



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108472012 B

(45) 授权公告日 2021.09.07

(21) 申请号 201680075728.8

(22) 申请日 2016.12.22

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108472012 A

(43) 申请公布日 2018.08.31

(30) 优先权数据
62/270,877 2015.12.22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.06.22

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/082395 2016.12.22

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/109080 EN 2017.06.29

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 许敏男 B·I·拉朱 A·阿南德

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
US 7621876 B2, 2009.11.24
WO 2015011585 A1, 2015.01.29
US 2010036253 A1, 2010.02.11
US 2005251044 A1, 2005.11.10
CN 101889216 A, 2010.11.17
CN 103429167 A, 2013.12.04

审查员 卢晓萍

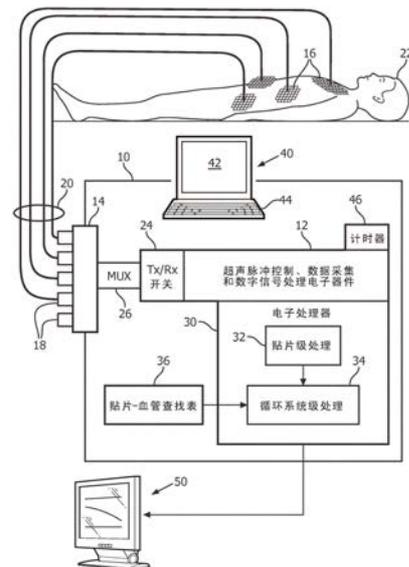
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

用于血液动力学管理的多位点连续超声流量测量

(57) 摘要

多普勒超声仪器 (10) 包括用于采集多普勒超声数据的超声脉冲控制和数据采集电子器件 (12、24、26), 用于同时可操作地连接多达N个超声换能器贴片 (16) 的N通道连接器端口 (14), 其中N是等于或大于2的整数; 以及电子处理器 (30), 其被编程为同时确定与可操作地连接到N通道连接器端口的多达N个贴片相对应的N个血流速度。每个贴片的血流速度可以通过以下操作确定: 确定所述贴片的换能器阵列的超声换能器 (60) 的换能器血流速度; 并且将所述贴片的血流速度确定为确定的最高换能器血流速度或者确定为确定的最高换能器血流速度的聚集。



1. 一种多普勒超声设备,包括:

多普勒超声仪器(10),其包括:

超声脉冲控制和数据采集电子器件(12、24、26),其被配置为采集多普勒超声数据;

N通道连接器端口(14),其被配置为同时将多达N个超声换能器贴片(16)与所述超声脉冲控制和数据采集电子设备可操作地连接,其中N是等于或大于2的整数,其中,每个超声换能器贴片(16)包括包含超声换能器(60)的超声换能器阵列;以及

电子处理器(30),其被编程为根据使用相应的超声换能器贴片采集的多普勒超声数据来同时确定与可操作地连接到所述N通道连接器端口的多达N个超声换能器贴片相对应的多达N个血流速度,

其中,所述电子处理器(30)被进一步编程为通过以下操作确定针对每个超声换能器贴片(16)的所述血流速度,所述操作包括:

根据使用所述超声换能器贴片(16)的超声换能器阵列的每个超声换能器(60)采集的多普勒超声数据来确定针对所述超声换能器的换能器血流速度;并且

将针对所述超声换能器贴片的所述血流速度确定为所述超声换能器阵列的确定的最高换能器血流速度,或者确定为所述超声换能器阵列的一组确定的最高换能器血流速度的聚集。

2. 根据权利要求1所述的多普勒超声设备,其中,所述超声脉冲控制和数据采集电子器件(12、24、26)包括以下中的一个:

(1) 多路复用器(26),其可切换以顺序地将所述超声脉冲控制和数据采集电子器件与所述N通道连接器端口(14)中的每个通道连接;和

(2) N个电子通道,每个电子通道与所述N通道连接器端口的相应通道连接。

3. 根据权利要求1-2中任一项所述的多普勒超声设备,其中,所述N通道连接器端口(14)包括以下中的一个:

(1) N个连接器(18),每个连接器被配置为与单个超声换能器贴片(16)连接;和

(2) 一个连接器,其被配置为与N个超声换能器贴片束的N对1尾纤连接器连接。

4. 根据权利要求1-2中任一项所述的多普勒超声设备,其中,所述多普勒超声仪器(10)的所述电子处理器(30)被进一步编程为通过以下操作确定血流腔,所述操作包括:

确定针对所述超声换能器贴片(16)的超声换能器阵列的每个超声换能器(60)的换能器血流速度,所述超声换能器阵列定义了阵列区域;并且

根据在所述阵列区域上确定的换能器血流速度的图来确定所述血流腔。

5. 根据权利要求4所述的多普勒超声设备,其中,所述多普勒超声仪器(10)的所述电子处理器(30)被进一步编程为基于所确定的血流腔随时间的变化来确定流量介导的舒张(FMD)。

6. 根据权利要求1-2中任一项所述的多普勒超声设备,其中,所述多普勒超声仪器(10)的所述电子处理器(30)被进一步编程为通过以下操作确定与B个分支血管连接的躯干血管中的血流量,其中B至少为2并且B小于或等于N,所述操作包括:

根据使用相应的超声换能器贴片采集的多普勒超声数据来确定与可操作地连接到所述N通道连接器端口(14)的B个超声换能器贴片(16)相对应的B个血流速度;并且

使用针对所述B个分支血管确定的B个血流速度和血管腔来计算所述躯干血管中的所

述血流量。

7. 根据权利要求1-2中任一项所述的多普勒超声设备,其中,所述多普勒超声仪器(10)的所述电子处理器(30)被进一步编程为通过以下操作同时评估对K个不同血管中的刺激的血液动力学响应,其中K至少为2并且K小于或等于N,所述操作包括:

根据使用相应的超声换能器贴片采集的多普勒超声数据来确定针对可操作地连接到所述N通道连接器端口(14)的K个超声换能器贴片(16)的作为时间函数的血流速度;并且

基于作为时间函数的K个确定的血流速度来确定针对K个不同血管中的每个血管的刺激的血液动力学响应。

8. 根据权利要求1-2中任一项所述的多普勒超声设备,还包括:

N个超声换能器贴片(16),每个超声换能器贴片能连接到所述多普勒超声仪器(10)的所述N通道连接器端口(14)以同时连同其他N个超声换能器贴片中的多达N-1个与所述超声脉冲控制和数据采集电子器件(12、24、26)可操作地连接。

9. 根据权利要求1-2中任一项所述的多普勒超声设备,还包括:

在同时连接到所述多普勒超声仪器(10)的所述N通道连接器端口(14)并且由此同时与所述超声脉冲控制和数据采集电子器件(12、24、26)可操作地连接的两个和N个之间的超声换能器贴片(16)。

10. 根据权利要求8所述的多普勒超声设备,其中,每个超声换能器贴片(16)包括粘合剂,通过所述粘合剂所述超声换能器贴片可操作地连接到血液动力学测量对象(22)的皮肤。

11. 一种多普勒超声方法,包括:

将两个或更多超声换能器贴片(16)附着到血液动力学测量对象(22)上的不同位置,其中,每个超声换能器贴片(16)包括包含超声换能器(60)的超声换能器阵列;

使用附着到所述血液动力学测量对象上的所述不同位置的所述两个或更多超声换能器贴片来同时采集多普勒超声数据;并且

使用利用附着到每个位置的超声换能器贴片采集的多普勒超声数据来确定针对所述位置的血流速度,

其中,通过以下操作确定针对每个位置的所述血流速度,所述操作包括:

使用利用每个超声换能器阵列的每个超声换能器(60)采集的多普勒超声数据来确定针对所述超声换能器的换能器血流速度;并且

将针对所述超声换能器贴片的所述血流速度确定为所述超声换能器阵列的确定的最高换能器血流速度,或者确定为所述超声换能器阵列的一组确定的最高换能器血流速度的聚集。

12. 根据权利要求11所述的多普勒超声方法,还包括:

确定针对所述超声换能器贴片(16)的超声换能器阵列的每个超声换能器(60)的换能器血流速度,所述超声换能器阵列定义了阵列区域;并且

根据所述阵列区域上的确定的换能器血流速度的图来确定血流腔。

13. 根据权利要求11-12中任一项所述的多普勒超声方法,其中,所述血液动力学测量对象(22)上的多个不同位置与连接躯干血管的分支血管的位置对齐,并且所述方法还包括:

根据针对所述血液动力学测量对象上的所述不同位置确定的所述血流速度来确定所述分支血管中的血流量;并且

通过将所确定的所述分支血管中的血流量加起来计算所述躯干血管中的血流量。

14. 根据权利要求11-12中任一项所述的多普勒超声方法,还包括:

向所述血液动力学测量对象(22)施加刺激;

至少在施加所述刺激之后,确定针对所述血液动力学测量对象上的所述不同位置的作为时间函数的所述血流速度;并且

基于所述血液动力学测量对象上的所述不同位置处的作为时间函数的所述血流速度来确定针对多个不同血管中的每一个血管的所述刺激的血液动力学响应。

15. 根据权利要求11-12中任一项所述的多普勒超声方法,还包括:

以编程的自动重复时间间隔自动重复所述同时采集和所述确定;并且绘制每个确定的作为时间函数的血流速度的趋势线。

用于血液动力学管理的多位点连续超声流量测量

技术领域

[0001] 以下大体上涉及医学超声技术、多普勒超声血流测试技术、血液动力学测量技术、患者生命体征监测技术和相关领域。

背景技术

[0002] 多普勒超声是一种用于无创测量血流的技术。当施加已知声频的超声脉冲并且从流动的血液反射时,反射的超声信号具有归因于多普勒效应的声频移。多普勒频移的幅度与朝向或远离超声换能器的血流速度有关,而多普勒频移的方向与朝向或远离超声换能器的血流的方向有关。多普勒超声通常用于检测血液凝块或其他流动阻塞、狭窄、血管壁上积聚的斑块或其他流量减少源。在现有的用于该目的的多普勒超声设备中,手持式超声换能器被手动地按压靠近要测量血流的主要血管的患者皮肤。手持式超声换能器根据需要手动定位或重新定位,以由于血流而产生强的多普勒超声信号。在常见的血管对准方法中,超声设备包括输出可听流速反馈的扬声器,并且手持式换能器被手动定位或重新定位以最大化该可听反馈的音量。多普勒超声血流测量通常由称为诊断医学超声检测师的专家执行。

[0003] 以下公开了解决上述参考问题和其他问题的新的改进的系统和方法等。

发明内容

[0004] 在一个公开的方面中,公开了一种多普勒超声设备。多普勒超声仪器包括超声脉冲控制和数据采集电子器件、N通道连接器端口以及电子处理器,所述超声脉冲控制和数据采集电子器件被配置为采集多普勒超声数据,所述N通道连接器端口被配置为同时将多达N个超声换能器贴片与所述超声脉冲控制和数据采集电子器件可操作地连接(其中N是等于或大于2的整数),而所述电子处理器被编程为根据使用相应的超声换能器贴片获取的多普勒超声数据同时确定与可操作地连接到N通道连接器端口的多达N个超声换能器贴片相对应的多达N个血流速度。在一种方法中,多普勒超声仪器的电子处理器被编程为通过以下操作来确定可操作地连接到所述N通道连接器端口的每个超声换能器贴片的血流速度,所述操作包括:根据使用超声换能器贴片的超声换能器阵列的每个超声换能器获取的多普勒超声数据来确定针对所述超声换能器的换能器血流速度;并且将所述超声换能器贴片的血流速度确定为超声换能器阵列的确定的最高换能器血流速度,或者确定为所述超声换能器阵列的一组确定的最高换能器血流速度的聚集。可以从阵列区域上的确定的换能器血流速度的图确定血流腔,并且可以基于所确定的血流腔随时间的变化来确定流量介导的舒张(FMD)。

[0005] 在另一公开的方面中,一种多普勒超声方法包括:将两个或更多超声换能器贴片附着到血液动力学测量对象上的不同位置;使用附着到所述血液动力学测量对象上的所述不同位置的所述两个或更多超声换能器贴片同时采集多普勒超声数据;并且使用利用附着到每个位置的超声换能器贴片采集的多普勒超声数据来确定该位置的血流速度。

[0006] 在另一公开的方面,一种多普勒超声方法包括:将包括超声换能器阵列的超声换

能器贴片附着到血液动力学测量对象;使用附着的超声换能器贴片的所述超声换能器阵列中的每个换能器采集多普勒超声数据;使用由所述超声换能器采集的所述多普勒超声数据来确定所述附着的超声换能器贴片的所述超声换能器阵列的每个超声换能器的换能器血流速度;并且将所述超声换能器贴片的血流速度确定为所述超声换能器阵列的确定的最高换能器血流速度,或者确定为所述超声换能器阵列的一组确定的最高换能器血流速度的聚集。

[0007] 一个优点在于促进不同主要血管的比较性多普勒超声血流评估。

[0008] 另一个优点在于提供具有超声换能器放置的宽松要求的多普勒超声血流评估设备。

[0009] 另一个优点在于提供给出空间信息而不产生超声图像的多普勒超声血流评估。

[0010] 另一个优点在于通过多普勒超声血流测量来促进循环系统水平评估。

[0011] 另一个优点在于测量几种主要血管中单次施加刺激(例如单次流体冲击)的血液动力学响应。

[0012] 另一个优点在于提供多普勒超声血流评估作为自动监测的患者生命体征。

[0013] 给定实施例可以提供前述优点中的无、一个、两个、更多或全部,和/或可以提供其它优点,这对于本领域普通技术人员在阅读并理解本公开之后将变得显而易见。

附图说明

[0014] 本发明可以采取各种部件和部件布置以及各步骤和步骤安排的形式。附图仅用于说明优选实施例的目的,而不应被解释为限制本发明。

[0015] 图1示意性地示出了如本文所公开的用于测量血液动力学血流量的多普勒超声设备。

[0016] 图2示意性地图示了图1的超声换能器贴片之一。

[0017] 图3示意性地图示了确定血液动力学参数,例如由图2中示意性示出的超声换能器贴片监测的主要血管的血流速度和/或有效腔。

[0018] 图4示意性地图示了使用图1的多普勒超声设备无创地估计心输出量(CO)的方法。

[0019] 图5示意性地图示了在单次流体冲击中采集的颈动脉和肱动脉的流体冲击数据,其中针对健康患者(左图)和危重病患者(右图)显示预期结果。

[0020] 图6示意性地图示了使用图1的多普勒超声设备来执行自动血流速度生命体征监测的方法。

具体实施方式

[0021] 本文公开的多普勒超声实施例克服了现有多普勒超声设备在此认识到的某些缺陷,并提供超出现有多普勒超声设备提供的额外能力。

[0022] 现有的多普勒超声设备的缺点是手持式超声换能器探头的正确定位是困难的,即使在可听流速反馈的情况下。如果超声检测师测量初始血管中的血流量,然后将探头移动到不同的血管并且随后返回到初始血管以进行重新测量,与最初测量相比探头容易被定位到不同位置进行重新测量,导致降低的重复性。这种困难有助于传统上采用经过专门训练的超声检测师进行多普勒超声检查。

[0023] 现有多普勒超声的另一个缺点是难以准确测量两个或更多不同血管对刺激(例如流体冲击)的血液动力学响应。做到这一点的一种方法是重复刺激每个血管,但是这很耗时,并且可能导致来自先前施加的刺激的记忆效应。另一种方法是执行单次刺激,然后将超声换能器探头从一根血管快速移动到下一根,以采集各个血管的多普勒超声数据。后一种方法要求超声波检测师迅速采取行动,在可以评估刺激响应的典型短时间窗内依次检查每根血管,并限制可实现的时间分辨率,并可能导致各个被测血管的数据集不完整。

[0024] 在本文公开的改进中,多普勒超声设备包括N通道连接器端口,该N通道连接器端口被配置为同时将多达N个超声换能器贴片与超声脉冲控制和数据采集电子设备可操作地连接(其中N是等于或大于2的整数)。多普勒超声设备还包括电子处理器,该电子处理器可以与超声脉冲控制和数据采集电子器件分开或集成。电子处理器被编程为同时确定与可操作地连接到N通道连接器端口的多达N个超声换能器贴片相对应的N个血流速度。根据使用相应的超声换能器贴片采集的多普勒超声数据来确定每个血流速度。超声换能器贴片优选地被配置为附着到受试者,例如使用粘合剂(例如凝胶)将每个换能器贴片附着到对象的皮肤上,或者使用包裹物(例如纱布)将换能器贴片绑定到对象的手臂或腿或脖子等等上。

[0025] 在一些实施例中,每个超声换能器贴片包括换能器阵列,并且针对该贴片的血流速度被确定为针对所述阵列的任何换能器的最高换能器血流速度,或者被确定为若干最高换能器血流速度的聚集(例如平均)。这种方法放宽了超声换能器贴片必须放置的精度,因为只需要换能器阵列区域和待测血管之间存在一些重叠。这种方法还能够实现新的功能,例如使用阵列上的换能器血管速度图直观地评估血管腔。可以随时间测量血管腔,从而基于确定的血流腔随时间的变化评估流量介导的舒张(FMD)。

[0026] 使用多达N个超声换能器贴片同时测量多达N个不同位置处的血流速度的能力也使得新功能成为可能。例如,可以使用单个刺激实例针对多达N个不同的血管同时评估针对诸如流体冲击的刺激的血液动力学响应。例如,在流体冲击的情况下,这使得能够通过颈动脉快速评估流体向大脑的优先分流,这可以是某些血液动力学疾病状态的指示。在另一种能够获得的能力中,可以通过测量与躯干血管连接的几个分支血管中的血流速度并考虑各个分支血管腔来间接评估诸如主动脉的躯干血管中的血流量。这里的优点是分支血管可能比主动脉更易于接近。

[0027] 以很高的精度定位和附着一个或多个超声换能器贴片的能力(由于换能器阵列面积较大,不那么要求贴片放置与靶向血管的精确对准)也有利于使用多普勒超声进行常规患者监测。预期这种监测由普通医疗人员(例如护士)而不是由经过专门培训的超声检测师发起,并且可以用于周期性地(例如,每十至十五分钟)自动监测血流速度。这使得多普勒超声血流速度(或血管腔,或通过所公开的多普勒超声可测量的另一血液动力学参数)被视为作为常规患者监测的一部分测量的生命体征。

[0028] 现在参考图1,多普勒超声仪器10包括超声脉冲控制和数据采集电子器件12,其被配置为采集多普勒超声数据。N通道连接器端口14被配置为同时将多达N个超声换能器贴片16与所述超声脉冲控制和数据采集电子器件12可操作地连接(其中N是等于或大于2的整数)。在说明性实施例中,N通道连接器端口14包括N个连接器18(即,在图1的所示示例中N=5个连接器18,但更一般地,N是可以是1或更高的任意值的整数,优选地,N是大于或等于2的整数,以支持多个超声换能器贴片16的同时连接)。每个超声换能器贴片16与其他贴片在物

理上是分开的(尽管如果从公共电缆尾纤到单个贴片16的引线足够长以实现独立贴片放置,则可以考虑到所述尾纤的端子连接),因此每个超声换能器贴片16可以独立地附着到不同的位置,以便使用不同的贴片16来测量不同的主要血管。例如,在说明性的图1中,一个贴片16被附着在颈部区域中,另一个贴片16被附着在上部躯干区域中,另外两个贴片16被附着到不同的下部区域。N通道连接器端口14的每个图示的连接器的配置例如通过贴片16的电缆20与单个超声换能器贴片16连接,电缆20的远端具有与N通道连接器端口14的所述电连接器18连接的合适的配合电连接器。不是所有的N个连接器18都必须要在任何给定的时间使用——例如,在说明性的图1中,仅有四个超声换能器贴片16与N=5个连接器18中的四个连接。因此一个连接器18当前未被使用。在另一个设想的实施例中,所述N通道连接器端口可以包括一个连接器,该连接器被配置为与N个超声换能器贴片束的N对1尾纤连接器连接。

[0029] 正在使用的每个超声换能器贴片16例如通过凝胶或其他粘合剂被附着到血液动力学测量对象22。可选地,换能器贴片16可以通过将换能器贴片物理地系到对象22的期望位置的环绕带、纱布包裹物等被附着到对象22。其他附着机制也被考虑。

[0030] 超声脉冲控制和数据采集电子器件12包括各种部件(细节未示出),例如超声波束形成控制电子器件,其用于产生具有设计的幅度、频率、持续时间和/或其他特性的电脉冲,所述电脉冲当被施加到超声换能器(例如压电换能器或电容换能器)时产生通常聚焦在靶向深度的超声波束脉冲,操作发射/接收(Tx/Rx)开关24以使超声脉冲发射与使用换能器接收的反射超声测量结果同步;(一个或多个)电子滤波器和/或放大器,其用于过滤和/或放大所接收的超声测量结果;模数转换(ADC)电路,其用于将过滤和/或放大的超声反射测量结果转换成数字超声数据;以及采集后数字信号处理(DSP),其用于处理数字化的超声数据以产生临床上有用的输出,例如亮度模式(B模式)图像、多普勒超声频谱和/或流速数据等。

[0031] N通道连接器端口14被配置为同时将多达N个超声换能器贴片16与超声脉冲控制和数据采集电子器件12可操作地连接。在说明性实施例中,这通过Tx/Rx开关24和多路复用器(MUX)26来实现,该多路复用器可切换以依次以高切换速率顺序驱动每个换能器贴片连接器18以近乎实时地从两个或更多(例如说明性的四个)同时可操作连接的超声换能器贴片16采集多普勒超声数据。在另一个设想的实施例(未示出)中,MUX 26被省略,以利用多通道电子器件独立地驱动每个换能器贴片连接器18,以便能够从两个或更多连接的换能器贴片16采集多普勒超声数据。

[0032] 超声脉冲控制和数据采集电子器件12被配置为执行多普勒超声血流测量。在典型的方法中,超声脉冲以已知的声频施加到超声换能器贴片16的超声换能器(例如压电或电容换能器)。所述换能器将电脉冲转换为具有声频的声脉冲,并且在切换Tx/Rx开关24之后,检测反射的超声脉冲。在反射的超声信号中观察到的频移(如果有的话)归因于通过多普勒效应改变反射的声频的血流。朝向或远离换能器的血流方向可以从多普勒频移的极性确定,而多普勒频移的幅度是沿着超声波束方向的流速分量的量度。血流湍流可以通过统计测量来量化,例如反射声频的变化。深度剖面分析可以通过形成的超声波束的波束焦点点进行扫描来执行。

[0033] 任选地,可以通过横向扫描聚焦的超声波束来执行多普勒血流成像,并且可以对图像进行颜色编码以指示血流方向、速度、湍流或其他流量信息。通常,多普勒超声数据可

以通过各种空间聚焦或扫描来采集并且被处理以产生各种类型的多普勒超声临床输出,例如,彩色多普勒超声、脉冲波(PW)多普勒超声、连续波(CW)多普勒超声、功率多普勒超声、其各种组合等等。

[0034] 为了处理多普勒超声数据以提取临床上有用的信息(例如血流速度、方向等)以及任选的循环系统级信息,说明性多普勒超声仪器10进一步包括电子处理器30,其被编程为执行多普勒超声数据处理,例如同时确定与可操作地连接到N通道连接器端口14的多达N个超声换能器贴片16相对应的N个血流速度。所述血流速度是根据使用相应的超声换能器贴片16采集的多普勒超声数据来确定的。可以理解的是,电子处理器30可以与超声脉冲控制和数据采集电子器件12分开或集成——例如,部件12、30可以构建在公共母板或混合电路板上,和/或单个微处理器可以被编程以执行两个组件12、30等的各种功能。此外,尽管在图1中未示出,但将理解,可以执行组件12、30之间的操作通信——例如,电子处理器30可以将配置数据发送到超声脉冲控制和数据采集电子器件12以配置脉冲参数(例如频率、持续时间、波形)并使超声脉冲控制和数据采集电子器件12执行多普勒超声数据采集序列,并且将所得数据从超声脉冲控制和数据采集电子器件12传送到电子处理器30以供采集后处理。

[0035] 如图1中示意性地示出的,由电子处理器30适当地执行的处理包括执行贴片级处理32以提取每个超声换能器贴片16的信息,例如血流速度,血管腔,量化流分布的频谱多普勒信息,诸如从多普勒超声数据计算的峰值收缩速度(PSV)、舒张末期速度(EDV)、阻力指数(RI)和脉动指数的定量多普勒参数等等。如本文所公开的,可使用关于血管直径的先验信息或从多普勒超声获得的实时血流腔测量结果来计算体积流率。预期由单个超声换能器贴片采集的多普勒超声数据所生成的这种临床数据对应于单根血管(或者对应于聚集的一组紧密间隔的血管)。任选地,执行进一步的循环系统级处理34以组合由各个贴片16为单独血管生成的临床信息,进而生成躯干血管的血液动力学信息,以提供比较不同测量血管中血流量的比较血液动力学信息,等等。为了执行循环系统级处理34,可以提供贴片-血管查找表36以识别每个超声换能器贴片16定位成通过多普勒超声进行测量的主要血管。由于该信息取决于血液动力学测量对象22上的各种贴片16的手动放置,通常由诊断医学超声检测师、护士或建立多普勒的其他医学人员输入存储在查找表36中的血管标识。

[0036] 如图1进一步所示,多普勒超声仪器10进一步包括用户界面硬件40,其通常包括显示部件42和键盘44、鼠标或(一个或多个)其他用户输入设备。例如,用户界面40可以在显示部件42上显示代表血液动力学测量对象22的全身图,并且用户可以点击图中的一部分来指示每个超声换能器贴片16被放置在哪里——最紧接近的主要血管然后被分配到查找表36中的对应贴片。可以使用其他数据输入方法,例如让用户手动键入(或从下拉列表中选择)每根血管的名称。可以在显示部件42上显示各种多普勒超声临床结果,例如彩色多普勒图像、或由各个贴片16测量的血流速度的列表等等。

[0037] 在一些实施例中,多普勒超声仪器10被设计为执行血液动力学测量对象22的自动监测。例如,多普勒超声仪器的电子处理器30可以被编程为以编程的自动重复时间间隔自动重复根据使用相应的超声换能器贴片16采集的多普勒超声数据对多达N个血流速度的同时确定,该N个血流速度对应于可操作地连接到N通道连接器端口14的多达N个超声换能器贴片16。为此,多普勒超声仪器10中可以包括时钟或计时器46以触发这些自动重复;或者,为此可以将外部触发输入施加到多普勒超声仪器10。通过这种自动化测量重复,多普勒超

声仪器10可被视为提供血液动力学信息(例如一个或多个主要血管中的血流速度)的生命体征监测器。该血液动力学生命体征数据可以经由以太网、WiFi或另一通信路径传输至患者监测器50,并作为说明性趋势线,和/或作为数字显示等显示在患者监测器50上。有利地,多普勒超声流量测量生命体征数据可以与诸如脉搏血氧测定、心电图(ECG)、二氧化碳图等的其他生命体征整合,以输出患者体液状态的评估。

[0038] 以这种方式同时监测不同主要血管中的血流量提供了丰富的临床信息。例如,颈动脉为大脑提供大部分血液。因此,通过监测一根或两根颈动脉的血流量,可以对脑灌注进行评估。作为另一个例子,流向肾脏的缓慢血液可能导致肾衰竭——因而,监测向肾脏供应血液的肾动脉中的血流量提供对流向肾脏的流量的无创和连续(或周期性)测量。使用多普勒超声设备10可以同时多达N个不同的主要血管进行这些测量。

[0039] 继续参考图1并进一步参考图2,在说明性实施例中,每个超声换能器贴片16包括超声换能器阵列。在说明性示例中,每个换能器60独立操作以发射超声波束62并沿换能器60的视线采集多普勒超声数据。不失一般性,为了便于描述,参照x-y-z笛卡尔坐标系来描述超声换能器贴片16,在x-y-z笛卡尔坐标系中x-y平面对应于换能器阵列的平面而且z方向是“深度”方向。任选地,每个单独的超声波束62被控制为在z方向上聚焦在靶向深度处,并且可以实现z方向扫描。在图2中也示意性地显示了靶向血管64。

[0040] 继续参考图2并进一步参考图3,在图2的说明性超声换能器贴片16中,由每个换能器60采集的多普勒超声数据被处理以产生由该换能器采集的换能器血流速度。如在图3中示意性地示出的,当根据换能器60的位置绘制时,这些换能器血流速度形成速度图。如果换能器阵列的面积大于血管64的血流腔的横截面,那么超声波束62不与血管腔相交的那些换能器60的换能器血流速度将具有低(并且可能接近零)换能器血流速度,因为它们正在探测静止的组织。另一方面,超声波束62在血管腔的中心附近相交的那些换能器60的换能器血流速度将具有最高的换能器血流速度,因为它们正在探测预计流速是最高的血管的中心。超声波束62与血管腔周边相交的那些换能器60的换能器血流速度将具有中间换能器血流速度。

[0041] 因此,超声换能器贴片16的血流速度被适当地确定为超声换能器阵列60的确定的最高换能器血流速度。为了避免由于可能的异常值而导致的噪声或错误,在变型实施例中,超声换能器贴片16的血流速度被确定为超声换能器阵列60的一组确定的最高换能器血流速度的聚集。例如,在说明性图2中,所述阵列包括32个换能器60,并且作为说明,贴片16的血流速度可以被确定为该组32个测量的换能器血流速度的四个确定的最高换能器血流速度的平均值。

[0042] 继续参考图2和图3,将进一步认识到,这种方法可以用来估计血流腔。如已经描述的那样确定阵列的每个超声换能器的换能器血流速度。该阵列定义了阵列区域,并且可以生成在该阵列区域上确定的换能器血流速度的图,如图3所示。然后根据阵列区域上确定的换能器血流速度的图来确定血流腔。如图3所示,该腔可以被视为图中流速从接近零到最大速度的“边缘”之间的横向距离。应该理解的是,腔估计的分辨率取决于换能器60的空间大小,通过使用更小的换能器元件可以获得更高的分辨率(可能以噪声为某些代价)。

[0043] 可以利用测量血流腔的能力来评估流量介导的舒张(FMD)。如在医学领域中已知的那样,当通过血管增加流量时,血管的尺寸可以扩大。这种流量介导的舒张(FMD)反映了

内皮功能。FMD减少可以指示败血症。可以使用本文参照图2和3描述的方法连续监测FMD,并且基于确定的血流腔随时间的变化确定FMD。

[0044] 参考图2和图3描述的说明性超声换能器贴片16具有某些优点。不需要横向扫描形成的超声波束,这有利地降低了硬件复杂度。如果换能器阵列在横向于靶向血管64的纵向方向(该血管方向通常称为基本人体解剖结构)的方向上具有足够的横向范围,则当贴片大致放置在血管上时阵列中的至少一些换能器60将与靶向的主要血管64对齐,因此放松了定位手持式多普勒超声换能器所需的常规精度。这又意味着超声换能器贴片16可以由医疗人员(例如,护士而不是专门培训的诊断医学超声检测师)放置和附着(例如通过凝胶或另一种粘合剂)。

[0045] 尽管参考图2和图3描述的说明性超声换能器贴片16具有某些优点,但可以预期与图1的多普勒超声仪器10结合使用另一种类型的超声换能器贴片。例如,图2的换能器阵列可以由用于给定超声贴片的单个超声换能器代替。在这种情况下,贴片必须小心地与靶向血管对准,例如由训练有素的超声检测师使用可听见的流速反馈来优化换能器位置,然后通过粘合剂等将其附着到血液动力学测量对象22上。在另一个设想的实施例中,每个超声换能器贴片包括设计为结合波束操纵电子器件执行复杂的超声波束形成和波束扫描的换能器阵列。

[0046] 返回参考图1并进一步参考图4,描述了循环系统级处理34的实施例的说明性示例。该处理通过组合在与躯干血管连接的分支血管中测量的血流来确定躯干血管(即示例性图4中的升主动脉)中的血流。升主动脉中的血流直接从心脏传递,因此等于心输出量(CO),心输出量是评估心血管健康的重要参数。在图4的说明性示例中,其血流速度由超声换能器贴片16同时测量的分支血管包括将来自升主动脉的血液供应到脑中的左和右颈动脉、向左右臂和其他一些上部区域供血的左和右锁骨下动脉、以及向腿部和其他一些下部区域供血的降主动脉。由于这五个分支血管是从升主动脉供养的主要分支,所以这五个分支血管中的血流总和应等于升主动脉中的血流量,即心输出量(CO)。

[0047] 在图4的说明性示例中,多普勒超声提供由五个贴片16监测的这五个分支血管中的血流速度。为了将这些血流速度转换为血流量(以体积/时间为单位),适当地将所述速度乘以血流腔的横截面积,这可以使用先前参照图2和图3描述的方法通过实验获得。将对应于第*i*个超声换能器贴片的确定的血流速度表示为 v_i ,并且将对应于第*i*个超声换能器贴片的血流腔(即血管腔)的横截面积表示为 A_i ,血液由第*i*个超声换能器贴片监测的分支血管的血流量(单位为体积/时间)是 $v_i A_i$,因此躯干血管的血流量(单位为体积/时间)由以下总和给出:

$$[0048] \quad \sum_{i=1}^B v_i A_i$$

[0049] 其中B表示测量的分支的总数。上述等式假定平均速度,并且可以针对可选流量模型进行调整,例如,使用抛物线速度曲线。为了使用图1的多普勒超声仪器10来执行该测量,B不能大于N(即可以使用多普勒超声仪器10同时测量的超声换能器贴片16的数量)。应该注意的是,虽然可以从参照图2和3描述的血流腔测量结果获得横截面面积 A_i (其中 $A_i = \pi r^2$,假设圆形横截面并且r是血流半径,即血流腔的测量直径的一半),但在其他实施例中,横截面

积 A_i 可以以其他方式获得,例如使用标准参考值。

[0050] 返回参考图1并进一步参考图5,描述了循环系统级处理34的实施例的另一个说明性示例。该处理同时评估对K个不同血管中的刺激的血液动力学响应(其中K至少为2,并且K小于或等于N以便由仪器10执行测量)。在说明性示例中,所述刺激是流体冲击。这种响应评估的动机是评估是否注明液体复苏。液体复苏是危重病或手术中常见的治疗。然而,研究表明,危重症患者中只有50%的患者实际上受益于液体复苏。给不会从中受益的患者提供液体是没有价值的,并且实际上可能导致液体超负荷,这可能导致增加的发病率和死亡率。评估液体响应性的一种方法是在流体冲击程序之前和之后测量心输出量。如果心输出量因流体冲击而增加15%,则说患者对流体有响应。响应患者通常会继续接受流体,直到他/她不再是流体响应。对于流体冲击的刺激可以是快速给予少量流体,或者进行被动腿抬起测试,然后调动腿中的流体以增加返回心脏的血液。使用图1的多普勒超声仪器10,根据使用相应的超声换能器贴片16采集的多普勒超声数据来测量针对可操作地连接到N通道连接器端口14的K个超声换能器贴片16的作为时间函数的血流速度。基于作为时间函数的K个确定的血流速度,针对K个不同血管中的每一个确定对刺激(例如,流体冲击)的血液动力学响应。图5示出了典型结果的示意图,用于监测供养脑的颈动脉和供养一只手臂的肱动脉。图5的左曲线图示意性地绘制了健康患者的颈动脉和肱动脉中的血流速度的预测数据,而图5的右曲线图示意性地绘制了危重患者的颈动脉和肱动脉中的血流速度的预测数据。每个曲线图中曲线从正斜率转变为恒定值的拐点指示患者何时停止对流体响应。健康患者(左曲线图)和危重患者(右曲线图)之间的显著差异在于后者表现出通过颈动脉响应于流体冲击而优先的血流到脑。这反映了这样的期望:在危重患者中,身体优先将血流转移到脑而不是身体的其余部分以保护脑血流,并且代表一种自动调节形式。监测这种差异性流量可以用于诊断以及监测治疗,以检查流入脑的流量是否充足。血流量的差异可以用来评估患者的病情,以及患者对复苏的反应。同时测量颈动脉和向身体的其他部位供血的另一动脉(例如说明性肱动脉监测和/或股动脉监测)中的血流量有助于定量评估身体如何调节流向脑对流向身体的其余部分的血液。利用图1的多普勒超声仪器10,可以连续追踪流量以显示复苏何时已达到平台期(见图5)。平台期是更多的流体不会对患者有益的时间。确定何时达到这个平台期非常重要,因为过多的流体复苏会增加患者的死亡率和发病率。

[0051] 继续参考图1并进一步参考图6,描述了说明性的多普勒超声方法,其使用图1的多普勒超声仪器10和图2的说明性超声换能器贴片16以规则的间隔监测对象22。在操作70中,超声换能器贴片16被附着到对象22,并且贴片/血管关联经由用户界面硬件40被输入到多普勒超声仪器10以创建贴片-血管查找表36。在操作72中,触发下一个多普勒超声血流测量,例如,通过内部计时器46或通过外部施加的触发信号。在任选操作74中,施加刺激(在测量对刺激的血液动力学响应的情况下,例如参照图5所述)。在操作76中,使用每个换能器贴片16的每个换能器60采集多普勒超声数据。通过循环MUX 26可以快速连续地为每个贴片16执行操作76,或者如果提供多通道电子器件,则可以针对所有连接的贴片16同时执行操作76。在操作80中,执行贴片级处理32,例如,通过将流速确定为由超声换能器贴片16的任何超声换能器60测量的最大速度(或n个最高速度的平均值)。在操作82中,参考查找表36,针对每个监测的主要血管,记录贴片流速。在任选操作84中,执行选择的循环系统级处理34,例如参考图4所述确定躯干血管血流量和/或参考图5所述确定流体冲击的血液动力学响应

(操作74)。然后多普勒超声仪器10进入等待模式,直到操作72触发下一个多普勒超声血流测量。

[0052] 已经参考优选实施例描述了本发明。在阅读和理解前面的详细描述时,其他人可能会想到修改和变更。旨在将本发明解释为包括所有这些修改和变更,只要它们落入权利要求书或其等同物的范围内即可。

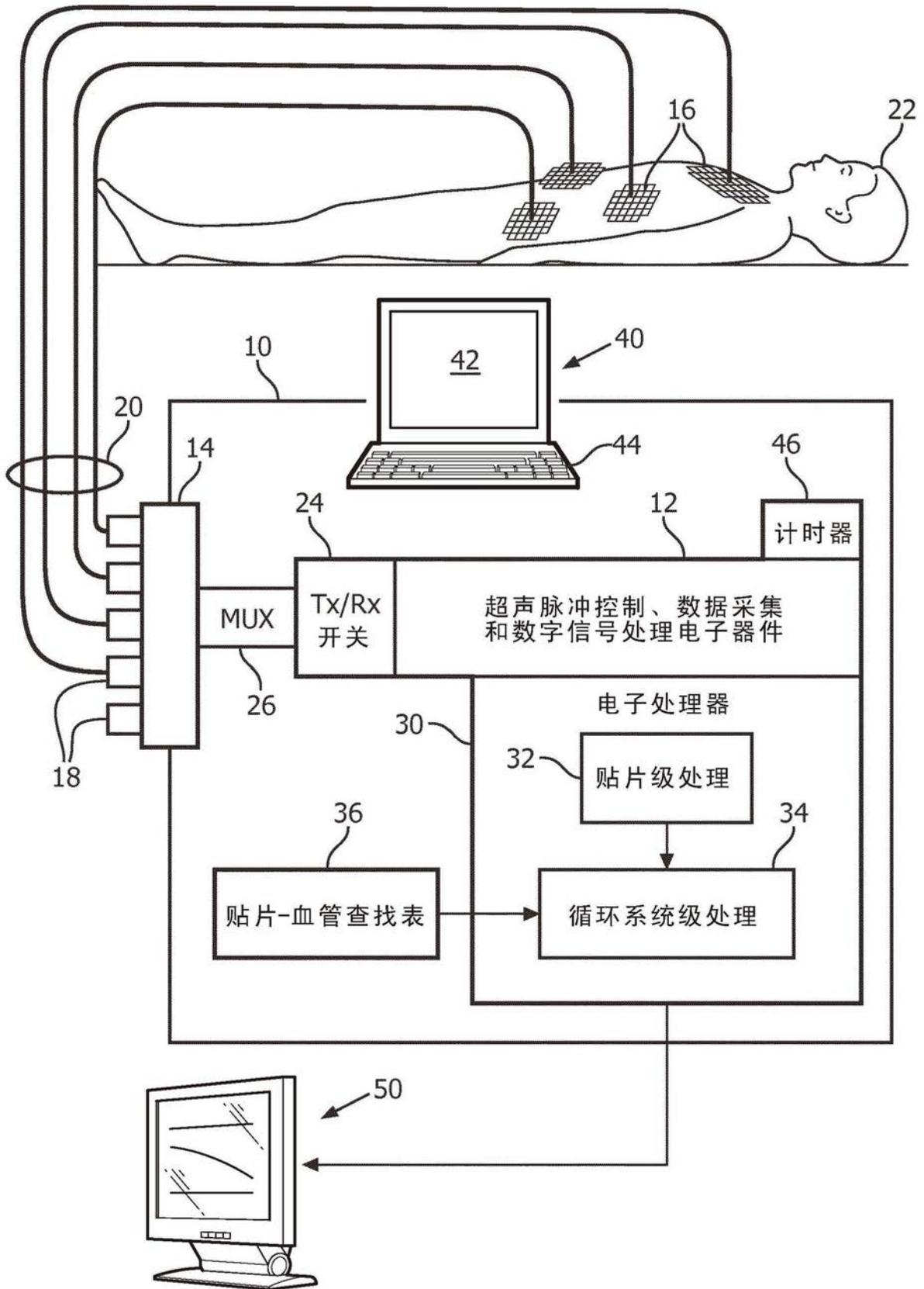


图1

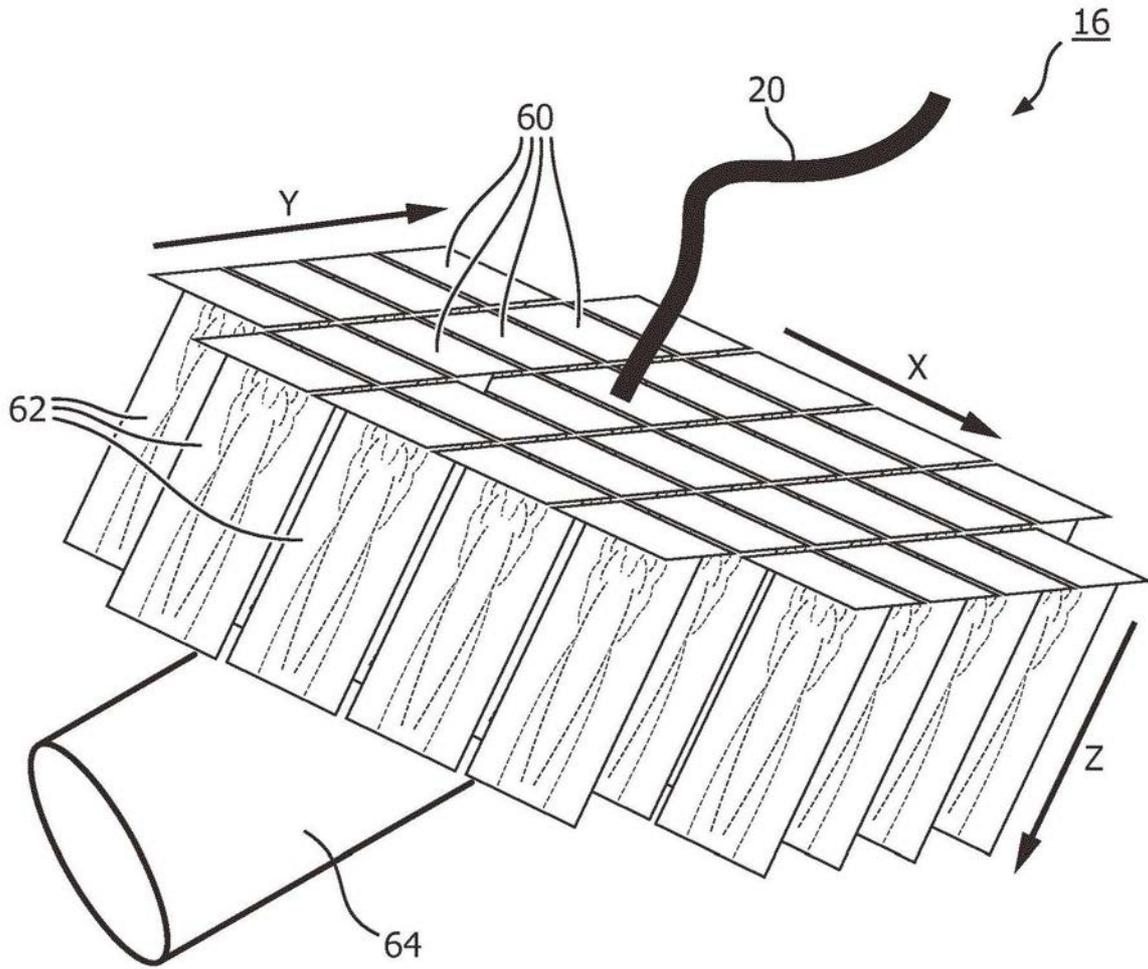


图2

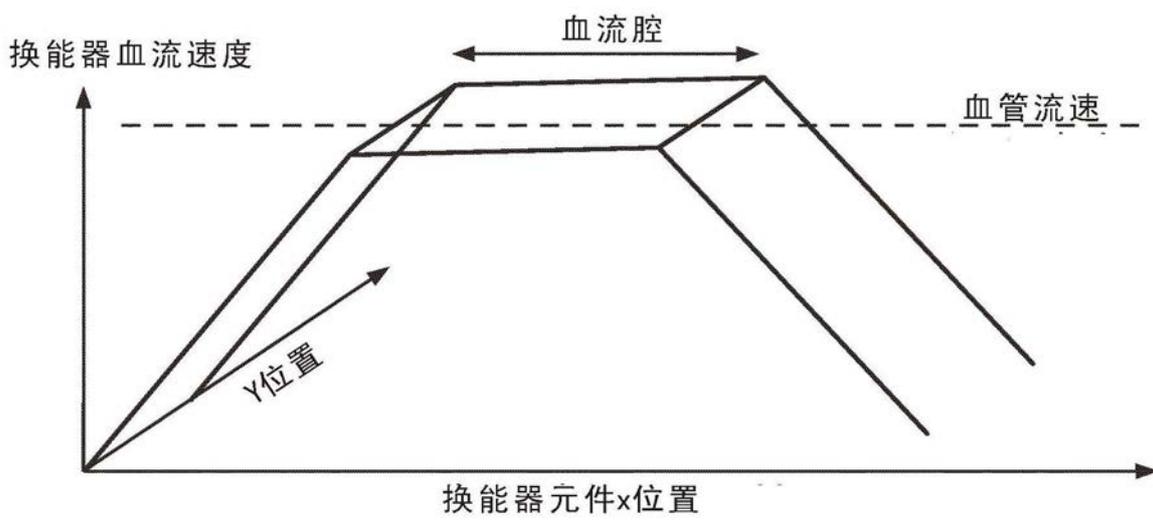


图3

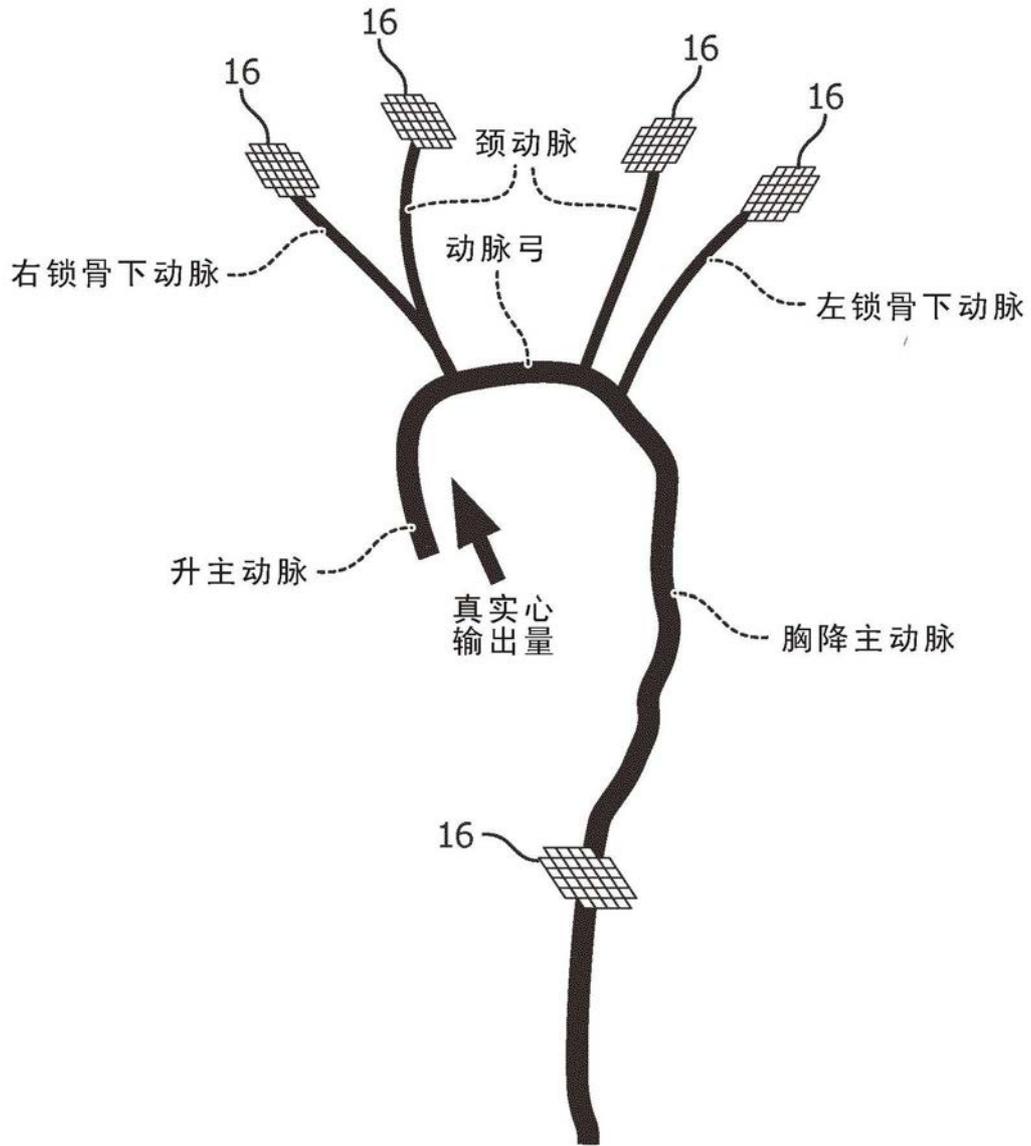


图4

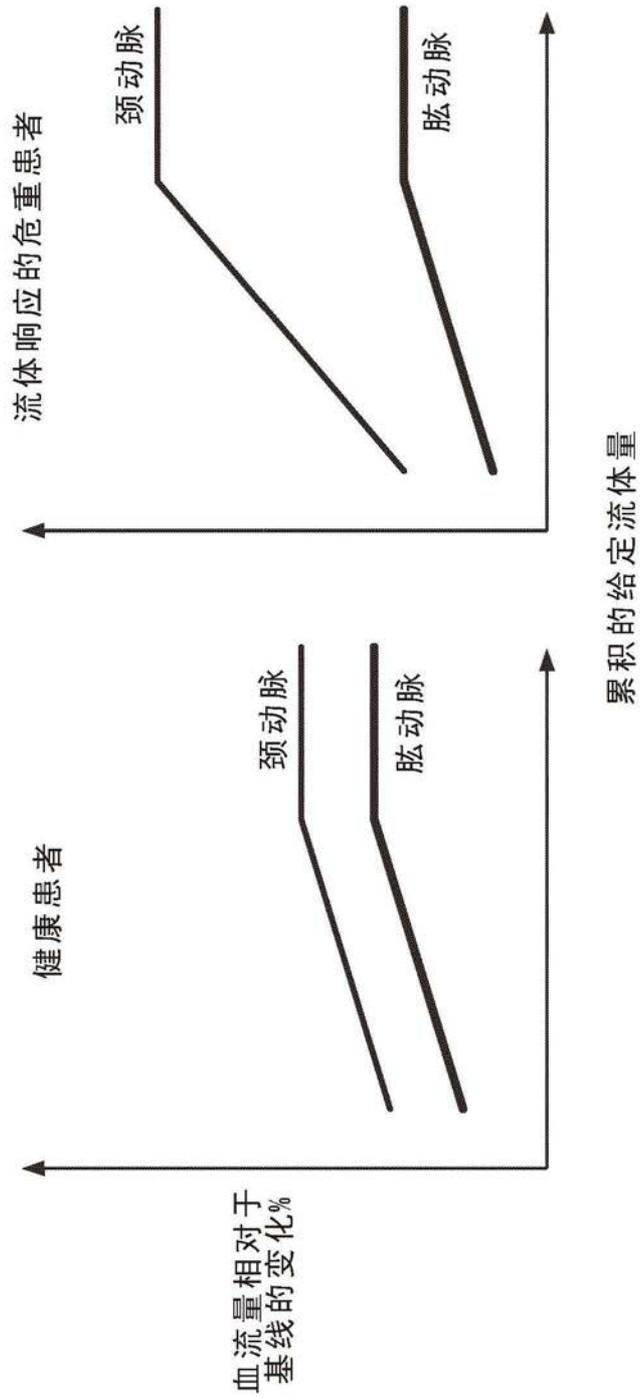


图5

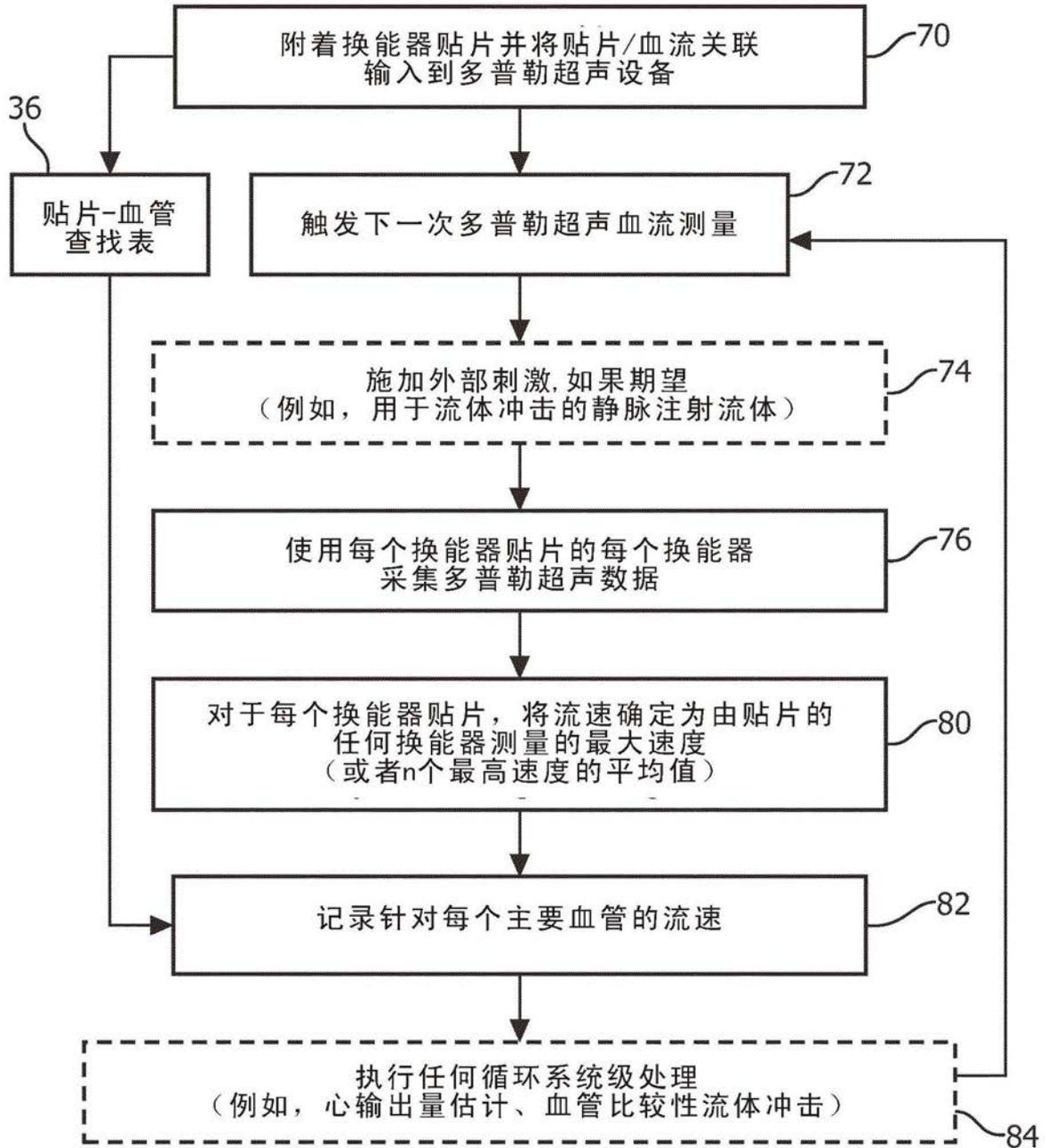


图6