



(45)授權公告日 2020.02.07

审查员 朱晓旻

```

graph LR
    102[换能器阵列] --> 104[104]
    104 --> 106[发射电路]
    104 --> 108[接收电路]
    108 --> 110[射束形成器]
    110 --> 112[预处理器]
    132[存储设备] --> 112
    112 --> 114[图像处理器]
    112 --> 116[频谱处理器]
    112 --> 118[速度处理器]
    114 --> 124[绘制引擎]
    116 --> 124
    118 --> 124
    122[一组算法] --> 129[流体参数处理器]
    124 --> 129
    129 --> 124
    124 --> 126[显示器]
    128[控制台] --> 126
    128 --> 130[控制器]
    130 --> 128
  
```

1. 一种超声系统(100), 包括:

显示器(126);

速度处理器(118), 其被配置用于处理表示流经管状对象的结构超声数据, 并且被配置用于基于所述超声数据来生成指示流经管状对象的所述结构的矢量流成像信息,

其中, 所述矢量流成像信息包括轴向速度分量信号和侧向分量信号, 并且所述轴向速度分量信号和所述侧向分量信号指示流经所述管状对象的所述结构的方向和速度; 以及

流体参数处理器(120), 其被配置用于基于所述矢量流成像信息来确定至少一个带符号流体参数, 并且被配置用于生成指示所述至少一个流体参数的信号;

图像处理器(114), 其被配置用于处理表示流经管状对象的结构所述超声数据, 并且被配置用于基于所述超声数据生成至少一幅图像; 以及

绘制引擎(124), 其被配置用于经由所述显示器(126)同时在视觉上显示所述至少一幅图像、所述矢量流成像信息和所述至少一个带符号流体参数, 所述至少一个带符号流体参数作为相对于时间的图表表示到沿所述管状对象指向的单位矢量的投影并且指示流经所述管状对象的所述结构的所述方向。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述至少一个带符号流体参数包括以下中的一个或多个: 轴向平均速度、轴向最大速度、平均速度、最大速度、平均体积流量、时间均值平均速度流量、心搏体积、速度方差、速度标准偏差、峰值收缩速度或舒张末期速度。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述绘制引擎将所述至少一个带符号流体参数视觉上显示为数值。

4. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述速度处理器被配置用于在产生所述超声数据时处理所述超声数据, 所述流体参数处理器被配置用于在产生速度流成像信息时处理所述速度流成像信息, 并且所述绘制引擎被配置用于在产生所述速度流成像信息和所述至少一个带符号流体参数时视觉上显示所述速度流成像信息和所述至少一个带符号流体参数。

5. 根据权利要求1所述的系统, 还包括:

换能器阵列(102), 其被配置用于接收响应于所述结构流经所述管状对象而生成的一组回波; 以及

处理电路(108、110、112), 其被配置用于在接收到所述一组回波时处理所述一组回波, 并且被配置用于生成所述超声数据。

6. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述至少一个带符号流体参数被视觉上显示为根据时间的速度轮廓曲线和体积流量轮廓曲线中的至少一个相对于通过管状对象的轴向距离或侧向距离中的至少一个的关系。

7. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述至少一个带符号流体参数被视觉上显示为根据时间的速度轮廓曲线和体积流量轮廓曲线中的至少一个相对于通过所述管状对象的空间线的关系。

8. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述至少一个带符号流体参数指示所述管状对象的横截面积。

9. 根据权利要求1到8中的任一项所述的系统, 其中, 针对预定的感兴趣区域来确定所述至少一个带符号流体参数, 所述预定感兴趣区域为所述管状对象的子区域。

10. 一种超声成像方法, 包括:

处理表示流经管状对象的结构超声数据,并且基于所述超声数据生成指示流经管状对象的所述结构的至少一幅图像和矢量流成像信息,

其中,所述矢量流成像信息包括轴向速度分量信号和侧向分量信号,并且所述轴向速度分量信号和所述侧向分量信号指示流经所述管状对象的所述结构的方向和速度;并且

基于所述矢量流成像信息来确定至少一个带符号流体参数,并且生成指示所述至少一个流体参数的信号;

同时在视觉上显示所述至少一幅图像、所述矢量流成像信息和所述至少一个带符号流体参数,所述至少一个带符号流体参数作为相对于时间的图表表示到沿所述管状对象指向的单位矢量的投影并且指示流经所述管状对象的所述结构的所述方向。

11. 一种编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质,所述计算机可读指令在由处理器执行时,令所述处理器:

处理表示流经管状对象的结构超声数据,并且基于所述超声数据生成指示流经管状对象的所述结构的至少一幅图像和矢量流成像信息,

其中,所述矢量流成像信息包括轴向速度分量信号和侧向分量信号,并且所述轴向速度分量信号和所述侧向分量信号指示流经所述管状对象的所述结构的方向和速度;

基于所述矢量流成像信息来确定至少一个带符号流体参数,并且生成指示所述至少一个流体参数的信号;并且

同时在视觉上显示所述至少一幅图像、所述矢量流成像信息和所述至少一个带符号流体参数,所述至少一个带符号流体参数作为相对于时间的图表表示到沿所述管状对象指向的单位矢量的投影并且指示流经所述管状对象的所述结构的所述方向的。

具有曲线描述超声矢量流成像(VFI)

技术领域

[0001] 下文总体上涉及超声成像,更具体而言,涉及一种具有曲线描述的超声速度流成像(VFI)。

背景技术

[0002] 彩色血流图(CFM)是一种以组合的B和CFM双工模式对血管内部血流进行估计和可视化的方式。CFM图像覆盖等同于B模式图像的全部视场,或者用户使用超声系统的图形用户界面(GUI)来放置框,以指示感兴趣区域(ROI)。令人遗憾的是,CFM仅示出了血流是朝向还是远离换能器的相对血流信息。因此,它不能示出绝对流向或绝对速度。

[0003] 为了获得关于血流的定量信息,已经将频谱多普勒(D)成像与B模式和CFM成像一起使用。通常,频谱多普勒成像以实时更新2D频谱图像(spectrogram image)的形式显示关于接收到的血流多普勒漂移频率的功率谱密度的信息。显示器同时与频谱图一起显示B模式图像和D模式信息。频谱图已经是由沿y轴的多普勒频移和沿x轴的时间来定义的。频谱图中每个像素的强度表示信号功率,并且取值范围由颜色或灰度级条来指示。

[0004] 具有自动速度曲线描述的频谱多普勒成像已经被用于测量作为时间的函数的平均速度和最大速度。通常,自动速度曲线描述自动地测量这些参数,并经由显示器上的曲线,例如叠加于频谱图上方绘制测量结果。能够通过识别频谱图的外观和扫描器产生的多普勒音频的声音来间接获得信息,诸如血流的性质(例如,其复杂性、退行血流水平、紊流水平等)。用户还可以测量通过脉管的体积流量。

[0005] 例如,用户首先利用B模式和CFM模式的探头来扫描感兴趣的血管。接下来,用户利用自动速度曲线描述来激活D模式。用户然后在血管处放置多普勒门。在定位探头以获得通过感兴趣血管的扫描规划时,用户将具有多普勒门的轴向扫描线放置穿过脉管。然后根据从该多普勒门接收到的数据形成频谱图。为了获得沿频谱图中的y轴的速度信息而不是多普勒漂移频率,用户必须要通过指示血管和血流的大致方向来设置射束与血流之夹角。

[0006] 为了在所得的速度估计值中实现可接受的精度,这个角度一直小于或等于六十度(60°)。用户然后调节多普勒门的尺寸以覆盖脉管的截面。用户然后稳定探头并针对至少两次心跳采集数据。用户然后停止或暂停扫描并激活体积流量估计。用户然后在多普勒门所在的B模式图像上手动地测量脉管的横截面或直径,并且系统基于针对用户选定截面的平均速度曲线踪迹来计算体积流量的估计值和频谱图的估计值,并显示测量区域的结果。

[0007] 令人遗憾的是,同时使用B模式、CFM模式和D模式成像的以上过程会是复杂且繁重的。

发明内容

[0008] 本申请的各方面解决了上述问题和其他问题。

[0009] 在一个方面中,一种超声成像系统包括速度处理器,其处理表示流经管状对象的结构的数据并基于所述超声数据来生成指示流经管状对象的结构的数据流成像信息。

所述矢量流成像信息包括轴向速度分量信号和侧向分量信号,并且所述轴向分量信号和所述侧向分量信号指示流经所述管状对象的结构的方向和速度。所述超声成像系统还包括流体参数处理器,所述流体参数处理器基于所述矢量流成像信息来确定至少一个流体参数并生成指示所述至少一个流体参数的信号。

[0010] 在另一个方面中,一种方法包括:处理表示流经管状对象的结构的数据;并且,基于所述数据来生成指示流经管状对象的结构的数据。所述矢量流成像信息包括轴向速度分量信号和侧向分量信号,所述轴向分量信号和所述侧向分量信号指示流经所述管状对象的结构的方向和速度。所述方法还包括基于所述矢量流成像信息来确定至少一个流体参数并生成指示所述至少一个流体参数的信号。

[0011] 在另一个方面中,一种计算机可读存储介质上编码具有计算机可读指令。所述计算机可读指令在由处理器执行时,令处理器:处理表示流经管状对象的结构的数据并基于所述数据来生成指示流经管状对象的结构的数据。所述矢量流成像信息包括轴向速度分量信号和侧向分量信号,并且所述轴向分量信号和侧向分量信号指示流经所述管状对象的结构的方向和速度。所述计算机可读指令在由处理器执行时,进一步令处理器:基于所述矢量流成像信息来确定至少一个流体参数并生成指示所述至少一个流体参数的信号。

[0012] 本领域技术人员在阅读并理解了说明书的情况下将认识到本申请的其他方面。

附图说明

[0013] 本申请是通过举例方式例示的,并非受到附图中各图的限制,在附图中,类似附图标记指示类似元件,并且其中:

[0014] 图1示意性图示了包括速度处理器和流体参数处理器的范例超声成像系统;

[0015] 图2图示了所发射超声信号的轴向速度分量和侧向速度分量;

[0016] 图3图示了图形用户界面,其至少显示了B模式图像、叠加于其上的矢量流成像信息、以及至少一个所确定的流体参数相对于时间的图表;

[0017] 图4图示了带符号平均速度流体参数相对于时间的范例图表;

[0018] 图5图示了带符号最大速度流体参数相对于时间的范例图表;

[0019] 图6图示了带符号平均体积流量参数相对于时间的范例图表;

[0020] 图7图示了带符号时间均值平均体积流量参数相对于时间的范例图表;

[0021] 图8图示了带符号心搏体积参数相对于时间的范例图表;以及

[0022] 图9图示了用于确定矢量流成像信息和来自其的流体参数的范例方法。

具体实施方式

[0023] 下文描述了用于具有自动曲线描述的数据的超声VFI成像的方式。在一种情况下,这种方式提供了血流一般性质的直接可视化,并自动计算速度和/或体积流量曲线踪迹信息,这样减少使用频谱多普勒来确定这种信息,其能够简化用户与扫描器的交互。

[0024] 图1示意性图示了范例超声成像系统100。系统100包括经由适当的有线和/或无线接口与控制台104接口连接的换能器阵列102。

[0025] 换能器阵列102将电信号转换成超声压力场,反之亦然。更具体而言,换能器阵列

102包括被配置为发射超声信号并接收回波信号的一个或多个换能器元件的阵列。适当阵列的范例包括128、192和/或其他元件阵列,包括矩形阵列。阵列能够是线性的、弯曲的和/或其他形状的,完全填充、稀疏和/或其组合等。

[0026] 控制台104包括发射电路106和接收电路108。

[0027] 发射电路106生成一组脉冲(或脉冲信号),其经由硬线和/或以无线方式被传输到换能器阵列102。一组脉冲激励换能器阵列102的一组换能器元件,令被激励的换能器元件向检查或扫描视场中发射超声信号。在一种情况下,发射的超声信号贯穿流经扫描视场中的管状结构的一部分的结构,例如,流经扫描视场中的血管的一部分的血细胞。

[0028] 接收电路108接收响应于发射的超声信号(例如,响应于贯穿诸如扫描视场中的感兴趣区域中脉管和/或器官细胞的一部分中流动的血液的结构和/或其他结构的超声场)生成的一组回波(或回波信号)。

[0029] 控制台104还包括射束形成器110,其通过向回波施加时间延迟、对回波进行加权、对经延迟和加权的回波求和和/或通过其他方式对接收到的回波进行射束形成、创建RF射束数据来处理回波。对于VFI而言,射束形成器110产生至少一个射束来估计轴向速度分量(V_z) 202,所述轴向速度分量沿传播射束的方向206延伸,以及至少两个射束来估计侧向速度分量(V_x) 204,所述侧向速度分量延伸贯穿到轴向速度分量(V_z) 202,如图2中所示。

[0030] 控制台104还包括对经射束形成的扫描线进行预处理的预处理器112。适当的预处理包括,但不限于回波消除、壁滤波、基带处理、求均值和十中抽一和/或其他与VFI成像和/或其他成像相关联的功能。预处理器112输出经过经预处理的数据或超声数据。接收电路108、射束形成器110或预处理器112中的两个或更多能够被认为是处理电路。

[0031] 控制台104还包括对经预处理的数据进行处理的图像处理器114。对于B模式成像而言,这可以包括,例如,包络线检测、对数压缩和/或其他处理。图像处理器114还可以处理扫描线以降低散斑和/或改善镜面反射器轮廓,和/或执行其他处理,诸如FIR和/或IIR滤波等。

[0032] 图示的控制台104还包括任选的频谱处理器116,其也对经预处理的数据进行处理,但生成频谱数据,例如频谱图和/或其他频谱数据。在一种变体中,从超声成像系统100省略任选的频谱处理器116。

[0033] 速度处理器118也对经预处理的数据进行处理,生成矢量流成像信息。在一种情况下,这包括生成轴向速度分量和侧向速度分量。通常,轴向速度分量和侧向速度分量指示视场中的流动结构的方向和速度。在2001年11月9日提交的,题为“Estimation of Vector Velocity”的美国专利6,859,659B1中,描述了基于自相关确定轴向速度分量和侧向速度分量的适当方式的范例,在此通过引用将其全文并入。本文也考虑了用于确定轴向速度分量和侧向速度分量和/或横向于 V_x 和 V_z 的横向分量 V_y 的其他方式。

[0034] 流体参数确定器120接收速度处理器118的输出作为输入,并采用一组算法122中的一个或多个流体参数算法,其基于输入生成一个或多个流体参数。在一种情况下,一个或多个算法122包括用于根据矢量流成像信息确定轴向平均速度、轴向最大速度、平均速度、最大速度、平均体积流量、时间均值平均速度流量、心搏体积、速度方差、速度标准偏差、峰值收缩速度、舒张末期速度、阻力指数、体积流量脉管截面面积和/或其他基于流量和/或基于非流量的信息中的一个或多个的算法。

[0035] 绘制引擎124经由显示器126和/或其他显示器视觉上呈现一幅或多幅 (由图像处理器114生成的) 图像、(由速度处理器118生成的) 矢量流信息和/或 (由流体参数处理器120) 生成的一个或多个流体参数。在一种情况下, 一个或多个流体参数被视觉上呈现为数值和/或以图形方式呈现为曲线图或曲线, 其被实时更新, 或者呈现为数据, 所述数据由换能器阵列102 采集并通过射束形成器110、预处理器112、速度处理器118和流体参数处理器120处理。

[0036] 作为非限制性范例, 图3同时示出了B模式图像302、叠加于B模式图像302上的矢量流成像信息304以及图示了根据时间的最大速度的曲线踪迹306。在图3中, 以灰度等级显示矢量流成像信息304, 灰度水平表示流量大小, 上方叠加箭头标记表示方向。灰度级条308将灰度水平映射到预定流量范围。其他标记 (诸如颜色、箭头长度和/或其他标记) 能够额外地或备选地用于示出大小和/或方向。图3还视觉上呈现数字信息310, 例如体积流量、峰值收缩速度、舒张末期速度、阻力指数和体积流量脉管横截面面积。

[0037] 速度处理器118能够在产生超声数据时处理超声数据, 流体参数处理器120能够在产生速度流成像信息时处理速度流成像信息, 并且绘制引擎能够在产生速度流成像信息和至少一个流体参数时视觉上显示速度流成像信息和至少一个流体参数。这样一来, 能够实时更新速度流成像信息和至少一个流体参数。此外, 图像处理器114能够在产生超声数据时处理超声数据, 这样一来, 能够实时更新一幅或多幅图像。

[0038] 返回图1, 绘制引擎124还能够视觉上显示根据时间的速度或体积流量轮廓曲线中的至少一个相对于通过管状结构的轴向或侧向距离中的至少一个之间的关系。绘制引擎124还能够视觉上显示根据时间的速度或体积流量轮廓曲线中的至少一个相对于通过管状结构的空间线之间的关系。在一种情况下, 视觉上显示的至少一个流体参数指示管状结构之内的流向。此外, 视觉上显示的至少一个流体参数指示管状结构的横截面积。此外, 能够针对预定感兴趣区域来确定至少一个流体参数, 该预定感兴趣区域为管状结构的子区域或整个管状结构。

[0039] 用户接口 (UI) 128包括一个或多个输入设备 (例如, 按钮、旋钮、滑块、触控板、鼠标、跟踪球、触摸屏等) 和/或一个或多个输出设备 (例如, 显示屏、灯、音频发生器等), 允许用户和超声成像系统100之间进行交互。

[0040] 控制器130控制控制台104的部件中的一个或多个。这样的控制能够基于工作模式 (例如B模式和具有自动曲线踪迹的VFI模式等) 和/或其他。

[0041] 存储设备132能够用于存储接收到的一组回波和/或由射束形成器110、预处理器112、图像处理器114、频谱处理器116、速度处理器118、流体参数处理器120或绘制引擎124中的一个或多个输出的数据中的一个或多个。接收到的一组回波和/或由射束形成器110、预处理器112、图像处理器114、频谱处理器116、速度处理器118、流体参数处理器120或绘制引擎124中的一个或多个输出的数据中的一个或多个也能够被存储于便携式存储设备上、通过网络传输、拍照、印刷和/或通过其他方式被利用。

[0042] 要认识到, 可以经由执行被编码或嵌入于诸如物理存储器或其他非暂态介质上的计算机可读存储介质上的一个或多个计算机可读指令的一个或多个处理器来实现射束形成器110、预处理器112、图像处理器114、频谱处理器116、速度处理器118、流体参数处理器120或绘制引擎124等部件中的一个或多个。额外地或备选地, 能够由载波、信号或其他暂态

介质承载指令中的至少一个。

[0043] 如本文论述的,流体参数处理器120能够确定各种基于流量的信息。接下来结合管状结构或诸如血管的对象论述这种情况的非限制性范例。对于本范例而言,流体测量方向(即,感兴趣血管的取向)是已知的。能够由终端用户手动地设置血管的取向或从B模式图像自动导出或通过在一个或多个心跳周期内对VFI流信息求平均值和/或通过其他方式设置血管的取向。

[0044] 给定流体测量方向(即,沿血管指向的单位矢量),对于预定感兴趣区域之内的每条扫描线,且对于所有非零矢量速度样本,基于方程1能够确定带符号的投影轴向平均速度($v_{\text{平均}}^i(m)$):

[0045] 方程1:

$$[0046] \quad v_{\text{平均}}^i(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{n=N-1} v^i(m, n) \cdot \bar{e},$$

[0047] 其中m表示扫描线编号,n表示样本编号,i表示帧编号, $\bar{e}$ 表示流体测量方向单位矢量,并且N表示每条扫描线的样本数量并且能够被确定为:

$$[0048] \quad N = \sum_{n=0}^{n=N-1} v^i(m, n) \cdot \bar{e} > 0.$$

[0049] 在方程1中,带符号的轴向平均速度是带符号的,并且被计算为轴向平均速度矢量在测量方向矢量上的投影的平均值。

[0050] 带符号的轴向最大速度($v_{\text{最大}}^i(m)$)能够被确定为感兴趣区域之内且针对每条扫描线的所有样本,每条扫描线的轴向速度矢量在测量方向矢量上的最大投影,如方程2所示:

[0051] 方程2:

$$[0052] \quad v_{\text{最大}}^i(m) = \left(\text{MAX}_{n=0}^{n=N-1} |\bar{v}^i(m, n) \cdot \bar{e}| \right) \text{sign}(\bar{v}^i(m, n_{\text{最大}}) \cdot \bar{e}),$$

[0053] 其中n最大: $\bar{v}^i(m, n_{\text{最大}}) \cdot \bar{e} = \text{MAX}_{n=0}^{n=N-1} |\bar{v}^i(m, n) \cdot \bar{e}|$ 。这样提供了采集时这条扫描线交叉的脉管之内带符号最大速度的估计值。

[0054] 带符号平均速度($v_{\text{平均}}(i)$)能够被确定为每条扫描线的轴向平均速度矢量在测量方向矢量上的投影的横向平均值,如方程3中所示:

[0055] 方程3:

$$[0056] \quad v_{\text{平均}}(i) = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} v_{\text{平均}}^i(m).$$

[0057] 与方程1不同,方程3的带符号平均速度在感兴趣区域之内的所有扫描线上取平均值,因此在感兴趣区域跨越的整个采集时间内取平均值。在一种情况下,这样相对于方程1提供了平均速度估计值的改进质量。

[0058] 图4图示了带符号平均速度曲线踪迹402的范例图,其中x轴404表示时间(例如,以秒为单位),并且y轴406表示平均速度(例如,以每秒厘米或cm/s为单位)。

[0059] 带符号的最大速度能够被确定为带符号轴向最大值的横向平均值,如方程4中所示:

[0060] 方程4:

$$[0061] \quad v_{\text{最大}}(i) = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} v_{\text{最大}}^i(m).$$

[0062] 与方程2不同,方程4的带符号最大速度在感兴趣区域之内的所有扫描线上取平均值,因此在感兴趣区域跨越的整个采集时间内取平均值。在一种情况下,这样相对于方程2提供了最大速度估计值的改进质量。

[0063] 图5图示了带符号最大速度曲线踪迹502的范例图,其中x轴504表示时间(例如,以秒为单位),并且y轴506表示最大速度(例如,以每秒厘米或cm/s为单位)。

[0064] 采集时血管之内的带符号平均体积流量($q(i)$)能够被确定为平均速度和血管(具有或大致具有纵向旋转对称性)横截面积(A)的乘积,如方程 5所示:

[0065] 方程5:

$$[0066] \quad q(i) = A v_{\text{平均}}(i),$$

[0067] 其中A表示血管的横截面积(例如, πr^2)。

[0068] 图6图示了带符号平均体积流量曲线踪迹602的范例图,其中x轴604 表示时间(例如,以秒为单位),并且y轴606表示平均体积流量速度(例如,以每秒毫升或ml/s为单位)。

[0069] 如方程6所示能够确定一个心脏周期之内带符号时间均值平均体积流量($q_{TA}(i)$):

[0070] 方程6:

$$[0071] \quad q_{TA}(i) = \frac{1}{I} \sum_{k=0}^{I-1} q(i-k),$$

[0072] 其中I表示每个平均心脏周期内的帧数,并且变量k的和表示心脏周期之内的帧。

[0073] 图7图示了带符号时间均值平均体积流量踪迹702的范例图,其中x 轴704表示时间(例如,以秒为单位),并且y轴706表示时间均值平均速度(例如,以每分钟毫升或ml/min为单位)。

[0074] 如方程7所示能够确定带符号心搏体积($Q(i)$):

[0075] 方程7:

$$[0076] \quad Q(i) = \frac{1}{FR} \sum_{k=0}^{I-1} q(i-k),$$

[0077] 其中FR表示帧速率。

[0078] 图8图示了带符号心搏体积踪迹802的范例图,其中x轴804表示时间(例如,以秒为单位),并且y轴806表示心搏体积(例如,以毫升或 ml为单位)。

[0079] 本文还考虑了用于确定流量相关的信息的其他方式。例如,在Hansen 等人于2009年1月在IEEE Transactions on UFFC第56卷第1期上发表的文章“In Vivo Validation of a Blood vector velocity Estimator with MR Angiography”中,论述了根据矢量速度图像来确定体积流量估计值的另一种非限制性方式。本文还设想其他方式。

[0080] 方程1-7生成带符号的数据(大小和方向)。在一种变体中,方程1-7 中的至少一个生成不带符号的数据(仅大小)。

[0081] 图9图示了范例方法。

[0082] 应当理解,提供以下动作是出于说明的目的而不是进行限制。这样一来,可以省略

一个或多个动作,可以增加一个或多个动作,一个或多个动作可以发生于不同的次序(包括与另一个动作同时发生),等等。

[0083] 在902,为超声系统100激活B模式和具有自动曲线踪迹的VFI模式成像。这能够由用户通过用户接口128和/或以其他方式实现。

[0084] 在904,采用超声成像系统100的换能器102来扫描对象并定位要评估的感兴趣血管。这能够由用户在包括脉管的对象区域上方移动换能器102 来实现。

[0085] 在906,响应于定位脉管,使用换能器102在预定持续时间(例如,至少两次心搏)内采集数据,并且系统100的流体参数处理器120和绘制引擎124分别确定并视觉上经由显示器126呈现至少一个流体参数。

[0086] 如本文所述,这可以包括与动作906同时,视觉上显示B模式图像,其上叠加有矢量流成像信息,连同至少一个流体参数。

[0087] 可以经由一个或多个处理器实施本文描述的方法,所述处理器执行被编码或嵌入诸如物理存储器的计算机可读存储介质上的一个或多个计算机可读指令,令一个或多个处理器执行各种动作和/或其他功能和/或动作。额外地或备选地,一个或多个处理器能够执行由诸如信号或载波的暂态介质承载的指令。

[0088] 已经参考各实施例描述了本申请。他人在阅读本申请时可能想到修改和变化。这意味着,本发明应当被解读为包括落在权利要求及其等同方案的范围内的所有此类修改和变化。

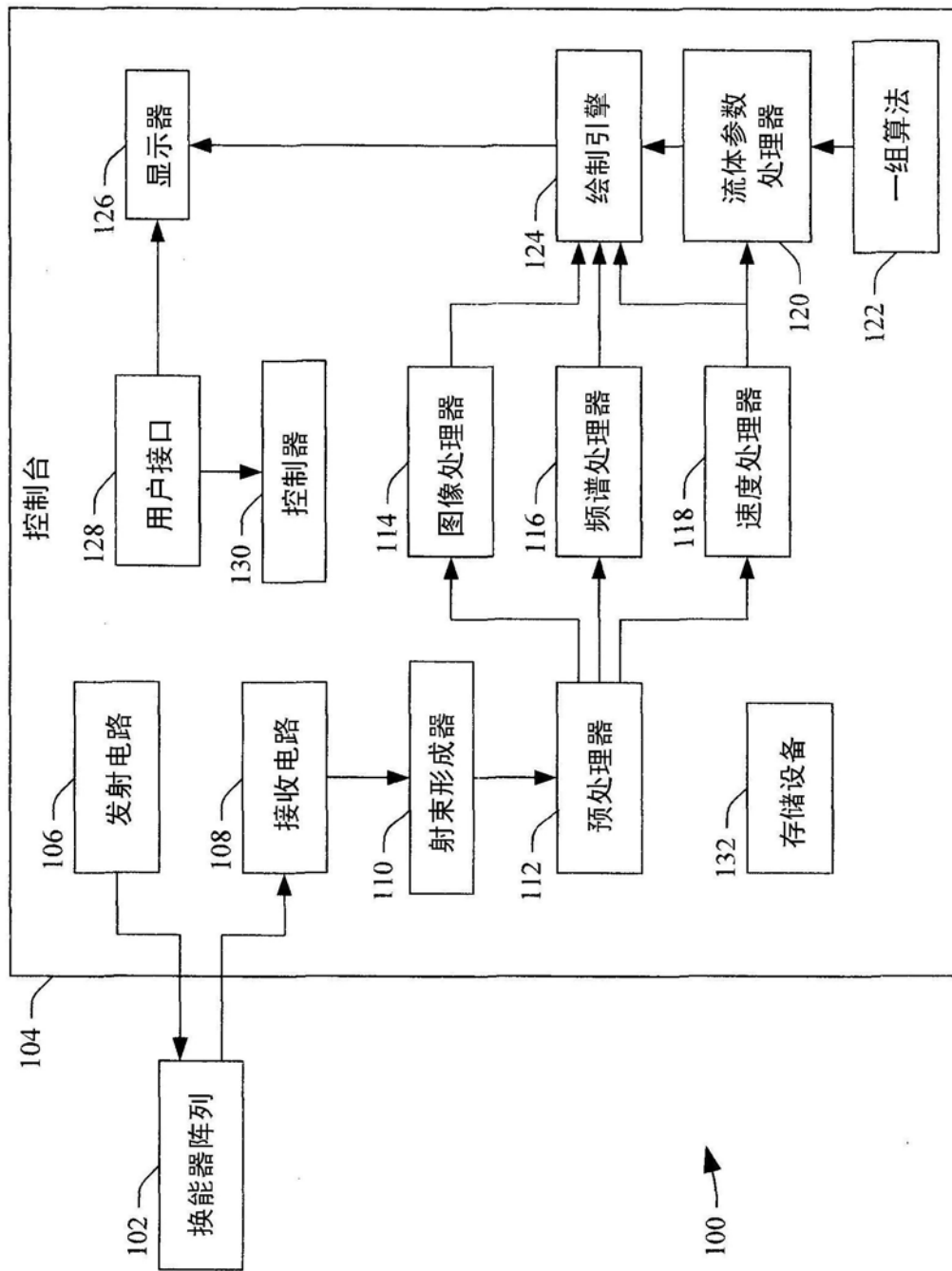


图1

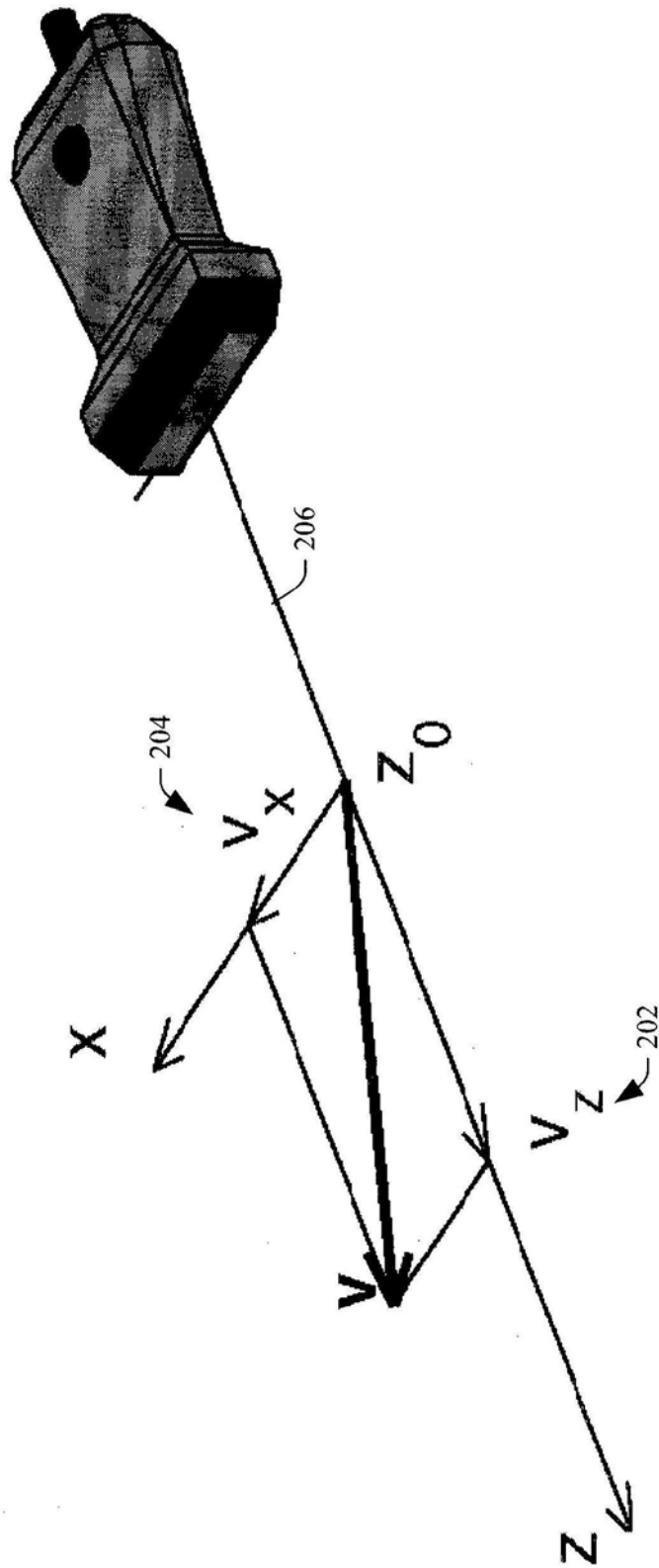


图2

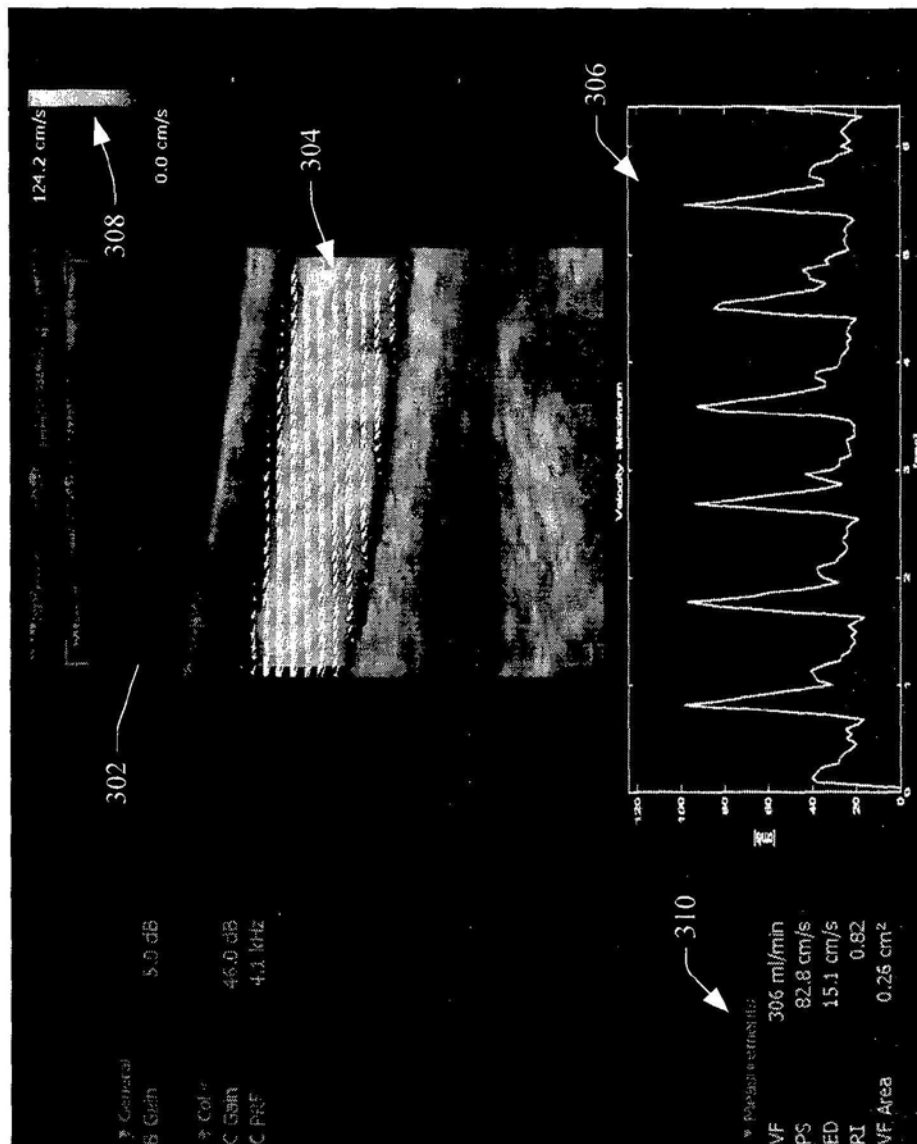


图3

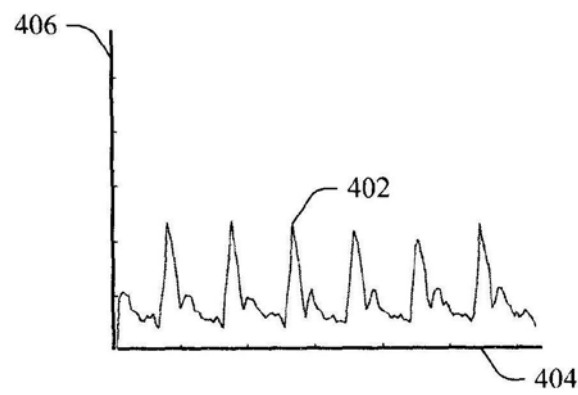


图4

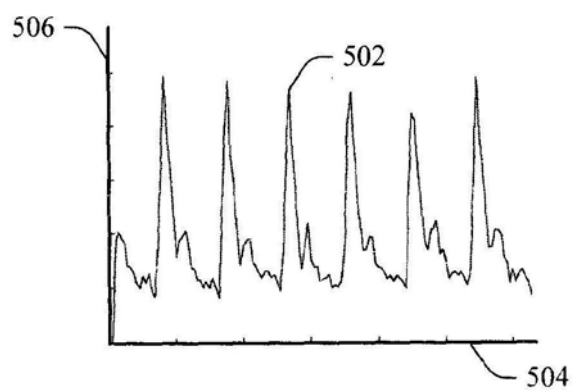


图5

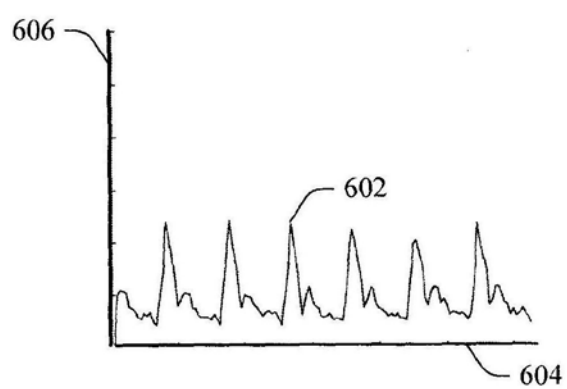


图6

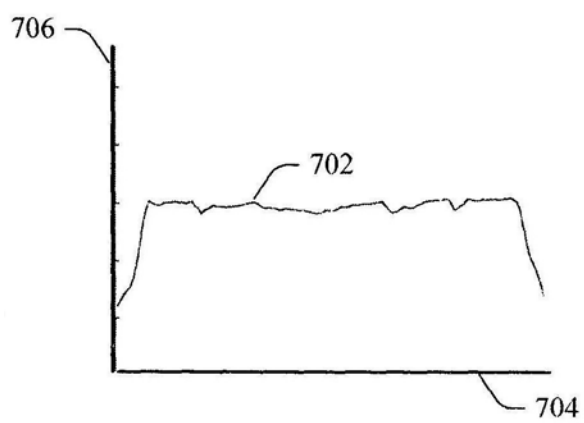


图7

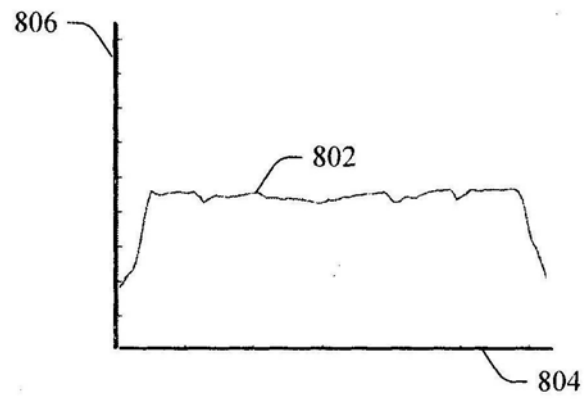


图8

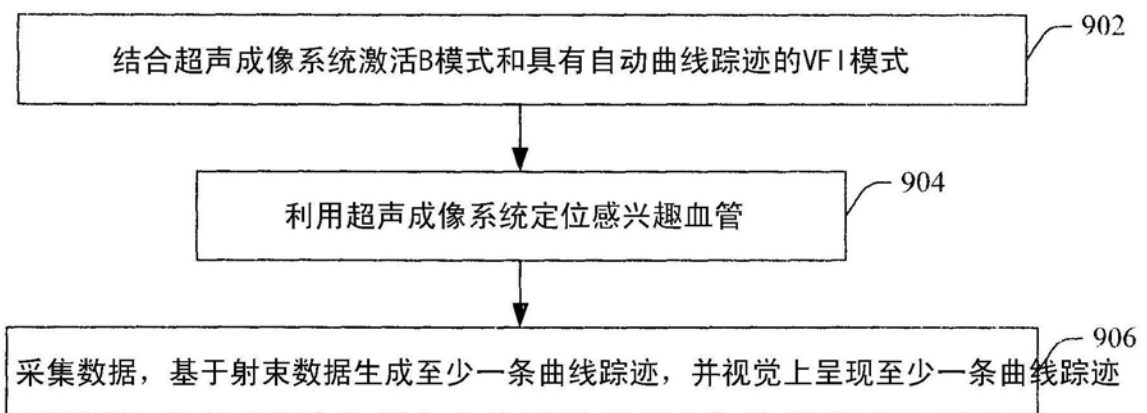


图9