

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2016 年 12 月 8 日 (08.12.2016)

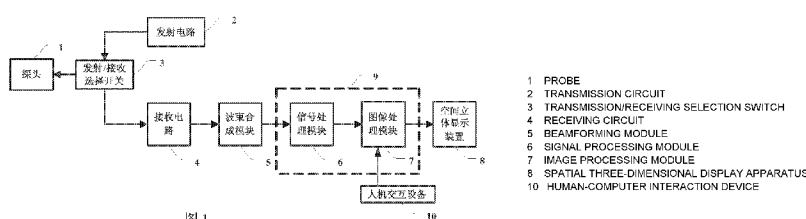


(10) 国际公布号
WO 2016/192114 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 8/06 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2015/080934
- (22) 国际申请日: 2015 年 6 月 5 日 (05.06.2015)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 杜宜纲 (DU, Yigang); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 樊睿 (FAN, Rui); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (74) 代理人: 广州华进联合专利商标代理有限公司 (ADVANCE CHINA IP LAW OFFICE); 中国广东省广州市天河区花城大道 85 号 3901 房, Guangdong 510623 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。
- 本国际公布:
— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

(54) Title: ULTRASONIC FLUID IMAGING METHOD AND ULTRASONIC FLUID IMAGING SYSTEM

(54) 发明名称: 超声流体成像方法及超声流体成像系统



(57) Abstract: An ultrasonic fluid imaging method and an ultrasonic imaging system. The system comprises: a probe (1); a transmission circuit (2) for exciting the probe to transmit body ultrasonic beams to a scanned target; a receiving circuit (4) and a beamforming module (5) for receiving an echo of the body ultrasonic beams to obtain a body ultrasonic echo signal; a data processing module (9) for obtaining, according to the body ultrasonic echo signal, fluid velocity vector information and three-dimensional ultrasonic image data of a target point inside the scanned target; and a spatial three-dimensional display apparatus (8) for displaying the three-dimensional ultrasonic image data to form a spatial three-dimensional image of the scanning target, and superposing the fluid velocity vector information on the spatial three-dimensional image. The system provides a better multi-angular observation view for a user by means of a 3D display technique.

(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。所述系统通过 3D 显示技术为用户提供了更好的、多角度的观察视角。

WO 2016/192114 A1

说明书

发明名称：超声流体成像方法及超声流体成像系统

技术领域

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。

5

背景技术

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。

10 由于每次取样都包含了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，

20 从而完成彩色多普勒血流显示。

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。

5

发明内容

基于此，有必要针对现有技术中的不足，提供一种超声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。

10 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：

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；

15 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；

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。

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：

20 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；

25 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

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。

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。

5

附图说明

图 1 为本发明一个实施例的超声成像系统的框图示意图;

图 2 为本发明一个实施例的垂直发射的平面超声波束的示意图;

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;

10 图 4 为本发明一个实施例的聚焦超声波束的示意图;

图 5 为本发明一个实施例中发散超声波束的示意图;

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;

15 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;

图 8 为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;

图 9 为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;

图 10 为本发明其中一个实施例的方法流程示意图;

20 图 11 为本发明的其中一个实施例中成像效果示意图;

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;

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;

25 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;

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;

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;

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；

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；

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；

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；

5 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；

图 20 为本发明的其中一个实施例中成像效果示意图；

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；

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；

10 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；

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

15 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。

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。

20

25

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。

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。

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。

参与超声波发射的阵元可以同时被发射脉冲激励；或者，参与超声波发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间可以有一定的延时。通过控制参与超声波的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时，可改变上述合成超声波束的传播方向，下文将具体说明。

通过控制参与超声波的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时，也可以使参与超声波的发射的各个阵元发射的超声波在传播过程中不会聚焦，也不会完全发散，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”。

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。

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。

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。

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 α ），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 α

的大小。

同理，无论是平面超声波束、聚焦超声波束还是发散超声波束，均可以通过调整控制参与超声波的发射的阵元被发射脉冲激励的时间之间的延时，来调整合成波束的方向与阵元排列平面的法线方向之间所形成的合成波束的“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。

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。

本文中将“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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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
5 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。

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，
10 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：

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；
15 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；

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。

20 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。

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
25 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，具体可参看图 2 至图 6(a)-图 6(c) 的解释。

5 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。

15 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
20 用于计算目标点的流体速度矢量信息。

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。

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
25 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。

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。

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 $A_1 B_1 A_2 B_2 A_3 B_3 A_4 B_4 \dots A_i B_i$ ，以此类推。其中， A_i 是第一个超声波传播方向中的第 i 次发射； B_i 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 $A_1 B_1 B_1 C_1 A_2 B_2 B_2 C_2 A_3 B_3 B_3 C_3 \dots A_i B_i B_i C_i$ ，以此类推。其中 A_i 是第一个超声波传播方向中的第 i 次发射； B_i 是第二个超声波传播方向中的第 i 次发射； C_i 是第三个超声波传播方向中的第 i 次发射。

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：

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；

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。

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。

例如，上述连续的“ $A_i B_i C_i$ ”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“ $A_i B_i C_i$ ”的发射过程中的方式，以下以在上述连续的“ $A_i B_i C_i$ ”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。

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，

$A_1 B_1 C_1 D_1 A_2 B_2 C_2 D_2 A_3 B_3 C_3 D_3 \dots A_i B_i C_i D_i$, 以此类推;

其中, A_i 是第一个超声波传播方向中的第*i*次发射; B_i 是第二个超声波传播方向中的第*i*次发射; C_i 是第三个超声波传播方向中的第*i*次发射; D_i 是第*i*次体聚焦超声波束的发射。

5 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
10 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。

15 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。

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。

20 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。

25 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。

5 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
10 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
15 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。

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。

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
20 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。

25 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。

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。

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，
5 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。

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
10 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
15 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。

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。

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，
20 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。

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
25 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。

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。

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間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。

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（例如扫描目标的空間立体图像）上，用以在空間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間分布密度，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
5 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。

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
10 立体图像上，用以在空间立体显示装置上显示。

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：

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
15 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
20 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。

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
25 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，可以采用任意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。

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。

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的不同显示方式，在步骤 S400 中可以获得不同的流体速度矢量信息。

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。

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。

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 P11、P12、.....、P1n 中，然后，参照上述实施例中根据用户自主选择目标点的部分或全部、或者由系统默认目标点的分布密度等，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 P11 中的流体速度矢量（如 P11 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 P11 上的初始位置移动到时刻 t_2 的三维超声图像数据 P12 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 P12 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 P11 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 P12 中流体速度矢量信息。依次类推，每相邻的两个时刻，沿目标点在第一时间点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 P10 中进行叠加显示。

本实施例的显示方式中, 计算出目标点在一时间间隔的移动位移, 并依据该位移确定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 P10 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 P10 显示时的效果示意图。

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。

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。

5 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。

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
10 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。

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。

15 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。

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
20 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”。

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
25 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。

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。

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
5 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。

10 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
15 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。

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
20 梯度获得目标点的速度矢量的方法包括：

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。

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；

25 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；

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。

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。

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)：

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

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

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

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。

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)：

$$\begin{bmatrix} P_1^t \\ P_2^t \\ \vdots \\ P_N^t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_1^x & P_1^y & P_1^z \\ P_2^x & P_2^y & P_2^z \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ P_N^x & P_N^y & P_N^z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \vdots \\ \varepsilon_N \end{bmatrix} \quad (3)$$

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）。

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

$$\text{其中，参数矩阵 } A = \begin{bmatrix} P_1^x & P_1^y & P_1^z \\ P_2^x & P_2^y & P_2^z \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ P_N^x & P_N^y & P_N^z \end{bmatrix}, \quad u = \begin{bmatrix} P_1^t \\ P_2^t \\ \vdots \\ P_N^t \end{bmatrix}。$$

5 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）

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

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
10 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，

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

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

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）。

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

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。

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

其中, 加权系数 $w = \begin{bmatrix} I_A \sqrt{\frac{1}{\sigma_A^2}} & 0 \\ 0 & I_B \sqrt{\frac{1}{\sigma_B^2}} \end{bmatrix}$, 0 为零矩阵, I_A 和 I_B 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
5 误差项的方差的倒数的平方根。

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。

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。

10 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:

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
15 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:

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

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

公式 (10)

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

5 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。

10

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

15

20

25

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。

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。

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。

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，
5 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。

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，
10 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。

15 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。

20 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。

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
25 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，
5 从而实现不同的计算机静态、动态图形的全息显示。

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
10 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。

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
15 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。

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。
20

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
25 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。

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
5 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。

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
10 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。

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
15 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。

（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
20 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
25 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。

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
5 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 内生成多个个体像素，汇聚多个个体像素可形成悬浮的空间立体图像。

10 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，
15 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。

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
20 光阵列 817 上设置有多个光束出口 815，发光阵列 817 可以采用三块基于机电系统(MEMS)的 DLP 光学芯片，每块芯片上均布设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
25 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，汇聚多个个体像素可

形成悬浮于体素实体部 811 内的空间立体图像。

(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
5 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
10 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象素具有特殊的电控光学属性, 当对其加电压时, 该液
15 晶象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, 该液晶象素将变成不透明的, 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
20 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。

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
25 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。

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。

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。

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。

5 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
10 的展现流体速度矢量标识 920。

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
15 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。

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
20 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。
25

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。

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。

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。

另外，如图 21 所示，当上述实施例中在步骤 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。

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。

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。

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。

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。

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：

- 5 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。

10 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。

 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，
15 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。

 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，
20 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。

 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
25 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。

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。

5 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
10 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。

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：

15 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，用于接收上述体超声波束的回波，获得体超声回波信号；

20 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

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。

25 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。

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。

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,获得体平面超声回波信号;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。

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。

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。

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：

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；

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；

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；

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，依据分布密度指令在扫描目标内随机选择目标点；

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；

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；

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

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。

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。

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
5 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。

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
10 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
15 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
20 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。

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。
25 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。

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机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 10 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，为方使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。

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、15 更加真实、信息量更加丰富。

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20 保护范围应以所附权利要求为准。

权利要求书

1、一种超声流体成像方法，其包括：

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

5 图像数据；

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；

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。

10 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，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：

15 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，

20 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

25 空间立体图像中标记所述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，所述获取所述扫描目标的至少一部分的空间三维超声图像数据的步骤中，还包括：

5 通过灰阶血流成像技术，获得所述扫描目标的至少一部分的增强型三维超声图像数据。

7、根据权利要求6所述的超声流体成像方法，其特征在于，所述获取所述扫描目标的至少一部分的三维超声图像数据的步骤中，还包括：

分割所述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，
10 获得云朵状的团簇体区域块；并，

执行所述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的步骤中，还包括：

在显示的空间立体图像中显示所述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。

15 8、根据权利要求7所述的超声流体成像方法，其特征在于，所述在显示的空间立体图像中显示所述云朵状的团簇体区域块的步骤中，在所述云朵状的团簇体区域块叠加色彩信息。

9、根据权利要求8所述的超声流体成像方法，其特征在于，所述分割所述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
20 团簇体区域块的步骤中，基于图像灰度分割所述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；并，

所述在显示的空间立体图像中显示所述云朵状的团簇体区域块的步骤中，通过不同的色彩渲染所述不同灰度特征团簇体区域块。

10、根据权利要求8所述的超声流体成像方法，其特征在于，所述在所述
25 云朵状的团簇体区域块叠加色彩信息的步骤包括：

对于同一云朵状的团簇体区域块，按照所述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。

11、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，通过所述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。

5 12、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；

10 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。

13、根据权利要求 12 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
15 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。

14、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
20 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。

15、根据权利要求 14 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。

16、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
25 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
5 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。

17、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
10 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;

15 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,

20 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。

18、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,基于全息显示技术或基于体三维显示技术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。

25 19、根据权利要求 7 所述的超声流体成像方法,其特征在于,所述方法中,还包括:

获取用户输入的模式切换指令,从当前的空间立体图像显示模式,切换

到通过执行在空间立体图像中显示所述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。

20、根据权利要求 1 所述的超声流体成像方法，其特征在于，所述向扫描目标发射体超声波束使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的步骤包括：

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，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。

21、根据权利要求 20 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。

22、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

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。

5 23、根据权利要求 22 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。

24、根据权利要求 22 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
10 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
15 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 25、根据权利要求 22 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。

26、根据权利要求 22 所述的超声流体成像系统，其特征在于，所述系统
25 中，所述数据处理模块用于根据所述体超声回波信号，通过灰阶血流成像技术，获得所述扫描目标的至少一部分的增强型三维超声图像数据。

27、根据权利要求 26 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分割所述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；

所述空间立体显示装置还用于在显示的空间立体图像中显示所述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。

5 28、根据权利要求 22、23 或 27 所述的超声成像系统，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：

10 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流体速度矢量标识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；

15 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；

20 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；

25 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。

29、根据权利要求 22 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。

30、根据权利要求 22 所述的超声流体成像系统，其特征在于，所述系统
5 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
10 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。

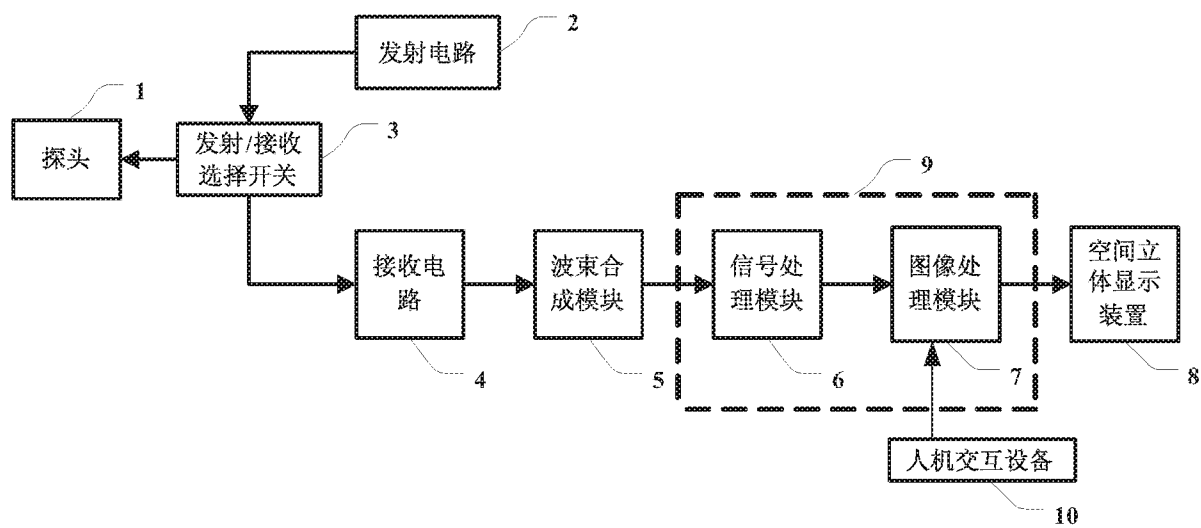


图 1

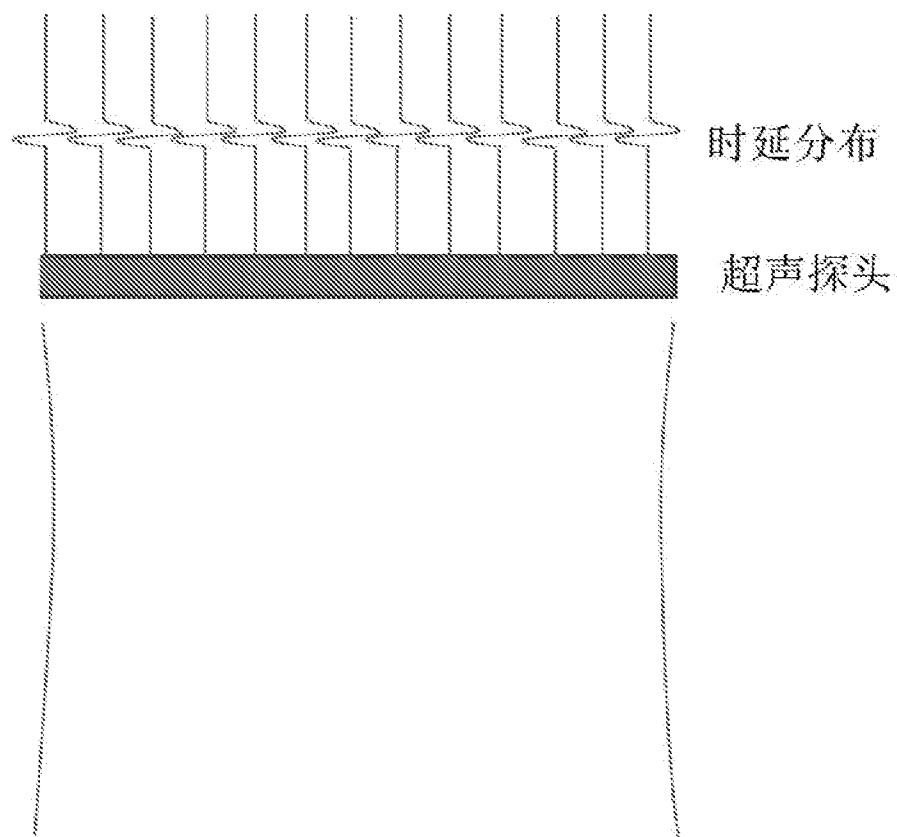


图2

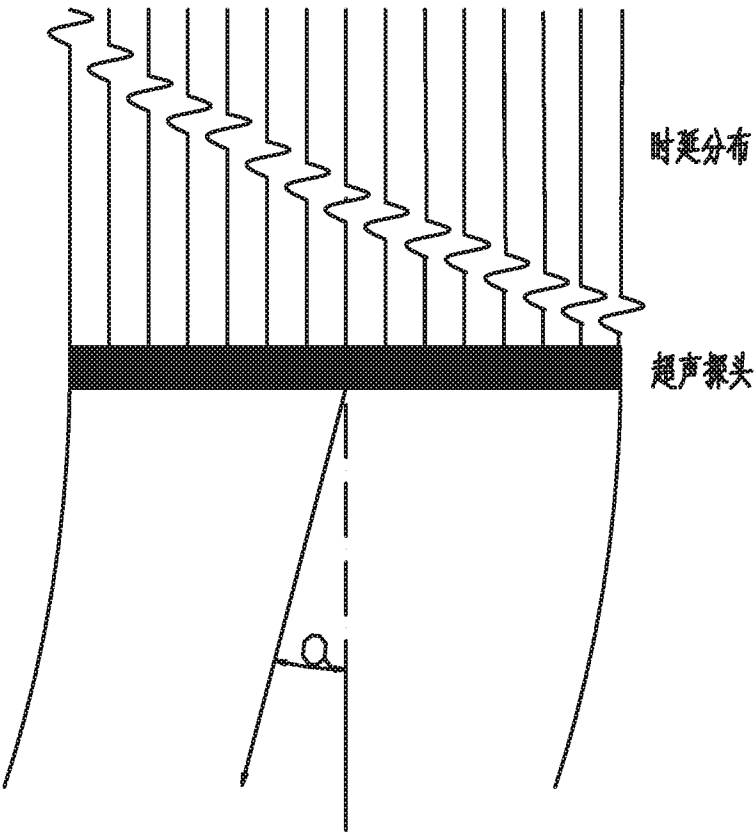


图3

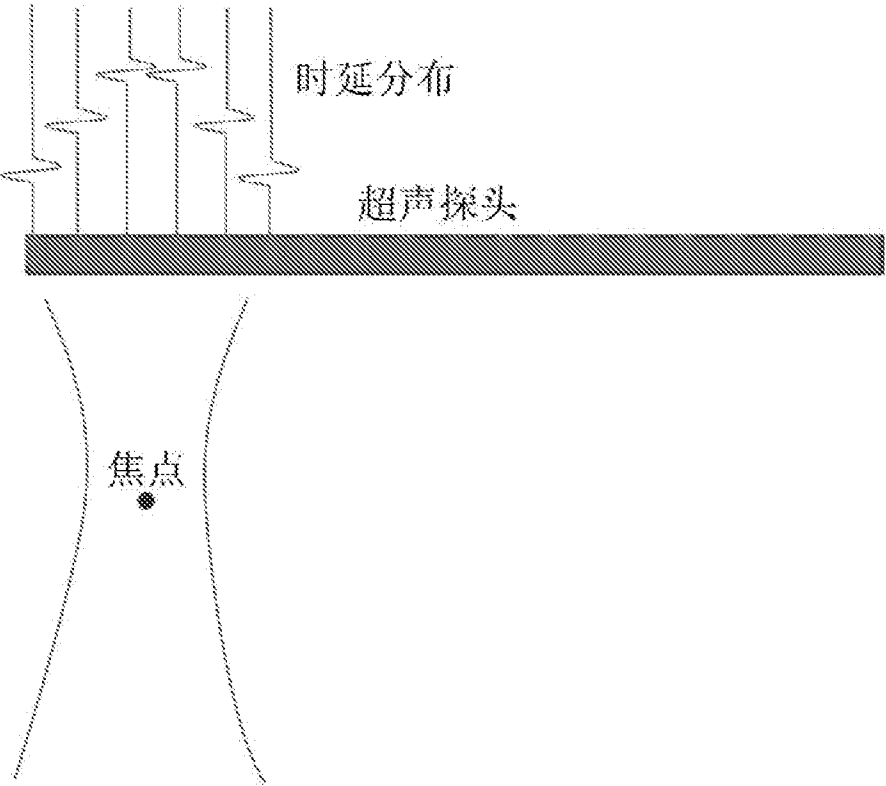


图4

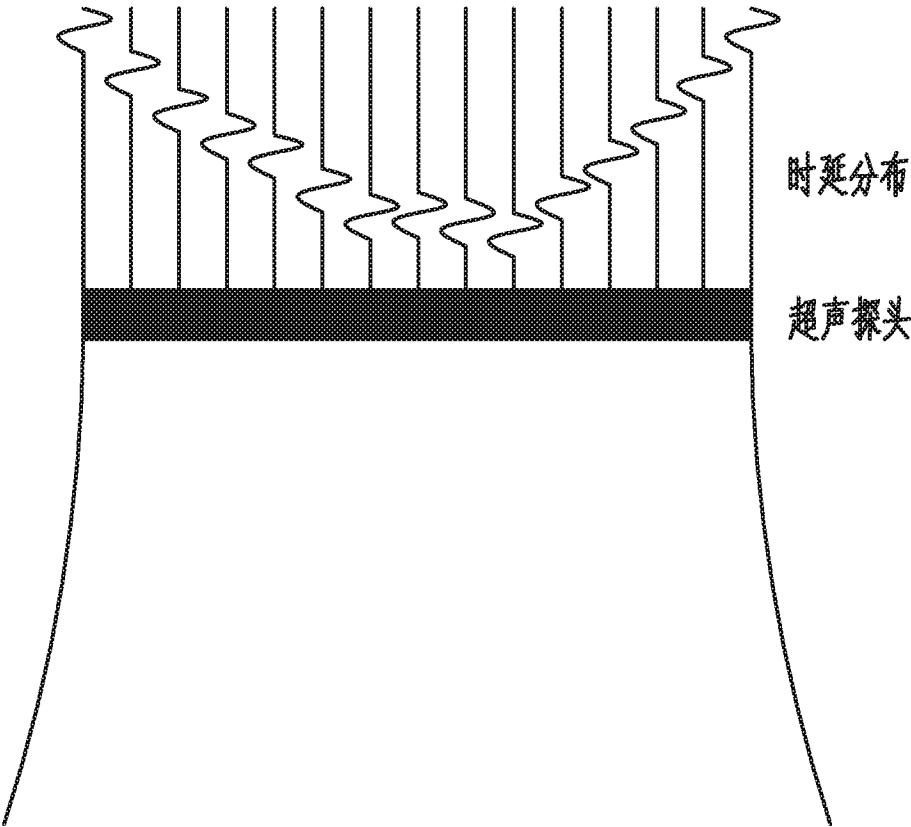


图5

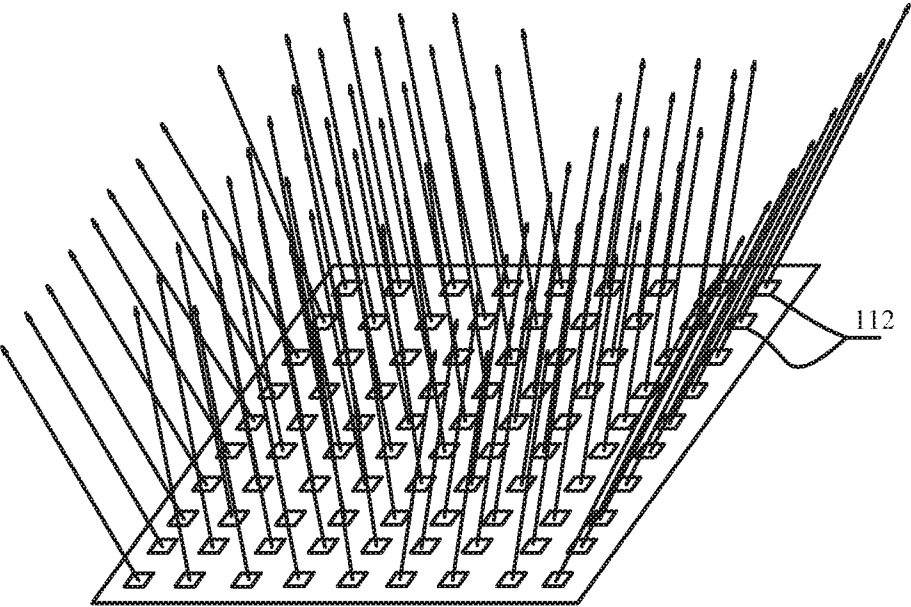


图 6(a)

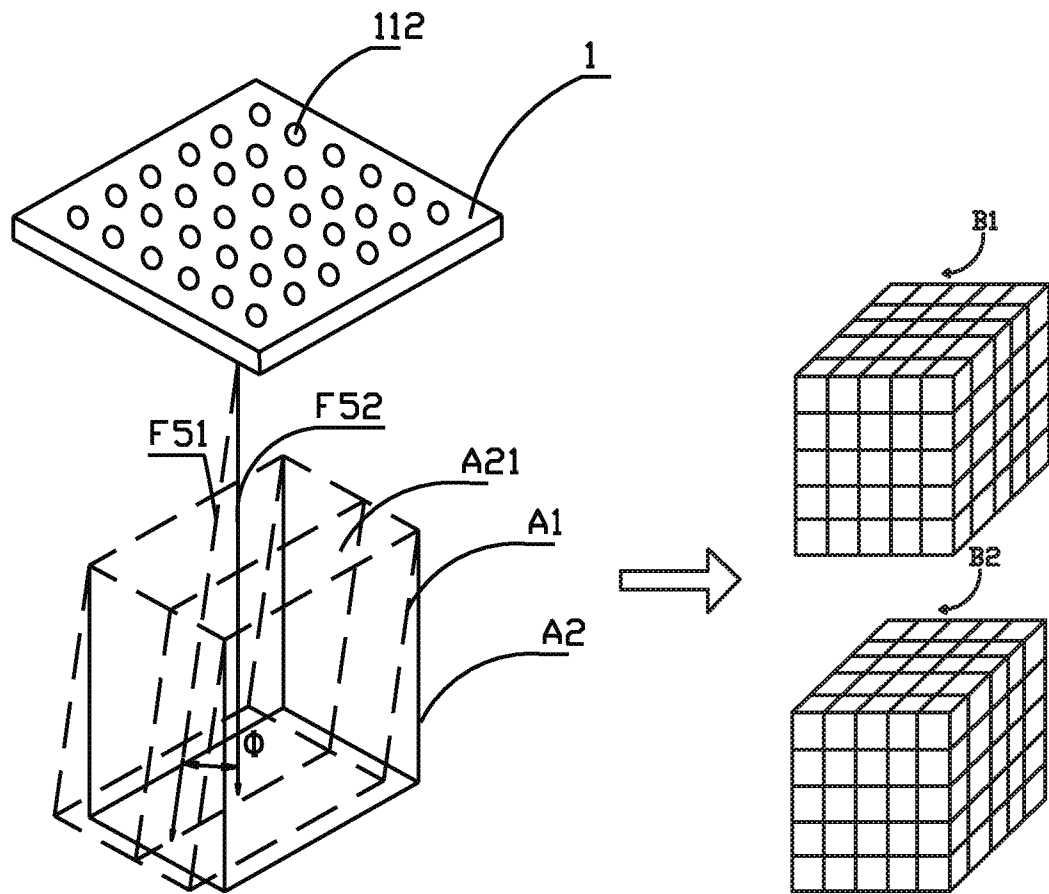


图 6(b)

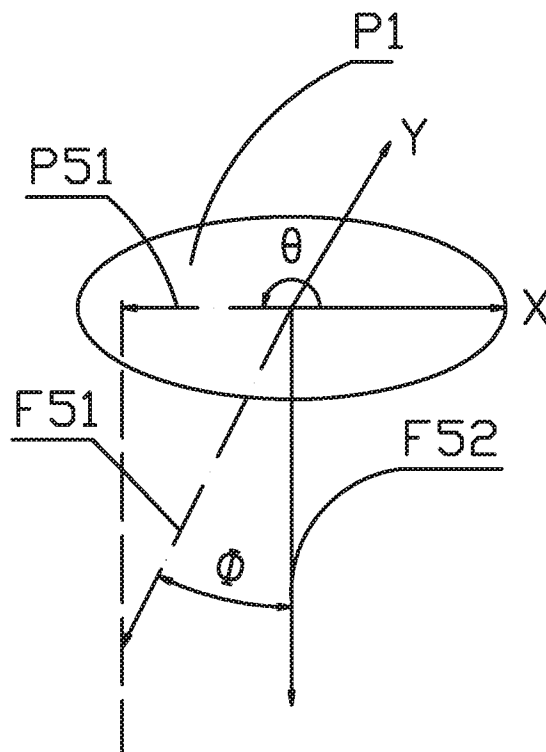


图 6(c)

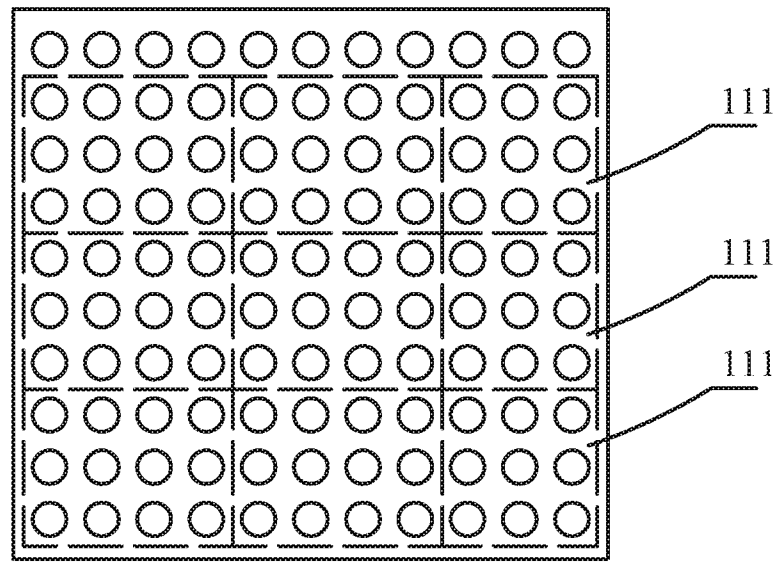


图 7(a)

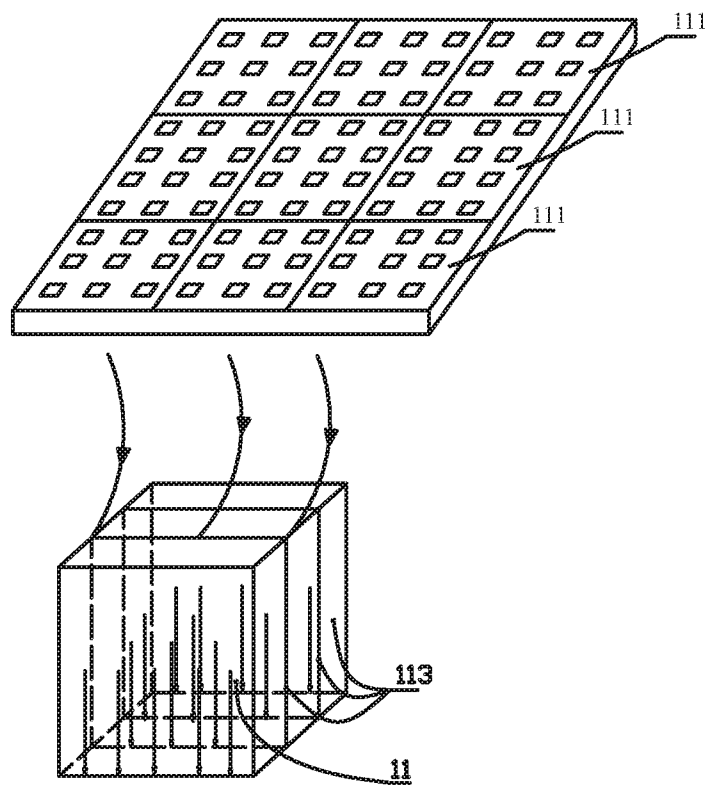


图 7(b)

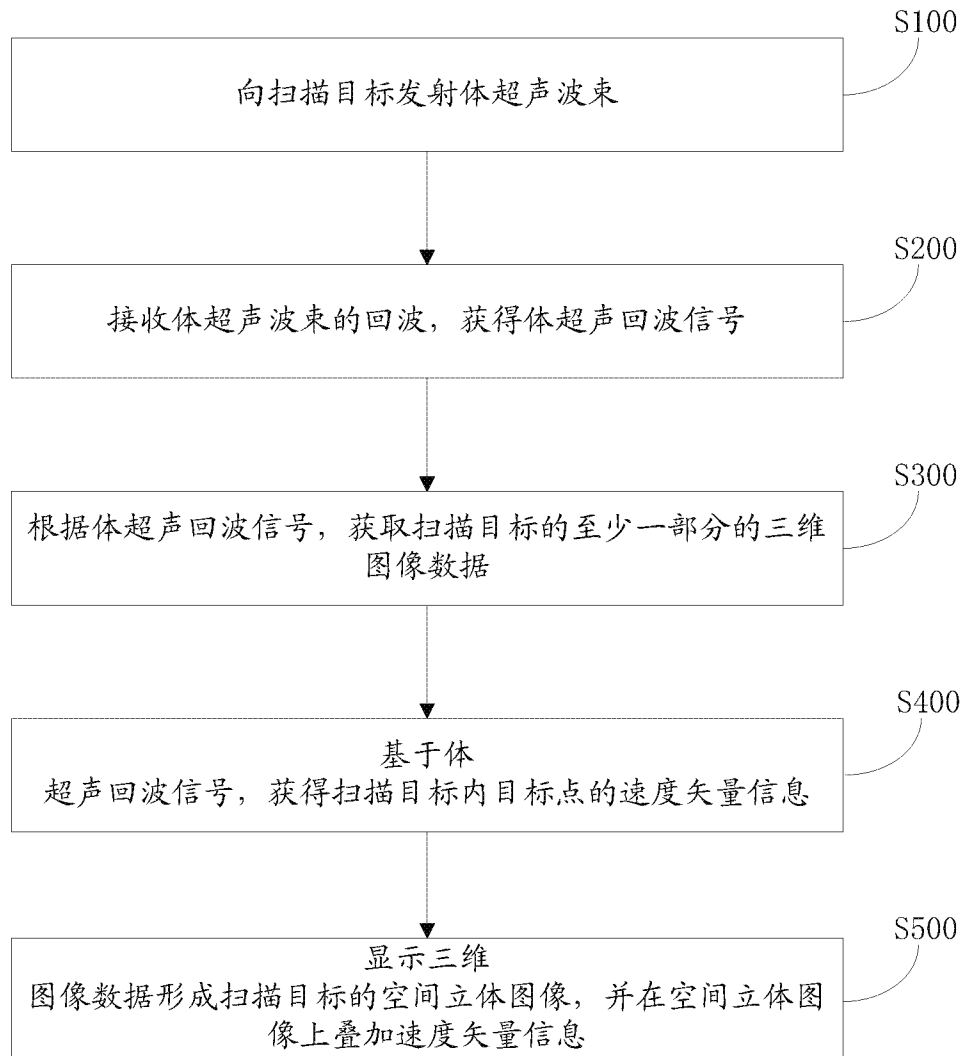


图 8

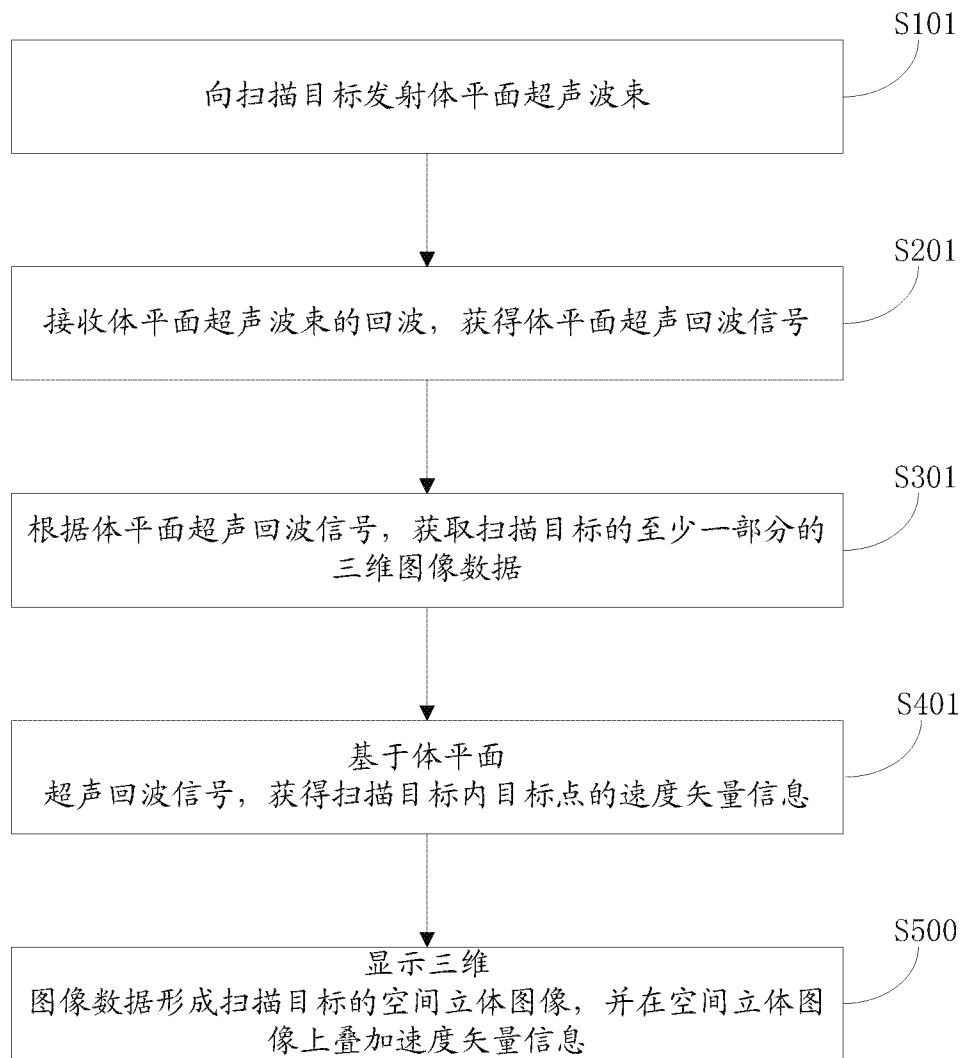


图 9

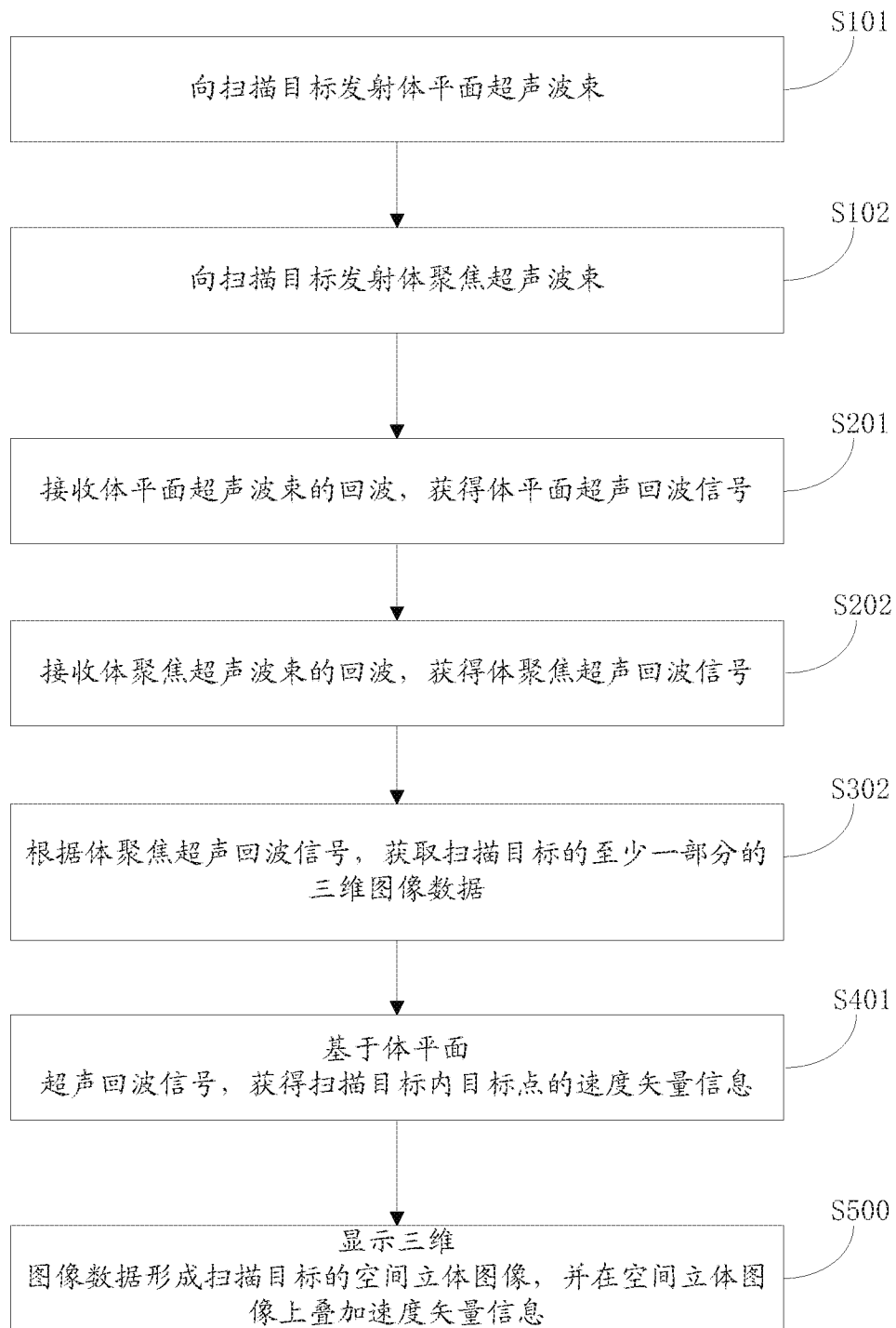


图 10

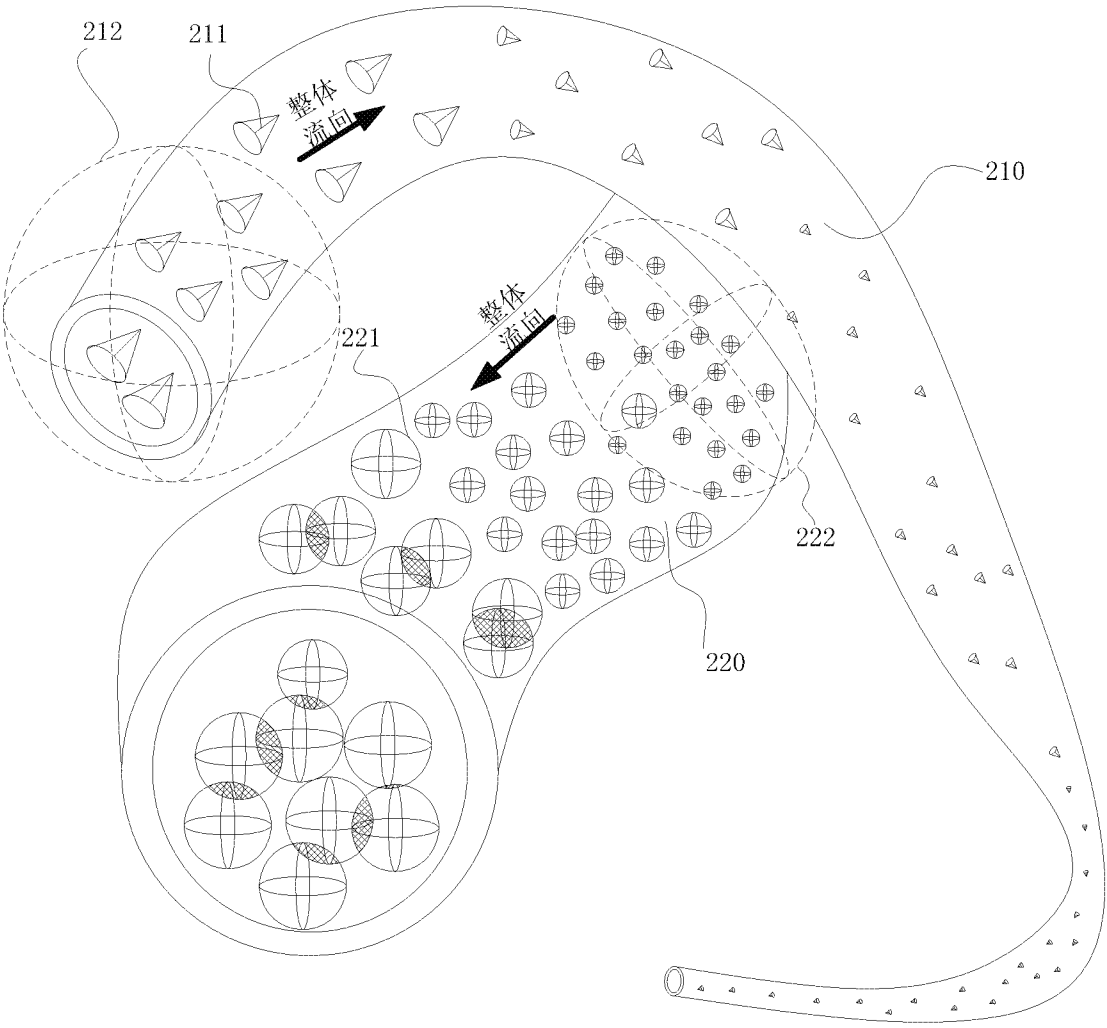


图 11

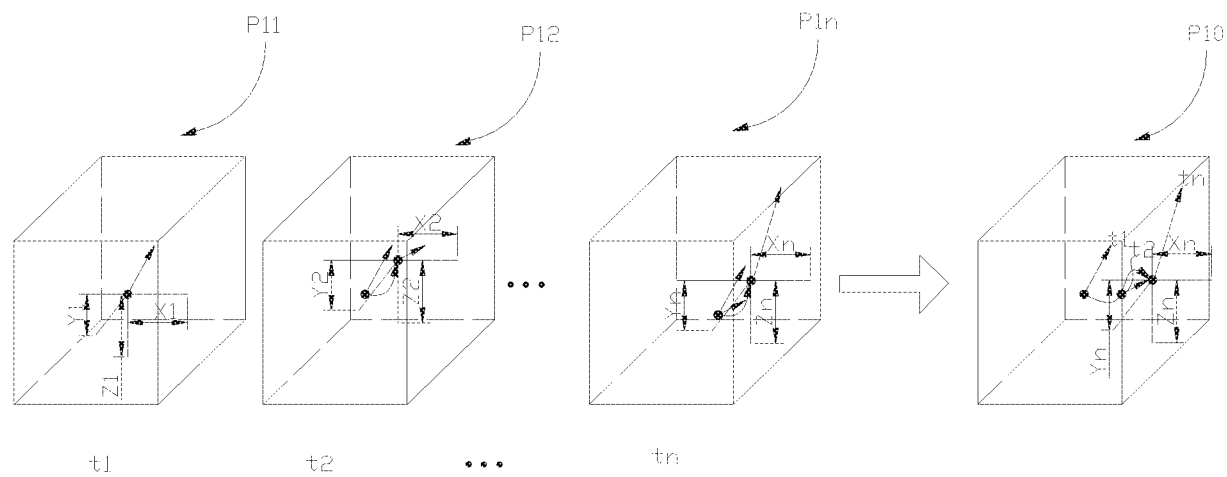


图 13(b)

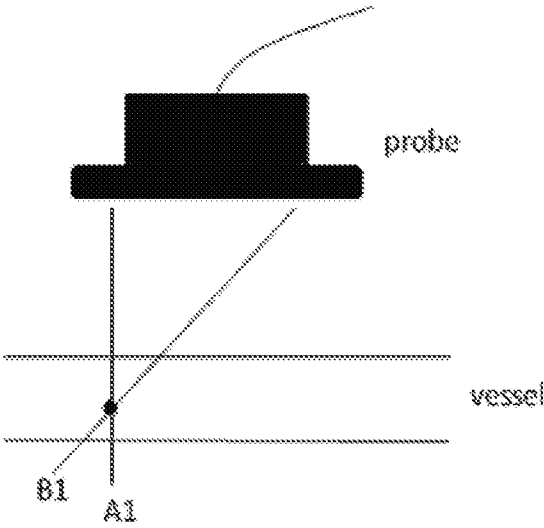


图 14(a)

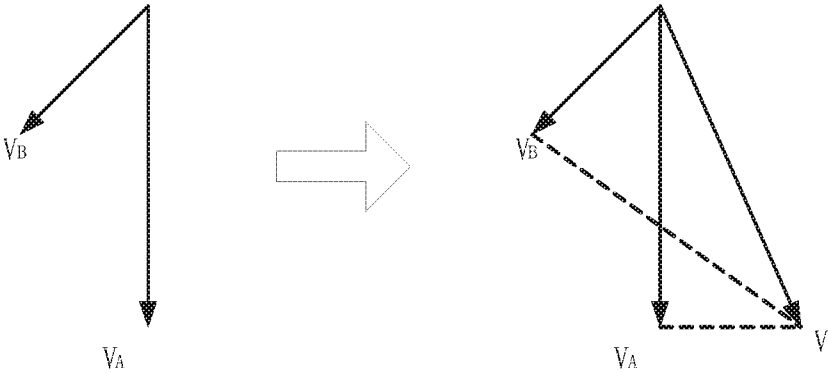


图 14(b)

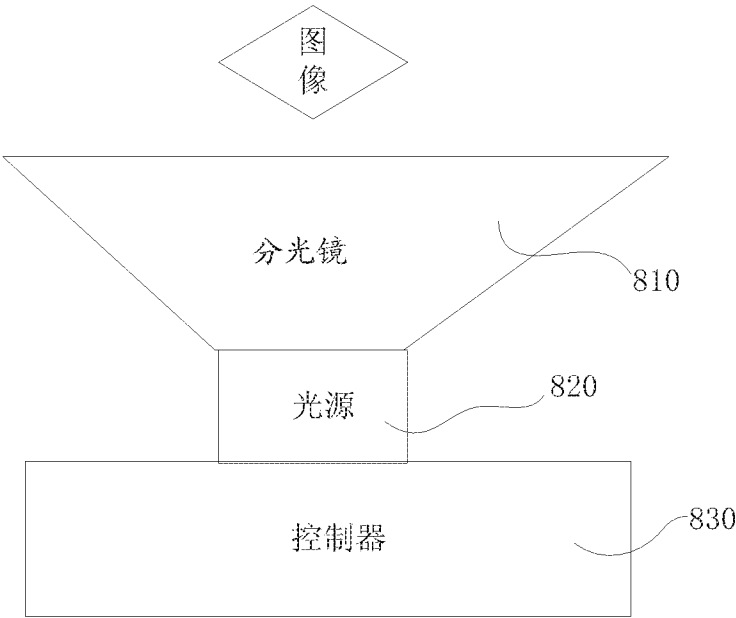


图 15

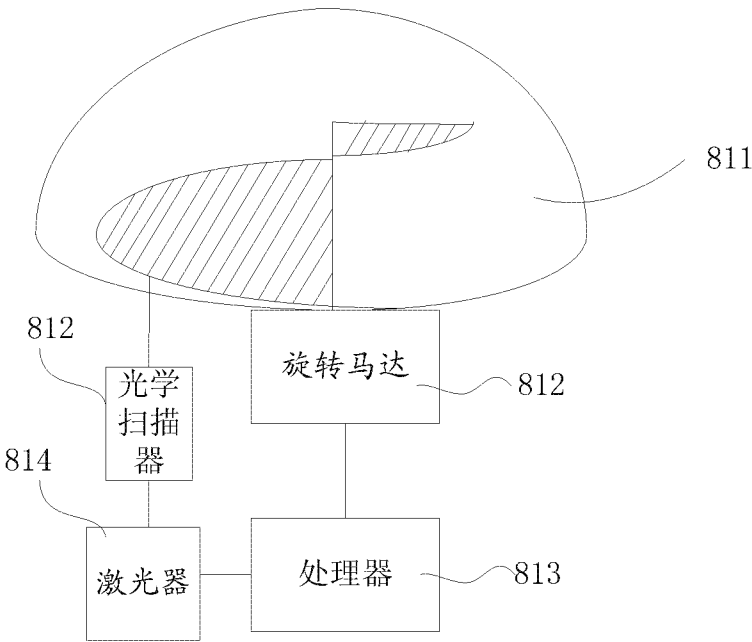


图 16

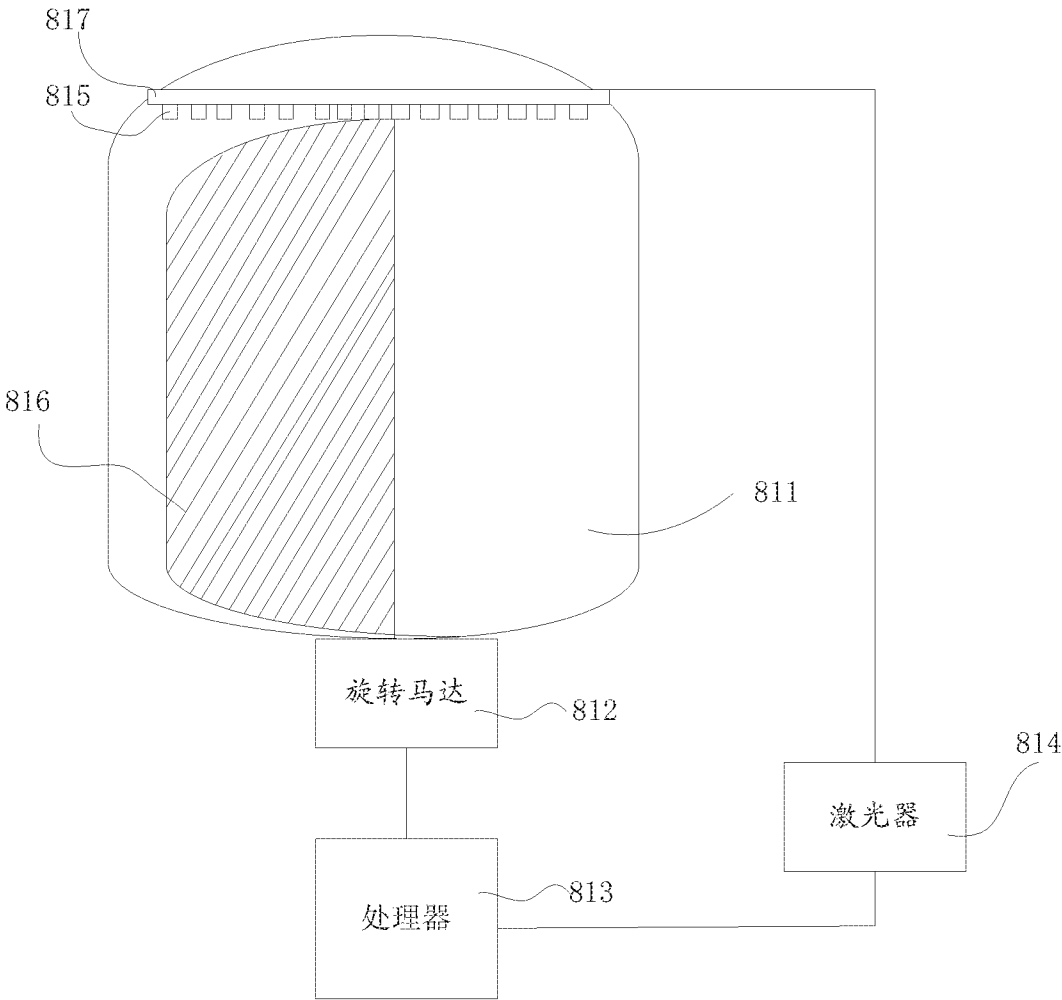


图 17



图 18

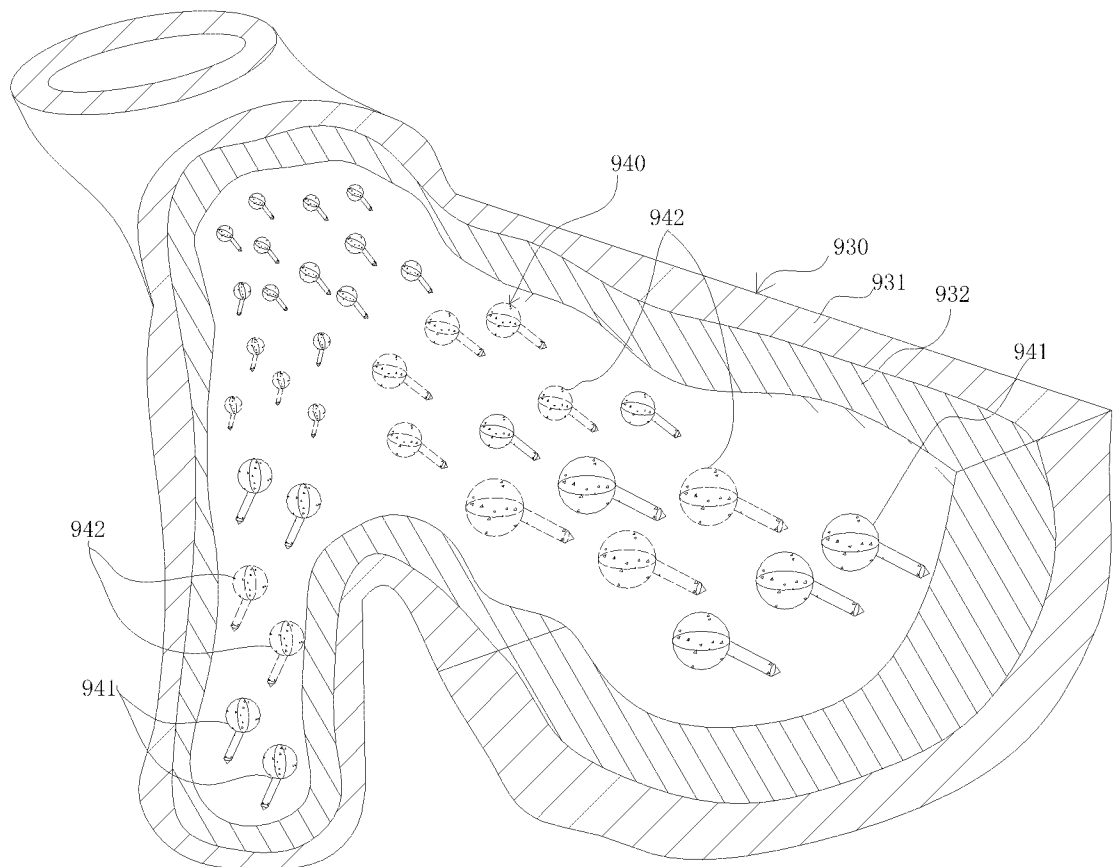


图 19

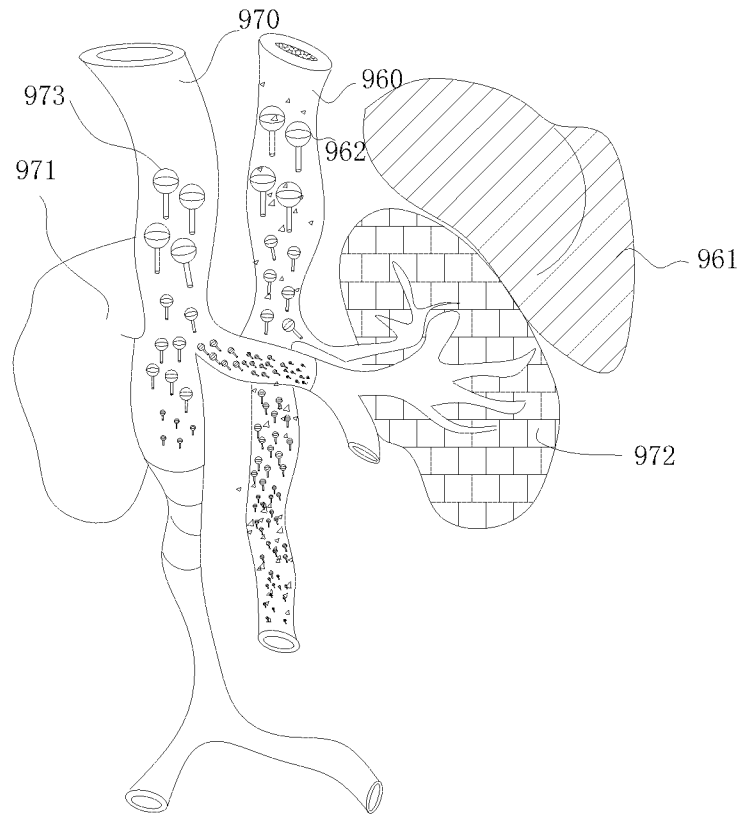


图 20

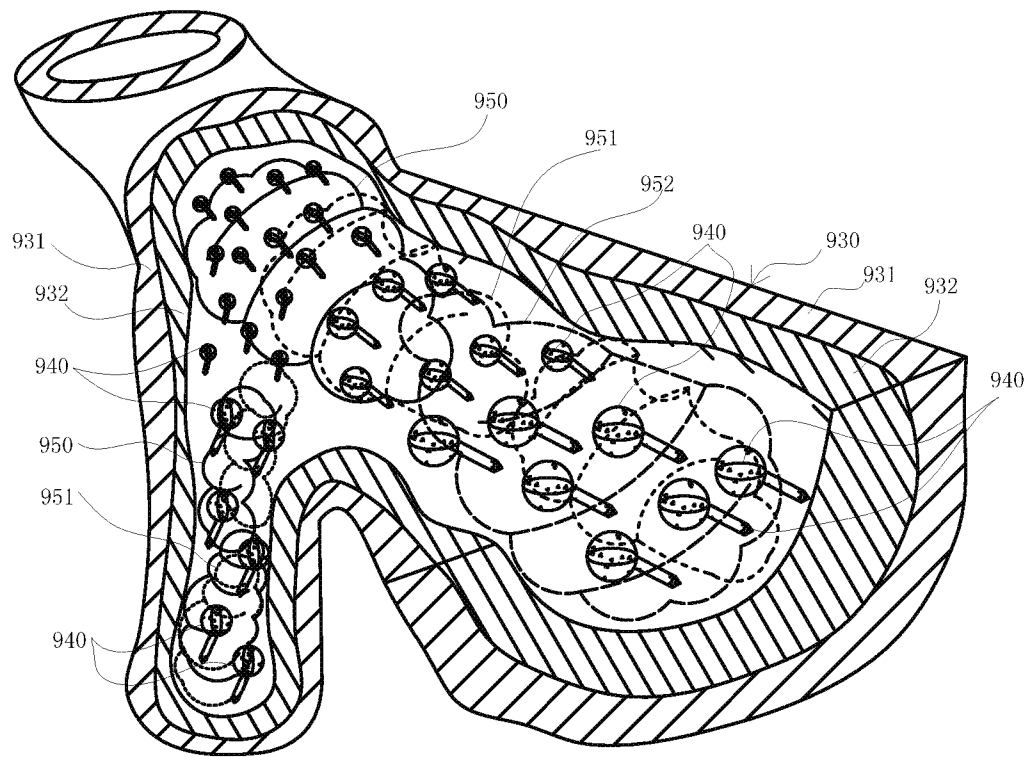


图 21

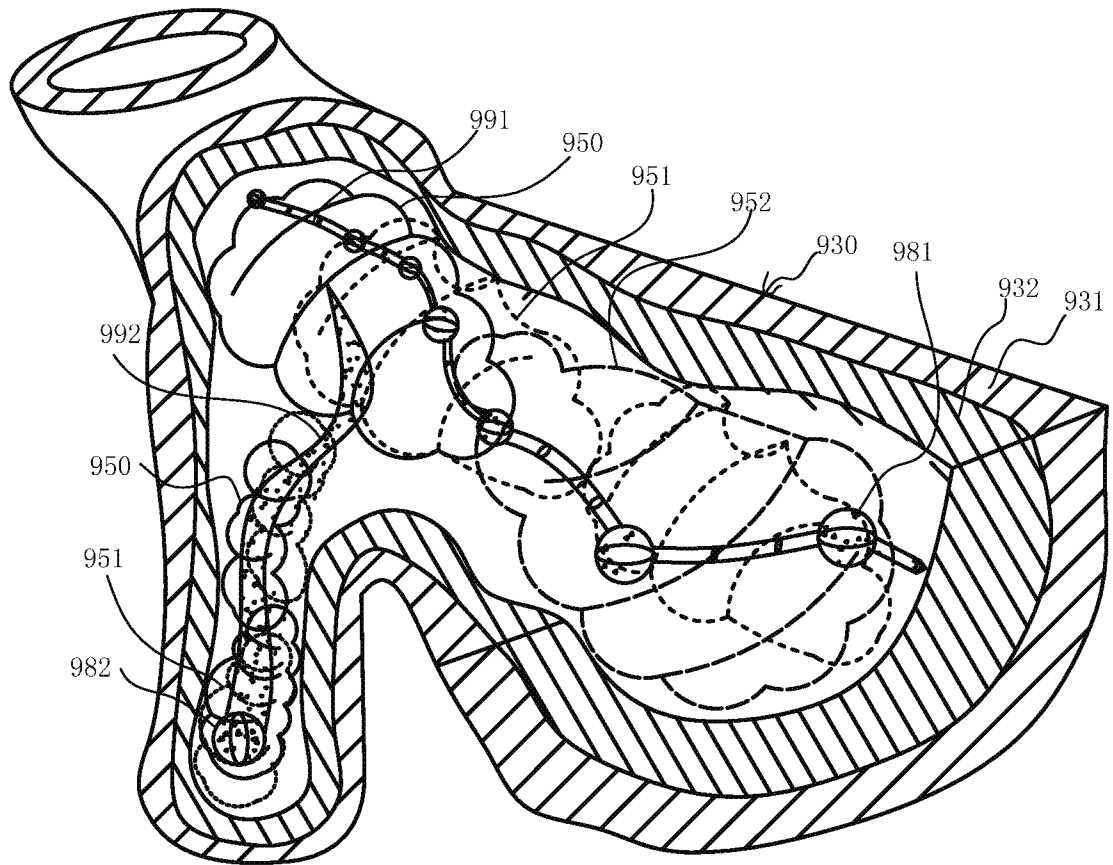


图 22

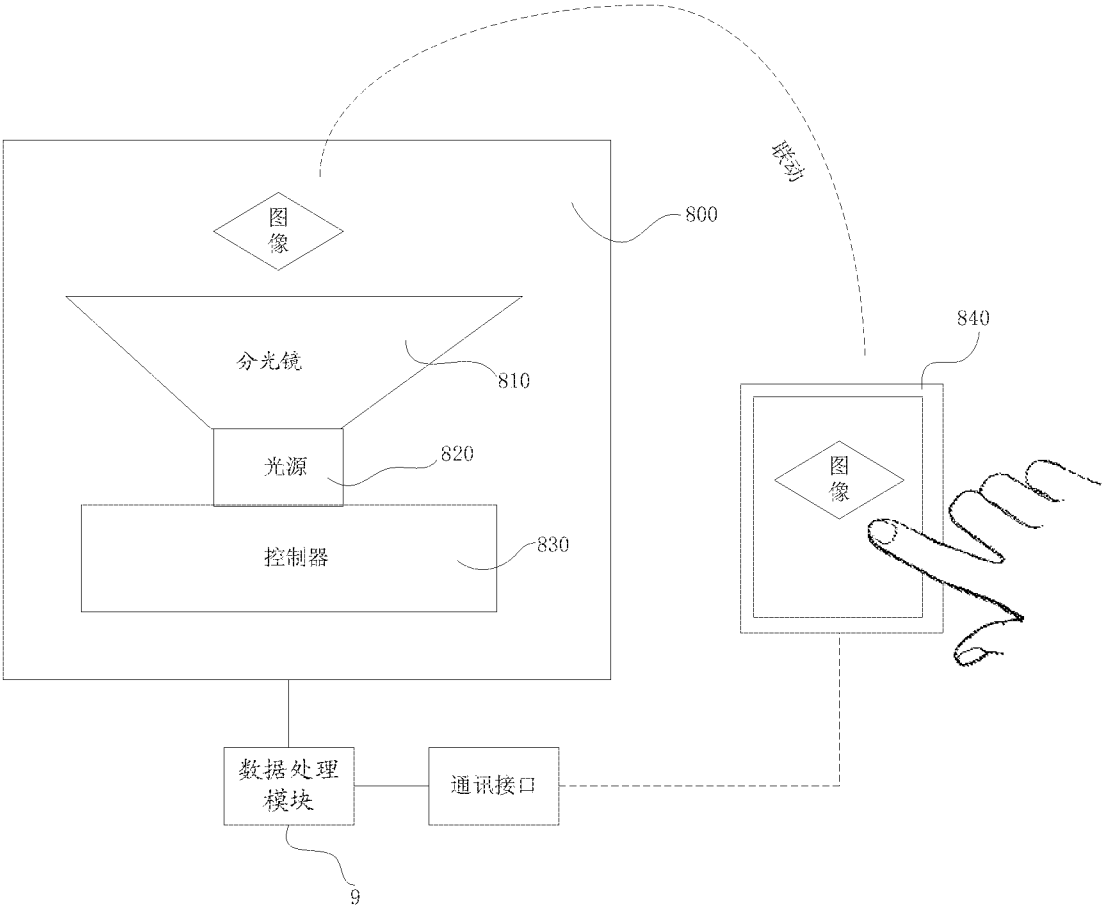


图 23

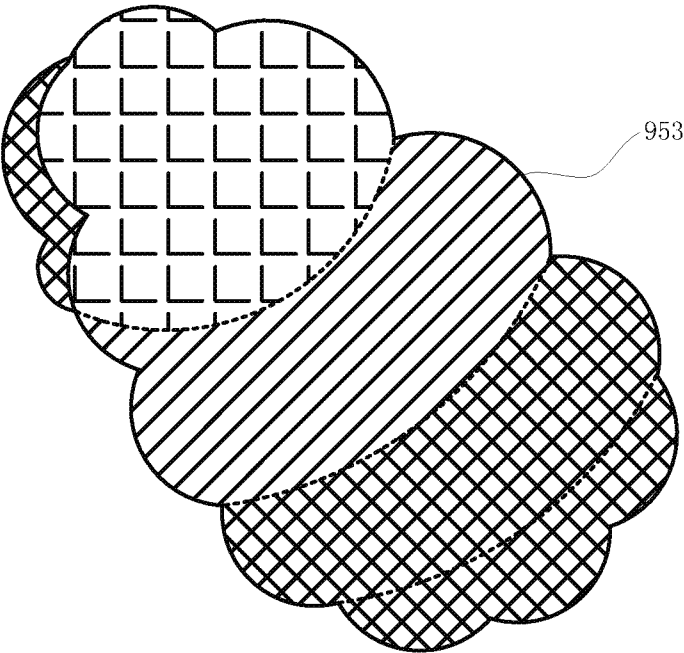


图 24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2015/080934

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/06 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

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

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

WPI, EPODOC, CNKI, CNPAT, Web of Knowledge: MINDRAY; blood flow, fluid, liquid, three dimensional, speed, pseudo colour, gray scale, Ultrasonic, Ultrasound, blood, speed, 3D, 3-Dimensional, vector, plane, focus+, cloud

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 101584589 A (TOSHIBA CORPORATION et al.), 25 November 2009 (25.11.2009), description, page 4, 5th paragraph from the bottom to page 12, paragraph 1, and figures 1-13	1-6, 11-16, 18, 20-23, 25-26, 29-30
Y	CN 101584589 A (TOSHIBA CORPORATION et al.), 25 November 2009 (25.11.2009), description, page 4, 5th paragraph from the bottom to page 12, paragraph 1, and figures 1-13	17, 24
Y	CN 103181782 A (SAMSUNG MEDISON CO., LTD.), 03 July 2013 (03.07.2013), description, paragraphs 23-25	17, 24
A	CN 101347341 A (ALOKA CO., LTD.), 21 January 2009 (21.01.2009), the whole document	1-30
A	CN 102613990 A (SASET (CHENGDU) INC.), 01 August 2012 (01.08.2012), the whole document	1-30
A	CN 103876780 A (MEDA CO., LTD.), 25 June 2014 (25.06.2014), the whole document	1-30
A	US 5779641 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY), 14 July 1998 (14.07.1998), the whole document	1-30

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

☒ See patent family annex.

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

Date of the actual completion of the international search 04 February 2016 (04.02.2016)	Date of mailing of the international search report 17 February 2016 (17.02.2016)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer ZHAO, Shi Telephone No.: (86-10) 62413519

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2015/080934

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101584589 A	25 November 2009	US 9113811 B2	25 August 2015
		EP 2124197 B1	29 August 2012
		JP 5366612 B2	11 December 2013
		CN 101584589 B	22 May 2013
		US 2009292206 A1	26 November 2009
		JP 2010000340 A	07 January 2010
		EP 2124197 A1	25 November 2009
CN 103181782 A	03 July 2013	KR 101348772 B1	07 January 2014
		JP 2013138866 A	18 July 2013
		KR 20130077118 A	09 July 2013
		EP 2610635 A2	03 July 2013
		US 2013172749 A1	04 July 2013
CN 101347341 A	21 January 2009	US 8202220 B2	19 June 2012
		US 2009024029 A1	22 January 2009
		JP 2009022342 A	05 February 2009
		EP 2016905 B1	16 May 2012
		EP 2016905 A2	21 January 2009
		CN 101347341 B	18 July 2012
		JP 5226978 B2	03 July 2013
CN 102613990 A	01 August 2012	CN 102613990 B	16 July 2014
CN 103876780 A	25 June 2014	CN 103876780 B	15 July 2015
US 5779641 A	14 July 1998	DE 19819831 A1	19 November 1998
		IL 124171 A	31 October 2000
		JP H1128211 A	02 February 1999

A. 主题的分类 A61B 8/06 (2006.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) A61B 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) WPI, EPODOC, CNKI, CNPAT, Web of Knowledge: 迈瑞, 超声, 血流, 流体, 液体, 三维, 速度, 矢量, 伪色彩, 灰阶, 平面, 聚焦, Ultrasonic, Ultrasound, blood, speed, 3D, 3- Dimensional, vector, plane, focus+, cloud		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 101584589 A (株式会社东芝 等) 2009年 11月 25日 (2009 - 11 - 25) 说明书第4页倒数第5段至第12页第1段, 图1-13	1-6, 11-16, 18, 20-23, 25-26, 29-30
Y	CN 101584589 A (株式会社东芝 等) 2009年 11月 25日 (2009 - 11 - 25) 说明书第4页倒数第5段至第12页第1段, 图1-13	17, 24
Y	CN 103181782 A (三星麦迪森株式会社) 2013年 7月 3日 (2013 - 07 - 03) 说明书第23-25段	17, 24
A	CN 101347341 A (阿洛卡株式会社) 2009年 1月 21日 (2009 - 01 - 21) 全文	1-30
A	CN 102613990 A (声泰特成都科技有限公司) 2012年 8月 1日 (2012 - 08 - 01) 全文	1-30
A	CN 103876780 A (天津迈达医学科技股份有限公司) 2014年 6月 25日 (2014 - 06 - 25) 全文	1-30
A	US 5779641 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 1998年 7月 14日 (1998 - 07 - 14) 全文	1-30
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2016年 2月 4日		国际检索报告邮寄日期 2016年 2月 17日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		授权官员 赵实 电话号码 (86-10)62413519

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2015/080934

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	101584589	A	2009年 11月 25日	US	9113811	B2	2015年 8月 25日
				EP	2124197	B1	2012年 8月 29日
				JP	5366612	B2	2013年 12月 11日
				CN	101584589	B	2013年 5月 22日
				US	2009292206	A1	2009年 11月 26日
				JP	2010000340	A	2010年 1月 7日
				EP	2124197	A1	2009年 11月 25日
CN	103181782	A	2013年 7月 3日	KR	101348772	B1	2014年 1月 7日
				JP	2013138866	A	2013年 7月 18日
				KR	20130077118	A	2013年 7月 9日
				EP	2610635	A2	2013年 7月 3日
				US	2013172749	A1	2013年 7月 4日
CN	101347341	A	2009年 1月 21日	US	8202220	B2	2012年 6月 19日
				US	2009024029	A1	2009年 1月 22日
				JP	2009022342	A	2009年 2月 5日
				EP	2016905	B1	2012年 5月 16日
				EP	2016905	A2	2009年 1月 21日
				CN	101347341	B	2012年 7月 18日
				JP	5226978	B2	2013年 7月 3日
CN	102613990	A	2012年 8月 1日	CN	102613990	B	2014年 7月 16日
CN	103876780	A	2014年 6月 25日	CN	103876780	B	2015年 7月 15日
US	5779641	A	1998年 7月 14日	DE	19819831	A1	1998年 11月 19日
				IL	124171	A	2000年 10月 31日
				JP	H1128211	A	1999年 2月 2日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)