



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103917891 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 09

(21) 申请号 201280054842. 4

A61B 8/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2012. 10. 30

(30) 优先权数据

61/557, 973 2011. 11. 10 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/056003 2012. 10. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/068883 EN 2013. 05. 16

(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 R·A·斯奈德

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘瑜 王英

(51) Int. Cl.

G01S 15/89 (2006. 01)

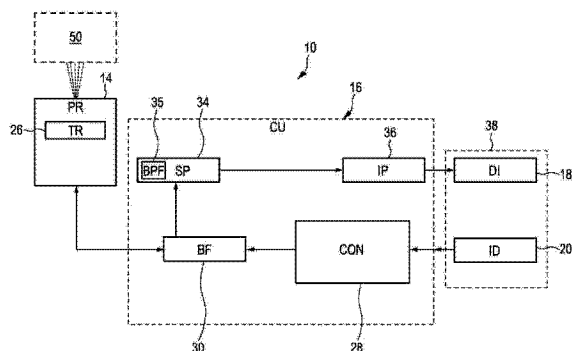
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

改进大体积三维超声成像

(57) 摘要

本发明涉及一种用于提供体积 (50) 的三维超声图像的方法以及一种超声成像系统 (10)。具体而言, 本发明应用于实况三维成像。为了改进对大体积的三维超声成像, 考虑根据换能器阵列 (26) 的扫描线 (59) 的间距 (60), 来调节信号处理器 (34) 的带通滤波器 (35) 的中心接收频率 (70)。



1. 一种用于提供体积 (50) 的三维图像的超声成像系统 (10), 所述超声成像系统包括:

换能器阵列 (26), 其被配置为提供超声接收信号,

波束成形器, 其被配置为控制所述换能器阵列, 以沿大量扫描线 (59) 扫描所述体积 (50), 并且其还被配置为接收所述超声接收信号并提供图像信号,

信号处理器 (34), 其被配置为接收所述图像信号并对所述图像信号执行在中心接收频率 (70) 附近的带通滤波操作, 其中, 所述信号处理器 (34) 还被配置为根据所述扫描线 (59) 的间距 (60) 调节所述中心接收频率, 其中, 所述信号处理器被配置为当所述间距增大时降低所述中心接收频率, 其中, 所述信号处理器还被配置为提供图像数据,

图像处理器 (36), 其被配置为接收来自所述信号处理器 (34) 的所述图像数据并提供显示数据, 以及

显示器 (18), 其被配置为接收所述显示数据并提供所述三维图像。

2. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述信号处理器被配置为基于所述间距与所述中心接收频率之间的线性关系, 来调节所述中心接收频率。

3. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述信号处理器被配置为基于所述间距与所述中心接收频率之间的非线性关系, 来调节所述中心接收频率。

4. 如权利要求 3 所述的系统, 其中, 所述中心接收频率与所述间距之间的所述非线性关系为多项式函数。

5. 如权利要求 4 所述的系统, 其中, 所述多项式函数为以下形式的二阶多项式函数

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS)^2$$

其中, SF 为接收频率偏移因子, LS 为以度为单位的所述间距 (60), MLS 为以度为单位的最小线间距, 并且 A 为缩放参数。

6. 如权利要求 3 所述的系统, 其中, 所述中心接收频率与所述间距之间的所述非线性关系为指数函数。

7. 如权利要求 6 所述的系统, 其中, 所述指数函数为以下形式

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS) \cdot B^{LS}$$

其中, SF 为所述中心接收频率的偏移因子, LS 为以度为单位的所述间距 (60), 并且 MLS 为以度为单位的最小线间距, A 为缩放参数并且 B 为缩放参数。

8. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述信号处理器 (34) 还被配置为根据所述扫描线 (59) 的所述间距 (60), 来调节所述带通滤波操作的带宽, 其中, 所述信号处理器被配置为当所述间距增大时降低所述带宽。

9. 如权利要求 8 所述的系统, 其中, 所述信号处理器 (34) 还被配置为以相同的偏移因子调节所述带宽和所述中心接收频率。

10. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述带通滤波器为正交带通滤波器。

11. 一种用于提供体积 (50) 的三维超声图像的方法, 所述方法包括以下步骤:

利用换能器阵列 (26) 沿大量扫描线 (59) 扫描 (S1) 所述体积,

接收 (S2) 来自所述换能器阵列 (26) 的信号,

通过对所述信号执行带通滤波操作处理 (S5) 所述信号以提供图像数据, 其中, 根据所述扫描线 (59) 的间距 (60) 调节所述带通滤波操作的中心接收频率 (70), 其中, 当所述间距

增大时降低所述中心接收频率,并且

使用所述图像数据显示 (S6) 所述三维图像。

12. 一种包括程序代码段的计算机程序,所述程序代码段用于当所述计算机程序在计算机上运行时,令计算机执行如权利要求 11 所述的方法的步骤。

改进大体积三维超声成像

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于提供体积的,例如患者的解剖部位的实况三维图像的超声系统和方法。本发明还涉及用于实施这种方法的计算机程序。

背景技术

[0002] 在三维超声成像或体积成像中,对三维图像的采集是通过执行切过感兴趣体积的许多二维扫描得以完成的。因此,采集到大量并排的二维图像。通过适当的图像处理,能够从大量二维图像构建感兴趣体积的三维图像。在显示器上以适当方式为超声系统的用户显示从大量二维图像采集的三维信息。

[0003] 此外,所谓的实况三维成像或 4D 成像通常用于临床应用。在实况三维成像中,能够采集体积的实时视图,使得用户能够观看解剖部位的移动部分,例如跳动的心脏或其他。在实况三维成像的临床应用中,有时需要对心脏的相对小的区域(例如单个瓣膜,或中隔缺损)进行成像,并且有时需要对心脏的大的区域(例如整个心室)进行成像。

[0004] 因此,所谓的感兴趣区域(ROI) 以及其尺寸可能在实况三维超声成像的临床应用上改变。

[0005] 在利用矩阵换能器(即二维阵列换能器)对心脏进行的实况三维成像中,需要高体积采集速率,以能够适当地可视化心脏的动态结构。当前,达到高体积速率的一种手段是采用 4X 多线成像或所谓的并行接收波束成形。其中,同时在单一发射波束周围的对称图案中形成四个接收波束。这些图案中的多组跨体积进行扫描,以采集体积图像数据。该方法依赖于发射波束在区域中足够宽以照射围绕其的接收波束中的每个。由于体积速率是由每个体积中的声学扫描线的数目确定的,因此与针对每个发射波束的一条接收扫描线的简单情况相比,同时接收四条扫描线使体积速率增加四倍。实际上,利用声学成像并且甚至利用 4X 多线成像,声学线,特别是接收线在遇到问题之前仅能够分布开一定程度。

[0006] 第一个问题在于,随着所接收的波束移动分开,它们也远离照射那些接收波束的发射波束而移动。因此,图像降低了灵敏度并且变得暗淡。通常能够通过减小发射孔径和/或降低发射频率来增大发射波束的宽度,从而帮助解决该问题。另一种帮助解决该问题的常见方式是通过减小接收孔径来增大接收波束的宽度。两种技术均展现一些改进,但在感兴趣区域为大体积的情况下,缺乏足够的益处以维持足够高的体积速率以用于实况三维成像。

[0007] 当分布接收线时遇到的第二个问题在于,在某些点处存在各接收线之间的间隙,并且在各条线之间的(尤其是在更大深度处的)目标被丢失并且出现显著的空间混叠。通过减小接收孔径来扩大接收波束是有帮助的,但同样没有提供足够的益处。

[0008] 参考文献 US4442713A 公开了一种超声成像装置,其具有换能器元件的阵列,以在对象中发射超声信号,所述对象是要通过使用从所述对象反射并由该装置感测的发射信号而被分析的。建议调节具有由信号衰减产生的频率变化的发射和/或接收换能器的数目,以改进在更宽泛种类的使用条件下的图像分辨率。

[0009] 需要进一步改进这种三维超声系统。

发明内容

[0010] 本发明的目的是提供一种改进的超声系统和方法。本发明的另一目标是提供一种用于实施这种方法的计算机程序。

[0011] 在本发明的第一方面中,提出一种用于提供体积的三维图像的超声成像系统。所述超声成像系统包括:换能器阵列,所述换能器阵列被配置为提供超声接收信号;波束成形器,所述波束成形器被配置为控制所述换能器阵列以沿大量扫描线扫描所述体积,并且还被配置为接收所述超声接收信号并提供图像信号;信号处理器,所述信号处理器被配置为接收所述图像信号并对所述图像信号执行在中心接收频率附近的带通滤波操作,其中,所述信号处理器还被配置为根据所述扫描线的间距调节所述中心接收频率,其中,所述信号处理器被配置为当所述间距增大时降低所述中心接收频率,其中,所述信号处理器还被配置为提供图像数据;图像处理器,所述图像处理器被配置为接收来自所述信号处理器的所述图像数据并提供显示数据;以及显示器,所述显示器被配置为接收所述显示数据并提供所述三维图像。

[0012] 在本发明的另一方面中,提出一种用于提供体积的三维图像的方法。所述方法包括以下步骤:利用换能器阵列沿大量扫描线扫描所述体积;接收来自所述换能器阵列的信号;通过对所述信号执行带通滤波操作处理所述信号以提供图像数据,其中,根据所述扫描线的间距调节所述带通滤波操作的中心接收频率,其中,当所述间距增大时降低所述中心接收频率;并且使用所述图像数据 display 所述三维图像。

[0013] 在本发明的另一方面中,提出一种包括程序代码段的计算机程序,所述程序代码段用于当所述计算机程序在计算机上执行时,令计算机,尤其是超声成像系统执行这种方法的步骤。

[0014] 本发明的基本思想是根据增加的线间距,减小所述信号处理器的带通滤波器的所述中心接收频率。

[0015] 在实况三维成像的临床应用中,有时需要对心脏的相对小的区域(例如单个瓣膜,或中隔缺损)进行成像,并且有时需要对心脏的大区域(例如整个左心室)进行成像。在需要这两种情况时,需要维持足够高的体积速率,例如 20Hz 或至少 24Hz。当在大区域情况与小区域情况之间变化时,临床医师希望在成像大区域时减小成像分辨率并在成像较小区域时增大分辨率。这种希望允许超声系统通过维持固定数目的声学线,以及因此固定的体积速率,在小区域成像和大区域成像两者上均维持高体积速率,而无论正被成像的体积的大小。已发现,如果当扩大要被检验的体积或感兴趣区域的大小时改变线间距以维持足够高的体积采集速率,则根据增大的线间距减小接收频率以及进一步地减小带宽允许各条线之间大得多的分离,而没有灵敏度的显著损失和空间混叠的增加。这在信号处理器中得以实施,以根据给定的线间距,偏移带通滤波器的接收频率以及进一步的带宽。所述线间距继而当改变要被检验的体积的大小时发生变化。

[0016] 在从属权利要求中限定本发明的优选实施例。应理解,要求保护的方法具有与要求保护的设备以及如在从属权利要求中所限定的相似和/或等同的优选实施例。

[0017] 在实施例中,所述信号处理器被配置为基于所述间距与所述中心接收频率之间的

线性关系调节所述中心接收频率。作为选择,所述信号处理器被配置为基于所述间距与所述中心接收频率之间的非线性关系调节所述中心接收频率。已发现,如所述接收频率与所述线间距之间的线性关系一样简单的关系足以允许声学线的更大分离,敏而无灵敏度的损失和空间混叠。

[0018] 在另一实施例中,所述中心接收频率与所述间距之间的所述非线性关系为多项式函数。具体而言,在另一实施例中,所述多项式函数为以下形式的二阶多项式函数

$$[0019] \quad SF = 1 - A \cdot (LS - MLS)^2,$$

[0020] 其中,SF 为接收频率偏移因子,LS 为以度为单位的所述间距,MLS 为以度为单位的最小线间距,并且 A 为缩放参数。通过这样,能够提供偏移因子与线间距之间的二阶关系的相对简单的实施方式。具体而言,当所述线间距为最小线间距时,不发生偏移。然而,之后随着线间距增大,偏移因子以渐进的方式变得更低。在实践中已发现,如下的关系是良好有效的:接收频率的减小随着线间距增大而慢慢开始,并之后随着线间距增大而速率增加。

[0021] 在另一实施例中,所述中心接收频率与所述间距之间的所述非线性关系为指数函数。具体而言,所述指数函数为以下形式

$$[0022] \quad SF = 1 - A \cdot (LS - MLS) \cdot B^{LS},$$

[0023] 其中,SF 为所述中心接收频率的偏移因子,LS 为以度为单位的所述间距,并且 MLS 为以度为单位的最小线间距,A 为缩放参数并且 B 为缩放参数。实践中已发现,如下的指数关系是良好有效的:接收频率的减小随着线间距增大而慢慢开始,之后随着线间距进一步增大而速率增加。

[0024] 此外,所述关系是利用一组参数在所述信号处理器中实施的,所述一组参数提供对线间距与偏移因子之间的关系的用户控制。

[0025] 在另一实施例中,所述信号处理器还被配置为根据所述扫描线(特别是所述接收扫描线)的所述间距,来调节所述带通滤波操作的带宽,其中,所述信号处理器被配置为当所述间距增大时降低所述带宽。已发现,不仅减小所述带通滤波操作的所述中心接收频率还减小所述带宽进一步增大了增加各扫描线之间的间距而无灵敏度的损失且不增加空间混叠的可能性。

[0026] 在另一实施例中,所述信号处理器还被配置为以相同的偏移因子调节所述带宽和所述中心接收频率。这允许所述信号处理器的更为简单的配置,同时维持有利的技术效果。

[0027] 在另一实施例中,所述带通滤波器为正交带通滤波器。这种带通滤波器允许良好的信号处理,并且尤其地,允许所述中心接收频率和所述带宽的偏移的简单实施方式。

附图说明

[0028] 本发明的这些以及其他方面将从下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见,并将参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐明。在以下附图中:

[0029] 图 1 示出根据实施例的超声系统的示意性图示;

[0030] 图 2a 示出感兴趣区域相对于超声探头的示意性表示;

[0031] 图 2b 示出大量扫描线可以如何分布在图 2a 中的体积上的示意性范例;

[0032] 图 3a 示出带通滤波操作的图示;

[0033] 图 3b 示出带通滤波操作的频率偏移的第一实施例;

- [0034] 图 3c 示出带通滤波操作的频率偏移的第二实施例；
- [0035] 图 4 示出根据实施例的超声系统的示意性框图；
- [0036] 图 5 示出以度为单位的线间距与偏移因子之间的关系范例；
- [0037] 图 6a 示出没有频率偏移的第一图像的说明性范例；
- [0038] 图 6b 示出应用频率偏移的第二图像的说明性范例；并且
- [0039] 图 7 示出根据实施例的方法的示意性流程图。

具体实施方式

[0040] 图 1 示出根据实施例的超声系统 10（具体而言，医疗超声三维成像系统）的示意性图示。超声系统 10 被应用于检验解剖部位（具体而言，患者 12 的解剖部位）的体积。超声系统 10 包括具有至少一个换能器阵列的超声探头 14，所述换能器阵列具有大量换能器元件以用于发射和 / 或接收超声波。在一个范例中，所述换能器元件每个都能够以特定脉冲持续时间的至少一个发射脉冲（具体而言，多个相继的发射脉冲）的形式发射超声波。所述换能器元件例如可以能够被布置在一维的行中，例如用于提供能够机械地移动或绕轴旋转的二维图像。此外，所述换能器元件可以被布置在二维阵列中，具体而言用于提供多平面或三维图像。具体而言，所述换能器阵列与并行接收波束成形一起使用，即由单个“宽厚的”发射波束照射大量接收波束。

[0041] 大体上，可以以三种不同方式获得大量二维图像，其每幅均沿特定的声学线或扫描线，具体而言扫描接收线。第一种，用户可以经由手动扫描接收大量图像。在该情况中，超声探头可以包括位置感测设备，所述位置感测设备能够保持对扫描线或扫描平面的位置和取向的跟踪。然而，目前这是不被考虑的。第二种，可以在超声探头内自动地以机械方式扫描所述换能器。这可以是使用一维换能器阵列时的情况。第三种并且优选地，相控二维阵列的换能器位于超声探头内，并且超声束以电子方式被扫描。超声探头可以为由系统的用户（例如医务人员或医生）手持。超声探头 14 被应用于患者 12 的身体，从而提供患者 12 中的解剖部位的图像。

[0042] 此外，超声系统 10 具有控制单元 16，控制单元 16 控制经由超声系统 10 对三维图像的提供。如将在下文中进一步详细解释的，控制单元 16 不仅控制经由超声探头 14 的换能器阵列对数据的采集，还控制信号和图像处理，所述信号和图像处理从由超声探头 14 的换能器阵列接收的超声束的回波形成三维图像。

[0043] 超声系统 10 还包括显示器 18，显示器 18 用于向用户显示三维图像。此外，提供输入设备 20，其可以包括键或键盘 22 以及另外的输入设备，例如跟踪球 24。输入设备 20 可以被连接到显示器 18 或被直接连接到控制单元 16。

[0044] 图 2a 示出体积 50 相对于超声探头 14 的范例。由于超声探头 14 的换能器阵列被布置为相控二维电子扫描阵列，该范例中描绘的示范性体积 50 为扇形类型的。因此，可以通过仰角 52 和侧角 54 表达体积 50 的大小。体积 50 的深度 56 可以由所谓的线时间（以秒每线为单位）表达。其为扫描特定的扫描线所花费的扫描时间。

[0045] 图 2b 示出可以如何将体积 50 划分成大量切片 58 或二维图像（其每幅均是沿大量所谓的扫描线 59 采集的）的说明性范例。在图像采集期间，由波束成形器以如下方式操作超声探头 14 的二维换能器阵列：相继地沿大量的这些扫描线 58 扫描体积 50。然而，在

多线接收处理中,单个发射波束可以照射大量(例如四条)接收扫描线,信号是沿所述接收扫描线并行采集的。如果这样,则之后在体积 50 上相继地以电子方式扫描接收线的这种集合。

[0046] 因此,从所采集的二维图像处理得到的三维图像的分辨率取决于所谓的线密度,线密度继而取决于两个相邻扫描线 59 之间的间距 60。事实上,其为切片 58 内的两个相邻扫描线 59 之间的距离,并且进一步地为各切片 58 之间的距离。结果,在横向延伸的方向中的线密度与在立向延伸的方向中的线密度相同。因此,线密度以度每线的形式被测量。

[0047] 图 3a 示出带通滤波操作的图示。带通滤波操作发生在中心接收频率 70 附近。带通发生在上频率 71 与下频率 72 之间。对其提供带通滤波操作的信号 74 仅在上频率 71 与下频率 72 之间通过。信号 74 中在上频率 71 以上的部分和在下频率 72 以下的部分被砍掉。因此,信号 74 仅在中心接收频率 70 附近的带宽 76 中通过。

[0048] 图 3b 示出所带通滤波操作的频率偏移的第一实施例。由箭头 77 示意性地描绘频率偏移。该实施例,仅中心接收频率 70 被偏移至中心接收频率 70'。在所描绘的实施例中,中心接收频率 70 被减半至中心接收频率 70'。因此,信号 74 通过其中的带宽从带宽 76 改变到带宽 76'。

[0049] 图 3c 示出带通滤波操作的频率偏移的第二实施例。在该实施例中,随着线间距增大,不仅中心接收频率 70 减小,而且带宽也减小。因此,中心接收频率 70 减小一半至中心接收频率 70'。此外,带宽 76 减小至带宽 76',带宽 76' 为带宽 76 的一半。因此,以相同的偏移因子缩放中心接收频率 70 和带宽 76。

[0050] 图 4 示出超声系统 10 的示意性框图。如已在上文中陈述的,超声系统 10 包括超声探头 (PR) 14、控制单元 (CU) 16、显示器 (DI) 18 以及输入设备 (ID) 20。如在上文中进一步陈述的,探头 14 包括相控二维换能器阵列 26。大体上,控制单元 (CU) 16 可以包括中央处理单元,所述中央处理单元可以包括模拟和 / 或数字电子电路、处理器、微处理器等,以协调整体图像的采集与提供。此外,控制单元 16 包括在本文中所谓的图像采集控制器 28。然而,必须理解,图像采集控制器 28 不需要为超声系统 10 内单独的实体或单元。其能够为控制单元 16 的一部分并且一般为硬件或软件实施的。当前的区别仅用于说明的目的。

[0051] 作为控制单元 16 的一部分的图像采集控制器 28 可以控制波束成形器,并通过这样,控制取得体积 50 的哪些图像以及如何取得这些图像。波束成形器 30 生成驱动换能器阵列 26 的电压,确定部分重复频率,其可以扫描、聚焦并切趾所发射的波束以及(一个或多个)接收波束,并且可以进一步放大滤波器并数字化由换能器阵列 26 返回的回波电压流。进一步地,控制单元 16 的控制器 28 可以确定总体扫描策略。这种总体策略可以包括如已在上文解释的期望体积采集速率、体积的横向延伸、体积的立向延伸、最大和最小线密度、扫描线时间以及线密度。

[0052] 波束成形器 30 还接收来自换能器阵列 26 的超声信号,并将它们作为图像信号转发。

[0053] 此外,超声系统 10 包括信号处理器 34,信号处理器 34 接收所述图像信号。信号处理器 34 大体上被提供用于对所接收的超声回波或图像信号的模数转换、数字滤波(例如带通滤波)、以及检测与压缩(例如动态范围缩减)。所述信号处理器转发图像数据。具体而言,信号处理器 34 包括带通滤波器 35。带通滤波器 35 可以为正交带通滤波器。

[0054] 正交带通滤波器 35 提供三种功能。第一种,对所述图像信号的带限制。第二种,产生扫描线数据的同相和正交对,以及第三种,将回波信号数字地解调至中间或基带频率范围。所述正交带通滤波器的特性由通过控制单元 16 输入的参数确定。所述参数可以为经由用户接口 38 输入到控制单元 16 中的用户输入。这使得用户能够控制线间距与频率偏移之间的关系。频率偏移和带宽与所述线间距之间的关系使得当所述线间距增大时中心接收频率和带宽降低。以此方式,所述接收频率和带宽的减小随着所述线间距增大而慢慢开始,并之后随着所述线间距增大速率增加。可能的范例为以下形式的二阶多项式函数

$$[0055] \quad SF = 1 - A \cdot (LS - MLS)^2$$

[0056] 其中,SF 为接收频率偏移因子,LS 为以度为单位的所述间距,MLS 为以度为单位的最小线间距并且 A 为缩放参数,以及以下形式的指数函数

$$[0057] \quad SF = 1 - A \cdot (LS - MLS) \cdot B^{LS}$$

[0058] 其中,SF 为所述中心接收频率的偏移因子,LS 为以度为单位的所述间距,并且 MLS 为以度为单位的最小线间距,A 为缩放参数并且 B 为可以应用的缩放参数。

[0059] 通过这样,能够应用大的线间距,而没有灵敏度的损失。因此,即使在所述体积大的情况下,所述大的线间距也允许维持要被检验的体积内扫描线的总数目。通过维持声学线的总数目并增大各声学线之间的间距,可以利用所述超声系统检验甚至更大的体积,同时维持体积采集速率,并且因此,使得采集速率足够高,以提供实况三维超声成像。

[0060] 此外,超声系统 10 包括图像处理器 36,图像处理器 36 将从信号处理器 34 接收的图像数据转换成最终在显示器 18 上示出的显示数据。具体而言,图像处理器 36 接收所述图像数据,处理所述图像数据,并且可以将其存储在图像存储器中。之后进一步对这些图像数据进行后处理,以提供经由显示器 18 对所述用户最方便的图像。在当前的情况中,具体而言,图像处理器 36 可以从沿每个切片 58 中的大量扫描线 59 采集的大量二维图像形成三维图像。

[0061] 用户接口总体上由附图标记 38 描绘,并且包括显示器 18 和输入设备 20。其也可以包括另外的输入设备,例如鼠标或甚至可以被提供在超声探头 14 自身上的另外的按钮。

[0062] 可以应用本发明的三维超声系统的具体范例为由申请人销售的 CX50CompactXtreme 超声系统,具体而言与申请人的 X7-2t TEE 换能器或申请人的另一种使用 xMATRIX 技术的换能器一起。大体上,如出现在 Philips iE33 系统上的矩阵换能器系统或例如出现在 Philips iU22 和 HD15 系统上的机械 3D/4D 换能器技术可以应用本发明。

[0063] 图 5 示出范例图表 80,其具有示出以度为单位的线间距的 x 轴和示出对应的偏移因子的 y 轴。该图以最小线间距开始(在该情况中为 0.75 度),并且结束于最大线间距(在该情况中为 3 度)。这种图能够用于实施线间距与中心接收频率 70 之间的关系。偏移因子的减小从所述最小线间距慢慢开始,并随着所述线间距增大而增大速率。提供对应的图的可能二阶多项式能够为

$$[0064] \quad SF = 1 - 0.051 \cdot (LS - 0.75)^2。$$

[0065] 此外,以下指数关系能够用于提供类似的图:

$$[0066] \quad SF = 1 - 0.00574 \cdot (LS - 0.75) \cdot e^{LS}。$$

[0067] 图 6a 示出第一显示器的示例性范例。所述第一显示器示出无频率偏移的情况下采集的第一图像 90。如由附图标记 92 示出的,可以经由显示器 18 提供对话框 92,使得用

户可以选择性地启用或禁用接收频率偏移。此外,能够经由输入设备 20 输入第二参数,例如指数函数的底,线间距与偏移因子之间的关系的其他参数。此外,可以由用户输入最小线间距和最大线间距。

[0068] 相反,图 6b 示出第二显示器 94,其利用根据本发明启用的中心接收频率偏移提供相同体积的第二图像 96。如清楚可见的,图片的质量得到显著提升。

[0069] 图 7 示出方法的实施例。在所述方法已开始之后,利用换能器阵列 26 沿大量扫描线 59(尤其是大量接收扫描线)扫描体积。在进一步的步骤 S2 中,接收来自换能器阵列 26 的信号。具体而言,换能器阵列 26 可以将超声信号转发到波束成形器 30。波束成形器 30 继而将所述超声信号转换为图像信号,所述图像信号之后被转发到信号处理器 34。

[0070] 在步骤 S3 中,确定线间距被改变。若没有改变,则在步骤 S5 中,对信号应用带通滤波操作,以提供图像数据,并且进一步地,在步骤 S6 中,使用所述图像数据显示三维图像。

[0071] 然而,如果在步骤 S3 中确定线间距被改变,则所述方法继续至步骤 S4,在其中,根据扫描线的间距调节所述带通滤波操作的中心接收频率 70。具体而言,能够根据上文给出的关系或公式中的一个执行调节。此外,可以以相同的偏移因子降低所述带通滤波操作的带宽 76。

[0072] 之后,再一次在步骤 S5 中,执行所述带通滤波操作,以提供图像数据,并在步骤 S6 中,使用所述图像数据显示该三维图像。

[0073] 最后,在步骤 S7 中,确定扫描操作是否结束。若是,则所述方法结束。若否,则所述方法在步骤 S1 重新开始。

[0074] 尽管已在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明,但这样的说明和描述被认为是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、说明书和权利要求书,本领域技术人员在实施要求保护的本发明时,能够理解并实现对所公开实施例的其他变型。

[0075] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且量词“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记载的几个项目的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0076] 计算机程序可以被存储/分布在适当的介质上,所述介质例如是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,例如经由因特网或者其他有线或无线的远程通信系统。

[0077] 权利要求书中的任何附图标记不得被解释为对范围的限制。

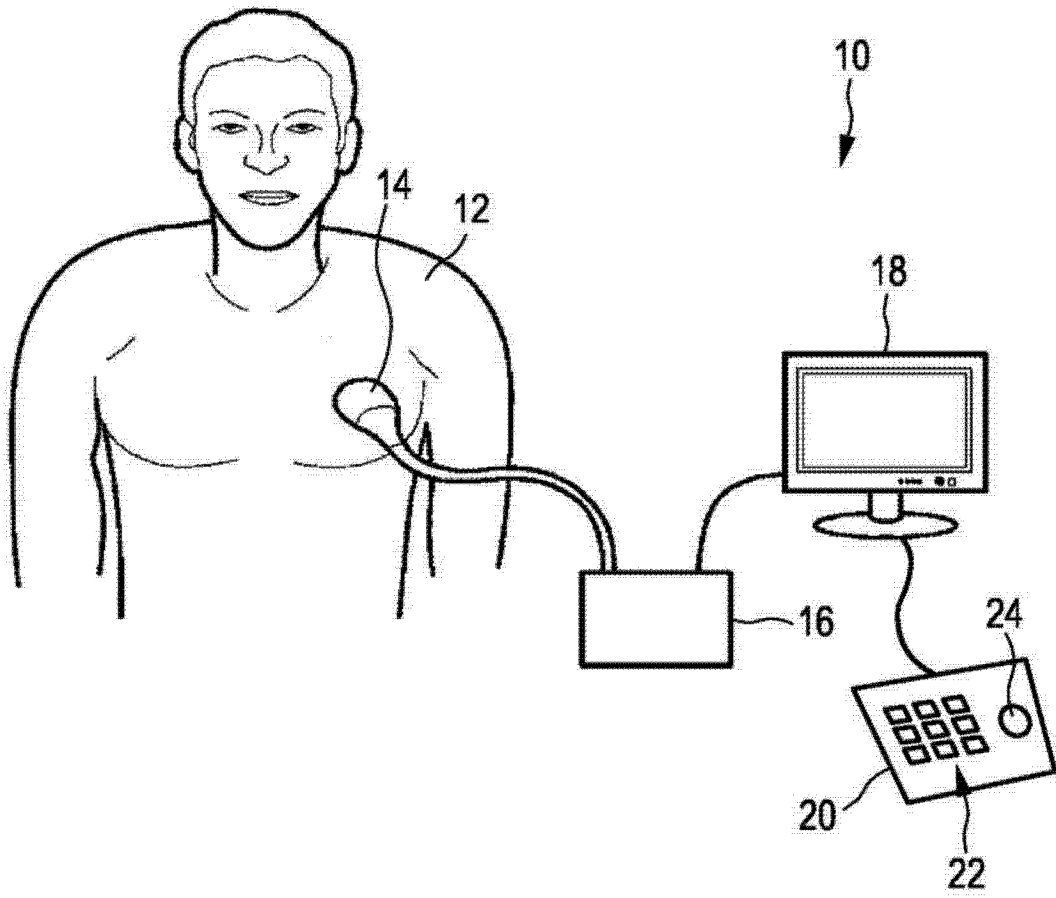


图 1

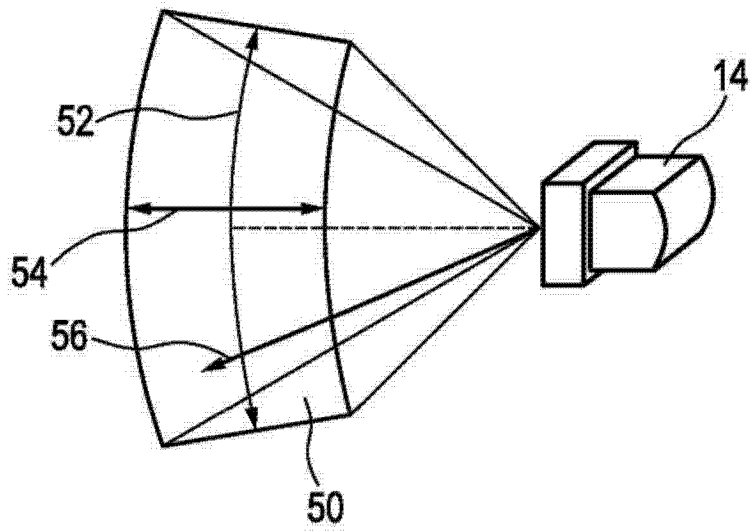


图 2a

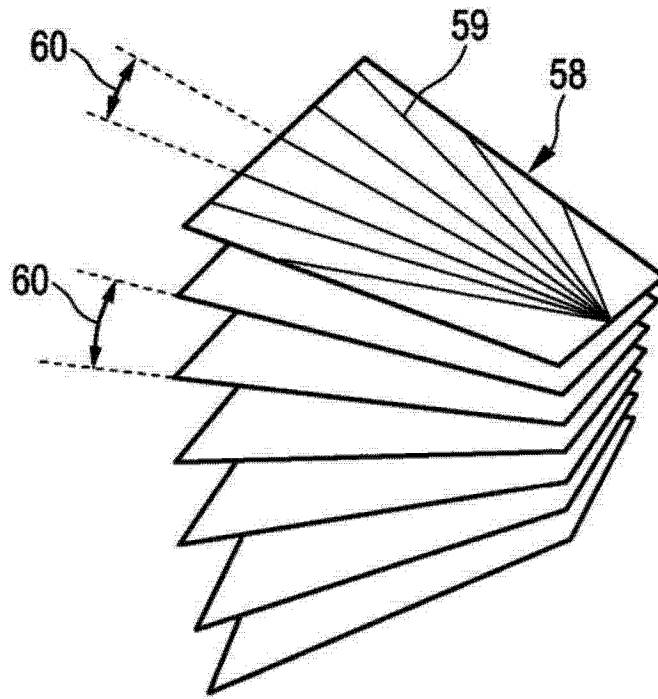


图 2b

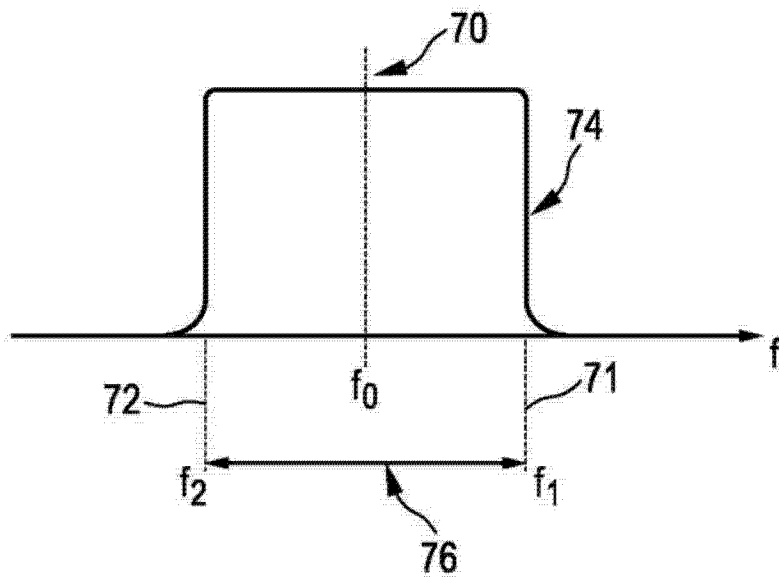


图 3a

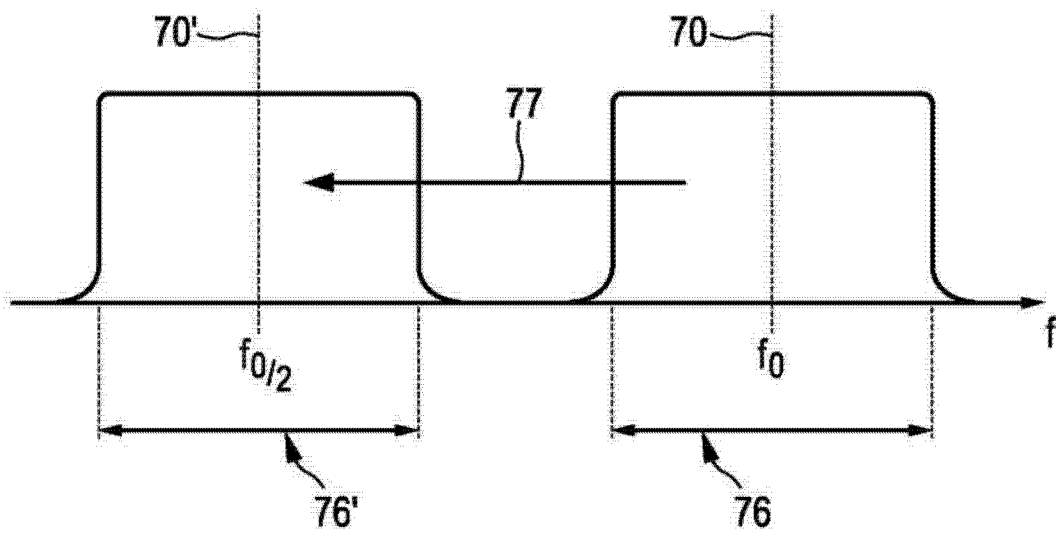


图 3b

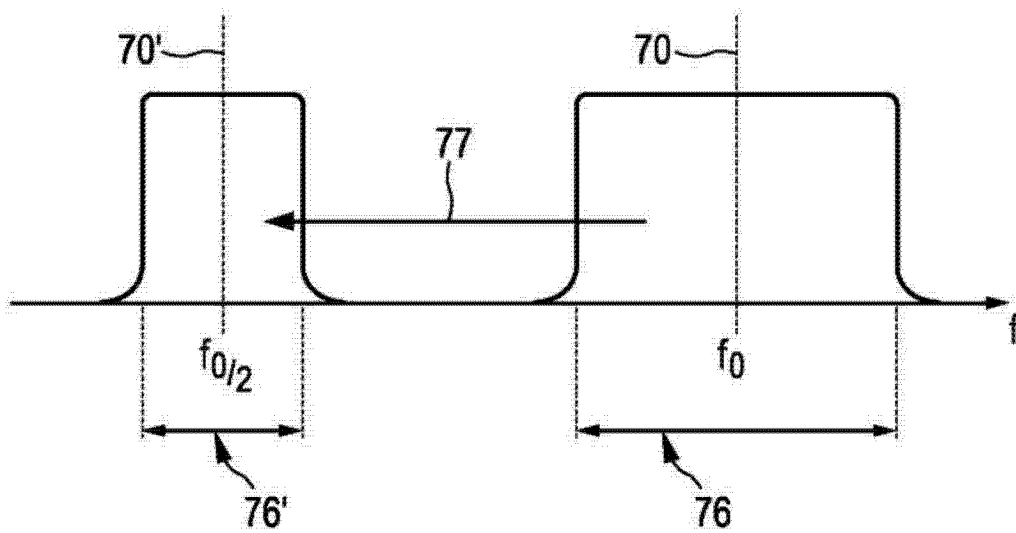


图 3c

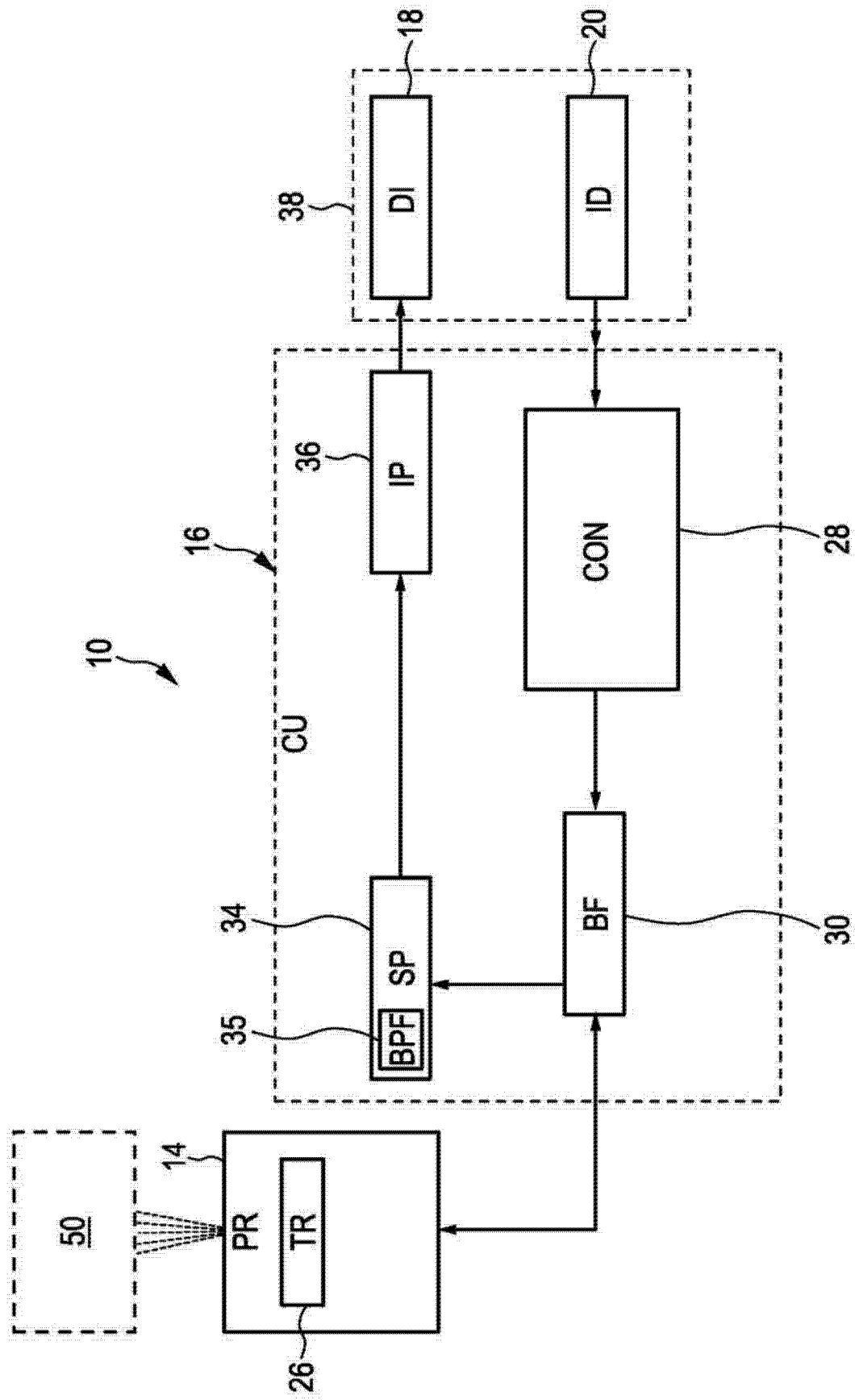


图 4

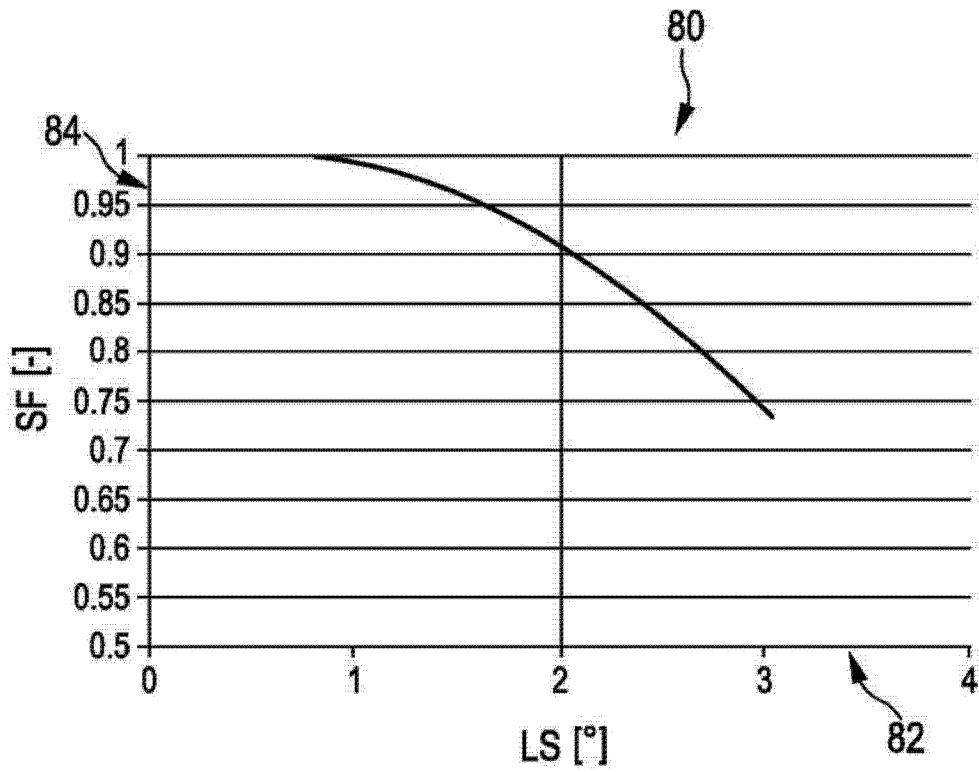


图 5

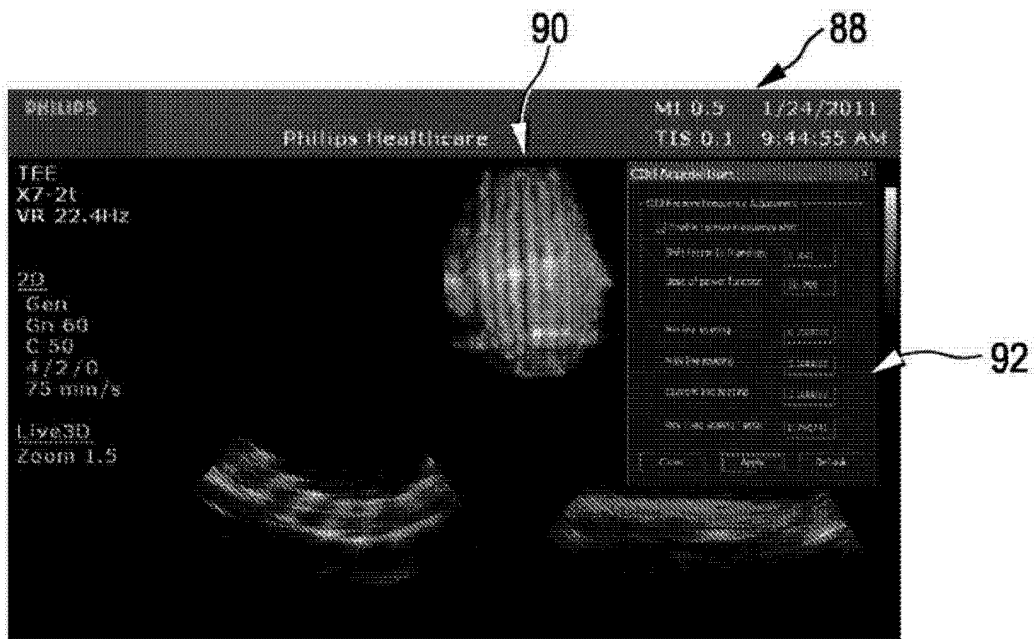


图 6a

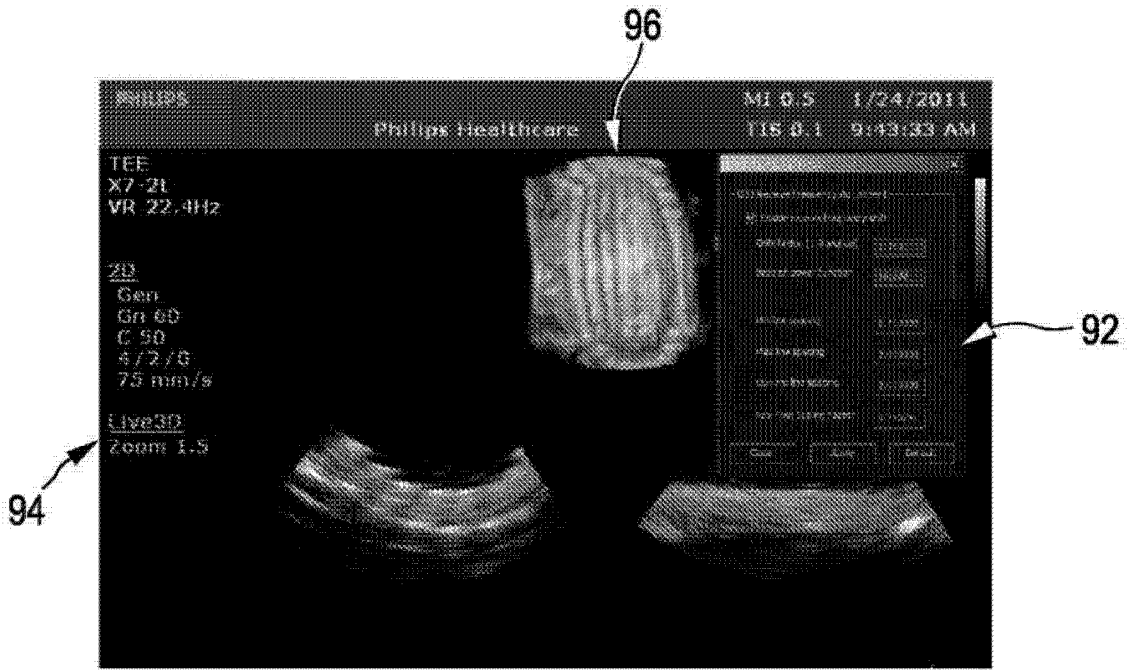


图 6b

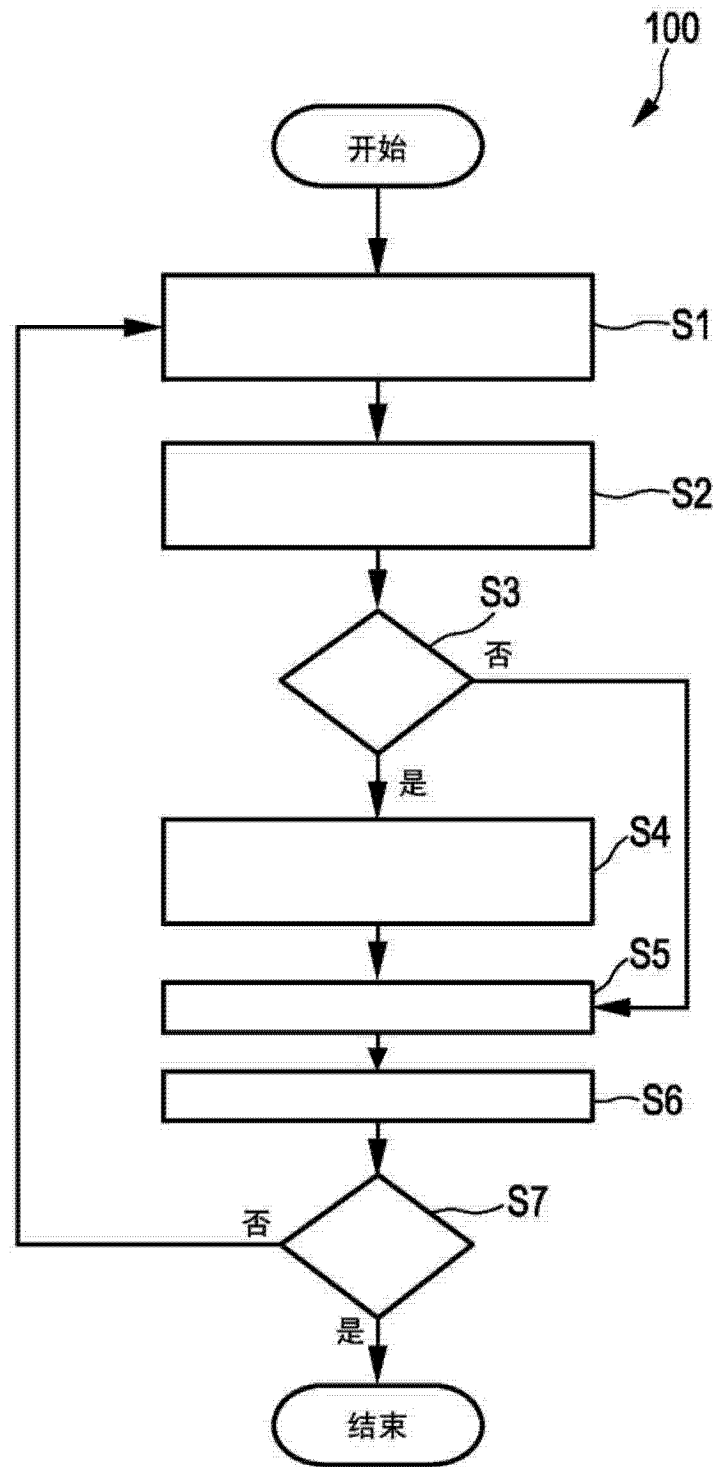


图 7

