



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107405134 B

(45) 授权公告日 2022.03.01

(21) 申请号 201680019271.9

0 • 绍姆蓬 V • T • 沙姆达莎尼

(22) 申请日 2016.03.31

G • C-H • 吴

(65) 同一申请的已公布的文献号

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

申请公布号 CN 107405134 A

72002

(43) 申请公布日 2017.11.28

代理人 李光颖 王英

(30) 优先权数据

(51) Int.CI.

15163507.5 2015.04.14 EP

A61B 8/08 (2006.01)

62/140,718 2015.03.31 US

G01S 7/52 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.28

(56) 对比文件

CN 102772225 A, 2012.11.14

(86) PCT国际申请的申请数据

JP 2005095278 A, 2005.04.14

PCT/EP2016/057044 2016.03.31

CN 101380239 A, 2009.03.11

(87) PCT国际申请的公布数据

JP 2002017719 A, 2002.01.22

W02016/156481 EN 2016.10.06

US 2005096538 A1, 2005.05.05

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

US 2008009722 A1, 2008.01.10

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 谢楠

(72) 发明人 C • 迪富尔 S • 阿莱尔

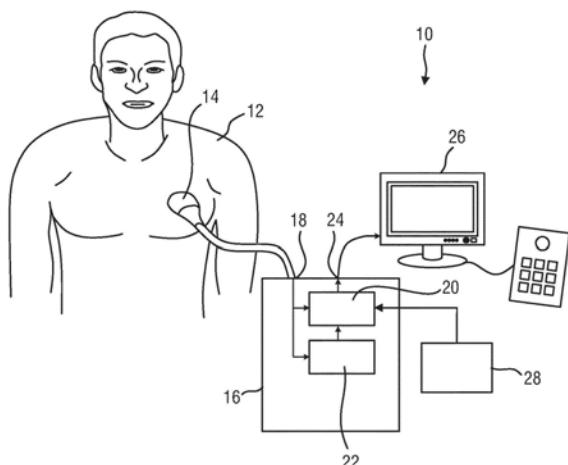
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

超声成像装置

(57) 摘要

一种超声成像装置(16)被公开用于提供患者的二维超声图像。所述超声成像装置包括：输入接口(18)，其用于接收来自超声采集单元的患者的体积的三维超声数据作为连续数据流；以及运动检测单元(22)，其用于确定三维超声数据中的对象的运动和三维超声数据中的运动的方向。图像处理单元(20)基于运动的确定的方向确定体积内的图像平面(32、34)的空间旋转角(46)，并且基于体积内的图像平面中的三维超声数据确定二维超声图像数据。经由输出接口将二维图像数据提供到显示单元(26)。



1. 一种用于提供患者(12)的二维超声图像(40、42、44)的超声成像装置(16),包括:

- 输入接口(18),其适于接收来自超声采集单元的所述患者的体积的三维超声数据作为连续数据流,

- 运动检测单元(22),其适于确定所述三维超声数据中的对象的运动和所述三维超声数据中的所述运动的方向,

- 图像处理单元(20),其适于基于所述运动的所确定的方向来确定所述体积内的图像平面(32、34)的空间旋转角(46),其中,所述图像平面的所述空间旋转角被确定,使得所确定的运动的运动向量在所述图像平面的面内,并且其中,所述图像处理单元适于基于所述三维超声数据来确定所述体积内的所述图像平面中的二维超声图像数据,以及

- 输出接口(24),其用于将所述二维超声图像数据提供到显示单元(26)。

2. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述运动检测单元包括运动估计单元,所述运动估计单元用于基于三维超声数据流来估计所述对象的所述运动。

3. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述运动检测单元适于基于三维超声数据流的连续时间帧来确定所述运动。

4. 根据权利要求3所述的超声成像装置,其中,所述运动检测单元适于基于所述连续时间帧内的模式检测来确定所述运动。

5. 根据权利要求3所述的超声成像装置,其中,所述运动检测单元适于基于在所述连续数据帧中确定的所述运动来估计连续时间帧之间的三维平移运动。

6. 根据权利要求5所述的超声成像装置,其中,基于所述平移运动来确定所述空间旋转角。

7. 根据权利要求3所述的超声成像装置,其中,所述运动检测单元适于基于多个连续平移运动的平均来确定运动向量。

8. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述图像处理单元适于确定倾斜于所述图像平面的第二图像平面,其中,所确定的运动的运动向量在所述第二图像平面的面内,并且其中,所述图像处理单元适于基于所述第二图像平面中的所述三维超声数据来确定二维超声图像数据。

9. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述图像处理单元被设计为基于所确定的运动来调整所述图像平面的所述空间旋转角。

10. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中,所述输出接口适于将所述二维超声图像数据提供到所述显示单元作为连续数据流。

11. 根据权利要求1所述的超声成像装置,还包括用户接口,所述用户接口适于启用和停用所述超声图像数据到所述运动的所确定的方向的对准。

12. 一种超声成像系统,包括:

- 超声采集单元,其包括用于采集患者(12)的体积的三维超声数据的超声探头(14),

- 显示单元(26),其用于基于所述三维超声数据来显示超声图像数据(40、42、44),以及

- 根据权利要求1所述的超声成像装置(16),其用于确定要被显示在所述显示单元上的所述超声图像数据。

13. 一种用于提供患者(12)的二维超声图像(40、42、44)的超声图像评价方法(50),包括以下步骤:

- 接收患者的体积的三维超声数据作为连续数据流 (52) ,
  - 确定所述三维超声数据内的对象的运动 (54) 并且确定所述三维超声数据中的所述运动的方向 (56) ,
  - 基于所述运动的所确定的方向来确定所述体积内的图像平面的空间旋转角 (46) (58) ,其中,所述图像平面的所述空间旋转角被确定,使得所确定的运动的运动向量在所述图像平面的面内 ,
  - 基于所述空间旋转角来确定所述体积内的所述图像平面 (60) ,并且基于所述图像平面中的所述三维超声数据来确定所述二维超声图像数据 (62) ,并且
  - 将所述二维超声图像数据提供到显示单元 (26) 。
14. 一种包括程序代码模块的计算机可读介质,当在计算机上执行时,所述程序代码模块用于令计算机执行根据权利要求13所述的方法 (50) 的步骤。

## 超声成像装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于提供患者的二维超声图像的超声成像装置。本发明还涉及超声成像系统。本发明还涉及用于提供患者的二维超声图像的超声图像评价方法以及包括用于令计算机执行用于提供患者的二维超声图像的方法的步骤的程序代码模块的计算机程序。

### 背景技术

[0002] 在超声成像系统领域中,公知的是捕获来自患者的体积的三维超声图像数据并且根据在图像平面中的三维超声数据导出二维超声图像,以便在显示屏幕上显示二维超声图像。能够在取向为正交于彼此的三个不同空间图像平面中确定根据三维超声数据导出的二维超声图像。

[0003] 还已知实时捕获来自患者的三维超声数据作为三维帧的序列,以便实时提供包括在视场中的对象的运动的患者的实时图像。

[0004] 能够在超声系统中电子地确定图像平面,并且能够根据具有对应于超声探头的位置的不同空间取向的三维超声数据电子地导出二维图像,以便提供在患者的特定器官上的特定图像或视图。例如,从EP 2 335 596 A1中已知对应系统,其中,基于超声探头的位置确定图像平面作为通过三维超声数据的二维切片,借助于位置检测单元检测所述超声探头的所述位置。

[0005] 已知超声图像系统的缺点在于,基于探头位置和探头操纵方向确定图像平面,使得任何图像平面取决于超声探头位置和查看方向,并且二维超声图像中的动态行为的可视化是复杂的。

[0006] US 2009/060306 A1公开了一种超声成像装置,其中,轮廓指定部分接收通过超声波到对象的传输采集的表示对象的体积数据,并且基于体积数据指定心肌的三维轮廓。形成部分设置心肌的轮廓上的参考点,并且形成包括在参考点处大体正交于心肌的轮廓的平面的图像生成平面。图像生成器基于体积数据生成在图像生成平面上的图像数据。显示控制器控制显示器以基于图像数据显示图像。

[0007] US 2008/009722 A1公开了用于超声体积数据的多平面重建方法。

[0008] US 2008/267482 A1公开了又一示范性超声图像处理装置和方法。

### 发明内容

[0009] 因此,本发明的目的是提供用于提供患者的二维超声图像的改进的超声成像装置和对应改进的超声图像评价方法,其能够可视化特定特征,尤其是具有针对用户的减少的操纵努力的精确的动态行为。

[0010] 根据本发明的一个方面,一种超声成像装置被提供用于提供患者的二维超声图像,包括:

[0011] -输入接口,其用于接收来自超声采集单元的所述患者的体积的三维超声数据作为连续数据流,

[0012] -运动检测单元,其用于确定所述三维超声数据中的对象的运动和所述三维超声数据中的所述运动的方向,

[0013] -图像处理单元,其用于基于所述运动的所确定的方向来确定所述体积内的图像平面的空间旋转角,其中,图像平面的空间旋转角被确定,使得所确定的运动的运动向量在图像平面的面内,并且所述图像处理单元用于基于所述体积内的所述图像平面中的所述三维超声数据来确定二维超声图像数据,以及

[0014] -输出接口,其用于将二维图像数据提供到显示单元。

[0015] 根据本发明的另一方面,提供了一种超声成像系统,包括:

[0016] -超声采集单元,其包括用于采集患者的体积的三维超声数据的超声探头,

[0017] -显示单元,其用于基于三维超声数据显示超声图像数据,以及

[0018] -根据本发明的超声成像装置,其用于确定要在显示单元上显示的超声图像数据。

[0019] 根据本发明的另一方面,一种超声图像评价方法被提供用于提供患者的二维超声图像,所述方法包括以下步骤:

[0020] -接收患者的体积的三维超声数据作为连续数据流,

[0021] -确定三维超声数据内的对象的运动和三维超声数据中的运动的方向,

[0022] -基于运动的所确定的方向来确定体积内的图像平面的空间旋转角,其中,图像平面的空间旋转角被确定,使得所确定的运动的运动向量在图像平面的面内,

[0023] -基于空间旋转角来确定体积内的图像平面,并且基于图像平面中的三维超声数据来确定二维超声图像,并且

[0024] -将二维图像数据提供到显示单元。

[0025] 根据本发明的又另一方面,提供了一种包括程序代码模块的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码模块用于令计算机执行根据本发明的超声图像评价方法的步骤。

[0026] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,请求保护的方法具有与请求保护并且在从属权利要求中定义的设备相似和/或相同的优选实施例。

[0027] 本发明基于这样的想法:确定在三维超声数据中的对象的运动并且确定在三维超声数据中的运动的方向并且基于三维超声数据中确定的运动的方向来确定在三维超声数据中的图像平面的空间旋转角或空间取向。在图像平面中确定二维图像数据,使得由显示单元显示的二维图像被对准到患者的对象或器官的运动,使得改进了在三维超声数据中的动态行为的可视化。

[0028] 应当理解,可以基于在三维超声数据中检测到的运动初始地确定图像平面的空间旋转角,或者当前图像平面的空间旋转角可以适应于检测到的运动方向,使得图像平面被连续对准到独立于超声探头的位置的运动方向。

[0029] 因此,能够实时接收连续三维超声数据流,并且能够实时对应地确定显示二维图像数据的图像平面,使得能够提供患者的对象或器官的动态行为的最优视图。

[0030] 因此,本发明实现被自动对准并且因此对用户而言较不复杂的对动态行为的改进的可视化。

[0031] 在优选实施例中,运动检测单元包括运动估计单元,所述运动估计单元用于基于三维超声数据流估计对象的运动。能够利用低计算努力并且实时对应于三维超声数据的确

定数据流确定三维超声数据中的运动。

[0032] 在优选实施例中,运动检测单元适于基于三维超声数据流的连续时间帧确定运动。能够基于具有高可靠性的三维超声数据确定运动。

[0033] 在优选实施例中,运动检测单元适于基于在连续时间帧内的模式检测确定运动。能够基于模式匹配利用低技术努力确定运动。

[0034] 在优选实施例中,运动检测单元适合于基于连续数据帧中确定的运动估计在连续时间帧之间的三维平移运动。能够基于在三维超声数据中的全局运动提取患者的对象的相关动态行为,使得能够以高精度确定对象的动态行为。

[0035] 在优选实施例中,基于平移运动确定空间旋转角。能够基于平移运动以高精度确定空间旋转角,所述平移运动是基于在三维超声数据中的总体运动确定的。

[0036] 在优选实施例中,运动检测单元适于基于在多个连续平移运动的平均确定运动向量。能够实现平滑调整和图像平面的连续改变。

[0037] 在优选实施例中,图像处理单元适于确定图像平面的空间旋转角,使得确定的运动的运动向量和图像平面共面。因此,图像平面描绘面内运动。能够改进动态行为的可视化,因为在具有高精度的二维图像平面中能够可视化图像平面的面内运动。

[0038] 在优选实施例中,图像处理单元适于确定倾斜于图像平面的第二图像平面,其中,确定运动的运动向量在第二图像平面的面内,并且其中,图像处理单元适于基于在第二图像平面中的三维超声数据确定额外的二维超声图像数据。除了第一图像平面的图像数据之外,能够显示如此确定的额外的二维超声图像数据。能够将第二图像平面对准到运动,使得能够在第二图像平面的面内显示运动。

[0039] 在优选实施例中,图像处理单元被设计为基于所确定的运动调整图像平面的空间旋转角。能够使图像平面连续地适应于当前运动,使得能够实时提供对准到检测到的运动的二维图像。

[0040] 在优选实施例中,输出接口适于将二维图像数据提供到显示单元作为连续数据流。能够对应于捕获的三维图像数据实时显示二维图像。

[0041] 在优选实施例中,超声成像装置还包括适于启用和停用超声图像数据到运动所确定的方向的对准的用户接口。能够启用和停用图像平面调整和超声成像装置的运动操纵。

[0042] 如上所述,本发明提供自动调整图像平面和二维超声图像到在三维超声数据中检测到的运动的可能性,使得能够提供患者的器官或对象的动态行为的改进的可视化。此外,由于运动被自动确定,能够利用因此对用户而言舒适的低操纵努力定位和显示动态行为。由于图像平面适应于在超声数据中检测到的运动,能够接近独立于超声探头的查看方向显示动态行为,使得能够接近独立于探头的取向提供图像平面到运动的对准。

[0043] 因此,能够利用低操纵努力提供图像平面的最优对准,使得超声成像装置的使用对用户而言是舒适的。

## 附图说明

[0044] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并得到阐述。在以下附图中,

- [0045] 图1示出了用于对患者身体的体积进行扫描的超声成像装置的示意性表示；
- [0046] 图2示出了三维超声图像数据的透视图示和在超声数据中的三个图像平面；并且
- [0047] 图3示出了三维超声数据中的图像平面到检测到的运动的适应的透视视图；并且
- [0048] 图4示出了用于提供患者的二维超声图像的方法的示意性流程图。

## 具体实施方式

[0049] 图1示出了通常由10指代的超声成像系统的示意性图示。超声成像系统10被应用于检查解剖侧，尤其是患者12的解剖侧的体积。医学成像装置10包括超声探头14，超声探头14具有至少一个换能器阵列，所述至少一个换能器阵列包括用于发送接收超声波的多个换能器元件。换能器元件优选地被布置在二维阵列中，以用于提供三维超声数据。

[0050] 超声成像系统10通常包括连接到超声探头14的超声成像装置16，以用于评价从超声探头14接收到的三维超声数据并且用于确定和提供患者12的二维超声图像。超声成像装置16包括用于接收来自超声探头14的三维超声数据的输入接口18。输入接口18适于在连续数据流中实时接收三维超声数据，使得实时或实况超声成像是可能的。

[0051] 超声成像装置16包括被连接到输入接口18的图像处理单元20，以用于接收三维超声数据并且用于提供基于从超声探头14接收到的三维超声图像数据确定的来自患者12的体积或对象的二维超声图像数据。

[0052] 超声成像装置16还包括被连接到输入接口18的运动检测单元22，以用于接收来自超声探头14的三维超声数据，并且用于确定在三维超声数据中的对象的运动，以及此外在三维超声数据中的运动的方向。运动检测单元22被连接到图像处理单元20，并且将在三维超声数据中检测的运动的方向提供到图像处理单元20。

[0053] 图像处理单元20接收来自运动检测单元22的运动的空间方向，并且确定对应于在患者12的体积内的运动的空间方向的图像平面。图像处理单元20基于在图像平面中的三维超声数据确定二维超声图像数据，并且将如此确定的二维超声图像数据提供到超声成像装置16的输出接口24。输出接口24被连接到显示单元26，所述显示单元用于显示从超声成像装置16接收到的二维超声图像数据。图像处理单元20还可以确定倾斜于图像平面的额外的第二图像平面，并且还可以确定倾斜于图像平面且倾斜于第二图像平面的额外的第三图像平面，并且在显示单元26上显示额外的图像平面中的相应的二维超声图像数据。

[0054] 二维超声图像数据的图像平面适应于在三维超声数据中确定的运动方向，使得通过超声探头14检查的体积中的动态处理能够在二维超声图像数据中可视化以及在显示器26上显示。二维超声图像数据被提供为对应于从超声探头14接收到的三维超声数据的连续数据流的连续数据流，使得能够在显示单元26上显示二维实况图像，其中，图像平面相应地适应于三维超声数据的运动。优选地，在三维超声数据中的运动的运动向量被确定并且图像平面的空间旋转角被确定，使得运动方向在图像平面的面内。

[0055] 额外的第二图像平面也可以适应于在三维超声数据中确定的运动方向，使得运动向量被布置在第二图像平面的面内，并且除了第一图像平面，通过超声探头14检查的体积中的动态过程能够在显示器26上显示的额外的二维超声图像数据中可视化。图像平面和额外的第二图像平面可以被布置，使得运动向量是两个图像平面的交叉。因此，能够在两个图像平面的面内布置或显示运动。额外的第三图像平面被布置为倾斜于图像平面和第二图像

平面,并且优选地正交于图像平面和第二图像平面,使得运动向量在第三图像平面的面外。能够在显示器26上显示第三图像平面,以便显示大部分面外运动。

[0056] 在三维超声数据中的运动被连续确定并且图像平面的(一个或多个)空间旋转角连续适应于当前检测的运动,使得对应于在三维超声数据中检测到的运动,二维超声图像数据被连续显示。因此,通过显示单元26显示的二维图像与检测到的运动连续对准,并且能够被实时提供为实况图像。

[0057] 运动检测单元22接收三维超声数据的连续数据流,并且通过检测在超声数据中的对应模式基于超声图像数据的连续时间帧确定运动向量,使得能够基于模式匹配确定运动。

[0058] 运动检测单元22包括运动估计单元,所述估计单元用于基于何者图像平面被确定,例如通过模式匹配或图像值匹配估计平移运动。对于每个新的进入超声数据帧,在新的进入帧与先前数据帧之间估计三维平移。平移运动是在对应位置或3D超声数据帧中的两个的特征之间的三维向量。平移运动被存储在阵列中。基于平移运动的阵列,计算平均三维平移,其考虑预定义量的平移运动的N个值。平均平移运动的方向,其优选地被确定为运动向量,确定图像平面的空间旋转角的值。如果对应地确定图像平面并且在该图像平面中确定二维超声图像数据,则运动和二维图像在面内,使得能够在二维显示屏幕上可视化动态行为。对于量N=1,空间旋转角严格地跟随平移运动的瞬间值。为了提供在显示单元26上显示的平滑二维超声图像,N的值优选地大于1。借助于此,对应于三维超声数据流的进入时间帧的步调,空间旋转角连续地并平滑地更新。

[0059] 超声成像系统10可以被提供用于多模态成像,其中,超声图像数据能够与从数据库28或连接到图像处理单元20的另一医学成像系统28接收到的医学图像组合,所述另一医学成像系统如计算机断层摄影或磁共振断层摄影。

[0060] 图2示出了超声探头14的视场的透视图示。在视场(其通常由30指代)中,定义了三个图像平面32、34、36,其在该实施例中正交于彼此设置或布置。图像平面中的两个32、34被设置为平行于超声探头14的查看方向38,并且图像平面中的一个36被设置为正交于查看方向38。基于这些图像平面,确定三幅二维超声图像40、42、44,如图2所示。在二维超声图像40、42、44中分别指示对应的其他图像平面32、34、36。

[0061] 在图3中,视图30的又一透视视图被示出,包括适于在三维超声图像数据中确定的运动的图像平面。由相同的附图标记指代相同的元素,其中,此处仅仅详细解释差异。

[0062] 垂直图像平面32、34围绕对应于查看方向38的纵轴通过空间旋转角46转动,所述空间旋转角基于或对应于在三维超声图像数据中确定的运动向量来确定。在该实施例中,两个图像平面32、34通过空间旋转角46转动,并且被维持为被布置为彼此正交。基于一个运动向量空间地旋转或位移垂直图像平面32、34,使得运动方向变为在关于图像平面之一的‘面内’。

[0063] 图像平面32、34、36也可以围绕倾斜于探头14的查看方向38的轴旋转。换言之,空间旋转角可以指向任何空间方向,使得能够在二维图像中可视化任何运动。

[0064] 在第一步骤,图像平面32、34、36也可以围绕垂直轴旋转,以便将运动方向布置为在图像平面32的面内,并且在第二步骤,图像平面32、34、36也可以在图像平面32中旋转,即围绕图像平面32与34之间的交叉线旋转,以便将运动方向布置为在图像平面36的面内。

[0065] 因此,图像平面和对应的二维图像40、42、44能够适于在视场30中的对象的运动,使得能够在二维超声图像40、42、44中最优地可视化对象的动态行为。

[0066] 图4示出了用于评价超声图像数据并且用于提供患者的二维超声图像的方法的示意性流程图。通常由50指代在图4中示出的方法。

[0067] 方法50开始于在输入接口18处从超声探头14接收三维超声图像数据,如52处所示。在步骤54处确定在三维超声图像数据内的对象的运动,并且在步骤56处分析所述运动,以便估计总体运动并且确定三维超声图像数据中的运动的方向。在步骤58处,确定对应于在步骤56确定的运动的方向的图像平面32、34的空间旋转角46。

[0068] 在步骤60处基于空间旋转角来确定图像平面32、34,并且在步骤62基于对应地确定的图像平面32、34来确定二维超声图像40、42、44。在步骤64处,二维图像数据被提供到显示单元26,以便显示二维图像40、42、44。

[0069] 方法50是对应于连续数据流被执行并且被应用到从超声探头14接收到的连续数据帧的连续过程,如由图4中示出的回路66指示的。

[0070] 因此,二维超声图像40、42、44能够被提供为对应于从超声探头14接收到的连续数据流与在视场30中的对象的运动实时对准。

[0071] 尽管在附图和前面的描述中已经详细图示和描述了本发明,但是这些图示和描述应被视为说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开内容以及权利要求书,本领域技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现对所公开的实施例的其他变型。

[0072] 在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以履行权利要求书中所记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0073] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式来分布,例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布。

[0074] 权利要求书中的任何附图标记不应被解读为对范围的限制。

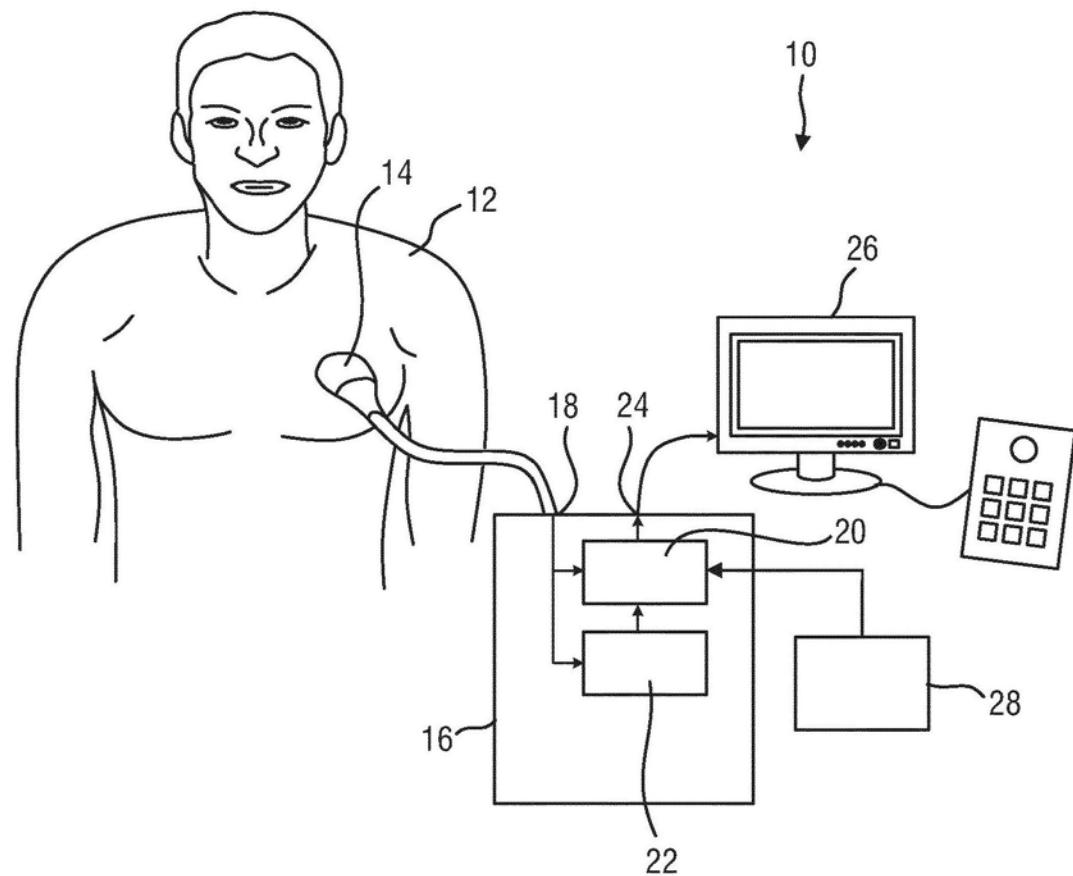


图1

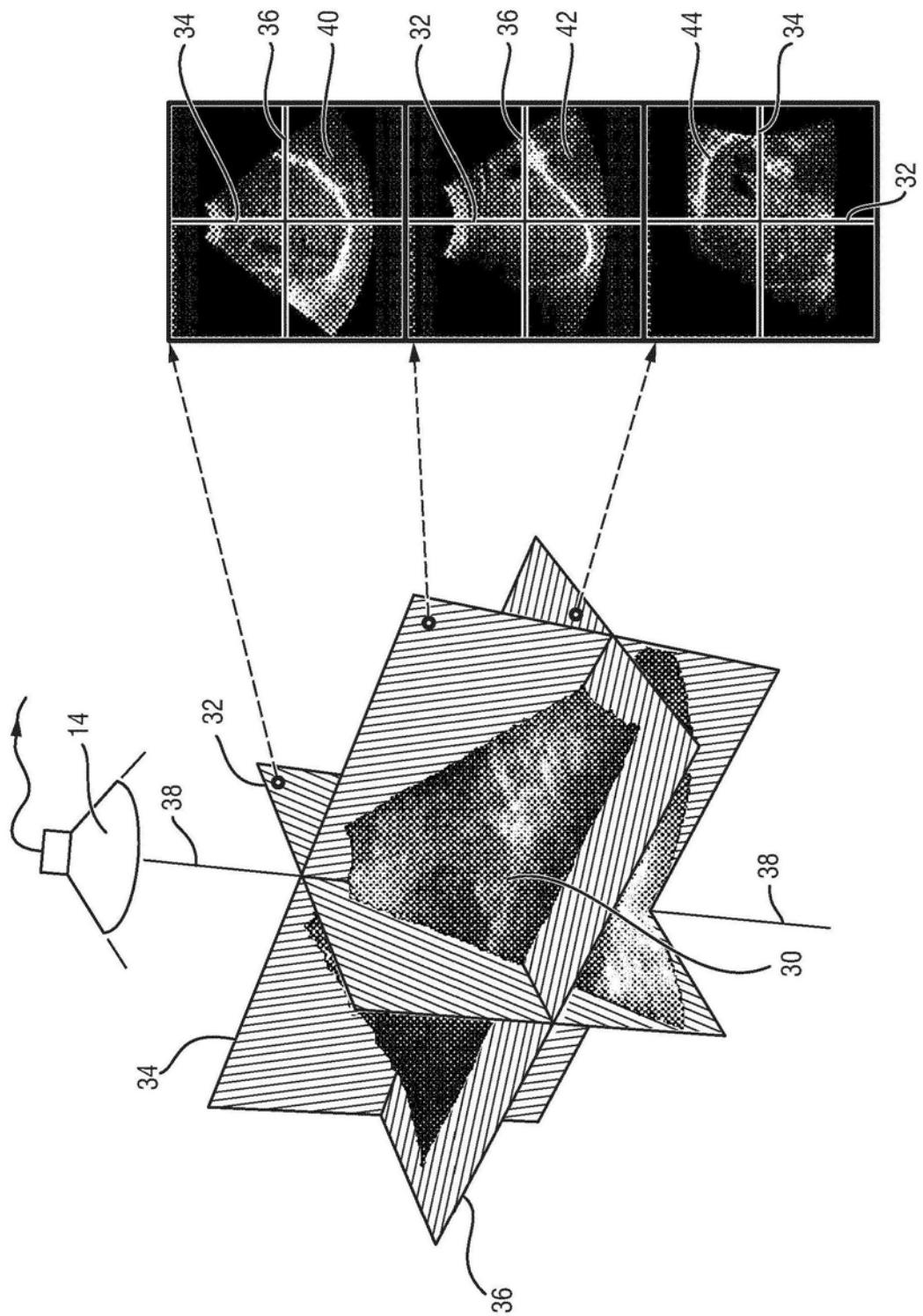


图2

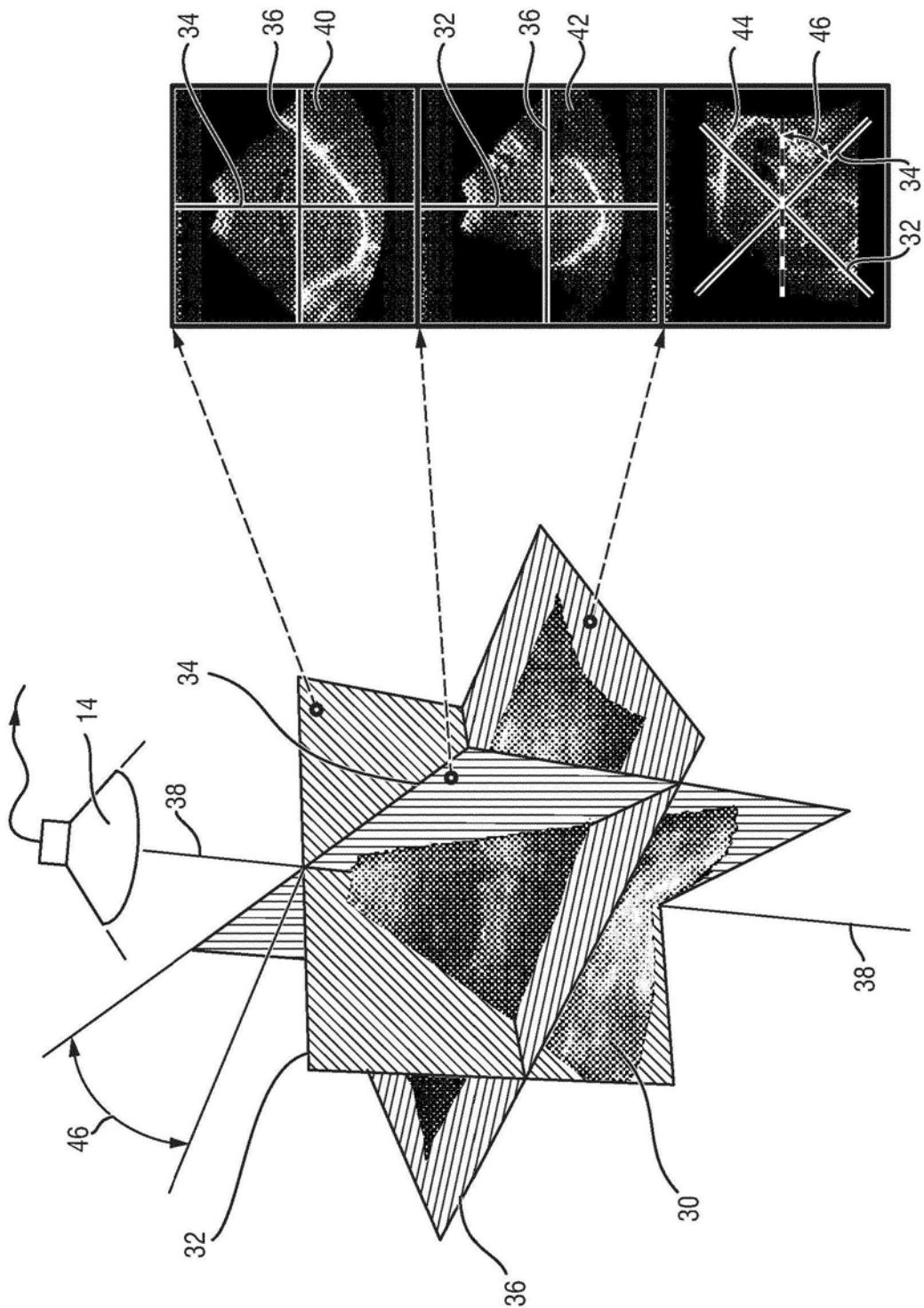


图3

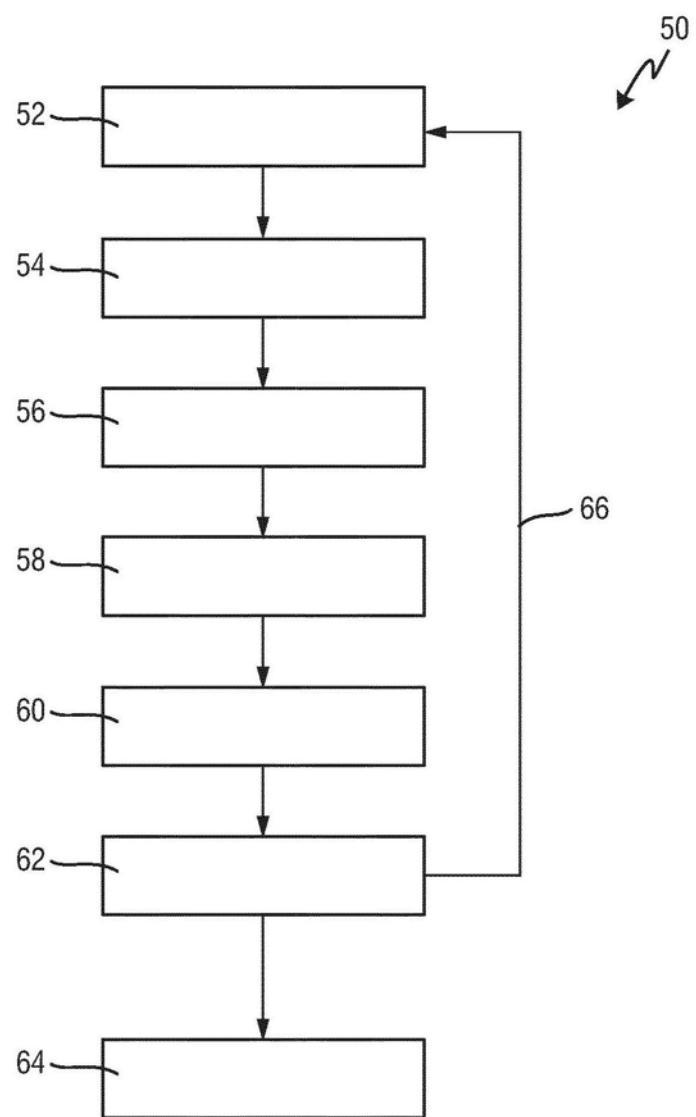


图4