



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101903796 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 01

(21) 申请号 200880105551. 7
 (22) 申请日 2008. 08. 27
 (30) 优先权数据
 60/969, 818 2007. 09. 04 US
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2010. 03. 04
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/IB2008/053456 2008. 08. 27
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02009/031079 EN 2009. 03. 12
 (73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
 (72) 发明人 D·亚当斯
 (74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 72002
 代理人 王英 刘炳胜

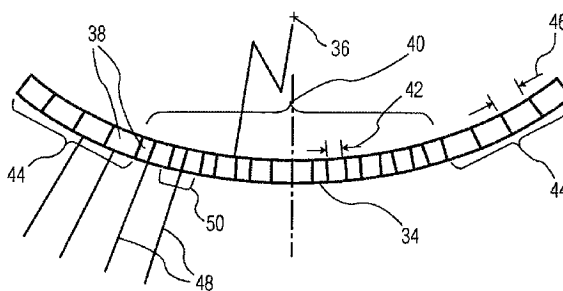
(51) Int. Cl.
G01S 15/89 (2006. 01)
G10K 11/34 (2006. 01)
B06B 1/06 (2006. 01)
A61B 8/00 (2006. 01)
 (56) 对比文件
 US 2006/0058672 A1, 2006. 05. 16, 摘要、权利要求书、说明书第 0015 段、附图 2.
 US 5488956 A, 1996. 02. 06, 全文.
 US 6055861 A, 2000. 05. 02, 说明书第 4 栏第 28 行 - 第 13 栏第 35 行、附图 1-6.
 US 5902241 A, 1999. 05. 11, 全文.
 WO 03/024625 A1, 2003. 03. 27, 全文.
 审查员 肖丁

权利要求书2页 说明书5页 附图7页

(54) 发明名称
双模式超声换能器

(57) 摘要

本发明描述了一种弯曲的阵列超声换能器，其可以在扇形和弯曲的线性模式中使用。该换能器包括元件的中心部分 (40) 和在该中心部分的两侧上的元件的侧向部分 (44)。在扇形模式中，元件的中心部分被操作用于执行相控阵列扫描。在弯曲的线性模式中，元件的中心部分和侧向部分都被操作用于执行弯曲的线性阵列扫描。中心部分的换能器元件的节距比侧向部分的换能器元件的节距精细。在扇形模式中，独立地操作中心部分的元件，而在弯曲的线性模式中，成对地操作中心部分的换能器元件。在扇形模式中，中心部分中参与到换能器的有效孔径中的换能器元件的数目可以根据与患者声接触的换能器元件的数目而变化。



1. 一种超声系统,包括:

模式选择开关,其可操作用于选择线性模式的扫描或者扇形模式的扫描;

超声换能器,其包括具有前表面的换能器元件的弯曲的阵列;以及

射束形成器,其响应于所述模式选择开关并且耦合至所述弯曲的阵列中的元件,并且可操作用于在所述线性模式中引起所述弯曲的阵列垂直于所述阵列的所述表面发送和接收射束,并且可操作用于在所述扇形模式中引起所述弯曲的阵列发送和接收从公共顶点发出的射束,

其中,在所述扇形模式中,所述换能器的有效孔径仅包括位于所述换能器阵列的中心部分中的换能器元件;而在所述线性模式中,所述换能器的有效孔径包括位于所述换能器阵列的所述中心部分中的换能器元件和位于所述中心部分的两侧上的换能器元件。

2. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,在所述线性模式中所述弯曲的阵列作为线性阵列来操作,而在所述扇形模式中所述弯曲的阵列作为相控阵列来操作。

3. 根据权利要求2所述的超声系统,其中,在所述线性模式中,对于每个射束的有效孔径在射束间沿着所述阵列的所述表面移动,而在所述扇形模式中,将换能器元件的同一有效孔径用于每个射束的相控阵列射束操纵。

4. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,在所述扇形模式中,来自未声耦合至患者的元件的信号不参与射束形成。

5. 根据权利要求4所述的超声系统,其中,通过将由换能器元件接收的回波信号与阈值相比较来识别未声耦合至患者的元件。

6. 根据权利要求4所述的超声系统,还包括用于调整对所述换能器的有效孔径起作用的元件的孔径控制。

7. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述中心部分的换能器元件展示出比在所述中心部分的两侧上的换能器元件更精细的节距。

8. 根据权利要求7所述的超声系统,其中,在所述线性模式中,成对地操作所述中心部分的换能器元件。

9. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述换能器元件的弯曲的阵列包括:

换能器元件的阵列,其具有前表面,所述前表面具有中心部分和在所述中心部分的两侧上的侧向部分;以及

线性设置在所述中心部分上的第一多个换能器元件和线性设置在所述侧向部分上的第二多个换能器元件,所述第一多个换能器元件具有第一节距并且所述第二多个换能器元件具有第二节距,所述第一节距基本小于所述第二节距。

10. 根据权利要求9所述的超声系统,其中,所述第一多个换能器元件和所述第二多个换能器元件线性设置在弯曲的弧中。

11. 根据权利要求9所述的超声系统,其中,所述第一多个换能器元件和所述第二多个换能器元件线性设置在公共平面中。

12. 根据权利要求9所述的超声系统,其中,所述第二节距是所述第一节距的大约二倍。

13. 根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述第一多个换能器元件的数目是所述第二多个换能器元件的数目的二倍。

14. 根据权利要求 12 所述的超声系统,其中,所述第一多个换能器元件和所述第二多个换能器元件耦合至具有多条输入线路和多条输出线路的开关矩阵,所述输出线路中的每条耦合至所述第一多个换能器元件和所述第二多个换能器元件中的一个,所述开关矩阵具有第一模式和第二模式,在所述第一模式中,耦合至所述第一多个换能器元件的输出线路中的每条与所述输入线路中的一条相耦合,而在所述第二模式中,所述输入线路中的一条耦合至与所述第二多个换能器元件相耦合的输入线路中的每条,并且耦合至所述第一多个换能器元件中的相邻换能器元件的输出线路对中的每个耦合至所述输入线路中的一条。

15. 根据权利要求 14 所述的超声系统,其中,在所述第一模式中所述开关矩阵可操作用于接收输入,并且其中,耦合至在所述第一模式中与所述输入线路相耦合的所述第一多个换能器元件的输出线路的数目对应于所述输入。

16. 根据权利要求 9 所述的超声系统,还包括耦合至所述第一多个换能器元件和所述第二多个换能器元件的控制器,所述控制器具有第一模式和第二模式,在所述第一模式中,信号仅通过所述第一多个换能器元件发送,而在所述第二模式中,信号通过所述第二多个换能器元件和通过所述第一多个换能器元件中的相邻的对来发送。

17. 根据权利要求 16 所述的超声系统,其中,所述控制器可操作用于在所述第一模式中接收输入,并且其中,在所述第一模式中信号所发送至的换能器元件的数目对应于所述输入。

18. 根据权利要求 16 所述的超声系统,其中,所述控制器可操作用于从用户接收对应于第一模式选择和第二模式选择中的至少一个的输入,所述控制器还可操作用于在接收到所述第一模式选择后引起所述第一多个换能器元件和所述第二多个换能器元件发射沿着穿过位于所述前表面后面的第一顶点的直线辐射的超声射束,并且可操作用于在接收到所述第二模式选择后引起所述第一多个换能器元件发射沿着穿过位于所述前表面前面的第二顶点的直线辐射的超声射束。

19. 根据权利要求 18 所述的超声系统,其中,所述控制器可操作用于引起所述换能器元件以一超声波长发射超声射束,并且其中,所述第一节距小于或大约等于所述超声波长的一半。

20. 根据权利要求 19 所述的超声系统,其中,所述第二节距小于或大约等于所述超声波长。

21. 根据权利要求 18 所述的超声系统,其中,所述换能器阵列安装在包括电耦合至所述控制器的模式选择按钮的手柄内,其中,所述控制器还可操作用于将用户与所述模式选择按钮的交互解释为所述第一模式选择和所述第二模式选择中的至少一个。

22. 根据权利要求 18 所述的超声系统,其中,所述换能器阵列安装在手柄内,并且位于超声系统用户接口上的模式选择按钮电耦合至所述控制器,其中,所述控制器还可操作用于将用户与所述模式选择按钮的交互解释为所述第一模式选择和所述第二模式选择中的至少一个。

双模式超声换能器

[0001] 本发明涉及超声系统,并且更具体地涉及用于超声系统的换能器。

[0002] 在超声诊断成像中,将超声能量发射到患者身体中。探测并处理被反射的能量以形成指示患者体内组织的密度和边界以及血流的位置和速度的图像。通常从包括独立压电换能器元件的阵列的换能器发射超声信号,其中该压电换能器元件也用于探测被反射的信号。

[0003] 可以使用各种换能器和扫描模式来发射并接收超声信号。在相控阵列成像中,多个换能器元件发射具有相位和幅度关系的信号,从而使得他们组合形成能够被操纵以扫描饼状扇形观察区域的单一射束。扇形模式成像对于在患者的肋骨之下成像尤其有用,因为该射束能够起源于瞄准患者的肋骨之间的公共顶点,而不是发射和接收会被肋骨阻挡的信号

[0004] 在线性阵列扫描中,换能器元件的阵列顺序地从不同元件组发射信号并从而在患者体内的观察区域接收信号。线性阵列通常用在需要与皮肤表面接近的区域的宽视角的应用中,并且其中不阻塞至感兴趣区域的声接入。线性阵列是平的或者弯曲的。平的线性阵列提供矩形或梯形的视场,而弯曲的线性阵列由于阵列的曲率而提供散开的视场。

[0005] 实际上,技术人员经常需要具有多个换能器以便充分地

[0006] 鉴于前述问题,提供一种适于执行扇形和弯曲的线性阵列扫描二者的超声换能器是有利的。

[0007] 根据本发明的原理,一种超声系统包括表面,所述表面具有中心部分和在所述中心部分的两侧上的侧向部分。将第一多个换能器元件设置在所述中心部分上,且将第二多个换能器元件设置在所述侧向部分上。所述第一多个换能器元件具有第一、精细节距以用于扇形模式,而所述第二多个换能器元件具有第二、较粗节距以用于线性模式。该阵列可以是弯曲的或平面的。

[0008] 在扇形模式中,将射束形成器耦合以操作所述第一多个换能器元件以用于相控阵列成像。在线性模式中,将射束形成器耦合以操作两组换能器元件。根据本发明的另一方面,第一多个换能器元件中的相邻的对可以一前一后操作,从而使得换能器将在全部可操作孔径上展示出公共元件节距。

[0009] 在本发明的另一方面中,在扇形模式中激活的所述第一多个换能器元件的数目根据与患者皮肤接触的换能器元件的数目而变化。

[0010] 在本发明的另一方面中,提供模式选择开关以使得用户能够在线性模式和扇形模式之间切换。

[0011] 图 1 是根据本发明的实施例的超声系统的方块图;

[0012] 图 2A 和 2B 是根据本发明的实施例的换能器表面的示意图;

[0013] 图 3 是根据本发明的实施例的超声系统的可选实施例的示意性方块图;

[0014] 图 4A 和 4B 是根据本发明的实施例的耦合至换能器元件的控制线路的示意图；

[0015] 图 5A 和 5B 是根据本发明的实施例的将控制线路耦合至换能器元件的开关矩阵的示意图；

[0016] 图 6 是根据本发明的实施例的用于使用双模式换能器的方法的过程流程图；

[0017] 图 7 是根据本发明的实施例的与患者皮肤接合的弯曲的换能器的示意图；

[0018] 图 8 是根据本发明的实施例的使能可变换能器孔径的开关矩阵的示意图；

[0019] 图 9 是根据本发明的实施例的用于使用具有可变孔径的换能器的方法的过程流程图。

[0020] 参照图 1, 超声系统 10 包括具有适于将超声信号发送进入患者并接收回波信号的若干换能器元件的换能器 12。该换能器元件优选地为压电换能器元件。换能器 12 耦合至由射束形成器控制器 18 控制的射束形成器 16。射束形成器 16 控制施加至换能器 12 的元件的激励信号的相位和幅度, 以产生扫描患者体内的观察区域的超声射束。射束形成器 16 还相对地延迟换能器元件所接收的信号相位, 以使得这些信号相位相干并且然后将他们相加。在所图示说明的实施例中, 模式选择器开关 20 耦合至射束形成器控制器 18, 从而使得用户能够设定射束形成器操作以便利用换能器 12 以扇形模式、线性模式和其他操作模式扫描。在其他实施例中, 模式选择器开关 20' 位于换能器的盒子上。在另外的其他实施例中, 模式选择器开关由耦合至射束形成器控制器 18 的图形用户接口提供。

[0021] 对射束形成器 16 的输出进行滤波以从回波信号提取信息。在所图示说明的实施例中, 使用正交带通滤波器 22。将滤波器 22 的输出提供给 B 模式处理器 24 和多普勒处理器 26 中的一个或两个。B 模式处理器 24 处理该数据以产生关于反射激励信号的组织结构的信息。多普勒处理器 26 处理该数据以提取关于观察区域内的血流速度的信息。提供给多普勒处理器 26 的数据在被多普勒处理器 26 处理之前可以存储在集合存储 (ensemble store) 28 中, 直到已经获取了观察区域的足够样本来形成多普勒图像。将 B 模式处理器 24 和多普勒处理器 26 的输出提供给图像处理器 30, 该图像处理器 30 生成期望图像格式的 B 模式和多普勒图像, 然后将该图像显示在显示器 32 上。

[0022] 参照图 2A 和 2B, 换能器 12 具有凸起的表面 34, 该表面 34 具有位于表面 34 的后面的曲率中心 36 并且具有沿着表面 34 分布的多个换能器元件 38。位于表面 34 的中心部分 40 的换能器元件 38 具有第一节距 42, 并且位于在该中心部分 40 的两侧上的侧向部分 44 上的换能器元件 38 具有比所述第一节距大的第二节距 46。在优选实施例中, 第二节距 46 是第一节距 42 的二倍。在侧向部分 44 上的换能器元件 38 的组合数目可以等于在中心部分 40 上的换能器元件 38 的数目的一半。可以通过沿着表面 34 以不同的侧向增量切割压电晶体来获得中心部分 40 和侧向部分 44 中的不同节距。

[0023] 换能器元件发射波长为 λ 的超声波。第一节距 42 可以小于或大约等于 $\lambda/2$, 而第二节距 46 小于或大约等于 λ 。不同的节距 42、46 便于使用换能器 12 来执行不同类型的超声扫描。

[0024] 具体参照图 2A, 在线性扫描模式中, 顺序地激活换能器元件 38 以垂直于表面 34 发射超声射束 48。在线性模式中, 中心部分 40 中的换能器元件 38 优选地被成对 50 激励, 从而使得超声射束 48 的角分布是恒定的。

[0025] 具体参照图 2B, 在相控阵列射束操纵模式中, 选择施加至具有精细节距的元件 38

的激励信号的相位和幅度,使得从元件 38 发射的超声信号相组合以在每次发送期间形成聚焦的射束 52。使相位和幅度变化以改变每个射束 52 的角度并且执行对观察区域的扇形扫描。在所图示说明的实施例中,射束 52 从位于换能器的表面 34 的顶点 54 延伸。然而,通过改变操纵角度,顶点 54 可以位于其他位置,例如在表面 34 的前面或后面。在优选实施例中,在射束操纵模式中,只有中心部分 40 的换能器元件 38 被用于生成射束 52。中心部分 40 中的精细节距 42 有利地允许与较大节距相比更大范围的操纵角度,而不产生降低图像质量的光栅或显著的旁瓣或其他伪影。

[0026] 参照图 3 的实施例,将开关矩阵 56 插入射束形成器 16 和换能器 12 的元件之间。开关矩阵 56 根据由操作者选择的模式来改变射束形成器 16 的信号线路和换能器 12 的换能器元件 38 之间的耦合。在可选的实施例中,诸如通过射束形成器控制器 18 来用程序控制施加至换能器元件 38 的信号以在各模式之间切换,而不改变射束形成器 16 和换能器元件 38 之间的耦合。

[0027] 例如,参照图 4A,在扇形模式中开关矩阵 56 可以将控制线路 58 从射束形成器 16 耦合至中心部分 40 的独立换能器元件 38。参照图 4B,在线性模式中,开关矩阵 56 将控制线路 58 耦合至侧向部分 44 的换能器元件 38 和在中心部分 40 中的换能器元件 38 的对 50。在图 4A 和 4B 的实施例中,控制线路 58 的数目少于换能器元件 38 的总数目。在所图示说明的实施例中,控制线路 58 的数目等于在中心部分中的换能器元件 38 的数目,该数目是换能器元件 38 的总数目的三分之二。在其他实施例中,控制线路的数目等于换能器元件 38 的总数目。在一些实施例中,使用 128 条控制线路 58。因此,换能器 12 可以包括在中心部分 40 中的 128 个换能器元件 38 和位于侧向部分中的总计 64 个换能器元件,其中每个侧向部分 44 中有 32 个换能器元件。

[0028] 参照图 5A 和 5B,在该实施例中,如所图示说明的,控制线路 58 耦合至换能器元件 38。所图示说明的控制线路 58 和换能器元件 38 之间的耦合可以通过对应于每条控制线路 58 和每个换能器元件 38 相对于换能器 12 的中心 60 的位置为每条控制线路 58 分配数字 (n) 并且为每个换能器元件 38 分配数字 (i) 来数学地描述。在扇形模式中,如在图 5A 中所示,每条控制线路 n 耦合至中心部分 40 的换能器 $i = n$ 。在线性模式中,如在图 5B 中所示,每条控制线路 n 耦合至在中心部分 40 中的两个换能器元件 $i = 2n-1$ 和 $i = 2n$ 以及在侧向部分 44 中的换能器元件 $i = N/2+n$,其中 N 等于中心部分 40 中的换能器元件 38 的数目的一半。

[0029] 换言之,在中心部分中的每个换能器元件 i 在扇形模式中耦合至控制线路 $n = i$ 而在线性模式中耦合至控制线路 $n = i - \text{INT}(i/2)$,其中 $\text{INT}()$ 函数返回其操作数的整数部分。在 i 等于 1 的情况下, $i - \text{INT}(i/2)$ 等于 1。因此,在扇形模式和线性模式二者中,换能器元件 $i = 1$ 均耦合至控制线路 $n = 1$,并且不需要切换。中心部分 40 的剩余换能器元件 $i+1$ 到 N 中的每个通过两个开关 62a、62b 耦合至控制线路 58,这两个开关 62a、62b 每次只有一个闭合。如在图 5A 中所示,在扇形模式中开关 62a 闭合并且将换能器元件 i 耦合至控制线路 $n = i$ 。如在图 5B 中所示,在线性模式中开关 62b 闭合并且将换能器元件 i 耦合至控制线路 $n = i - \text{INT}(i/2)$ 。在线性模式中开关 64 将侧向部分 44 的换能器元件 38 耦合至控制线路 $n = N+1$ 到 $n = N+M$,其中 M 是在单个侧向部分 44 中的换能器元件 38 的数目。开关 64 在线性模式中闭合并且在扇形模式中打开。

[0030] 参照图 6,一种用于执行超声扫描的方法 66 可以包括在步骤 68 将控制线路耦合至换能器 12 的中心部分 40 的换能器元件 38。在步骤 70,使用超声系统 10 执行对患者 14 体内的观察区域的一个或多个扇形扫描。在步骤 72,通过模式选择开关 20、图形用户接口或其他输入器件从用户接收用户模式选择输入。

[0031] 在模式选择输入指示选择线性扫描模式的情况下,方法 66 包括在步骤 74 将中心部分 40 的换能器元件 38 的对耦合至控制线路的一部分。在步骤 76,将控制线路的另一部分耦合至侧向部分 44 的换能器元件 38。在步骤 78,执行线性扫描。可以记录方法 66 的步骤,从而使得指示扇形模式的用户模式选择输入导致超声系统 10 执行步骤 68 和 70。

[0032] 为了对患者 14 体内的观察区域恰当地成像,通常需要减小换能器 12 和患者皮肤之间的空气间隙。这通常是通过在患者皮肤上放置声音传导凝胶以便填充间隙并且提供换能器 12 和患者皮肤之间的良好声音传导层来完成的。当前表面 34 是凸起的时,在一些使用中并不是所有换能器元件 38 都可以充分接触患者皮肤或者声音传导凝胶。例如,当成像通过患者肋骨时,肋骨可能不允许换能器 12 充分压入到患者 14 以形成与中心部分 40 的所有换能器元件的良好接触。因此,在一些实施例中,在扇形模式中激活的中心部分 40 内的换能器元件 38 的数目可以根据与患者皮肤或者声音传导凝胶接触的换能器元件 38 的数目而减少。

[0033] 这样,如在图 7 中所示,在中心部分 40 的第一区域 80 与患者皮肤 82 充分接触的情况下,则将激活区域 80 内的换能器元件 38 以产生经操纵的射束。在较小区域 84 与患者皮肤 82' 接触的情况下,则仅激活较小区域 84 的换能器元件 38。

[0034] 参照图 8,如所图示说明的,减少用在扇形模式中的换能器元件 38 的数目可以包括在扇形模式中打开一些最外侧开关 62a,从而使得中心部分 40 的外侧换能器 38 未耦合至射束形成器 16。

[0035] 参照图 9,用于与不同患者皮肤顺应性相适应的方法 86 可以包括在步骤 88 执行初始扫描。在一些实施例中,初始扫描包括从每个换能器元件 38 顺序地进行发射,从而使得能够容易地将回波信号与每个换能器元件相关联。在步骤 90,分析换能器元件 38 的输出以确定哪些换能器元件与患者 14 或声音传导凝胶不充分地接合。确定哪些换能器元件不充分地接合可以包括分析对于每个换能器元件 38 所接收的回波信号并且将被反射的信号强度与阈值相比较以确定是否发生充分的声音接收。在步骤 92,将对其而言未接收到回波信号或者接收到低于阈值的回波信号的换能器元件 38 识别为与患者 14 或声音传导凝胶不充分地接合。识别步骤 92 可以自动地执行或者由操作者来执行,向该操作者呈现表示来自初始扫描的回波信号的超声图像。在步骤 94,将被识别为与患者或者声音传导凝胶不充分地接合的换能器元件 38 与射束形成器 16 去耦合,从而减少对于该扫描的有效孔径。步骤 94 的去耦合步骤可以自动地执行或者由操作者执行。例如,操作者可以转动表盘或者与图形用户接口元件相交互以向射束形成器控制器 18 指示要去耦合或者要在有效孔径中使用哪些换能器元件 38。作为对于步骤 94 的可选替代,可以对射束形成器 16 编程以制止在射束形成中使用来自被识别为与患者不充分地声耦合的元件的信号,而不是将它们从控制线路去耦合。在步骤 96,使用与患者 14 充分地声耦合的换能器元件 38 来执行对患者 14 的一个或多个射束操纵的扫描。

[0036] 虽然已经参照所公开的示例对本发明进行了描述,但是本领域中普通技术人员应

该认识到可以进行形式或细节的改变而不偏离本发明的精神和范围。这样的修改完全在本领域中普通技术人员的技术能力之内。因此,除了随附的权利要求之外,本发明不受其他限制。

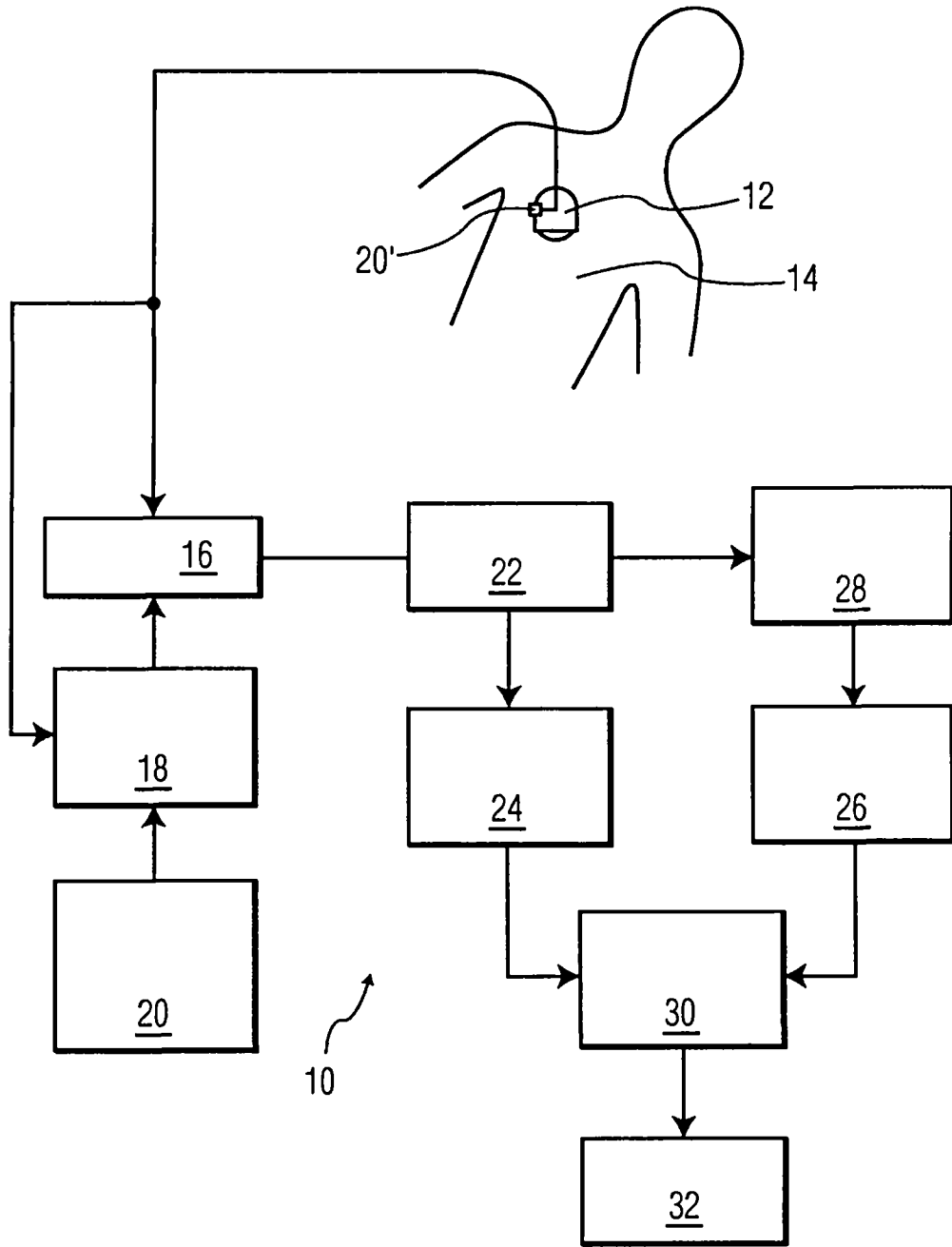


图 1

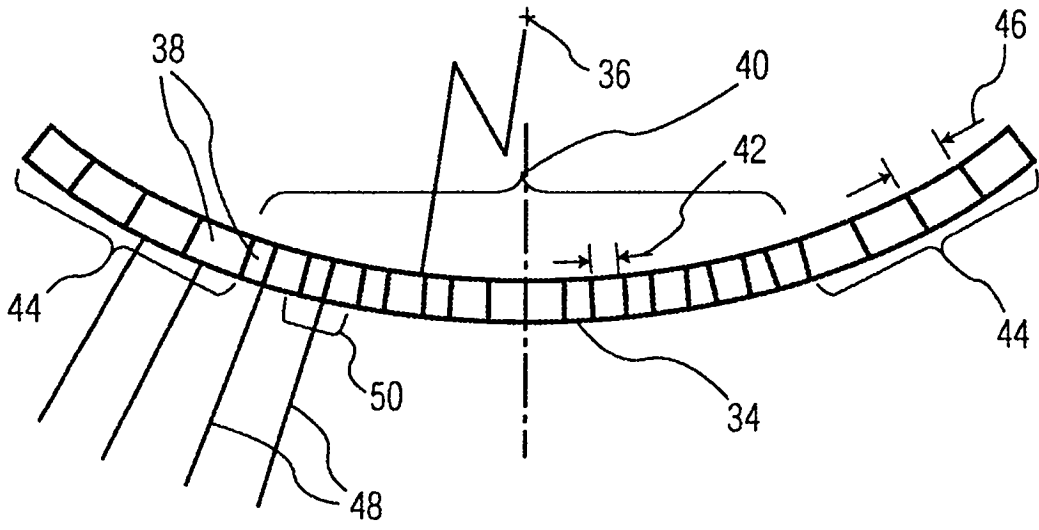


图 2A

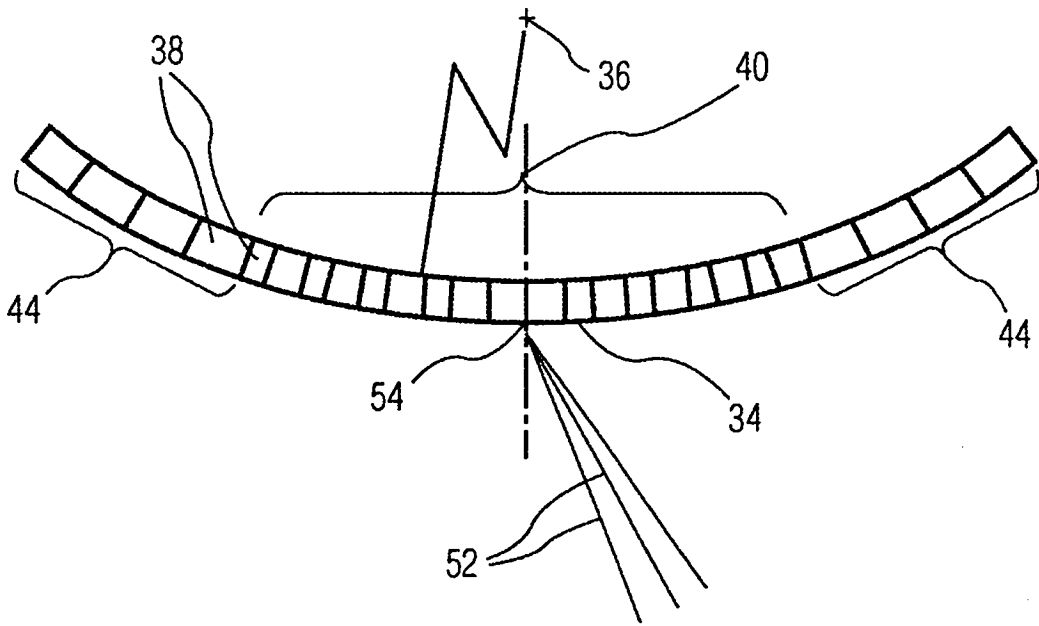


图 2B

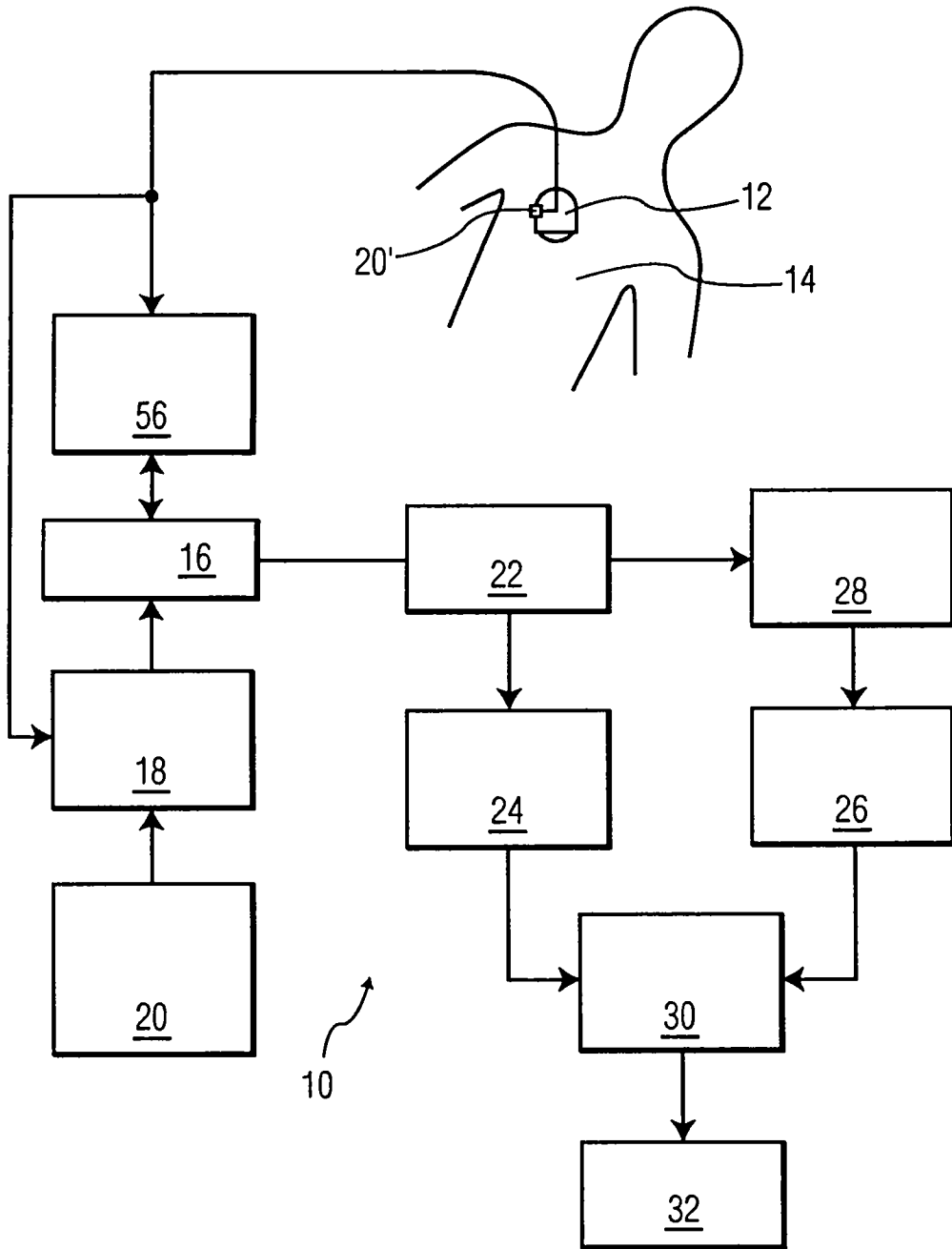


图 3

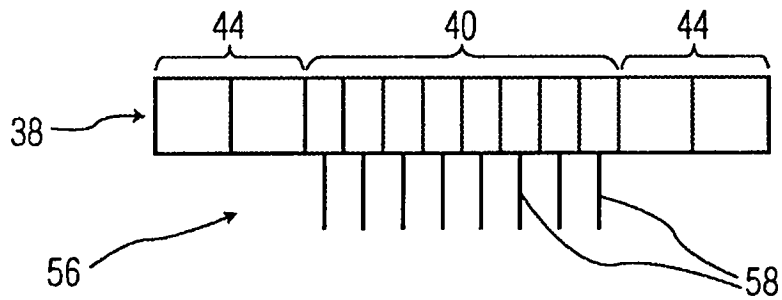


图 4A

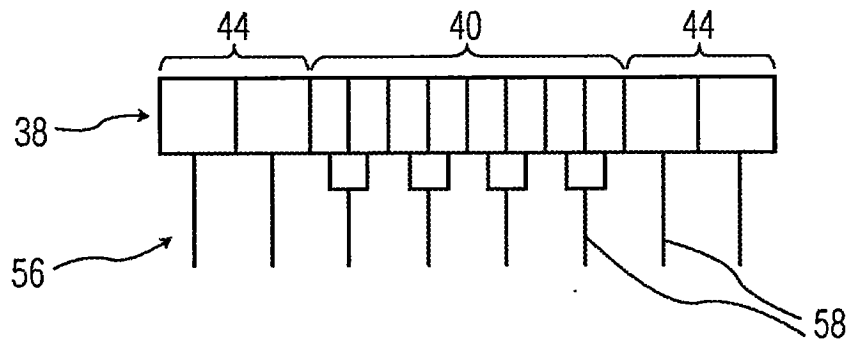


图 4B

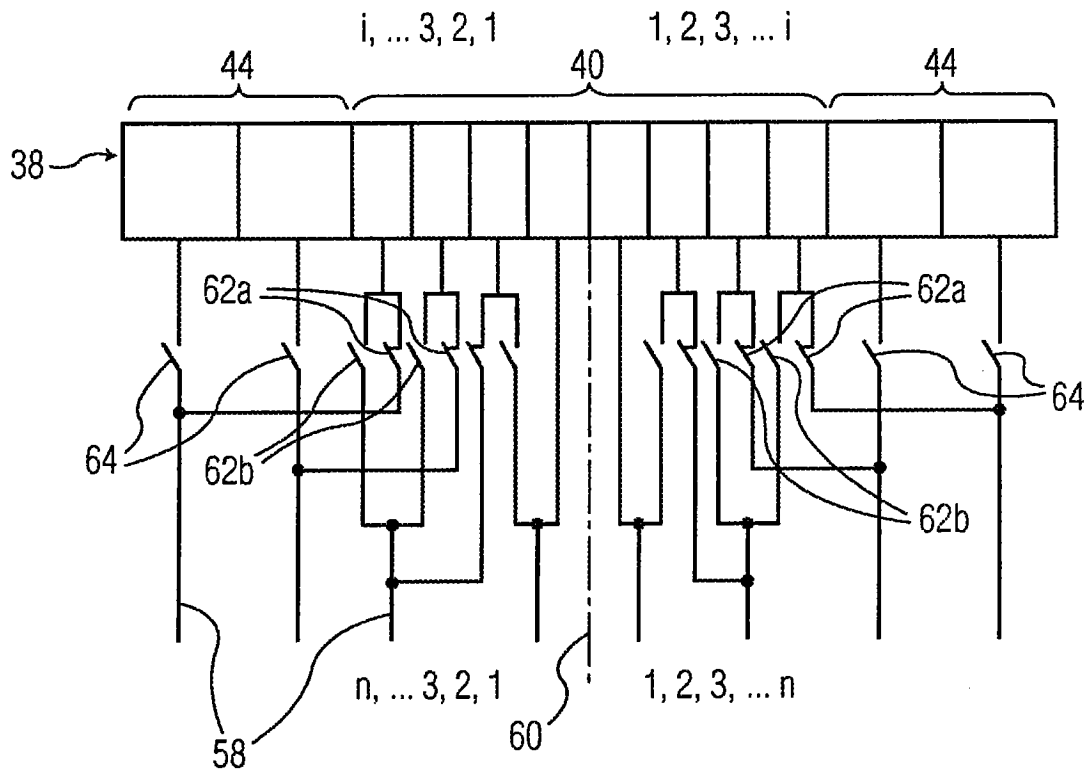


图 5A

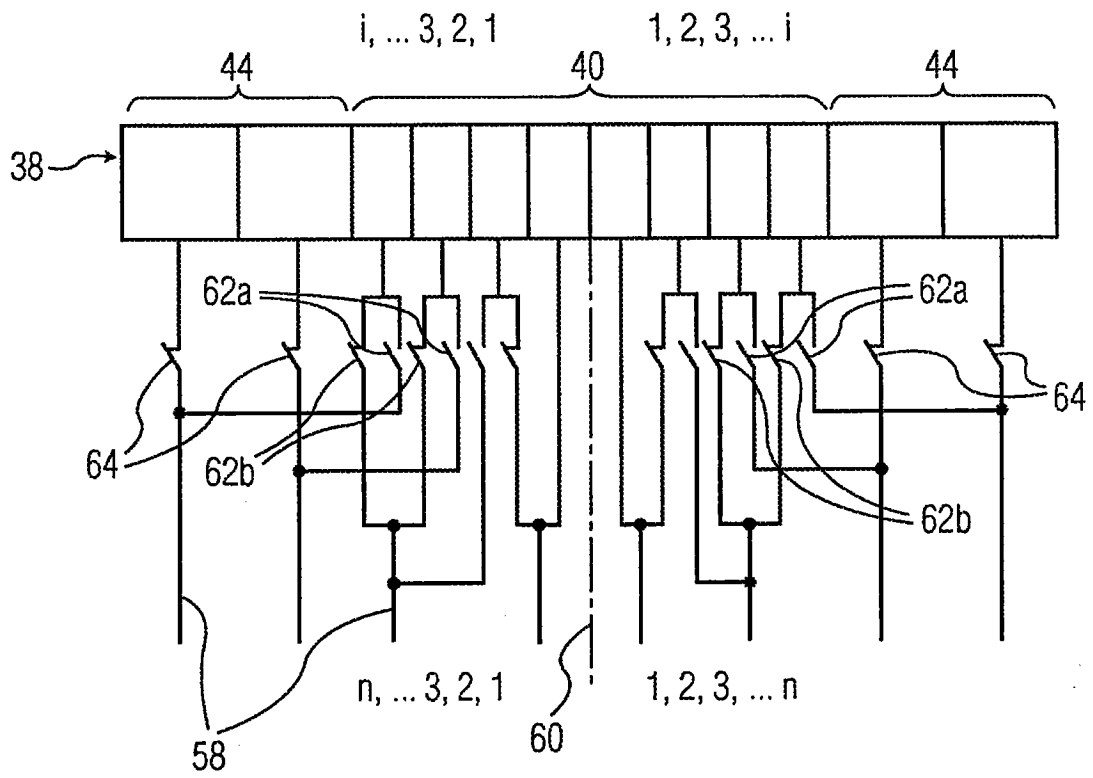


图 5B

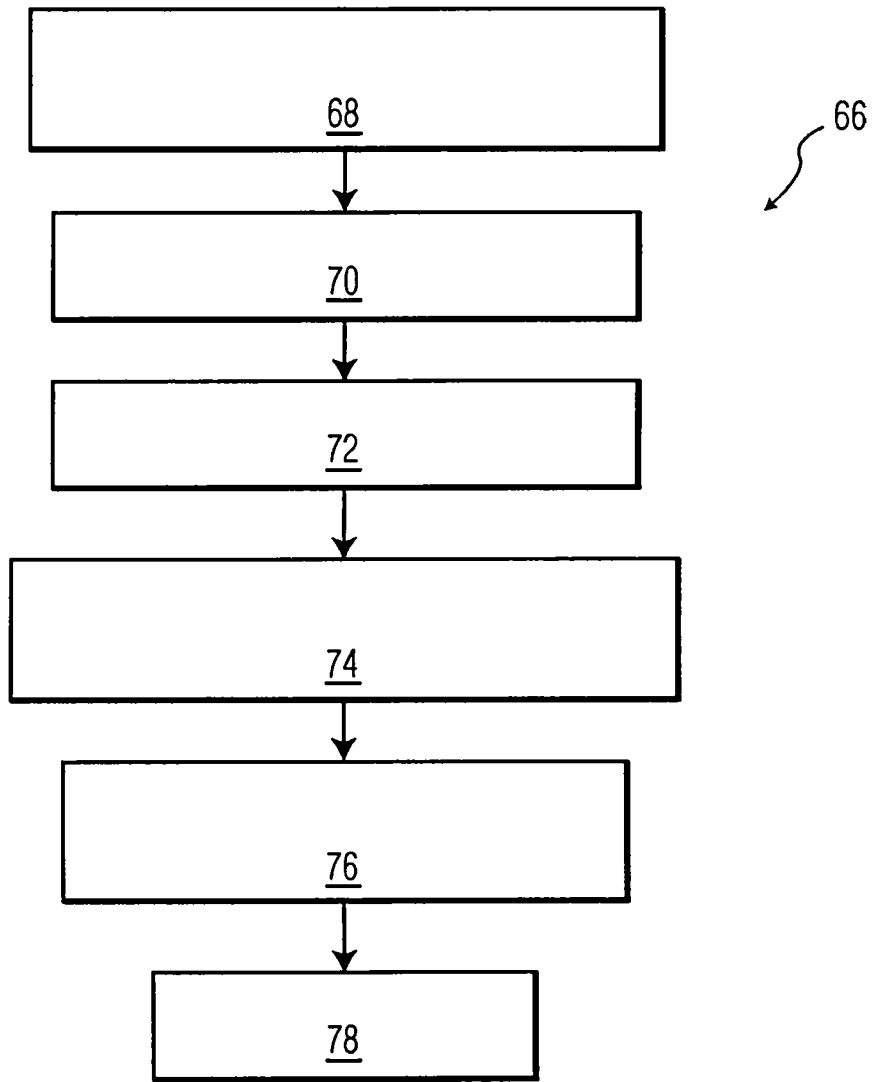


图 6

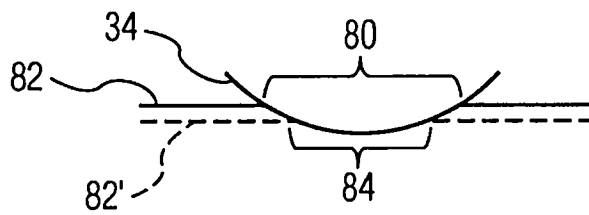


图 7

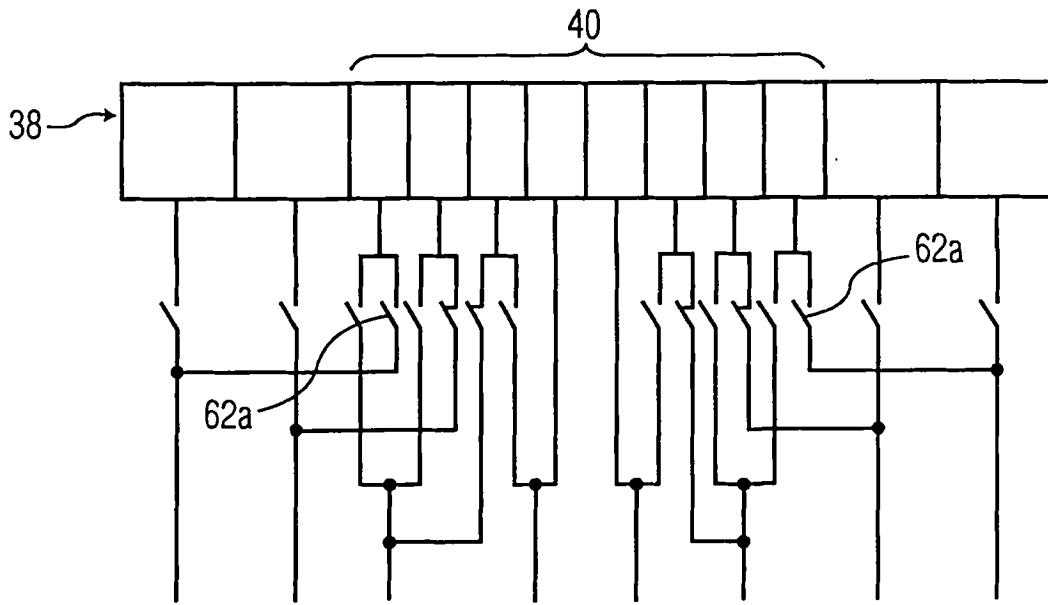


图 8

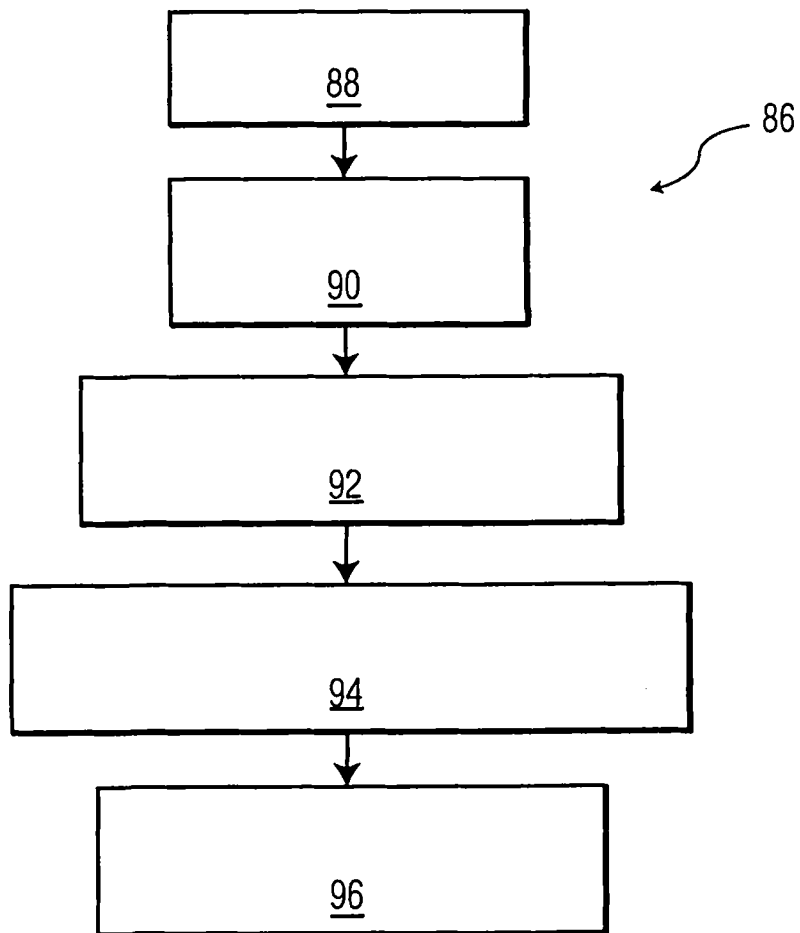


图 9

专利名称(译)	双模式超声换能器		
公开(公告)号	CN101903796B	公开(公告)日	2014-01-01
申请号	CN200880105551.7	申请日	2008-08-27
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	D亚当斯		
发明人	D·亚当斯		
IPC分类号	G01S15/89 G10K11/34 B06B1/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G10K11/346 G01S15/8927 G01S15/892 G01S15/8918		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	肖丁		
优先权	60/969818 2007-09-04 US		
其他公开文献	CN101903796A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明描述了一种弯曲的阵列超声换能器，其可以在扇形和弯曲的线性模式中使用。该换能器包括元件的中心部分(40)和在该中心部分的两侧上的元件的侧向部分(44)。在扇形模式中，元件的中心部分被操作用于执行相控阵列扫描。在弯曲的线性模式中，元件的中心部分和侧向部分都被操作用于执行弯曲的线性阵列扫描。中心部分的换能器元件的节距比侧向部分的换能器元件的节距精细。在扇形模式中，独立地操作中心部分的元件，而在弯曲的线性模式中，成对地操作中心部分的换能器元件。在扇形模式中，中心部分中参与到换能器的有效孔径中的换能器元件的数目可以根据与患者声接触的换能器元件的数目而变化。

