

[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 200480014778.2

[45] 授权公告日 2009年11月4日

[11] 授权公告号 CN 100557459C

[22] 申请日 2004.5.6

[21] 申请号 200480014778.2

[30] 优先权

[32] 2003.5.30 [33] US [31] 60/474,573

[86] 国际申请 PCT/IB2004/001709 2004.5.6

[87] 国际公布 WO2004/106969 英 2004.12.9

[85] 进入国家阶段日期 2005.11.28

[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·弗里萨 M·D·波兰德

[56] 参考文献

US5961462A 1999.10.5

US5891039A 1999.4.6

CN1406556A 2003.4.2

US2003023166A1 2003.1.30

US6139501A 2000.10.31

CN1212146A 1999.3.31

审查员 苗文

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 龚海军 刘杰

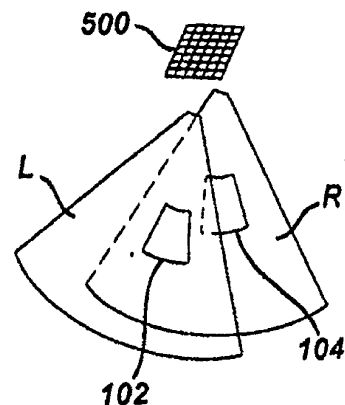
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 发明名称

彩色流双平面超声成像系统和方法

[57] 摘要

描述了一种超声诊断成像系统，其中实时扫描一个立体区内的两个平面，这两个平面是不同高度的平面。在一个实施例中，用少于传感器在单个平面内能够发送的最大数目扫描线的扫描线来扫描这两个平面。用户控制器使这两个平面横向方向移动而不用移动传感器探头。在另一个实施例中，每个图像平面包含一个彩色框，彩色框描述图像中相同的各自位置的流动或运动。可以一前一后地确定两个图像的彩色框的尺寸和位置，使它们两者都处在两个图像的相同对应区域。



1. 一种超声诊断成像系统，包括：

两维阵列传感器（500），用于在一个立体区内沿不同方向发送射束；

束形成器（116），耦合到所述两维阵列传感器（500）；

束形成器控制器（312），耦合到所述束形成器（116），导致所述阵列传感器（500）扫描在不同的高度平面定位的两个图像平面，对每个图像平面的至少对应部分进行扫描以便进行运动成像；

扫描变换器（316），耦合到所述束形成器（116），用于产生所述两个图像平面的实时图像，其中包括描述运动的每个图像平面的对应部分；

显示器（150），耦合到所述扫描变换器（316），用于显示两个实时图像，其中每个图像包括用于显示运动的彩色框（102、104）；
和

用户接口（200），耦合到所述束形成器（116），通过所述用户接口可以选择每个图像平面中被扫描用于运动成像的部分，其中所述超声诊断成像系统用于协调地改变所述彩色框（102、104）的位置或者尺寸。

2. 权利要求1的超声诊断成像系统，其中：所述用户接口（200）包括用于选择每个图像平面的相同部分以便运动成像的装置。

3. 权利要求2的超声诊断成像系统，其中：所述用户接口（200）还包括用于在每个图像中选择要显示运动的彩色框（102、104）的尺寸的装置。

4. 权利要求3的超声诊断成像系统，其中：所述用户接口（200）还包括用于同时调节两个图像中的彩色框（102、104）的宽度或高度的装置。

5. 权利要求3的超声诊断成像系统，其中：所述用户接口（200）还包括用于同时调节两个图像中的彩色框（102、104）的位置的装置。

6. 权利要求1的超声诊断成像系统，其中：所述束形成器控制器（312）使所述阵列传感器（500）从两个图像平面中的相同组扫描线获得多普勒总体。

7. 权利要求6的超声诊断成像系统，其中：所述扫描变换器（316）

在两个图像的相同位置处产生其中描述运动的彩色框(102、104)。

8. 权利要求1的超声诊断成像系统,其中:所述用户接口(200)包括跟踪球(202)。

9. 权利要求8的超声诊断成像系统,其中:所述用户接口(200)还包括尺寸键(206)和位置键(204)。

10. 权利要求3的超声诊断成像系统,进一步还包括耦合到显示器(150)的图形发生器(330),它的作用是绘制或加亮每个图像中的彩色框(102、104)。

彩色流双平面超声成像系统和方法

技术领域

本发明涉及医学超声成像，更加具体地说，涉及用于在人体立体区的两个或多个平面内的移动的同时成像的超声成像系统和方法。

背景技术

美国专利 6709394 描述使用二维阵列探头来同时并且实时地对于人体立体区的两个平面进行超声扫描。这个二维的阵列使得射束能够发射出去并且能够电聚焦到穿过位于阵列传感器 (array transducer) 对面的立体区的任何方向。这就意味着，可以以足够快的速率扫描这个区内的两个或多个图像平面，产生这两个图像平面的同时实时图像。这种操作模式称之为“双平面”模式。双平面模式是当真正的三维图像难以解释的时候成像人体三维区的有效方式。平面图像 (二维图像) 对于大多数诊断技术人员是比较熟悉的，两个图像平面可能同时从几个不同的观察点成像一个器官。这在医务人员检测感兴趣的解剖组织时调节两个图像平面的相对位置时是极其有用的。在这种专利讨论的双平面模式中，两个平面之一的取向总是垂直于阵列探头的中心，这与用于二维成像的常规的一维阵列的图像平面的情况相同。这个平面称为参考平面。另一个图像平面可由医务人员操纵，有几种不同的操作方式。一种方式是，相对于参考图像旋转第二图像平面。在这个旋转模式中，两个图像共享一个公共的中心线，第二图像可以围绕这个中心线旋转，这就意味着，第二图像平面可以与参考图像共面，相对于参考图像的取向是 90 度，或者是在 0 度和 90 度之间的任何角度方向。在这个专利中讨论的另一种双平面模式是倾斜模式。在倾斜模式中，第二图像的中心线与参考图像的扫描线之一是共用的。这个公共线可以变化，以使第二图像能与参考图像的中心、参考图像的横向最远的扫描线中的任何一个、或者在它们之间的任何扫描线相交。然而，除了旋转和横向倾斜双平面模式的取向以外，其它的平面取向在特定的诊断情况下可能也是有益的，可以较好地提供医务人员诊断需要的图像。这些取向在 B 模式成像和多谱勒成像中可能是有用的。

发明内容

按照本发明的原理，在一个立体区内两个或多个图像平面的相对取向可以按照高度 (elevation) 的尺寸改变。在一个实施例中，参考图像的位置相对于探头保持静止不动，第二图像相对于参考图像高度上 (elevationally) 有所变化。两个图像可以是共面的，或者定位在高度上分开的图像平面内。在另外的实施例中，两个平面保持一个公共的顶点，而且，第二图像的高度相对于参考平面倾斜，以使一个公共深度距另一个平面有一个公共距离。在下一个实施例中，两个图像在图像的相同对应坐标上都有一个彩色框。可以使用单个控制器按相同方式在两个图像中调节两个彩色框的大小或位置。

附图说明

图 1 以方块图形式表示按照本发明的原理构成的超声诊断成像系统；

图 2A 和 2B 表示具有彩色框的两个高度不同的图像平面的两个视图；

图 3 表示按照本发明原理的高度双平面模式的两个图像平面的系统显示；

图 4 表示在两个高度双平面图像中两个彩色框的同时再定位；

图 5 表示在矩形扫描图像中的两个彩色框；

图 6 表示图 5 的两个图像的一个可能的取向。

具体实施方式

首先参照图 1，其中以方块图形式表示按照本发明的原理构成的超声诊断成像系统。探头包括一个二维阵列传感器 500 和一个微束成形器 502。微束成形器包含用于控制加到阵列传感器 500 的元件组 (“插片 (patches)”) 的信号的电路并且对于由每组元件接收的回声信号进行某些处理。在探头中的微束成形器最好能减少在探头和超声系统之间的电缆 503 中的导线的数目，在美国专利 5997479 (Savord 等人) 和美国专利 6436048 (Pesque) 中描述了这种微束成形器。

探头耦合到超声系统的扫描仪 310 上。扫描仪包括束成形器控制器 312，所说控制器 312 负责用户控制器 200 并且向微束成形器 502 提供控制信号，指示探头的定时、频率、发射束的方向和聚焦。束成形器控制器还通过到模拟到数字转换器 (A/D) 316 和束成形器 116 的

耦合，控制接收的回声信号的束形成过程。由探头接收的回声信号通过在扫描仪中的前置放大器和时间增益控制电路(TGC)314进行放大，然后再通过模拟到数字转换器316进行数字化。然后，通过束形成器116使数字化的回声信号形成束。再通过图像处理器318处理这个回声信号，即实现数字滤波、B模式检测、和多普勒处理，还可以进行其它的信息处理，如谐波分离，通过频率压缩扩展(compounding)使斑纹减少和其他需要的图像处理。

将由扫描仪310产生的回声信号耦合到数字显示子系统320，数字显示子系统320处理回声信号以便以期望的图像格式进行显示。通过图像用户处理机(image line processor)322处理这些回声信号，图像用户处理机322能够采样回声信号，分割束的片段成为完全的行信号(line signal)，并且平均行信号以便实现信号噪声比的改进或流动的持久性(flow persistence)。通过扫描变换器324将图像线(image line)扫描转换成期望的图像格式，扫描变换器324完成本领域中众所周知的R- θ 转换。然后，将图像存储在图像存储器328中，可以在显示器150上显示来自图像存储器328的所说图像。在存储器中的所说图像还与要和图像一起显示的图形叠置在一起，所说的图形是由响应用户控制的图形发生器330产生的。在图像循环捕获期间，可以将各个图像或图像序列存储在cine存储器326中。

为了进行实时立体成像，显示子系统320还包括三维绘制处理器(未示出)，它接收来自图像用户处理机322的图像线，以便绘制在显示器150上显示的实时三维图像。

按照本发明的原理，两个图像(在这里称之为双平面图像)是通过探头实时获得的，这两个图像以并排显示格式显示。由于二维阵列500具有在阵列的前边沿任何方向和任何倾角控制发送束和接收束的能力，所以双平面图像的平面相对于这个阵列并且彼此相对地可以具有任何取向。在一个实施例中，两个图像平面在高度方向上是分开的，如图2A所示的平面L和R的透视图所表示的。在图2B中，在“边缘上”观察所说的相同平面L和R。在每种情况下，二维阵列传感器500如图所示定位在图像平面的上方。在这些例子中，图像格式是扇区图像格式，图像线是从传感器500上或其附近的一个公共的顶点上发出的。然而，如以下所示，还可以使用线性扫描格式或者受控(steered)

线性扫描格式。

在另外的实施例中，每个高度的双平面图像 L、R 都包括一个可以显示运动的区域。为此，要对从显示运动的区域接收的信号进行多普勒处理，并且利用 B 模式图像的彩色（速度）多普勒或功率多普勒重叠显示所说区域。还可以使用另外的替换方案，例如关联临时的回声信息和移动目标指示器。例如参见美国专利 4928698 和美国专利 5718229。要显示运动如血液流动或组织运动的区域可以由图 2A 中所显示的一个彩色框 102、104 来表达。为方便使用，可使两个图像平面上的彩色框 102、104 在两个平面内的范围（深度）和方位上对齐，并且通过单组用户控制器一前一后地控制它们的操纵和调节。这使进行扫描的体积内的感兴趣的区域（ROI）能够通过高度方向上分开的两个平面观察到。如这里所用的，如果两个图像没有共享同一个图像平面，那么，这两个图像就要在高度方向上分开，即，它们在成像的主体内不是共面的。这种能力例如在考察一个体积的一个特定的侧边上的感兴趣的区域时是有用的。在测量来自心脏瓣在高度方向的喷射程度时这也是有用的。可以将参考平面放在瓣的附近以截断靠近瓣的喷射，并且例如移动可调节平面，使其可以截断距瓣最大可检测距离的喷射。当操纵用户控制器定位彩色框 102 以截断距瓣附近的喷射时，第二平面的彩色框 104 将自动地定位，与彩色框 102 对齐。

在图 1 的实施例中，可以使用超声系统控制面板 200 上的一个跟踪球 202 和两个键 204、206 沿高度平面 L、R 操纵和调节彩色框 102、104。当超声系统处在高度双平面模式中并且按下位置键 204 时，移动跟踪球 202 将在两个图像 L、R 内一前一后地移动彩色框。由于跟踪球可以在任何方向滚动，所以利用跟踪球控制可以使彩色框在任何方向重新定位在一起。通过按下尺寸键 206 可以改变彩色框的尺寸，在此之后，跟踪球的移动将使彩色框的宽度和高度增大或减小，这取决于跟踪球移动的方向。例如，向左滚动跟踪球将扩大彩色框的宽度，向右滚动跟踪球将减小彩色框的宽度。通过使用两个键 204、206 和跟踪球 202，可以使彩色框的尺寸和位置一起变化，以满足特定医学检查的需要。这种一起进行的调节可能与图像平面不相交或者图像平面是平行的情况完全相同。这种一起进行的调节还可以按照比例进行控制。例如，可以按照正比于两个图像平面之间的角度的余弦进行彩色框的

调节，以保持彩色框的感兴趣的区域在要成像的介质内基本上排成直线。彩色框的调节值在这个例子中是两个图像平面的相对取向的函数。

在图 3 中参照图 1 说明了图 1 的超声系统扫描具有彩色框的不同平面的方式。用户操纵在控制面板 200 上的用户控制器，如跟踪球，在相对于参考平面 L 的期望方向定位第二平面 R。这可以相对于一个图标方便地进行，所说的图标用图形表示在美国专利申请序列号 10/437834（题目为“用于三维超声成像系统的图像取向显示”）中描述的两个高度平面的对应位置。束形成器控制器 312 通过编程在帧表格中要由束形成器 116 或者微束成形器 502 发送的扫描线的顺序来响应图像平面的用户选择。束形成器控制器通过重复计算或选择用于发送和接收束形成过程的聚焦系数的正确顺序来重新编程这两个图像的帧表格。发送束在发送束形成器的控制下在期望的方向通过传感阵列 500 前边的体积进行发送并聚焦在微束成形器或束形成器中。图 3 表示由 100 个扫描线组成的图像的每个扫描线的顺序，彩色框 102 和 104 具有一定的大小并且定位在扫描线 20 和 30 之间。在这种情况下，通过沿每个扫描线 1-19 发送单个的 B 模式线可以获得每个图像 L 和 R。对于扫描线 20-30，沿着每个扫描线发送多普勒脉冲的总体 (ensembles)，并且发送用于构成的图像的 B 模式脉冲。多普勒脉冲的总体的长度一般是 6-16 个脉冲，这取决于期望的分辨率和要检测的移动速度。如果需要，单个脉冲可用于在美国专利 6139501 中描述的 B 模式脉冲、以及多普勒总体脉冲之一。总体多普勒脉冲在不同的扫描线之间可以是时间上交错的，并且，如果需要，B 模式脉冲亦是如此。在获得这些扫描线的回声以后，沿剩下的扫描线 31-100 发送 B 模式脉冲。可以对于 L 和 R 图像使用发送和回声接收的序列，两个图像彼此之间的唯一不同点是束的操纵方向，因而允许束形成器控制器使用相同的序列两次。还可能使在美国专利 6709394 中讨论的两个图像的发射束在时间上交错开。

通过在图像处理器 318 中的幅度检测来处理 B 模式回声，并且在图像处理器中对于多普勒回声总体进行多普勒处理，以产生描述流动或者组织运动的显示信号。然后，将经过处理的 B 模式和多普勒信号耦合到显示子系统 320 以便显示。

期望的图像平面的选择结果还要耦合到显示子系统 320, 在这里, 向扫描变换器 324 和图形发生器 330 通知有关图像的图案。这就使扫描变换器能够预期多普勒信息, 并且随后沿规定的彩色框区域 102、104 的扫描线 20-30 正确定位所说多普勒信息, 并且, 如果需要, 可使图形发生器能够绘制或加亮所说的彩色框。

还可能通过横向扫描所说图像测量在阵列传感器前方的体积, 如图 4 的扫描显示所示。在图 4 的实施例中, 通过沿扫描线 60-90 发送 B 模式束以形成 L 和 R 图像中的每一个, 可以形成一个相当窄的扇区图像。通过在控制面板上选择尺寸键 206 并且然后使用跟踪球 202 使扇区图像变窄, 可使扇区变窄。通过选择位置键 204, 可以使用跟踪球来同时横向扫描两个扇区图像而不用移动传感器探头。例如, 如箭头所示的, 可以将 L 和 R 图像同时重新定位在图像 L' 和 R' 的位置, 通过沿每个图像的扫描线 10-40 发送射束来扫描这两个图像。例如, 这可能使医务人员能够移动两个高度扇区, 使其从心脏阀的一侧的喷射移动到心脏阀的另一侧的喷射, 全都没有移动探头。如在以前的例中, 可以将彩色框定位在每个扇区图像上, 或者, 整个扇区可以作为一个彩色扇区进行发送和接收。

图 5 和图 6 表示具有不同的高度取向的两个直线的双平面图像 L 和 R 的扫描情况。对于每个图像, 束形成器控制器 312 使用一个帧表格, 帧表格用于引导 B 模式束沿扫描线 1-19、B 模式束和多普勒总体沿扫描线 20-30、以及 B 模式束沿扫描线 31-100 的发送和接收。在另一个实施例中, 可以发送经过引导的直线的 (平行四边形形状的) 图像, 而不是正交的直线图像。在图 6 的实施例中, 第二图像 R 已与参考图像 L 在高度方向分开然后再进行转动, 以使两个图像在扫描的体积内交叉, 如在阵列传感器的透视图的顶视图中所示的。可以看见, 在这个实施例中, 以扫描线 20 和 30 作为边界的彩色框 102、104 全在成像体积的左侧。

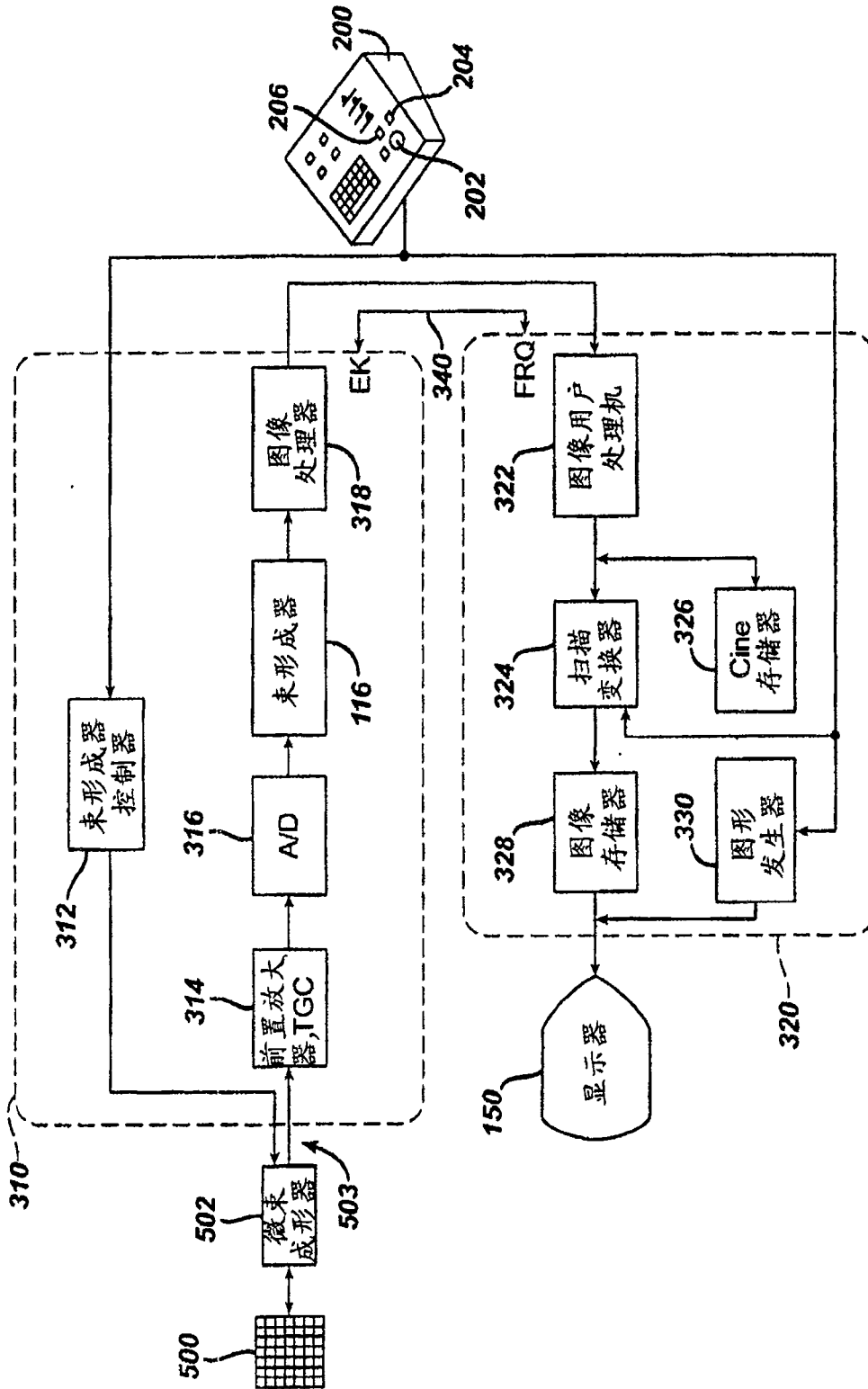


图 1

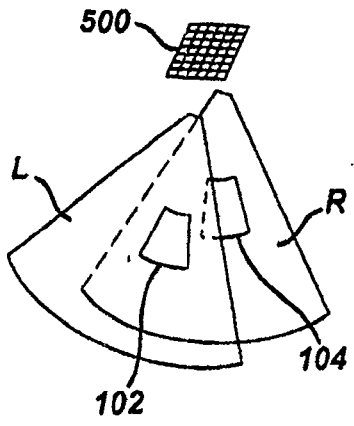


图 2A

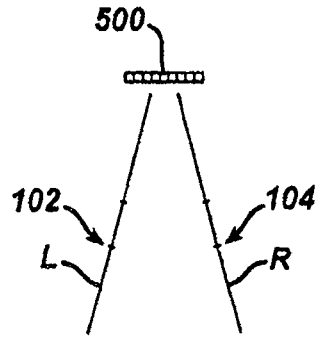


图 2B

图 3

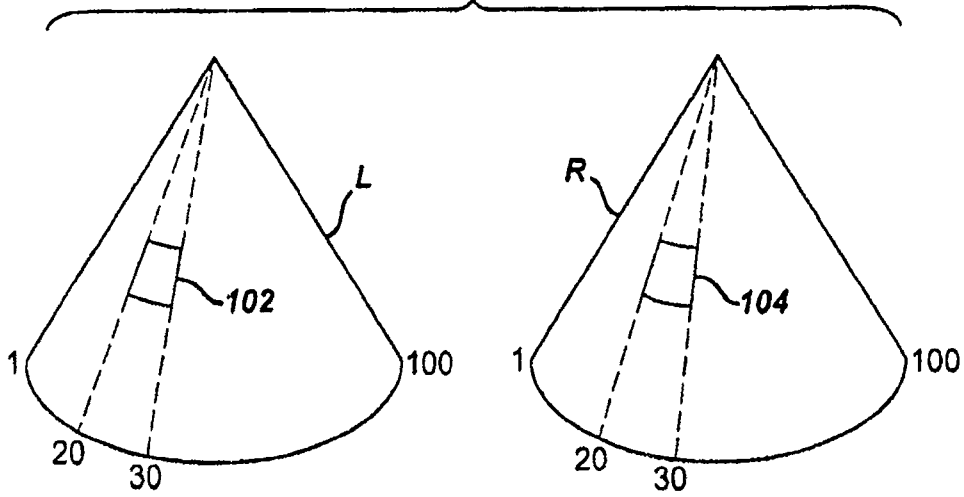


图 4

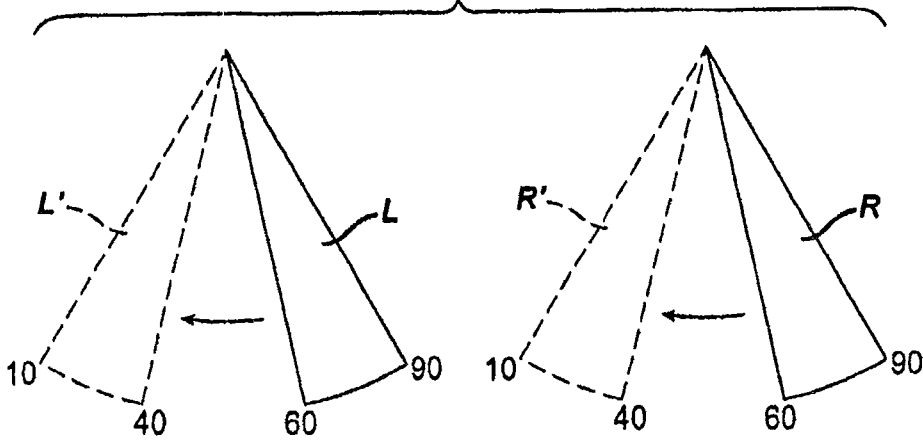


图 5

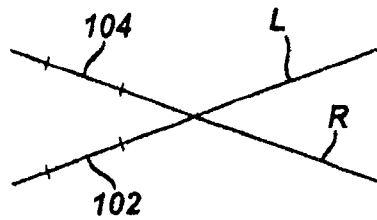
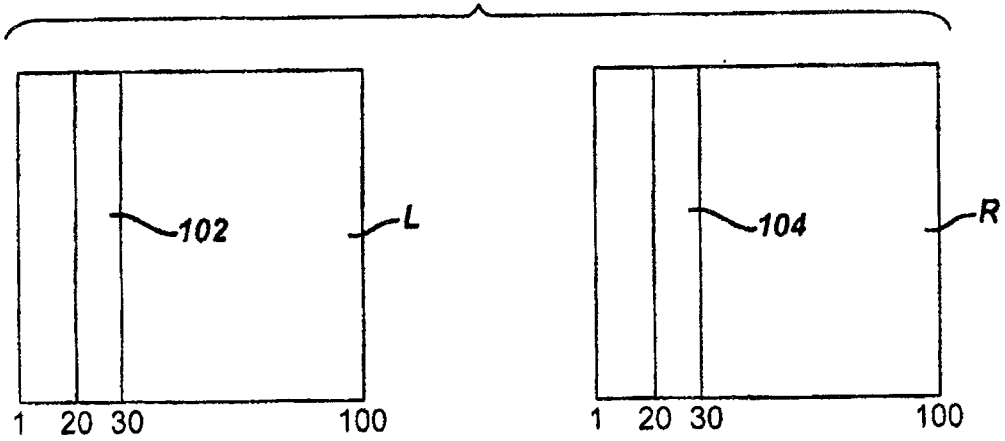


图 6