

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2018 年 1 月 4 日 (04.01.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/000342 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 8/00 (2006.01) *A61B 8/06* (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2016/087927
- (22) 国际申请日: 2016 年 6 月 30 日 (30.06.2016)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国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, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 杜宜纲 (DU, Yigang); 中国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, Guangdong 518057 (CN)。 李双

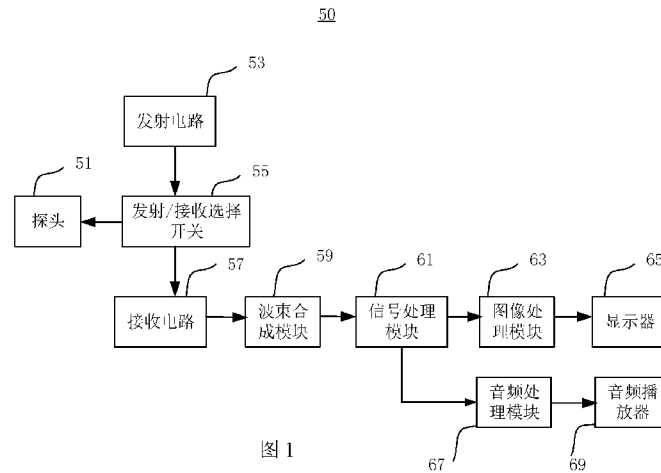
双 (LI, Shuangshuang); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 深圳市盈方知识产权事务所 (普通合伙) (IPINFO & LAWS OFFICE); 中国广东省深圳市福田区福虹路 9 号世贸广场 C 座 705, Guangdong 518033 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU,

(54) Title: METHOD AND SYSTEM FOR ULTRASONIC FLUID SPECTRAL DOPPLER IMAGING

(54) 发明名称: 超声流体频谱多普勒成像方法和系统



51 Probe
53 Transmission circuit
55 Transmission/receiving selection switch
57 Receiving circuit
59 Beam synthesis module
61 Signal processing module
63 Image processing module
65 Display
67 Audio processing module
69 Audio player

(57) Abstract: A method and system (50) for ultrasonic fluid spectral Doppler imaging. The system (50) comprises: a transmission circuit (53) for transmitting an ultrasonic beam to a detection object; a receiving circuit (57) and a beam synthesis module (59) for receiving an echo of the ultrasonic beam and obtaining an ultrasonic echo signal; an image processing module (63) for obtaining an ultrasonic fluid flow state image of a region of interest in the detection object according to the ultrasonic echo signal, identifying a sampling position in the region of interest, respectively obtaining a Doppler spectrogram corresponding to each sampling position ac-

RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH,
TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,
ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区
保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,
NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,
AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,
RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。

rding to the ultrasonic echo signal, and generating position displaying marks (601, 602, 621, 622, 631, 632, 633, 634) for characterizing the sampling positions; and a display (65) for displaying the position displaying marks (601, 602, 621, 622, 631, 632, 633, 634) in the ultrasonic fluid flow state image, and displaying the obtained Doppler spectrogram (701, 702, 721, 722, 731, 732, 733, 734). The system (50) may simultaneously display spectra of multiple locations on a same time axis.

(57) 摘要: 一种超声流体频谱多普勒成像方法和系统 (50)。该系统 (50) 包括: 发射电路 (53), 用于向检测对象发射超声波束; 接收电路 (57) 和波束合成模块 (59), 用于接收所述超声波束的回波, 获得超声回波信号; 图像处理模块 (63), 用于根据所述超声回波信号, 获得所述检测对象中感兴趣区域的超声流体流动状态显像图, 识别所述感兴趣区域中的采样位置, 根据所述超声回波信号, 分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图, 并生成用于表征采样位置的位置显示标记 (601、602、621、622、631、632、633、634); 显示器 (65), 用于在所述超声流体流动状态显像图中显示位置显示标记 (601、602、621、622、631、632、633、634), 以及显示所获得的多普勒频谱图 (701、702、721、722、731、732、733、734)。系统 (50) 可以同一时间轴上的同时显示多个位置的频谱。

说明书

超声流体频谱多普勒成像方法和系统

技术领域

本发明涉及医疗检测设备领域，尤其涉及一种超声流体频谱多普勒成像方法和系统。

背景技术

超声流体成像系统可对运动的脏器、血管等包含血流、体液等流体的对象进行检测。向检测对象发射聚焦波，获得回波信号，对回波信号进行波束合成等处理后，得到超声图像，并通过显示器显示。超声图像给医生做诊断提供了重要的参数参考，因而被广泛使用在临床检查中。

在一个对象中可能同时有不同的流动形态。例如，在颈动脉分叉处，即使健康的人可能也会在心脏收缩期时在颈动脉窦处出现涡流的情况；若是动脉粥样硬化患者或者颈动脉窦处存在斑块，则有可能出现大面积涡流、以及湍流等不同情况。

因而，利用超声流体成像系统整体、全面的展现测量结果，为医生提供更加全面的诊断依据是非常有必要的。

发明内容

基于此，有必要提供一种新的成像方式来为医生展现更多的测量结果。

根据本发明的一个方面，本发明提供一种超声流体频谱多普勒成像方法，包括：

向检测对象发射超声波束；

接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声流体流动状态显像图；

识别所述感兴趣区域中的采样位置，所述采样位置的个数大于或等于两个；

根据所述超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图；

在所述超声流体流动状态显像图中显示位置显示标记，一个位置显示标记

对应标记一个所述采样位置；

显示所获得的多普勒频谱图。

根据本发明的第二方面，本发明提供一种超声流体频谱多普勒成像方法，包括：

向检测对象发射超声波束；

接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像；

识别所述感兴趣区域中的采样位置；

根据所述超声回波信号，获得所述采样位置对应的多普勒频谱图；

在所述超声图像中与采样位置相应的位置绘制封闭式边界框，并绘制与所述边界框关联的角度矫正线，形成用于表征采样位置的位置显示标记；

在所述超声血流抛射图像中显示所述位置显示标记；

显示所获得的多普勒频谱图。

根据本发明的第三方面，本发明提供一种超声流体频谱多普勒成像方法，包括：

向检测对象发射超声波束；

接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像；

识别所述感兴趣区域中的第一采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第一采样位置对应的第一多普勒频谱图；

识别所述感兴趣区域中的第二采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第二采样位置对应的第二多普勒频谱图；

评估所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异；

输出所述差异。

根据本发明的第四方面，本发明提供一种超声流体频谱多普勒成像系统，其包括：

发射电路，用于向检测对象发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣

区域的超声流体流动状态显像图，识别所述感兴趣区域中的采样位置，所述采样位置的个数大于或等于两个，根据所述超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图，并生成用于表征采样位置的位置显示标记，其中，一个位置显示标记对应标记一个所述采样位置；

显示器，用于在所述超声流体流动状态显像图中显示位置显示标记，以及显示所获得的多普勒频谱图。

根据本发明的第五方面，本发明提供一种超声流体频谱多普勒成像系统，其包括：

发射电路，用于向检测对象发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像，识别所述感兴趣区域中的采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述采样位置对应的多普勒频谱图，在所述超声图像中与采样位置相应的位置绘制封闭式边界框，并绘制与所述边界框关联的角度矫正线，形成用于表征采样位置的位置显示标记；及

显示器，用于在所述超声血流抛射图像中显示用于表征采样位置的位置显示标记，以及显示所获得的多普勒频谱图。

根据本发明的第六方面，本发明提供一种超声流体频谱多普勒成像系统，其包括：

发射电路，用于向检测对象发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像，识别所述感兴趣区域中的第一采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第一采样位置对应的第一多普勒频谱图，识别所述感兴趣区域中的第二采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第二采样位置对应的第二多普勒频谱图，评估所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异；

显示器和/或音频播放器，用于输出所述差异。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对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，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付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。

图 1 是本发明的超声流体频谱多普勒成像系统一种实施方式的示意框图。

图 2 是本发明的超声处理方法一种实施方式的流程图。

图 3 是图 2 所示超声处理方法得到的超声图像示意图示意图。

图 4 是本发明的超声处理方法另一种实施方式的流程图。

图 5a 提供了一个实施例中基于两个采样位置的超声图像示意图。

图 5b 是提供了另一个实施例中基于两个采样位置的超声图像示意图。

图 6 是基于四个采样位置的超声图像示意图的一种界面实施效果图；

图 7 是图 2 的一种变形实施例。

图 8 是本发明提供的一种新的测量数据展现方式的实施例示意图。

图 9 是本发明提供的一种新的测量数据展现方式的实施例示意图。

图 10 是一个实例中多角度发射超声波束的示意图。

具体实施方式

下面通过具体实施方式结合附图对本发明进行详细说明。

图 1 是有关超声流体频谱多普勒成像系统的一个实施例的结构框图。如图 1 所示，该超声流体频谱多普勒成像系统 50 主要包括：探头 51、发射电路 53、发射/接收选择开关 55、接收电路 57、波束合成模块 59、信号处理模块 61、图像处理模块 63 和显示器 65。另外，根据实际需要，还可以包括音频处理模块 67 和音频播放器 69。

在超声成像处理过程中，发射电路 53 将经过延迟聚焦的具有一定幅度和极性的发射脉冲，通过发射/接收选择开关 55 发送到探头 51。探头 51 受发射脉冲的激励，向包含流体的检测对象（例如，人体或者动物体内的器官、组织等中存在的血管或者生物体内其他含有流体流动的脉管，图中未示出）发射超声波束，经一定延时后接收从目标区域反射回来的带有流体信息的超声回波，并将此超声回波重新转换为电信号。流体包括人体或动物体内血管、淋巴系统等组

织中存在的液体、或者人体或动物体内其他脉管内存在的流动液体，图中未示出。

接收电路 57 接收探头 51 转换生成的电信号，获得超声回波信号，并将这些超声回波信号送入波束合成模块 59。波束合成模块 59 对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理，然后将超声回波信号送入信号处理模块 61 进行相关的信号处理，可以获得携带流体运动信息的流体信号。

经过信号处理模块 61 处理的超声回波信号送入图像处理模块 63。图像处理模块 63 根据用户所需成像式的不同，对信号进行不同的处理，获得不同模式的图像数据，然后经对数压缩、动态范围调整、数字扫描变换等处理形成不同模式的超声图像，如 B 图像、C 图像、D 图像等。

图像处理模块 63 生成的超声图像送入显示器 65 进行显示。

可选地，经过信号处理模块 63 处理的超声回波信号还可送入音频处理模块 67。音频处理模块 67 信号进行处理，获得音频数据，然后经编码、解码等处理形成超声音频。音频处理模块 67 生成的超声音频送入音频播放器 69 进行播放。

此外，系统还包括人机接口，例如键盘、鼠标、滚轮、触摸显示屏的触控模块等等设备，通过人机接口可以获得用户输入的指令，用户对显示器 65 输出的展示结果进行操作而产生指令，实现用户与展示结果之间的交互。

探头 1 通常包括多个阵元的阵列。在每次发射超声波束时，探头 1 的所有阵元或者所有阵元中的一部分参与超声波束的发射。此时这些参与超声波束发射的阵元中的每个阵元或者每部分阵元分别收到发射脉冲的激励并分别发射超声波，这些阵元分别发射的超声波在传播过程中发生叠加，形成被发射到流体的合成超声波束，该合成超声波束的方向即为本文提到的发射方向（与超声波束的传播方向可等同理解）。参与超声波发射的阵元可以同时被发射脉冲激励，或者参与超声波束发射的阵元被发射脉冲激励时间之间有一定的延时。通过控制参与超声波束发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时，可改变上述合成超声波束的传播方向。本文中提到的叠加，可以为两者的普通相加，还可以为按照一定的权重相加。

通过控制参与超声波束的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时，可以使各个阵元发射的超声波束在预定位置叠加，使得在该预定位置处超声波的强度最大，也就是使各个阵元发射的超声波“聚焦”到该预定位置处，该聚

焦的预定位置称为“焦点”，这样，获得的合成的超声波束时聚焦到该焦点处的波束，可称之为聚焦超声波束。聚焦超声波束包括强聚焦超声波束和弱聚焦超声波束，当焦点为某个特定位置时，则称之为强聚焦超声波束；当焦点指向某个区域范围而非某个特定位置，或者焦点深度与发射孔径长度比值大于某一特定值，或者在扫描范围存在多个焦点时，则称之为弱聚焦超声波束。

通过控制参与超声波束的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时，也可以使参与超声波的发射的各个阵元发射的超声波束在传播过程中不会聚焦，也不会完全发散，从而形成整体上大体上为平面的平面波。这种无焦点的波束本文称之为平面超声波束。当使参与超声波的发射的各个阵元发射的超声波束在传播过程中发生发散，从而形成整体上大体上为发散状的波束。则这种发散形式的超声波，本文称之为发散超声波束。

除上述强聚焦超声波束之外，以上发散超声波束、弱聚焦超声波束、平面超声波束、虚源超声波束等多种类型的超声波束，可统称为非强聚焦超声波束。

除上述聚焦超声波束之外，以上发散超声波束、平面超声波束、虚源超声波束等多种类型的超声波束，可统称为非聚焦超声波束。

图 2 是有关超声流体频谱多普勒成像方法的一种实施方式的流程图，图 3 是该实施例的显示结果示意图。参考图 2 和图 3，本实施例中，显示器 65 包括有第一显示区域 600 和第二显示区域 700。第一显示区域 600 用于显示超声图像，而第二显示区域 700 用于显示多普勒频谱图。第一显示区域 600 和第二显示区域 700 的设置方式可以是上下对比显示，或者左右对比显示。

在步骤 S110 中，发射电路激励探头向检测对象发射超声波束。在步骤 S120 中，接收电路和波束合成模块接收上述步骤 S110 中发射的超声波束的回波，获得超声回波信号。

向检测对象发射的超声波束可以为多组，在发射的过程中可以按照时间先后顺序激励探头发射多组超声波束，接收多组超声波束从检测对象上返回的回波，获得多组超声回波信号，以形成具有一定时间序列的超声图像序列，从而获得动态图像显示的源数据，该源数据用以生成动态的超声流体流动状态显像图，便于在显示器的第一显示区域 600 显示。

发射电路激励探头向检测对象发射一组超声波束，接收电路和波束合成模块接收一组超声波束的回波，可以获得一组超声回波信号。每组超声波束的发

射过程中包括至少一次向检测对象发射超声波束的步骤。每组超声波束的发射过程可以沿一个发射方向发射从而获得单个发射角度的超声波束，也可以沿多个不同的发射方向发射从而获得多个不同发射角度的超声波束。在其中一个实施例中，向检测对象发射的每组超声波束中可以包括多个不同发射角度的超声波束，接收电路和波束合成模块接收多个不同发射角度的超声波束的回波，获得一组超声回波信号中包含的多次超声回波信号；根据此多次超声回波信号，对于同一空间位置处反射获得的超声回波信号进行空间复合后，送入至信号处理模块中。基于多个不同发射角度的超声波束的回波，用于合成一副超声图像，从而能够在保证成像帧率的基础上，使获得的回波信号信噪比更高，可用以获得质量较好的超声图像数据。此外，还可以基于多个不同发射角度的超声波束的回波，计算诸如血流等流体的速度矢量信息，用以提高速度矢量信息的计算速度，获得更加实时的流体速度监测结果。

探头的每个阵元都可以使用基序列的编码序列作为驱动脉冲驱动(pulse)，序列中的每个脉冲通常被称为一片(CHIP)。基序列是采用 N 位的发射码进行相位编码的，以便产生 N 片的编码序列，这些序列被存储在发射序列存储器（未标出）中。从发射序列存储器中读出的每个编码序列在相应的发射激发期间控制发射电路的激活。例如，在本发明的其中一个实施例中，发射电路激励探头向检测对象发射的每组超声波束中可以包括多次向检测对象的发射，而每一次发射对应获得一次超声回波信号，用以通过空间复合来获得更好显示效果的超声图像。然而这多次向检测对象发射的超声波束可以是具有相同的发射角度，也可以具有不同的发射角度。当向检测对象发射的每组超声波束中可以包括多个不同发射角度的超声波束、或包括分别沿多个不同发射角度的多次超声波束时，按照发射角度的不同交替向检测对象发射超声波束、或者按照发射角度的不同交替向检测对象发射多次非聚焦超声波束。图 10 所示，探头分多个角度向检测对象发射平面超声波束，图中采用不同的线型来区分不同的发射角度。当然，在进行超声回波信号的空间复合时，图 10 中斜线区域的位置超声回波信号将会叠加。

在步骤 S110 中的超声波束可以采用一种或两种以上的非强聚焦超声波，非

强聚焦超声波可以从平面超声波束、发散超声波束和弱聚焦超声波束等中选择。例如，在其中一个实施例中，向检测对象发射非强聚焦超声波束（此处包括一种或两种以上的非强聚焦超声波），接收非强聚焦超声波束的回波，获得非强聚焦超声回波信号，用以生成检测对象中感兴趣区域的超声流体流动状态显像图和/或采样位置对应的多普勒频谱图。

此外，在步骤 S110 中的超声波束可以采用非强聚焦超声波和聚焦超声波束的组合。例如，在其中一个实施例中，向检测对象发射非强聚焦超声波束（此处包括一种或两种以上的非强聚焦超声波），接收非强聚焦超声波束的回波，获得非强聚焦超声回波信号，用以根据非强聚焦超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图。而向检测对象发射聚焦超声波束，接收聚焦超声波束的回波，获得聚焦超声回波信号，用以根据聚焦超声回波信号，获得背景超声图像，此背景超声图像可以为 B 模式、C 模式等各种模式的二维或三维图像。还可以根据聚焦超声回波信号，获得检测对象中感兴趣区域的流体流动信息，在背景超声图像上叠加显示流体流动信息，从而形成超声流体流动状态显像图。本文的流体流动信息包括用于映射流体流动状态的流体信号的变化趋势、流体速度的大小和方向等信息，例如流体速度的大小和方向可以用流体速度矢量信息来表征，流体信号的变化趋势可以用信号显示方差的变化趋势，信号包络的时变振幅趋势，或信号能量等等来表征，下文同。利用聚焦波成像可以使背景超声图像上组织区域的成像更加清晰、图像质量更好。

当然，在其中一个实施例中，向检测对象发射非强聚焦超声波束（此处包括一种或两种以上的非强聚焦超声波），接收非强聚焦超声波束的回波，获得预定时间段内非强聚焦超声回波信号，用以根据预定时间段内的非强聚焦超声回波信号，分别获得每个采样位置在相同的预定时间段内对应的多普勒频谱图，从而实现可同步显示多个采样位置对应的多普勒频谱图。再进一步地，为了提高流体流动状态的显示效果和显示速度，向检测对象发射聚焦超声波束，接收聚焦超声波束的回波，获得聚焦超声回波信号，用以根据聚焦超声回波信号，获得背景超声图像，本文中的背景超声图像可以为 B 模式、C 模式等各种模式的二维或三维图像，以下同。还可以根据之前发射的非强聚焦超声的回波信号，获得检测对象中感兴趣区域的流体流动信息，在背景超声图像上叠加显示流体流动信息，从而形成超声流体流动状态显像图。

当然，当采用两种以上类型的超声波束组合发射时，可以按照超声波束的类型交替执行向检测对象发射多种类型的超声波束的发射步骤。每种类型的超声波束可连续发射至少一次。在其中一个实施例中，每种类型的超声波束的发射过程中，每种类型的超声波束可以沿单个发射角度向检测对象发射超声波束，或者还可以沿多个不同的发射角度向检测对象发射超声波束，本文中的多个是指大于或等于两个。

对于发散超声波束可以看做是虚焦点在探头后面的一种非聚焦波，因此通过调整控制参与超声波的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时可以调整虚焦点的位置，从而改变非聚焦波束的发射方向。在其中一个实施例中，发射电路激励探头向检测对象发射的每组超声波束中还可以包括多个不同位置的虚焦点下的非聚焦超声波束。按照虚焦点位置的不同，交替向检测对象发射发散超声波束、或按照虚焦点位置的不同交替向检测对象发射多次发散超声波束。

无论是平面超声波束、聚焦超声波束还是发散超声波束，均可以通过调整控制参与超声波的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时，来调整合成波束的方向与阵元排列平面的法线方向之间所形成的合成波束的“偏转角度”或者虚焦点位置，从而改变超声波束的发射角度，获得超声波束不同的发射方向，这里的合成波束可以为上文提到的平面超声波束、聚焦超声波束、虚源超声波束或发散超声波束等等。

在图 1 所示的系统中，探头通过供给的脉冲序列被激发 N 次，从而向检测对象发射 N 次非强聚焦超声波束。发射电路驱动探头使得所产生的超声能量被引导或操纵在一行超声光束中覆盖整个扫描面，相比传统的灰阶血流成像系统中采用聚焦超波的方式，在帧率上更快、图像数据的获取速度更好，并且通过适当地调整发射焦点的时间延迟，使非强聚焦超声波束可以被发射到所希望的偏转角度或虚焦点位置上，从而提高多普勒频谱图的计算速度，并还可以同时获得多个采样位置对应的多普勒频谱图，并使得获得的多个多普勒频谱图能同步对比显示。

基于图 1 提供的结构示意图，本发明采用非强聚焦超声波束发射方案，一次发射可以得到多条扫描线或者得到一整幅图像。这样显示帧率可以提高

10-100 倍。对收集的信号进行壁滤波可以得到血流信号，将更加有利于血流信号采集，这样可以极大的提高超声图像的时间分辨率，解决传统灰阶血流成像在显示高速血流时的失真问题。例如平面超声波束发射时每幅图像是连续得到的，滤波时不用考虑暂态，而且可以采用很多幅图做壁滤波从而提高信噪比，并且这样帧率还不会有损失。

在步骤 S120 中，接收电路和波束合成模块接收上述步骤 S110 中发射的多组超声波束的回波，获得多组超声回波信号。每个超声能量短脉冲串（即超声波束）产生的超声回波信号都从沿着每个发射波束位于一连串射程的对象反射。超声回波信号分别由探头检测，并且，超声回波信号在时间上某点处的幅度的采样表示在特定射程处发生的反射量。由于在反射点和探头中每个阵元之间的传播通路的差异，超声回波信号不是被同时检测到，并且它们的振幅不相等。接收电路接收探头转换生成的电信号，获得相应的超声回波信号，并将这些超声回波信号送入波束合成模块。波束合成模块对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理。波束合成模块跟踪发射的超声波束的方向，并对沿着每个超声波束的一连串射程处的超声回波信号进行抽样。波束合成模块向每个超声回波信号赋予适当的时间延迟和接收变迹加权，并对这些信号求和从而得到合成的超声回波信号，该合成的超声回波信号准确地表示从沿着一次非聚焦超声波束的某个射程内的多个接收通道的对应信号之和。波束合成可以通过设置接收波束求和器来实现。对于同一周期内不同发射角度的超声波束的发射，其回波信号由接收电路获取。而接收电路中对每个阵元的接收通道包括一个模一数转换器(未显示)。接收波束形成器存储器把适当的接收焦点时间延迟赋予每个接收的回波信号，并对这些回波信号求和而得到合成的回波信号，该合成信号准确地表示了从各个扫描位置反射的总超声能量。对于每个扫描位置，经过时间延迟的接收信号在接收波束求和器相加。

在其中一个实施例中，当发射电路激励探头向检测对象发射的每组超声波束中包括多个不同发射角度的超声波束，则对应接收多个不同发射角度的超声波束的回波，获得多次超声回波信号，根据此多次超声回波信号，对于同一空间位置处反射获得的超声回波信号进行空间复合可在波束合成之后。对应发射

的超声波束为平面超声波束，则接收的回波信号即可称之为“平面超声回波信号”，诸如此类，接收的回波信号可在“超声回波信号”之前对应加之超声波束的类型名称，例如“平面”、“非强聚焦”、“发射”等等。

在步骤 S130 中，图像处理模块根据超声回波信号，获得检测对象中感兴趣区域的超声流体流动状态显像图。在超声流体流动状态显像图中，可获得在流体流动区域呈现动态的云朵状团簇体翻滚的视觉效果，和/或在流体流动区域展现流体的流动轨迹。

信号处理模块对上述超声回波信号进行信号检测、增强处理后获得包含流体信息的流体显示数据。图像处理模块对经过相关信号处理（包括边缘增强和对数压缩等）后的上述流体显示数据或者经过壁滤波后的流体显示数据进行数据转换，用以获得在显示器中进行显示的超声图像序列，播放超声图像序列从而获得动态图像。超声流体流动状态显像图为展现流体流动区域内的视觉动态效果，需要获得一段时间内的超声图像序列。

超声流体流动状态显像图的形成过程可以采用以下方式：

根据超声回波信号，获得预定时间段内的背景超声图像，也可以称之为超声图像序列；

根据超声回波信号，获取预定时间段内检测对象中感兴趣区域的流体流动信息，本文的流体流动信息包括用于映射流体流动状态的流体信号的变化趋势、流体速度的大小和方向等信息，例如流体速度的大小和方向可以用流体速度矢量信息来表征，流体信号的变化趋势可以用信号显示方差的变化趋势，信号包络的时变振幅趋势，或信号能量等等来表征，下文同；

基于时间顺序在背景超声图像上叠加显示流体流动信息，形成超声流体流动状态显像图。用于获得背景超声图像和流体流动信息的超声回波信号可以来源于同一种类型的超声波束，也可以来源于不同的超声波束，具体可参见前文关于步骤 S110 和步骤 S120 的相关说明。在其中一个实施例中，根据聚焦超声回波信号，获得背景超声图像；根据非强聚焦超声回波信号，获取检测对象中感兴趣区域的流体流动信息。

此外，在背景超声图像上叠加显示流体流动信息的方式至少可以包含以下两种之一：

- 1、通过在背景超声图像上显示流体速度矢量标识来映射流体速度矢量信

息，利用流体速度矢量标识的变化来展现流体速度矢量信息的变化，从而获得超声流体流动状态显像图，实现在感兴趣区域中的流体流动区域展现流体的流动轨迹，例如图 5a 和图 5b。

流体速度矢量标识的属性与流体速度矢量信息相关。通过配置流体速度矢量标识的颜色、透明度、对比度、形状中的其中一种或者两种以上的属性参数组合，来与背景图像进行区分显示。例如，标识的颜色可以是红、黄、兰等，标识的形状可以是各种形状的箭头、圆点、三角形点、方框等等。而对于采用箭头作为流体速度矢量信息的标识形状的话，线型也属于可选择的标识形状的一种属性。此外，在本发明的一个实施例中，上述标识的透明度可调、或者标识的透明度渐变呈现。例如，可以在背景图像上提供透明度可在 50-100%之间变化的标识。在本发明的一个实施例中，通过流体速度矢量标识的形状大小、颜色、透明度、对比度中的其中一种或者两种以上的属性参数来表征流体速度矢量信息中有关速度值的大小，通过流体速度矢量标识的指向来表征流体速度矢量信息的方向信息。例如，通过箭头来标识流体速度矢量信息，箭头的指向表征方向信息，箭头的长短表征流体速度值的大小。

流体速度矢量标识在背景超声图像中的位置可以对应于计算流体速度矢量信息的目标点的位置。具体地，可以首先识别目标点在背景超声图像中的位置，然后在该位置处标记流体速度矢量标识，用以表征该目标点对应的流体速度矢量信息（流体速度矢量信息包括速度大小和速度方向）。例如，以血流超声检测为例，在其中一个实施例中，超声流体流动状态显像图可以为超声血流抛射图像，在超声血流抛射图像中通过显示流体速度矢量标识来映射血流速度矢量信息。具体地，根据超声回波信号，计算一个或多个目标点对应的血流速度矢量信息，在背景图像上与前述一个或多个目标点对应的位置处显示流体速度矢量标识，用以表征血流速度矢量信息，当连续播放超声血流抛射图像时，则可以观察到流体速度矢量标识在相应的目标点显示位置上进行变化，用以展现流体运动轨迹。本实施例中的多个目标点可以是用户输入的指定位置点，也可以是系统自动抛撒在超声图像中流体区域内的多个目标点。本文的血流速度矢量信息至少包含目标点的血流速度矢量（即血流的速度大小和速度方向），血流速度矢量信息还可以包含目标点在超声图像中的相应位置信息。当然，血流速度矢量信息还可以包括可以根据血流的速度大小和速度方向获得的任何关于

目标点有关速度的其他信息，比如加速度信息等等，下文同。在一个实施例中，可以通过箭头来标识血流速度矢量，箭头的指向表征血流的速度方向，箭头的长短表征血流的速度大小。当连续播放超声血流抛射图像时，则可以观察到流体速度矢量标识在对应的目标点显示位置上，箭头的长短和方向随时间改变，用以展现流体运动轨迹，此种显示方式称之为超声血流抛射图像的第一种显示模式。

当然，流体速度矢量标识在背景超声图像中的位置可以与计算流体速度矢量信息的目标点的位置相关。具体地，在背景图像上标记目标点连续移动到相应位置处时对应获得的血流速度矢量，形成随时间呈流动状的流体速度矢量标识，用以描绘流体的流动轨迹。例如，以血流超声检测为例，根据上述超声回波信号，计算目标点连续移动到超声图像中相应位置处而依次获得的血流速度矢量，从而获取目标点的血流速度矢量信息。在本实施例中，通过重复计算目标点在一时间间隔内从一位置移动到超声图像的另一位置处的血流速度矢量，用以获得目标点从初始位置开始连续移动后在超声图像中各个相应位置处对应的血流速度矢量。也就是说，在本实施例的超声图像中用以确定血流速度矢量的计算位置可以通过计算获得，而初始位置可以是用户输入的指定位置点，也可以是系统自动抛撒在超声图像中的多个目标点。

本实施例的显示方式中，计算出目标点在一时间间隔的移动位移、并依据该位移确定超声图像中目标点的相应位置，从初始选择的目标点开始按照该时间间隔移动，这一时间间隔可以由系统发射频率决定，还可以是由显示帧率决定，或者还可以是用户输入的时间间隔，通过按照用户输入的时间间隔计算目标点移动后达到的位置，然后在获得该位置处的血流速度矢量信息用以对比显示。初始时，可以依据前文中图 5a、图 5b 和图 6 中的方式在图中标注上 N 个初始目标点，每个初始目标点上都有箭头来表示这个点流速的大小和方向，如图 5a 所示。然后，通过计算获得目标点连续移动到相应位置处时对应获得的血流速度矢量信息，在相应位置处对应标记流体速度矢量标识，对应表征计算获得的血流速度矢量信息，那么随时间的变化，在新生成的图像中，原来每个点的箭头都会发生位置改变，这样可以用箭头的移动，即可形成类似的血流流动过程，以使用户能观察到近似真实的血流流动显像效果，本文中将这种显示方式称为超声血流抛射图像的第二种显示模式，下文同。同样，附图中虽然只给出

了二维显示效果示意图，其当然也可以应用于三维图像显示中，即将各个时刻的超声图像取为前文提到的扫描体获得三维图像数据库，而目标点的显示位置取为三维图像数据库中的空间三维立体坐标位置，在此不再累述。

在上述计算的过程中，需要根据超声回波信号来计算流体速度矢量信息，以下以血流超声检测为例，提供几种方式供参考用于获得流体速度矢量信息，但本发明并不限于只采用这几种方式。

第一，沿一个超声波传播方向向检测对象发射超声波束，接收所述超声波束的回波，获得一组超声回波信号，根据此一组超声回波信号，获得至少两帧图像数据，在第一帧图像数据中选择跟踪区域，在第二帧图像数据中搜索与该跟踪区域对应的跟踪结果区域，根据所述跟踪区域和所述跟踪结果区域的位置以及第一帧图像数据与第二帧图像数据之间的时间间隔，获得所述目标点的血流速度矢量信息。

第二，沿两个以上（包含两个）的超声波传播方向向检测对象发射超声波束，接收超声波束的回波，获得包含多次超声回波信号的一组超声回波信号。多次超声回波信号包含来源于不同超声波传播方向上发射的超声波束的回波，根据一组超声回波信号，计算不同超声传播方向上的血流速度信息，血流速度方向为超声波束的传播方向，从而可以获得不同超声传播方向上对应的血流速度矢量信息，然后利用速度矢量的空间合成，获得具有一个方向的合成血流速度矢量，将合成血流速度矢量作为目标点最终计算获得的血流速度矢量信息，采用此种方式可以是计算获得的血流速度更加接近真实情况。计算单个超声传播方向的血流速度信息的方式可以采用多普勒速度测算方法。

第三，根据超声回波信号，利用多普勒速度测算方法计算目标点对应的血流速度信息，速度方向为超声波束的传播方向，从而获得目标点对应的血流速度矢量信息。

2、在背景超声图像上通过图像灰度和/或图像色彩信息来映射采集到的流体信号的变化趋势，从而获得超声流体流动状态显像图，以呈现动态移动的云朵状的团簇的翻滚效果，可视化展现流体流动状态，例如图3。

经过相关信号处理之后的正交解调信号均包括 I 和 Q 两路，此 I 和 Q 两路

可以分别进行壁滤波处理。对于滤波前和滤波后的 I 和 Q 两路解调数据在图 1 所示的超声成像系统中，可以采用以下方式来获得相应的图像数据。

利用图像处理模块对上述流体显示数据中的 I 和 Q 两路解调数据计算显示方差，根据显示方差获得区分非流体（例如组织区域）和流体图像区域，以图像灰度和/或图像彩色信息映射显示方差的变化趋势，获得叠加有图像灰度和/或图像彩色信息的 B 模式超声图像序列，或者获得分区域叠加有图像灰度和/或图像彩色信息的 B 模式超声图像序列。方差大的表示流体，方差小的表示静止不动的非流体。

而方差的计算公式可以如下所示：

显示方差 Var 表示为如下公式（1）：

$$Var = \frac{(I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i)^2 + (Q_{i+1}I_i - I_{i+1}Q_i)^2}{I_i^2 + Q_i^2} \quad \text{公式（1）}$$

其中， i 为自然数， $i=1, \dots, N$ ，表示采样时刻。 I_i 表示第 i 时刻的 I 路解调数据， Q_i 表示第 i 时刻的 Q 路解调数据。

当然显示方差 Var 还可以表示为下述公式（2）。

$$Var = \frac{(\sum_{l=0}^N I_{l+k}I_l + Q_{l+k}Q_l)^2 + (\sum_{l=0}^N Q_{l+k}I_l - I_{l+k}Q_l)^2}{R(0)} \quad \text{公式（2）}$$

其中， k 为整数， $k=0, 1, 2, 3, \dots$ 。 $R(0)$ 表示采用 Leg-zero 方法获得的流体信号能量，具体可以表示为下述公式（3）。

$$R(0) = \sum_{l=0}^N \frac{I_l^2 + Q_l^2 + I_{l+k}^2 + Q_{l+k}^2}{2(N+1)} \quad \text{公式（3）}$$

依据上述公式（1）和公式（2）计算出的相应显示位置处的显示方差，按照显示方差的大小变化趋势映射不同的图像灰度和/或图像彩色信息，然而在图像处理模块获得的 B 模式超声图像中叠加图像灰度和/或图像彩色信息，从而实现显示效果。例如，对整个像素图像中各个显示位置的显示方差做整体的图像灰度信息的映射，那么 B 模式超声图像中叠加图像灰度后获得的 B 模式超声图像序列在连续播放后显示的动态图像视觉效果时，全幅图呈现灰度效果，并在

流体流动区域呈现动态的块状或云朵状团簇体翻滚的视觉效果。还比如，对整个像素图像中各个显示位置的显示方差做整体的图像彩色信息的映射，那么 B 模式超声图像中叠加图像彩色信息后，获得的 B 模式超声图像序列在连续播放后显示的动态图像视觉效果时，全幅图呈现彩色对比效果，并在流体流动区域呈现动态的彩色云朵状团簇体翻滚的视觉效果。还可以是，按照显示方差阈值区分非流体和流体的图像位置，然后按照显示方差的大小变化趋势映射图像彩色信息，在流体的图像位置区域内叠加图像彩色信息。通过改变色相、明度和饱和度中之一可以获得不同的图像色彩。按照显示方差的大小变化趋势映射不同显示位置处的图像色彩，可以获得相应的图像彩色信息。

针对壁滤波处理之后的包含流体信息的流体显示数据，还可以采用以下方式之一来进行数据转换或的 B 模式超声图像序列。

第一，对上述壁滤波后的流体显示数据中的 I 和 Q 两路解调数据计算显示方差，以图像灰度和/或图像彩色信息映射显示方差的变化趋势，获得上述 B 模式超声图像序列。显示方差的计算方法参见上述公式（1）至公式（3）。

第二，对上述壁滤波后的流体显示数据中的 I 和 Q 两路解调数据进行极坐标系和直角坐标系的转换，并以图像灰度和/或图像彩色信息来映射信号包络的时变振幅趋势，获得上述 B 模式超声图像序列。例如，直接显示血流图像 $\text{Flow_image}(x,z)$ ，B 模式超声图像序列的转换方式参见下述公式（4）：

$$\text{Flow_image}(x,z) = \sqrt{I^2(x,z) + Q^2(x,z)} \quad \text{公式（4）}$$

直接得到图像上每个点的值，方法一类似常规的 B 图成像方法。

第三，根据上述壁滤波后的流体显示数据中的 I 和 Q 两路解调数据，计算表征流体的信号能量，以图像灰度和/或图像彩色信息来映射信号能量的大小，获得上述 B 模式超声图像序列。例如，采用 Leg-zero 方法，显示血流信号能量，计算方式可参见上述公式（3）。

当图像数据只有一路数据时，可以先对图像的 RF 数据沿深度（Depth）做 Hilbert 变换，得到 I 和 Q 两路数据，然后再做壁滤波处理，从用上述三种方法之一得到 B 模式超声图像序列。

上述图像处理模块还用于根据上述壁滤波后的流体显示数据，计算表征流体的信号能量，基于能量阈值划分上述超声图像数据中流体位置区域和非流体位置区域，将上述流体位置区域上叠加上述壁滤波后的流体显示数据，进行数据转换后获得上述 B 模式超声图像序列。这样可以使获得的图像数据能够获得更加清晰、和准确的流体图像信息。

依据上述公式 (3) 计算出的相应显示位置处的信号能量，按照信号能量的大小变化趋势映射不同的图像灰度和/或图像彩色信息，然而在图像处理模块获得的 B 模式超声图像中叠加图像灰度和/或图像彩色信息，从而实现显示效果。例如，对整个像素图像中各个显示位置的信号能量做整体的图像灰度信息的映射，那么 B 模式超声图像中叠加图像灰度后获得的 B 模式超声图像序列在连续播放后显示的动态图像视觉效果时，全幅图呈现灰度效果，并在流体流动区域呈现动态的云朵状团簇体翻滚的视觉效果。还比如，对整个像素图像中各个显示位置的信号能量做整体的图像彩色信息的映射，那么 B 模式超声图像中叠加图像彩色信息后，获得的 B 模式超声图像序列在连续播放后显示的动态图像视觉效果时，全幅图呈现彩色对比效果，并在流体流动区域呈现动态的彩色云朵状团簇体翻滚的视觉效果。还可以是，按照信号能量阈值区分非流体和流体的图像位置，然后按照信号能量的大小变化趋势映射图像彩色信息，在流体的图像位置区域内叠加图像彩色信息。通过改变色相、明度、和饱和度中之一可以获得不同的图像色彩。按照信号能量的大小变化趋势映射不同显示位置处的图像色彩，可以获得相应的图像彩色信息。

3、可以将上述第 1 点和第 2 点的显示方式进行叠加，也就是说，在超声图像中，既显示流体速度矢量标识来映射流体速度矢量信息，也通过图像灰度和/或图像彩色信息来映射采集到的流体信号的变化趋势，从而获得超声流体流动状态显像图，用以同时在流体流动区域内呈现动态的云朵状团簇体翻滚的视觉效果，和展现流体的流动轨迹。

在步骤 S140 中，图像处理模块识别感兴趣区域中的采样位置，采样位置的个数大于或等于两个。在步骤 S150 中，图像处理模块根据超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图。这里的超声回波信号可以是非强聚焦超声回波信号中的任何一种。

采样位置可以包括一个像素点，或者包含多个像素点的区域（本文中多个表示大于或等于两个）。若采样位置为一个像素点，则多普勒频谱图对应该像素点的位置；若采样位置为包含多个像素点的区域，则根据区域中心点位置的多普勒频谱、或区域像素点的多普勒频谱均值、或区域像素点的多普勒频谱方差值等，获得该采样位置的多普勒频谱图。

在一个实施例中，图像处理模块首先根据超声回波信号，计算获得采样位置对应的多普勒频谱，然后基于多普勒频谱，生成横轴为时间、纵轴为多普勒频谱信息的多普勒频谱图。计算采样位置对应的多普勒速度信息的过程采用多普勒速度测算法，例如，以血流多普勒速度测算为例，将壁滤波后的信号选取一段信号，做傅里叶变换，得到血流频谱，这个频谱代表了这段信号的时刻内，血流随频率的变化，而这个频率是多普勒频率代表了血流的速度大小。因此可以看作在这个时刻，血流中不同速度的红细胞的数量分布图。然后接着选取下一段信号，再次生成这个时刻的血流不同速度的红细胞的数量分布图，然后将每个时刻的分布图按照灰阶形式纵向显示，依次按照时间排列就形成了血流多普勒频谱。

在本发明的实施例中除了可以采用聚焦波来扫描计算多普勒频谱信息，还可以采用平面超声波束、发散超声波束或者弱聚焦超声波束等非强聚焦超声波束的发射方案，采用这种发射方式，一次发射可以得到扫描整个区域的回波，将回波做波束合成后，超声图像上的任意位置对应的同一时刻的多普勒频谱都可以通过上述频谱计算方法计算得到。这里得到的任意一个采样位置或者多个采样位置上的频谱都可以是同一时刻的。

在本发明的其中一个实施例中，以血流多普勒速度测算为例，根据预定时间段内的非强聚焦超声回波信号，分别计算每个采样位置在同一时刻对应的多普勒频谱信息，分别按照时间排列生成每个采样位置对应的血流多普勒频谱，从而可以实现在显示器上同步显示两个以上采样位置的血流多普勒频谱图。

在步骤 S160 中，图像处理模块生成显示位置显示标记，其中一个位置显示标记对应标记一个采样位置。利用显示器在超声流体流动状态显像图中显示位置显示标记。

如图 3 所示，在本发明的其中一个实施例中，还提供了一种新的位置显示标记（例如图 3 中的 621、622），该位置显示标记包括：封闭式的边界框。边

界框在超声图像中的位置和面积大小可根据用户需要调节。例如，在其中一个实施例中，根据来自用户输入的边界框调整指令，确定边界框的位置和/或面积大小，边界框调整指令源自用户利用人机接口对边界框在感兴趣区域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。

对边界框在感兴趣区域中的位置进行调整的操作的方式可以采用以下方式之一，但不限于以下方式：

- 1、获取用户利用人机接口拖动边界框的指令，依据该指令，识别光标的当前位置，将边界框的显示位置变更为光标的当前位置，从而获得边界框跟随光标移动的效果。

- 2、获取用户选中边界框的指令，根据该指令识别被用户选中的边界框，识别一段时间后光标的最终移动位置，将被用户选中的边界框的显示位置变更为光标的最终移动位置，从而获得边界框的位置跳变。

对边界框在感兴趣区域中的面积进行调整的操作方式可以采用以下方式之一，但不限于以下方式：

- 1、离散边界框的边缘线获得多个离散点，识别用户对这多个离散点中的一个或多个离散点的移动操作，根据移动操作变更离散点的显示位置，变更显示位置后的离散点构成调整边界框后的新边缘线，依据新边缘线所包围的区域范围，确定边界框的面积大小。

- 2、识别用户对边界框的棱角、或边界框的中心线、或放大操作等手势控制指令，变更边界框的边缘线所包围的区域范围，确定边界框的面积大小。

本文中的边界框可以由边缘线形成的封闭式方框、圆框、椭圆框、多边形框等框线结构，图3中仅给出了圆框结构的位置显示标识621和622，但本发明不限于此。本文中的边界框不限定框线结构的具体形状，对于封闭式的、可包含一个像素或一定区域范围的框线结构均可，本文中的封闭式包含稍微有开口的近似封闭结构。

位置显示标记可用于指示显示的多普勒频谱图对应于超声图像中的哪个采样位置。在实现用户与超声图像的交互过程中可通过对边界框的调整，来获得用户对采样位置的调整命令。例如，在其中一个实施例中，根据来自用户输入的边界框调整指令，重新确定上述采样位置，用以计算该采样位置对应的多普勒频谱图。这里的边界框调整指令源自用户利用人机接口对边界框在感兴趣区

域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。基于用户输入的调整指令，根据重新确定的上述采样位置，来定位需要计算多普勒频谱图所对应的位置。例如，当边界框在感兴趣区域中的位置发射变更后，则依据更新后的位置获得相应的多普勒频谱图进行显示。当边界框在感兴趣区域中的面积发生变更后，则可以依据该边界框面积内包含的任意一个位置对应的多普勒频谱，生成所需要的采样位置对应的多普勒频谱图，或者还可以依据该边界框面积内包含的多个位置对应的多普勒频谱的平均值、方差值、均方差等，来生成所需要的采样位置对应的多普勒频谱图。因此，当采样位置对应的边界框面积大小发生改变时，对应的多普勒频谱图可以更新，也可以不更新。

除了采用调节位置显示标记的边界框来实现采样位置的更新，还可以获取用户直接在感兴趣区域中输入的采样位置，根据用户的直接输入来确定采样位置，并计算多普勒频谱图。

位置显示标记还可以包括与边界框关联的角度矫正线（如图 3 中的标号 623 指代的线段），该角度矫正线包括穿过或连接边界框的直线、线段和射线中的其中之一。在其中一个实施例中，根据来自用户输入的角度矫正指令，矫正超声波束传播方向与流体流动方向的夹角，这里的角度矫正指令源自用户利用人机接口对角度矫正线进行调整的操作。例如图 3 所示，角度矫正线 623 的初始位置保持与血管壁平行，或者指向该位置处血流速度的方向，通过调节角度矫正线可以自由改变超声波束传播方向与流体流动方向的夹角，使得从图像显示上令用户更加直观、更加清晰，并易于判断矫正调整的方向或方式。角度矫正线与边界框关联是指边界框与角度矫正线联动一体的设置方式，具体形式可以包括角度矫正线贯穿所述边界框，角度矫正线平行于所述边界框的中心轴线，和角度矫正线连接所述边界框等等。

上述识别所述感兴趣区域中的采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述采样位置对应的多普勒频谱图的过程中包括：

根据确定的所述边界框的位置和/或面积大小，获取上述采样位置；

提取所述采样位置的中心点对应的中心频谱数据、或者计算所述采样位置内多点频谱数据的平均值；

根据所述中心频谱数据或者所述多点频谱数据的平均值，形成上述采样位置对应的多普勒频谱图。

在步骤 S170 中，在显示器上显示所获得的多普勒频谱图。在本实施例中，可以显示所获得的任何一个采样位置对应的多普勒频谱图，或者同时显示两个以上采样位置对应的多普勒频谱图。显示所获得的多普勒频谱图的步骤中，基于相同的时间轴显示两个以上的多普勒频谱图。

参见图 3 所示，在显示器的第一显示区域 600 显示超声流体流动状态显像图，此超声流体流动状态显像图是：通过在背景超声图像 610 上利用图像灰度和/或图像色彩信息来映射采集到的流体信号的变化趋势所获得超声流体流动状态显像图，可以呈现动态移动的云朵状的团簇的翻滚效果，可视化展现流体流动状态。图中标记显示有两个位置显示标记 621 和 622，分别采用圆框形结构，并且设置有贯穿圆框形结构的角度矫正线 623。两个位置显示标记 621 和 622 分别对应两个采集位置。在第二显示区域 700 内分别显示两个采集位置对应的多普勒频谱图 721 和多普勒频谱图 722。多普勒频谱图 721 和多普勒频谱图 722 基于同一时间轴对比显示。

参见图 5a 所示，在显示器的第一显示区域 600 显示超声流体流动状态显像图，此超声流体流动状态显像图是：通过在背景超声图像 610 上显示流体速度矢量标识(如图 5a 中的箭头标记 601)来映射流体速度矢量信息，利用流体速度矢量标识(如图 5a 中的箭头标记 601)的变化来展现流体速度矢量信息的变化，从而获得的超声流体流动状态显像图，实现在感兴趣区域中的流体流动区域展现流体的流动轨迹。图 5a 中标记显示有两个位置显示标记 601 和 602，分别采用圆框形结构。两个位置显示标记 601 和 602 分别对应两个采集位置。在第二显示区域 700 内分别显示两个采集位置对应的多普勒频谱图 701 和多普勒频谱图 702。多普勒频谱图 701 和多普勒频谱图 702 基于同一时间轴对比显示。

在超声流体流动状态显像图中标记显示位置显示标记，对应关联采样位置，采样位置的个数与位置显示标记的个数相等。参见图 5b，超声流体流动状态显像图包括有背景区域 610 和流体区域 620，背景区域 610 可以通过显示上述背景超声图像来获得，而流体区域 620 用来叠加显示流体流动信息。上述采样位置通常设于流体区域内。在流体区域 620 内，表征采样位置的位置显示标记的数量、位置、大小和形状都是可以调整的。例如，位置显示标记可以是一个点，也可以是一个圆圈，还可以是其他形状等；又例如，位置显示标记还可以放大或缩小，从而改变采样位置的计算范围。本实施例中，在流体区域 620 选择了

两个位置显示标记 621、622，从而确定了两个采样位置。这两个采样位置计算获得的多普勒频谱图 721 和 722 分别显示在显示器的第二显示区域 700 中。当然，在流体区域 620 还可以通过长箭头来描绘某个目标点或目标区域的血流运动轨迹，从而清楚了解流体不同区域的流体运动情况。

图 6 是本发明的实施例中基于四个位置显示标记的超声血流抛射图像示意图。如图 6 所示，在第一显示区域 600 显示超声血流抛射图像，其中的有向线段表示流体的速度向量，采样位置的数量可以是 4 个，并可位于流体区域的不同位置，如分别位于层流区的采样位置（位置显示标记为 631）、位于涡流区的采样位置（位置显示标记为 632）、位于湍流区的采样位置（位置显示标记为 633）以及位于混叠区的采样位置（位置显示标记为 634），混叠区可能因为流速过快而出现。而在显示器上还同步显示了该四个位置显示标记 631、632、633、634 对应的多普勒频谱图 731、732、733、734。可以直观地看到，这四个不同位置的血流流动形态大不一样，其对应的频谱也是大相径庭的。不同采样位置对应的多普勒频谱图给予不同的色彩标识进行标记显示，同一个采样位置对应的位置显示标记和多普勒频谱图的色彩标识采用相同的色彩。关于多普勒频谱图的色彩标识包括但不限于以下几种方式：1、在多普勒频谱图的上直接做色彩区分形成色彩标识，例如将多普勒频谱图（731、732、733、734）的颜色直接渲染为与之对应的位置显示标记（631、632、633、634）的颜色；2、在每个多普勒频谱图对应给一个独立的色彩标识进行区分，例如每个多普勒频谱图的上方或者下方等位置给予用于区分的色彩标记条，图 6 中分别给予多普勒频谱图 731、732、733、734 的色彩标记条为 741、742、743、744，将色彩标记条与相应的位置显示标记（631、632、633、634）的颜色一致设置。

更进一步地，在图 2 所示的基础上，本实施例还可以提供多普勒频谱差异的对比显示，以便给用户提供更多的诊断参考。例如，在步骤 S130 中图像处理模块根据超声回波信号，获得检测对象中感兴趣区域的超声图像，这个超声图像可以是超声流体流动状态显像图，也可以是其他形式的超声图像。在步骤 S140 中，图像处理模块识别感兴趣区域中的第一采样位置，根据超声回波信号，获得第一采样位置对应的第一多普勒频谱图；图像处理模块识别感兴趣区域中的第二采样位置，根据超声回波信号，获得第二采样位置对应的第二多普勒频谱图；然后，图像处理模块评估第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差

异；并可以利用显示器和/或音频播放器输出评估获得的差异。

图像处理模块在评估第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异时，可以提取所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图中相同的属性参数，计算所述相同的属性参数之间的差异，获得所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异。评估相同的属性参数之间的差异的方式可以为提取某一脉冲波频谱参数进行相似性、或者差异性比较计算，例如，相减、相加求占比等等方式。本文提到的相同的属性参数是指相同的脉冲波频谱（PW）参数，脉冲波频谱（PW）参数可以包括但不限于：收缩期的最大流速（Peak Systole Velocity, PSV），舒张末期流速（End Diastole Velocity, EDV），阻力指数（Resistance Index, RI），收缩期峰值流速与舒张末期流速比（S/D），搏动指数（Pulsatility Index, PI），加速时间（Acceleration Time, AT）和每分钟的心脏搏动次数等等。

在其中一个实施例中，如图 7 所示，在图 2 所示的流程基础上还包括以下步骤：

步骤 S181，图像处理模块提取两个多普勒频谱图对应的脉冲波频谱参数，

步骤 S182，图像处理模块评估提取的脉冲波频谱参数之间的差异。评估差异的方式可以为提取某一脉冲波频谱参数进行相似性、或者差异性比较计算，例如，相减、相加求占比等等方式。

步骤 S183，通过显示器或者音频播放器输出评估获得的差异。输出的方式可以是文本、音频提示输出、差异曲线输出等各种方式。

在其中一个实施例中，本实施例还提供了一种半自动抗混叠处理方法，如图 6 所示，在第一显示区域 600 内显示的超声流体流动状态显像图为超声血流抛射图像，超声血流抛射图像中通过显示流体速度矢量标识 644 来映射血流速度矢量信息；则图像处理模块根据来自用户输入的混叠调整指令，自动调整超声血流抛射图像中流体速度矢量标识的属性，混叠调整指令源自用户利用人机接口对多普勒频谱图中的混叠位置进行调整的操作。流体速度矢量标识的属性至少包括流体速度矢量标识的形状、色彩和方向指示中的其中之一。例如，图 6 中，多普勒频谱图 731、732、733、734 分别对应于位置显示标记 631、632、633、634。当多普勒频谱图 733 上发现混叠现象时，手动调节频谱图 733，则位置显示标记 633 内部或者附近的流体速度矢量标识 644 的属性也会相应调整，例如，根据来自用户输入的混叠调整指令，调节流体速度矢量标识 644 对应的速度方

向指示或速度大小指示，比如改变箭头的长短，和/或改变箭头的指向。

图 4 是本发明的超声处理方法另一种实施方式的流程图。在本发明的其中一个实施例中，如图 4 所示，在图 2 所示的方法流程的基础上还包括：播放所获得的多普勒频谱图对应的音频数据的步骤。具体地增加了步骤 S191 和 S192。

步骤 S191 中，音频处理模块 67 基于用户选择的两个或多个采样位置的频谱数据产生与其中每个采样位置对应的音频数据。

步骤 S192 中，音频播放器 69 播放该音频数据。音频播放器 69 可以为多通道播放器，每个通道可同时播放一个采样位置的音频数据。在替换的实施例中，音频播放器 69 采用单通道播放，将所述至少两个采样位置的音频数据混在一起播放，或者将不同采样位置的音频数据相加播放、相减播放、或者按相差的百分比进行播放。

基于图 2 所示的实施例及其变形实施例，本发明的其中一个实施例中还提供了一种新的测量数据展现方式，可在向用户展示多个频谱之间的差异，为用户提供更多的诊断参考数据。参考图 8，该方法包括以下步骤：

步骤 S210，发射电路用于向检测对象发射超声波束，

步骤 S220，接收电路和波束合成模块用于接收超声波束的回波，获得超声回波信号；

步骤 S230，图像处理模块根据超声回波信号，获得检测对象中感兴趣区域的超声图像；

步骤 S240，图像处理模块识别感兴趣区域中的第一采样位置，根据超声回波信号，获得第一采样位置对应的第一多普勒频谱图；

步骤 S250，图像处理模块识别感兴趣区域中的第二采样位置，根据超声回波信号，获得第二采样位置对应的第二多普勒频谱图；

步骤 S260，图像处理模块评估第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异；

步骤 S270，利用显示器和/或音频播放器输出评估获得的差异。

本实施例中的超声波束除了可以采用非强聚焦超声波束，还可以采用聚焦超声波束，其余的有关步骤 210、220 和步骤 230 的实现过程可参见前文步骤 110 至 130 的相关说明。步骤 S240、步骤 S250、步骤 S260 和步骤 S270 可参见前文中针对步骤 S140、S150 和 S160 的描述内容中、有关在感兴趣区域或超声图像

中识别采样位置以及评估多普勒频谱图间差异的相关说明，在此不再累述。本实施例中的超声图像可以包括前述实施例中获得任何一种超声图像，例如超声流体流动状态显像图、B 模式超声图像等等。此外，在其中一个实施例中，还包括利用显示器显示第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图。本实施例还可以在显示器上同步显示两个多普勒频谱图。前述的实施例中，第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异计算，通过差值频谱显示可以直观地获得不同的采样位置之间的差别，使得产生变化的区域（通常有可能是病变的区域或需要特别关注的区域）能够尽快被发现。

基于图 2 所示的实施例及其变形实施例，本发明的其中一个实施例中还提供了一种新的测量数据展现方式，可在向用户提供与众不同的采样门结构，并可以方便的配合多个采样位置对应的多普勒频谱的显示，为用户提供更为人性化的操作方式。参考图 9，该方法包括以下步骤：

步骤 S310，发射电路用于向检测对象发射超声波束；

步骤 S320，接收电路和波束合成模块用于接收超声波束的回波，获得超声回波信号；

步骤 S330，图像处理模块根据超声回波信号，获得检测对象中感兴趣区域的超声图像；

步骤 S340，图像处理模块识别感兴趣区域中的采样位置；

步骤 S350，图像处理模块根据超声回波信号，获得采样位置对应的多普勒频谱图；

步骤 S360，图像处理模块在超声图像中与采样位置相应的位置绘制封闭式边界框，并绘制与边界框关联的角度矫正线，形成用于表征采样位置的位置显示标记；

步骤 S370，利用显示器显示所获得的多普勒频谱图，利用显示器在超声图像中显示用于表征采样位置的位置显示标记。

本实施例中的超声波束除了可以采用非强聚焦超声波束，还可以采用聚焦超声波束，其余的有关步骤 310、320 和步骤 330 的实现过程可参见前文步骤 110 至 130 的相关说明。步骤 S340、步骤 S350、步骤 S360 和步骤 S370 可参见前文中针对步骤 S140、S150、S160 和 S170 的描述内容中、有关在感兴趣区域或超声图像中识别采样位置以及位置显示标记的相关说明，在此不再累述。前述的

实施例中，通过对边界框的调节和角度矫正线的调节，可以在同步显示两个以上的多普勒频谱图时，实现更为方便参数调节，和数据测量操作。本实施例中的超声图像可以包括前述实施例中获得任何一种超声图像，例如超声流体流动状态显像图、B 模式超声图像等等。

本发明实施例中提供的超声流体频谱多普勒成像方法及其超声流体频谱多普勒成像系统中，在显示 B 模式、C 模式、D 模式或者超声流体流动状态显像图的同时，还显示超声图像的动态区域中任意两个或两个以上位置的频谱图像，从而使得用户可从中直观、快速、准确、全面地得到诊断结果，既有助于提高诊断效率，又有助于提高诊断准确率。

而且，本发明的一些实施例中，所述频谱图像可以是原始图像、也可以是差值图像。从而使得用户可从中更迅速、准确地确定检测对象是否存在异常或病变等。以超声流体流动状态显像图为超声血流抛射图像为例，血流速度矢量信息的计算和多普勒频谱图的计算都可以基于同一组超声回波信号，例如，可以根据获得的同一组非强聚焦超声波的回波信号，计算血流速度矢量信息和多普勒频谱图。当然，将血流替换为其他流体，也可以等同实施。

以上通过具体的实施例对本发明进行了说明，但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白，还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等，这些变换只要未背离本发明的精神，都应在本发明的保护范围之内。此外，以上多处所述的 "一个实施例" 表示不同的实施例，当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

权 利 要 求 书

- 1、一种超声流体频谱多普勒成像方法，其包括：
向检测对象发射超声波束；
接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；
根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声流体流动状态显像图；
识别所述感兴趣区域中的采样位置，所述采样位置的个数大于或等于两个；
根据所述超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图；
在所述超声流体流动状态显像图中显示位置显示标记，一个位置显示标记对应标记一个所述采样位置；
显示所获得的多普勒频谱图。
- 2、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述方法还包括：
提取两个多普勒频谱图对应的脉冲波频谱参数；
评估所述脉冲波频谱参数之间的差异；
输出所述差异。
- 3、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述方法中还包括：
播放所获得的多普勒频谱图对应的音频数据。
- 4、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述向检测对象发射超声波束的步骤中，所述超声波束采用平面超声波束、发散超声波束和弱聚焦超声波束中的其中之一、或者其中两种以上的组合波束。
- 5、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述显示所获得的多普勒频谱图的步骤中，基于相同的时间轴显示两个以上的多普勒频谱图。
- 6、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述向检测对象发射超声波束，接收所述超声波束的回波获得超声回波信号，根据所述超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图的过程中包括：
向检测对象发射非强聚焦超声波束；

接收所述非强聚焦超声波束的回波，获得预定时间段内的非强聚焦超声回波信号；

根据所述非强聚焦超声回波信号，分别获得每个采样位置在所述预定时间段内对应的多普勒频谱图。

7、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述位置显示标记包括：封闭式的边界框。

8、如权利要求 7 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述方法还包括：

根据来自用户输入的边界框调整指令，确定所述边界框的位置和/或面积大小，所述边界框调整指令源自用户利用人机接口对所述边界框在所述感兴趣区域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。

9、如权利要求 7 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述位置显示标记还包括：可与所述边界框关联的角度矫正线。

10、如权利要求 9 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述方法还包括：

根据来自用户输入的角度矫正指令，矫正超声波束传播方向与流体流动方向的夹角，所述角度矫正指令源自用户利用人机接口对所述角度矫正线进行调整的操作。

11、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述识别所述感兴趣区域中的采样位置的步骤中包括：

获取用户在所述感兴趣区域中输入的所述采样位置；或者，

根据来自用户输入的边界框调整指令，确定所述采样位置，所述边界框调整指令源自用户利用人机接口对所述边界框在所述感兴趣区域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。

12、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述采样位置包括一个像素点，或者包含多个像素点的区域。

13、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述超声流体流动状态显像图至少包括以下三种之一：

通过在超声图像中显示流体速度矢量标识来映射流体速度矢量信息，从而获得超声流体流动状态显像图；

在超声图像中通过图像灰度和/或图像色彩信息来映射采集到的流体信号的变化趋势，从而获得超声流体流动状态显像图；和，

在超声图像中显示流体速度矢量标识来映射流体速度矢量信息、并通过图像灰度和/或图像色彩信息来映射采集到的流体信号的变化趋势，从而获得超声流体流动状态显像图。

14、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述超声流体流动状态显像图为超声血流抛射图像，所述超声血流抛射图像中通过显示流体速度矢量标识来映射血流速度矢量信息；所述方法还包括：

根据来自用户输入的混叠调整指令，自动调整所述超声血流抛射图像中流体速度矢量标识的属性，所述混叠调整指令源自用户利用人机接口对多普勒频谱图中的混叠位置进行调整的操作。

15、如权利要求 14 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述流体速度矢量标识的属性至少包括以下之一：

流体速度矢量标识的形状，色彩和方向指示。

16、如权利要求 3 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，采用以下方式之一播放所获得的多普勒频谱图对应的音频数据：

采用多通道同时播放，每个通道对应一个采样位置对应的音频数据；

采用单通道播放，将所述两个以上采样位置对应的音频数据混在一起播放；

采用单通道播放，将不同采样位置对应的音频数据相加播放、相减播放、或者按相差的百分比进行播放。

17、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述显示所获得的多普勒频谱图的步骤中，不同采样位置对应的多普勒频谱图给予不同的色彩标识进行标记显示，同一个采样位置对应的位置显示标记和多普勒频谱图的色彩标识采用相同的色彩。

18、如权利要求 1 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述向检测对象发射超声波束，接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号，根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声流体流动状态显像图的过程中包括：

向检测对象发射聚焦超声波束；

向检测对象发射非强聚焦超声波束；

接收所述聚焦超声波束的回波，获得聚焦超声回波信号；

根据所述聚焦超声回波信号，获得背景超声图像；

接收所述非强聚焦超声波束，获得非强聚焦超声回波信号；

根据所述非强聚焦超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的流体流动信息；

在所述背景超声图像上叠加显示所述流体流动信息，形成所述超声流体流动状态显像图；

所述根据所述超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图的步骤包括：

根据所述非强聚焦超声回波信号，获得每个采样位置对应的多普勒频谱图。

19、一种超声流体频谱多普勒成像方法，其包括：

向检测对象发射超声波束；

接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像；

识别所述感兴趣区域中的采样位置；

根据所述超声回波信号，获得所述采样位置对应的多普勒频谱图；

在所述超声图像中与采样位置相应的位置绘制封闭式边界框，并绘制与所述边界框关联的角度校正线，形成用于表征采样位置的位置显示标记；

在所述超声血流抛射图像中显示所述位置显示标记；

显示所获得的多普勒频谱图。

20、如权利要求 19 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述角度校正线包括穿过所述封闭式边界框的直线、线段和射线中之一。

21、如权利要求 19 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述方法还包括：

根据来自用户输入的边界框调整指令，确定所述边界框的位置和/或面积大小，所述边界框调整指令源自用户利用人机接口对所述边界框在所述感兴趣区域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。

22、如权利要求 19 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述识别所述感兴趣区域中的采样位置的步骤中，所述采样位置的个数大于或等于两个。

23、如权利要求 19 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述方法还包括：

根据来自用户输入的角度矫正指令，矫正超声波束传播方向与流体流动方向的夹角，所述角度矫正指令源自用户利用人机接口对所述角度矫正线进行调整的操作。

24、如权利要求 19 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述向检测对象发射超声波束的步骤中，所述超声波束采用平面波、发散波和弱聚焦波中的其中之一、或者其中两者及以上的组合波束。

25、如权利要求 19 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述向检测对象发射超声波束，接收所述超声波束的回波获得超声回波信号，根据所述超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图的过程中包括：

向检测对象发射非强聚焦超声波束；

接收所述非强聚焦超声波束的回波，获得预定时间段内的非强聚焦超声回波信号；

根据所述非强聚焦超声回波信号，分别获得每个采样位置在所述预定时间段内对应的多普勒频谱图。

26、一种超声流体频谱多普勒成像方法，其包括：

向检测对象发射超声波束；

接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像；

识别所述感兴趣区域中的第一采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第一采样位置对应的第一多普勒频谱图；

识别所述感兴趣区域中的第二采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第二采样位置对应的第二多普勒频谱图；

评估所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异；

输出所述差异。

27、如权利要求 26 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述方法还包括：同时显示第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图。

28、如权利要求 26 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所

述评估所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异的步骤包括：

提取所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图中相同的属性参数；

计算所述相同的属性参数之间的差异，获得所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异。

29、如权利要求 26 所述的超声流体频谱多普勒成像方法，其特征在于，所述向检测对象发射超声波束的步骤中，所述超声波束采用平面超声波束、发散超声波束和弱聚焦超声波束中的其中之一、或者其中两种及以上的组合波束。

30、一种超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，该系统包括：

发射电路，用于向检测对象发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声流体流动状态显像图，识别所述感兴趣区域中的采样位置，所述采样位置的个数大于或等于两个，根据所述超声回波信号，分别获得每个采样位置对应的多普勒频谱图，并生成用于表征采样位置的位置显示标记，其中，一个位置显示标记对应标记一个所述采样位置；

显示器，用于在所述超声流体流动状态显像图中显示位置显示标记，以及显示所获得的多普勒频谱图。

31、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还用于提取两个多普勒频谱图对应的脉冲波频谱参数，评估所述脉冲波频谱参数之间的差异，输出所述差异。

32、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述系统中还包括：

音频播放器，用于播放所获得的多普勒频谱图对应的音频数据。

33、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述超声波束采用平面超声波束、发散超声波束和弱聚焦超声波束中的其中之一、或者其中两个以上的组合波束。

34、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述显示器上基于相同的时间轴显示两个以上的多普勒频谱图。

35、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所

述发射电路向检测对象发射非强聚焦超声波束；接收电路和波束合成模块用于接收所述非强聚焦超声波束的回波，获得预定时间段内的非强聚焦超声回波信号；所述图像处理模块用于根据所述非强聚焦超声回波信号，分别获得每个采样位置在所述预定时间段内对应的多普勒频谱图。

36、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述位置显示标记包括：封闭式的边界框和可与所述边界框关联的角度矫正线。

37、如权利要求 36 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述系统中，根据来自用户输入的边界框调整指令来确定所述边界框的位置和/或面积大小，所述边界框调整指令源自用户利用人机接口对所述边界框在所述感兴趣区域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。

38、如权利要求 36 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述系统中，根据来自用户输入的角度矫正指令，图像处理模块矫正超声波束传播方向与流体流动方向的夹角，所述角度矫正指令源自用户利用人机接口对所述角度矫正线进行调整的操作。

39、如权利要求 36 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述图像处理模块通过以下方式之一来识别所述感兴趣区域中的采样位置：

获取用户在所述感兴趣区域中输入的所述采样位置；和，

根据来自用户输入的边界框调整指令，确定所述采样位置，所述边界框调整指令源自用户利用人机接口对所述边界框在所述感兴趣区域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。

40、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述超声流体流动状态显像图至少包括以下三种之一：

通过在超声图像中显示流体速度矢量标识来映射流体速度矢量信息，从而获得超声流体流动状态显像图；

在超声图像中通过图像灰度和/或图像色彩信息来映射采集到的流体信号的变化趋势，从而获得超声流体流动状态显像图；和，

在超声图像中显示流体速度矢量标识来映射流体速度矢量信息、并通过图像灰度和/或图像色彩信息来映射采集到的流体信号的变化趋势，从而获得超声流体流动状态显像图。

41、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所

述超声流体流动状态显像图为超声血流抛射图像，所述超声血流抛射图像中通过显示流体速度矢量标识来映射血流速度矢量信息；根据来自用户输入的混叠调整指令，所述图像处理模块自动调整所述超声血流抛射图像中流体速度矢量标识的属性，所述混叠调整指令源自用户利用人机接口对多普勒频谱图中的混叠位置进行调整的操作。

42、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，图像处理模块为不同采样位置对应的多普勒频谱图配置给予不同的色彩标识进行标记显示，同一个采样位置对应的位置显示标记和多普勒频谱图的色彩标识采用相同的色彩。

43、如权利要求 30 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述发射电路用于向检测对象发射聚焦超声波束和非强聚焦超声波束；

所述接收电路和波束合成模块用于接收所述聚焦超声波束的回波获得聚焦超声回波信号，接收所述非强聚焦超声波束获得非强聚焦超声回波信号；

所述图像处理模块用于根据所述聚焦超声回波信号获得背景超声图像，根据所述非强聚焦超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的流体流动信息，在所述背景超声图像上叠加所述流体流动信息，形成所述超声流体流动状态显像图用以显示，以及根据所述非强聚焦超声回波信号，获得每个采样位置对应的多普勒频谱图。

44、一种超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，其包括：

发射电路，用于向检测对象发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像，识别所述感兴趣区域中的采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述采样位置对应的多普勒频谱图，在所述超声图像中与采样位置相应的位置绘制封闭式边界框，并绘制与所述边界框关联的角度矫正线，形成用于表征采样位置的位置显示标记；及

显示器，用于在所述超声血流抛射图像中显示所述位置显示标记，以及显示所获得的多普勒频谱图。

45、如权利要求 44 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所

述角度校正线包括穿过所述封闭式边界框的直线、线段和射线中之一。

46、如权利要求 44 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，根据来自用户输入的边界框调整指令，图像处理模块确定所述边界框的位置和/或面积大小，所述边界框调整指令源自用户利用人机接口对所述边界框在所述感兴趣区域中的位置和/或面积大小进行调整的操作。

47、如权利要求 44 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述采样位置的个数大于或等于两个。

48、如权利要求 44 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，根据来自用户输入的角度矫正指令，图像处理模块矫正超声波束传播方向与流体流动方向的夹角，所述角度矫正指令源自用户利用人机接口对所述角度矫正线进行调整的操作。

49、如权利要求 44 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述超声波束采用平面超声波束、发散超声波束和弱聚焦超声波束中的其中之一、或者其中两种及以上的组合波束。

50、如权利要求 44 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述发射电路用于向检测对象发射非强聚焦超声波束；接收电路和波束合成模块用于接收所述非强聚焦超声波束的回波，获得预定时间段内的非强聚焦超声回波信号；所述图像处理模块用于根据所述非强聚焦超声回波信号，分别获得每个采样位置在所述预定时间段内对应的多普勒频谱图。

51、一种超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，其包括：

发射电路，用于向检测对象发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据所述超声回波信号，获得所述检测对象中感兴趣区域的超声图像，识别所述感兴趣区域中的第一采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第一采样位置对应的第一多普勒频谱图，识别所述感兴趣区域中的第二采样位置，根据所述超声回波信号，获得所述第二采样位置对应的第二多普勒频谱图，评估所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异；显示器和/或音频播放器，用于输出所述差异。

52、如权利要求 51 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所

述方法还包括：同时显示第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图。

53、如权利要求 51 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述图像处理模块用于提取所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图中相同的属性参数，计算所述相同的属性参数之间的差异，获得所述第一多普勒频谱图和第二多普勒频谱图之间的差异。

54、如权利要求 51 所述的超声流体频谱多普勒成像系统，其特征在于，所述超声波束采用平面超声波束、发散超声波束和弱聚焦超声波束中的其中之一、或者其中两种及以上的组合波束。

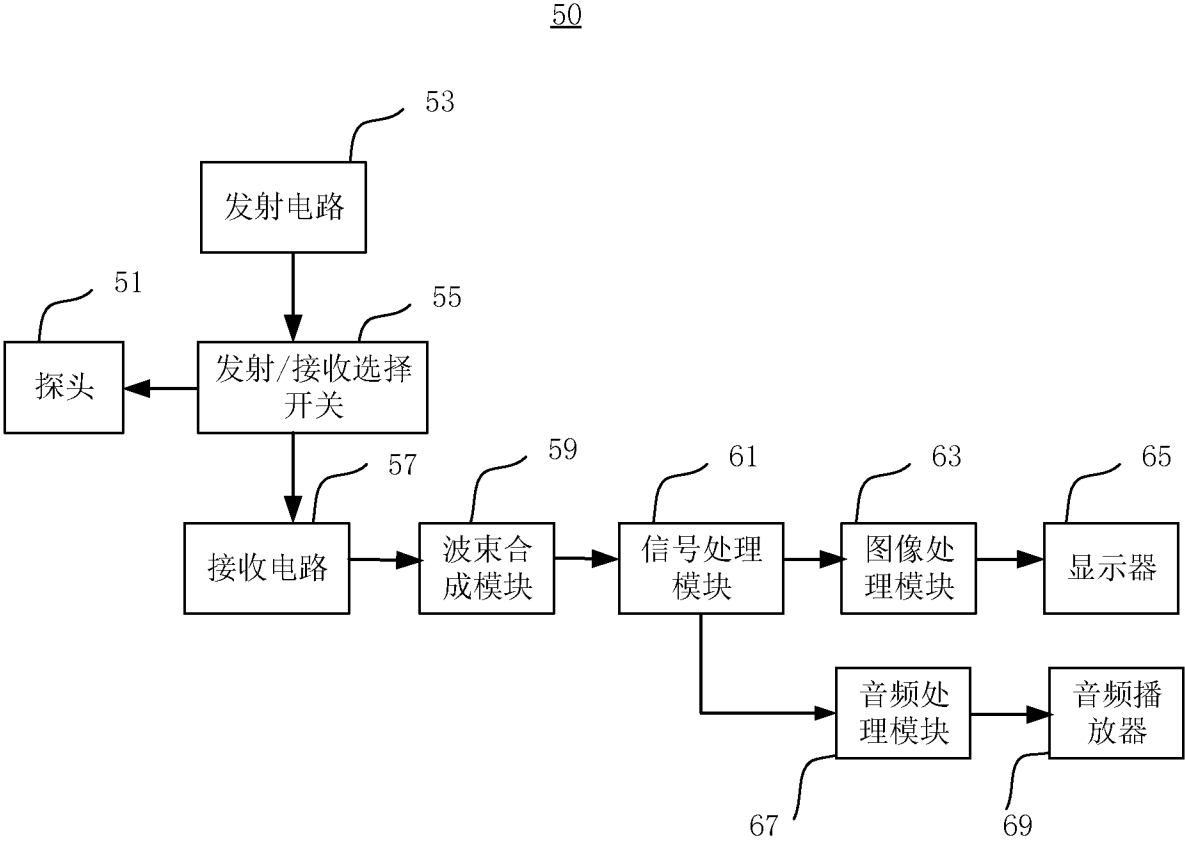


图 1

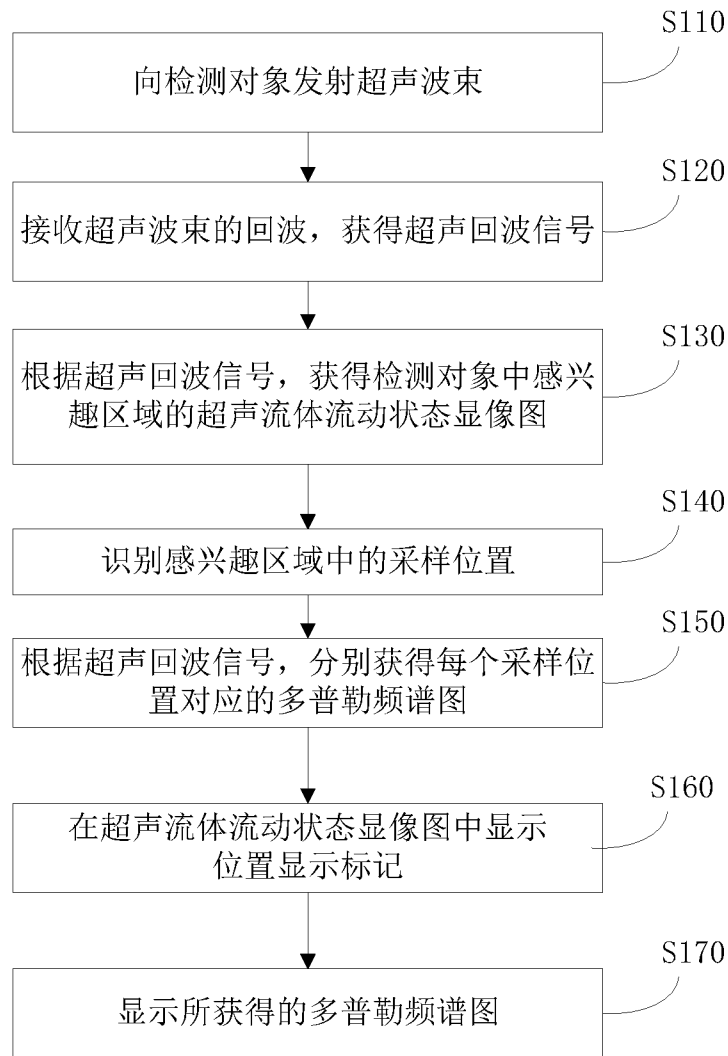


图 2

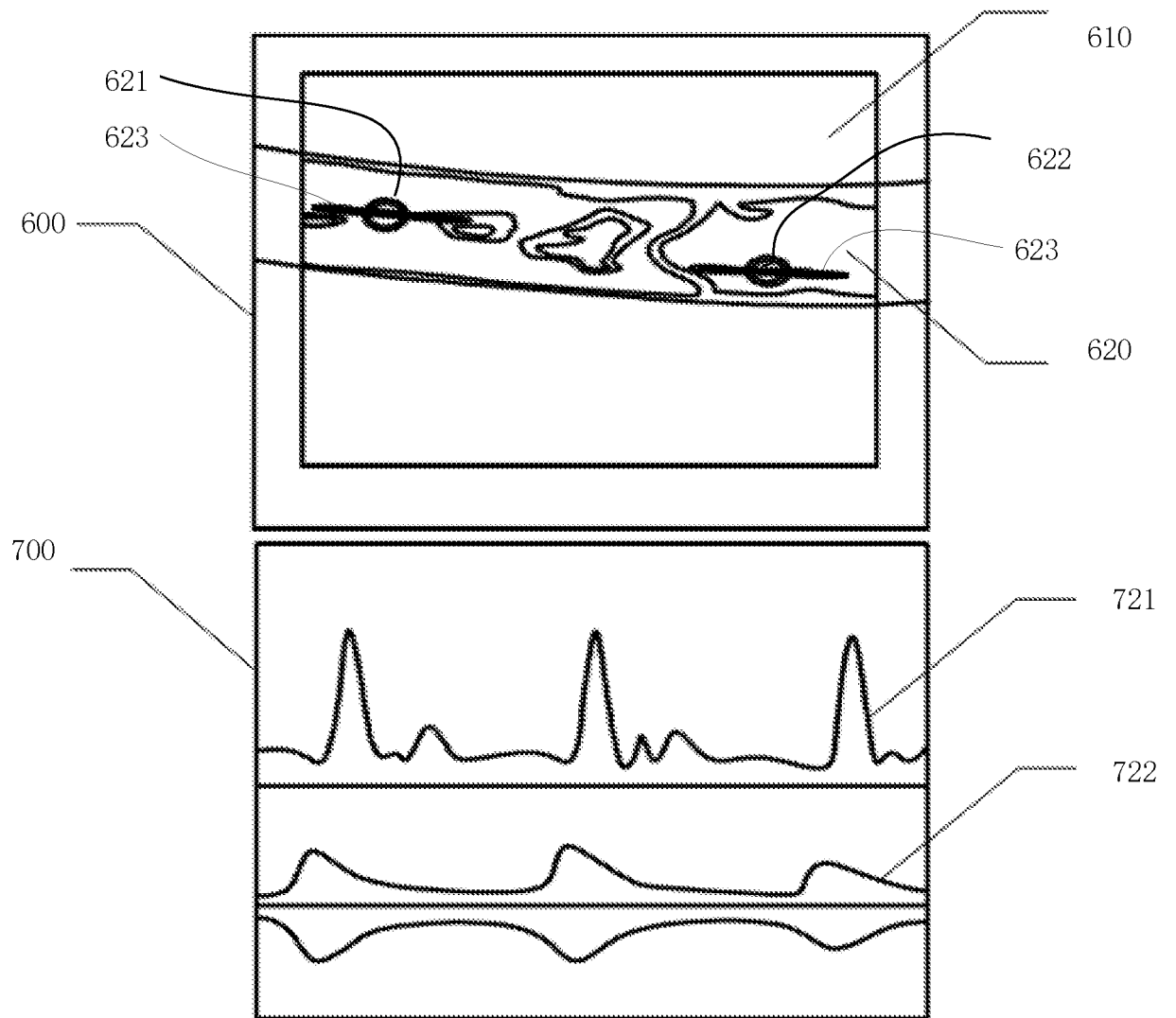


图 3

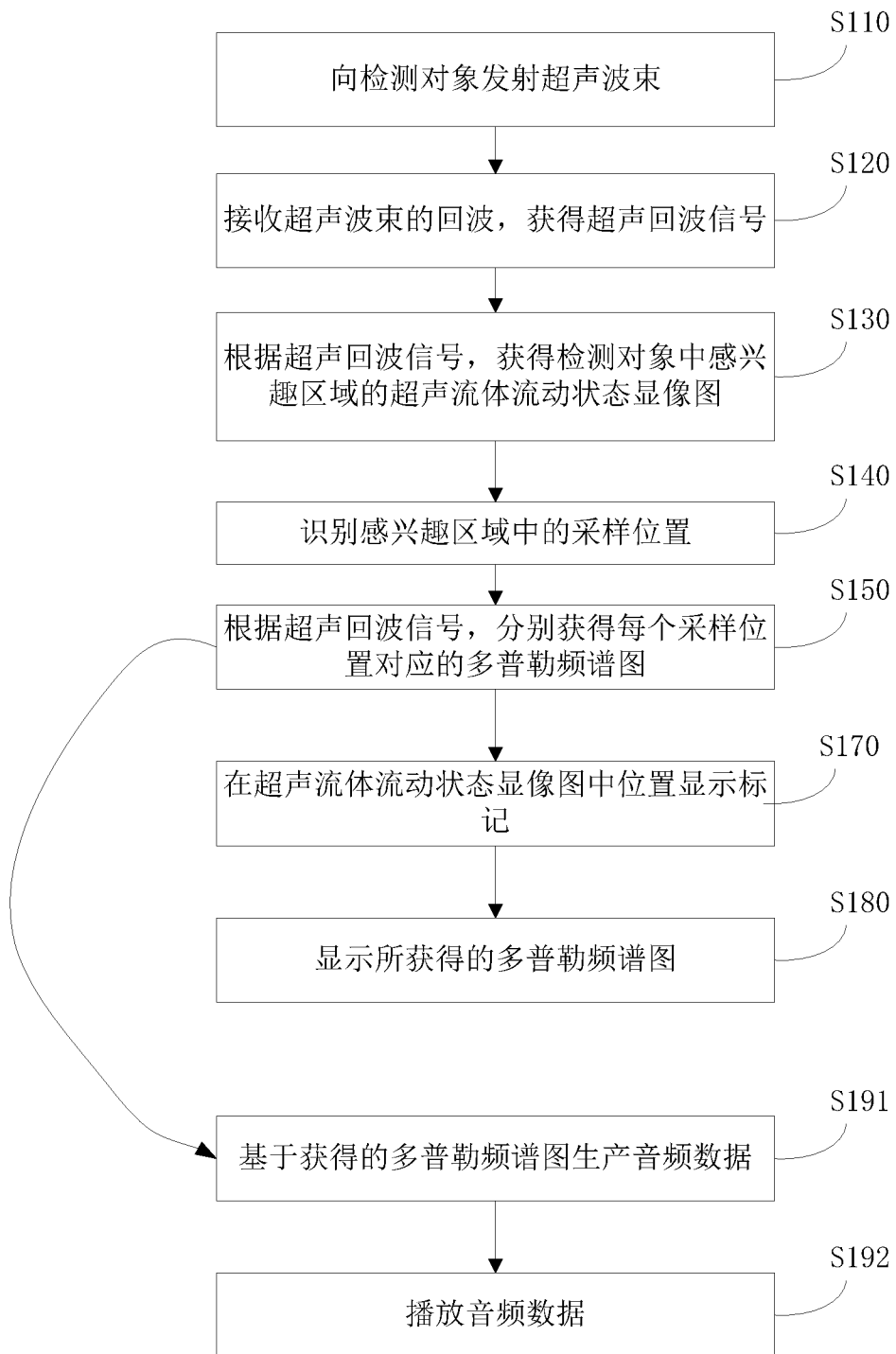


图 4

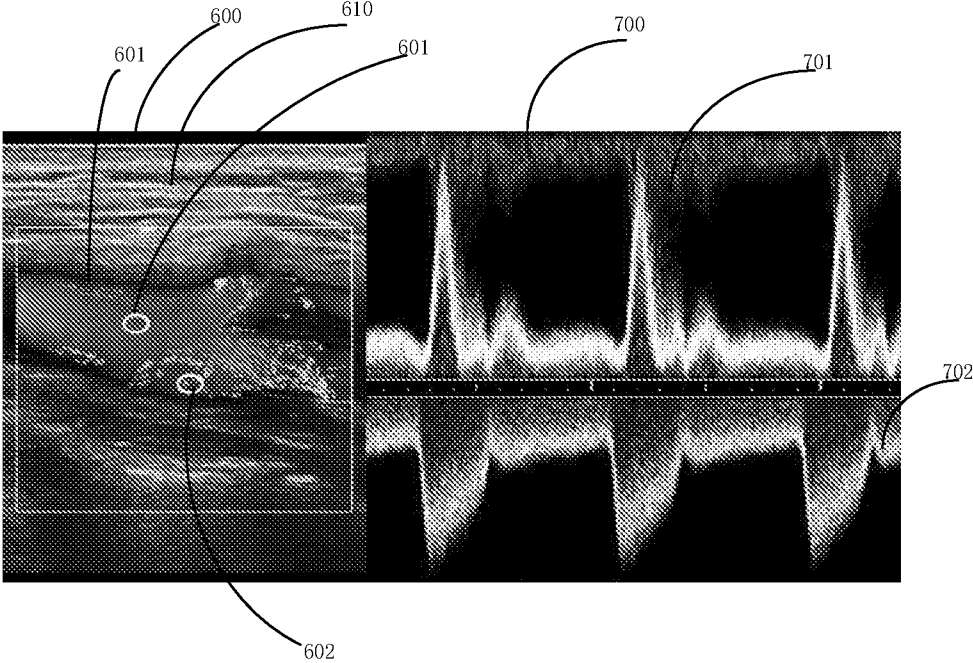


图 5a

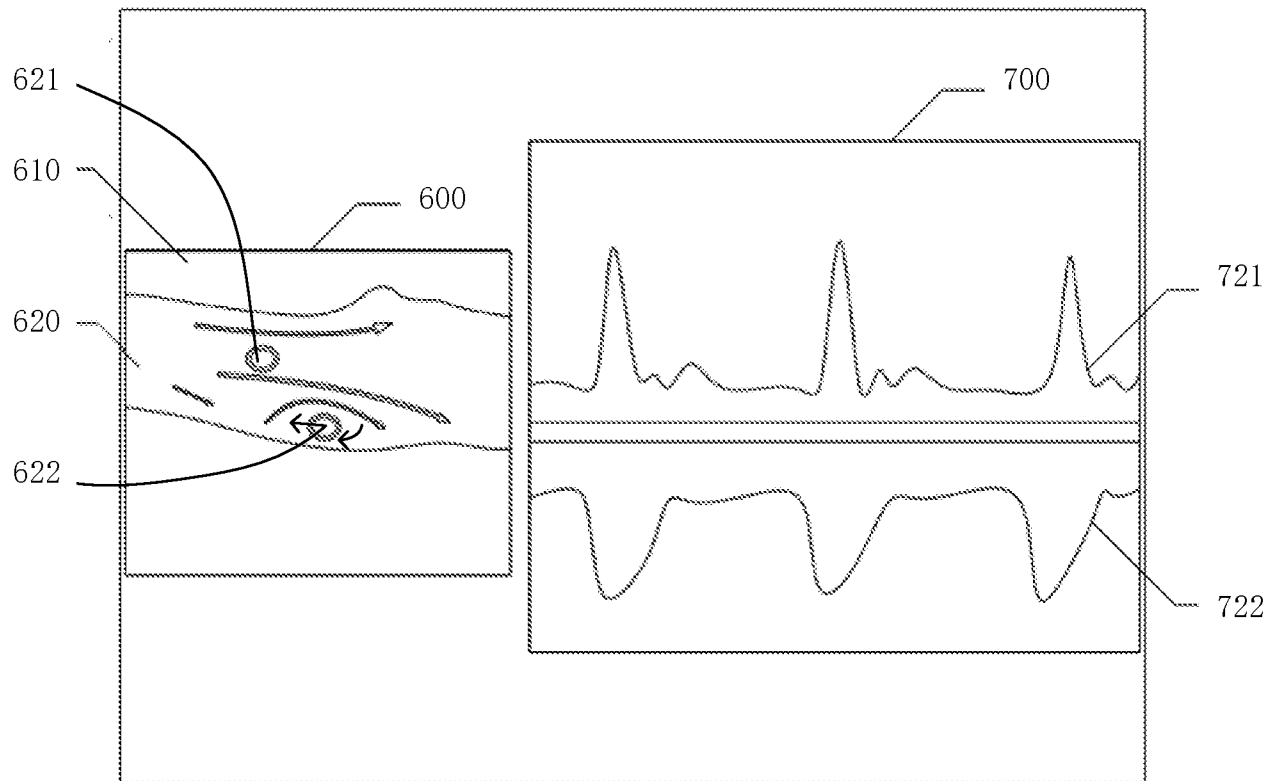


图 5b

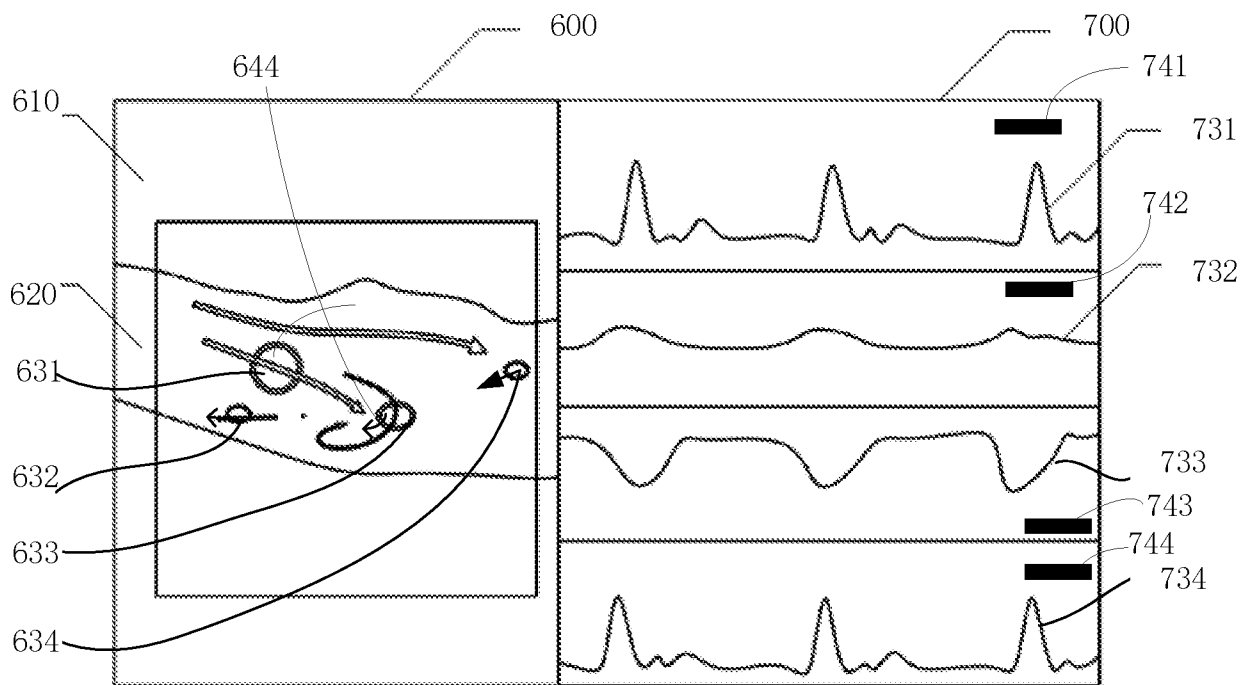


图 6

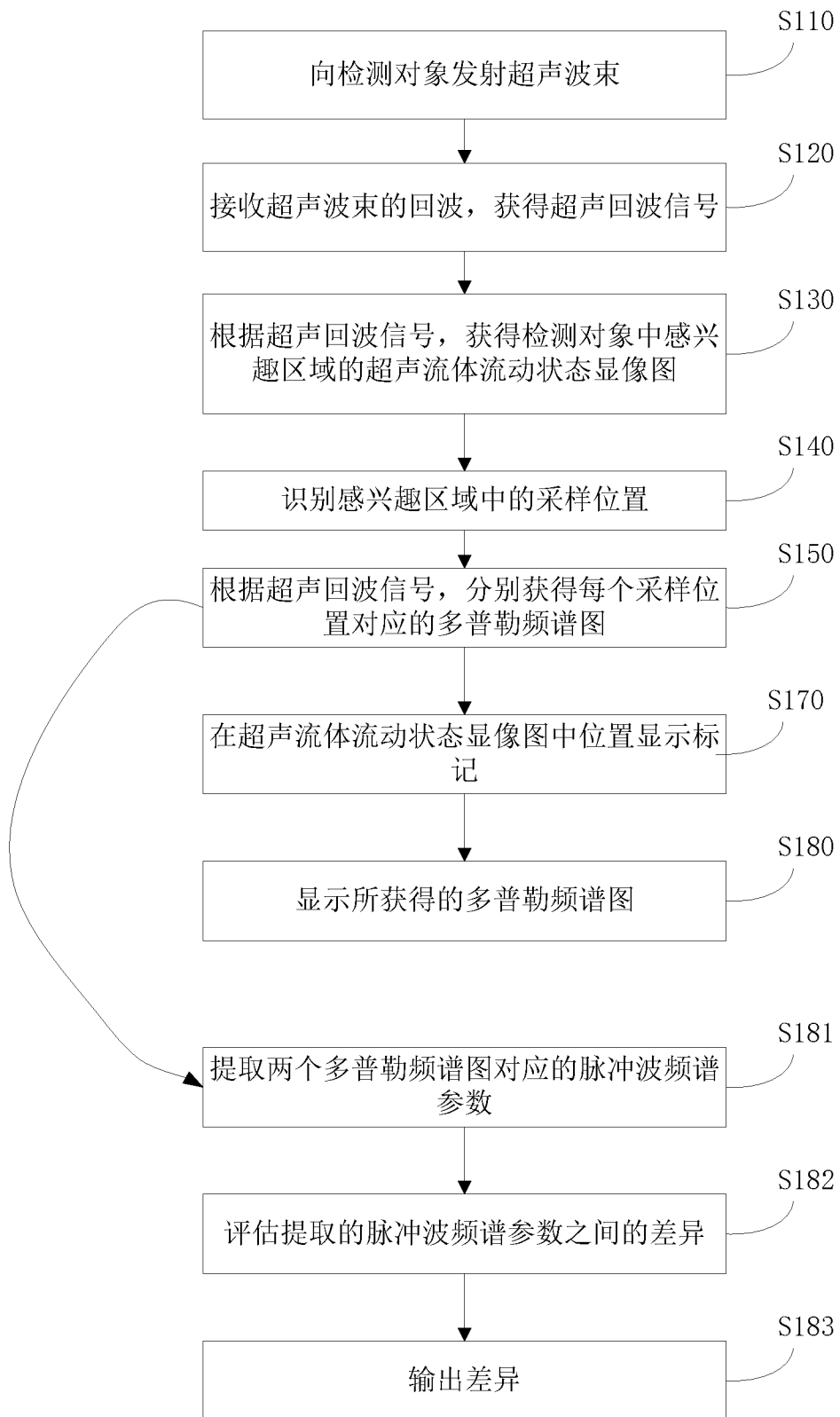


图 7

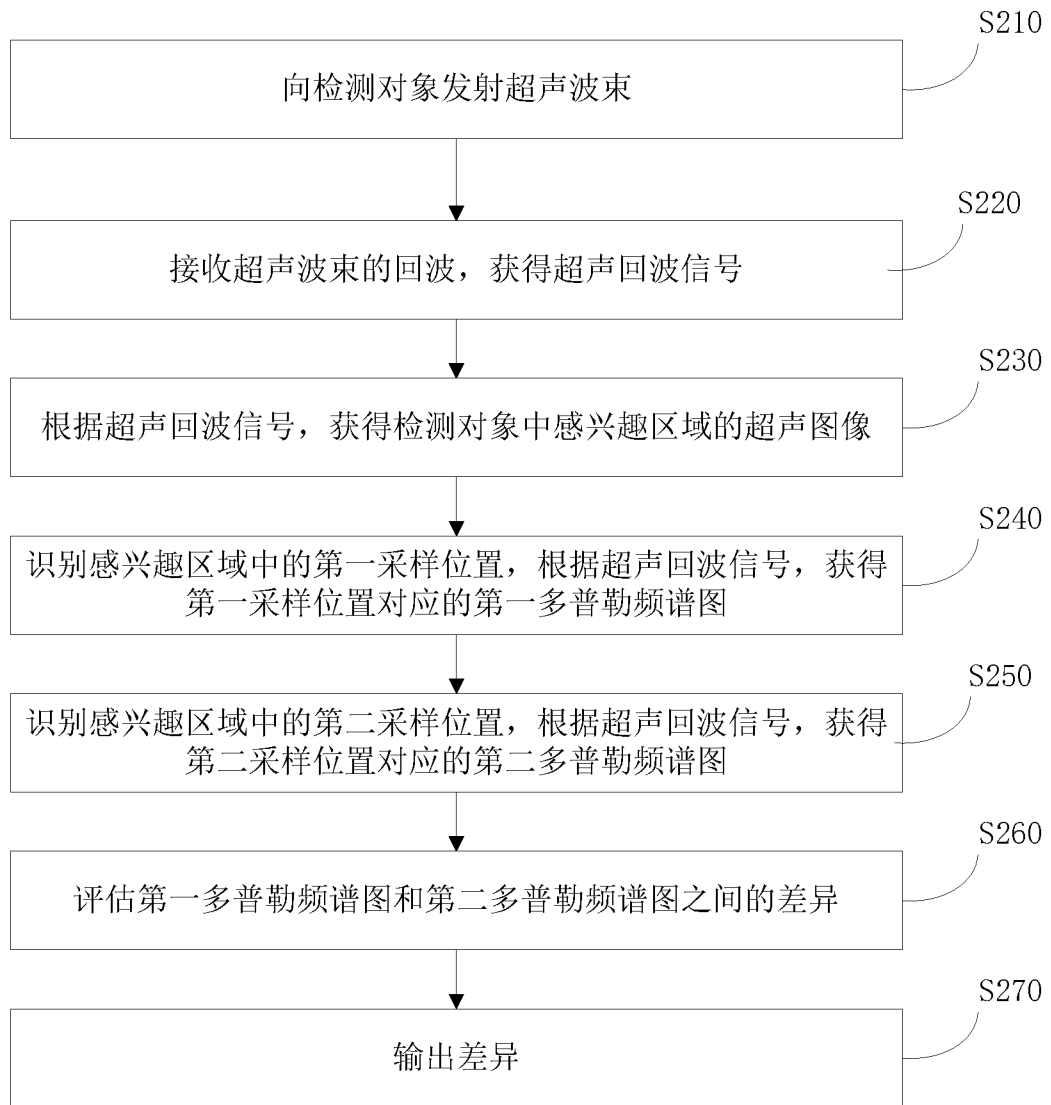


图 8

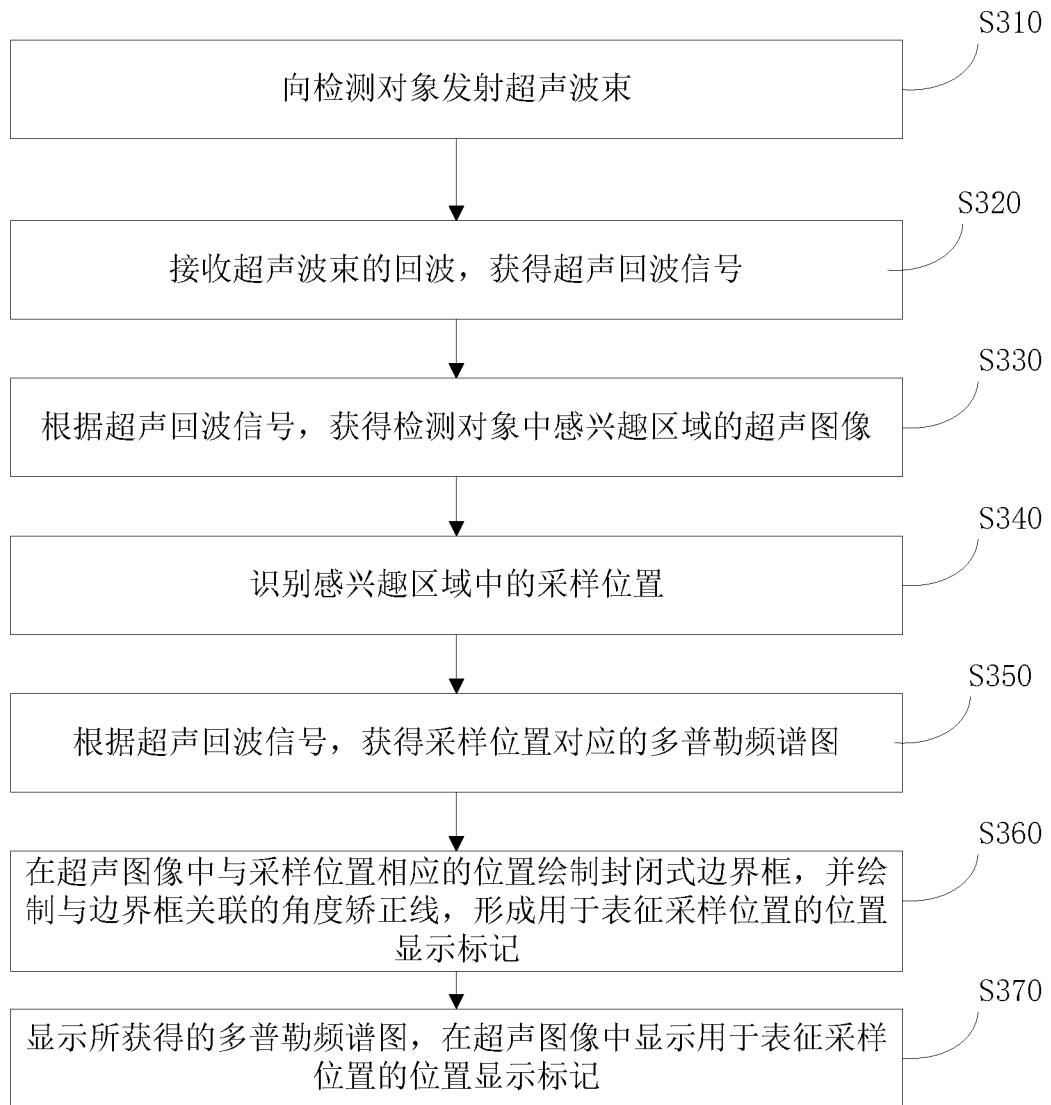


图 9

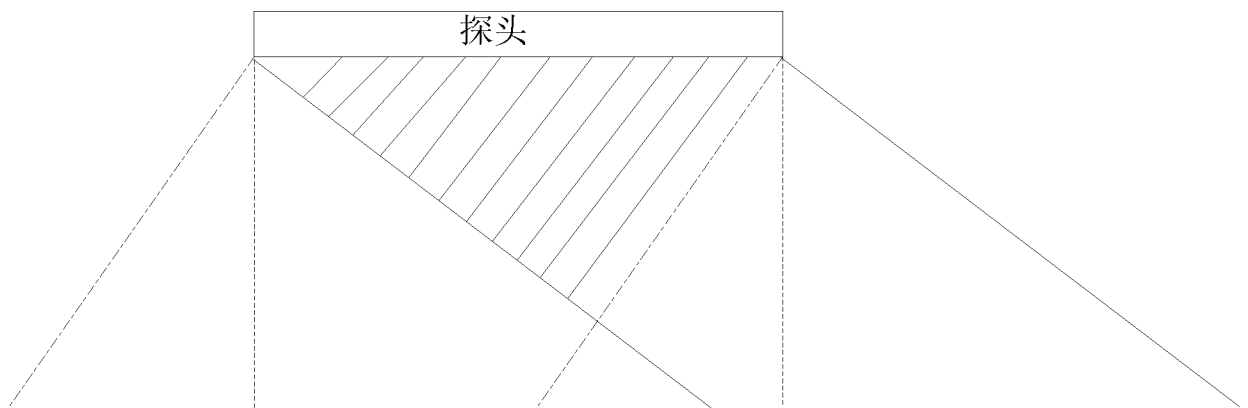


图 10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/087927

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/00 (2006.01) i; A61B 8/06 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, EPODOC, WPI, CNKI: location, area, interest, door, box, identity, frame, cursor, correct, adjust, sample, volume, doppler, angle, direct+, orient+, mark?, sign

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. et al.), 19 July 2007 (19.07.2007), description, paragraphs 29-37, 47 and 51, and figures 2, 4, 10, 15 and 16	1-8, 11-18, 26-35, 40-43, 51-54
Y	US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. et al.), 19 July 2007 (19.07.2007), description, paragraphs 29-37, 47 and 51, and figures 2, 4, 10, 15 and 16	9-10, 36-39
X	CN 102421372 A (ROYAL DUTCH PHILIPS ELECTRONICS LTD.), 18 April 2012 (18.04.2012), description, paragraphs 14, 15, 20, 21 and 39, and figures 1 and 2	19-25, 44-50
Y	CN 102421372 A (ROYAL DUTCH PHILIPS ELECTRONICS LTD.), 18 April 2012 (18.04.2012), description, paragraph 39, and figure 2	9-10, 36-39
X	CN 105167802 A (SHENZHEN WISONIC MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 23 December 2015 (23.12.2015), description, paragraphs 43-58	1-8, 11-18, 26-35, 40-43, 51-54
X	CN 102551791 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.), 11 July 2012 (11.07.2012), description, paragraphs 26-28 and 32-34	1-8, 11-18, 26-35, 40-43, 51-54

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 01 March 2017 (01.03.2017)	Date of mailing of the international search report 28 March 2017 (28.03.2017)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer LIU, Shanshan Telephone No.: (86-10) 52871090

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/087927

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 103181782 A (SAMSUNG MEDISON CO., LTD.), 03 July 2013 (03.07.2013), description, paragraphs 22-32 and 57-61, and figures 12 and 13	1-8, 11-18, 26-35, 40-43, 51-54
X	US 2006052698 A1 (LOUPAS, T.), 09 March 2006 (09.03.2006), description, paragraphs 50-51, and figures 1 and 6	1-8, 11-18, 26-35, 40-43, 51-54
X	US 2009149755 A1 (MEDISON CO., LTD.), 11 June 2009 (11.06.2009), description, paragraphs 12-19, and figures 1 and 4-6	1-8, 11-18, 26-35, 40-43, 51-54
X	W0 0171376 A1 (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY L. L. C.), 27 September 2001 (27.09.2001), description, page 7, line 7 to page 9, line 10, and figures 6-7	1-8, 11-18, 26-35, 40-43, 51-54
X	US 6464637 B1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N. V.), 15 October 2002 (15.10.2002), description, column 2, line 24 to column 4, line 26, and figures 1-4	19-25, 44-50
A	US 5555886 A (SIEMENS MEDICAL SYSTEMS, INC.), 17 September 1996 (17.09.1996), the whole document	19-25, 44-50
A	CN 104684488 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.), 03 June 2015 (03.06.2015), the whole document	1-54

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2016/087927

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
US 2007167790 A1	19 July 2007	JP 2007160120 A	28 June 2007
		US 2010286523 A1	11 November 2010
		US 8353835 B2	15 January 2013
		US 7798964 B2	21 September 2010
		EP 1798573 A2	20 June 2007
		KR 20080010031 A	30 January 2008
		KR 100880399 B1	30 January 2009
		KR 20080011743 A	11 February 2008
		KR 100879916 B1	23 January 2009
		KR 20080018444 A	28 February 2008
		KR 100884248 B1	17 February 2009
CN 102421372 A	18 April 2012	JP 2012526584 A	01 November 2012
		WO 2010131136 A1	18 November 2010
		US 2012059264 A1	08 March 2012
		RU 2011150512 A	20 June 2013
		JP 5642159 B2	17 December 2014
		EP 2429405 A1	21 March 2012
		RU 2536418 C2	20 December 2014
		CN 102421372 B	29 October 2014
CN 105167802 A	23 December 2015	None	
CN 102551791 A	11 July 2012	US 2012152021 A1	21 June 2012
		CN 102551791 B	27 April 2016
CN 103181782 A	03 July 2013	JP 2013138866 A	18 July 2013
		KR 101348772 B1	07 January 2014
		KR 20130077118 A	09 July 2013
		EP 2610635 A2	03 July 2013
		US 2013172749 A1	04 July 2013
US 2006052698 A1	09 March 2006	WO 2004072676 A1	26 August 2004
		US 7815572 B2	19 October 2010
		JP 2006520619 A	14 September 2006
US 2009149755 A1	11 June 2009	JP 2009136680 A	25 June 2009
		EP 2068174 A2	10 June 2009
		KR 20090059024 A	10 June 2009
		KR 101014556 B1	16 February 2011
WO 0171376 A1	27 September 2001	EP 1269217 B1	05 September 2012
		US 6450959 B1	17 September 2002
		EP 1269217 A1	02 January 2003
		JP 2003527905 A	24 September 2003
US 6464637 B1	15 October 2002	JP 2003535639 A	02 December 2003
		EP 1221895 A2	17 July 2002
		WO 0197704 A2	27 December 2001
US 5555886 A	17 September 1996	None	
CN 104684488 A	03 June 2015	JP 2015530182 A	15 October 2015
		RU 2015115691 A	20 November 2016
		EP 2900143 A1	05 August 2015
		WO 2014049558 A1	03 April 2014
		US 2015250453 A1	10 September 2015

A. 主题的分类 A61B 8/00(2006.01)i; A61B 8/06(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类																							
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61B8/- 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNPAT, EPODOC, WPI, CNKI: 位置, 区域, 取样, 容积, 感兴趣, 采样, 门, 方框, 标志, 标记, 标识, 边框, 多普勒, 光标, 方向, 校正, 矫正, 角度, 调整: sample, volume, doppler, angle, direct+, orient+, mark?, sign																							
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. 等) 2007年 7月 19日 (2007 - 07 - 19) 说明书第29-37、47、51段, 图2、4、10、15、16</td> <td>1-8、11-18、26-35、40-43、51-54</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. 等) 2007年 7月 19日 (2007 - 07 - 19) 说明书第29-37、47、51段, 图2、4、10、15、16</td> <td>9-10、36-39</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 102421372 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 4月 18日 (2012 - 04 - 18) 说明书第14、15、20、21、39段, 图1、2</td> <td>19-25、44-50</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 102421372 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 4月 18日 (2012 - 04 - 18) 说明书第39段, 图2</td> <td>9-10、36-39</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 105167802 A (深圳华声医疗技术有限公司) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 说明书第43-58段</td> <td>1-8、11-18、26-35、40-43、51-54</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 102551791 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2012年 7月 11日 (2012 - 07 - 11) 说明书第26-28、32-34段</td> <td>1-8、11-18、26-35、40-43、51-54</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. 等) 2007年 7月 19日 (2007 - 07 - 19) 说明书第29-37、47、51段, 图2、4、10、15、16	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54	Y	US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. 等) 2007年 7月 19日 (2007 - 07 - 19) 说明书第29-37、47、51段, 图2、4、10、15、16	9-10、36-39	X	CN 102421372 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 4月 18日 (2012 - 04 - 18) 说明书第14、15、20、21、39段, 图1、2	19-25、44-50	Y	CN 102421372 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 4月 18日 (2012 - 04 - 18) 说明书第39段, 图2	9-10、36-39	X	CN 105167802 A (深圳华声医疗技术有限公司) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 说明书第43-58段	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54	X	CN 102551791 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2012年 7月 11日 (2012 - 07 - 11) 说明书第26-28、32-34段	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																					
X	US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. 等) 2007年 7月 19日 (2007 - 07 - 19) 说明书第29-37、47、51段, 图2、4、10、15、16	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54																					
Y	US 2007167790 A1 (MEDISON CO., LTD. 等) 2007年 7月 19日 (2007 - 07 - 19) 说明书第29-37、47、51段, 图2、4、10、15、16	9-10、36-39																					
X	CN 102421372 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 4月 18日 (2012 - 04 - 18) 说明书第14、15、20、21、39段, 图1、2	19-25、44-50																					
Y	CN 102421372 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2012年 4月 18日 (2012 - 04 - 18) 说明书第39段, 图2	9-10、36-39																					
X	CN 105167802 A (深圳华声医疗技术有限公司) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 说明书第43-58段	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54																					
X	CN 102551791 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2012年 7月 11日 (2012 - 07 - 11) 说明书第26-28、32-34段	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54																					
☒ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																							
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																							
国际检索实际完成的日期 2017年 3月 1日		国际检索报告邮寄日期 2017年 3月 28日																					
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		受权官员 刘珊珊 电话号码 (86-10)52871090																					

C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 103181782 A (三星麦迪森株式会社) 2013年 7月 3日 (2013 - 07 - 03) 说明书第22-32、57-61段, 图12、13	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54
X	US 2006052698 A1 (LOUPAS, THANASIS) 2006年 3月 9日 (2006 - 03 - 09) 说明书第50-51段, 图1、6	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54
X	US 2009149755 A1 (MEDISON CO., LTD.) 2009年 6月 11日 (2009 - 06 - 11) 说明书第12-19段, 图1、4-6	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54
X	WO 0171376 A1 (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY L.L.C.) 2001年 9月 27日 (2001 - 09 - 27) 说明书第7页第7行至第9页第10行, 图6-7	1-8、11-18、26-35、40-43、51-54
X	US 6464637 B1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2002年 10月 15日 (2002 - 10 - 15) 说明书第2栏第24行至第4栏第26行, 图1-4	19-25、44-50
A	US 5555886 A (SIEMENS MEDICAL SYSTEMS, INC.) 1996年 9月 17日 (1996 - 09 - 17) 全文	19-25、44-50
A	CN 104684488 A (皇家飞利浦有限公司) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 全文	1-54

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/087927

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
US	2007167790	A1	2007年 7月 19日	JP	2007160120	A	2007年 6月 28日
				US	2010286523	A1	2010年 11月 11日
				US	8353835	B2	2013年 1月 15日
				US	7798964	B2	2010年 9月 21日
				EP	1798573	A2	2007年 6月 20日
				KR	20080010031	A	2008年 1月 30日
				KR	100880399	B1	2009年 1月 30日
				KR	20080011743	A	2008年 2月 11日
				KR	100879916	B1	2009年 1月 23日
				KR	20080018444	A	2008年 2月 28日
				KR	100884248	B1	2009年 2月 17日
CN	102421372	A	2012年 4月 18日	JP	2012526584	A	2012年 11月 1日
				WO	2010131136	A1	2010年 11月 18日
				US	2012059264	A1	2012年 3月 8日
				RU	2011150512	A	2013年 6月 20日
				JP	5642159	B2	2014年 12月 17日
				EP	2429405	A1	2012年 3月 21日
				RU	2536418	C2	2014年 12月 20日
				CN	102421372	B	2014年 10月 29日
CN	105167802	A	2015年 12月 23日	无			
CN	102551791	A	2012年 7月 11日	US	2012152021	A1	2012年 6月 21日
				CN	102551791	B	2016年 4月 27日
CN	103181782	A	2013年 7月 3日	JP	2013138866	A	2013年 7月 18日
				KR	101348772	B1	2014年 1月 7日
				KR	20130077118	A	2013年 7月 9日
				EP	2610635	A2	2013年 7月 3日
				US	2013172749	A1	2013年 7月 4日
US	2006052698	A1	2006年 3月 9日	WO	2004072676	A1	2004年 8月 26日
				US	7815572	B2	2010年 10月 19日
				JP	2006520619	A	2006年 9月 14日
US	2009149755	A1	2009年 6月 11日	JP	2009136680	A	2009年 6月 25日
				EP	2068174	A2	2009年 6月 10日
				KR	20090059024	A	2009年 6月 10日
				KR	101014556	B1	2011年 2月 16日
WO	0171376	A1	2001年 9月 27日	EP	1269217	B1	2012年 9月 5日
				US	6450959	B1	2002年 9月 17日
				EP	1269217	A1	2003年 1月 2日
				JP	2003527905	A	2003年 9月 24日
US	6464637	B1	2002年 10月 15日	JP	2003535639	A	2003年 12月 2日
				EP	1221895	A2	2002年 7月 17日
				WO	0197704	A2	2001年 12月 27日
US	5555886	A	1996年 9月 17日	无			
CN	104684488	A	2015年 6月 3日	JP	2015530182	A	2015年 10月 15日
				RU	2015115691	A	2016年 11月 20日
				EP	2900143	A1	2015年 8月 5日
				WO	2014049558	A1	2014年 4月 3日
				US	2015250453	A1	2015年 9月 10日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)