



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135646 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680057152.2

梅厄·巴尔-塔尔

(22)申请日 2016.10.24

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

(30)优先权数据

62/248,400 2015.10.30 US

代理人 李丙林 王晖

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.29

(51)Int.Cl.

A61B 18/04(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

H01L 41/00(2013.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/058524 2016.10.24

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/074875 EN 2017.05.04

(71)申请人 佐治亚理工研究公司

地址 美国佐治亚州

申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公
司

(72)发明人 莱文特·F·德格泰金

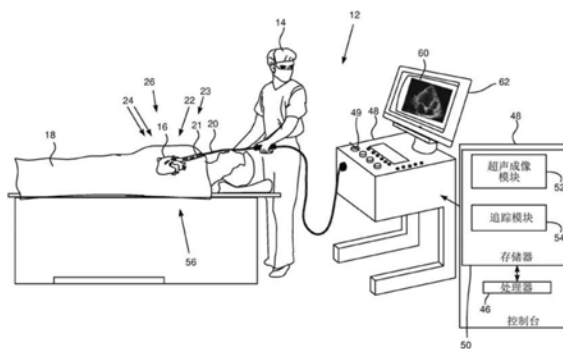
权利要求书3页 说明书10页 附图13页

(54)发明名称

可折叠的二维CUMT-ON-CMOS阵列

(57)摘要

一种设备,包括:插入管,该插入管配置为插入体腔并且具有第一管腔,该第一管腔具有第一管腔直径和远端开口;和管状通道,该管状通道具有第二管腔和小于第一管腔直径的外通道直径,该管状通道插入第一管腔。该设备包括支撑结构,该支撑结构被配置为:以折叠状态穿过插入管的内壁和管状通道外壁之间的空间至远端开口;并且当支撑结构通过远端开口离开时,沿着横向于第一管腔的方向展开,以达到大于所述第一管腔直径的支撑尺寸。超声换能器的多个平面二维阵列由支撑结构支撑,阵列具有小于所述第一管腔直径的横向尺寸。



1. 一种设备,包括:

插入管,被配置为插入体腔并且具有贯穿所述插入管的第一管腔,所述第一管腔具有第一管腔直径和远端开口;

管状通道,具有贯穿所述管状通道的第二管腔以及小于所述第一管腔直径的外通道直径,所述管状通道插入至所述第一管腔内;

支撑结构,所述支撑结构被配置为:以折叠状态穿过所述插入管的内壁和所述管状通道的外壁之间的空间至所述远端开口,并且当所述支撑结构通过所述远端开口离开时,沿横向于所述第一管腔的方向展开,以达到大于所述第一管腔直径的支撑尺寸;以及

由所述支撑结构支撑的超声换能器的多个平面二维(2D)阵列,所述阵列具有小于所述第一管腔直径的横向尺寸。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述支撑结构包括两个2D支撑件,所述两个2D支撑件通过铰接件连接并且沿相反的方向围绕所述铰接件折叠,以将所述支撑结构置于展开状态,并且其中,所述多个平面2D阵列包括分别安装在所述两个2D支撑件上的两个2D阵列。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,在所述支撑结构的展开状态下,所述多个2D阵列位于单个平面中。

4. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述单个平面的法线正交于所述第一管腔的对称轴。

5. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述单个平面的法线平行于所述第一管腔的对称轴。

6. 根据权利要求1所述的设备,并且包括固定地定位在所述2D阵列中的至少一个阵列附近的至少一个传感器,所述至少一个传感器提供所述2D阵列中的至少一个阵列的位置和定向。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述支撑结构包括两个或更多个2D的相分离支撑件,所述两个或更多个2D的相分离支撑件连接至铰接件并且沿共同的方向围绕所述铰接件折叠,以将所述支撑结构置于展开状态,并且其中,所述多个平面2D阵列包括分别安装在所述两个或更多个2D的相分离支撑件上的两个或更多个阵列。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述铰接件包括圆形铰接件。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中,在所述支撑结构的展开状态下,所述圆形铰接件与所述远端开口重合。

10. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述两个或更多个2D的相分离支撑件围绕所述第一管腔的对称轴对称地分布。

11. 根据权利要求1所述的设备,并且包括直接连接至所述2D阵列的导线,作为所述2D阵列的电互连件,以便向所述阵列供电并且从所述阵列获取信号。

12. 根据权利要求1所述的设备,并且包括柔性基板,所述多个2D阵列安装在所述柔性基板上,所述柔性基板安装在所述支撑结构上。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中,在所述支撑结构的展开状态下,所述多个2D阵列位于由所述基板形成的2D盘上。

14. 根据权利要求13所述的设备,其中,所述盘具有中央开口,并且其中,所述中央开口具有等于所述第一管腔直径的开口直径。

15. 根据权利要求13所述的设备, 并且包括超声靶, 所述超声靶固定地定位在相对于所述2D阵列的预设位置, 并且其中, 所述2D阵列被配置获取所述靶的相应图像, 以便使所述阵列相对于彼此配准。

16. 根据权利要求12所述的设备, 并且包括导电迹线, 所述导电迹线形成在所述基板上并且连接至所述2D阵列作为所述2D阵列的电互连件, 以便向所述阵列供电并且从所述阵列获取信号。

17. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述换能器包括电容式的微加工超声换能器(CMUTs)。

18. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 所述换能器包括压电式的微加工超声换能器(pMUTs)。

19. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 在所述折叠状态下, 所述支撑结构完全包围所述管状通道。

20. 根据权利要求1所述的设备, 其中, 在所述支撑结构的展开状态下, 所述支撑结构的近端完全包围所述管状通道。

21. 一种方法, 包括:

将插入管插入体腔, 所述管具有贯穿所述插入管的第一管腔, 所述第一管腔具有第一管腔直径和远端开口;

将管状通道插入所述第一管腔中, 所述管状通道具有贯穿所述管状通道的第二管腔和小于所述第一管腔直径的外通道直径;

使支撑结构以折叠状态穿过所述插入管的内壁和所述管状通道的外壁之间的空间至所述远端开口;

当所述支撑结构通过所述远端开口离开时, 使所述支撑结构沿横向于所述第一管腔的方向展开, 以达到大于所述第一管腔直径的支撑尺寸; 以及

通过所述支撑结构支撑超声换能器的多个平面二维(2D)阵列, 所述阵列具有小于所述第一管腔直径的横向尺寸。

22. 根据权利要求21所述的方法, 其中, 所述支撑结构包括两个2D支撑件, 所述两个2D支撑件通过铰接件连接并且沿相反的方向围绕所述铰接件折叠, 以将所述支撑结构置于展开状态, 并且其中, 所述多个平面2D阵列包括分别安装在所述两个2D支撑件上的两个2D阵列。

23. 根据权利要求21所述的方法, 其中, 在所述支撑结构的展开状态下, 所述多个2D阵列位于单个平面中。

24. 根据权利要求23所述的方法, 其中, 所述单个平面的法线正交于所述第一管腔的对称轴。

25. 根据权利要求23所述的方法, 其中, 所述单个平面的法线平行于所述第一管腔的对称轴。

26. 根据权利要求21所述的方法, 并且包括固定地定位在所述2D阵列中的至少一个阵列附近的至少一个传感器, 所述至少一个传感器提供所述2D阵列中的所述至少一个阵列的位置和定向。

27. 根据权利要求21所述的方法, 其中, 所述支撑结构包括两个或更多个2D的相分离支

撑件,所述两个或更多个2D的相分离支撑件连接至铰接件并且沿共同的方向围绕所述铰接件折叠,以将所述支撑结构置于展开状态,并且其中,所述多个平面2D阵列包括分别安装在所述两个或更多个2D的相分离支撑件上的两个或更多个阵列。

28. 根据权利要求27所述的方法,其中,所述铰接件包括圆形铰接件。

29. 根据权利要求28所述的方法,其中,在所述支撑结构的展开状态下,所述圆形铰接件与所述远端开口重合。

30. 根据权利要求27所述的方法,其中,所述两个或更多个2D的相分离支撑件围绕所述第一管腔的对称轴对称地分布。

31. 根据权利要求21所述的方法,并且包括将导线直接连接至所述2D阵列,作为所述2D阵列的电互连件,以便向所述阵列供电并且从所述阵列获取信号。

32. 根据权利要求21所述的方法,并且包括将所述多个2D阵列安装在柔性基板上,并且将所述柔性基板安装在所述支撑结构上。

33. 根据权利要求32所述的方法,其中,在所述支撑结构的展开状态下,所述多个2D阵列位于由所述基板形成的2D盘上。

34. 根据权利要求33所述的方法,其中,所述盘具有中央开口,并且其中,所述中央开口具有等于所述第一管腔直径的开口直径。

35. 根据权利要求33所述的方法,并且包括将超声靶固定地定位在相对于所述2D阵列的预设位置,并且使用所述2D阵列获取所述靶的相应图像,以便使所述阵列相对于彼此配准。

36. 根据权利要求32所述的方法,并且包括在所述基板上形成导电迹线并且将所述导电迹线连接至所述2D阵列作为所述2D阵列的电互连件,以便向所述阵列供电并且从所述阵列获取信号。

37. 根据权利要求21所述的方法,其中,所述换能器包括电容式的微加工超声换能器(CMUTs)。

38. 根据权利要求21所述的方法,其中,所述换能器包括压电式的微加工超声换能器(pMUTs)。

39. 根据权利要求21所述的方法,其中,在所述折叠状态下,所述支撑结构完全包围所述管状通道。

40. 根据权利要求21所述的方法,其中,在所述支撑结构的展开状态下,所述支撑结构的近端完全包围所述管状通道。

可折叠的二维CMUT-ON-CMOS阵列

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2015年10月30日提交的美国临时专利申请62/248,400的权益,其通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本发明通常涉及成像,并且特别地涉及使用超声换能器的阵列的超声成像。

背景技术

[0004] 超声换能器阵列在本领域是已知的,并且以下提供了描述这样的阵列的现有技术的一些实例。

[0005] 授予Yuan等人的美国专利7,544,166(其公开通过引用并入本文)描述了可插入生物体的医疗装置。该医疗装置具有成像装置,该成像装置具有能从未展开的布局调整至较大的展开布局的布局,在未展开的布局下,成像装置可插入医疗装置的内管腔。

[0006] 授予Wilser等人的美国专利7,500,954和美国专利申请2007/0066902(其公开通过引用并入本文)描述了使用时是展开的或打开的以提供较大的辐射表面的可折叠的换能器阵列。当折叠时,换能器阵列具有较小的宽度或体积用于插入患者和从患者收回。

[0007] 授予Degertekin等人的美国专利8,766,459(其公开通过引用并入本文)描述了电容式的微加工超声换能器(“CMUT”)装置和用于其制造的方法。CMUT装置可以包括利用直接连接至各种CMOS(互补金属氧化物半导体)电子部件的集成电路装置。该公开还阐述,CMUT装置可以在多个硅芯片层上制造,其中每个层利用硅通孔(TSVs)连接。

[0008] 授予Degertekin等人的美国专利8,891,334(其公开通过引用并入本文)描述了CMUT ON a CMOS成像芯片。该成像芯片被阐述为使用直接连接和CMOS架构来最小化内部连接复杂性和外部连接复杂性两者。该公开还阐述,智能功率管理可以使芯片在严格功率限制下被用于各种成像应用,包括前视血管内超声成像。

[0009] 授予Degertekin等人的美国专利9,310,485(其公开通过引用并入本文)也描述了CMUT ON a CMOS成像芯片。该CMOS架构被阐述为基本上使整个芯片区域被利用用于元件放置。该芯片还被阐述为能够利用任意选择的发送(Tx)元件阵列和接收(Rx)元件阵列来提高图像质量,同时减少采样时间。

[0010] 授予Degertekin等人的PCT专利申请W02015048321(其公开通过引用并入本文)描述了具有心内回波描述导管(intracardiac echography catheter)的心内成像系统。该导管包括设置在一对线圈之间的至少一种CMUT ON CMOS体积成像芯片。该导管被阐述为由MRI兼容材料制成并且可以包括主动冷却通道。CMUT ON CMOS芯片被阐述为具有发送成像脉冲的多个Tx元件、设置在具有大口径芯片上的多个Rx元件以及多个电子器件,这些电子器件与Tx元件接口用于波束形成并且与Rx元件接口以产生射频输出信号。

[0011] 通过引用并入在本专利申请中的文件将被认为是该申请的组成部分,除此之外,某种程度上说,以与本说明书中明确地或隐含地作出的定义相冲突的方式在这些并入的文

件中限定的任何术语,仅应考虑在本说明书中的定义。

发明内容

[0012] 本发明的一实施方式提供了设备,包括:

[0013] 插入管,配置为插入体腔并且具有穿过该插入管的第一管腔,该第一管腔具有第一管腔直径和远端开口;

[0014] 管状通道,插入第一管腔,该管状通道具有穿过管状通道的第二管腔和比第一管腔直径小的外通道直径;

[0015] 支撑结构,该支撑结构被配置为:以折叠状态穿过插入管的内壁和管状通道的外壁之间的空间至远端开口;并且当支撑结构通过远端开口离开时,沿着横向于第一管腔的方向展开,以达到大于第一管腔直径的支撑尺寸;以及

[0016] 由支撑结构支撑的超声换能器的多个平面二维(2D)阵列,该阵列具有小于第一管腔直径的横向尺寸。

[0017] 支撑结构可以包括两个2D支撑件,该两个2D支撑件通过铰接件连接并且沿着相反的方向围绕该铰接件折叠,以将该支撑结构置于展开状态,并且多个平面2D阵列可以包括分别安装在两个2D支撑件上的两个2D阵列。

[0018] 在支撑结构的展开状态下,多个2D阵列可以位于单个平面中。单个平面的法线可以正交于第一管腔的对称轴。可替代地,单个平面的法线可以平行于第一管腔的对称轴。

[0019] 在公开的实施方式中,设备包括接近2D阵列中的至少一个固定地定位的至少一个传感器,该至少一个传感器提供2D阵列中的至少一个阵列的位置和定向。

[0020] 在另一公开的实施方式中,支撑结构包括两个或更多个2D的相分离支撑件,该两个或更多个2D的相分离支撑件连接至铰接件并且沿共同的方向围绕该铰接件折叠,以将该支撑结构置于展开状态,并且多个平面2D阵列包括分别安装在两个或更多个2D的相分离支撑件上的两个或更多个阵列。

[0021] 铰接件可以由圆形铰接件组成。在一些实施方式中,在支撑结构的展开状态下,圆形铰接件与远端开口重合。

[0022] 两个或更多个2D的相分离支撑件可以对称地围绕第一管腔的对称轴分布。

[0023] 在又一公开的实施方式中,设备包括导线,该导线直接连接至2D阵列作为2D阵列的电互连件,以便向该阵列供电并且从该阵列获取信号。

[0024] 在一替代实施方式中,设备包括柔性基板,多个2D阵列安装在该柔性基板上,该柔性基板安装在支撑结构上。典型地,在支撑结构的展开状态下,多个2D阵列位于由基板形成的2D盘上。该盘可以具有中央开口,并且该中央开口可以具有等于第一管腔直径的开口直径。

[0025] 在另一替代实施方式中,设备包括超声靶,该超声靶固定地定位在相对于2D阵列预先设定的位置,并且2D阵列被配置为获取靶的相应图像,以便相对于彼此配准(register)阵列。

[0026] 在又一替代实施方式中,导电迹线形成在基板上并且连接至2D阵列作为该2D阵列的电互连件,以便向阵列供电并且从该阵列获取信号。

[0027] 换能器可以包括电容式的微加工超声换能器(CMUTs)。可替代地或附加地,换能器

可以包括压电式的微加工超声换能器 (pMUTs)。

[0028] 在一实施方式中,处于折叠状态下的支撑结构完全包围管状通道。

[0029] 在另一实施方式中,在支撑结构的展开状态下,支撑结构的近端完全包围管状通道。

[0030] 根据本发明的实施方式,还存在提供的一种方法,包括:

[0031] 将插入管插入体腔,该管具有穿过插入管的第一管腔,该第一管腔具有第一管腔直径和远端开口;

[0032] 将管状通道插入第一管腔,该管状通道具有穿过该管状通道的第二管腔和小于第一管腔直径的外通道直径;

[0033] 使支撑结构以折叠状态穿过插入管的内壁和管状通道外壁之间的空间至远端开口;

[0034] 当支撑结构通过远端开口离开时,沿着横向于第一管腔的方向展开支撑结构,以达到大于第一管腔直径的支撑尺寸;以及

[0035] 用支撑结构支撑超声换能器的多个平面二维 (2D) 阵列,该阵列具有小于第一管腔直径的横向尺寸。

[0036] 从下面结合附图一起对本发明的实施方式的详细描述,将更全面地理解本公开,其中:

附图说明

[0037] 图1是根据本发明的实施方式的使用成像设备的侵入性医疗程序的示意图;

[0038] 图2和图3是根据本发明的实施方式的用在成像设备中的探头的远端的示意图;

[0039] 图4是根据本发明的实施方式的成像系统在被配置为前视成像系统时的示意图;

[0040] 图5、图6和图7是根据本发明的替代实施方式的探头的远端的示意图;

[0041] 图8和图9示出了根据本发明的另外替代实施方式的处于折叠状态的成像阵列系统;以及

[0042] 图10和图11示出了根据本发明另外替代实施方式的处于展开状态的图8和图9的成像阵列系统;以及

[0043] 图12、图13、图14和图15是根据本发明的又一替代实施方式的探头的远端的示意图。

具体实施方式

[0044] 概述

[0045] 尽管在商业和研究阶段心内回波描述 (ICE) 系统都已有重大发展,但产生的图像质量受到7F-10F直径ICE导管的物理尺寸的根本限制。ICE导管可以被操纵,以提供解剖学特征的有利视图来引导心脏内的介入,但是在它们的远端处它们典型地具有携带一维 (1D) 或二维 (2D) 压电超声成像阵列的1-1.5cm长刚性尖端。由于这些压电换能器阵列典型地由单块材料加工出来,并且具有背衬结构,该背衬结构具有复杂的互连器以使每个阵列元件与外部系统单独地连接,因此提供柔性尖端是不可行的。所以,1D阵列在仰角方向上的尺寸被限制为2.3-3.3mm,而在方位角方向上阵列可以被制成为大至10mm。因此,1D阵列在方位

角方向提供了良好的分辨率,但仰角方向上的分辨率大约变差三倍。尺寸限制也限制了可以应用于成像或治疗目的的总的声功率。

[0046] 与此相反,TEE(食管超声心动图)探头具有圆形形状的~1cm直径的2D阵列口径,该2D阵列口径可以提供在三维(3D)成像空间中的平衡的分辨率。然而,TEE探头在频率方面(3-5兆赫)是受限的且它们的尺寸限制了它们进入心脏。

[0047] 因此,需要一种方法来克服当前ICE导管的尺寸限制,以实现心脏内良好分辨率的3D成像。本公开描述了结构和方法,使用微加工换能器阵列与集成电子器件,该集成电子器件放置在包含电互连件的结构上,来克服这些限制。该结构可以折叠和展开。在它的折叠状态,该结构可以配合进入狭窄的动脉中,且一旦导管到达预定位置,诸如心脏腔室内部,然后导管可以是展开的,并且因此增加有效的成像口径。

[0048] 与传统的压电换能器阵列相比,2D电容式的微加工超声换能器(CMUTs)可以与复杂电子器件制造在同一硅芯片上,以减少输出电互连件计数。类似的方法可以用于压电式的微加工超声换能器(pMUTs)。这种单个芯片系统,或这样的芯片的堆叠,可以减薄至50-100 μm ,并可以放置在柔性基板上,该柔性基板上印刷有电互连件结构。可替代地,该芯片或多个芯片可以直接放置在可折叠的支撑结构上,并且该电互连件可以包括导线。如下文更详细描述,因为这种柔性,这些结构可以折叠以配合进入小空间诸如狭窄的导管,并且该折叠的结构在导管中为其它实体留下空间。

[0049] 因此,在本发明的实施方式中,插入管被配置为插入体腔。该管包围具有第一管腔直径和远端开口的第一管腔。管状通道插入第一管腔内,该管状通道包围第二管腔并且具有比第一管腔直径小的外通道直径。支撑结构被配置为以折叠状态穿过插入管的内壁和管状通道的外壁之间的空间至远端开口。当从远端开口离开时,该结构在横向于第一管腔的方向展开,并且展开的结构具有比第一管腔直径大的支撑尺寸。

[0050] 超声换能器(典型地CMUT或pMUT换能器)的多个平面二维(2D)阵列由支撑结构支撑,该阵列具有小于管腔直径的横向尺寸。在阵列的折叠状态,该实施方式配合进入狭窄的动脉,而在展开状态,该阵列具有大于管腔直径的尺寸。此外,管状通道允许转移材料至远端开口,无论阵列处于折叠状态还是展开状态。

[0051] 具体描述

[0052] 在下面的描述中,附图中相似的元件用相似的数字表示,并且通过向识别数字附加字母来根据需要区分相似的元件。

[0053] 图1是根据本发明的实施方式的使用成像设备12的侵入性医疗程序的示意图。该程序由医学专业人员14执行,并且,作为实例,假定下文描述的程序包括人类患者18的心脏的心肌16的一部分的成像。然而,应当理解,本发明的实施方式不仅适用于这一特定程序,而且可以基本上包括生物组织或非生物材料的任何成像。

[0054] 为了执行该成像,专业人员14将探头20插入护套21,该护套已经被预先放置在病人的管腔内。护套21被放置成使得,探头的远端22从护套终端23离开后,可以进入患者的心脏。远端22并入在成像阵列系统26中包括的一对基本相似的二维(2D)超声成像阵列24A、24B。以下提供探头20,探头的远端22,阵列24A、24B(在本文也称为阵列24),以及阵列系统26的细节。

[0055] 在一个实施方式中,在任何给定的阵列24中的每一个换能器是电容式的微加工超

声换能器 (CMUT)。典型地,在CMUT阵列中每一个换能器直接连接至CMOS (互补金属氧化物半导体) 部件,该CMOS部件用于向该换能器提供信号和电力并且从该换能器接收信号。上文引用的在美国专利8,766,459、8,891,334和9,310,485中描述了这样的传感器的实例。其它这样的传感器对于具有本领域具有一般技术的人士将是显而易见,并且假定所有这样的换能器包括在本发明的范围内。

[0056] 在另一个实施方式中,在任何给定的阵列24中的每一个换能器是压电式的微加工超声换能器 (pMUT)。

[0057] 如本领域所知的,上述传感器允许使用数量减少的电互连件,典型地,对于每个阵列24A、24B大约30个这样的互连,用于给换能器供电并且用于从换能器获取信号。本发明的实施方式使用这种减少数量的电互连件。

[0058] 使用CMUTs或pMUTs,给定的阵列24可以形成位单个芯片系统或形成为芯片的堆叠,该单个芯片系统或芯片的堆叠可以减薄至50–100 μm ,并且放置柔性基板上,该柔性基板可以包含电互连件结构。这种类型的结构在上文引用的专利中描述。

[0059] 在一个实施方式中,给定的阵列24包括:配置成发送器的超声换能器的第一2D子阵列,和配置成接收器的超声换能器的第二2D子阵列。该第一子阵列和第二子阵列可以具有不同的几何配置,且这些配置的实例在上文引用的PCT专利申请W02015048321中提供。对于该第一子阵列和第二子阵列的其它的几何配置对于在超声成像领域具有一般技术的人士将是显而易见的,并且假定所有这样的配置是包括在本发明的范围内。

[0060] 在一替代的实施方式中,任何给定的2D阵列24包括既作为发送器又作为接收器的超声换能器。

[0061] 在另一替代的实施方式中,任何给定的2D阵列24包括换能器的混合,该换能器的一些是单独发送器,该换能器的一些是单独接收器,并且该换能器的一些既作为发送器又作为接收器。

[0062] 设备12由系统处理器46控制,该系统处理器位于设备的操作控制台48内。控制台48包括由专业人员14使用的控制元件49,以与处理器进行通信。在该程序中,处理器46与在存储器50中的超声成像模块52进行通信,以便从由阵列成像系统26中的阵列24获取的超声信号生成图像。

[0063] 模块52使处理器能够为阵列24上的换能器提供驱动电压。该模块还使处理器能够接收由阵列24的换能器生成的信号,并将这些信号转换成图像。将要理解,对于阵列24的驱动电压以及从阵列接收的信号,取决于阵列的换能器是否包括CMUTs或pMUTs。

[0064] 为了操作设备12,存储器50典型地包括不同于模块52的模块,诸如跟踪远端22的位置和方向的跟踪模块54。模块54使用位于探头20远端的跟踪传感器56。举例来说,假定模块52包括磁跟踪系统,其中该模块控制横贯传感器56的磁场,并且该模块使用因此在传感器中产生的信号来确定传感器的位置和定向,并因此确定远端22的位置和方位。由Biosense Webster (Diamond Bar, CA) 生产的**Carto®**系统使用这样的跟踪模块和相关传感器。本领域具有一般技术的人士将知道其它类型的跟踪系统,并且所有这样的系统是包括在本发明的范围内。

[0065] 设备12还可以使用力模块来测量远端上的力,以及冲洗模块,该冲洗模块允许处理器控制为远端提供的冲洗。**Carto®**系统也使用这样的模块。这些模块的一些,例如力模

块,需要将元件并入远端。为了简单起见,这样的元件在本申请中没有进一步提到,并且这样的其它模块在图1中没有示出。所有模块(包含模块52和模块54)可以包括硬件以及软件元件。

[0066] 用于处理器46和存储器50的软件可以例如通过网络以电子形式下载至处理器。可替代地或额外地,该软件可以提供在非暂时有形介质上,诸如光学的、磁性的、或电子的存储介质。

[0067] 处理器46使用模块52和由阵列24获取的信号来产生心肌16的3D图像60。该处理器在屏幕62上显示该图像。

[0068] 图2和图3是根据本发明的实施方式的探头20的远端22的示意图。探头远端22假定是圆柱形,并且为了清楚说明,该探头远端已经绘制在一组xyz正交轴上,其中远端的中心对称轴与z轴平行,该z轴在图2中延伸出页面。图2示出了当被观察时的探头远端,并示出了当包括包围具有管腔直径的导管管腔90的外部插入管80时的探头远端22。管状通道92(具有小于管腔直径的直径)放置在管腔90内,管状通道包围通道管腔94。在一个实施方式中,插入管80具有7F和10F之间的尺寸。

[0069] 图2示出了在其折叠状态中的成像阵列系统26,在这种状态下,该阵列系统能够完全配合在插入管80内,即配合进入管腔90中。如图2所示,系统26在其折叠状态下配合进入管腔90的一部分内,该管腔位于管80的内壁79和通道92外壁91之间。图3示出了当系统26的远端81已经从插入管80的远端开口83离开时处于展开状态下的成像阵列系统26。

[0070] 系统26形成在支撑结构85上,该支撑结构具有可折叠的结构远端82。下面描述了实现结构85的折叠和展开的方法。典型地,结构85的近端不折叠。如在附图中所示,成像阵列系统26包括两个基本上相似的平面2D阵列24A、24B,这两个基本上相似的平面2D阵列24A、24B是安装在柔性电路板86上,典型地安装在柔性印刷电路板上。阵列24A、24B具有小于管腔90的直径的横向尺寸。基板86又安装在可折叠结构远端82上,并由该可折叠结构远端82支撑。结构远端82包括两个2D通常长方形的支撑件87A、87B,该长方形支撑件通过作为铰接件的共同元件89连接,使得在元件87中,这两个2D支撑件围绕平行于z轴的铰接件线84折叠。

[0071] 来自阵列24A、24B的电互连件88典型地通过在基板上平板印刷导电迹线形成在柔性印刷电路板86上,该连接将阵列与控制台48内的模块52连接起来。如上所述,由于在阵列24A、24B中的换能器的结构,因此互连88的数量减少,典型地减少至约30个。

[0072] 在系统的折叠状态下,由于横向阵列尺寸小于管腔直径,图2示出了具有足够小的轮廓的系统26,以使在插入管80内时,系统能够通过用于常规ICE成像或经导管进入的动脉,或者通过心脏中的孔用于瓣膜植入的经心尖进入,穿入感兴趣的靶位(例如心脏的腔室)。

[0073] 一旦处于感兴趣的位置(在该实例中是在心脏的腔室内),成像阵列系统26可以展开至它的展开状态,如图3所示。该展开通过系统在横向于管腔90的方向展开发生,两个阵列在围绕铰接件线84的相反方向上旋转。为了恢复至折叠状态,这两个阵列沿着相反方向旋转,与用于展开操作的方向相反。

[0074] 在系统26的展开状态下,阵列24A、24B位于单个yz平面,该yz平面具有与管腔90对称轴正交的法线。阵列24A、24B形成支撑尺寸,该尺寸基本上大于插入管80内部尺寸,即,大

于管腔90的直径。如果插入管80具有7F-10F的尺寸,如上所述,那么插入管的内部尺寸(对应于直径)是约3mm。在一个实施方式中,阵列系统26在其展开状态下形成长方形的2D区域,该2D区域具有6mm×6mm的尺寸。

[0075] 图3示出了阵列系统26作为“侧视”成像系统的操作,该系统获取在正交于z轴即正交于远端的轴的方向的图像。举例来说,图3示出了当系统能够从平行于x轴的方向获取图像系统26。

[0076] 图4是根据本发明的实施方式当系统被配置为前视成像系统的系统26的示意图。在示出的配置中,系统26的远端82已经从图3所示的配置中进一步围绕插入管80的开口83折叠90°。一旦进一步折叠已经完成,阵列24A、24B就位于xy平面,该xy平面具有与管腔对称轴平行的法线,并且系统26能够从平行于z轴即平行于探头远端的轴的方向获取图像。

[0077] 参照图1-4,将要理解,系统26无论是在它的展开状态(图3)还是在它的进一步展开状态(图4),都能通过反转展开操作来恢复至折叠状态。本发明实施方式所使用的折叠和展开操作可由本领域周知的一种或多种方法实现。例如,实施方式可以并入机械控制元件,诸如可由专业人员14操作的线,以实现折叠和展开操作,并且该折叠可以围绕在结构85内形成的一个或多个铰接件部分实施。可替代地或者额外地,结构85可以由形状记忆合金(诸如镍钛合金)构造,配置成围绕该结构的期望线局部折叠。典型地,在这种情况下,展开通过结构远端82不再接触插入管80来实现,并且通过结构远端撤回至插入管内以实现折叠。

[0078] 将从图2、图3和图4中的状况将认识到,材料可以通过管腔94转移至管80的远端开口,无论系统26是否处于它的折叠状态或展开状态。例如,冲洗流体可以通过管腔被转移,和/或消融导管也可以经由管腔被转移和操作。本领域的技术人员所熟悉的其它实体也可以被转移,并且所有这样的实体被包括在本发明的范围内。

[0079] 图5、图6和图7是根据本发明的替代实施方式的探头20的远端22的示意图。成像阵列系统27并入探头远端22,并且除了下文描述的差异,系统27的操作通常与系统26(图1-4)的操作是相似的,并且图2、图3和图4的描述,加上必要的变更,分别适用于图5、图6和图7。在系统26和27中由相同的参考数字表示的元件在结构和操作上通常是相似的。

[0080] 与系统26相反,系统27不使用柔性基板86。而是,阵列24A、24B分别直接安装在矩形支撑件87A、87B上。此外,由于没有柔性基板,至阵列的电互连件形成为直接连接至阵列的导线93。

[0081] 图8、图9、图10和图11是根据本发明的另外替代实施方式的探头20的远端22的示意图。

[0082] 成像阵列系统126并入探头远端22,并且除了下文描述的差异,系统126的操作是通常与系统26(图1-4)的操作相似,使得在系统26和126中相同参考数字表示元件在结构和操作上通常相似。

[0083] 图8示出了当被观察时的探头远端,并示出了当包括包围具有管腔直径的导管管腔90的外部插入管80时的探头远端22,如上文关于图2所描述的。图9是图8沿着线IX-IX截取的示意性横截面。图8和图9示出了折叠状态下的成像阵列系统126,下文会更具体描述,而图10和图11示出了在其展开状态下的成像系统。为了清楚起见,图8、图9和图10已被绘制在一组xyz正交轴上。

[0084] 对于阵列系统126,管状通道194(具有小于管腔90的管腔直径的直径)放置在管腔

90内,管状通道包围通道管腔195。如图8所示,系统126在其折叠状态下配合进入管腔90的一部分,该管腔位于管80的内壁79和通道194外壁193之间。

[0085] 系统126包括八个基本上相似的平面2D阵列24C、24D、24E、24F、24G、24H、24I、24J,这些阵列对称地安装在柔性电路板186上,典型地安装在柔性印刷电路板上。阵列24C、24D、……24I、24J具有小于管腔90直径的横向尺寸。虽然阵列24C、24D、……24I、24J的横向尺寸可以是不同于阵列24A和24B的横向尺寸,对上文阵列24的引用,加上必要的变更,也适用于阵列24C、24D、……24I、24J。柔性印刷电路板186安装在支撑结构185上并由支撑结构185支撑,该支撑结构具有可折叠的结构远端182,基本上如本文对结构85所描述的。典型地,结构185的近端不折叠。

[0086] 结构185具有基本上圆柱形的形状,但在结构远端182处,该圆柱形的形状分隔成八个基本类似的矩形“手指”190A、190B、190C、……190F、190G、190H,在本文中也称为手指190AH。手指190AH连接至结构185的近端,并且围绕结构中的圆形铰接件线192折叠。应当理解,结构185的近端完全包围通道194,即,从通道194向外投射的任何射线都相交于结构185。

[0087] 图8和图9示出了在其折叠状态的成像阵列系统126,在该状态中,阵列系统的远端和近端都能够完全配合在插入管80内,即进入在通道194和管80之间的空间内的管腔90。为了清楚起见,图9的示意性横截面不包括通道194,使得柔性电路板186是可见的。至于系统26,在系统126内,来自系统126的阵列中的每一个的电互连件88典型地通过在基板上平板印刷导电迹线形成在基板186上。

[0088] 图10和图11示出了在展开状态的成像阵列系统126,在该状态中,支撑结构185的近端和基板186可以完全配合在插入管80内,即,进入通道194和管80之间的空间内的管腔90。

[0089] 在展开状态,圆形铰接件线192大致与圆形的开口部83重合,并且手指190AH围绕铰接件线192从z轴折叠90°。相比于系统26,为完成展开,手指190AH不沿着相反的方向旋转,但在围绕铰接件线192的共同方向上旋转。类似地,为了恢复到折叠状态,手指190AH在共同方向围绕线192旋转,该共同方向与展开时的方向相反。

[0090] 如图10所示,在展开状态下,手指190AH向外张开并且使基板168从它的一般圆柱形形状(图8中的横截面所示)展开成2D盘,使得附接到基板的阵列24C、24D、……24I、24J位于xy平面,并且围绕插入管80的中心对称地设置。在展开状态下,阵列24C、24D、……24I、24J形成具有典型地在6mm和10mm之间的直径(该直径是插入管80直径的两倍或更多倍大)的大成像阵列。

[0091] 将会理解,由于管腔195是开放的,介入装置和/或流体,诸如冲洗流体,可以通过管腔被插入。此外,介入装置和/或流体可以通过管腔195被插入,而不会干扰阵列系统126的操作。

[0092] 在一些实施方式中,在功能上大致类似于传感器52的相应的跟踪传感器196被固定至阵列24C、24D、……24I、24J,该传感器使处理器46能够确定阵列中的每一个的位置和定向。使用这种校准信息,该处理器能够针对不完善的部署或由于例如阵列间施加的力或阵列周围流动的血液或盐水造成的阵列的变形实时校正。校正典型地包括在发送和接收波束形成操作中改变波束形成时间延迟,使得产生的数据被正确地延迟和增加以达到单独阵

列产生的容积式图像的最佳信噪比水平和最佳点扩散函数。

[0093] 可替代地,每个阵列24C、24D、……24I、24J可以被用作获取单独图像的独立成像阵列。在一些实施方式中,单独的图像可被拼接在一起以形成较大的图像。

[0094] 进一步可替代地,典型地,当成像阵列系统126在其展开状态下具有可重复的尺寸,可以通过使用展开的系统来使在水浴中的已知靶成像,来确定阵列24C、24D、……24I、24J相对于彼此的位置和方向,即,用于阵列系统的校准信息。一旦已经测量出阵列相对的位置和方向,阵列系统126就被校准,并且可用于上文提到的程序,且可以实现上文所述的时间延迟校正。在这种情况下,将会理解,传感器196可以不是必需的。

[0095] 图11是系统126在其展开状态下的立体图。该图示出了用于校准阵列24C、24D、……24I、24J相对于彼此的位置和方向的又一个方法。超声信标200(典型地是超声发生器)被放置在相对于插入管80已知的位置。信标200充当主动超声靶。典型地,信标200附接至杆202,杆的位置是由专业人员14控制。使用杆202,专业人员可以沿着插入管80的对称轴在边缘83上方预设距离处移动信标200。处理器然后从阵列24C、24D、……24I、24J获取图像,并且使用获取图像中的信标200的图像来配准和校准阵列。

[0096] 一旦展开系统阵列126是在想要的靶位,诸如在心脏的腔室中,图11中示出的校准过程可以实施。可替代地,信标200不是主动超声发生器,信标200可以包括被动靶。进一步可替代地,阵列24C、24D、……24I、24J的配准和校准可以使用同时获取的靶的图像来实现。

[0097] 图12、图13、图14和图15是根据本发明的又一替换实施方式的探头20的远端22的示意图。

[0098] 成像阵列系统226并入探头远端22,并且除了下文描述的差异,系统226的操作是通常与系统126(图8-11)的操作类似。在系统126和226中由相同的参考数字表示的元件在结构和操作上通常相似,且对于图8、图9、图10和图11的描述,加上必要的变更,分别适用于图12、图13、图14和图15。另外,诸如用于阵列126的上文描述的校准过程的操作是通常是相同的,加上必要的变更,用于阵列226。

[0099] 图12示出了当被观察时的探头远端,并示出了当包括包围具有管腔直径的导管管腔90的外部插入管80时的探头远端22,如上文关于图2所描述的。图13是图12的沿着线XIII-XIII截取的示意性横截面。图12和图13示出了下文更具体描述的处于其折叠状态的成像阵列系统226,而图14和图15示出了在其展开状态下的成像系统。为了清楚起见,图12、图13和图14已被绘制在一组xyz正交轴上。

[0100] 对于阵列系统126,在阵列226中,管状通道194(具有小于管腔90的管腔直径的直径)放置在管腔90内,该管状通道包围通道管腔195。如图12所示,系统226在其折叠状态配合进入管腔90的一部分,该管腔位于管80的内壁79和通道194外壁193之间。

[0101] 相比于系统126,系统226不使用柔性基板186。相反,阵列24C、24D、……24I、24J分别直接安装在支撑结构185的矩形手指190A、190B、190C、……190F、190G、190H上。此外,由于不存在柔性基板,至阵列的电互连件形成为直接连接至阵列的导线93。

[0102] 图12和图13示出了在其折叠状态的成像阵列系统226,在该状态中,阵列系统的远端和近端以及它的支撑结构能够完全配合在插入管80内,即进入在通道194和管80之间的空间内的管腔90内,并且也完全包围通道194。为了清楚起见,图13的示意性横截面不包括通道194,以使结构185是可见的。

[0103] 图14和图15示出了在其展开状态的成像阵列系统226,在该状态中,支撑结构185的近端能够完全配合在插入管80中,即,进入在通道194和管80之间的空间内的管腔90内,并且也完全包围通道194。

[0104] 上文的描述描述了具有两个和八个2D阵列的实施方式,这些阵列折叠进入管腔内,并在管腔外展开,以形成具有横向尺寸大于管腔横向尺寸的阵列。然而本发明的实施方式包括其它数量的2D阵列,这些阵列折叠进入管腔内,并在管腔外展开,以形成具有横向尺寸大于管腔横向尺寸的阵列。

[0105] 举例来说,不是如参照图1-4所述的具有连接成字母V的两个阵列,一个实施方式具有连接成字母N的三个阵列,另一个实施方式具有连接成字母M的四个阵列,并且总体来说任何数量的阵列都可以以手风琴的方式被连接和铰接在一起。此外,不是如参照图5-8所述的具有对称分布和安装在基板上的八个阵列,任何数量的两个或更多个阵列可以安装在基板上,并且被各自的支撑件支撑,并且两个或更多个阵列可以对称或不对称地分布在基板上。

[0106] 将会理解,上文描述的实施方式以示例的方式引用,并且本发明不限于上文特别地示出和描述的。而是,本发明的范围包括上文描述的各种特征的组合和子组合,以及其变化和修改,本技术领域的技术人员根据阅读前文描述而想到这些变化和修改,并且这些变化和修改没有在现有技术中披露。

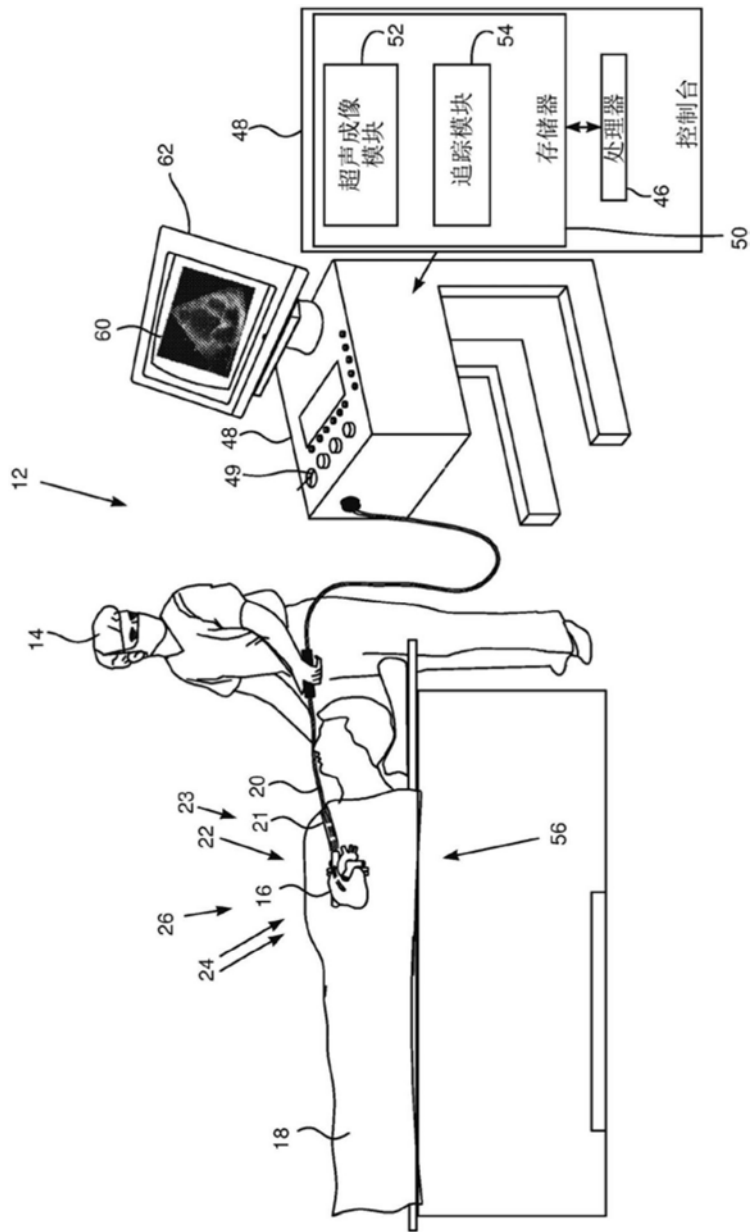


图1

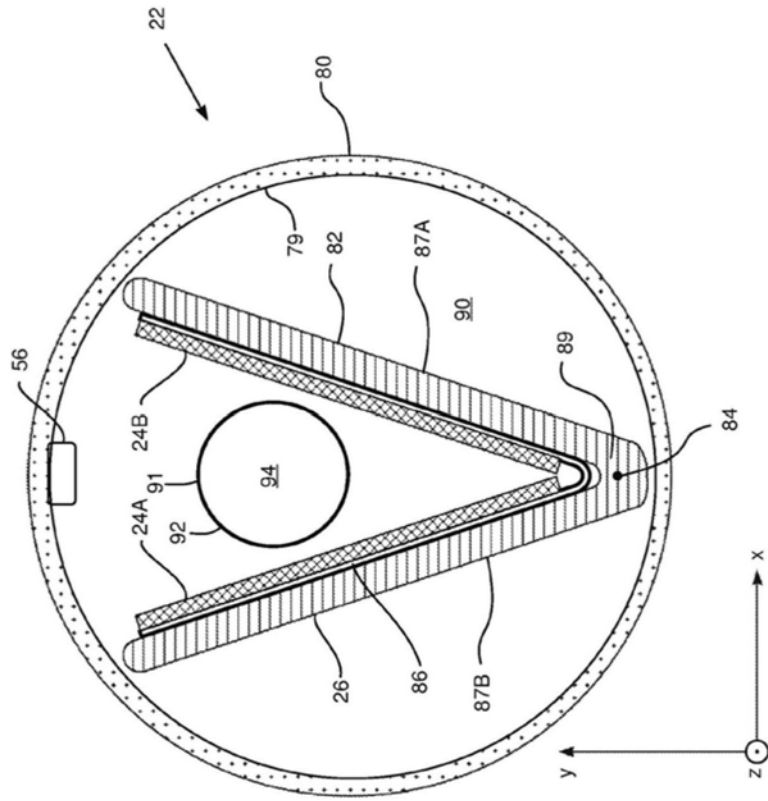


图2

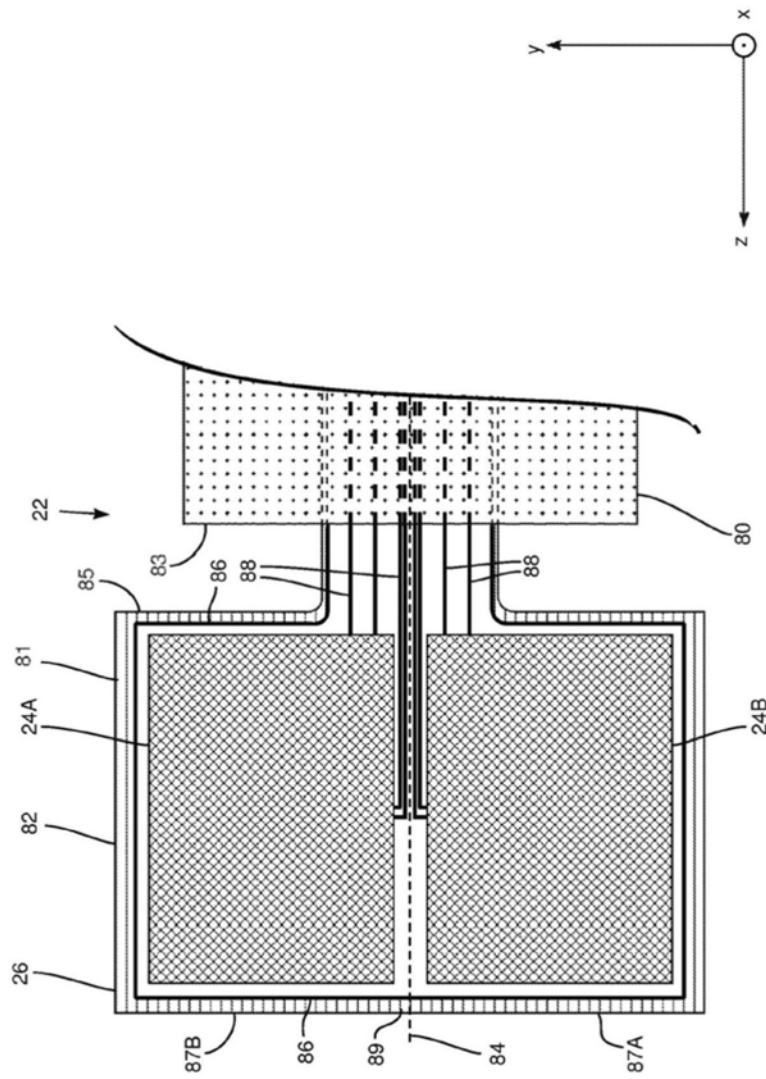


图3

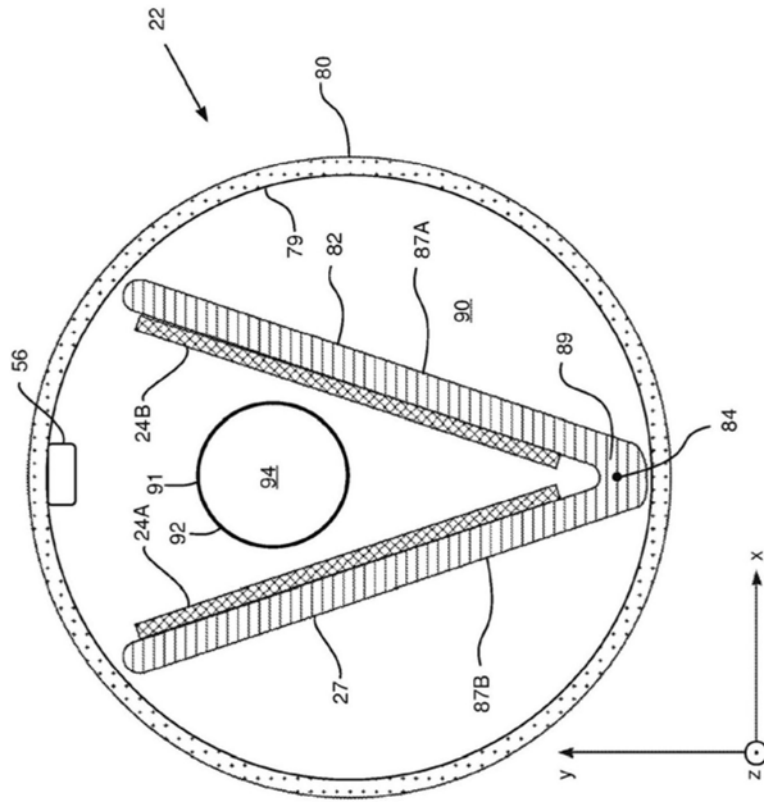


图5

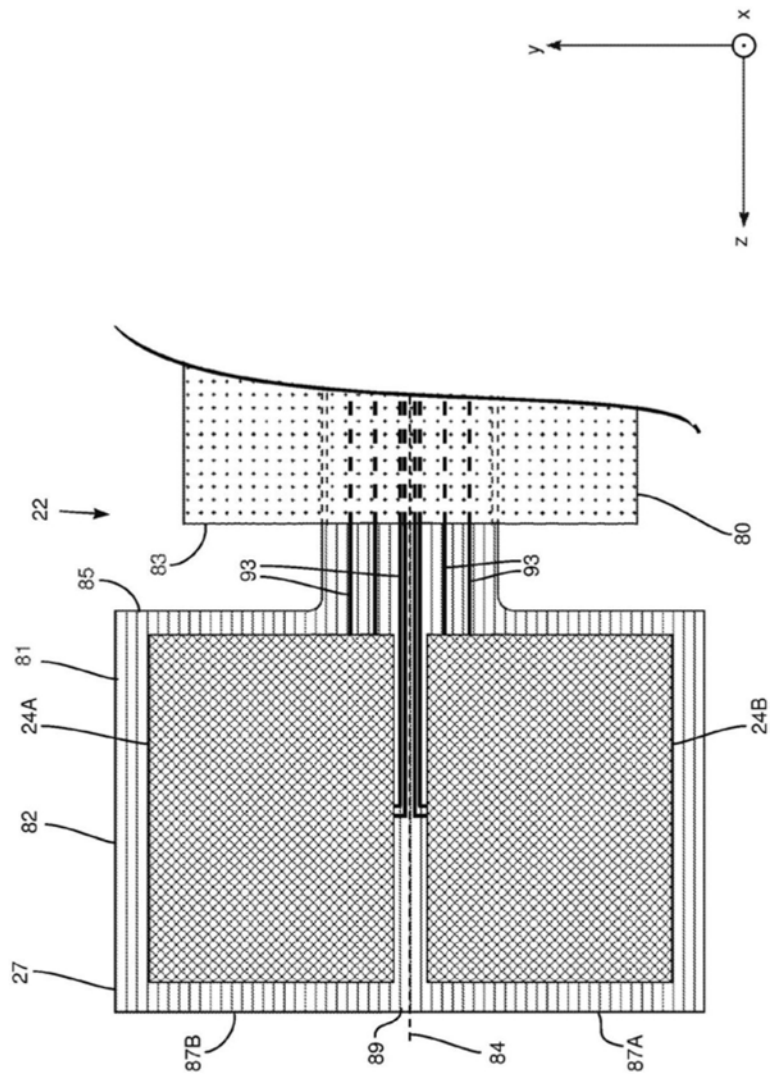


图6

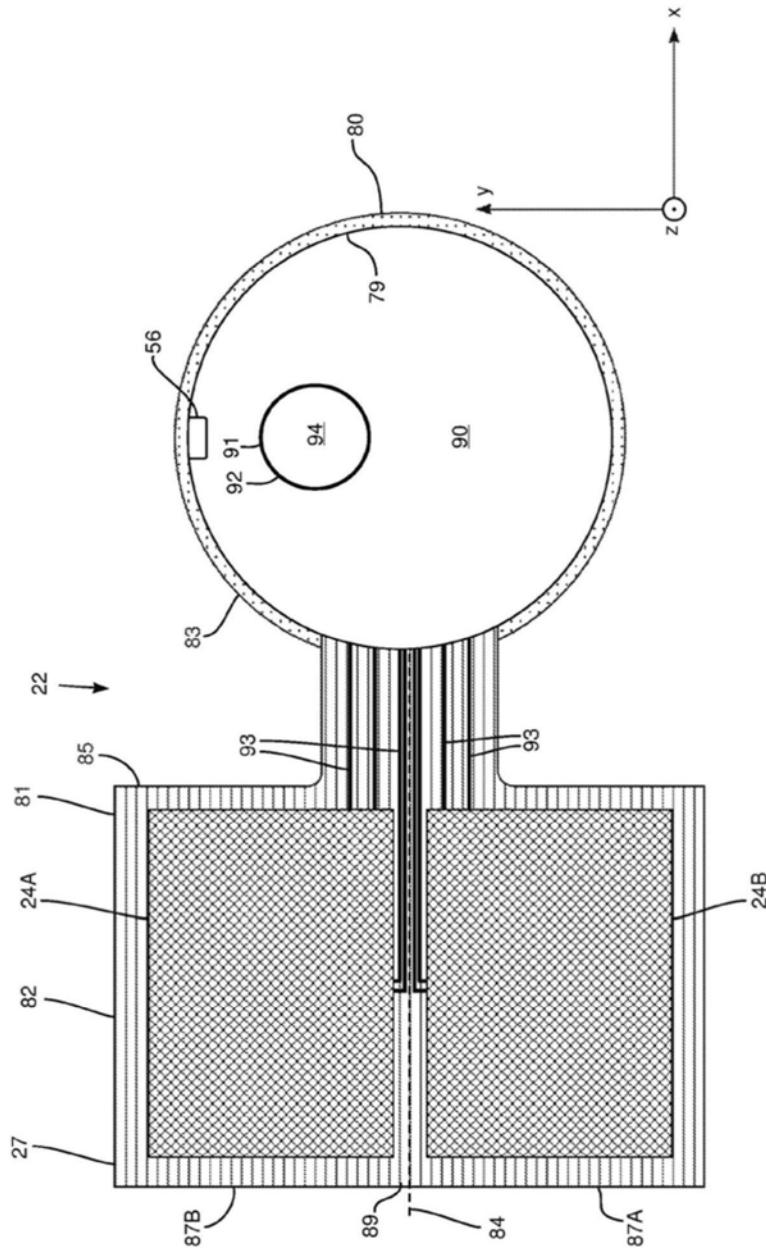


图7

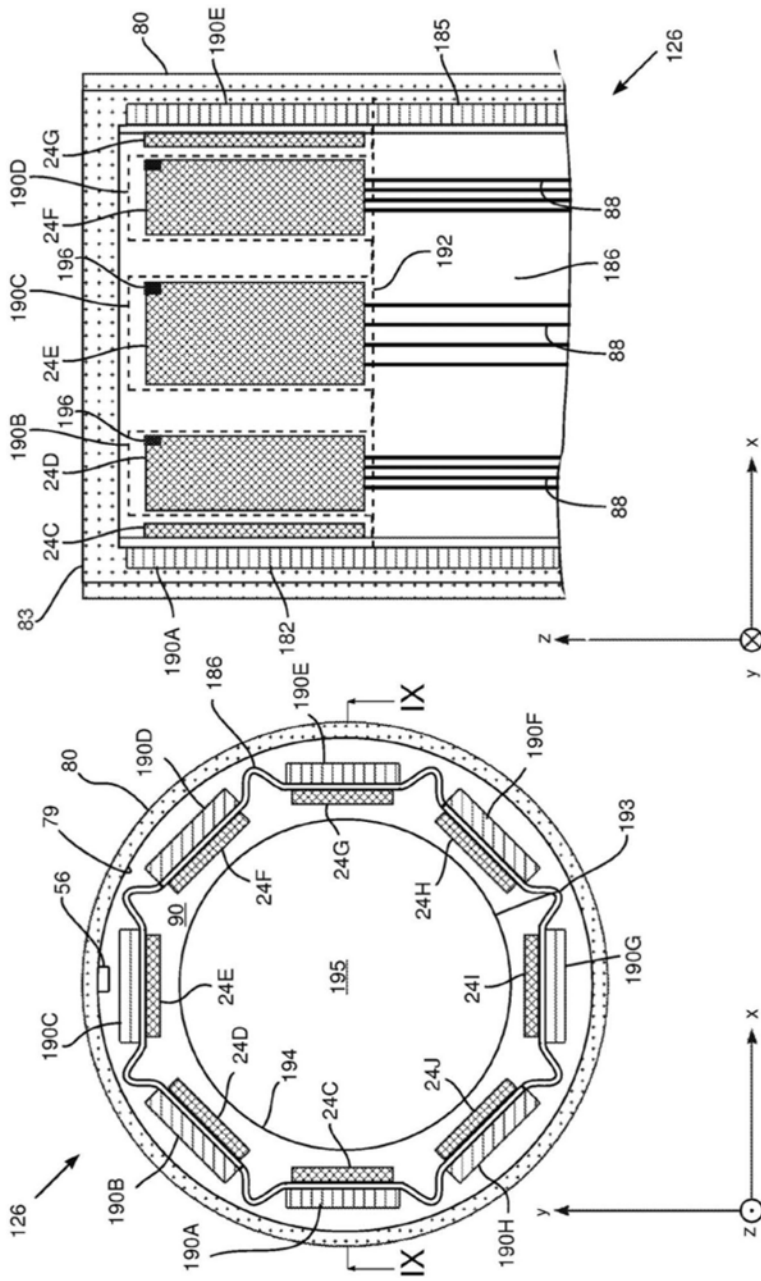


图 9

图 8

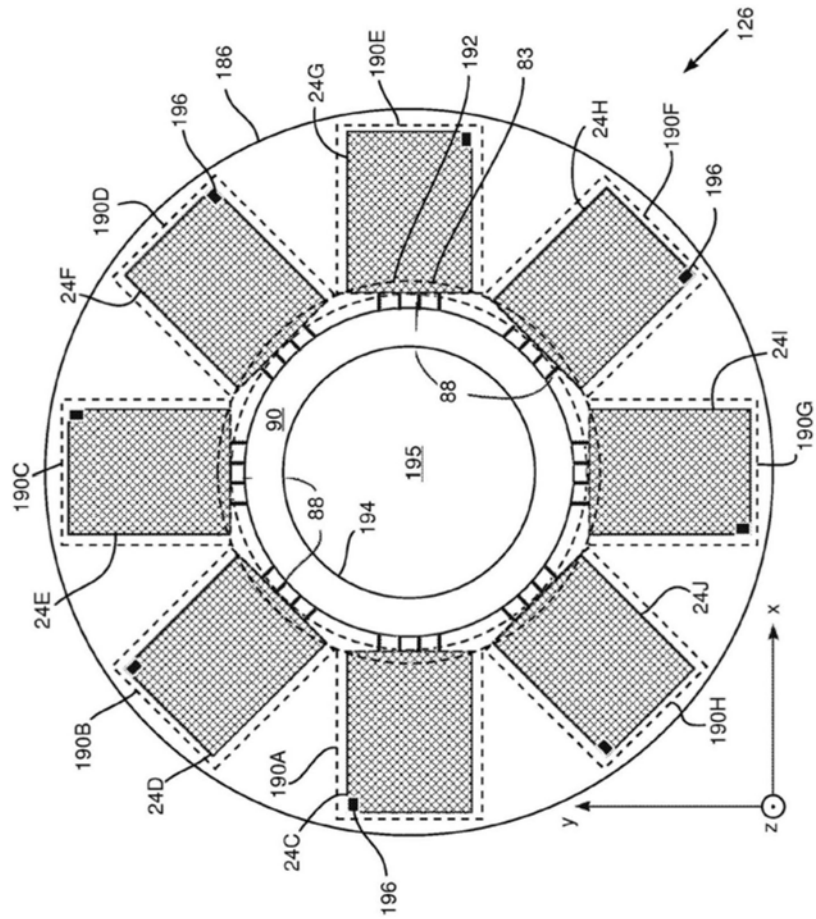


图10

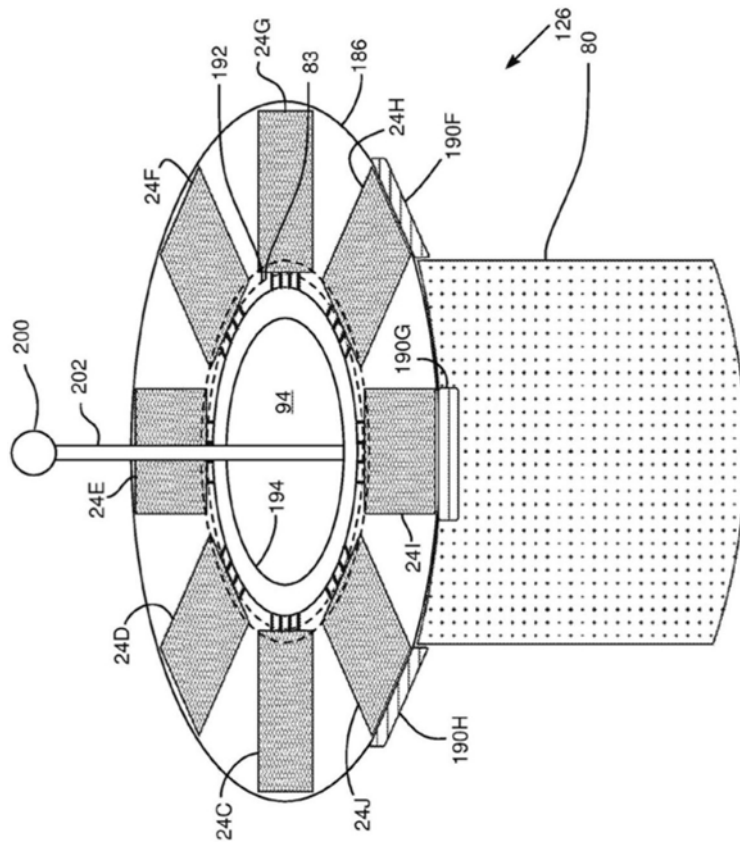


图11

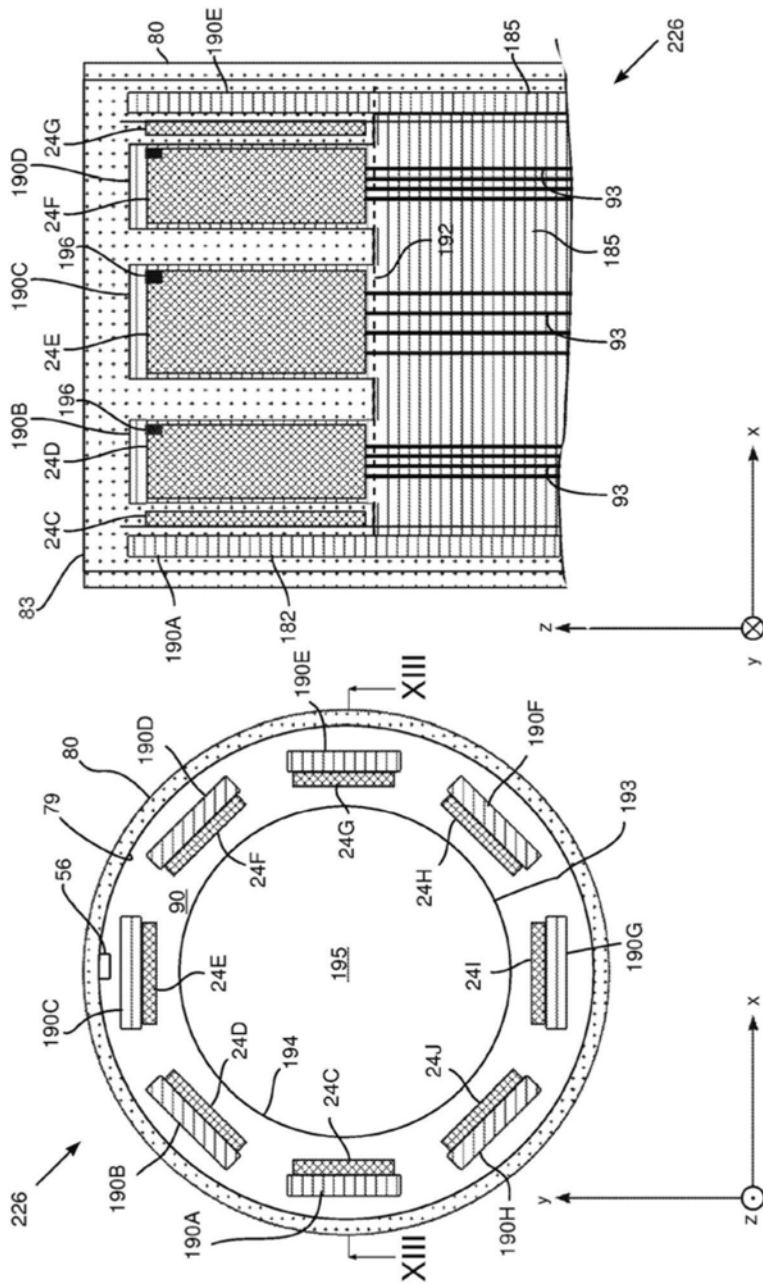


图 13

图 12

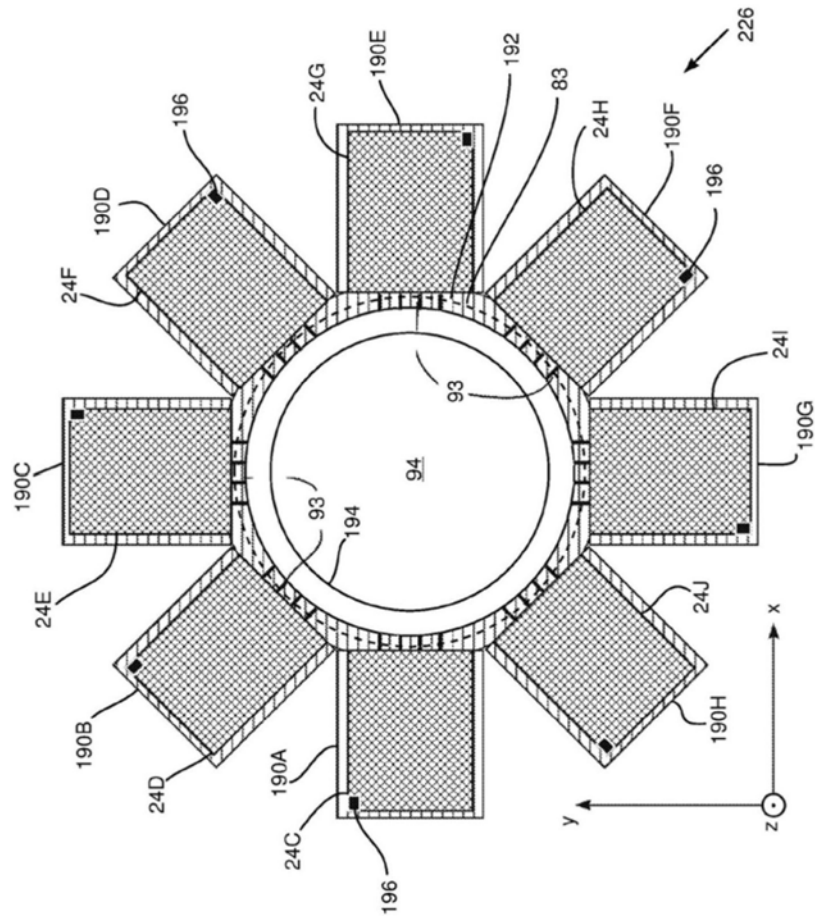


图14

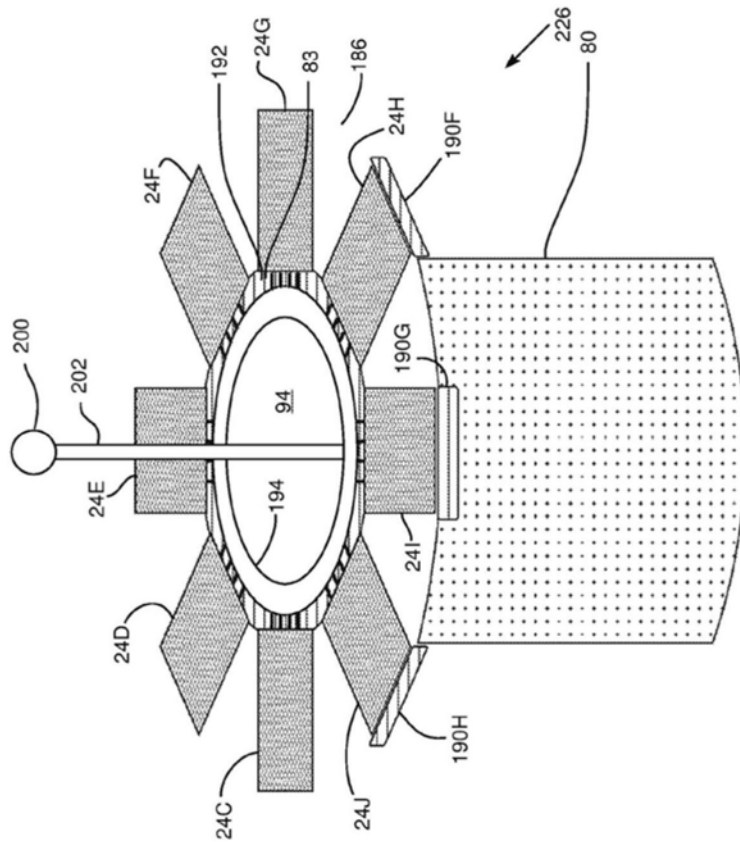


图15

专利名称(译)	可折叠的二维CUMT-ON-CMOS阵列		
公开(公告)号	CN108135646A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680057152.2	申请日	2016-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	佐治亚理工研究公司 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	佐治亚理工研究公司 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	佐治亚理工研究公司 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	莱文特 F 德格泰金 梅厄巴尔塔尔		
发明人	莱文特·F·德格泰金 梅厄·巴尔·塔尔		
IPC分类号	A61B18/04 A61B8/00 A61B8/14 A61B18/12 H01L41/00		
CPC分类号	A61B1/0011 A61B1/018 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/4494 G01S7/52079 G01S15/8913 G01S15/8925 G01S15/8929 G01S15/8934		
代理人(译)	李丙林 王晖		
优先权	62/248400 2015-10-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种设备，包括：插入管，该插入管配置为插入体腔并且具有第一管腔，该第一管腔具有第一管腔直径和远端开口；和管状通道，该管状通道具有第二管腔和小于第一管腔直径的外通道直径，该管状通道插入第一管腔。该设备包括支撑结构，该支撑结构被配置为：以折叠状态穿过插入管的内壁和管状通道外壁之间的空间至远端开口；并且当支撑结构通过远端开口离开时，沿着横向于第一管腔的方向展开，以达到大于所述第一管腔直径的支撑尺寸。超声换能器的多个平面二维阵列由支撑结构支撑，阵列具有小于所述第一管腔直径的横向尺寸。

