



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111787862 B

(45) 授权公告日 2023. 09. 29

(21) 申请号 201980013845.5
 (22) 申请日 2019.02.18
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 111787862 A
 (43) 申请公布日 2020.10.16
 (30) 优先权数据
 18305173.9 2018.02.19 EP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2020.08.17
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2019/053920 2019.02.18
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02019/158741 EN 2019.08.22
 (73) 专利权人 国家医疗保健研究所
 地址 法国巴黎
 专利权人 巴黎高等理工化工学校
 国家科学研究中心 索邦大学
 巴黎西岱大学

(72) 发明人 M·佩诺特 C·帕帕达西
 M·坦特
 (74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
 11256
 专利代理师 孟凡宏 谢燕军
 (51) Int.Cl.
 A61B 8/06 (2006.01)
 A61B 8/08 (2006.01)
 A61B 8/14 (2006.01)
 A61B 8/00 (2006.01)
 G01S 15/89 (2006.01)
 G01S 7/52 (2006.01)

(56) 对比文件
 EP 3251602 A1, 2017.12.06
 US 2015366532 A1, 2015.12.24
 US 2011208056 A1, 2011.08.25
 JP 2002306485 A, 2002.10.22
 US 2017035393 A1, 2017.02.09

审查员 陈尧

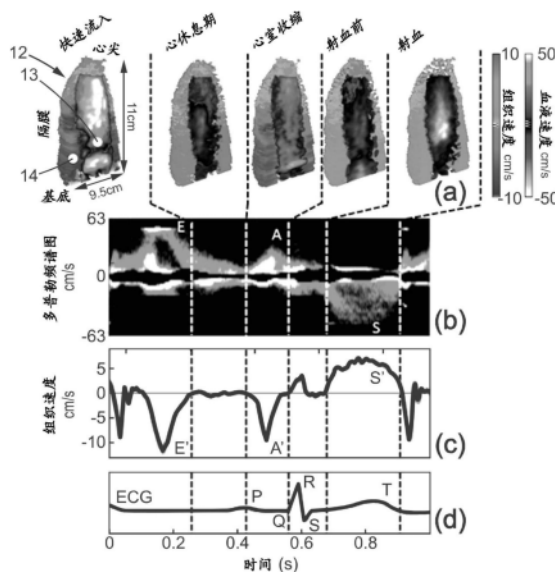
权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

用于心脏的同时4D超快血流和组织多普勒成像并获得量化参数的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及心脏的超声成像领域。进行心脏的4D超快超声成像,并可用于在非常短的时间内(例如在一次心跳内)并且以可复制的方式(与操作者的经验无关)通过单次采集来计算主要的心脏回声流和组织多普勒指数,例如E/E'、E/A、E'/A'。



1. 用于对生物的心脏进行4D成像的方法,所述方法至少包括以下步骤:

(a) 采集步骤,其中通过2D阵列超声探针(2)在心脏中传输未聚焦的超声波,并且通过所述2D阵列超声探针(2)获取来自反向散射超声波的原始数据;

(b) 成像步骤,其中从所述原始数据生成3D图像序列,所述3D图像序列形成动画,显示包括所述心脏的至少一部分的成像体积的运动;

(c) 速度计算步骤,其中基于所述3D图像序列,在所述成像体积和时间中自动计算与血液速度和组织速度有关的至少一个参数的3D制图;

(d) 定位步骤,其中在所述3D图像序列中自动定位至少一个具有预定性质的关注点,其中仅基于所述3D制图及其时间特征自动定位所述至少一个关注点;

(e) 量化步骤,其中在所述至少一个关注点自动测定在血液速度和组织速度之间选择的至少一个速度,并自动计算涉及所述至少一个速度的预定量化参数,其中仅基于所述3D制图及其时间特征在所述至少一个关注点自动测定所述至少一个速度,

其中所述量化参数包括:

-某个解剖区域中的峰值血液速度,并且所述定位步骤(d)包括将所述关注点(13)自动定位为所述解剖区域中以及至少部分所述3D图像序列中的最大血液速度的点;

-或某个解剖区域中的峰值组织速度,并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域,并将所述关注点自动定位为所述3D图像序列中的所述解剖区域中的最大组织速度的点,以及其中所述方法不使用B模式解剖成像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述量化参数包括与某个解剖区域中的速度有关的参数的时间变化,并且所述定位步骤(d)包括将所述关注点(13)自动定位为所述解剖区域中以及至少部分所述3D图像序列中的最大血液速度的点。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述量化参数包括与某个解剖区域中的速度有关的参数的时间积分,并且所述定位步骤(d)包括将所述关注点(13)自动定位为所述解剖区域中以及至少部分所述3D图像序列中的最大血液速度的点。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述量化参数包括与某个解剖区域中的速度有关的参数的空间积分,并且所述定位步骤(d)包括将所述关注点(13)自动定位为所述解剖区域中以及至少部分所述3D图像序列中的最大血液速度的点。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中在所述量化步骤测定的量化参数选自E、A、E'、A'、S、D、V_p、S'、E/A、E/E'、E'/A'、S/D、VTI、G_{mean}和G_{max},其中:

-E是舒张早期经二尖瓣血流速度;

-E'是舒张早期二尖瓣环速度;

-A是舒张末期经二尖瓣血流速度;

-A'是舒张末期二尖瓣环速度;

-S是肺静脉收缩期峰值速度;

-D是肺静脉舒张早期峰值速度;

-V_p是流动进展速度;

-G_{mean}和G_{max}是平均和最大跨瓣压力梯度;

-VTI是速度时间积分;

-S'是收缩期峰值环速度。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中在所述采集步骤(a)期间,在几个系列的连续的未聚焦超声波中传输所述未聚焦的超声波,每个系列的连续的未聚焦超声波具有各自不同的传播方向,并且所述成像步骤(b)包括通过来自对应于每个系列的所述连续的未聚焦超声波的各自原始数据的超声合成成像合成3D图像。

7. 用于对生物的心脏进行4D成像的装置,所述装置至少包括2D阵列超声探针(2)和设置为以下的控制系统(3,4):

(a) 通过所述2D阵列超声探针(2)在心脏中传输未聚焦的超声波,并且通过所述2D阵列超声探针(2)获取来自反向散射超声波的原始数据;

(b) 从所述原始数据生成3D图像序列,所述3D图像序列形成动画,显示包括所述心脏的至少一部分的成像体积的运动;

(c) 基于所述3D图像序列,在所述成像体积中自动计算与血液速度和组织速度有关的至少一个参数的3D制图;

(d) 在所述3D图像序列中自动定位至少一个具有预定性质的关注点(13,14),其中所述控制系统(3,4)设置为仅基于所述3D制图及其时间特征自动定位所述至少一个关注点;

(e) 在所述至少一个关注点(13,14)自动测定在血液速度和组织速度之间选择的至少一个速度,并自动计算涉及所述至少一个速度的预定量化参数,其中所述控制系统(3,4)设置为仅基于所述3D制图及其时间特征在所述至少一个关注点自动测定所述至少一个速度,其中所述量化参数包括:

- 某个解剖区域中的峰值血液速度,并且所述控制系统(3,4)设置为将所述关注点(13,14)自动定位为所述解剖区域中以及至少部分所述3D图像序列中的最大血液速度的点;

- 或某个解剖区域中的峰值组织速度,并且所述控制系统(3,4)设置为在3D图像序列中自动定位所述解剖区域,并将所述关注点自动定位为所述3D图像序列中的所述解剖区域中的最大组织速度的点,以及其中所述装置不使用B模式解剖成像。

8. 根据权利要求7所述的装置,其中所述量化参数选自E、A、E'、A'、S、D、V_p、S'、E/A、E'/E'、E'/A'、S/D、VTI、G_{mean}和G_{max},其中:

- E是舒张早期经二尖瓣血流速度;

- E'是舒张早期二尖瓣环速度;

- A是舒张末期经二尖瓣血流速度;

- A'是舒张末期二尖瓣环速度;

- S是肺静脉收缩期峰值速度;

- D是肺静脉舒张早期峰值速度;

- V_p是流动进展速度;

- G_{mean}和G_{max}是平均和最大跨瓣压力梯度;

- VTI是速度时间积分;

- S'是收缩期峰值环速度。

9. 根据权利要求7所述的装置,其中所述控制系统(3,4)设置为在几个系列的连续的未聚焦超声波中传输所述未聚焦的超声波,每个系列的连续的未聚焦超声波具有各自不同的传播方向,并且所述控制系统(3,4)设置为通过来自对应于每个系列的所述连续的未聚焦超声波的各自原始数据的超声合成成像合成3D图像。

10. 根据权利要求7所述的装置,其中所述控制系统(3,4)设置为将所述未聚焦超声波作为发散的超声波传输。

11. 根据权利要求7所述的装置,其中所述控制系统(3,4)设置为将所述未聚焦超声波传输持续一个心动周期的至少一部分并且小于10个心动周期。

12. 根据权利要求7所述的装置,其中所述控制系统(3,4)设置为将所述未聚焦超声波传输持续1s-10s。

用于心脏的同时4D超快血流和组织多普勒成像并获得量化参数的方法和装置

技术领域

[0001] 本公开涉及用于心脏的同时4D超快血流和组织多普勒成像并获得定量参数的方法和装置。

背景技术

[0002] 超声波超声成像是一种便携、快速且低成本的技术,由于其能够对心脏进行实时成像,因此常规用于心脏病学。可以分别测量二维空间(2D)和一维空间(1D)的形态学参数(例如腔室积)和动态功能检测(例如左心室流出道)以进行诊断。在一维或二维中实时常规测量用于表征心脏状态的更多指标。1D和2D成像之间的选择取决于测量生理现象所需的帧速率。例如,为测量腔室积,2D成像更适合,因为捕获心脏的整体运动所需的帧速率不超过实时。但是,为了量化快速生理现象,例如小组织运动(E'/A' 因子)、血流速度(E/A 因子)或同时量化两者(E/E'),进行1D成像以减少发射的超声波数量,以提高帧速率。由于需要手动选择目标区域,因此此类常规检查花费大量时间。而且,这种手动选择引起操作员的变化。

[0003] 超声成像的一种先进类型,即超快超声成像,已被广泛研究[M.Tanter and M.Fink,“Ultrafast imaging in biomedical ultrasound,”IEEE Trans.Ultrason.Ferroelectr.Freq.Control,in press,Jan.2014]。它可以将帧速率增加到每秒几千张图像。所述方法依靠未聚焦波的发射以使所有介质在数次传输中声化。近来,超快成像被扩展到4D超声成像,即动画3D超声成像。特别地,在心动周期中进行4D超声超快成像以成像人心脏左心室中的血流以及在心动周期中颈动脉的血流和组织运动[J.Provost et al.,“3D ultrafast ultrasound imaging in vivo,”Phys.Med.Biol.,vol.59,no.19,p.L1,Oct.2014.]。

[0004] 发明概述

[0005] 本文描述的实施方案提供了用于心脏的超声成像的增强的方法和装置。

[0006] 为此,提供一种用于对生物的心脏进行4D成像的方法,所述方法至少包括以下步骤:

[0007] (a)采集步骤,其中通过2D阵列超声探针在心脏中传输未聚焦的超声波,并且通过所述2D阵列超声探针获取来自反向散射超声波的原始数据;

[0008] (b)成像步骤,其中从所述原始数据生成3D图像序列,所述3D图像序列形成动画,显示包括所述心脏的至少一部分的成像体积的运动;

[0009] (c)速度计算步骤,其中基于所述3D图像序列,在所述成像体积中自动计算与血液速度和组织速度有关的至少一个参数的3D制图;

[0010] (d)定位步骤,其中在所述3D图像序列中自动定位至少一个具有预定性质的关注点;

[0011] (e)量化步骤,其中在所述至少一个关注点自动测定在血液速度和组织速度之间选择的至少一个速度,并自动计算涉及所述至少一个速度的预定量化参数,

[0012] 其中所述量化参数包括：

[0013] -某个解剖区域中的峰值血液速度，并且所述定位步骤(d)包括将所述关注点(13)自动定位为所述解剖区域中以及至少部分所述3D图像序列中的最大血液速度的点；

[0014] -或某个解剖区域中的峰值组织速度，并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为所述3D图像序列中的所述解剖区域中的最大组织速度的点。

[0015] 由于这些布置，量化参数可以即时准确地以重复方式计算，而不会由于操作员的经验而造成任何变化。

[0016] 所述方法可以进一步包括以下特征中的一个和/或另一个：

[0017] -在所述采集步骤(a)期间，在几个系列的连续的未聚焦超声波中传输所述未聚焦的超声波，每个系列的连续的未聚焦超声波具有各自不同的传播方向，并且所述成像步骤(b)包括通过来自对应于每个系列的所述连续的未聚焦超声波的各自原始数据的超声合成成像合成3D图像；

[0018] -每个系列的连续的未聚焦超声波包括1-100个连续的未聚焦超声波，例如1-20个连续的未聚焦超声波；

[0019] -在所述采集步骤(a)期间传输的所述未聚焦超声波是发散的；

[0020] -在所述采集步骤(a)期间，所述发散的超声波在2D阵列探针后面(即，与波的传输方向相反)具有虚拟源；

[0021] -在所述采集步骤中，所述未聚焦超声波以每秒超过10000个未聚焦超声波的速率传输；

[0022] -量化参数包括某个解剖区域中的峰值血液速度，并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为3D图像序列中最大血液速度的点；

[0023] -量化参数包括时间变化，诸如在某个解剖区域中血液速度的加速时间或减速时间或时间积分，并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域并将所述关注点自动定位为3D图像序列中最大血液速度的点；

[0024] -量化参数包括通过某个解剖区域中血液速度的时间和空间积分获得的血液速率或心输出量(CO) (例如，根据心动周期中的时间进入或离开心脏的总血流速率)，并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为3D图像序列中最大血液速度的点；

[0025] -量化参数包括某个解剖区域中的峰值组织速度，并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为所述3D图像序列中的所述解剖区域中的最大组织速度的点；

[0026] -量化参数包括心脏中某个解剖位置处的组织速度，并且所述定位步骤(d)包括在3D图像序列中自动定位所述解剖位置；

[0027] -在所述量化步骤测定的量化参数选自E、A、E'、A'、S、D、Vp、S'、E/A、E/E'、E/E'、E'/A'、S、S/D、Q、Qsystolic、Qdiastolic、DT、IVRT、PVAT、VTI、Gmean和Gmax，其中：

[0028] -E是舒张早期经二尖瓣血流速度；

[0029] -E' 是舒张早期二尖瓣环速度；

- [0030] -A是舒张末期经二尖瓣血流速度；
- [0031] -A' 是舒张末期二尖瓣环速度；
- [0032] -S是肺静脉收缩期峰值速度；
- [0033] -D是肺静脉舒张早期峰值速度；
- [0034] -Vp是流动进展速度；
- [0035] -Q是流速或心输出量；Q_{systolic}是总输出经主动脉流速，Q_{diastolic}是总输入经二尖瓣流速；
- [0036] -DT是e波减速时间；
- [0037] -PVAT是肺加速时间；
- [0038] -IVRT是等容松弛时间的长度；
- [0039] -G_{mean}和G_{max}是平均和最大跨瓣压力梯度；
- [0040] -VTI是速度时间积分；
- [0041] -S' 是收缩期峰值环速度；
- [0042] -在所述采集步骤中，所述未聚焦超声波以每秒超过10000个未聚焦超声波的速率传输；
- [0043] -在所述采集步骤(a)期间，所述未聚焦超声波在心脏中传输持续一个心动周期的至少一部分并且小于10个心动周期，例如小于5个心动周期；
- [0044] -在所述采集步骤(a)期间，所述未聚焦超声波在心脏中传输持续1s-10s，例如1s-5s；
- [0045] -在步骤(d)，仅基于所述3D制图及其时间特征自动定位所述至少一个关注点，并且在步骤(e)，仅基于所述3D制图及其时间特征在所述至少一个关注点自动测定所述至少一个速度。
- [0046] 此外，本公开提出了一种用于对生物的心脏进行4D成像的装置，所述装置至少包括2D阵列超声探针和设置为以下的控制系统：
- [0047] (a) 通过所述2D阵列超声探针在心脏中传输未聚焦的超声波，并且通过所述2D阵列超声探针获取来自反向散射超声波的原始数据；
- [0048] (b) 从所述原始数据生成3D图像序列，所述3D图像序列形成动画，显示包括所述心脏的至少一部分的成像体积的运动；
- [0049] (c) 基于所述3D图像序列，在所述成像体积中自动计算与血液速度和组织速度有关的至少一个参数的3D制图；
- [0050] (d) 在所述3D图像序列中自动定位至少一个具有预定性质的关注点；
- [0051] (e) 在所述至少一个关注点自动测定在血液速度和组织速度之间选择的至少一个速度，并自动计算涉及所述至少一个速度的预定量化参数，
- [0052] 其中所述量化参数包括：
- [0053] -某个解剖区域中的峰值血液速度，并且所述控制系统(3,4)设置为将所述关注点(13)自动定位为所述解剖区域中以及至少部分所述3D图像序列中的最大血液速度的点；
- [0054] -或某个解剖区域中的峰值组织速度，并且所述控制系统(3,4)设置为在3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为所述3D图像序列中的所述解剖区域中的最大组织速度的点。

- [0055] 所述装置可以进一步包括以下特征中的一个和/或另一个：
- [0056] -量化参数包括某个解剖区域中的峰值血液速度，并且所述控制系统设置为在3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为3D图像序列中最大血液速度的点；
- [0057] -量化参数包括某个解剖区域中的峰值组织速度，并且所述控制系统设置为在3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为所述3D图像序列中的所述解剖区域中的最大组织速度的点；
- [0058] -量化参数包括时间变化，诸如在某个解剖区域中血液速度的加速时间或减速时间或时间积分，并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域并将所述关注点自动定位为3D图像序列中最大血液速度的点；
- [0059] -量化参数包括通过某个解剖区域中血液速度的时间和空间积分获得的血液速率（例如，根据心动周期中的时间进入或离开心脏的总血流速率），并且所述定位步骤(d)包括在所述3D图像序列中自动定位所述解剖区域，并将所述关注点自动定位为3D图像序列中最大血液速度的点；
- [0060] -量化参数包括心脏中某个解剖位置处的组织速度，并且所述控制系统设置为在3D图像序列中自动定位所述解剖位置处的所述关注点；
- [0061] -在所述量化步骤测定的量化参数选自E、A、E'、A'、S、D、Vp、S'、E/A、E/E'、E/E'、E'/A'、S、S/D、Q、Qsystolic、Qdiastolic、DT、IVRT、PVAT、VTI、Gmean和Gmax，其中：
- [0062] -E是舒张早期经二尖瓣血流速度；
- [0063] -E'是舒张早期二尖瓣环速度；
- [0064] -A是舒张末期经二尖瓣血流速度；
- [0065] -A'是舒张末期二尖瓣环速度；
- [0066] -S是肺静脉收缩期峰值速度；
- [0067] -D是肺静脉舒张早期峰值速度；
- [0068] -Vp是流动进展速度；
- [0069] -Q是流速或心输出量；
- [0070] -Qsystolic是总输出经主动脉流速；
- [0071] -Qdiastolic是总输入经二尖瓣流速；
- [0072] -DT是e波减速时间；
- [0073] -PVAT是肺加速时间；
- [0074] -IVRT是等容松弛时间的长度；
- [0075] -Gmean和Gmax是平均和最大跨瓣压力梯度；
- [0076] -VTI是速度时间积分；
- [0077] -S'是收缩期峰值环速度；
- [0078] -所述控制系统设置为在几个系列的连续的未聚焦超声波中传输所述未聚焦的超声波，每个系列的连续的未聚焦超声波具有各自不同的传播方向，并且所述控制系统设置为通过来自对应于每个系列的所述连续的未聚焦超声波的各自原始数据的超声合成成像合成3D图像；
- [0079] -每个系列的连续的未聚焦超声波包括1-100个连续的未聚焦超声波，例如1-20个

连续的未聚焦超声波；

[0080] -所述控制系统(3,4)设置为将所述未聚焦超声波作为发散的超声波传输；

[0081] -所述发散的超声波在2D阵列探针后面(即,与波的传输方向相反)具有虚拟源；

[0082] -所述控制系统设置为以每秒超过10000个未聚焦超声波的速率传输所述未聚焦超声波；

[0083] -所述控制系统设置为将所述未聚焦超声波在心脏中传输持续一个心动周期的至少一部分并且小于10个心动周期,例如小于5个心动周期；

[0084] -所述控制系统设置为将所述未聚焦超声波在心脏中传输持续1s-10s,例如1s-5s；

[0085] -所述控制系统设置为：

[0086] - (d) 仅基于所述3D制图及其时间特征自动定位所述至少一个关注点；

[0087] - (e) 仅基于所述3D制图及其时间特征在所述至少一个关注点自动测定所述至少一个速度。

附图说明

[0088] 参考附图,根据本公开的一个非限制性实施例的以下详细描述,本公开的其他特征和优点将显而易见。

[0089] 附图中：

[0090] -图1是显示用于心脏的4D成像的装置的示意图；

[0091] -图2是显示图1的装置的一部分的框图；

[0092] -图3是显示由图1-2的装置产生的发散超声波的虚拟源的图；

[0093] -图4阐明通过图1-2的装置在生物心脏中发散超声波的传输；

[0094] -图5阐明分别来自两个虚拟源的具有不同传播方向的两个连续发散超声波的传输；

[0095] -图6阐明在单次心跳中同时获得人声音志愿者的4D超快血流和4D组织速度的结果；

[0096] -图6(a)显示从所述装置生成的3D图像序列中提取的左心室的5个横截面,分别允许用图6(a)-6(d)上的虚线分离的心脏相(快速流入、心休息期、心室收缩、射血前、射血)的可视化；

[0097] -图6(b)是二尖瓣处血流的多普勒频谱图；

[0098] -图6(c)是基底隔膜位置处的组织速度曲线；和

[0099] -图6(d)是相应的心电图(ECG)；

[0100] -图7阐明由受过训练的操作员使用经典2D临床超声系统为与图6相同的志愿者制作的左心室的图像和测量,其中心脏相标记如图6所示；

[0101] -图7(a)显示二尖瓣处血流的多普勒频谱图；和

[0102] -图7(b)显示使用临床超声系统为健康志愿者获得的基底隔膜的组织速度；和

[0103] -图8和图9分别类似于图6-7,用于肥厚型心肌病患者。

[0104] 发明详述

[0105] 在附图中,相同的附图标记表示相同或相似的元件。

[0106] 图1和图2所示的装置适于对生物1(例如哺乳动物,特别是人)的心脏进行超快4D超声成像。

[0107] 所述装置可以包括例如至少2D阵列超声探针2和控制系统。

[0108] 2D阵列超声探针2可以具有例如几百至几千个换能器元件 T_{ij} ,其节距(pitch)小于1mm。2D阵列超声探针2可以具有沿两条垂直轴X、Y布置为矩阵的 $n*n$ 个换能器元件,沿垂直于XY平面的轴Z传输超声波。在一个特定实施例中,2D阵列超声探针2可以具有1024个换能器元件 T_{ij} (32*32),节距为0.3mm。换能器元件可以例如以1-10MHz,例如3MHz的中心频率发射。

[0109] 所述控制系统可以例如包括特定的控制单元3和计算机4。在该实施例中,控制单元3用于控制2D阵列超声探针2并从中获得信号,而计算机4用于控制控制单元3,从控制单元3获得的信号生成3D图像序列并由此测定量化参数。在一种变型中,单个电子装置可以实现控制单元3和计算机4的所有功能。

[0110] 如图2所示,控制单元3可以包括例如:

[0111] -分别与2D阵列超声探针2的 n 个换能器 T_{ij} 连接的 $n*n$ 个模拟/数字转换器5(AD_{ij});

[0112] -分别与 $n*n$ 个模拟/数字转换器5连接的 $n*n$ 个缓冲存储器6(B_{ij});

[0113] -与缓冲存储器6和计算机4相连的中央处理单元7(CPU);

[0114] -与中央处理单元7连接的存储器8(MEM);

[0115] -与中央处理单元7连接的数字信号处理器9(DSP)。

[0116] 所述装置可以如下操作。

[0117] (a)采集

[0118] 将2D阵列超声探针2放置在患者1的胸部10上,通常位于患者心脏12前面的两根肋骨之间,如图4所示。

[0119] 由于与待成像的心脏12的大小相比肋骨11之间的肋间隙有限,因此控制2D阵列超声探针2以在胸部10中传输发散的超声波,例如球形超声波(即具有球形波前01)。可以将控制系统编程以使超声波以每秒几千个超声波,例如每秒超过10000个未聚焦的超声波的速率传输。

[0120] 球形波可以由单个换能器元件(具有低幅度)产生,或者更有利地由矩阵阵列的很大一部分以较高的幅度产生,使用一个或多个虚拟点源 T'_{ij} 形成放置于2D阵列超声探针2前

面的后面的虚拟阵列2',如图3-4所示。由控制系统施加到与置于位置 $\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \\ z_v \end{pmatrix}$ 中的虚拟源v关

联的置于位置 $\begin{pmatrix} x_e \\ y_e \\ 0 \end{pmatrix}$ 中的换能器元件e的传输延迟TD为:

$$[0121] \quad TD = \sqrt{z_0^2 + (x_e - x_0)^2 + (y_e - y_0)^2} / c$$

[0122] 其中c是声速。

[0123] 对于所使用的每个虚拟源 T'_{ij} ,控制系统可能仅激活2D阵列超声探针2的子集2a,所述子集2a的子孔径L决定发散超声波的孔径角 α 。孔径角 α 可以例如为90°。沿轴Z的成像深度可以为约12-15cm。

[0124] 可以仅使用一个虚拟源 T'_{ij} ,从而对心脏的每个3D图像使用一个超声波,如将稍后所解释的。

[0125] 但是,为了提高图像分辨率和对比度,以一系列连续的未聚焦超声波传输未聚焦的超声波是有用的,每个系列的连续的未聚焦超声波各自具有不同的传播方向:在这种情况下,每个3D图像根据从所述一系列连续的未聚焦超声波之一所获得的信号合成,如将稍后所解释的。如图5所示,可以通过将虚拟源 T_{ij} 从一个波改变为另一个波,从而改变波前01、02等来获得每个系列的连续超声波。每个系列可以包括例如5-20个不同方向的连续超声波,例如10-20个不同方向的连续超声波。

[0126] 在所有情况下,在传输每个超声波之后,由所述2D阵列超声探针采集反向散射的回波(例如以12MHz的采样率采样)并存储。该原始数据(通常也称为RF数据或射频数据)用于生成3D图像序列。

[0127] 采集的持续时间可以为10ms至几个心动周期,例如心动周期的至少一部分(例如,舒张或收缩,或一个心动周期)并且小于10个心动周期(例如,小于5个心动周期)。该持续时间可以例如为1s-10s(例如小于5s)。在特定实施例中,该持续时间为约1.5秒。

[0128] 可在采集期间共记录心电图(ECG)。

[0129] (b) 成像

[0130] 在接收反向散射的回声之后,通过控制系统可以直接应用并行波束成形,以从每个单个超声波重建3D图像。延迟和求和波束成形可以在时域或傅立叶域中使用。在时域中,

施加在每个换能器元件 e 接收的信号上以重建置于 $\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$ 的体素的延迟是从虚拟源 v 到体素的正向传播时间与到换能器元件 e 的反向散射时间之和:

[0131] **正向延迟** = $\sqrt{(z-z_v)^2 + (x-x_v)^2 + (y-y_v)^2}/c$

[0132] **反向散射延迟** = $\sqrt{z^2 + (x_e-x)^2 + (y_e-y)^2}/c$

[0133] 在如上所解释通过一系列具有各自不同的传播方向的超声波来传输超声波的情况下,可以通过控制系统经由已知的合成成像方法获得每个图像。使用每个虚拟源的延迟和求和算法对体素进行波束成形,然后连贯复合以形成最终的高质量3D图像。例如,可以在以下文献中找到此类合成成像的细节:

[0134] Montaldo, G., Tanter, M., Bercoff, J., Benech, N., Fink, M., 2009. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control 56, 489-506. doi: 10.1109/TUFFC.2009.1067

[0135] Nikolov, S. I., 2001. Synthetic aperture tissue and flow ultrasound imaging. Orsted-DTU, Technical University of Denmark, Lyngby, Denmark.

[0136] Nikolov, S. I., Kortbek, J., Jensen, J. A., 2010. Practical applications of synthetic aperture imaging, in: 2010 IEEE Ultrasonics Symposium (IUS). Presented at the 2010 IEEE Ultrasonics Symposium (IUS), pp. 350-358. doi: 10.1109/ULTSYM.2010.5935627

[0137] Lockwood,G.R.,Talman,J.R.,Brunke,S.S.,1998.Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming.IEEE Trans.Ultrason.Ferroelectr.Freq.Control 45,980-988.doi:10.1109/58.710573

[0138] Papadacci,C.,Pernot,M.,Couade,M.,Fink,M.&Tanter,M.High-contrast ultrafast imaging of the heart.IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics,and frequency control 61,288-301,doi:10.1109/tuffc.2014.6722614(2014)。

[0139] 帧速率,即最终获得的动画序列中3D图像的速率,可以是每秒几千个3D图像,例如每秒3000-5000个3D图像。

[0140] (c)血液和组织速度计算

[0141] 血流和组织运动估计可以通过控制系统使用已知方法来进行。

[0142] 例如,Kasai算法可用于通过半波长空间采样来估计血液和组织中的运动(Kasai,C.,Namekawa,K.,Koyano,A.,Omoto,R.,1985.Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique.IEEE Trans.Sonics Ultrason.32,458-464.doi:10.1109/T-SU.1985.31615)。可以通过首先对基带数据应用高通滤波器来估计血流,然后,对于每个单独的体素,可以通过整合功率谱密度来获得功率多普勒,可以通过计算短时傅立叶变换来获得脉冲多普勒,并可以通过估计体素特定的脉冲多普勒频谱图的一阶矩来获得彩色多普勒图。可以通过计算功率乘以速度的时间积分获得功率速度积分图,以获得与流动速率相关的参数图像。高级滤波(诸如基于奇异值分解的时空滤波器)也可用于更好地去除杂波信号(Demené,C.et al.Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases Doppler and Ultrasound Sensitivity.IEEE transactions on medical imaging 34,2271-2285,doi:10.1109/tmi.2015.2428634(2015))。

[0143] 在特定实施例中:

[0144] -可以通过进行1D互相关以获得组织体积与体积之间的轴向位移的体积来计算4D组织速度。然后,将具有60Hz截止频率的巴特渥兹型低通滤波器应用于位移。可以应用心肌3D掩模(特定于心肌组织)以去除肌肉外部的信号。为了显示4D组织速度,可以使用**Amira®**软件。在每个体素中,可以导出一个组织速度曲线。

[0145] -可以通过进行SVD滤波以从组织去除信号并且仅保留来自血流的信号来计算4D彩色多普勒,例如在上述Demené等人的出版物中所做的。可以进行在SVD过滤的体素上的1D轴向互相关逐像素(pixel-per-pixel),以获得彩色多普勒体。为了显示4D彩色多普勒,可以使用腔室3D掩模(特定于接收血液的腔室,例如左心室腔)以去除腔室外部的信号,并且可以使用**Amira®**软件进行体绘制。

[0146] 左心室腔和心肌的上述3D掩模可以如下计算。可以使用在3D图像的整个心动周期上积分的功率多普勒流来分割腔室。可以使用整个心动周期上的积分组织速度以及在两个垂直2D切片上手动选择轮廓来分割心肌。椭圆插值可用于获得三维表示。

[0147] 更一般地,步骤(c)涉及基于所述3D图像序列,自动计算与所述成像体积中的血液速度和/或组织速度有关的至少一个参数的3D制图。所述3D制图可以包括所计算的参数的3D图像的动画序列。所述参数可以是血液和/或组织速度或其成分。

[0148] (d)关注点的定位:

[0149] 根据所寻求的量化参数,通过控制系统将具有预定性质的至少一个关注点自动定位在3D图像序列中。

[0150] 当量化参数包括某个解剖区域中的峰值血流速度时,控制系统可以将所述关注点自动定位为所述解剖区域中以及3D图像序列的至少一部分中的最大血液速度的点。例如,当必须计算舒张早期经二尖瓣血流速度E时,即在心动周期的E波期间(舒张早期波)通过二尖瓣的峰值血流速度时,控制系统(更特别是计算机4)可自动确定二尖瓣内血流速度峰值的点13(图6(a))。在特定实施例中,可以使用60个样品滑动窗口在每个体素上进行随时间的傅立叶变换,以检索体积中各处的频谱图。可以根据上述Demené等人进行自动去假频(dealiasing)。然后,可以通过检测最大血流来自动检测点13的位置。

[0151] 当量化参数包括心脏中某个解剖位置处的组织速度时,控制系统可以在3D图像序列中自动定位所述解剖位置。例如,当必须计算舒张早期二尖瓣环速度E'(即心动周期E波期间的二尖瓣速度)时,控制系统(更特别是计算机4)可以自动确定二尖瓣的点14(图6(a))。可以根据存储在计算机4中的心脏的解剖模型或通过选择组织中与最大血液速度的上述点14相对应的点来进行这种自动定位。

[0152] 当量化参数包括某个解剖区域中的峰值组织速度时,控制系统可以自动定位3D图像序列中的所述解剖区域,并且将所述关注点自动定位为3D图像序列中所述解剖区域中最大组织速度的点。例如,当必须计算左心室的收缩期峰值环速度S'时,系统确定在图像序列心肌中具有最大速度的心室周围组织的点(未示出)。

[0153] (e)量化

[0154] 然后,可以基于之前确定的一个或多个关注点,并且基于该关注点的峰值血液或组织速度由控制系统(特别是通过计算机4)来计算期望的量化参数。

[0155] 该量化参数的特别有用的实例是E、A、E'、A'、S、D、Vp、S'、E/A、E/E'、E/E'、E'/A'、S、S/D、Q、Q_{systolic}、Q_{diastolic}、DT、IVRT、PVAT、VTI、G_{mean}和G_{max},其中:

[0156] -E是如上定义的舒张早期经二尖瓣血流速度;

[0157] -E'是如上定义的舒张早期二尖瓣环速度(在对应于E的峰值血液速度的瞬间计算);

[0158] -A是舒张末期经二尖瓣血流速度;

[0159] -A'是舒张末期二尖瓣环速度(在对应于A的峰值血液速度的瞬间计算);

[0160] -S是肺静脉收缩期峰值速度;

[0161] -D是肺静脉舒张早期峰值速度;

[0162] -Vp是流动进展速度;

[0163] -Q是流速或心输出量;

[0164] -Q_{systolic}是总输出经主动脉流速;

[0165] -Q_{diastolic}是总输入经二尖瓣流速;

[0166] -DT是e波减速时间;

[0167] -PVAT是肺加速时间;

[0168] -IVRT是等容松弛时间的长度;

[0169] -G_{mean}和G_{max}是平均和最大跨瓣压力梯度;

[0170] -VTI是速度时间积分；

[0171] -S' 是如上定义的收缩期峰值环速度。

[0172] 应注意：

[0173] -在步骤(d)，仅基于所述3D制图及其时间特征自动定位所述至少一个关注点；

[0174] -并且在步骤(e)，仅基于所述3D制图及其时间特征在所述至少一个关注点自动测定所述至少一个速度。

[0175] 更一般地，在本公开中，可以仅使用空间和时间速度信息来定位跨瓣血流，而无需任何其他解剖信息。流速的时间特征(或频谱多普勒特征)确实是瓣膜位置的重要特征，并且非常特定于瓣膜类型：

[0176] -经主动脉血流的特征是在整个心脏收缩期强烈流出，随后在舒张期无血流(或在主动脉反流时反向血流降低)。然后，可以通过测定流出血流速度的空间峰值来精确定位经主动脉血流。

[0177] -相反，经二尖瓣血流的特征是收缩期无血流或几乎无血流，舒张早期和末期有两个流入峰值。然后，可以通过找到流入血流速度的空间峰值来精确地定位经二尖瓣血流。

[0178] 尤其可以进行这一点，因为在图像的每个体素上同时获得了时间特征。

[0179] 因此，由于本方法涉及测定整个成像体积中速度的3D制图这一事实，因此不需要解剖图像，特别是不需要B模式解剖图像就可以测定关注点和关注点处的速度。因此，本公开的整体方法不需要B模式成像，并且更一般地不需要解剖成像，这使得能够更快地获得本方法的结果。

具体实施方式

[0180] 实施例

[0181] 对健康的人志愿者和年轻的肥厚型心肌病患者的左心室进行成像(分别见图6和图8)，并自动计算两种情况的指数E/E'。

[0182] 然后，由心脏病专家使用经典的临床超声系统在心尖四腔视图上扫描健康的人志愿者和年轻患者(图7和9)。使用脉冲多普勒和组织多普勒模式评估多普勒频谱和组织速度，并自动计算两种情况的指数E/E'。这些手动测量证实了自动测量的准确性，而自动测量快得多(一次心跳即可完成)，并且不需要对操作员进行专门培训。

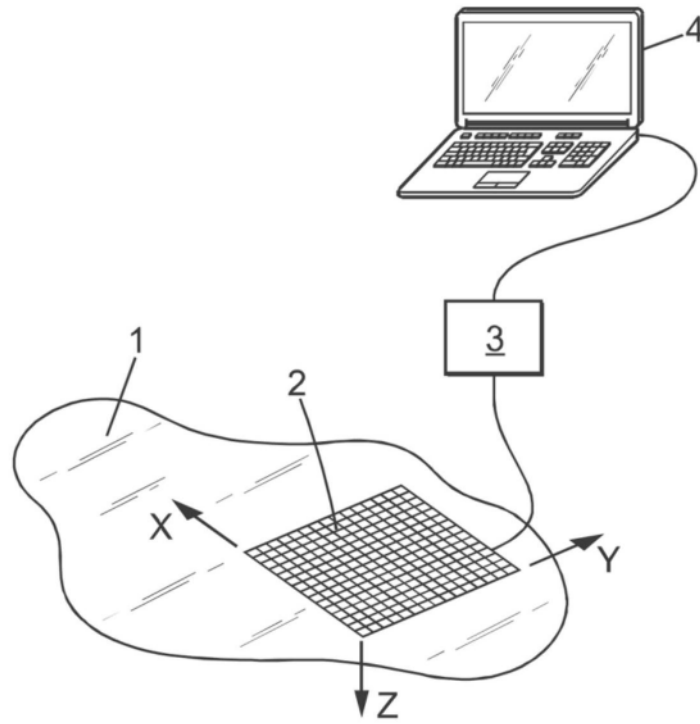


图1

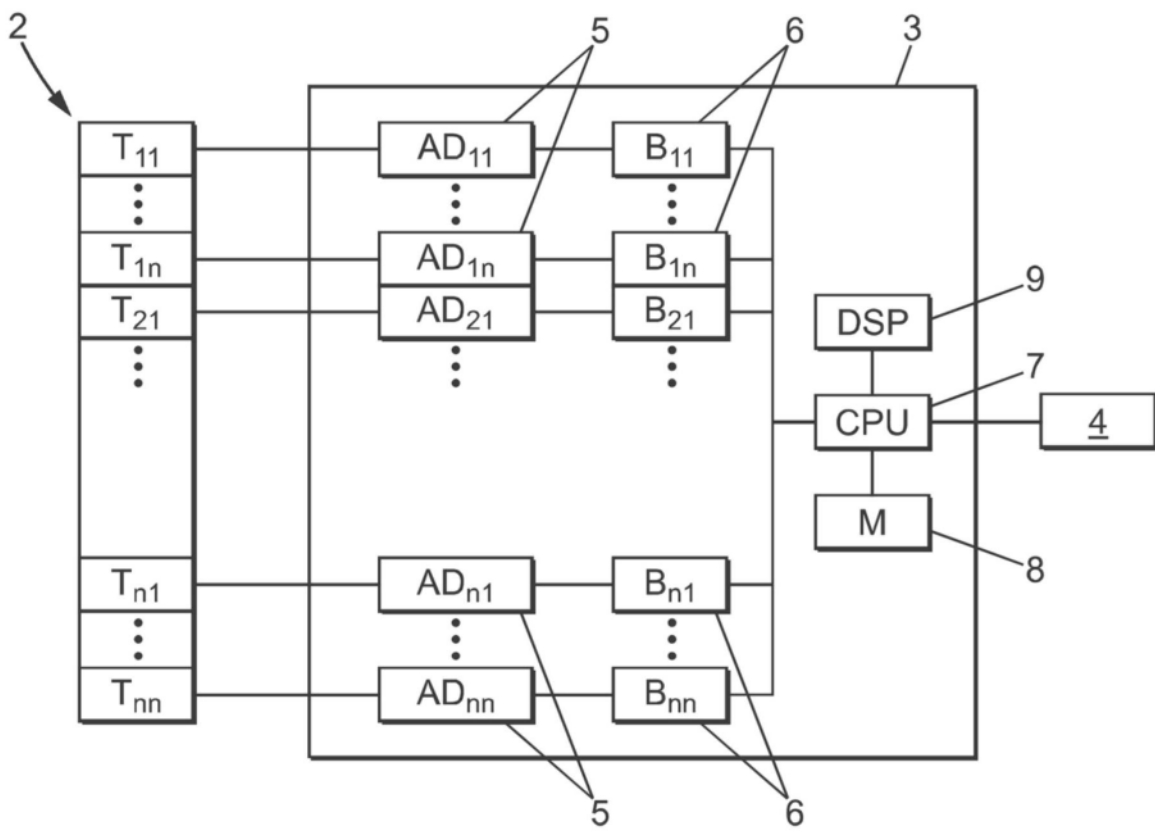


图2

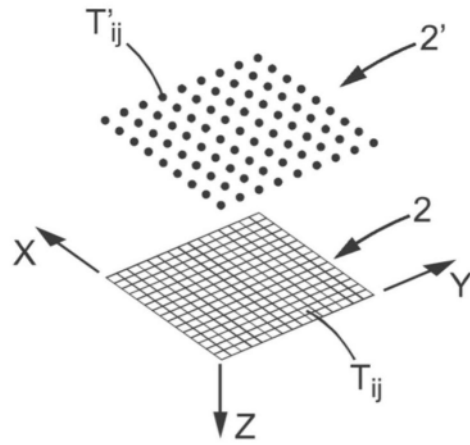


图3

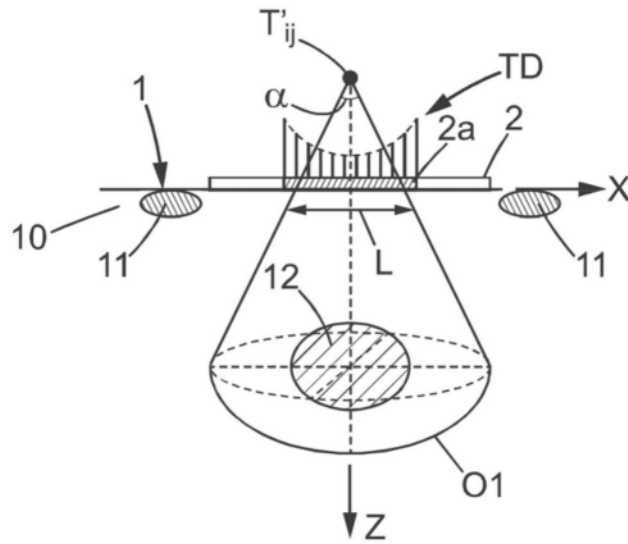


图4

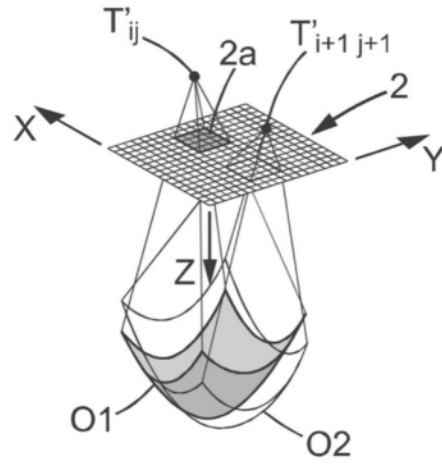


图5

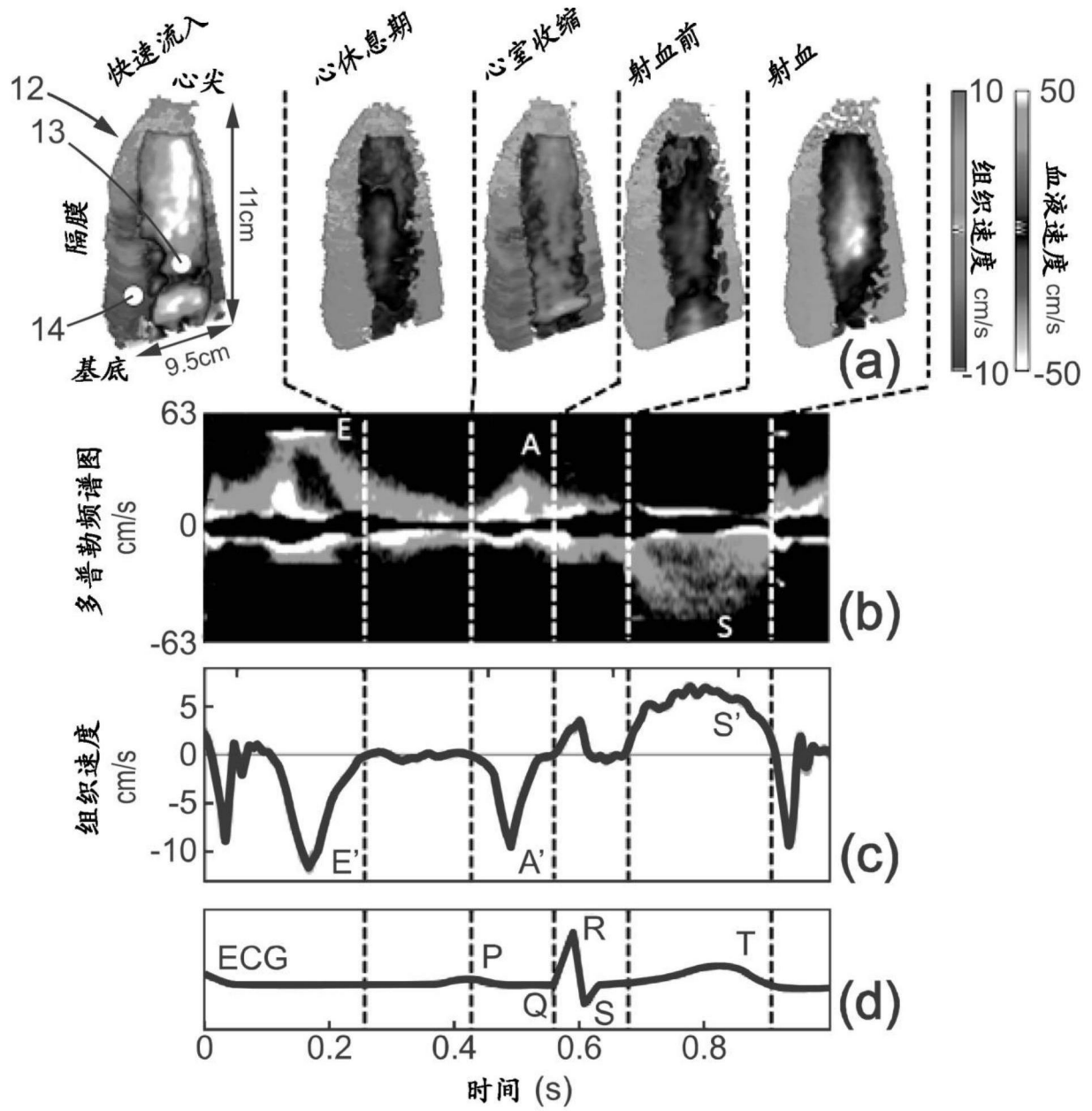


图6

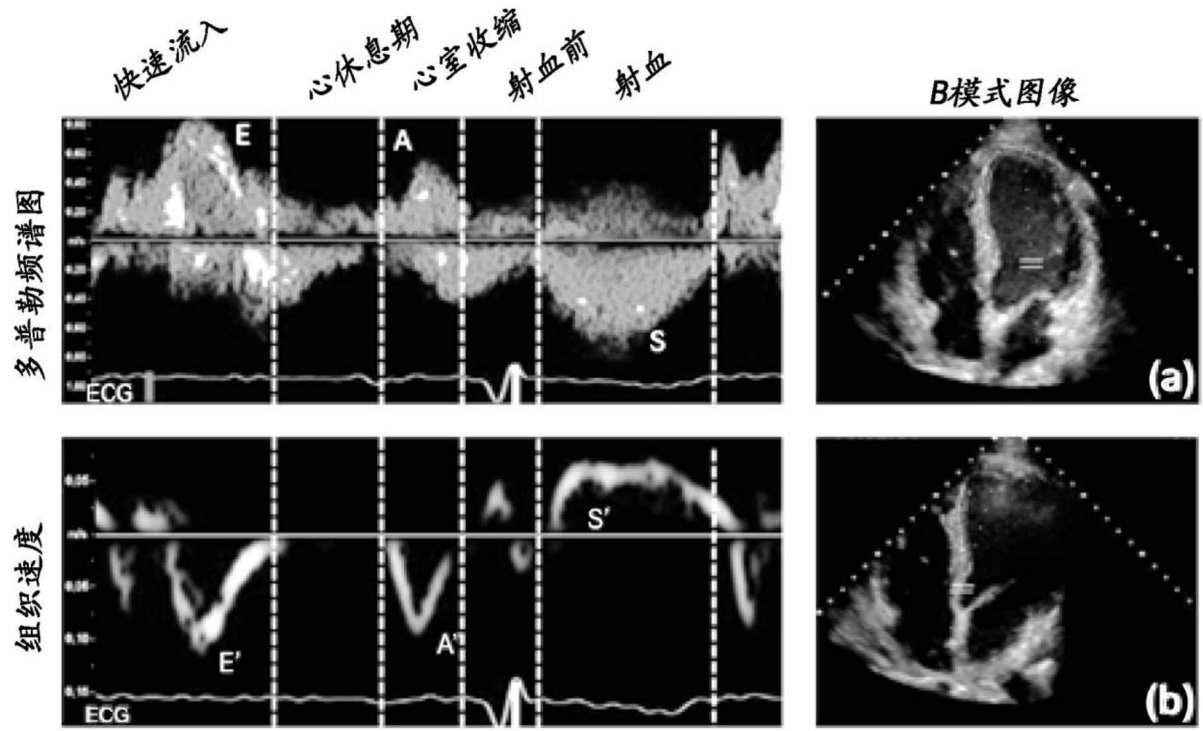


图7

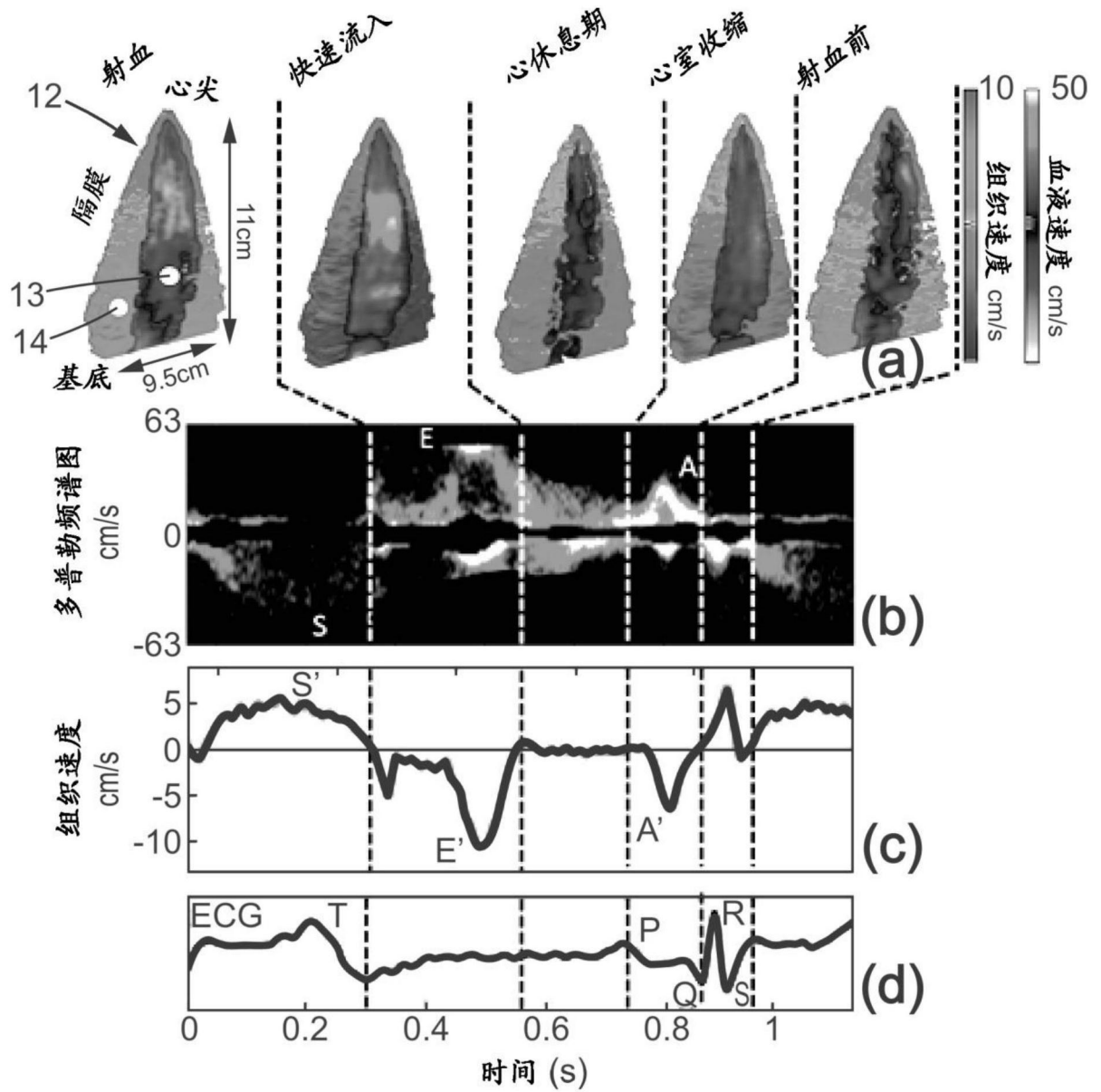


图8

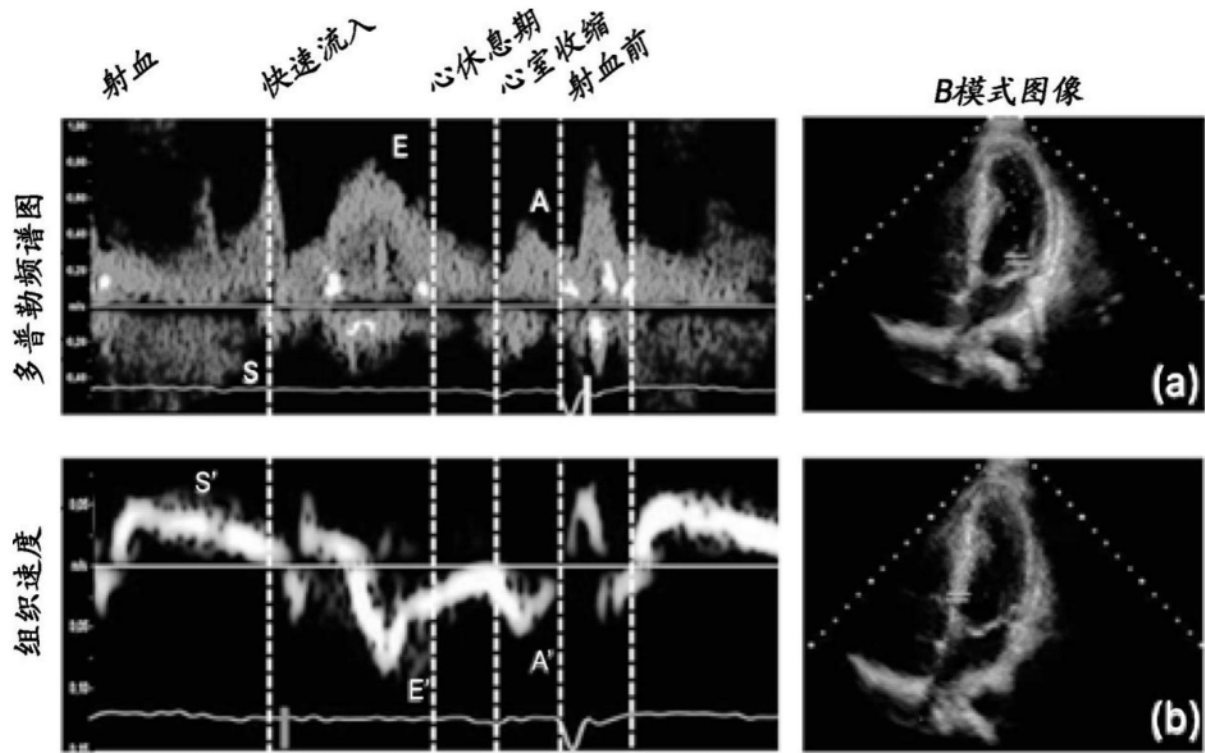


图9