



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110811687 A

(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201910945886.X

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2015.06.05

A61B 8/00(2006.01)

(62)分案原申请数据

G01S 7/52(2006.01)

201580009370.4 2015.06.05

G01S 15/89(2006.01)

G03H 3/00(2006.01)

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

A61B 5/00(2006.01)

G03H 1/00(2006.01)

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

(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 颜潇

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

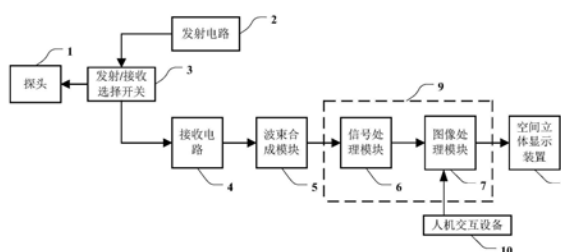
权利要求书5页 说明书28页 附图20页

(54)发明名称

超声流体成像方法及超声流体成像系统

(57)摘要

一种超声流体成像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体超声波束;接收电路4和波束合成模块5,用于接收所述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;数据处理模块9,用于根据所述体超声回波信号,获得所述扫描目标内的目标点的流体速度矢量信息、三维立体超声图像数据;及空间立体显示装置8,用于显示所述三维超声图像数据形成所述扫描目标的空间立体图像,并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息。其通过3D显示技术为用户提供了更好的、多角度的观察视角。



1. 一种超声流体成像方法,其特征在于,包括:

向扫描目标发射体超声波束;

接收所述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;

根据体超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据;

基于体超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息;

显示基于所述三维超声图像数据形成的所述扫描目标的空间立体图像,并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息;其中,所述流体速度矢量信息以标志物表示,所述标志物的颜色或者大小与所述流体速度矢量信息的速度大小相关。

2. 根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述目标点的流体速度矢量信息包括:所述目标点连续移动到所述空间立体图像中相应位置处而依次对应获得的流体速度矢量。

3. 根据权利要求2所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述流体速度矢量信息以标志物表示包括:

以所述标志物标记所述目标点连续移动到相应位置处时对应获得的流体速度矢量,形成随时间变化呈流动状的流体速度矢量标识。

4. 根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述空间立体图像中包括根据解剖学组织结构及层次关系用以呈现各个组织结构的立体图像区域,通过配置各个立体图像区域的色彩参数,来与相邻的立体图像区域区分显示;和/或,

通过显示所述立体图像区域的轮廓线,来突出显示目标点的流体速度矢量信息。

5. 根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,执行在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息的步骤时,通过配置用以在所述空间立体图像中标记所述流体速度矢量信息的标志物的颜色、形状中的其中一种或者两种参数,来与所述空间立体图像中的背景图像部分进行区分显示、或者区分显示流体速度矢量信息的不同速率等级。

6. 根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述方法还包括:

通过灰阶血流成像技术,分割所述至少一部分的三维超声图像数据中用以表征流体区域的感兴趣区域,获得不同灰度特征的团簇体区域块;

在所述空间立体图像中以灰阶的方式显示所述团簇体区域块,形成随时间变化的团簇体。

7. 根据权利要求6所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述方法还包括:

通过不同的色彩渲染所述不同灰度特征的团簇体区域块。

8. 根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,通过用以标记目标点流体速度矢量的标志物的大小或旋转速度来表示流体速度矢量的大小,和/或,通过所述标志物上的箭头指向、方向指引部的指向或使标志物随时间移动的方向来表征流体速度矢量的方向。

9. 根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述基于所述体超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的流体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;

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;和
根据预先设定的分布密度在所述扫描目标内随机选择所述目标点。

10.根据权利要求9所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述方法中,通过移动在所述空间立体图像中显示的立体光标进行选择、或者通过手势输入来选择分布密度或目标点位置,来获取用户输入的分布密度指令或标记位置指令。

11.根据权利要求2所述的超声流体成像方法,其特征在于,执行所述在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息的步骤时,还包括:

通过关联标志依次跨接同一目标点连续移动到所述空间立体图像中的多个相应位置,形成该目标点的运动行程轨迹,用以在所述空间立体图像中显示。

12.根据权利要求11所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述关联标志包括细长柱体、分段式细长柱体或彗尾状标志。

13.根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述基于所述体超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息的步骤包括:

根据体超声回波信号获得至少两帧三维超声图像数据;

根据三维超声图像数据获得在目标点处沿时间方向的梯度,根据三维超声图像数据获得在目标点处沿超声波传播方向的第一速度分量;

根据所述梯度和所述第一速度分量,分别获得在目标点处沿第一方向的第二速度分量和沿第二方向上的第三速度分量,所述第一方向、第二方向与超声波传播方向两两相互垂直;

根据第一速度分量、第二速度分量和第三速度分量合成获得目标点的流体速度矢量。

14.根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述方法中,从向扫描目标发射体超声波束的步骤开始到获取三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息的过程包括:

向扫描目标发射体平面超声波束,

接收所述体平面超声波束的回波,获得体平面超声回波信号,

根据所述体平面超声回波信号,获取所述三维超声图像数据,

基于所述体平面超声回波信号,获得所述目标点的流体速度矢量信息;

或者,

向扫描目标分别发射体平面超声波束和体聚焦超声波束,

接收所述体平面超声波束的回波,获得体平面超声回波信号,

接收所述体聚焦超声波束的回波,获得体聚焦超声回波信号,

根据所述体聚焦超声回波信号,获取所述三维超声图像数据,

基于所述体平面超声回波信号,获得所述目标点的流体速度矢量信息。

15.根据权利要求1所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述接收所述体超声波束的回波获得体超声回波信号的步骤包括:

接收来自多个扫描体上体超声波束的回波,获得多组体波束回波信号;

所述基于所述体超声回波信号获得所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息的步骤包括:

基于所述多组体波束回波信号中的一组体波束回波信号,计算所述扫描目标内目标点

的一个速度分量,依据所述多组体波束回波信号分别获取多个速度分量;

根据多个速度分量,合成获得所述目标点的流体速度矢量,生成所述目标点的流体速度矢量信息。

16.一种超声流体成像方法,其特征在于,包括:

向扫描目标发射体超声波束;

接收所述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;

根据体超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据;

基于体超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的至少三个方向上的流体速度分量,其中,所述至少三个方向不在同一平面;

对所述扫描目标内目标点的至少三个方向上的流体速度分量进行矢量合成,得到所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息;

显示基于所述三维超声图像数据形成的所述扫描目标的空间立体图像,并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息。

17.一种超声流体成像系统,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体超声波束;

接收电路和波束合成模块,用于接收所述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;

数据处理模块,用于根据体超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据,并基于体超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息;及

空间立体显示装置,用于显示基于所述三维超声图像数据形成的所述扫描目标的空间立体图像,并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息;其中,所述流体速度矢量信息以标志物表示,所述标志物的颜色或者大小与所述流体速度矢量信息的速度大小相关;

其中,所述向扫描目标发射体超声波束包括:

激励部分或全部超声波发射阵元沿一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束;或者,

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一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束;

其中,所述体超声波束在扫描目标所在的空间内传播用以形成扫描体,每个扫描体源自一个超声波传播方向上发射的体超声波束。

18.根据权利要求17所述的超声流体成像系统,其特征在于,所述空间立体显示装置还用于以所述标志物标记所述目标点连续移动到相应位置处时对应获得的流体速度矢量,形成随时间变化呈流动状的流体速度矢量标识。

19.根据权利要求17所述的超声流体成像系统,其特征在于,所述系统中,所述发射电路用于激励所述探头向扫描目标发射体平面超声波束;所述接收电路和波束合成模块用于接收所述平面体超声波束的回波,获得体平面超声回波信号;所述数据处理模块还用于根据所述体平面超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息;或者,

所述系统中,所述发射电路激励所述探头向扫描目标发射体聚焦超声波束和体平面超

声波束;所述接收电路和波束合成模块用于接收上述体聚焦超声波束的回波,获得体聚焦超声回波信号,接收所述体平面超声波束的回波,获得体平面超声回波信号;所述数据处理模块用于根据所述体聚焦超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据,还用于根据所述体平面超声回波信号,获得所述扫描目标内的目标点的流体速度矢量信息。

20. 根据权利要求17所述的超声流体成像系统,其特征在于,所述系统中,通过关联标志依次跨接同一目标点连续移动到所述空间立体图像中的多个相应位置,形成该目标点的运动行程轨迹,用以在所述空间立体图像中显示。

21. 根据权利要求17所述的超声流体成像系统,其特征在于,所述系统中,所述数据处理模块还用于通过灰阶血流成像技术,分割所述至少一部分的三维超声图像数据中用以表征流体区域的感兴趣区域,获得不同灰度特征的团簇体区域块;

在所述空间立体图像中以灰阶的方式显示所述团簇体区域块,形成随时间变化的团簇体。

22. 根据权利要求17所述的超声流体成像系统,其特征在于,所述系统中还包括:

人机交互设备,用于获取用户输入的命令;

所述数据处理模块还用于至少执行以下步骤中之一:

根据用户输入的命令,配置所述空间立体图像中包括的根据解剖学组织结构及层次关系用以呈现各个组织结构的立体图像区域的色彩参数;

根据用户输入的命令,配置在所述空间立体图像中标记所述流体速度矢量信息的标志物的颜色和形状中的其中一种或者两种参数组合;

根据用户输入的命令,切换到在显示的空间立体图像中显示团簇体区域块形成随时间变化的团簇体的显示模式;

根据用户输入的命令,配置团簇体区域块的色彩信息;

根据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;

根据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;

根据用户输入的命令,配置关联标志的色彩信息及形状参数,其中,所述空间立体显示装置还用于通过关联标志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,用以在所述空间立体图像中显示;

根据用户输入的命令,配置在所述空间立体图像中显示的立体光标的位置或参数,其中,所述空间立体显示装置还用于在所述空间立体图像中显示的立体光标;和

根据用户输入的命令,切换所述发射电路用于激励所述探头向扫描目标发射体超声波束的类型。

23. 根据权利要求17所述的超声流体成像系统,其特征在于,所述系统中还包括:人机交互设备,用于获取用户输入的命令;所述人机交互设备包括:与所述数据处理模块连接的带有触摸显示屏的电子设备;

所述电子设备用于接收所述三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息用以在触摸显示屏上显示,呈现超声图像及叠加在所述超声图像上的流体速度矢量信息;接收用户在触摸显示屏输入的操作命令,并将该操作命令传输给所述数据处理模块;

所述数据处理模块用于根据所述操作命令获得相关配置或切换指令,并传输给所述空间立体显示装置;

所述空间立体显示装置用于根据所述配置或切换指令,调整所述空间立体图像的显示结果。

24. 一种超声流体成像系统,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体超声波束;

接收电路和波束合成模块,用于接收所述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;

数据处理模块,用于根据体超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据;基于体超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的至少三个方向上的流体速度分量;对所述扫描目标内目标点的至少三个方向上的流体速度分量进行矢量合成,得到所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息;其中,所述至少三个方向不在同一平面;及

空间立体显示装置,显示基于所述三维超声图像数据形成的所述扫描目标的空间立体图像,并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息。

超声流体成像方法及超声流体成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声系统中流体信息成像显示技术,特别是涉及一种超声流体成像方法及超声成像系统。

背景技术

[0002] 在医学超声成像设备中,通常的流体显示技术仅基于二维图像的显示。以血流成像为例,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示。

[0003] 通过彩色多普勒血流显示技术,仅显示的是扫描平面上的血流流动速度大小和方向、血流中的流动方式不仅仅只有层流。通常在动脉狭窄处存在涡流等较为复杂的流动情况。二维超声扫描只能反映血流在扫描平面上速度的大小和方向。基于超声二维图像的显示技术,也无法真实再现血管等任何管状或有液体存储的器官内液体的流动情况,基于二维图像的显示技术其往往是孤立的几个切面,或者通过几个切面而重现的伪三维图像,这些都是无法给医生提供更多的、更全面和精确的检测图像信息的。因此有必要基于目前针对流体成像技术进行改进,提供一种更加直观的流体信息显示方案。

发明内容

[0004] 基于此,有必要针对现有技术中的不足,提供一种超声流体成像方法及超声成像系统,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。

[0005] 本发明的一些实施例中提供了一种超声流体成像方法,其包括:

[0006] 向扫描目标发射体超声波束;

[0007] 接收所述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;

[0008] 根据所述体超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据;

[0009] 基于所述体超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息;

[0010] 显示所述三维超声图像数据形成所述扫描目标的空间立体图像,并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息。

- [0011] 本发明的一些实施例中提供了一种超声流体成像系统,其包括:
- [0012] 探头;
- [0013] 发射电路,用于激励所述探头向扫描目标发射体超声波束;
- [0014] 接收电路和波束合成模块,用于接收所述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;
- [0015] 数据处理模块,用于根据所述体超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据,并基于所述体超声回波信号,获得所述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息;及
- [0016] 空间立体显示装置,用于接收所述三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息,显示所述三维超声图像数据形成所述扫描目标的空间立体图像,并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息。
- [0017] 本发明提供了一种基于3D显示技术的超声流体成像和系统,可以在空间立体图像上显示流体运动情况,给观察者提供更多的观测视角。

附图说明

- [0018] 图1为本发明一个实施例的超声成像系统的框图示意图;
- [0019] 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;
- [0020] 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;
- [0021] 图4为本发明一个实施例的聚焦超声波束的示意图;
- [0022] 图5为本发明一个实施例中发散超声波束的示意图;
- [0023] 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;
- [0024] 图7(a)为本发明一个实施例中二维面阵探头阵元分区的示意图,图7(b)为本发明一个实施例中体聚焦超声波发射的示意图;
- [0025] 图8为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;
- [0026] 图9为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;
- [0027] 图10为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;
- [0028] 图11为本发明的其中一个实施例中成像效果示意图;
- [0029] 图12为本发明的其中一个实施例中叠加有立体光标的成像效果示意图;
- [0030] 图13(a)为本发明的其中一个实施例中第一模式下流体速度矢量信息计算示意图;
- [0031] 图13(b)为本发明的其中一个实施例中第二模式下流体速度矢量信息计算示意图;
- [0032] 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;
- [0033] 图14(b)为基于图14(a)所示的流体速度矢量信息合成示意图;
- [0034] 图15为本发明的其中一个实施例中空间立体显示装置的结构示意图;
- [0035] 图16为本发明的其中一个实施例中空间立体显示装置的结构示意图;
- [0036] 图17为本发明的其中一个实施例中空间立体显示装置的结构示意图;

- [0037] 图18为本发明的其中一个实施例中基于第一模式的成像效果示意图；
- [0038] 图19为本发明的其中一个实施例中基于第二模式的成像效果示意图；
- [0039] 图20为本发明的其中一个实施例中成像效果示意图；
- [0040] 图21为本发明的其中一个实施例中具有云朵状团簇体的成像效果示意图；
- [0041] 图22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；
- [0042] 图23为本发明一个实施例中一种人机交互方式的结构示意图；
- [0043] 图24为本发明的一个实施例中同一云朵状的团簇体区域块进行色彩渲染的效果示意图。

具体实施方式

[0044] 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和空间立体显示装置8。

[0045] 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,获得体超声回波信号,并将这些体超声回波信号送入波束合成模块5。波束合成模块5对体超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理,然后将体超声回波信号送入信号处理模块6进行相关的信号处理。

[0046] 经过信号处理模块6处理的体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,例如,二维图像数据、和三维超声图像数据。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数据,如包括B图像,C图像,D图像等二维图像数据,以及可以送入显示设备进行三维图像或空间立体图像显示的三维超声图像数据。

[0047] 图像处理模块7生成的三维超声图像数据送入空间立体显示装置8进行显示,形成扫描目标的空间立体图像。这里的空间立体图像是指利用全息显示技术或基于体三维显示技术在实体空间范围内显示的真三维图像,包括单帧图像或多帧影像。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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”。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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,可以使发射的体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。上述扫描体的发射还可以用通过线阵探头排列成阵列形式的探头组合结构等替代, 而发射方式相同。例如图6 (b), 扫描体A1返回的体超声回波信号对应获得三维超声图像数据B1, 扫描体A2返回的体超声回波信号对应获得三维超声图像数据B2。

[0056] 本文中“向扫描目标发射的在扫描目标所在的空间内传播用以形成上述扫描体”的超声波束视为体超声波束, 其可以包括一次或多次发射的超声波束的集合。那么根据超声波束的类型, “向扫描目标发射的在扫描目标所在的空间内传播用以形成上述扫描体”的平面超声波束视为体平面超声波束, “向扫描目标发射的在扫描目标所在的空间内传播用以形成上述扫描体”的聚焦超声波束视为体聚焦超声波束, “向扫描目标发射的在扫描目标所在的空间内传播用以形成上述扫描体”的发散超声波束视为体发散超声波束, 等等, 体超声波束可以包括体平面超声波束、体聚焦超声波束、体发散超声波束等, 依次类推, 可在“体”和“超声波束”之间冠以超声波束的类型名称。

[0057] 体平面超声波束通常几乎覆盖探头1的整个成像区域, 因此使用体平面超声波束成像时, 一次发射就可以得到一帧三维超声图像 (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。而使用体聚焦超声波束成像时, 因为波束聚焦于焦点处, 因此每次扫描体内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三维超声图像。因此, 使用体聚焦超声波束成像时帧率相对较低。但是体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组织结构超声图像测量数据。

[0058] 基于超声三维成像技术, 本发明通过将真实的超声立体图像和流体的流体速度矢量信息进行叠加的显示方式, 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如血流流速和流向信息等流体信息, 且还可以使图像显示效果更加真实、逼真的再现流体流动的行经路线信息。本文涉及的流体可以包括: 血流、肠道液体、淋巴液、组织液、细胞液等体液。以下将具体结合附图详细说明本发明的各个实施例方式。

[0059] 如图8所示, 本实施例提供了一种超声流体成像方法, 其基于三维超声成像技术, 通过空间立体显示技术将超声图像真实再现在立体空间范围内, 可以为用户提供了更好的

观察视角,可以使用户多角度观察真实再现的超声立体图像,从而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流体信息,为医护人员提供更为全面、更为精准的图像分析结果,为在超声系统上实现的流体成像显示技术开创了又一更加新型的三维成像显示方式。如图8所示,本实施例提供的一种超声流体成像方法包括以下步骤S100至步骤S500。

[0060] 在步骤S100中,发射电路2激励探头1向扫描目标发射体超声波束,使体超声波束在扫描目标所在的空间内传播用以形成如图6所示扫描体。在本发明的其中一些实施例中,上述探头1为面阵探头,或者还可以为通过线阵探头排列成阵列形式的探头组合结构,等等。利用面阵探头或阵列式探头组合结构可以保证在同一次扫描时及时获得一个扫描体的反馈数据,提升扫描速度和成像速度。

[0061] 本文中向扫描目标发射的体超声波束可以包括:体聚焦超声波束、体非聚焦超声波束、体虚源超声波束、体非衍射超声波束、体发散超声波束或体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体超声波束。

[0062] 在本发明的其中一些实施例中,如图9所示,采用体平面波的扫描方式可以节省三维超声图像的扫描时间,提高成像帧率,从而实现高帧率的流体速度矢量成像。因此,在步骤S100中包括步骤S101:向扫描目标发射体平面超声波束。在步骤201中,接收该体平面超声波束的回波,可以获得体平面超声回波信号,根据该体平面超声回波信号可以用以重建三维超声图像数据、和/或计算扫描目标内目标点的流体速度矢量信息。例如,在图9中,在步骤301中,根据体平面超声回波信号,获取扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据;在步骤S401中,基于体平面超声回波信号,获得扫描目标内目标点的流体速度矢量信息。

[0063] 扫描目标可以为人体或者动物体内的器官、组织、血管等等具有流动物质的管状组织结构,而扫描目标内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,在空间立体显示装置上展示的扫描目标的空间立体图像中,可被标记或者可被显示的感兴趣的空间点或者空间位置,可以是一个空间点或一个空间点的邻域空间范围,下文同。

[0064] 或者,在步骤S100中,可以通过向扫描目标发射体聚焦超声波束,使体聚焦超声波束在扫描目标所在的空间内传播用以形成扫描体,从而在步骤S200中通过接收该体聚焦超声波束的回波,可以获得体聚焦超声回波信号,根据该体聚焦超声回波信号可以用以重建三维超声图像数据、和/或计算扫描目标内目标点的流体速度矢量信息。

[0065] 又或者,如图10所示,在步骤S100中包括步骤S101和步骤S102,即在步骤S101中,向扫描目标发射体平面超声波束,用以在步骤201中,接收该体平面超声波束的回波,可以获得体平面超声回波信号,并在步骤S401中基于该体平面超声回波信号,获得扫描目标内目标点的流体速度矢量信息。在步骤S102中,向扫描目标发射体聚焦超声波束,用以在步骤202中接收该聚焦超声波束的回波,可以获得聚焦体超声回波信号,并在步骤S302中根据该体聚焦超声回波信号,获得扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据。体聚焦超声回波信号可用作重建高质量的三维超声图像数据,以求获取质量较好的三维超声图像数据作为背景图像。

[0066] 在步骤S100中若采用两种类型的体超声波束,则向扫描目标交替发射两种体超声波束。例如,在向扫描目标发射体平面超声波束的过程中插入向扫描目标发射体聚焦超声

波束的过程,即,交替执行如图10所示的步骤S101和步骤S102。这样可以保证两种体超声波束图像数据获取的同步性,提高在背景图像上叠加目标点的流体速度矢量信息的精确度。

[0067] 在步骤S100中,为获得计算目标点的流体速度矢量信息的体超声回波信号,可按照多普勒成像技术向扫描目标发射体超声波束,例如,沿一个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束,使体超声波束在扫描目标所在的空间内传播用以形成一个扫描体。然后根据从这一个扫描体反馈的体超声回波信号来获取用以计算目标点流体速度矢量信息的三维超声图像数据。

[0068] 当然,为了使目标点流体速度矢量信息的计算结果更加真实、更加逼真的再现目标点在真实三维空间中的速度矢量,则在本发明的一些实施例中,可以沿多个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束,其中,每个扫描体源自一个超声波传播方向上发射的体超声波束。根据从这多个扫描体反馈的体超声回波信号来获取用以计算目标点流体速度矢量信息的图像数据。例如,在步骤S200和步骤S400中包括:

[0069] 首先,接收来自多个扫描体上超声波束的回波,获得多组波束回波信号;

[0070] 然后,基于多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速度分量,依据多组波束回波信号分别获取多个速度分量;

[0071] 其次,根据多个速度分量,合成获得目标点的速度矢量,生成目标点的流体速度矢量信息。

[0072] 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。

[0073] 针对沿多个超声波传播方向向扫描目标发射超声波束的过程中,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体超声波束的过程。例如,若沿两个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束,则先沿第一个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束,然后再沿第二个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束,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体超声波束,再沿另一个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束,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。

[0074] 例如,在沿多个超声波传播方向向扫描目标发射体平面超声波束的过程可以包括:向扫描目标发射第一体超声波束,此第一体超声波束具有第一超声波传播方向;和向扫描目标发射第二体超声波束,此第二体超声波束具有第二超声波传播方向。分别接收第一体超声波束的回波和第二体超声波束的回波,获得第一体超声回波信号和第二体超声回波信号,根据此两组体超声回波信号获得两个速度分量,合成后获得目标点的流体速度矢量。有关超声波传播方向的设置可参见前文有关图2的详细说明。在其中一些实施例中,第一体超声波束和第二体超声波束可以为平面超声波束,对应的第一体超声回波信号和第二体超声回波信号变更为第一体平面超声回波信号和第二体平面超声回波信号。

[0075] 又例如,在沿多个超声波传播方向向扫描目标发射体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体超声波束,用以接收此体超声波束的回波,获得N组(N取大于等于3的任意一个自然数)体超声回波信号,而每组体超声回波信号源自一个超声波传播方向上发射的体超声波束。此N组体超声

回波信号可以用于计算目标点的流体速度矢量信息。

[0076] 此外,在本发明的一些实施例中,可以通过激励部分或全部超声波发射阵元沿一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束。例如,本实施例中的体超声波束可以为体平面超声波束。

[0077] 又或者,在本发明的其中一些实施例中,如图7(a)和图7(b)所示,可以通过将超声波发射阵元分成多块阵元区111,激励部分或全部阵元区沿一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射体超声波束,其中,每个扫描体源自一个超声波传播方向上发射的体超声波束。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,本实施例中的体超声波束可以包括体聚焦超声波束、体平面超声波束等中的一种,但不限于此几类超声波束类型。当本实施例中的体超声波束采用体聚焦超声波束时,可以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,形成体聚焦超声波束,获得一个扫描体。如图7(a)和图7(b)所示,以聚焦超声波束的发射为例,每个阵元区111用于产生至少一根聚焦超声波束(图中带箭头的弧线),于是在多个阵元区111同时激发产生聚焦超声波束时,可使多根聚焦超声波束在扫描目标所在的空间内传播形成一个由体聚焦超声波束形成的扫描体11,扫描体11内位于同一平面内的聚焦超声波束形成一个扫描平面113(图中实线箭头所示,每个实线箭头表示一根聚焦超声波束),而扫描体11也可以看作是由多个扫描平面113构成。通过改变每个阵元区111中参与发射超声波的发射阵元的时延大小,可以改变聚焦超声波束的指向,从而改变多根聚焦超声波束在扫描目标所在空间内的传播方向。

[0078] 在本发明的其中一些实施例中,沿每个超声波传播方向向扫描目标发射多次体超声波束,用以获得多次体超声回波信号,供后续针对体超声回波信号的超声图像数据处理。例如,沿多个超声波传播方向分别向扫描目标发射多次体平面超声波束、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体聚焦超声波束。而每一次体超声波束的发射对应获得一次体超声回波信号。

[0079] 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体超声波束的过程,能使获得的回波数据计算同一时刻的目标点的速度矢量,提高流体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次体超声波束,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体超声波束,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体超声波束,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体超声波束,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体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体超声波束,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体超声波束,则按照A1 B1 B1C1 A2 B2 B2C2 A3 B3 B3C3……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。

[0080] 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,在本发明的其中一些实施例中,上述步骤S100包

括:

[0081] 首先,向扫描目标发射多次体聚焦超声波束,用以获取重建的三维超声图像数据;

[0082] 然后,沿一个或多个超声波传播方向向扫描目标发射多次体平面超声波束,用以获取计算目标点速度矢量的图像数据。

[0083] 基于此,可以在向扫描目标发射体平面超声波束的过程中插入向扫描目标发射体聚焦超声波束的过程。比如,将向扫描目标发射的多次体聚焦超声波束均匀插入到执行上述多次体平面超声波束的发射过程中。

[0084] 例如,上述连续的“Ai Bi Ci”的体平面超声波束发射过程主要针对用于获得计算目标点的速度信息的数据,而对于用以获取重建三维超声图像的另一种类型的体超声波束的发射,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”的体平面超声波束发射过程插入向扫描目标发射多次体聚焦超声波束为例,详细解释交替发射两种类型波束的方式。

[0085] 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体平面超声波束,

[0086] A1 B1 C1 D1A2 B2 C2 D2 A3 B3 C3 D3……Ai Bi CiDi,以此类推;

[0087] 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次体聚焦超声波束的发射。

[0088] 上述方法给出了一种比较简单的插入体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体平面超声波束之后插入一次体聚焦超声波束的发射,或者,上述向扫描目标发射多次体平面超声波束的至少一部分与上述向扫描目标发射多次体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体平面超声波束的至少一部分与上述向扫描目标发射多次体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体聚焦超声波束获得质量较好的三维超声图像数据;而可以利用体平面超声波束帧率高的特点获得高实时性的流体速度矢量信息,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。

[0089] 因此,沿不同超声波传播方向向扫描目标发射多次体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。

[0090] 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发射的体超声波束的回波,获得体超声回波信号。

[0091] 上述步骤S100中采用何种类型的体超声波束,那么步骤S200中对应接收何种类型的体超声波束的回波,生成对应类型的体超声回波信号。例如,当接收步骤S100中发射的体聚焦超声波束的回波,则获得体聚焦超声回波信号;当接收步骤S100中发射的体平面超声波束的回波,则获得体平面超声回波信号,依次类推,在“体”和“超声回波信号”之间冠以超声波束的类型名称。

[0092] 接收电路4和波束合成模块5接收上述步骤S100发射的体超声波束的回波时,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发射的体超声波束的回波,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

的体超声波束的回波,等等。有关体超声波束的接收以及体超声回波信号的获得可参见本领域常用方式。

[0093] 在步骤S100中沿每个超声波传播方向上发射体超声波束时,步骤S200中接收该体超声波束的回波,对应获得一组体超声回波信号。例如,当接收步骤S100中沿一个超声波传播方向向扫描目标发射的体超声波束的回波,则在步骤S200中获得一组体超声回波信号,对应的在步骤S300和步骤S400中,依据相应的一组体超声回波信号,分别获取扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息;而当步骤S200中接收沿多个超声波传播方向向扫描目标发射的体超声波束的回波,则在步骤S200中获得多组体超声回波信号,而其中每组体超声回波信号源自一个超声波传播方向上发射的体超声波束的回波。那么,对应的在步骤S300和步骤S400中,则依据该其中一组体超声回波信号获取扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据,并可以通过多组体超声回波信号获取目标点的流体速度矢量信息。

[0094] 此外,沿每个超声波传播方向上可以发射多次体超声波束时,步骤S200中接收该体超声波束的回波,对应获得的一组体超声回波信号中包括多次体超声回波信号,其中,一次体超声波束的发射对应获得一次体超声回波信号。

[0095] 例如,对于步骤S100中沿多个超声波传播方向分别向扫描目标发射多次体平面超声波束,则在步骤S200中可以分别接收上述多个超声波传播方向对应的体平面超声波束的回波,获得多组体平面超声回波信号;其中每组体平面超声回波信号包括多次体平面超声回波信号,每次体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体平面超声波束的步骤所获得的回波。

[0096] 又例如,对于步骤S100中向扫描目标发射多次体聚焦超声波束,则步骤S200中接收上述体聚焦超声波束的回波,获得多组体聚焦超声回波信号。

[0097] 所以,步骤S100中采用何种类型的体超声波束发射相应次数,那么步骤S200中对应接收何种类型的体超声波束的回波,生成相应组数的对应类型的体超声回波信号。

[0098] 在步骤S300中,图像处理模块7根据体超声回波信号获取扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据。根据体超声回波信号采用3D波束合成成像,则可以获得如图6(b)所示的三维超声图像数据B1和B2,其包括:空间点的位置信息及该空间点对应的图像信息,该图像信息包括空间点的灰度属性、颜色属性等其他特征信息。

[0099] 在本发明的一些实施例中,三维超声图像数据可以使用体平面超声波束成像,也可以使用体聚焦超声波束成像。但是由于体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,获得的三维超声图像数据质量较好,而且体聚焦超声波束的主瓣狭窄,旁瓣较低,获得的三维超声图像数据的横向分辨率也较高。所以,在本发明的一些实施例中,步骤S500的三维超声图像数据可以使用体聚焦超声波束成像。同时为了获得更加高质量的三维超声图像数据,可以在步骤S100中发射多次发射体聚焦超声波束,来实现扫描获得一帧三维超声图像数据。

[0100] 当然,根据前文所述的步骤S200中获得的体平面超声回波信号,获取上述三维超声图像数据。当上述步骤S200中获得多组体超声回波信号时,则可以选择一组体超声回波信号,用以获取扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据。

[0101] 为了能在空间立体图像中呈现流体的整体移动情况,则在步骤S300中,还可以包

括:通过灰阶血流成像技术,获得扫描目标的至少一部分的增强型三维超声图像数据。灰阶血流成像技术或称二维血流显示技术,是利用数字编码超声技术对血流、血管及周围软组织进行观察,并以灰阶方式显示的一种新的影像技术。

[0102] 上述各个实施例中三维超声图像数据的处理,可以理解为对整体三维超声图像数据库进行的三维数据处理,也可以理解为,对包含在一帧三维超声图像数据中的一幅或多幅二维超声图像数据的分别处理之后的集合。所以,在本发明的一些实施例中,在步骤S300中可以包括:通过灰阶血流成像技术对包含在一帧三维超声图像数据中的一幅或多幅二维超声图像数据分别进行处理后,汇集获得扫描目标的增强型三维超声图像数据。

[0103] 在步骤S400中,图像处理模块7用于基于上述步骤S200获得的体超声回波信号,获得扫描目标内的目标点的流体速度矢量信息。这里提到的流体速度矢量信息至少包含目标点的速度矢量(即速度大小和速度方向),流体速度矢量信息还可以包含目标点在空间立体图像中的相应位置信息。当然,流体速度矢量信息还可以包括可以根据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。

[0104] 例如,如图11所示,图中给出了显示上述三维超声图像数据而形成的扫描目标的空间立体图像的部分立体图像,其中目标210和目标220分布表征人体或动物体内部的某两个血管,此两个血管内血流的整体流向相反,详见附图中的箭头所指。在本发明的其中一些实施例中,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空间点、或者分别包含所述一个空间点或多个离散分布的空间点的邻域空间范围或数据块,如图11中圆锥体211或球体221所在范围。

[0105] 又比如,在本发明的其中一些实施例中,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流体速度矢量信息,用以获得被选择的目标点的流体速度矢量信息,获取的流体速度矢量信息被标记在背景图像(例如扫描目标的空间立体图像)上,用以在空间立体显示装置上显示。例如,图11中在部分立体图像上的目标210和目标220的区域内,用户通过人机交互设备输入在目标210和目标220内布置目标点的分布密度,图11中的圆锥体210和球体221表征被选择的目标点,从图上可知两者在各自的目标210和目标220区域内的分布密度不同。此处的分布密度可以理解为空间分布密度,即目标点在一定立体区域范围可能出现的大小,而该一定立体区域范围可以为在扫描目标的成像中目标210或目标220的整体立体区域范围,也可以为目标210或目标220区域内的部分立体区域范围,例如图11中,目标点的初始选择可以分布在目标210或目标220所在的空间区域内沿整体流体方向的前端部分区域,比如,在目标210所在的立体区域范围的一区域212内选择目标点,或者在目标220所在的立体区域范围的一区域222内选择目标点。通过选择区域212和区域222等部分立体区域范围内目标点的分布密度、或通过选择区域212和区域222等部分立体区域范围内目标点的位置来获得分布密度信息,从而获取用户输入的分布密度指令。

[0106] 然后,计算被选择的目标点对应的流体速度矢量,获得被选择的目标点的流体速度矢量信息,获取的流体速度矢量信息被标记在扫描目标的空间立体图像上,用以在空间立体显示装置上显示。

[0107] 又如,在本发明的其中一些实施例中,在步骤S400中,还可以包括:

[0108] 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流体速度矢量信息,用以获得被选择的目标点的流体速度矢量信息,获取的流体速度矢量信息被标记在扫描目标的空间立体图像上,用以在空间立体显示装置上显示。例如,图12中,在空间立体图像的成像区域中通过手势输入或者移动立体光标230在成像区域中的位置来选择标记位置,生成标记位置指令。如图12中立体光标230采用棱锥体结构,图示中不同线型的棱锥体表示立体光标230在不同时刻的停留位置。此外,使用立体光标230在扫描目标的成像区域中目标210或目标220的整体立体区域范围选择目标点,也可以在目标210或目标220区域内的部分立体区域范围(212、222)内选择目标点。

[0109] 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,包括选择目标点的位置、或用以计算目标点流体速度矢量的初始位置。但本发明不限于此。例如,还可以根据系统预先设定的分布密度在扫描目标内随机选择目标点的位置、或用以计算目标点流体速度矢量的初始位置。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。另外,在上述两种与用户进行交互功能上,通过移动在空间立体图像中显示的立体光标230进行选择、或者通过手势输入来选择分布密度或目标点位置,来获取用户输入的分布密度指令或标记位置指令。立体光标230的结构不限,可以采用任何一种具有立体视觉感的结构形状,并可以通过配置色彩信息、形状信息来与用以标记目标点流体速度矢量信息等其他标记符号和背景图像(如各个组织图像)进行区分显示。

[0110] 在步骤400中包括的基于体超声回波信号获得扫描目标内目标点的流体速度矢量信息的过程,下文中将详细解释说明。

[0111] 在步骤S400中计算获得的目标点的流体速度矢量信息,主要用于在空间立体图像上叠加显示,因此根据流体速度矢量信息不同显示方式,在步骤S400中可以获得不同的流体速度矢量信息。

[0112] 例如,在本发明的其一些实施例中,上述步骤S400中包括:根据上述步骤S200中获得的体超声回波信号,计算目标点位于不同时刻的三维超声图像数据中第一显示位置处的流体速度矢量,用以获得目标点位于不同时刻的三维超声图像数据中的流体速度矢量信息。那么在下述步骤S500中,在空间立体图像上显示的可以是各个时刻的三维超声图像数据中第一显示位置处的流体速度矢量信息。如图13(a)所示,根据上述步骤S200中获得的体超声回波信号,可以分别获得 t_1 、 t_2 、……、 t_n 时刻对应的三维超声图像数据 P_1 、 P_2 、……、 P_n 中,然后计算目标点在各个时刻空间立体图像中第一显示位置处(图中黑色球体的位置)的流体速度矢量。本实施例中,目标点在各个时刻空间立体图像中第一显示位置始终位于三维图像数据中的空间位置(X_1 、 Y_1 、 Z_1)处。基于此,在后续步骤S500中叠加显示流体速度矢量信息时,即在空间立体显示装置显示的空间立体图像 P_0 中在位置(X_1 、 Y_1 、 Z_1)处显示不同时刻对应计算的流体速度矢量。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三维超声图像数据中第一显示位置处的流体速度矢量信息用以叠加显示,本文中将这种显示模式称为第一模式,下文同。图13(a)实例中给出了空间立体图像 P_0 显示时的效果示意图。

[0113] 在本发明的另一些实施例中,上述步骤S400中包括:根据上述步骤S200中获得的体超声回波信号,计算目标点连续移动到空间立体图像中相应位置处而依次获得的流体速度矢量,从而获取目标点的流体速度矢量信息。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空间立体图像的另一位置处的流体速度矢量,用以获得目标点从初始位置开始连续移动后在空间立体图像中各个相应位置处对应的流体速度矢量。也就是说,在本实施例的空间立体图像中用以确定流体速度矢量的计算位置可以通过计算获得。那么在下述步骤S500中,叠加显示的可以是各个时刻空间立体图像中计算获得的位置处的流体速度矢量信息。

[0114] 如图13(b)所示,根据上述步骤S200中获得的体超声回波信号,可以分别获得 t_1 、 t_2 、……、 t_n 时刻对应的三维超声图像数据 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分布密度等,确定目标点的初始位置,如图13(b)中位置为 (X_1, Y_1, Z_1) 的第一点,然后计算初始位置在时刻 t_1 的三维超声图像数据 P_{11} 中的流体速度矢量(如 P_{11} 中的箭头标识)。其次,计算目标点(即图中黑色圆点)从时刻 t_1 的三维超声图像数据 P_{11} 上的初始位置移动到时刻 t_2 的三维超声图像数据 P_{12} 上的位置 (X_2, Y_2, Z_2) ,然后根据体超声回波信号,获得三维超声图像数据 P_{12} 中位置 (X_2, Y_2, Z_2) 处的流体速度矢量,用以叠加到空间立体图像中显示。比如,沿时刻 t_1 的三维超声图像数据 P_{11} 中 (X_1, Y_1, Z_1) 位置上的流体速度矢量的方向,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三维超声图像数据上的第二显示位置就找到了,然后再依据上步骤S200中获得的体超声回波信号获得此第二显示位置上的流体速度矢量,从而得到目标点在时刻 t_2 的三维超声图像数据 P_{12} 中流体速度矢量信息。依次类推,每相邻的两个时刻,沿目标点在第一时刻对应的流体速度矢量的方向,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三维超声图像数据上的对应位置,再根据体超声回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流体速度矢量,依此方式可以获得目标点从三维超声图像数据中 (X_1, Y_1, Z_1) 处连续移动到 (X_n, Y_n, Z_n) 处的血流流体速度矢量信息,从而获得目标点从初始位置连续移动到不同时刻的空间立体图像中相应位置处的流体速度矢量,用以获取目标点的流体速度矢量信息、并标记到空间立体图像 P_{10} 中进行叠加显示。

[0115] 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、并依据该位移确定三维超声图像数据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流体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可以通过设定的流体速度矢量标识来表示这个点流速的大小和方向,如图13(b)所示。在叠加显示的步骤S500中,标记目标点在空间立体图像中连续移动到相应位置处时对应获得的流体速度矢量,形成随时间变化呈流动状的速度矢量标识,如图11和图12所示,其中流体速度矢量标识分别为圆锥体和球体)。通过标记图13(b)方式计算获得的流体速度矢量信息,那么随时间的变化,在新生成的空间立体图像 P_{10} 中,原来每个目标点的箭头都会发生位置改变,这样可以用类似立体箭头等速度矢量标识的移动,形成类似的可视化流体流动过程,以使用户能观察到近似真实的流体流动显像效果,例如显示血流在血管中的流动过程,本文中将这种显示模式称为第二模式,下文同。同样,图13(b)实例中给出了空间立体图像 P_{10} 显示时的效果示意图。

[0116] 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中体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体超声回波信号,获得扫描目标内目标点在任意时刻三维超声图像数据中相应位置处的流体速度矢量。

[0117] 第一种方式,根据步骤S100中沿一个超声波传播方向发射体超声波束获得的一组体超声回波信号,计算扫描目标内目标点的血流流体速度矢量信息。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空间立体图像中相应位置处的流体速度矢量。

[0118] 如前文所述,本实施例中可以采用体平面超声回波信号来计算目标点的流体速度矢量信息,则在本发明的一些实施例中,基于一组体平面超声回波信号,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。

[0119] 本实施例中计算目标点在空间立体图像中相应位置处的流体速度矢量的方法,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流体速度矢量,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。

[0120] 例如,在本发明的其中一些实施例中,根据体超声回波信号、获得扫描目标内目标点在空间立体图像中相应位置处的流体速度矢量的过程可以包括下列步骤。

[0121] 首先,可以根据前述获得的体超声回波信号获得至少两帧三维超声图像数据,例如获得至少第一帧三维超声图像数据和第二帧三维超声图像数据。

[0122] 如前文所述,本实施例中可以采用体平面超声波束来获取计算目标点的流体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,采用2D面阵探头发射一组相同角度的体平面超声波束,接收后做3D波束合成成像,即可获得一帧三维超声图像数据,若帧率为10000,就是每秒发射10000次,经过一秒钟就可以得到10000幅三维超声图像数据。本文中,将对体平面超声波束对应获得的体平面波束回波信号进行相应的处理而获得的扫描目标的三维超声图像数据称之为“体平面波束回波图像数据”。

[0123] 然后,在第一帧三维超声图像数据中选择跟踪立体区域,该跟踪立体区域可以包含希望获得其速度矢量的目标点。例如,跟踪立体区域可以选择以目标点为中心的任意形状的立体区域,比如立方体区域。

[0124] 其次,在第二帧三维超声图像数据中搜索与该跟踪立体区域对应的立体区域,例如,搜索与前述的跟踪立体区域具有最大相似性的立体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。

[0125] 最后,根据前述的跟踪立体区域和前述的跟踪结果区域的位置以及第一帧三维超声图像数据与第二帧三维超声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,流体速度矢量的速度大小可以通过跟踪立体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)、除以第一帧体平面波束回波图像数据与第二帧体平面波束回波图像数据之间的时间间隔获得,而流体速度矢量的速度方向可以为从跟踪立体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。

[0126] 为了提升上述斑点跟踪法计算流体速度矢量时的精确度,则对所得每帧三维超声图像数据进行壁滤波,就是对于三维超声图像数据上每个空间位置点沿时间方向分别做壁

滤波。三维超声图像数据上的组织信号随时间变化较小,而如血流信号等流体信号由于流动则变化较大。因此可以采用高通滤波器作为如血流信号等流体信号的壁滤波器。经过壁滤波之后,频率较大的流体信号保留下来,而频率较小的组织信号将被滤去。经过壁滤波后的信号,流体信号的信噪比可大大增强,有利于提升流体速度矢量的计算精度。此实施例中,对获取的三维超声图像数据进行壁滤波的过程,同样适用于其他实施例中。

[0127] 又例如,在本发明的另一些实施例中,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:

[0128] 首先,根据体超声回波信号获得至少两帧三维超声图像数据;或者还可以对三维超声图像数据进行壁滤波后再进行以下步骤。

[0129] 然后,根据三维超声图像数据获得在目标点处沿时间方向的梯度,根据三维超声图像数据获得在目标点处沿超声波传播方向的第一速度分量;

[0130] 其次,根据所述梯度和所述第一速度分量,分别获得在目标点处沿第一方向的第二速度分量和沿第二方向上的第三速度分量,所述第一方向、第二方向与超声波传播方向两两相互垂直;

[0131] 最后,根据第一速度分量、第二速度分量和第三速度分量合成获得目标点的流体速度矢量。

[0132] 本实施例中的第一方向和第二方向以及超声波传播方向两两相互垂直,可以理解为以超声波传播方向为一坐标轴构建三维坐标系,例如超声波传播方向是Z轴,其余第一方向和第二方向分别为X轴和Y轴。

[0133] 首先,假设经过壁滤波之后的三维超声图像数据表示为 $P(x(t), y(t), z(t))$,对 P 沿时间方向求导,根据链式法则得到下述公式(1):

$$[0134] \quad \frac{dP(x(t), y(t), z(t))}{dt} = \frac{\partial P}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial P}{\partial y} \frac{dy}{dt} + \frac{\partial P}{\partial z} \frac{dz}{dt} \quad (1)$$

[0135] 流体沿X方向的第二速度分量记做 $v_x = \frac{dx}{dt}$,沿Y方向的第三速度分量记做 $v_y = \frac{dy}{dt}$,沿Z方向的第一速度分量记做 $v_z = \frac{dz}{dt}$ 。那么,公式(1)可变更为下述公式(2):

$$[0136] \quad \frac{dP(x(t), y(t), z(t))}{dt} = \frac{\partial P}{\partial x} v_x + \frac{\partial P}{\partial y} v_y + \frac{\partial P}{\partial z} v_z \quad (2)$$

[0137] 其中, $\frac{\partial P}{\partial x}$, $\frac{\partial P}{\partial y}$, $\frac{\partial P}{\partial z}$ 可以通过对三维超声图像数据分别沿X,Y和Z方向求梯度得到;

$\frac{dP(x(t), y(t), z(t))}{dt}$ 可以根据若干幅三维超声图像数据,通过对三维超声图像数据上每个空间点沿时间方向求梯度获得它的结果。

[0138] 然后,采用最小二乘解法求解,公式(2)可变形为下述线性回归方程公式(3):

$$[0139] \quad \begin{bmatrix} p_1^t \\ p_2^t \\ \vdots \\ p_N^t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_1^x & p_1^y & p_1^z \\ p_2^x & p_2^y & p_2^z \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ p_N^x & p_N^y & p_N^z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \vdots \\ \varepsilon_N \end{bmatrix} \quad (3)$$

[0140] 其中, $p_i^t = \frac{dP_i(x(t),y(t),z(t))}{dt}$, $p_i^x = \frac{\partial P_i}{\partial x}$, $p_i^y = \frac{\partial P_i}{\partial y}$, $p_i^z = \frac{\partial P_i}{\partial z}$ 中的下脚

标*i*代表第*i*次三维超声图像数据分别沿X,Y和Z方向求梯度的计算结果。基于多次计算的每个空间点上分别沿三维坐标轴方向的梯度,形成参数矩阵A。设共有N次计算,并且由于这N次计算所占据的时间很短,因此假设在这段时间内的流体速度保持不变。 ε_i 表示随机误差。在这里,公式(3)满足高斯-马尔可夫定理,它的解为下述公式(4)。

$$[0141] \quad \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T u \quad (4)$$

$$[0142] \quad \text{其中, 参数矩阵 } A = \begin{bmatrix} p_1^x & p_1^y & p_1^z \\ p_2^x & p_2^y & p_2^z \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ p_N^x & p_N^y & p_N^z \end{bmatrix}, \quad u = \begin{bmatrix} p_1^t \\ p_2^t \\ \vdots \\ p_N^t \end{bmatrix}。$$

[0143] 根据高斯-马尔可夫定理,随机误差 ε_i 的方差可以表示为下述公式(5)

$$[0144] \quad \text{var}(\varepsilon_i) = \sigma_A^2 \quad (5)$$

[0145] 其次,基于上述梯度的关系模型,根据多普勒超声测量法获得每个空间点处沿超声波传播方向(即Z方向)上的不同时间的速度值 v_z 及其平均值,计算每个空间点处沿超声波传播方向上的随机误差的方差和参数矩阵。 V_D 为多普勒超声法测量的一组不同时间上的速度值,公式(6)中的 v_z 为多普勒超声法得到的平均值,

$$[0146] \quad V_D = B \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} + \varepsilon_j \quad (6)$$

$$[0147] \quad \text{其中 } V_D = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ \vdots \\ v_N \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}。$$

[0148] 如此基于公式(3)的随机误差 ε_j 的方差表示为下述公式(7)。

$$[0149] \quad \text{var}(\varepsilon_j) = \sigma_B^2 \quad (7)$$

[0150] 根据公式(5)和(7)计算出的两个不同的方差,利用每个空间点处沿超声波传播方向上的随机误差的方差和参数矩阵作为已知信息,利用加权最小二乘法求解上述公式(3)的解,如下述公式(8)所示。

$$[0151] \quad \left(\mathbf{w} \begin{bmatrix} A \\ B \end{bmatrix} \right)^T \left(\mathbf{w} \begin{bmatrix} A \\ B \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = \left(\mathbf{w} \begin{bmatrix} A \\ B \end{bmatrix} \right)^T \begin{bmatrix} u \\ V_D \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$[0152] \quad \text{其中, 加权系数 } \mathbf{w} = \begin{bmatrix} I_A \sqrt{\frac{1}{\sigma_A^2}} & 0 \\ 0 & I_B \sqrt{\frac{1}{\sigma_B^2}} \end{bmatrix}, 0 \text{ 为零矩阵, } I_A \text{ 和 } I_B \text{ 为单位矩阵, 其阶}$$

数分别对应矩阵A和B的行数。其中, 加权系数为线性误差方程中随机误差项的方差的倒数的平方根。

[0153] 最后, 求解得到两两垂直的三个速度 v_x , v_y 和 v_z 后, 通过三维空间拟合得到向量血流速度的大小和方向。

[0154] 还例如, 在本发明的另一些实施例中, 可以使用多普勒超声成像方法获得目标点的流体速度矢量, 具体方法如下所示。

[0155] 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, 获得多次体超声回波信号, 每一次体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:

[0156] 首先, 将所述多次体超声回波信号分别沿超声波传播方向做Hilbert变换或者对回波信号做IQ解调, 经过波束合成后, 得到采用复数表示每个目标点上值的多组三维超声图像数据; 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在超声波传播方向的速度大小:

$$[0157] \quad v_z = -\frac{c}{4\pi f_0 T_{prf}} \arctan \left(\frac{\Im\{R(1)\}}{\Re\{R(1)\}} \right) \quad \text{公式 (9)}$$

$$[0158] \quad R(1) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=0}^{N-2} x(i)x(i+1) + y(i)y(i+1) + j[y(i+1)x(i) - x(i+1)y(i)] \quad \text{公式 (10)}$$

[0159] 其中, 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。

[0160] 其次, 以此类推, 每个目标点上流体速度矢量的大小通过这N个复数值都可以求出。

[0161] 最后, 流体速度矢量的方向为超声波传播方向, 即上述多次体超声回波信号对应的超声波传播方向。

[0162] 通常, 在超声成像中, 利用多普勒原理, 对体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,获得了体超声回波信号之后,通过自相关估计方法或者互相关估计方法,可以根据体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。对体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体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。

[0163] 当然针对一个超声波传播方向对应的体超声回波信号,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。

[0164] 第二种方式,根据步骤S100中沿多个超声波传播方向发射的体超声波束,接收来自多个扫描体上体超声波束的回波,获得多组体超声回波信号,根据此多组体超声回波信号计算扫描目标内目标点的流体速度矢量信息。此过程中,首先基于多组体超声回波信号中的其中一组体超声回波信号,计算扫描目标内目标点在空间立体图像中相应位置处的一个速度分矢量,依据所述多组体超声回波信号获取该相应位置处的多个速度分矢量;然后,根据多个速度分矢量,合成获得目标点在空间立体图像中相应位置处的流体速度矢量。

[0165] 如前文所述,本实施例中可以采用体平面超声回波信号来计算目标点的流体速度矢量,则在本发明的一些实施例中,基于多组体平面超声回波信号中的一组体平面超声回波信号,计算扫描目标内目标点在一个位置上的一个速度分矢量,依据多组体平面超声回波信号获取该位置上的多个速度分矢量。

[0166] 本实施例中,基于多组体超声回波信号中的其中一组体超声回波信号、计算扫描目标内目标点的一个速度分矢量的过程可以参照上述第一种方式的计算方式。例如,根据一组体超声回波信号,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,可以使用前文所述的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。

[0167] 当步骤S100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流体速度的大小和方向;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流体速度矢量 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速度分矢量,从而减少两次得到整场流体速度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。

[0168] 当步骤S100中至少存在三个超声波传播方向时,用于计算至少三个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,能使得计算获得的流体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。

[0169] 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体超声波束,但在步骤S400中,用于计算上述目标点在相应位置上的流体速度矢量时,每次采用 n 个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体超声波束,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,依据基于至少三组体波束回波信号中的一组体波束回波信号、计算扫描目标内目标点的一个速度分矢量的过程,分别计算目标点在相应位置时、在连续接收的至少三组体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速度分矢量,合成获得目标点在相应位置上的流体速度矢量。

[0170] 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体超声波束,但在步骤S400中,用于计算上述目标点在相应位置处的流体速度矢量时,每次采用 N 个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体超声波束,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体波束回波信号中的一组体波束回波信号、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、在所述至少三组体波束回波信号中所对应的沿所有超声波传播方向上的各个速度分矢量,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流体速度矢量。

[0171] 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,如为排列成阵列形式的探头组合结构中的每个线阵探头或每个发射阵元都配置相应的驱动控制,来统一调整驱动探头组合结构中各个探头或发射阵元的偏转角度或延时,使得探头组合结构输出的体超声波束所形成的扫描体具有不同偏移量,从而获得不同的超声波传播方向。

[0172] 在本发明的其中一些实施例中,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中用于合成上述流体速度矢量的速度分矢量的个数,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中用于合成流体速度矢量的速度分矢量的个数,或者调整上述步骤S400中用于合成目标点在相应位置处的流体速度矢量的速度分矢量的个数,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。

[0173] 在步骤S500中,空间立体显示装置8显示获得的三维超声图像数据形成扫描目标的空间立体图像,并在空间立体图像上叠加上述流体速度矢量信息,用以显示。本文中对空间立体图像的显示可以是实时显示,也可以是非实时显示,例如,如果是非实时显示,则可以通过缓存一段时间的多帧三维超声图像数据来执行慢放、快放等图像播放控制操作。

[0174] 本实施例中,基于全息显示技术或基于体三维显示技术显示三维超声图像数据,

形成扫描目标的空间立体图像,并在空间立体图像上叠加流体速度矢量信息。

[0175] 本文的全息显示技术,主要包括传统全息图(透射式全息显示图像、反射式全息显示图像、像面式全息显示图像、彩虹式全息显示图像、合成式全息显示图像等)和计算机全息图(CGH,Computer Generated Hologram)。计算机全息图漂浮于空中并具有较广的色域,在计算机全息图中,用来产生全息图的物体需要在计算机中生成一个数学模型描述,且光波的物理干涉也被计算步骤所代替,在每一步中,CGH模型中的强度图形可以被确定,该图形可以输出到一个可重新配置的设备中,该设备对光波信息进行重新调制并重构输出。通俗的讲,CGH就是通过计算机的运算来获得一个计算机图形(虚物)的干涉图样,替代传统全息图物体光波记录的干涉过程;而全息图重构的衍射过程并没有原理上的改变,只是增加了对光波信息可重新配置的设备,从而实现不同的计算机静态、动态图形的全息显示。

[0176] 基于全息显示技术,在本发明的其中一些实施例中,如图15所示,空间立体显示装置8包括:360全息幻影成像系统,该系统包括光源820、控制器830、分光镜810,光源820可以采用射灯,控制器830包括一个或多个处理器,通过通信接口接收来自数据处理模块9(或其中的图像处理模块7)输出的三维超声图像数据,并经过处理后获得计算机图形(虚物)的干涉图样,输出该干涉图像至分光镜810,并通过光源810投射在分光镜810上的光呈现此干涉图样,形成扫描目标的空间立体图像。这里的分光镜810可以是特殊的镜片、或者是四面棱锥体等等。

[0177] 除上述360全息幻影成像系统之外,空间立体显示装置8还可以基于全息投影设备,例如,通过在空气、特殊镜片、雾屏等上形成立体影像。因此,空间立体显示装置8还可以为空气全息投影设备、激光束全息投影设备、具有360度全息显示屏的全息投影设备(其原理是将图像投影在高速旋转的镜子上,从而实现全息影像。)、以及雾幕立体成像系统等设备中之一。

[0178] 空气全息投影设备是通过将上述实施例中获得的计算机图形(虚物)的干涉图样投影在气流墙上形成空间立体图像,由于组成水蒸气的水分子震动不均衡,可以形成立体感很强的全息图像。于是,本实施例在图15所示的实施例的基础上增加用以形成气流墙的设备。

[0179] 激光束全息投影设备是一种利用激光束来投射实体的全息影像投射系统,通过将上述实施例中获得的计算机图形(虚物)的干涉图样通过激光束来投射获得空间立体图像。本实施例中,主要利用了氧气和氮气在空气中散开时,两者混合成的气体变成灼热的物质,并在空气中通过不断的小爆炸形成全息图像。

[0180] 雾幕立体成像系统,在图15所示的实施例的基础上还包括雾化设备,用以形成水雾墙,利用水雾墙作为投影屏,将上述实施例中获得的计算机图形(虚物)的干涉图样通过镭射光在水雾墙形成全息图像,从而获得空间立体图像。雾屏成像,通过镭射光借助空气中的微粒,在空气中成像,使用雾化设备产生人工喷雾墙,利用这层水雾墙代替传统的投影屏,结合空气动力学制造出能产生平面雾气的屏幕,再将投影仪投射喷雾墙上形成全息图像。

[0181] 上述内容仅仅介绍了几种全息显示技术的设备,具体可以参加目前市场上已有的相关设备结构,当然,本发明不限于上述几种基于全息显示技术的设备或系统,还可以采用未来可能存在的全息显示设备或技术。

[0182] 然而,对于体三维显示技术,其是指利用人自身特殊的视觉机理,制造了一个由体素微粒代替分子微粒组成的显示实物,除了可以看到光波体现的形状外,还能触摸到体素的真实存在。它通过适当方式来激励位于透明显示体积内的物质,利用可见辐射的产生吸收或散射而形成体素,当体积内许多方位的物质都被激励之后,便能形成由许多分散的体素在三维空间内构成三维空间图像。目前包括以下两种。

[0183] (1)、旋转体扫描技术,旋转体扫描技术主要用于动态物体的显示。在该技术中,一串二维图像被投影到一个旋转或移动的屏幕上,同时该屏幕以观察者无法觉察的速度在运动,因为人的视觉暂留从而在人眼中形成三维物体。因此,使用这种立体显示技术的显示系统可实现图像的真三维显示(360°可视)。系统中不同颜色的光束通过光偏转器投影到显示介质上,从而使得介质体现出丰富的色彩。同时,这种显示介质能让光束产生离散的可见光点,这些点就是体素,对应于三维图像中的任一点。一组组体素用来建立图像,观察者可从任意视点观察到这个真三维图像。基于旋转体扫描技术的显示设备中的成像空间可以由屏幕的旋转或平移产生。在屏幕扫过成像空间时在发射面上激活体素。该系统包括:激光系统、计算机控制系统、旋转显示系统等子系统。

[0184] 基于体三维显示技术,在本发明的其中一些实施例中,如图16所示,空间立体显示装置8包括:体素实体部811、旋转马达812、处理器813、光学扫描器812、激光器814,体素实体部811可以是可用于容置一旋转面的旋转结构体,此旋转面可以是螺旋面,体素实体部811具有可通过激光投影进行显示的介质。处理器813控制旋转马达812带动体素实体部811内的一个旋转面高速旋转,然后处理器813控制激光器产生R/G/B三束激光,并将会聚成一束色度光线通过光学扫描器812投射到体素实体部811内的旋转面上,产生多个彩色亮点,当旋转速度够快时,则在体素实体部811内生成多个体像素,汇聚多个体像素可形成悬浮的空间立体图像。

[0185] 在本发明的另一些实施例中,还可以是,在图16所示的结构框架中,旋转面可以是一个位于体素实体部811内的直立投影屏,这个屏的旋转频率可高达730rpm,它由很薄的半透明塑料做成。当需要显示一个3D物体影像时,处理器813将首先通过软件生成三维图像数据分割成多张剖面图(沿Z轴旋转,平均每旋转X度(例如2度)不到截取一张垂直于X-Y平面的纵向剖面,直立投影屏平均每旋转X度不到,便换一张剖面图投影在直立投影屏上,当直立投影屏高速旋转、多个剖面图被轮流高速投影到直立投影屏上时,从而形成一个可以全方位观察的自然的3D图像。

[0186] 如图17所示,空间立体显示装置8包括:具有直立投影屏816的体素实体部811、旋转马达812、处理器813、激光器814以及发光阵列817,在发光阵列817上设置有多束光束出口815,发光阵列817可以采用三块基于微机电系统(MEMS)的DLP光学芯片,每块芯片上均布置了由百万个以上数字化微镜像器件(Digital Micro-Mirror)组成的高速发光阵列,这三块DLP芯片分别负责R/G/B三色图像,并被合成为一幅图像。处理器813控制旋转马达812带动直立投影屏816高速旋转,然后处理器813控制激光器产生R/G/B三束激光,并将三束激光输入至发光阵列817,通过发光阵列817将合成光束投射在高速旋转的直立投影屏816上(其中还可以借助中继光学镜片的反射将光束投射在直立投影屏816上),产生多个显示用体像素,汇聚多个体像素可形成悬浮于体素实体部811内的空间立体图像。

[0187] (2)、静态体成像技术,是基于频率上转换技术形成三维立体图像的,所谓频率上

转换三维立体显示是利用成像空间介质吸收多个光子后会自发辐射出一种荧光,从而产生可见的像素点。其基本原理是利用两束相互垂直的红外激光交叉作用于上转换材料上,经过上转换材料的两次共振吸收,发光中心电子被激发到高激发能级,再向下能级跃迁就可能产生可见光的发射,这样的上转换材料空间中的一个点就是一个发光的亮点,如果使两束激光的交叉点依照某种轨迹在上转换材料中做三维空间的寻址扫描,那么两束激光的交叉点所扫描过的地方应当是一条可以发射可见荧光的亮带,即可以显示出同激光交叉点运动轨迹相同的三维立体图形。这种显示方法肉眼就可以看到360°全方位可视的三维立体图像。静态体成像技术在上述各个实施例中的体素实体部811内设置显示介质,该介质由多个间隔设置的液晶屏层叠组成(例如,每一个屏的分辨率为 1024×748 ,屏与屏之间间隔约为5mm);这些特制液晶屏的液晶像素具有特殊的电控光学属性,当对其加电压时,该液晶像素将像百叶窗的叶面一样变得平行于光束传播方式,从而令照射该点的光束透明地穿过,而当对其电压为0时,该液晶像素将变成不透明的,从而对照射光束进行漫反射,形成一个存在于液晶屏层叠体中的体素,此时就可以取消图16和图17中的旋转马达。具体地,还可通过三维深度反锯齿(3D Depth Anti-Aliasing)的显示技术来扩大这多个间隔设置的液晶屏所能表现的纵深感,令 $1024 \times 748 \times 20$ 的物理体空间分辨率实现高达 $1024 \times 748 \times 608$ 的显示分辨率;和图17所示的实施例一样,本实施例也可采用了DLP成像技术。

[0188] 同理,上述内容仅仅介绍了几种体三维显示技术的设备,具体可以参加目前市场上已有的相关设备结构,当然,本发明不限于上述几种基于体三维显示技术的设备或系统,还可以采用未来可能存在的体三维显示技术。

[0189] 在本发明的实施例中,可以在一定空间或任意空间中显示扫描目标的空间立体图像,或者还可以基于空气、镜片、雾屏、旋转或静止的体素等显示媒介来呈现扫描目标的空间立体图像。于是,在本发明的一些实施例中,如果在通过上述方法显示的空间立体图像上叠加采用上述第一模式获得的目标点的流体速度矢量信息,则如图18所示,910表示一部分血管示意图,图中用带箭头的立方体920标记目标点的流体速度矢量信息,其中箭头方向表示目标点此时的流体速度矢量的方向,箭头的长度可以用以表示目标点此时的流体速度矢量的大小。图18中,实线所示的箭头922表示当前时刻目标点的流体速度矢量信息,而虚线所示的箭头921表示前一时刻目标点的流体速度矢量信息。图18中为展现立体显示效果,离观测点近的位置物体大,而离观测点远的位置物体小。

[0190] 此外,在本发明的另一些实施例中,在通过上述方法显示的空间立体图像上叠加采用上述第二模式获得的目标点的流体速度矢量信息,即目标点的流体速度矢量信息包括:目标点连续移动到空间立体图像中相应位置处而依次对应获得的流体速度矢量;于是在步骤S500中,标记目标点连续移动到相应位置处时对应获得的流体速度矢量,形成随时间变化呈流动状的流体速度矢量标识。如图19所示,为展现立体显示效果,离观测点近的位置物体大,而离观测点远的位置物体小。图19中采用带箭头的球体940标记目标点的流体速度矢量信息,其中箭头方向表示目标点此时的流体速度矢量的方向,箭头的长度可以用以表示目标点此时的流体速度矢量的大小。930为空间立体图像中一段血管图像,图19中,实线所示的带箭头的球体941表示当前时刻目标点的流体速度矢量信息,而虚线所示的带箭头的球体942表示前一时刻目标点的流体速度矢量信息。通过上述第二模式来获得目标点的流体速度矢量信息,则在空间立体图像中呈现随时间呈流动状的标记940。

[0191] 如图19所示,930为空间立体图像中一段血管图像,其包括第一层血管壁组织结构931和第二层血管壁组织结构932,其中通过不同的色彩来区分这两层血管壁组织。此外如图20所示,两组血管960和970中分别均用带箭头的球体973和962标记其中的目标点的血流速度矢量,此外,还有其他组织结构的立体图像区域971、972、961均标记为其他色彩,以示区分。在图20中通过区域内填充剖面线的类型不同表征该区域内色彩标记不同。因此,为体现立体成像效果,区分显示信息,在空间立体图像中包括根据解剖学组织结构及层次关系用以呈现各个组织结构的立体图像区域,通过配置各个立体图像区域的色彩参数,来与相邻的立体图像区域区分显示。

[0192] 还可以,为了能够在空间立体图像突出显示流体速度矢量信息,则对于各个组织结构的立体图像区域可以显示其轮廓线,以避免覆盖或混淆流体速度矢量标识。例如,如图18所示,对于一段血管910,可以显示器外部轮廓线,和/或某些断面轮廓线,用以表示流体速度矢量信息标识(920)所在的图像区域,从而更加突出显示流体速度矢量标识(920),并且更加直观、清晰的展现流体速度矢量标识920。

[0193] 如图18至图22所示,执行在空间立体图像上叠加流体速度矢量信息的步骤S500时,通过配置用以在空间立体图像中标记流体速度矢量信息的流体速度矢量标识(920、940、973、962、981、982)的颜色、形状中的其中一种或者两种以上的参数组合,来与所述空间立体图像中的背景图像部分(即空间立体图像中其他组织结构的立体图像区域,如血管壁区域、肺部区域等)进行区分显示。例如,血管壁采用绿色,则其中的流体速度矢量标识采用红色,或者动脉的血管壁和流体速度矢量标识均采用红色系,而静脉的血管壁和流体速度矢量标识均采用绿色系。

[0194] 同样的,还可以通过配置用以在空间立体图像中标记流体速度矢量信息的流体速度矢量标识(920、940、973、962、981、982)的颜色、形状中的其中一种或者两种以上的参数组合来区分显示流体速度矢量信息的不同速率等级和方向。例如,动脉内流体速度矢量标识采用渐变的红色系中的各阶段色彩来表示不同速率等级,而静脉的流体速度矢量标识采用渐变的绿色系中的各阶段色彩来表示不同速率等级。深红或深绿表示速度快,浅绿或浅红表示速度慢。有关色彩的配比方式可参见相关色彩学知识在此不再详细列举。

[0195] 此外,针对上述各个实施例中,流体速度矢量标识包括带箭头或带方向指引部的立体标志物。例如图18中带箭头的立方体、图19中带箭头的球体,或者还可以是带箭头的棱柱体、图11和图12中圆锥体,通过圆锥体的尖部指向表征流体速度矢量的方向,或者还可以用圆台体的小头部作为方向指引部、或者还可以采用纵截面为菱形的立体标志物中的长对角边所在的方向表示流体速度矢量的方向,或者还可以采用椭圆体的长轴两端部作为方向指引部用以表征流体速度矢量的方向,等等,本发明不限于采用流体速度矢量标识的形状,本文可以采用任何一种带方向指引的立体标志物来标记目标点的流体速度矢量。因此,为了更加直观的了解目标点的流体速度矢量信息,则可以通过立体标志物的箭头或方向指引部表征流体速度矢量的方向,而通过立体标志物的体积大小表示流体速度矢量的大小。

[0196] 又或者,流体速度矢量标识还可以采用不带箭头或带方向指引部的立体标志物,如图12中的球体,还可以是椭球体、立方体、长方体等等任意形状的立体结构。于是,为了更加直观的了解目标点的流体速度矢量信息,则可以通过立体标志物的旋转速度或体积大小来表示流体速度矢量的大小,而通过使立体标志物随时间移动来展示流体速度矢量的方

向,例如可以采用上述第二模式的方式来计算目标点的流体速度矢量,从而获得随时间变化呈流动状的流体速度矢量标识。将立体标志物的旋转速度或体积大小与流体速度矢量的大小按照等级关联,便于在空间立体图像上实现标记。旋转的方向可以所有的立体标志物一致,也可以不相同,而旋转速度是人眼可以识别的速度,为了使人眼能观察到立体标志物的旋转,可以采用非对称的立体标志物,或带有标记的立体标志物。

[0197] 还或者,可以采用立体标志物的旋转速度来表示流体速度矢量的大小,而采用箭头指向来表征流体速度矢量的方向。因此,在本发明中不限于以上各种表示流体速度矢量的大小或方向的组合,本发明中可以通过用以标记目标点流体速度矢量的立体标志物的体积大小或旋转速度来表示流体速度矢量的大小,和/或,通过该立体标志物上的箭头指向、方向指引部的指向或使立体标志物随时间移动来表征流体速度矢量的方向。

[0198] 另外,如图21所示,当上述实施例中的步骤S300中通过灰阶血流成像技术,获得扫描目标的至少一部分的增强型三维超声图像数据时,那么对应的通过灰阶血流成像技术获得的灰度特征也可以用于在空间立体图像中显示。比如,无论是整体对增强型三维超声图像数据按照三维数据体进行处理,还是将其看作是多幅二维图像来进行分别处理,可以通过以下方式在每一帧的增强型三维超声图像数据中获得相应的团簇体区域块。首先,分割一帧或多帧增强型三维超声图像数据中用以表征流体区域的感兴趣区域,获得云朵状的团簇体区域块;并在执行步骤S500时,在显示的空间立体图像中显示云朵状的团簇体区域块,形成随时间变化呈翻滚状的团簇体。图21中,通过不同线型的950、951、952依次表示不同时刻的团簇体,随着时间的流逝,可以看出团簇体随时间变化呈翻滚状,生动的表现了流体的整体滚动情况,给观察者全方位的观察视角。此外,在本实施例中,分割感兴趣区域时可以基于图像灰度属性。

[0199] 此外,为了更加清晰的显示上述团簇体,还可以在云朵状的团簇体区域块叠加色彩信息。例如,当血管壁采用红色系时,则其中表示血流的团簇体区域块则叠加白色或者橘红色等色彩信息,以是区分。或者,在分割增强型三维超声图像数据中用以表征流体区域的感兴趣区域获得云朵状的团簇体区域块的步骤中,基于图像灰度分割增强型三维超声图像数据中用以表征流体区域的感兴趣区域,获得不同灰度特征的团簇体区域块,对于立体空间区域的团簇体区域块,这里的灰度特征可以是整个区域块内空间点灰度值的均值、整个区域块内空间点灰度最大值或最小值等等,用以表征整个区域块的灰度特性的数值或一组属性值。在显示的空间立体图像中显示云朵状的团簇体区域块的步骤中,通过不同的色彩渲染不同灰度特征团簇体区域块。比如,如果将分割获得的团簇体区域块按照灰度特征属性进行分类,分为0-20类,那么对应的每一类采用一种色来标记显示彩,或者0-20类分别采用同一色相下不同纯度的色彩来标记显示。

[0200] 同理,如图24所示,对于同一云朵状的团簇体区域块953,也可以按照上述基于图像灰度的分割方式,获得不同灰度的区域块,并按照团簇体区域块内不同区域体的灰度变化叠加不同的色彩进行渲染,图24中通过不同的剖面线对953中的不同区域体进行填充用以表征叠加了不同的色彩进行渲染。对于色彩的渲染方式也可以采用上述实施例,例如,将团簇体区域块内不同的区域体按照灰度特征属性进行分类,分为多个类别,那么对应的每一类采用一种色相(或色调)来标记显示彩,或者多个类别分别采用同一色相(或色调)下不同纯度的色彩来标记显示。

[0201] 基于上述可以显示云朵状的团簇体区域块的显示效果,本发明其实提供了另一种显示模式,如图21和图22,其中于是可以通过用户输入的模式切换命令,从当前显示模式下切换到,通过执行在空间立体图像中显示云朵状的团簇体区域块形成随时间变化呈翻滚状的团簇体的步骤而获得的显示模式下。

[0202] 在本发明的一些实施例中,在通过上述方法显示的空间立体图像上叠加采用上述第二模式获得的目标点的流体速度矢量信息,即目标点的流体速度矢量信息包括:目标点连续移动到空间立体图像中相应位置处而依次对应获得的流体速度矢量;于是在步骤S500中,还通过关联标志依次跨接同一目标点连续移动到空间立体图像中的多个相应位置(如两个以上相应位置),形成该目标点的运动行程轨迹,用以在空间立体图像中显示。图22中,用于显示运动行程轨迹的关联标志包括细长柱体、分段式细长柱体或彗尾状标志等等。图22中为展现立体显示效果,离观测点近的位置物体大,而离观测点远的位置物体小。图22中930为空间立体图像中一段血管图像,用于标记目标点的血流速度矢量信息的流体速度矢量标识(带箭头的球体981或球体982),从流体速度矢量标识的初始位置开始,依次通过细长柱体或分段式细长柱体991跨接同一目标点连续移动到空间立体图像中的多个相应位置,形成运动形成轨迹,便于观察者能整体了解目标点的运动方式。此外,图22中还给出了另一种显示轨迹的方式,例如,从流体速度矢量标识的初始位置开始,通过在同一目标点连续移动到空间立体图像中的多个相应位置的连续区域范围内叠加一定的色彩信息,形成彗尾状标志992,则当观察者观察该目标点的运动轨迹时,就一个流体速度矢量标识982之后拖着一个长长的尾巴,类似于彗星的尾巴。

[0203] 为了便于在空间立体图像中突出显示上述运动行程轨迹,在本发明的其中一些实施例中,上述方法还包括:

[0204] 首先,获取用户输入的有关上述关联标志的标示信息,生成选择指令,该标示信息包括:关联标志的标志形状、或者连接线的标志形状及其色彩等信息;然后,按照所述选择指令中选择的标示信息,来配置在空间立体图像中显示的运动行程轨迹的关联标志相关参数。

[0205] 本文中的色彩包括通过改变色调(色相)、饱和度(纯度)、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,可以是细长柱体、分段式细长柱体和彗尾状标志等任意一种可以描述方向的标志。

[0206] 更进一步的,基于上述可以目标点运动轨迹的显示效果,本发明其实提供了另一种显示模式,如图22,其中于是可以通过用户输入的模式切换命令,从当前显示模式下,切换到在空间立体图像中显示目标点的运动行程轨迹,即执行上述通过关联标志依次跨接同一目标点连续移动到空间立体图像中的多个相应位置,形成该目标点的运动行程轨迹的步骤而获得的显示模式。

[0207] 此外,对于可以描绘运动行程轨迹的目标点可以是单个,也可以是多个,而初始位置可以通过用于输入的指令来获取,例如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;或者,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。

[0208] 图8为本发明一些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8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8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。

[0209] 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。

[0210] 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。

[0211] 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:

[0212] 探头1;

[0213] 发射电路2,用于激励上述探头向扫描目标发射体超声波束;

[0214] 接收电路4和波束合成模块5,用于接收上述体超声波束的回波,获得体超声回波信号;

[0215] 数据处理模块9,用于根据上述体超声回波信号,获取上述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据,并基于上述体超声回波信号,获得上述扫描目标内目标点的流体速度矢量信息;及

[0216] 空间立体显示装置8,用于接收上述三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息,显示上述三维超声图像数据形成上述扫描目标的空间立体图像,并在上述空间立体图像上叠加上述流体速度矢量信息。

[0217] 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用于执行上述有关速度分矢量和流体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体超声回波信号,获取上述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据。图像处理模块7用于还用于将包含上述三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息的数据输出给空间立体显示装置8进行成像显示。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。

[0218] 在本发明的一些实施例中,空间立体显示装置8还用于标记目标点连续移动到相应位置处时对应获得的流体速度矢量,形成随时间变化呈流动状的流体速度矢量标识。具体执行过程参见前文中的相关说明。

[0219] 在本发明的一些实施例中,采用体平面超声波束的回波信号来计算有关流体速度分矢量和流体速度矢量信息、以及三维超声图像数据。例如,发射电路用于激励探头向扫描目标发射体平面超声波束;接收电路和波束合成模块用于接收平面体超声波束的回波,获

得平面超声回波信号;数据处理模块还用于根据体平面超声回波信号,获取扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息。

[0220] 还比如,采用体平面超声波束的回波信号来计算有关速度分矢量和流体速度矢量信息,而利用体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体聚焦超声波束;上述接收电路和波束合成模块用于接收上述体聚焦超声波束的回波,获得体聚焦超声回波信号;上述数据处理模块用于根据体聚焦超声回波信号,获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据。此外,上述发射电路激励所述探头向扫描目标发射体平面超声波束,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体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体平面超声波束的回波,获得体平面超声回波信号;上述数据处理模块用于根据体平面超声回波信号,获得所述扫描目标内的目标点的流体速度矢量信息。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。

[0221] 此外,数据处理模块还用于根据体超声回波信号,通过灰阶血流成像技术,获得扫描目标的至少一部分的增强型三维超声图像数据。通过分割增强型三维超声图像数据中用以表征流体区域的感兴趣区域,获得云朵状的团簇体区域块;空间立体显示装置还用于在显示的空间立体图像中显示云朵状的团簇体区域块,形成随时间变化呈翻滚状的团簇体。具体实现方式参见前文相关说明。

[0222] 又如,在本发明的一些实施例中,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:

[0223] 根据用户输入的命令,配置空间立体图像中包括的根据解剖学组织结构及层次关系用以呈现各个组织结构的立体图像区域的色彩参数;

[0224] 根据用户输入的命令,配置在空间立体图像中标记流体速度矢量信息的流体速度矢量标识的颜色、形状中的其中一种或者两种的参数组合;

[0225] 根据用户输入的命令,切换到在显示的空间立体图像中显示云朵状的团簇体区域块形成随时间变化呈翻滚状的团簇体的显示模式;

[0226] 根据用户输入的命令,配置团簇体区域块的色彩信息;

[0227] 根据用户输入的分布密度指令,依据分布密度指令在扫描目标内随机选择目标点;

[0228] 根据用户输入的标记位置指令,依据标记位置指令获得目标点;

[0229] 根据用户输入的命令,配置关联标志的色彩信息及形状参数,其中,空间立体显示装置还用于通过关联标志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,用以在空间立体图像中显示;

[0230] 根据用户输入的命令,配置在空间立体图像中显示的立体光标的位置或参数,其中,空间立体显示装置还用于在空间立体图像中显示的立体光标;和

[0231] 根据用户输入的命令,切换发射电路用于激励探头向扫描目标发射体超声波束的类型。

[0232] 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。

[0233] 上述空间立体显示装置8包括基于全息显示技术的全息显示设备和基于体三维显

示技术的体像素显示设备中之一。具体可参见前文中有关步骤S500中的相关说明,如图15至图17所示。

[0234] 在本发明的一些实施例中,上述人机交互设备10包括:与数据处理模块连接的带有触摸显示屏的电子设备840。该电子设备840通过通讯接口(无线或有线通讯接口)与数据处理模块9相连,用于接收三维超声图像数据和目标点的流体速度矢量信息用以在触摸显示屏上显示,呈现超声图像(该超声图像可以是基于三维超声图像数据显示的二维或三维超声图像)及叠加在超声图像上的流体速度矢量信息;接收用户在触摸显示屏输入的操作命令,并将该操作命令传输给数据处理模块9,这里的操作命令可以包括上述数据处理模块9所依据的任何一种或几种用户输入的命令;数据处理模块9用于根据操作命令获得相关配置或切换指令,并传输给空间立体显示装置800;空间立体显示装置800用于根据配置或切换指令,调整空间立体图像的显示结果,用以在空间立体图像上同步显示根据用户在触摸显示屏输入的操作命令,而执行的图像旋转、图像参数配置、图像显示模式切换等控制结果。图23所示,空间立体显示装置800采用图15所示的全息显示设备,那么通过在与数据处理模块9相连的电子设备840上同步显示超声图像及叠加在超声图像上的流体速度矢量信息,从而提供观察者用户输入操作命令的一种方式,并通过该方式与显示的空间立体图像进行交互。

[0235] 此外,在本发明的一些实施例中,人机交互设备10还可以是物理操作键(如键盘、操作杆、滚轮等)、虚拟键盘、或如带摄像头的手势输入设备等。这里的手势输入设备包括:通过采集手势输入时的图像,并利用图像识别技术来跟踪手势输入的设备,例如通过红外摄像头采集手势输入的图像来利用图像识别技术获得手势输入所代表的操作指令。

[0236] 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,提供了一种超声流体成像方法及超声成像系统,可适用于对血流信息的成像与显示,其通过3D立体显示技术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,并真实再现扫描目标内流体运动的情况,为用户提供多角度、全方位的观测视角,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流体速度矢量信息的显示方法,其能够更加真实的提供流体实际流动状态的情况数据,并直观的体现目标点沿流向方向和根据流向移动的轨迹。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流体状态提供更为精确、更为直观化的数据支持。

[0237] 本发明还提供了一种可以在超声立体图像呈现灰阶增强效果的显示模式,其中用不同色彩表征感兴趣区域的灰度变化的图像,并动态展现团簇区域的流动情况,相对传统的显示方式,本发明的3D显示效果,更加生动、更加真实、信息量更加丰富。

[0238] 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、组合,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。

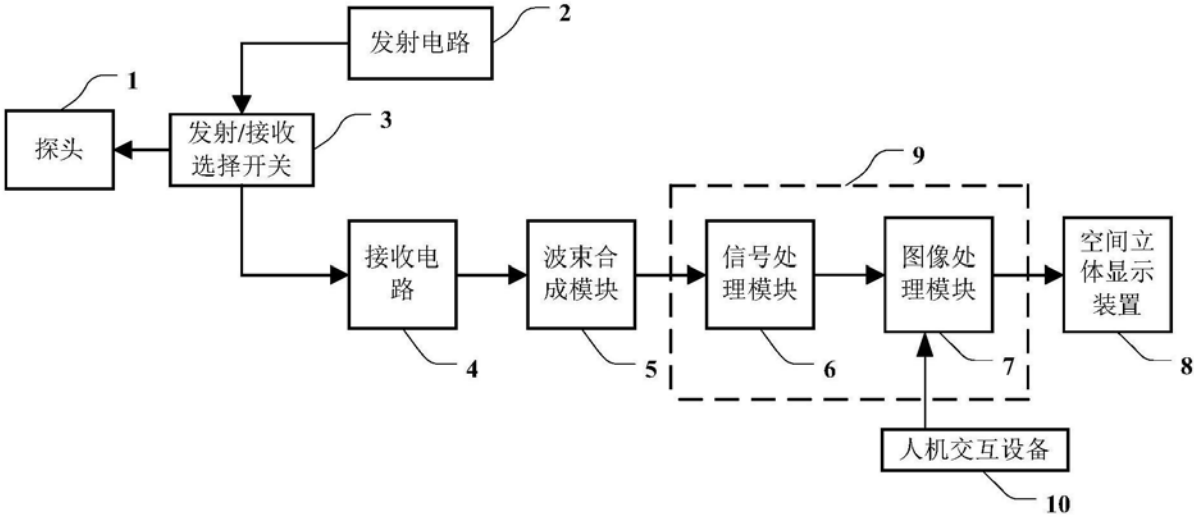


图1

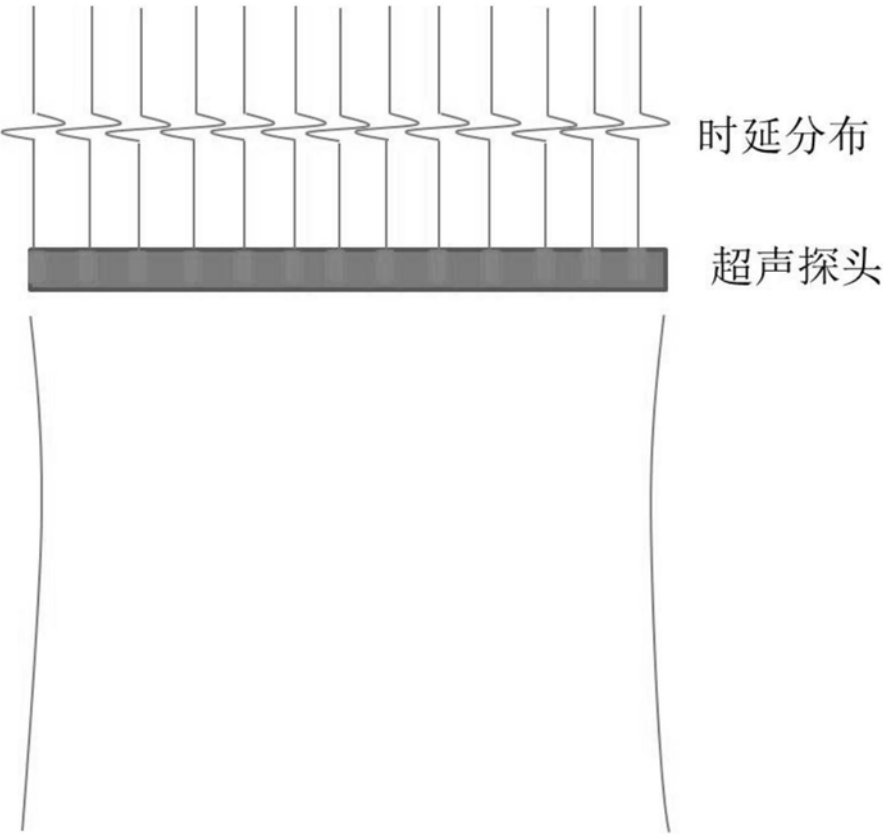


图2

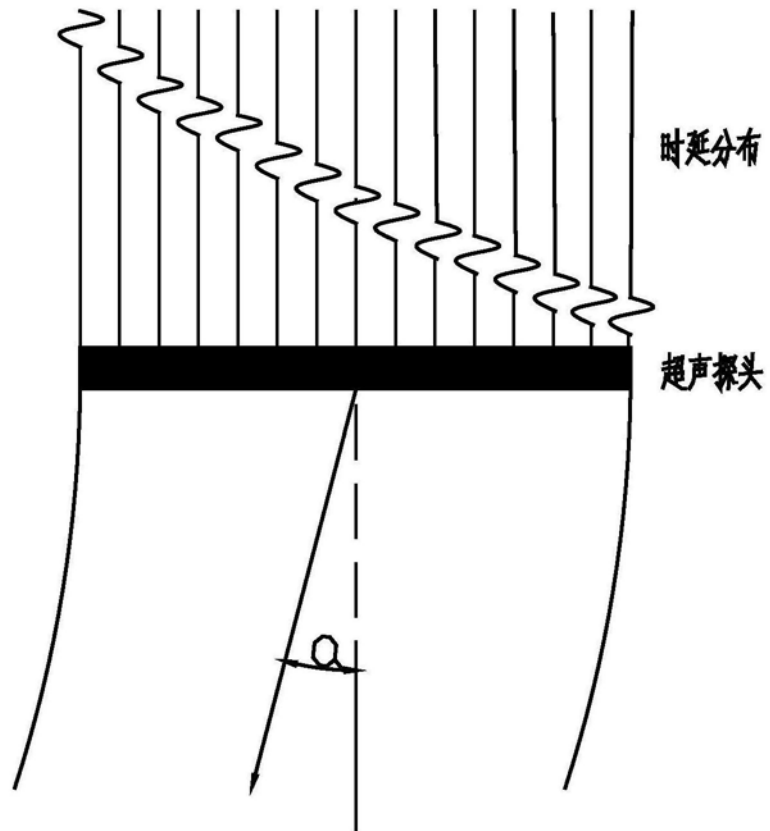


图3

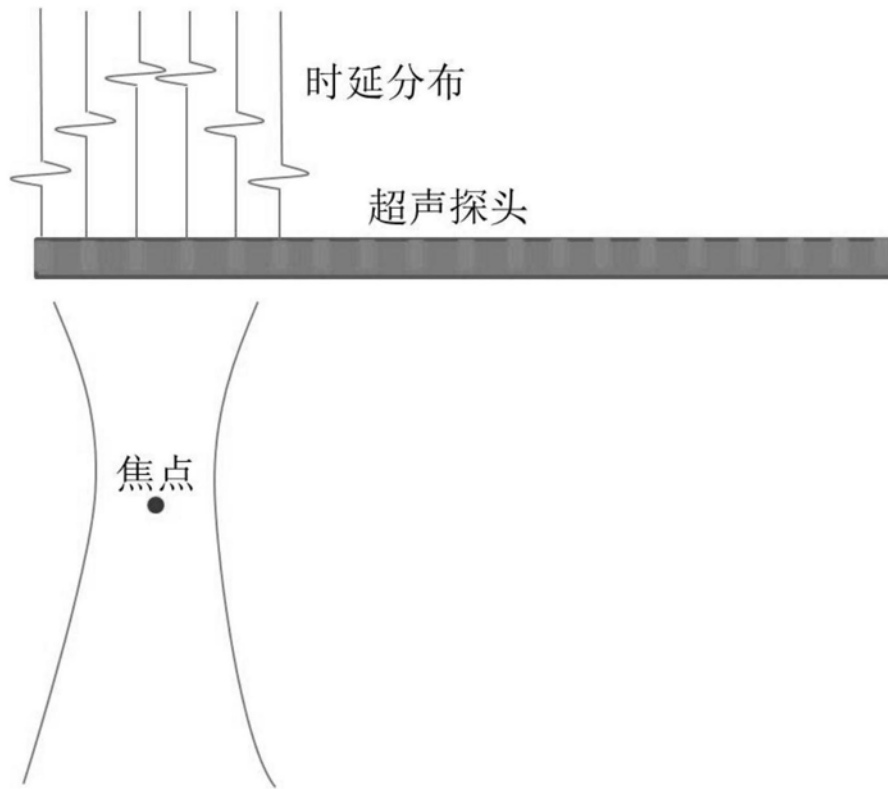


图4

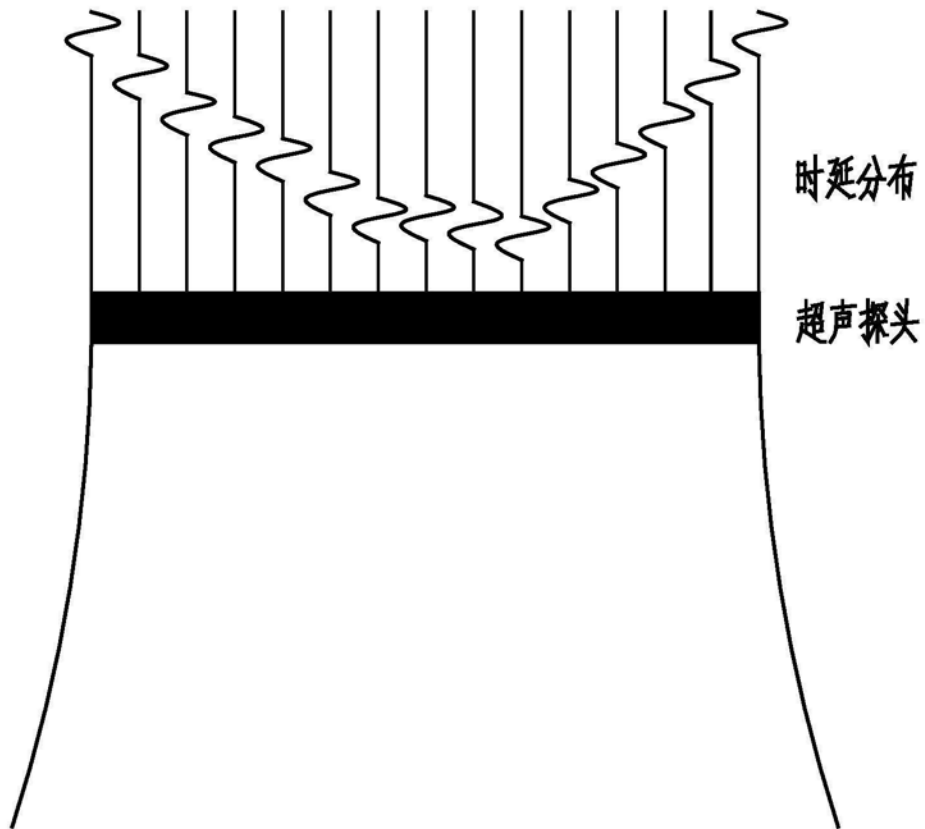


图5

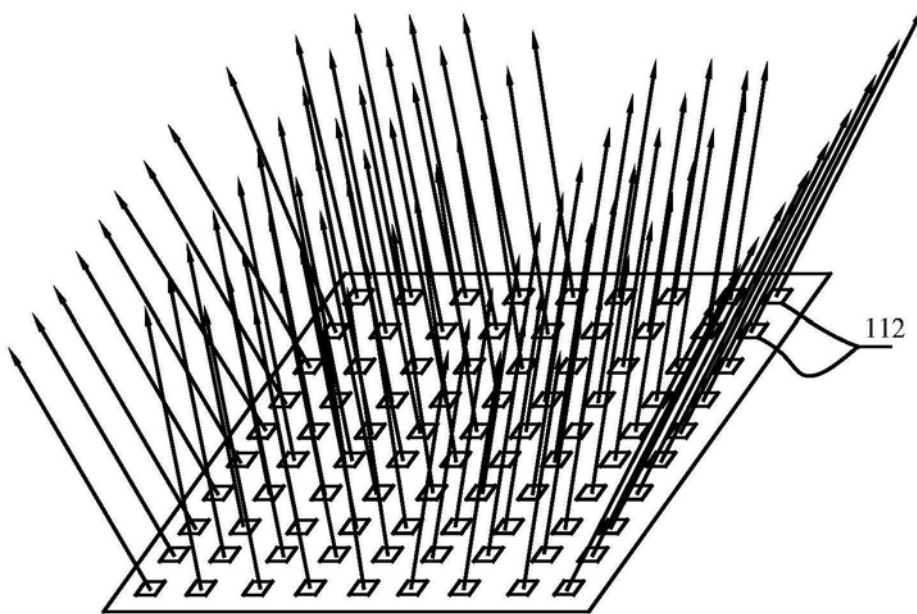


图6 (a)

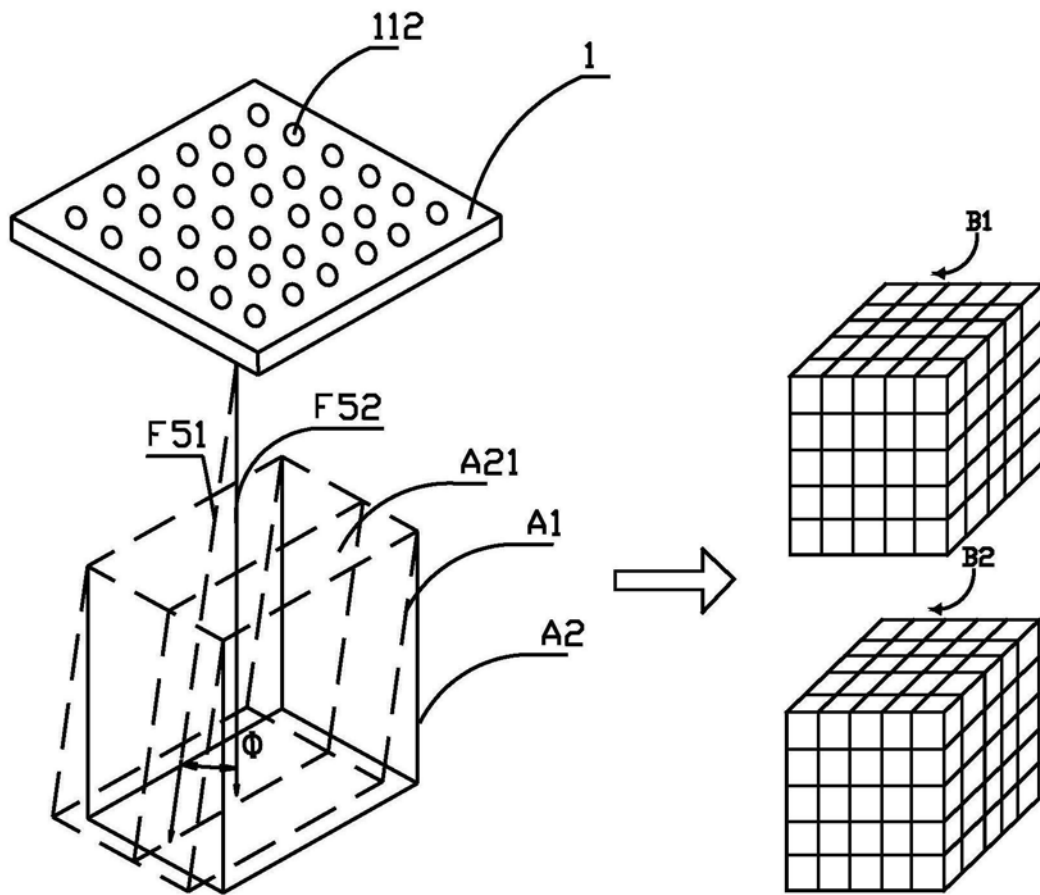


图6 (b)

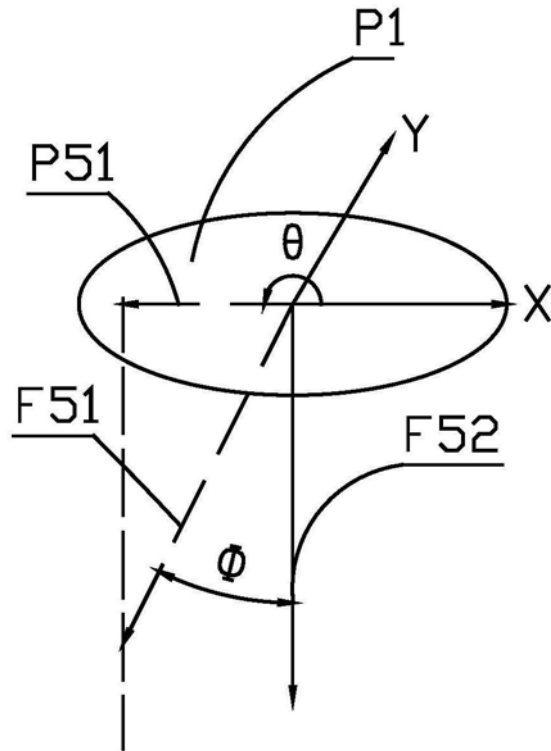


图6(c)

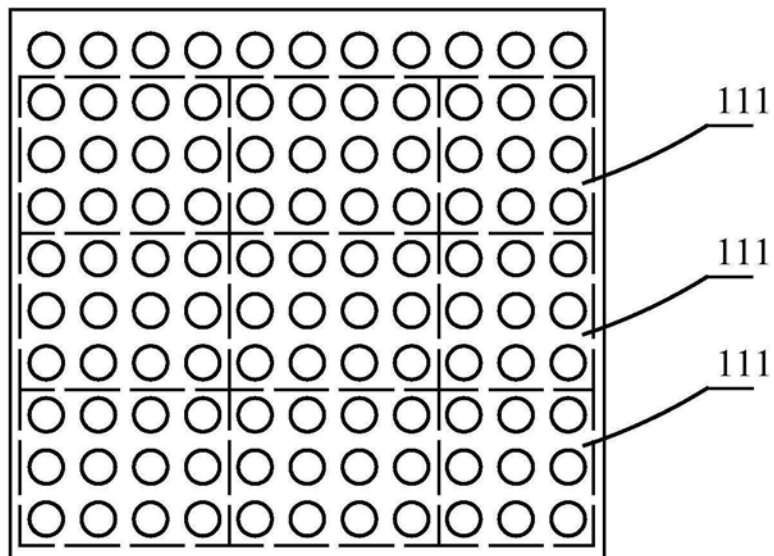


图7(a)

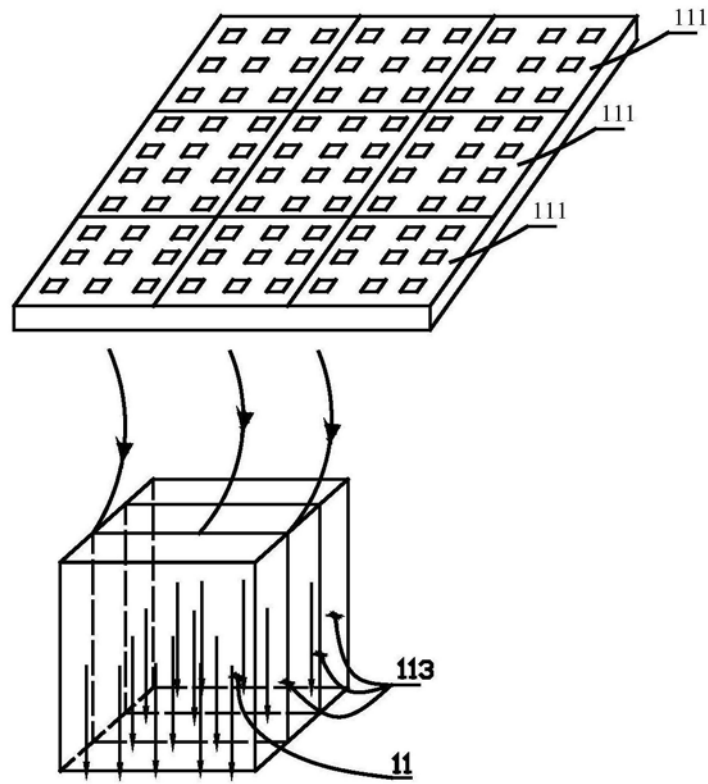


图7 (b)

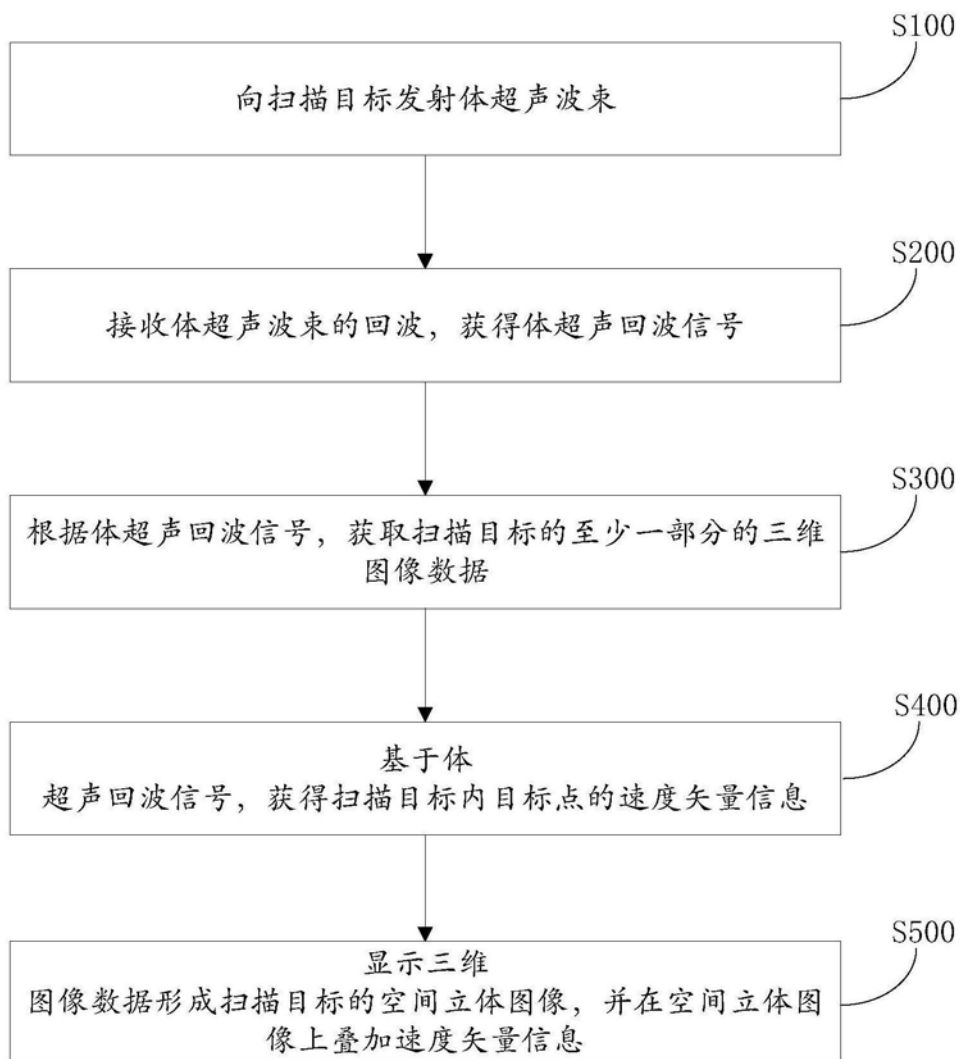


图8

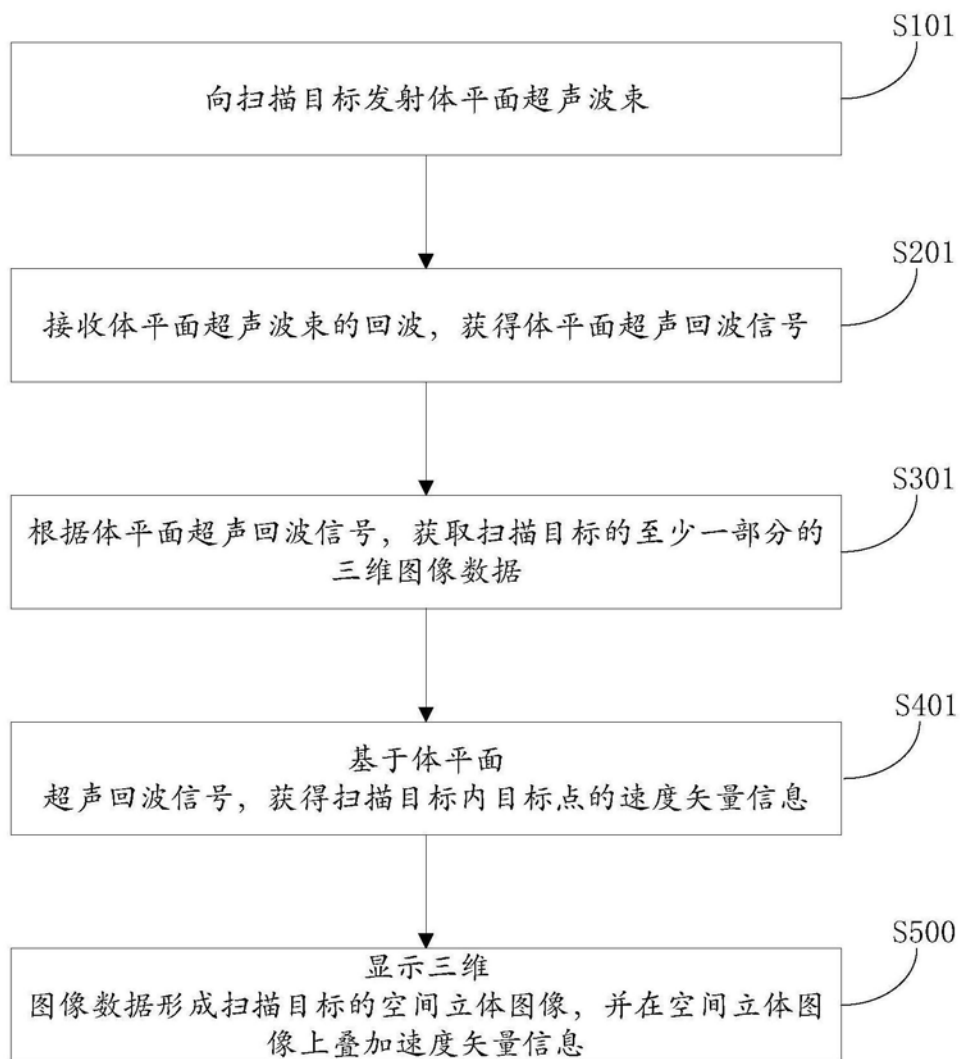


图9

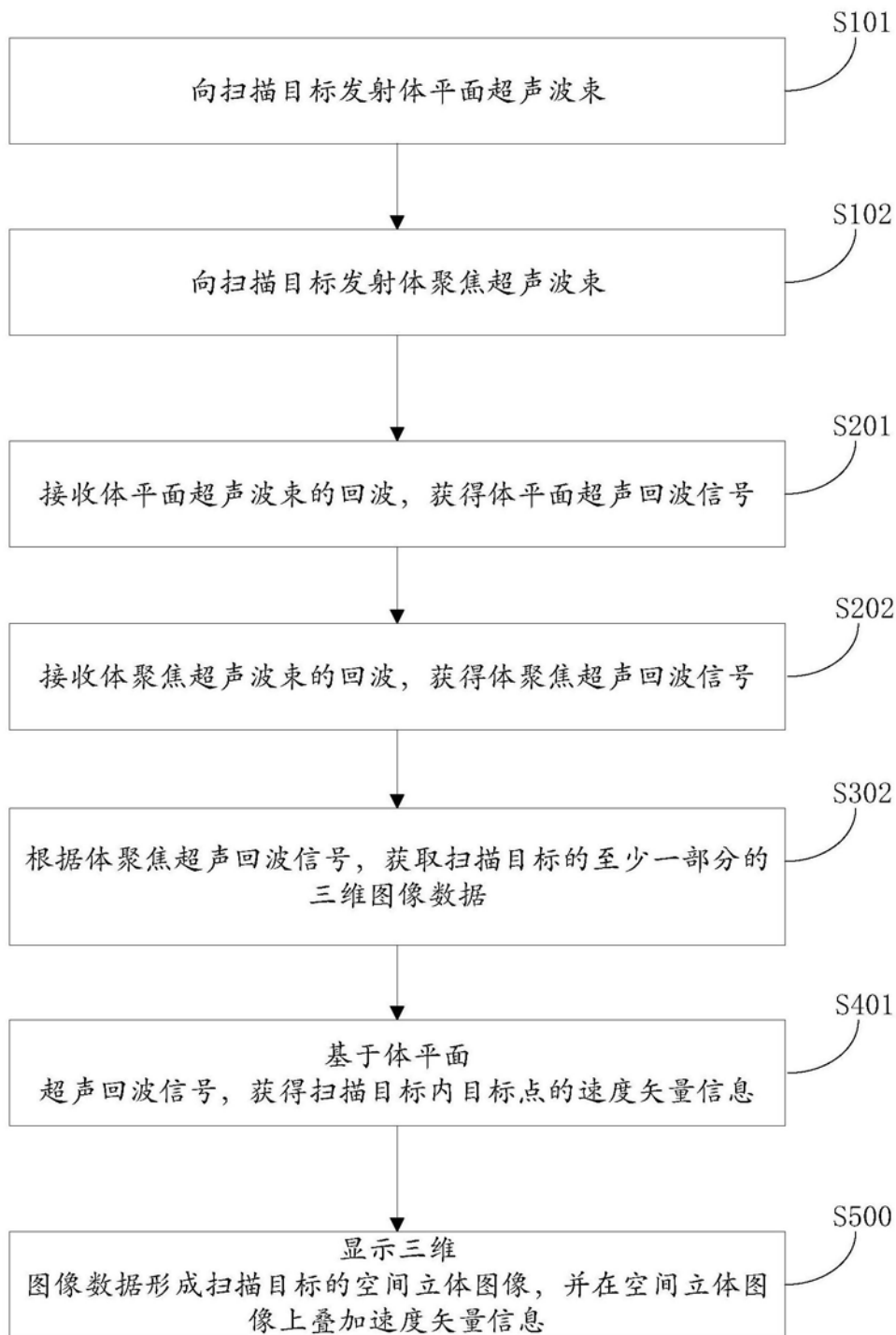


图10

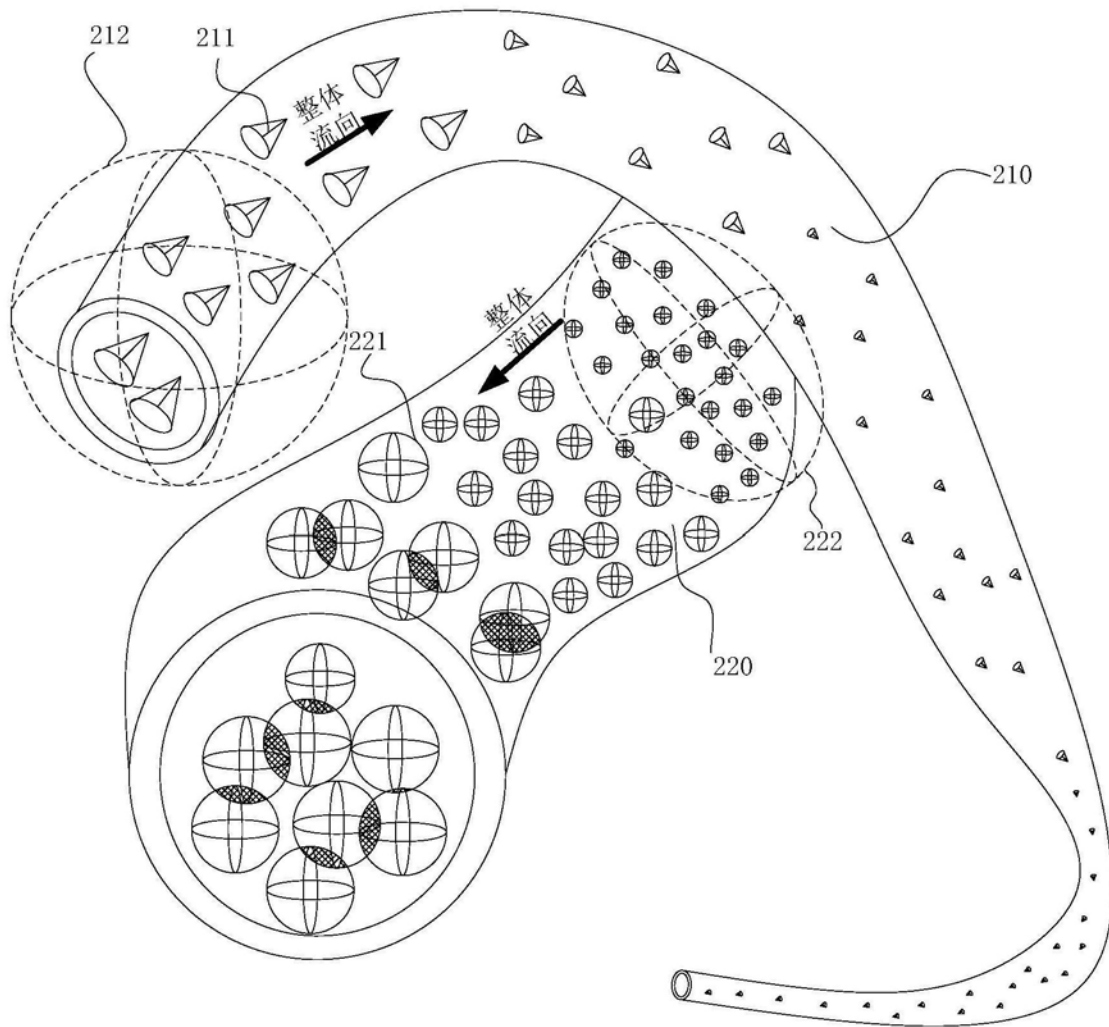


图11

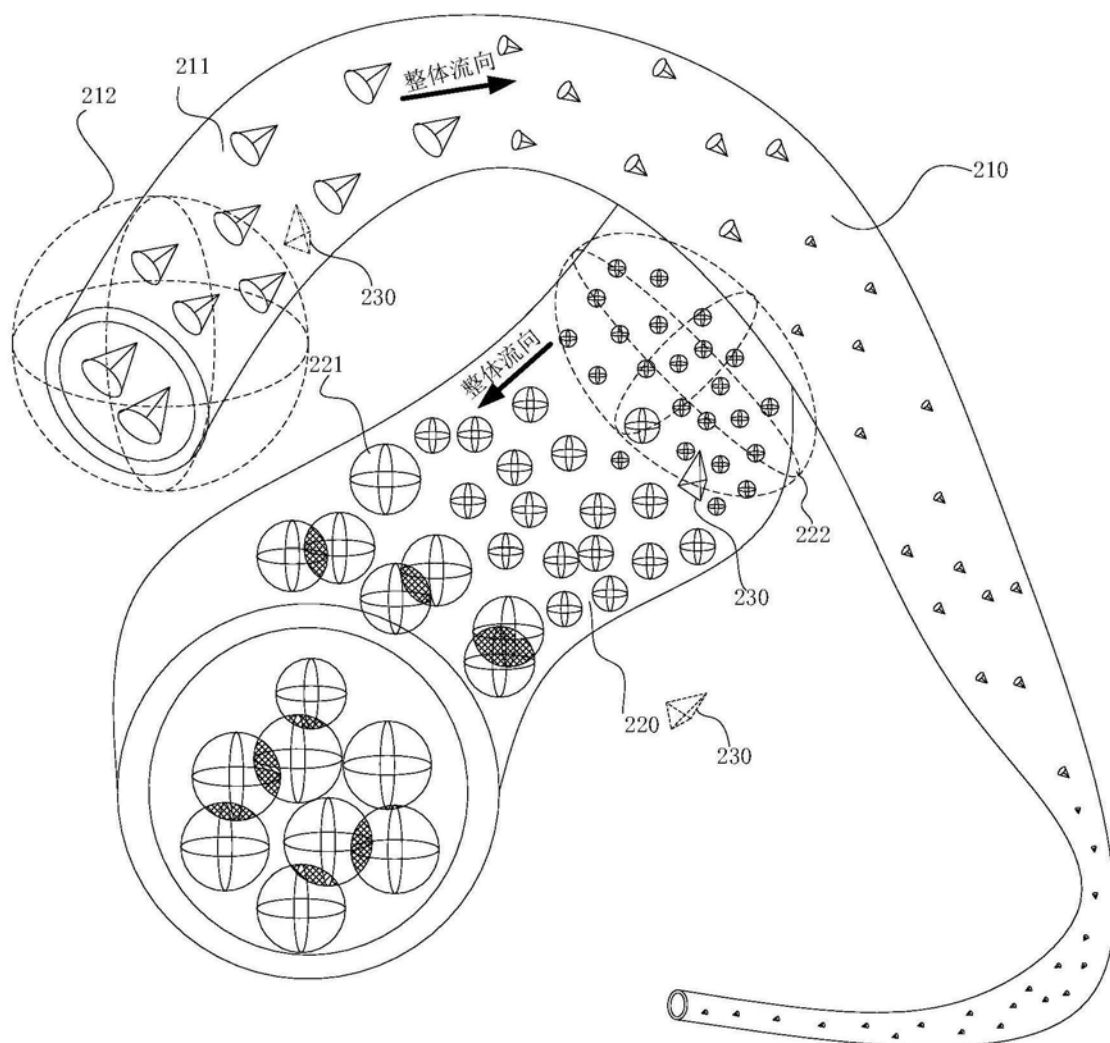


图12

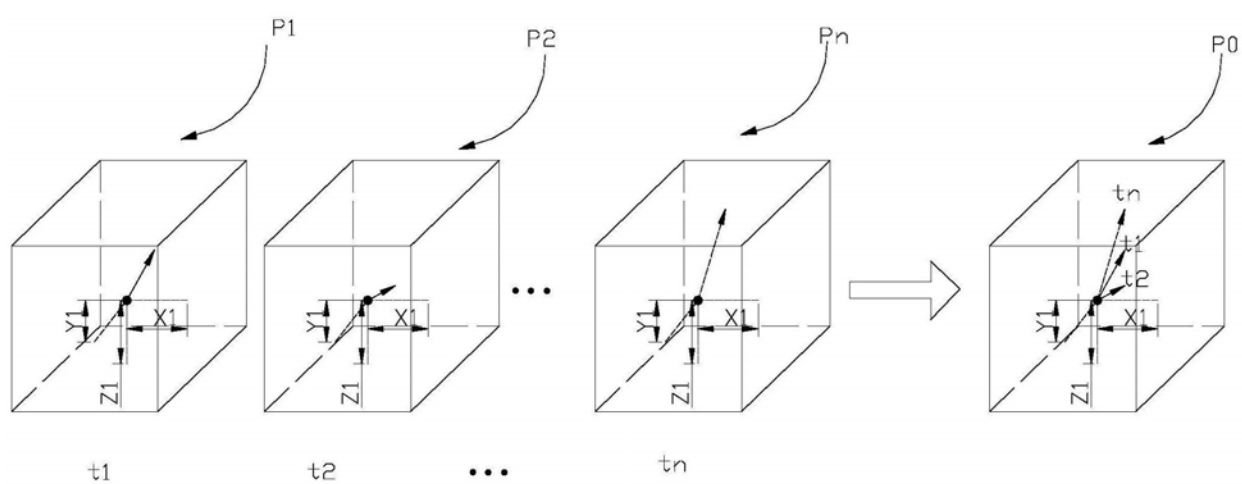


图13 (a)

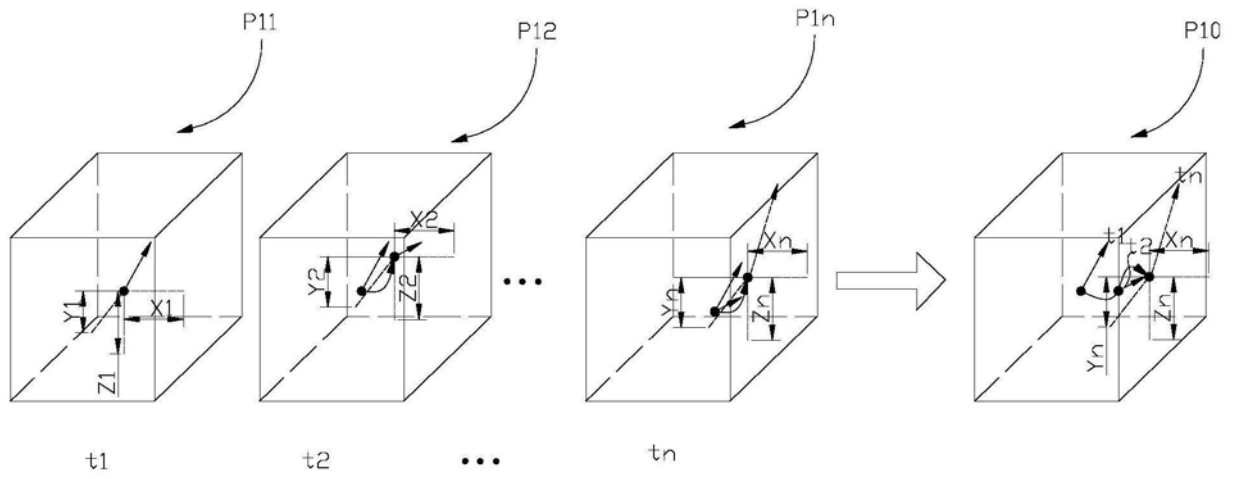


图13 (b)

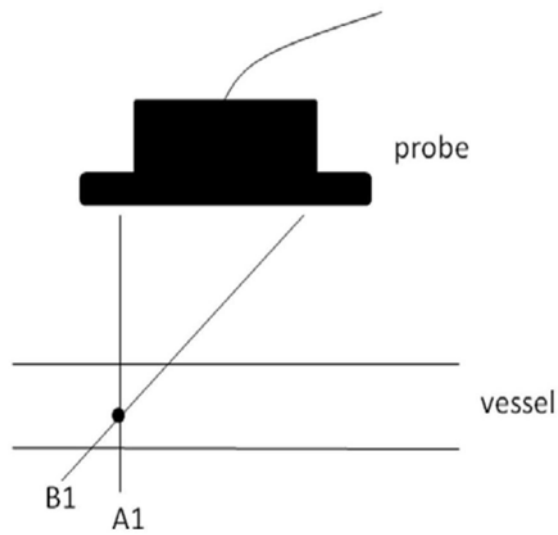


图14 (a)

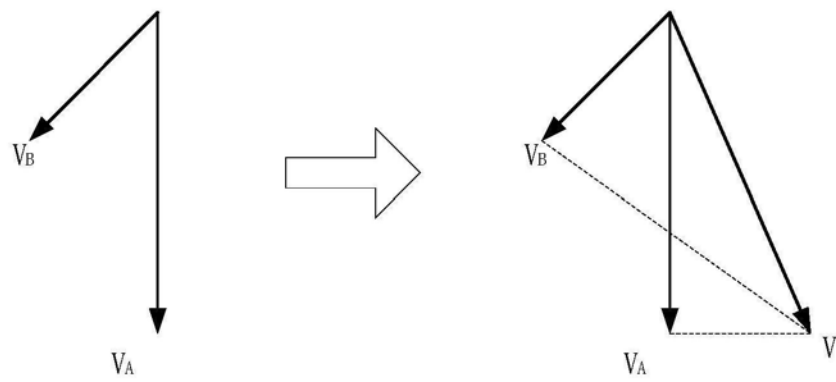


图14 (b)

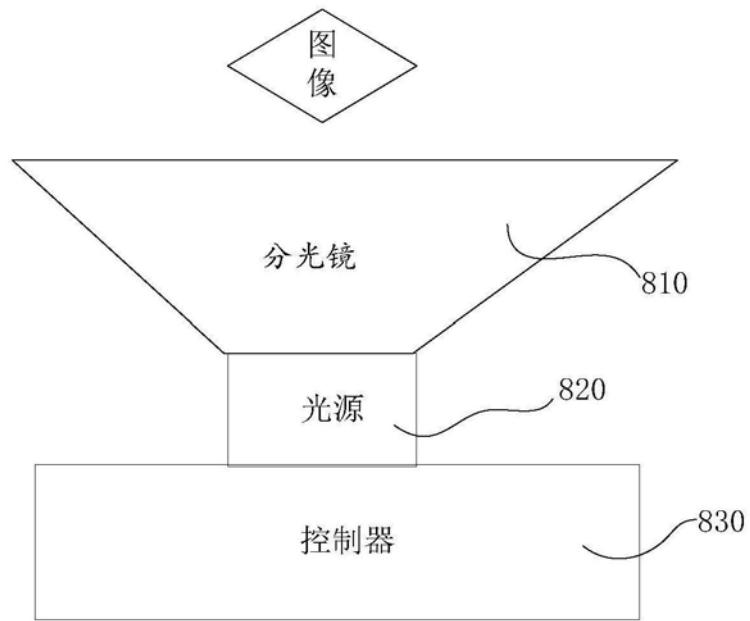


图15

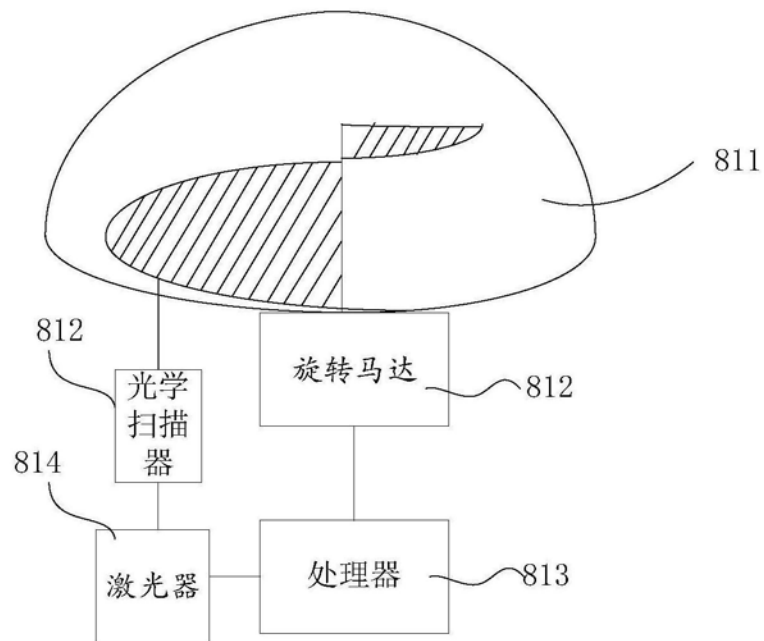


图16

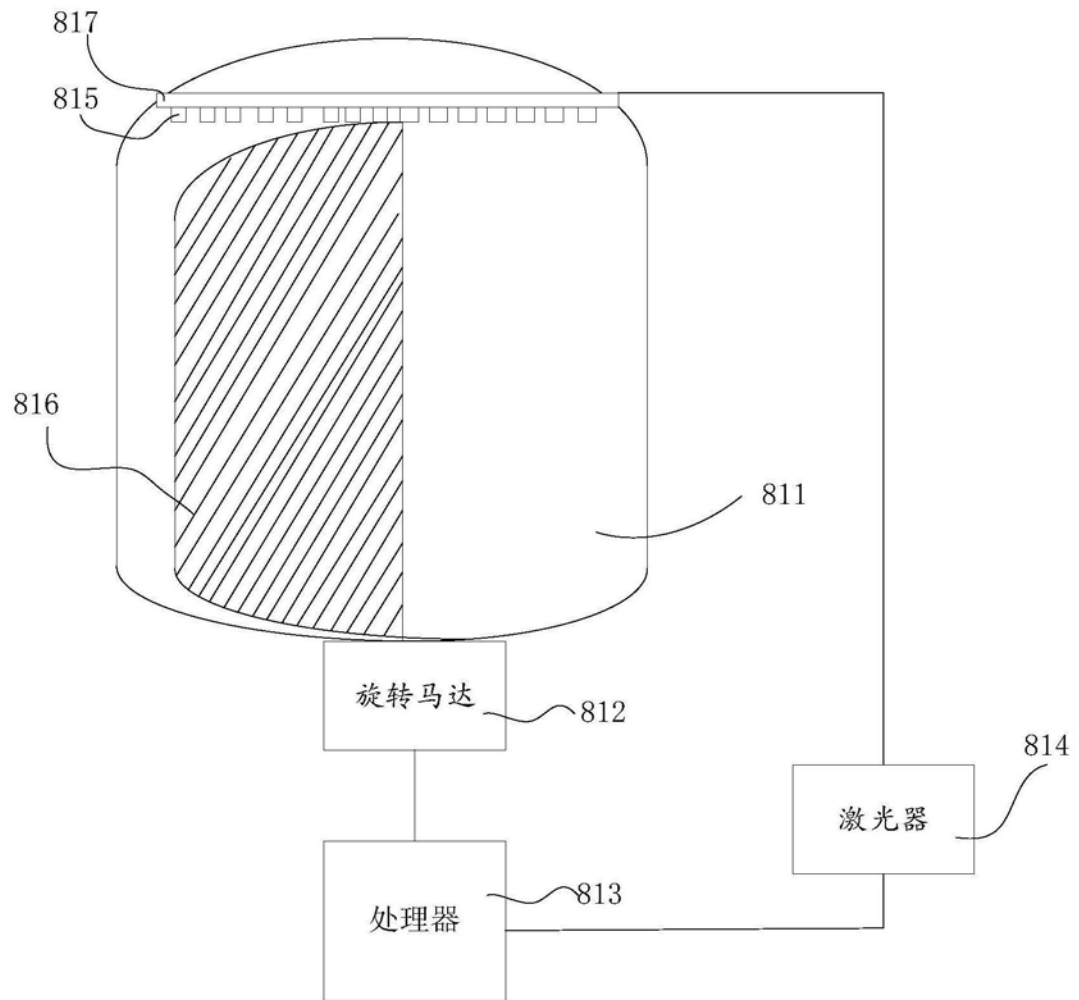


图17

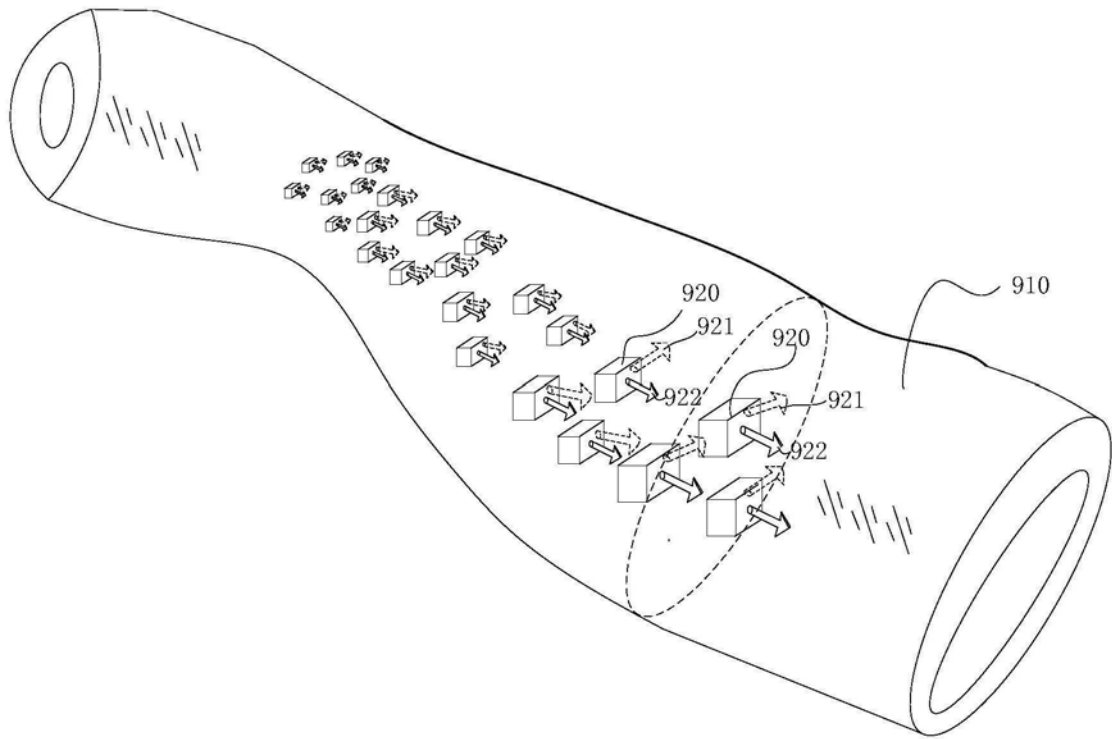


图18

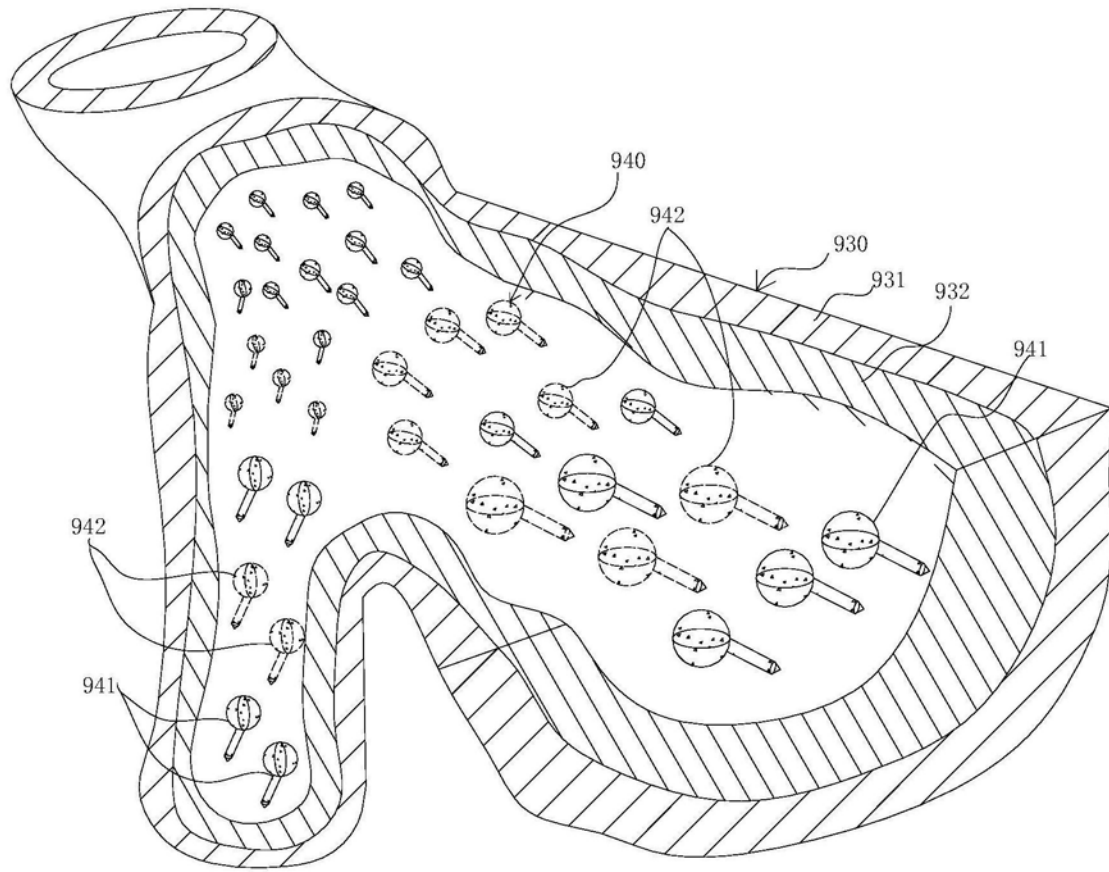


图19

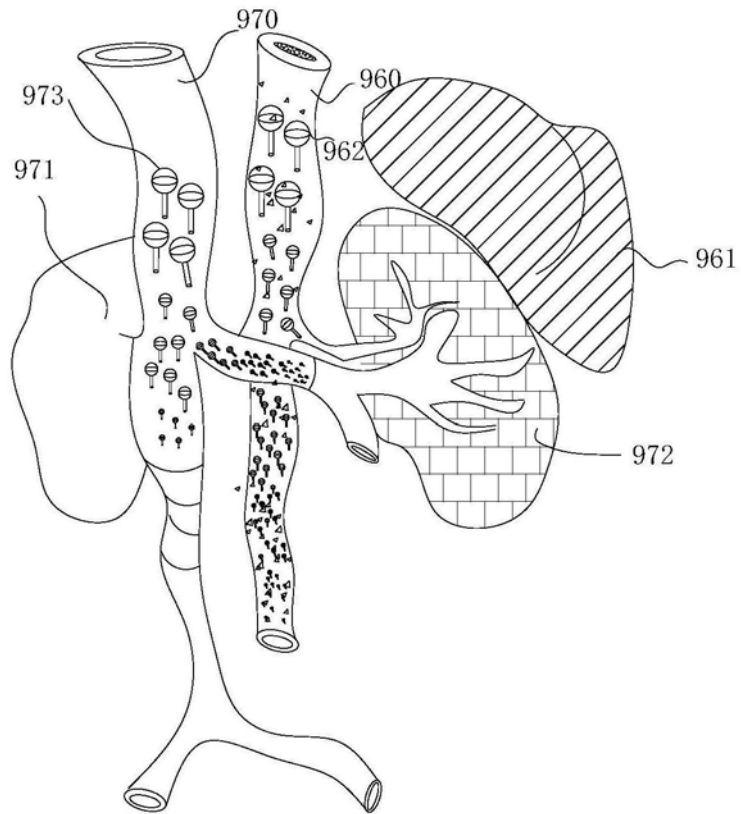


图20

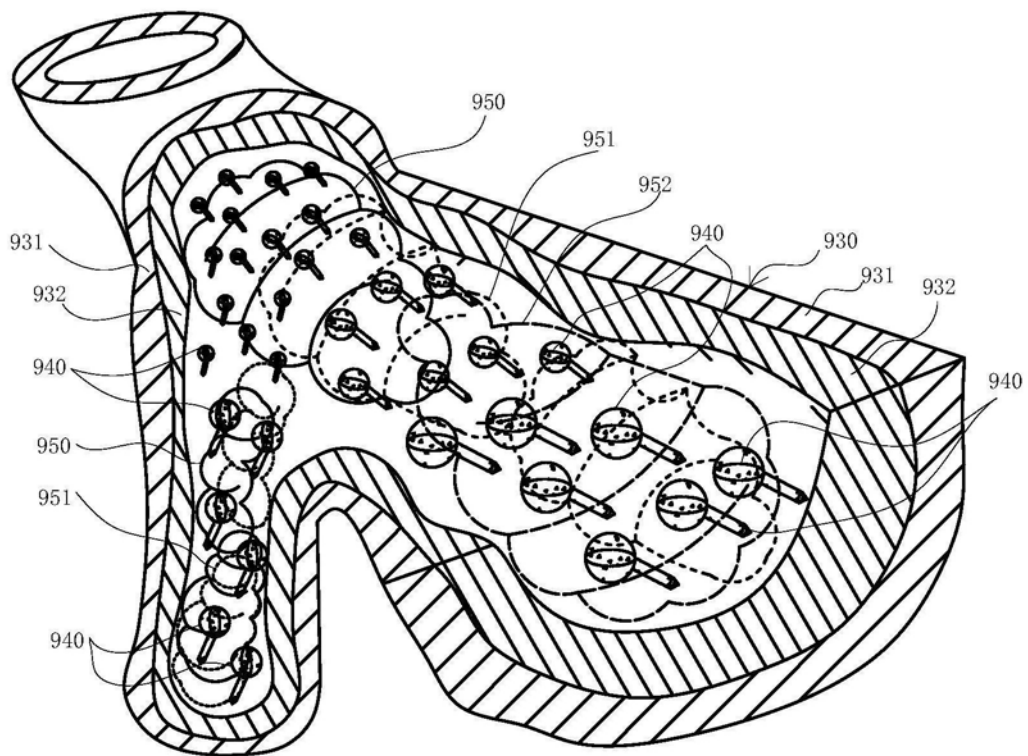


图21

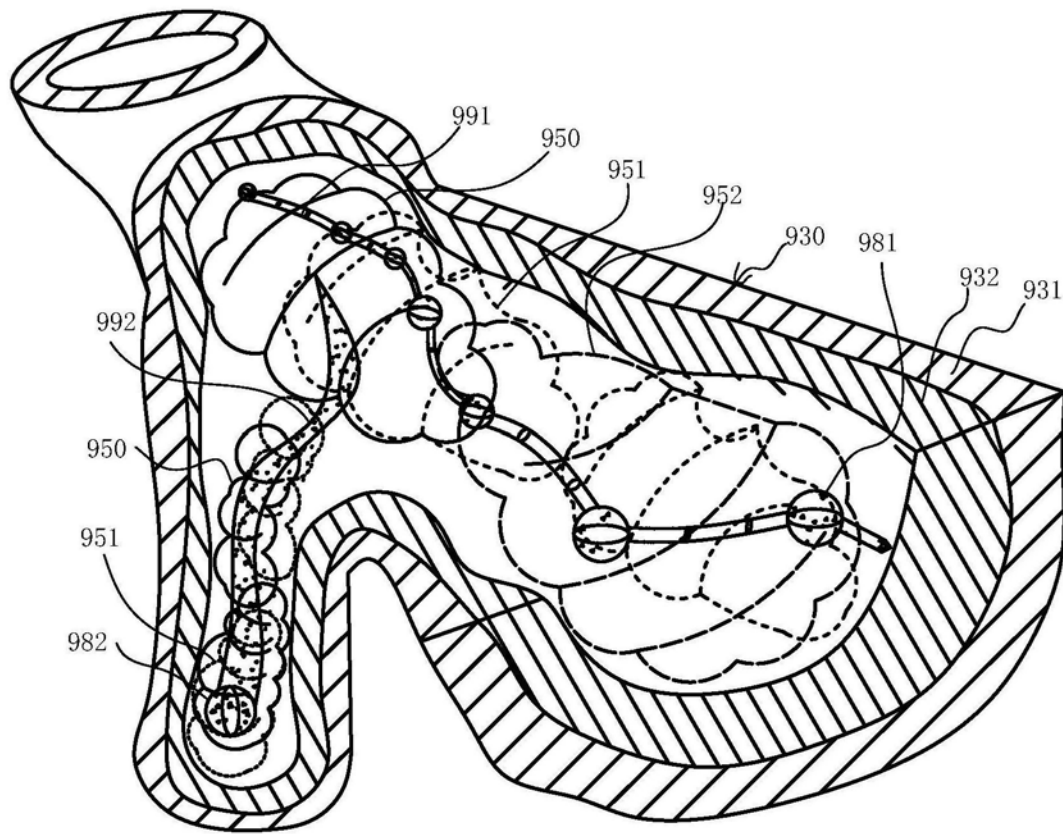


图22

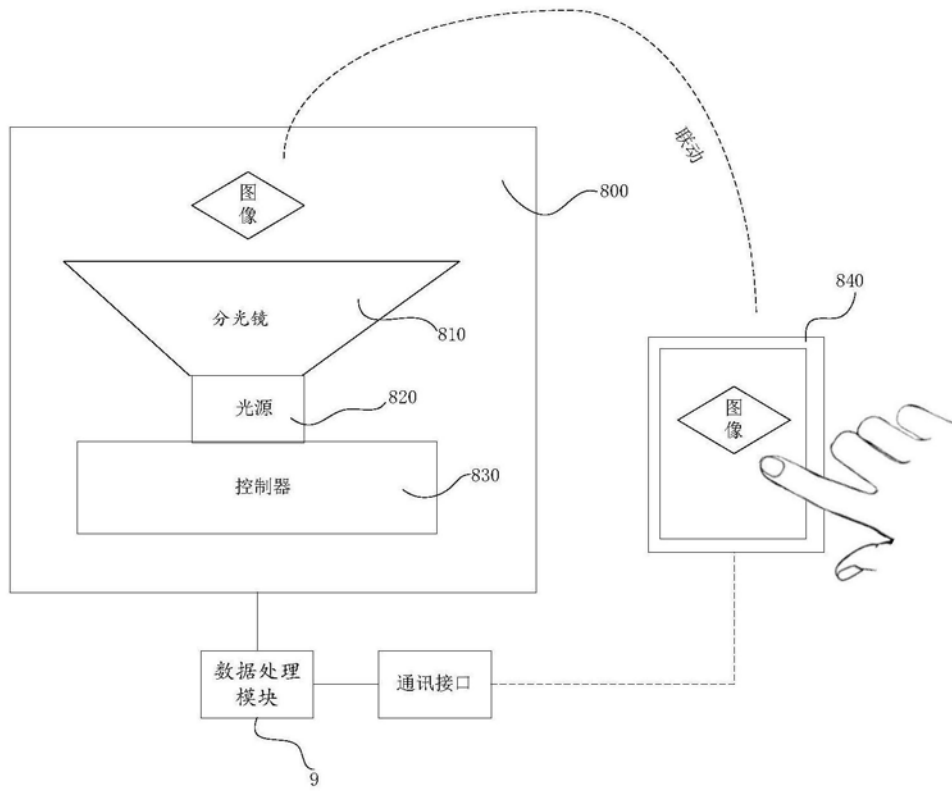


图23

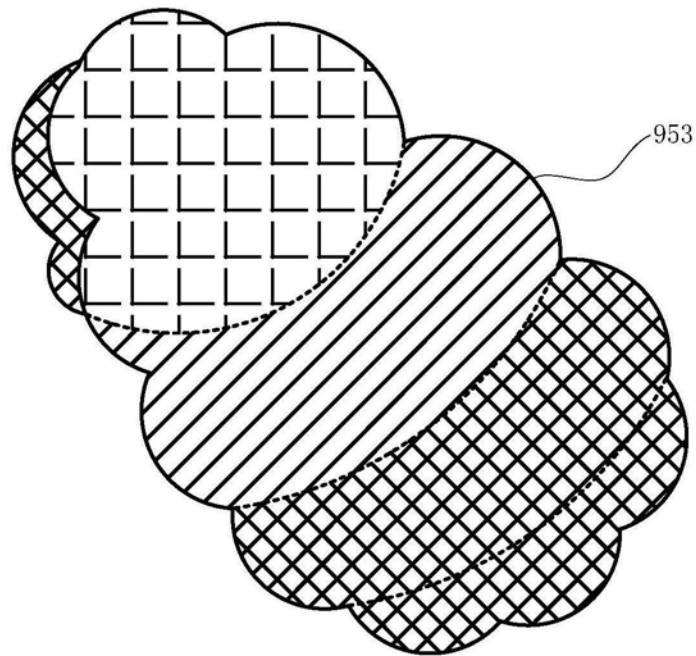


图24

专利名称(译)	超声流体成像方法及超声流体成像系统		
公开(公告)号	CN110811687A	公开(公告)日	2020-02-21
申请号	CN201910945886.X	申请日	2015-06-05
[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		
发明人	杜宜纲 樊睿		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G03H3/00 A61B5/00 G03H1/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/44 A61B8/46 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5215 A61B5/745 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/4466 A61B8/462 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 G01S7/52068 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8925 G01S15/8927 G01S15/8984 G01S15/8993 G03H3/00 G03H2001/0088 G03H2210/42 G16H50/30		
代理人(译)	颜潇		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声流体成像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体超声波束；接收电路4和波束合成模块5，用于接收所述体超声波束的回波，获得体超声回波信号；数据处理模块9，用于根据所述体超声回波信号，获得所述扫描目标内的目标点的流体速度矢量信息、三维立体超声图像数据；及空间立体显示装置8，用于显示所述三维超声图像数据形成所述扫描目标的空间立体图像，并在所述空间立体图像上叠加所述流体速度矢量信息。其通过3D显示技术为用户提供了更好的、多角度的观察视角。

