



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111265247 A  
(43)申请公布日 2020.06.12

(21)申请号 201911155074.1

(22)申请日 2019.11.22

(30)优先权数据

16/209,755 2018.12.04 US

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 里蒙·塔德罗斯 大卫·杜伯斯坦

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 侯颖嫒 钱慰民

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

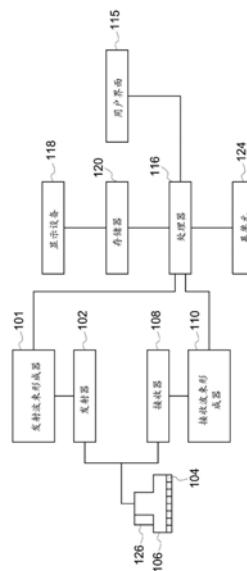
权利要求书2页 说明书12页 附图12页

(54)发明名称

用于测量体积流率的超声成像系统和方法

(57)摘要

本发明题为“用于测量体积流率的超声成像系统和方法”。本发明公开了一种超声成像系统和方法,该超声成像系统和方法包括使用处于第一位置的超声探头来采集包括血管的纵向轴线的第二平面的第二图像,其中可通过使超声探头围绕超声探头的纵向轴线旋转来将超声探头从第一位置移动到第二位置或从第二位置移动到第一位置。系统和方法包括基于第一图像和第二图像来计算血管的体积流率,并且在显示设备上显示体积流率。



1. 一种使用超声来计算体积流率的方法,所述方法包括:
  - 使用处于第一位置的超声探头来采集第一平面的第一图像,其中所述第一平面包括血管的纵向轴线;
  - 在显示设备上显示所述第一图像;
  - 使用附接到所述超声探头的位置感测系统来传输处于所述第一位置的所述超声探头的第一位置信息;
  - 识别所述第一图像中的所述血管的纵向轴线;
  - 使用处于第二位置的所述超声探头来采集以倾斜角与所述血管的所述纵向轴线相交的第二平面的第二图像,其中可通过使所述超声探头围绕所述超声探头的纵向轴线旋转来将所述超声探头从所述第一位置移动到所述第二位置或从所述第二位置移动到所述第一位置;
  - 在所述显示设备上显示所述第二图像;
  - 使用附接到所述超声探头的所述位置感测系统来传输处于所述第二位置的所述超声探头的第二位置信息;
  - 使用处理器基于所述第一图像、所述第二图像、所述第一位置信息和所述第二位置信息来计算所述血管的体积流率;以及
  - 在显示设备上显示所述体积流率。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中计算所述体积流率包括识别所述第二图像中的所述血管的轮廓并且使用所述轮廓来计算血管横截面积。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中识别所述血管的所述轮廓包括基于所述第二图像中的B模式数据来识别所述轮廓。
4. 根据权利要求2所述的方法,其中识别所述血管的所述轮廓包括基于所述第二图像中的彩色血流数据来识别所述轮廓。
5. 根据权利要求2所述的方法,其中采集所述第二图像数据包括沿着多个彩色血流波束采集彩色血流数据,并且其中计算所述体积流率还包括使用所述第一位置信息和所述第二位置信息来计算所述多个彩色血流波束与所述血管的所述纵向轴线之间的多普勒角。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
  - 使用处于所述第三位置的所述超声探头来采集所述血管的第三平面的第三图像数据,其中所述第三平面横向于所述血管的所述纵向轴线;
  - 基于所述第三图像数据来生成并显示第三图像;
  - 使用附接到所述超声探头的所述位置感测系统来传输所述超声探头的第三位置信息;以及
  - 其中计算所述体积流率还基于所述第三图像和所述第三位置信息。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中计算所述体积流率包括识别所述第三图像中的所述血管的轮廓并且基于所述轮廓来计算所述血管的实测面积。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中计算所述体积流率还包括基于所述第三位置信息和所述第一位置信息来计算血管横截面积。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中采集所述第二图像数据包括沿着多个彩色血流波束采集彩色血流数据,并且其中计算所述体积流率还包括使用所述第一位置信息和所述第

二位置信息来计算所述多个彩色血流波束与所述血管的所述纵向轴线之间的多普勒角。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中计算所述体积流率实时地执行。

11. 一种超声成像系统,包括:

超声探头,所述超声探头包括多个元件;

显示设备;

处理器,所述处理器与所述超声探头和所述显示设备进行电子通信,其中所述处理器被配置为:

控制所述超声探头以使用处于第一位置的所述超声探头来采集第一平面的第一图像,其中所述第一平面被取向为包括血管的纵向轴线;

在所述显示设备上显示所述第一图像;

在所述超声探头处于所述第一位置的情况下从附接到所述超声探头的位置感测系统接收第一位置信息;

控制所述超声探头以使用处于第二位置的所述超声探头来采集第二平面的第二图像,其中所述第二平面以倾斜角与所述血管的所述纵向轴线相交,其中可通过使所述超声探头围绕所述超声探头的纵向轴线旋转来将所述超声探头从所述第一位置移动到所述第二位置或从所述第二位置移动到所述第一位置;

在所述显示设备上显示所述第二图像;

在所述超声探头处于所述第二位置的情况下从附接到所述超声探头的所述位置感测系统接收第二位置信息;

基于所述第一图像、所述第二图像、所述第一位置信息和所述第二位置信息来计算所述血管的体积流率;以及

在所述显示设备上显示所述体积流率。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述超声探头包括2D超声探头。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中所述位置感测系统包括电磁位置感测系统。

14. 根据权利要求11所述的系统,其中所述处理器被进一步配置为自动地识别所述第二图像中的所述血管的轮廓并且使用所述血管的所述轮廓来计算血管横截面积。

15. 根据权利要求11所述的系统,其中所述处理器被进一步配置为:

控制所述超声探头以使用处于第三位置的所述超声探头来采集第三平面的第三图像数据,其中所述第三平面横向于所述血管的所述纵向轴线;以及

在所述超声探头处于所述第三位置的情况下从所述位置感测系统接收第三位置信息。

16. 根据权利要求11所述的系统,其中所述处理器被进一步配置为通过使用所述第三图像数据计算所述血管的实测面积来计算所述体积流率。

17. 根据权利要求11所述的系统,其中所述处理器被进一步配置为通过使用所述第三位置信息和所述第一位置信息计算所述血管的实际面积来计算所述体积流率。

18. 根据权利要求11所述的系统,其中所述处理器被配置为实时地显示所述血管的所述体积流率。

19. 根据权利要求11所述的系统,其中所述第二图像数据包括彩色血流数据。

## 用于测量体积流率的超声成像系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用/以引用方式并入

[0002] 本申请引用了于2018年12月4日提交的美国申请序列号16/209,775。以上提及的申请据此全文以引用方式并入本文。

### 背景技术

[0003] 本发明整体涉及超声成像,并且更具体地讲,涉及用于测量流过血管的体积流率的方法和超声成像系统。

[0004] 超声多普勒成像通常用于检测体内血流的存在。可通过使用所测量的多普勒频移并且校正超声波束与血管取向之间的多普勒角来估计血管中的给定位置处的流速。即使如此,在不对血管几何形状和血管内的流量剖面作出假设的情况下也不能执行体积流量的计算。用于估计体积流率的最常用方法是通过将血管内成像的平均空间速度乘以血管横截面积来执行的。在该方法中,通过假设圆形血管横截面来估计血管横截面积,并且通过脉冲波多普勒来确定流速。脉冲波多普勒计算多普勒选通内的超声信号的多普勒频移,并且使用该多普勒频移来估计速度。脉冲波多普勒仅估计多普勒选通内的速度。假设血管横截面为圆形并且假设整个血管中的流量与多普勒选通内的区域相同,这会给常规体积流率计算带来重大误差。由于存在误差的可能性,许多临床医师要么不使用,要么不依赖于常规超声技术所提供的体积流率。

[0005] 因此,至少出于以上所讨论的原因,需要用于计算体积流率的改进方法和超声成像系统。另外,如果用于计算体积流率的改进方法和系统将实时提供体积流率,则将是有利的。

### 发明内容

[0006] 在一个实施方案中,使用超声来计算体积流率的方法包括使用处于第一位置的超声探头来采集第一平面的第一图像,其中第一平面包括血管的纵向轴线。该方法包括在显示设备上显示第一图像。该方法包括使用附接到超声探头的位置感测系统来传输处于第一位置的超声探头的第一位置信息。该方法包括识别第一图像中的血管的纵向轴线。该方法包括使用处于第二位置的超声探头来采集以倾斜角与血管的纵向轴线相交的第二平面的第二图像,其中可通过使超声探头围绕超声探头的纵向轴线旋转来将超声探头从第一位置移动到第二位置或从第二位置移动到第一位置。该方法包括在显示设备上显示第二图像。该方法包括使用附接到超声探头的位置感测系统来传输处于第二位置的超声探头的第二位置信息。该方法包括使用处理器基于第一图像、第二图像、第一位置信息和第二位置信息来计算血管的体积流率,并且在显示设备上显示体积流率。

[0007] 在另一个实施方案中,超声成像系统包括具有多个元件的超声探头、显示设备以及与超声探头和显示设备进行电子通信的处理器。处理器被配置为控制超声探头以使用处于第一位置的超声探头来采集第一平面的第一图像,其中第一平面被取向为包括血管的纵向轴线。处理器被配置为在显示设备上显示第一图像。处理器被配置为在超声探头处于第

一位置的情况下从附接到超声探头的位置感测系统接收第一位置信息。处理器被配置为控制超声探头以使用处于第二位置的超声探头来采集第二平面的第二超声图像,其中第二平面以倾斜角与血管的纵向轴线相交,其中可通过使超声探头围绕超声探头的纵向轴线旋转来将超声探头从第一位置移动到第二位置或从第二位置移动到第一位置。处理器被配置为在显示设备上显示第二图像。处理器被配置为在超声探头处于第二位置的情况下从附接到超声探头的位置感测系统接收第二位置信息。处理器被配置为基于第一图像、第二图像、第一位置信息和第二位置信息来计算血管的体积流率,并且在显示设备上显示体积流率。

### 附图说明

- [0008] 图1是根据一个实施方案的超声成像系统和位置感测系统的框图;
- [0009] 图2是根据一个实施方案的超声成像系统和位置感测系统的框图;
- [0010] 图3是根据一个实施方案的超声探头的示意图;
- [0011] 图4是根据一个实施方案的方法的流程图;
- [0012] 图5是根据一个实施方案的血管、超声探头和两个平面的示意图;
- [0013] 图6是根据一个实施方案的图像的示意图;
- [0014] 图7是根据一个实施方案的屏幕截图的示意图;
- [0015] 图8是根据一个实施方案的相对于血管的平面的示意图;
- [0016] 图9是根据一个实施方案的图像的示意图;
- [0017] 图10是根据一个实施方案的屏幕截图的示意图;
- [0018] 图11是根据一个实施方案的相对于血管的第一平面、第二平面和第三平面的示意图;
- [0019] 图12是根据一个实施方案的方法的流程图;并且
- [0020] 图13是根据一个实施方案的图像的示意图。

### 具体实施方式

[0021] 当结合附图阅读时,将更好地理解前述发明内容以及以下对本发明的某些实施方案的详细描述。就附图示出各种实施方案的功能块的图的范围而言,这些功能块不一定表示硬件电路之间的划分。因此,例如,一个或多个功能块(例如,处理器或存储器)可以在单件硬件(例如,通用信号处理器或块或随机存取存储器、硬盘等)中实现。类似地,程序可以是独立程序,可以作为子例程包含在操作系统中,可以是安装的软件包中的功能等。应当理解,各种实施方案不限于附图中所示的布置和工具。

[0022] 图1是超声成像系统100和位置感测系统122的示意图。超声成像系统100包括发射波束形成器101和发射器102,该发射波束形成器和发射器驱动超声探头106内的元件104将脉冲超声信号发射到患者体内(未示出)。超声探头106可例如为线性阵列探头、曲线阵列探头、扇形探头或任何其他类型的超声探头,其被配置为采集2D B模式数据和2D彩色血流数据两者,或采集2D B模式数据和检测血管轴线方向上的血流速度的另一种超声模式两者。超声探头106可具有被布置成1D阵列的元件104。仍参见图1,脉冲超声信号从体内结构如血细胞或肌肉组织反向散射,以产生返回到元件104的回波。回波被元件104转换成电信号或超声数据,并且电信号被接收器108接收。表示所接收的回波的电信号穿过输出超声数据的

接收波束形成器110。根据一些实施方案,超声探头106可包含电子电路以执行发射波束形成和/或接收波束形成的全部或部分。例如,发射波束形成器101、发射器102、接收器108和接收波束形成器110的全部或部分可位于超声探头106内。在本公开中,术语“扫描”或“扫描中”可也用于指通过传输和接收超声信号的过程来采集数据。本公开中,术语“数据”和“超声数据”可用于指用超声成像系统采集的一个或多个数据集。超声成像系统100包括输入设备115。输入设备115可用于控制患者数据的输入,或用于选择各种模式、操作和参数等。输入设备115可包括键盘、专用硬键、触摸板、鼠标、轨迹球、旋转控件、滑块等中的一者或多者。输入设备115可包括接近度传感器,其被配置为检测在接近度传感器的几厘米内的对象或手势。接近度传感器可位于显示设备118上或作为触摸屏的一部分。输入设备115可包括定位在显示设备118前面的触摸屏,或者触摸屏可与显示设备118分开。用户界面115还可包括单独的或与显示屏上显示的图形用户界面图标组合的一个或多个物理控件(诸如按钮、滑块、旋钮、键盘、鼠标、轨迹球等)。根据一些实施方案,用户界面115可包括物理控件(诸如按钮、滑块、旋钮、键盘、鼠标、轨迹球等)和显示设备118上或触敏显示屏上显示的用户界面图标的组合。显示设备118可被配置为根据存储器120中存储的指令来显示图形用户界面(GUI)。GUI可包括表示命令和指令的用户界面图标。GUI的用户界面图标被配置为使得用户可选择与每个具体用户界面图标相关联的命令以便启动GUI所控制的各种功能。例如,可使用各种用户界面图标来表示窗口、菜单、按钮、光标、滚动条等。根据输入设备115包括触摸屏的实施方案,触摸屏可被配置为与显示设备118上显示的GUI交互。触摸屏可以是被配置为一次检测单个接触点的单点触摸式触摸屏,或触摸屏可以是被配置为一次检测多个接触点的多点触摸式触摸屏。对于触摸屏是多点触摸屏的实施方案,触摸屏可被配置为一次检测涉及来自用户两个或更多个手指的接触的多点触摸手势。触摸屏可为电阻式触摸屏、电容式触摸屏或任何其他类型的触摸屏,其被配置为从触笔或用户的一个或多个手指接收输入。根据其他实施方案,触摸屏可为光学触摸屏,其使用诸如红外光或其他频率的光的技术来检测用户启动的一个或多个接触点。

[0023] 根据各种实施方案,输入设备115可包括现成消费电子设备,诸如智能电话、平板电脑、膝上型电脑等。出于本公开的目的,术语“现成消费电子设备”被定义为针对一般消费者使用来设计和开发而非特别设计用于医疗环境的电子设备。根据一些实施方案,消费电子设备可与超声成像系统的其余部分物理地分开。消费电子设备可通过诸如Wi-Fi、蓝牙、无线局域网(WLAN)、近场通信等的无线协议来与处理器116进行通信。根据一个实施方案,消费电子设备可通过开放式应用编程接口(API)来与处理器116进行通信。

[0024] 超声成像系统100还包括处理器116,以控制发射波束形成器101、发射器102、接收器108和接收波束形成器110。处理器116被配置为从输入设备115接收输入。接收波束形成器110可以是根据各种实施方案的常规硬件波束形成器或软件波束形成器。如果接收波束形成器110是软件波束形成器,则其可包括以下部件中的一者或多者:图形处理单元(GPU)、微处理器、中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP),或能够执行逻辑运算的任何其他类型的处理器。接收波束形成器110可被配置为执行常规波束形成技术以及诸如回溯发射波束形成(RTB)的技术。如果接收波束形成器110是软件波束形成器,则处理器116可被配置为执行与接收波束形成器110相关联的一些或所有功能。

[0025] 处理器116与超声探头106进行电子通信。处理器116可控制超声探头106以采集超

声数据。处理器116控制元件104中的哪些元件是活动的以及从超声探头106发射的波束的形状。处理器116还与显示设备118进行电子通信,并且处理器116可将超声数据处理成图像以显示在显示设备118上。处理器116可被配置为在显示设备118上显示一个或多个非图像元素。用于显示一个或多个非图像元素中的每一个非图像元素的指令可存储在存储器120中。出于本公开的目的,术语“电子通信”可被定义为包括有线连接和无线连接。根据一个实施方案,处理器116可包括中央处理单元(CPU)。根据其他实施方案,处理器116可包括能够执行处理功能的其他电子部件,诸如数字信号处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、图形处理单元(GPU)或任何其他类型的处理器。根据其他实施方案,处理器116可包括能够执行处理功能的多个电子部件。例如,处理器116可包括选自包括以下电子部件的列表中的两个或更多个电子部件:中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)和图形处理单元(GPU)。根据另一个实施方案,处理器116还可包括解调RF数据并且生成原始数据的复合解调器(未示出)。在另一个实施方案中,解调可在处理链中较早地执行。处理器116可适于根据数据上的多个可选超声模态来执行一个或多个处理操作。随着接收到回波信号,可以在扫描会话期间实时处理数据。出于本公开的目的,术语“实时”被定义为包括在没有任何有意延迟的情况下执行的过程。实时帧速率可基于采集期间使用的具体参数而改变。数据可在扫描会话期间临时存储在缓冲器中,并且以不太实时的方式处理。本发明的一些实施方案可包括用于处理处理任务的多个处理器(未示出)。例如,实施方案可使用第一处理器来解调和抽取RF信号,并且使用第二处理器在显示图像之前进一步处理数据。应当理解,其他实施方案可使用不同的处理器布置方式。对于接收波束形成器110为软件波束形成器的实施方案,归因于上文的处理器116和软件波束形成器的处理功能可由单个处理器诸如接收波束形成器110或处理器116来执行。或者,归因于处理器116和软件波束形成器的处理功能可以不同方式在任意数量的单独处理部件之间分配。

[0026] 根据一个实施方案,超声成像系统100可以以例如10Hz至30Hz的帧速率连续采集实时超声数据。可基于实时超声数据来生成即时或实时图像。其他实施方案可以以不同帧速率采集数据和/或显示即时图像。例如,一些实施方案可根据超声数据大小和预期应用,以小于10Hz或大于30Hz的帧速率采集实时超声数据。其他实施方案可使用不是实时超声数据的超声数据。存储器120被包括在内以便存储所采集的数据的经处理的帧以及存储用于在显示设备118上显示一个或多个非图像元素的指令。在一个示例性实施方案中,存储器120具有足够的容量以存储在长度为至少几秒的时间段内采集的超声数据的图像帧。存储器120可包括任何已知的数据存储介质。存储器或存储设备可为超声成像系统100的部件,或者存储器或存储设备可在超声成像系统100的外部。

[0027] 任选地,可利用造影剂和造影成像来实现本发明的实施方案。当使用包括微泡在内的超声造影剂时,造影成像生成体内解剖结构和血流的增强图像。在使用造影剂采集数据之后,图像分析包括分离谐波分量和线性分量、增强谐波分量以及通过利用增强的谐波分量生成超声图像。使用合适的滤波器来执行从所接收信号中分离谐波分量。使用造影剂进行超声成像是本领域技术人员所熟知的,因此将不再详细描述。

[0028] 在本发明的各种实施方案中,处理器116可通过其他或不同的模式相关模块(例如,B模式、彩色多普勒、M模式、彩色M模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变速率以及它们的组合等)来处理数据,以形成图像或数据。例如,一个或多个模块可生成B模式、彩色

多普勒、M模式、彩色M模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变速率以及它们的组合等。存储图像波束和/或帧,并且可记录指示在存储器中采集数据的时间的定时信息。这些模块可包括例如扫描转换模块,用于执行扫描转换操作,以将图像帧从波束空间坐标转换为显示空间坐标。可提供视频处理器模块,该视频处理器模块从存储器读取图像帧,并且在对患者进行手术时实时显示图像帧。视频处理器模块可将图像帧存储在图像存储器中,从该图像存储器读取和显示图像。

[0029] 图1还包括位置感测系统122。位置感测系统122包括基单元124和传感器126。根据一个实施方案,位置感测系统122可为电磁位置感测系统。根据位置感测系统122是电磁位置感测系统的实施方案,基单元124可以是被配置为建立电磁场的磁场发生器,并且传感器126可包括多个线圈,该多个线圈具有在不同方向上设置的绕组,并且被配置为检测传感器126相对于磁场发生器所生成的场的位置和取向。根据另一个实施方案,位置感测系统122可为光学位置感测系统。根据位置感测系统122是光学位置感测系统的实施方案,基单元124可包括一个或多个相机,并且传感器126可包括可使用基单元124上的一个或多个相机检测的多个基准,诸如光或反射器。通过使用一个或多个相机检测多个基准的尺寸和取向,基单元124可计算传感器126相对于基单元124的位置和取向。位置感测系统122可被配置为实时检测传感器126的位置。电磁位置感测系统和光学位置感测系统仅是位置感测系统的两个示例。其他实施方案可使用不同类型的位置感测系统(包括机械位置感测系统)来确定传感器126相对于基单元124的位置。

[0030] 图2是图1所示的超声成像系统100和位置感测系统122的框图。然而,在图2中,传感器126附接到超声探头106,并且基单元124与处理器116进行电通信。通过将传感器126附接到超声探头106,可以使用位置感测系统122来确定超声探头106相对于基单元124的实时位置。来自位置感测系统122的位置信息允许处理器116在采集各种图像时计算传感器126的位置,并因此计算超声探头106的位置。

[0031] 图3是根据一个实施方案的超声探头106的示意性透视图。图3所示的超声探头106是线性探头。元件104被布置成线性阵列,如图3所示。根据各种实施方案,超声探头106可为不同配置。例如,超声探头106可为弯曲阵列探头或线性阵列探头。图3包括探头106的纵向轴线108。纵向轴线108延伸穿过探头106的手柄107并与之平行。根据图3所示的实施方案,探头的纵向轴线108垂直于具有元件104的阵列面109。

[0032] 图4是根据一个示例性实施方案的方法300的流程图。各个块表示可根据方法300执行的步骤。附加实施方案可执行以不同序列示出的步骤,并且/或者附加实施方案可包括图4中未示出的附加步骤。图4所示的方法300的技术效果是基于位置信息和超声图像的体积流率的计算和显示。

[0033] 图5是示出第一平面204和第二平面206相对于血管208的相对取向的示意图。例如,血管208可为动脉或静脉。血管208包括纵向轴线210。根据一个实施方案,纵向轴线210沿着血管208的中心线,并且可平行于流过血管的血流方向。根据血管208弯曲的实施方案,纵向轴线210可平行于血管208的中心线的切线。对于血管208弯曲的实施方案,纵向轴线210可以以不同方式计算或由临床医师手动识别。相对于第一平面204、第二平面206和血管208示出了超声探头106。如图5所示,第一平面204包括血管208的纵向轴线210。出于本公开的目的,短语“平面包括纵向轴线”被定义为意指纵向轴线210位于第一平面204内。

[0034] 第二平面206以倾斜角与血管208的纵向轴线210相交。图5所示的角度212表示第二平面206与血管208的纵向轴线210之间的角度。图5还包括超声探头106的纵向轴线108。图5中以实线示出了处于第一位置时的超声探头106以便采集第一平面204的第一图像。图5中使用虚线来表示处于第二位置的超声探头106以便采集第二平面206的第二图像236。

[0035] 图6是根据一个示例性实施方案的第一图像224的示意图。根据一个实施方案,第一图像224是第一平面204的图像。图6示出了相对于超声探头106和超声探头106的纵向轴线108两者的第一图像224。超声探头106和超声探头106的纵向轴线108示出了在第一图像224的采集期间超声探头106的位置。

[0036] 参见图4所示的方法300,在步骤302处,处理器116控制超声探头106以使用处于第一位置的超声探头106来采集第一平面204的第一图像224。第一图像224可为单个超声数据帧的静态图像,或者第一图像224可为按顺序示出多个超声数据帧的即时或实时图像。另外,第一图像224可包括来自单种模式或来自多种模式的超声数据。例如,根据一个实施方案,第一图像224可包括B模式数据和彩色血流数据两者。处理器116可例如控制探头106在步骤302期间以交错方式采集彩色血流数据和B模式数据。

[0037] 在步骤304处,处理器116在显示设备118上显示第一图像224。出于本公开的目的,由于第一图像224包括血管208的纵向轴线210,因此第一图像224也可被称为纵向图像224。如此前所述,第一图像224包括血管208的纵向轴线210。在步骤306处,位置感测系统122在采集第一平面204的第一图像224时传输处于第一位置的超声探头106的第一位置信息。

[0038] 根据一个实施方案,处理器116可控制超声探头106以采集第一平面204的多个图像并且在显示设备118上同时显示该多个图像。例如,图7是处理器116在显示设备上同时显示第一平面204的两个图像的示例性实施方案的屏幕截图。图7包括第一平面204的第一B模式图像230和第一平面204的第一彩色血流图像232。根据一个实施方案,处理器116可控制超声探头106以便以交错方式采集彩色血流数据帧和B模式数据帧。例如,对于每N个B模式帧,处理器116可采集彩色血流数据帧,其中N是整数。

[0039] 图7示出了处理器116在显示设备118上同时显示第一平面204的第一B模式图像230和第一平面204的第一彩色血流图像232两者的示例性实施方案。第一B模式图像230和第一彩色血流图像232两者都可为即时或实时图像,处理器116可在采集附加数据帧时对这些图像进行更新。第一彩色血流图像232可例如为彩色血流数据与B模式数据的融合图像。根据其他实施方案,处理器116可在显示设备118上同时显示第一平面204的超过两个图像。

[0040] 在步骤306处,位置感测系统122将第一位置信息传输到处理器116。第一位置信息表示处于第一位置(即,当超声探头106在采集第一平面204的一个或多个第一图像的过程中时)的超声探头106的位置。

[0041] 在步骤308处,相对于3D坐标系来识别血管208的纵向轴线210的位置。例如,可相对于位置感测系统122来限定3D坐标系。纵向轴线210的位置可由处理器116自动地确定,在有一些临床医师干预的情况下半自动地确定,或者由临床医师手动地确定。根据自动地确定纵向轴线210的位置的实施方案,处理器116可使用图像处理技术诸如边缘检测、基于形状的对象检测或任何其他技术来确定血管208的位置和取向。例如,在第一B模式图像224上,处理器116可识别血管208的第一边缘250和第二边缘252,然后基于第一边缘250和第二边缘252的位置,处理器116可将纵向轴线210定位在第一边缘250和第二边缘252的中间。根

据一个实施方案,临床医师可手动地操纵超声探头106的位置,直到超声探头106已被定位成捕获第一平面204的第一超声图像224。临床医师可例如使用来自显示设备118上显示的实时超声图像的反馈来正确地定位超声探头106,以便第一图像包括血管208的纵向轴线210。

[0042] 根据另一个实施方案,处理器116可基于彩色血流图像(诸如图7所示的第一彩色血流图像232)来自动地确定纵向轴线210的位置。例如,处理器116可使用彩色血流数据来确定血管208的边缘。在血管边缘难以由B模式数据确定的一些情况下,彩色血流数据可允许更准确地确定血管208的纵向轴线210的位置。基于多普勒频移来生成彩色血流数据,这可用于识别图像中的运动区域。由于血液在流动并且血管边缘相对静止,因此可使用彩色血流数据来有效地识别血管的边缘。一旦识别到血管208的边缘,处理器116就可自动地或半自动地识别血管208的纵向轴线210。根据另一个实施方案,临床医师可使用第一彩色血流图像232作为参考来手动地识别血管208的纵向轴线210。

[0043] 根据半自动地确定纵向轴线210的实施方案,处理器116可示出纵向轴线210的估计位置,然后可允许临床医师手动修改纵向轴线210的估计位置。可基于例如上文相对于自动化技术描述的任何方法来确定纵向轴线210的估计位置。

[0044] 根据一个实施方案,临床医师可在第一图像上或者在第一B模式图像230或第一彩色血流图像232之一上手动地识别纵向轴线。例如,临床医师可使用输入设备115将线条或其他图形定位在第一图像224、第一B模式图像230和第一彩色血流图像232中的一者或多者上的血管的纵向轴线210上。

[0045] 在步骤310处,处理器116控制超声探头106以采集第二平面206的第二图像236。出于本公开的目的,由于第二平面206相对于纵向轴线210成倾斜角,因此第二图像236也可被称为倾斜图像236。第二图像236以倾斜角与纵向轴线210相交,并因此与血管208相交。在本公开中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标记,而不旨在施加数字要求或特定位置次序。例如,步骤302可在步骤310之前执行,或者步骤302可在步骤310之后执行。根据各种实施方案,这意味着第一平面204的第一图像224可在第二平面206的第二图像236之前采集,或者第一平面204的第一图像224可在第二平面206的第二图像236之后采集。根据一个示例性实施方案,临床医师在步骤302处采集第一图像224与步骤310处采集第二图像236之间使超声探头106围绕探头106的纵向轴线旋转。根据第二平面206的第二图像236在第一平面204的第一图像224之前采集的不同示例性实施方案,临床医师可在采集第二平面206的第二图像236与第一平面204的第一图像224之间转变时使超声探头106围绕超声探头106的纵向轴线108旋转。

[0046] 在步骤312处,在显示设备上显示第二平面206的第二图像236。图9示出了根据一个示例性实施方案的第二图像236的示意图。第二图像236可为示出单个超声数据帧的静态图像,或者第二图像236可为依次示出多个数据帧的即时或实时图像。

[0047] 在步骤314处,位置感测系统122在第二图像236的采集期间传输处于第二位置的超声探头106的第二位置信息。第二平面206与血管的纵向轴线210成倾斜角,如图5所示。如上文所述,临床医师可通过使超声探头106围绕超声探头的纵向轴线108旋转来从采集第一平面204的第一图像224变换为采集第二平面206的第二图像236。图5中示出了第一平面204和第二平面206的相对位置。这意味着在超声探头106处于第一位置或第二位置的情况下第

一平面204沿着超声探头106的纵向轴线108与第二平面206相交。

[0048] 在步骤316处,处理器116计算血管208的体积流率。根据一个实施方案,处理器116根据第二平面206的第二图像236来测量血管面积。第二平面206以倾斜角与纵向轴线210相交,并因此与血管208相交。这意味着第二图像236包括血管208的剖视图。图8示出了第二平面206、血管208和血管208的纵向轴线210的相对定位。图8还包括与第二平面206垂直或正交的法向向量240。面积角242被定义为法向向量240与血管208的纵向轴线210之间的角度。图8还包括多个彩色血流波束249,以及彩色血流波束249与血管208的纵向轴线210之间的多普勒角251。基于上文描述,应当理解,纵向轴线210处于与第二平面206不同的平面中。因此,多普勒角251表示所述多个彩色血流波束249(其可在第二平面206内调向)与血管208的纵向轴线210之间的角度。通常希望具有尽可能小的多普勒角251以便具有基于多普勒数据的血管208内更准确的速度测量值。

[0049] 图9是根据一个实施方案的第二平面206的第二图像236的示意图。由于血管208以倾斜角与第二平面206相交,因此血管208被示出为第二图像236中的椭圆形。

[0050] 在步骤316处,处理器116根据第一图像224、第二图像236、第一位置信息和第二位置信息来计算体积流率。如上文所述,处理器116可基于第一图像224和第一位置信息来计算纵向轴线210相对于3D坐标系的位置。处理器116可使用第二图像236和第二位置信息来计算血管横截面积。处理器116还可依赖于第二图像224中的彩色血流数据与血管208的血管横截面积的组合来计算血管208的体积流率。

[0051] 根据一个实施方案,处理器116可基于第二图像224中的彩色血流数据来确定血管208的血管横截面积。例如,彩色血流数据应仅示出血管208内的运动。根据一个示例性实施方案,处理器116可使用以下所示的公式1来计算体积流率:

[0052] 公式1:

[0053] 体积流率=平均速度\*血管横截面积其中体积流率是流过血管的流体的瞬时体积流率;平均速度是血管横截面内的瞬时空间平均速度;并且血管横截面积是与纵向轴线正交的血管的横截面积。

[0054] 公式2:

$$[0055] \quad \text{平均速度} = \frac{\sum_{i=0}^{N_{\text{图像2中的血管CF像素}}} \text{Vel}_i * \alpha_i}{\text{Cos}(\text{多普勒角}_{\text{图像2}}) * \sum_{i=0}^{N_{\text{图像2中的血管CF像素}}} \alpha_i}$$

[0056] 其中 $N_{\text{图像2中的血管CF像素}}$ 是第二图像236中的彩色血流像素的数量; $\text{Vel}_i$ 是第*i*个彩色血流像素的速度; $\alpha_i$ 是第*i*个彩色血流像素的加权系数,并且多普勒角 $_{\text{图像2}}$ 是彩色血流波束与血管的纵向轴线210之间的角度。加权系数 $\alpha_i$ 可被设定为1,或者可基于第*i*个像素下彩色血流的能量来计算。

[0057] 公式3:

[0058] 血管横截面积=像素面积 $_{\text{第2图像}} * \text{Cos}(\text{面积角}_{\text{第2图像}})$

[0059] 其中像素面积是第二图像224中的彩色血流像素的实测面积,并且面积角 $_{\text{第2图像}}$ 是第二平面204(和第二图像224)的法向向量与纵向轴线210之间的角度。

[0060] 彩色血流像素的实测面积乘以面积角的余弦将得到血管横截面积。应当理解,其

他实施方案可使用不同公式基于第一图像224、第二图像236、第一位置信息和第二位置信息来计算体积流率。另外,根据其他实施方案,处理器116可将用于计算体积流率的处理操作分成多个单独步骤。例如,根据实施方案,处理器116可单独地计算血管横截面积和血管的平均速度。

[0061] 图10是根据一个实施方案的屏幕截图270的示意图。根据一个示例性实施方案,处理器116可在显示设备118上同时显示第一图像224和第二图像236两者。应当理解,第一图像224(即,纵向图像224)和第二图像236(即,倾斜图像238)中的仅一者可为即时的,并且第一图像224和第二图像236中的另一者可为来自前一次采集的帧或电影回放。根据一个示例性实施方案,第一图像224可来自前一次采集,并且第二图像236可为即时或实时图像。

[0062] 根据一个实施方案,处理器116可计算一个或多个质量参数并且在显示设备118上显示该一个或多个质量参数。质量参数的非限制性列表包括:多普勒角274、彩色血流(CF)增益276、面积角278和血管运动280。处理器116可将每个质量参数与阈值进行比较以确定质量参数值是否在可接受范围内。处理器116可使用颜色、图标或文本中的一者或多者来指示每个质量参数是否在可接受范围内。根据一个示例性实施方案,处理器116可使用颜色来指示质量参数是否在可接受范围内。例如,处理器可在参数在可接受范围内时用绿色显示质量参数,并且在质量参数在可接受范围外时用红色显示质量参数。应当理解,其他实施方案可使用不同颜色或不同图形技术(包括文本或图标)来指示质量参数是否在可接受范围内。

[0063] 根据一个示例性实施方案,多普勒角的可接受范围可小于60度,并且面积角的可接受范围可小于80度。处理器116可通过以下方式确定彩色血流增益是否可接受:基于第二或倾斜图像236来计算彩色血流直径,并且将彩色血流直径与根据B模式图像测量的血管直径进行比较。基于该比较,处理器116可计算彩色血流图像是否在增益的可接受范围内。对于血管运动280质量参数,处理器116可从第一图像224或第二图像236检测血管运动,并且确定是否对于可靠测量而言有太多血管运动。

[0064] 根据一个实施方案,可采集血管208的三个不同平面的图像。例如,除了第一平面204的第一或纵向图像224和第二平面206的第二或倾斜图像236之外,临床医师还可使用探头来采集第三平面207的第三或横向图像287。第三平面207横向于血管208的纵向轴线210。

[0065] 图11是根据一个实施方案的第一平面204、第二平面206和第三平面207的示意图。根据一个示例性实施方案,第一平面204的第一图像224和第二平面206的第二图像236与上文此前公开的相同。第一平面204包括血管208的纵向轴线210,并且第二平面206倾斜于纵向轴线210。另外,如图11所示,临床医师可通过使超声探头106围绕超声探头106的纵向轴线108旋转来从采集第一平面204的第一图像224转变为采集第二平面206的第二图像236。同样,临床医师可通过使超声探头106围绕超声探头106的纵向轴线108旋转来从采集第二平面106的第二图像236转变为采集第一平面204的第一图像224。另外,第一位置信息(反映处于第一位置的超声探头106)和第二位置信息(反映处于第二位置的超声探头106)可从位置感测系统122传输到处理器116。

[0066] 图12是根据一个示例性实施方案的方法400的流程图。各个块表示可根据方法400执行的步骤。附加实施方案可执行以不同序列示出的步骤,并且/或者附加实施方案可包括图12中未示出的附加步骤。图12所示的方法400的技术效果是基于位置信息和超声图像的

体积流率的计算和显示。

[0067] 此前相对于方法300描述了方法400的步骤302、304、306、308、310、312和314,因此不会再次描述这些步骤。图13是根据一个实施方案的第三平面207的第三图像287。在步骤320处,临床医师使用处于第三位置的超声探头106来采集第三平面的第三图像,诸如第三平面207的第三图像287。第三平面207横向于血管208的纵向轴线210,并且探头106的纵向轴线108在第一图像224、第二图像236和第三图像287的采集期间处于相同取向。换句话说,临床医师可通过使超声探头106围绕超声探头106的纵向轴线108旋转来在采集第一平面204的第一图像224、第二平面206的第二图像236和第三平面207的第三图像287中的任何一者与采集第一平面204的第一图像224、第二平面206的第二图像236和第三平面207的第三图像287中的任何另一者之间转变。临床医师不需要将超声探头106移动到不同位置或者使超声探头108倾斜。根据各种实施方案,可按任何顺序采集第一平面204的第一图像224、第二平面206的第二图像236和第三平面207的第三图像287。

[0068] 第三平面207横向于血管208。根据一个实施方案,处理器116可根据第三或横向图像287计算血管直径。由于第三平面207横向于血管208的纵向轴线210,因此可能不需要对根据第三图像287得出的血管的实测面积应用余弦调节。本领域技术人员将理解,血管208的横截面在第三图像287中将不太呈椭圆形,这是由于第三平面207横向于血管108的纵向轴线210。如果纵向轴线210垂直于第三平面207,则不需要对血管208的实测面积应用余弦调节。然而,如果纵向轴线210不完全垂直于第三平面207,诸如当纵向轴线210不平行于患者的皮肤时,将仍需要对根据第三图像287得出的血管208的实测面积应用余弦调节。然而,对于大多数情况,与如相对于方法300所述的根据第二或倾斜图像236计算面积相比,根据第三或横向图像287确定血管的面积将导致更小的余弦调节。对面积测量值应用更小的余弦调节应导致血管面积的计算更准确。在步骤324处,位置感测系统122可在超声探头106采集第三平面207的第三图像287时将第三位置信息传输到处于第三位置的超声探头106的处理器116。

[0069] 在步骤326处,处理器使用第一图像224、第二图像236、第三图像287、第一位置信息、第二位置信息和第三位置信息来计算血管208的体积流率。除了第一图像224和第二图像236之外,以下公式(公式4、公式5和公式6)还可用于使用第三图像287来计算体积流率:

[0070] 公式4:

[0071] 体积流率=平均速度\*血管横截面积

[0072] 其中体积流率是流过血管的流体的瞬时体积流率;平均速度是血管横截面内的瞬时空间平均速度;并且血管横截面积是与纵向轴线正交的血管的横截面积。

[0073] 公式5:

$$[0074] \quad \text{平均速度} = \frac{\sum_{i=0}^{N_{\text{图像2中的血管CF像素}}} Vel_i * \alpha_i}{\text{Cos} \left( \text{多普勒角}_{\text{图像2}} \right) * \sum_{i=0}^{N_{\text{图像2中的血管CF像素}}} \alpha_i}$$

[0075] 其中 $N_{\text{图像2中的血管CF像素}}$ 是第二图像224中的彩色血流像素的数量; $Vel_i$ 是第*i*个彩色血流像素的速度; $\alpha_i$ 是第*i*个彩色血流像素的加权系数,并且多普勒角 $_{\text{图像2}}$ 是彩色血流波束与血管的纵向轴线210之间的角度。加权系数 $\alpha_i$ 可被设定为1,或者可基于第*i*个像素下彩色血流

的能量来计算。

[0076] 公式6:

[0077] 血管横截面积=像素面积<sub>图像3</sub>\*Cos(面积角<sub>图像3</sub>)

[0078] 其中像素面积<sub>图像3</sub>是第三图像287中的血管像素的实测面积,并且面积角<sub>图像3</sub>是第三平面207(和第三图像287)的法向向量与纵向轴线210之间的角度。

[0079] 应当理解,其他实施方案可使用不同公式基于第一图像224、第二图像236、第三图像287、第一位置信息、第二位置信息和第三位置信息来计算体积流率。另外,根据其他实施方案,处理器116可将用于计算体积流率的处理操作分成多个单独步骤。根据使用第三平面207的第三图像287的实施方案,面积角被定义为第三平面207的法向向量与血管208的纵向轴线210之间的角度,并且将根据第三或横向图像287计算像素面积。另一方面,将根据第二或倾斜图像236确定血管CF像素。根据一个实施方案,处理器116可被配置为使用第一位置信息、第二位置信息和第三位置信息来计算纵向轴线210以及第一平面204、第二平面206和第三平面207相对于3D坐标系的位置。接下来,在步骤328处,处理器116在显示设备118上显示体积流率。

[0080] 方法300和方法400均具有优于常规方法的许多优点。如上文所述,通常希望具有尽可能低的多普勒角以便获得最准确且可靠的流速测量值。常规方法通常涉及使超声探头106倾斜以便减小多普勒角。然而,存在超声探头106不再与患者的皮肤良好接触之前超声探头106可倾斜多远的极限以便于超声能量的传输和接收。通过使用旋转该探头的技术,超声探头106的元件104在采集彩色血流数据的同时与患者保持良好接触。如上所讨论,超声探头106围绕探头的纵向轴线108在第一位置(用于采集第一横向图像224)、第二位置(用于采集第二倾斜图像236)和第三位置(用于采集第三横向图像287)之间旋转。通过使探头106在这三个探头位置(即,第一位置、第二位置和第三位置)之间旋转,超声探头106在所有三个位置中与患者保持良好声学接触。这允许临床医师选择第二位置,该第二位置被优化用于采集彩色血流数据而不受不良声学接触的限制。作为对比,在探头的纵向轴线108与患者皮肤的法线所成的倾斜角大于20度的情况下,常规技术会出现不良声学接触。本发明的各种实施方案允许比常规技术更低的多普勒角,这允许采集更准确的彩色血流数据。

[0081] 另外,可使用本发明的实施方案实现甚至更低的多普勒角,这是因为可以对第二平面106内传输的彩色血流波束应用调向以采集彩色血流数据。根据血管的取向,对彩色血流波束调向可引起更小的多普勒角,因此得到明显更准确的速度测量值。对于依赖于使探头倾斜的常规技术,平面内波束调向横向于血管208的纵向轴线210,因此对于彩色血流数据的采集而言,调向角不会导致多普勒角的类似改善。

[0082] 由于血管面积基于倾斜图像236或横向图像287中的实测血管面积,因此方法300和400中使用的技术得到了更准确的面积测量值。这克服了血管的横截面被假设为圆形的常规技术的限制。假设血管为圆形可给血管横截面远非圆形的实施方案造成重大差错。本发明的实施方案比常规技术更准确,因为血管横截面积是根据超声图像测得的,而不是在横截面积计算时假设圆形横截面。

[0083] 如背景技术中所讨论,常规技术通常使用从相对较小测距选通采集的脉冲波(PW)多普勒并且假设测距选通内得出的速度可应用于血管208的整个横截面积。对于血管内的速度改变的情况,将测距选通内的实测速度外推和/或应用到整个血管的常规技术也可为

重大误差来源。相比之下,通过使速度基于对血管208的整个横截面采集的彩色血流数据,本发明的实施方案提供了整个血管横截面上准确得多的流速,继而提高了计算血管体积流率的精度水平。

[0084] 本发明的实施方案还可被配置为在临床医师执行超声扫描时向临床医师提供实时体积流率。出于上文所讨论的原因,这些实施方案比常规技术更准确。因此本发明的实施方案以比常规技术大得多的精度实时地提供用于计算体积流率的可靠技术。为临床医师提供实时体积流率允许临床医师更密切地监测患者的体积流率,这对于一些临床情形可能是有利的,在这些临床情形下,体积流率的变化可为临床医师提供有潜在问题的临床场景的预警。

[0085] 该书面描述使用示例来公开本发明,包括最佳模式,并且还使本领域技术人员能够实践本发明,包括制造和使用任何设备或系统以及执行任何包含的方法。本发明的专利范围由权利要求书限定,并且可包括本领域技术人员想到的其他示例。如果此类其他示例具有与权利要求书的字面语言没有区别的结构元素,或者如果它们包括与权利要求书的字面语言具有微小差别的等效结构元素,则此类其他示例旨在落入权利要求书的范围内。此外,在以下权利要求书中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标记,而不旨在对其对象施加数字要求。

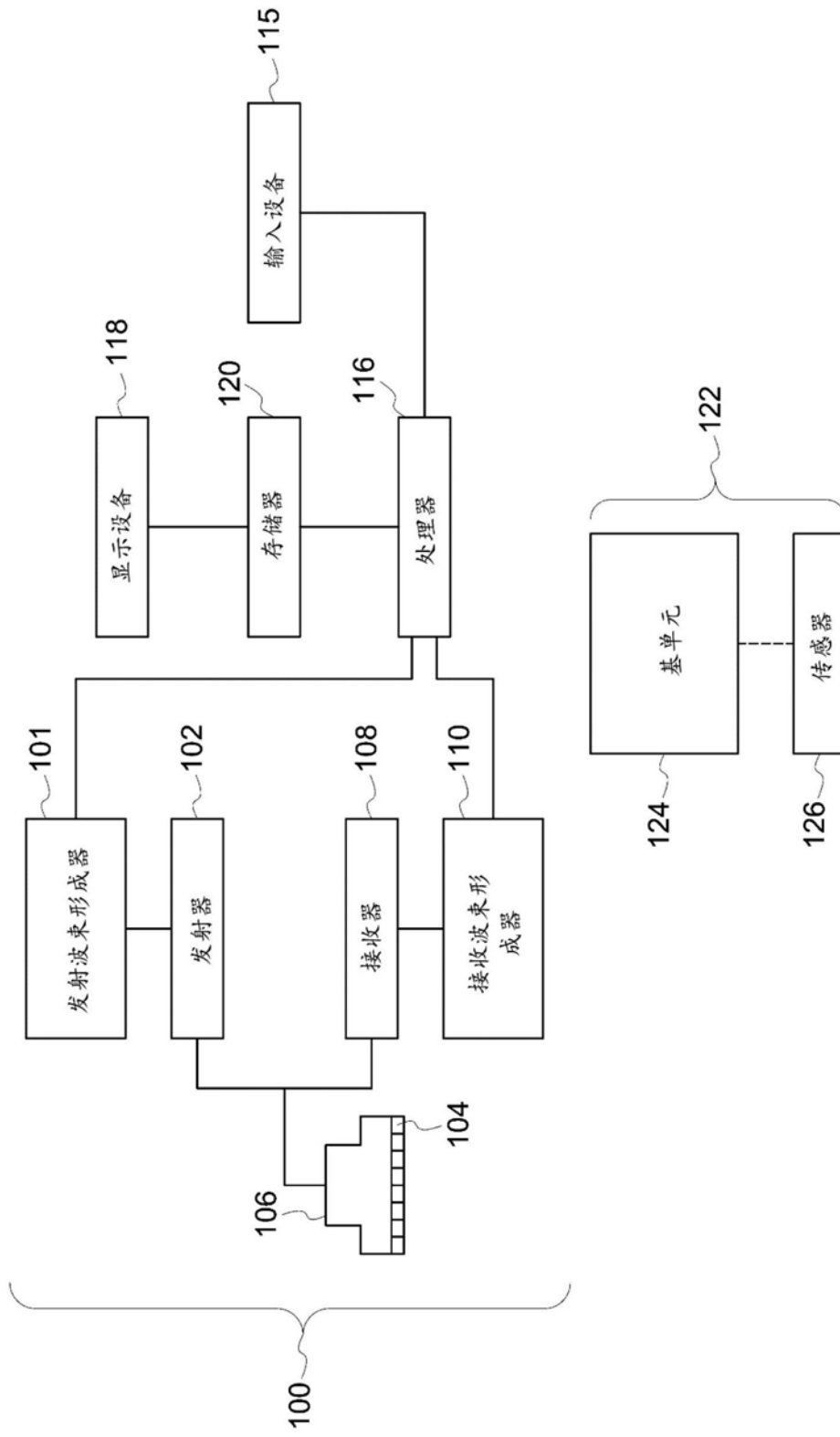


图1

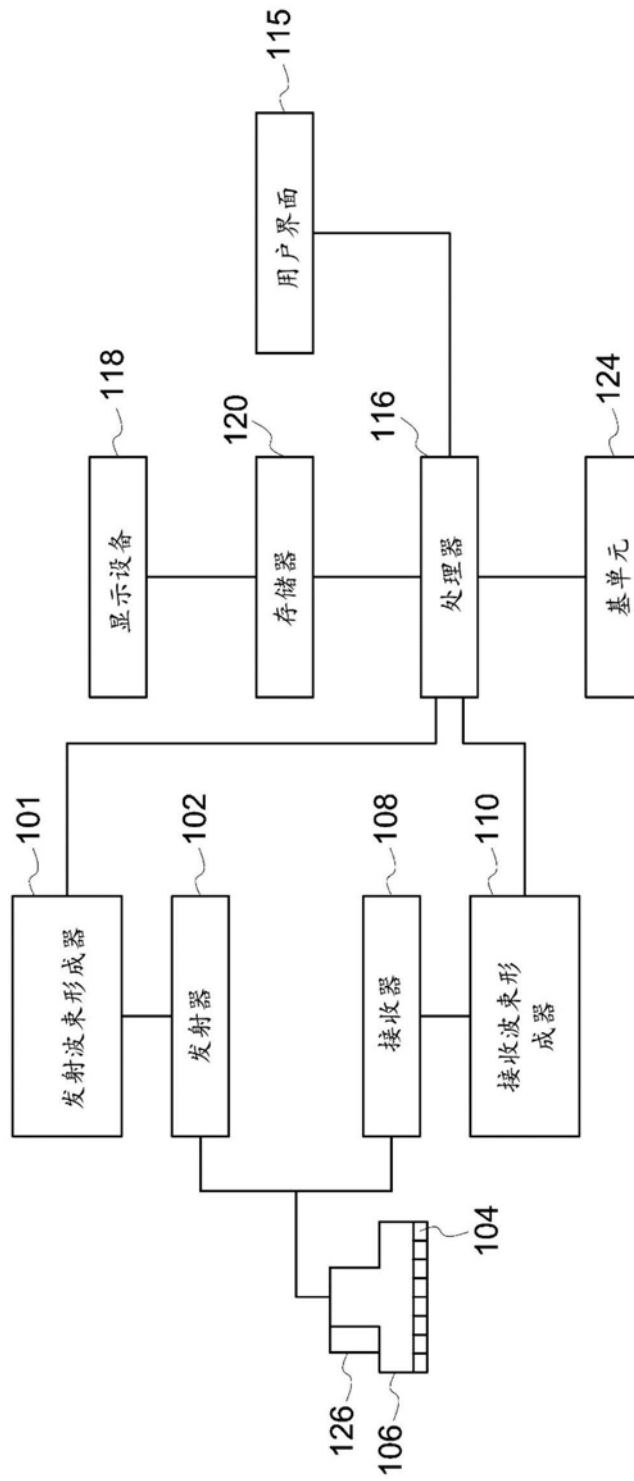


图2

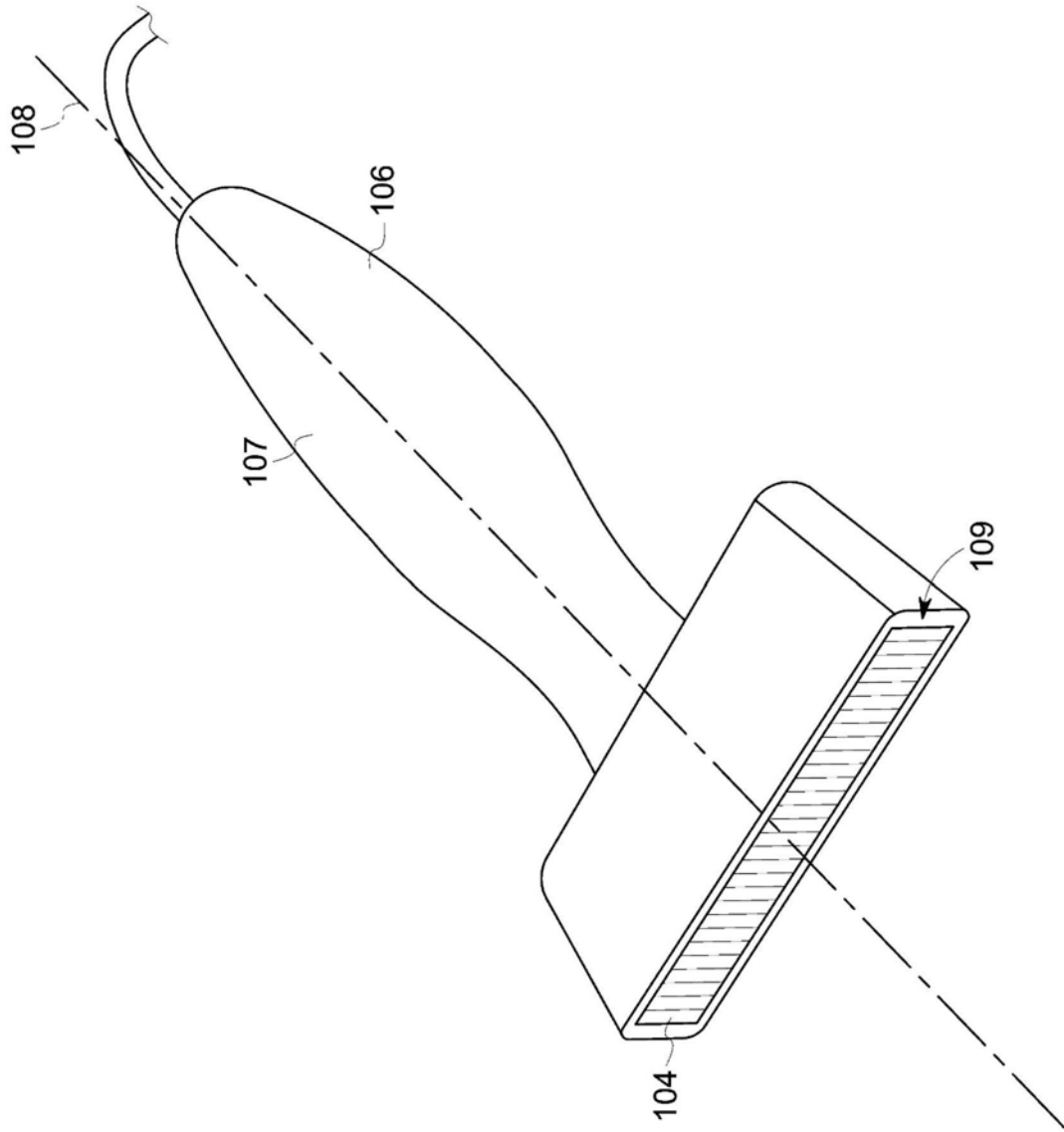


图3

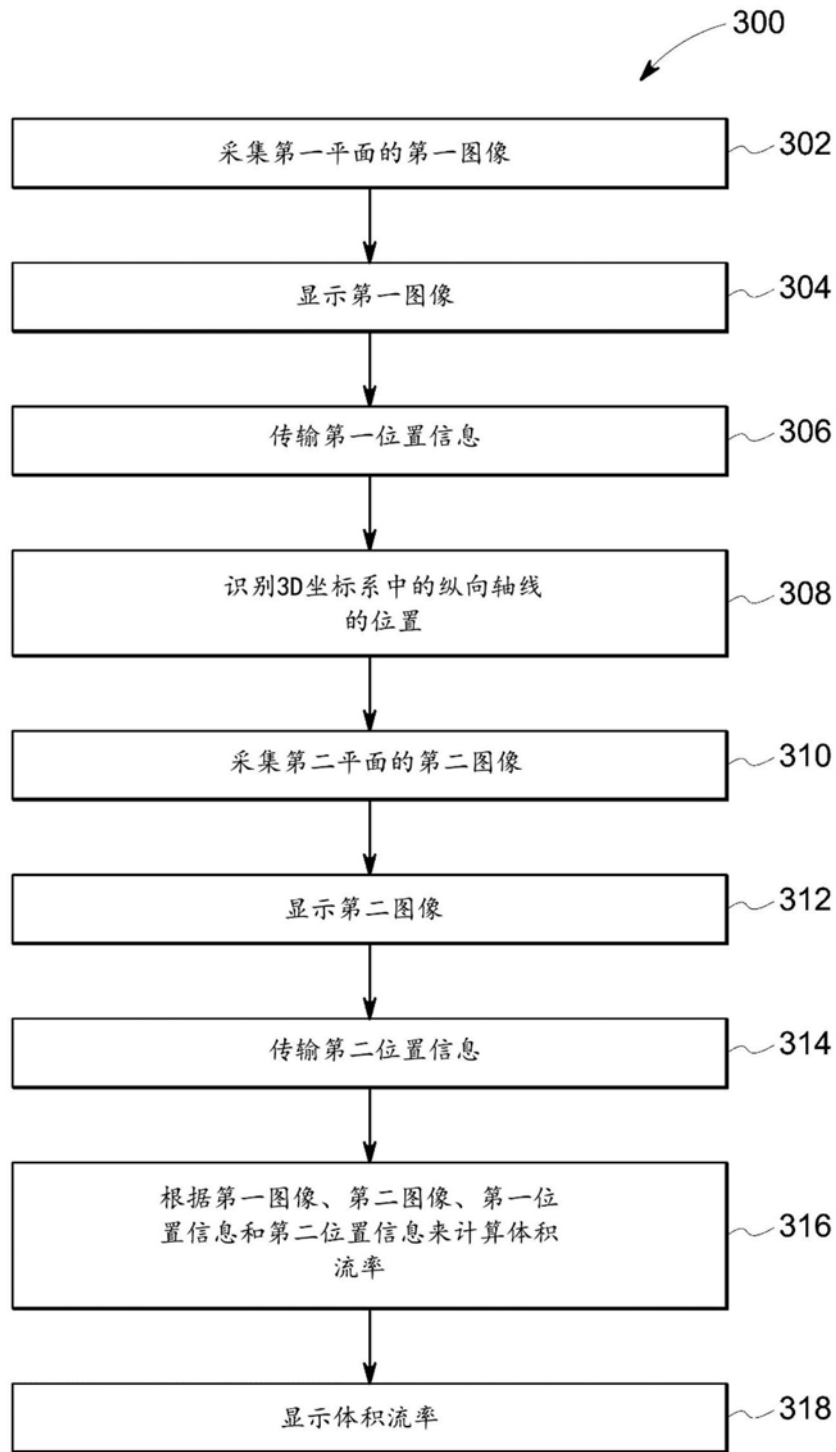


图4

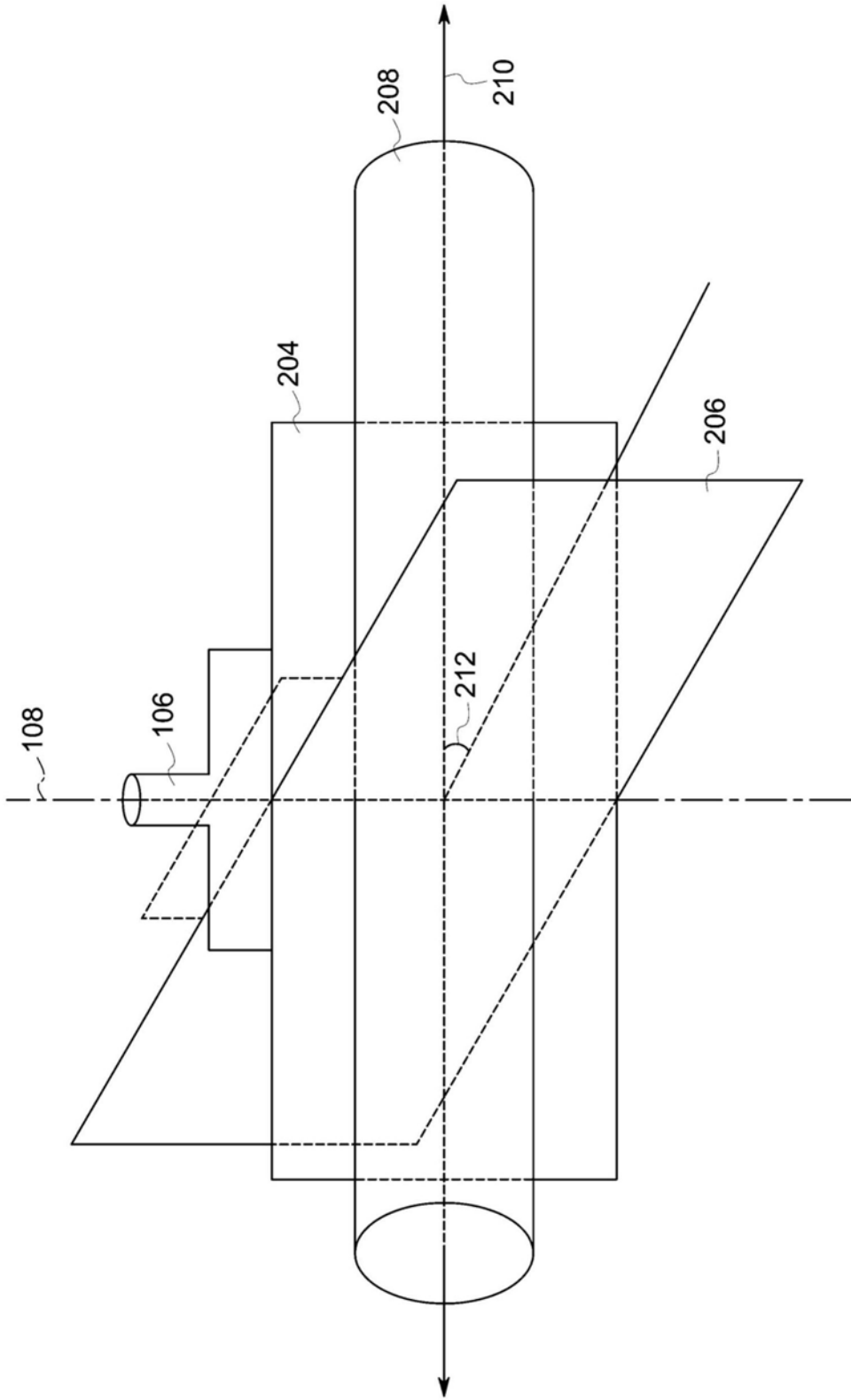


图5

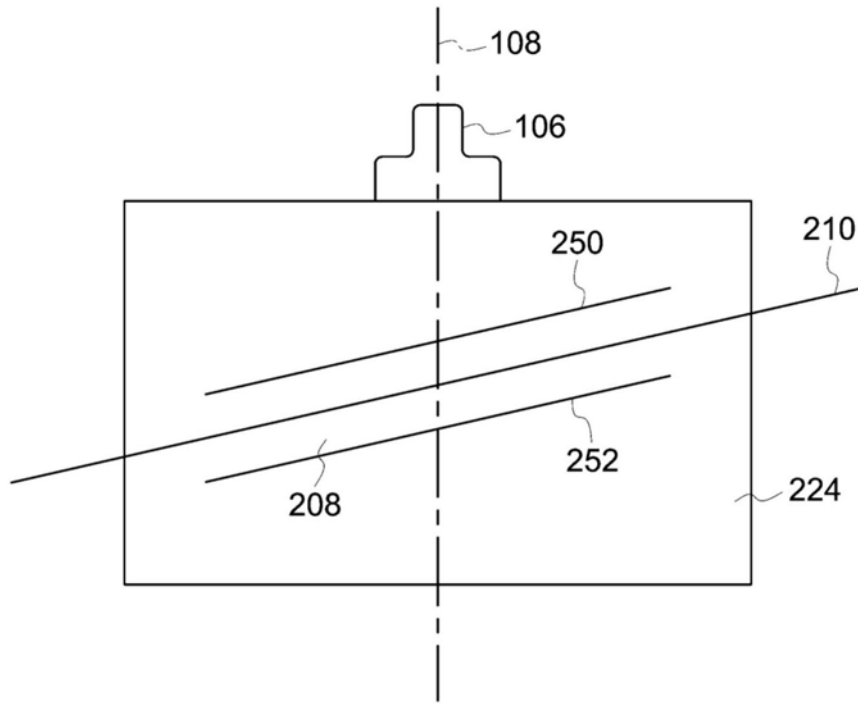


图6

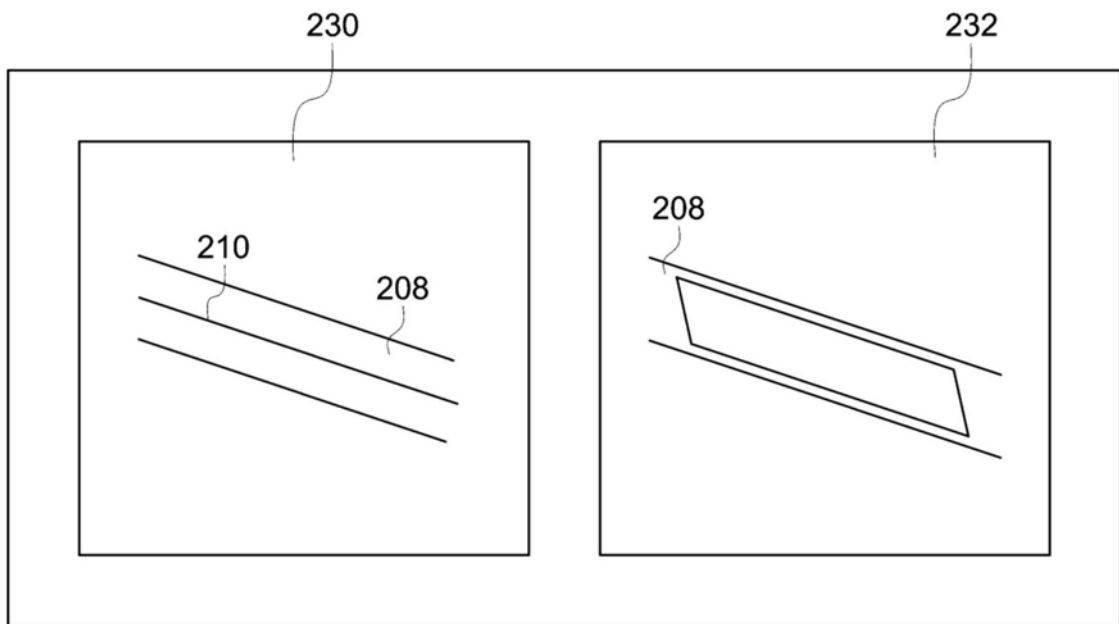


图7

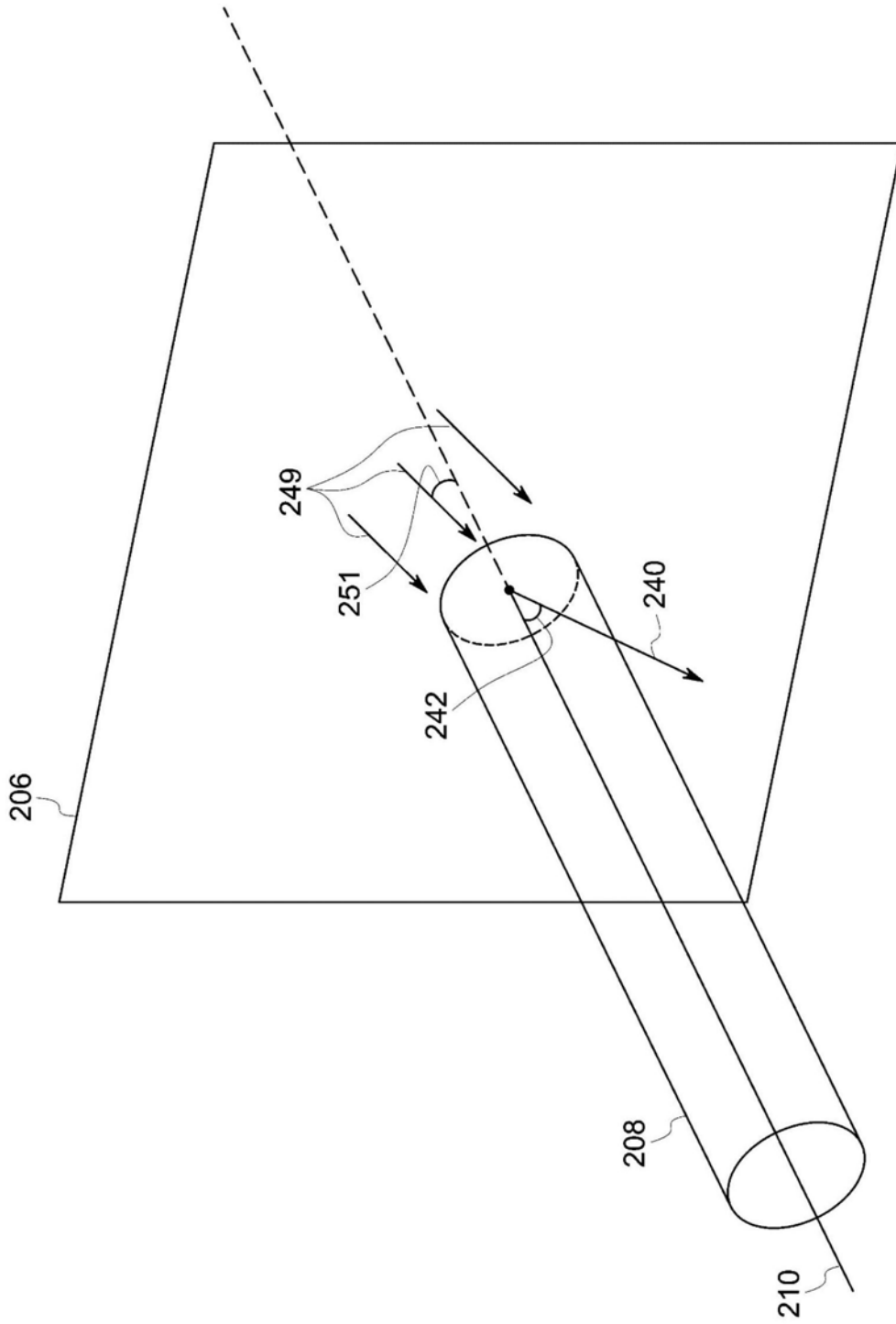


图8

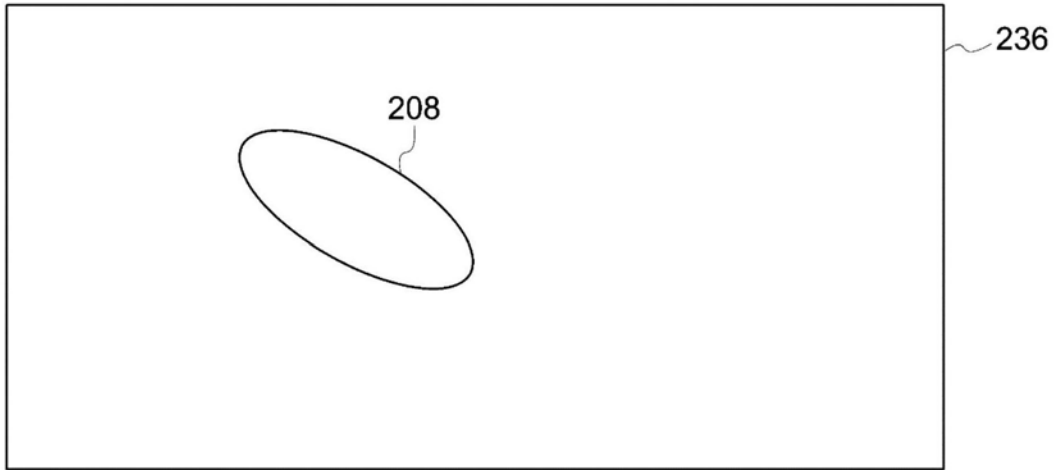


图9

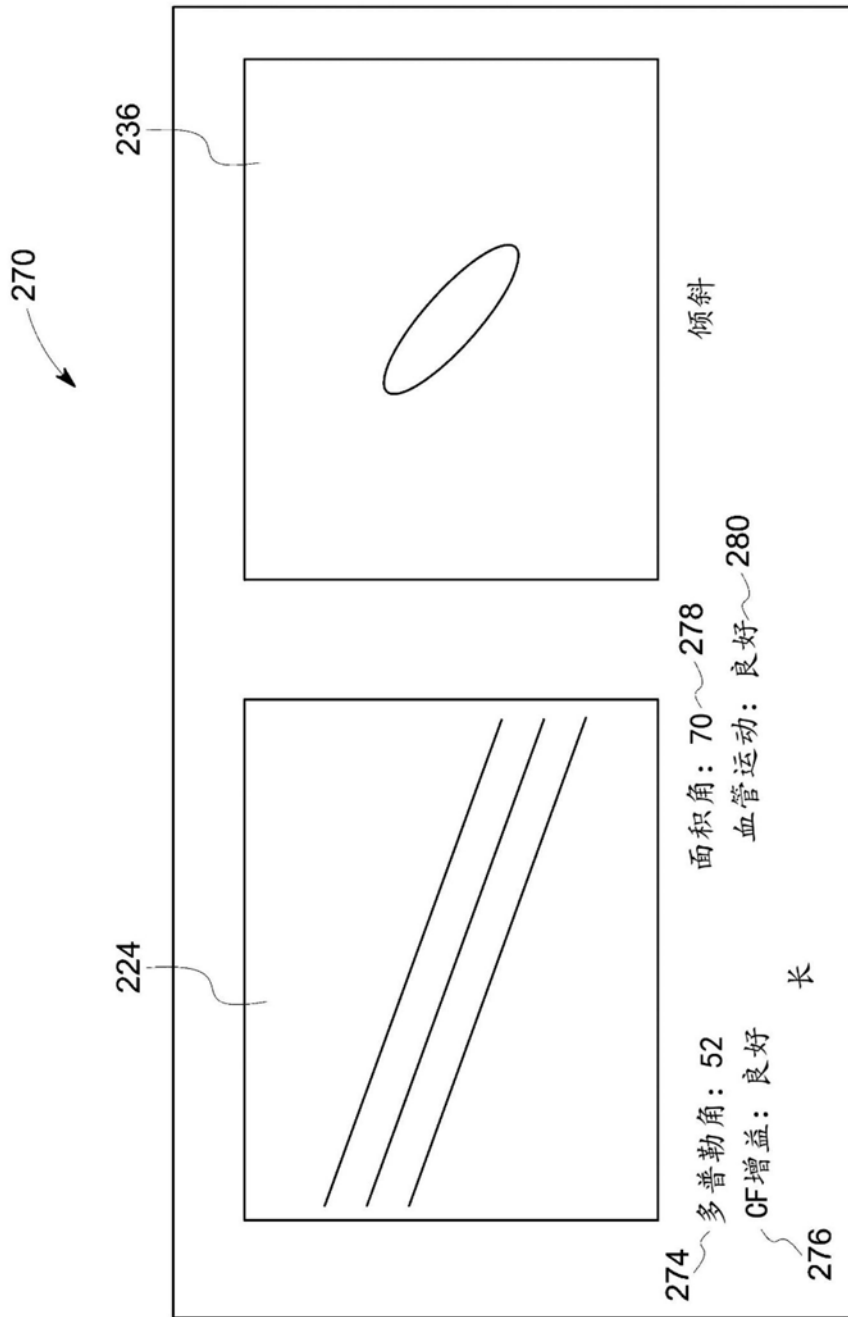


图10

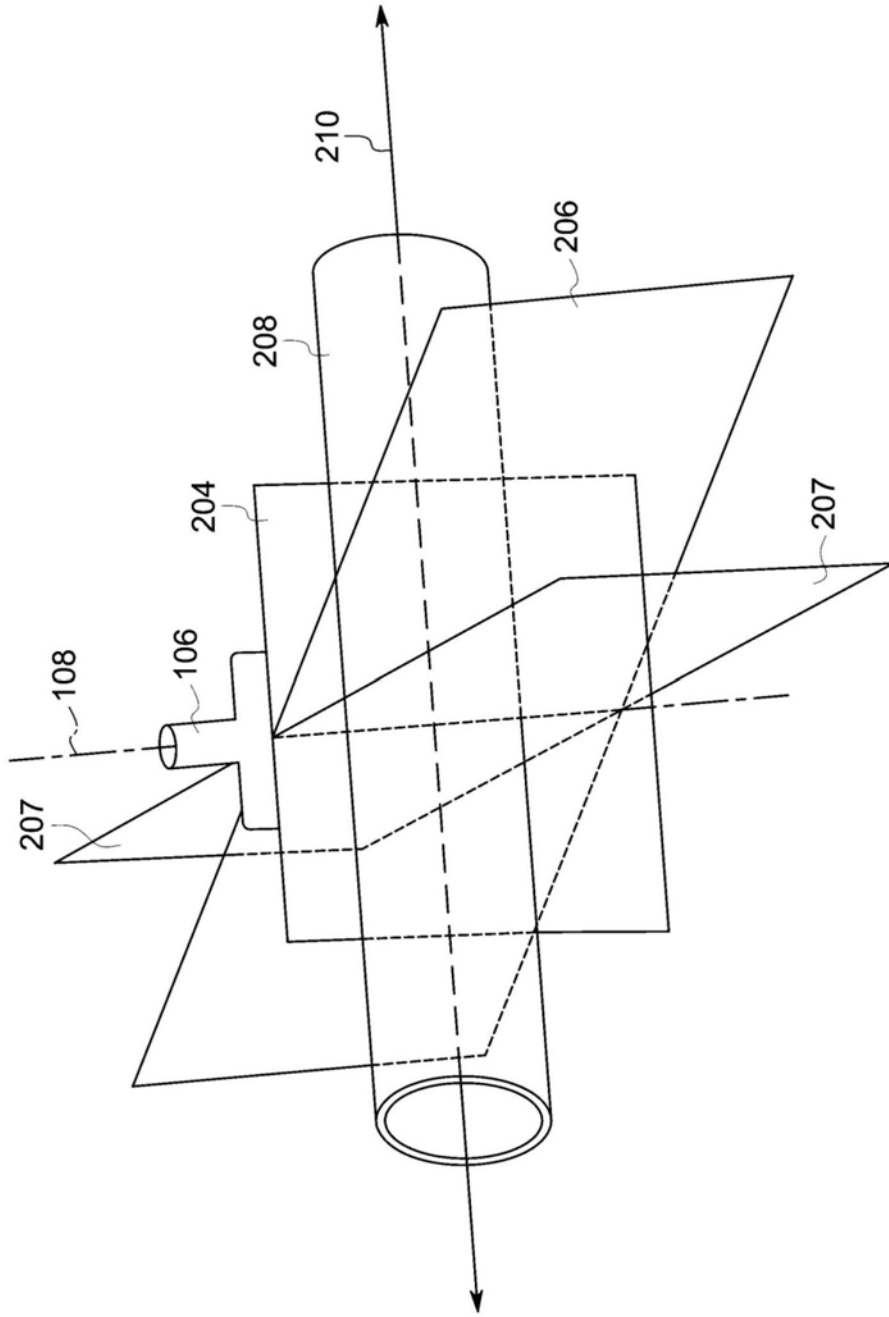


图11

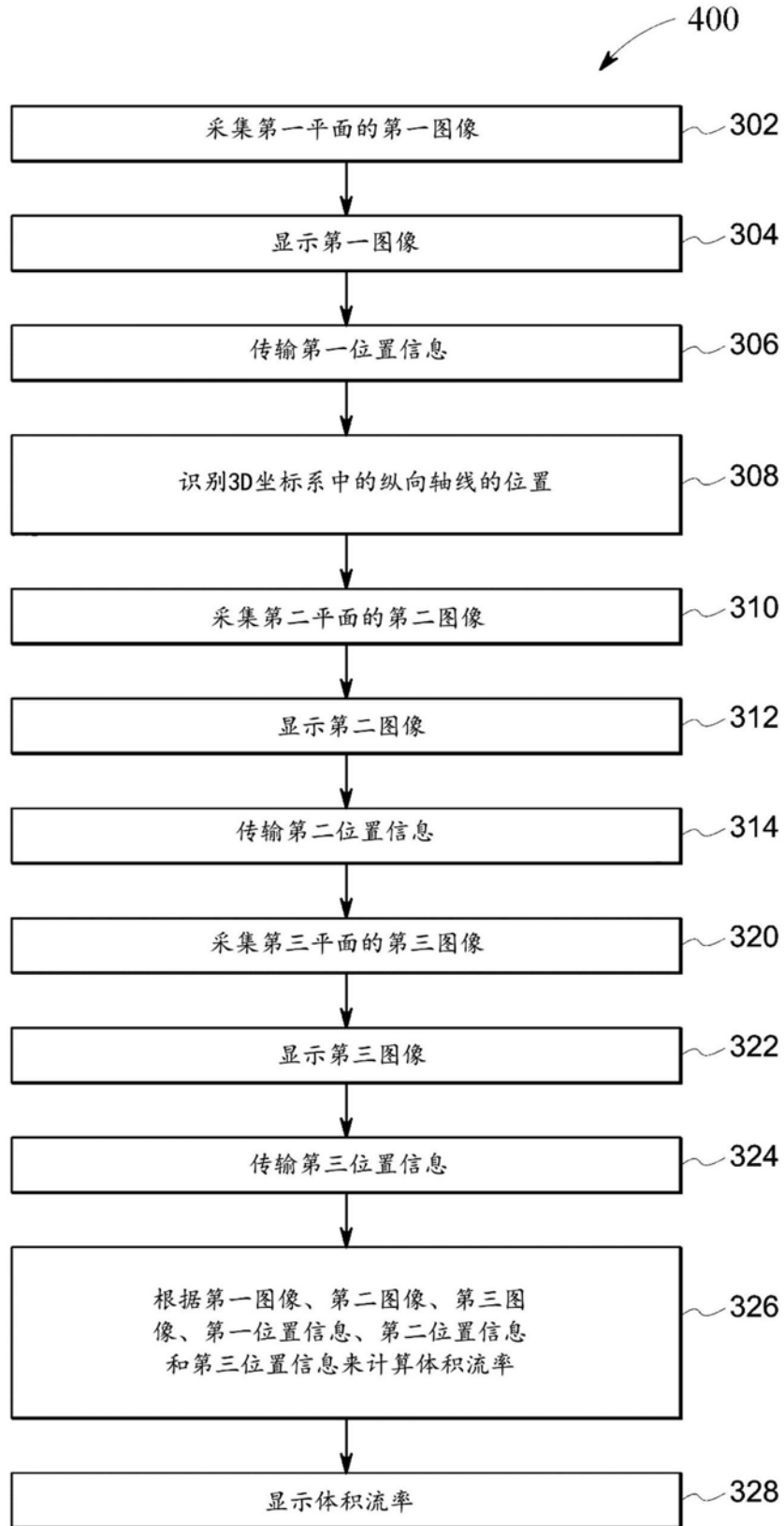


图12

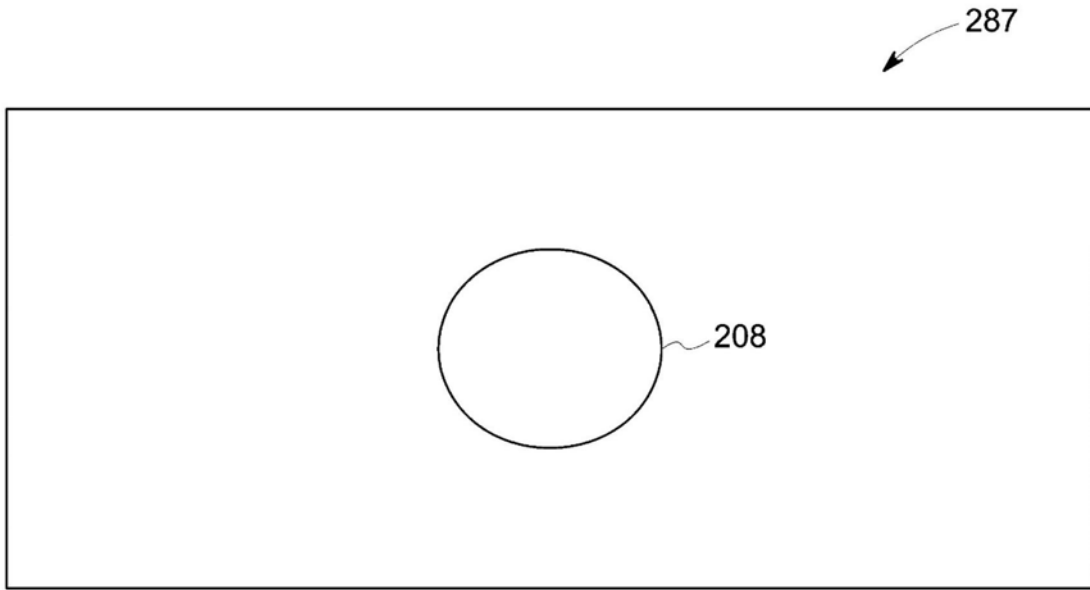


图13

专利名称(译)	用于测量体积流率的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111265247A</a>	公开(公告)日	2020-06-12
申请号	CN201911155074.1	申请日	2019-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
发明人	里蒙·塔德罗斯 大卫·杜伯斯坦		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/467 A61B8/5223 G01S7/52071 G01S7/5208 G01S15/8979		
优先权	16/209,755 2018-12-04 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明题为“用于测量体积流率的超声成像系统和方法”。本发明公开了一种超声成像系统和方法，该超声成像系统和方法包括使用处于第一位置的超声探头来采集包括血管的纵向轴线的第二平面的第二图像，并且在显示设备上显示第二图像。系统和方法包括使用处于第二位置的超声探头来采集以倾斜角与血管的纵向轴线相交的第一平面的第一图像，其中可通过使超声探头围绕超声探头的纵向轴线旋转来将超声探头从第一位置移动到第二位置或从第二位置移动到第一位置。系统和方法包括基于第一图像和第二图像来计算血管的体积流率，并且在显示设备上显示体积流率。

