



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110352039 A

(43)申请公布日 2019.10.18

(21)申请号 201880014489.4

(22)申请日 2018.02.28

(30)优先权数据

17158367.7 2017.02.28 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/054865 2018.02.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/158283 EN 2018.09.07

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 I·韦希特尔-施特勒 F·M·韦伯

C·比格尔 T·H·施特勒

(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

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

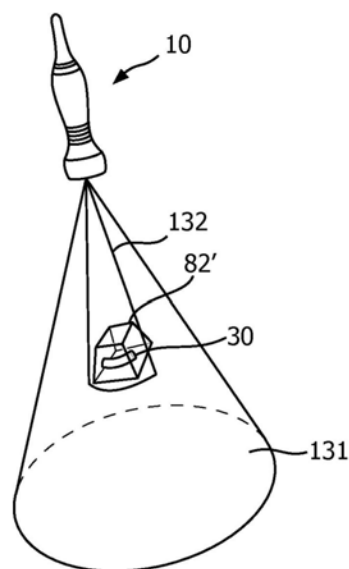
权利要求书3页 说明书15页 附图8页

(54)发明名称

一种智能超声系统

(57)摘要

本发明涉及一种用于对包括感兴趣区域(ROI)(82')的体积区域进行成像的超声系统。所述系统包括:探头(10);超声波控制单元,其适于控制超声波发射并提供体积区域(131)的超声图像数据;图像处理器;ROI识别器(72),其适于生成指示所述体积区域内的ROI的识别数据;其中,所述超声波发射可响应于多个使用情况的相应标识符而通过所述多个使用情况来配置,每个使用情况与具体成像流程相关联并且包括用于所述成像流程的解剖模型;并且其中,所述ROI识别器可由所述使用情况的相应解剖模型来配置。这种超声系统可以利用对于具体成像流程特定的设置来(半)自动地配置,这便于由较少经验的用户使用这样的系统并减少配置所述系统所需的时间。还公开了一种配置这种超声系统的方法。



1. 一种用于对包括感兴趣区域 (12) 的体积区域进行成像的超声系统 (100), 所述系统包括:

- 包括阵列的探头 (10);
- 超声波控制单元 (64'), 其耦合到所述阵列并且适于控制通过所述阵列进行的超声波发射并且提供所述体积区域的超声图像数据;
- 图像处理器 (68), 其对所述超声图像数据做出响应, 所述图像处理器适于基于所述超声图像数据来产生超声图像; 以及
- 感兴趣区域 (ROI) 识别器 (72), 其被配置为基于所述超声图像数据来识别感兴趣区域, 并且所述识别器适于生成指示所述体积区域内的所述感兴趣区域的识别数据;

其中, 所述体积区域内的所述超声波发射能够响应于多个使用情况的相应标识符而通过所述多个使用情况来配置, 每个使用情况与具体成像流程相关联并且包括用于所述成像流程的解剖模型; 并且

其中, 所述ROI识别器能够通过所述使用情况的相应解剖模型来配置。

2. 根据权利要求1所述的超声系统 (100), 其中, 所述超声波控制单元 (64') 还包括波束形成器 (64), 所述波束形成器适于控制所发射的超声波的超声波束操纵; 并且其中, 所述超声波束操纵适于响应于所述多个使用情况的所述相应标识符而通过所述多个使用情况来配置。

3. 一种用于对包括感兴趣区域 (12) 的体积区域进行成像的超声系统 (100), 所述系统包括:

- 包括阵列的探头 (10), 所述探头适用于腔内成像;
- 超声波控制单元 (64'), 其耦合到所述阵列并且适于控制超声波发射并且提供所述体积区域的超声图像数据;
- 图像处理器 (68), 其对所述超声图像数据做出响应, 所述图像处理器适于基于所述超声图像数据来产生超声图像; 以及
- 感兴趣区域 (ROI) 识别器 (72), 其使能基于所述超声图像数据来识别感兴趣区域, 并且所述识别器适于生成指示所述体积区域内的所述感兴趣区域的识别数据;

其中, 所述超声波发射能够响应于多个使用情况的相应标识符而通过所述多个使用情况来配置, 每个使用情况与具体腔内成像流程相关联并且包括用于所述腔内成像流程的解剖模型; 并且

其中, 所述ROI识别器能够通过所述使用情况的相应解剖模型来配置。

4. 根据权利要求3所述的超声系统 (100), 其中, 所述超声波控制单元 (64') 还包括波束形成器 (64), 所述波束形成器适于控制超声波束操纵; 并且其中, 所述超声波束操纵适于响应于所述多个使用情况的所述相应标识符而通过所述多个使用情况来配置。

5. 根据权利要求3和4所述的超声系统 (100), 还包括耦合到所述探头和所述ROI识别器 (72) 的驱动机构 (21), 所述驱动机构用于在操作期间在所述ROI识别器的控制下移动所述探头。

6. 根据权利要求1或4所述的超声系统 (100), 其中, 所述探头 (10) 包括线缆, 所述线缆包括用于连接到所述超声系统 (100) 的用户控制台的插头, 其中:

所述插头包括存储与所述探头相关联的具体使用情况的所述标识符的标签; 并且

所述用户控制台包括所述标签的读取器,所述读取器适于检索所述标识符以根据所述具体使用情况来配置所述超声系统。

7.根据权利要求1-6中的任一项所述的超声系统(100),还包括用户接口(38),所述用户接口适于接收具体使用情况的用户指定的标识符。

8.根据权利要求1-7中的任一项所述的超声系统(100),其中,所述超声系统被配置为响应于所述ROI识别器(72)而生成引导指令,所述引导指令用于帮助所述探头(10)的用户将所述探头引导到与所述ROI相关联的目标位置。

9.根据权利要求8所述的超声系统,其中,所述超声系统适于基于所确定的所述探头(10)与所述ROI的距离来生成所述引导指令。

10.根据权利要求1-9中的任一项所述的超声系统,其中,对所述超声波发射或所述超声波束操纵的所述配置包括:基于使用情况的所述相应标识符对所述超声波控制单元进行布置,以改变在所述ROI和围绕所识别的ROI的所述体积区域内发射的所述超声波的频率。

11.根据权利要求2和4中的任一项所述的超声系统,其中,对所述超声波束操纵的所述配置包括:基于使用情况的所述相应标识符对所述超声波控制单元进行布置,以改变在所述ROI和围绕所述ROI的所述体积区域内被操纵的超声波束的密度。

12.根据权利要求1-9中的任一项所述的超声系统,其中,所述探头(10)包括CMUT换能器(14)的阵列,所述CMUT换能器适于在所述体积区域上对可变频率范围内的超声波束进行操纵;并且所述超声系统还包括换能器频率控制器(62),所述换能器频率控制器耦合到所述波束形成器并且适于在所述频率范围内改变所述CMUT换能器的操作频率;所述频率控制器被布置为针对在所述体积区域中被操纵的所述超声波束将所述操作频率设置为第一频率。

13.根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述换能器频率控制器还适于基于所述识别数据针对在所述感兴趣区域内被操纵的超声波束将所述操作频率改变为第二频率,所述第二频率高于所述第一频率;并且所述驱动机构适于基于所述识别数据来移动所述探头,从而实现所述探头与所述ROI之间的距离变化。

14.根据权利要求13所述的超声系统,其中,所述换能器频率控制器适于同时地针对在所述ROI内被操纵的所述超声波束将所述操作频率设置为所述第二频率并且针对在所述感兴趣区域外部操纵的所述超声波束将所述操作频率设置为第一频率,所述第二频率高于所述第一频率。

15.根据权利要求11-14中的任一项所述的超声系统,其中,所述超声波控制单元(64')或所述波束形成器(64)被布置为提供所述超声图像数据,所述超声图像数据在围绕所识别的ROI的所述体积区域内具有相对低的空间分辨率并且在所述感兴趣区域内具有相对高的空间分辨率。

16.根据权利要求1-15中的任一项所述的超声系统,其中,所述阵列是一维阵列或二维阵列。

17.根据权利要求1-16中的任一项所述的超声系统,其中,所述探头(10)是IVUS探头或ICE探头。

18.一种配置根据权利要求1-17中的任一项所述的超声系统的方法,所述方法包括:
接收多个使用情况,每个使用情况由使用情况标识符识别,每个使用情况与具体成像

流程相关联并且包括用于所述成像流程的解剖模型；

利用所述超声系统接收具体情况标识符；

根据由所述具体情况标识符识别的所述使用情况来配置所述超声超声波发射，所述配置至少包括利用所识别的使用情况的所述解剖模型来配置所述ROI识别器 (72)。

19. 根据权利要求18所述的方法，其中，配置包括控制由波束形成器 (64) 进行的超声波束操纵。

20. 根据权利要求18所述的方法，其中，配置包括改变在所述ROI和围绕所识别的ROI的所述体积区域内发射的所述超声波的频率。

21. 根据权利要求19所述的方法，其中，配置还包括改变在所述ROI和围绕所识别的ROI的所述体积区域内被操纵的所述超声波束的强度。

22. 根据权利要求19-21中任一项所述的方法，还包括在操作期间利用驱动机构在所述ROI识别器 (72) 的控制下移动所述探头。

23. 根据权利要求19-21中任一项所述的方法，还包括响应于所述ROI识别器 (72) 而生成引导指令，所述引导指令用于帮助所述探头 (10) 的用户将所述探头引导到与所述ROI相关联的目标位置。

一种智能超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对包括感兴趣区域的体积区域进行成像的超声系统,包括:具有超声阵列的探头;超声波控制单元,其被耦合到所述阵列并且适于控制超声波发射并且提供体积区域的超声图像数据;以及响应于超声图像数据的图像处理器,基于所述超声图像数据,所述图形处理器适于产生超声图像。

[0002] 本发明还涉及一种配置这种超声系统的方法。

背景技术

[0003] 超声波在医学中发现若干应用。一种这样的应用是超声成像,其中,由包括超声换能器阵列的超声设备将超声波发射到患者体内,并且超声波的回波由超声换能器或专用超声接收器收集并被处理以生成超声图像,例如1D、2D或3D超声图像。这样的超声系统通常包括例如作为超声探头的一部分的超声换能器阵列,用于将超声波递送给对象,例如正在进行成像或处置的患者。这种超声换能器阵列通常包括多个超声换能器,诸如由诸如锆钛酸铅(PZT)或聚偏二氟乙烯(PVDF)的材料形成的压电换能器元件和电容式微机械超声换能器(CMUT)元件,其中,包括在腔体(其包括与第一电极相对并且由所述腔体与第一电极分开的第二电极)上方的第一电极的膜用于通过向第一和第二电极施加适当的刺激,例如交流电来生成超声波(或者以接收模式接收超声波)。从W02015028314A1中已知一种具有CMUT换能器探头的超声成像系统。该探头包括具有CMUT单元的阵列,所述CMUT单元被布置为以下列模式中的任一个进行操作:常规模式,其中,DC偏置电压将单元的CMUT膜设置为在CMUT单元的操作期间在单元底板上方自由振动;以及塌陷模式,其中,DC偏置电压将单元的CMUT膜设置为在CMUT单元的操作期间塌陷到单元底板。DC偏置电压的升高导致在塌陷模式的操作期间CMUT单元的频率响应的中心频率的升高,并且DC偏置电压的降低导致在塌陷模式的操作期间CMUT单元的频率响应的中心频率的降低。根据身体的体积区域被成像的频率,能够针对不同的临床应用来选择DC偏置电压。

[0004] 这种体积(3D或4D)成像例如用于侵入式超声成像技术,诸如心内回波描记(ICE)和血管内超声(IVUS)流程(例如,在回拉采集期间),其中,超声探头可以采用导管的形状并且可以插入患者以研究感兴趣区域,并且在一些情况下,利用附接到超声探头的手术仪器或者利用单独的手术仪器在感兴趣区域(ROI)中执行流程,在这种情况下,超声探头可以用于对感兴趣区域内的手术仪器进行成像,例如以向仪器的操作者提供视觉反馈,以确保仪器被正确应用于ROI。为此,超声系统可以部署有所谓的解剖智能,其有助于使用适当的解剖模型(诸如例如在ICE流程情况下的心脏模型)自动检测ROI。这样的模型通常部署一种或多种分割算法,其例如通过评价像素(或体素)的相邻(组)之间的像素(或体素)亮度和对比度水平来评价由超声探头捕获的(体积)超声图像数据并识别该数据内的解剖特征。因此,模型被映射到所识别的解剖结构上,使得感兴趣的解剖学参数(例如,解剖尺寸、诸如心脏射血分数估计的解剖功能等)能够从(体积)超声图像数据自动地导出,从而改善所获得的结果之间的操作者间一致性并使得该系统更易于用于经验较少的操作者。

[0005] 剩下的问题是,在超声系统可以用于不同的医学流程,例如侵入性技术时,其对于其操作者,特别是经验较少的操作者而言能够难以正确地配置和操作超声系统。

发明内容

[0006] 本发明的一个目的是提供一种便于操作者使用的超声系统。

[0007] 根据本发明,该目的通过提供一种用于对包括感兴趣区域的体积区域进行成像的超声系统来实现,所述超声系统包括:具有超声换能器阵列的探头;超声波控制单元,其被耦合到所述阵列,并且适于控制超声波发射并且提供体积区域的超声图像数据;响应于超声图像数据的图像处理器,基于所述超声图像数据,所述图像处理器适于产生超声图像;以及感兴趣区域(ROI)识别器,其使能基于超声图像数据识别感兴趣区域,并且所述识别器适于生成指示体积区域内的感兴趣区域的识别数据;其中,超声波发射可响应于多个使用情况的相应标识符而通过所述多个使用情况来配置,每个使用情况与具体成像流程相关联并且包括用于所述成像流程的解剖模型;并且其中,ROI识别器可由所述使用情况的相应解剖模型配置。

[0008] 这种超声系统可以根据对于具体成像流程特定的设置(半)自动配置,这有助于较少经验的用户使用这样的系统并减少配置系统所需的时间,从而有助于更高的患者吞吐量,同时改善从在这些流程中捕获的体积成像数据中检索的解剖学参数的准确性。根据具体成像流程,响应于使用情况的相应标识符,超声波控制单元适于由多个使用情况来配置,并且能够将超声阵列调整为发射超声波,其特征被优化以采集用于相应解剖模型的超声图像数据。

[0009] 在本申请的实施例中,超声波控制单元包括波束形成器,所述波束形成器被布置为控制所发射的超声波的超声波束操纵。

[0010] 在另一实施例中,探头适合于腔内成像,并且每个使用情况与具体的腔内成像流程相关联并根据解剖模型。

[0011] 在另一实施例中,超声系统还包括耦合到探头和ROI识别器的驱动机构,所述驱动机构用于在ROI识别器的控制下在操作期间移动探头。以这种方式,ROI识别器可以控制驱动机构将探头移动到如在配置超声系统的使用情况中所指定的相对于ROI的目标位置,例如,用于其成像或有助于ROI中的介入流程的距ROI的最佳距离。该实施例对于低技术用户可以是特别有益的,因为超声成像系统基于所识别的使用情况并且与选定的解剖模型相关联被布置,以评估适用于给定探头位置的最佳超声波发射。如果不能实现最佳配置,则驱动机构会将探头移动到相对于ROI的改进的位置。

[0012] 在实施例中,探头包括线缆,所述线缆包括用于连接到超声系统的用户控制台的插头,其中,插头包括存储与探头相关联的具体使用情况的标识符的标签;并且用户控制台包括所述标签的读取器,其适于检索用于根据具体使用情况配置超声系统的所述标识符。以这种方式,可以自动检测适当的使用情况,这例如在探头10仅在单个流程中使用,如通常是利用IVUS探头的情况时特别合适。

[0013] 备选地,超声系统还包括用户接口,其适于接收具体使用情况的用户指定的标识符。这在探头可以在不同的侵入性流程(例如不同的ICE流程)中使用可能更为合适。

[0014] 在另一实施例中,超声系统被配置为响应于ROI识别器而生成引导指令,其用于帮

助探头的用户将探头引导到与ROI相关联的目标位置。例如,超声系统可以适于基于所确定的探头到ROI的距离来生成所述引导指令。这因此帮助探头的控制器将探头引导到期望的(目标位置),这使得控制器更容易控制探头。该实施例对于低技术用户可以是进一步有益的,因为超声成像系统基于所识别的使用情况并与选定的解剖模型相关联配置,以评估适合于给定探头位置的最佳超声波发射。如果不能实现最佳配置,则由系统生成引导指令,以帮助用户将探头移动到相对于ROI的改进位置。

[0015] 在示范性实施例中,探头包括CMUT换能器阵列,其适于以可变频率范围在体积区域上操纵超声波束;并且,超声系统还包括换能器频率控制器,其耦合到波束形成器,并适于在频率范围内改变CMUT换能器的操作频率;所述频率控制器被布置为针对在所述体积区域中被操纵的所述超声波束将所述操作频率设置为第一频率。

[0016] 该范例实施例使用CMUT换能器的可变频率能力来提供新的成像技术,其允许升高所识别的感兴趣区域内的超声波束的频率。一旦通过ROI识别器在超声数据中识别出ROI,换能器频率控制器就升高ROI被定位于的体积区域的一部分中的波束频率。此外,系统允许腔内探头相对于体积区域移动,从而通过根据区域内的所识别的ROI的位置自动调节探头相对于体积区域的位置,在超声成像期间为用户给出额外的灵活性。如果所识别的ROI和探头之间的距离大于选定的升高的频率处的声学波束的穿透深度,则系统可以将驱动机构布置为将探头更靠近ROI移动,使得可以产生具有升高的波束频率的ROI的详细视图。

[0017] 在实施例中,波束形成器提供在体积区域内具有相对低的空间分辨率并且在感兴趣区域内具有相对高的空间分辨率的超声图像数据。

[0018] 在该实施例中,在感兴趣区域上发射的波束频率的升高允许波束形成器接收源自于ROI的较高频率的回波信号;因此,提供所识别的ROI的更高分辨率的超声数据。与现有技术的系统相比,本发明的超声系统能够在超声扫描期间接收关于体积区域的更详细的超声信息。

[0019] 在另一实施例中,图像处理器基于低空间分辨率数据产生体积区域的宽视图并基于高空间分辨率数据产生感兴趣区域的详细视图。

[0020] 声波衰减随着频率的升高而增加。因此,产生在具有较大穿透深度但是降低的空间分辨率的体积区域的宽视图以及宽视场内的详细视场可以是有益的,其中,ROI能够以更高的空间分辨率被成像。本发明的优点在于,在单次超声扫描期间能够使用相同的CMUT换能器阵列产生两个视场。

[0021] 在另一实施例中,超声系统还包括耦合到图像处理器的图像显示器,其显示体积区域的宽视图和感兴趣区域的详细视图两者。

[0022] 两个视场可以作为单独的超声图像彼此相邻地显示给用户,或者作为一幅超声图像以空间配准显示给用户。

[0023] 在又一实施例中,超声系统还包括用户接口,其耦合到ROI识别器并且响应于体积区域内的ROI的手动选择。

[0024] 这为用户给出了手动选择要由ROI识别器识别的ROI的机会。任选地,用户接口还能够耦合到频率控制,使得用户还能够相应地选择在体积区域和感兴趣区域内被操纵的相对低频率和高频率的波束。

[0025] 在另一实施例中,阵列是二维阵列或一维阵列。

[0026] 根据阵列的设计,超声系统可以提供体积区域的三维超声图像或二维超声图像(2D切片)。

[0027] 根据另一方面,提供一种超声系统模块,其用于对包括感兴趣区域的体积区域进行成像,并且适于连接到适合于腔内成像的探头;所述模块包括波束形成器,其用于耦合到阵列并适于控制超声波束操纵并提供体积区域的超声图像数据;响应于超声图像数据的图像处理器,所述图像处理器适于基于所述超声图形数据产生超声图像;以及感兴趣区域(ROI)识别器,其使能基于超声图像数据识别感兴趣区域,并且所述识别器适于生成指示体积区域内的感兴趣区域的识别数据;其中,超声系统可以响应于多个使用情况的相应标识符而通过所述多个使用情况来配置,每个使用情况与具体的腔内成像流程相关联并且包括用于所述腔内成像流程的解剖模型;并且其中,ROI识别器可以由所述使用情况的相应解剖模型来配置。

附图说明

[0028] 在附图中:

[0029] 图1a图示了根据本发明原理的用于体积区域的可变频率成像的超声系统;

[0030] 图2图示了由DC偏置电压控制并由r.f.驱动信号驱动的CMUT单元;

[0031] 图3a-3d图示了在本发明的实施方式中应用的塌陷模式CMUT操作的原理;

[0032] 图4图示了以塌陷模式操作的这种CMUT单元的声学性能的等值线图;

[0033] 图5图示了具有在感兴趣区域外的体积区域内被操纵的相对低频率的超声波束以及在感兴趣区域内被操纵的相对高频率的超声波束的体积区域的扫描;

[0034] 图6a-b图示了体积区域的超声图像的显示以及包括感兴趣区域的详细视图的体积区域的宽视图;

[0035] 图7a-b图示了使用适于相对于体积区域移动的腔内探头以可变波束频率扫描体积区域;

[0036] 图8图示了根据本发明的范例实施例的原理的利用腔内探头获得的超声图像的显示;

[0037] 图9图示了根据本发明的范例实施例的用于对包括感兴趣区域的体积区域进行成像的超声系统;

[0038] 图10图示了根据本发明的范例实施例的可变频率图像采集的基本原理的工作流程;

[0039] 图11图示了根据本发明的范例实施例的用于可变频率图像采集的工作流程;并且

[0040] 图12图示了根据本发明配置超声系统的工作流程。

具体实施方式

[0041] 图1示意性且示范性地图示了根据本发明的原理的超声系统100。探头10可以包括用于对患者内的体积区域进行成像的阵列14超声换能器。可以在这种阵列中部署任何合适类型的超声换能器。探头10可以适用于侵入性超声流程,诸如ICE或IVUS流程。例如,探头10可以采用用于这种流程的导管或类似的形状。阵列14能够是二维或一维阵列。在具体实施例中,阵列14适用于体积区域的可变频率成像,例如,使用诸如例如电容式微机械超声换能

器 (CMUT) 的可变频率超声换能器。阵列的CMUT在体积视场131 (图5) (包括体积区域) 上发射可变频率范围内的超声波束, 并响应于所发射的波束而接收回波。阵列14换能器的换能器耦合到波束形成器64, 波束形成器64控制由换能器 (例如, 以非限制性范例的方式, 阵列换能器14的CMUT) 发射的超声波束的操纵。波束形成器还对由换能器接收的回波进行波束形成。波束可以从换能器阵列14的正前方 (正交) 进行操纵, 或者针对更大的视场以不同的角度进行操纵。此外, 波束形成器64还能够控制在体积区域内操纵的波束的密度和分布。任选地, 超声系统可以具有多个微波束形成器 (未示出), 每个微波束形成器将个体换能器的组与波束形成器64耦合。微波束形成器 (子阵列波束形成器) 部分地对来自换能器组的信号进行波束形成, 从而减少耦合探头和主采集系统的信号通道的量。微波束形成器优选地以集成电路形式制造并且位于阵列换能器附近的探头10的壳体中。探头10还可以包括位置传感器52, 其将指示探头10的位置的信号提供给换能器位置检测器54。传感器52可以是磁、电磁、射频、红外或其他类型的传感器。

[0042] 由微波束形成器产生的部分波束形成信号被转发到波束形成器64, 其中, 来自个体换能器组的部分波束形成信号被组合成完全波束形成信号。超声系统100还包括换能器频率控制器62, 其耦合到阵列14和波束形成器64 (或任选地耦合到多个微波束形成器)。频率控制器62经由调节阵列14中每个换能器的谐振频率来控制所发射和接收的超声波束的频率, 如将在下面针对CMUT换能器所更详细描述。完全波束形成信号 (即沿着波束的相干回波信号) 表示超声图像数据, 其通过滤波、幅度检测、多普勒信号检测, 以及通过信号处理器66的其他处理来处理。超声数据然后由图像处理器68处理成在探头的坐标系 (例如, r, θ, ψ) 中的超声图像信号。超声图像信号还可以由图形处理器74转换成期望的超声图像格式 (例如, x, y, z 笛卡尔坐标) 并显示在显示器18上。

[0043] 感兴趣区域识别器72耦合到图像处理器68, 并且基于超声图像数据的分析, 适于生成指示体积视场131内的感兴趣区域82' (ROI) 的识别数据。图像处理器68和ROI识别器72两者能够是一个图像分析单元68' 的一部分。超声成像系统100可以由用户接口38控制。具体地, 用户接口38能够连接到ROI识别器72或直接连接到图像分析单元68', 所述图像分析单元68' 允许基于显示在显示器上的超声图像手动选择ROI 82'。此外, 用户经由用户接口38还在阵列的可变频率范围内选择期望的频率, 用户希望以该期望的频率在可变频率阵列14的情况下对ROI进行成像。备选地, 能够给用户所期望的分辨率范围的选择, 用户希望以该分辨率范围对ROI进行成像。该用户输入 (诸如体积视场131内的ROI 82' 的位置和尺寸以及期望的ROI成像频率或分辨率范围) 以识别数据的形式通过图像分析单元68' 传递至换能器频率控制器62。在本实施例中, 在ROI识别器和图像处理器68之间交换用户识别的参数, 其中, 图像处理器基于由ROI识别器提供的所生成的识别数据来计算ROI 82' 的坐标和在体积视场131中的围绕所识别的ROI的体积区域132 (图5中图示的)。换能器频率控制器62以及波束形成器64响应由ROI识别器72生成并由图像处理器68处理的识别数据。在阵列14的操作频率可调节的具体实施例中, 换能器频率控制器62与波束形成器一起调节在体积视场131中围绕所识别的ROI的体积区域132内被操纵的波束的频率。在被操纵的波束的分辨率可调节的另一实施例中, 换能器频率控制器62与波束形成器一起能够改变在体积区域132内操纵的波束的密度。波束形成器和换能器频率控制器能够被设计为组合频率变化和波束形成能力的一个超声波控制单元64'。在备选实施例中, 微波束形成器可以与换能器频率控

制器62一起组合到超声波控制单元64'中,并且可以位于探头的壳体内。在又一备选实施例中,超声波控制单元(64')可以布置为控制阵列以发射发散的超声波。根据阵列的技术规范,所发射的波(在具体实施例中,被操纵的波束)的频率和/或密度能够由波束形成器64(或由超声波控制单元64')控制。对于用户而言已经降低在ROI外被操纵的超声波束的密度从而提供从体积区域所采集的超声数据的增加的帧速率可以是有益的。总的帧速率的这种增加可能导致位于体积区域内但在ROI外的解剖特征的分辨率降低。(由医学流程所定义的)给定解剖结构的最佳分辨率和/或帧速率可以与ROI的位置及其在体积区域内与探头的相对位置相链接。

[0044] 在本发明的具体实施例中,超声系统的成像频率的变化使用适于以塌陷模式操作的CMUT换能器来提供。CMUT技术允许通过改变偏置电压来调谐成像频率。该频率范围在很宽的范围内扩展,并且在该范围顶部,在每个频率处还存在实质性部分接近100%的带宽。该大的频率变化允许在宽范围的穿透和分辨率上进行成像。然而,应当理解,可以部署其他类型的阵列14,其中,体积图像的不同区域可以以不同的分辨率成像,例如在US6123670中所解释的。

[0045] 在本发明的超声系统的阵列14是CMUT阵列的情况下,阵列通常包括多个CMUT单元(换能器)。每个CMUT单元103通常包括悬挂在硅衬底112上方的柔性膜或膜片114,其间具有间隙或腔体118。顶部电极120位于膜片114上并随膜片移动。在该范例中,底部电极位于衬底112的上表面上的单元的底板上。能够考虑电极120设计的其他实现方式,例如电极120可以嵌入膜114中,或者可以作为附加层沉积在膜114上。在该范例中,以非限制性范例的方式,底部电极122以圆形配置并嵌入在衬底层112中。其他合适的布置(例如其他电极形状)和底部电极122的其他位置(例如在衬底层112上)使得底部电极112直接暴露于间隙118通过电绝缘层或薄膜或与间隙118分离,以防止顶部电极120和底部电极122之间的短路。另外,膜层114相对于衬底层112的顶面固定,并且被配置和尺寸设计成限定膜层114和衬底层112之间的球形或圆柱形腔体118。为避免疑问应当注意,在图2中,通过非限制性范例的方式,底部电极122是接地的。其他布置,例如接地的顶部电极120或顶部电极120和底部电极122两者浮动当然同样可行。

[0046] 单元100及其腔体118可以呈现出备选的几何结构。例如,腔体118能够呈现矩形或正方形横截面、六边形横截面、椭圆形横截面或不规则横截面。本文中,对CMUT单元103的直径的提及应理解为单元的最大横向尺寸。

[0047] 底部电极122可以在其面向腔体的表面上利用附加层(未示出)绝缘。电绝缘层是形成在衬底电极122上方和膜电极120下方的氧化物-氮化物-氧化物(ONO)电介质层,但是应当理解,可以预期任何电绝缘材料用于该层。ONO电介质层有利地减少了导致设备不稳定和漂移以及声输出压力降低的电极上的电荷累积。

[0048] 在Klootwijk等人的2008年9月16日提交的题为“Capacitive micromachined ultrasound transducer”的欧洲专利申请EP 2326432 A2中详细讨论了CMUT上的ONO电介质层的范例制造。ONO-电介质层的使用期望具有预塌陷的CMUT,其比以悬浮膜操作的CMUT更易受电荷保持的影响。所公开的部件可以由CMOS兼容材料制造,例如Al、Ti、氮化物(例如氮化硅)、氧化物(各种等级)、四乙氧基硅烷(TEOS)、多晶硅等。在CMOS制造中,例如,氧化物和氮化物层可以通过化学气相沉积形成,并且通过溅射工艺沉积金属化(电极)层。合适的

CMOS工艺是LPCVD和PECVD,后者具有低于400℃的相对低的工作温度。用于生产所公开的腔体118的示范性技术涉及在添加膜层114的顶面之前在膜层114的初始部分中限定腔体。可以在美国专利No.6328697 (Fraser) 中找到其他制造细节。

[0049] 在图2中,圆柱形腔118的直径大于圆形配置的电极板122的直径。电极120可以具有与圆形配置的电极板122相同的外径,尽管不需要这样的一致性。因此,膜电极120可以相对于膜层114的顶面固定,从而与下面的电极板122对准。CMUT单元100的电极提供设备的电容板,间隙118是电容器的极板之间的电介质。当膜片振动时,极板之间的电介质间隙的变化提供变化的电容,其被感测为CMUT单元100对接收到的声学回波的响应。

[0050] 通过以电压源45向电极施加静态电压(例如,DC偏置电压)来控制电极之间的间隔。电压源45被实施到换能器频率控制器62中并提供其频率控制能力。阵列14的换能器均可以具有单独的电压源或者共享在换能器频率控制器62中实施的若干电压源。电压源45还可以任选地包括单独的级102、104,以用于分别提供CMUT单元103的驱动电压的DC和AC或刺激分量。第一级102可以适于生成静态(DC)电压分量,并且第二级104可以适于生成具有设置交变频率的交替可变电压分量或刺激,所述信号通常是总驱动电压与其上述静态分量之间的差。所施加的驱动电压的静态或偏置分量优选地满足或超过阈值电压,以迫使CMUT单元103进入其塌陷状态中。这具有以下优点:第一级102可以包括相对大的电容器,例如平滑电容器,以便生成总电压的具体地低噪声的静态分量,所述静态分量通常主导总电压,使得总电压信号的噪声特性将由该静态分量的噪声特性主导。电压源101的其他合适的实施例应该是显而易见的,例如其中电压源101包含三个分立级的实施例,所述三个分立级包括用于生成CMUT驱动电压的静态DC分量的第一级、用于生成驱动电压的可变DC分量的第二级和用于生成信号的频率调制或激励分量的第三级,例如,脉冲电路等。总之,电压源101可以以任何合适的方式实施。

[0051] 如本身已知的,通过施加高于特定阈值的静态电压,CMUT单元103被迫使进入塌陷状态,其中,膜114塌陷到衬底112上。该阈值可以取决于CMUT单元103的精确设计,并且被定义为DC偏置电压,在所述DC偏置电压处,膜114在施加偏置电压期间通过范德华力粘附到(接触)单元底板。膜114和衬底112之间的接触量(面积)取决于所施加的偏置电压。增加膜114和衬底112之间的接触面积增加了膜114的谐振频率,如将借助于图3a-d更详细解释的。

[0052] 可以通过在塌陷后调节施加到CMUT电极的DC偏置电压,改变塌陷模式CMUT单元100的频率响应。结果,随着向电极施加更高的DC偏置电压,CMUT单元的谐振频率升高。图3a和3b中图示了这种现象背后的原理。图3a和3c的横截面视图在每个图示中通过膜114的外支撑件与膜开始接触到腔118的底板的点之间的距离D1和D2图示了这一点。可以看出,在图3a中,当施加相对低的偏置电压时,距离D1是相对长的距离,而由于更高的偏置电压被施加,图3c中的距离D2是更短得多的距离。这些距离可以与通过端部被保持、然后弹拨的长和短弦相比较。长而松弛的弦在弹拨时相比于较短的较紧的弦将以低得多的频率振动。类似地,图3a中的CMUT单元的谐振频率将低于经受较高的下拉偏置电压的图3c中的CMUT单元的谐振频率。

[0053] 从图3b和3d的二维图示中也能够意识到该现象,因为其实际上是CMUT膜的有效操作面积的函数。当膜114刚好接触CMUT单元的底板时,如图3a所示,单元膜114的非接触(自由振动)部分的有效振动面积A1很大,如图3b所示。中心17中的小孔表示膜的中心接触区

域。大面积膜将以相对低的频率振动。该区17是膜114的区，其塌陷到CMUT单元的底板。但是当通过更高的偏置电压将膜拉入更深的塌陷中时，如图3c所示，较大的中央接触区17'导致较小的自由振动面积A2，如图3d所示。该较小的面积A2将以比较大的A1面积更高的频率振动。因此，随着DC偏置电压降低，塌陷的CMUT单元的频率响应减小，并且当DC偏置电压增加时，塌陷的CMUT单元的频率响应增加。

[0054] 图4示出了作为所施加的DC偏置电压的函数的塌陷模式中的典型CMUT单元103的声压输出的等值线图，所述DC偏置电压包括AC调制形式的激励或在发射期间恒定频率的频率调制。对应的脉冲长度是所施加的频率的一半。如能够从该等值线图看到的，当CMUT单元103在固定或静态电压（例如，静态值的DC偏置电压）下操作时，仅获得小范围频率的最佳声学性能。然而，当以相关方式改变偏置电压信号上的偏置电压和频率调制时，可以在更大得多的频率范围上实现CMUT单元103的最佳声学性能，从而增加在包括CMUT单元103的超声探头的发射模式中生成的超声脉冲（或脉冲串）的有效带宽。因此，频率能够在以下频率范围内变化：从7至17MHz，如在该范例中那样；3至10MHz；或者甚至从2至15MHz扩展的更大的频率范围。

[0055] 这能够在后面参考图3a和3d来理解，图3a和3d解释了处于塌陷状态的CMUT单元103的谐振频率是所施加的（DC）偏置电压的函数。当通过施加具有适当设定频率的刺激生成特定设定频率的超声脉冲时，通过调节所施加的偏置电压，能够生成不同频率的脉冲，其对于每个脉冲频率呈现CMUT单元103的（接近）最佳声学性能。因此，这确保了在成像谱的大带宽上的（接近）最佳成像分辨率。

[0056] 声学波衰减随着升高的频率而增加，而超声图像分辨率随着升高的频率而降低。例如，组织中双循环脉冲的典型深度和轴向分辨率在下表中给出：

[0057]

频率 (MHz)	图像深度 (cm)	纵向分辨率 (mm)
2	30	0.77
5	12	0.31
7.5	8	0.2
10	6	0.15
15	4	0.1

[0058] 为了合理地满足最佳和穿透要求，用于大多数诊断应用的频率范围为2至15MHz。当遇到增加的深度（例如，感兴趣区域位于体内更深处）或高衰减（例如，在经颅研究中）时，该范围的较低部分是有用的。当需要很小的穿透时（例如，在成像乳房、甲状腺或浅表血管或儿科成像中），频率范围的较高部分是有用的。在大多数大患者中，3-5MHz是令人满意的频率，而在瘦的患者和儿童中，通常能够使用5和7.5MHz。15MHz以上的较高的频率范围能够使用腔内（血管内）探头（例如IVUS、ICE、FL-ICE）来提供高分辨率成像。这些探头能够更靠近体腔、血管等内部的ROI进行定位。然而，尽管在一些实施例中使用CMUT阵列14可能是有益的，但使应当重申，任何合适类型的阵列14都可以用于本发明的背景下，如上所述。

[0059] 根据本发明，超声系统100用所谓的“解剖智能”扩展。超声成像中的解剖智能解释患者的超声数据，并应用使用（3D）解剖模型的自适应系统智能，以创建更容易和更可重复的结果。解剖智能工具可以部署高级器官建模、图像切片和经证实的量化，以帮助使超声检

查更容易执行并且更可再现,同时改善和扩展所生成的临床信息,从而扩展超声系统100的功能。

[0060] 在本申请的背景下,“解剖智能”包括超声系统100识别要成像的解剖结构并识别由探头10提供的超声图像数据内的感兴趣解剖学特征(例如ROI)的能力。例如,超声系统100可以适于将适当的解剖学模型应用于超声成像数据,例如心脏模型,其能够识别超声成像数据中的患者心脏结构的并遵循心脏几何结构的变化,例如以从可视化心动周期的一系列超声图像中提取诸如喷射量等的功能性心脏参数。本发明的解剖学模型还能够基于各种机器学习算法,诸如将机器训练与解剖结构的生物力学模型相结合的算法。

[0061] 要使用所公开的超声系统进行成像的解剖结构的范例可以包括肝脏、胎儿(超声成像的产科应用)、肺、颈动脉和胰腺。

[0062] 产科应用的实施例可以包括配置超声系统以识别胎儿的存在(作为所识别的感兴趣区域)及其顶臀长度(在选择顶臀测量流程的情况下)。产科超声医学使用情况的另一个范例是胎儿心脏搏动的确认;在这种情况下,所识别的感兴趣解剖学特征是胎儿心脏的位置。

[0063] 血管超声评估的实施例能够是颈动脉的超声成像。在血管超声成像中,除了B模式成像之外,常常还使用多普勒成像模式。由于能够针对超声波束和血管流之间的特定角度范围减少多普勒角度识别的误差,因此所描述的系统的ROI识别将考虑超声波束和血管流之间的最佳角度范围,以便生成指示感兴趣区域的识别数据。

[0064] 此外,这种解剖智能可以具体有利地应用于用于介入流程的超声系统,因为解剖智能,以及具体的识别要应用介入流程的ROI的能力可以被利用。这样的介入应用领域的非限制性范例包括血管内超声(IVUS)、心内超声心动图(ICE)和经食道超声心动图(TEE)。IVUS通常用于在其间评估动脉壁异常的血管内超声工作流程。

[0065] 例如,动脉壁栓塞(动脉粥样硬化瘤)可以被识别为ROI并且由IVUS探头10访问,其中,探头10可以基于如本申请中所解释的ROI识别以自动方式或者由接收来自超声系统100的引导指令的用户朝向ROI进行引导。

[0066] 作为另一范例,ICE导管或TEE探头10可以用于心脏介入流程,诸如在其中导管刺穿在两个心房之间的隔膜的经中隔穿越或穿刺,或者经导管主动脉瓣膜修复(TAVR)流程。当然,诸如自动化心脏定量(通常在2D中使用)的非介入性流程,例如,心室容积估计或射血分数估计也可以受益于这种解剖智能辅助成像。

[0067] 还应当注意,ROI不一定仅仅是解剖学特征。在实施例中,探头10可以用于对诸如导管等的介入设备进行成像,在这种情况下,介入设备在患者解剖结构内的位置能够成为超声成像数据内的ROI。例如,在诸如导管的单独的介入工具要在心脏内进行成像的情形下,超声系统100可以配置有关于所要求的探头10在心脏内的定位的知识,以有助于介入工具的适当成像,以支持后续介入流程,其要求定位可以通过识别心脏内的一个或多个ROI来验证,作为对探头10是否正确定位为对介入工具进行成像的检查,其中,解剖智能还向超声系统100提供探头10将介入工具从其目标位置可视化(和跟踪)的知识。

[0068] 如前所述,可以利用解剖智能来自动地或通过基于ROI检测向探头10的用户提供引导指令来辅助探头10(或导管)朝向ROI的引导。作为非限制性范例,在探头10要对患者心脏的左心室进行成像的流程中,可以向用户呈现引导指令,例如,在显示器18上显示的可听

指令或视觉指令,从而确保探头10由用户引导到右心室中,以便有助于左心室的适当成像。在下面将更详细解释的实施例,引导指令可以基于ROI识别器72的ROI评价,由超声系统100(例如,由ROI识别器72、由图像处理器68或由系统的任何其他合适的部件)生成。

[0069] 例如,实际解剖智能使用情况可以指定针对探头10的目标位置和/或距ROI的目标距离,其中,ROI识别器72适于确定探头10相对于ROI的实际位置和/或实际距离。图像分析单元68'可以基于与所述使用情况的解剖模型相关联的所识别的使用情况来布置,以评估适用于给定探头位置的最佳超声波发射。如果不能实现最佳配置,例如对于基于所采集的超声图像数据执行由医学流程定义的诊断而言ROI太远(或非最佳地位于视场内),该实际位置信息可以由超声系统100利用,以生成用于探头10的控制器的引导指令,其可以是一个人或下面将更详细解释的驱动机构21,以便将探头10从其当前位置引导到目标位置。ROI识别器72可以在探头10向如在使用情况中指定的其目标位置的引导期间提供定期反馈,以确保探头10被正确定位,例如,以执行介入流程或成功地对其他介入工具成像,如上所述。

[0070] 在将这样的引导指令呈现给探头10的操作者的情况下,它们可以以任何合适的方式来呈现,例如,作为可听指令和/或作为显示器18上的视觉指令。这些视觉指令可以以任何合适的形式呈现,例如,作为如显示在显示器18上的呈现在由探头10捕获的体积图像内的文本指令或图形指令,例如,作为该图像的彩色覆盖,以突出显示探头10应当朝向其目标位置跟随的轨迹。对于技术人员而言,这样的引导指令的其他合适的可视化将是显而易见的。

[0071] 超声系统100可以以任何合适的方式配置有这种解剖智能。例如,超声系统100可以利用多个使用情况编程,每个使用情况例如包括将要引导用户完成正确操作程序的工作流程步骤(例如,产科、IVUS或ICE流程),以及适合于该使用情况的解剖模型,该解剖模型例如可以包括一个或多个分割算法,以便于自动检测由探头10生成的超声图像数据中的ROI。为此,超声系统可以包括或可以连接到数据存储装置(未示出),在适当的使用情况识别时可以从该数据存储装置检索适当的使用情况,如下面更详细地解释的。

[0072] 任选地,每个使用情况还可以包括用于以下中的至少一个:用于在具体流程需要至少部分手动导航的情况下导航探头10通过患者的解剖结构的导航指令中,以及用于当探头10处于其预期位置以进行这种跟踪时跟踪诸如通过患者解剖结构的介入设备的移动对象的跟踪算法。超声系统100的编程可以以任何合适的方式执行,例如,由用户通过用户接口38手动编程超声系统100,由用户从远程使用情况数据库调用使用情况的下载,例如以任何合适的方式通过诸如因特网的网络,等等。

[0073] 在实施例,超声系统100被配置为自动选择适当的使用情况,以便在探头10的使用期间提供自动ROI检测、超声波发射的自动配置和用户引导。这例如可以通过包括用于将探头10连接到超声系统100的用户控制台等的附接至探头10的线缆的插头中的标签等来实现。这样的标签可以包括探头10的标识符和/或其适当的使用情况,超声系统100能够从所述标签导出该使用情况。可以以任何合适的方式读取这种标签,例如,通过插头的连接引脚或通过使用RF标签和位于插头插入其中的用户控制台的插座等附近的标签读取器之间的近场通信。从标签获得识别信息的其他合适方式对于技术人员来说是立即显而易见的。该实施例具体适用于用于单个特定应用的探头类型,例如IVUS探头。

[0074] 备选地或额外地,超声系统被配置为响应于识别适当的使用情况的用户输入而选

择适当的使用情况,该用户输入可以以任何合适的方式提供,例如,经由触摸屏显示器18和/或用户接口38。这例如在探头10可在不同流程中使用的情形中可以是期望的,例如产科、ICE或TEE探头,其可以在不同的心脏流程中使用,诸如消融(具有隔膜穿越)、瓣膜置换或介入工具跟踪,如上所述。

[0075] 在范例实施例中,可配置有如上所述的各种流程使用情况的超声系统使用CMUT换能器的单个阵列14提供在宽频率范围内的可变频率超声成像的唯一组合。

[0076] 图5图示了具有相对于ROI 82' 的固定的探头位置的该示范性实施例的基本原理。探头10用于采集体积视场131的超声图像。换能器频率控制器62响应于感兴趣区域识别器72,设置在体积视场131内被操纵的相对低频率的超声波束和在围绕所识别的ROI 82' 的体积区域132内被操纵的相对高频率的超声波束。由CMUT接收的回波由波束形成器处理,其提供在ROI外的体积区域内具有相对低的空间分辨率并且在感兴趣区域内具有相对高的空间分辨率的体积区域的超声图像数据。在图像处理器68中处理这些超声数据,其中,产生基于低空间分辨率数据的体积区域的宽视图80和基于高空间分辨率数据的感兴趣区域82的详细视图132',如图6所示。围绕所识别的ROI 82的体积区域132的详细视图132' 还可以包括位于探头和ROI之间的区的图像133。

[0077] 在该非限制性的CMUT阵列的范例中,超声波控制单元64' 还能够适于改变在体积区域内操纵的超声波束的密度,所述密度由所选择的成像流程限定。超声波控制单元响应于感兴趣区域识别器72设置在体积视场131内操纵的相对低密度的超声波束,以及在所识别的ROI 82' 外的体积区域132内操纵的相对高密度的超声波束。此外,超声波控制单元64' 能够适于改变所识别的ROI内的超声波束的操纵角度(通常适用于多普勒成像程序)。

[0078] 图6图示了以宽视图80和相对于彼此空间配准的详细视图132' 向用户显示的2D超声图像的显示器99。在详细视图132' 中以增加的成像频率(或增加的图像帧速率)显示所选择的ROI 82' 的表示82。由于与具有相对低频率的超声波束的穿透深度相比,具有相对高频率的超声波束的穿透深度减小,因此相对高频率范围的上限频率将受到ROI所在位置处的深度(到探头的距离)的限制,并且在其计算期间其将由图像处理器68考虑。系统100可以首先以相对低的波束频率(或低操纵波束密度)采集体积视场的超声数据,从而提供体积区域的周围环境,并且一旦识别就进一步“放大(zoom-in)”到ROI 82。ROI 82的详细视图132' 能够在先前采集的宽视图80旁边实时更新并且针对背景进行显示,如图6c所示。

[0079] 备选地,ROI 82的详细视图132' 和宽视图80能够彼此相邻地显示。在心脏成像期间的心脏病学应用中,超声图像的显示和采集可以通过ECG门控与心脏周期同步。

[0080] 在CMUT阵列14是线性阵列的情况下,换能器频率控制器62能够以不同的频率寻址(驱动)个体换能器单元103,使得ROI以高频成像并且其他元件保持在低频。利用线性阵列采集的代表性图像示出在图6b中。

[0081] 嵌入的实时高频详细视图132' 图像与实时低频宽视图80图像同时生成。这具有的优点是,周围环境仍然以相对较高的深度(尽管是在较低分辨率下)实时成像,以允许例如在ROI的外围发生的工具的取向和导航。如果CMUT阵列14是相控阵列,则也可能获得类似的图像,如图6a和图6c所示。在相控阵列情况下,执行波束形成,使得针对构成图像的每条线,选择用于所有换能器的适当的频率,使得高频详细视图132' 图像嵌入在包含较低频率线的宽视图80图像中。如果两个视图:ROI 82的详细视图132' 和宽视图80被实时更新,则包括相

控阵列的系统能够连续地首先以低频率采集体积视场131体积的所有线,并且然后以较高频率采集围绕所识别的ROI 82的体积区域132的所有线。所采集的视图还能够交织或内插到一幅超声图像中。这在图6c中图示。在备选采集工作流程中,宽视图80超出详细视图132'更新,其中,显示给用户的得到的图像在图6a中图示。前者具有整个体积的实时视图的优点,例如,以在某些流程使用情况中跟踪介入设备,如上所述。后者具有的优点是采集更少的线并且能够实现更高的帧速率。

[0082] 图7图示了本发明的一个具体有利的实施例,其中,探头的位置能够在体积视场131'内变化。例如,探头能够放置在前视或端部发射配置中,使得探头能够容易地可平移朝向和远离ROI。这能够通过提供腔内探头来实现,诸如IVUS(血管内超声)、ICE(心内超声心动图)、FL-ICE(前视心内超声心动图),例如如在EP 1742580B中所描述的。

[0083] 腔内探头可以包括被扫掠以扫描体积区域的远端尖端处的换能器阵列。能够或者提供1D阵列的机械移动或者利用2D阵列进行波束的电子操纵来进行体积横扫。换能器阵列包含在位于探头远端尖端处的流体室内,其中,流体提供在探头和成像体积区域之间的适当的声学耦合。在图9中,示意性示出了本发明的超声系统100'。系统100'还可以包括耦合到探头和ROI识别器72(任选地到分析单元68')的驱动机构21,其中,基于识别数据的驱动机构用于在成像期间移动探头10。驱动机构21还可以接收来自位置传感器52的信号,所述位置传感器跟踪探头的空间位置,从而提供探头在体积视场131'内的移动的独立验证。该实施例给出对高频的上限更高的灵活性,在探头10部署CMUT的情况下,能够利用所述高频的上限对ROI 82'进行成像。一旦识别ROI,图像处理器68就基于使用如上所述的所选使用情况的解剖模型获得的识别数据来计算ROI 82和围绕体积视场131中的所识别的ROI的体积区域132的坐标。ROI识别器可以确定探头10和感兴趣区域之间的距离,并且可以决定探头10是否需要调节,以获得ROI的更好的视图或者将探头10移动到通过如上所述的选定的流程使用情况指定的目标位置。例如,在CMUT阵列14的情况下,如果换能器阵列14(或实际上探头10)与ROI之间的距离超出具有选定的高频的波束的穿透深度,则驱动机构21将被传递,以向体积视场131'内的ROI更靠近移动(图7b),使得能够采集ROI的“放大”图像,或者将探头10更靠近地移动到如在选定的使用情况中指定的相对于ROI的目标位置。类似地,在ROI不能被完全成像的情况下或者如果探头10根据其目标位置的使用情况规范太靠近ROI,则可以实施“缩小”,在这种情况下,驱动机构21将被传递,以远离体积视场131'内的ROI移动。备选地,可以向探头10的操作者提供相应地移动探头10的引导指令,如前所述。

[0084] 本发明将增加解剖智能的益处结合到超声系统100,以便促进将探头10引导到目标位置,其中,能够采集ROI的最佳超声图像,这适合于具体的成像流程。优选地,通过从ROI识别器72到驱动装置21的反馈回路提供体积区域内的自动放大和缩小功能,从而为用户提供新一代的超声系统。在特定实施例中,部署小型化CMUT换能器(由在CMOS制造中的进步启用)及其宽操作频带(由塌陷操作模式启用),使得在塌陷模式下进行操作的CMUT阵列的宽频带与物理平移包括该阵列的探头的模块的组合在进步的超声成像中实现新的用户体验,具有增加的细节,并且因此具有改善的诊断成像。

[0085] 图8图示了向用户显示的2D超声图像的显示99。细节82和宽视图80可以彼此相邻或在空间配准中示出。后一种情况在图8中图示,其中,利用线性阵列和相控阵列获得的图像彼此相邻放置。与图6a-b相比,与其中探头的位置相对于ROI的位置为固定的实施例相

比,详细视图82对于用户而言表现为具有更大的穿透深度。能够在探头的前进(移动)期间连续地采集详细视图图像,使得能够以在不同时间点处采集的更高分辨率的详细视图图像82来实时更新宽视图图像80。另外,能够在宽视图图像80中显示体积区域内的移动探头的当前位置。

[0086] 基于ROI识别和使用情况-识别参数,图像处理器68可以针对诸如轴向噪声、横向散斑、轴向强度等的图像质量参数来分析所获得的超声数据。这些质量参数还可以显示给用户。这些质量参数还能够用作到驱动机构的输入,以自动移动探头,使得其能够成为反馈回路的一部分,以自动优化ROI图像质量和/或将探头10定位在如前所述的使用情况指定的位置中。这种自动化可以用于探头的精细移动,而粗略运动能够经由用户接口38来控制,为此可以向用户呈现如前所述的引导指令。经由用户接口38,能够为用户提供对驱动机构操作的附加控制。用户接口能够是与显示器18相关联的触摸屏,其允许用户在所显示的图像中手动限定ROI和/或探头的移动。在ROI上进行触摸和/或进行“缩小”或“扩大”移动能够用于在(一个或多个)特定方向上物理移动探头,或者如果穿透深度满足给定的探头位置则采集详细图像。

[0087] 在备选实施例中,以相对高的频率获得的ROI的实时详细3D视场被嵌入宽视图2D图像内。这具有以下优点:采集宽视图2D图像消耗较少的处理能力和换能器利用率,并且能够以尽可能高的帧速率获得3D图像(或双平面ROI)。对于在一个维度(例如,ICE)上具有小孔径的阵列,该实施例基于更有利的孔径尺寸(ICE轴向和横向)以及所有维度(例如ICE:包括高度)上的详细ROI成像提供宽视图成像,这在高频率下变得更有利。

[0088] ROI识别器能够使用来自特定对象(例如导管、针或工具)的超声数据自动识别ROI,例如使用选定的解剖智能使用情况的解剖模型,其能够任选地利用超声增强对比度特征来标记。借助于它们的几何结构和方面(或标记或位置传感器)的这些对象能够由图像分析单元68'识别,并且能够自动生成ROI的坐标。

[0089] 在另一实施例中,能够用相对高频率的波束初始采集感兴趣体积的图像,该感兴趣体积能够由用户识别为ROI。此外,用户经由用户接口能够相对于用于ROI的成像频率降低成像频率,以便获得具有更高穿透深度的宽视图图像,其中,宽视图图像包括ROI。类似于先前的实施例,这些视场可以彼此相邻地显示或者以空间配准显示。

[0090] 可以对超声波控制单元64'(或任选地,换能器频率控制器62)的集成电路(IC)电子器件强加单独的要求,以便提供施加到CMUT的偏置电压变化的最佳速度。对于上述大多数情况,当前的IC电子技术可能就足够了。备选地,在需要甚至更大的偏压变化速度的情况下,可以使用如W0/2015/086413中描述的3端子CMUT。

[0091] 在图10中图示了可变超声波图像采集的基本原理的工作流程200。在步骤201处,对体积视场131进行成像,该视场包括宽视图80。在步骤202中,通过识别器检测ROI 82,例如,能够基于区分解剖特征30或者基于具有解剖智能的选定的流程使用情况来执行自动检测。在步骤203中,可以向用户显示ROI的轮廓。在这个阶段,用户还能够经由用户接口38手动地与系统100进行交互,从而调节ROI的尺寸和/或位置。此外,在步骤204中,用户能够选择ROI的详细视图的期望分辨率(或频率)和/或帧速率。图像处理器68还将选定的分辨率转换到换能器操作频率或操纵波束密度中。备选地,在该步骤中,图像处理器68能够计算频率上限(或波束密度的下限),利用该频率上限,能够基于从探头10(即探头内的换能器阵列

14) 到ROI的固定距离对ROI 82进行成像。该信息可以显示在显示器上。在步骤205中,系统100将以增加的分辨率(或帧速率)采集ROI的详细视图。在步骤206中,向用户显示宽和详细的视场。

[0092] 在图11中图示了根据本发明的范例实施例的用于超声波图像采集的工作流程300。在步骤301处,采集体积视场131。在步骤302中,由识别器使用与本医学流程的选定的解剖智能使用情况相关联的解剖模型检测ROI82。在步骤303中,可以向用户显示ROI的轮廓。在此阶段,用户还能够经由用户接口38与系统100' 手动交互,从而调节ROI的尺寸和/或位置。并行地,在步骤307中,图像处理器68计算从探头到ROI的最远边缘的距离。此外,在步骤304中,用户能够选择ROI的详细视图的期望分辨率(或频率)和/或帧速率。在步骤309中,基于该信息,图像处理器68计算与选定的分辨率(频率)对应的穿透深度。在步骤308中,将探头和ROI之间的距离与穿透深度进行比较。如果计算的穿透深度大于到ROI的距离,则工作流程之后是步骤305,其中,系统100以选定的分辨率采集ROI的详细视图。如果计算的穿透深度小于到ROI的距离,则工作流程之后是步骤310,其中,驱动机构提供探头朝向ROI位置的移动。移动距离由ROI位置和选定的分辨率确定。在移动距离受到成像体积(对象)的解剖结构限制使得探头不能进一步移动的情况下,系统100' 可以以计算的最佳分辨率向用户提供反馈,能够在考虑到解剖结构限制的情况下,在该计算的最佳分辨率下采集ROI。此外,系统100在步骤305中以选定的分辨率或最佳建议分辨率采集ROI的详细视图。在步骤306中,向用户显示宽和详细的视场。备选地,可以将探头10和ROI之间的距离与由选定的使用情况提供的目标值进行比较,在这种情况下,可以生成针对探头10或驱动机构21的用户的引导指令,以便将探头10引导到其相对于ROI的目标位置,如上面更详细地解释的。再次注意到,尽管在CMUT的背景下描述了图11,但是也可以部署其他类型的换能器。

[0093] 图12是用流程使用情况配置超声系统100的超声成像发射以将适当的解剖智能给予到超声系统100上的方法400的实施例的流程图。在操作401中,提供多个使用情况,每个使用情况定义要被给予到超声系统100上的解剖智能,例如要由ROI识别器72部署的解剖模型,以及在具体成像流程(例如,产科、ICE、FL-ICE或IVUS流程)中的可接受质量的超声成像数据。如上面更详细地解释的,这些使用情况还可以包括用于超声系统100(例如,用于波束形成器64、图像处理器68、驱动机构21等)的配置参数,使得超声系统100能够通过这些使用情况自动配置,从而显著减少所需的用户与超声系统100的交互,以便适当地设置用于具体介入流程的系统。因此,这使得用于这些流程的这种超声系统100的使用对于经验较少的用户而言更容易获得。

[0094] 在操作402中,超声系统100接收具体定使用情况的标识符,例如,在触摸屏显示器的情况下通过显示器18或通过用户接口38从用户接收具体定使用情况的标识符,或者如前所述,从要插入超声系统100的用户控制台中的探头10的插头中的标签的自动检测接收具体定使用情况的标识符,由超声系统100使用所述标识符,从数据存储设备(例如超声系统100的数据存储设备或可通过诸如在操作403中的因特网的网络访问的远程数据存储设备)检索由接收到的标识符识别的使用情况。最后,在操作404中,超声系统100以所检索的使用情况配置其自身及其超声波发射,例如,ROI识别器72,从而根据要利用探头10执行的成像流程提供超声系统100的至少半自动配置。

[0095] 本领域技术人员应当理解,本发明的原理能够在2D和3D超声成像两者中实践。

[0096] 单个单元或设备可以实现权利要求中记载的若干项的功能。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。

[0097] 计算机程序可以存储/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一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分布,例如经由因特网或其他有线或无线电信系统分布。

[0098] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

[0099] 在前文中,参考超声系统100,应当理解,可以在没有超声探头10的情况下提供这样的系统,例如作为超声系统模块,诸如用户控制台,其当连接到合适的超声探头10时形成如本文描述的本发明的任何实施例。

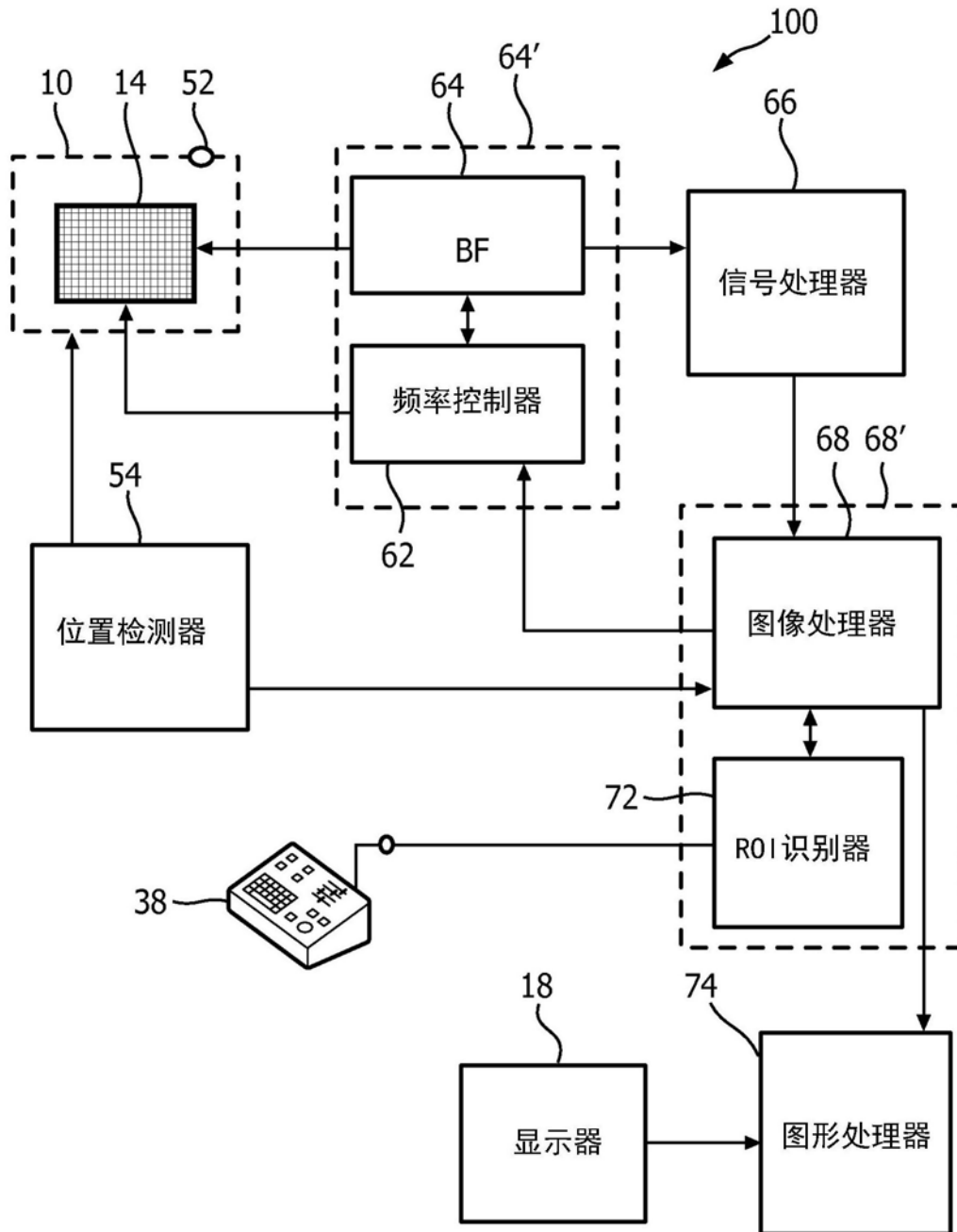


图1

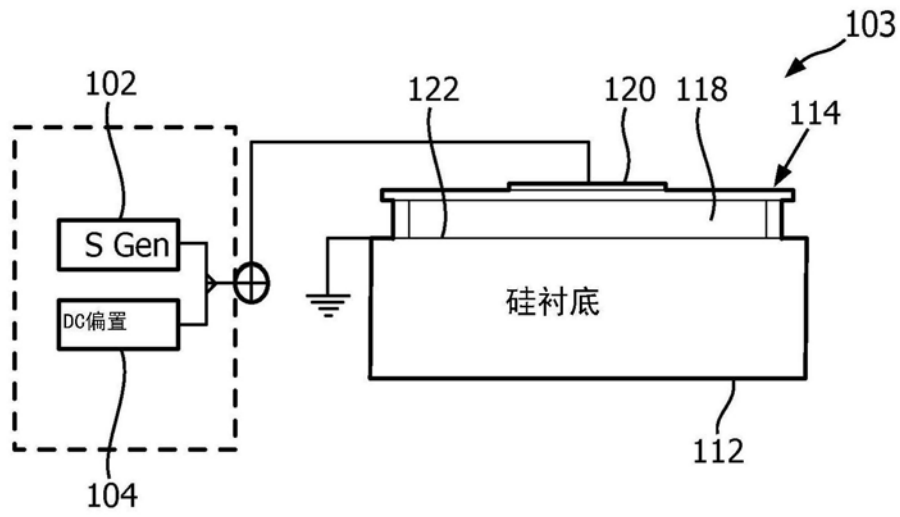


图2

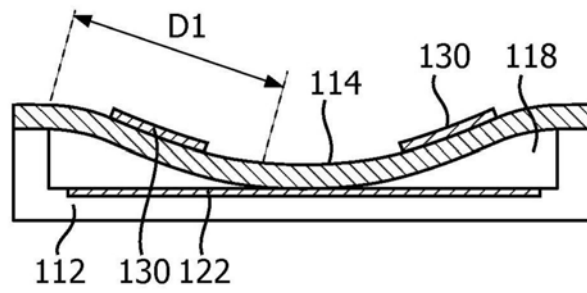


图3a

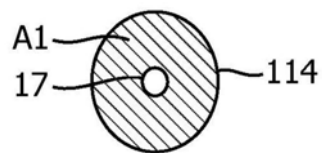


图3b

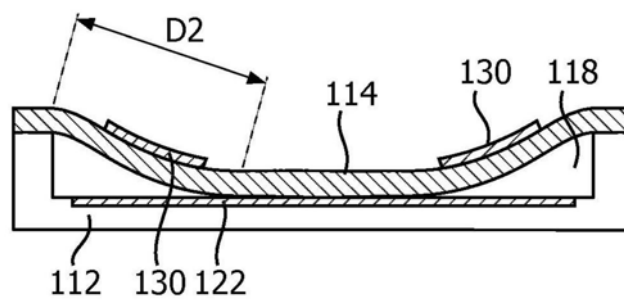


图3c

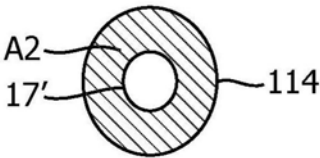


图3d

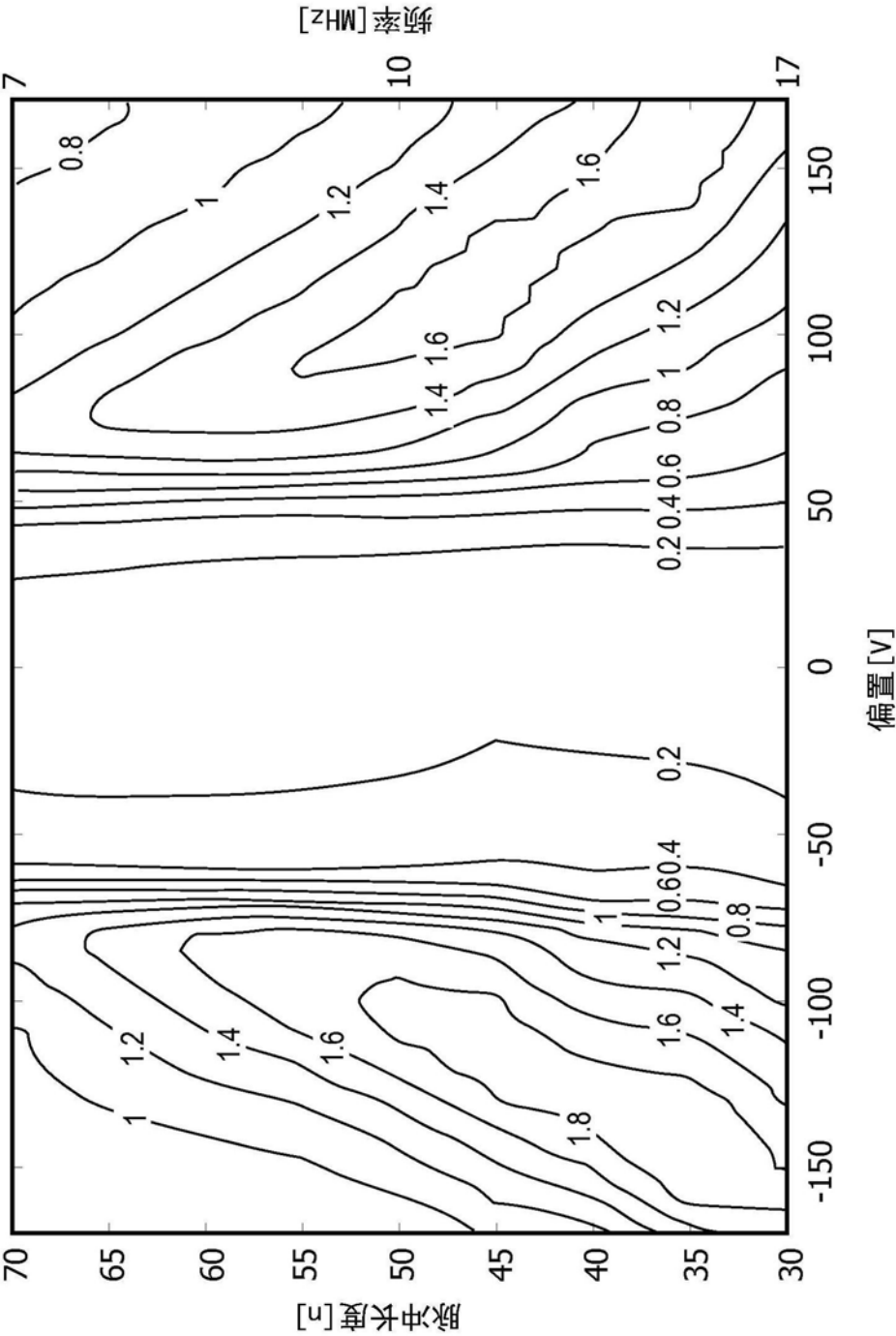


图4

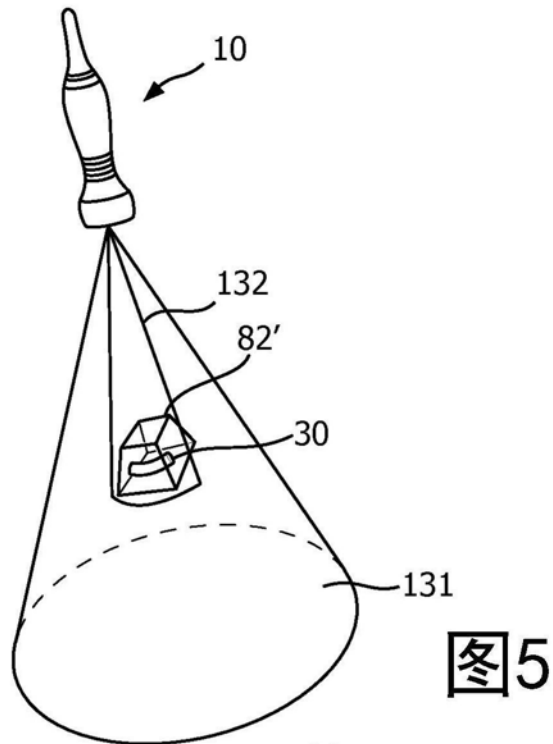


图5

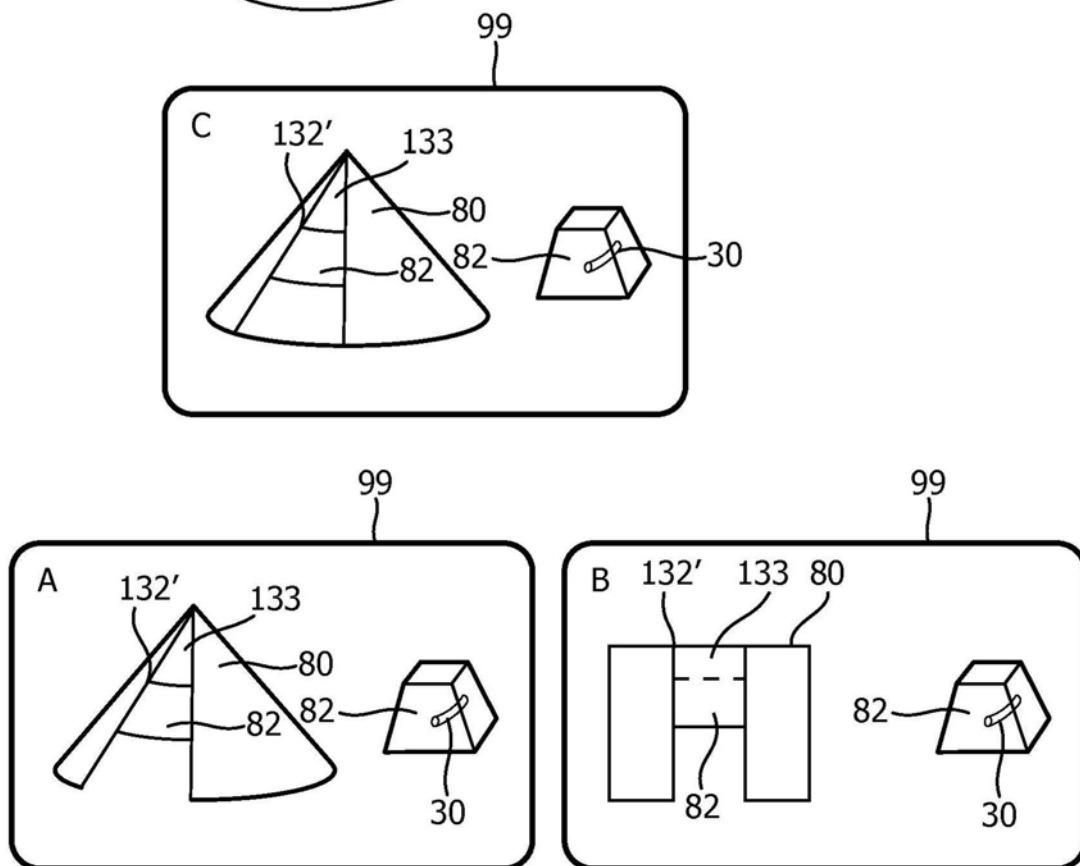


图6

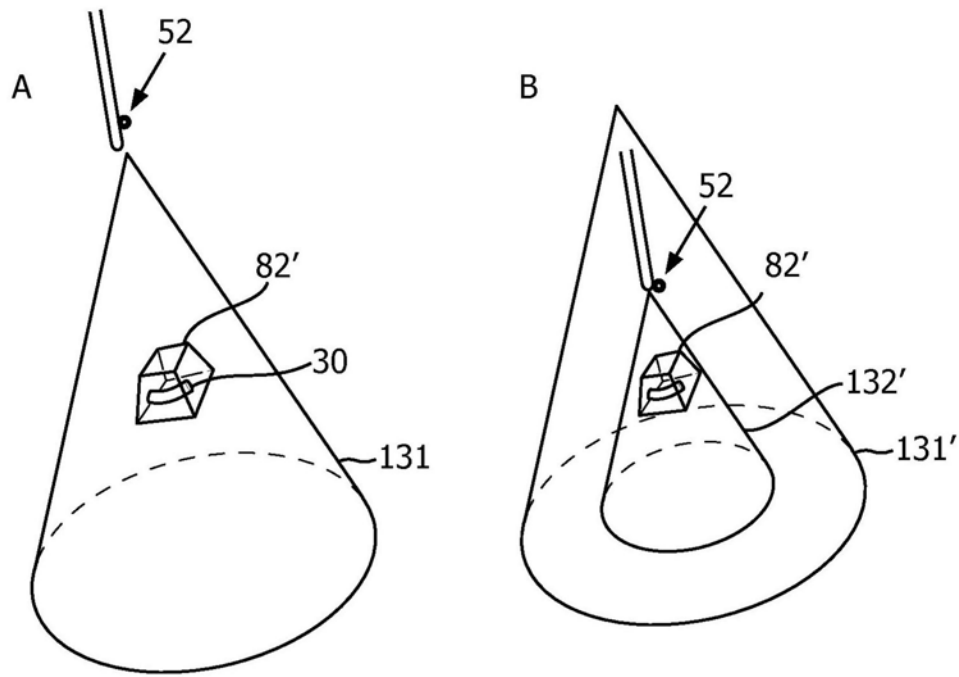


图7

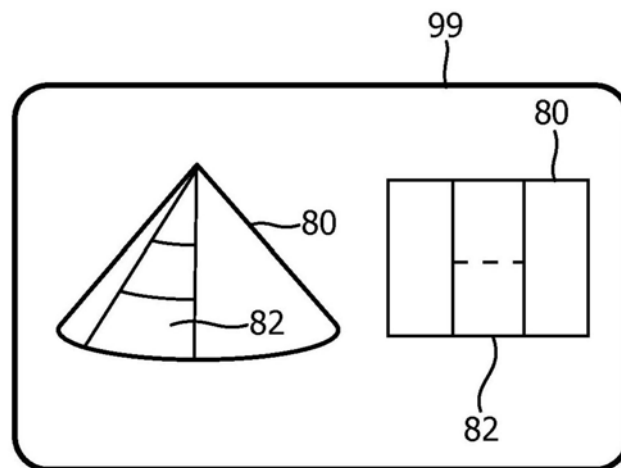


图8

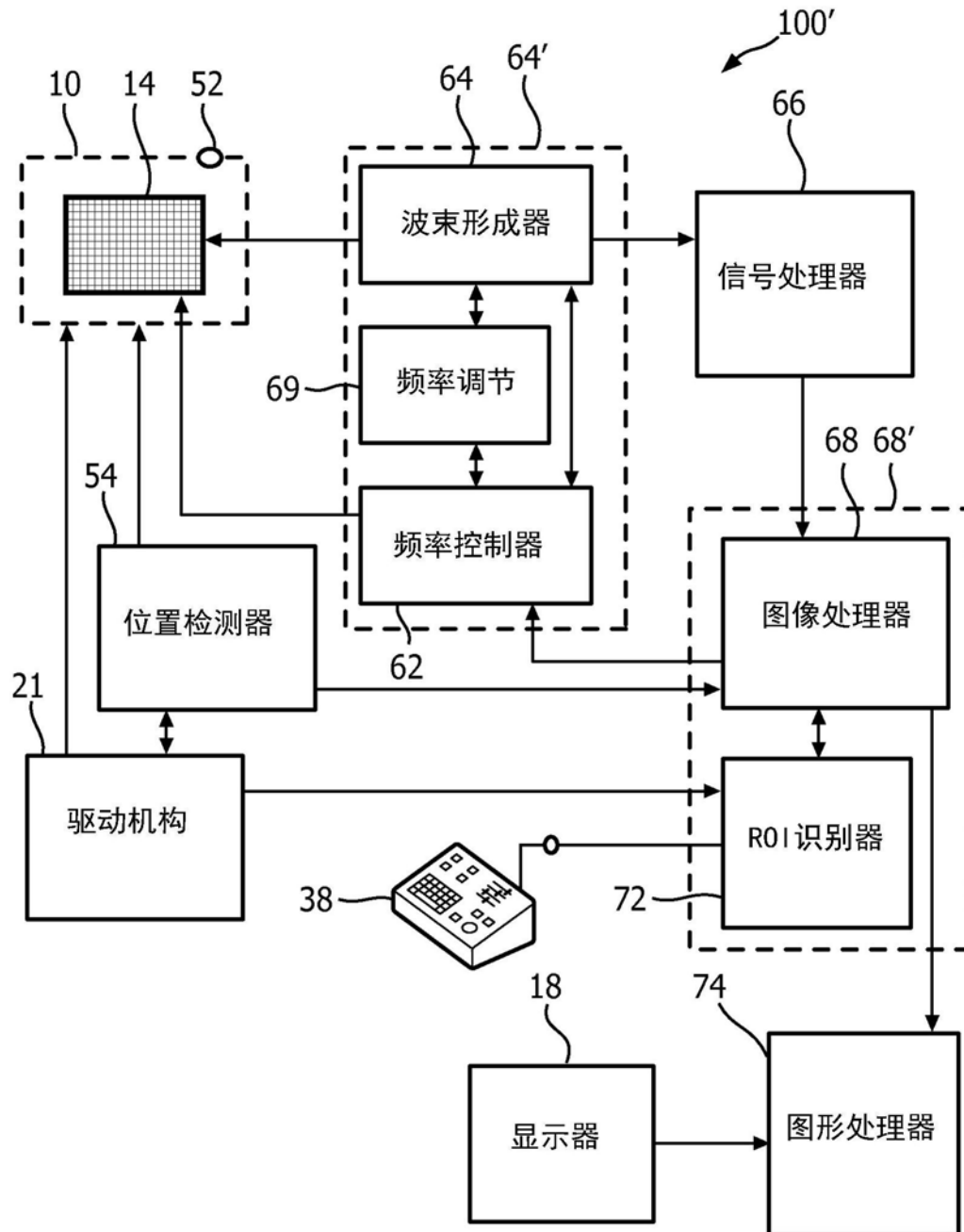


图9

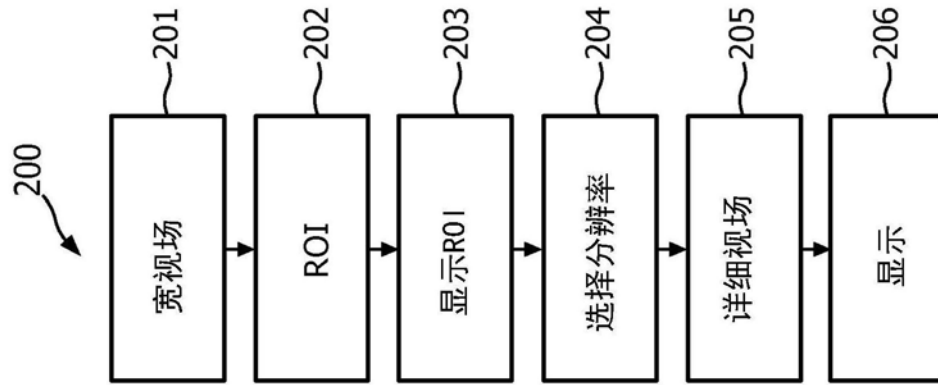


图10

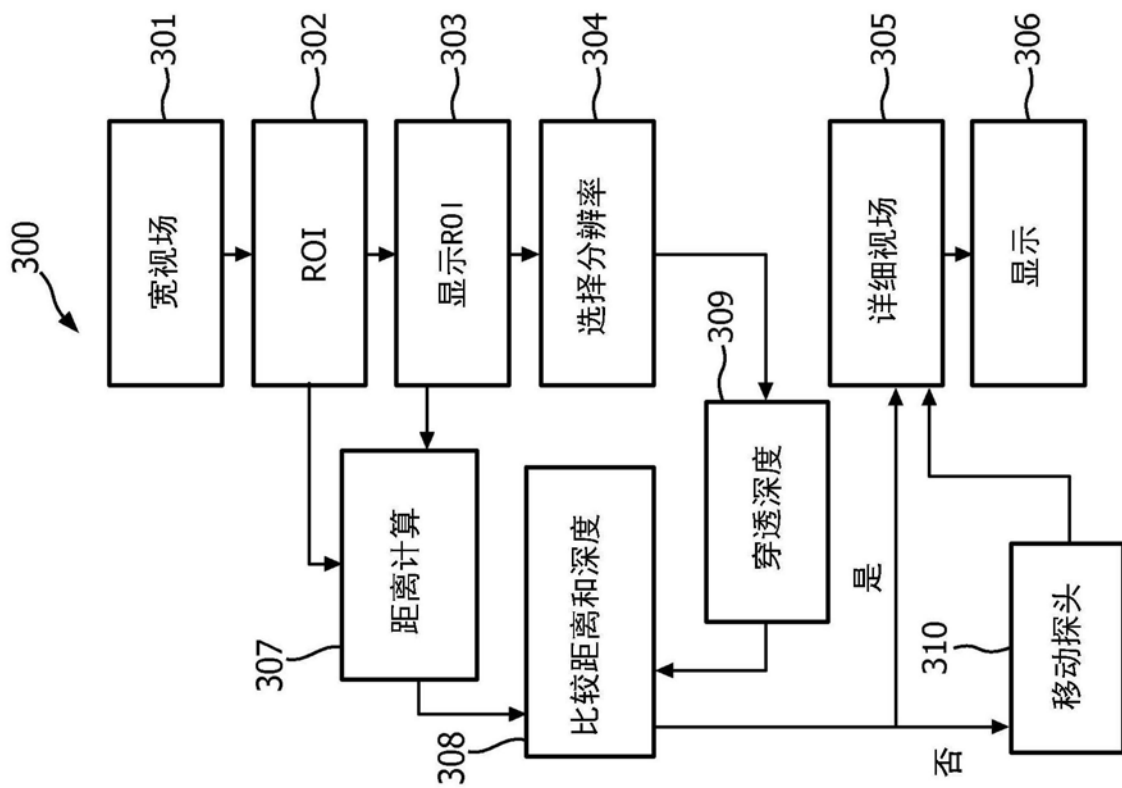
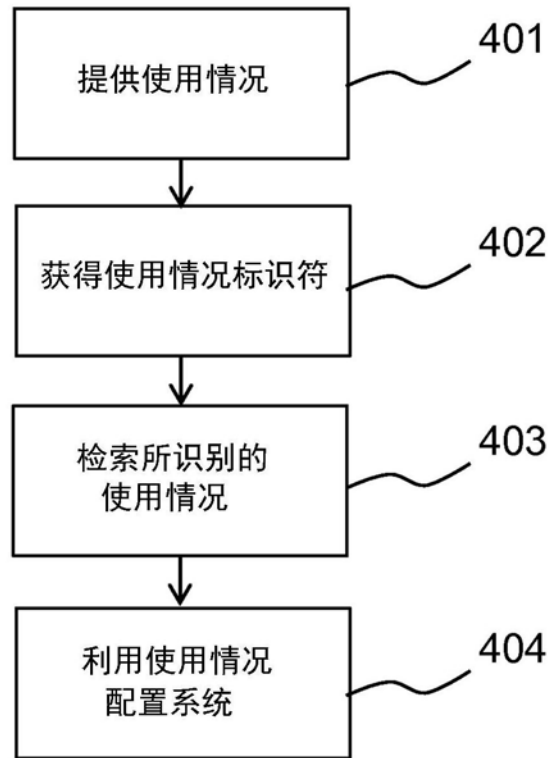


图11



400

图12

专利名称(译)	一种智能超声系统		
公开(公告)号	CN110352039A	公开(公告)日	2019-10-18
申请号	CN201880014489.4	申请日	2018-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	I韦希特尔 施特勒 FM韦伯 C比格尔 TH施特勒		
发明人	I·韦希特尔-施特勒 F·M·韦伯 C·比格尔 T·H·施特勒		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4438 A61B8/4483 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5292 A61B8/585 A61B8/4488		
优先权	2017158367 2017-02-28 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于对包括感兴趣区域(ROI)(82')的体积区域进行成像的超声系统。所述系统包括：探头(10)；超声波控制单元，其适于控制超声波发射并提供体积区域(131)的超声图像数据；图像处理器；ROI识别器(72)，其适于生成指示所述体积区域内的ROI的识别数据；其中，所述超声波发射可响应于多个使用情况的相应标识符而通过所述多个使用情况来配置，每个使用情况与具体成像流程相关联并且包括用于所述成像流程的解剖模型；并且其中，所述ROI识别器可由所述使用情况的相应解剖模型来配置。这种超声系统可以利用对于具体成像流程特定的设置来(半)自动地配置，这便于由较少经验的用户使用这样的系统并减少配置所述系统所需的时间。还公开了一种配置这种超声系统的方法。

