

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01S 15/89 (2006.01)

G01S 7/52 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480025861.X

[45] 授权公告日 2009年11月11日

[11] 授权公告号 CN 100559213C

[22] 申请日 2004.8.6

[21] 申请号 200480025861.X

[30] 优先权

[32] 2003.9.10 [33] US [31] 60/501,795

[86] 国际申请 PCT/IB2004/051415 2004.8.6

[87] 国际公布 WO2005/024462 英 2005.3.17

[85] 进入国家阶段日期 2006.3.9

[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 J·贾戈 B·S·罗宾森

[56] 参考文献

US6210328B1 2001.4.3

US6179780B1 2001.1.30

US6132376A 2000.10.17

US2003018261A1 2003.1.23

US2002117004A1 2002.8.29

EP0442450A 1991.8.21

US6282963B1 2001.9.4

US5469851A 1995.11.28

CN1341854A 2002.3.27

审查员 徐红

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 刘红 王忠忠

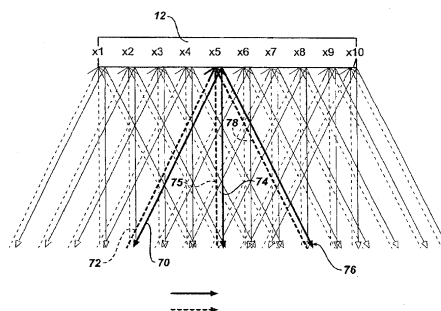
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 9 页

[54] 发明名称

产生空间组合超声图像的成像系统及方法

[57] 摘要

公开了一种超声诊断成像系统和方法，其中通过在公共发送-接收间隔期间沿不同方向发送超声波束产生空间组合图像。从不同波束方向接收回波，并通过多线波束生成器而形成波束以产生不同取向的相干回波信号波束。这些回波以空间为基础与来自不同观察方向的回波组合，该不同观察方向对应于被组合的相同空间位置。所得到的空间组合图像被显示。



1. 一种产生空间组合图像的超声诊断成像系统，包括：  
阵列传感器；

多线发送波束生成器，其耦合到阵列传感器，用于使阵列传感器在单个发送-接收间隔期间沿不同的方向发送多个波束，和沿阵列传感器的孔径从不同的点在一个或多个连续的发送-接收间隔期间发送这多个波束；

多线接收波束生成器，其耦合到阵列传感器，用于响应于在每个发送-接收间隔期间接收的回波而沿不同的方向形成接收波束的回波信号；

组合器，其响应于回波信号，用于组合已经从不同的方向接收的与像场中的公共点有关的信号；以及

显示器，其耦合到组合器，该显示器显示空间组合的图像。

2. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中多线发送波束生成器包括多个波束生成器通道，每个波束生成器通道耦合到阵列传感器的相应元件，其中每个通道包括用于多个波束的多个发送信号的延迟线。

3. 权利要求 2 的超声诊断成像系统，其中延迟线包括用于连续地延迟多个发送信号的串行延迟线。

4. 权利要求 2 的超声诊断成像系统，其中延迟线包括用于多个发送信号的多个并行延迟线元件。

5. 权利要求 2 的超声诊断成像系统，其中延迟线包括可寻址的存储器。

6. 权利要求 2 的超声诊断成像系统，其中延迟线是数字延迟线，并且其中每个通道进一步包括与传感器元件相耦合的数模转换器。

7. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中多线发送波束生成器进一步用于使阵列传感器在单个发送间隔期间沿不同的方向发送多个正交编码的波束。

8. 一种用于形成空间组合超声图像的方法，包括：

在单个发送-接收间隔期间沿不同的方向发送多个超声波束，和沿阵列传感器的孔径从不同的点在一个或多个连续的发送-接收间隔期间发送这多个超声波束；

在每个发送-接收间隔期间响应于多个超声波束而从不同的波束方向接收回波信号；

以空间为基础组合从不同的波束方向接收的回波信号；以及  
显示空间组合的超声图像。

9. 权利要求 8 的方法，其中发送进一步包括：在传感器阵列的表面上从公共点发送多个超声波束。

10. 权利要求 8 的方法，其中发送进一步包括：发送在传感器阵列的表面上从不同点发出的多个超声波束。

11. 权利要求 8 的方法，其中接收进一步包括：响应于沿给定方向发送的波束，接收多个空间不同的波束。

12. 权利要求 8 的方法，其中发送进一步包括：在单个发送-接收间隔期间在时间上分离多个波束的发送。

13. 权利要求 12 的方法，其中在时间上分离包括防止由于超过诊断限制的多个波束而产生声压。

14. 权利要求 8 的方法，其中发送进一步包括：沿不同的方向发送多个超声波束，以便波束的主瓣不与不同方向的波束的至少一个旁瓣同心。

15. 权利要求 14 的方法，其中发送进一步包括：使孔径或变迹功能适于防止一个方向的波束的主瓣和另一方向的波束的旁瓣交叠。

16. 权利要求 8 的方法，其中接收进一步包括：接收与每个发送波束同轴的接收波束。

## 产生空间组合超声图像的成像系统及方法

本发明涉及超声诊断成像，更具体地说，涉及利用多个同步发送波束的超声空间组合成像系统。

超声诊断成像系统由于与超声相干波一起工作而产生具有被称为斑纹的膺像的图像。斑纹会给图像中光滑、均匀的组织带来稍微有点杂色的外观。有时，由于一些病理可以在图像中通过不同于周围组织的图案的斑纹图案来识别，因此超声图像的斑纹图案具有诊断效用。在另一些场合中，该斑纹图案是诊断的有害妨碍，并且如果可能的话应减少或消除。用于减少斑纹的两种方法普遍用于超声中，两者都采用信号平均法。一种被称为频率组合，通过该方法从像场中的每一点接收不同频带的回波信号。不同频带将产生来自同一目标的、具有不同斑纹图案的信号。当组合这些来自该目标的不同频率信号时，斑纹特性减少了高达不同频带数目的平方根的因子。请参见，例如美国专利 4,561,019 (Lizzi 等人)。

另一种减少斑纹的方法被称为空间组合。在空间组合中，从不同方向、从像场中的每一点接收回波。来自不同方向的信号将显示出不同的斑纹图案，因此当组合时，这次斑纹特性又减少了高达不同观察方向数目的平方根的因子。使用空间组合来减少斑纹的超声系统的实例可在我们的美国专利 6,210,328 (Robinson 等人) 和 6,126,598 (Entrekin 等人) 中找到。除了减少斑纹之外，体内解剖的弯曲边界也被更清晰地限定在空间组合图像中。

空间组合的缺点是需要将多个波束发送到像场中的每一点，这增加了获取图像所需的时间，并因此降低了显示器的图像帧速率。例如，如果希望从三个不同观察方向来询问图像中的每一点，则必须使用三个波束来询问像场中的每一点，而不是一个波束。图像获取时间增至三倍，并且帧速率是不使用空间组合所获得的帧速率的三分之一。

帧速率下降的一种解决方案是降低用于扫描像场的波束的线密度。通过发送更少的、间隔更宽的波束来提高帧速率。然而，由于通常需要内插来填充波束之间的空间，因此这将降低空间分辨率，并且如

果结果是空间上欠采样 (undersample) 图像区域, 则可能产生其它膺像。这种帧速率下降问题的另一种解决方案是采用多线接收。在多线操作中, 多个空间移位的波束被同时接收并处理。实现这个的常规方法是发送“宽”波束, 其声穿透宽面积或体积的像场, 接着引导并聚焦多个从声穿透的面积或体积接收的波束。请参见, 例如美国专利 4, 596, 145 (Smith 等人) 和 5, 469, 851 (Lipschutz) 中所描述的系统。然而, 由于并不是宽发送波束内的所有接收波束都被均匀地声穿透, 因此可能产生被称为“狱条 (jail bar)”膺像的线间膺像。可以采取的用于降低这些膺像影响的步骤包括使发送波束变宽并变平, 如美国专利 4, 644, 795 (Augustine) 和 6, 585, 648 (Robinson) 中所示, 或者对已接收的信号进行空间滤波, 如美国专利 5, 318, 033 (Savord) 中所示。这些方法也易于降低空间分辨率。因此, 希望增加空间组合图像的帧速率但不在图像中形成有害的膺像。

根据本发明的原理, 空间组合通过利用多个不同取向的发送波束在相同的发送-接收间隔内扫描像场来实现。响应于每个发送波束来获取接收波束, 以便对准发送和接收波束的中心。这种波束对准消除了由未对准的发送和接收波束引起的狱条膺像, 并能够获得良好的横向空间分辨率。由此, 每个发送-接收间隔形成来自不同引导方向的多个波束, 使得图像区域内的点能够从多个观察方向被扫描, 并提高了显示器的帧速率。

在图中:

图 1 示出响应于“宽”波束的发送的多线接收。

图 2 示出根据本发明原理的用于空间组合的多线发送-接收序列。

图 3 示出根据本发明原理的发送-接收序列的第二实施例。

图 4 示出本发明的实施例, 其中执行波束引导时考虑了点扩展功能的波瓣图。

图 5 示出根据本发明原理的发送-接收序列的第四实施例。

图 6 示出形成根据本发明原理构造的超声诊断成像系统的框图。

图 7 示出利用根据本发明原理的发送-接收序列的图像区域的扫描

图 8 示出用于实施本发明的发送波束生成器的第一实施例。

图 9 示出用于实施本发明的发送波束生成器的第二实施例。

图 10 示出用于实施本发明的发送波束生成器的第三实施例，其发送时间上不同的波束。

图 11 示出用于实施本发明的发送波束生成器的第四实施例，其发送时间上不同的波束。

首先参考图 1，示出了用于常规“宽”波束多线的发送-接收方案。具有宽的主波瓣图 60 的发送波束由阵列传感器 12 来发送。宽发送波束 60 将声穿透图像区域内的很宽的空间，以便递增间隔的接收波束可由已接收的回波信号形成。在该实例中，三个接收波束 62、64、和 66 在由发送波束 60 所声穿透的区域内被接收。众所周知，超声波束的波束图案跨越所述波束在强度方面是不均匀的。在聚焦区，它显示出在波束中心内沿轴向下的最大的声压。声强在波束中心的任一侧上下下降。这意味着与波束中心任一侧上的接收波束 62 和 64 相比，中心接收波束 64 将被更强烈地声穿透。由于波束被跨越像场发送和接收，因此接收到已被声穿透的波束的不同强度的重复图案，并且跨越孔径的该声压变化图案是狄条膺像的源。即使轴上强度是均匀的，旁瓣结构中的不对称和往返波束的不同相位响应也会产生这些膺像。

图 2 示出根据本发明原理的用于空间组合的多线发送-接收序列。代替如图 1 中的发送一个宽发送波束，同时，即，在相同的发送-接收间隔期间发送多个不同取向的相对更窄的波束 70、74 和 76。在该实例中，发送三个这样的波束，但是根据所需的组合度可使用更多或更少的数目。波束 70、74 和 76 沿三个不同方向被引导，因此将从三个不同观察方向对像场内的点取样，这在下面的图 7 中示出。响应于每个发送波束 70、74 和 76，接收波束 72、75 和 78 被接收，其与每个发送波束的中心对准。由此，每个接收波束被声穿透到相同的水平，其在该实例中处于最大强度的波束中心，并与相应的发送波束同轴。因此，消除了狄条膺像。

发送多个同步波束的缺点在于，每个波束的接收信号与其它波束的回波混杂在一起，这降低了信号的信噪比特性。将在每个像点被组合的不同波束之间所述混杂趋于不同。因此，由于来自不同观察方向的多个信号被组合以形成空间组合的图像信号，所以通过使用这些组

合信号，再次经历了信噪比的大量退化。随着空间组合度即来自不同观察方向的、将被组合以形成每个图像信号的样本数目增加，信噪比特性改善。

图 3 示出本发明的另一实施例，其中每个发送波束是用于在每个观察方向获取多个接收波束的宽波束。在每个发送波束的发送波束图案 70、74 和 76 内，两个接收波束 52a 和 52b；54a 和 54b；以及 56a 和 56b 由接收波束生成器形成。这些接收波束的每个接收波束都从波束中心 90、92 和 94 偏移了相同的距离  $\alpha$ ，以便每个接收波束通过其相应的发送波束被同等地声穿透。当需要更高阶的空间组合、更大的帧速率、或更大的线密度时，该实施例是有用的。在该实例中，可以看出从三个不同观察方向（相对于传感器阵列平面的三个不同发送取向角）的每个观察方向接收了两个波束。对于三维图像来说，二维阵列传感器可用作阵列传感器 12，产生发送波束图案，其在每个波束轴 90、92 和 94 附近是圆形的。这使甚至更高阶的多线能够用于每个发送波束。例如，四个接收波束可在每个 3D 波束图案内被接收，在每个发送波束轴附近间隔  $90^\circ$  增量，并且每个接收波束从发送波束轴偏移了相同的距离。

超声波束不包括单个主瓣，但是通常显示旁瓣和其它位于主瓣任一侧上的轴外响应。接收波束仅位于发送波束的主瓣内，并由此旁瓣可能导致产生轴外回波信号接收（这是不希望的），并在图像中包括混杂。在图 4 中，最右边波束的主瓣 76 用旁瓣 82、86 和 84 示出。这些旁瓣的大小和位置是用于波束的孔径和变迹及其它因素的函数。在图 4 中，由这些旁瓣引起的有害混杂接收通过引导波束来减少，因此旁瓣尤其是更低阶的（最接近的）旁瓣，落在其它波束的主瓣 70、74、76 之间，而不是与另一波束的主瓣空间交叠。例如，波束 76 的旁瓣 86 落在主瓣 74 和 76 之间，波束 70 的旁瓣 82' 落在主瓣 70 和 74 之间，由此降低了旁瓣混杂。实际上，组合发送变迹函数被改编以便在所需波束方向产生适当的波瓣图。

在图 2-4 中，可以看出发送波束 70、74、76 所有都从传感器阵列表面上的公共点发出。然而，可以采用如图 5 所示的虚拟顶点成像。在该实施例中，每个同步的、不同取向的波束 70、74 和 76 来源于

传感器阵列 12 的表面上不同点。在该实例中，所有三个波束 70、74 和 76 都具有在阵列传感器的表面后面的公共交叉点 VA，通常称为扫描图案的虚拟顶点。由于波束在图像的远区和近区内都是在空间上分开的，因此该虚拟顶点扫描图案将有利地降低附近的场混杂。本发明范围内的另一扫描图案是发送波束，其从传感器列表表面上的两个或多个不同点发出但不必具有公共虚拟顶点。例如，图 5 的三个波束可沿平行的、类似于被引导线性阵列的波束方向的方向被发送。所有波束可以以相同的角度被引导到左边、右边，或者所有波束可被一直向前引导（垂直于传感器的表面）。另一变型将以锐角把两个波束发送到阵列，第三个波束一直向前，并且第二个和第三个波束共享阵列表面上的公共起点。可以进行多种不同引导方向的组合。

图 6 示出形成根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统的框图。包括阵列传感器 12 的扫描头 10 以不同角度通过由虚线矩形和平行四边形表示的像场发射波束。在图中示出三组扫描线观察方向，标记为 A、B 和 C，并且以相对于扫描头的不同角度（观察方向）来引导每一组。波束发送受到多线发送波束生成器 14 的控制，其控制阵列传感器的每个元件的运动的定相和时间，以便沿着阵列并以预定角度发送来自预定起点的每个波束。根据本发明的原理，如同前面附图所举例说明的那样，多线发送波束生成器通过控制信号施加到阵列传感器的不同元件的时间而使阵列传感器 12 同时发送多个不同取向的发送波束。沿着每个扫描线返回的回波由阵列的元件来接收，并与多线接收波束生成器 16 耦接。多线接收波束生成器将来自阵列元件的回波延迟并相加，以沿着多个不同偏移和/或取向、同时处理的接收扫描线中的每一个来形成聚焦的、相干回波样本序列。适合用作波束生成器 16 的多线接收波束生成器的实例在 2000 年 12 月 22 日提交的并且题为“MULTILINE ULTRASOUND BEAMFORMERS”（Henderson 等人）的美国专利申请序列号 09/746,165 中被描述，在此引入其内容作为参考。多线发送波束生成器 14 和多线接收波束生成器 16 在系统控制器 18 的控制下工作，其又对由超声系统的用户来操作的用户界面 20 上的控制设置作出响应。系统控制器控制多线发送波束生成器 14 以在每个发送-接收间隔期间发送所需的波束数、所需的波束角、起点、发送能量和



频率。这些发送特性可由系统控制器根据用户设置来确定，例如所需的组合度（不同观察方向的数目）和发射机械指数（MI）设置。系统控制器还控制多线接收波束生成器 16 以适当地针对所使用的波束数、孔径和图像深度来延迟并组合接收的回波信号。

扫描线回波信号被可编程数字滤波器 22 滤波，其限定感兴趣的频带。当使谐波对比剂成像或执行组织谐波成像时，滤波器 22 的通带被设置为通过发送的谐波频带。接着被滤波的信号由检测器 24 来检测。滤波器和检测器通常包括多个滤波器和检测器，以便接收的信号可以分成多个通带、被单独检测并重组以便通过频率组合减少图像斑纹。对于 B 模式成像来说，检测器 24 将执行回波信号包络的幅度检测。对于多普勒（Doppler）成像来说，回波整体针对图像中的每一点被组合，并被进行多普勒处理以估计多普勒偏移或多普勒功率强度。

根据本发明的原理，数字回波信号通过处理器 30 中的空间组合来处理。数字回波信号被预处理器 32 初始预处理。如果需要加权因子的话，则预处理器 32 可以对信号样本进行预加权。可以利用作为用于形成特定组合图像的组成帧数函数的加权因子对样本进行预加权。预处理器还可以对处于一个交叠图像的边缘的边缘线进行加权，以便使转换平滑，其中被组合的样本或图像的数目改变，这在美国专利 6,224,552（Jago 等人）中被更全面地描述。接着预处理过的信号样本可以在再取样器 34 中经受重新取样。再取样器 34 可以空间上重新对准一个组成帧的估计或显示空间的像素，这在美国专利 6,135,956（Schmiesing 等人）中被更全面地描述。

在重新取样之后，图像帧被组合器 36 组合。组合可以包括求和、求平均值、峰值检测、或其它线性或非线性组合方法。在该处理步骤中，被组合的样本还可以在组合之前被加权。适当的组合器在美国专利 6,547,732（Jago）中被描述。最后，由后处理器 38 来执行后处理。后处理器将组合值标准化到值的显示范围。后处理可以通过查找表最容易实现，并可同时执行压缩以及将组合值的范围映射到适于显示组合图像的值的范围。

组合过程可在获取数据空间或显示像素空间中执行。在一个实施方式中，扫描转换在组合过程之后由扫描转换器 40 来执行。组合图像

可以以估计或显示像素的形式存储在 Cineloop® 存储器 42 中。如果以估计形式存储, 则图像可以在从 Cineloop 存储器中被重放以便显示时被扫描转换。扫描转换器和 Cineloop 存储器还可用于提供空间组合图像的三维表示, 这在美国专利 5,485,842 (Quistgaard)、5,860,924 (Quistgaard) 和 6,471,652 (Fraser 等人) 中被描述。在扫描转换之后, 空间组合图像被视频处理器 44 处理以便显示, 并显示在图像显示器 50 上。

空间组合的另外的详述可在上述美国专利 6,135,956 (Schmiesing 等人) 中找到, 在此引入其内容作为参考。

用于根据本发明空间组合的二维像场的扫描实例在图 7 中示出。该图用三个观察方向示出用于空间组合的十个发送-接收间隔 ( $T \times 1 - T \times 10$ ) 的序列。发送接收间隔  $T \times 5$  的波束在图中被突出。每个接收波束轴与其对应的发送波束轴对准, 但是为了说明的目的, 发送和接收波束在图中略微偏移。在每个发送-接收间隔期间, 三个发送波束例如 70、74 和 76 沿三个不同方向同时发送: 一个发送到左边, 一个发送到右边, 以及一个一直向前 (垂直于传感器阵列 12 的表面)。该图示出像场被沿左观察方向引导的一组扫描线、沿右观察方向引导的另一组扫描线、和沿垂直观察方向引导的第三组扫描线来询问。来自沿着扫描线的回波以空间为基础来组合: 从所有三个观察方向被询问的像场中心内的像点将由来自所有三个观察方向的信号组合以产生最高图像质量的图像区域 (“RMIQ;” 参见美国专利 6,210,328 (Robinson 等人))。RMIQ 的任一侧上的图像区域将通过来自两个观察方向的信号的组合来组合, 并且像场的最大横向极端上的图像区域将由于它们位于传感器孔径的极端处而不被组合。

可以采用多种类型的发送波束生成器来发送多个同步发送波束, 其中之一采用框图形式在图 8 中示出。该图示出传感器阵列的元件 12.1-12.n, 其被启动以便沿三个方向 A、B 和 C 发送三个波束的波前 100。图中所示的五个阵列元件受到由在相应传感器元件的右边示出的数字发送波束生成器的五个通道提供的信号的激励。每个发送波束生成器通道包括移位寄存器或存储器 104.1-104.n, 其包含所需的发送波形 106 的数字样本。数字波形被定位在移位寄存器中, 或在存储器

中寻址，使得在沿所需方向引导阵列的波束所需的相应时刻从移位寄存器中时钟输出所述数字波形，或从存储器中寻址所述数字波形。例如，在存储器/移位寄存器 104.1 和 104.n 中，存在接近该存储器/移位寄存器的输出的两个发送波形，和在该存储器/移位寄存器的右端被延迟的第三个发送波形。在存储器/移位寄存器 104.2 和 104.4 中，三个波形在该存储器/移位寄存器的中心附近，在存储器/移位寄存器 104.3 中两个波形在中心内，并且第三个波形在存储器/移位寄存器的右侧。数字波形在存储器/移位寄存器中被寻址或时钟输出，通过数模转换器 102 转换成模拟波形，放大并施加到相应的传感器元件。各个波形被分别延迟，以便由传感器阵列左边的像场中的各个元件信号形成的波束将沿 A、B 和 C 方向被引导。

三个波束发送波束生成器的另一实施方式在图 9 中示出。在该实施例中，单个波形 106 施加到发送波束生成器的所有通道。接着，发送波束生成器的每个通道对波形施加三个延迟以便为三个波束形成三个波形。该波形由装置 104 产生，装置 104 可以是模拟波形发生器或如上所述的数字存储器/移位寄存器。当装置 104 是数字装置时，则在装置 104 的输出处可采用数模转换器 102。或者，在波束生成器通道中可采用数字延迟，并且延迟之后进行数模转换。可以看到最上面的波束生成器通道具有三个延迟线 112、114 和 116，其适于传感器元件 12.1 对沿方向 A、B 和 C 引导的三个波束作出贡献。采用类似方式，延迟线 112'、114' 和 116' 为施加的波形提供延迟以产生元件 12.2 沿方向 A、B 和 C 引导波束必需的启动信号。对阵列其它元件的延迟采用相同的方式来提供。每个通道的波形信号被放大或被转换成模拟形式并通过发送波束生成器的级 110 放大。

如图 8 和 9 所示的波前 100，由阵列传感器产生的波束可以在时间上交叠，并精确地同时从阵列发送。这意味着一个波束的发送电压可以与第二以及甚至第三波束的发送电压同时施加到传感器元件。施加到该元件的驱动电压由此可以是所有三个波形的总和。然而，为了病人的安全，诊断超声系统被调节成具有最大发送压力电平。除此之外，最大输出电压受到发送电路的电源导轨的限制。如果所有三个波形的总和将超过发射机被调节的电平或驱动能力，则传感器的输出必须限

制在最大可允许的或可容纳电平处。这将限制波束的有效范围，并因此限制在可产生诊断图像处的深度。解决该问题的一种方法是使用较长的、较低的幅度、编码的发送脉冲，所述发送脉冲并没有组合而超过可施加的电压或发送压力电平。该难题的另一解决方案在图 10 中示出，其中在相同的发送-接收间隔期间以不交叠的时间间隔的形式产生三个发送波束。这些波束在不交叠的时间间隔内被发送，因此不存在两个波束的启动信号同时施加到阵列传感器的时间。由此，每个波束可以在最大调节的功率下产生，能够实现最大成像深度。在图 10 的实施例中，这通过更长的延迟 104 来完成，其保证以不交叠的方式将波形 106 提供到元件。该实施方式的缺点在于，需要更长的总延迟，如图 10 中的更长长度的延迟线 104 所示。并且，需要更复杂的接收波束生成器以跟踪并补偿发送的时间差异。对更长延迟线的需要通常对超声系统的部件尺寸或面积或成本的增加有影响。

为了减小该缺点，可以在如图 11 所示的单个波束延迟之前采用批量延迟 120。在该实施例中，由波形发生器 104 施加的发送波形 106 从批量延迟 120 的右端出发，并被从右到左定时或访问。当发送波形 106 到达批量延迟的第一抽头  $T_1$  时（其实际上可以立刻地），如果需要的话并施加到通道延迟 118 的延迟 a，所述波形可以通过级 102' 转换成模拟形式和/或被放大，通过级 102 放大和/或转换成模拟形式，并被施加到传感器阵列 12 的元件，以产生沿第一方向（在该实例中为方向 C）引导的第一发送波束。在来自抽头  $T_1$  的发送波形被通道延迟 118 延迟时，发送波形 106 向批量延迟 120 的抽头  $T_2$  行进。接着，波形 106 将在稍后时刻通过抽头  $T_2$  施加到通道延迟 118 的 b 延迟，以产生沿第二方向（在该实例中为 A）被引导的波束，该波束与第一波束 C 在时间上并不交叠。波形 106 继续通过批量延迟，并在更稍后的时刻从批量延迟 120 的抽头  $T_3$  发出。该信号被通道延迟 118 的 c 延迟延迟，并被施加到传感器元件，以形成第三个不交叠波束 B。由于发送波束并不是以时间交叠的方式产生的，因此每个波束可以在用于更深的深度成像的最大可允许声强下产生。

在另外的实施例中，信号发生器 104 可以每一发送-接收间隔被分别激发三次，一次用于每个波束，并且延迟线 120 可以替代地变成 1:3

信号分离器。在另一实施例中，相同的信号发生器可为每个波束激发，并且延迟元件以时间多路复用方式在每个发送之间改变。

混杂可能通过图 10 和 11 的实施例在相同序列中由接近同步的波束的相应发送产生。为了降低该混杂，多个波束的发送序列可以用预定模式或通过抖动该序列从帧到帧，或从一个发送间隔到另一个发送间隔进行改变。

已经发现，上面实施例中（其中同步波束从传感器阵列上的公共点发出），在近场中（其中产生波束的实际交叠）产生最大混杂困难。该困难可通过为每个同步波束发送不同编码的波形来解决，因此它们的相应接收波束可通过适当的接收处理（其解码已编码的信号）被更好地区分。现有技术中公知的正交码可用于对不同发送波束的波前的发送波编码，过程有时称为编码激励。

降低混杂的另一方法是对近和远图像区域使用不同发送区。对于远区来说，如上所述那样采用多个同步不同取向的波束。在近区中，使用常规的单线发送和接收，由此在近区中完全消除了多线发送混杂。由于产生最不需要混杂的近图像区域比较窄 - 一般在大约厘米的数量级，因此该单线发送和接收所需的附加时间并不多。该时间可通过对该近区使用更高的频率来最小化，其与来自远区的信号相比更快地衰减，由此将发送-接收间隔之间的空载时间需求最小化。在该实施例中，当来自两个区的回波信号被空间组合并用于形成单个图像帧时，所显示的图像将是多线和单线成像的组合。

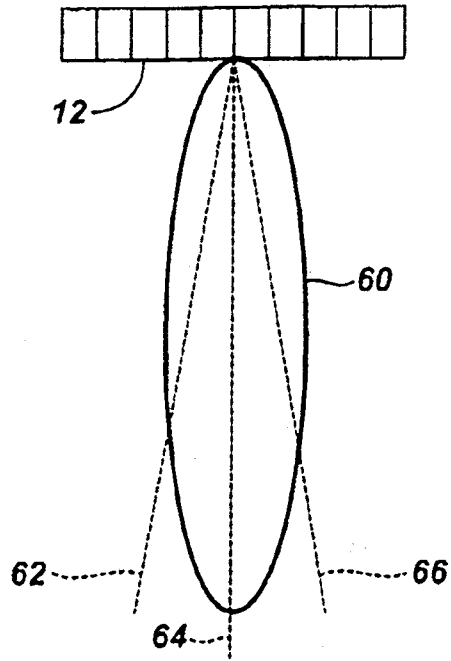


图 1

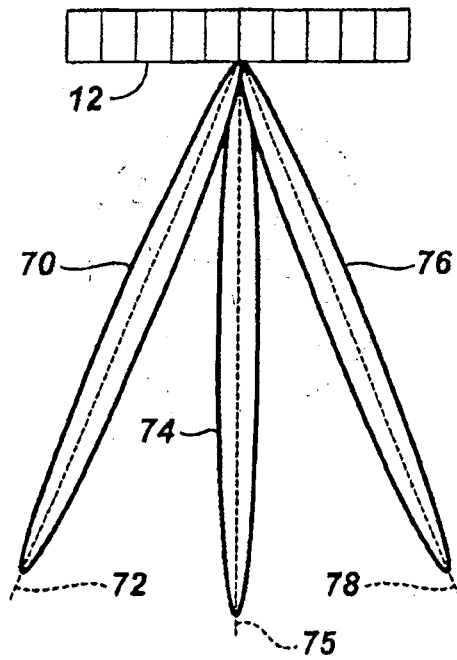


图 2

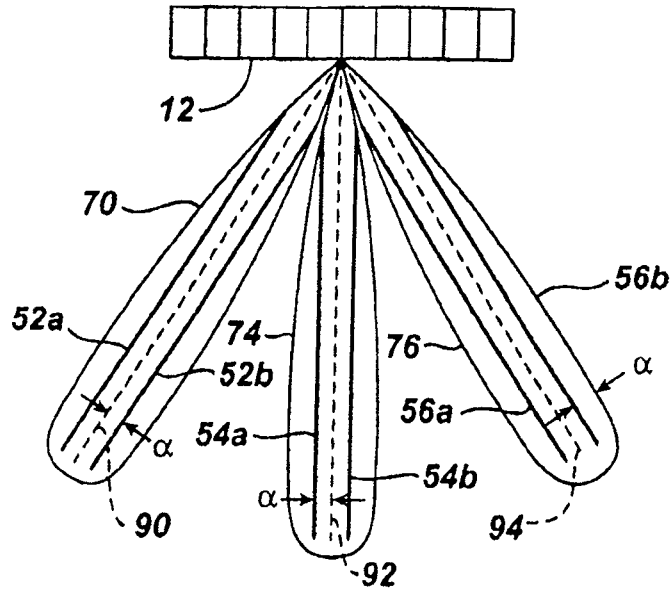


图 3

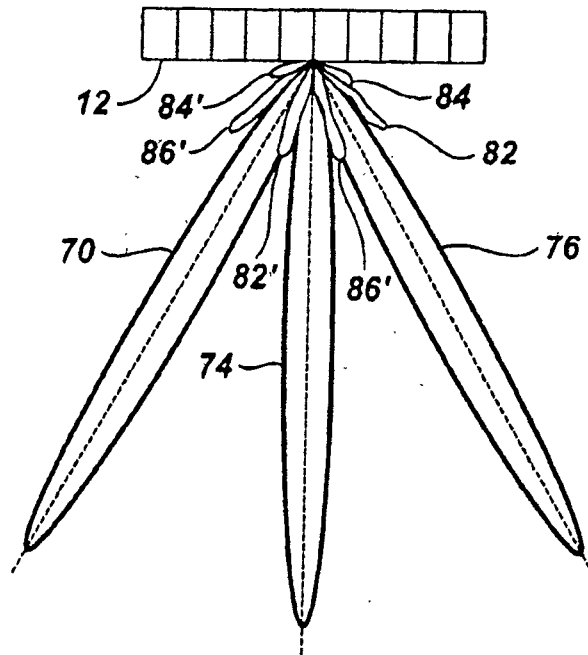


图 4

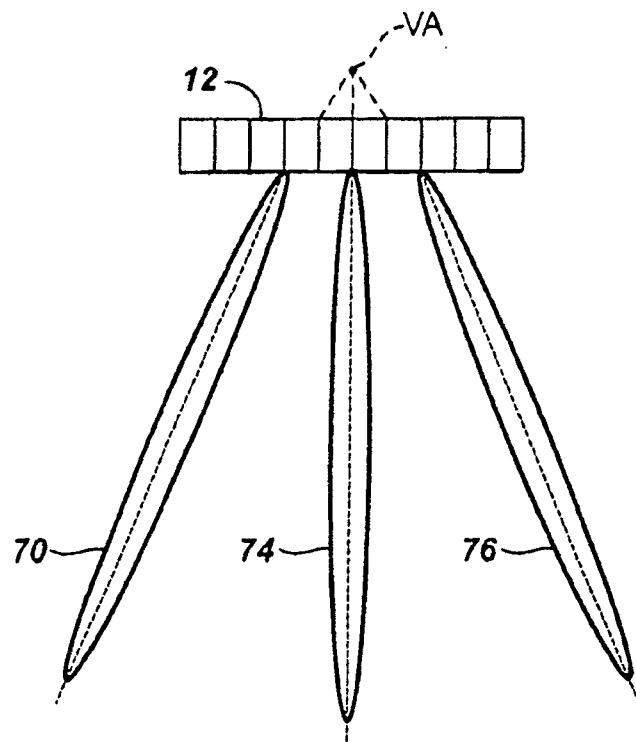


图 5



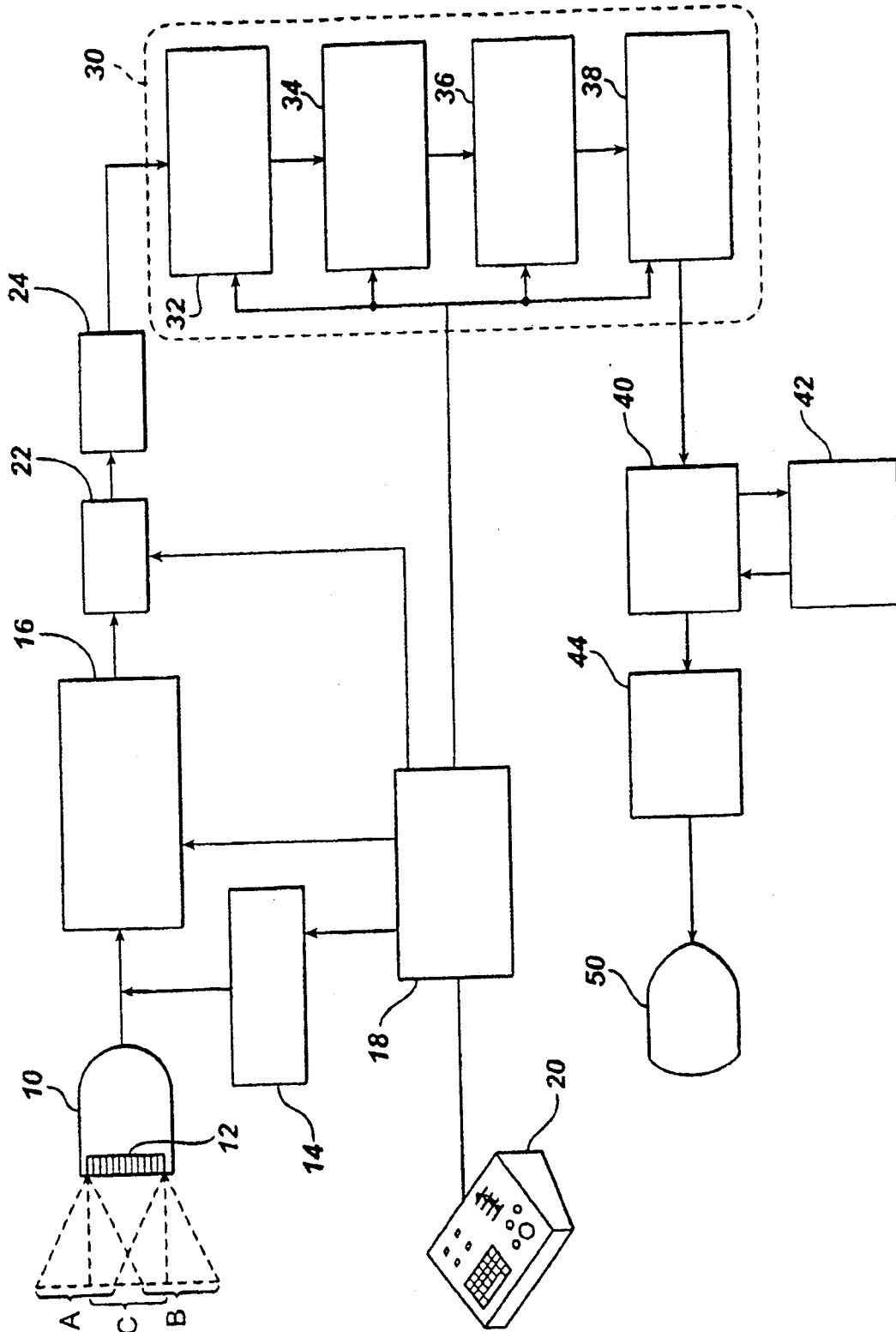


图 6

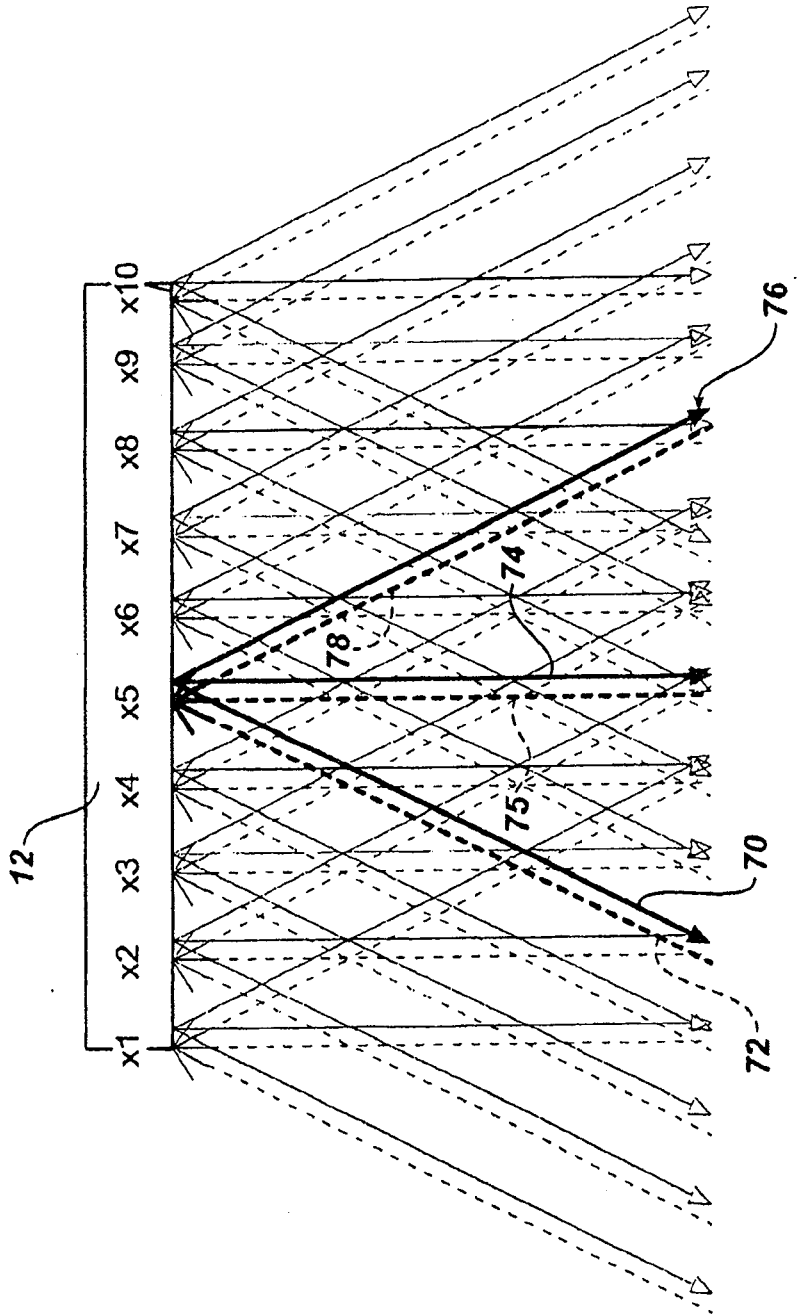


图 7

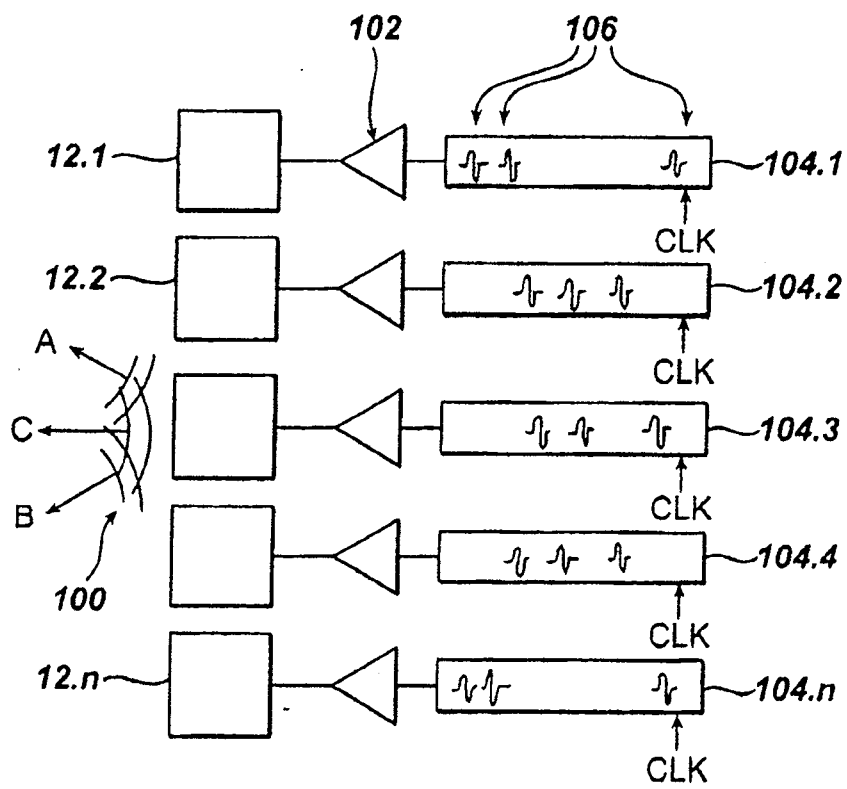


图 8

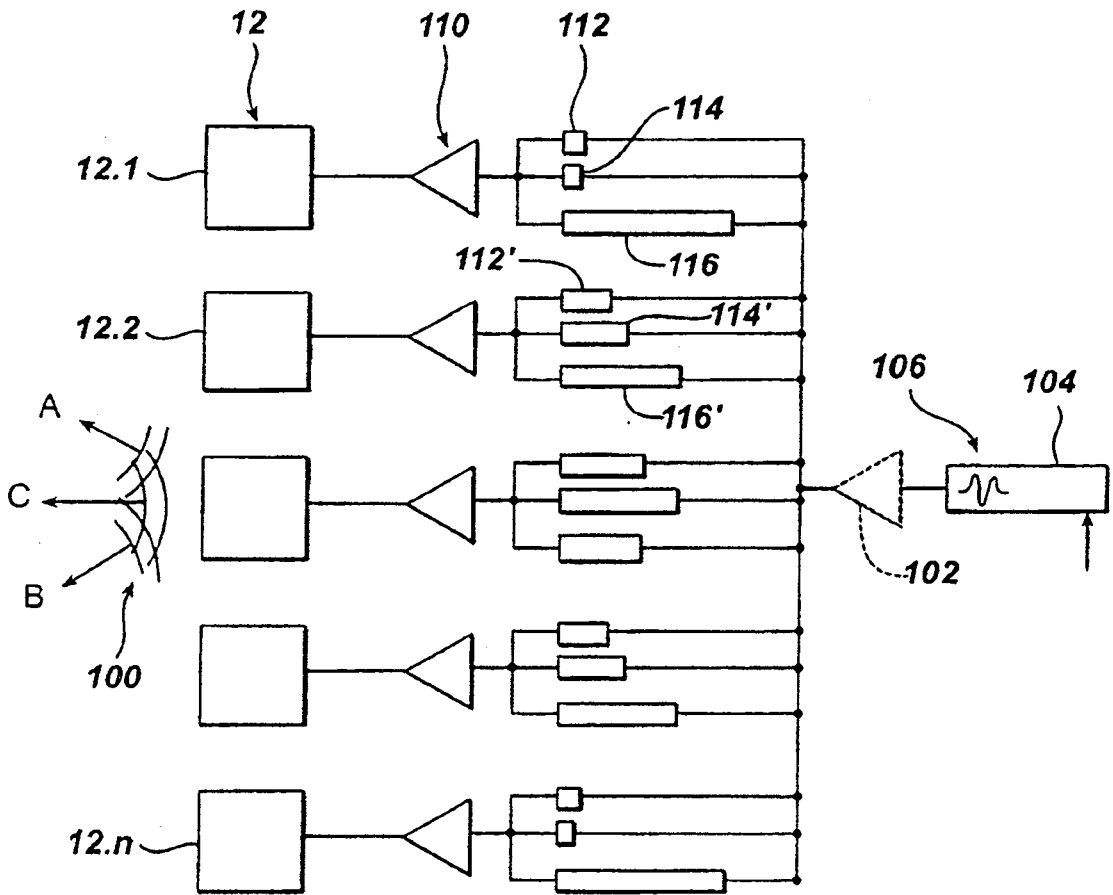


图 9

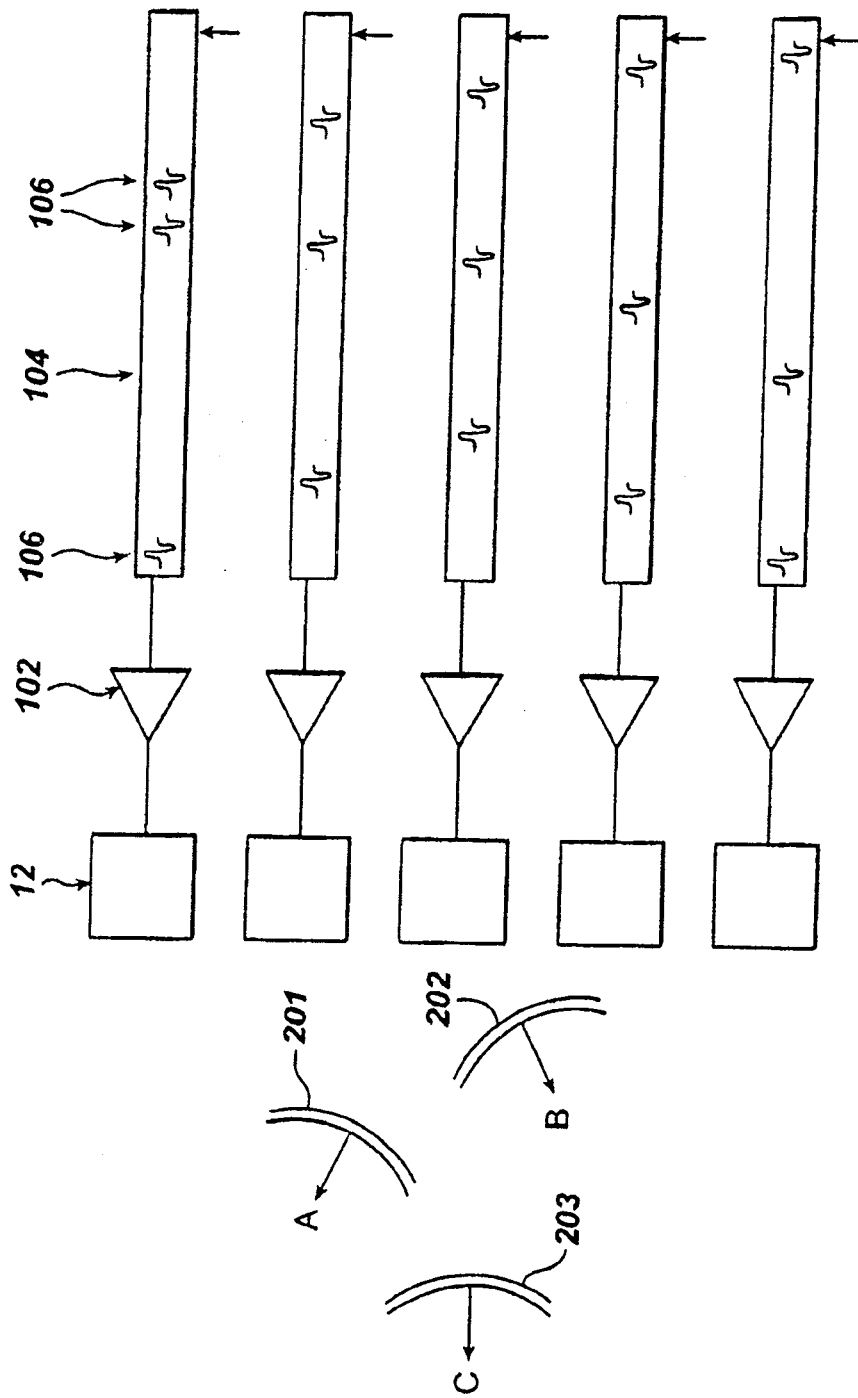


图 10

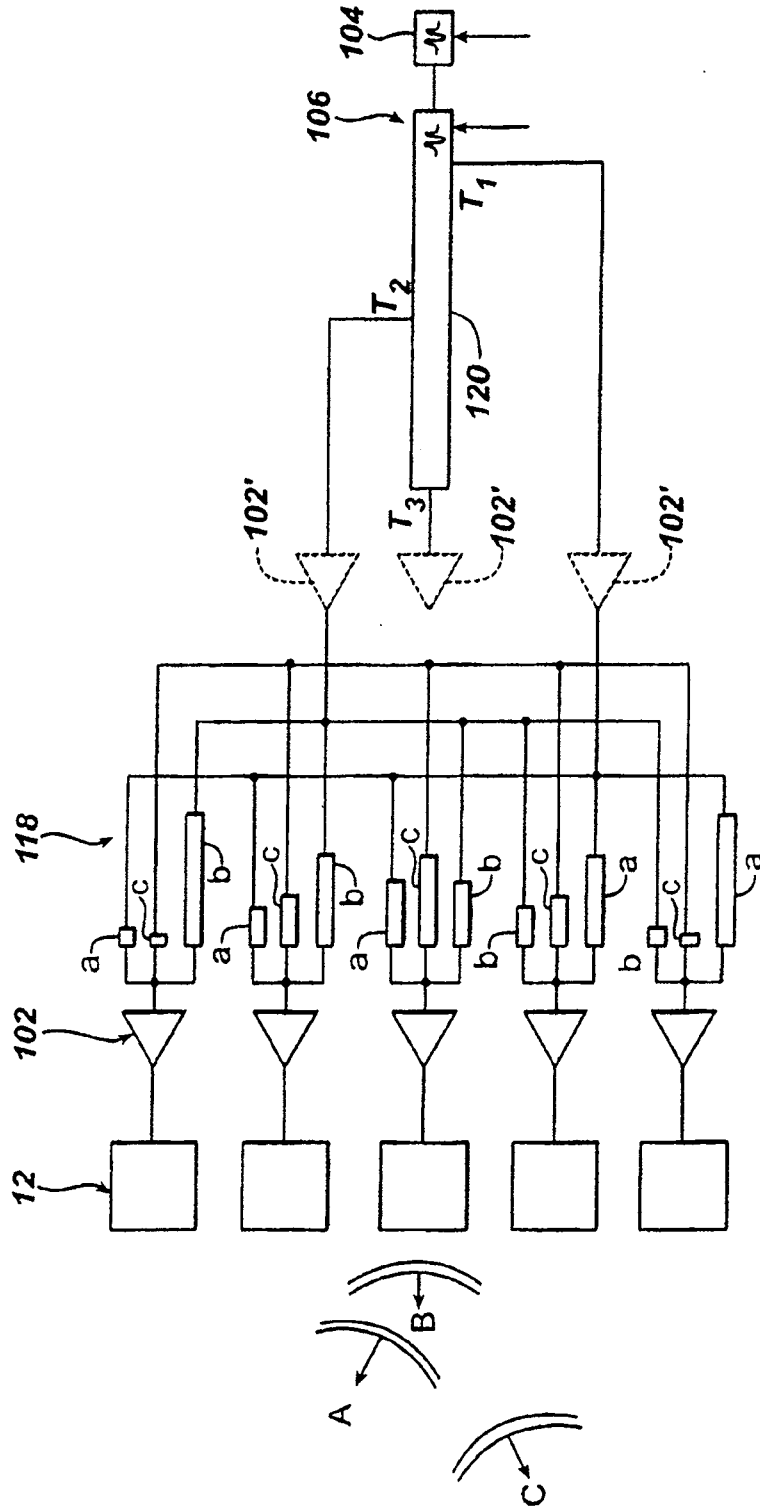


图 11