



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110013272 A

(43)申请公布日 2019.07.16

(21)申请号 201910397830.5

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2015.04.29

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(62)分案原申请数据

201580009360.0 2015.04.29

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层

(72)发明人 杜宜纲 樊睿 李勇

(74)专利代理机构 北京华进京联知识产权代理有限公司 11606

代理人 黄易 熊曲

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

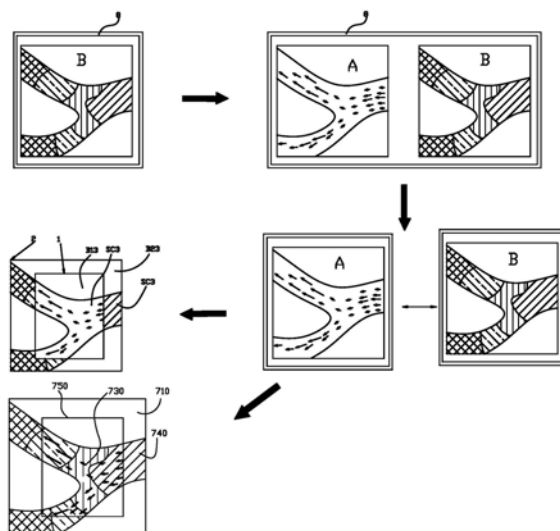
权利要求书3页 说明书32页 附图29页

(54)发明名称

超声血流成像显示方法及超声成像系统

(57)摘要

本发明提供了一种超声血流成像显示方法及超声成像系统,其系统包括:探头1;发射电路2,用于激励上述探头向扫描目标发射超声波束;接收电路4和波束合成模块5,用于接收所述超声波束的回波,获得超声回波信号;数据处理模块9,用于根据所述超声回波信号,获得所述扫描目标内的目标点的血流速度矢量信息、多普勒血流速度信息以及所述扫描目标的至少一部分的超声图像,并叠加所述超声图像和所述多普勒血流速度信息形成多普勒彩色血流图;及显示器8,用于对比显示所述血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图。其通过将普通血流显示图像与向量血流对比显示的方式,为用户提供了更好的观察视角。



1. 一种超声血流成像显示方法,其包括:

向扫描目标发射超声波束;

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,获取所述扫描目标的至少一部分的超声图像;

基于所述超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;

叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;

显示所述向量血流图;

获取光标在显示界面上的位置;

在显示界面上显示光标所在位置处对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值、速度方向和加速度中的任意一个或两个以上的组合。

2. 根据权利要求1所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述在显示界面上显示光标所在位置处对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值、速度方向和加速度中的任意一个或两个以上的组合的步骤中至少包括执行以下步骤之一:

在显示界面上绘制面积与速度绝对值相关的图形,用以表征血流速度矢量信息中的速度绝对值;

在显示界面内绘制指向速度方向的方位指引线,用以表征血流速度矢量信息中的速度方向;

在所述图形范围内绘制指向速度方向的方位指引线,用以表征血流速度矢量信息中的速度方向;

在显示界面上叠加显示用以展示所述血流速度矢量信息的文本信息;和

在所述图形的附近区域叠加显示用以展示所述血流速度矢量信息的文本信息。

3. 根据权利要求1所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述在显示界面上显示光标所在位置处对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值、速度方向和加速度中的任意一个或两个以上的组合的步骤中至少包括执行以下步骤之一:

在显示界面上绘制半径为速度绝对值的圆,用以在显示界面上显示光标所在位置对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值;

在显示界面上绘制与所述圆相交、且指向速度方向的方位指引线,用以在显示界面上显示光标所在位置对应的血流速度矢量信息中的速度方向;和

在显示界面上所述圆的附近叠加显示用以展示所述血流速度矢量信息的文本信息。

4. 根据权利要求1所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述目标点的血流速度矢量信息包括:所述目标点连续移动到所述超声图像中相应位置处而依次对应获得的血流速度矢量;

在显示所述向量血流图时,还包括:

标记所述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标识。

5. 根据权利要求1或4所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,在所述显示所述向量血流图的步骤中,通过配置用以在背景图像中标记所述血流速度矢量信息的标识的颜色、透明度、对比度和形状中的其中一种或者两种以上的参数组合,来与背景图像进行区分显示、或者区分显示血流速度矢量信息的不同速率等级。

6. 根据权利要求5所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述背景图像的透明度可调、或者所述背景图像的透明度渐变呈现。

7. 根据权利要求1所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述超声图像包括B图像;且,

所述向量血流图通过叠加所述B图像和所述血流速度矢量信息获得。

8. 根据权利要求7所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,在所述B图像中用以表征血流区域的感兴趣区域上叠加色彩信息。

9. 根据权利要求8所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述方法中,通过不同的色彩表征所述感兴趣区域内图像灰度的变化,用以获得所述色彩信息。

10. 根据权利要求8或9所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,在所述B图像中用以表征血流区域的感兴趣区域上叠加色彩信息的步骤中,还包括至少执行以下步骤之一:

基于图像灰度分割所述感兴趣区域内的团簇块获得边界,用不同的色彩区分标记所述边界;和

在所述感兴趣区域内按照图像灰度分割获得的团簇块内填充不同的色彩,以示区分。

11. 根据权利要求1所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述方法还包括:根据输入的模式切换指令,在显示界面上增加脉冲超声波多普勒频谱的显示区域。

12. 根据权利要求1或11所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述方法还至少包括执行以下步骤之一用以在显示界面上增加脉冲超声波多普勒频谱信息:

在显示界面上显示光标所处显示位置上的脉冲超声波多普勒频谱;

在显示界面上显示一个或多个指定位置上的脉冲超声波多普勒频谱。

13. 根据权利要求1或4所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述基于所述超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息的过程中,所述目标点通过执行以下步骤之一来选择:

获取用户输入的分布密度指令,依据所述分布密度指令在所述扫描目标内随机选择所述目标点;和

获取用户输入的标记位置指令,依据所述标记位置指令获得所述目标点。

14. 根据权利要求1或4所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述方法还包括:

通过连接线依次跨接同一目标点连续移动到所述超声图像中的多个相应位置,形成该目标点的运动行程轨迹,用以显示。

15. 根据权利要求14所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述方法中还包括:

获取用户输入的有关所述连接线的标示信息,生成选择指令;

按照所述选择指令中选择的标示信息,来配置在显示界面中显示的运动行程轨迹的相关参数。

16. 根据权利要求1所述的超声血流成像显示方法,其特征在于,所述向扫描目标发射超声波束的步骤、接收所述超声波束获得超声回波信号、和基于所述超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息的步骤包括:

沿一个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,

接收所述超声波束的回波,获得一组超声回波信号,

根据所述一组超声回波信号,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。

17.一种超声成像系统,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,获得超声回波信号;

数据处理模块,用于根据所述超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的超声图像,以及获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息,叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图,并获取光标在显示界面上的位置;及

显示器,用于显示所述向量血流图,以及在显示界面上显示光标所在位置处对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值、速度方向和加速度中的任意一个或两个以上的组合。

18.一种超声血流成像显示方法,其包括:

向扫描目标发射超声波束,接收该超声波束的回波获得超声回波信号,并根据该超声回波信号获得所述扫描目标的至少一部分的超声图像;

向所述扫描目标发射超声波束,接收该超声波束的回波获得超声回波信号,并基于该超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;

叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;

获取光标在显示界面上的位置;

在显示界面上显示光标所在位置处对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值、速度方向和加速度中的任意一个或两个以上的组合。

超声血流成像显示方法及超声成像系统

[0001] 相关申请

[0002] 本发明是2015年4月29日申请的,申请号为201580009360.0,名称为“超声血流成像显示方法及超声成像系统”的专利申请的分案申请。

技术领域

[0003] 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成像显示方法及超声成像系统。

背景技术

[0004] 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。

[0005] 通过彩色多普勒血流显像不能够显示血流量的方向和速度、或者速度分散量,但它具有这样一种独特的功能,即,能以高灵敏度和高信噪(S/N)比显示血流量的存在及其强度。鉴于上述关于彩色多普勒血流显像多普勒信号显示血流量所存在的弊端,有必要提供一种更加直观的血流信息显示方案。

发明内容

[0006] 本发明的实施例中,提供了一种超声血流成像显示方法及超声成像系统,其提供了更加直观的血流信息显示方案,并为用户提供了更好的观察视角。

[0007] 本发明的一个实施例中,提供了一种超声血流成像显示方法,其包括:向扫描目标发射超声波束;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,获取所述扫描目标的至少一部分的超声图像;基于所述超声回波信号,分别获得多普勒血流速度信息和所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;叠加所述超声图像和所述多普勒血流速度信息形成多普勒彩色血流图;叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;对比显示所述向量血流图和所述多普勒彩色血流图;确定所述向量血流图中的一个或多个指定位置;获得所述一个或多个指定位置处的脉冲超声波多普勒频谱;同时显示所述脉冲超声波多普勒频谱以及所述向量血流图和所述多普勒彩色血流图。

[0008] 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,获得超声回波信号;数据处理模块,用于:根据所述超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的超声图像;基于所述超声回波信号,分别获得多普勒血流速度信息和所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;叠加所述超声图像和所述多普勒血流速度信息形成多普勒彩色血流图;叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;确定所述向量血流图中的一个或多个指定位置;及获得所述一个或多个指定位置处的脉冲超声波多普勒频谱;及显示器,用于对比显示所述向量血流图和所述多普勒彩色血流图,以及显示所述脉冲超声波多普勒频谱。

[0009] 本发明的一个实施例中,提供了一种超声血流成像显示方法,其包括:向扫描目标发射超声波束,接收该超声波束的回波获得超声回波信号,并根据该超声回波信号获得所述扫描目标的至少一部分的超声图像;向所述扫描目标发射超声波束,接收该超声波束的回波获得超声回波信号,并基于该超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;显示所述向量血流图;确定所述向量血流图中的一个或多个指定位置;获得所述一个或多个指定位置处的脉冲超声波多普勒频谱;同时显示所述脉冲超声波多普勒频谱和所述向量血流图。

[0010] 本发明的一个实施例中,提供了一种超声血流成像显示方法,其包括:向扫描目标发射超声波束;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,获取所述扫描目标的至少一部分的超声图像;基于所述超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;显示所述向量血流图;确定所述向量血流图中的一个或多个指定位置;获得所述一个或多个指定位置处的脉冲超声波多普勒频谱;同时显示所述脉冲超声波多普勒频谱和所述向量血流图。

[0011] 本发明的一个实施例中,提供了一种超声血流成像显示方法,其包括:向扫描目标发射超声波束,接收该超声波束的回波获得超声回波信号,并根据该超声回波信号获得所述扫描目标的至少一部分的超声图像;向所述扫描目标发射超声波束,接收该超声波束的回波获得超声回波信号,并基于该超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;显示所述向量血流图;确定光标在所述向量血流图所处的位置;获得光标所处的所述位置处的脉冲超声波多普勒频谱;同时显示所述脉冲超声波多普勒频谱和所述向量血流图。

[0012] 本发明的一个实施例中,提供了一种超声血流成像显示方法,其包括:向扫描目标发射超声波束;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,获取所述扫描目标的至少一部分的超声图像;基于所述超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的血流速度矢量信息;叠加所述超声图像和所述血流速度矢量信息形成向量血流图;显示所述向量血流图;确定光标在所述向量血流图所处的位置;获得光标所处的所述位置处的脉冲超声波多普勒频谱;同时显示所述脉冲超声波多普勒频谱和所述向量血流图。

[0013] 本发明通过将普通血流显示图像与向量血流对比显示的方式,为用户提供了更好的观察视角,既能够实时的了解扫描位置,提供了更加直观的血流信息显示方案。更进一步

地,本发明还可以使图像显示效果更加真实的显现血流信息,并保证人眼观察的舒适性。

附图说明

- [0014] 图1为本发明一个实施例的超声成像系统的框图示意图;
- [0015] 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;
- [0016] 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;
- [0017] 图4为本发明一个实施例的聚焦超声波束的示意图;
- [0018] 图5为本发明一个实施例中发散超声波束的示意图;
- [0019] 图6 (a) 为二维面阵探头阵元示意图,图6 (b) 为本发明中利用二维面阵探头沿某一超声波传播方向进行三维图像扫描的示意图,图6 (c) 为图6 (b) 中扫描体相对偏移量的度量方式示意图;
- [0020] 图7为本发明一个实施例的方法流程示意图;
- [0021] 图8为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;
- [0022] 图9为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;
- [0023] 图10为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;
- [0024] 图11为本发明的其中一个实施例中可选择目标点的一种效果示意图;
- [0025] 图12为本发明的其中一个实施例中可选择目标点的另一种效果示意图;
- [0026] 图13 (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;
- [0027] 图13 (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;
- [0028] 图14 (a) 为本发明一个实施例中两个超声波传播方向发射的示意图;
- [0029] 图14 (b) 为基于图14 (a) 所示的血流速度矢量信息合成示意图;
- [0030] 图15为图13 (a) 方式下的血流速度矢量信息的显示效果示意图;
- [0031] 图16为图13 (b) 方式下的血流速度矢量信息的显示效果示意图;
- [0032] 图17为本发明的其中一个实施例中分时显示模式的一种效果示意图;
- [0033] 图18为本发明的其中一个实施例中同时显示模式的一种效果示意图;
- [0034] 图19为本发明的其中一个实施例中同时显示模式的另一种效果示意图;
- [0035] 图20为本发明的其中一个实施例中图像数据来源的效果示意图;
- [0036] 图21为本发明的其中一个实施例中图像数据来源的效果示意图;
- [0037] 图22为本发明的其中一个实施例中在多普勒彩色血流图上叠加血流速度矢量信息的效果示意图;
- [0038] 图23为本发明的其中一个实施例中显示模式的效果示意图;
- [0039] 图24为本发明的其中一个实施例中显示模式的效果示意图;
- [0040] 图25为本发明的其中一个实施例中显示模式的效果示意图;
- [0041] 图26为本发明的其中一个实施例中根据模式切换指令进行各个模式间切换的示意图;
- [0042] 图27为本发明的其中一个实施例中背景图像透明度可调的效果示意图;
- [0043] 图28为本发明的其中一个实施例中增强型B图像中团簇效果示意图;

- [0044] 图29为在图28上叠加色彩信息的一种实施例的效果示意图；
- [0045] 图30为在图28上叠加色彩信息的一种实施例的效果示意图；
- [0046] 图31为本发明一个实施例中目标点被选中形成轨迹的效果示意图。
- [0047] 图32为本发明一个实施例中步骤S400的方法流程示意图；
- [0048] 图33为本发明一个实施例中步骤S400的方法执行流程示意图；
- [0049] 图34为本发明一个实施例中显示光标位置处血流速度矢量信息的效果示意图；
- [0050] 图35为本发明一个实施例中血流速度矢量信息显示内容的效果示意图；
- [0051] 图36为本发明一个实施例中显示光标位置处血流速度矢量信息的效果示意图；
- [0052] 图37 (a) 和图37 (b) 为本发明关于显示脉冲超声波多普勒频谱的两个实施例的效果示意图；
- [0053] 图38为本发明一个实施例中运动形成轨迹的效果示意图；
- [0054] 图39为本发明一个实施例中存在斑块情况时血流漩涡的显示效果示意图。

具体实施方式

[0055] 图1为本发明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。

[0056] 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,然后将超声回波信号送入信号处理模块6进行相关的信号处理。

[0057] 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。

[0058] 图像处理模块7生成的超声图像送入显示器8进行显示。

[0059] 探头1通常包括多个阵元的阵列。在每次发射超声波时,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,该合成超声波束的方向即为本文中所提到的超声波传播方向。

[0060] 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。

[0061] 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,也不会完全发散,而

是形成整体上大体上为平面的平面波。本文中,称这种无焦点的平面波为“平面超声波束”。

[0062] 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,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”。例如,图4为发射聚焦超声波束的示意图。这里,参与超声波的发射的阵元(图4中,仅仅探头1中的部分阵元参与了超声波的发射)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。

[0063] 又或者,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,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”。如图5所示的发散超声波束。

[0064] 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,即为合成波束的偏转角度,改变上述时间延时,也就可以调整合成波束的偏转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偏转方向。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a),该角度即为该平面超声波束的偏转角度。通过改变时延时间,可以调整角a的大小。

[0065] 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“偏转角度”,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。

[0066] 此外,在实现三维超声成像时,如图6(a)所示,采用面阵探头,每个面阵探头看作多个阵元112按照横纵两个方向排列形成,对应于面阵探头中的每个阵元都配置相应的延迟控制线用于调整每个阵元的时延,在发射与接收超声波束的过程中只要改变每个阵元不同的时延时间,就可以对超声波束进行声束控制和动态聚焦,从而改变合成超声波束的传播方向指向,实现超声波束在三维空间内的扫描,形成立体三维图像数据库。又如图6(b)所示,面阵探头1中包括多个阵元112,通过改变参与超声波发射的阵元对应的时延时间,可以使发射的超声波束沿点划线箭头F51所示的方向传播、并在三维空间内形成用于获取三维

图像数据的扫描体A1(图6(b)中点划线绘制的立体结构),此扫描体A1相对于参考体A2(图6(b)中实线绘制的立体结构)具有预定的偏移量,这里的参考体A2为:使参与超声波发射的阵元发射的超声波束、沿阵元排列平面的法线(图6(b)中的实线箭头F52)所在方向传播,并在三维空间内形成的扫描体A2。可见,上述扫描体A1相对于参考体A2具有的偏移量,用于衡量沿不同超声波传播方向传播形成的扫描体、相对于参考体A2的一个三维空间中的偏转角,本文中该偏移量可通过以下两个角度来组合度量:第一,在扫描体内,超声波束形成的扫描平面A21(图6(b)中点划线绘制的四边形)上超声波束的传播方向与阵元排列平面的法线具有一预定的偏转角度 Φ ,偏转角度 Φ 在 $[0, 90^\circ)$ 范围内选择;第二,如图6(c),在阵元排列平面P1上的平面直角坐标系中,从X轴逆时针旋转到超声波束的传播方向在阵元排列平面P1上的投影P51(图6(c)中平面P1内的点划线箭头)所在直线处而形成的旋转夹角 θ ,此旋转夹角 θ 在 $[0, 360^\circ)$ 范围内选择。当偏转角度 Φ 为零时,上述扫描体A1相对于参考体A2具有的偏移量为零。在实现三维超声成像时,通过改变每个阵元不同的时延时间,可以改变上述偏转角度 Φ 和旋转夹角 θ 的大小,从而调整上述扫描体A1相对于参考体A2的偏移量,实现在三维空间内沿不同的超声波传播方向形成不同的扫描体。

[0067] 平面超声波束通常几乎覆盖探头1的整个成像区域,因此使用平面超声波束成像时,一次发射就可以得到一帧超声图像(此一帧超声图像应当理解为包括一帧二维图像数据或一帧三维图像数据,下文同),因此成像帧率可以很高。而使用聚焦超声波束成像时,因为波束聚焦于焦点处,因此每次只能得到一根或者几根扫描线,需要多次发射后才能得到成像区域内的所有扫描线从而组合所有扫描线获得成像区域的一帧超声图像。因此,使用聚焦超声波束成像时帧率相对较低。但是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,可用以获得质量较好的超声图像。

[0068] 基于多普勒血流显像技术,本发明通过将普通的多普勒彩色血流图像与向量血流共同显示的方式,为用户提供了更好的观察视角,既能够实时的了解扫描位置处的血流流速和流向信息,且还可以使图像显示效果更加真实的显现血流信息,并保证人眼观察的舒适性。以下将具体结合附图详细说明本发明的各个实施例方式。

[0069] 如图7所示,本实施例提供了一种超声血流成像显示方法,其基于多普勒血流显像技术,通过将普通血流显示图像与向量血流对比显示的方式,为用户提供了更好的观察视角,实现了既能够实时的了解扫描位置,且还可以使图像显示效果更加真实的显现血流信息,并对比显示血流速度的各种信息,使得用户可以更加全面的了解血流情况,为医护人员提供更为全面、更为精准的图像数据,为在超声系统上实现的血流成像显示技术开创了又一更加新型的血流成像显示方式。如图7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。

[0070] 在步骤S100中,发射电路2激励探头1向扫描目标发射超声波束。

[0071] 本文中向扫描目标发射的超声波束可以包括:聚焦超声波束、非聚焦超声波束、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类型波束中的至少一种波束或者至少两种以上波束的组合(这里的“以上”包括本数,以下同)。当然,本发明的实施例中不限于以上几种类型的超声波束。

[0072] 在本发明的其中一个实施例中,如图8所示,在步骤S100中包括步骤121: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,该聚焦超声回波信号可以作为重建超

声图像、计算多普勒血流速度信息、计算血流速度矢量信息等的数据库。

[0073] 或者,如图8所示,在步骤S100中包括步骤122: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,该平面超声回波信号也可以作为重建超声图像、计算多普勒血流速度信息、计算血流速度矢量信息等的数据库。

[0074] 又或者,如图8所示,在步骤S100中包括步骤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。如图8所示,步骤S421中平面超声回波信号可以用作计算血流速度矢量信息的图像数据基础。而此时多普勒血流速度信息可以用聚焦超声回波信号、或者平面超声回波信号获取,见步骤S422。

[0075] 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,交替执行如图8所示的步骤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,提高背景图像上叠加向量血流的精确度。

[0076] 在步骤S100中,为获得计算多普勒血流速度信息的超声回波信号,可按照多普勒成像技术向扫描目标发射超声波束,例如,向扫描目标发射单角度的超声波束。而为了获得血流速度矢量信息,可以按照向量血流成像技术向扫描目标发射超声波束,例如,向扫描目标发射单角度或多角度的超声波束,也就是说,可以沿一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束。在本发明的一个实施例中,如图9和图10所示,在步骤S100中可以沿一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射平面超声波束,即在步骤S100中执行图9中的步骤S141和图10中的步骤S151中之一。多个超声波传播方向包括两个以上的超声波传播方向,“以上”包含本数,下文同。

[0077] 在本发明的其中一个实施例中,如图10所述,在步骤S100中包括步骤S151:沿多个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,在该过程中,可以按照超声波传播方向的不同交替执行向扫描目标发射超声波束的过程。例如,若沿两个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,则先沿第一个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,然后再沿第二个超声波传播方向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,还可以先沿一个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,再沿另一个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,依次执行完所有超声波传播方向后完成扫描过程。为获取不同的超声波传播方向,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至图6(a)-图6(c)的解释。

[0078] 例如,在沿多个超声波传播方向向扫描目标发射平面超声波束的过程可以包括:向扫描目标发射第一超声波束,此第一超声波束具有第一偏转角度;和向扫描目标发射第二超声波束,此第二超声波束具有第二偏转角度。分别接收第一超声波束的回波和第二超声波束的回波,获得第一超声回波信号和第二超声回波信号。有关偏转角度的设置可参见前文有关图2的详细说明。在其中一个实施例中,第一超声波束和第二超声波束可以为平面超声波束,对应的第一超声回波信号和第二超声回波信号变更为第一平面超声回波信号和第二平面超声回波信号。

[0079] 又例如,在沿多个超声波传播方向向扫描目标发射平面超声波束的过程还可以包

括:沿N个(N取大于等于3的任意一个自然数)超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,用以接收此超声波束的回波,获得N组(N取大于等于3的任意一个自然数)超声回波信号,而每组超声回波信号源自一个超声波传播方向上发射的超声波束。此N组超声回波信号主要用于计算血流速度矢量信息,有关血流速度矢量信息的计算参见下文详细说明。

[0080] 在本发明的其中一个具体实施例中,沿至少三个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束的过程包括:

[0081] 激励部分或全部超声波发射阵元沿至少三个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,使超声波束在所述扫描目标所在的空间内传播用以形成至少三个扫描体。例如,本实施例中的超声波束可以为平面超声波束。

[0082] 又或者,在本发明的其中一个具体实施例中,沿至少三个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束的过程包括:

[0083] 将超声波发射阵元分成多块阵元区,激励部分或全部阵元区沿至少三个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,使超声波束在所述扫描目标所在的空间内传播用以形成至少三个扫描体,其中,每个扫描体源自一个超声波传播方向上发射的超声波束。有关扫描体的形成原理可参见前文中有关图6(a)-图6(c)的详细说明,在此不累述。例如,本实施例中的超声波束可以包括聚焦超声波束、平面超声波束等中的一种,但不限于此几类超声波束类型。当本实施例中的超声波束采用聚焦超声波束时,将超声波发射阵元分成多块阵元区后,激励其中一块阵元区可以产生一根聚焦超声波束,而同时激励多块阵元区则可以同时产生多根聚焦超声波束,用以形成一个扫描体。

[0084] 在本发明的其中一个实施例中,沿每个超声波传播方向向扫描目标发射多次超声波束,用以获得多次超声回波信号,供后续超声图像数据的处理。例如,沿多个超声波传播方向分别向扫描目标发射多次平面超声波束、或者沿一个或多个超声波传播方向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回波信号。

[0085] 按照超声波传播方向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计算同一时刻的目标点血流速度,提高血流速度矢量信息的计算精度。例如,若沿三个超声波传播方向分别向扫描目标发射N次超声波束,可以先沿第一个超声波传播方向向扫描目标发射至少一次超声波束,然后再沿第二个超声波传播方向向扫描目标发射至少一次超声波束,其次再沿第三个超声波传播方向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超声波传播方向上的扫描次数。同一个扫描周期内不同超声波传播方向下的超声波束的发射次数可以相同,也可以不相同。例如,如果是沿两个超声波传播方向的发射超声波束,则按照A1 B1 A2 B2 A3 B3 A4 B4……Ai Bi,以此类推。其中,Ai是第一个超声波传播方向中的第i次发射;Bi是第二个超声波传播方向中的第i次发射。而如果是沿三个超声波传播方向的发射超声波束,则按照A1 B1 B1 C1 A2 B2 B2 C2 A3 B3 B3 C3……Ai Bi Bi Ci,以此类推。其中Ai是第一个超声波传播方向中的第i次发射;Bi是第二个超声波传播方向中的第i次发射;Ci是第三个超声波传播方向中的第i次发射。

[0086] 此外,当上述步骤S100中若选择向扫描目标发射两种类型的超声波束时,可以采用交替发射两种的超声波束的方式。例如,在本发明的其中一个实施例中,上述步骤S100包括:

[0087] 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

[0088] 步骤S102,沿一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射多次平面超声波束,用以获取计算血流速度矢量信息的图像数据。

[0089] 基于此,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。

[0090] 例如,上述连续的“Ai Bi Ci”的发射过程主要针对用于获得计算血流速度信息或血流速度矢量信息的数据,而对于用以获取重建超声图像的另一种类型的超声波束的发射,则采用插入到上述连续的“Ai Bi Ci”的发射过程中的方式,以下以在上述连续的“Ai Bi Ci”的发射过程插入向扫描目标发射多次聚焦超声波束为例,详细解释交替发射两种类型波束的方式。

[0091] 按照以下顺序沿三个超声波传播方向分别向扫描目标发射多次平面超声波束,

[0092] A1 B1 C1 D1 A2 B2 C2 D2 A3 B3 C3 D3……Ai Bi CiDi,以此类推;

[0093] 其中,Ai是第一个超声波传播方向中的第i次发射;Bi是第二个超声波传播方向中的第i次发射;Ci是第三个超声波传播方向中的第i次发射;Di是第i次聚焦超声波束的发射。

[0094] 上述方法给出了一种比较简单的插入聚焦超声波束的发射过程的方式,还可以是在沿不同的超声波传播方向发射完多次平面超声波束之后插入一次聚焦超声波束的发射,或者,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,等等。还可以是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。

[0095] 因此,沿不同超声波传播方向向扫描目标发射多次超声波束的执行顺序和规则可以任意选择,在此不一一列举,但也不限于上文提供的各个具体实施例。

[0096] 在步骤S200中,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,获得超声回波信号。例如,如图8所示,当步骤221中接收聚焦超声波束的回波,则获得聚焦超声回波信号;当步骤242中接收平面超声波束的回波,则获得平面超声回波信号,依次类推。

[0097] 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发射的超声波束的回波,等等。有关超声波束的接收以及超声回波信号的获得可参见本领域常用方式。

[0098] 在步骤S100中沿每个超声波传播方向上发射超声波束时,步骤S200中接收该超声波束的回波,对应获得一组超声回波信号。例如,在图9中当步骤S241中接收步骤S141中沿

一个超声波传播方向向扫描目标发射的超声波束的回波,则在步骤S241中获得一组超声回波信号,对应的在步骤S300中,则执行图9所示的步骤S341,依据该一组超声回波信号获取扫描目标的至少一部分的超声图像;而在图10中当步骤S251中接收沿多个超声波传播方向向扫描目标发射的超声波束的回波,则在步骤S251中获得多组超声回波信号,而其中每组超声回波信号源自一个超声波传播方向上发射的超声波束的回波。那么,对应的在步骤S300中,则执行图10所示的步骤S351,依据该一组超声回波信号获取扫描目标的至少一部分的超声图像。

[0099] 此外,沿每个超声波传播方向上可以发射多次超声波束时,步骤S200中接收该超声波束的回波,对应获得的一组超声回波信号中包括多次超声回波信号,其中,一次超声波束的发射对应获得一次超声回波信号。

[0100] 例如,如图10所示,对于步骤S151中沿多个超声波传播方向分别向扫描目标发射多次平面超声波束,则在步骤S200中可以执行步骤S251,分别接收上述多个超声波传播方向对应的平面超声波束的回波,获得多组平面超声回波信号;其中每组平面超声回波信号包括至少两次平面超声回波信号,每次平面超声回波信号源自沿一个超声波传播方向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。

[0101] 又例如,对于步骤S100中向扫描目标发射多次聚焦超声波束,则步骤S200中接收上述聚焦超声波束的回波,获得多组平面聚焦超声回波信号。

[0102] 所以,步骤S100中采用何种类型的超声波束,那么步骤S200中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回波信号。例如,聚焦超声波束对应聚焦超声回波信号、平面超声波束对应平面超声回波信号、发散超声波束对应发散超声回波信号等等,依次类推,在此不逐一列举。

[0103] 在步骤S300中,图像处理模块7根据超声回波信号获取扫描目标的至少一部分的超声图像。这里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。

[0104] 在本发明的一个实施例中,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,在本发明的一个实施例中,步骤S500的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。

[0105] 在本发明的一个实施例中,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,如图8所示,在上述步骤S300中执行步骤S321,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。

[0106] 在步骤S400中,图像处理模块7用于基于上述步骤S200获得的超声回波信号,分别获得多普勒血流速度信息和上述扫描目标内的目标点的血流速度矢量信息。这里提到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。

[0107] 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,如图11所示,扫描目标SC1可以是人体内部的某一血管。在本发明的其中一个实施例中,上述目标点包括位于扫描目标内的一个或多个离散分布的位置、或者分别包含所述一个点或多个离散分布的位置的邻域或数据块,如图11中圆圈或原点所在范围。

[0108] 比如,在本发明的其中一个实施例中,在步骤S400中,首先,获取用户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,计算被选择的目标点对应的血流速度矢量信息,用以获得被选择的目标点的血流速度矢量信息,获取的血流速度矢量信息被标记在背景图像上,用以在显示器上显示。例如,图11中在背景图像B1上的扫描目标区域SC1内,用户通过人机交互设备输入在扫描目标区域SC1内布置目标点的分布密度,图11中的圆点74和圆圈72表征被选择的目标点,而两者的分布密度不同。此处的分布密度可以理解为,目标点在一定区域范围可能出现的大小,而该一定区域范围可以为在背景图像B1中扫描目标区域SC1的整体区域范围,也可以为扫描目标区域SC1的部分范围,例如图11中,目标点被选择分布在扫描目标区域SC1内沿整体血流方向的前端部分区域,即圆点74分布在扫描目标区域SC1的前端部分区域。

[0109] 然后,计算被选择的目标点对应的血流速度矢量,获得被选择的目标点的血流速度矢量信息,获取的血流速度矢量信息被标记在背景图像上,用以在显示器上显示。

[0110] 本实施例中的背景图像通常以超声图像作为背景图像,但是基于图22至图25所示的实施例中,背景图像也应当可以是多普勒彩色血流图,此外,基于图28至图30所示的实施例中背景图像也应当可以是增强型B图像。因此,背景图像应当可以理解为是,在用以显示血流速度矢量信息时,用于叠加血流速度矢量信息的基础图像,本发明中的背景图像应该根据系统所处的相应显示模式来判断,不应仅将其理解为超声图像,下文同。

[0111] 又如,在本发明的其中一个实施例中,在步骤S400中,还可以包括:

[0112] 获取用户输入的标记位置指令,根据此标记位置指令获得被选择的目标点,计算被选择的目标点对应的血流速度矢量信息,用以获得被选择的目标点的血流速度矢量信息,获取的血流速度矢量信息被标记在背景图像上,用以在显示器上显示。例如,图12中,在背景图像B1上的扫描目标区域SC1内,用户通过人机交互设备控制光标71的位置,在扫描目标区域SC1内输入标记位置指令,从而在背景图像上选择目标点位置,如图12中标记的圆点73。

[0113] 在本实施例中,目标点可供用户选择,而上述两个具体实施例中提供了两种选择目标点的方式,但本发明不限于此。通过这种方式可以给予用户灵活选择的方式,提升使用体验度。

[0114] 在步骤400中包括基于超声回波信号获得扫描目标内目标点的血流速度矢量信息,下文中将详细解释说明。

[0115] 在步骤S400中计算获得的目标点的血流速度矢量信息主要用于在下述步骤S600中实现与所述多普勒彩色血流图的对比显示,因此根据血流速度矢量信息的不同显示方

式,在步骤S400中可以获得不同的血流速度矢量信息。

[0116] 例如,在本发明的其一个实施例中,上述步骤S400中包括:根据上述步骤S200中获得的超声回波信号,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。那么在下述步骤S600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速度矢量信息。如图13(a)所示,根据上述步骤S200中获得的超声回波信号,可以分别获得 t_1 、 t_2 、……、 t_n 时刻对应的超声图像数据 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)的血流速度矢量。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S700中对比显示血流速度矢量信息时,即在显示器显示的超声图像 P_0 中在位置(H_1 、 W_1)处显示不同时刻对应计算的血流速度矢量。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血流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。图13(a)实例中给出了二维图像 P_0 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。

[0117] 在本发明的另一个实施例中,上述步骤S400中包括:根据上述步骤S200中获得的超声回波信号,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。那么在下述步骤S600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信息。

[0118] 如图13(b)所示,根据上述步骤S200中获得的超声回波信号,可以分别获得 t_1 、 t_2 、……、 t_n 时刻对应的超声图像数据 P_{11} 、 P_{12} 、……、 P_{1n} 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13(b)中位置为(H_1 、 W_1)的第一点,然后计算初始位置在时刻 t_1 超声图像 P_{11} 中的血流速度矢量 A_1 。其次,计算目标点(即图中黑色圆点)从时刻 t_1 的超声图像 P_{11} 上的初始位置移动到时刻 t_2 的超声图像 P_{12} 上的位置(H_2 、 W_2),然后根据超声回波信号,获得超声图像 P_{12} 中位置(H_2 、 W_2)处的血流速度矢量,用以对比显示。比如,沿时刻 t_1 超声图像 P_{11} 中(H_1 、 W_1)位置上的血流速度矢量的方向,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中获得的超声回波信号获得此第二显示位置上的血流速度矢量,从而得到目标点在时刻 t_2 超声图像 P_{12} 中血流速度矢量信息。依次类推,每相邻的两个时刻,沿目标点在第一时间刻对应的血流速度矢量的方向,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,再根据超声回波信号获得目标点从第一时间刻移动到第二时刻的超声图像中相应位置处的血流速度矢量,依此方式可以获得目标点从超声图像中(H_1 、 W_1)处连续移动到(H_n 、 W_n)处

的血流速度矢量信息,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血流速度矢量,用以获取目标点的血流速度矢量信息,使其与多普勒彩色血流图进行对比显示。

[0119] 本实施例的显示方式中,计算出目标点在一段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11和图12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13(b)所示。在对比显示的步骤S600中,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标识。通过标记图13(b)方式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,本文中将这种显示模式称为第二模式,下文同。同样,图13(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。

[0120] 基于用户自主选择、或者系统默认的目标点的部分或全部,根据上述步骤S100中超声波束发射形式的不同,在上述各个实施例中,可以采用如下多种方式来根据超声回波信号,获得扫描目标内目标点在某一时刻超声图像中相应位置处的血流速度矢量。

[0121] 第一种方式,如图9所示,执行步骤S441:根据步骤S141中沿一个超声波传播方向发射超声波束获得的一组超声回波信号,计算扫描目标内目标点的血流速度矢量信息。此过程中,可以通过计算目标点在预设时间间隔内的移动位移和移动方向来获得该目标点在超声图像中相应位置处的血流速度矢量。

[0122] 如前文所述,本实施例中可以采用平面超声回波信号来计算目标点的血流速度矢量信息,则在本发明的一个实施例中,基于一组平面超声回波信号,计算扫描目标内目标点在预设时间间隔内的移动位移和移动方向。

[0123] 本实施例中计算目标点在超声图像中相应位置处的血流速度矢量的方法,可以使用类似斑点追踪的方法,或者还可以使用多普勒超声成像方法获得目标点在一超声波传播方向上的血流速度矢量,或者也可以基于目标点处的时间梯度和空间梯度获得目标点的速度分矢量,等等。

[0124] 例如,在本发明的其中一个实施例中,根据超声回波信号、获得扫描目标内目标点在超声图像中相应位置处的血流速度矢量的过程可以包括下列步骤。

[0125] 首先,可以根据前述获得的超声回波信号获得至少两帧图像数据,例如获得至少第一帧图像数据和第二帧图像数据。如前文所述,本实施例中可以采用平面超声波束来获取计算目标点的血流速度矢量的图像数据。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“平面波束回波图像数据”。

[0126] 然后,在第一帧图像数据中选择跟踪区域,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。

[0127] 其次,在第二帧图像数据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,相似性的度量可以使用本领域内通常使用的度量方法。

[0128] 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,血流速度矢量的速度大小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,而血流速度矢量的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。

[0129] 又例如,在本发明的另一个实施例中,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的方法包括:

[0130] 首先,根据超声回波信号获得至少两帧超声图像数据;

[0131] 然后,根据超声图像数据获得在目标点处沿时间方向的第一梯度,根据超声图像数据获得在目标点处沿超声波传播方向的第二梯度,根据超声图像数据获得在目标点处沿垂直于超声波传播方向的方向的第三梯度,根据第一梯度、第二梯度和第三梯度计算目标点的在超声波传播方向上的第五速度分量和在垂直于超声波传播方向的方向上的第六速度分量;

[0132] 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。

[0133] 还例如,在本发明的另一个实施例中,可以使用多普勒超声成像方法获得目标点的血流速度矢量,具体方法如下所示。

[0134] 在多普勒超声成像方法中,针对扫描目标在同一超声波传播方向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超声波传播方向上进行扫描时一个目标点上的值;在步骤S400中包括:

[0135] 首先,将所述多次超声回波信号分别沿超声波的传播方向做Hilbert变换,得到采用复数表示每个目标点上值的多组图像数据;N次发射接收后,在每一个目标点位置上就有沿时间变化的N个复数值,然后,按照下述两个公式计算目标点z在超声波的传播方向的速度大小:

$$[0136] \quad \mathbf{v}_z = -\frac{c}{4\pi f_0 T_{prf}} \arctan \left(\frac{\Im\{R(1)\}}{\Re\{R(1)\}} \right) \quad \text{公式 (1)}$$

[0137]

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

[0138] 其中, $\mathbf{v}_z$ 是计算出来的沿超声波传播方向的速度值, 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。以上公式为一个固定位置上的流速计算公式。

[0139] 其次,以此类推,每个目标点上血流速度矢量的大小通过这 N 个复数值都可以求出。

[0140] 最后,血流速度矢量的方向为超声波传播方向,即上述多次超声回波信号对应的超声波传播方向。

[0141] 通常,在超声成像中,利用多普勒原理,对超声回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,获得了超声回波信号之后,通过自相关估计方法或者互相关估计方法,可以根据超声回波信号获得扫描目标或者其内的运动部分的运动速度。对超声回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回波信号计算扫描目标或者其内的运动部分的运动速度的方法,在此不再详述。

[0142] 当然针对一个超声波传播方向对应的超声回波信号,本发明不限于上述两种方法,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数据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。

[0143] 第二种方式,如图10所示,执行步骤S451:根据步骤S151中沿多个超声波传播方向发射超声波束获得的多组超声回波信号,计算扫描目标内目标点的血流速度矢量信息。此过程中,首先基于多组超声回波信号中的其中一组超声回波信号,计算扫描目标内目标点在超声图像中相应位置处的一个血流速度分矢量,依据所述多组超声回波信号获取该相应位置处的多个速度分矢量;然后,根据多个血流速度分矢量,合成获得目标点在超声图像中相应位置处的血流速度矢量。

[0144] 如前文所述,本实施例中可以采用平面超声回波信号来计算目标点的血流速度矢量,则在本发明的一个实施例中,基于多组平面超声回波信号中的一组平面超声回波信号,计算扫描目标内目标点在一个位置上的一个血流速度分矢量,依据多组平面超声回波信号获取该位置上的多个血流速度分矢量。

[0145] 本实施例中,基于多组超声回波信号中的其中一组超声回波信号、计算扫描目标内目标点的一个血流速度分矢量的过程可参加上述第一种方式。例如,根据一组超声回波信号,通过计算目标点在预设时间间隔内的移动位移和移动方向来获得该目标点在相应位置上的血流速度分矢量。本实施例中计算目标点的速度分矢量的方法,可以使用类似斑点追踪的方法,或者还可以使用多普勒超声成像方法获得目标点在一超声波传播方向上的速度分矢量,或者也可以基于目标点处的时间梯度和空间梯度获得目标点的血流速度分矢量,等等。具体参见前文中有关第一种方式的详细解释,在此不再累述。

[0146] 图10中当步骤S151中存在有两个角度的情况下,经过 $2N$ 次发射可以得到一个时刻上所有要测位置血流速度的大小和方向;若存在三个角度则需要 $3N$ 次发射,以此类推。图14(a)显示了两次不同角度发射A1和B1,经过 $2N$ 次发射后,图中原点位置上的速度和大小可通过速度拟合计算出来。速度拟合见图14(b)所示。图14(b)中 V_A 和 V_B 分别为目标点在相应位置处、分别沿图14(a)中两个超声波传播方向A1和B1的血流速度分矢量,通过空间速度合成后获得目标点在相应位置处的血流速度矢量 V 。在有两个超声波传播方向的情况下,可重复利用每次发射得到的图像数据、使用多普勒成像方法计算血流速度分矢量,从而减少两次得

到整场流速大小和方向的时间间隔,两个超声波传播方向的最小时间间隔为2次发射所用的时间,三个超声波传播方向的最小时间间隔为3次发射所用的时间,以此类推。使用以上所述方法,在每一个时刻上,都可以得到整场所有位置的流速大小和方向。

[0147] 图10中当步骤S151中至少存在三个超声波传播方向时,用于计算至少三个血流速度分矢量的至少三组波束回波信号,所对应的至少三个超声波传播方向不在同一平面内,能使得计算获得的血流速度矢量更加贴近真实三维空间中的速度矢量,下文简称有关超声波传播方向的约束条件。

[0148] 例如,在上述步骤S100中,可沿 N ($3 \leq N$) 个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,但在步骤S400中,用于计算上述目标点在相应位置上的血流速度矢量时,每次采用 n 个血流速度分矢量进行计算,此处的 $3 \leq n < N$ 。也就是说,在上述步骤100中可以是:沿至少三个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,其中相邻的至少三个超声波传播方向不在同一平面内。那么,在步骤S400中,依据基于至少三组波束回波信号中的一组波束回波信号、计算扫描目标内目标点的一个血流速度分矢量的过程,分别计算目标点在相应位置时、在连续接收的至少三组波束回波信号中所对应的至少三个血流速度分矢量,根据此至少三个超声波传播方向上的血流速度分矢量,合成获得目标点在相应位置上的血流速度矢量。

[0149] 又如,为了缩减运算量、降低扫描和运算的复杂度,在上述步骤S100中,也可沿 N ($3 \leq N$) 个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,但在步骤S400中,用于计算上述目标点在相应位置处的血流速度矢量时,每次采用 N 个血流速度分矢量进行计算。也就是说,在上述步骤100中可以是:沿至少三个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束,其中此至少三个超声波传播方向不在同一平面内。那么,在步骤S400中,依据基于接收获得的至少三组波束回波信号中的一组波束回波信号、计算扫描目标内目标点在相应位置处的一个血流速度分矢量的过程,分别计算目标点在相应位置时、在所述至少三组波束回波信号中所对应的沿所有超声波传播方向上的血流速度分矢量,根据此所有超声波传播方向上的速度分矢量,合成获得目标点在相应位置处的血流速度矢量。

[0150] 为了能满足上述有关超声波传播方向的约束条件,无论是按照上述“相邻的至少三个超声波传播方向不在同一平面内”或者“此至少三个超声波传播方向不在同一平面内”的实现方式,均可通过调整参与超声波束发射的发射阵元的时延时间、和/或驱动参与超声波束发射的发射阵元实现偏转使超声波出射方向发生改变,来获得不同的超声波传播方向。这里提到的驱动参与超声波束发射的发射阵元实现偏转使超声波出射方向发生改变,如为每个发射阵元都配置一机械驱动控制单元,用以驱动发射阵元偏转预设角度,使得超声波出射方向相对阵元排列平面的法线具有预定的偏转角。

[0151] 在本发明的其中一个实施例中,可通过在显示界面上配置用户自主选择项、或者提供选项配置按键等,用于获取用户选择的超声波传播方向的个数、或者选择上述步骤S400中用于合成上述血流速度矢量的血流速度分矢量的个数,生成指令信息;根据此指令信息,调整上述步骤S100中的超声波传播方向个数,并依据该超声波传播方向个数确定上述步骤S400中用于合成血流速度矢量的血流速度分矢量的个数,或者调整上述步骤S400中用于合成目标点在相应位置处的血流速度矢量的血流速度分矢量的个数,以提供用户更加舒适的体验效果、以及更加灵活的信息提取接口。

[0152] 在步骤S400还包括,数据处理模块根据超声回波信号获得多普勒血流速度信息。

例如,这里的多普勒血流成像可选择彩色多普勒血流显像技术。(color Doppler flow imaging,CDFI)彩色多普勒又称二维多普勒,它把所得的血流信息经相位检测、自相关处理、彩色灰阶编码,把平均血流速度资料以彩色显示,并将其组合,叠加显示在B型灰阶图像上。它较直观地显示血流,对血流的性质和流速在心脏、血管内的分布较脉冲多普勒更快、更直观地显示。对左向右分流血流以及瓣口返流血流的显示有独到的优越性。但对血流的定量不如脉冲波和连续波多普勒。在本发明的一个实施例中,多普勒血流速度信息包括血流频谱信息等,而对于血流速度的计算参见上述公式(1)和公式(2)的相关说明。当然,本实施例中,还可以基于其他多普勒血流成像技术来获取多普勒血流速度信息,在此不再累述。

[0153] 此外,获得的多普勒血流速度信息可以源自上述步骤S100中发射的平面超声波束、聚焦超声波束、发散超声波束等中的一种类型的超声波束的回波。又或者,在本发明的另一个实施例中,根据沿一个角度发射的平面超声波束获得的一组平面超声回波信号,来获得多普勒血流速度信息。

[0154] 如图9所示,根据上述步骤S241获得的一组超声回波信号获得多普勒血流速度信息;如图10所示,根据上述步骤S251获得的多组超声回波信号中的其中一组超声回波信号获得多普勒血流速度信息。

[0155] 在步骤S500中,数据处理模块叠加上述步骤S300中获得的超声图像和步骤S400中获得的多普勒血流速度信息形成多普勒彩色血流图,用以在显示器上显示。以彩色多普勒血流显像技术为例,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。多普勒彩色血流图还可采用本领域中常用的技术手段来实现,在此不再累述。

[0156] 在步骤S600中,在显示器上对比显示上述步骤S300中计算获得的血流速度矢量信息和上述步骤S600中形成的多普勒彩色血流图。

[0157] 为了能更好地对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图的方式,在本发明的一个实施例中,叠加上述步骤S300中获得的超声图像和步骤S400中计算获得的血流速度矢量信息形成向量血流图,对比显示此向量血流图与多普勒彩色血流图,从而实现多普勒信息与血流向量图的对比显示,清晰反映向量血流信息与多普勒血流信息的具体细节。叠加血流速度矢量信息,包括在背景图像上标记血流速度矢量信息,而获得在显示器8的显示界面上展示的标识。

[0158] 有关向量血流图中叠加的血流速度矢量信息可参见前文中有关步骤S400的计算说明。

[0159] 例如,当在步骤S400中,根据上述步骤S200中获得的超声回波信号,按照图13(a)的方式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,用以叠加在超声图像中形成向量血流图。那么,步骤S600中形成的向量血流图可以表现为图15所示的形式。图15中,通过箭头的长短表示血流速度矢量的速度大小,而箭头的方向表示血流速度矢量的速度大小,图15中所示的各种箭头标志,①②③④⑤⑥表示多个目标点,而不同的箭头表示不同时刻超声图像中多个目标点在各自的相应显示位置处的血流速度矢量,箭头的指向表示速度方向,而箭头的长短表示速度的大小。

[0160] 又例如,当在步骤S400中,根据上述步骤S200中获得的超声回波信号,按照图13(b)的方式计算目标点连续移动到超声图像中相应位置处而依次对应获得的血流速度矢

量,用以叠加在超声图像中如图16所示向量血流图。那么,在步骤S600中在超声图像中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,可以形成随时间呈流动状的标识。该标识可用于标记目标点在超声图像中相应位置的血流速度矢量,例如采用箭头表示,箭头的方向表示相应位置处的血流速度矢量的速度方向,箭头的长短表示相应位置处的血流速度矢量的速度大小,但是本发明不限于此一种标识的形式。

[0161] 图16中在超声图像B3中扫描目标SC3为颈动脉分叉管,其中,方框、三角形框、圆圈、虚线圆圈分别表示多个目标点,而数字1、2、3、4、5等等分别表示多个目标点在不同时刻的相应位置。例如,方框中间加1表示第一个目标点在t1时刻超声图像中的相应位置,方框中间加2表示第一个目标点在t2时刻超声图像中的相应位置,方框中间加3表示第一个目标点在t3时刻超声图像中的相应位置,……,用以表示同一个目标点连续移动到不同时刻的超声图像中的相应位置,而箭头的方向表示相应位置处的血流速度矢量的速度方向,箭头的长短表示相应位置处的血流速度矢量的速度大小。同理,圆圈中间加数字分别表示第二个目标点依次在t1时刻、t2时刻、……、等各个时刻的超声图像中的相应位置。三角形框中间加数字分别表示第三个目标点依次在t1时刻、t2时刻、……、等各个时刻的超声图像中的相应位置,虚线圆圈中间加数字分别表示第四个目标点依次在t1时刻、t2时刻、……、等各个时刻的超声图像中的相应位置。从图16中可以看出,目标点的显示体现了其随时间沿血流方向流动的方式。基于上述步骤400的计算所获得的血流速度矢量信息进行显示时可以很好的体现血流在血管中真实流动的情况,为用户展示了更加真实的血流状态信息。上述图15和图16分别展示了前文所述的血流速度矢量信息的第一模式和第二模式两种工作模式下对应的血流速度矢量的叠加显示方式。

[0162] 此外,上述向量血流图中,可以通过普通的超声图像叠加血流速度矢量信息来获得,也可以通过在利用二维血流显示技术获得的增强型B图像上叠加血流速度矢量信息获得来获得上述向量血流图。如图28所示,在增强型B图像810上通过二维血流显示技术处理之后,在血管区域820内血流的灰度变化会凸显成为一些团簇840,而在增强型B图像上叠加血流速度矢量信息830的效果图像如图28所示,团簇840会根据时间的变化在血管区域820内也呈现为流动状,从而作为血流速度矢量信息830的背景图像。

[0163] 为了能够更加有效地对比血流速度矢量信息与超声图像,清晰地反映超声图像血管中灰度变化内容,在本发明的其中一个实施例中,在增强型B图像中用以表征血流区域的感兴趣区域上叠加色彩信息。例如,如图29所示,在增强型B图像810上的血管区域820内,各个表征灰度变化的团簇840内填充不同色彩,如图29和图30中通过团簇840中添加的不同线型的剖面线850表示不同的色彩信息。此外,除了通过不同的色彩表征所述感兴趣区域内图像灰度的变化,用以获得上述色彩信息,还可以通过在增强型B图像中用以表征血流区域的感兴趣区域(如血管区域820)上通过执行以下步骤A1、A2之一来叠加色彩信息:

[0164] 步骤A1,基于图像灰度分割感兴趣区域内的团簇块获得边界860,用不同的色彩区分标记所述边界860。如图30所示,在团簇块840的边界可以设定一定像素区域,并将该像素区域标记为不同的色彩,用以区分不同灰度均值的团簇块。

[0165] 步骤A2,在感兴趣区域内按照图像灰度分割获得的团簇块840内填充不同的色彩,以示区分,如图29所示。

[0166] 上述步骤A1、A2可以自由组合。例如,图30中,即可以在团簇块的边界860上叠加色

彩,也可以在团簇块840内填充色彩。色彩可以通过调整色调(颜色)、饱和度、对比度等参数中的任意一个而获得,例如,本实施例中的色彩可以选择同一色调对应不同饱和度构成的同一色彩系内的不同饱和度对应的颜色,下文同。

[0167] 在步骤S600中的对比显示向量血流图与多普勒彩色血流图的显示过程中,还至少包括以下两个步骤之一:

[0168] 在单屏显示向量血流图与单屏显示多普勒彩色血流图之间进行切换(以下简称分时显示模式);和

[0169] 同时显示向量血流图与多普勒彩色血流图(以下简称同时显示模式)。

[0170] 当然,也还可以根据用户输入的模式切换指令,在分时显示模式和同时显示模式之间自由切换。

[0171] 基于分时显示模式,可以是根据设置的切换频率、设置的切换周期、单屏显示下的持续时间或者用户输入的交替切换指令等等,在单屏显示向量血流图与单屏显示多普勒彩色血流图进行切换。单屏显示可以是指在显示器上的某一时间段内单独显示某一种图像的显示模式。

[0172] 例如,在本发明的其中一个实施例中,如图17所示,通过设定切换周期T1,判断当前单屏显示时间是否达到切换周期T1时,若是,则进行单屏显示向量血流图(左图)与单屏显示多普勒彩色血流图(右图)之间的切换,若否,则保持当前界面上显示的图像。图17中,左图表示向量血流图,右图表示多普勒彩色血流图,其中均是在颈动脉交叉血管SC3处扫描获得的超声图像B3,右图的多普勒彩色血流图中不同的剖面线区域表示叠加的不同颜色的多普勒血流速度信息。左图向量血流图中的箭头表示用于标记目标点的血流速度矢量信息的标识。

[0173] 又例如,用户可以通过输入的交替切换指令在图17中所示的单屏显示向量血流图和单屏显示多普勒彩色血流图之间进行自由切换。

[0174] 还例如,通过设定单屏显示模式的维持时间,来实现在单屏显示向量血流图和单屏显示多普勒彩色血流图之间进行切换。比如,通过提供时间设置输入窗口等人机交互接口,获取用户输入的用于分别设置单屏显示向量血流图和单屏显示多普勒彩色血流图的显示维持时间,如,设置单屏显示向量血流图的显示维持时间为1分钟,单屏显示多普勒彩色血流图的显示维持时间为2分钟,那么按照显示维持时间的长短,当单屏显示向量血流图的显示维持时间到达时,切换为单屏显示多普勒彩色血流图,当单屏显示多普勒彩色血流图的显示维持时间到达时,切换为单屏显示向量血流图,从而可根据用户需要灵活在单屏显示向量血流图和单屏显示多普勒彩色血流图之间进行自由切换。

[0175] 当然,本实施例的分时显示模式中不限于上述三种方式,还可以包括其他未被列举的方式,只要是可以通过预设的时间参数、切换频率等任何参数可以在单屏显示向量血流图和单屏显示多普勒彩色血流图之间进行自由切换的方式均属于本实施例所公开的范围。

[0176] 上文提到的同时显示模式可以理解为:在同一显示时间段内同时显示向量血流图与多普勒彩色血流图。

[0177] 例如,利用两个显示器分别显示向量血流图与多普勒彩色血流图,例如,将两个显示同时接入数据处理模块的数据输出,用以分别获取向量血流图与多普勒彩色血流图的图

像数据,用以对比显示。

[0178] 又例如,如图18所示,在显示器8的同一显示界面上分屏显示向量血流图与多普勒彩色血流图。图18中,右边表示多普勒彩色血流图,而左边表示向量血流图,两者位于同一显示界面上。

[0179] 还例如,在多普勒彩色血流图上叠加显示向量血流图。如图19所示,底层为多普勒彩色血流图2,而上层为向量血流图1。其中都是根据在颈动脉交叉血管SC3处扫描获得的超声图像B3获得,在超声图像B23上叠加多普勒血流速度信息获得多普勒彩色血流图2,其中不同剖面线区域表示不同颜色的多普勒血流速度。在超声图像B13上叠加血流速度矢量信息获得向量血流图1,这里的超声图像B23和超声图像B13可以一致,也可以不一致,例如超声图像B13还可以为增强型B图像。

[0180] 图19中为了方便示意,令向量血流图显示于多普勒彩色血流图上的一显示区域内(如图19中的实线方框),当然,还可以通过透明度调节等方式以示区分,例如,在本发明的一个实施例中,多普勒彩色血流图与向量血流图的显示透明度可调。例如,多普勒彩色血流图与向量血流图的透明度呈反方向递变调节显示,即,当多普勒彩色血流图的透明度从100%-0%调节时,向量血流图的透明度从0%-100%调节,而后两者交替变化,二者的显示透明度适中处于逆差状态从而形成鲜明对比,提供更加舒适和信息对比性更强的显示方式。图19中,在显示区域内多普勒彩色血流图透明度为100%。有关透明度的调节可以是系统默认,或者提供人机交互接口来根据用户输入进行调节。此外,除了调节透明度,还可以通过对图像进行设置不同的彩色系来区分,从而使底层多普勒彩色血流图2与上层为向量血流图1进行鲜明对比。

[0181] 如图19和图23所示,在本发明的其中一个实施例中,向量血流图的至少一部分显示于在多普勒彩色血流图1显示区域之内形成的第一向量血流显示区域12中。此外,如图23所示,用户通过人机交互设备可以在多普勒彩色血流图1显示区域之内移动第一向量血流显示区域12,在移动第一向量血流显示区域12的同时,在第一向量血流显示区域12内显示此显示区域对应的向量血流图的至少一部分。可以便于用户对比显示多普勒彩色血流图1中不同位置处的血流速度矢量信息。

[0182] 当然,本实施例的同时显示向量血流图与多普勒彩色血流图包含但不限于上述几种方式。

[0183] 在上述分时显示模式或同时显示模式下,根据步骤S400中获得的血流速度矢量信息和多普勒血流速度信息均可以源自同一预设采样周期内获得的超声回波信号,还可以是分别源自相邻两个采样周期内获得的超声回波信号。这里的采样周期可以是依据显示帧率获得的成像周期,还可以是根据用户输入或系统设定的一定时间段。根据一个预设采样周期获得的超声回波信号,可以获得一帧或多帧超声图像数据。如图20所示和图21所示,连续采样周期T1、T2、T3、T4等中,每个采样周期获得的超声回波信号,可以获得一帧或多帧超声图像数据P11、P12、……、P1n,其中 $n \geq 1$ 。

[0184] 例如,在步骤S200中接收超声波束的回波,获得一采样周期内对应的超声回波信号;在步骤S300中根据该采样周期内对应的超声回波信号,获得超声图像;在步骤S400中根据该采样周期内对应的超声回波信号,分别获得目标点的血流速度矢量信息和多普勒血流速度信息。因此在步骤S600中,对比显示的多普勒彩色血流图和向量血流图展示了同一采

样周期内获得的图像数据,即,向量血流图可以为,根据同一采样周期对应的超声回波信号获得的超声图像和目标点的血流速度矢量信息,进行叠加获取;多普勒彩色血流图可以为,根据同一采样周期对应的超声回波信号获得的超声图像和多普勒血流速度信息,进行叠加获取。

[0185] 参见图20所示,在前文所述的分时显示模式下,连续两个采样周期T1和T2,根据采样周期T1和T2分别对应的超声回波信号,可以分别获得一帧或多帧超声图像数据P11、P12、……、P1n。

[0186] 依据采样周期T1对应的一帧或多帧超声图像b1分别获得目标点的血流速度矢量信息V1和多普勒血流速度信息C1,依据采样周期T2对应的一帧或多帧超声图像b2分别获得目标点的血流速度矢量信息V2和多普勒血流速度信息C2。那么,在分时显示模式下,首先在显示器8的显示界面上单屏显示超声图像b1叠加血流速度矢量信息V1获得的向量血流图A;然后再切换到在显示器8的显示界面上单屏显示超声图像b1叠加多普勒血流速度信息C1形成的多普勒彩色血流图B,其次再切换到在显示器8的显示界面上单屏显示超声图像b2叠加血流速度矢量信息V2获得的向量血流图A;然后再切换到在显示器8的显示界面上单屏显示超声图像b2叠加多普勒血流速度信息C2形成的多普勒彩色血流图B,从而完成在分时显示模式下交替显示完两个连续采样周期T1和T2对应的图像数据。

[0187] 同理,在前文所述的同时显示模式中,首先,在显示器8的显示界面上同时分屏显示超声图像b1叠加血流速度矢量信息V1获得的向量血流图A,和超声图像b1叠加多普勒血流速度信息C1形成的多普勒彩色血流图B;然后再在显示器8的显示界面上同时分屏显示超声图像b2叠加血流速度矢量信息V2获得的向量血流图A,和超声图像b2叠加多普勒血流速度信息C2形成的多普勒彩色血流图B。从而完成在分时显示模式下交替显示完两个连续采样周期T1和T2对应的图像数据。

[0188] 又例如,在步骤S200中接收超声波束的回波,连续获得相邻两个采样周期内分别对应的超声回波信号;在步骤S300中根据相邻两个采样周期内分别对应的超声回波信号,获得超声图像;在步骤S400中,根据相邻两个采样周期中的其中一个采样周期获得的超声回波信号,计算获得目标点的血流速度矢量信息,将该血流速度矢量信息叠加在依据此采样周期对应的超声回波信号而获得的超声图像上,用以形成步骤S600中需要对比显示的向量血流图。而根据相邻两个采样周期中的另一个采样周期获得的超声回波信号,获得多普勒血流速度信息,将该多普勒血流速度信息叠加在依据此采样周期对应的超声回波信号获得的超声图像上,用以形成步骤S600中需要对比显示的多普勒彩色血流图。

[0189] 因此在步骤S600中,对比显示的多普勒彩色血流图和向量血流图展示了连续采样周期内获得的图像数据。例如,在分时显示模式下,如图21所示,连续四个采样周期T1、T2、T3、和T4,根据每个采样周期对应的超声回波信号,可以分别获得一帧或多帧超声图像数据P11、P12、……、P1n。依据采样周期T1对应的一帧或多帧超声图像b1获得目标点的血流速度矢量信息V1;依据采样周期T2对应的一帧或多帧超声图像b2获得多普勒血流速度信息C2;依据采样周期T3对应的一帧或多帧超声图像b3获得目标点的血流速度矢量信息V3;依据采样周期T4对应的一帧或多帧超声图像b4获得多普勒血流速度信息C4。

[0190] 那么,在分时显示模式下,首先,在显示器8的显示界面上单屏显示超声图像b1叠加血流速度矢量信息V1获得的向量血流图A;然后再切换到在显示器8的显示界面上单屏显

示超声图像b2叠加多普勒血流速度信息C2形成的多普勒彩色血流图B,其次再切换到在显示器8的显示界面上单屏显示超声图像b3叠加血流速度矢量信息V3获得的向量血流图A;然后再切换到在显示器8的显示界面上单屏显示超声图像b4叠加多普勒血流速度信息C4形成的多普勒彩色血流图B,从而完成在分时显示模式下交替显示完4个连续采样周期T1至T4对应的图像数据。

[0191] 同理,在前文所述的同时显示模式中,首先,在显示器8的显示界面上同时分屏显示超声图像b1叠加血流速度矢量信息V1获得的向量血流图A,和超声图像b2叠加多普勒血流速度信息C2形成的多普勒彩色血流图B;然后再在显示器8的显示界面上同时分屏显示超声图像b3叠加血流速度矢量信息V3获得的向量血流图A,和超声图像b4叠加多普勒血流速度信息C4形成的多普勒彩色血流图B。从而完成在分时显示模式下交替显示完4个连续采样周期T1至T4对应的图像数据。

[0192] 在本发明的另一个实施例中,在多普勒彩色血流图上叠加步骤S400中计算获得的血流速度矢量信息。

[0193] 在对比显示时,血流速度矢量信息的显示透明度也可调。有关透明度的调节可以是系统默认,或者提供人机交互设备来根据用户输入进行调节。或者,还可以通过在多普勒彩色血流图上用不同于多普勒血流速度信息的彩色系来标记叠加的血流速度矢量信息,以示与背景图像的区分。如图22所示,在多普勒彩色血流图710上叠加血流速度矢量信息730,多普勒彩色血流图710上的不同的剖面线740表示多普勒血流速度信息中不同颜色或同一彩色系下不同纯度的色调,如,多普勒血流速度信息中利用红黄橙绿兰等表示速度的大小变化,或,多普勒血流速度信息采用饱和度可调的0-100%范围的同一种色调(例如递变的蓝色系)来表示速度的大小变化。那么,标记血流速度矢量信息获得的标识,可以采用不同的彩色系来与多普勒血流速度信息进行区分,或者采用调高多普勒血流速度信息的透明度来突出显示标记的血流速度矢量信息,等等。例如,血流速度矢量信息的标识,利用紫青等表示、或采用不同于多普勒血流速度信息的饱和度可调的0-100%范围的同一种色调(例如递变的红色系)来表示。图22中多个箭头等表示血流速度矢量信息。本实施例中,血流速度矢量信息可以根据上述第一模式或者第二模式计算两种血流速度矢量信息,再依据当前时刻显示的多普勒彩色血流图,将相应计算的血流速度矢量信息标记在多普勒彩色血流图。

[0194] 如图22所示,血流速度矢量信息730可以叠加在多普勒彩色血流图710的全部显示区域中,也可以如图24所示,将血流速度矢量信息730显示于在多普勒彩色血流图710显示区域之内形成的第二向量血流显示区域750中。此外,如图25所示,用户可以通过人机交互设备在多普勒彩色血流图710的显示区域中移动第二向量血流显示区域750,在移动第二向量血流显示区域750的同时,在第二向量血流显示区域750内叠加显示此显示区域内包含的目标点的血流速度矢量信息。

[0195] 上述方式中给出了多种对比显示模式,例如单屏显示向量血流图或单屏显示向量血流图的单独显示模式(指始终处于一种图像的单屏显示模式下),或者在多普勒彩色血流图上叠加血流速度矢量信息的多种显示模式,以及上述有关分时显示或同时显示向量血流图与多普勒彩色血流图的多种显示模式,等等。在本发明的一个实施例中,通过人机交互设备获取用户输入的模式切换指令,根据用户输入的模式切换指令,在显示器的当前显示模式切换到执行前述步骤S600中对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图的步骤而

获得的任意一种显示模式下。执行前述步骤S600中对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图的步骤而获得的显示模式包括：

- [0196] 1、可供用户自由选择目标点的模式，如图11或图12；
- [0197] 2、分时显示模式，例如，包括如图17所示的分屏显示模式；
- [0198] 3、同时显示模式，例如，包括如图18所示的分屏显示模式、如图19所示的在向量图中的任意一种；
- [0199] 4、图22所示的在多普勒彩色血流图上叠加血流速度矢量信息的显示模式；
- [0200] 5、图24所示的多普勒彩色血流图上的第二向量血流显示区域内叠加血流速度矢量信息的显示模式；
- [0201] 6、图25所示的可以移动第二向量血流显示区域的显示模式；
- [0202] 7、图23所示的可以移动第一向量血流显示区域的显示模式；
- [0203] 8、采用两个显示器同时显示向量血流图与多普勒彩色血流图的模式，等等。
- [0204] 例如，如图26所述，通过用户输入的模式切换指令，可以从显示器8当前显示的单屏显示向量血流图模式，切换到在同一界面上分屏同时显示向量血流图A和多普勒彩色血流图B。再通过获取用户输入的模式切换指令，还可以从当前显示的在同一界面上分屏同时显示向量血流图A和多普勒彩色血流图B的模式，切换到图17所示的分时显示模式，即分别单屏显示向量血流图A和多普勒彩色血流图B的交替切换显示模式；然后，还可以再根据用户的模式切换指令，切换到图19所示的向量血流图和多普勒彩色血流图同时显示的模式；或者，还可以根据用户的模式切换指令，切换到图24所示的在多普勒彩色血流图上的第二向量血流显示区域内叠加血流速度矢量信息的显示模式。

[0205] 还例如，在显示器8上的单屏显示向量血流图或单屏显示向量血流图的单独显示模式，切换到采用两个显示器同时显示向量血流图与多普勒彩色血流图的模式，例如当处于两个显示器同时显示向量血流图与多普勒彩色血流图的模式时，数据处理模块相应提供两路图像数据输出，一路提供第一显示器显示向量血流图，另一路提供第二显示器显示多普勒彩色血流图。

[0206] 上述提供了多种多普勒彩色血流图与血流速度矢量信息的对比显示方式，当然，在本发明中还可以提供向量血流图的成像范围的选择，例如，在上述步骤S600中，叠加超声图像和血流速度矢量信息形成向量血流图，使向量血流图的至少一部分显示于在多普勒彩色血流图显示区域之内形成的向量血流显示区域中；或者使血流速度矢量信息显示于在多普勒彩色血流图显示区域之内形成的向量血流显示区域中。例如图23和图24中的实线边框区域，即为向量血流显示区域。

[0207] 用户可通过人机交互设备移动向量血流显示区域，超声系统获取移动向量血流显示区域后，生成的向量血流显示区域对应的显示位置范围；根据此显示位置范围，提取显示位置范围内目标点的血流速度矢量信息；在移动后的向量血流显示区域内显示向量血流图的至少一部分，该向量血流图的至少一部分通过将提取的目标点的血流速度矢量信息叠加到超声图像的至少一部分所形成，或者，在移动后的向量血流显示区域内叠加显示提取的目标点的血流速度矢量信息。

[0208] 上述各个实施例中，叠加超声图像和血流速度矢量信息形成向量血流图的步骤中，可以将该血流速度矢量信息叠加显示在上述步骤S300中获得的超声图像上，或者在超

声图像上显示部分目标点的血流速度矢量信息,或者还可以,使血流速度矢量信息显示于在多普勒彩色血流图显示区域之内形成的向量血流显示区域中,例如图19中多普勒彩色血流图内的实线方框,即为向量血流显示区域。

[0209] 为了在显示器8的显示界面上凸显血流速度矢量信息,则在对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图的步骤S600中,需要通过在背景图像中标记相应位置处的血流速度矢量信息获得相应的标识,从而在背景图像中凸显血流速度矢量信息。本实施例中,通过配置用以在背景图像中标记血流速度矢量信息的标识的颜色、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,标识的形状可以是图15和图16中的各种形状的箭头、圆点、三角形点、方框等等。而对于采用箭头作为血流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。此外,在本发明的一个实施例中,上述标识的透明度可调、或者所述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。

[0210] 而上述背景图像包括超声图像、多普勒彩色血流图像等的全部或者一部分。如图19和图22,背景图像为多普勒彩色血流图像的全部或者一部分,而上述向量血流图中,背景图像为超声图像的全部或者一部分。例如,如图27所示,基于图22中在多普勒彩色血流图上叠加血流速度矢量信息(图中黑色箭头730)的显示模式,可以通过调节背景图像的透明度或者令背景图像透明度渐变呈现,从而突出显示图像背景上叠加的血流速度矢量信息(图中黑色箭头730)。图27中,从右到左,通过多普勒彩色血流图像中剖面线740的密度比例大小不同,来反映多普勒彩色血流图像中叠加的多普勒血流速度信息区域的不同透明度。并且,还表现了多普勒血流速度信息区域的透明度的渐变过程。从而可以在背景图像上逐步的凸显出用以标记血流速度矢量信息的标识,即图中黑色箭头730。本实施例中通过调整背景图像透明度的方式来凸显用以标记血流速度矢量信息的标识,可以适用于上述各个实施例中任意一种在某一图像上叠加血流速度矢量信息的显示图像中。

[0211] 用以在背景图像中标记血流速度矢量信息的标识的颜色包括通过调节色调、饱和度、对比度等参数中的一种或几种的组合而获得的任意一种色彩。标识的形状包括若干个点或箭头等任意一种可以描述方向的标志,还可以通过相应标志的指向表示血流速度矢量信息的方向,标志的长短、粗细等属性表示血流速度矢量信息的绝对值,或者还可以通过标志的不同颜色属性来分别显示血流速度矢量信息的绝对值位于不同的速度等级。例如,在对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图中用于标记目标点的血流速度矢量信息的标识包括粒子、箭头、流线、方块、圆点等其中的一种或两种以上的组合。利用本实施例的自定义设置,可以按照用户的需要标记待跟踪的目标点,并关注各个不同的目标点的行动轨迹,了解扫描目标内相关病灶的实际血流情况以及产生的因素,这种方式将更加有利于清晰地展示扫描目标内相关病灶处的血流移动情况。

[0212] 为了能使对比显示时血流速度矢量信息与多普勒彩色血流图保持同步,则用于计算血流速度矢量信息的超声回波信号与用于计算多普勒血流速度信息、超声图像的超声回波信号,源于同一预设时间段内的超声回波信号。

[0213] 例如,在上述步骤S200中,接收超声波束的回波,缓存预设时间段内接收的超声波束的回波,根据缓存的回波,获取超声回波信号,用以获得血流速度矢量信息、多普勒血流速度信息和超声图像。基于此缓存的回波,可以计算同一组数据对应的血流速度矢量信息、

多普勒血流速度信息和超声图像,叠加多普勒血流速度信息和超声图像获得一预定时间段内的多普勒彩色血流图,以及一预定时间段内对应的血流速度矢量信息。

[0214] 又例如,在上述步骤S200中,接收超声波束的回波,根据接收到的回波生成预设时间段内的超声回波信号并缓存,用以获取超声回波信号计算血流速度矢量信息、多普勒血流速度信息和超声图像。基于此缓存的超声回波信号,可以计算同一组数据对应的血流速度矢量信息、多普勒血流速度信息和超声图像,叠加多普勒血流速度信息和超声图像获得一预定时间段内的多普勒彩色血流图,以及一预定时间段内对应的血流速度矢量信息。

[0215] 还例如,在上述步骤S300中,缓存根据预设时间段内的超声回波信号所获得的目标点的血流速度矢量信息,用以在步骤S700中对比显示。如,缓存的血流速度矢量信息可以是预设时间段内前文获取的扫描体中目标点的血流速度矢量信息,或者预设时间段内二维超声图像中目标点的血流速度矢量信息。

[0216] 当然本发明的实施例中也不仅限于上述三种缓存数据的方式,还可包括其他方式。在对比显示时,则可以提取缓存的数据,用以分别获得血流速度矢量信息、多普勒血流速度信息和超声图像后,实现上述步骤S700中的对比显示。比如,根据缓存数据,实时显示一预定时间段内的多普勒彩色血流图,并对比显示此预定时间段内对应获得的血流速度矢量信息。又比如,根据实时接收的回波,实时显示多普勒彩色血流图,而在实时显示多普勒彩色血流图上对比显示缓存的血流速度矢量信息。还比如,实时计算获得多普勒彩色血流图,缓存一时间段内的多普勒彩色血流图并显示,此时对比显示该时间段所对应的超声图像数据中相应目标点的血流速度矢量信息,等等。

[0217] 上述各个实施例中预设时间段可以为前文中提到的一个或多个采样周期,具体可参见前文中有关采样周期、以及结合图20和图21的相关解释说明。在本发明的一个实施例中,预设时间段内对应的超声回波信号至少包括用于形成两个相邻时刻对应的超声图像的数据,比如,上述预定时间段内对应的超声回波信号至少包括用于形成两帧超声图像的数据。上述目标点的血流速度矢量信息主要是用于在向量血流图中进行显示或在多普勒彩色血流图中叠加显示,所以,上述获得的目标点的血流速度矢量信息可以为前文中提到的第一模式和第二模式下计算获得的血流速度矢量信息。

[0218] 基于上述缓存的数据,在将多普勒彩色血流图和血流速度矢量信息进行对比显示时,为保证多普勒彩色血流图和血流速度矢量信息对比显示信息的同步性,上述步骤S600中可以通过执行以下步骤之一来实现同步:

[0219] 第一,冻结上述步骤S500中获得的多普勒彩色血流图。

[0220] 第二,对获得的目标点的血流速度矢量信息进行慢放处理,用以对比显示慢放处理后的血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图。

[0221] 而上述冻结方式可以是以下两种方式中的任意一种:

[0222] 第一,重复播放上述多普勒彩色血流图;

[0223] 第二,慢速播放上述多普勒彩色血流图。

[0224] 上述被冻结的多普勒彩色血流图均来自于上述预设时间段内缓存的多普勒彩色血流图,或者根据上述预设时间段内缓存的回波或超声回波信号计算获得的多普勒彩色血流图。在冻结多普勒彩色血流图的显示方式下,可以正常显示实时计算获得的血流速度矢量信息,或者按照下文方式显示慢放处理后的血流速度矢量信息。

[0225] 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,则在本发明的一个实施例中,上述步骤S600中还包括在对比显示前,对上述步骤S400获得的血流速度矢量信息进行慢放处理,用以对比显示慢放处理后的血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图。例如,首先对血流速度矢量信息进行慢放处理,生成慢速血流速度矢量信息;然后,在上述超声图像上叠加显示所述慢速血流速度矢量信息,形成上述向量血流图,或者在多普勒彩色血流图上叠加显示所述慢速血流速度矢量信息,从而实现血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图的对比显示。

[0226] 为了实现个性化的定制服务,使用户可以自定义输入相关参数以适配不同的应用场合,则在本发明的另一实施例中,在对血流速度矢量信息进行慢放处理的步骤中还包括:

[0227] 首先,获取用户选择的播放比例,形成比例选择指令;然后,根据上述比例选择指令中被选中的播放比例,调节步骤S600中对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图中目标点的血流速度矢量信息的播放速率。基于本实施例,用户可以根据自己的需要调节血流速度矢量信息的播放速度,便于更加清晰的了解血流实际流动过程中的相关情况。

[0228] 而针对在步骤S600中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标识的过程中,当步骤S400中获得的上述目标点的血流速度矢量信息为目标点连续移动到超声图像中相应显示位置处而依次对应获得的血流速度矢量信息时,如图32所示,在本发明的其中一个实施例中,上述步骤S400包括以下步骤:

[0229] 步骤301,根据预设时间段内获得的至少两个超声波传播方向分别对应的至少两组超声回波信号,获取至少两个相邻时刻对应的图像数据;

[0230] 步骤302,获得上述目标点在上述当前时刻对应的图像数据中相应显示位置处的初始血流速度矢量;

[0231] 步骤303,计算沿初始血流速度矢量信息的方向,在上述相邻时刻的时间间隔内,上述目标点移动到下一时刻时的相应显示位置。

[0232] 步骤304,计算此显示位置处的血流速度矢量,缓存或者输出下一时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量及相应显示位置的信息,用以在显示上述下一时刻对应的图像时对比显示相应显示位置处的该血流速度矢量信息。

[0233] 在步骤S700中,显示上述下一时刻对应的超声图像和多普勒血流速度信息形成多普勒彩色血流图,并对比显示步骤303中计算获得的显示位置处的血流速度矢量信息。这里的显示位置的信息包括:在用户显示界面上显示图像时的像素位置等等。为保证对比显示的信息一致性,在步骤S600中,冻结根据预设采样周期内获得的超声回波信号计算的多普勒彩色血流图,并对比显示按照上述步骤302至步骤304计算的血流速度矢量信息,同时对血流速度矢量信息进行前文所述的慢放处理。

[0234] 如图33所示,上述步骤302至步骤304的过程不断地累加执行,例如采用上述步骤302至步骤304过程可以实现对N个时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量信息的计算,而每相邻两个时刻对应的血流速度矢量信息的计算均执行上述步骤302至步骤304的过程,将输出上述下一时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量信息作为上述初始血流速度矢量信息,用以计算下下一时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量信息,即将 $i+1$ ($i=1, \dots, N$) 时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血

流速度矢量信息作为前述初始血流速度矢量信息,然后返回执行上述步骤302,继续对上述目标点的至少一部分在其余时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量信息进行计算。

[0235] 利用本实施例的方法可以在显示的向量血流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。

[0236] 基于上述实施例,在本发明的一个实施例中,如图33所示,上述步骤S300中提供了一种特殊显示模式,其中血流速度矢量信息的计算步骤包括:

[0237] 步骤301,根据预设时间段内获得的至少两个超声波传播方向分别对应的至少两组超声回波信号,获取至少两个相邻时刻对应的图像数据;

[0238] 步骤312,获取部分目标点,获得部分目标点在第 i 时刻对应的图像数据中相应显示位置处的初始血流速度矢量信息, $i=1,\dots,N$;

[0239] 步骤313,根据上述初始血流速度矢量信息和上述相邻时刻的时间间隔,计算移动位移;

[0240] 步骤323,将上述目标点的至少一部分沿上述初始血流速度矢量信息的方向移动上述移动位移,获得上述部分目标点的至少一部分在上述下一时刻对应的图像数据中的相应显示位置;

[0241] 步骤333,根据下一时刻采集的至少两个超声波传播方向分别对应的多组超声回波信号,计算上述部分目标点的至少一部分在上述下一时刻对应的图像数据中前述相应显示位置上的血流速度矢量信息。

[0242] 步骤314,缓存或者输出下一时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量信息及相应显示位置的信息,用以在显示上述下一时刻对应的图像(如多普勒彩色血流图或超声图像)时对比显示相应显示位置处的该血流速度矢量信息。

[0243] 令 $i=i+1$,返回步骤312,将 $i+1$ 时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量信息作为上述步骤312中的初始血流速度矢量信息,用于计算下一时刻对应的超声图像中相应显示位置处的血流速度矢量信息。

[0244] 使用本实施例的方法,在上述步骤S700中对比显示时显示界面上显示的血流速度矢量信息,可真实表现血流在流场中移动情况的成像图,利用如箭头等特殊标志表示的上述目标点会随着时间按照血流的方向以血流的流速移动到相应显示位置并在显示界面上显示。

[0245] 又如,因为采用上述步骤301至步骤314的方法需要增加计算量,而为了不因执行步骤301至314而过多地降低图像显示的实时性,则计算在相邻时刻的时间间隔内、目标点的至少一部分移动到下一时刻对应的图像数据中相应显示位置处的血流速度矢量信息的过程需要在显示下一时刻对应的超声图像之前执行完毕。此外,在本发明的一个实施例中优化了因为执行步骤301至步骤314所带来的计算量,选用位于扫描目标内的一个或多个离散分布的位置、或者分别包含所述一个点或多个离散分布的位置的邻域或数据块作为上述部分目标点来参与显示计算和标记,从而降低计算量。

[0246] 基于上述各个实施例,本发明的其中一个实施例中,在上述方法中还提供了对步骤S400的血流速度矢量信息进行特别突出显示的诸多方式。例如,在显示界面上显示光标所处位置上的血流速度矢量信息,即显示光标所处位置上的速度绝对值和速度方向中任意一个参数或两个参数信息。具体可以是:

[0247] 如图34所示,首先,读取光标71在显示界面上的位置;然后,提取该位置处的血流速度矢量信息;最后,在显示界面上的一区域内显示上述位置处的血流速度矢量信息中的速度绝对值、速度方向和角速度中的任意一个或两个以上的参数信息(两个以上包含本数,上下文同)。当光标移动时,则在显示界面上的一区域内显示上述位置处的血流速度矢量信息的速度绝对值和/或速度方向也会随之改变。

[0248] 在本发明的一个实施例中,如图34中右边区域,可以通过在上述显示界面上的显示区域内绘制面积与速度绝对值相关的图形,用以表征光标当前位置处对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值;例如,图34中在显示界面上绘制半径为上述血流速度矢量信息的速度绝对值的圆,用以在显示界面上显示光标所在位置对应的血流速度矢量信息中的速度绝对值。当然,本实施例中不限于只绘制半径为上述血流速度矢量信息的速度绝对值的圆,还可以是图36中在区域75上绘制边长为上述血流速度矢量信息的速度绝对值的正方形,等等。

[0249] 还可以,在显示界面内绘制指向速度方向的方位指引线,用以表征光标当前位置处对应的血流速度矢量信息中的速度方向。例如,图34中,在光标位置处叠加方位指引线76。又如图34和图35中,在上述与速度绝对值相关的图形范围内绘制指向速度方向的方位指引线,用以表征血流速度矢量信息中的速度方向。例如,图34中根据血流速度矢量信息的速度方向,在显示界面上绘制与上述圆(在区域75所在位置绘制的圆)相交、且指向所述速度方向的指引线(如区域75所在圆上的箭头),用以在显示界面上显示光标所在位置对应的血流速度矢量信息中的速度方向。或者,图36中根据血流速度矢量信息的速度方向,绘制与上述正方形(区域75所在位置绘制的正方形)相交、且指向所述速度方向的指引线。这里的指引线可以是穿过图形中心或者始于图形中心的直线或者部分为直线的线条。如图35中,指引线可以是上述圆的圆心到上述圆的边界的线段F1,或者,始于该圆心且跨过圆的边界的线段F2,或者前述两个线段的末端加上箭头,或者穿过圆心或跨过圆边界的线段F5,等等。此指引线还可以是平行于上述穿过该圆的圆心或者始于该圆心的直线或者直线部分、且相交于所述圆的线条,例如图18中的线段F3,F4。所以,本实施例中不限于方位指引线的叠加显示位置,其可以是绘制在显示界面中的任意位置,也可以是在与速度绝对值相关的图形范围内绘制指向速度方向的方位指引线。本实施例中可以不限于以上实施例中公开的指引线的线型,也不限于指引线是否带箭头,只要是可以表征光标位置处的血流速度方向的指引线即可。

[0250] 还如,为更加清晰的显示血流速度矢量信息,在显示界面上叠加显示用以展示血流速度矢量信息的文本信息;例如,图36中,在光标停留的位置附近叠加文本信息“速度:xxxx m/s和方向:xxxxx度、角速度:xxx弧度/秒”。当然,还可以是在上述绘制的图形的附近区域叠加显示用以展示血流速度矢量信息的文本信息。如图34至图36所示,在区域75处叠加显示“速度:xxxx m/s和方向:xxxxx度、角速度:xxx弧度/秒”的信息。这样可以便于清晰直观的了解血流速度矢量信息信息,这里可以采用在平面坐标系下根据速度方向所获得的

角度信息来表示速度方向的文字信息。当移动光标时,则图34和图36上的圆的半径或正方形的边长以及箭头指向和叠加的文本信息也将随着光标的移动,进行实时更新。

[0251] 此外,为了增加对比显示的血流信息,无论是在图11所示的上述多普勒彩色血流图和向量血流图双屏同时显示,还是在图12所示的将上述向量血流图显示于一个在上述多普勒彩色血流图显示区域之内形成的向量血流显示区域(图中的方框区域)中的显示方式中,或者是单屏显示向量血流图的显示方式下等等各种显示模式下,上述方法还包括在显示界面上显示光标所处显示位置上的脉冲超声波多普勒频谱,或者在显示界面上显示一个或多个指定位置上的脉冲超声波多普勒频谱。例如,如图37(a)所示,根据模式切换指令,在显示界面上增加脉冲超声波多普勒频谱的显示区域81,读取光标在上述向量血流图中的位置或指定位置;其次,提取该位置处的脉冲超声波多普勒频谱;最后,在用户显示界面上的显示区域81显示上述位置处的脉冲超声波多普勒频谱。通过本实施例可以在用户显示界面上显示光标所在位置处的脉冲超声波多普勒频谱。

[0252] 更进一步地,用户可以通过人机交互设备在显示界面上设置上述指定位置,当指定位置被确定后,则显示界面上始终显示该指定位置处对应的脉冲超声波多普勒频谱。例如,如图37(b)所示,根据模式切换指令,在显示界面上根据指定位置的个数,增加相应个数的脉冲超声波多普勒频谱的显示区域(81a、81b、81c)。

[0253] 又如,针对前文提到的血流速度矢量信息的第二模式下,在本发明的其中一个实施例中,为了便于用户观察,通过连接线依次跨接同一目标点连续移动到超声图像中的多个相应位置,形成该目标点的运动行程轨迹,用以显示。参见图38中跨接“1”和“2”的线段组合形成目标点1和目标点2的运动行程轨迹,而对于图19中,不同线型绘制的圆表示目标点1和目标点2在不同时刻对应的超声图像中的相应位置,而这一位置的计算可以参见上述步骤301至步骤314的计算过程或者上述有关第二模式的相关解释说明。绘制运动行程轨迹可以针对一个目标点进行,也可以针对用户选择的多个目标点。例如,如图31所示,当通过光标71选中向量血流图A(或者其他叠加显示有血流速度矢量信息的图像)中的待跟踪目标点741,则依次按照黑色箭头的指向,逐步在相应图像上显示处带有黑色组线条标记的目标点741的运动行程轨迹742。图间的黑色箭头的指向表示按照时间变化显示图像的变化方向。

[0254] 为了便于在显示图像中突出显示上述运动行程轨迹,在本发明的其中一个实施例中,上述方法还包括:

[0255] 首先,获取用户输入的有关上述连接线的标示信息,生成选择指令,该标示信息包括:连接线的标志形状、或者连接线的标志形状及其颜色等信息;然后,按照所述选择指令中选择的标示信息,来配置在显示界面中显示的运动行程轨迹的相关参数。这里的颜色包括通过改变色调、饱和度、对比度等信息而获得的任意一种色彩,而前述标志形状可以为多种形式,可以是连接若干个点的线,或者实线,或者虚线,或者带箭头的实线等任意一种可以描述方向的标志。选择连接线的标示信息,即获得相应配置的运动行程轨迹,例如,在对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图中用于标记目标点的血流速度矢量信息的标志包括粒子、箭头、流线、方块、圆点等其中的一种或两种以上的组合,而连接线的标志形状可以从实线、虚线、带箭头的实线等任意一种线型进行选择,那么显示界面上绘制的运动行程轨迹则调整为相应颜色和形状。利用本实施例的自定义设置,可以按照用于的需要标记待跟踪的目标点,并关注各个不同的目标点的行动轨迹,了解扫描目标内相关病灶的实

际血流情况以及产生的因素,这种方式将更加有利于清晰地展示扫描目标内相关病灶处的血流移动情况。如图39所示,位于血管中的斑块870会导致其附近的血流出现漩涡,图中血管区域820中分两种类型的箭头表示,其中,黑色粗箭头831表示顺畅情况下血流速度矢量信息,细箭头832表示漩涡处的血流速度矢量信息,通过给血流速度矢量信息的标识配置不同的参数信息来区分血流速度矢量信息对应的不同速率等级,例如,相应显示位置处低速率和高速率的血流速度矢量信息分别采用不同的标识,用以区分。通过对速率等级的区分,可以区分突出显示出血流漩涡处的血流速度矢量信息。这里的标识参数包括颜色、透明度、对比度、形状中的其中一种或者两种以上的参数组合。

[0256] 图7为本发明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7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7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。

[0257] 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。

[0258] 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。

[0259] 基于上述超声成像显示方法,本发明还提供了一种超声成像系统,其包括:

[0260] 探头1;

[0261] 发射电路2,用于激励上述探头向扫描目标发射超声波束;

[0262] 接收电路4和波束合成模块5,用于接收所述超声波束的回波,获得超声回波信号;

[0263] 数据处理模块9,用于根据所述超声回波信号,获得所述扫描目标内的目标点的血流速度矢量信息、多普勒血流速度信息以及所述扫描目标的至少一部分的超声图像,并叠加所述超声图像和所述多普勒血流速度信息形成多普勒彩色血流图;及

[0264] 显示器8,用于对比显示所述血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图。

[0265] 上述发射电路2用于执行上述步骤S100,接收电路4和波束合成模块5用于执行上述步骤S200,上述数据处理模块9包括信号处理模块6和/或图像处理模块7,信号处理模块6用于执行上述有关血流速度分矢量和血流速度矢量信息的计算过程,即前述步骤S400,而图像处理模块7用于执行上述有关图像处理的过程,即前述步骤S300根据上述预设时间段内获得的上述超声回波信号,获取上述扫描目标的至少一部分的超声图像。图像处理模块7用于还用于执行上述步骤S500,并将数据输出给显示器对比显示。上述各个功能模块的执行步骤参见前述有关超声成像显示方法的相关步骤说明,在此不累述。

[0266] 在本发明的一个实施例中,采用平面超声波束的回波信号来计算有关血流速度分矢量和血流速度矢量信息,而利用聚焦超声波束的回波信号来获得高质量的超声图像,于是,上述发射电路激励所述探头向扫描目标发射聚焦超声波束;上述接收电路和波束合成模块用于接收上述聚焦超声波束的回波,获得聚焦超声回波信号;上述数据处理模块用于根据聚焦超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的超声图像。此外,上述发射电路激励所述探头向扫描目标发射平面超声波束,在向扫描目标发射平面超声波束的过程中插入所述向扫描目标发射聚焦超声波束的过程;上述接收电路和波束合成模块用于接收上述平面超声波束的回波,获得平面超声回波信号;上述数据处理模块用于根据平面超声回波信号,获得所述扫描目标内的目标点的血流速度矢量信息。至于这两种波束类型的交替执行发射的方式参见前述相关内容,在此不累述。

[0267] 在本发明的一个实施例中,上述显示器8用于对比显示上述多普勒彩色血流图和上述血流速度矢量信息。根据上述关于步骤S600中的解释说明,本发明提供了多种对比显示方式,具体可参见前文所述。在本发明的一个实施例中,上述数据处理模块9还包括:提供一按键、提示框、输入框或手势指令等获取用户选择某种显示方式的模式切换指令;根据该模式切换指令,将当前显示模式,切换至执行上述步骤S600时所获得的多种显示模式中的任意一种。

[0268] 此外,在本发明的其中一个实施例中,上述数据处理模块9包括两路图像数据输出,其中一路输出给显示器8的是叠加超声图像和多普勒血流速度信息而形成的多普勒彩色血流图;另一路输出给显示器8的是叠加超声图像和血流速度矢量信息而形成的向量血流图。

[0269] 上述数据处理模块9主要用于执行上述有关步骤300和步骤600中有关的图像处理步骤,具体可参见前述方法中相关步骤的解释说明。

[0270] 此外,在本发明的一个实施例中,如图1中,系统中还包括:人机交互设备10,其用于获取用户输入的命令;数据处理模块9还用于至少执行以下步骤中之一:

[0271] 根据用户输入的模式切换指令,从当前显示模式切换到执行对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图的步骤而获得的任意一种显示模式下;

[0272] 根据用户输入的模式切换指令,在显示界面上增加脉冲超声波多普勒频谱的显示区域;

[0273] 根据用户输入的播放比例,调节执行对比显示血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图的步骤中目标点的血流速度矢量信息的播放速率;

[0274] 获取用户输入的分布密度,依据分布密度在扫描目标内随机选择目标点;

[0275] 获取用户输入的标记位置,依据标记位置获得目标点;

[0276] 根据用户输入的命令,配置用以在背景图像中标记血流速度矢量信息的标识的颜色、透明度、对比度、形状中的其中一种或者两种以上的参数组合,来与背景图像进行区分显示、或者区分显示血流漩涡处的血流速度矢量信息;和

[0277] 根据用户输入的有关连接线的标示信息,配置在显示界面中显示的运动行程轨迹相关参数,其中,通过连接线依次跨接同一目标点连续移动到超声图像中的多个相应位置而形成该目标点的运动行程轨迹。

[0278] 以上有关数据处理模块9根据用户输入的命令执行相应操作的步骤参见前文相关

内容所述,在此不再累述。

[0279] 综上所述,本发明突破现有超声成像系统在血流显像技术上的不足,提供了一种超声血流成像显示方法及超声成像系统,其通过将普通血流显示图像与向量血流对比显示的方式,为用户提供了更好的观察视角,实现了既能够实时的了解扫描位置,且还可以使图像显示效果更加真实的显现血流信息,并对比显示血流速度的各种信息,使得用户可以更加全面的了解血流情况,为医护人员提供更为全面、更为精准的图像数据,为在超声系统上实现的血流成像显示技术开创了又一更加新型的血流成像显示方式。此外,本发明还提供一种新型的计算目标点血流速度矢量信息的显示方法,其能够更加真实的提供血流实际流动状态的情况数据,并直观的体现目标点沿血流方向和根据血流速度移动的轨迹。同时,本发明还提供了更加个性化的自定义服务,为方便用户观察真实的血流状态提供更为精确、更为直观化的数据支持。在本发明中向量血流和普通血流同时显示,两者的计算用的是同一组测量数据。普通血流按实时的状态显示,向量血流可采用慢放的方式播放。例如,先实时的显示普通血流,当按住freeze后,按前若干秒钟的数据将被分屏的显示出来,如图11所示。其中左图显示的是实时的普通血流情况,右图以较慢的速率显示向量血流。由于左图显示速率快,因此显示时间较短,左图采用重复播放的冻结播放方式。因此在向量血流播放的一个周期中,普通血流已经播放了N个周期。当然右图也可以重复播放或者单独在一块屏幕上播放。

[0280] 在本发明还对于移动过快的血流进行特殊处理,增加血流速度的慢放功能,将实时的播放以一定的倍数慢速播放出来,使得人眼能够更好的捕捉相关血流信息。基于上述各个实施例,本发明提供了一种分屏伪实时播放技术,既可以实时的了解扫描位置,又可以将血流流动以人眼观看较为舒适的速度播放出来,并与多普勒血流信息进行对比显示,是超声成像系统中的一种突破性显示技术改进。

[0281] 本发明还提供了一种可以在增强型B图像中用不同色彩表征感兴趣区域的灰度变化的图像,并将将其与血流速度矢量进行对比显示的实现方式,是超声成像系统中的一种突破性显示技术改进,相对传统的向量血流图,其可以更加清晰地对比了解感兴趣位置处的可以反映血流速度的各种信息,提供给用户更加丰富多彩的参考信息,从整体上了解相应位置处血流速度信息各种表征形式,提高用户获取血流信息的精确度。

[0282] 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。

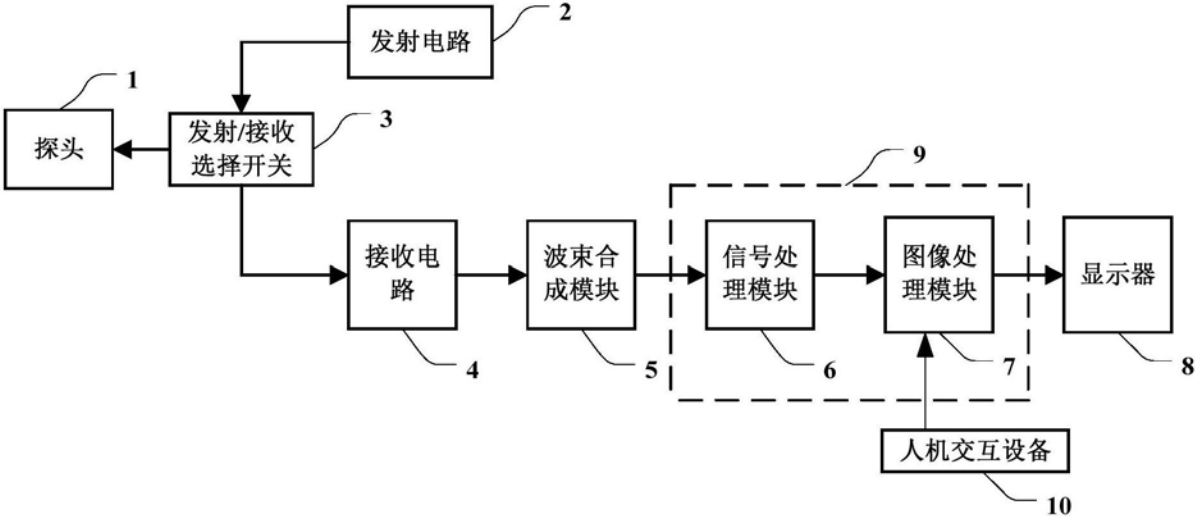


图1

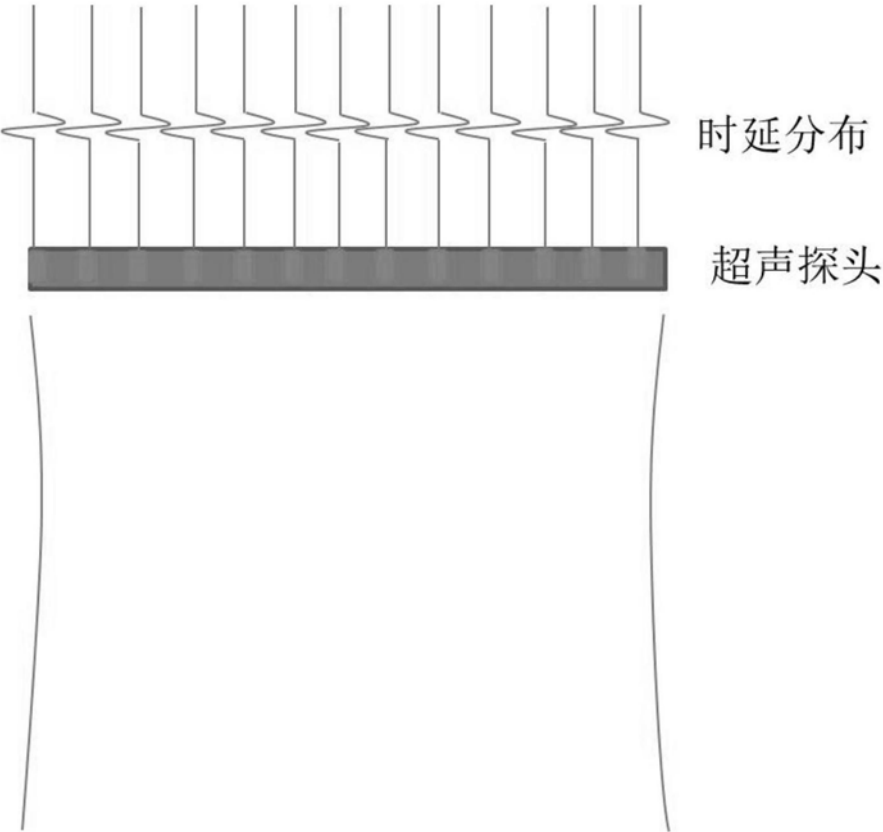


图2

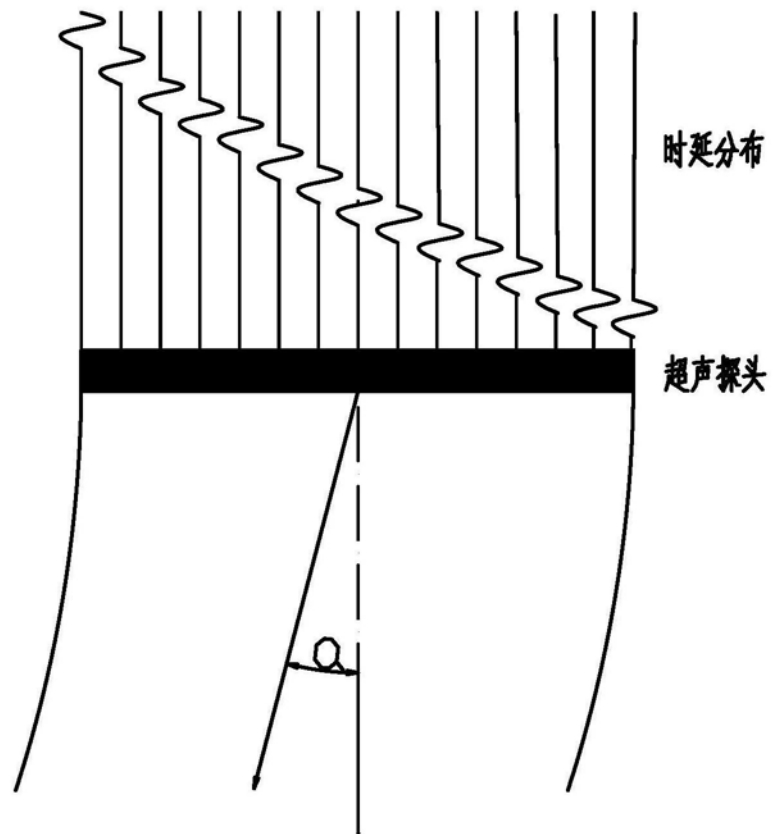


图3

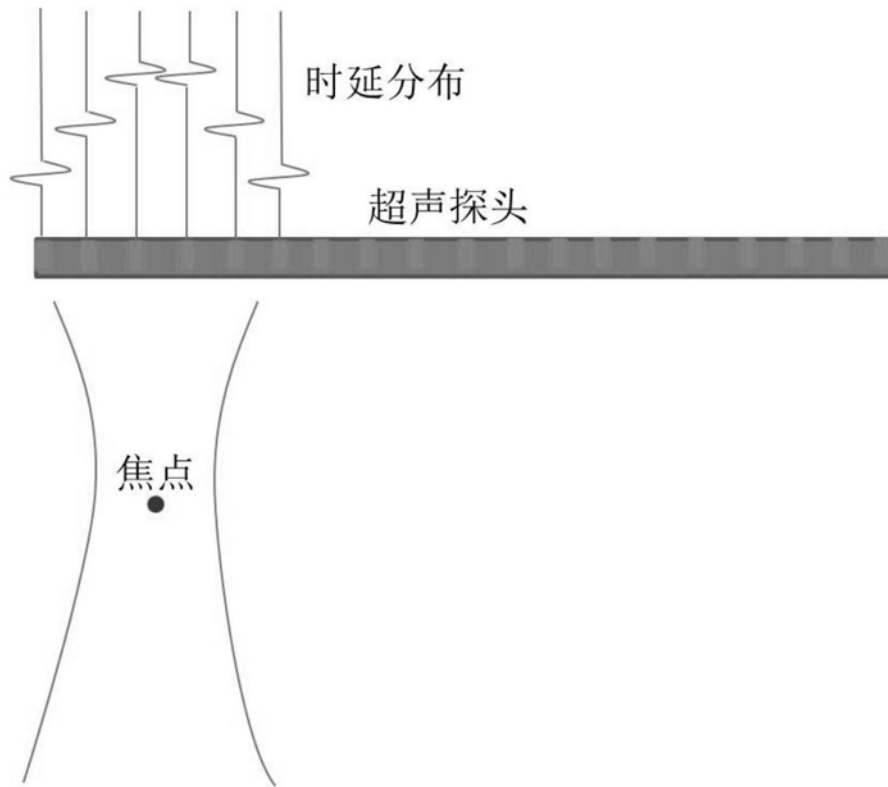


图4

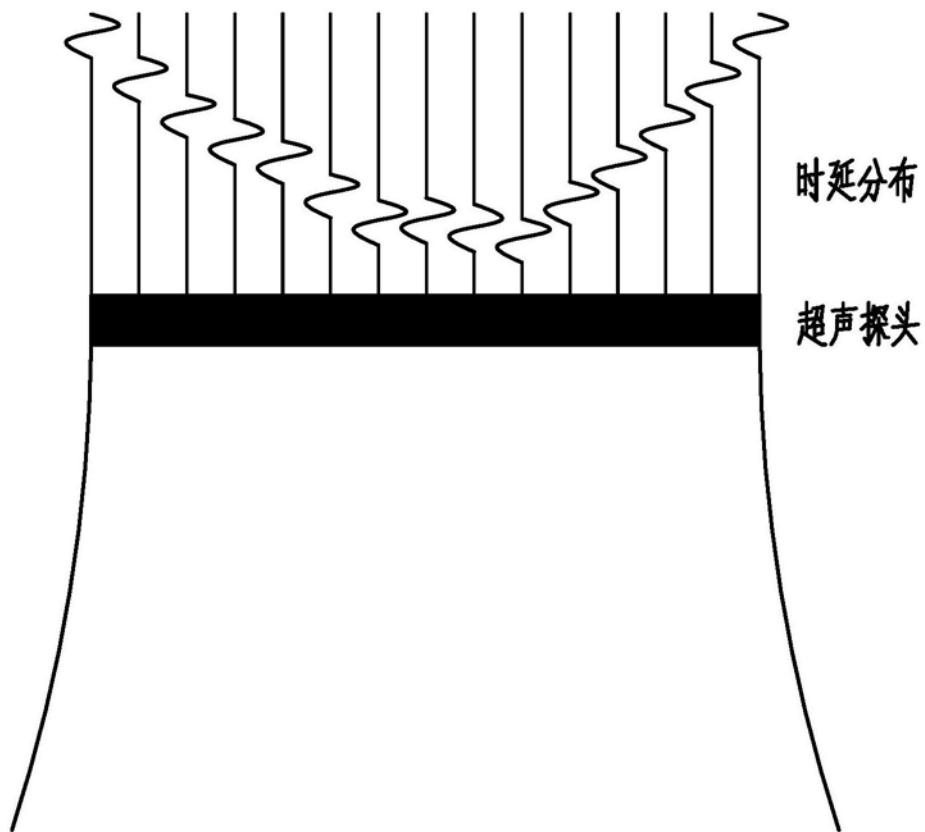


图5

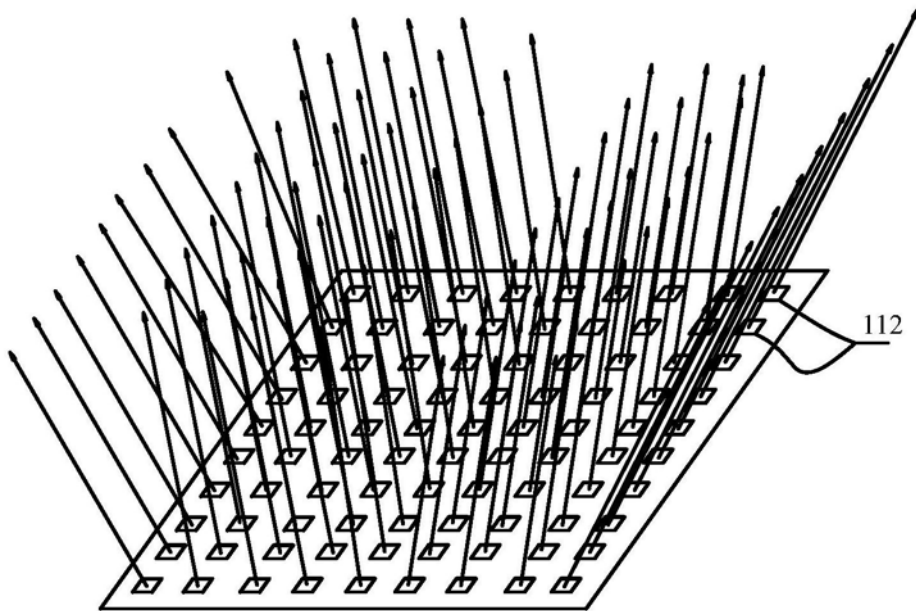


图6 (a)

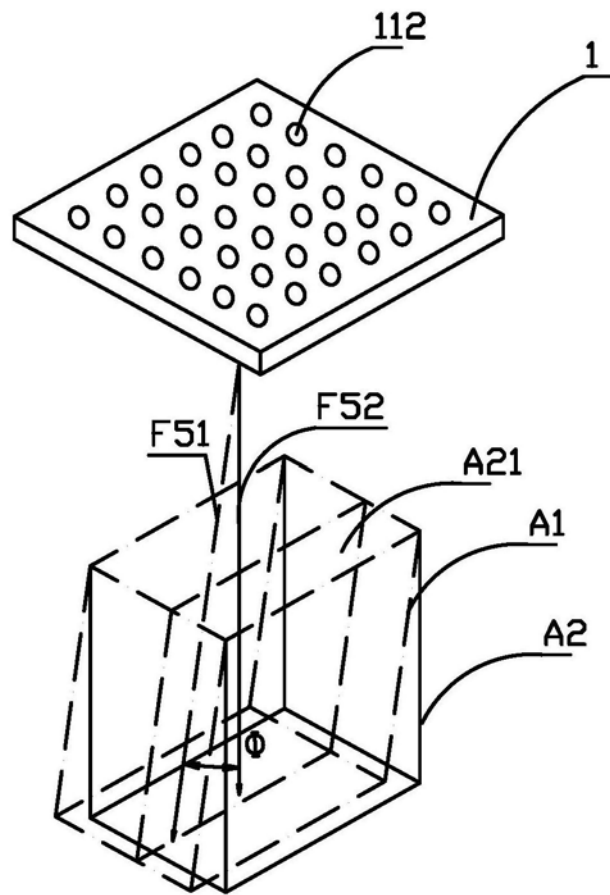


图6 (b)

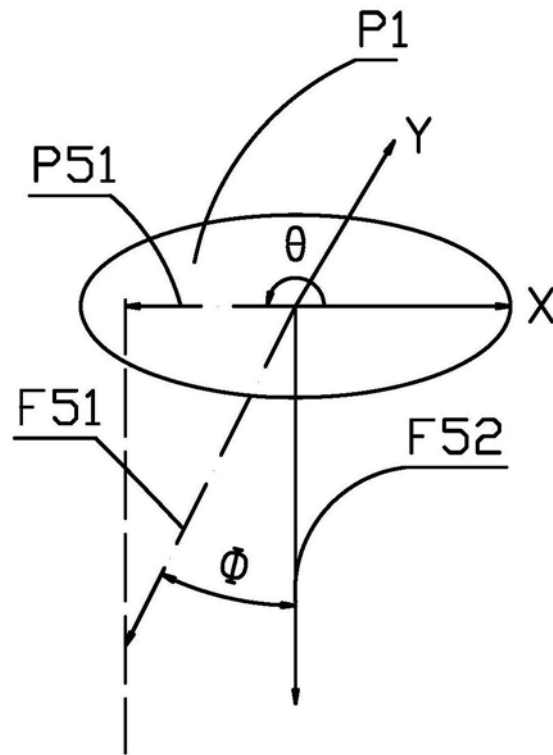


图6(c)

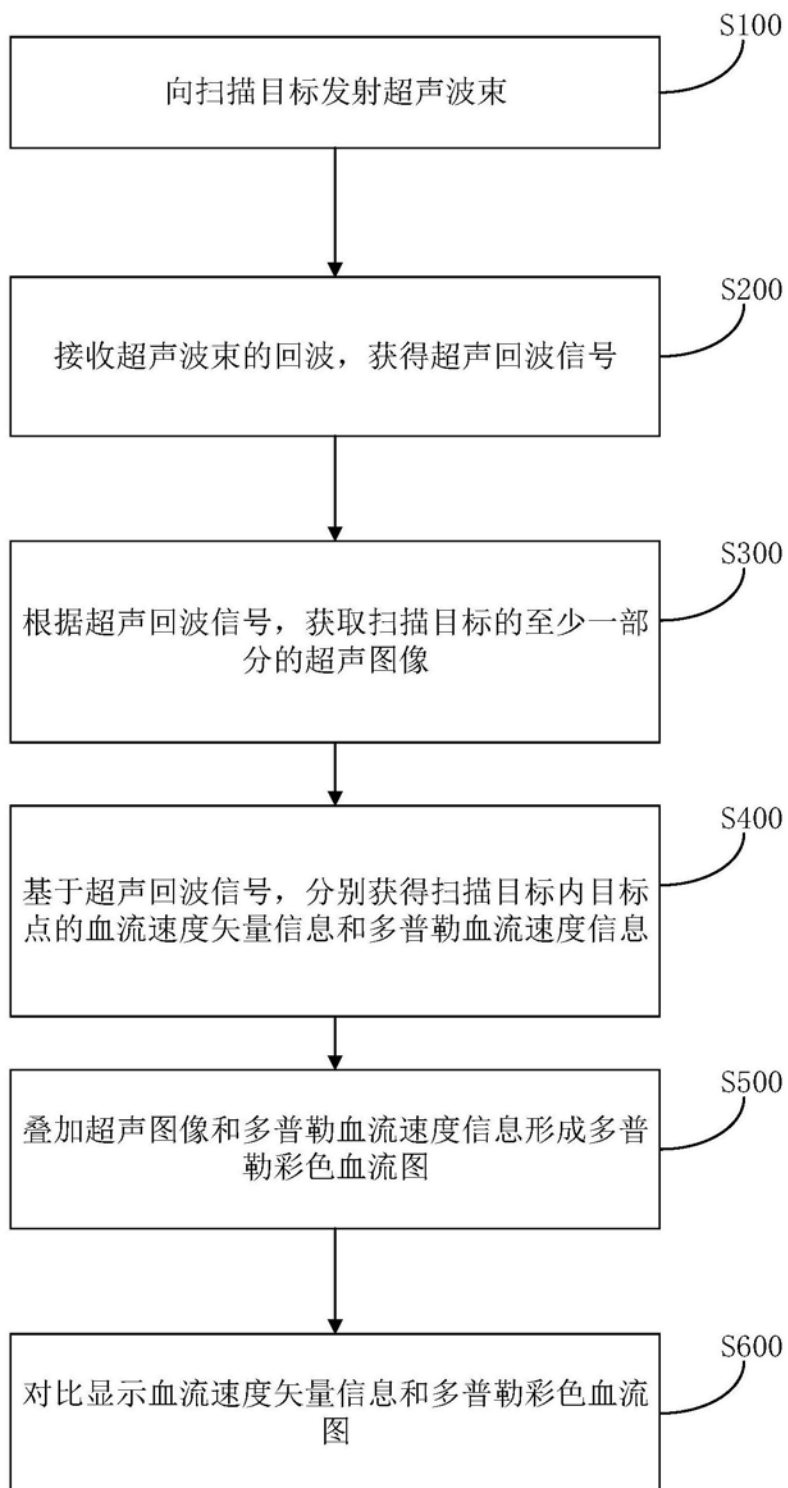


图7

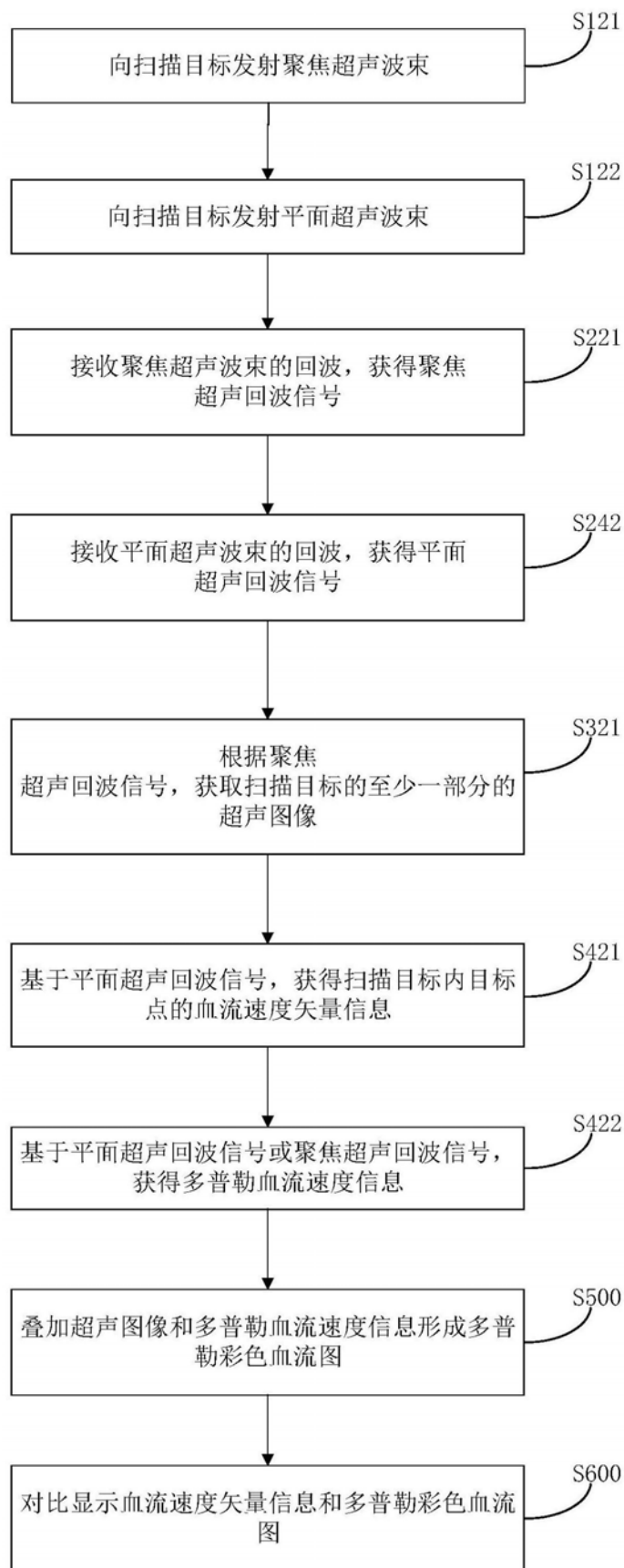


图8

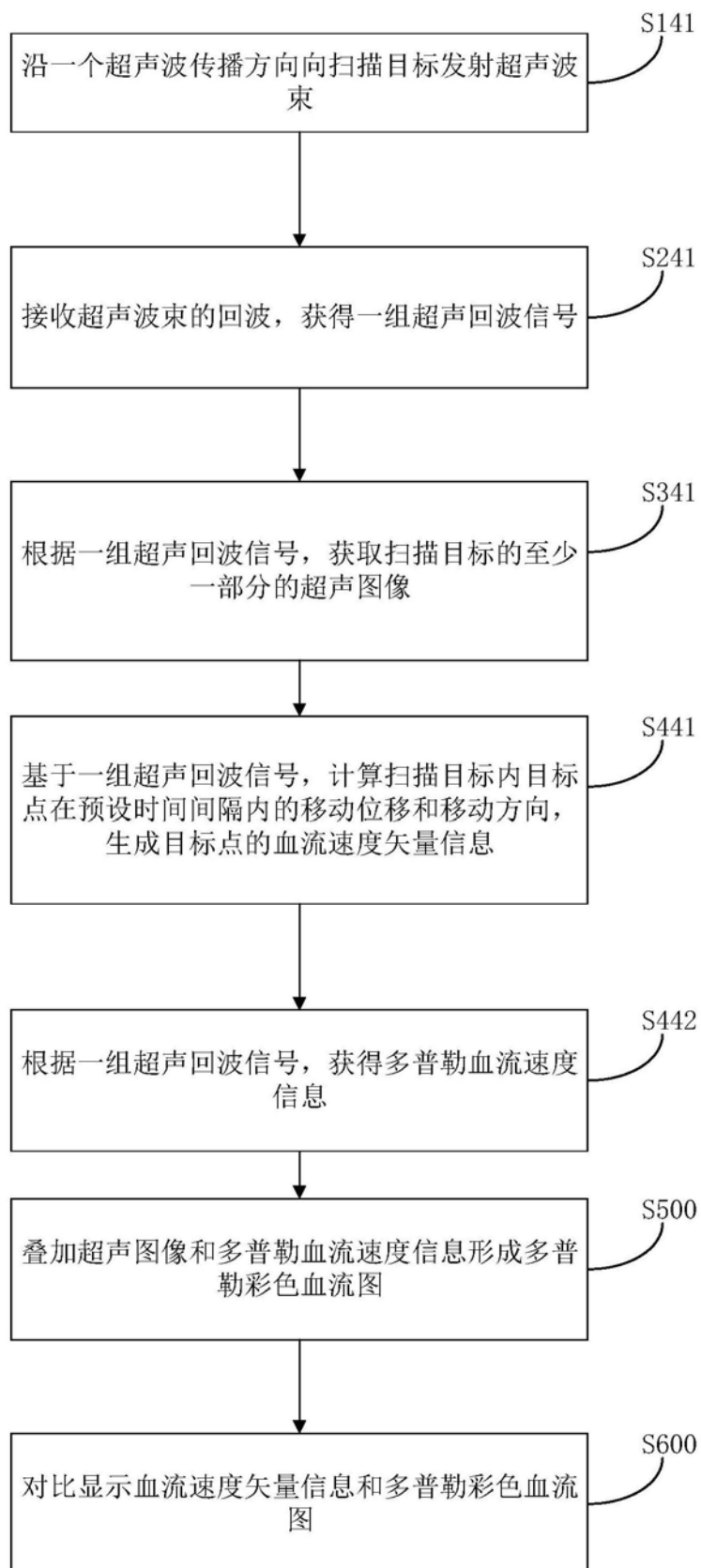


图9

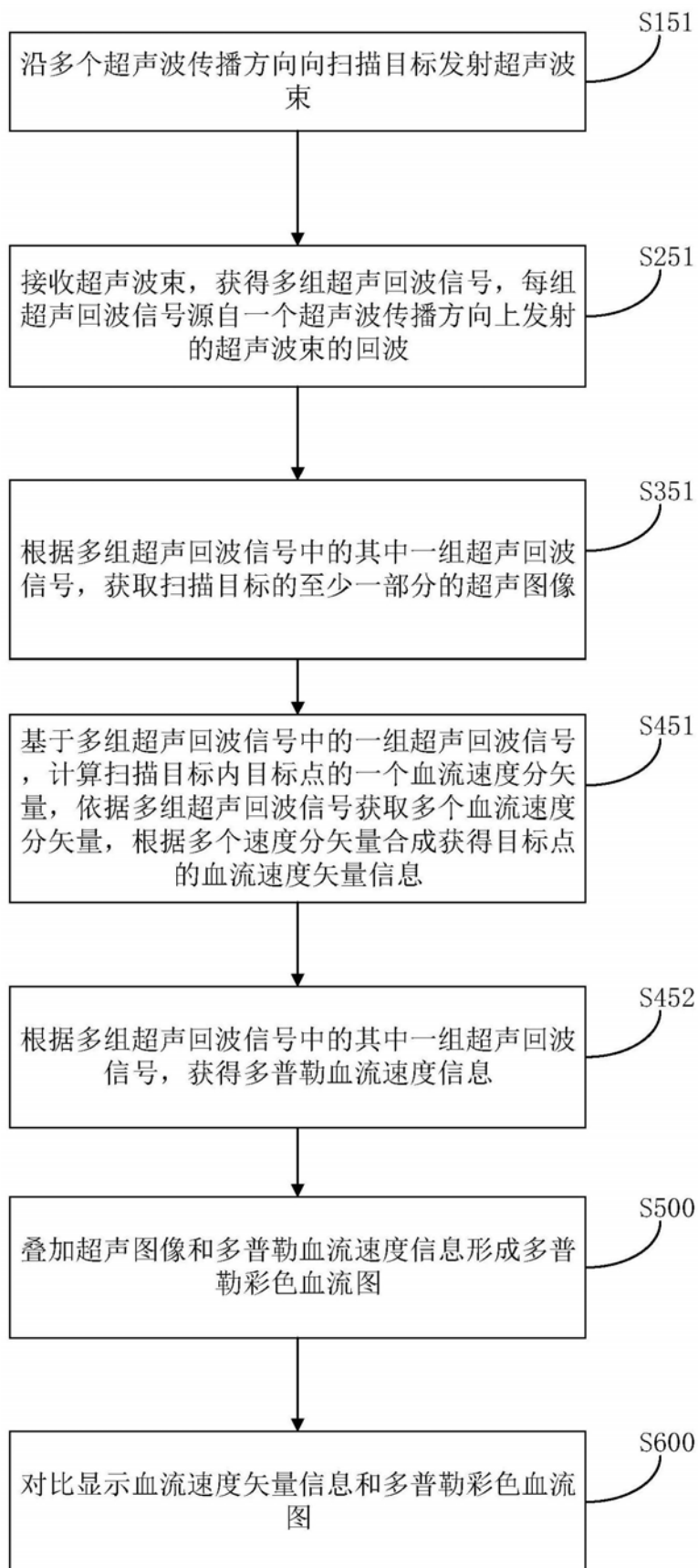


图10

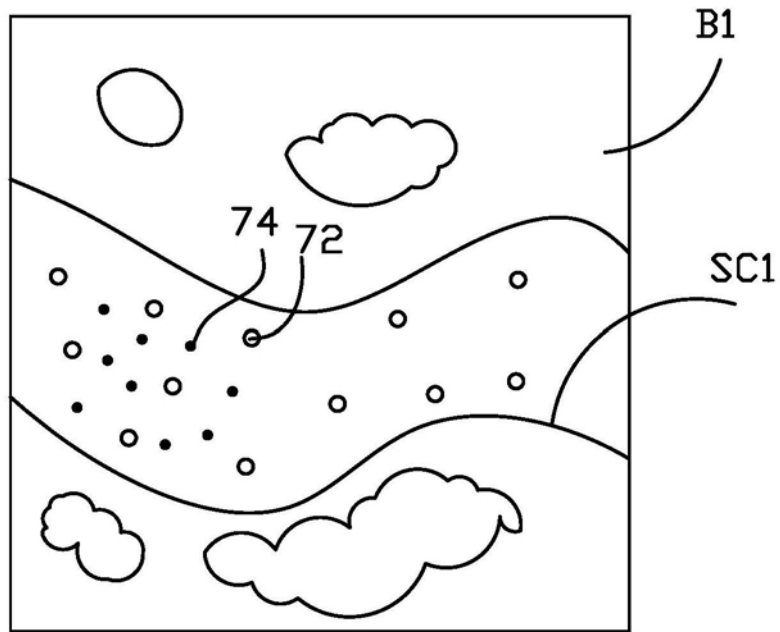


图11

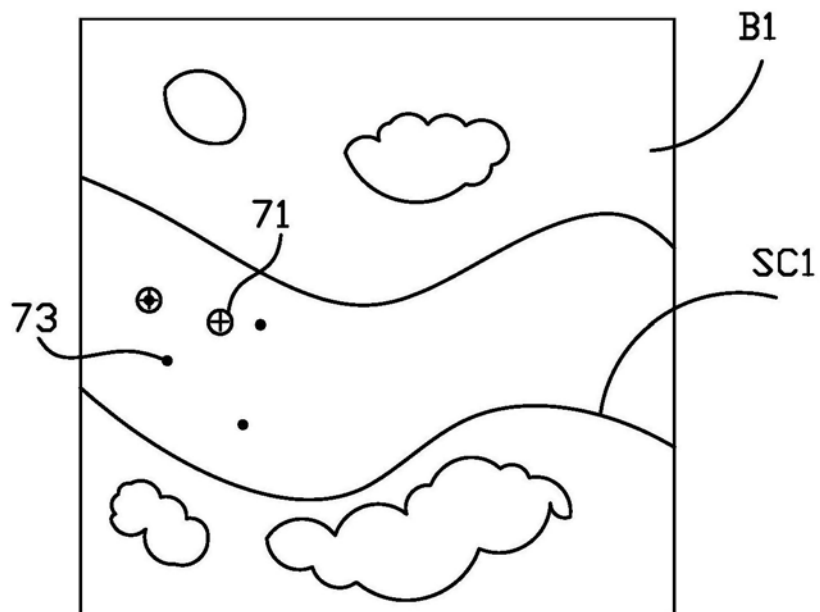


图12

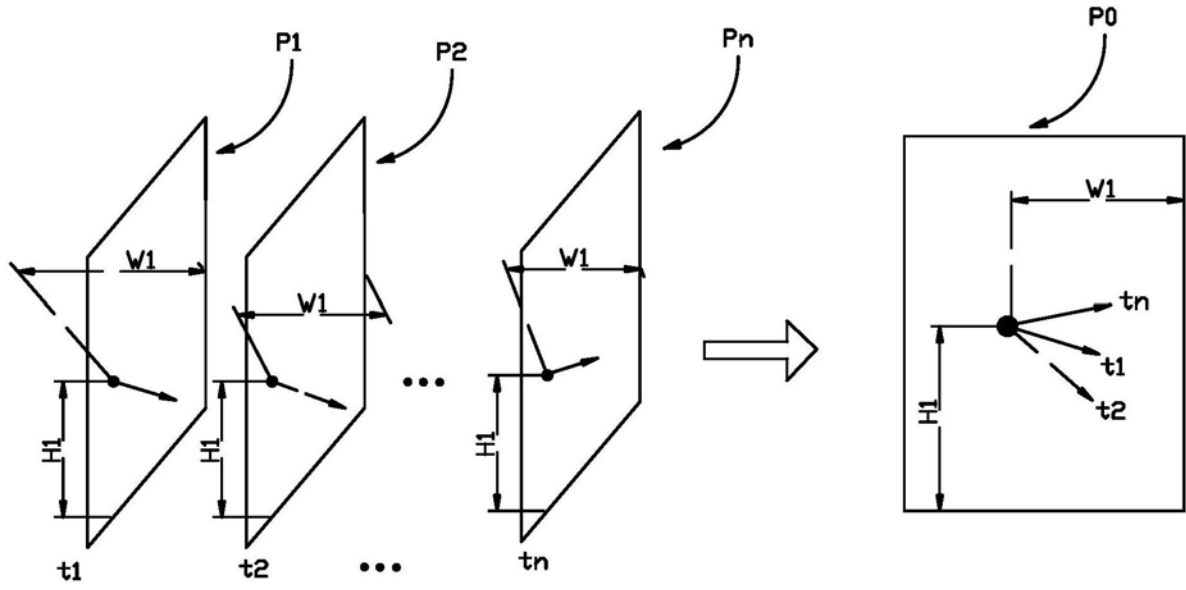


图13(a)

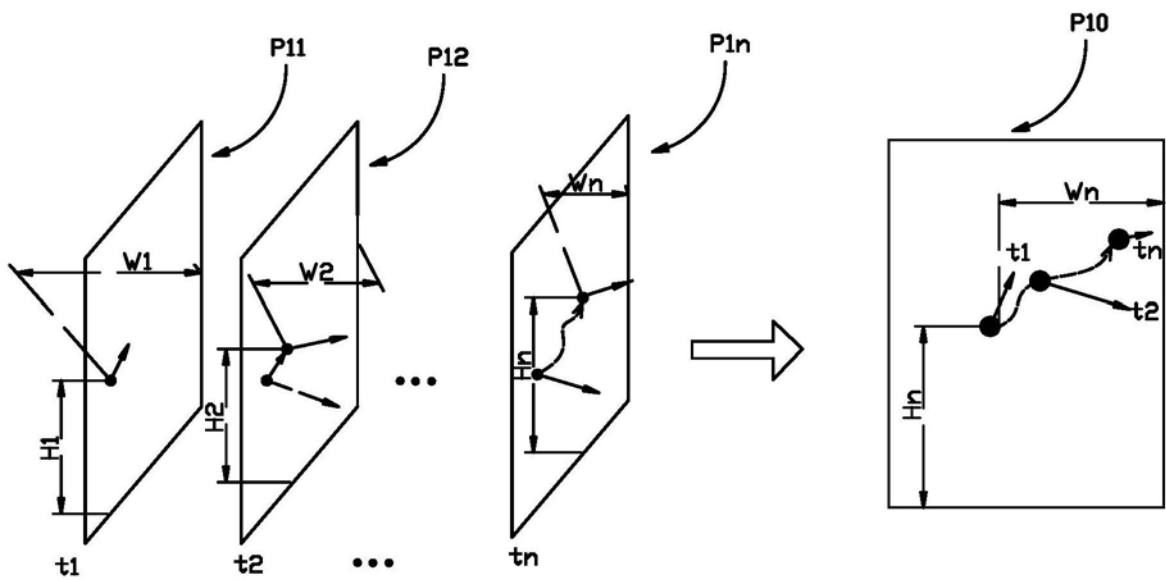


图13(b)

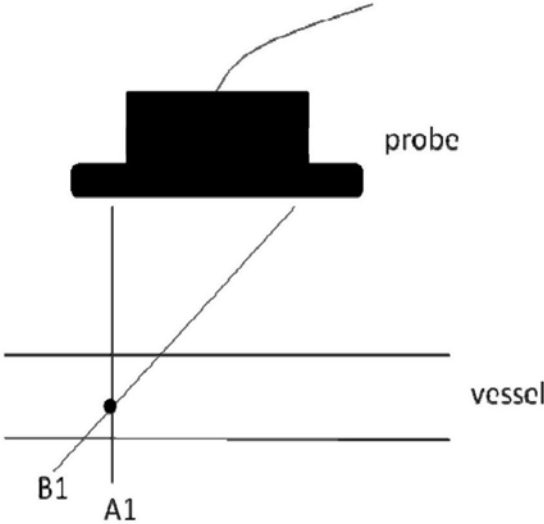


图14 (a)

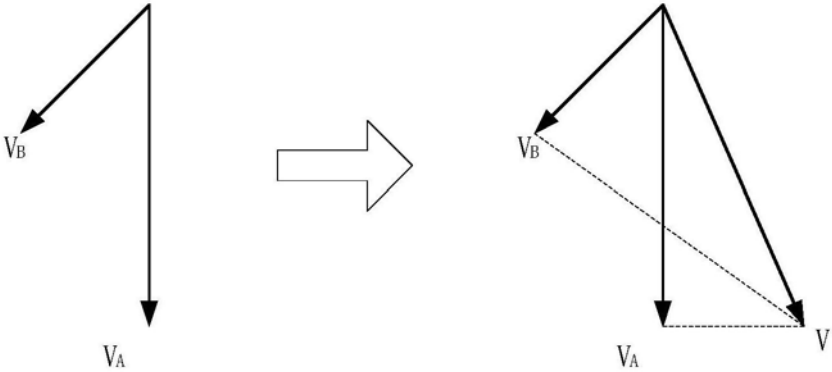


图14 (b)

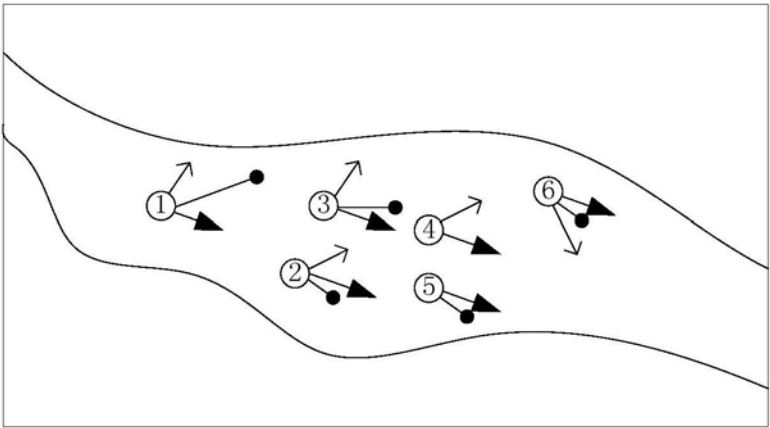


图15

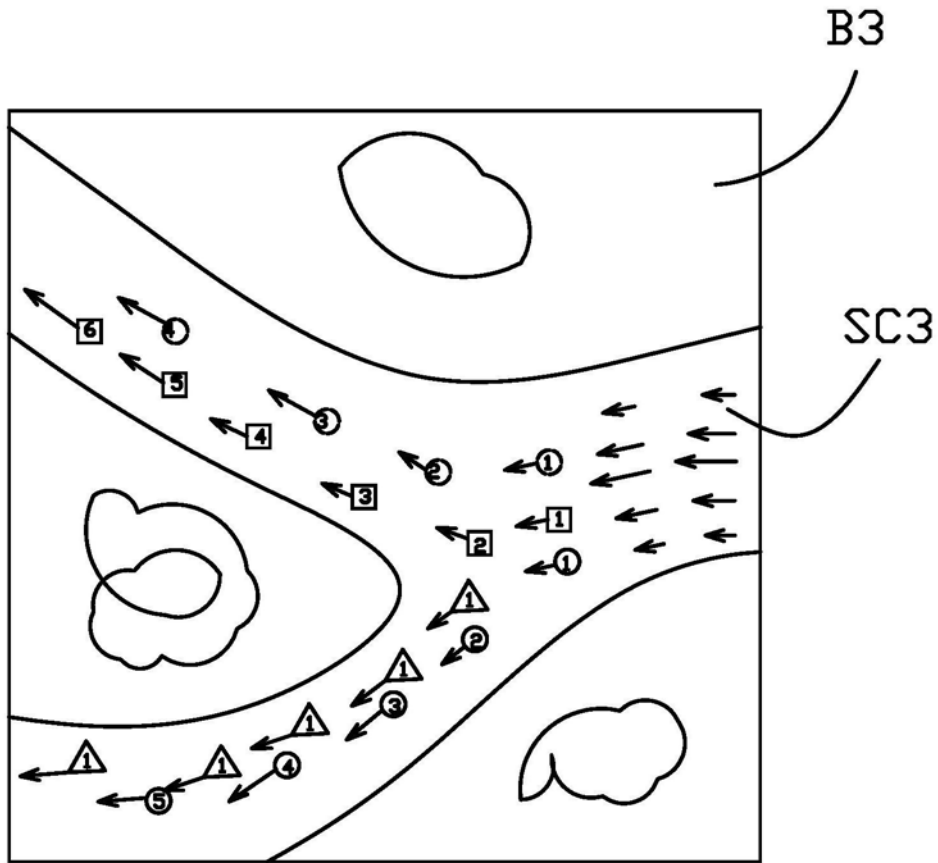


图16

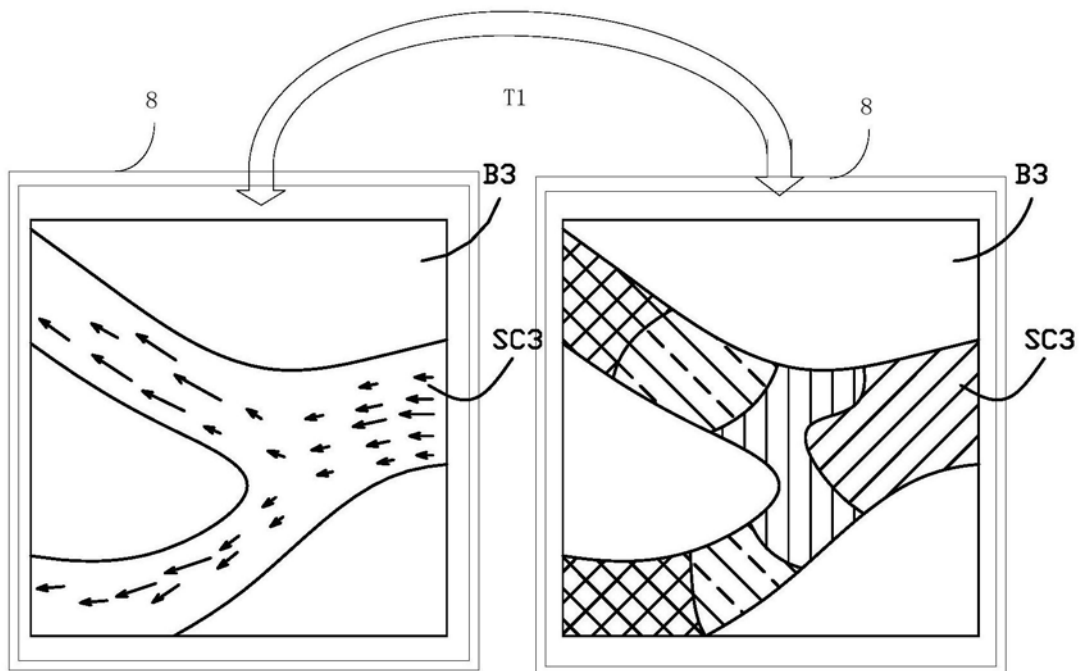


图17

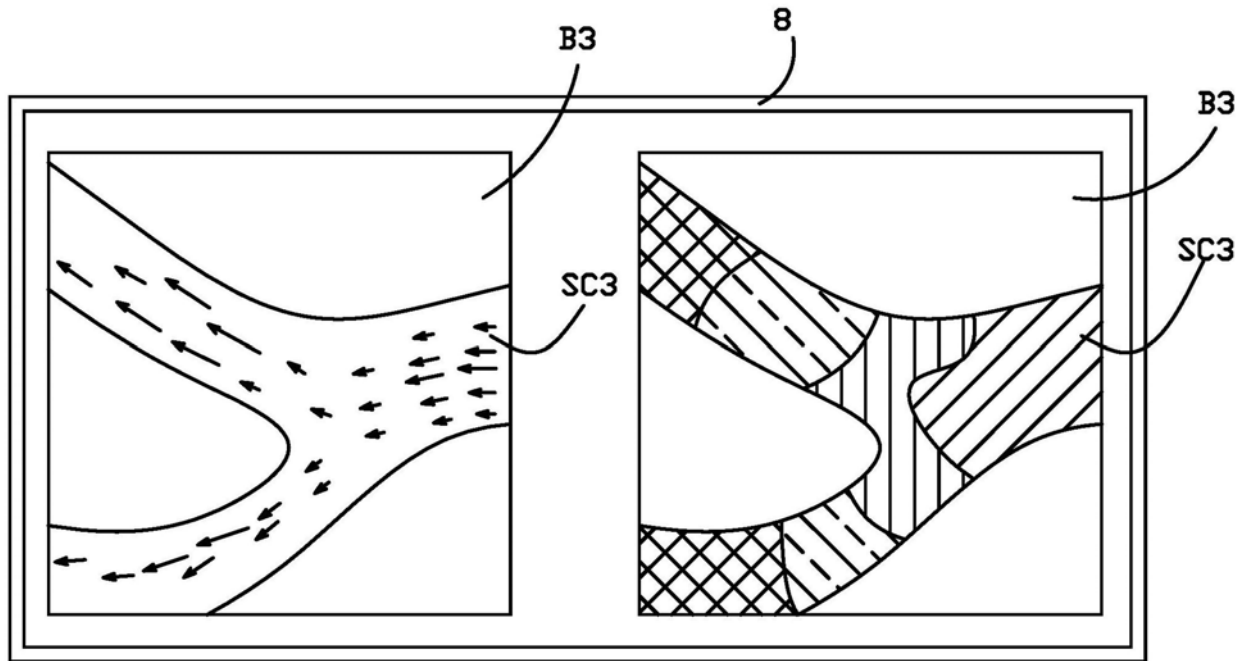


图18

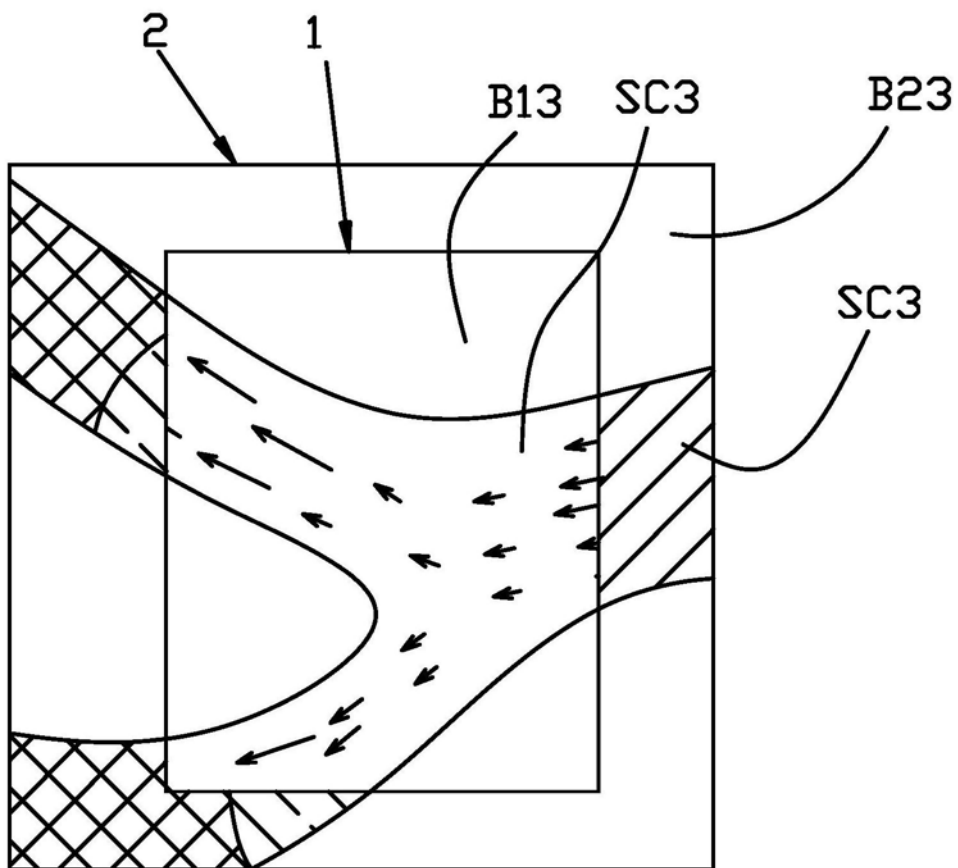


图19

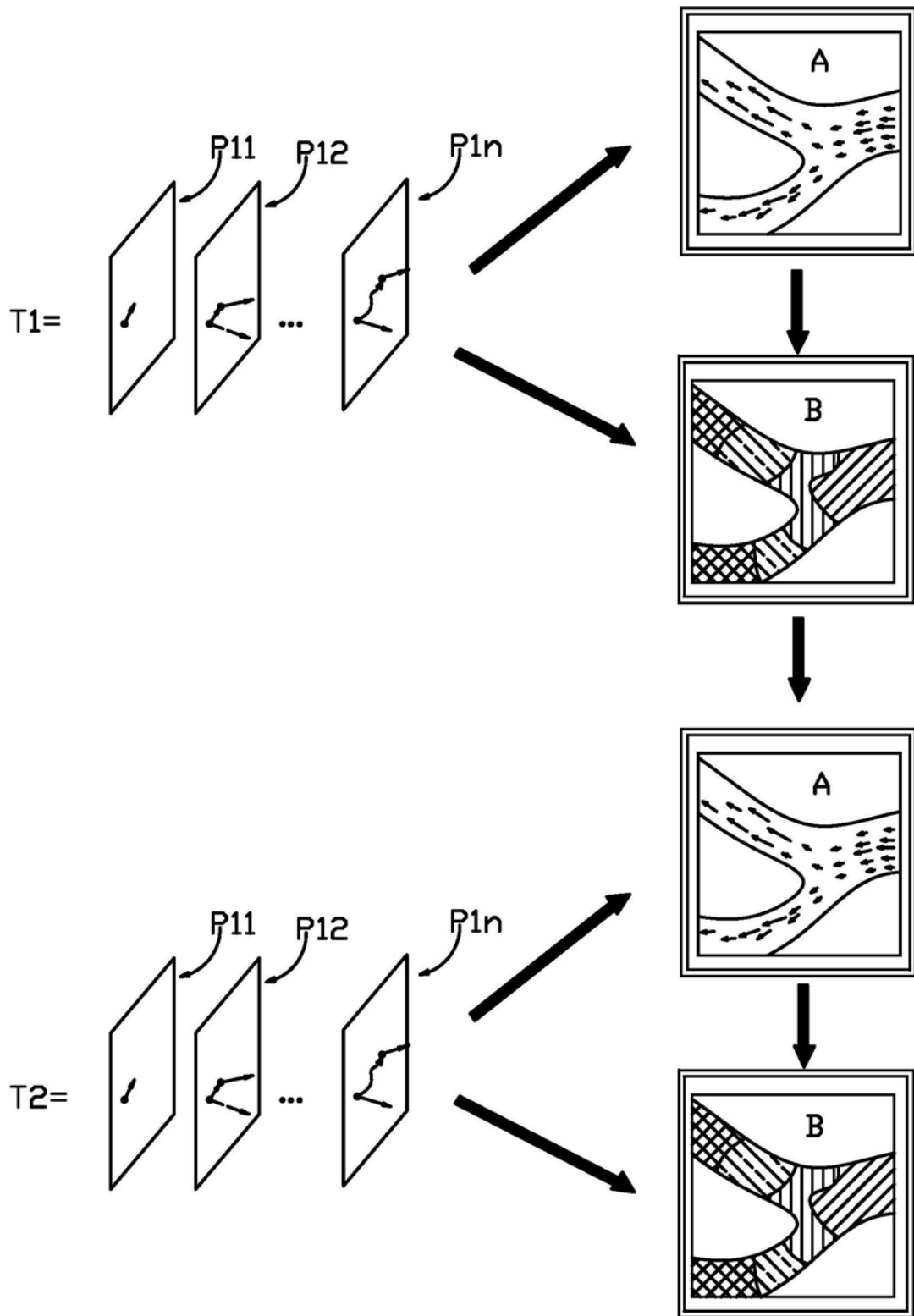


图20

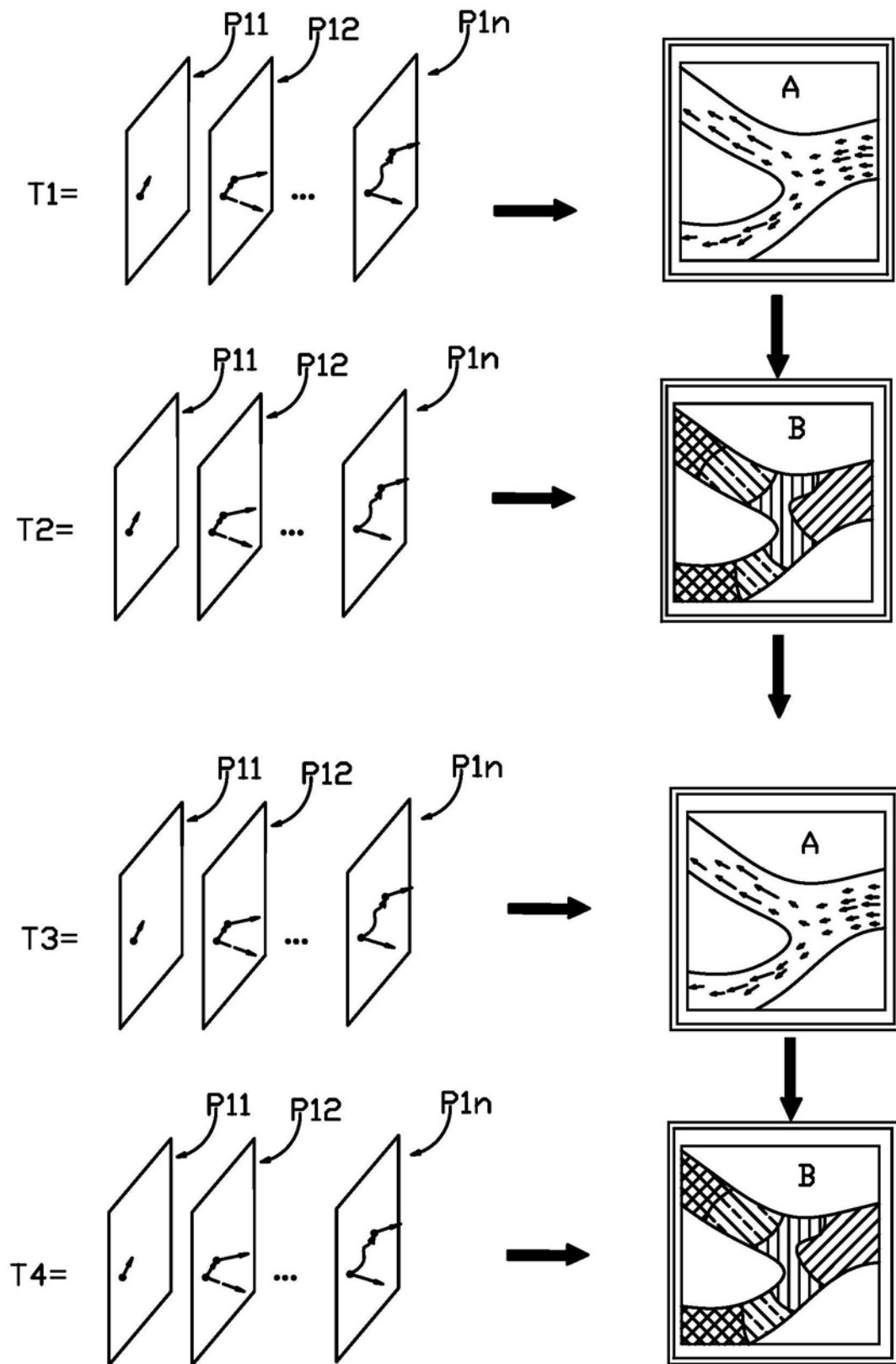


图21

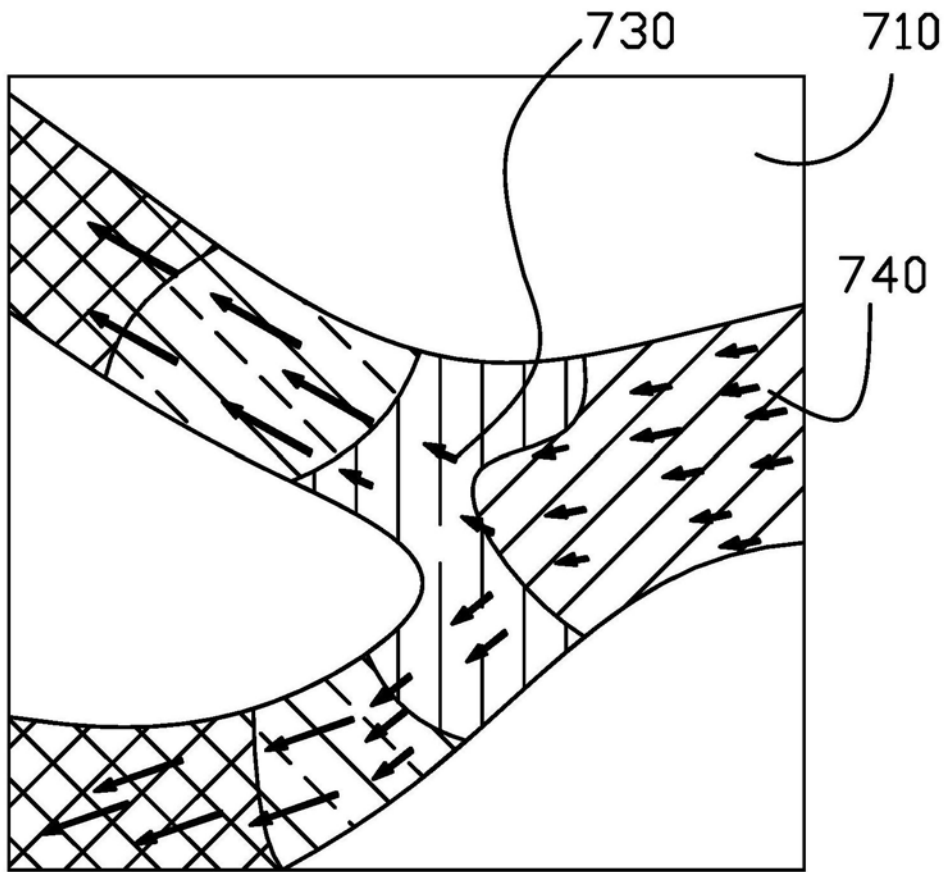


图22

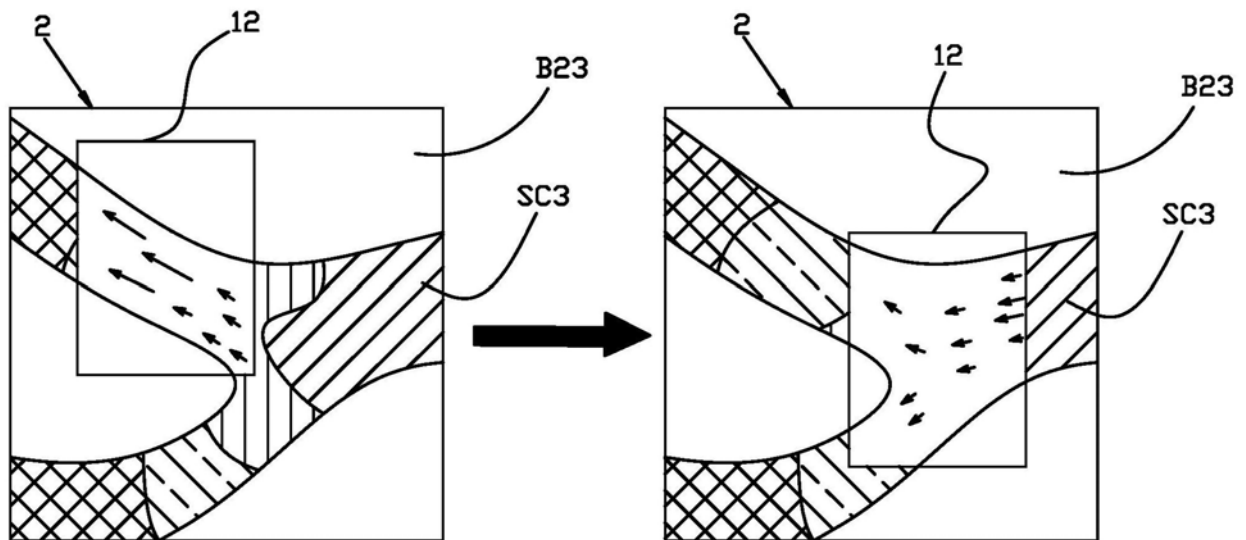


图23

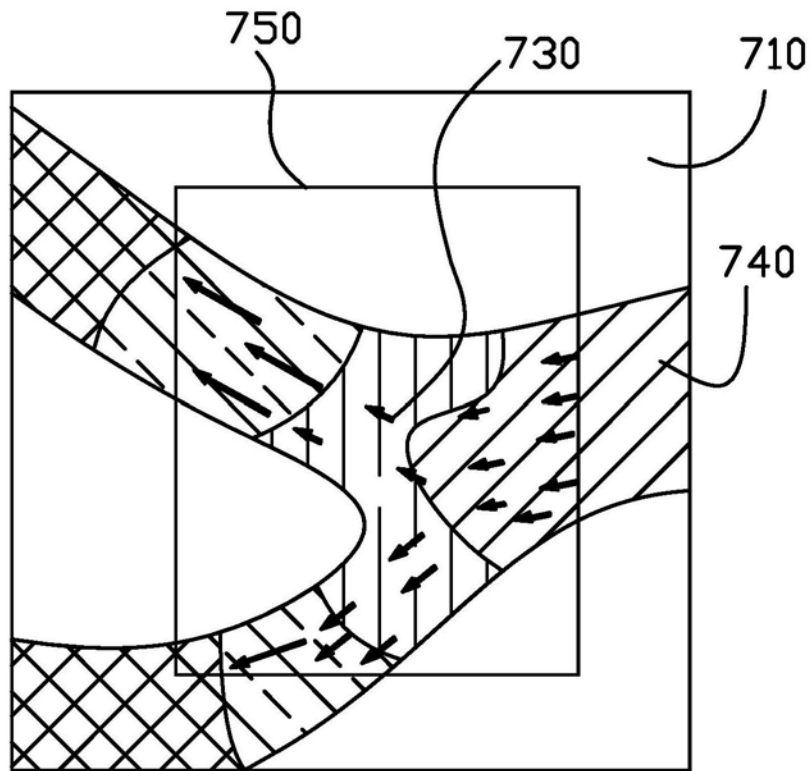


图24

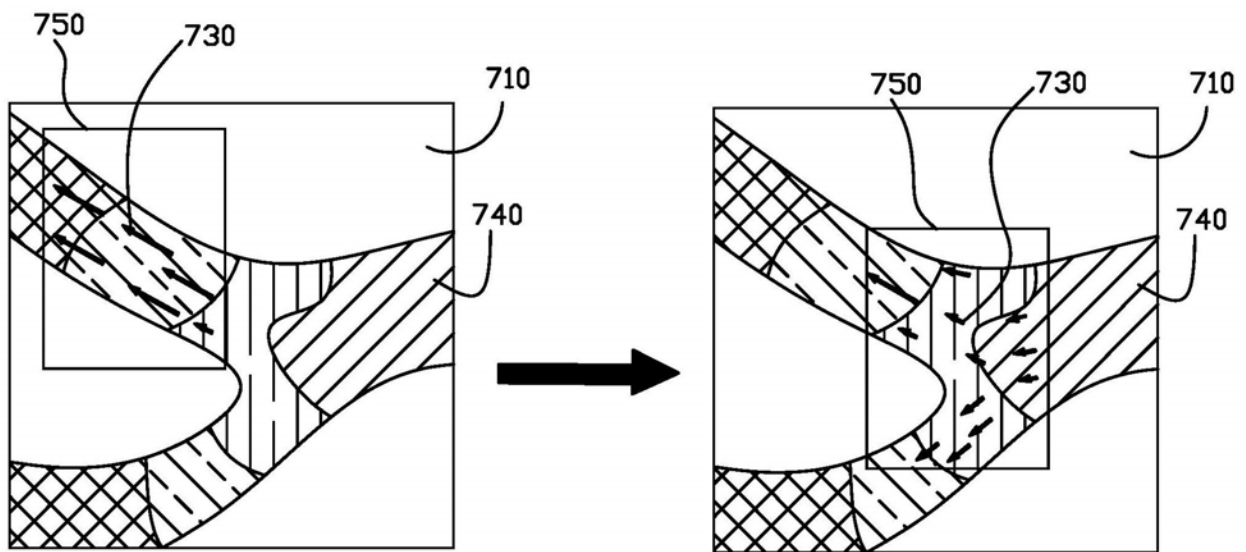


图25

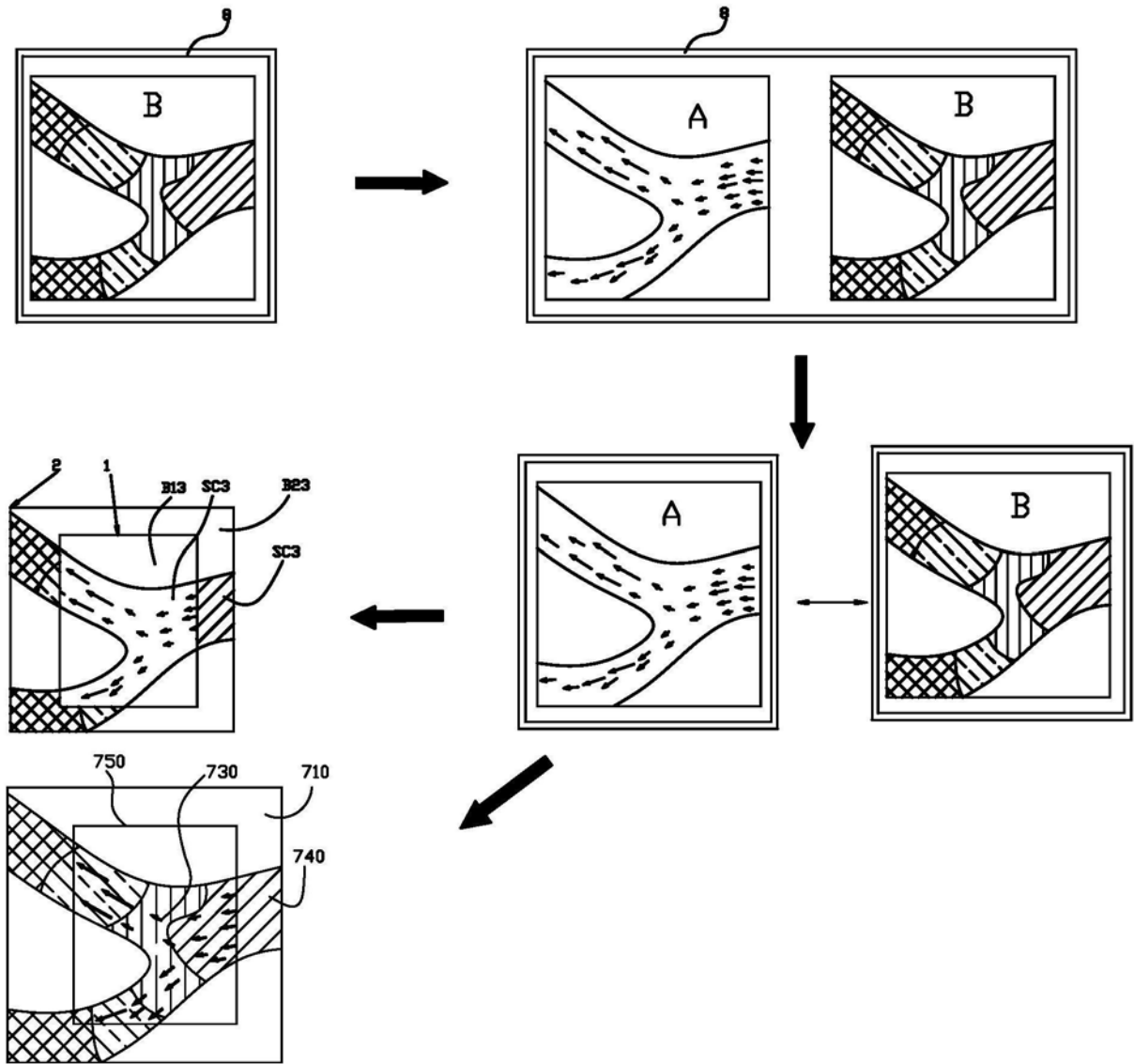


图26

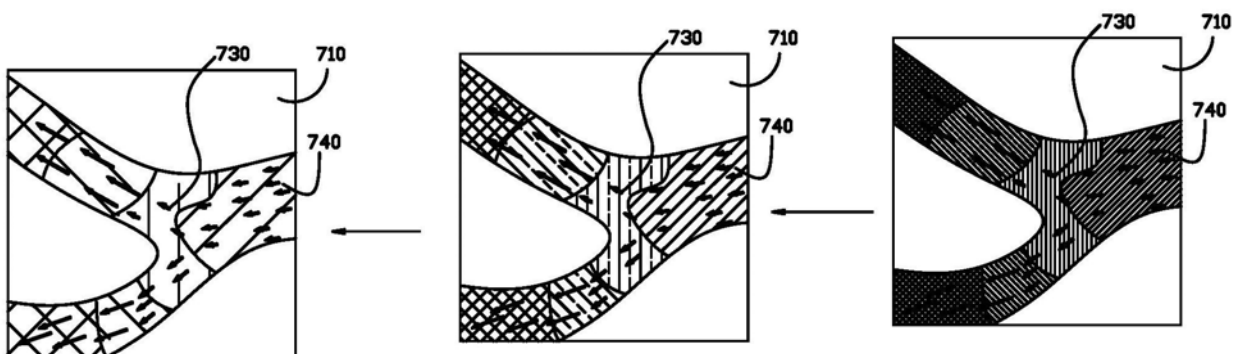


图27

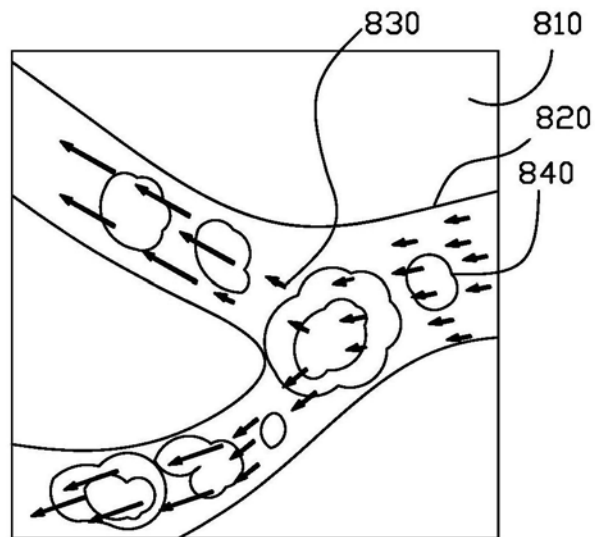


图28

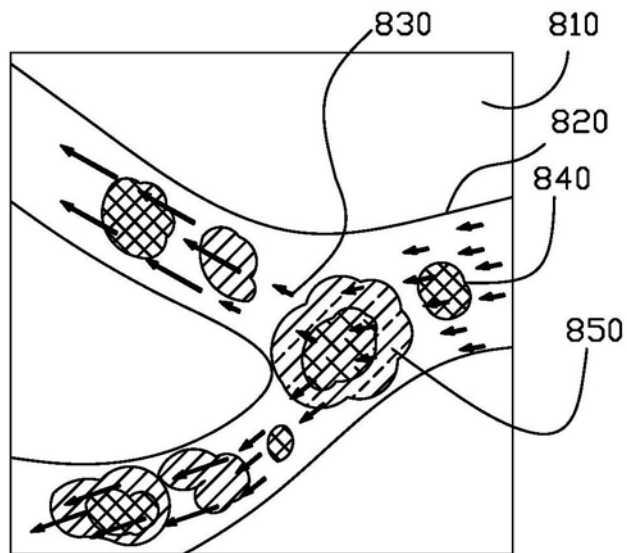


图29

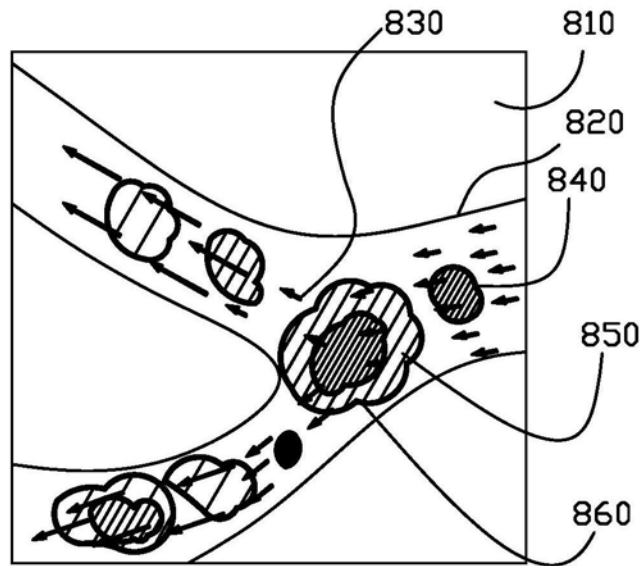


图30

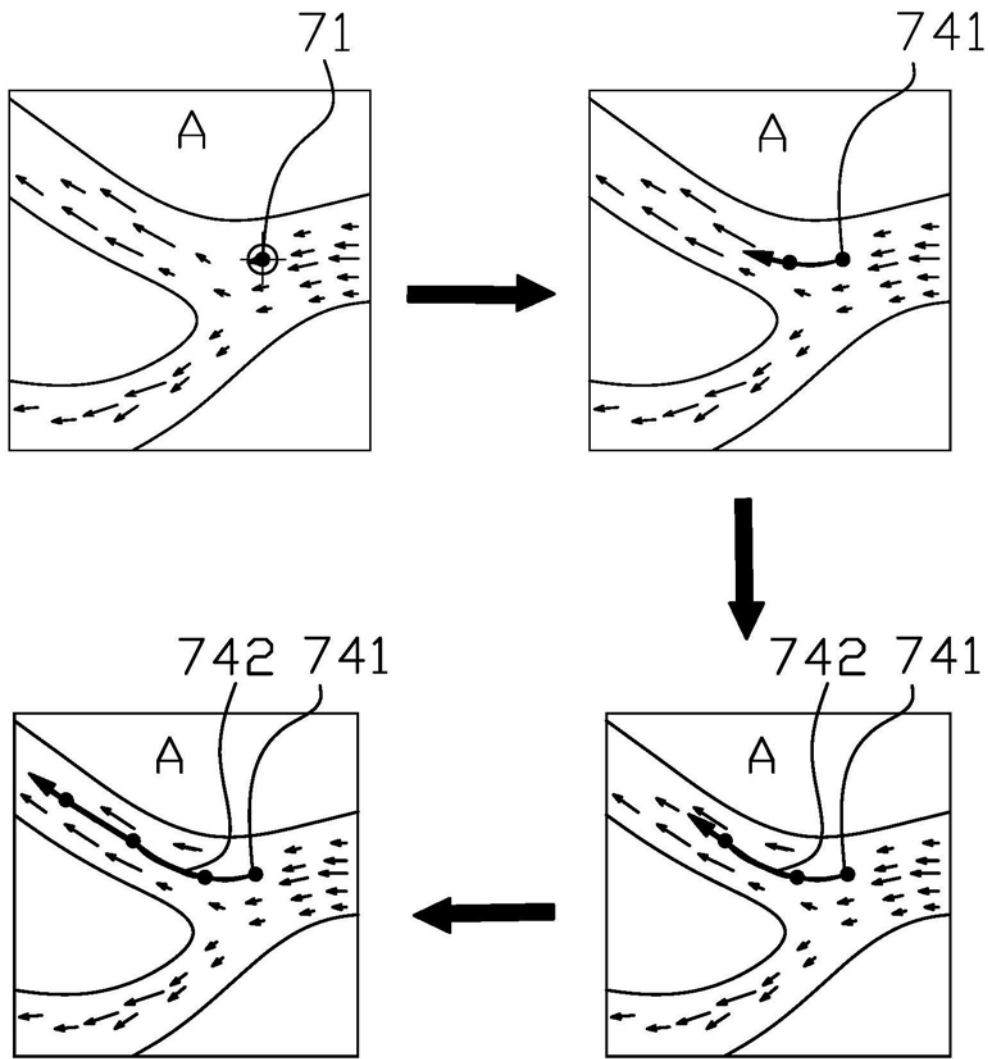


图31

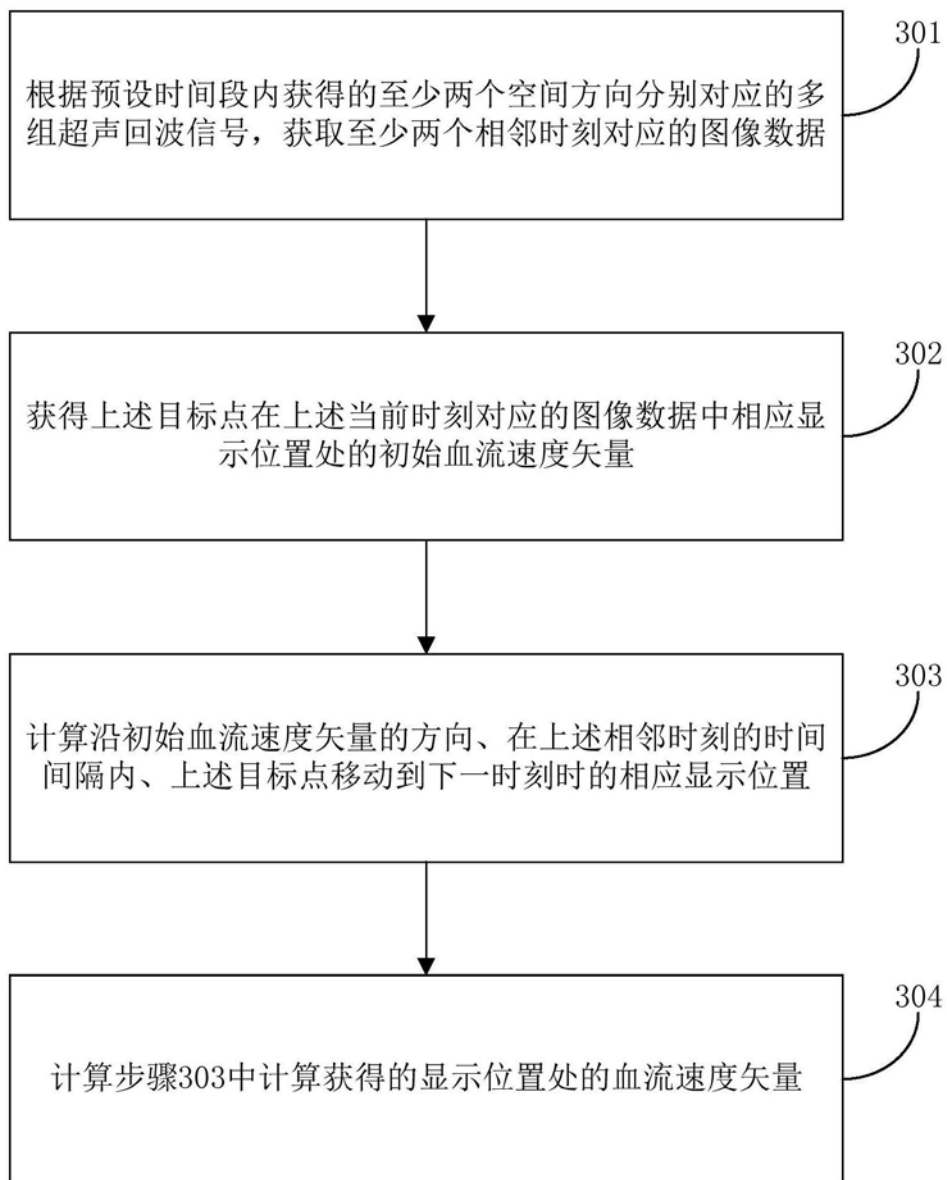


图32

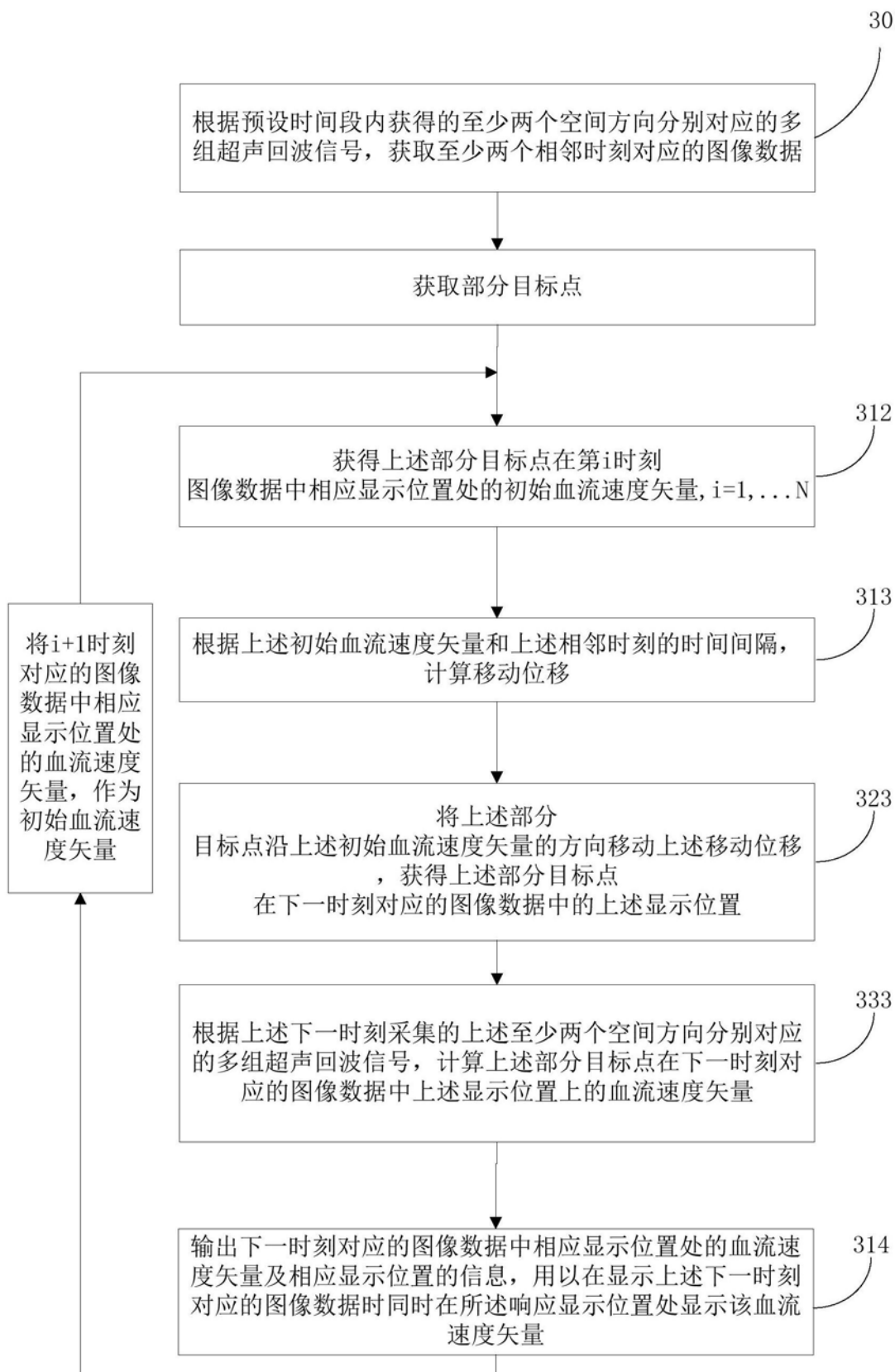


图33

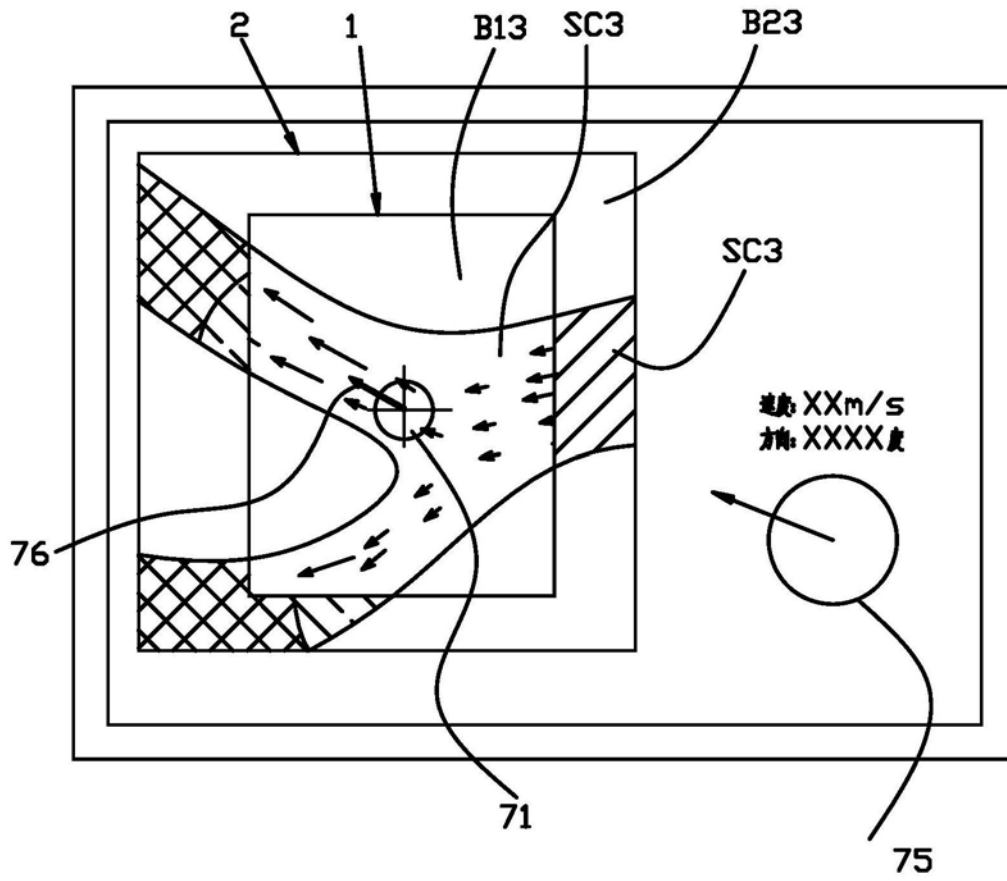


图34

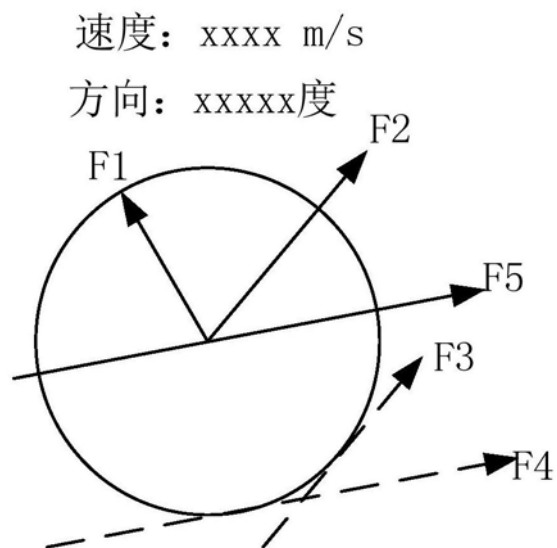


图35

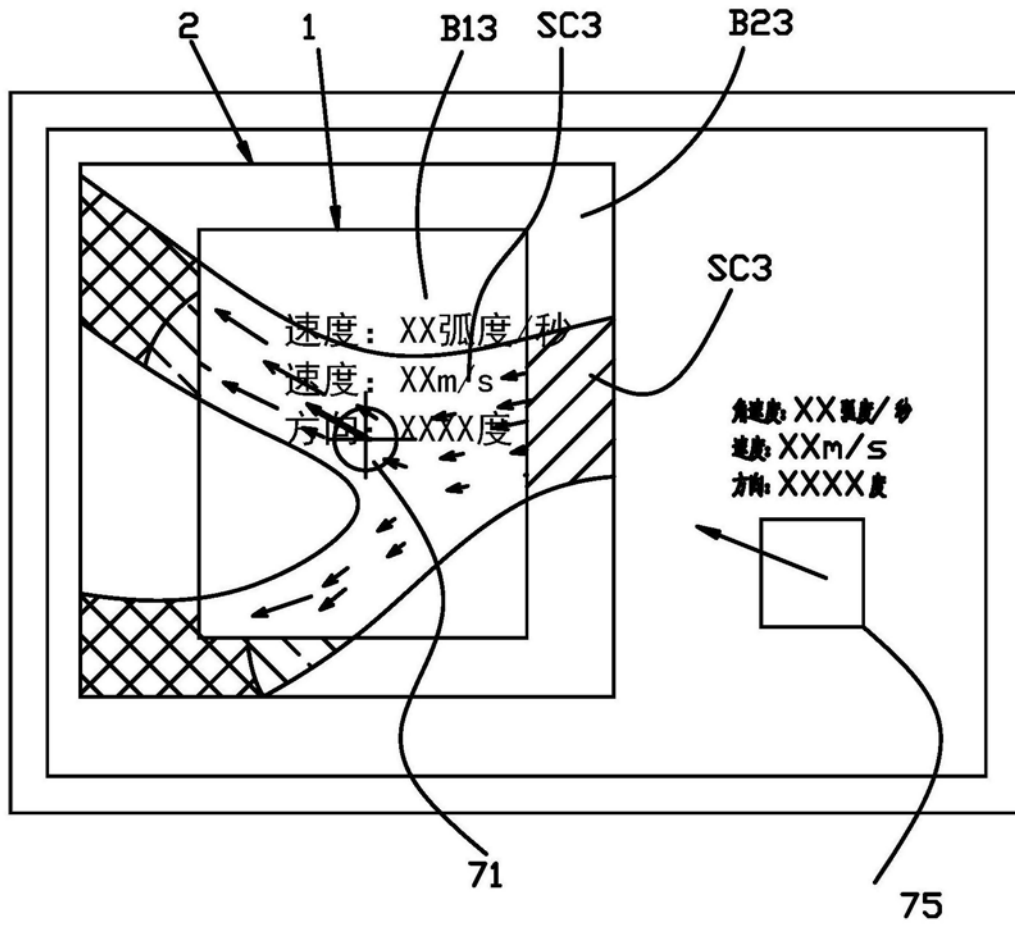


图36

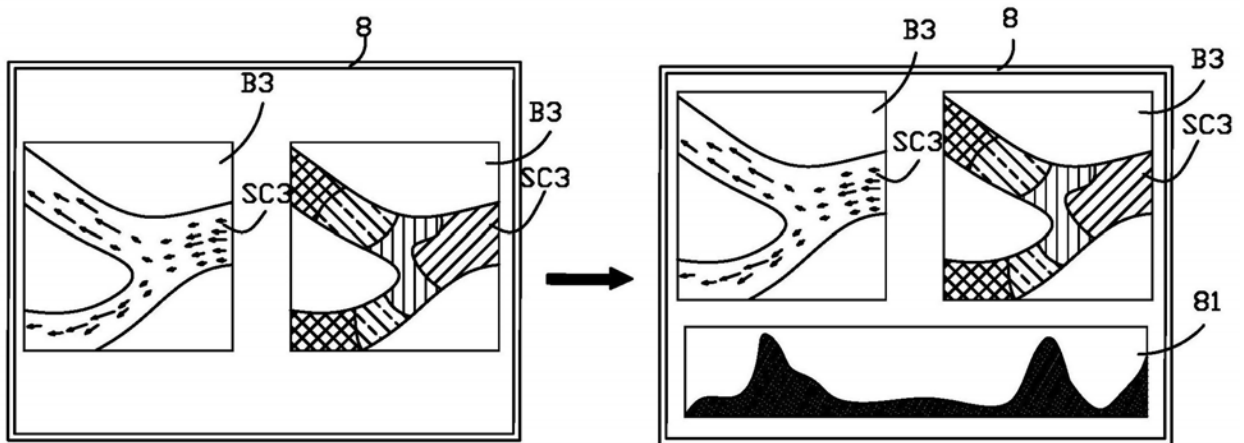


图37(a)

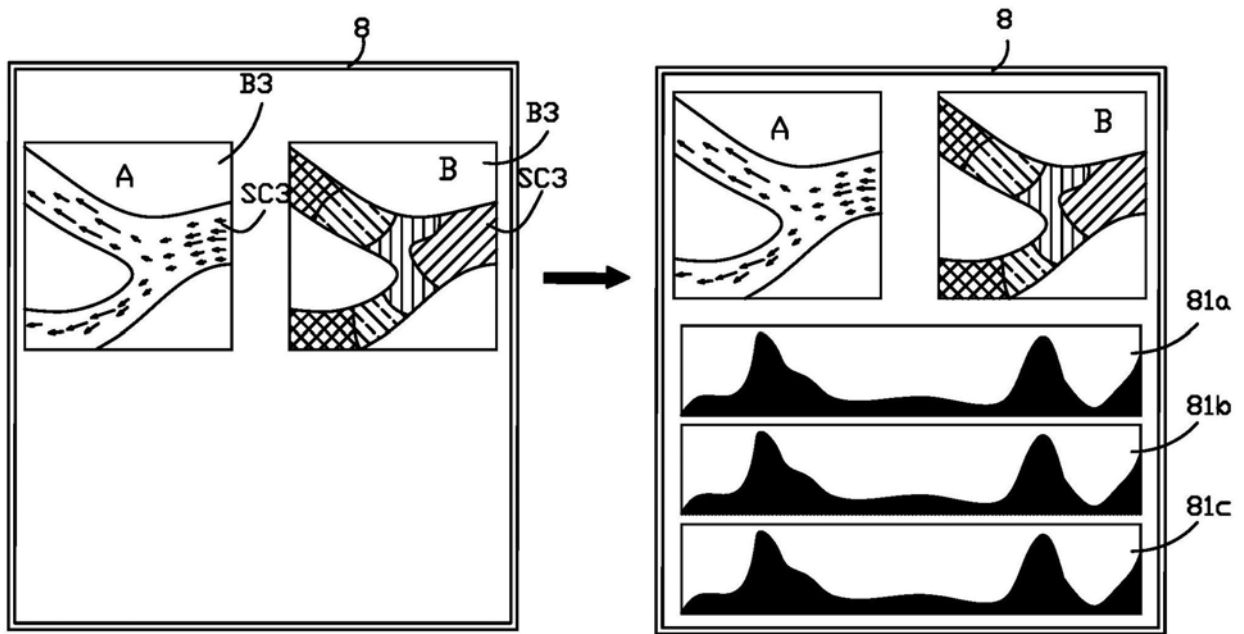


图37 (b)

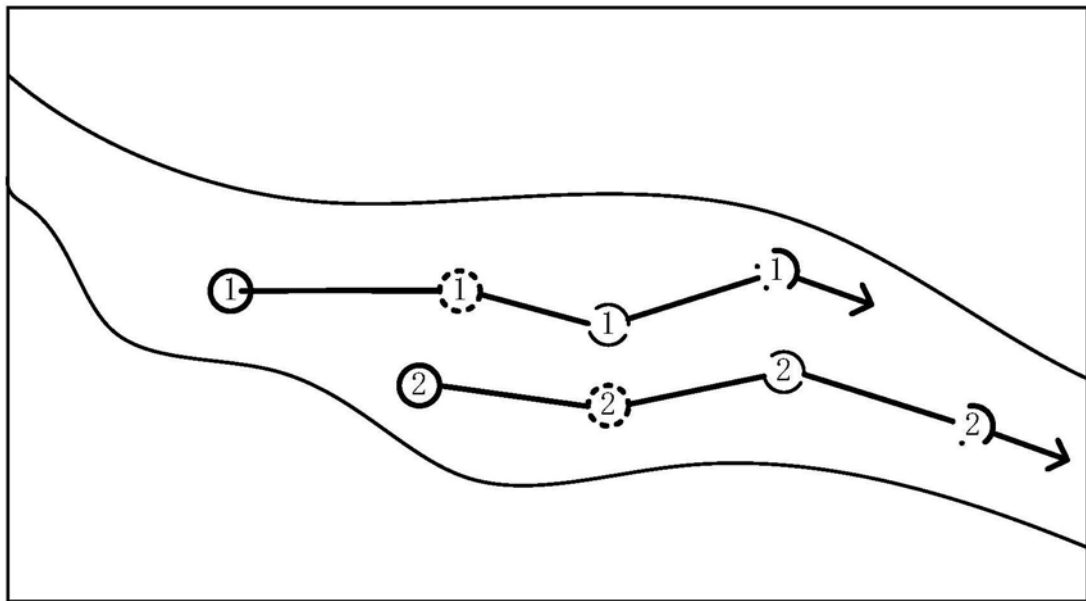


图38

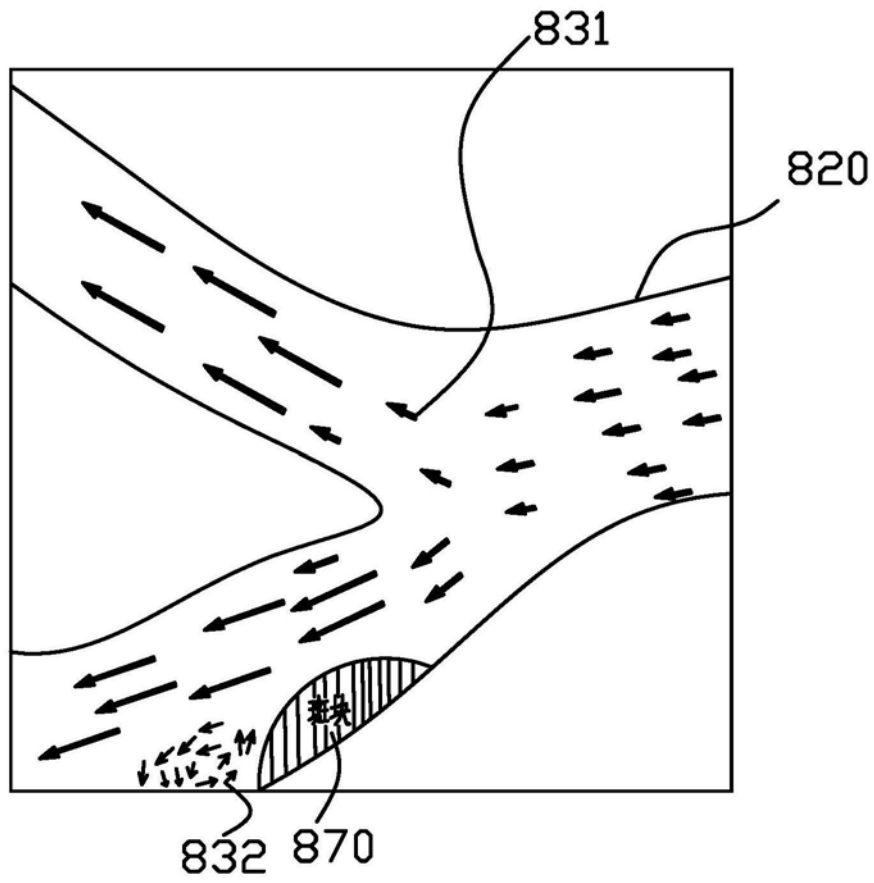


图39

专利名称(译)	超声血流成像显示方法及超声成像系统		
公开(公告)号	CN110013272A	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201910397830.5	申请日	2015-04-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	杜宜纲 樊睿 李勇		
发明人	杜宜纲 樊睿 李勇		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00		
代理人(译)	黄易		
优先权	PCT/CN2015/077861 2015-04-29 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声血流成像显示方法及超声成像系统，其系统包括：探头1；发射电路2，用于激励上述探头向扫描目标发射超声波束；接收电路4和波束合成模块5，用于接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；数据处理模块9，用于根据所述超声回波信号，获得所述扫描目标内的目标点的血流速度矢量信息、多普勒血流速度信息以及所述扫描目标的至少一部分的超声图像，并叠加所述超声图像和所述多普勒血流速度信息形成多普勒彩色血流图；及显示器8，用于对比显示所述血流速度矢量信息和多普勒彩色血流图。其通过将普通血流显示图像与向量血流对比显示的方式，为用户提供了更好的观察视角。

