵列配置,例如一维阵列、二维阵列、线性阵列、凸阵列等。可以管理阵列的换能器,以操作1D阵列、1.25D阵列、1.5D阵列、1.75D阵列、2D阵列、3D阵列、4D阵列等。

[0102] 超声波探头101通过有线或无线链路连接到波束形成器103。波束形成器103包括发射(TX)波束形成器和接收(RX)波束形成器,它们由TX/RX波束形成器103共同表示。波束形成器的RX部分和RX部分可以一起或分开实现。波束形成器103将发射信号提供给探针101,并执行由探针101接收的“回波”接收信号的波束形成。

[0103] TX波形发生器102连接到波束形成器103并且生成从波束形成器103提供给探测器101的发射信号。发射信号可以表示各种类型的超声波TX信号,例如与B-模式成像、多普勒成像、彩色多普勒成像、脉冲反转发射技术、基于对比度的成像、M模式成像等结合使用的信号。另外地或替代地,发射信号可包括单线或多线发射、剪切波发射信号等。

[0104] 波束形成器103执行发射波束的波束形成,以便沿着覆盖整个ROI的不同相邻视线逐渐聚焦发射波束。波束形成器还对接收到的回波信号执行波束形成,以形成与分布在感兴趣区域上的像素位置有关的形成波束的回波信号。例如,根据某些实施方式,换能器元件产生提供给波束形成器的原始模拟接收信号。波束形成器调整延迟以沿着一个或多个选择接收波束以及在感兴趣区域(ROI)内的一个或多个选择深度处聚焦接收信号。波束形成器调整接收信号的权重以获得所需的孔障和轮廓。波束形成器对来自探头的各个相应换能器的接收信号施加权重和延迟。然后对延迟的加权的接收信号求和以形成相干接收信号。

[0105] 波束形成器103包括(或耦合到)A/D转换器124,A/D转换器124以选定的采样率数字化接收信号。可以在产生相干接收信号的求和操作之前或之后执行数字化处理。

[0106] 可选地,专用定序器/定时控制器110可以编程为管理采集定时,该采集定时可以概括为针对ROI中的所选反射点/目标的序列发射。序列控制器110管理TX/RX波束形成器103的操作,该操作与发射超声波束和测量沿着视线的各个LOS位置处的图像像素有关。序列控制器110还管理接收信号的收集。

[0107] 一个或多个处理器106执行如本文所述的各种处理操作。

[0108] 根据本文的实施方式,波束形成器103包括输出部,该输出部配置成连接到超声波探头101并且将信号发射到探头101的换能器元件。

[0109] 根据本文的一个实施方式,定序器110控制波束形成器以便产生和发射多个发射波束,聚焦这些发射波束以显示包含一定数量的瞄准线或接收线的孔径或发射波束宽度。该多个发射波束沿着探头的换能器元件阵列逐渐地横向移动,并因此沿着ROI横向移动,以扫描整个ROI。只要该视线位置或接收线位置落在发射光束的孔径内或发射波束的宽度内,则一定数量的不同的多个发射光束将包围某个视线或某个接收线。因此,对于在ROI内并且相对于探头的换能器阵列具有特定线位置的某个接收线或视线上的反射点,接收一定数量

的来自不同的发射波束的接收信号,发射波束的中心发射线相对于反射点和相应的接收线具有不同的横向偏移。

[0110] 相对于来自反射点的回波的接收数据是来自一定数量的发射波束的反射点的接收信号的组合。

[0111] 根据本文的实施方式,波束形成器103包括输入部,该输入部配置成连接到超声波探头101并从超声波探头101的换能器接收信号。存储器105存储时间延迟,以对准从ROI中的反射器中由探针101的换能器阵列接收的反射信号。存储器105还存储相位校正,以校正每个换能器元件的接收信号贡献的相位差,接收信号从相对于反射点所在的接收线或视线的每个一定数量的不同横向偏移的发射波束中的导出。

[0112] 延迟/相位校正(DPC)模块104连接到存储器105并向波束形成器103提供各种延迟和校正。例如,DPC模块104指示波束形成器103将时间延迟和相位校正应用于接收信号以形成延迟的接收信号。然后,波束形成器103以相干方式对延迟的接收信号求和,以获得与反射点或反射目标有关的相干接收信号。

[0113] 可选地,存储器105可以存储与多个通道相关的公共相移校正。在沿公共接收线位置接收多个接收信号的情况下,可以与各种相应信道一起存储不同的相移校正,但是由于一定数量的不同发射波束,每个发射波束具有横向偏移的发射中心线和包围接收线位置的孔径或宽度。存储器105还可以存储权重(例如,孔径权重和/或RTB权重)。

[0114] 如本文所解释的,波束形成器103(电路)配置成同时将波束形成聚焦延迟和相移均衡延迟(即所谓的RTB延迟)应用于来自反射点的每个换能器元件的每个接收信号。该波束形成聚焦延迟是根据当从反射点行进到换能器元件时信号到达换能器元件的到达时间来计算,并且改变相移均衡延迟是根据到达反射点的波前相位相对于到达相同反射点并相互横向偏移的另外发射光束波前相位的相位差来确定。

[0115] 可选地,存储器105可以存储预先计算的表格,其中预先计算的表格包括接收信号相对于预定反射点的实际到达时间。可选地,处理器106可以配置成计算接收信号相对于预定反射点的实际到达时间。可选地,存储器105可以存储预先计算的表格,其中预先计算的表格包括预先计算的相移均衡延迟,其与波束形成聚焦延迟同时应用于沿着特定视线的接收线的接收信号或者从相对于接收线位置不同地横向偏移的一定数量的发射波束导出的某个接收线位置,发射波束的数量通过设定发射波束的特定孔径或横向宽度来设定。可选地,存储器105可以存储针对不同发射波束孔径或宽度中的一个或多个预先计算的相移均衡延迟的预先计算的表格。

[0116] 可选地,处理器106可以配置成针对不同发射波束孔径或宽度中的一个或多个计算相移均衡延迟。

[0117] 可选地,波束形成器103电路还可以包括求和单元,为从每个反射点导出的接收信号添加波束形成延迟和相移均衡延迟(RTB延迟)。

[0118] 根据某些实施方式,波束成形过程的至少一部分可以由处理器106实现(例如,结合软件RTB波束成形)。例如,存储器105可以存储波束成形相关的程序指令,其由处理器106实现以同时将波束成形延迟和相移均衡延迟应用于接收信号。

[0119] 处理器106和/或CPU112还执行传统的超声波操作。例如,处理器106执行B/W模块以生成B模式图像。处理器106和/或CPU112执行多普勒模块以生成多普勒图像。处理器执行

彩色血流模块 (CFM) 以生成彩色血流图像。处理器106和/或CPU112可以实现另外的超声波成像和测量操作。可选地,处理器106和/或CPU112可以过滤第一和第二位移以消除与运动相关的伪像。

[0120] 图像扫描转换器107对图像像素执行扫描转换,以从超声波获取信号路径(例如,波束形成器等)的坐标系和显示器的坐标系转换图像像素的格式。例如,扫描转换器107可以将图像像素从极坐标转换为图像帧的笛卡尔坐标。

[0121] 影像存储器108随时间存储图像帧的集合。可以以极坐标,笛卡尔坐标或另一坐标系格式化地存储图像帧。

[0122] 图像显示器109显示各种超声波信息,例如图像帧和根据本文的实施方式测量的信息。显示器109显示具有所示感兴趣区域的超声波图像。

[0123] 控制CPU模块112配置成执行各种任务,诸如实现用户/接口和整体系统配置/控制。在软件完全实现超声波信号路径的情况下,处理节点通常还承载控制CPU的功能。

[0124] 设置电源电路111以向各种电路、模块、处理器、存储器组件等供电。电源111可以是交流电源和/或电池电源(例如,与便携式操作相关)。

[0125] 根据一个实施方式,图1的超声波系统设置有用161表示的定位、转向角和校正角处理器。该处理器配置成以自动方式确定相对于血管的最佳位置或彩色多普勒血流的感兴趣区域(ROI)的目标区域中的流量或多普勒采样门的最佳位置。此外,处理器161计算用于获取多普勒信号和数据的发射波束的最佳转向角以及最佳多普勒校正角。

[0126] 图3示出了目标区域的示意图,其中血管300容纳血流。在310处,指示了光束方向,该光束方向与探头产生的发射光束的非光束传播方向成一定角度,并且在平面阵列的情况下通常基本上垂直于换能器阵列的表面或垂直于弯曲阵列的弯曲表面的切面。在图3中示出了转向角 $\beta$ 和校正角 $\alpha$ ,校正角 $\alpha$ 是由320表示的血流方向与转向发射波束方向或传播轴310之间的角度。

[0127] 因为多普勒数据基于发射波束和反射波束之间由于运动引起的相移,所以运动必须至少具有与发射波束平行的分量,否则在反射波束中将不存在多普勒贡献。由于显然ROI或采样门G的正确定位以及最佳转向角和校正角的确定对于多普勒数据的质量是必不可少的,因此获得血流的最佳可能的彩色多普勒信息。

[0128] 在图1的实施方式中,处理器161从彩色多普勒处理器CFM接收彩色多普勒信号,并确定血流和目标区域中的相应血管的形态特征。基于该特征,处理器自动计算ROI和/或样品门的最佳定位以及超声波束的最佳转向角和校正角。通过找到对应于彩色多普勒信号的图像中的像素是图像像素的最大值来确定ROI的最佳定位。将该像素或这些像素的位置设置为ROI或采样门的位置。将该信息发射到CFM处理器或CPU112,用于根据如上所述的系统结构在显示图像中操作ROI定位。

[0129] 为了确定超声波束的最佳转向角和/或处理器应用的最佳校正角,在具有在前一过程中确定的最大值的像素的位置处以及在再现彩色多普勒信号或数据的图像中,根据四个不同方向设置四个方向滤波器。然后组合滤波器的输出以生成其方向是血流方向的矢量的分量。处理器161还根据四个方向滤波器的输出信号确定质量因子,该质量因子对应于矢量的归一化模数并且是用于评估由矢量确定的血流方向的质量的度量。

[0130] 这种情况在图4中示出,并且将在后面更详细地描述。

[0131] 如果质量因子高于某个阈值,则处理器根据所确定的血流方向确定转向角和校正角,该阈值可由用户和/或由系统的生产者和安装者设定并且可以基于在设置和调整过程中获得的经验数据。

[0132] 图2示出了定位、转向角和校正角处理器的实施方式的框图。根据该实施方式的原理,对图像数据执行彩色多普勒ROI和/或采样门G的最佳位置的计算。该图像数据可以包括由专用处理器构成的虚拟多普勒图像,或者可以从CFM处理器的功率输出获得(例如,根据图1的系统结构)。图2的虚拟图像生成器200将被理解为包含两种变体。定位处理器包括采样单元,其配置成对虚拟图像进行二次采样(例如,通过因子为2)。二次采样的图像由平滑滤波器202进一步处理,并且通过最大值标识符203和记录有最大值的像素位置的像素位置检测器处理滤波后的图像。该位置数据由产生ROI和采样门位置的数据的ROI和采样门定位器205保存并使用,以提供给图像生成链,例如提供给与CFM处理器通信的CFM处理器接口206(例如,图1所示的CFM处理器)。将具有像素最大值的虚拟图像中的位置信息提供给转向角和校正角处理器。该处理器还对虚拟图像生成器200提供的虚拟图像进行操作,并且在通过二次采样单元211将图像提交到因子为2或因子更高或因子不同于2的二次采样之后将二次采样的图像数据应用于每个设置在不同的方向的四个不同的方向滤波器。根据一系列每个方向相对于前一个方向改变45°角位移的不同方向设定方向。方向滤波器212以对应于由定位处理器确定的具有像素最大值的位置的图像中的位置为中心。由212共同指示的方向滤波器的输出由处理单元213处理,处理单元213配置成执行用于确定血流的方向数据的算法和基于其设置转向角和校正角的方向数据的质量因子。

[0133] 转向角计算器214计算血流方向外的最佳转向角和最佳校正角并且由品质因子比较器215的输出控制,该品质因子比较器215将质量因子与阈值进行比较并且仅当品质因子高于阈值时才触发根据血流方向的转向角和校正角的计算。如果不是这种情况,则重复该过程。该新的循环可以从最开始处开始,即通过再次计算图像中最大像素值的位置,或者通过重新开始二次采样、定向滤波和计算转向角和校正角处理器内的血流方向的过程。

[0134] 当通过从上述两个开始步骤中的任何一个开始重复循环时,可以通过改变过程的至少一个参数来执行新循环,例如通过改变二次采样因子或平滑滤波器的设置。

[0135] 根据变型的实施方式,如果在循环的某个预设重复次数之后品质因子仍然低于定义的阈值,则停止该过程并且将与计算的品质因子之一相关的血流方向用作基于其确定转向角和校正角的血流方向。

[0136] 在上述条件下选择血流方向的不同变型是可能的。根据第一变型,选择对应于接近阈值的品质因子的血流方向。在另一变型中,血流方向计算为每个重复循环产生的不同血流方向的平均值。在这种情况下,可以使用每个流向的品质因子来计算加权平均值,以确定相应的权重。在一个实施方式中,根据与血流方向对应的品质因子与阈值的差来计算与每个血流方向相关的权重。该函数可以是线性的或非线性的,以使相对于相应的品质因子和阈值之间的差较低的血流方向,进一步不利于(penalize)相应的品质因子和阈值之间的差值较高的血流方向。

[0137] 将转向角和校正角数据提供给波束形成器103以施加到发射波束。

[0138] 如上面关于图1的实施方式已经指出的,定位处理器和转向角和校正角处理器可以至少部分地用(由各种功能块定义的)专用硬件、模拟和/或数字电路、和/或操作存储在

存储器中的程序指令的一个或多个处理器来实现。另外地或替代地,可以利用数字组件、数字信号处理器(DSP)和/或现场可编程门阵列(FPGA)等来实现全部或部分处理器。图2中所示的块/模块可以用专用硬件(DPS,FPGA,存储器)和/或带有一个或多个处理器的软件来实现。

[0139] 可以针对给定空间内的任何方向设计定向滤波器。对于图像,x和y方向滤波器通常用于计算各自方向的导数。以下数组是x方向滤波器的3乘3内核的示例(y方向的内核是此内核的转置):

$$[0140] \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0141] 上述数组是x方向滤波器的一个可能内核的示例。其他滤波器可以在非零列的中心包括更多加权。定向滤波器以及示例代码描述在 [http://northstar-www.dartmouth.edu/doc/id1/html\\_6.2/Filtering\\_an\\_Imagehvr.html](http://northstar-www.dartmouth.edu/doc/id1/html_6.2/Filtering_an_Imagehvr.html)中。

[0142] 图5示出了将方向滤波器放置在二次采样彩色多普勒图像500上的最大值位置处以及设置四个滤波器方向的示例。测角仪505示出了在说明书和权利要求中使用的方向定义符号。在表示为500的图像中由0°、45°、90°、135°简要指示的方向由连接两个角位置的轴的测角仪定义,因此符号0°对应于轴0°-180°的方向,45°对应于轴45°-225°的方向,90°对应于轴90°-270°的方向以及135°对应于轴135°-315°的方向。测角仪与具有正交轴的参考坐标系的方向对准。

[0143] 图510到504示出了四个方向滤波器中的每一个的效果的图形表示。

[0144] 图6示出了用于自动确定彩色多普勒ROI和/或采样门G的最佳定位以及用于选择最佳彩色多普勒波束方向转向角并设置多普勒校正角的方法的流程图。

[0145] 在步骤600,从彩色多普勒血流信号生成彩色多普勒血流图像。在步骤610对这些图像数据进行二次采样。

[0146] 根据优选的实施方式,二次采样以因子为2执行。在步骤630,通过平滑滤波器对二次采样图像620滤波。然后在步骤650将滤波后的图像640提交给搜索算法,以找到最大像素或像素值,并通过箭头识别图像660所指示的位置。

[0147] 该位置是用于定位ROI和/或样品门的位置。此外,该位置是必须定位方向滤波器的位置。

[0148] 从采样图像620开始,在步骤670,将四个方向滤波器应用于位于对应于最大值的像素位置处的图像。在步骤680,组合方向滤波器的输出以计算方向和所计算的方向的品质因子,以便确定所计算的方向是否可靠以及是否可以用作设定光束方向的转向角和多普勒校正角的参考方向。在步骤690,示出并用箭头表示了由滤波器输出的组合产生的血流方向。

[0149] 用F0为0°-180°的方向,F45为45°-225°的方向,F90为90°-270°的方向以及F135为135°-315°的方向来定义四个方向滤波器的输出,根据图4所示的具有分量x和y的矢量的相位计算流方向,其中分量x计算为沿0°-180°和90°-270°方向排列的滤波器输出的差值:

$$[0150] X = F0 - F90;$$

[0151] 类似地,分量y计算为沿45°-215°和135°-315°方向排列的滤波器输出的差值:

$$[0152] Y = F45 - F135.$$

[0153] 该相位根据以下函数计算：

$$[0154] \quad \text{DIRECTION} = \frac{1}{2} \alpha \tan\left(\frac{Y}{X}\right) \frac{180}{\pi}$$

[0155] 根据以下函数计算品质因子，该函数对应于具有分量X、Y的矢量的归一化模数的定义：

$$[0156] \quad Q = \frac{\sqrt{(F0 - F90)^2 + (F45 - F135)^2}}{\sqrt{(F0 + F90)^2 + (F45 + F135)^2}}$$

[0157] 该值与用于确定估值可靠性的阈值结合使用。如果比较计算的品质因子Q值高于阈值，则估计的血流方向认为是可靠的，并且用于确定转向角和校正角。如果品质因子低于阈值，则方向估计不可靠，并且重复该过程以计算新的血流方向。

[0158] 可以根据以上关于图2描述的一个或多个不同变体和实施方式来执行重复。

[0159] 图7示出了根据替代实施方式形成的超声波系统的框图。图7的系统实现了各种实施方式中描述的操作。作为示例，系统内的一个或多个电路/处理器实现附图和/或本文描述的任何过程的操作。该系统包括探针互连板702，探针互连板702包括一个或多个探针连接端口704。连接端口704可以支持各种数量的信号通道（例如，128、192、256等）。连接器端口704可以配置成与不同类型的探针阵列（例如，相控阵列、线性阵列、弯曲阵列、1D、1.25D、1.5D、1.75D、2D阵列等）一起使用。探针可以配置成用于不同类型的应用，例如腹部、心脏、产科、妇科、泌尿科和脑血管检查、乳房检查等。

[0160] 一个或多个连接端口704可以支持2D图像数据的获取和/或一个或多个连接端口704可以支持3D图像数据。仅作为示例，可以通过探针的物理移动（例如，机械扫描或医师移动）和/或通过电动或机械操纵换能器阵列的探针来获取3D图像数据。

[0161] 探针互连板（PIB）702包括用于在连接端口704之间进行选择的转换电路706。转换电路706可以基于用户输入来手动管理。例如，用户可以通过选择系统上的按钮、开关或其他输入来指定连接端口704。可选地，用户可以通过系统上的用户界面输入选择来选择连接端口704。

[0162] 可选地，转换电路706可以自动切换到一个连接端口704，以响应于检测到探针的配合连接的存在。例如，转换电路706可以接收到指示探针已经连接到选定的一个连接端口704的“连接”信号。当最初向连接到连接端口704的探针供电时，探头可以产生连接信号。另外地或替代地，每个连接端口704可以包括传感器705，其检测何时探针的线缆上的配合连接已经与对应的连接端口704互连。传感器705向转换电路706提供信号，并且响应于该信号，转换电路706将对应的连接端口704连接到PIB输出708。可选地，传感器705可以构造造成在连接端口704处提供触点的电路。当没有配对连接到相应的连接端口704时，电路保持打开。当探针的配合连接器连接到连接端口704时，电路闭合。

[0163] 控制线724在探针互连板702和数字处理板724之间传送控制信号。电源线736从电源740向系统的各种组件（包括但不限于探针互连板（PIB）702、数字前端板（DFB）710、数字处理板（DPB）726、主处理板（MPB）744和用户界面控制板（UICB）746）提供电力。临时控制总线738在电源740和板702、710、726、744和746之间互连并提供临时控制信号。电源740包括连接到外部AC电源的线缆。可选地，电源740可以包括一个或多个电力存储装置（例如，电池），其在AC电源中断或断开时提供电力。电源740包括控制器742，其管理电源740的操作，

包括存储设备的操作。

[0164] 另外地或替代地,电源740可以包括替代电源,例如太阳能电池板等。一个或多个风扇743连接到电源740并由控制器742管理以基于整个系统内的各种电路板和电子元件的操作参数(例如温度)来打开和关闭(例如,以防止各种电子器件过热)。

[0165] 数字前端板710向连接到探针互连板702的探针提供模拟接口。DFB710 还提供脉冲或控制和驱动信号、管理模拟增益,包括与每个接收信道相关的模数转换器,提供发射波束成形管理和接收波束成形管理和矢量合成(与接收操作期间的聚焦相关联)。

[0166] 数字前端板710包括产生发射信号的发射驱动器电路712,该发射信号通过相应的通道传递到与超声波发射操作相关的相应的换能器。发射驱动器电路712为每个驱动信号提供脉冲或控制,并发射波束成形管理以将发射操作引导到感兴趣区域内的感兴趣点。作为示例,可以结合每个单独的通道提供单独的发射驱动器电路712,或者可以利用公共发射驱动器电路712来驱动多个通道。发射驱动器电路712协作以将发射波束聚焦到感兴趣区域内的一个或多个选择点。发射驱动器电路712可以实现单线发射、编码发射序列、多线发射器操作、产生剪切波诱导超声波束以及其他形式的超声波传输技术。

[0167] 数字前端板710包括接收回波或接收信号的接收波束形成器电路714,并在其上执行各种模拟和数字处理,以及相移、时间延迟和与波束成形相关的其他操作。波束形成器电路714可以实现各种类型的波束成形,例如单线采集、多线采集以及其他超声波束成形技术。

[0168] 数字前端板716包括配置成对接收到的回波信号执行连续波多普勒处理的连续波多普勒处理电路716。可选地,连续波多普勒电路716还可以生成连续波多普勒发射信号。

[0169] 数字前端板710通过各种总线和控制线(例如,控制线722、同步线720 和一个或多个数据总线718)连接到数字处理板726。控制线722和同步线 720将控制信息和数据以及同步信号提供给发射驱动电路712、接收波束成形电路714和连续波多普勒电路716。数据总线718将来自数字前端板710 的RF超声波数据传送到数字处理板726。可选地,数字前端板710可以将 RF超声波数据转换为I、Q数据对,然后将其传递到数字处理板726。

[0170] 数字处理板726包括RF和成像模块728、彩色血流处理模块730、RF 处理和多普勒模块732以及PCI链路模块734。数字处理板726执行RF滤波和处理、黑白图像信息处理,与彩色血流相关的处理、多普勒模式处理(例如,与投票调查和连续波多普勒相关)。数字处理板726还提供图像滤波(例如,减少斑点)和扫描仪定时控制。数字处理板726可以包括基于系统提供的超声波图像处理功能的其他模块。

[0171] 模块728-734包括一个或多个处理器、DSP和/或FPGA、以及存储程序指令以指导处理器的存储器,DSP和/或FPGA执行各种超声波图像处理操作。RF和成像模块728执行各种超声波相关成像,例如与RF数据的B模式相关图像处理。RF处理和多普勒模块732将输入的RF数据转换为I、Q 数据对,并对I、Q数据对执行多普勒相关处理。可选地,成像模块728可以对I、Q数据对执行B模式相关的图像处理。CFM处理模块730对超声波 RF数据和/或I、Q数据对执行与彩色血流相关的图像处理。PCI链路734 管理在数字处理板726和主处理板744之间通过PCI快速总线748传输超声波数据、控制数据和其他信息。

[0172] 主处理板744包括存储器750(例如,串行ATA固态设备、串行ATA 硬盘驱动器等)、包括一个或多个图形处理单元(GPU)的VGA板752、一个或多个收发器760、一个或多个

CPU752和存储器754。主处理板(也称为PC板)提供用户界面管理、扫描转换和影像回路管理。主处理板744 可以连接到一个或多个外部设备,例如DVD播放器756和一个或多个显示器758。主处理板包括通信接口,例如配置成连接到外围设备的一个或多个 USB端口762和一个或多个端口764。主处理板744配置成维持与各种类型的网络设备766和各种网络服务器768的通信,例如通过收发器760和/或网络连接的无线链路(例如,经由USB连接器762和/或外围连接器764)。

[0173] 网络设备766可以表示便携式或桌面设备,诸如智能电话、个人数字助理、平板设备、便携计算机、台式计算机、智能手表、ECG监视器、患者监视器等。主处理板744将超声波图像、超声波数据、患者数据和其他信息和内容传送到网络设备以呈现给用户。主处理板744从网络设备766接收输入、请求、数据输入等。

[0174] 网络服务器768可以代表医疗网络的一部分,例如医院、医疗保健网络、第三方医疗保健服务提供商、医疗设备维护服务、医疗设备制造商、政府医疗保健服务等。链接到网络服务器768的通信链路可以是因特网、专用内联网、局域网、广域网等。

[0175] 主处理板744经由通信链路770与用户界面控制板746连接。通信链路 770在用户界面和主处理板744之间传送数据和信息。用户界面控制板746 包括一个或多个处理器772、一个或多个音频/视频组件774(例如扬声器,显示器等)。用户界面控制板746耦合到一个或多个用户界面输入/输出设备,例如LCD触摸板776、轨迹球778、键盘780等。处理器772管理LCD 触摸板776的操作,以及经由触摸板776、轨迹球778和键盘780收集用户输入,其中这些用户输入结合本文的实施方式传送到主处理板744。

[0176] 图8示出了根据本文的实施方式形成的数字前端板710的一部分的框图。一组双工器802通过PIB输出808接收各个通道的超声波信号。超声波信号基于所使用的探测类型沿标准处理电路805或连续波处理电路812传输。当由标准处理电路805处理时,前置放大器和可变增益放大器804处理输入的超声波接收信号,然后将其提供给执行抗混叠滤波的抗混叠滤波器 806。

[0177] 根据一个实施方式,回顾性发射波束聚焦可以直接应用于由系统采集的 RF数据或者根据不同的变换应用于变换的数据,例如相位/正交(I/Q)变换等。

[0178] 在图8的实施方式中,公开了RF数据的变换的示例。根据该示例,滤波器806的输出提供给对输入的模拟超声波接收信号进行数字化的A/D转换器808。当利用连续波(CW)探头时,将来自其的信号提供给将模拟RF 接收信号转换为I、Q数据对的连续波相位转换器、解调器和求和器810。通过连续波处理电路812对CW I、Q数据对求和、滤波和数字化。然后将来自标准或连续波处理电路805、812的输出传递到波束形成电路820,其在将RF数据传递到数字处理板826(图7)之前利用一个或多个FPGA对输入的数字化接收信号进行滤波、延迟和求和。FPGA从存储器828接收聚焦数据。聚焦数据用于管理与波束成形相关的由FPGA执行的滤波、延迟和求和操作。波束形成的RF或I/Q数据在波束形成电路820之间传递并最终传递到数字处理板726。

[0179] 数字前端板710还包括向超声波探头的相应换能器提供发射驱动信号的发射模块822。波束形成电路820包括存储发射波形的存储器。发射模块 822通过线路824从波束形成电路820接收发射波形。

[0180] 图9示出了根据本文的实施方式的数字处理板726的框图。数字处理板 726包括各

种处理器952-959,以在相应存储器内保存的程序指令的控制下执行不同的操作,参见962-969。主控制器950管理数字处理板726和处理器952-959的操作。作为示例,一个或多个处理器952可以执行滤波、调制、压缩和其他操作,而另一个处理器953执行彩色血流处理。主控制器提供探针控制信号、定时控制信号、通信控制等。主控制器950将与每个信道相关的实时配置信息和同步信号提供给数字前端板710。

[0181] 应该清楚理解的是,关于附图广泛描述和说明的各种布置和过程、和/或这种布置的一个或多个单独的组件或元件和/或与这些过程相关联的一个或多个过程操作可以独立地或与本文描述和示出的一个或多个其他组件、元件和/或过程操作一起使用。因此,尽管在此广泛地预期、描述和说明了各种布置和过程,但是应该理解的是,它们仅以说明性和非限制性的方式提供,并且还可以视为仅是一个或多个布置或过程可以起作用或操作的可能工作环境的示例。

[0182] 这里参考示出了根据各种示例性实施方式的示例方法、设备和程序产品的附图描述了各方面。这些程序指令可以提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备或信息处理设备的处理器以产生机器,通过设备的处理器执行的指令实现指定的功能/动作。程序指令还可以存储在指示设备以特定方式运行的设备可读介质中,使得存储在设备可读介质中的指令产生包括实现指定的功能/动作的指令的产品。还可以将程序指令加载到设备上以使得在设备上执行一系列操作步骤以产生设备实现的过程,使得在设备上执行的指令提供用于实现指定的功能/动作的过程。

[0183] 可选地,可以在网络服务器上的一个或多个网络上执行本文描述的过程的各方面。网络可以支持使用各种商业可用协议中的任何一种的通信,例如传输控制协议/网际协议(“TCP/IP”)、用户数据报协议(“UDP”),在开放系统互连(“OSI”)模型的各个层中操作的协议、文件传输协议(“FTP”)、通用即插即用(“UpnP”),网络文件系统(“NFS”)、通用网络文件系统(“CIFS”)和AppleTalk。网络可以例如是局域网、广域网、虚拟专用网、因特网、内联网、外联网、公共交换电话网、红外网络、无线网络、卫星网络及其任何组合。

[0184] 在利用网页(web)服务器的实施方式中,网页服务器可以运行各种服务器或中间层应用程序中的任何一种,包括超文本传输协议(“HTTP”)服务器、FTP服务器、公共网关接口(“CGI”)服务器、数据服务器、Java服务器、Apache服务器和业务应用程序服务器。服务器还能够响应于来自用户设备的请求执行程序或脚本,例如通过执行一个或多个网页应用程序,网页应用程序可以实现为以任何编程语言(例如Java®、C、C#或C++)或任何脚本语言(如Ruby、PHP、Perl、Python或TCL)编写的一个或多个脚本或程序及其组合。服务器还可以包括数据库服务器,包括但不限于可从Oracle®、Microsoft®、Sybase®和IBM®商业获得的数据库服务器以及诸如MySQL、Postgres、SQLite、MongoDB和能够存储、检索和访问结构化或非结构化数据的任何其他服务器。数据库服务器可以包括工作台服务器、基于文档的服务器、非结构化服务器、关系服务器、非关系服务器或其组合和/或其他数据库服务器。

[0185] 本文描述的实施方式可以包括上述各种数据存储和其他存储器和存储介质。这些可以驻留在各种位置,例如在一个或多个计算机本地(和/或驻留)的或者远离网络中的任何或所有计算机的存储介质上。在一组特定实施方式中,信息可以驻留在本领域技术人员熟悉的存储区域网络(“SAN”)中。类似地,用于执行归属于计算机、服务器或其他网络设备

的功能的任何必要文件可以适当地本地和/或远程存储。在系统包括计算机化设备的情况下,每个这样的设备可以包括通过总线电连接的硬件元件,这些元件包括例如至少一个中央处理单元(“CPU”或“处理器”)、至少一个输入设备(例如,鼠标、键盘、控制器、触摸屏或小键盘)和至少一个输出设备(例如,显示设备、打印机或扬声器)。这样的系统还可以包括一个或多个存储设备,例如磁盘驱动器、光存储设备和固态存储设备(例如,随机存取存储器(“RAM”)或只读存储器(“ROM”))、以及可移动媒体设备、存储卡、闪存卡等。

[0186] 这样的设备还可以包括计算机可读存储介质读取器、通信设备(例如,调制解调器、(无线或有线)网卡、红外通信设备等)和上述工作存储器。计算机可读存储介质读取器可以连接到或者配置成接收表示远程、本地、固定和/或可移动存储设备的计算机可读存储介质,以及用于临时和/或更永久地包含、存储、传输和检索计算机可读信息的存储介质。系统和各种设备通常还包括位于至少一个工作存储器设备内的多个软件应用程序、模块、服务或其他元件,包括操作系统和应用程序(例如客户端应用程序或网络浏览器)。应当理解的是,替代的实施方式可以具有与上述实施方式相同的多个变型。例如,也可以使用定制硬件和/或可以在硬件、软件(包括便携式软件,例如小应用程序)或两者中实现特定元件。此外,可以采用与其他计算设备(例如,网络输入/输出设备)的连接。

[0187] 各种实施方式还可包括在计算机可读介质上根据前述描述实现的接收、发送或存储指令和/或数据。包含代码或部分代码的存储介质和计算机可读介质可包括本领域已知或使用的任何适当的介质(例如,包括但不限于存储介质和通信介质),用于存储和/或传输诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据的信息的任何方法或技术中实现的易失性和非易失性、可移动和不可移动介质,包括RAM、ROM、电可擦除可编程只读存储器(“EEPROM”)、闪存或其他存储器技术、光盘只读存储器(“CD-ROM”)、数字通用光盘(DVD)或其他光学存储器、磁带盒、磁带、磁盘存储器或其他磁存储设备或任何其他可以用于存储所需信息并且可以由系统设备访问的介质。基于本文提供的公开内容和教导,本领域普通技术人员将理解实现各种实施方式的其他方式和/或方法。

[0188] 因此,说明书和附图应视为说明性的而非限制性的。然而,显而易见的是,在不脱离权利要求中所阐述的本发明的更广泛的精神和范围的情况下,可以对其进行各种修改和改变。

[0189] 其他改变在本公开内容的精神内。因此,尽管所公开的技术易于进行各种修改和替换构造,但是其某些示出的实施方式在附图中示出并且已在上面详细描述。然而,应该理解的是,其目的并非是将本发明限制于所公开的形式或特定形式,而是相反,其目的是覆盖落入所附权利要求中限定的本发明的精神和范围内的所有修改、替代构造和等同物。

[0190] 在描述所公开的实施方式的背景下(特别是在以下权利要求的上下文中),使用的术语“一”、“一个”、“该”以及类似的指示语应解释为涵盖单数和复数形式,除非本文另有说明或与上下文明显矛盾。除非另有说明,否则术语“包含”、“具有”、“包括”和“含有”应解释为开放式术语(即,意味着“包括但不限于”)。术语“连接”在未修改且指物理连接时应解释为部分或全部包含在内、附接或连接在一起,即使存在某些干预。除非本文另有说明,否则本文中对数值范围的描述仅旨在用作单独提及落入该范围内的每个单独值的简写方法,并且每个单独的值并入本说明书中,如同其在本文中单独引用一样。除非另有说明或与上下文相矛盾,否则术语“组”(例如,“一组物体”)或“子集”的使用应解释为包括一个或多个成

员的非空集合。此外,除非上下文另有说明或矛盾,否则对应集合的术语“子集”不一定表示对应集合的适当子集,但是子集和对应集合可以相等。

[0191] 除非本文另有说明或上下文明显矛盾,否则本文所述的过程的操作可以以任何合适的顺序执行。本文描述的过程(或其变化和/或组合)可以在一个或多个配置有可执行指令的计算机系统的控制下执行,并且可以实现为通过硬件或其组合在一个或多个处理器上共同执行的代码(例如,可执行指令、一个或多个计算机程序或一个或多个应用程序)。代码可以存储在计算机可读存储介质上,例如,以包括可由一个或多个处理器执行的多个指令的计算机程序的形式。计算机可读存储介质可以是非暂时性的。

[0192] 本文描述了本公开内容的优选实施方式,包括发明人已知的实施本发明的最佳方式。在阅读前面的描述后,那些优选实施方式的变化对于本领域普通技术人员来说是显而易见的。发明人期望技术人员适当地采用这些变化,并且发明人目的是以不同于本文具体描述的方式实施本公开内容的实施方式。因此,本公开内容的范围包括适用法律所允许的所附权利要求中所述主题的所有修改和等同物。此外,除非本文另有说明或上下文明显矛盾,否则上述元件的所有可能变型的任何组合均包含在本发明的范围内。

[0193] 本文引用的所有参考文献,包括出版物、专利申请和专利均通过引用结合到本文中,其程度如同每个参考文献单独且具体地指出通过引用并入并且在本文中完整地阐述。

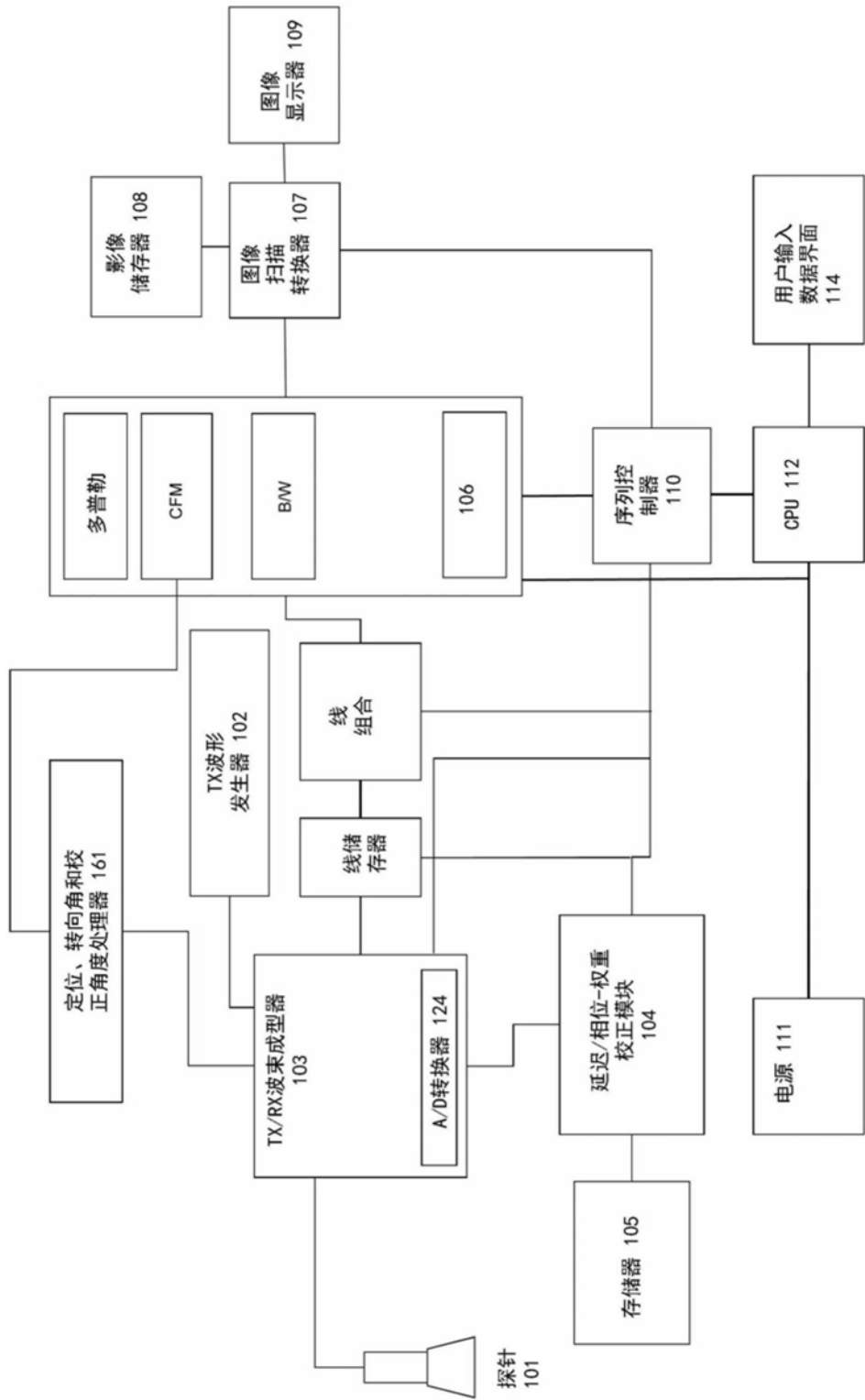


图1

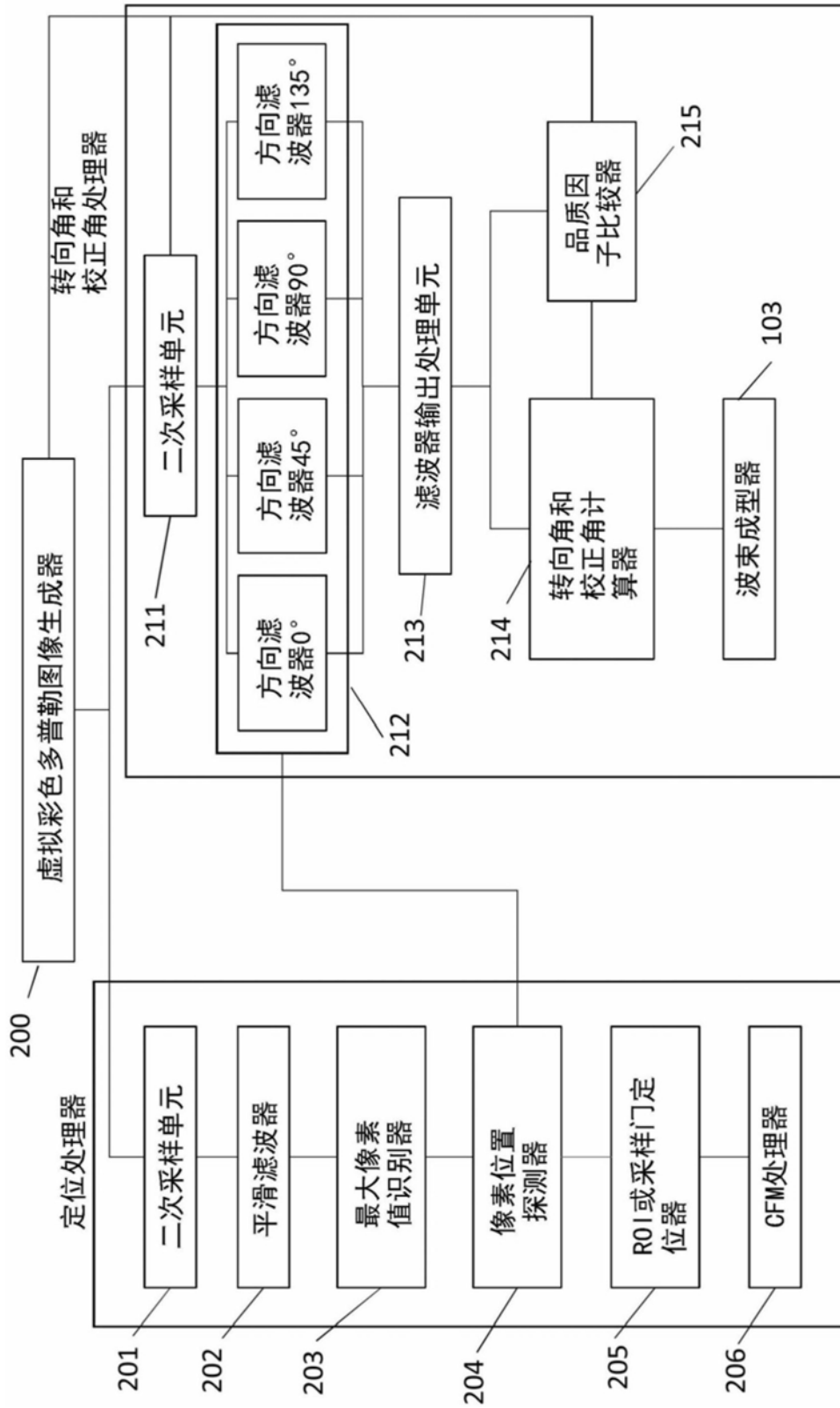


图2

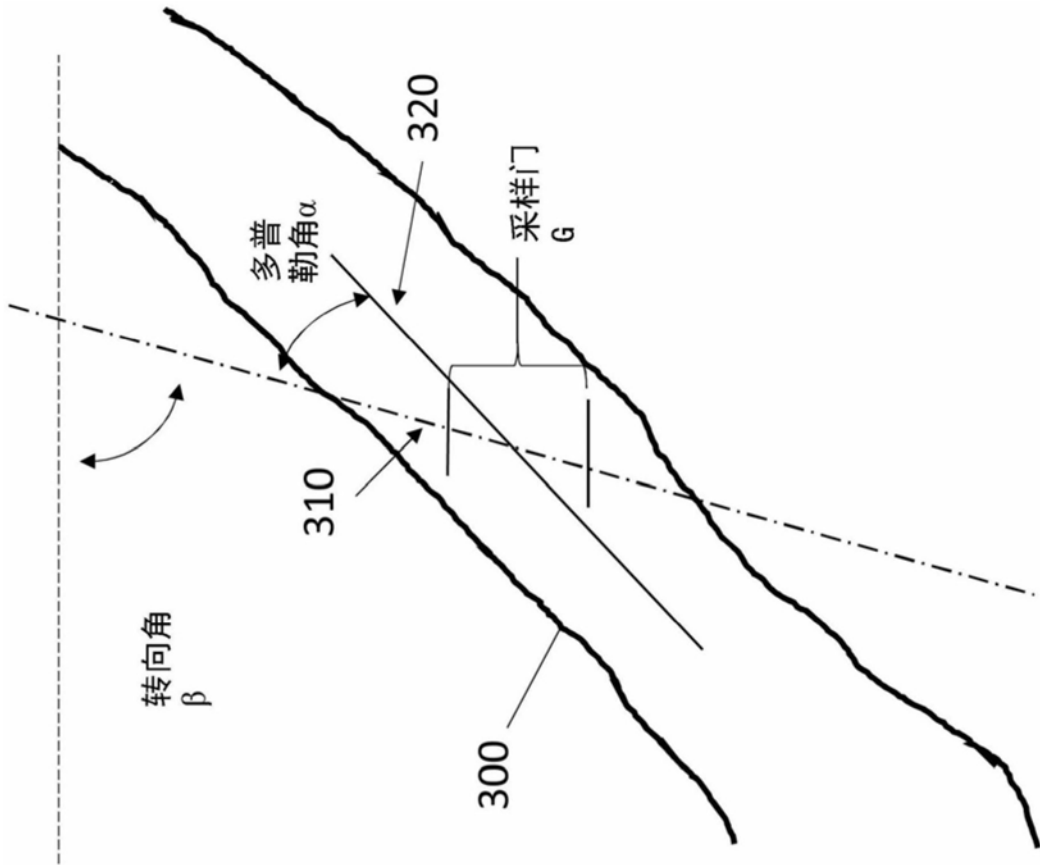


图3

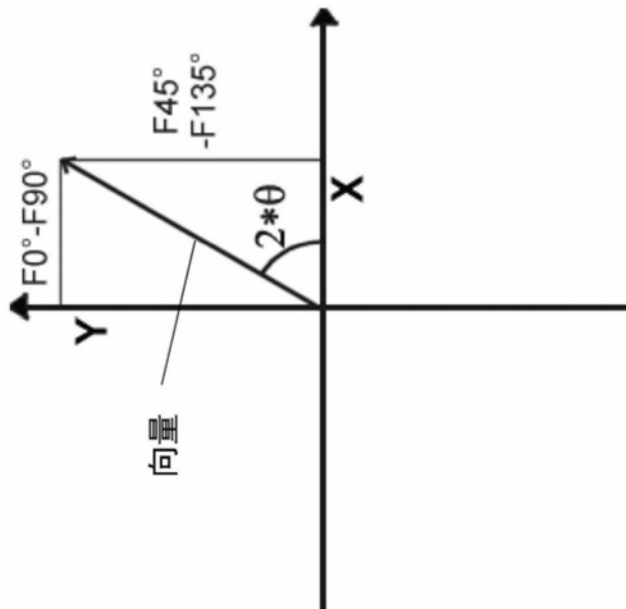


图4

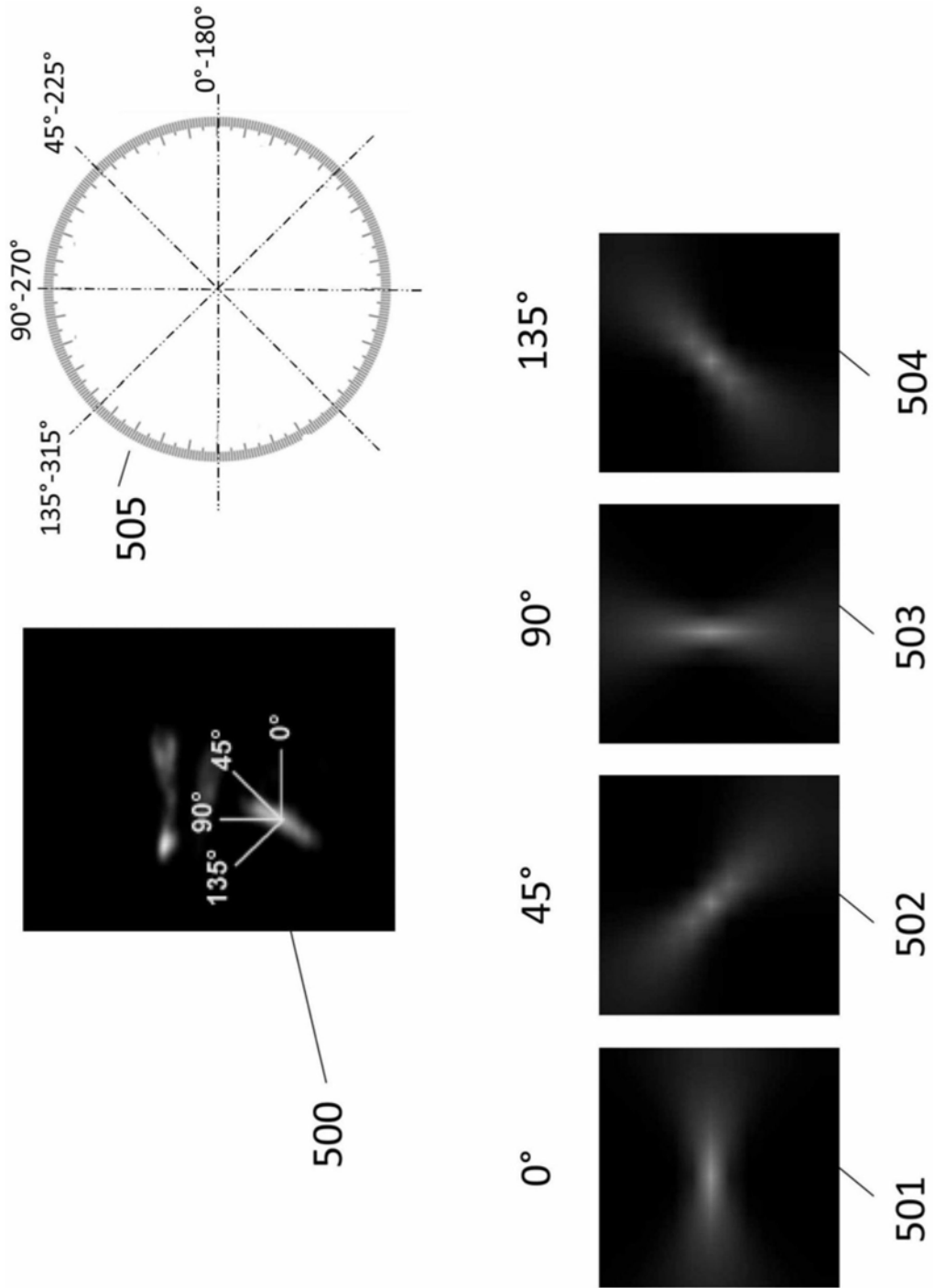


图5

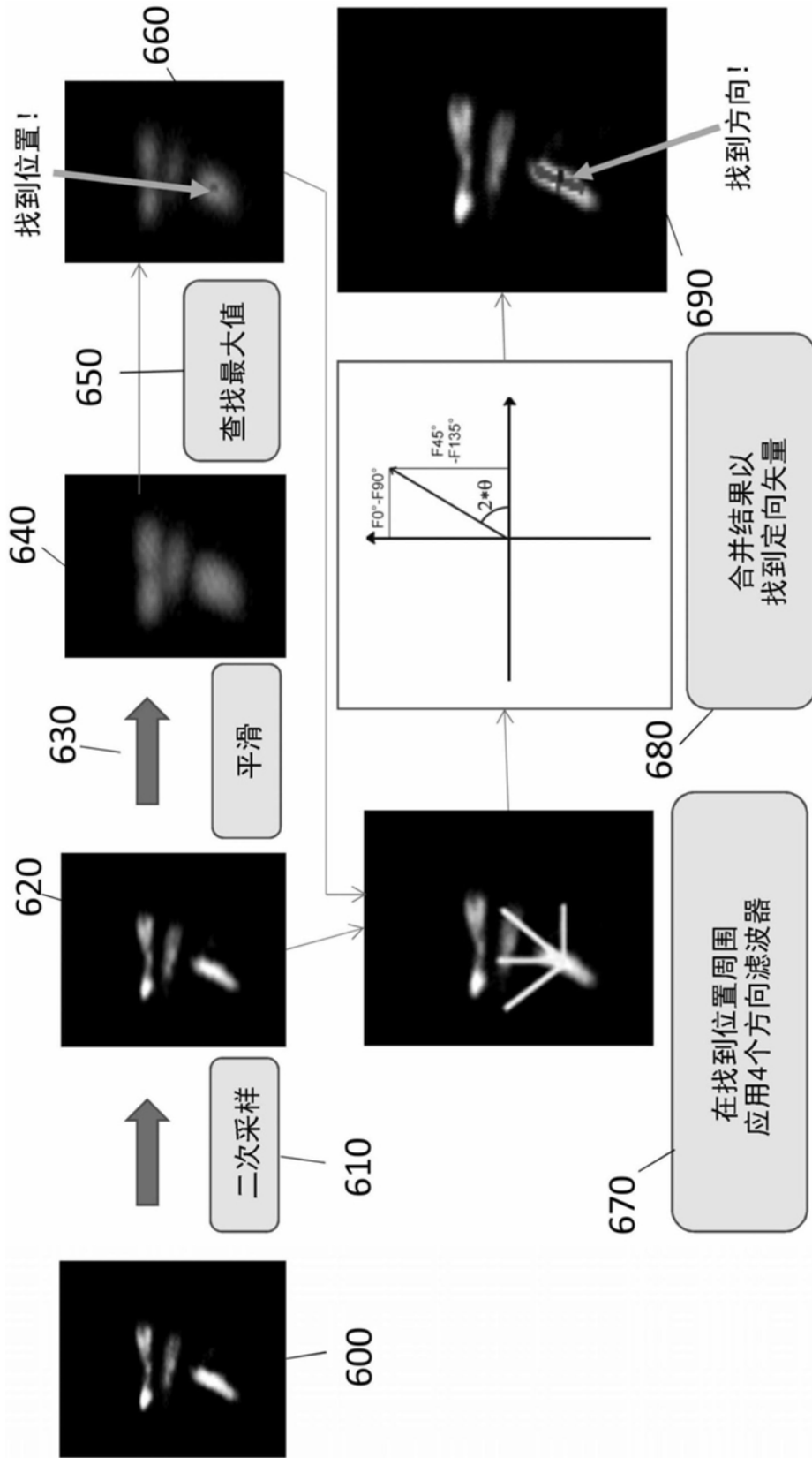


图6

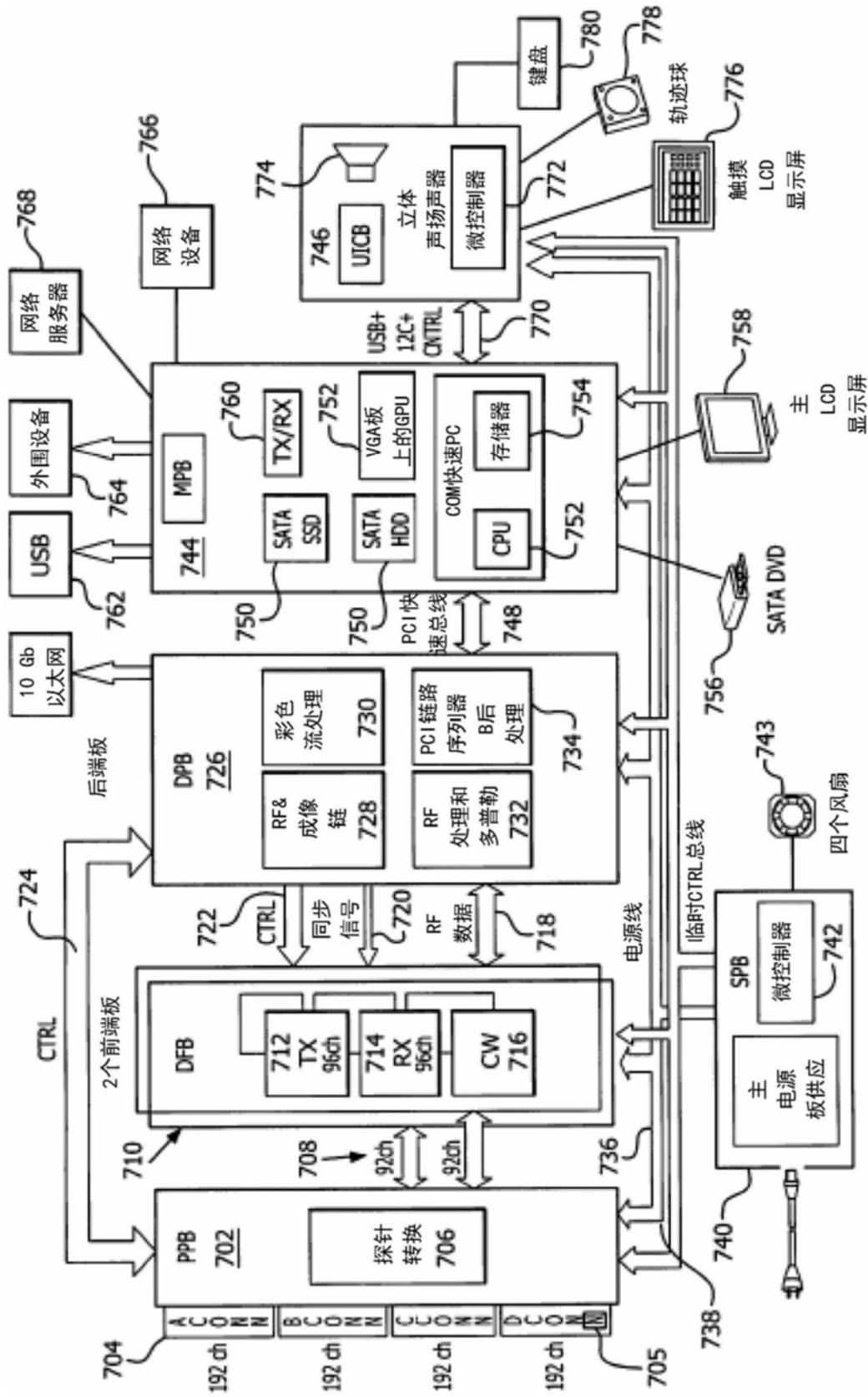


图7

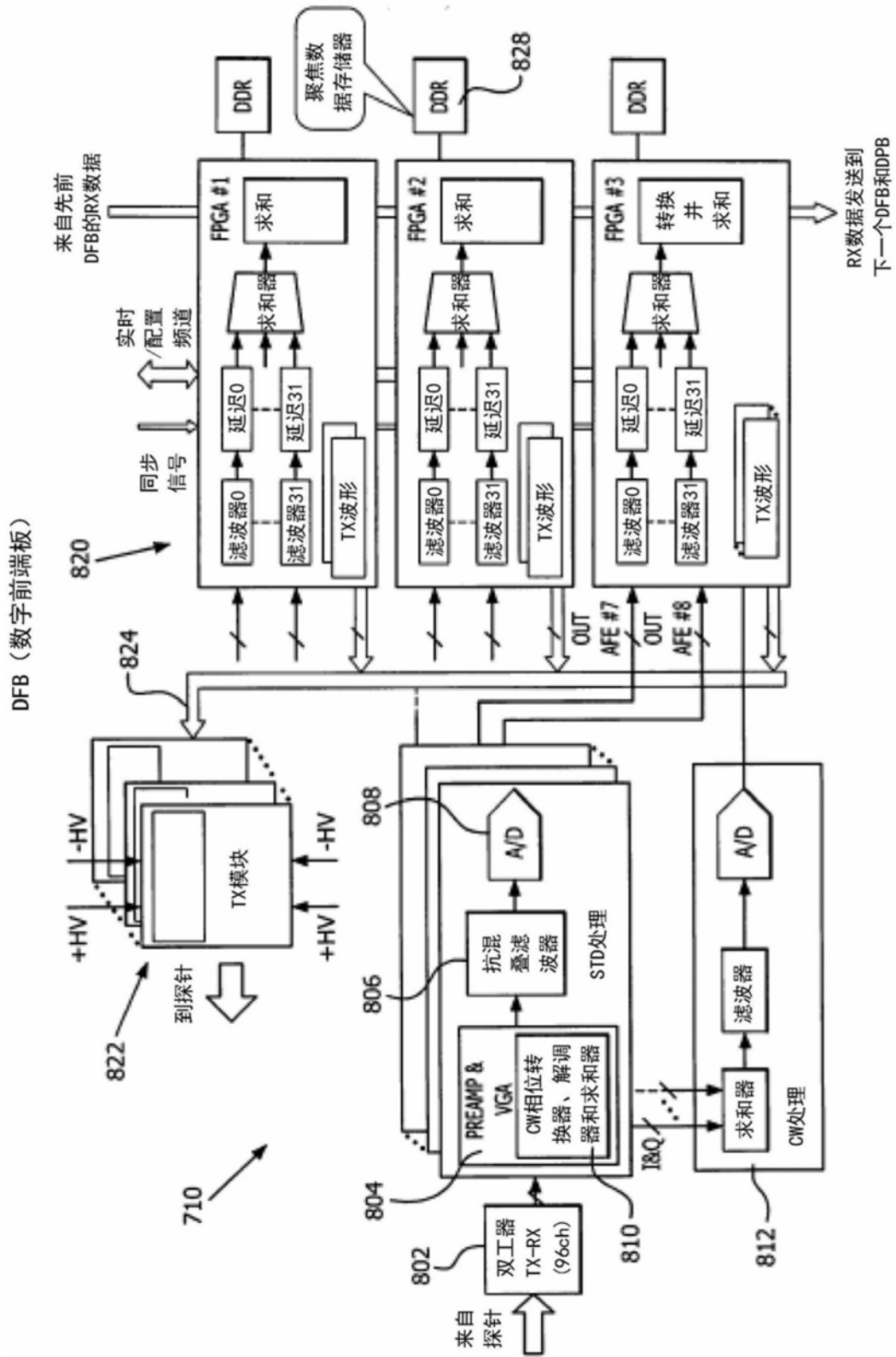


图8

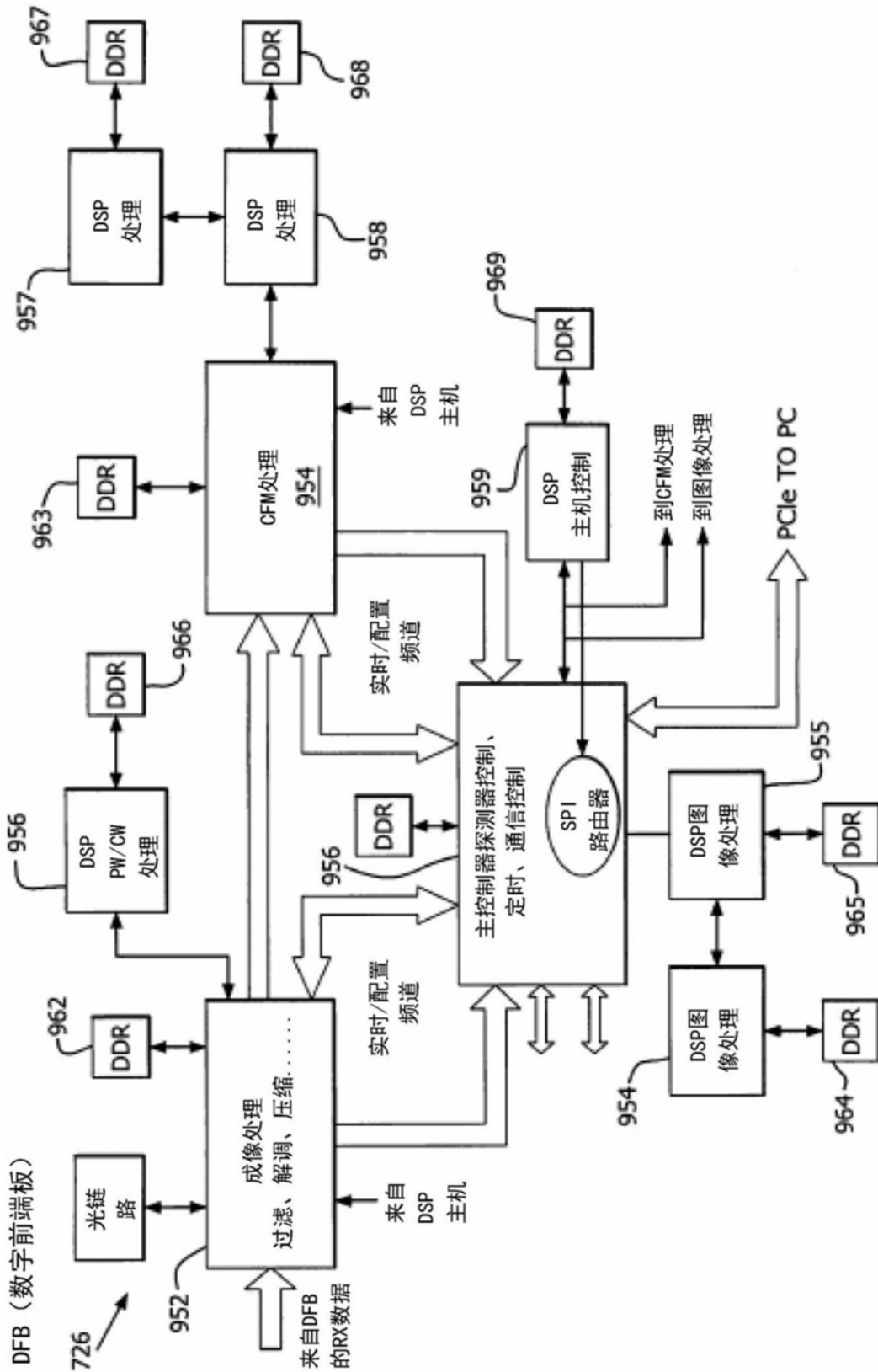


图9

专利名称(译)	实时自动设置多普勒成像模式参数的超声波方法和超声波系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109589131A</a>	公开(公告)日	2019-04-09
申请号	CN201811167164.8	申请日	2018-10-08
发明人	马西莫·法拉吉		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/488 G01S7/52046 G01S7/52063 G01S15/8979 G01S15/8988 G06T7/11 G06T7/155 G06T2207/10132 A61B8/54 A61B8/585		
优先权	2017194484 2017-10-03 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

为了加快 (fasten) 在血管检查程序中在超声波系统中的检查时间，需要：以最佳方式自动定位彩色多普勒ROI和/或采样门；选择最佳的彩色多普勒/光束线转向角；以及设置多普勒校正角度。算法能够实时处理多普勒信号以识别存在最重要血流的多普勒区域，然后分析识别“主”血流的位置和方向的彩色多普勒区域的“形状”。血管检查程序可以更容易、更快捷。

