

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G01N 29/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02130175.1

[43] 公开日 2003 年 4 月 2 日

[11] 公开号 CN 1406556A

[22] 申请日 2002.8.23 [21] 申请号 02130175.1

[30] 优先权

[32] 2001.8.24 [33] DE [31] 09/682358

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 S·比耶鲁姆 J·柯克霍恩

H·G·托尔普 K·维根

B·奥尔斯塔德

K·克里斯托菲尔森

E·N·斯泰恩 D·赛特雷

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

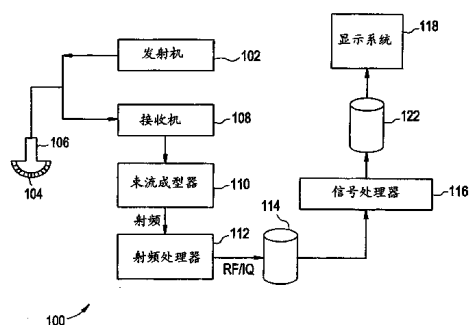
代理人 吴立明 王 勇

权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 19 页

[54] 发明名称 改善超声成像的空间和时间分辨率的方法与设备

[57] 摘要

提供一个同时获取两种超声图象的方法。第一组超声脉冲(802)用第一运行模式以第一帧频发射。接收来自第一组超声脉冲(802)的回波。第二组超声脉冲(810)用第二运行模式以第二帧频发射。第一和第二帧频是不同的。第一组超声脉冲(802)限定完整的图象,而第二组超声脉冲(810)限定部分图象。接收来自第二组超声脉冲(810)的回波,并且来自第一组(802)和第二组超声脉冲(810)的回波以单一图象显示。



1、 获得诊断的超声图象的方法，该方法包括：按照第一运行模式以第一帧频发射第一组超声脉冲(802)；

接收来自第一组超声脉冲的回波；

5 按照第二运行模式以第二帧频发射第二组超声脉冲(810)，所述第一帧频不同与该第二帧频；

接收来自第二组超声脉冲(810)的回波；

显示所接收到的来自第一组超声脉冲(802)和第二组超声(810)二者回波的单一图象的表示。

10 2、 权利要求1的方法，其中第一组超声脉冲(802)以高于第二组超声脉冲(810)的帧频发射。

3、 权利要求1的方法，其中第一组超声脉冲(802)限定多普勒图象，第二组超声脉冲限定B-型图象(810)，显示步骤将所述多普勒和B-型图象重叠。

15 4、 权利要求1的方法，其中发射步骤包括从第一组超声脉冲得到单一的多普勒图象帧(802)，并在分别得到完整的多普勒图象帧之前和之后得到单一B-型图象帧的第一和第二部分。

5、 权利要求1的方法，其中第一组超声脉冲(802)限定B-型图象的高分辨率部分，第二组超声脉冲(810)限定B-型图象的低分辨率部分，该高的和低分辨率部分形成所显示的单一图象。

20 6、 权利要求1要求的方法，其中来自第二组超声脉冲(810)的回波限定部分图象，来自第一组超声脉冲(802)的回波限定完整图象，显示步骤将该部分的和完整的图象重叠。

7、 权利要求1要求的方法，其中第一组超声脉冲(802)限定高分辨率图象，第二组超声脉冲(810)限定低分辨率图象。

8、 权利要求1要求的方法，该方法进一步包括：
相对于所扫描的区域在公共方向发射不间断的，连续的脉冲系列；
探测来自该不间断的，连续脉冲一系列的回波；和
计算来自回波系列的多普勒图象部分，多普勒图象的该部分相应于
30 公共方向。

9、 权利要求1的方法，其中第一组超声脉冲(802)与第二组超声脉冲(810)相交错。

10、权利要求 1 的方法，其中发射第一组超声脉冲(802)进一步包括：

在相应于该单一图象第一部分的第一方向至少发射一个超声脉冲(1002)；

5 在相应于该单一图象第二部分的第二方向发射超声脉(1004)；

在所述第一方向发射第二超声脉冲(1006)；和

在所述第二方向发射第二超声脉冲(1008)；

11、一个获得感兴趣区域的超声图象的方法，该方法包括：

按照多普勒运行模式发射一组多普勒脉冲(802)；

10 接收来自该组多普勒脉冲(802)的多普勒回波；

接收该多普勒回波之后，按照不同与此多普勒运行模式的另一运行模式发射一组非多普勒脉冲(810)，其中所述非多普勒脉冲组相应于所显示图象的子域；

接收来自该非多普勒脉冲组(810)的非多普勒回波；并且

15 根据来自多普勒和非多普勒脉冲的多普勒和非多普勒回波显示图象。

12、权利要求 11 的方法，其中所述发射步骤包括发射连续脉冲的第一个包(902)，该脉冲定向在相对于感兴趣区域的第一方向，随后发射连续脉冲的第二个包(904)，此脉冲定向在相对于感兴趣区域的第二方向。

20

13、权利要求 11 的方法，其中第一发射步骤进一步包括在相对于感兴趣区域的第一方向发射第一脉冲包的一个脉冲(1002)，随后在相对于感兴趣区域的第二方向发射第二脉冲包的一个脉冲(1004)，再随后在第一方向发射第一脉冲包的第二个脉冲(1006)。

25

14、权利要求 11 要求的方法进一步包括：

相应于图象的第一子域至少发射一个多普勒脉冲；并且

接收来自该多普勒脉冲的回波之后，立即至少发射一个相应于图象第二子域的多普勒脉冲(1004)。

15、权利要求 11 的方法，其中所述发射步骤进一步包括：

30 在相对于感兴趣区域的第一方向发射连续多普勒脉冲的第一个包(902)；并且

在接收来自所述非多普勒脉冲组子集的回波之后，在相对于感兴趣

区域的第二方向发射连续多普勒脉冲的第二个包(904)。

16、权利要求 11 的方法，其中第二发射步骤包括发射至少相应于图象子域的一个非多普勒脉冲(910)，并且其中来自该非多普勒脉冲的回波形成部分图象。

5 17、权利要求 11 的方法，其中多普勒脉冲组(802)限定多普勒图象 N 个帧，而非多普勒脉冲组(810) 限定非多普勒图象组 M 个帧，其中 M 小于 N。

18、权利要求 11 的方法，其中发射和接收步骤形成划分为扫描间隔的扫描序列，每一个多普勒和非多普勒脉冲以唯一的，非重叠的
10 扫描间隔发射和接收，该方法进一步包括：

在扫描间隔系列中至少在一个扫描间隔期间暂停发射和接收步骤(1346)，其中发射并接收非多普勒脉冲。

19、权利要求 11 的方法，其中发射和接收步骤形成划分为扫描间隔的扫描序列，其中在各扫描间隔期间发射并接收非多普勒脉冲子
15 集，该方法进一步包括：

在第一扫描间隔至少发射一个与非多普勒图象第一子域相关的非多普勒脉冲(1510)；并且

在第二扫描间隔至少发射一个与非多普勒图象第二子域相关的非多普勒脉冲(1526)。

20 20、权利要求 11 的方法，其中发射和接收步骤形成划分为持续时间相等的扫描间隔的扫描序列。

21、权利要求 11 的方法，其中发射一组非多普勒脉冲(810)包括至少发射一个相应于图象子域的非多普勒脉冲(816)，其中接收到的多普勒回波形成完整的图象，其中接收到的非多普勒回波形成部分的图
25 象。

22、权利要求 11 的方法，其中根据接收到的多普勒回波用滑动窗技术计算所述图象。

23、权利要求 11 的方法，其中以接收到的来自多普勒脉冲的回波为基础的所述图象包括若干发射方向，并且其中第一发射步骤进
30 一步包括：

在每个所述发射方向发射一个多普勒脉冲(1102)。

24、权利要求 11 的方法，其中多普勒和非多普勒脉冲在预定的

脉冲重复时间发射，该方法进一步包括在发射步骤期间的暂停步骤(1346)，该暂停持续时间长于脉冲重复时间间隔。

改善超声成像的空间和时间分辨率的方法与设备

技术领域

- 5 本发明的一些实施方案涉及用于医学诊断目的人体解剖超声图象。具体而言，本发明的一些实施方案涉及改善超声图象的空间和时间分辨率的方法及设备。

背景技术

- 10 二维(2D)超声多普勒(Doppler)图象用于人体内血液流动的观
察，和肌肉组织的运动与形变的观察，例如人体胸部的被迫压缩。可以分别获取B-型灰度扇形信息和覆盖在全部或部分该B-型扇形上的扇形二维多普勒信息。为了观察感兴趣区域的速度信息，多普勒信息是色编码并重叠在B-型灰度图象上。因为灰度图象是用于观察组织结构，而多普勒图象是用于表示速度信息，所以B-型图象经常被称作“组
15 织图象”。

- 现有技术将以相同的帧频获取的高分辨率的二维B-型图象和较低分辨率的二维多普勒图象相结合。例如，图2表示二维多普勒获取所扫描的常规的扇形几何。几何图象202表示重叠在B-型扇形图象上的多普勒扇形图象。B-型扇形图象204包含B型发射束206。多普勒扇形图象208包含多普勒发射束方向210。在此例中，B型发射束的数目(N_b)是12，多普勒发射束方向的数目(N_d)是4。从而，B-型扇形图象204比多普勒扇形图象208有更高的束密度和更高的分辨率。

- 图3表示常规二维多普勒获取的扫描序列。图示出12个多普勒脉冲302-324和12个B-型脉冲326-348。首先，从多普勒脉冲302开始，多普勒脉冲302-324顺序发射。然后从B-型脉冲326开始，B-型脉冲326-348顺序发射。标记B-型脉冲326-348，以表明发射方向。例如，B-型脉冲326标记为 B_1 ，表明该B-型脉冲沿方向1发射。B-型脉冲346标记为 B_{11} ，表明该脉冲沿方向11发射。如此，标记多普勒脉冲302-324为 D_{ij} ，表明在i方向的多普勒脉冲发射j。多普勒脉冲302-324是包350-356的各个部分。在相同方向发射的各个多普勒脉冲302-324是相同的包350-356的部分。包的大小(PS)是在350-356每个包中多普勒脉冲302-324的数目。例如，图3中的PS是3。因此，

每个包 350-356 包含在一个发射束方向的多普勒脉冲 302-324, 各个包 350-356 在不同的方向发射。

根据从包 350-356 接收到的信号在沿着每个束方向的各点估算二维多普勒的速度。例如, 可以用各多普勒脉冲 302, 304, 和 306 对于束方向 1 的包 350 估算速度测量。在一个包中两个多普勒脉冲之间的时间称作该多普勒脉冲的重复时间 (PRT_D), 从而多普勒脉冲重复频率 (PRF_D) 为 $PRF_D = 1/PRT_D$ 。

所感兴趣项目在人体中的深度将决定 PRF_D 的最大值 ($PRF_{D_{MAX}}$)。所发射的多普勒脉冲 302-324 必须传播到所感兴趣项目的最深处, 并且在可能发射新的脉冲之前返回到传感器。此外, 必须考虑硬件的限制和来自图象深度之外的深处反射体的混响。对于图 3, $PRF_D > 0.5 * PRF_{D_{MAX}}$ 。

获取多普勒和 B-型数据的一帧所需的时间是 T_{frame} 。帧频 (FR) 用 $FR = 1/T_{frame}$ 计算。因为一个完整的 B-型图象帧是在各多普勒图象帧之间获取的, 所以多普勒帧频 (FR_D) 等于 B-型帧频 (FR_B)。在一个图象帧的获取期间, 多普勒脉冲 302-324 各发射一次, B-型脉冲 326-348 各发射一次。获取一帧的时间 (T_{frame}) 可用下式计算:

$$T = (N_D \cdot PS) / PRF_D + N_B / PRF_B \quad \text{等式 1}$$

此处, T_{frame} 是获取一个图象帧的时间, N_D 是多普勒发射束方向的数目, PS 是包的大小, PRF_D 是多普勒脉冲重复频率, N_B 是每帧 B 型发射脉冲的数目, PRF_B 是 B 型脉冲重复频率。例如, 在图 3 中, $N_D = 4$, $PS = 3$, 和 $N_B = 12$ 。

图 4 表示用多普勒脉冲和 B-型脉冲交错获取常规二维多普勒图象的扫描序列。图示出 12 个多普勒脉冲 402-424 和 12 个 B-型脉冲 426-448。多普勒脉冲 402-424 是包 450-456 的各个部分。每个包 450-456 含有在一个束方向发射的脉冲, 每个包 450-456 在不同的方向发射。

与图 3 一样, 图 4 有 4 种多普勒发射束方向。然而, 在图 4 中, 各包含 3 个多普勒脉冲 402-424 的发射束方向与 B-型脉冲 426-448 相交错。首先, 多普勒脉冲 402-406 在方向 1 发射。接着, B-型脉冲 426-430 发射, 然后, 多普勒脉冲 408-412 在方向 2 发射, 等等。借助将 B-型脉冲 426-448 交错进入多普勒脉冲 402-424 序列, 能减小获取多普勒

图象和获取位于其下的 B-型图象之间的时间差别。每帧的获取时间是不变的，因此获取多普勒扫描图象的时间和获取多 B-型扫描图象的时间是相同的。换一个方式，对于每个多普勒图象获取一个 B-型图象。因此， FR_D 等于 FR_B 。

5 当测量较低的速度时，可以降低 PRF_D 。如等式 1 所示，如果降低 PRF_D ，可以增加每帧的获取时间并降低帧频。而利用多普勒束交错可以保持帧频。在第一方向发射多普勒脉冲之后，在该第一方向发射第二个脉冲之前，多普勒脉冲在一个或多个其他方向发射。在多普勒束交错中，交错群的大小 (IGS) 表明被交错的多普勒束方向的数目。

10 因此，对于较低的速度，用多普勒束交错以相同的发射方向数目可以保持相同的帧频，此处 IGS 是 ≥ 2 的整数， $PRF_D \leq PRF_{D_{MAX}} / IGS$ 。如果维持 $PRF_{D_{MAX}} = PRF_D * IGS$ 是常数，当 PRF_D 减小时，每帧的扫描时间维持是常数。这样，如下面关系式所描述，当 PRF_D 降低时，通过增加 IGS 可以保持 $PRF_{D_{MAX}}$ 为常数：

$$15 \quad T = (N_D PS) / (PRF_D) = N_B / PRF_B = (N_D PS) / PRF_{D_{MAX}} + N_B / PRF_B$$

图 5 表示有 2 个多普勒发射方向交错的常规二维多普勒获取扫描序列。图示出 12 个多普勒脉冲 502-524 后即跟随着 12 个 B-型脉冲 526-548。

20 如图 3 所述，在该图象中多普勒脉冲是包含沿一个束方向发射的脉冲的包的各个部分。在图 3 中，包含在一个包的所有多普勒脉冲在发射不同包的多普勒脉冲之前发射。然而，在图 5 中，如前面已经讨论的，多普勒脉冲 502-524 用多普勒束交错。多普勒脉冲 502 在方向 1 发射，然后多普勒脉冲 504 在方向 2 发射。下一步，多普勒脉冲 506 在方向 1 发射，然后多普勒脉冲 508 在方向 2 发射。由于两个多普勒
25 发射束方向相交错，所以图 5 的 IGS 是 2。一旦完成多普勒发射束，就发射 B-型脉冲。

图 6 表示有 4 个多普勒发射方向交错的常规二维多普勒获取的扫描序列。图示出 12 个多普勒脉冲 602-624 和 12 个 B-型脉冲 626-648。在任何方向发射第二个多普勒脉冲 602-624 之前，在 4 个发射方向的
30 每一个方向发射一个多普勒脉冲 602-624。图 4 的 IGS 是 4。

除了上述技术之外，通过在稍微不同的方向进行聚焦对于每个发射脉冲可能得到几个接收到的束。这种技术称作平行束成形或多线获取

(MLA)。每个 B-型发射束的平行接收束数目 (MLA_B) 可以与每个多普勒发射束的平行接收束数目 (MLA_D) 不同。

下面是对于心脏图象利用多线获取 (MLA) 以常规包获取方案得到的帧频和束密度的例子。此例中, PRF_B 低于 PRF_D 以得到最小的混响效应:

$$PRF_B = 3\text{kHz} \quad PRF_{D_{max}} = PRF_D * IGS = 4\text{kHz}$$

$$N_B = 36 \quad N_D = 8$$

$$MLA_B = 2 \quad MLA_D = 4$$

$$PS = 3$$

$$10 \quad \text{每帧的获取时间: } T_{frame} = N_D * PS / PRF_{D_{max}} + N_B / PRF_B \\ = 18\text{ms}$$

$$\text{帧频:} \quad FR = 1 / T_{frame} = 55\text{Hz}$$

$$\text{多普勒接收束:} \quad MLA_D * N_D = 32$$

$$\text{B-型接收束:} \quad MLA_B * N_B = 72$$

15 对于组织多普勒技术,希望帧频明显高于前面讨论过的用常规二维多普勒获取技术的帧频。为了捕捉流体喷出或组织很快加速的细节,经常需要多普勒信息的高帧频,而该组织的 B-型图象却不需要如此经常更新。然而,为了得到高分辨率的 B-型图象,相结合的 B-型/多普勒帧频变得相当低。例如,在心脏循环舒张状态期间当评价心脏肌肉中的快速运动时,用上述的获取技术主要问题是不降低 B-型图象的空间分辨率就不可能提高二维多普勒帧频。但是,为了在覆盖整个心肌的扇形区得到要求的 B-型分辨率,必须降低帧频。例如,用上面指出的 MLA 对于常规包获取的帧频 55Hz 要比对于心脏图象要求的帧频低很多,要求的帧频可以是每秒 100 个帧高至对于某些应用的每秒 300 个帧。

25 另外,在 B-型成象期间,在 B-型图象的不同区域对分辨率可以有不同的要求。当研究心瓣膜时就是一例。在瓣膜周围的小区域内,高的空间和时间分辨率都是需要的。图象的其他部分主要用于定向,可以接受较低的分辨率。

30 这样,在工业上长期存在着对获取超声数据的方法和设备的的需求,以至于提出上面指出的和以前经历的问题。

发明内容

根据至少一个实施方案，提供一个方法以同时获取两个超声图象。按照第一运行模式以第一帧频发射第一组超声脉冲。接收来自第一组超声脉冲的回波。按照第二运行模式以不同于第一帧频的第二帧频发射第二组超声脉冲。以一个图象显示来自第一组和第二组超声脉冲的回波。

在可替代的实施方案中，第一组超声脉冲限定多普勒图象，而第二组的超声脉冲限定 B-型图象的一部分。B-型图象的第一部分可以在得到多普勒图象之前获得。然后，B-型图象的第二部分在得到多普勒图象之后获得。多普勒图象和 B-型图象相重叠并以一个图象显示。

在又一个实施方案中，第一组超声脉冲限定高分辨的 B-型图象，而第二组超声脉冲限定低分辨的 B-型图象。用限定高分辨 B-型图象的超声脉冲可以得到在高分辨的 B-型图象之下的低分辨的 B-型图象的那部分。该高分辨的和低分辨的 B-型图象相重叠以一个图象显示。

在可替代的实施方案中，借助在公共方向发射不间断的，连续的脉冲系列并探测从该连续的脉冲系列返回的回波可以计算部分多普勒图象。指向第一个方向的连续多普勒脉冲第一个包被发射，接着指向第二个方向的连续多普勒脉冲第二个包被发射。在另一方案中，多普勒脉冲可以是交错的，其中第一个包的一个脉冲发射后跟着发射第二个包的一个脉冲。在可替代的方案中，第一组超声脉冲和第二组超声脉冲可以交错。连续多普勒脉冲的第一个包在第一个方向发射。在接收非多普勒回波之后，连续多普勒脉冲的第二个包在第二个方向发射。

在可替代的实施方案中，根据接收到的来自多普勒脉冲的回波得到的图象包括发射方向的数目，并且一个多普勒脉冲在各方向发射。根据接收的回波用滑动窗技术 (Sliding window technique) 计算多普勒图象。

根据至少一个实施方案，提供了获得感兴趣区域的超声图象的方法。发射一组多普勒脉冲，并接收该多普勒脉冲的回波。发射相应于被显示图象子域的一组非多普勒脉冲，并接收该非多普勒回波。显示根据该多普勒和非多普勒回波的图象。

在一个实施方案中，该非多普勒脉冲相应于一个图象的子域。在另一实施方案中，该多普勒回波形成完整的图象，而该非多普勒回波形成部分的图象。因此，该组多普勒脉冲比该组非多普勒脉冲限定更多

的图象帧。

在另一个实施方案中,将发射的和接收的脉冲扫描序列划分成扫描间隔。在扫描间隔发射非多普勒脉冲,并暂停接收。在又一个实施方案中,与非多普勒图象第一子域相联系的非多普勒脉冲在第一扫描间隔发射,而与多普勒图象第二子域相联系的非多普勒脉冲在第二扫描间隔发射。

附图说明

图 1 表示根据本发明的实施方案形成的超声系统方框图。

图 2 表示对于二维多普勒获取扫描的常规扇形几何图形。

10 图 3 表示常规二维多普勒获取的扫描序列。

图 4 表示用多普勒脉冲和 B-型脉冲相交错的常规二维多普勒获取的扫描序列。

图 5 表示采用相交错的 2 个多普勒发射方向常规二维多普勒获取的扫描序列。

15 图 6 表示采用相交错的 4 个多普勒发射方向常规二维多普勒获取的扫描序列。

图 7 表示用根据本发明的实施方案的滑动窗技术从同样的发射脉冲计算多普勒和 B-型图象的方法。

20 图 8 表示根据本发明的实施方案用二维多普勒数据包获取和降低 B-型帧频的二维多普勒获取扫描序列。

图 9 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列,它采用 B-型脉冲在多普勒脉冲包之间交错和降低 B-型帧频的二维多普勒数据包获取。

25 图 10 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列,它采用降低 B-型帧频和 2 个多普勒发射方向交错的二维多普勒数据包获取。

图 11 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列,它采用降低 B-型帧频和 4 个多普勒发射方向交错的二维多普勒数据包获取。

30 图 12 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列,它采用降低 B-型帧频和 4 个多普勒发射方向交错的二维多普勒数据包获取。

图 13 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列，它采用降低 B-型帧频，4 个多普勒发射方向交错，并且为了得到常数多普勒帧频插入暂停。

5 图 14 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列，它采用有降低 B-型帧频的连续二维多普勒获取。

图 15 表示根据本发明实施方案的 B-型获取扫描序列，它采用有降低帧频的连续 B-型获取和第二 B-型获取。

10 图 16 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列，它采用增加多普勒发射方向数目，并降低 B-型帧频的连续二维多普勒获取。

图 17 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列，它采用 B-型脉冲在多普勒脉冲之间交错的多普勒数据连续获取。

图 18 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列，它采用多普勒帧频和 B-型帧频之间有非整数比率的连续获取。

15 图 19 表示根据本发明实施方案的二维多普勒获取扫描序列，它采用为了在相同方向的多普勒脉冲之间得到相同的时间间隔而插入暂停的连续获取。

图 1 中：

100 超声系统
20 102 发射机
104 传感器
106 探头
108 接收机
110 束成形器
25 112 射频处理器
114 缓冲器
116 信号处理器
118 显示
122 图象缓冲器

30 图 2 中：

202 几何图象
204 B-型扇形图象

- 206 B-型发射束
- 208 多普勒扇形图象
- 210 多普勒发射束方向
- 图 3 中:
- 5 302 - 304 多普勒脉冲
- 326 - 348 B-型脉冲
- 图 4 中:
- 402 - 424 多普勒脉冲
- 426 - 428 B-型脉冲
- 10 450 -456 包
- 图 5 中:
- 502 - 524 多普勒脉冲
- 526 - 548 B-型脉冲
- 图 6 中:
- 15 602 - 624 多普勒脉冲
- 626 - 648 B-型脉冲
- 图 7 中:
- 702 - 706 多普勒帧
- 708 - 716 B-型帧
- 20 718 - 724 脉冲发射
- 图 8 中:
- 802 - 806 多普勒帧
- 808 B-型帧
- 810 - 814 B-型子域
- 25 816 - 818 B-型脉冲
- 820 - 822 多普勒脉冲
- 图 9 中:
- 902 - 908 多普勒包
- 910 - 916 B-型脉冲
- 30 图 10 中:
- 1002 - 1024 多普勒脉冲
- 1026 - 1032 B-型脉冲

图 11 中:

1102 - 1124 多普勒脉冲

1126 - 1132 B-型脉冲

图 12 中:

5 1202 - 1224 多普勒脉冲

1226 - 1142 B-型脉冲

图 13 中:

1302 - 1324 多普勒脉冲

1326 - 1344 B-型脉冲

10 1346 暂停

图 14 中:

1402 - 1424 多普勒脉冲

1426 - 1448 B-型脉冲

图 15 中:

15 1502 低分辨 B-型图象

1504 高分辨 B-型 ROI

1506 低分辨 B-型图象

1508 高分辨 B-型 ROI

1510 - 1540 B-型脉冲

20 图 16 中:

1602 - 1624 多普勒脉冲

1626 - 1632 B-型脉冲

图 17 中:

1702 - 1724 多普勒脉冲

25 1726 - 1732 B-型脉冲

图 18 中:

1802 - 1808 多普勒脉冲

1810 - 1828 B-型脉冲

图 19 中:

30 1902 - 1908 多普勒脉冲

1910 - 1928 B-型脉冲

1930 暂停

结合附图将会更好地理解上文的概括以及下文对本发明实施方案的详细描述。然而，应该知道，本发明并不仅局限于附图中示出之安排和手段。

具体实施方式

5 图 1 表示根据本发明的实施方案形成的超声系统 100 的方框图。超声系统 100 包括发射机 102，该发射机驱动探头 106 内部的传感器 104 将脉冲化的超声信号发射进人体。只要探头 106 能迅速交错束则任何探头几何图形都可以使用。超声信号从如血液细胞，肌肉组织等人体结构背散射产生回波，回波返回到传感器 104。接收机 108 接收回波。接收到的回波通过束成形器 110，束成形器完成束成形并输出射频 (RF) 信号。然后射频信号通过射频处理器 112。作为另一替代，射频处理器 112 可包括复合解调器 (未示出)，该解调器解调射频信号以形成代表回波信号的 IQ 数据对。然后该射频或 IQ 信号数据可按程序直接路由到 RF/IQ 缓冲器 114 暂时储存。

15 超声系统 100 还包括为处理获取到的超声信息 (即射频信号数据或 IQ 数据对) 和为在显示系统 118 显示超声信息准备帧的信号处理器 116。根据获取的超声信息信号处理器 116 适于按照多个可选的超声模式执行一个或多个处理操作。在接收回波信号的扫描期间实时地处理获取的超声信息。另外的或另一选择是，在扫描期间该超声信息可以暂时储存在 RF/IQ 缓冲器 114 并且在运行或脱机操作过程中以短于实时的方式进行处理。

25 超声系统 100 经常以超过每秒 50 帧的帧频连续获取超声信息，该帧频接近于人类眼睛的感知能力。获取的超声信息以较低的帧频在显示系统 118 显示。为了储存未预定立即显示的获取到的超声信息已处理帧，系统包含图象缓冲器 122。更可取的是，图象缓冲器 122 有足够容量储存至少几秒钟的超声信息帧。按照获取超声信息的帧的顺序或时间以宜于其恢复的方式储存。图象缓冲器 122 可以包含已知的数据储存介质。

30 图 7 表示用滑动窗技术从相同的发射脉冲计算多普勒和 B-型图象的方法。图示出多普勒帧 702-706 和 B-型帧 708-716。在均等的时间间隔发射 5 组发射脉冲。

从相同的脉冲发射计算多普勒和 B-型图象可以提高帧频。以常数

取样间隔获取多普勒数据，并用示于图 7 的滑动窗技术处理该数据。例如，用脉冲发射 718, 720, 和 722 计算在多普勒帧 702 一个束方向的多普勒数据。用脉冲发射 720, 722, 和 724 计算在多普勒帧 704 一个束方向的多普勒数据。下面是对于心脏图象用此技术得到的帧频和束密度的例子：

$$PRF_B = PRF_D = 4 \text{ kHz} \quad N_B = N_D = 12$$

$$MLA_B = MLA_D = 4$$

$$\text{每帧的获取时间: } T_{\text{frame}} = N_B / PRF_B = 3 \text{ ms}$$

$$\text{B-型和多普勒帧频: } FR_B = FR_D = 1 / T_{\text{frame}} = 333 \text{ Hz}$$

$$10 \quad \text{多普勒接收束: } MLA_D * N_D = 48$$

$$\text{B-型接收束: } MLA_B * N_B = 48$$

此处， T_{frame} 是获取一个图象帧所需要的时间， N_D 是多普勒发射束方向的数目， N_B 是每帧 B-型发射脉冲数目， PRF_D 多普勒脉冲重复频率， PRF_B 是 B-型脉冲重复频率， MLA_B 是每个 B-型发射束平行接收束的数目， MLA_D 是每个多普勒发射束平行接收束的数目， FR_B 是 B-型帧频， FR_D 是多普勒帧频。

用此获取方法， PRF_D 等于帧频。对于系统 100 用 MLA 和滑动窗方法计算多普勒帧得到的 333 Hz 帧频比对于系统 100 用 MLA 和常规包获取得到的 55 Hz 帧频更合乎要求。然而，为了得到足够的 PRF_D 和帧频，对于每帧需要相当小的发射脉冲数目。为形成宽的扇形图象需要大量的平行接收束。这项技术的另一个不足是 B-型脉冲和多普勒脉冲的最佳条件不同，例如在频率和脉冲长度方面。

通过用高的束密度(例如高空间分辨率)和低的帧频扫描 B-型区，和用更低的束密度(例如更低空间分辨率)和更高的帧频扫描小于 B-型区的多普勒区可以克服上述限制。B-型和多普勒图象在该两种形态之间快束交错条件下获取。

对于高分辨 B-型图象，用分离的并在多普勒脉冲之间发射的脉冲。为了对 B-型和多普勒图象得到所需要的束密度和帧频可以改变每个时间单元的 B-型脉冲和多普勒脉冲平均数。对该多普勒图象所感兴趣的区域(ROI)可能与组织图象的大小不同，并且操作者可以将其移动以使在不同的解剖学区域聚焦。

对于血液流动图象，获取低分辨率的多普勒图象和高分辨率的 B-

型图象特别适宜于与血动图 (BMI) 相结合, 这是增强和显示在血管里斑痕图案的方法, 它给操作者对该血液运动以视觉观察。

另一替代是, 获取多重分辨 B-型图象。分离的脉冲用于在所感兴趣的区域 (ROI) 内的高分辨的 B-型图象, 在脉冲之间发射的那些脉冲用于获取周围的较低分辨的 B-型图象。该感兴趣的区域 (ROI) 以比 B-型图象的其余部分更高的帧频更新, 并且可以移动它去观察与相似于多普勒 ROI 不同的 ROI。

B-型图象的时间分辨可以通过时间插入法改善。对于静止目标, 在像素之间线性内插是可接受的, 但是对于移动的目标 (即心脏壁) 用线性内插将使空间的细节模糊不清。在 B-型图象中对目标的位置进行跟踪可以改善插入。

下文所述的获取技术提供了多普勒数据, 该数据可以用于位置跟踪以获得高质量的 B 型图象的时间内插。这种技术对于没有任何插入时时间分辨率相当差的 3 维扫描特别有用。

由于对人眼的限制大约是每秒 50 帧, 所以高的帧频是对实时显示的挑战。对于实时显示有几种可能的选择:

- 1、 仅仅 B-型图象以灰度 B-型图象的规则序列在显示系统 118 显示。将多普勒图象数据储存用于后处理。

- 2、 及时地大量减少 (decimate) 多普勒图象。该大量减少的多普勒图象流重叠在显示系统 118 的 B-型图象上显示。储存该多普勒图象数据用于全时间分辨的后处理。

- 3、 及时地内插 B-型图象。对于每个多普勒图象产生一个 B-型图象以得到全多普勒帧频。将时间轴划分为心脏循环。为了在显示系统 118 能显示在心脏循环内的所有图象帧, 不显示来自一个或多个随后的心脏循环的帧。

- 4、 与第 3 选择相似, 但是如第 2 选择叙述的, 相结合的 B-型/多普勒图象是及时大量减少的。这就意味着几乎不需要丢弃心脏循环。

几种类型结合处理和显示令人感兴趣。尤其是, 如 M 型 (例如常规的, 曲线的或解剖学的) 和相对于时间的速度 - 参数 (例如速度, 位移, 应变) 曲线的时间显示, 其中高的时间分辨率是受赏识的。因为多普勒数据覆盖整个心肌, 这些暂时显示可以同时以图象的几点表现出来,

而且与单次抽样体积法比较并未降低质量。

下面讨论的包获取扫描序列将 B-型区域划分成 M 个子域。 M 是多普勒帧频和 B-型帧频之间的比率，因而 $M = FR_D / FR_B$ 。如果 M 是整数，每个 M 子域是同样大小，并且包含若干 B-型脉冲 (ΔN_B)。下面将进一步讨论 M 不是整数的扫描序列。

对于 B-型子域的各次扫描，用 $D = N_D * PS$ 个脉冲去照多普勒区域。覆盖一个该 B-型子域和多普勒区域的脉冲数是 $N = \Delta N_B + D$ ，这 N 个脉冲以预定的方式相交错。相交错的一个例子表示如下：

$B_{1n} D_{11} D_{21} D_{31} B_{2n} D_{12} D_{22} D_{32} B_{3n} D_{13} D_{23} D_{33} B_{4n} D_{14} D_{24} D_{34}$

10 此处 $\Delta N_B = 4$ ， $N_D = 4$ ， $PS = 3$ ， B_{ij} = 在方向 i 子域 j 的 B-型脉冲， D_{ij} = 在方向 j 的多普勒脉冲序数 i 。

当维持该多普勒区域为常数时对于每个序列改变 B-型子域，通过重复这个脉冲序列 M 次，可覆盖整个的 B-型区域。结果是得到 $N_B = M * \Delta N_B$ 脉冲的一个 B-型帧，和帧频高于 B-型帧频 M 倍的 M 种多普勒帧。

15 因而为获得一个 B-型帧，扫描序列要重复 M 次。或者说，对于每种 B-型帧的获取，要获取 M 种多普勒帧。

一个包内两个多普勒脉冲之间的时间被称为为该多普勒脉冲重复时间 (PRT_D)，因此多普勒脉冲重复频率 (PRF_D) 是 $PRF_D = 1 / PRT_D$ 。为得到所希望的 PRF_D ，该多普勒脉冲在空间和时间上可以以不同的方式分布。

20 上面叙述的具有降低的 B-型帧频的包获取技术在图 8-13 给予说明。在图 8-11 中采用以下参数：

多普勒发射束方向数目， $N_D = 4$ 。

包的大小， $PS = 3$ 。

25 多普勒脉冲发射数目， $D = N_D * PS = 12$ 。

B-型子域数目， $M = 3$ 。

每个 B-型子域的束数目， $\Delta N_B = 4$ 。

30 图 8 说明一个用降低 B-型帧频的 2 维多普勒数据包获取的扫描序列。图中示出各含 12 个多普勒脉冲的 3 个多普勒帧 802-806。将多普勒脉冲安排成 4 个包 ($N_D = 4$)，每个包含 3 个多普勒脉冲 ($PS = 3$)。如前面讨论过的，每个包指向不同的束方向。图中还表示 3 个 B-型子域 810-814，每一个子域包含 4 个 B-型脉冲 ($\Delta N_B = 4$)。一个 B-型

帧 808 包含 3 个 B-型子域 810-814。对于每个多普勒帧 802-806 进行获取, 1/3 的 B-型帧 808 被获取。

对每个多普勒脉冲包内的发射方向和顺序进行标记。 D_{ij} 指示在方向 i 的多普勒脉冲发射 j 。例如, 多普勒脉冲 820 的符号 D_{12} 表示多普勒脉冲 820 在方向 1 发射, 并且是在方向 1 发射的第二个脉冲(2)。多普勒脉冲 822 的符号 D_{23} 表示多普勒脉冲 822 在方向 2 发射, 并且是在方向 2 发射的第三个脉冲(3)。前面提及的指明多普勒脉冲在每个包方向的发射方向和发射顺序标记适用于以后的图示出。

另外, 也指明各 B-型脉冲的方向和子域, B_{ij} 指明在方向 i 在子域 j 的 B-型脉冲。例如, B-型脉冲 816 (B_{11}) 是在子域 1 第一(1) B-型束方向。B-型脉冲 818 (B_{12}) 是在子域 2 第一(1) B-型束方向。

已说明的多普勒和 B-型脉冲扫描序列, 即在图 8 左边的脉冲首先发射, 然后顺序发射移向图 8 右方的脉冲, 将用于其余的附图。尽管没有说明, 仍可以用任何非顺序扫描序列。

接收机 108 接收 B-型信号并在记录探测(log-detection)后转换成 8 位象素。该象素在显示系统 118 实时显示, 并在图象缓冲器存储器 122 储存。多普勒数据以 32 位 IQ 数据储存。作为选择, IQ 多普勒数据可以实时地转化成复合自关联系数并储存在图象缓冲存储器 122。例如, IQ 多普勒数据可以用于组织的 2 维多普勒图象, 应变率图象, 或用于观察积累的应变。该数据也可以以 M-型(即常规的, 解剖学的或曲线的)在显示系统 118 上显示。另外, 可以产生时间/速度曲线, 时间/应变曲线等等并实时地或在后处理中显示。

图 9 表示用 2 维多普勒数据包获取的扫描序列, 获取采用 B-型脉冲在多普勒脉冲包之间交错和降低 B-型帧频。图中示出多普勒包 902-908 和 B-型脉冲 910-916, 并且 B 型脉冲 910-916 与多普勒脉冲 902-908 交错。图 8 和图 9 的扫描序列是相似的, 其中包含多普勒帧的多普勒包 902-908 相似于多普勒帧 802, 包含 B-型子域的 B-型脉冲 910-916 相似于 B-型子域 810。同样, 对于在图 9 中获取的每个多普勒帧, 获取该 B-型帧的 1/3。

因为在该多普勒发射方向内束不可能交错, 当 $PRF_D > 0.5 * PRF_{Dmax}$ 时, 可以利用在图 8 和图 9 中说明的扫描序列。如果用较低的 PRF_D , 采用交错的多普勒发射方向扫描序列是可能的, 如图 10 和 11 所示之

扫描序列。

图 10 表示用 2 维多普勒数据包获取的扫描序列，获取采用降低的 B-型帧频和 2 个交错的多普勒发射方向。图中示出多普勒脉冲 1002-1024 和 B-型脉冲 1026-1032。图 11 表示用 2 维多普勒数据包获取的扫描序列，获取采用降低的 B-型帧频和 4 个交错的多普勒发射方向。图中示出多普勒脉冲 1102-1124 和 B-型脉冲 1126-1132。

图 10 的扫描序列可以与图 5 的扫描序列相比较，而图 11 的扫描序列可以与图 6 的扫描序列相比较。然而，在图 10 和 11 中，对于每个获取的多普勒帧，仅仅获取 1/3 和 B-型帧。由于多普勒帧频高于 B-型帧频，图 10 和 11 的扫描序列优越于图 5 和图 6 的扫描序列。

下面是用包获取和对于 B-型帧和多普勒帧不同的帧频可获得帧频和束密度的例子。所指出的参数适用于心脏图象。另外， PRF_B 低于 PRF_D 以得到最低的混响效果。

$$M = 3 \quad N_D = 8$$

$$\Delta N_B = 4 \quad PS = 3$$

$$PRF_B = 3\text{kHz} \quad PRF_{D_{\max}} = PRF_D * IGS = 4\text{kHz}$$

$$MLA_B = 2 \quad MLA_D = 4$$

$$\text{多普勒帧频: } FR_D = 1 / (\Delta N_B / PRF_B + PS * N_D / PRF_{D_{\max}}) = 100\text{Hz}$$

$$\text{B-型帧频: } FR_B = FR_D / M = 33\text{Hz}$$

$$\text{多普勒接收束: } MLA_D * N_D = 32$$

$$\text{B-型接收束: } MLA_B * \Delta N_B * M = 72$$

尽管在图 8-11 中 M 值是整数， $M = FR_B / FR_D$ 的任何分数都是可能的。图 12 表示用 2 维多普勒数据包获取的扫描序列，获取采用降低的 B-型帧频和 4 个交错的多普勒发射方向。图中示出多普勒脉冲 1202-1224 和 B-型脉冲 1226-1242。对于所得到的每 4 个 B-型脉冲该扫描序列获取 12 个多普勒脉冲。在图 12 中， $\Delta N_B = 4$ ， $N_B = 10$ ， $M = 5/2$ 。如果 N_B 由超声系统 100 的其他部分而固定不变，或许不可能得到使 N_B / M 为整数的适当的 M 值。尽管 M 不必须是整数，但是，M 可能是有理数。为了得到统一的多普勒帧频，如图 13 所示，在扫描序列中插入暂停。

图 13 表示用 2 维多普勒数据包获取的扫描序列，获取采用降低的 B-型帧频，4 个交错的多普勒发射方向，并为得到常数的多普勒帧频插

入暂停。图中示出出多普勒脉冲 1302-1324, B-型脉冲 1326-1344, 和暂停 1346。

如图 12 所示, 没有插入暂停 1346, 在图 13 中 M 值应是 $M = 5/2$ 。由于插入暂停 1346, M 值成为整数, $M = 3$ 。暂停 1346 的长度由等式
5 $\Delta t = 2 / \text{PRF}_b$ 计算得到。

在高帧频 2 维多普勒获取中, 图 8 至 13 表示的包获取扫描序列提高了 B-型图象的质量。包获取允许灵活地选用 PRF_b , 从而可避免速度估计的失真。另外此获取不像图 3-6 所示扫描序列那样需要 FR_b 等于 FR_b 。

10 如图 14 所示, 通过进一步降低 PRF, 若干 B-型脉冲可以在各多普勒扫描之间交错。图 14 表示用连续的 2 维多普勒获取的扫描序列, 获取采用降低的 B-型帧频。图中示出出多普勒脉冲 1402-1424 和 B-型脉冲 1426-1448。连续获取与示于图 7 的通常多普勒和 B-型脉冲技术相似, 而不同于包获取技术, 在包获取技术中, 在发射任何 B-型脉冲之前, 在每个束方向仅仅发射一个多普勒脉冲。这样, 对于每个束方向
15 存在该时间方向上以常数取样间隔的连续多普勒数据流。

例如, 图 14 用 4 个方向发射, 或者说 $N_b = 4$ 。多普勒脉冲 1402-1408 各在不同的方向发射, 然后接着发射 B-型脉冲 1434-1440 之后, 紧接着发射 B-型脉冲 1426-1432, 然后在 4 个发射方向发射多普勒脉冲
20 1410-1416 各。如果使用参考图 7 所叙述的滑动窗处理, 与包获取相比较帧频可能显著增加。

连续获取也可以用于在感兴趣区域 (ROI) 内获取高分辨 B-型图象和在 ROI 周围获取低分辨 B-型图象。图 15 表示用连续 B-型获取和具有降低帧频的第二 B-型获取的扫描序列。图 15 表示被低分辨 B-型
25 图象 1502 所包围的高分辨 B-型 ROI 1504。图中还表示出在低分辨 B-型图象 1506 和高分辨 B-型 ROI 1508 的束密度。扫描该低分辨 B-型图象 1506 所用的束密度低于扫描该高分辨 B-型 ROI 1508 的束密度。B-型脉冲 1526-1540 扫描该低分辨 B-型区域 1502。B-型脉冲 1510-1516 扫描该高分辨 ROI 1504 以形成高分辨 ROI 1504 的第一获取图象, B-型脉冲 1518-1524 扫描该高分辨 ROI 1504 以形成高分辨 ROI 1504 的
30 第二获取图象。在此例中, 高分辨 ROI 1504 和低分辨 B-型图象 1502 一样频繁地被扫描两次。在一个实施方案里, 高分辨 B-型脉冲 1510-

1524 可以用于形成以下低分辨 B-型图象 1502。因此，不需要用 B-型脉冲 1526-1540 去扫描角度位于高分辨 B-型 ROI 1504 之下的低分辨 B-型图象 1502。从而，发射脉冲的数目可以减少，并且增加了帧频。在所说明的例子中，可以省略角度位于高分辨 B-型 ROI 1504 之下的 B-型脉冲 1532 (B_{41}) 和 1534 (B_{52})。

另一可替代方案如图 16 所示，当增加多普勒发射束方向的数目时可以维持多普勒帧频为常数。图 16 表示用连续二维多普勒获取的扫描序列，此获取采用增加的多普勒发射束方向数目和降低 B-型帧频。图中示出多普勒脉冲 1602-1624 和 B-型脉冲 1626-1632。如图 14 所示，在发射任何一个 B-型脉冲 1626-1632 之前，在各束方向发射一个多普勒脉冲 1602-1624。可以采用滑动窗技术处理该多普勒数据。如果沿着各扫描线方向的多普勒脉冲有相等的时间间隔，任何 B-型和多普勒脉冲的结合都可以用滑动窗处理。

下面是用不同的 B-型和多普勒帧频执行连续获取的例子。该参数适用于心脏成象，并且 B-型 PRF_B 低于多普勒 PRF_D 以得到最小的混响效应。

$$M = 10$$

$$\Delta N_B = 4 \quad N_D = 10$$

$$PRF_B = 3\text{kHz} \quad PRF_{D_{\max}} = PRF_D * IGS = 4\text{kHz}$$

$$MLA_B = 2 \quad MLA_D = 4$$

$$\text{多普勒帧频: } FR_D = PRF_D = 1/(\Delta N_B/PRF_B + N_D/PRF_{D_{\max}}) = 260\text{Hz}$$

$$\text{B-型帧频: } FR_B = FR_D/M = 26\text{Hz}$$

$$\text{多普勒接收束: } MLA_D * N_D = 40$$

$$\text{B-型接收束: } MLA_B * \Delta N_B * M = 80$$

一般情况下，如图 17 所示在 B-型子域的脉冲可以交错地插得多普勒脉冲之间。图 17 表示用多普勒数据连续获取的扫描序列，该获取采用 B-型脉冲在多普勒脉冲之间交错。图中示出多普勒脉冲 1702-1732 和 B-型脉冲 1726-1632。B-型脉冲在多普勒脉冲之间的交错使得在 B-型图象中由于邻近束之间的时间差产生的假象减少，但是也可能在多普勒图象中引入混响假象。

到目前为止连续获取一直以整数 M 值表示，此处 M 代表相对于多普勒帧频 (FR_D) 大量减少 B-型帧频 (FR_B) 的因子。和采用包获取一样，在

连续获取中任何分数的 $M=FR_D/FR_B$ 都是可能的。

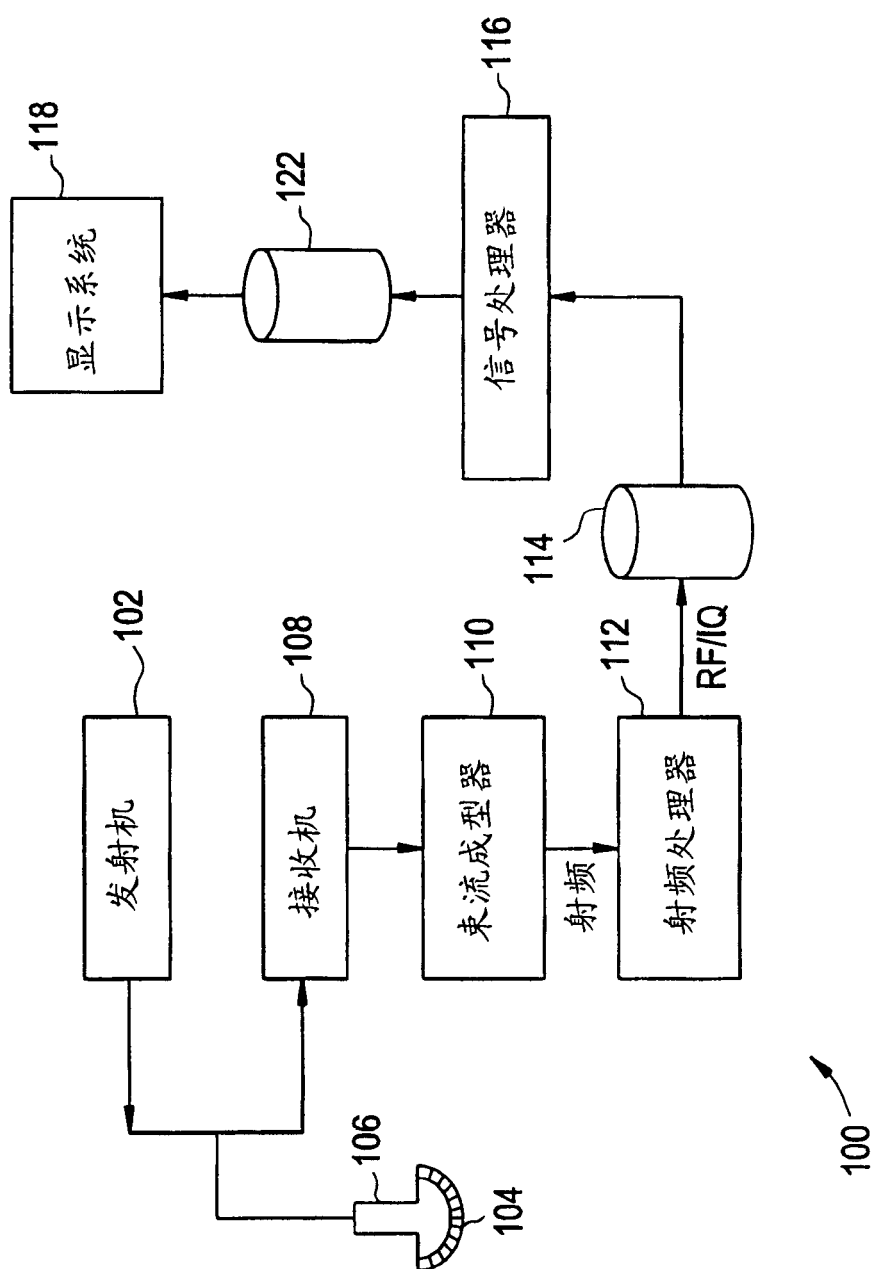
图 18 表示用连续获取的扫描序列, 该获取在多普勒帧频和 B-型帧频之间采用非整数比率。图中示出多普勒脉冲 1802-1808 和 B-型脉冲 1810-1828。图 18 表示 $\Delta N_B = 4$, $N_D = 4$ 和 $M = 5/2$ 的例子。为了提高 PRF_B 有时采用 B-型扇形的非顺序扫描。该非顺序触发模式可能导致对适用的 M 值产生非整数 N_B/M 比值的 N_B 值。如图 19 所示, 这个问题借助在扫描序列中插入暂停以确保多普勒脉冲之间的常数间隔可得以解决。

图 19 表示用连续获取的扫描序列, 该获取采取在扫描序列中插入暂停以得到在相同方向的多普勒脉冲之间有常数间隔。图中示出多普勒脉冲 1902-1908, B-型脉冲 1910-1928 和暂停 1930。

如图 18 所示, 不插入暂停 1930 时, 在图 19 中的 M 值应该是 $M = 5/2$ 。插入暂停 1930, M 值成为整数, $M = 3$ 。暂停 1930 的长度可用等式 $\Delta t = 2/PRF_B$ 计算。

如图 14-19 中所示用连续获取的扫描序列比用包获取扫描序列允许更高的多普勒帧频。另外, 具有常数取样间隔的连续数据流使滑动窗处理成为可能。这意味着在二维图象的任意点产生多普勒谱和声音都是可能的。谱多普勒显示使操作者能够直观地区别运动的目标和静止混响。这是比根据平均速度估算器得到的速度径迹更坚实的技术。加之, 可以更有效地过滤杂乱回波, 并且当以常数取样间隔获取数据时更容易组织跟踪。连续获取的一个缺点是 PRF 等于帧频, 这使得需要对速度计算方面的失真进行修正。尽管如此, 用连续获取方法获取的数据计算应变率成象的图象不存在严重的失真假象。

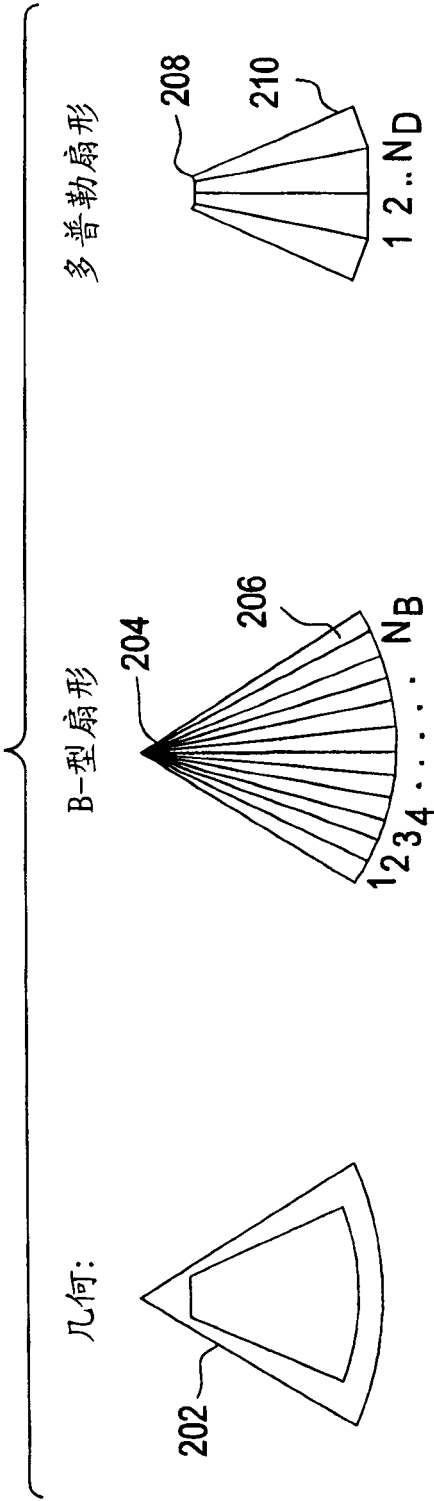
尽管本发明的描述始终参照与一个实施方案相关, 本领域熟练技术人员将会理解, 在本发明的范围之内可以进行各种改变和进行等价替代。另外, 为适应特殊的条件或材料在本发明的范围之内可以对本发明的技术进行许多修正。因此, 本发明不是局限在特定的公开的方案, 本发明将包括所有在所附权利要求范围内的实施方案。



一
圖

图 2

现有技术



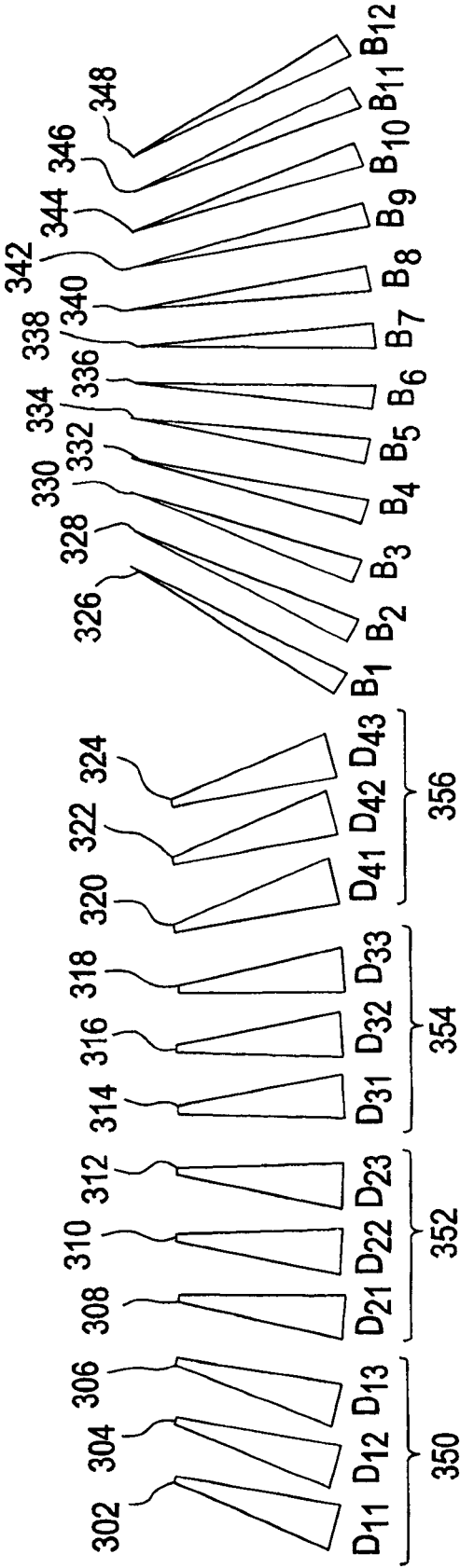


图 3
现有技术

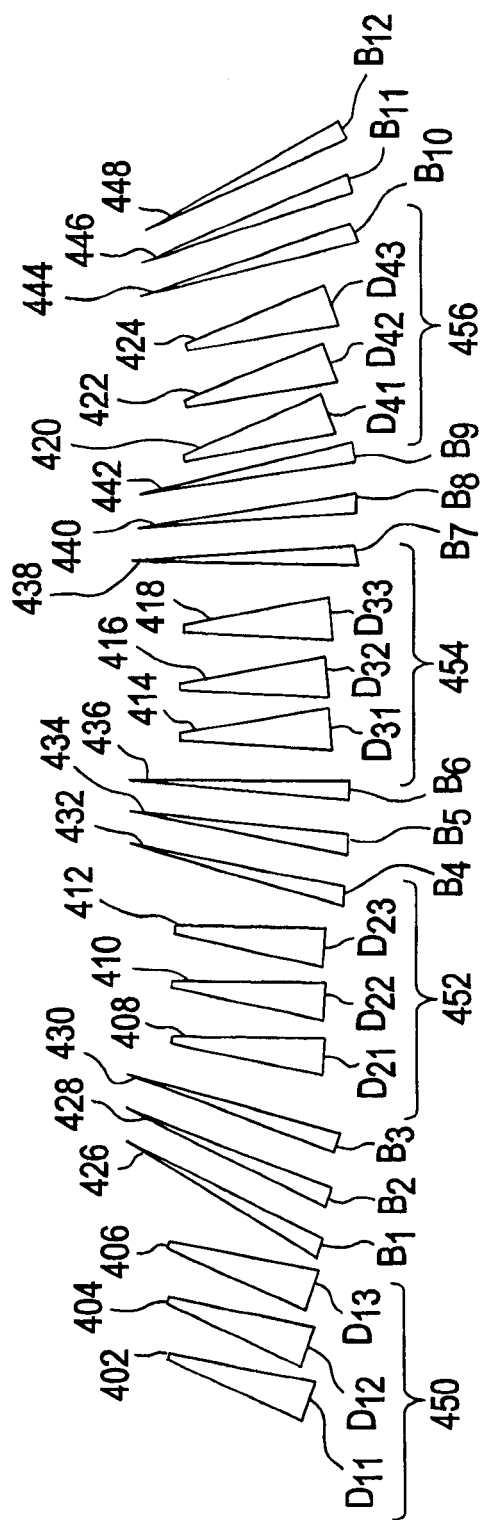


图 4 现有技术

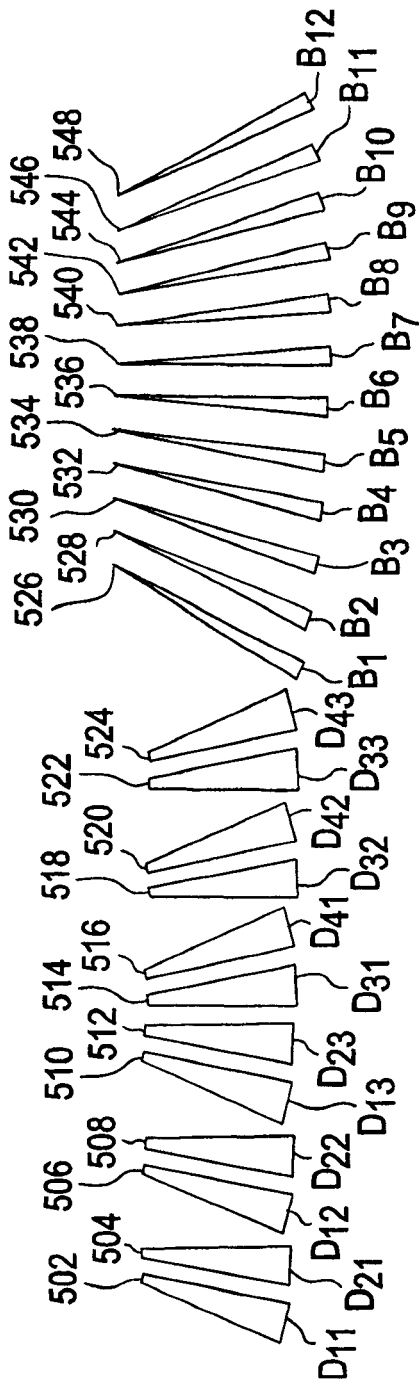


图 5
现有技术

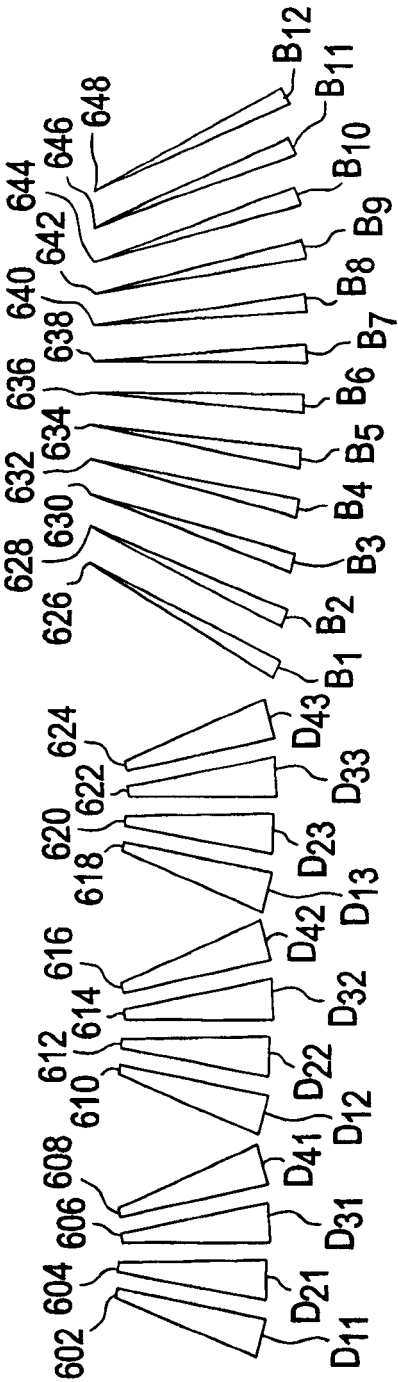


图 6
现有技术

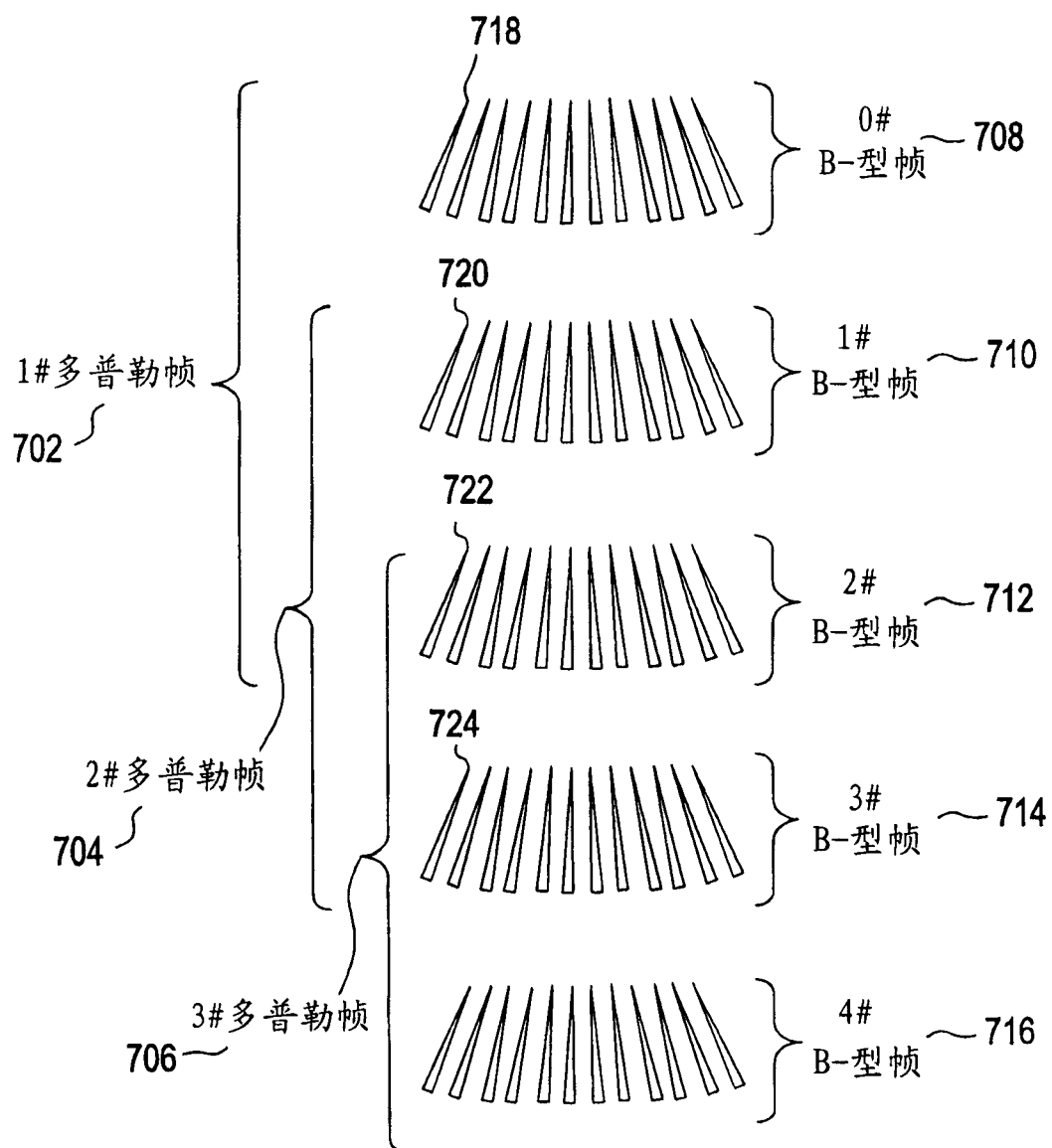


图 7

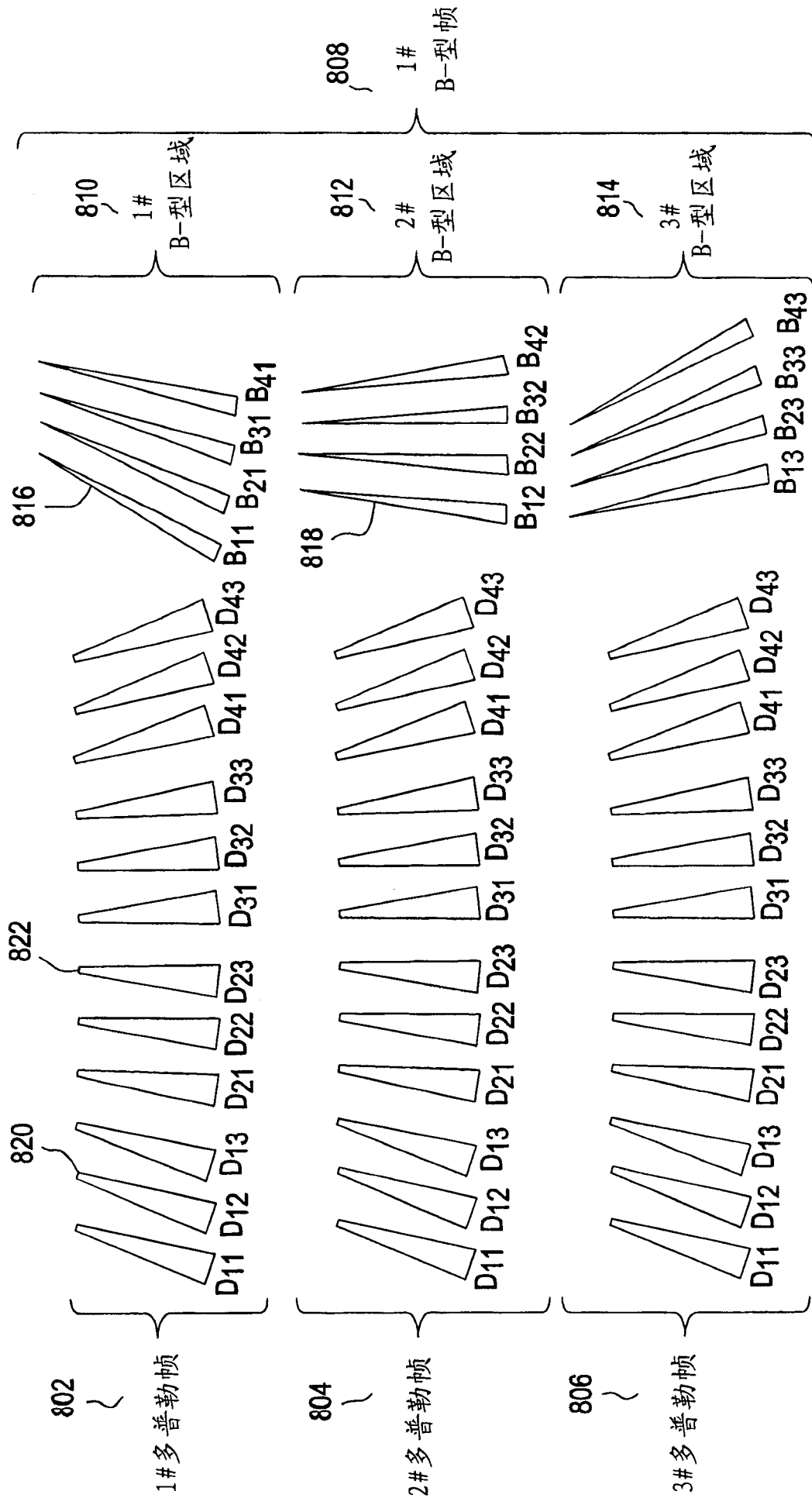


图 8

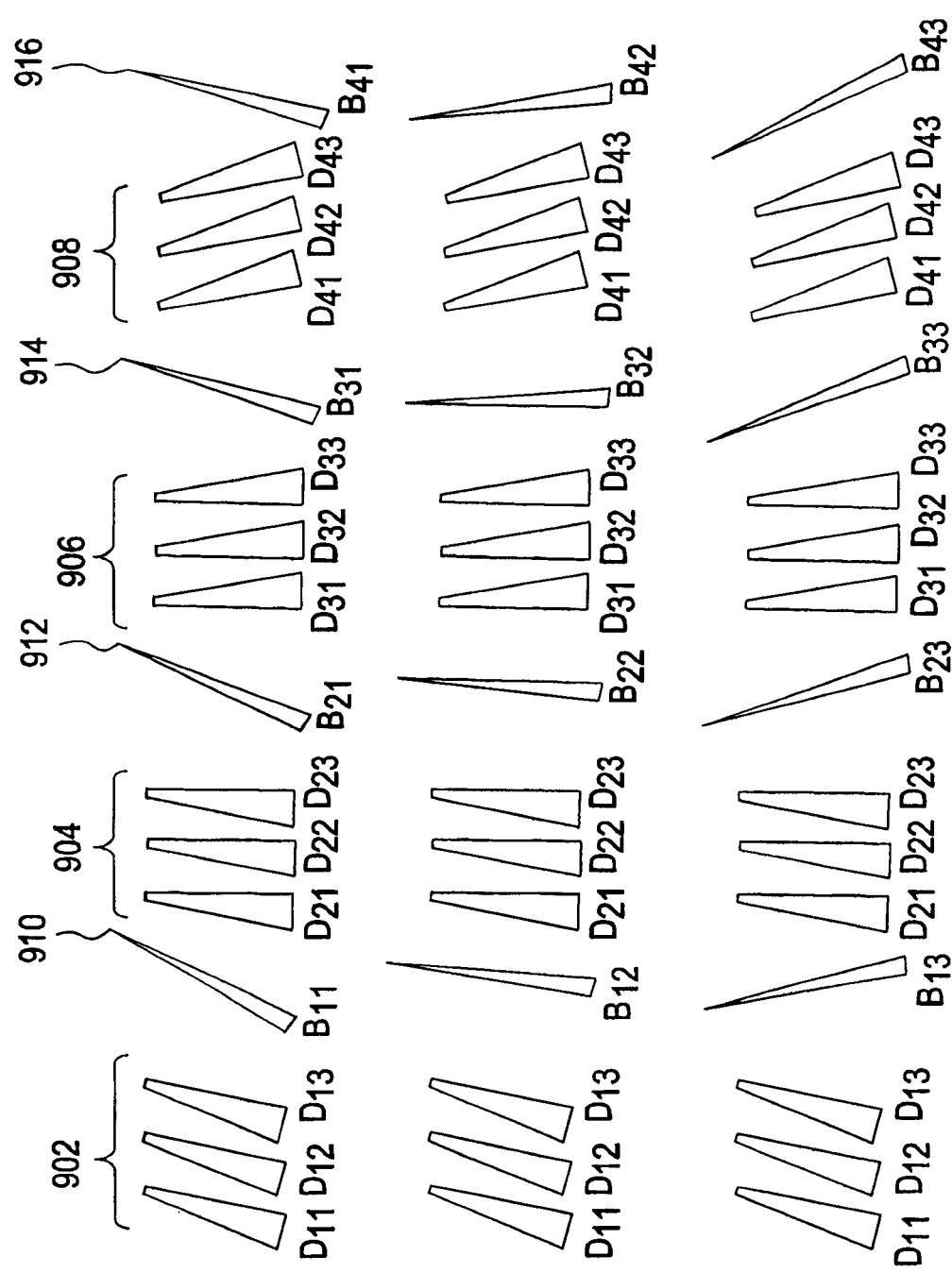


图 9

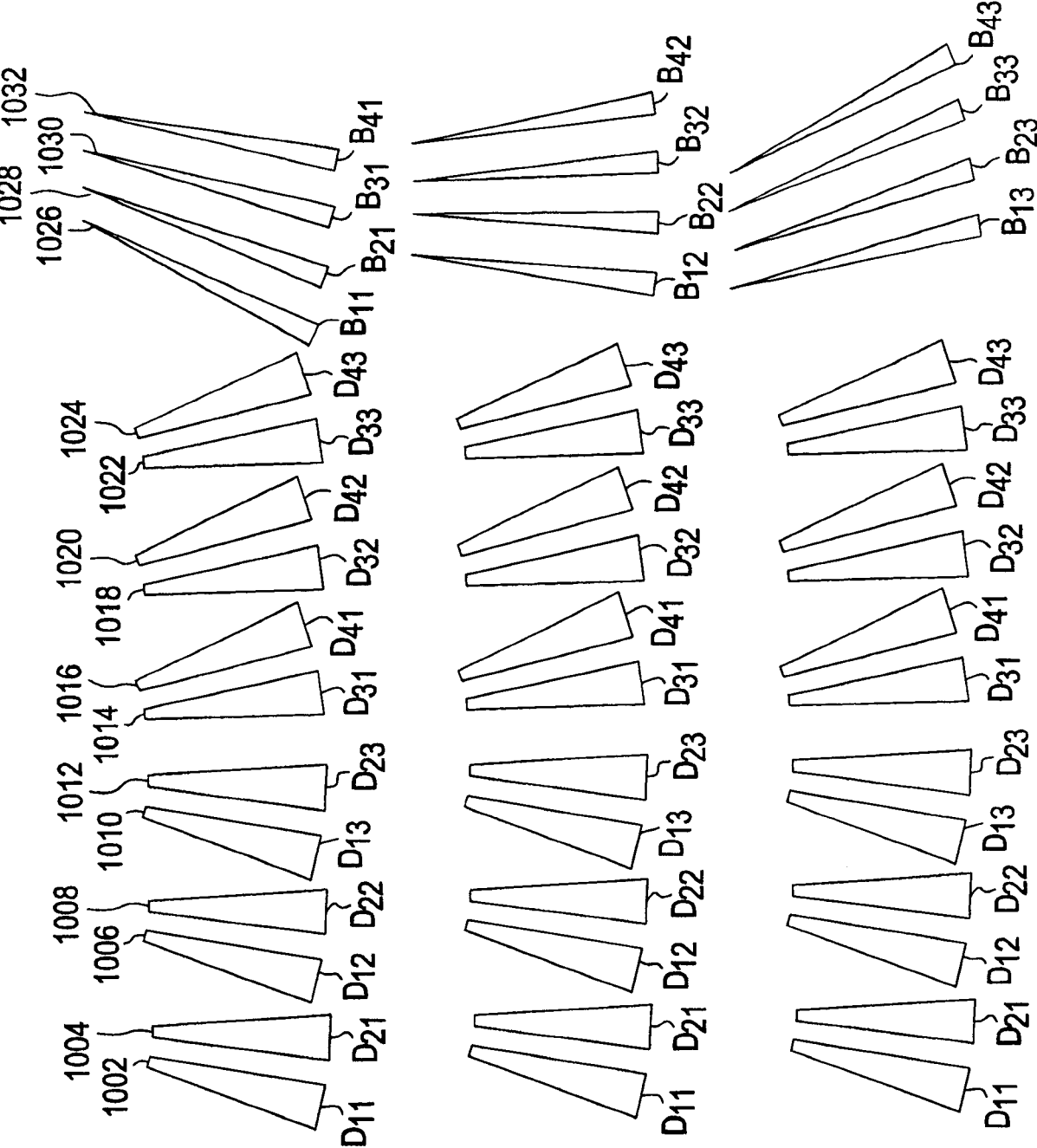


图 10

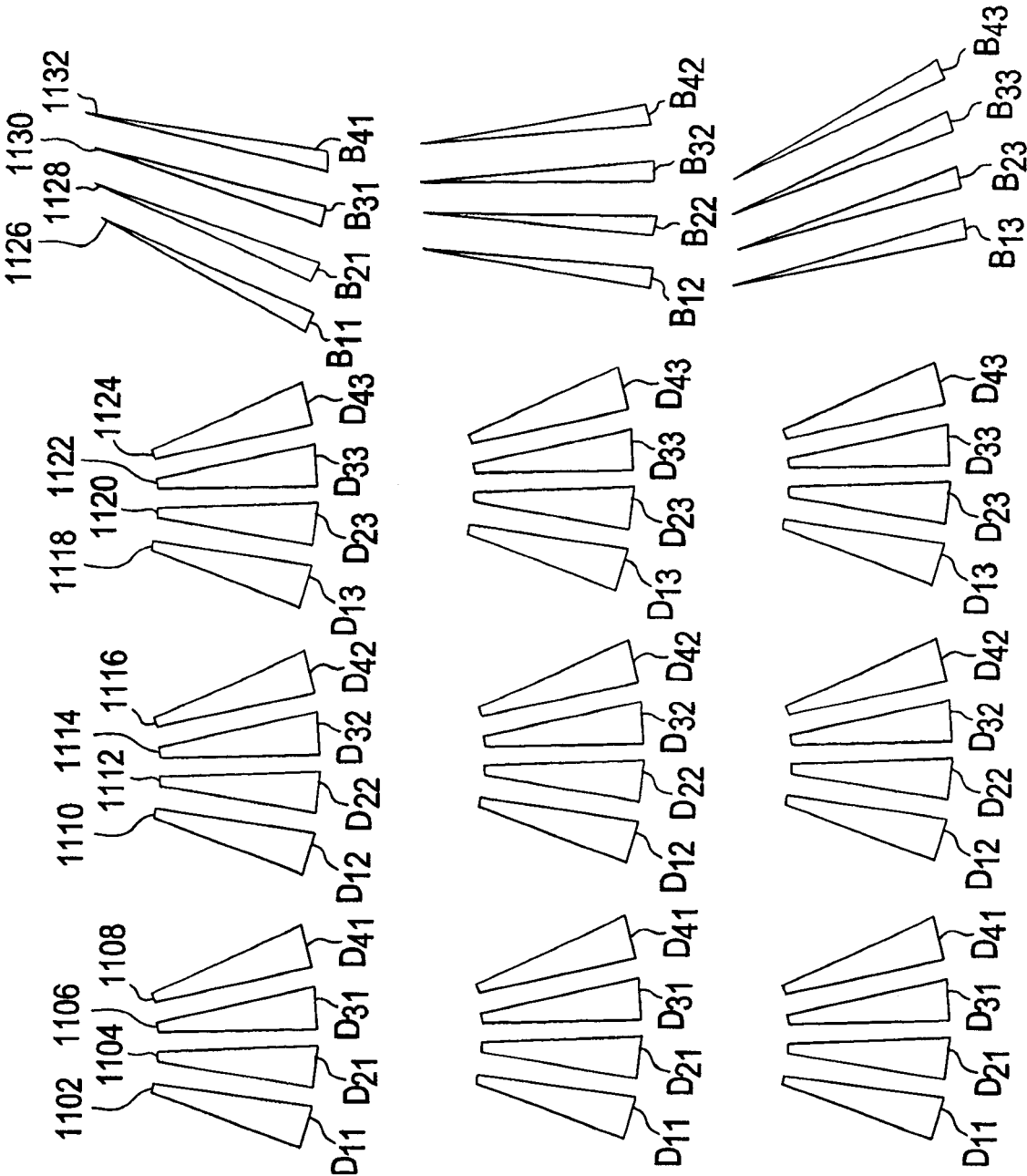


图 11

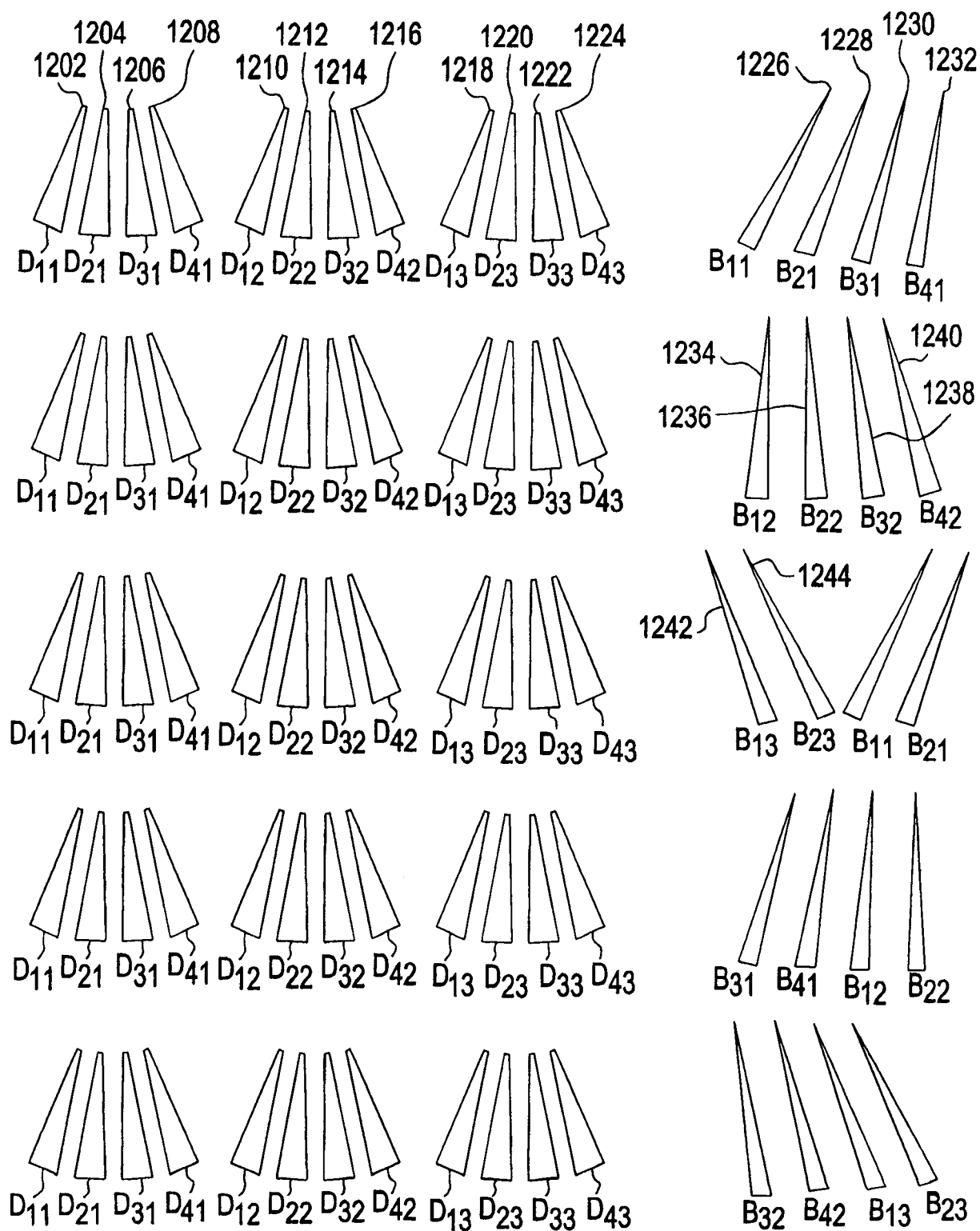


图 12

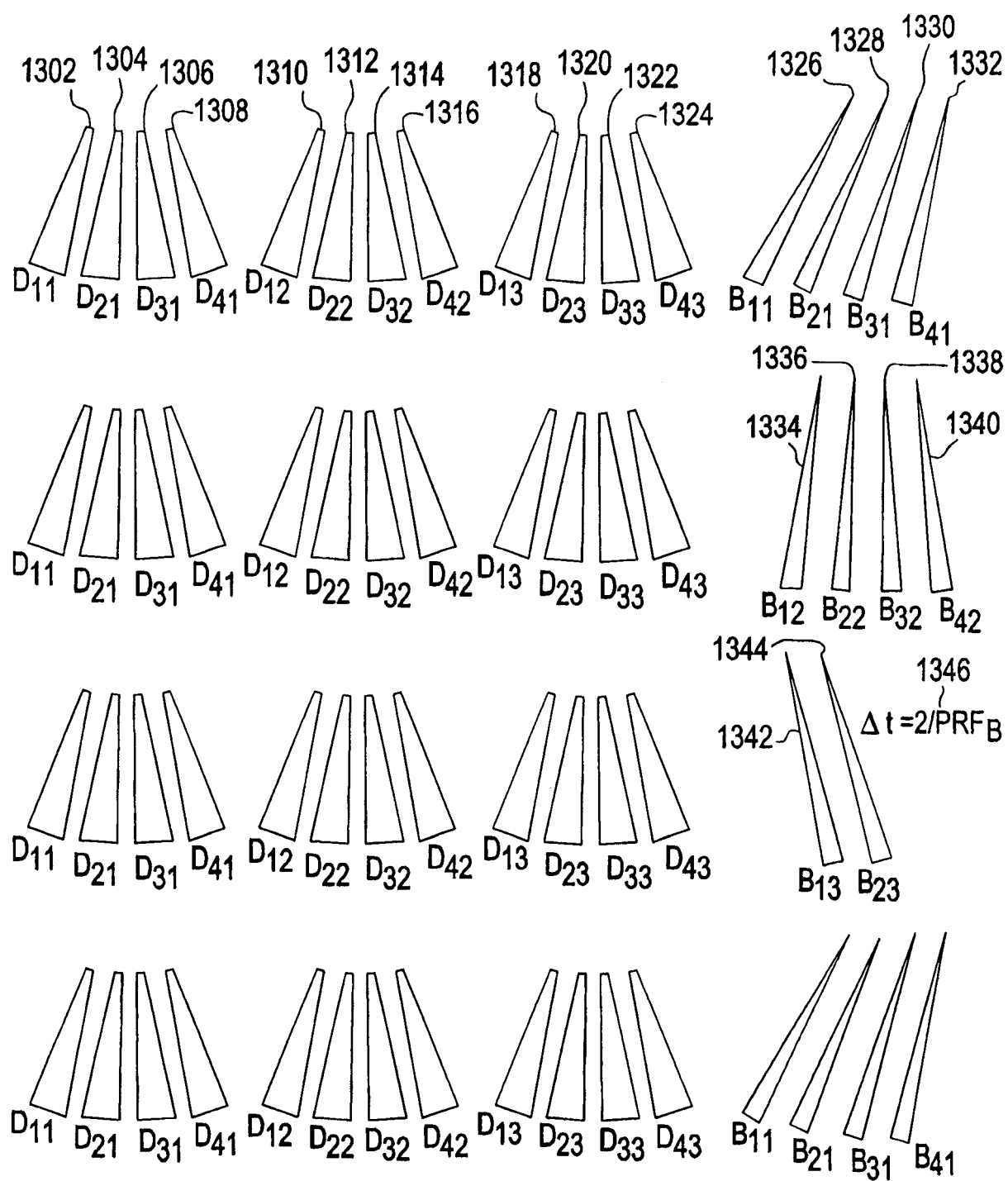


图 13

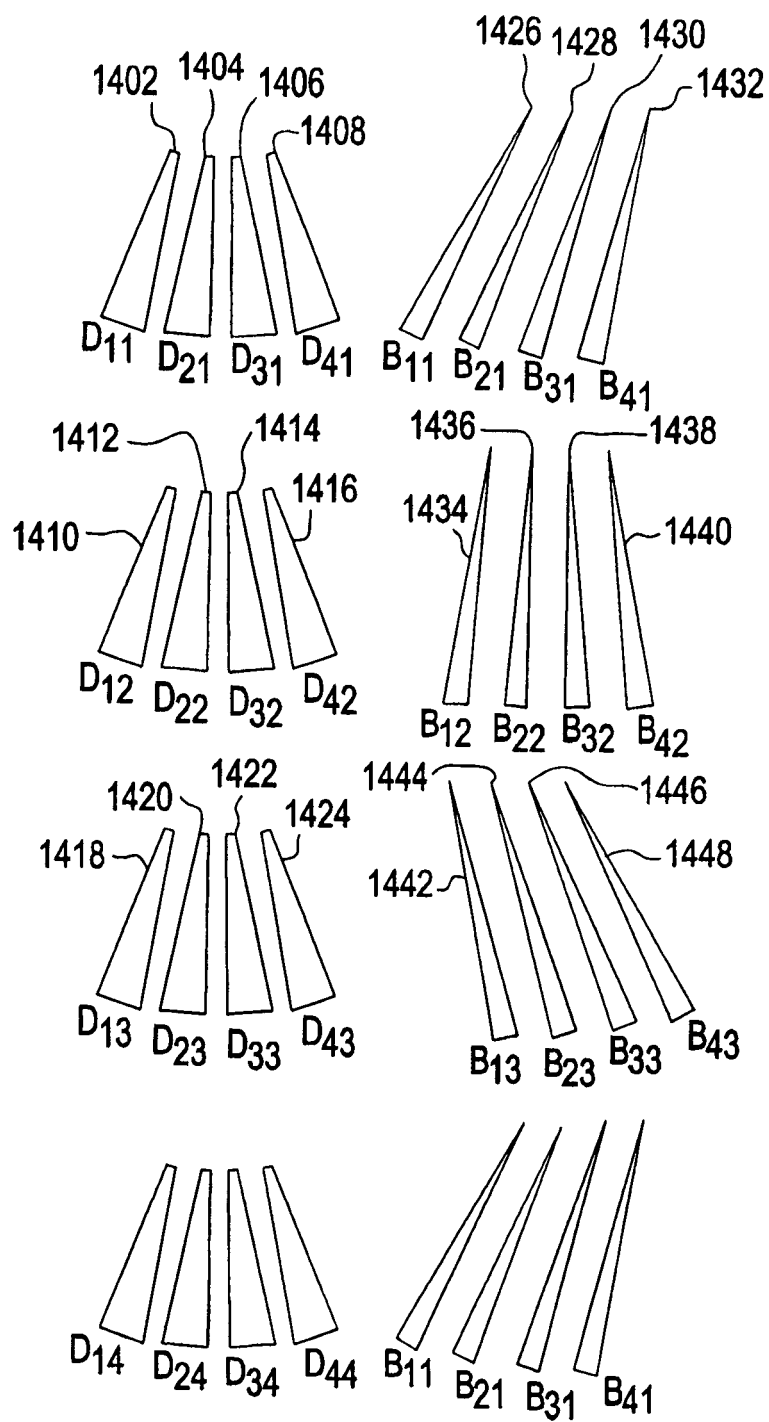


图 14

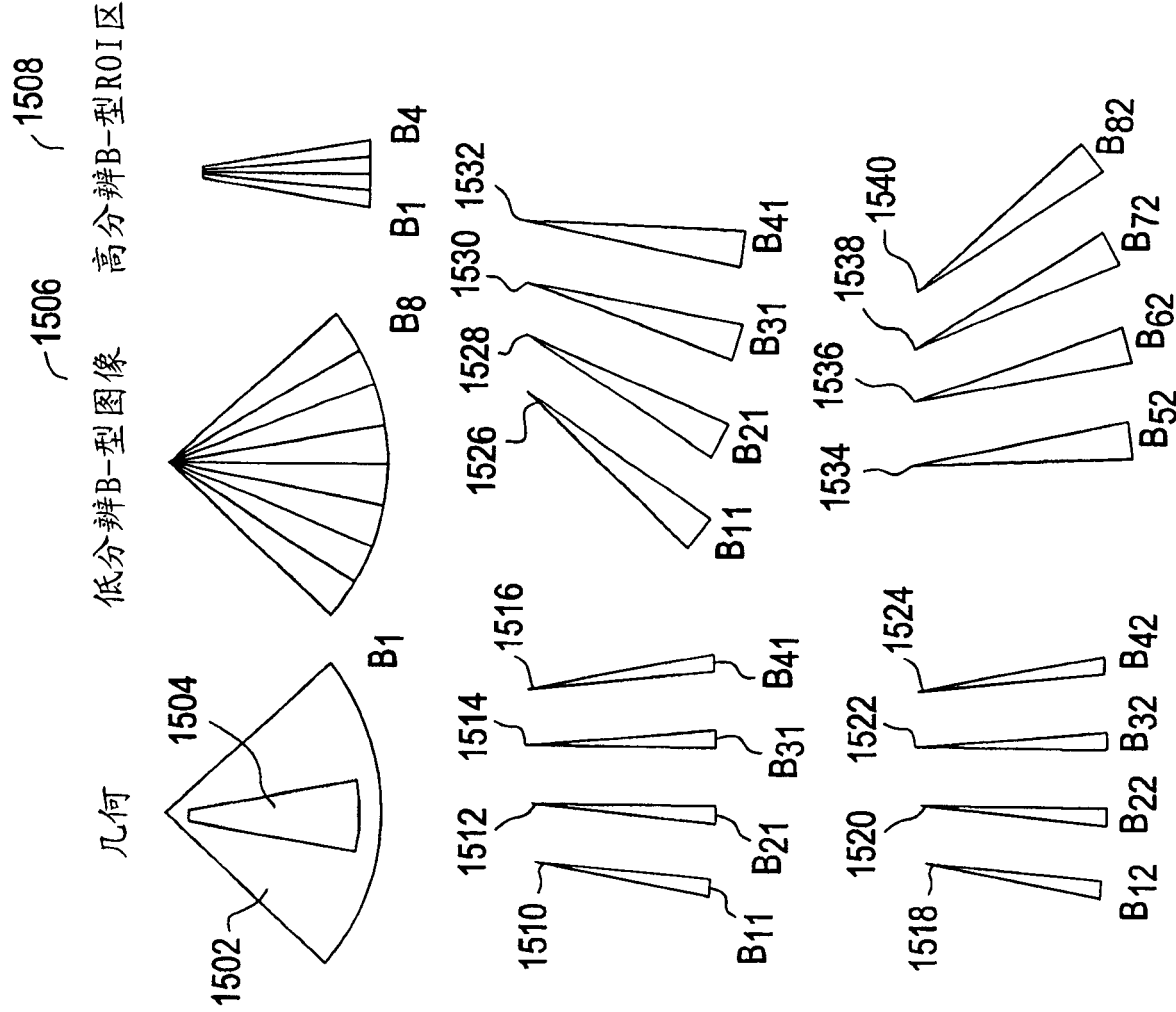
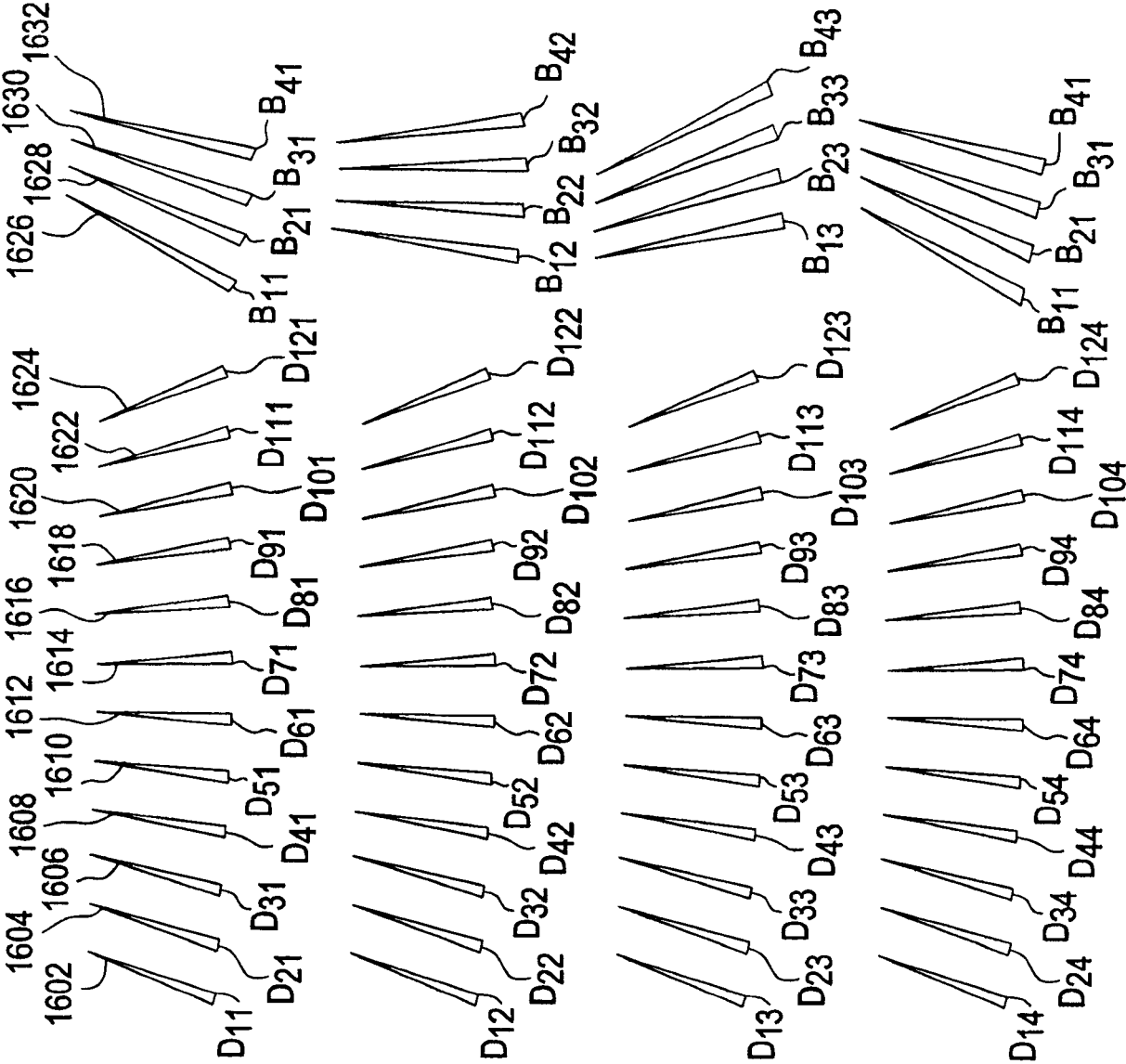


图 15



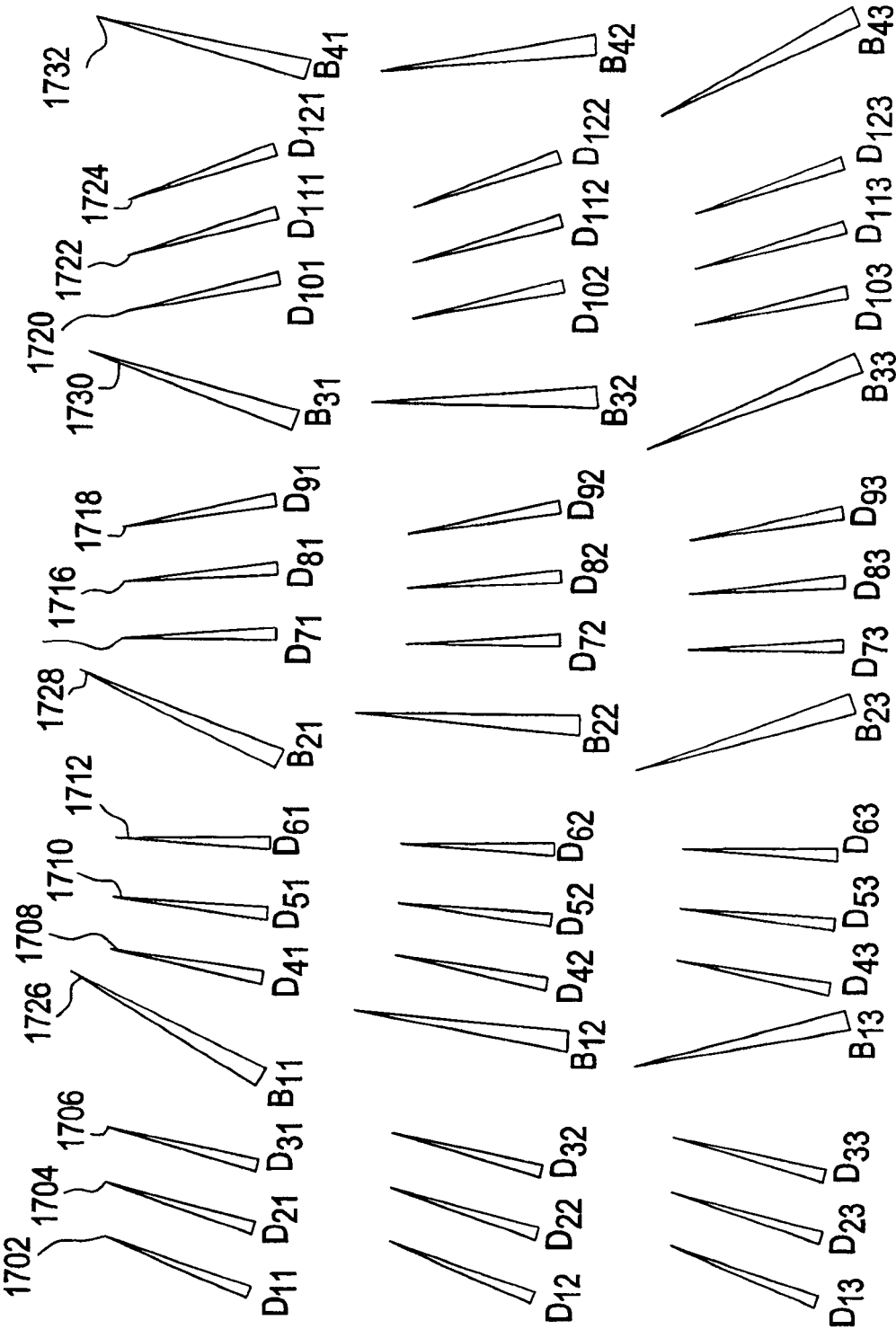


图 17

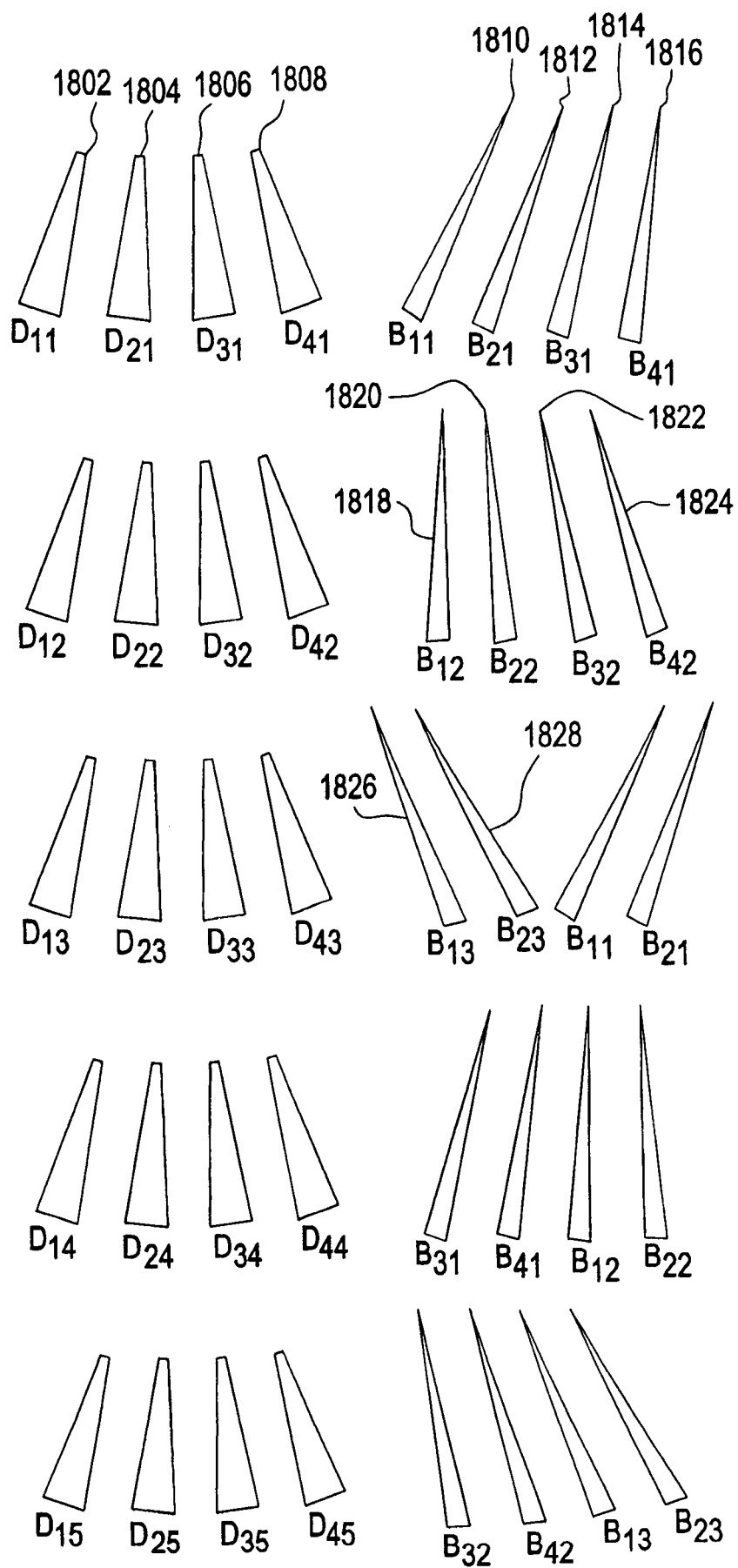


图 18

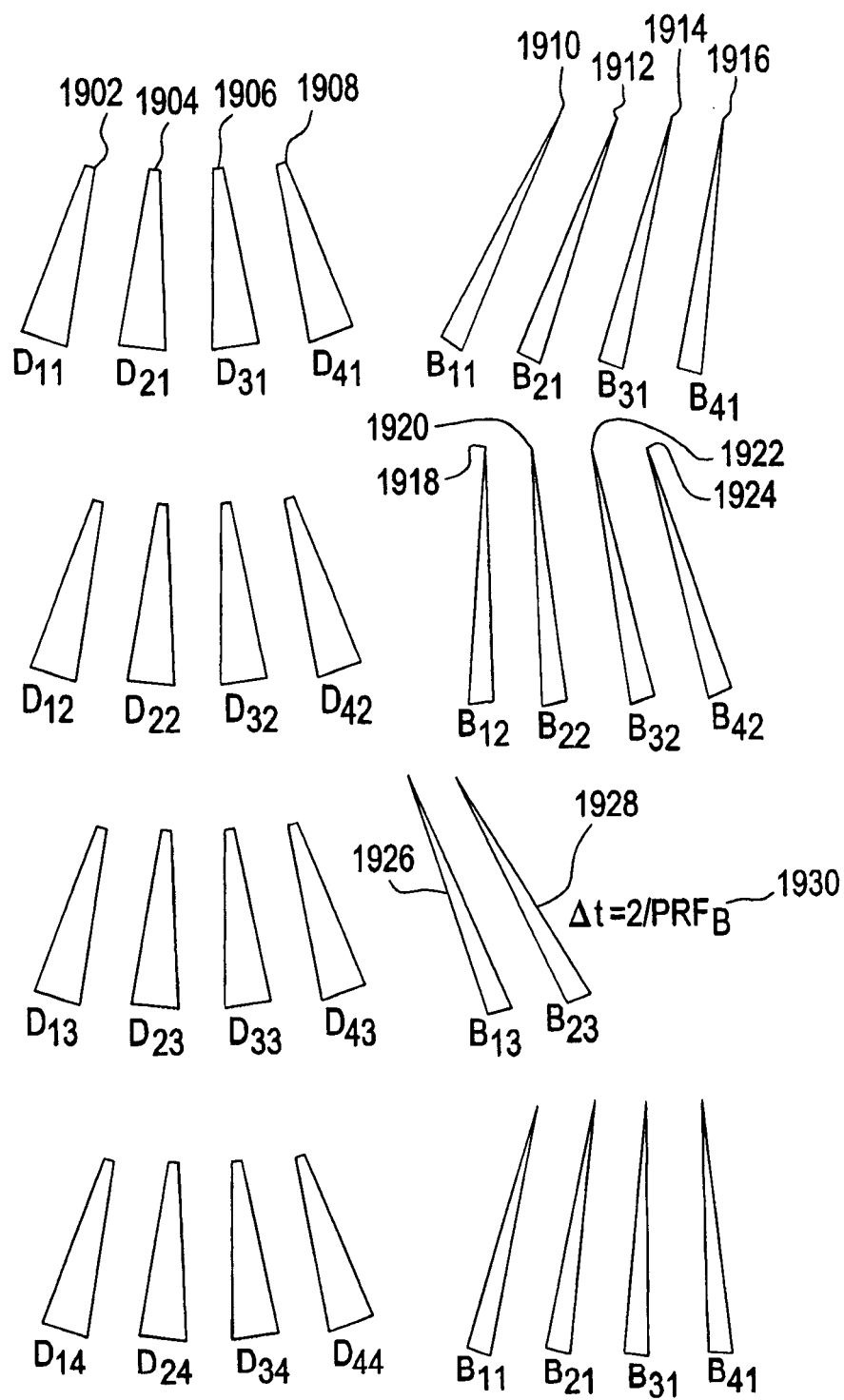


图 19

专利名称(译)	改善超声成像的空间和时间分辨率的方法与设备		
公开(公告)号	CN1406556A	公开(公告)日	2003-04-02
申请号	CN02130175.1	申请日	2002-08-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	S比耶鲁姆 J柯克霍恩 HG托尔普 K维根 B奥尔斯塔德 K克里斯托菲尔森 EN斯泰恩 D赛特雷		
发明人	S·比耶鲁姆 J·柯克霍恩 H·G·托尔普 K·维根 B·奥尔斯塔德 K·克里斯托菲尔森 E·N·斯泰恩 D·赛特雷		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G01N29/00		
CPC分类号	G01S7/52063 G01S7/52034 G01S7/52074 G01S15/8979 G01S7/52085		
代理人(译)	吴立明 王勇		
优先权	09/682358 2001-08-24 US		
其他公开文献	CN1315438C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一个同时获取两种超声图象的方法。第一组超声脉冲(802)用第一运行模式以第一帧频发射。接收来自第一组超声脉冲(802)的回波。第二组超声脉冲(810)用第二运行模式以第二帧频发射。第一和第二帧频是不同的。第一组超声脉冲(802)限定完整的图象，而第二组超声脉冲(810)限定部分图象。接收来自第二组超声脉冲(810)的回波，并且来自第一组(802)和第二组超声脉冲(810)的回波以单一图象显示。

