

(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 4 月 5 日 (05.04.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/058606 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 8/06 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2016/101266
- (22) 国际申请日: 2016 年 9 月 30 日 (30.09.2016)
- (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)。 董永强 (DONG, Yongqiang); 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)。 陈志杰 (CHEN, Zhijie); 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: 广州华进联合专利商标代理有限公司 (ADVANCE CHINA IP LAW OFFICE); 中国广东省广州市天河区花城大道 85 号 3901 房, Guangdong 510623 (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, DJ, 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, KW, 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, 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))。

(54) Title: METHOD FOR DISPLAYING ULTRASONIC BLOOD FLOW MOTION SPECTRUM AND ULTRASONIC IMAGING SYSTEM THEREOF

(54) 发明名称: 超声血流运动谱的显示方法及其超声成像系统

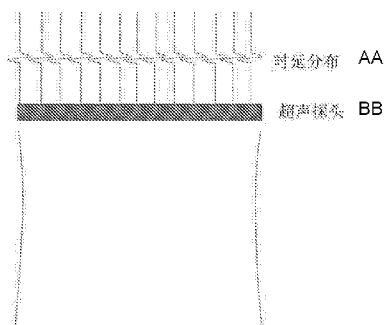


图2

AA DELAY DISTRIBUTION
BB SUPERSONIC PROBE

(57) Abstract: A method for displaying an ultrasonic blood flow motion spectrum, and an ultrasonic imaging system thereof, the system comprising: a probe (1); a transmitting circuit (2) for exciting the probe (1) to transmit an ultrasonic beam to a scanning target; a receiving circuit (4) and a beam synthesizing module (5) for receiving an echo of the ultrasonic beam and for obtaining an ultrasound echo signal; a data processing module (9) for calculating the blood flow velocity at a plurality of target sites in a region of interest according to the ultrasonic echo signal, so as to generate a motion velocity curve spectrum according to the blood flow velocity; and a display (8) for displaying the motion velocity curve spectrum.

(57) 摘要: 一种超声血流成像显示方法及显示系统, 其系统包括: 探头 (1); 发射电路 (2), 用于激励上述探头 (1) 向扫描目标发射超声波束; 接收电路 (4) 和波束合成模块 (5), 用于接收该超声波束的回波, 获得超声回波信号; 数据处理模块 (9), 用于根据该超声回波信号, 计算感兴趣区域内多个目标点的血流速度, 根据血流速度生成运动速度曲线谱; 及显示器 (8), 用于显示运动速度曲线谱。



WO 2018/058606 A1

发明名称：超声血流运动谱的显示方法及其超声成像系统

技术领域

本发明涉及超声系统中血流信息成像显示技术，特别是涉及一种超声血流运动谱的显示方法及其超声成像系统。

背景技术

在医学超声成像设备中，超声波辐射到被检查的物体之内，彩色多普勒血流仪与脉冲波和连续波多普勒一样，也是利用红细胞与超声波之间的多普勒效应实现显像的。彩色多普勒血流仪包括二维超声显像系统、脉冲多普勒（一维多普勒）血流分析系统、连续波多普勒血流测量系统和彩色多普勒（二维多普勒）血流显像系统。震荡器产生相差为 $\pi/2$ 的两个正交信号，分别与多普勒血流信号相乘，其乘积经模/数（A/D）转换器转变成数字信号，经梳形滤波器滤波，去掉血管壁或瓣膜等产生的低频分量后，送入自相关器作自相关检测。由于每次取样都包含了许许多多个红细胞所产生的多普勒血流信息，因此经自相关检测后得到的是多个血流速度的混合信号。把自相关检测结果送入速度计算器和方差计算器求得平均速度，连同经 FFT 处理后的血流频谱信息及二维图像信息一起存放在数字扫描转换器（DSC）中。最后，根据血流的方向和速度大小，由彩色处理器对血流资料作为伪彩色编码，送彩色显示器显示，从而完成彩色多普勒血流显像。

将频谱多普勒用于心脏瓣膜狭窄和动脉硬化病变等的定量诊断。传统的频谱多普勒得到的是血流沿超声传播方向速度分量的频谱。它不是实际的速度频谱分布，并且受到手法的影响，每次扫描时血管与超声传播方向的夹角也很难保持一致，因此造成测量的精度和可重复性较差，无法得到更加有效地反应血流实际情况的速度值。虽然可以采用角度矫正的方法估算出真实的速度，但这仅限于层流的情况，并且矫正的角度同样受到手法的影响可能产生一定的偏差。鉴于上述关于多普勒频谱无法有效的反应更加实际的血流情况，有必要提供一种更加直观的血流信息显示方案。

发明内容

基于此，有必要针对现有技术中的不足，提供一种超声血流运动谱的显示方法及其超声成像系统，提供了更加直观的血流运动信息显示方案，并为用户提供了更好的观察视角。

本发明的一个实施例中提供了一种超声血流运动谱的显示方法，其包括：
通过探头获得来自于扫描目标内的超声波信号；

基于所述超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血流速度；

根据所述超声波信号，获得所述扫描目标的至少一部分的超声图像；

5 获取位于所述脉管中的关注位置；

在显示区内绘制速度与时间的关联坐标系；

在所述关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置处血流速度的
值的变化，获得与所述关注位置相关联的运动速度曲线谱；

在所述超声图像上标记所述关注位置。

10 本发明的一个实施例中提供了一种超声成像系统，其包括：

探头；

发射电路，用于激励所述探头向扫描目标发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得来自于扫描
目标内的超声波信号；

15 图像处理模块，用于基于所述超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血
流速度，根据所述超声波信号，获得所述扫描目标的至少一部分的超声图像，获
取位于所述脉管中的关注位置，在显示区内绘制速度与时间的关联坐标系；及

显示器，用于在所述关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置
处血流速度的值的变化，获得与所述关注位置相关联的运动速度曲线谱，并显示
20 超声图像，在所述超声图像上标记所述关注位置。

附图说明

图 1 为本发明一个实施例的超声成像系统的框图示意图；

图 2 为本发明一个实施例的垂直发射的平面超声波束的示意图；

25 图 3 为本发明一个实施例的偏转发射的平面超声波束的示意图；

图 4 为本发明一个实施例中多角度接收的示意图；

图 5 为本发明一个实施例的方法流程示意图；

图 6 为本发明一个实施例的方法流程示意图；

图 7 为本发明其中一个实施例的筛选血流速度最大值的方法示意图；

30 图 8 为本发明其中一个实施例的筛选血流速度最大值的方法示意图

图 9 为本发明其中一个实施例的方法流程示意图；

图 10 为本发明其中一个实施例的方法流程示意图；

图 11、图 12、图 13、图 14 和图 15 分别为本发明中多个实施例中超声图像

和运动速度曲线谱对比显示的示意图；

图 16(a) 为本发明的其中一个实施例中第一模式下血流速度矢量信息计算示意图；

5 图 16(b) 为本发明的其中一个实施例中第二模式下血流速度矢量信息计算示意图；

图 17 为本发明其中一个实施例中运动速度曲线谱的显示示意图；

图 18 为本发明其中一个实施例的方法流程示意图。

具体实施方式

10 图 1 为本实施例一个实施例的超声成像系统的结构框图示意图。如图 1 所示，该超声成像系统通常包括：探头 1、发射电路 2、发射/接收选择开关 3、接收电路 4、波束合成模块 5、信号处理模块 6、图像处理模块 7 和显示器 8。本文中的“多个”指大于等于 2 个。

在超声成像过程中，发射电路 2 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 3 发送到探头 1。探头 1 受发射脉冲的激励，向扫描目标（例如，人体或者动物体内的器官、组织、血管等等，图中未示出）发射超声波，经一定延时后接收从目标区域反射回来的带有扫描目标的信息的超声回波，并将此超声回波重新转换为电信号。接收电路接收探头 1 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 5。波束合成模块 5 对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理，获得超声波信号，然后将超声波信号送入信号处理模块 6 进行相关的信号处理，如滤波等。经过信号处理模块 6 处理的超声回波信号送入图像处理模块 7。图像处理模块 7 根据用户所需成像模式的不同，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 图像等二维图像，此外，该超声图像还可包括三维图像。图像处理模块 7 生成的超声图像送入显示器 8 进行显示。此外，图像处理模块 7 还可以依据超声回波信号计算目标点的血流速度，并将给血流速度输出给显示器进行显示。图像处理模块 7 和信号处理模块 6 分离设置在不同的处理器上或者集成在同一个处理器 9 上。

30 本实施例中提到的目标点可以是超声图像上一个像素点或者包含至少两个像素点的区域块。本实施例中提到的血流速度，用于表征扫描目标内血流运动状态的流速信息，例如，可以包括扫描目标内目标点的多普勒频率，或者估计获得的用于表征扫描目标内目标点血流速度的速度矢量等等。可见，图像处理模块 7

计算的血流速度可以是一个速度值，也可以是一个速度矢量。速度矢量包括速度值和速度方向，通常用向量的表达方式。速度值的表现方式可以是数值，也可以是频谱表达，例如，血流的速度值可以是多普勒频率值，也可以是多普勒频谱形式表达。下文将会详细解释血流速度的相关计算方式。

5 探头 1 通常包括多个阵元的阵列。在每次发射超声波或接收超声波时，探头 1 的所有阵元或者所有阵元中的一部分参与超声波的发射。此时，这些参与超声波发射的阵元中的每个阵元或者每部分阵元分别受到发射脉冲的激励，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，形成被发射到扫描目标的合成超声波束，该合成超声波束的传播方向即为本文中所提到的超声波
10 的发射角度。参与超声波发射的阵元可以同时被发射脉冲激励；或者，参与超声波发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间可以有一定的延时。通过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，可改变上述合成超声波束的传播方向，下文将具体说明。

 通过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，也可以使参与超声波的发射的各个阵元发射的超声波在传播过程中不会聚焦，也不会
15 完全发散，而是形成整体上大体上为平面的平面波。或者，通过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，
20 获得的合成的超声波束是聚焦到该焦点处的波束，本文中称之为“聚焦超声波束”。发射聚焦超声波束的过程中，参与超声波的发射的阵元可以以预定的发射时延（即参与超声波的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间存在预定的时延）的方式工作，各阵元发射的超声波在焦点处聚焦，形成聚焦超声波束。又或者，通过
25 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，使参与超声波的发射的各个阵元发射的超声波在传播过程中发生发散，形成整体上大体上为发散波。本文中，称这种发散形式的超声波为“发散超声波束”。

 线性排列的多个阵元同时给予电脉冲信号激励，各个阵元同时发射超声波，合成的超声波束的传播方向与阵元排列平面的法线方向一致。例如，如图 2 所示的垂直发射的平面波，此时参与超声波的发射的各个阵元之间没有时延（即各阵
30 元被发射脉冲激励的时间之间没有时延），各个阵元被发射脉冲同时激励。生成的超声波束为平面波，即平面超声波束，并且该平面超声波束的传播方向与探头 1 的发射出超声波的表面大体垂直，即合成的超声波束的传播方向与阵元排列平面的法线方向之间的角度为零度。但是，如果施加到各个阵元间的激励脉冲有一

个时间延时，各个阵元也依次按照此时间延时发射超声波束，则合成的超声波束的传播方向与阵元排列平面的法线方向就具有一定的角度，即为合成波束的发射角度，改变上述时间延时，也就可以调整合成波束的发射角度的大小和在合成波束的扫描平面内相对于阵元排列平面的法线方向的发射方向。例如，图3所示为偏转发射的平面波，此时参与超声波的发射的各个阵元之间有预定的时延（即各阵元被发射脉冲激励的时间之间有预定的时延），各个阵元被发射脉冲按照预定的顺序激励。生成的超声波束为平面波，即平面超声波束，并且该平面超声波束的传播方向与探头1的阵元排列平面的法线方向成一定的角度（例如，图3中的角 α ），该角度即为该平面超声波束的发射角度。通过改变时延时间，可以调整角 α 的大小。同理，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“发射角度”，这里的合成波束可以为上文提到的平面超声波束、聚焦超声波束或发散超声波束等等。

此外，虽然上文只提供了线性阵列的发射角度的实现方式，但是对于二维超声换能器，可以理解为多个线性阵列的组合，因此，二维超声换能器也可以通过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，来调整合成波束与阵元排列平面的法线方向之间所形成的合成波束的“发射角度”。

更进一步地，通过控制参与超声波的接收的阵元（本文简称接收阵元）的孔径位置，可以调整接收的超声回波信号的接收角度。例如，如图4所示，超声探头包括阵元部1、阵元部2、阵元部3和阵元部4。阵元部1、阵元部2、阵元部3和阵元部4可以是一个阵元或者多个阵元。可以用阵元部1、阵元部2、阵元部3和阵元部4中的一个或多个的组合来作为接收阵元。图4中，向包含目标点位置A的扫描目标发射一个发射角度的超声波束时，利用阵元部1作为接收阵元，接收从扫描目标内某一个目标点位置A反射回来的超声波束的回波，根据阵元部1的孔径位置和目标点位置A的连线（图4中标记为实线），可以确定当前时刻接收的超声波束的回波的接收角度 α_1 。同时，根据利用阵元部2作为接收阵元，接收从扫描目标内某一个目标点位置A反射回来的超声波束的回波，根据阵元部2的孔径位置和目标点位置A的连线（图4中标记为虚线），可以确定当前时刻接收的超声波束的回波的接收角度 α_2 。从同一个目标位置A返回的超声波束的回波可以获得两个不同接收角度的超声波束的回波。因此，根据接收阵元的孔径位置和目标点位置之间的连线、与超声阵元排列平面的法线方向之间的夹角，来定义上述超声波束的回波的“接收角度”。通过改变探头上接收阵元的孔径位置，

则可以改变超声波束的回波的“接收角度”，从而获得不同接收角度的超声波束的回波。

基于上述解释，向扫描目标发射超声波束，期望从扫描目标获得多个角度的超声波信号时，既可以通过改变探头上接收阵元的孔径位置来改变超声波束的回波的接收角度，从而获得来自于扫描目标的不同接收角度对应的超声波信号；也可以通过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，改变超声波束的发射角度，基于不同发射角度的超声波束的回波，获得来自于扫描目标的不同发射角度对应的超声波信号。图像处理模块7可以根据不同角度的超声波信号，计算扫描目标内或者扫描目标中感兴趣区域内多个目标点的血流速度。

此外，图1所示的超声成像系统中还包括操作控制模块10，用于接收来自操作用户输入的调节信号，该调节信号包括对超声波束的发射角度、接收角度、超声波束类型等成像参数进行的调整，或者还可以包括对组织图像处理模块的图像、感兴趣区域或血流速度矢量的计算结果进行的调整。操作控制模块10可以为人机交互接口，例如键盘、滚轮、与带触摸功能的显示屏连接的触摸手势接收和计算模块、鼠标、有关手势控制信号的收发模块等等。图1中的显示器8包括一个或多个显示屏，本实施例中的显示屏可以为触摸显示屏、LED显示屏等等。

图像处理模块输出的图像数据或者运动速度曲线谱还可以通过无线传输模块，传输到远端显示器上进行显示，本实施例的方案不限于台式超声设备，还可以包括纳入医疗互联网系统内的所有可用于展现超声图像的设备。

图5中提供了一种超声血流运动谱的显示方法，其用于产生感兴趣区域内一段时间的速度运动曲线谱，可以显示感兴趣区域内诸如最大血流速度随时间的变化情况，或光标位置选择的多个感兴趣区域处血流速度随时间的对比变化情况。其中，所述运动速度曲线谱可以有两种表现形式，其一为运动速度曲线，在相应时刻时记录关注位置处血流速度的值；其二是，运动速度图谱，在相应时刻时记录所述关注位置处血流速度中不同速度值大小的红细胞数量分布。更进一步地，在本实施例中提供了一种可自动检测最大血流速度处的速度运动曲线谱的方法，下文简称最大运动速度曲线谱，其提供了有别于传统的曲线谱图，其可以在不受探头扫描的手法、探头位置的移动、以及每次扫描时血管与超声传播方向的夹角的变化等因素的影响，而在图谱中时刻反映感兴趣区域中最佳位置的血流信息，并给医生提供更好的诊断基础。当利用角度矫正估算出血流的最大值时，可以针对层流液体，而对于较为复杂的位置，如心脏，颈动脉窦处，无法使用角度矫正，即使在长而直的血管中，如颈总动脉，椎动脉等，受到手法的影响角度矫正依然会造成较大的误差，因此采用本实施例的方法可以为医生提供更加精确的数据支

持,且还可以避免上述问题,执行流程简单,数据更加精确。具体方法步骤如下所示。

如图 5 所示,本实施例提供的一种超声血流成像显示方法包括以下步骤 S100 至步骤 S600。

5 在步骤 S100 中,利用接收电路 4 和波束合成模块 5,通过探头 1 获得来自于扫描目标内的超声波信号。

在其中一些实施例中,利用发射电路 2 激励探头 1 向扫描目标发射超声波束,接收该超声波束的回波获得所述超声波信号。本实施例中向扫描目标发射的超声波束可以包括:聚焦超声波束和非聚焦超声波束,其中非聚焦超声波束包括:虚源超声波束、非衍射超声波束、发散超声波束或平面超声波束等多种波束类型中的至少一种或者至少两种以上的组合(这里的“以上”包括本数,以下同)。当然,本实施例的实施例中不限于以上几种类型的超声波束。可见步骤 S100 中的超声波信号可以是超声波束的回波信号。

在其中一些实施例中,在步骤 S100 中包括:步骤 121:向扫描目标发射聚焦超声波束,接收聚焦超声波束的回波,获得聚焦超声回波信号,用以重建超声图像、或计算血流速度等。或者,在步骤 S100 中包括步骤 122:向扫描目标发射平面超声波束,接收平面超声波束的回波,获得平面超声回波信号,用以重建超声图像、或计算血流速度等。又或者,在步骤 S100 中包括上述步骤 121 和步骤 122:向扫描目标发射聚焦超声波束,用以获得聚焦超声回波信号;向扫描目标发射平面超声波束,用以获得平面超声回波信号。聚焦超声回波信号可用作重建扫描目标的至少一部分超声图像,以求获取质量较好的超声图像作为背景图像,而在图 5 中的步骤 S200 中平面超声回波信号可以用作计算血流速度的图像数据基础。

在步骤 S100 中若采用两种类型的超声波束,则向扫描目标交替发射两种超声波束。例如,在向扫描目标发射平面超声波束的过程中插入向扫描目标发射聚焦超声波束的过程,即,交替执行上述步骤 121 和步骤 122。这样可以保证两种超声波束图像数据获取的同步性,提高多波束角度发射获得的血流速度的精确度。

除了波束类型可以由多种形式,在步骤 S100 中还可以接收多个角度的超声波信号用以计算血流速度或超声图像。例如,在步骤 S100 中可以向扫描目标发射不同发射角度的超声波束,用以接收获得多个角度的超声波信号。或者,从扫描目标上接收不同接收角度的超声波信号。可见,多个角度的超声波信号可以对应于多个发射角度,或者多个接收角度。具体如下所示:

1、针对向扫描目标发射不同发射角度的超声波束,可以沿不同的发射角度接收多个角度的超声波信号。

在本实施例的一个实施例中，在步骤 S100 中可以包括：沿多个发射角度向扫描目标发射超声波束，接收所述超声波束的回波获得多个角度的超声回波信号作为步骤 S100 接收的超声波信号。

5 在其中一个实施例中，在步骤 S100 中包括：沿多个发射角度向扫描目标发射超声波束，在该过程中，可以按照发射角度的不同交替执行向扫描目标发射超声波束的过程。例如，若沿两个发射角度向扫描目标发射超声波束，则先沿第一个发射角度向扫描目标发射超声波束，然后再沿第二个发射角度向扫描目标发射超声波束，完成一个扫描周期，最后依次重复上述扫描周期过程。或者，还可以先沿一个发射角度向扫描目标发射超声波束，再沿另一个发射角度向扫描目标发射超声波束，依次执行完所有发射角度后完成扫描过程。为获取不同的发射角度，
10 可通过改变参与超声波发射的阵元中的每个阵元或者每部分阵元的时延来获得，具体可参照图 2 或图 3 的解释。

在其中一个实施例中，沿每个发射角度向扫描目标发射多次超声波束，用以获得多次超声波信号，供后续超声图像数据的处理。例如，沿多个发射角度分别
15 向扫描目标发射多次非聚焦超声波束、或者沿多个发射角度分别向扫描目标发射多次聚焦超声波束。而每一次超声波束的发射对应获得一次超声波信号。

按照发射角度的不同交替执行向扫描目标发射多次超声波束的过程，能使获得的回波数据近似计算在同一时刻的目标点的血流速度矢量，提高速度矢量信息的计算精度。例如，若沿三个发射角度分别向扫描目标发射 N 次超声波束，可以
20 先沿第一个发射角度向扫描目标发射至少一次超声波束，然后再沿第二个发射角度向扫描目标发射至少一次超声波束，其次再沿第三个发射角度向扫描目标发射至少一次超声波束，完成一个扫描周期，最后依次重复上述扫描周期过程直至完成所有发射角度上的扫描次数。同一个扫描周期内不同发射角度下的超声波束的发射次数可以相同，也可以不相同。例如，如果是沿两个发射角度的发射超声波束，则按照 A1 B1 A2 B2 A3 B3 A4 B4……Ai Bi，以此类推。其中，Ai 是第一个发射角度中的第 i 次发射；Bi 是第二个发射角度中的第 i 次发射。而如果是沿三个发射角度的发射超声波束，则按照 A1 B1 B1C1 A2 B2 B2C2 A3 B3 B3C3……Ai Bi BiCi，以此类推。其中 Ai 是第一个发射角度中的第 i 次发射；Bi 是第二个发射角度中的第 i 次发射；Ci 是第三个发射角度中的第 i 次发射。
25

30 当上述步骤 S100 中选择向扫描目标发射两种波束类型的超声波束时，可以交替发射两种的超声波束，例如，上述步骤 S100 包括：步骤 S101，向扫描目标发射多次聚焦超声波束，用以获取重建超声图像的图像数据。步骤 S102，沿一个或多个发射角度向扫描目标发射多次平面超声波束，用以获取计算速度矢量信息

的图像数据。然而，可以在向扫描目标发射平面超声波束的过程中插入向扫描目标发射聚焦超声波束的过程。比如，将向扫描目标发射的多次聚焦超声波束均匀插入到执行上述步骤 S102 的过程中。或者还可以，采用任何一种能实现上述向扫描目标发射多次平面超声波束的至少一部分与上述向扫描目标发射多次聚焦超声波束的至少一部分交替执行方案的任何一种交替发射方式。本实施例中可以利用聚焦超声波束获得质量较好的超声图像；而可以利用平面超声波束帧率高的特点获得高实时性的速度矢量信息，而且为了在数据获取上两者具有更好的同步性，采用两种类型的超声波形交替发射的方式。

接收电路 4 和波束合成模块 5 接收上述发射的超声波束的回波，进行波束合成后获得超声波信号。例如，当接收聚焦超声波束的回波，则获得聚焦超声波信号；当接收平面超声波束的回波，则获得平面超声波信号，依次类推。在步骤 S100 中发射何种类型的超声波束，那么对应接收何种类型的超声波束的回波，生成对应类型的超声波信号。例如，聚焦超声波束对应聚焦超声波信号、平面超声波束对应平面超声波信号、发散超声波束对应发散超声波信号等等，在此不逐一列举。

接收电路 4 和波束合成模块 5 接收上述步骤 S100 发射的超声波束的回波时，可以利用参与超声波发射的阵元中的每个阵元或者每部分阵元分时实现发射和接收功能时接收上述步骤 S100 中发射的超声波束的回波，或者将探头上的阵元分为接收部分和发射部分、然后利用参与超声波接收的阵元中的每个阵元或者每部分阵元接收上述步骤 S100 中发射的超声波束的回波，等等。

当在步骤 S100 中沿一个发射角度上发射超声波束时，接收来自该发射角度的超声波束的回波，对应获得一组超声波信号。当在步骤 S100 中沿多个发射角度上发射超声波束时，对应接收多个发射角度的超声波束的回波，获得对应于多个发射角度的多组超声波信号。基于不同的发射角度，可以接收对应于不同发射角度的多组超声波信号。此外，一组超声波信号包括多次超声波信号，多次超声波信号可以对应于接收沿每个发射角度上发射的多次超声波束的多次回波信号，其中一次超声波束的发射对应获得一次超声波信号。例如，在步骤 S100 中沿多个不同发射角度分别向扫描目标发射多次平面超声波束，则分别接收上述多个发射角度对应的平面超声波束的回波，获得分属于不同发射角度的多组平面超声波信号，其中每组平面超声波信号包括至少两次平面超声波信号，每次平面超声波信号源自沿一个发射角度上执行一次向扫描目标发射超声波束的步骤所获得的回波。又例如，对于步骤 S100 中向扫描目标发射多次聚焦超声波束，则接收上述聚焦超声波束的回波，获得多次聚焦超声波信号。

2、沿不同的接收角度从扫描目标接收多个角度的超声波信号。

当在步骤 S100 中发射电路 2 激励探头 1 沿一个或多个发射角度向扫描目标发射超声波束时，可以通过调节探头上的接收阵元的孔径位置，来接收来自于扫描目标的超声波束的回波，获得沿不同接收角度的超声波信号，作为步骤 S100 中接收获得的不同角度的超声波信号，具体可参见图 4 及相关说明所示。沿多个发射角度向扫描目标发射超声波束的过程参见前文相关说明。

例如，在其中一个实施例中，在步骤 S100 中，当接收来自扫描目标上超声波束的回波时，则将探头中接收阵元的孔径位置调整到第一位置，用于接收该发射角度的超声波束的回波，获得属于第一接收角度的第一组超声波信号，将接收阵元的孔径调整到第二位置，用于接收该发射角度的超声波束的回波，获得属于第二接收角度的第二组超声波信号，同理，从而基于不同的接收角度获得多组超声波信号。

参照前文沿多个发射角度的执行顺序和规则，在上述实施例中沿不同的接收角度从扫描目标接收多个角度的超声波信号的过程中，也可以按照接收角度的不同交替执行多组超声波信号的接收过程。在其中一个实施例中，发射电路 2 激励探头 1 向扫描目标发射超声波束，分多个不同的接收角度分别接收该超声波束的回波，获得多组分属不同接收角度的超声波信号，其中沿一个接收角度从扫描目标对应接收一组超声波束的回波信号，供后续波束合成、超声图像数据的处理和血流速度矢量的计算。沿多个接收角度分别从扫描目标接收多组超声波束的回波。例如，在步骤 S100 中向扫描目标发射平面超声波束，沿一个接收角度多次接收超声波束的回波，获得一组平面超声波信号，此一组平面超声波信号中包括多次平面超声波信号，沿不同接收角度接收多组平面超声波束的回波，从而获得分属不同接收角度的多组平面超声波信号。

3、基于一个发射角度或者一个接收角度获得的超声波信号，也可也用于后续步骤中计算血流速度的最大值和获得超声图像。例如，在步骤 S100 中沿一个发射角度向扫描目标发射平面超声波束，则沿一个接收角度多次接收超声波束的回波，获得一组平面超声回波信号，此一组平面超声回波信号中包括多次平面超声回波信号。当然此实施例中还可以替换为上述其他超声波形。

基于前文中提到的调整发射角度或者调整接收角度，均可以在步骤 S100 中获得了沿一个角度或多个角度的超声波信号，此处的角度可以包括发射角度或者接收角度。与一个发射角度或者接收角度对应获得一组超声波信号，对应不同的发射角度或接收角度可以获得多组超声波信号，每一组超声波信号中包括至少一次沿发射角度或接收角度获得的超声波信号。依据其中任意一组超声波信号或两组以上的超声波信号的组合，可以获取扫描目标的至少一部分的超声图像。此外，

基于多组超声波信号中的任意一组或两组以上的组合, 可以获取感兴趣区域中目标点的血流速度。

在步骤 S100 中, 为了便于计算方便, 和提升图像显示效果, 通过探头获得来自于扫描目标内的多个角度的超声波信号中, 多个角度的超声波信号分属于不同的接收角度或发射角度, 按照超声波信号对应的不同角度, 存储为与角度相关的至少一组数据帧集。也就是将上述获得的一组超声波信号存储为与角度相关的一组数据帧集, 数据帧集中包括至少一帧图像数据。

在步骤 S200 中, 图像处理模块 7 根据步骤 S100 中获得的超声波信号, 获得扫描目标内脉管中的血流速度。

步骤 S200 中可以先计算扫描目标的整个成像区域中所有目标点对应的血流速度方向, 然后根据关注位置的获取, 再提取相应的血流速度进行显示处理。或者, 还可以先确定关注位置, 然后获取超声图像用以计算与关注位置有关的血流速度, 用于后续的显示处理。

血流速度可以由多种计算方式, 具体如下所示。

第一种, 利用多普勒成像技术来计算血流速度。

首先, 按照前文所述方式获取超声波信号, 此超声波信号可以是分属一个或多个角度的超声波信号。此角度可以为发射角度或接收角度。以下实施例以沿一个或多个发射角度向扫描目标发射超声波束, 并接受所述超声波束的回波信号作为步骤 S100 中的超声波信号为例进行说明。在多普勒超声成像方法中, 针对扫描目标在同一发射角度连续发射多次超声波束; 接收发射的多次超声波束的回波, 获得多次超声回波信号, 每一次超声回波信号中每个值对应了在一个发射角度上进行扫描时一个目标位置上的值。

然后, 在步骤 S200 中按照以下方式进行计算:

将一组超声波信号中的多次超声波信号分别沿发射角度所在的方向做 Hilbert 变换, 得到采用复数表示每个目标点上值的多个图像数据; N 次发射接收后, 在每一个目标点上就有沿时间变化的 N 个复数值, 然后, 按照下述两个公式 (1) 和 (2) 计算目标点 z 在发射角度方向上的速度大小:

$$v_z = -\frac{c}{4\pi f_0 T_{prf}} \arctan\left(\frac{\Im\{R(1)\}}{\Re\{R(1)\}}\right) \quad \text{公式 (1)}$$

$$R(1) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=0}^{N-2} x(i)x(i+1) + y(i)y(i+1) + j[y(i+1)x(i) - x(i+1)y(i)] \quad \text{公式 (2)}$$

其中, V_z 是计算出来的沿发射角度的速度值, c 是声速, f_0 是探头的中心频率, T_{prf} 是两次发射之间的时间间隔, N 为发射的次数, $x(i)$ 是第 i 次发射上的实部, $y(i)$ 是第 i 次发射上的虚部, $\Im$ 为取虚部算子, $\Re$ 为取实部算子。以上公式 (1) 和 (2) 为一个固定位置上速度值的计算公式。

5 其次, 以此类推, 每个目标点上的速度值通过这 N 个复数值都可以求出。

如果采用上述方法来计算步骤 S200 中的血流速度, 那么可以取多普勒速度值 V_z 表征目标点上的血流速度, 也可以取包含多普勒速度值 V_z 表征目标点上的速度值、速度方向为发射角度的向量表达方式来表征目标点上的血流速度。血流速度的表现形式可以不限, 当然上述实施例中提供了利用多普勒成像技术获得的一个角度方向上的血流速度分量。

在上述实施例中采用的发射角度作为实施例, 如果采用前文中提到的沿接收角度获得多次超声回波信号, 则也可以采用上述方式来进行计算, 但是前文中的发射角度则替换为接收角度, 速度方向则为接收角度。

采用上述多普勒计算方式, 根据不同角度的超声波信号, 可以分别获得在不同角度作为速度方向上的速度值, 本文可以简称为多普勒速度值, 此多普勒速度值可以用多普勒频率来表征。此外, 多普勒速度值还可以用多普勒频谱的形式来表现。

通常, 在超声成像中, 利用多普勒原理, 对超声波信号进行多普勒处理, 可以获得扫描目标或者其内的运动部分的运动速度。例如, 获得了超声波信号之后, 20 通过自相关估计方法或者互相关估计方法, 可以根据超声波信号获得扫描目标或者其内的运动部分的运动速度。对超声波信号进行多普勒处理以获得扫描目标或者其内的运动部分的运动速度的方法可以使用本领域中目前正在使用或者将来可能使用的任何可以用以通过超声波信号计算扫描目标或者其内的运动部分的运动上速度的方法, 在此不再详述。

25 第二种, 基于斑点追踪的方式利用两帧图像之间相同斑点的偏移, 来获得计算获得感兴趣区域内目标点的血流速度。具体如下所示。

首先, 按照前文所述方式获取超声波信号, 此超声波信号可以包括至少一组超声波信号。

其次, 根据所述超声波信号, 获得至少两帧超声图像, 例如获得至少第一帧 30 超声图像和第二帧超声图像。如前文所述, 本实施例中可以采用平面超声回波信号来获取计算目标点的血流速度的超声图像。平面超声波束大体上在整个成像区域中传播, 因此, 通常, 一次发射的平面超声波束所对应获得的一次平面波束回波信号通过处理即可获得一帧平面波束回波图像数据。本文中, 将对平面超声波

束对应获得的平面波束回波信号进行相应的处理而获得的扫描目标的超声图像数据称之为“平面波束回波图像”。

然后，在第一帧超声图像中选择跟踪区域，该跟踪区域可以包含希望获得其速度矢量的目标点。例如，跟踪区域可以选择目标点的某个邻域或者包含目标点的某个数据块。

其次，在第二帧超声图像中搜索与该跟踪区域对应的区域，例如，搜索与前述的跟踪区域具有最大相似性的区域作为跟踪结果区域。这里，相似性的度量过程可以采用下述公式来寻找相似矩阵，基于相似矩阵来寻找与前述的跟踪区域具有最大相似性的区域。

二维图像中相似矩阵采用下述公式 (3) 或 (4) 计算。

$$\operatorname{argmin}_{K,L} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N |X_1(i,j) - X_2(i+K,j+L)| \quad (3)$$

$$\operatorname{argmin}_{K,L} \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [X_1(i,j) - \overline{X_1}] [X_2(i+K,j+L) - \overline{X_2}]}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [X_1(i,j) - \overline{X_1}]^2 \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [X_2(i+K,j+L) - \overline{X_2}]^2}} \quad (4)$$

其中， X_1 为第一帧超声图像， X_2 为第二帧超声图像。 i 和 j 是二维图像的横纵坐标。 $\operatorname{argmin}_{K,L}$ 表示当它右边的式子计算结果达到最小时， K 和 L 的值。 K, L 则代表图像中新的位置。

M, N 为图中跟踪区域的大小。 $\overline{X_1}$ 和 $\overline{X_2}$ 是第一帧和第二帧跟踪区域和跟踪结果区域中的平均值。

三维图像中相似矩阵采用下述公式 (5) 或 (6) 计算。

$$\operatorname{argmin}_{A,B,C} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^L |X_1(i,j,k) - X_2(i+A,j+B,k+C)| \quad (5)$$

$$\operatorname{argmin}_{A,B,C} \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^L [X_1(i,j,k) - \overline{X_1}] [X_2(i+A,j+B,k+C) - \overline{X_2}]}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^L [X_1(i,j,k) - \overline{X_1}]^2 \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^L [X_2(i+A,j+B,k+C) - \overline{X_2}]^2}} \quad (6)$$

其中， X_1 为第一帧超声图像， X_2 为第二帧超声图像。 i, j 和 k 是三维图像的坐标。 $\operatorname{argmin}_{A,B,C}$ 表示当它右边的式子计算结果达到最小时， A, B, C 的值。 A, B, C 则代表图像中新的横纵坐标位置。 M, N, L 为图中跟踪区域的大小。 $\overline{X_1}$ 和 $\overline{X_2}$ 是第一帧和第二帧跟踪区域和跟踪结果区域中的平均值。

最后，根据前述的跟踪区域和前述的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，即可获得所述目标点的速度矢量。例如，速度值可以通过跟踪区域和跟踪结果区域之间的距离（即目标点在预设时间间隔内的移动位移）、除以第一帧平面波束回波图像数据与第二帧平面波束回波图像

数据之间的时间间隔获得，而速度方向可以为从跟踪区域到跟踪结果区域的连线的方向，即目标点在预设时间间隔内的移动方向。

此外，在进行速度计算前，还可以对获得的至少两帧超声图像进行壁滤波处理，就是对于图像上每个位置上的点沿时间方向分别做壁滤波。图像上的组织信号随时间变化较小，而血流信号由于血流的流动则变化较大。因此可以采用高通滤波器作为血流信号的壁滤波器。经过壁滤波之后，频率较大的血流信号保留下来，而频率较小的组织信号将被滤去。经过壁滤波后的信号，血流信号的信噪比可大大增强。

基于上述方法，步骤S200中的血流速度可以为上述方法获得的速度矢量的绝对值，或者为速度矢量。

第三种，基于目标点处的时间梯度和空间梯度获得目标点的速度矢量，具体如下所示。

首先，按照前文所述方式获取超声波信号，此超声波信号可以包括至少一组超声波信号。此超声波信号可以是分属一个或多个角度的超声回波信号。此角度可以为发射角度或接收角度，以下实施例以发射角度为例说明。

其次，根据超声波信号，获得至少两帧超声图像；

然后，根据超声图像获得在目标点处沿时间方向的第一梯度，根据超声图像获得在目标点处沿发射角度的第二梯度，根据超声图像获得在目标点处沿垂直于发射角度的方向的第三梯度，根据第一梯度、第二梯度和第三梯度计算目标点的在发射角度上的第五速度分量和在垂直于发射角度的方向上的第六速度分量；

其次，根据第五速度分量和第六速度分量合成获得目标点的速度矢量，其中包括合成后获得的速度值和合成角度，合成角度指向速度方向。

在上述实施例中采用的发射角度作为实施例，如果至少两帧超声图像采用前文中提到的沿接收角度获得多次超声回波信号，则也可以采用上述方式来进行计算，但是每个步骤中的“发射角度”应被替换为接收角度。在其中一个实施例中，上述过程采用平面超声回波信号来进行计算可以提升速度矢量的计算速度和精确度。基于上述方法，步骤 S200 中的血流速度可以为上述方法获得的速度矢量的绝对值，或者为速度矢量。

第四种，基于分属不同角度的数据帧集，在目标点处关联获得沿多个不同角度的速度分量；合成与多个不同角度相关的速度分量，获得该目标点处的速度矢量。例如，可以利用多普勒成像技术来计算在目标点处沿多个角度的速度分量，然后合成获得目标点的速度矢量。具体地如下所示。

首先，按照前文所述方式获取至少两组超声波信号，所述至少两组超声波信号可以是分属多个发射角度或接收角度的超声波信号，以下实施例以发射角度为例说明。

其次，基于分属不同角度的数据帧集，参照前文利用多普勒成像技术的计算过程，分别计算每一组数据帧集对应的速度分量，获得与所述角度相关的至少两个速度分量。在每个目标点处获得至少两个速度分量。每个速度分量可以包括以多普勒速度值表征目标点上的速度值，相应的发射角度表征目标点上的速度方向；也可以只包括以多普勒速度值表征目标点上的速度值。

然后，将目标点处对应的至少两个速度分量进行速度合同时按照时间的变化顺序成，获得目标点的速度矢量，其中包括合成后获得的速度值和合成角度，合成角度指向速度方向。

在上述实施例中采用的发射角度作为实施例，如果采用前文中提到的沿多个接收角度获得多组超声回波信号，则也可以采用上述方式来进行计算，但是每个步骤中的“发射角度”应被替换为“接收角度”。

当然针对一个发射角度对应的超声回波信号，本实施例不限于上述方法，还可以采用其他本领域中已知或者未来可能采用的方法。本文中提到的超声图像可以是二维图像数据，也可以是多个二维图像数据组成的三维图像数据，下文同。

前文中已提出了多种有关血流的速度值或速度矢量的计算方式均可以用于估计步骤S200中的目标点的血流速度，本文中步骤S200中计算的血流速度可以是一个速度值，也可以是一个速度矢量，速度矢量包括速度值和速度方向。如果步骤S200中的血流速度是一个速度值，则可以用多普勒频率、多普勒频谱来表示，或者也可以取速度矢量信息中的速度值，这个速度值可以是速度矢量的绝对值，或者其他取值表现形式。如果步骤S200中的血流速度是一个速度矢量，则血流速度可以是：用多普勒频率表征速度值，接收角度或发射角度表征速度方向的速度矢量；也可以通过诸如多角度速度合成、多角度频谱合成或斑点跟踪等方式来近似计算速度矢量。血流速度中速度值可以是目标点的近似或真实速度大小、加速度大小、速度方差评估值等等表征速度状态的统计量中的其中一种。前文的速度方向可以是上文提到的发射角度或者接收角度，或者，计算速度矢量时获得的速度方向或进行合成计算时获得的合成角度。

此外，步骤S200中计算获得的目标点对应的血流速度可以包括一个或多个速度值，也可以包括一个或多个速度矢量。

本实施例的目标点可以为扫描目标内感兴趣的点或者位置，通常表现为，在显示器上展示的扫描目标的至少一部分超声图像中，可被标记或者可被展示的感

兴趣的点或者位置。例如，目标点可以是用户在感兴趣区域中输入的像素点或像素区域，也可以是感兴趣区域中系统自动生成的多个离散像素点或像素区域，用于确定计算某个像素点或某块像素邻域块图像坐标处血流速度的关联位置。

5 步骤 S200 中的目标点可以是用户在感兴趣区域中输入的多个像素点或像素邻域（数据块），也可以是感兴趣区域中系统自动生成的多个离散像素点或像素邻域（数据块），或者还可以是感兴趣区域中的所有像素点或像素邻域（数据块）。

本文提到的感兴趣区域，可以是系统自动在超声图像上形成的区域，或者是整个成像区域，或者还可以是用户在超声图像上输入选择指令获得区域，等等。通常感兴趣区域至少一个像素点，或包含至少一个像素点的邻域（数据块）。

10 在步骤 S200 中可以计算脉管中多个感兴趣区域内各个目标点的血流速度，而这多个感兴趣区域可以相互包含。例如，在其中一些实施例中，步骤 S200 还包括以下步骤：

首先，获得第一感兴趣区域内多个目标点的血流速度；

其次，获得第二感兴趣区域内多个目标点的血流速度。

15 更进一步地，第一感性区域可以是系统自动在超声图像上形成的区域，或者是整个成像区域，或者还可以是用户在超声图像上输入选择指令获得区域，等等。第二感兴趣区域可以是包含在第一感兴趣区域内的子区域，或者是与第一感兴趣区域部分重合或完全不重合的感兴趣区域。

20 在其中一些实施例中，若第一感性区域为整个成像区域，第二感兴趣区域是包含在第一感兴趣区域内的子区域，那么，可以先计算整个成像区域内各个目标点的血流速度，然后根据选定的感兴趣区域来提取第一感兴趣区域和第二感兴趣区域内多个目标点的血流速度。提取两个感兴趣区域或两个以上感兴趣区域的血流速度进行比较，可以同时显示对比两个区域范围内的运动速度曲线谱，例如同时显示对比两个区域范围内的最大运动速度曲线谱。

25 在步骤 S300 中，图像处理模块 7 根据上述超声波信号，获得扫描目标的至少一部分的超声图像。

本文的超声图像可以是三维超声立体图像，也可以是二维超声图像，例如 B 图、用以显示的通过上述扫描体获得的三维超声图像数据库中的图像，或者通过二维血流显示技术获得的增强型 B 图像。

30 在本实施例的一个实施例中，超声图像可以使用平面超声波束成像，也可以使用聚焦超声波束成像。但是由于聚焦超声波束每次发射的能力较集中，而且仅在能力集中处成像，因此获得的回波信号信噪比高，获得的超声图像质量较好，而且聚焦超声波束的主瓣狭窄，旁瓣较低，获得的超声图像的横向分辨率也较高。

所以，在本实施例的一个实施例中，超声图像可以使用聚焦超声波束成像。同时为了获得更加高质量的超声图像，可以在步骤 S100 中发射多次发射聚焦超声波束，来实现扫描获得一帧超声图像。

在本实施例的一个实施例中，在上述步骤 S100 中向扫描目标发射多次聚焦超声波束，而在步骤 S200 中接收聚焦超声波束的回波，获取一组聚焦波束回波信号，根据所述聚焦波束回波信号获得扫描目标的至少一部分的超声图像。利用聚焦超声波可以获得高质量的超声图像。有关平面超声波束和聚焦超声波束的结合发射过程参见前述相关内容。

在步骤 S400 中，图像处理模块 7 获取位于脉管中的关注位置。

本实施例中的关注位置可以是光标所在位置，用户选定位置，和血流速度最大值所在的位置中的其中之一或两者的组合。此外，关注位置可以包括一个，也可以包括多个。本实施例中的一个关注位置可以是一个感兴趣区域，若是一个感兴趣区域，那么该关注位置的血流速度可以为感兴趣区域中多个目标点血流速度值的均值、方差、均方差、最大值和最小值中的其中一个。或者，一个关注位置也可以等同于一个目标点。此外，关注位置还可以是感兴趣区域中的任意一个目标点，或者是被选中的目标点（例如用户选定位置、血流速度最大值所在的位置）。

根据确定的关注位置，执行步骤 S500 至步骤 S600 的过程，即利用显示器在显示区内绘制速度与时间的关联坐标系，在所述关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置处血流速度的值的变化，获得与所述关注位置相关联的运动速度曲线谱。在上述过程中，可以提前利用图像处理模块在记录所述关注位置处血流速度随时间的变化，进行缓存，然后再通过显示器显示步骤 S500 和步骤 S600 的内容。

有关速度与时间的关联坐标系可参见附图 11、图 12 和图 13，和图 14、图 15 和图 17 中的运动速度曲线谱的坐标系。

在其中一些实施例中，参见附图 17，若关注位置包括至少两个，那么上述步骤 S600 中，在同一个所述关联坐标系下，同时按照时间的变化顺序显示所述至少两个关注位置处血流速度的值的变化，获得分别与所述至少两个关注位置相关联的运动速度曲线。在本实施例中，也可以利用图像处理模块在同时记录至少两个关注位置处血流速度随时间的变化，进行缓存，然后再通过显示器显示步骤 S500 和步骤 S600 的内容。

上述实施例中的关注位置可以是光标所在位置和用户选定位置。当然，也可以如图 17 所示，超声图像 91 内包括感兴趣区域 92 和感兴趣区域 95，光标位置 97，脉管 93。上述关注位置包括感兴趣区域 92 内的最大血流速度所在的位置 94，

感兴趣区域 95 内的最大血流速度所在的位置 96 和光标位置 97。因此，分别获得与上述三个关注位置 97, 96, 94 相关联的运动速度曲线叠加在一个坐标系中，形成图 17 中的运动速度曲线 98，其中绘制的曲线 981, 982, 983 分别关联上述三个关注位置 97, 96, 94。此外，更进一步的上述步骤 S400 中获取的多个关注位置中并不限定一定包含最大血流速度所在的位置，还可以是包含光标所在位置和至少一个感兴趣区域中的任意一个位置。按照上述步骤 S500 和步骤 S600 形成的结果也可如图 17 中的运动速度曲线 98 所示。

在其中一些实施例中，如图 6 所示，步骤 S400 中的关注位置包括最大血流速度所在的位置。因此，步骤 S400 中还需要增加以下步骤：

步骤 S410，图像处理模块 7 查找血流速度中的最大值，

步骤 S420，图像处理模块 7 根据所述最大值所在的位置确定所述关注位置。在步骤 S420 中根据所述最大值所在的位置确定的关注位置可以是部分关注位置，基于此，在步骤 S420 中确定至少一个关注位置为所述最大值所在的位置，而同时还包含其他关注位置，其他关注位置可以是光标所在位置或用户选定的任意位置，那么如图 17 所示，可以同时对比显示最大值所在的位置和光标所在位置的

血流速度变化。

以下以查找血流速度中的最大值来确定关注位置为例，进行如下具体说明。在上述步骤 S600 中，图像处理模块 7 在关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述最大值所在的位置处的血流速度的值的变化，获得与所述最大值所在的位置相关联的运动速度曲线谱，从而生成最大运动速度曲线谱，所述最大运动速度曲线谱记录血流速度最大值所在位置处对应的血流速度与时间之间的对应关系。

对于步骤 S410 中图像处理模块 7 查找血流速度中的最大值的方法，可参见下文详解。

针对步骤 S200 获得的目标点的血流速度，可以逐帧对比获得血流速度中的最大值，也可以多帧进行对比。具体可参见下文详细说明。

第一种，步骤 S410 中采用以下逐帧比对的方式。

首先，提取感兴趣区域内多个目标点在当前时刻对应的血流速度；然后，比较当前时刻中血流速度，确定最大值；其次，将当前时刻时血流速度中的最大值所在的目标点，视为第一关注位置；最后，执行步骤 S600 时，在运动速度曲线谱中，在当前时刻所在的位置处关联显示所述第一关注位置对应的血流速度的值，获得最大运动速度曲线谱。

参见图 7 所示，通常一次或多次超声回波信号可以获得一帧超声图像，每帧

超声图像对应一个采集时刻。首先，提取每帧超声图像（例如 T1、T2、T3、T4）中感兴趣区域中多个目标点的血流速度。例如，T1 帧图像中对应的多个目标点 A、B、C、D 的血流速度分别为 v_{1-1} 、 v_{1-2} 、 v_{1-3} 、 v_{1-4} ，T2 帧图像中对应的多个目标点 A、B、C、D 的血流速度分别为 v_{2-1} 、 v_{2-2} 、 v_{2-3} 、 v_{2-4} ，T3 帧图像中对应的多个目标点 A、B、C、D 的血流速度分别为 v_{3-1} 、 v_{3-2} 、 v_{3-3} 、 v_{3-4} ，T4 帧图像中对应的多个目标点 A、B、C、D 的血流速度分别为 v_{4-1} 、 v_{4-2} 、 v_{4-3} 、 v_{4-4} ，此处采用的血流速度可以是速度值，也可以是速度矢量。然后，逐帧比对超声图像中各个目标点的血流速度，提取每帧超声图像中感兴趣区域内血流速度的最大值，例如在 T1、T2、T3、T4 帧图像中的血流速度最大值分别为 v_{1-1} 、 v_{2-2} 、 v_{3-3} 、 v_{4-2} 。其次，将每帧超声图像中感兴趣区域内查找的最大值所在的目标点视为第一关注位置，即 v_{1-1} 、 v_{2-2} 、 v_{3-3} 、 v_{4-2} 分别在 T1、T2、T3、T4 帧图像中的目标点 A、B、C、B，视为第一关注位置。最后，在最大运动速度曲线谱中，建立血流速度与时间变量之间的对应关系，并在 T1、T2、T3、T4 帧图像分别对应最大运动速度曲线谱中的时刻 t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 ，对应记录 v_{1-1} 、 v_{2-2} 、 v_{3-3} 、 v_{4-2} 。当然，这里的 v_{1-1} 、 v_{2-2} 、 v_{3-3} 、 v_{4-2} 可以用多普勒频率或多普勒频谱来表示，那么在最大运动速度曲线谱中各个时刻将对应记录最大值相应的多普勒频率或多普勒频谱，从而形成一种新的可以始终保证显示最大位置速度的图谱信息。当采用多普勒频谱来进行比较时，可以通过取多普勒频谱的包络来进行最大值的比较。

第二种，参见图 8 所示，步骤 S410 中采用以下多帧比对的方式。

首先，提取预设时间段内感兴趣区域内多个目标点在各个时刻对应的血流速度，其中，根据所述超声波信号，计算预设时间段内感兴趣区域内各个目标点在各个时刻对应的血流速度。例如，通常一次或多次超声回波信号可以获得一帧超声图像，每帧超声图像对应一个采集时刻。提取多帧超声图像（例如 T11、T12、T13、T14）中感兴趣区域中多个目标点的血流速度。例如，T11 帧图像中对应的多个目标点 A1、B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{11-1} 、 v_{11-2} 、 v_{11-3} 、 v_{11-4} ，T12 帧图像中对应的多个目标点 A1、B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{12-1} 、 v_{12-2} 、 v_{12-3} 、 v_{12-4} ，T13 帧图像中对应的多个目标点 A1、B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{13-1} 、 v_{13-2} 、 v_{13-3} 、 v_{13-4} ，T14 帧图像中对应的多个目标点 A1、B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{14-1} 、 v_{14-2} 、 v_{14-3} 、 v_{14-4} ，此处采用的血流速度可以是速度值，也可以是速度矢量。本实施例中的多帧超声图像可以是连续的多帧图像，也可以是非连续的多帧图像。

然后，比较预设时间段内各个时刻对应的血流速度，确定预设时间段内血流

速度的最大值。例如，比较多帧超声图像（例如 T11、T12、T13、T14）中的血流速度，查找最大值，最大值至少满足以下规则之一：

1、最大值对应的目标点在预设时间段内各个时刻时的血流速度均为最大。

例如，在 T11 帧图像中 $v_{11-1} > v_{11-2} > v_{11-3} > v_{11-4}$ ，在 T12 帧图像中
5 $v_{12-1} > v_{12-2} > v_{12-3} > v_{12-4}$ ，在 T13 帧图像中 $v_{13-1} > v_{13-2} > v_{13-3} > v_{13-4}$ ，在 T14
帧图像中 $v_{14-1} > v_{14-2} > v_{14-3} > v_{14-4}$ ，则最大值分别为 v_{11-1} 、 v_{12-1} 、 v_{13-1} 和 v_{14-1} ，
即目标点 A1 在各个时刻上的血流速度。

2、最大值为预设时间段内各个时刻对应的血流速度中的最大值。例如，

$v_{11-1} > v_{11-2} > v_{11-3} > v_{11-4} > v_{13-1} > v_{13-2} > v_{13-3} > v_{13-4} > v_{14-1} > v_{14-2} > v_{14-3} > v_{14-4} > v_{12-1} > v_{12-2} > v_{12-3} > v_{12-4}$
10

则，预设时间段内各个时刻对应的血流速度的最大值为 v_{11-1} ，最大值对应的目标点为 A1。

其次，将查找到的最大值所在的目标点视为第二关注位置，即在 T11、T12、T13、T14 帧图像中的位置为目标点 A1。

15 最后，执行步骤 S600 时，在运动速度曲线谱中，位于预设时间段内关联显示所述第二关注位置在预设时间段内对应的血流速度，获得最大运动速度曲线谱。

在最大运动速度曲线谱中，建立目标点 A1 的血流速度与时间变量之间的对应关系，在 T11、T12、T13、T14 帧图像分别对应最大运动速度曲线谱中的时刻 t_{11} 、 t_{12} 、 t_{13} 、 t_{14} ，对应记录 v_{11-1} 、 v_{12-1} 、 v_{13-1} 、 v_{14-1} 。当然，这里的 v_{11-1} 、
20 v_{12-1} 、 v_{13-1} 、 v_{14-1} 可以用多普勒频率来表示，那么提取预设时间段内目标点 A 对应的多普勒频谱显示在所述最大运动速度曲线谱中。

更进一步地，提取下一个预设时间段内感兴趣区域内多个目标点在各个时刻对应的血流速度，例如 T15 帧图像中对应的多个目标点 A1、B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{15-1} 、 v_{15-2} 、 v_{15-3} 、 v_{15-4} ，T16 帧图像中对应的多个目标点 A1、
25 B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{16-1} 、 v_{16-2} 、 v_{16-3} 、 v_{16-4} ，T17 帧图像中对应的多个目标点 A1、B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{17-1} 、 v_{17-2} 、 v_{17-3} 、 v_{17-4} ，
T18 帧图像中对应的多个目标点 A1、B1、C1、D1 的血流速度分别为 v_{18-1} 、 v_{18-2} 、 v_{18-3} 、 v_{18-4} 。然后，确定预设时间段内血流速度的最大值。例如， v_{12-3} 是上述各个时刻所有血流速度中的最大值。那么将查找到的最大值 v_{12-3} 所在的目标点
30 视为第二关注位置，即在 T15、T16、T17、T18 帧图像中的位置为目标点 B1。
最后，在最大运动速度曲线谱中，在 T15、T16、T17、T18 帧图像分别对应最大运动速度曲线谱中的时刻 t_{15} 、 t_{16} 、 t_{17} 、 t_{18} ，对应记录 v_{15-2} 、 v_{16-2} 、 v_{17-2} 、 v_{18-2} ，即目标点 B1 对应的血流速度。

若上述血流速度用多普勒频率或多普勒频谱来表示，那么在最大运动速度曲线谱中各个时刻将对应记录某一时间段内血流速度最大值所在位置处的多普勒频率或多普勒频谱，从而形成一种新的可以始终保证显示最大位置速度的图谱信息。

5 在步骤 S410 中查找血流速度中的最大值时，如果血流速度采用速度矢量，则可以采用速度矢量的绝对值进行比较获得最大值。上述实施例中的预设时间段可以是自定义时间段，或者系统预设的时间段，或者用户从选定感兴趣区域到变更感兴趣区域之前的时间间隔等等。当用户变更感兴趣区域则将按照图 9 的方式再次确认关注位置的位置。

10 无论上述哪种情况，在最大速度运动谱中各个时刻对应的关注位置可以在预设时间段内固定不变，也可以随时间变量的变化而改变，因此，本实施例中所创新产生的最大速度运动谱所包含的并非是一个关注位置对应的速度信息，可以是很多关注位置对应的速度信息，而这些关注位置可以相同，也可以不相同，均与血流速度的最大值相关。在其中一个实施例中，上述预设时间段大于或等于一个心动周期，采用第二种方式时，在一个心动周期内可以实现最大值的跟踪，并获
15 得一个第二关注位置，从而在最大速度运动谱中逐一显示连续多个心动周期内血流速度最大值的变化情况。

在预设时间段内进行最大值搜索时可能存在间断期，为提高最大速度运动谱的计算精确度和连续性，可以利用历史数据来连续查找最大值，具体如下文所示。
20 在上述步骤 S100 中，获得当前时间段对应接收的超声波信号，在上述步骤 S200 中，提取历史时间段对应的超声回波信号，组合当前时间段和历史时间段对应的超声回波信号，获得预设时间段内的超声回波信号；然后根据预设时间段内的超声回波信号，计算预设时间段内感兴趣区域内各个目标点对应的血流速度，并依据这些结果按照上述方法来查找血流速度的最大值。

25 此外，基于一个角度的超声波信号，计算获得血流速度的过程，可以采用上述方法来查找最大值，而基于多个角度的超声波信号分别获得目标点在多个角度上的速度分量，基于多个角度的速度分量查找血流速度的最大值时，可以采用以下两种方式之一来确定前述最大值。

参见图 9 所示，在步骤 S100 中执行步骤 S110，通过接收电路 4 和波束合成
30 模块 5 从扫描目标接收多个角度的超声波信号，所述角度包括发射角度或接收角度；在步骤 S200 中，执行步骤 S210 中，图像处理模块基于一个角度的超声波信号，计算感兴趣区域内多个目标点在该角度上的速度分量，依据所述多个角度的超声波信号，分别获得所述多个目标点分别在所述多个角度上的速度分量；在上

述步骤 S410 中执行步骤 S411，根据多个目标点分别沿多个角度上的速度分量，查找血流速度中的最大值。

例如，在本实施例的一些实施例中，步骤 S210 中将分别沿多个角度上的速度分量进行速度拟合，合成获得多个目标点对应的血流速度矢量，查找所述血流速度矢量中的最大值用以确定所述血流速度中的最大值。若在步骤 S310 中采用血流速度矢量作为血流速度进行比较提取最大值，那么可以采用本实施例中，并结合前文提到的逐帧比较或多帧比较的方式来进行最大值的筛选。通过多个角度的速度拟合可以获得更加接近真实的血流速度，并基于该信息进行最大值的筛选，可以令结果更加精确，提供的诊断信息更加精准。

若在步骤 S410 中，查找上述合成的血流速度矢量中的最大值用以确定所述血流速度中的最大值，那么，根据图 8 所示的逐帧比较的方式，在所述最大运动速度曲线谱中各个时刻对应记录的可以是，根据血流速度矢量获得的最大值所在的关注位置对应的血流速度。然而，根据图 9 所示的多帧比较的方式，在所述最大运动速度曲线谱中预设时间段对应记录的可以是，根据血流速度矢量获得的最大值所在的关注位置在预设时间段内的血流速度。其次，在本实施例中的运动速度曲线谱中显示的血流速度的值，可以是关注位置处对应的多普勒频率，也可以是关注位置处对应的血流速度矢量所包含的速度值，例如，血流速度矢量的绝对值。

又例如，在本实施例的一些实施例中，比较多个目标点分别沿多个角度上的速度，查找沿多个角度上速度分量中的最大值，用以确定所述血流速度中的最大值。若在步骤 S410 中采用沿多个角度上的速度分量作为血流速度进行比较提取最大值，那么可以采用本实施例中，并结合前文提到的逐帧比较或多帧比较的方式来进行最大值的筛选。在本实施例的一些实施例中还可以按照角度的不同交替比较多个目标点分别沿多个角度上的速度分量，查找沿多个角度上速度分量中的最大值，从而提取速度分量中的最大值，用以评估当前时刻或者预设时间段内血流速度的最大值。这种方式下虽然比对的是速度分量，但是可以尽可能的使血流速度的最大位置提取更加精确，并不会因为发射或接收角度的固定而影响到诊断信息提供的精准性，从另一个方面提供了一种精确求取血流速度最大位置的方法，并且计算方便，运算量少，且并不需要在硬件上增加成本。

若在步骤 S410 中，查找沿多个角度上速度分量中的最大值，用以确定所述血流速度中的最大值，则查找所述速度分量中的分量最大值，依据所述分量最大值所在的目标点确定所述关注位置，在所述最大运动速度曲线谱中记录的血流速度为所述关注位置上沿一角度上的速度分量，所述一角度为所述分量最大值所属

的超声波信号对应的角度。那么，根据图 7 所示的逐帧比较的方式，在所述最大运动速度曲线谱中各个时刻对应记录的是，关注位置上沿一角度上的速度分量在各个时刻对应的速度值。然而，根据图 8 所示的多帧比较的方式，在所述最大运动速度曲线谱中预设时间段对应记录的是，关注位置上沿一角度上的速度分量在预设时间段内的速度值。

上述各个实施例中在解释步骤 S400 的具体过程时结合步骤 S500 和步骤 S600 一起进行说明，如图 6 至 10，其目的在于解释有关查找血流速度最大值的方式，但是实际上，无论是采用上述哪种方式去查找血流速度中的最大值，例如，采用血流速度矢量、速度分量、多普勒速度值等等不同类型的血流速度去进行比较，最后确定了最大值，依据最大值确定了关注位置后，那么在生成运动速度曲线谱时，图谱记录的关注位置对应的血流速度可以是多普勒速度、血流速度矢量中的速度值、速度分量的速度值等等多种血流速度类型之一，而不一定非要是步骤 S410 中用于查找最大值时用的血流速度。例如，在步骤 S410 中根据血流速度矢量来确定血流速度中的最大值，根据最大值得到关注位置后，在生成最大运动速度曲线谱时，可使其记录关注位置对应的多普勒速度与时间变量之间的对应关系。又例如，在步骤 S410 中根据多普勒频率来确定血流速度中的最大值，根据最大值得到关注位置后，在生成最大运动速度曲线谱时，可使其记录关注位置对应的血流速度矢量中的速度值与时间变量之间的对应关系。还比如，在步骤 S410 中根据多普勒频率来确定血流速度中的最大值，根据最大值得到关注位置后，在生成最大运动速度曲线谱时，可使其记录关注位置对应的多普勒速度与时间变量之间的对应关系。可见，在步骤 S600 中，最大运动速度曲线谱中记录的关注位置对应的血流速度，可以与步骤 S410 中查找最大值时所采用的血流速度一致，也可以不一致。下面将根据附图提供几个实施例。

在其中一些实施例中，如图 6 所示，在步骤 S200 中，图像处理模块根据所述超声波信号，计算感兴趣区域内多个目标点的多普勒速度值；在步骤 S410 中，图像处理模块查找所述多个目标点的多普勒速度值中的最大值，基于多普勒速度值采用图 7 或图 8 的方式查找最大值；在步骤 S420 中，图像处理模块确定关注位置，所述关注位置对应于所述最大值所在的目标点；步骤 S600 中，图像处理模块在关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置处多普勒速度值的变化，获得与所述关注位置相关联的最大运动速度曲线谱，最大运动速度曲线谱记录血流速度最大值对应的多普勒速度值与时间变量之间的对应关系。

在其中一些实施例中，如图 9 所示，在步骤 S110 中通过接收电路和波束合成模块接收获得多个角度的超声波信号，其中角度可以是发射角度或接收角度；

在步骤 S210 中，图像处理模块根据多个角度的超声波信号，计算感兴趣区域内多个目标点分别沿多个角度的多普勒速度值；在步骤 S410 中，图像处理模块查找所述多个目标点的多普勒速度值中的最大值，其中，对多个目标点分别沿多个角度的多普勒速度值进行速度拟合，获得多个目标点分别对应的血流速度矢量，
5 然后基于血流速度矢量采用图 9 或图 10 的方式查找最大值；或者，也可以采用图 9 或图 10 的方式，比较多个目标点分别沿多个角度的多普勒速度值，提取最大的多普勒速度值为最大值，以及确定所述最大值对应的角度。在步骤 S420 中，图像处理模块确定关注位置，所述关注位置对应于所述最大值所在的目标点；步骤 S600 中，图像处理模块在关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注
10 位置处多普勒速度值的变化，获得与所述关注位置相关联的最大运动速度曲线谱，所述最大运动速度曲线谱记录所述关注位置在所述最大值对应的角度上的多普勒速度值与时间变量之间的对应关系。当然，这里最大值对应的角度可以根据最大值的确定而改变，也可以固定不变。

综上所述，前文中提到的血流速度中的最大值至少包括以下类型之一：沿一个角度的多普勒频率或多普勒频谱中的最大值；沿不同角度的多普勒频率或多普勒频谱中的最大值；针对沿多个角度的多普勒频率或多普勒频谱进行拟合所获得的血流速度矢量中的最大值；和，基于相邻两帧或者多帧超声图像计算获得的血流速度矢量中的最大值，其中，所述角度为超声波束的发射角度或超声回波信号的接收角度。具体可以参照前文所提供的具体过程自由选择上述方法的实现方案。
20

前文中提到了多种用于计算血流速度的方法，而在步骤 S600 中运动速度曲线谱的血流速度也可以任意选择上述任意一种方式，因此，在其中一个实施例中，如图 18 所示，在步骤 S200 中，基于超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血流速度包括：基于超声波信号的至少一部分，按照第一计算方法获得所述扫描目标内脉管中的第一血流速度（步骤 S231），基于超声波信号的至少一部分，按照第二计算方法获得所述扫描目标内脉管中的第二血流速度（步骤 S232）；利用显示器在超声图像上渲染显示所述第一血流速度（步骤 S710），在步骤 S600 中在运动速度曲线谱中，显示记录关注位置处第二血流速度的值随时间的变化（步骤 S640）。利用显示器在超声图像上渲染显示所述第一血流速度可参见后文中提到的血流抛射图的渲染方式。例如，在超声图像上显示所述质点投射体，质点投射体的颜色编码和/或长度与脉管中特定位置处第一血流速度的值相关。
30

更进一步地，基于图 6 所示的实施例，在其中一个变形实施例中，在步骤 S410 中，查找第一血流速度中的最大值。在步骤 S420 中根据此时获得的最大值所在

位置确定关注位置。然而在所述步骤 S600 中，在运动速度曲线谱中，显示记录关注位置处第二血流速度的值随时间的变化。

第一计算方法和第二计算方法可以从前文中有关步骤 S200 中提到的方法中自由选择。当然，本实施例中也不限制第一血流速度和第二血流速度的计算所采用的超声波信号的类型或接收方式，例如第一血流速度和第二血流速度的计算可以基于同一组超声波信号，也可以基于不同组超声波信号。还例如，第一血流速度和第二血流速度的计算可以基于同一超声波类型的超声波信号，也可以基于不同超声波类型的超声波信号。还比如，第一血流速度和第二血流速度的计算可以基于采用不同发射或接收方式获得的超声波信号，也可以采用相同发射或接收方式获得的超声波信号。因此，第一血流速度和第二血流速度的计算采用步骤 S100 中获得的超声波信号的至少一部分，而超声波信号的获得可以采用前文有关步骤 S100 的解释说明中任何一个实施例或多个实施例的组合。上述第一血流速度可以为血流速度矢量，所述血流速度矢量包括速度方向和速度值；上述第二血流速度也可以包括：多普勒频率、血流速度矢量、上述速度分量中的其中之一。

上述过程并未限定感兴趣区域的个数，也即本实施例的方法同样适用于存在多个感兴趣区域的情况下，可以对比显示不同区域内血流速度最大值所对应的最大运动速度曲线谱。例如，在一些实施例中，如图 10 所示，步骤 S200 中包括：步骤 S211，依据接收的超声波信号获取第一感兴趣区域内多个目标点的血流速度；步骤 S212，依据接收的超声波信号获取第二感兴趣区域内多个目标点的血流速度。第一感兴趣区域和第二感兴趣区域的限定可参照前文有关感兴趣区域说明。上述步骤 S410 包括以下步骤：

步骤 S413，查找第一感兴趣区域内血流速度的最大值，获得第一个最大值；

步骤 S414，查找第二感兴趣区域内血流速度的最大值，获得第二个最大值；

在其中一个实施例中，第一感兴趣区域为整个采样框（ROI），第二感兴趣区域为自定义的采样框，自定义的采样框最大为系统默认采样框，最小为一个目标点，自定义的采样框可在系统默认采样框中随意变化位置。那么，第一个最大值为整个采样框（ROI）的血流速度全局最大值，即在整個采样框（ROI）中所有位置随时间变化的最大值，这个时间是指血流成像时长；第二最大值为自定义的采样框内的血流速度局部最大值，即在自定义的采样框中所有位置随时间变化的最大值，这个时间是指血流成像时长。

在步骤 S420 中，根据第一个最大值获得一个关注位置 Q1（步骤 S421），根据第二最大值确定另一个关注位置 Q2（步骤 S422）。

在步骤 S600 中，在关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示一个关注位置

Q1 处血流速度的值的变化,获得与一个关注位置 Q1 相关联的运动速度曲线谱(步骤 S610)。在关联坐标系内,按照时间的变化顺序显示另一个关注位置 Q2 处血流速度的值的变化,获得与另一个关注位置 Q2 相关联的运动速度曲线谱(步骤 S620)。

5 在步骤 S500 中,还可以记录所述一个关注位置 Q1 对应的血流速度与时间变量之间的对应关系,用以生成与所述一个关注位置 Q1 对应的最大运动速度曲线谱(步骤 S511)。记录所述另一个关注位置 Q2 对应的血流速度与时间变量之间的对应关系,用以生成与所述另一个关注位置 Q2 对应的最大运动速度曲线谱(步骤 S512)。

10 更进一步地,在上述过程中,还可以增加以下步骤 S513:获取光标所在的位置,记录光标所在的位置处血流速度与时间变量之间的对应关系,用以生成光标位置处的实时运动图谱。在步骤 S600 中,在关联坐标系内,按照时间的变化顺序显示光标位置处血流速度的值的变化,获得与光标所在位置相关联的运动速度曲线谱(步骤 S630)。目的在于在上述生成的最大运动速度曲线谱中对比显示光标
15 位置处的血流速度,从而获得更加直观的观察数据。这里提到的光标位置处血流速度的计算方法可参照前文的相关说明,在此不再累述。当然步骤 S513 还可以增加在图 7 所示的方法流程中,并将光标位置处的实时运动图谱与最大运动速度曲线谱同时显示。

上述实施例中,与所述另一个关注位置 Q2 对应的最大运动速度曲线谱、与
20 另一个关注位置 Q2 相关联的运动速度曲线谱和光标所在位置对应的实时运动图谱可以在同一个关联坐标系内显示形成一个运动速度曲线谱。

此外,上述过程中提到的最大运动速度曲线谱是运动速度曲线谱的一种类型,取决于关注位置的类型。在其中一个实施例中,通过显示器显示用于记录速度值与时间变量之间对应的关系的最大运动速度曲线谱,例如速度值可以用多普勒速度值来表征,所述最大运动速度曲线谱的表现形式可以类似多普勒频谱的表现形式。
25 当然,在其中一个实施例中,通过显示器显示用于记录血流速度矢量中的速度值与时间变量之间的曲线关系的最大运动速度曲线谱,参见例如图 7 和图 8 中所采用的曲线谱结构关系。最大运动速度曲线谱的表现形式可以多样,本实施例并不对此做限制,只要是表征血流速度与时间变量之间对应关系的图谱均在本实施例的所要求保护范围内。
30

如图 5 所示,在步骤 S700 中,通过显示器显示超声图像,并在超声图像上标注步骤 S400 中确定的关注位置。如图 11 所示,同一个显示界面上,相应区域内显示超声图像 50,感兴趣区域为 51,同时显示关注位置 52 对应的最大运动速

度曲线谱 53，并在超声图像 51 标记关注位置 52。如果关注位置 52 在预设时间段内不变，那么在预设时间段内显示最大运动速度曲线谱 53 时，关注位置 52 在感兴趣区域 51 内固定不变。如果参照前文所提的方法，关注位置 52 在预设时间段内不变，或者随时间改变，那么关注位置 52 在感兴趣区域 51 内会跳变。如图 12 所示，在显示 t31、t32、t33 对应的最大运动速度曲线谱 53 时，感兴趣区域 51 内的关注位置依次从 A31 跳变到 A32 和 A33，当然通过连线 54 或渲染的方式可以在超声图像 50 上绘制关注位置的历史运动轨迹，从而展现最大运动速度曲线谱 53 中对应最大值位置的变化情况。

参见图 13 和图 12，在最大运动速度曲线谱 53 上相应位置处标记关注位置，或关注位置的变动。例如，图 12 中，在最大运动速度曲线谱 53 上对应位置处标记关注位置，标记的方式可以是在最大运动速度曲线谱 53 上的相应位置处标记感兴趣区域中标记关注位置所采用的图形标记，或者标记关注位置在超声图像中的坐标（如图 13 所示）。又例如，图 13 中，在最大运动速度曲线谱 53 依序显示的过程中标记关注位置的变动，未填充的三角形标识用于表示 t31 时刻对应的关注位置标识以及图像坐标位置，填充的三角形标识用于表示当前显示时刻 t32 对应的关注位置标识以及图像坐标位置，从而逐一表达的标记位置的变动情况。当然，无论文本的方式或者标识符的方式，在显示的过程中，感兴趣区域中标记关注位置的标识符可以随最大运动速度曲线谱 53 的显示逐一显示。

此外，在最大运动速度曲线谱 53 中，还可以利用色彩或者指示图标来区分标记对应于不同的所述关注位置的图谱部分。例如，图 12 和图 13 中，最大运动速度曲线谱 53 中 t31、t32、t33、t34 和 t35 分别对应的图谱部分的色彩或指示图标（例如图 13 中的三角形）区分标记。更进一步地，最大运动速度曲线谱 53 中 t31、t32、t33、t34 和 t35 分别对应的图谱部分的色彩或指示图标（例如图 13 中的三角形）还可以与感兴趣区域中标识 A31、A32、A33 采用相同的色彩或指示图标。

在本实施例的一些实施例中，还可以采用以下方式来浏览查看关注位置及其对应的图谱部分，例如图 14 中，识别光标 55 在所述感兴趣区域 51 的移动位置；当移动位置靠近或位于所述关注位置 A32 时，突出显示所述最大运动速度曲线谱 53 上的部分图谱（如图 16 中 t32 对应的图谱部分），所述部分图谱与所述关注位置关联；相反的，还可以识别光标 55 在所述最大运动速度曲线谱 53 内的移动位置，当所述移动位置靠近或位于所述最大运动速度曲线谱的部分图谱（如图 14 中 t32 对应的图谱部分）时，突出显示所述感兴趣区域 51 内的关注位置 A32，突出显示的关注位置与所述部分图谱关联。

在本实施例的一些实施例中，获取用户在所述超声图像上做出的区域选择指令；根据所述区域选择指令，确定所述感兴趣区域 51。这里的区域选择指令可以是对采样框的调节，例如对不规则框 51 的调节。

此外，上述步骤 S700 中显示的超声图像还可以叠加显示有血流速度。这里的血流速度可以是前文中提到的任何一种方式计算获得的血流速度，可以是速度
5 矢量。

例如，步骤 S200 中计算获得血流速度矢量，则图像处理模块在超声图像上叠加血流速度矢量形成血流抛射图，输出至显示器上与最大运动速度曲线谱同时显示。血流抛射图即显示了血流的速度，也显示了血流的流动方向，如图 17 中，
10 通过箭头表示在感兴趣区域 51 的某个血管内的血流流动情况，箭头的长短表示速度值的大小，箭头的方向表示速度方向。以下结合一些实施例里来解释血流抛射图的形成。

图像处理模块 7 用于基于上述步骤 S100 获得的超声波信号，获得目标点的血流速度矢量。比如，在其中一个实施例中，在步骤 S200 中，首先，获取用户
15 输入的分布密度指令，依据该分布密度指令在扫描目标内随机选择目标点，计算被选择的目標点对应的速度矢量，用以获得被选择的目標点的速度矢量，获取的速度矢量被标记在超声图像上，用以在显示器上显示。然后，计算被选择的目標点对应的速度矢量，获得被选择的目標点的速度矢量信息，获取的速度矢量被标记在超声图像上形成血流抛射图，用以在显示器上显示。在步骤 S200 中包括基
20 于超声波信号获得扫描目标内目标点的血流速度矢量，下文中将详细解释说明。

在步骤 S200 中计算获得的目标点的血流速度矢量主要用于在下述步骤 S800 中与最大运动速度曲线谱的对比显示，因此根据血流速度矢量的不同显示方式，在步骤 S200 中可以获得不同的血流速度矢量。

例如，在本实施例的其一个实施例中，上述步骤 S200 中包括：根据上述步
25 骤 S100 中获得的超声波信号，计算目标点位于不同时刻的超声图像中第一显示位置处的血流速度矢量，用以获得目标点位于不同时刻的超声图像中的血流速度矢量信息。那么在超声图像上叠加血流的速度矢量的过程中，对比显示显示的可以是各个时刻超声图像中第一显示位置处的血流的速度矢量。如图 16(a) 所示，根据上述步骤 S200 中获得的超声波信号，可以分别获得 t_1 、 t_2 、……、 t_n 时刻
30 对应的超声图像数据 P_1 、 P_2 、……、 P_n 中，然后计算目标点在各个时刻超声图像中第一显示位置处（图中黑色圆点的位置）的速度矢量。本实施例中，目标点在各个时刻超声图像中第一显示位置始终位于二维图像中的位置（ H_1 、 W_1 ）处。基于此，在后续步骤 S800 中对比显示速度矢量时，即在显示器显示的超声图像

P0 中在位置 (H1、W1) 处显示不同时刻对应计算的速度矢量。若目标点参照上述具体实施例中根据用户自主选择部分或全部、或者由系统默认, 那么对应就可以获知相应的第一显示位置, 并通过计算当前时刻对应的超声图像中第一显示位置处的速度矢量信息用以对比显示, 本文中将这种显示模式称为第一模式, 下文同。

5 图 16(a) 实例中给出了二维图像 P0 显示时的效果示意图, 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, 而第一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。

在本实施例的另一个实施例中, 上述步骤 S300 中包括: 根据上述步骤 S100 10 中获得的超声波信号, 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速度矢量, 从而获取目标点的速度矢量。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速度矢量。也就是说, 在本实施例的超声图像中用以确定速度矢量的计算位置可以通过计算 15 获得。那么在超声图像上叠加血流的速度矢量的过程中, 对比显示的可以是各个时刻超声图像中计算获得的位置处的血流速度矢量。

如图 16(b) 所示, 根据上述步骤 S100 中获得的超声波信号, 可以分别获得 t_1 、 t_2 、.....、 t_n 时刻对应的超声图像数据 P11、P12、.....、P1n 中, 然后, 参照上述实施例中根据用户自主选择目标点的部分或全部、或者由系统默认目标点的密度等, 确定目标点的初始位置, 如图 16(b) 中位置为 (H1、W1) 的第一点, 然后 20 计算初始位置在时刻 t_1 超声图像 P11 中的速度矢量 A1。其次, 计算目标点 (即图中黑色圆点) 从时刻 t_1 的超声图像 P11 上的初始位置移动到时刻 t_2 的超声图像 P12 上的位置 (H2、W2), 然后根据超声波信号, 获得超声图像 P12 中位置 (H2、W2) 处的速度矢量, 用以对比显示。比如, 沿时刻 t_1 超声图像 P11 中 (H1、W1) 位置上的速度矢量的方向, 移动一时间间隔 (其中, 时刻 t_2 -时刻 t_1 =时间 25 间隔), 计算达到第二时刻 t_2 时的位移, 如此在第一个时刻 t_1 上的一个目标点在第二个时刻超声图像上的第二显示位置就找到了, 然后再依据上步骤 S200 中获得的超声波信号获得此第二显示位置上的速度矢量, 从而得到目标点在时刻 t_2 超声图像 P12 中速度矢量信息。依次类推, 每相邻的两个时刻, 沿目标点在第一时间 30 时刻对应的速度矢量的方向, 移动相邻两个时刻的时间间隔获得位移量, 根据位移量确定目标点在第二时刻超声图像上的对应位置, 再根据超声波信号获得目标点从第一时刻移动到第二时刻的超声图像中相应位置处的速度矢量, 依此方式可以获得目标点从超声图像中 (H1、W1) 处连续移动到 (Hn、Wn) 处的速度矢

量,从而获得目标点从初始位置连续移动到不同时刻的超声图像中相应位置处的速度矢量,用以获取目标点的速度矢量,使其与超声图像同时显示。

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速度矢量用以对比显示。初始时,可以依据前文所述方式在图中标注上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16(b)所示。在对比显示的步骤S800中,标记目标点连续移动到相应位置处时对应获得的速度矢量,形成随时间呈流动状的标识。通过标记图16(b)方式计算获得的速度矢量,那么随时间的变化,在新生成的图中,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,以便用户能观察到近似真实的血流流动显像效果,本文

5 中将这种显示模式称为第二模式,下文同。同样,图16(b)实例中给出了二维图像P10显示时的效果示意图,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,而第一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。

10

为了提高显示效果,避免因血流速度显示过快而使人眼无法识别,则在本实施例的一个实施例中,上述过程中还包括在显示关于血流的速度矢量时,对上述步骤S200获得的速度矢量进行慢放处理,用以对比显示慢放处理后的速度矢量。例如,首先对速度矢量进行慢放处理,生成慢速速度矢量;然后,在上述超声图像上叠加显示所述慢速速度矢量,形成上述血流抛射图,从而实现血流抛射图与运动速度曲线谱的对比显示。

15

在其中一个实施例中,通过产生质点投射体作为标识描绘目标点上血流速度的变化,质点投射体的颜色编码和/或长度与所述脉管中特定位置处血流的速度值相关;并将所述质点投射体送入显示器,在所述超声图像的特定位置处显示所述质点投射体随时间的变化,用以通过质点投射体的动态显示来动态展现所述脉管中血流的运动,从而获得血流抛射图。更进一步的,所述质点投射体还包括方向标识,所述方向标识的指向与所述血流的速度方向相关。利用本实施例的方法可以在显示的血流抛射图中可以清晰的描绘目标点在扫描目标内的实际流向,相比只在图像中的相应显示位置显示当前位置随时间变化的血流速度的大小和方向的方式,可以更加精确、更加真实和形象的表示扫描目标内实际的血流走向。这

20

25

30

里可以通过流动的点或箭头，或者可以描绘方向的其他标志来描述流动的血流流动的过程。参见图15中，利用箭头56来表示质点投射体。

此外，质点投射体也可以仅包含方向标识，而不携带血流的速度值信息，方向标识的指向与所述扫描目标中特定位置处血流的速度方向相关。在超声图像的特定位置处显示包含方向标识的质点投射体，用以动态的展现所述扫描目标中血流的运动方向。

本实施例中的质点投射体可以是类似于箭头的表现方式，箭头的长短和/或粗细可以用于表现血流的速度值，箭头的指向可以用于表现血流的速度方向。本实施例中的特定位置是指，在超声图像上一个特定位置显示关于血流的速度矢量时对应一个质点投射体，特定位置可以是用于标记显示血流的速度矢量的位置，例如可以是图16(a)和图16(b)中提到的第一显示位置或第二显示位置。

此外，基于上述实施例，若存在多个关注位置时，则多个关注位置分别对应的最大运动速度曲线谱可以在显示区域内并排显示，也可以叠加显示。例如，参见图17所示，提供了一种对比显示多个最大运动速度曲线谱的实施例。在显示界面上，包括用于显示超声图像的超声图像区域91，用以展示血管93内的血液流动状态，结合图10所示的实施例，第一感兴趣区域为92，第二感兴趣区域为95，黑三角表征第二感兴趣区域95内查找到的第二个最大值对应的关注位置96，黑圆点表征第一感兴趣区域92内查找到的第一个最大值对应的关注位置94，光标位置为97。在最大运动速度曲线谱显示区98内同步显示关注位置96对应的最大运动速度曲线谱981（图中表示为点划线），关注位置94对应的最大运动速度曲线谱983（图中表示为虚线），光标位置97对应的实时运动图谱982（图中表示为实线）。图19给出了三种图谱叠加显示在一起的方式。可见，利用显示器还可以图12中与所述一个关注位置和所述另一个关注位置分别对应的最大运动速度曲线谱，更进一步地还可以叠加显示光标位置处的实时运动图谱。

另外，如图17所示，在显示界面上还可以输出文本提示感兴趣区域内血流速度的最大值，最小值，中值和/或平均值。例如，在文本显示区域99内，显示第二感兴趣区域95内血流速度当前帧的最大值（即当前时刻整个采样框中速度最大值）、血流速度当前帧的最小值（即当前时刻整个采样框中速度最小值）、血流速度当前帧的中值（即当前时刻整个采样框中速度中值）、和血流速度当前帧平均值（即当前时刻整个采样框中速度平均值）。

当叠加显示多个关注位置分别对应的最大运动速度曲线谱时，可以参照前文的方式通过突出显示或彩色标记来区分显示不同关注位置对应的最大运动速度曲线谱。

基于图6所示的实施例，在其中一个变形实施例中，步骤S200中包括：

图像处理模块根据超声波信号，获得多个角度方向的多普勒频谱，多普勒频谱用于表征血流速度；

在步骤S410中，图像处理模块通过查找多个角度方向的多普勒频谱中的最大值，获得血流速度的最大值，用以在步骤S420中确定关注位置。而查找多个角度方向的多普勒频谱中的最大值的方式采用比较多个角度方向的多普勒频谱的包络值。更进一步地，在步骤S600中，按照时间变化顺序显示关注位置处多普勒频谱随时间的变化，用以形成运动速度曲线谱。采用这种方式将更加简单，方便，而不需要对硬件做过多改进。

图5为本实施例一个实施例的超声成像方法的流程示意图。应该理解的是，虽然图5的流程图中的各个步骤按照箭头的指示依次显示，但是这些步骤并不是必然按照箭头指示的顺序依次执行。除非本文中有明确的说明，这些步骤的执行并没有严格的顺序限制，其可以以其他的顺序执行。而且，图5中的至少一部分步骤可以包括多个子步骤或者多个阶段，这些子步骤或者阶段并不必然是在同一时刻执行完成，而是可以在不同的时刻执行，其执行顺序也不必然是依次进行，而是可以与其他步骤或者其他步骤的子步骤或者阶段的至少一部分并行执行或者交替地执行。图6和图9、图10均是基于图5的延伸实施例。

以上各个实施例在具体说明中仅只针对相应步骤的实现方式进行了阐述，然后在逻辑不相矛盾的情况下，上述各个实施例是可以相互组合的而形成新的技术方案的，而该新的技术方案依然在本具体实施方式的公开范围内。

通过以上的实施方式的描述，本领域的技术人员可以清楚地了解到上述实施例方法可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现，当然也可以通过硬件，但很多情况下前者是更佳的实施方式。基于这样的理解，本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来，该计算机软件产品承载在一个非易失性计算机可读存储载体（如ROM、磁碟、光盘、服务器云空间）中，包括若干指令用以使得一台终端设备（可以是手机，计算机，服务器，或者网络设备等）执行本发明各个实施例所述的方法。

通过操作控制模块接收用户的切换指令，进入最大运动速度曲线谱显示模式，图像处理模块还用于通过查找血流速度的最大值来获取相应的关注位置，用以呈现最大运动速度曲线谱。在本实施例中的最大运动速度曲线谱中，可以采用运动速度图谱的表现形式，例如，在确定了关注位置时，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。因此可以看做在这个时刻，血流

中不同速度的红细胞的数量分布图。然后接着根据重新筛选的最大值对应的关注位置，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用于表征本实施例的最大运动速度曲线谱的血流频谱。

5 频谱多普勒超声可以测量血流的最高速度，通常应用于心脏瓣膜狭窄和动脉硬化病变等的定量诊断。它是医学超声成像中一个重要的定量分析功能。传统的频谱多普勒得到的是血流沿超声传播方向速度分量的频谱。它不是实际的速度频谱分布，并且受到手法的影响，每次扫描时血管与超声传播方向的夹角也很难保持一致，因此造成测量的精度和可重复性较差，无法得到最高速度值。虽然可以
10 通过角度矫正估算出血流的最大值，但是这种方式只能针对层流液体。对于较为复杂的位置，如心脏，颈动脉窦处，无法使用角度矫正。即使在长而直的血管中，如颈总动脉，椎动脉等，受到手法的影响角度矫正依然会造成较大的误差。本发明主要针对上述频谱多普勒无法测量到最大速度以及角度矫正带来的误差做改进。还可以采用多角度超声波发射接收的信号做频谱多普勒。经过角度拟合后，
15 频谱多普勒可以显示出血流在实际流动方向上的频谱，可以得到精确的得到最高流速。此外，多角度的超声发射接收方法可以得到血流抛射图，尤其可以通过计算寻找到血流最大位置，从而可以显示出最大血流流速位置上的血流频谱。

以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式，其描述较为具体和详细，但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是，对于本领域的
20 普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。因此，本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

权利要求书

1、一种超声血流运动谱的显示方法，其包括：

通过探头获得来自于扫描目标内的超声波信号；

基于所述超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血流速度；

根据所述超声波信号，获得所述扫描目标的至少一部分的超声图像；

5 获取位于所述脉管中的关注位置；

在显示区内绘制速度与时间的关联坐标系；

在所述关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置处血流速度的值的变化，获得与所述关注位置相关联的运动速度曲线谱；

在所述超声图像上标记所述关注位置。

10 2、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述通过探头获得来自于扫描目标内的超声波信号中包括：

通过探头获得来自于扫描目标内的多个角度的超声波信号，所述多个角度的超声波信号分属于不同的接收角度或发射角度，按照超声波信号对应的不同角度，存储为与角度相关的至少一组数据帧集；和，

15 所述基于所述超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血流速度包括：基于分属不同角度的数据帧集，获得至少两个不同角度分别对应的速度分量；

根据与至少两个角度相关的速度分量，获得所述血流速度。

20 3、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述关注位置包括至少两个，在所述关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置处血流速度的值的变化，获得与所述关注位置相关联的运动速度曲线谱包括：

25 在同一个所述关联坐标系下，同时按照时间的变化顺序显示所述至少两个关注位置处血流速度的值的变化，获得分别与所述至少两个关注位置相关联的运动速度曲线。

4、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述关注位置至少包括以下情况之一：光标所在位置，用户选定位置，和血流速度最大值所在的位置。

30 5、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述方法中在显示所述超声图像时，产生质点投射体，所述质点投射体的颜色编码和/或长度与所述脉管中特定位置处血流速度的值相关；

在所述超声图像上显示所述质点投射体随时间的变化，用以通过质点投射体的动态显示来动态展现所述脉管中血流的运动。

6、根据权利要求5所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述基于所述超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血流速度包括；

5 基于超声波信号的至少一部分，获得所述扫描目标内脉管中的第一血流速度，

基于超声波信号的至少一部分，获得所述扫描目标内脉管中的第二血流速度；

10 在所述超声图像上显示所述质点投射体，所述质点投射体的颜色编码和/或长度与所述脉管中特定位置处第一血流速度的值相关；

在所述运动速度曲线谱，显示记录所述关注位置处第二血流速度的值随时间的变化。

7、根据权利要求4所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述血流速度最大值至少包括以下之一：

15 沿一个角度的多普勒频率或多普勒频谱中的最大值；

沿不同角度的多普勒频率或多普勒频谱中的最大值；

针对沿多个角度的多普勒频率或多普勒频谱进行拟合所获得的血流速度矢量中的最大值；和，

20 基于相邻两帧或者多帧超声图像计算获得的血流速度矢量中的最大值，其中，所述角度为超声波束的发射角度或超声回波信号的接收角度。

8、根据权利要求6所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述获取位于所述脉管中的关注位置包括：

查找所述第一血流速度中的最大值；

根据所述第一血流速度中的最大值所在位置确定所述关注位置。

25 9、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中若所述关注位置包括血流速度最大值所在的位置时，则通过以下方式之一来获得所述关注位置，并显示所述运动速度曲线谱：

30 提取脉管内感兴趣区域中多个目标点在当前时刻对应的血流速度，确定当前时刻血流速度中的最大值，将当前时刻血流速度中的最大值所在的目标点，视为第一关注位置，在所述运动速度曲线谱中，当前时刻所在的位置处关联显示所述第一关注位置对应的血流速度；和，

提取预设时间段内脉管中感兴趣区域内多个目标点在各个时刻对应的血

流速度，确定所述预设时间段内血流速度的最大值，将所述预设时间段内血流速度的最大值所在的目标点，视为第二关注位置，在所述运动速度曲线谱中，位于所述预设时间段内关联显示所述第二关注位置在所述预设时间段内对应的血流速度。

5 10、根据权利要求3所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述获取位于所述脉管中的关注位置包括：

通过查找第一感兴趣区域内血流速度的最大值，获取一个关注位置；

通过查找第二感兴趣区域内血流速度的最大值，获取另一个关注位置。

11、根据权利要求1或2所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述获取位于所述脉管中的关注位置包括：

查找所述血流速度中的最大值；

确定所述关注位置，所述关注位置对应所述最大值所在的位置。

12、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，若所述关注位置包括血流速度最大值所在的位置时，所述关注位置随时间变量的变化而改变，或者所述关注位置在预设时间段内固定不变。

13、根据权利要求9或12所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述预设时间段大于或等于一个心动周期。

14、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，若所述关注位置包括血流速度最大值所在的位置时，在所述超声图像上绘制所述关注位置的历史运动轨迹。

15、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，在所述运动速度曲线谱上标记所述关注位置或标记所述关注位置的变动。

16、根据权利要求11所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述运动速度曲线谱中，利用色彩或者指示图标来区分标记对应于不同的所述关注位置的图谱部分。

17、根据权利要求1所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述方法中还包括：

识别光标在感兴趣区域或所述运动速度曲线谱内的移动位置；

当所述移动位置靠近或位于所述关注位置时，突出显示所述运动速度曲线谱上的部分图谱，所述部分图谱与所述关注位置关联；

当所述移动位置靠近或位于所述运动速度曲线谱的部分图谱时，突出显示所述感兴趣区域内的关注位置，突出显示的关注位置与所述部分图谱关联。

18、根据权利要求 1 所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述方法还包括：

获取用户在所述超声图像上做出的区域选择指令；

根据所述区域选择指令，确定所述感兴趣区域。

5 19、根据权利要求 1 所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述方法还包括：

输出文本提示感兴趣区域内血流速度的最大值、最小值、中值和/或平均值。

20、根据权利要求 11 所述的超声血流运动谱的显示方法，其中，所述基于所述超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血流速度包括：

根据超声波信号，获得多个角度方向的多普勒频谱；

所述查找所述血流速度中的最大值，确定所述关注位置包括：

通过查找多个角度方向的多普勒频谱中的最大值，获得所述血流速度的最大值，用以确定关注位置；

15 所述在所述关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置处血流速度的值的变化，获得与所述关注位置相关联的运动速度曲线谱包括，在运动速度曲线谱中，按照时间变化顺序显示所述关注位置处多普勒频谱随时间的变化。

20 21、一种超声成像系统，其特征在于，包括：

探头；

发射电路，用于激励所述探头向扫描目标发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于接收所述超声波束的回波，获得来自于扫描目标内的超声波信号；

25 图像处理模块，用于基于所述超声波信号，获得所述扫描目标内脉管中的血流速度，根据所述超声波信号，获得所述扫描目标的至少一部分的超声图像，获取位于所述脉管中的关注位置，在显示区内绘制速度与时间的关联坐标系；及

30 显示器，用于在所述关联坐标系内，按照时间的变化顺序显示所述关注位置处血流速度的值的变化，获得与所述关注位置相关联的运动速度曲线谱，并显示超声图像，在所述超声图像上标记所述关注位置。

22、根据权利要求 21 所述的超声成像系统，其中，通过探头获得来自于

扫描目标内的多个角度的超声波信号，所述多个角度的超声波信号分属于不同的接收角度或发射角度；

图像处理模块还用于按照超波信号对应的不同角度，存储为与角度相关的至少一组数据帧集，基于分属不同角度的数据帧集，获得至少两个不同角度分别对应的速度分量；根据与至少两个角度相关的速度分量，获得所述血流速度。

23、根据权利要求 21 所述的超声成像系统，其中，所述关注位置包括至少两个，利用显示器在同一个所述关联坐标系下，同时按照时间的变化顺序显示所述至少两个关注位置处血流速度的值的变化，获得分别与所述至少两个关注位置相关联的运动速度曲线。

24、根据权利要求 21 所述的超声成像系统，其中，所述关注位置至少包括以下情况之一：光标所在位置，用户选定位置，和血流速度最大值所在的位置。

25、根据权利要求 21 所述的超声成像系统，其中，利用显示器显示超声图像时，产生质点投射体，所述质点投射体的颜色编码和/或长度与所述脉管中特定位置处血流速度的值相关，在所述超声图像上显示所述质点投射体随时间的变化，用以通过质点投射体的动态显示来动态展现所述脉管中血流的运动。

26、根据权利要求 25 所述的超声成像系统，其中，所述图像处理模块还用于基于超声波信号的至少一部分，获得所述扫描目标内脉管中的第一血流速度，基于超声波信号的至少一部分，获得所述扫描目标内脉管中的第二血流速度；在所述超声图像上显示所述质点投射体，所述质点投射体的颜色编码和/或长度与所述脉管中特定位置处第一血流速度的值相关；在所述运动速度曲线谱，显示记录所述关注位置处第二血流速度的值随时间的变化。

27、根据权利要求 26 所述的超声成像系统，其中，所述图像处理模块还用于查找所述第一血流速度中的最大值，根据所述第一血流速度中的最大值所在位置确定所述关注位置。

28、根据权利要求 23 所述的超声成像系统，其中，所述图像处理模块还用于通过查找第一感兴趣区域内血流速度的最大值，获取一个关注位置，通过查找第二感兴趣区域内血流速度的最大值，获取另一个关注位置。

29、根据权利要求 21 所述的超声成像系统，其中，若所述关注位置包括血流速度最大值所在的位置时，所述关注位置随时间变量的变化而改变，或

者所述关注位置在预设时间段内固定不变。

30、根据权利要求 29 所述的超声成像系统，其中，所述预设时间段大于或等于一个心动周期。

31、根据权利要求 21 所述的超声成像系统，其中，所述运动速度曲线谱
5 中，利用色彩或者指示图标来区分标记对应于不同的所述关注位置的图谱部分。

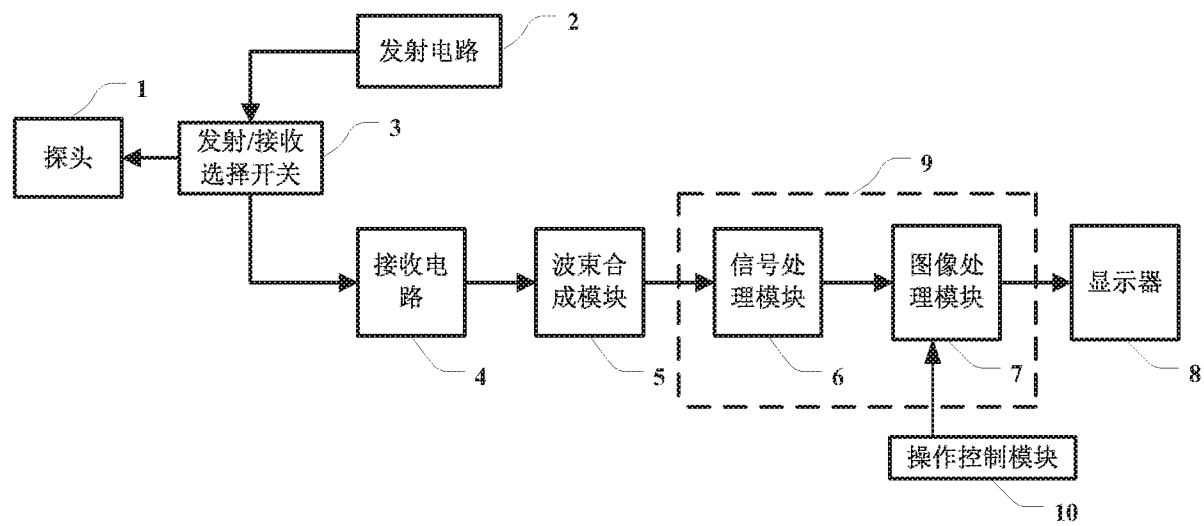


图 1

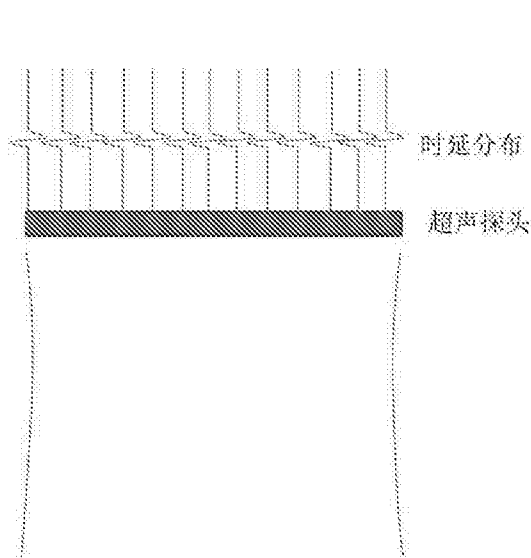


图 2

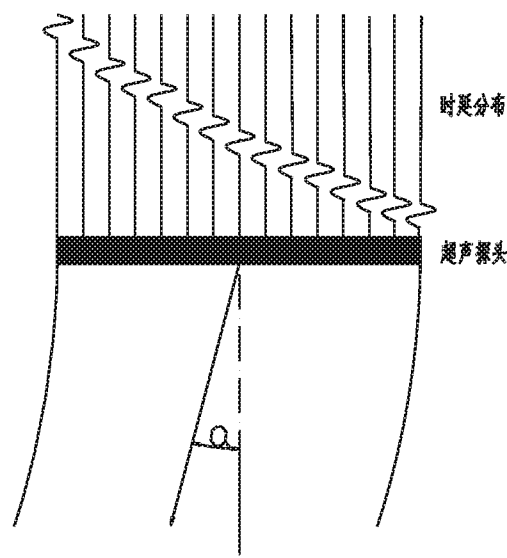


图 3

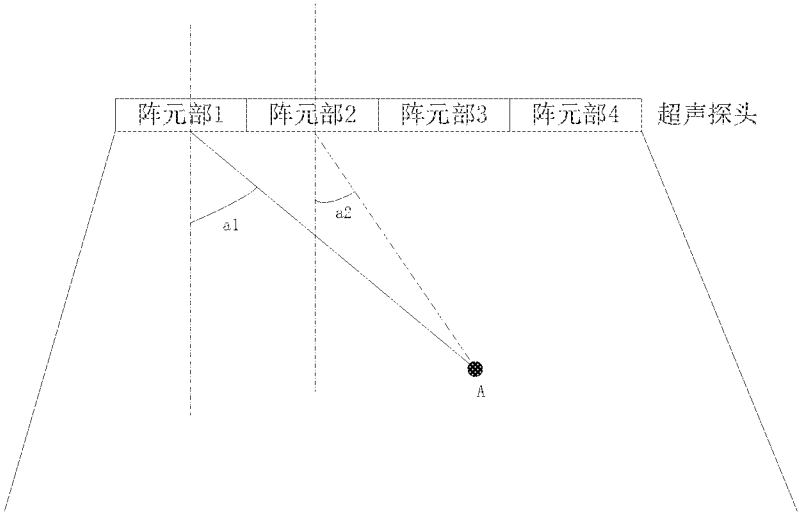


图4

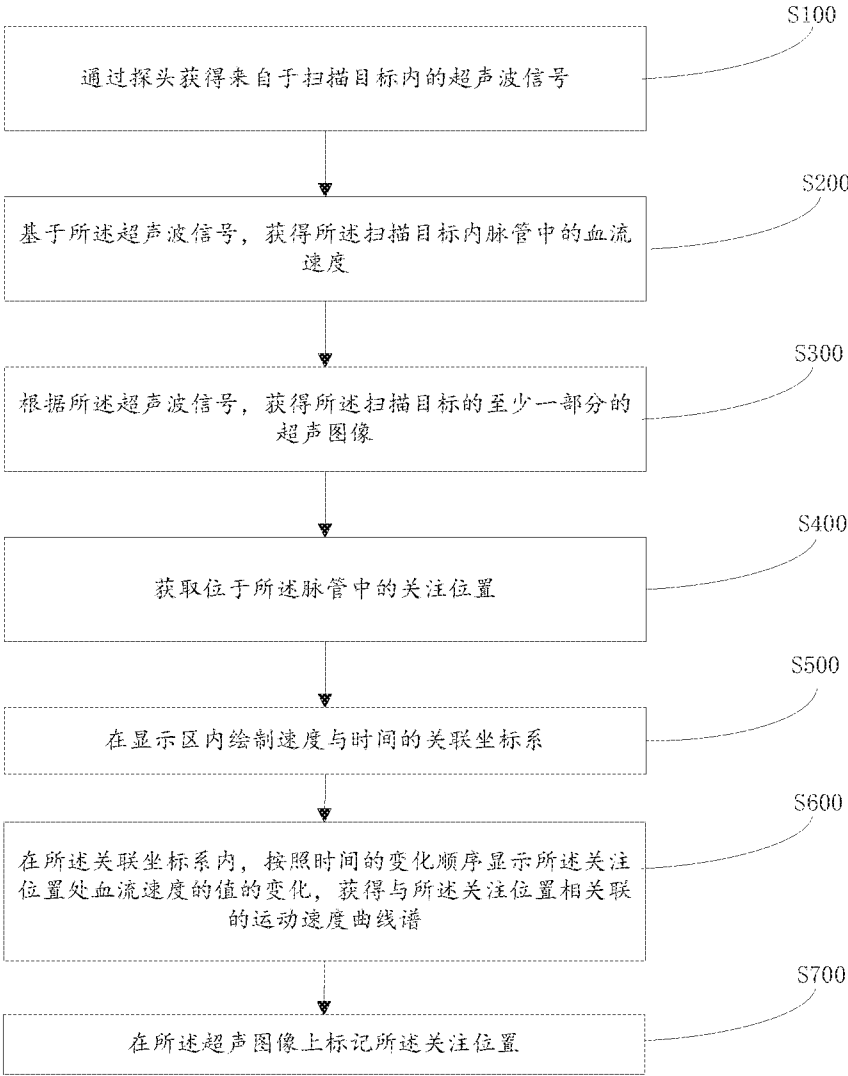


图5

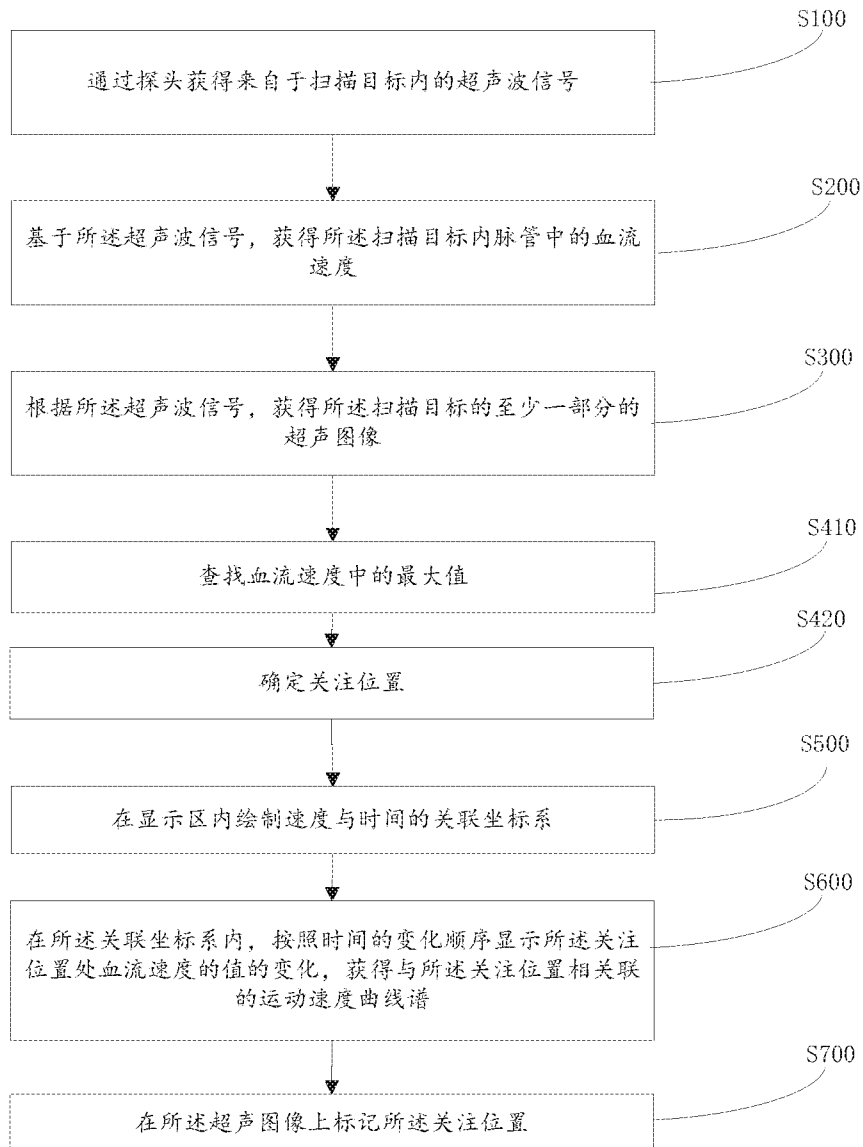


图6

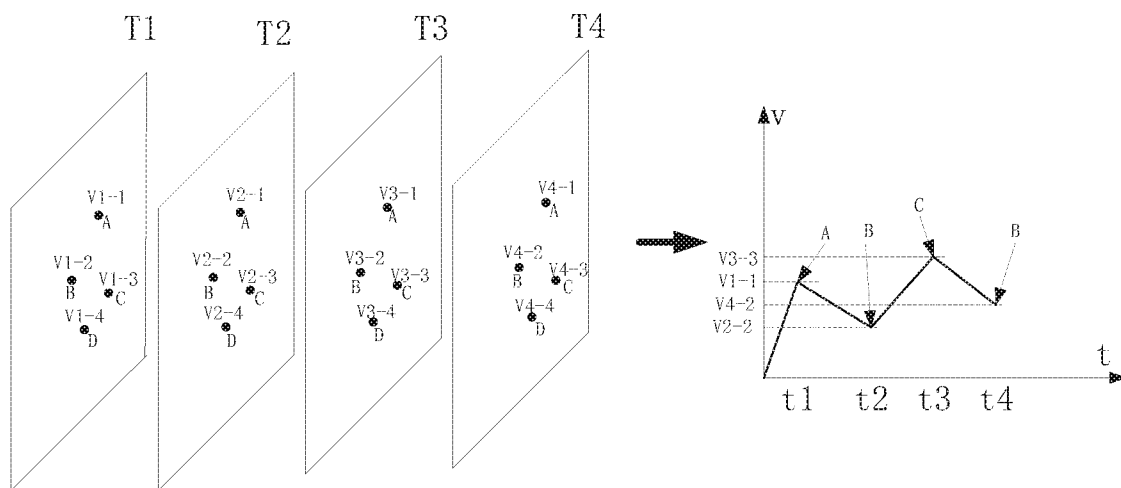


图 7

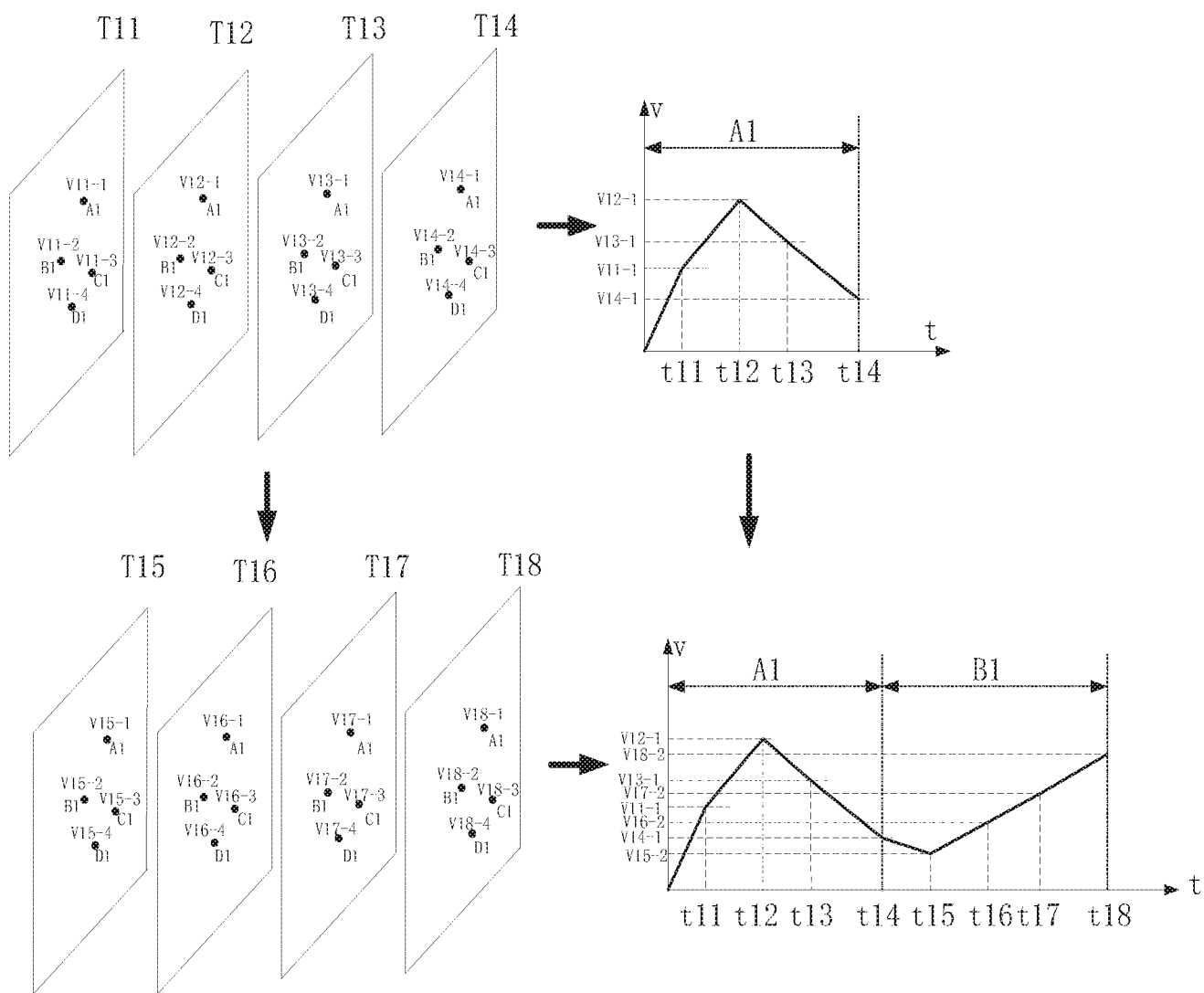


图 8

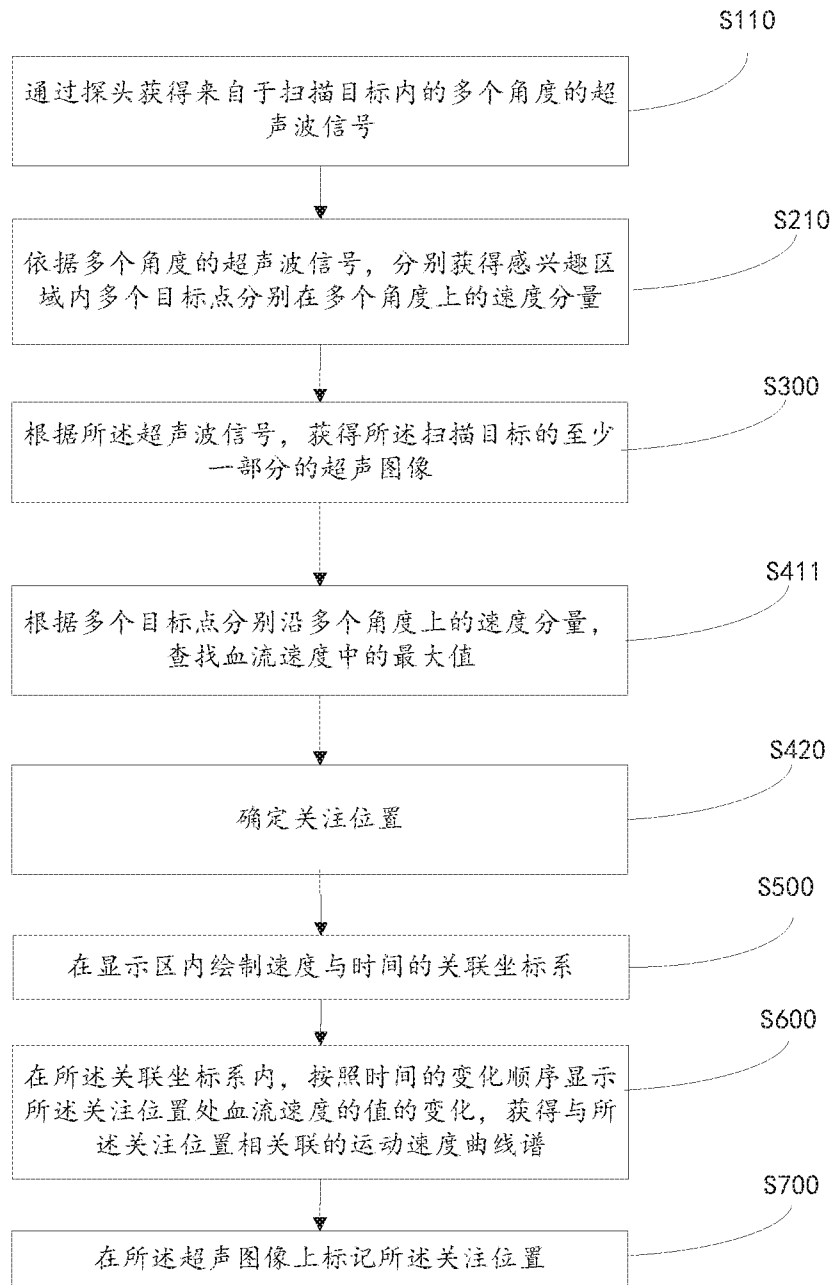


图 9

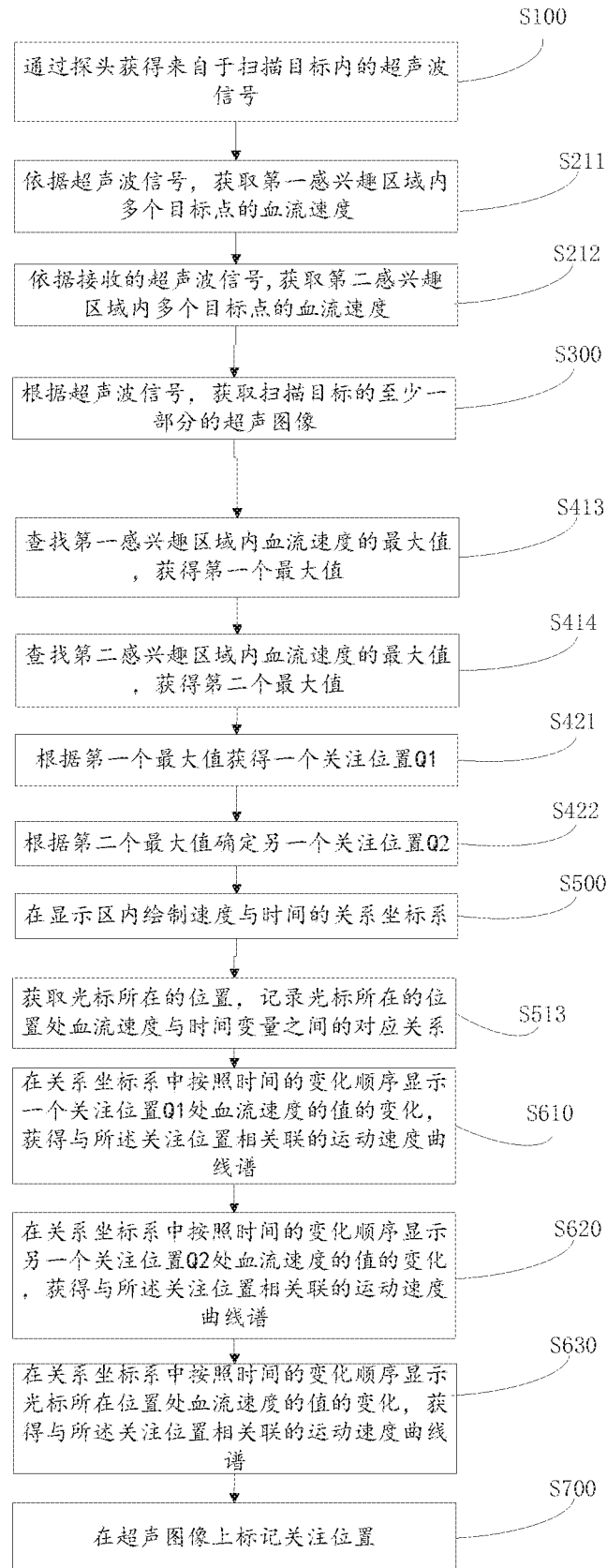


图 10

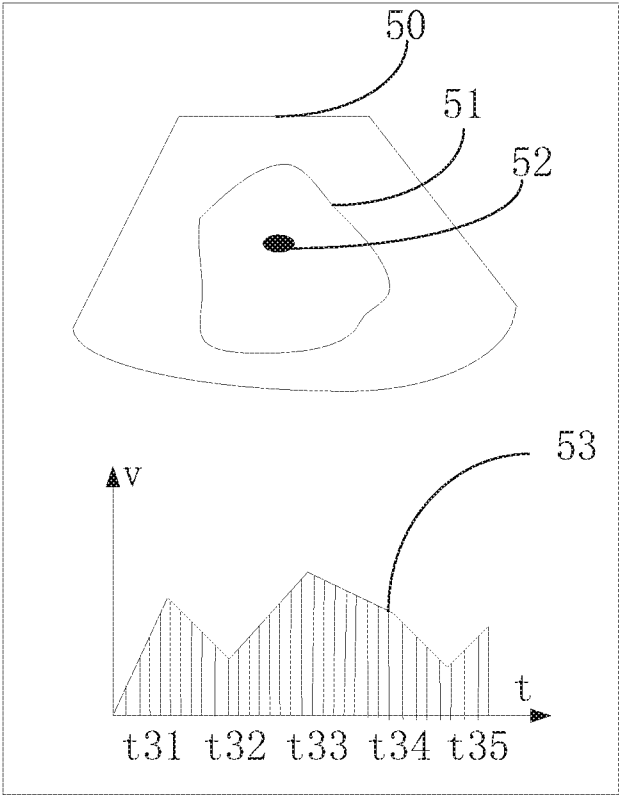


图 11

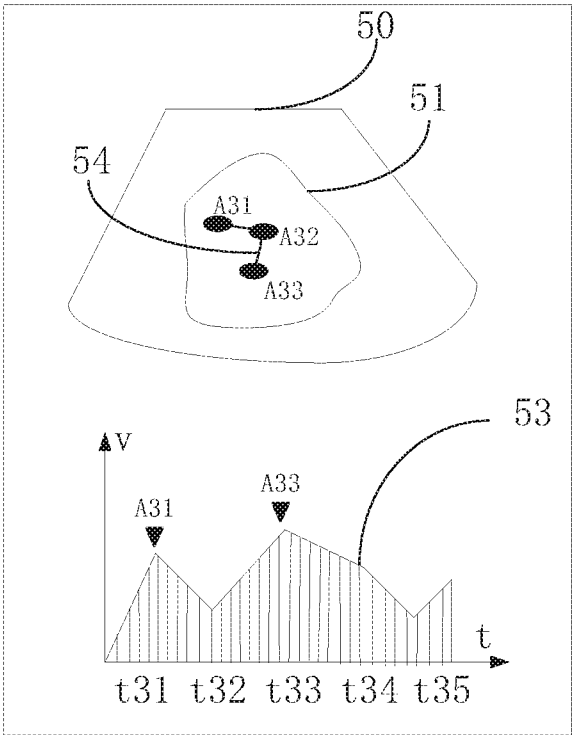


图 12

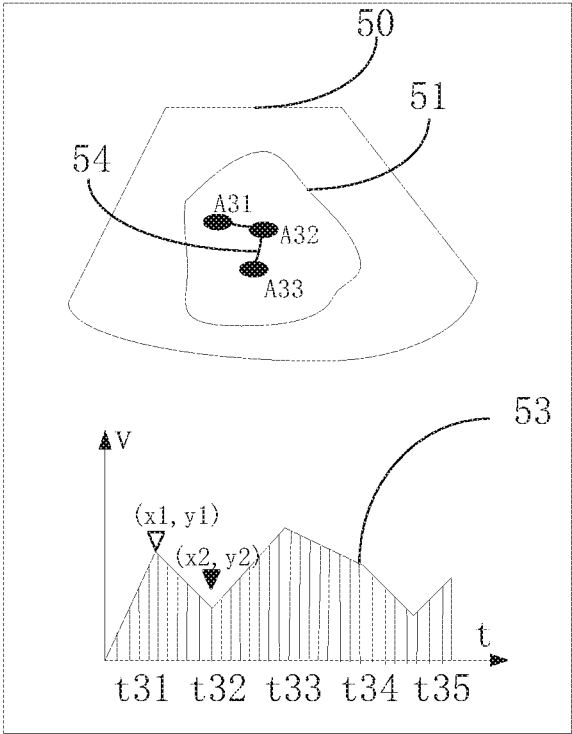


图 13

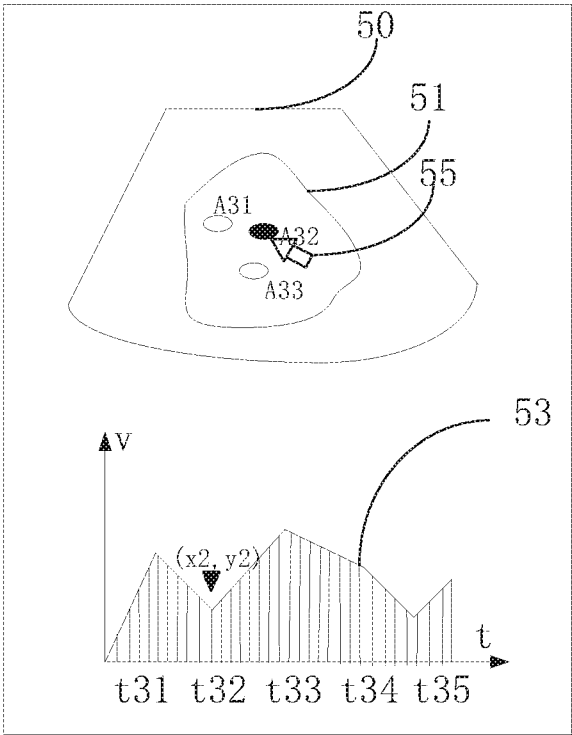


图 14

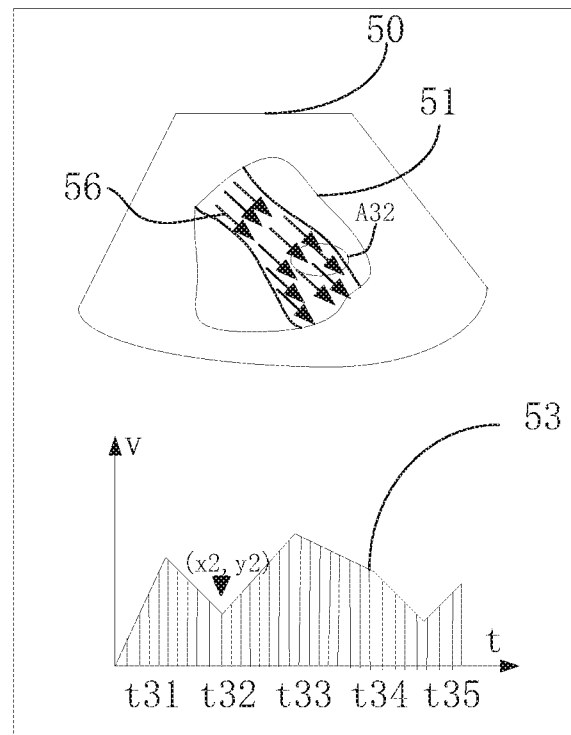


图 15

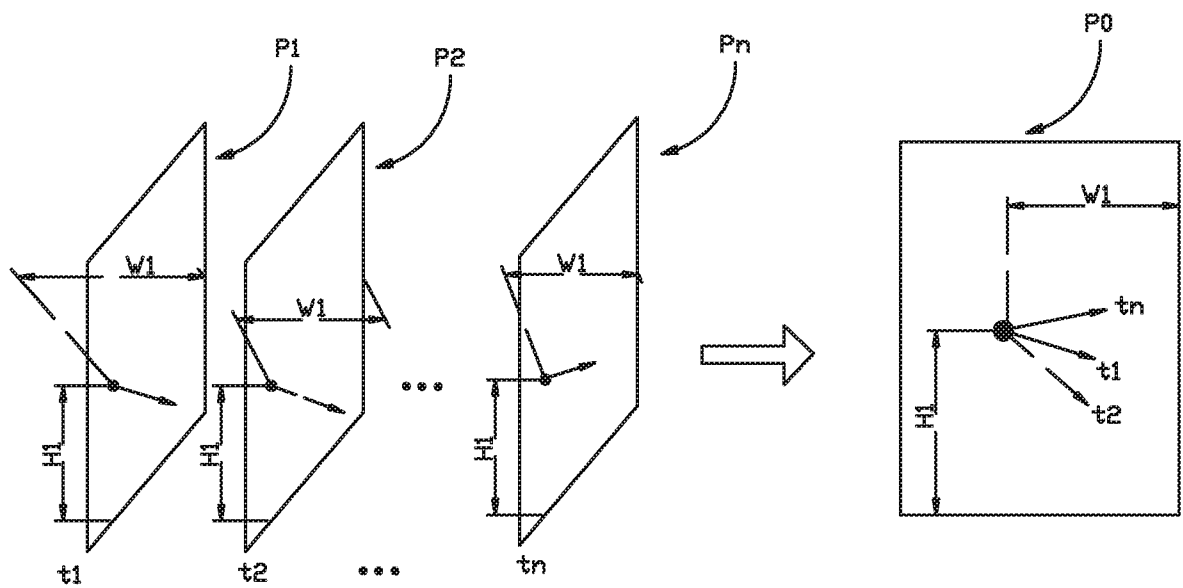


图 16(a)

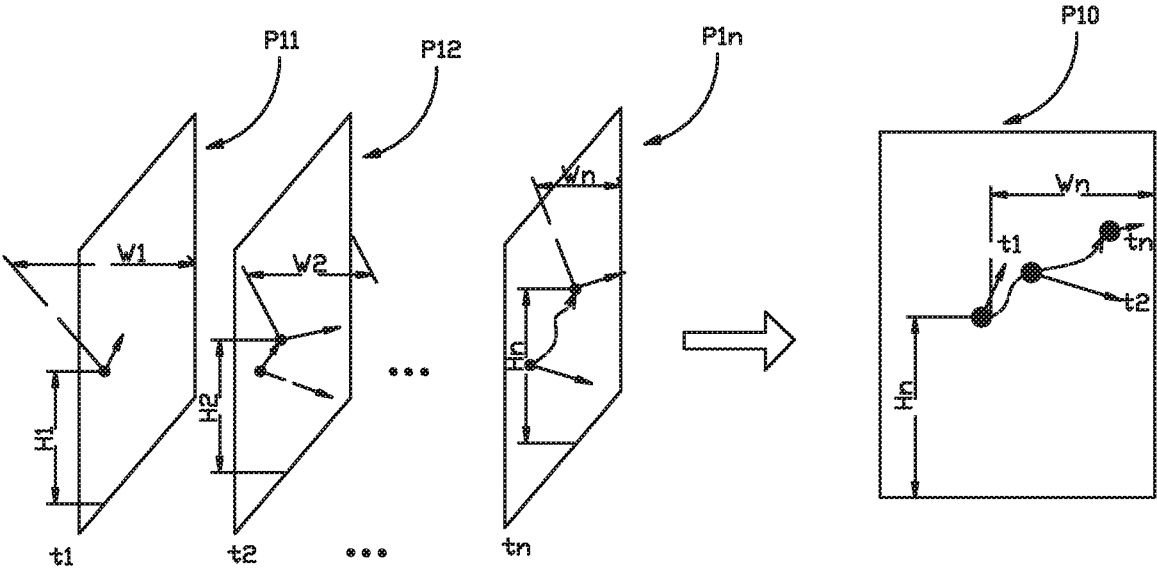


图 16(b)

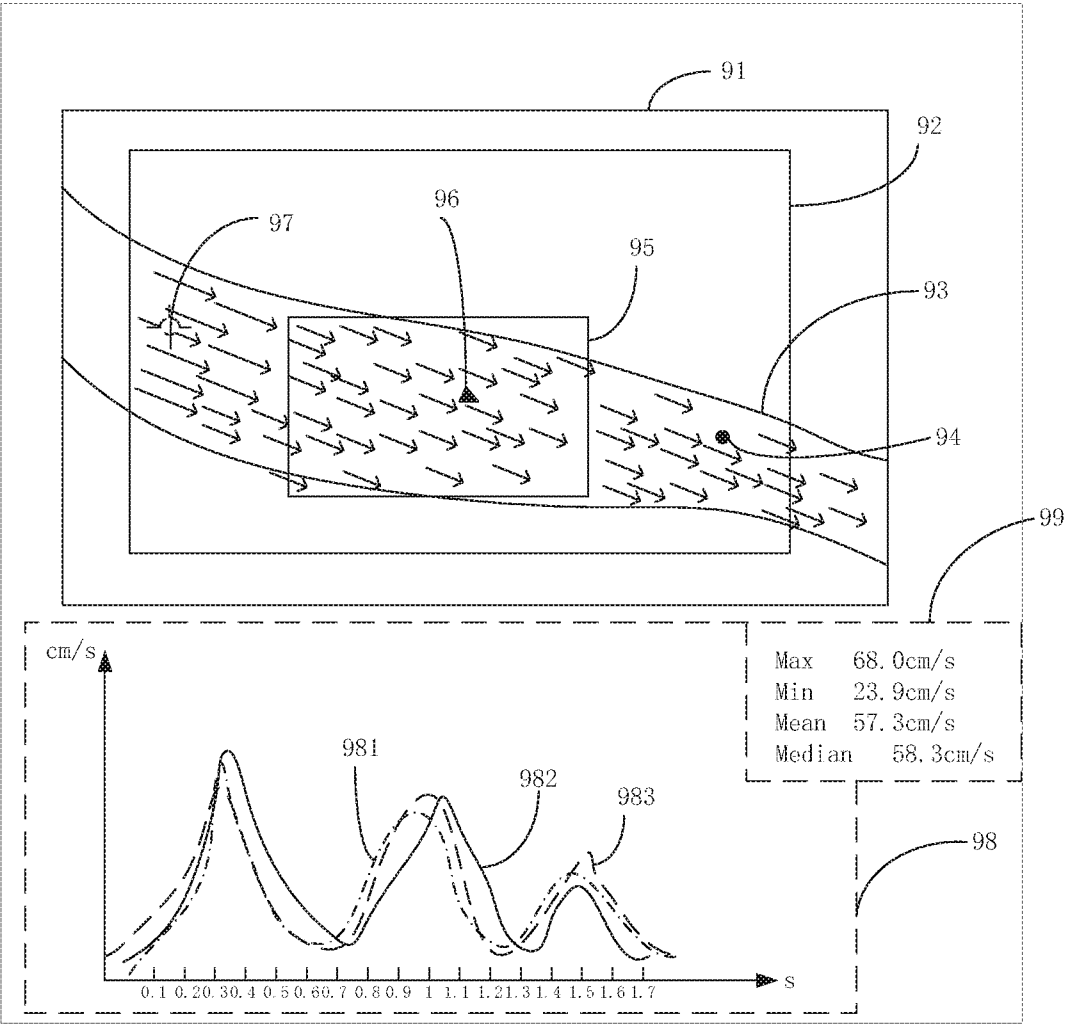


图 17

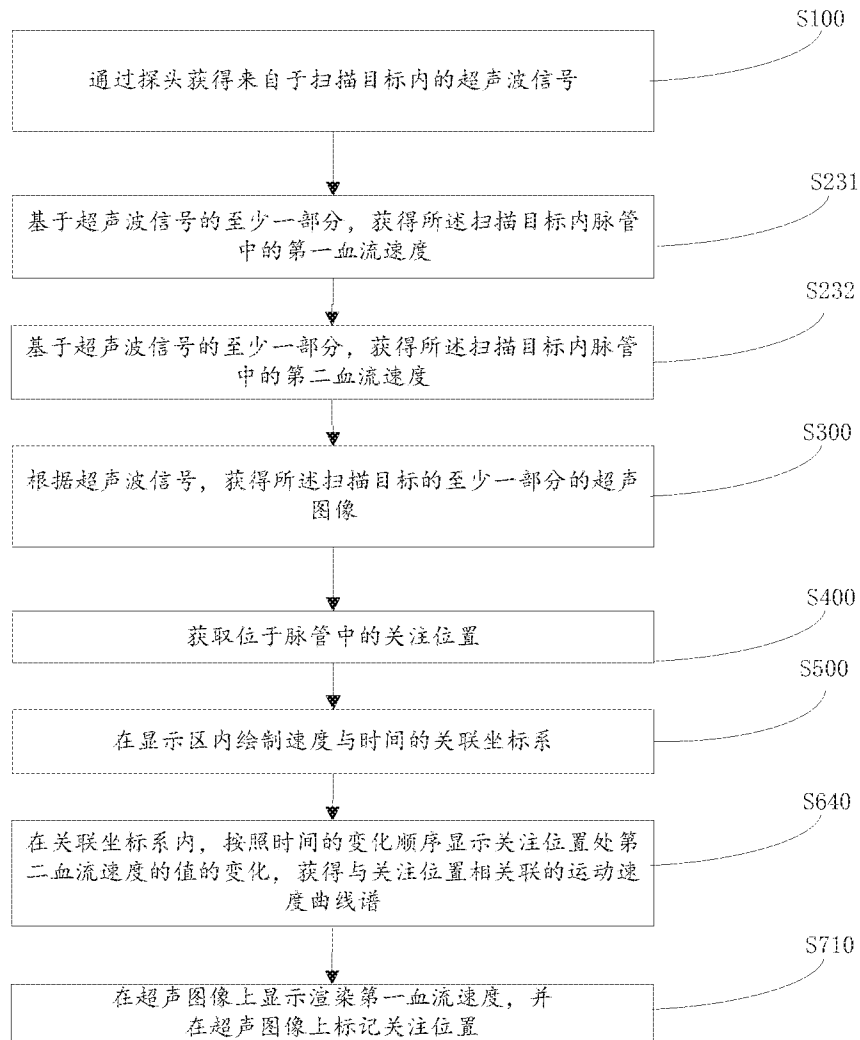


图 18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/101266

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B 8, G06K 9

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)

CNABS; VEN; CNKI; CNKI: 深圳迈瑞生物医疗, 血, 流, 谱, 速度, 流速, 运动, 超声, 多普勒, 曲线, 图, 最大, 最高, 时间, 时序, 角度, ultras+, tachography, blood, dromogram, velocity, diagram, flow, transduc+, doppler

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 101301212 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.), 12 November 2008 (12.11.2008), description, page 3, line 1 to page 9, line 7, and figures 2-8	1, 4, 7, 11-19, 21, 24, 29-31
A	JP 2011024782 A (TOSHIBA CORP. et al.), 10 February 2011 (10.02.2011), entire document	1-31
A	CN 103190931 A (SAMSUNG SDI CO., LTD.; INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION SOGANG UNIVERSITY), 10 July 2013 (10.07.2013), entire document	1-31
A	JP 4230904 B2 (ALOCA CO., LTD.), 25 February 2009 (25.02.2009), entire document	1-31
A	US 2004019278 A1 (ABEND, K. et al.), 29 January 2004 (29.01.2004), entire document	1-31
A	CN 105919625 A (VINNO TECHNOLOGY (SUZHOU) CO., LTD.), 07 September 2016 (07.09.2016), entire document	1-31

☐ 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 21 June 2017	Date of mailing of the international search report 11 July 2017
Name and mailing address of the ISA 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 SHAO, Jianxia Telephone No. (86-10) 62085545

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2016/101266

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101301212 A	12 November 2008	CN 101301212 B	17 August 2011
JP 2011024782 A	10 February 2011	JP 5443082 B2	19 March 2014
CN 103190931 A	10 July 2013	EP 2613176 A2	10 July 2013
		US 2013178743 A1	11 July 2013
		KR 20130081626 A	17 July 2013
JP 4230904 B2	25 February 2009	JP 2005185763 A	14 July 2005
US 2004019278 A1	29 January 2004	US 7534209 B2	19 May 2009
CN 105919625 A	07 September 2016	None	

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2016/101266

A. 主题的分类

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)

A61B 8, G06K 9

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))

CNABS;VEN;CNKI;CNKI:深圳迈瑞生物医疗, 血, 流, 谱, 速度, 流速, 运动, 超声, 多普勒, 曲线, 图, 最大, 最高, 时间, 时序, 角度, ultras+, tachography, blood, dromogram, velocity, diagram, flow, transduc+, doppler

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 101301212 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2008年 11月 12日 (2008 - 11 - 12) 说明书第3页第1行-第9页第7行、附图2-8	1, 4, 7, 11-19, 21, 24, 29-31
A	JP 2011024782 A (TOSHIBA CORP等) 2011年 2月 10日 (2011 - 02 - 10) 全文	1-31
A	CN 103190931 A (三星电子株式会社, 西江大学校产学协力团) 2013年 7月 10日 (2013 - 07 - 10) 全文	1-31
A	JP 4230904 B2 (ALCOA CO LTD) 2009年 2月 25日 (2009 - 02 - 25) 全文	1-31
A	US 2004019278 A1 (ABEND K 等) 2004年 1月 29日 (2004 - 01 - 29) 全文	1-31
A	CN 105919625 A (飞依诺科技苏州有限公司) 2016年 9月 7日 (2016 - 09 - 07) 全文	1-31

☐ 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 6月 21日

国际检索报告邮寄日期

2017年 7月 11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

受权官员

邵建霞

传真号 (86-10)62019451

电话号码 (86-10)62085545

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/101266

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)
CN	101301212	A	2008年 11月 12日	CN	101301212	B	2011年 8月 17日
JP	2011024782	A	2011年 2月 10日	JP	5443082	B2	2014年 3月 19日
CN	103190931	A	2013年 7月 10日	EP	2613176	A2	2013年 7月 10日
				US	2013178743	A1	2013年 7月 11日
				KR	20130081626	A	2013年 7月 17日
JP	4230904	B2	2009年 2月 25日	JP	2005185763	A	2005年 7月 14日
US	2004019278	A1	2004年 1月 29日	US	7534209	B2	2009年 5月 19日
CN	105919625	A	2016年 9月 7日	无			

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)