



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103635829 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201280032471. X

(22) 申请日 2012. 06. 28

(30) 优先权数据

61/503, 329 2011. 06. 30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/053281 2012. 06. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/001484 EN 2013. 01. 03

(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 M·D·波伦 A·L·鲁滨逊

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

G01S 15/89(2006. 01)

G01S 7/52(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2010/055428 A1, 2010. 05. 20,

US 2005/0148873 A1, 2005. 07. 07,

CN 101031816 A, 2007. 09. 05,

审查员 卜广东

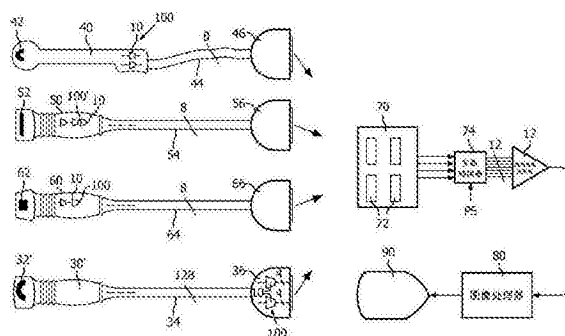
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

具有两个波束成形器阶段的二维超声诊断成像系统

(57) 摘要

一种 2D 超声成像系统具有用于不同的临床应用的多个不同的探头。每个 2D 成像探头都具有一维阵列换能器以及被耦合至阵列的独立元件的一个或多个微波束成形器。优选地,微波束成形器是相同的,并且用作系统的标准部件。微波束成形器将来自其换能器的元件的信号进行组合,并且每个探头都具有部分波束成形的信号的四至十六个输出部。主机系统具有带有四至十六条通道的波束成形器,其完成用于每个探头的波束成形过程。



1. 一种用于利用一组 2D 成像探头进行二维 (2D) 成像的超声诊断系统, 包括:

多个 2D 成像探头, 其用于不同临床应用, 每个所述 2D 成像探头都具有阵列换能器以及被耦合至所述阵列换能器的元件的一个或多个相同的微波束成形器, 所述一个或多个微波束成形器中的每个产生四至十六个部分波束成形的接收信号;

探头电缆, 其被耦合至每个所述探头, 用于将所述部分波束成形的接收信号耦合至主机超声系统;

探头连接器, 位于每条所述电缆的端部处, 其适于耦合至主机超声系统; 以及

主机超声系统, 其具有:

对接连接器, 其适于通过探头电缆而被接合;

多路转换器, 探头选择信号应用于所述多路转换器;

波束成形器, 其被耦合至来自所述探头选择信号选择的探头的所述对接连接器的接收信号, 所述波束成形器具有用于处理部分波束成形的接收信号的四至十六条通道, 以形成完全波束成形的接收信号;

图像处理器, 其响应于所述完全波束成形的接收信号; 以及

显示器, 其被耦合至所述图像处理器。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所述微波束成形器还包括在所有所述 2D 成像探头中使用的标准部件。

3. 根据权利要求 2 所述的超声诊断系统, 其中, 所述微波束成形器具有六十四个输入部和四个输出部, 在所述输出部处产生部分波束成形的信号。

4. 根据权利要求 2 所述的超声诊断系统, 其中, 每个 2D 成像探头包含多个微波束成形器。

5. 根据权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所述 2D 成像探头中的一个具有包含所述阵列换能器的探头手柄, 并且所述微波束成形器位于所述探头手柄中。

6. 根据权利要求 5 所述的超声诊断系统, 其中, 所述电缆包含被耦合至所述探头手柄中的所述微波束成形器的四至十六条接收信号路径。

7. 根据权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所述微波束成形器位于所述探头连接器中。

8. 根据权利要求 7 所述的超声诊断系统, 其中, 所述探头连接器将四至十六条信号路径耦合至所述主机超声系统。

9. 根据权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所述主机系统波束成形器具有八至十六个信号路径输入部。

10. 根据权利要求 9 所述的超声诊断系统, 其中, 所述对接连接器还包括具有多个对接连接器的探头连接器插头块, 在所述多个对接连接器处, 所述多个探头能够被同时连接至所述主机超声系统。

11. 根据权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 每个 2D 成像探头具有用于对二维图像平面成像的 1D 阵列换能器。

12. 根据权利要求 11 所述的超声诊断系统, 其中, 所述 1D 阵列换能器中的两个包括曲面阵列、线性阵列、相位阵列或压紧曲面阵列中的两个。

13. 根据权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 所述微波束成形器还包括微波束成形

器 ASIC, 并且其中, 每个 2D 成像探头包含至少两个微波束成形器 ASIC。

14. 根据权利要求 13 所述的超声诊断系统, 其中, 每个 2D 成像探头还都包括封装在探头盒中的阵列换能器, 并且其中一个所述探头的所述微波束成形器 ASIC 位于所述探头盒中。

15. 根据权利要求 13 所述的超声诊断系统, 其中, 其中一个所述探头的所述微波束成形器 ASIC 位于所述电缆的所述端部处的所述连接器中。

16. 根据权利要求 1 所述的超声诊断系统, 其中, 探头的所述阵列换能器包括陶瓷压电阵列换能器或微机械的超声换能器 (MUT) 阵列中的一个。

具有两个波束成形器阶段的二维超声诊断成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及执行二维(2D)成像的超声医学诊断成像系统,并且具体地而言,涉及具有两个波束成形器阶段的 2D 超声诊断系统。

背景技术

[0002] 具有多元件固态探头的医学诊断成像系统采用波束成形器来控制并聚焦波束。传统上,波束成形器在主机系统的电子隔间中,并通过探头电缆被耦合至探头的换能器阵列。每个波束成形器的通道都被耦合至探头的阵列换能器中的其中一个元件。在传输时,波束成形器通道为导致在所需方向上控制传输波束并将其聚焦在所需深度的元件提供适当定时的传输信号。在接收产生的回波信号期间,过程相反。每个通道都适当地延迟来自其换能器元件的回波信号,以便当对来自所有通道的回波信号进行组合时,在所需的方向和深度上控制接收波束并将其聚焦,一般是传输波束的方向和深度。探头和波束成形器能够由此扫描具有一系列相邻波束的像场,以形成身体的图像平面的 2D 图像。

[0003] 波束成形器还用于在体积区域上扫描和接收波束,以形成区域的 3D 图像。为了在高度以及方位上控制波束,使用二维阵列换能器。用于 3D 成像的典型二维阵列具有单排 2D 成像探头的元件的数量,一般来说数以千计。这带来两个问题。一个问题是,具有从系统波束成形器至换能器元件的数千条导线的导线将使电缆变得非常厚且不实用。另一个问题是,在驱动具有传输信号的数千个元件中耗尽大量功率,导致探头中的过多热量。这两个问题已经通过探头微波束成形器的发展得到解决,如美国专利 5,229,933(Larson III) 中描述的。如在所述专利的封面上示出的及其内容描述的,波束成形的最初部分在探头自身中完成。由于必须使超声检验师容易操纵探头,因此探头中的波束成形器必须小而轻,因此其由集成电路组成。集成电路比系统波束成形器消耗少得多的功率,从而解决发热问题。二维阵列换能器的许多元件被连接至微波束成形器的通道,其中,所述微波束成形器将许多信号部分地波束成形为更少数量的部分波束成形的信号,其总体上匹配系统波束成形器的信号,其中,所述系统波束成形器通常具有 128 条通道。这意味着 128 芯电缆能够用于将部分波束成形的信号耦合至主机及其系统波束成形器,其中,128 条通道系统波束成形器完成波束成形延迟和汇总,形成了用于被接收波束覆盖的深度的一个相干控制且聚焦的信号。美国专利 5,997,479(Savord 等人)说明了如何在典型商业超声系统对二维阵列换能器进行波束成形。阵列换能器被分成几组连续的换能器元件,一般范围为从十六至一百个元件。每组或每片元件均被耦合至微波束成形器的一部分,其被 Savord 等人称为子阵列。每个子阵列都将来自其换能器元件的片的信号波束成形为单个波束成形的信号。一百二十八个子阵列由此产生 128 条信号的通道,其之后由系统波束成形器的 128 条通道组合为单个的相干接收信号。

[0004] 现有技术中已经对微波束成形器探头的若干其他实施方式做出描述。美国专利 6,102,863(Pflugrath 等人)以及美国专利 6,705,995(Poland 等人)说明微波束成形器的终极扩展,使用探头微波束成形器来完成所有的波束成形。之后仅需要单芯导线,以将

完全波束成形的信号从探头耦合至系统主机。Pflugrath 等人将探头电缆连接至绕开系统波束成形器的系统主机上的连接器,将完全波束成形的信号直接应用于系统图像处理器。Poland 等人将完全波束成形的信号通过探头电缆应用于 A/D 转换器接口单元,其中数字信号从该 A/D 转换器接口单元被直接应用于电子显示单元。

[0005] 在美国专利 7,037,264 (Poland) 中描述使用微波束成形器的另一实施方式。在该专利中,微波束成形器控制来自 3D 成像探头的二维阵列换能器的单个图像平面。单个平面的控制能够实现不与探头的透镜正交的图像平面的 2D 成像、通过 3D 探头在方位和高度上控制波束的能力可能实现的性能。这使通过较小的声音孔径(如肋骨之间的空间)控制图像平面成为可能。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理,诊断超声系统可以与多个 2D 成像探头一起操作,其中每个 2D 成像探头采用微波束成形器,以将来自 2D 探头的换能器元件的一维(1D)阵列的信号部分波束成形为少量的部分波束成形的信号通道,典型地,数量为八至十六条通道。具有八至十六条通道的系统波束成形器,(本文中被称为微型波束成形器)之后完成波束成形,以产生完全波束成形的相干回波信号。与典型 2D 成像探头所需的六十四或 128 条信号路径相比,每个 2D 成像探头因此都需要具有用于八至十六条通道的少量模拟或数字信号路径的电缆。而且,这种结构能够实现在各种不同的探头中使用的相同的波束成形器 IC 和印制电路板,诸如线性阵列、曲面阵列、相位阵列和腔内(如阴道内)换能器(IVT)探头,从而提供设计和制造效率。根据本发明的另一方面,标准化的探头换能器 IC 能够位于探头的手柄中或者是将探头电缆连接至系统主机的连接器中,后者能够实现与本发明的微波束成形器结构一起使用的不变的传统 2D 成像探头和电缆。

附图说明

[0007] 在附图中:

[0008] 图 1 图示了根据本发明的原理适用于 2D 成像探头中的微波束成形器专用集成电路(ASIC)。

[0009] 图 2 图示了根据本发明的具有探头微波束成形器和系统微型波束成形器的 128 个元件的 1D 换能器阵列。

[0010] 图 3 图示了根据本发明的具有探头微波束成形器和系统微型波束成形器的 160 个元件的 1D 换能器阵列。

[0011] 图 4 图示了根据本发明的传统 2D 成像探头的实施方式,其具有探头连接器中的微波束成形器集成电路(IC)。

[0012] 图 5 图示了一组不同的 2D 成像探头,其中,每个 2D 成像探头都采用相同的微波束成形器 ASIC,并且示出了具有根据本发明的原理构造的微型波束成形器的超声系统主机。

具体实施方式

[0013] 首先参考图 1,以框图形式图示了根据本发明的原理适用于 2D 成像探头中的探头微波束成形器 ASIC10。仅考虑微波束成形器的接收功能,ASIC10 具有耦合至 1D 换能器阵

列的六十四个元件的六十四个输入部。微波束成形器 ASIC 可控制地延迟来自六十四个换能器元件的信号,之后将它们组合到十六个输入通道的组中。产物是四个部分波束成形的信号的输出。在该范例中,每个输出都是来自十六个换能器元件的信号的组合。微波束成形器 ASIC10 由此将六十四条输入通道减少为四条输出通道,这为各种 2D 成像探头提供方便的标准微波束成形器结构。

[0014] 图 2 图示了根据本发明原理具有系统微型波束成形器的这种标准结构的使用。在该范例中,两个标准微波束成形器 ASIC(10a 和 10b)用于在具有 128 个元件的 1D 换能器阵列 16 的探头中。128 个元件的一半被耦合至 ASIC10a 的六十四个输入部,并且元件的另一半被耦合至 ASIC10b 的六十四个输入部。存在来自探头的八条部分波束成形的输出信号路径,其通过 8-芯探头电缆 18 被耦合至系统主机。如果信号仍然处于模拟形式,则探头电缆可以具有八条模拟信号导线,或者如果信号在探头中被数字化,则探头电缆可以具有数字等效物。电缆 18 的八条部分波束成形的信号路径被耦合至系统主机中的微型波束成形器 12 的八条通道。微型波束成形器 12 完成波束成形过程,使用群延迟进行延迟,并组合八个信号,以在其输出部 14 处产生完全波束成形的相干回波信号。完全波束成形的信号之后能够被转至系统主机的随后的部件,以实现图像处理和显示。使用相同的微波束成形器 ASIC 来减少探头中的超声信号,并且其电缆提供多种优势。首先,能够多次模块化地使用标准化的微波束成形器 ASIC,以执行探头波束成形。在该范例中,使用两个相同的微波束成形器 ASIC,提供适用于各种不同探头的波束成形的标准化方法。其次,该结构能够实现较小、较低成本、小功率、小通道数量的主波束成形器系统、微型波束成形器 12,在该范例中微型波束成形器 12 仅具有八条通道。第三,用于穿过若干探头模型的标准微波束成形器的普通电路板设计的实现允许未来探头模型的迅速部署。第四,探头电缆仅携带少数量的信号路径,在该范例中为八条,这能够实现具有薄、重量轻、成本较低廉的电缆的探头。另一有益特征是探头和系统连接器中所需的引脚的数量能够远远小于由系统支持的阵列元件的最大数量,在该范例中为 128 个元件,这减小连接器的尺寸、成本和重量。

[0015] 图 3 图示了用于 160 个元件的 1D 阵列 20 的微波束成形器和微型波束成形器结构的另一实施方式。该实施方式中使用与先前相同的标准微波束成形器 ASIC。在该情况下使用三个 ASIC。ASIC10a 和 10b 均被耦合至换能器阵列 20 的六十四个元件。160-元件阵列 20 的剩余三十二个元件被耦合至第三微波束成形器 ASIC10c 的一半输入通道。由于只有第三 ASIC10c 的一半的输入通道被有效使用,因此仅使用其四个输出部中的两个。总共具有十条部分波束成形的输出信号路径通过探头电缆 18' 从探头被耦合至系统主机。10 条部分波束成形的输出信号路径通过将对应于最外面的元件组的部分波束成形的输出信号路径连接在一起而减少为八条。因此,传感器阵列一个端部上的第一微波束成形器输出部和第二微波束成形器输出部分别被连接至另一端上的第 9 微波束成形器输出部和第 10 微波束成形器输出部。由于仅有未超过 8 个元件组的一部分声音孔径在任何时候、对于任何扫描线位置来说都是有效的,因此只需要 8 条信号路径。微波束成形器 ASIC10a、10b 和 10c 由系统进行配置,用于每条扫描线,以仅激活 10 个子阵列中的 8 个元件的连续范围。随着扫描线穿过扫描的帧,激活的元件的范围穿过有源孔径而移动,并且对应的微波束成形器输出部被相应地激活。因此,八芯电缆 18' 将足够用于八条模拟信号路径。这八条信号路径被耦合至主机超声系统的微型波束成形器 12' 的八个输入部,所述主机超声系统完成波束

成形,以在其输出端 14' 提供完全波束成形的相干回波信号。如果图 2 的 128- 元件探头被耦合至微型波束成形器 12', 则其八条模拟信号路径将利用连接至微型波束成形器 12' 的八条输入通道的相同的 8 通道电缆来完成波束成形,以用于 128- 元件阵列换能器。应当看到,相同模块化的微波束成形器设计的两种不同的探头能够与相同的系统主机一起使用。

[0016] 图 4 图示了用于 2D 成像探头的本发明的另一实施方式,其中,标准微波束成形器 ASIC 位于将电缆连接至系统主机的探头连接器中。在该范例中,探头 30 是具有 128 个换能器元件的线性阵列换能器 32 的传统探头。阵列的每个元件都被耦合至其自身的 128 芯电缆 34 的导线,并且探头电缆 34 在探头连接器 36 结束,其中探头连接器 36 连接至超声系统主机上的对接连接器。如目前为止描述的,探头和电缆已经普遍可用于超声系统很多年了。根据本发明的原理,先前描述的标准微波束成形器 ASIC10 被用于探头连接器 36 中,以将探头和电缆的 128 条信号路径减少为八条部分波束成形的输出信号路径。128 条电缆信号路径的一半被耦合至一个微波束成形器 ASIC,并且另一半被耦合至另一个 ASIC。总共具有八条部分波束成形的信号路径被耦合至系统波束成形器。因此,图 4 的传统探头配置能够与图 2 的微型波束成形器 12 或图 3 的微型波束成形器 12' 一起使用,以完成波束成形过程并产生适用于形成图像的相干回波信号。使用六十四个元件的 1D 阵列换能器的传统探头将仅需要图 1 的一个微波束成形器 10,并且电缆将仅需要四条信号路径用于从微波束成形器接收到的、部分波束成形的信号。

[0017] 图 5 图示了一组不同的 2D 成像探头,它们都利用根据本发明的原理的减少的通道数量的系统波束成形器 12 来操作。该组探头包括具有 128- 元件压紧曲面阵列 42 的阴道内探头 40、具有 192- 元件线性阵列换能器 52 的线性阵列探头 50、具有 128- 元件相位阵列换能器 62 用于心脏成像的相位阵列探头 60 以及具有 128- 元件曲面阵列 32' 用于产科成像的传统曲面线性探头 30'。阴道内探头 40 具有在探头连接器 46 处结束的八条信号路径电缆 44。线性阵列探头 50 具有在探头连接器 56 处结束的八条信号路径电缆 54,并利用将微波束成形器输出部连接至公用信号路径通道的上述方法,在该情况下,服务阵列中的外组通道的两个微波束成形器将它们的输出部连接在一起,共享电缆中的四条信号路径。相位阵列探头 60 具有在探头连接器 56 处结束的八条信号路径电缆 64。传统曲面线性探头 30' 具有在探头连接器 36 处结束的常规 128 芯电缆 34。

[0018] 相同的标准微波束成形器 ASIC10 与这些探头中的每个一起使用。对于阴道内探头 40 来说,两个微波束成形器 ASIC10 被安装在位于阴道内探头的手柄中的印制电路板 100 上。对于线性阵列探头 50 的 192- 元件阵列 52 来说,印制电路板 100 上的三个微波束成形器 ASIC 被用于在探头的手柄中。线性阵列探头中的每个 ASIC 都被连接至阵列换能器的 192 个元件的六十四个元件。对于相位阵列探头 60 的 128 个元件来说,印制电路板 100 上的两个微波束成形器 ASIC 被用于在探头的手柄中。这些探头的每个的手柄都包括包含探头部件的情况,所述探头部件包括阵列换能器。对于传统曲面线性阵列探头来说,来自阵列换能器的 128 个元件的 128 条电缆芯线被耦合至探头连接器 36 中的印制电路板 100 上的两个微波束成形器 ASIC。如果探头或连接器的内部空间允许,则相同的印制电路板能够用于每个探头。如果探头手柄或连接器内的空间有限,则在必要时使用不同的印制电路板形状因子,以满足探头的空间要求。

[0019] 该组的探头中的任何一个或所有可以被耦合至位于系统主机的探头连接器插头

块 70 上的同一系统探头连接器 72。系统主机可以是产生图像的任何超声系统,其包括车载系统和手持便携式系统。如果多个探头是以物理方式进行连接的,则必须选择其中一个探头来使用。探头选择信号 PS 应用于将选择的探头及其连接器的信号路径耦合至八条通道微型波束成形器 12 的输入部的多路转换器 74。微型波束成形器 12 完成来自探头的微波束成形器的八个部分波束成形的信号的波束成形,并且微型波束成形器输出部处的相干回波信号被耦合至图像处理器 80,并且将形成的 2D 超声图像显示在显示器 90 上。

[0020] 系统微型波束成形器的八条通道对于探头组的任何探头来说都是足够的。在选择 192- 元件线性阵列探头 50 时,其使用三个微波束成形器 ASIC10,通过连接公用的 4 条通道将微型波束成形器的八条通道连接至微波束成形器 ASIC10 的 12 个输出部。如上文所述,系统配置微波束成形器 ASIC10 的状态,以使对于任何扫描线,其中只有 8 个微波束成形器输出的最大值有效,驱动微型波束成形器 12 的 8 个通道输入部。应当看到,各种不同的探头(包括传统探头)能够与本发明的波束成形器结构一起使用,并且系统波束成形器具有显著减少的通道数量。由于尺寸、重量和复杂度均被减小了,因此该结构不仅适用于车载超声系统,也适用于较小的便携式或手持系统。

[0021] 本发明的波束成形器结构的实施方式的其他变化对于本领域技术人员来说将是容易显而易见的。如果系统微型波束成形器按比例增加至十二条通道,则其能够容纳多达三个 4- 输出标准化微波束成形器,以这种方式来同时激活并波束成形 192 个元件,而不是作为 128 个元件的移位子阵列。这种备选方案可以为具有小螺距元件的探头提供优势,以允许更大的波束成形孔径,提高横向的图像分辨率。类似地,如果系统微型波束成形器包括 16 条通道,则 256 个换能器元件能够经由 4 个微波束成形器 ASIC 同时进行波束成形。这能够实现具有多达 256 个同时有效的、具有上述标准 ASIC 的换能器元件的 2D 成像探头。如果该组探头全部使用具有 128 个或更少元件的换能器传感器阵列,则八通道系统波束成形器能够容纳整组探头,所述整组探头具有在任何扫描线上同时对所有元件进行波束成形的能力。备选地,能够使用比六十四至四更大幅度的通道减少的微波束成形器。然而,需要选择能够用于所有现有探头以及未来预想的探头的标准 ASIC。微波束成形器 ASIC 能够是安装至换能器阵列堆栈的倒装芯片,以形成适合小探头盒内部的紧凑型组件。换能器阵列堆栈能够包括压电陶瓷(如 PZT)阵列或由半导体工艺制造的 CMUT 或 PMUT 微机械的换能器阵列。

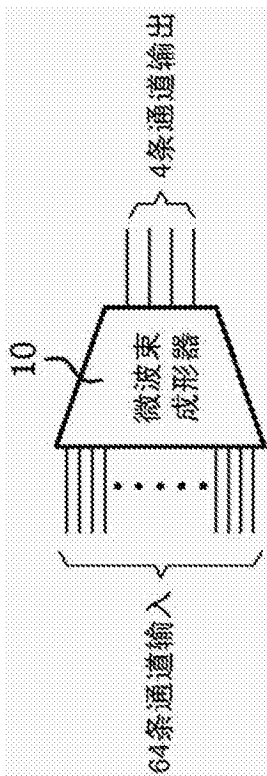


图 1

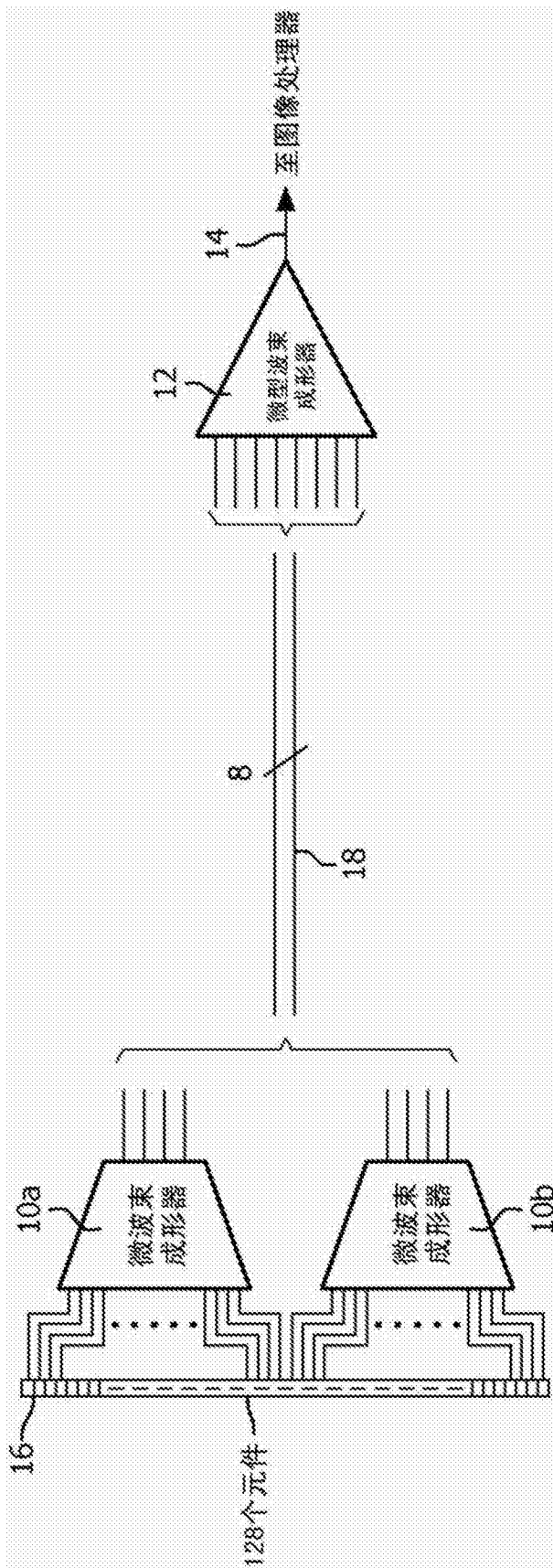


图 2

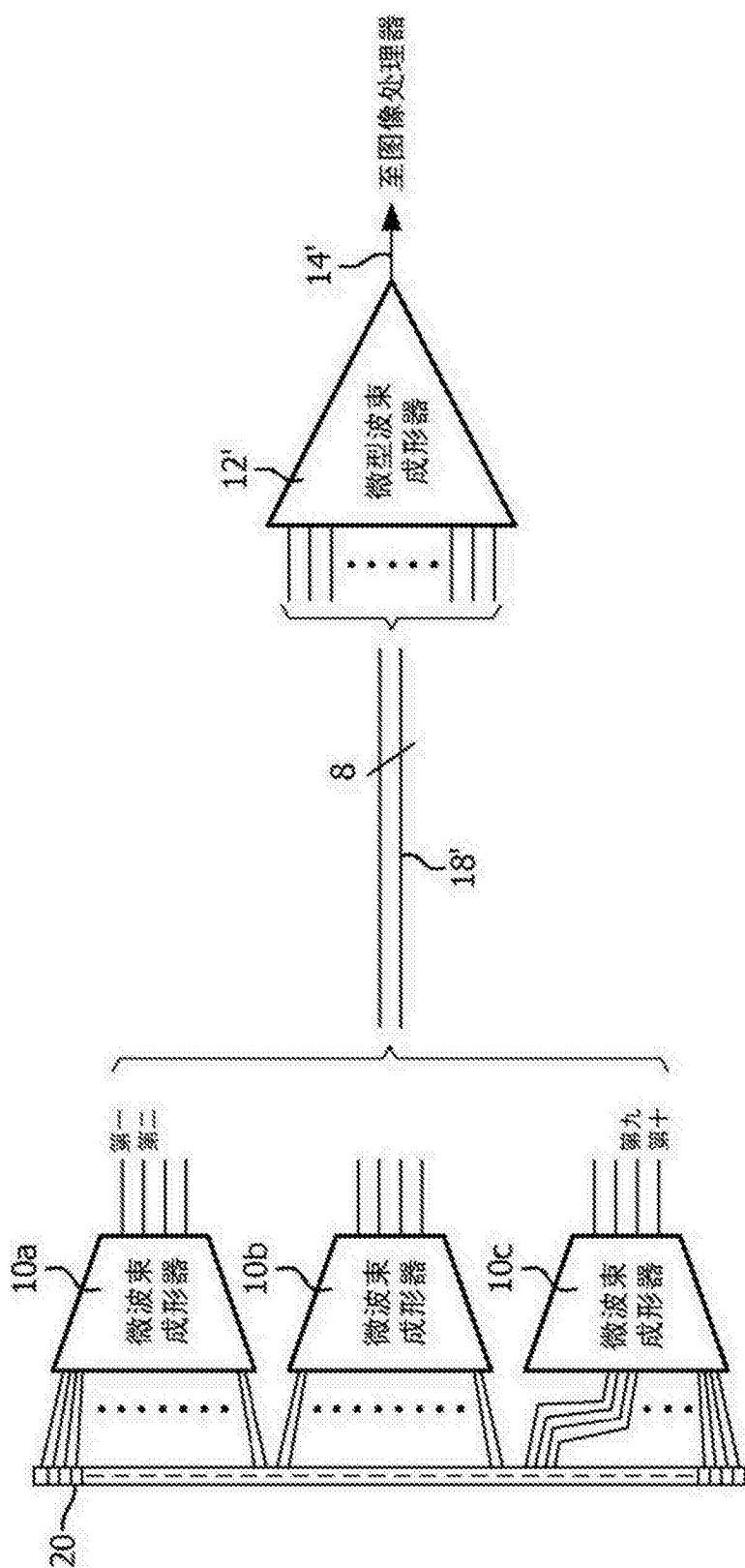


图 3

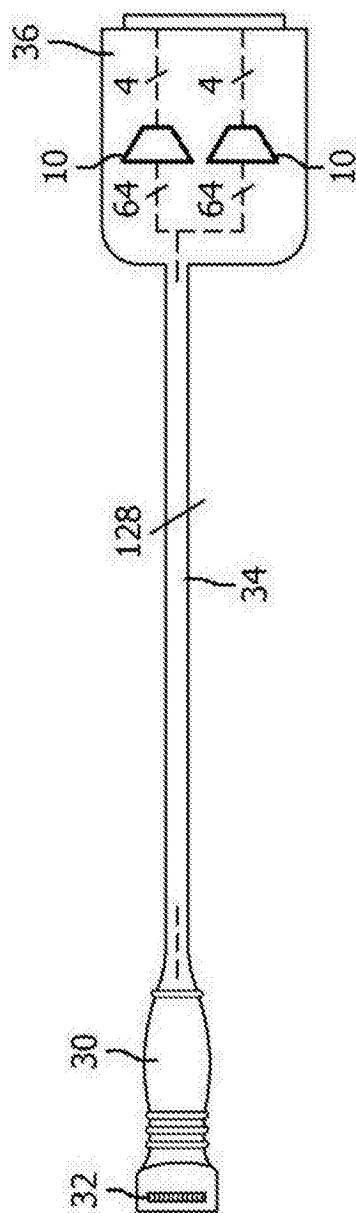


图 4

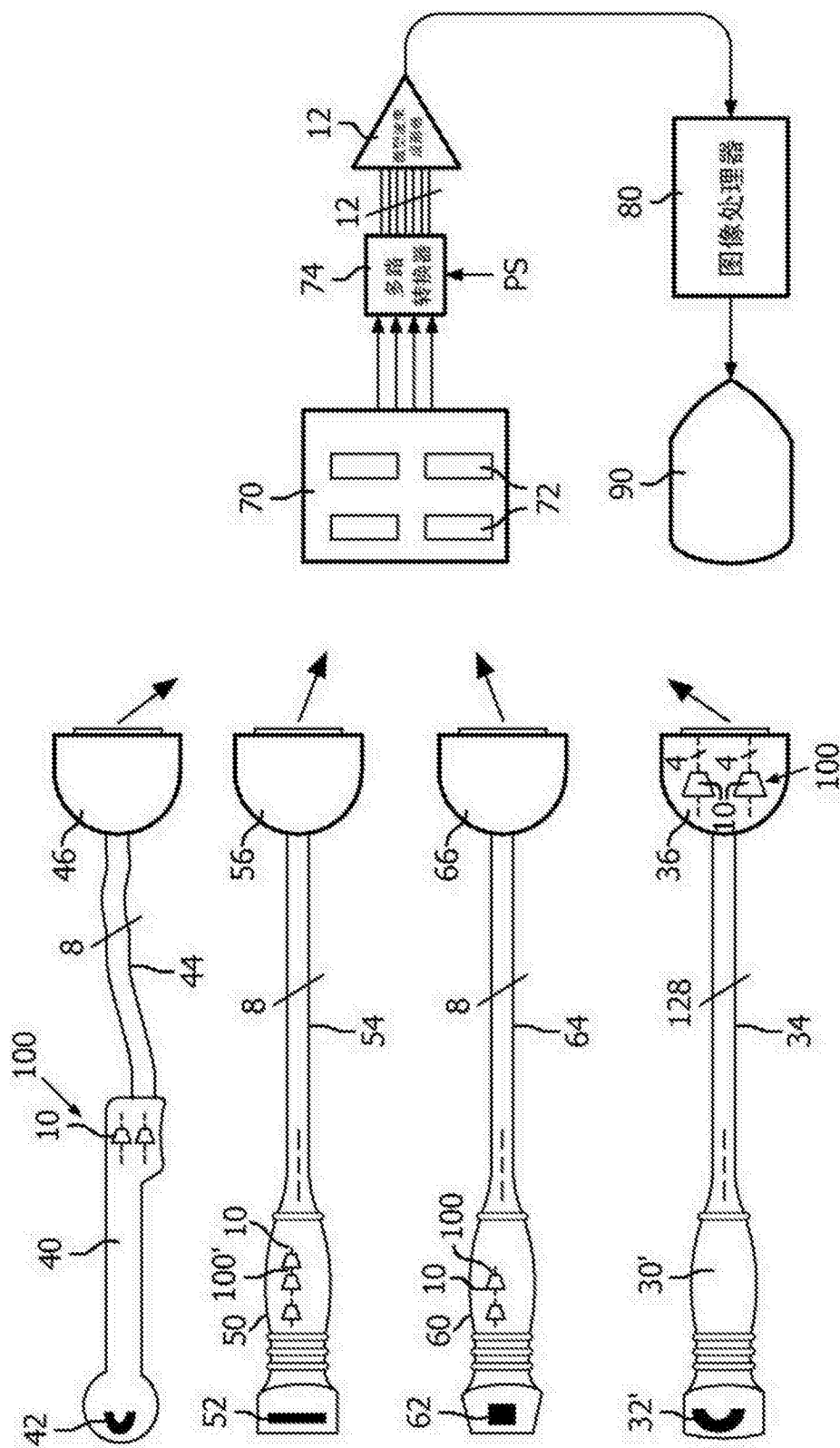


图 5