



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03820265.4

[43] 公开日 2005 年 10 月 5 日

[11] 公开号 CN 1678921A

[22] 申请日 2003.7.21 [21] 申请号 03820265.4

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

[30] 优先权

代理人 程天正 张志醒

[32] 2002.8.29 [33] US [31] 10/231,704

[86] 国际申请 PCT/IB2003/003285 2003.7.21

[87] 国际公布 WO2004/021039 英 2004.3.11

[85] 进入国家阶段日期 2005.2.25

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

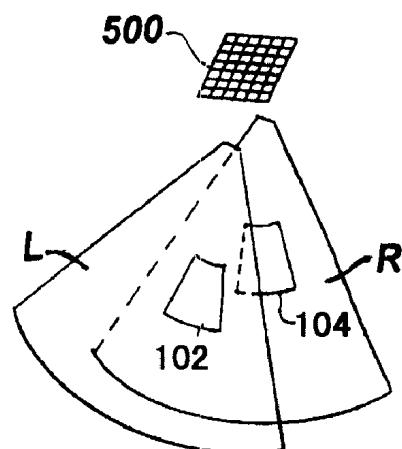
[72] 发明人 J·弗里萨 M·D·波兰

权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 4 页

[54] 发明名称 具有升高双平面图像的超声诊断成像系统

[57] 摘要

本发明描述了一种超声诊断成像系统，其中实时扫描位于不同升高平面中的体积区域的两个平面。在一个实施例中，以具有共同顶点的扇区格式扫描两个平面，使得以升高方向上的相同距离分开两个图像的相应深度。在另一个实施例中，一个图像平面具有相对于成像探针的固定定向，并且通过用户可以调节另一个图像平面的位置。



1. 一种超声诊断成像系统，包括：

在体积区域中以不同方向传送波束的二维阵列转换器（500）；

耦合至所述二维阵列转换器（500）的波束形成器（116）；

5 耦合至波束形成器（116）的波束形成器控制器（312），其使得阵列转换器（500）扫描位于彼此不同的升高平面中的两个图像平面；

耦合至波束形成器（116）的扫描变换器（316），其产生两个图像平面的实时图像；以及

10 耦合至扫描变换器（316）的显示器（150），其显示两个实时图像。

2. 根据权利要求1的超声诊断成像系统，进一步包括：用于选择至少一个图像的升高平面的用户界面（200）。

3. 根据权利要求2的超声诊断成像系统，其中垂直于二维阵列转换器的表面定向其中一个图像平面，并且通过用户界面（200）可以选择另一个图像平面的升高平面。

4. 根据权利要求1的超声诊断成像系统，其中垂直于二维阵列转换器（500）的表面定向其中一个图像平面。

5. 根据权利要求1的超声诊断成像系统，其中升高平面包括平行的图像平面。

20 6. 根据权利要求1的超声诊断成像系统，其中升高平面包括：被给定角度分开的径向分开的图像平面。

7. 根据权利要求6的超声诊断成像系统，其中图像包括扇区图像。

8. 根据权利要求2的超声诊断成像系统，其中用户界面（200）进一步包括：用于同时调节两个图像的位置或尺寸中的至少一个的装置。

25 9. 根据权利要求8的超声诊断成像系统，其中用户界面（200）包括跟踪球（202）。

10. 根据权利要求9的超声诊断成像系统，其中用户界面（200）进一步包括尺寸键（204）和位置键（206）。

30 11. 根据权利要求1的超声诊断成像系统，其中显示器进一步包括：用于显示表述两个图像平面的相对空间定向的图标（600）的装置。

具有升高双平面图像的超声诊断成像系统

这是对序列号为 10/437,834、2003 年 5 月 12 日提交的美国专利 5 申请的部分申请的延续，其是序列号为 10/231,704、2002 年 8 月 29 日提交的美国专利申请的部分申请的延续，其是序列号为 09/641,306、2000 年 8 月 17 日提交的美国专利申请并且现在是美国专利 6,443,896 的部分申请的延续。

10 本发明涉及医用超声成像，并且更具体地涉及用于对在身体的体积区域的两个或多个平面内的运动进行同时成像的超声成像系统和方法。

美国专利 [申请序列号为 10/231,704] 描述了利用二维阵列探针对身体的体积区域的两个平面同时实时地进行超声扫描。二维阵列能以任何方向通过与阵列转换器相对的体积区域电子传送和聚焦波束。 15 这意味着可以以足够快的速度扫描区域中的两个或多个图像平面，以产生两个图像平面的同时实时图像。该操作模式被称为“双平面”模式。当一个真实三维图像难以说明时，双平面模式是对身体的 3D 区域进行成像的有效方式。平面（二维）的图像对绝大多数诊断医生来说更熟悉，并且两个图像平面使得同时从几个不同视点成像组织成为可能。当临床医生检查感兴趣的结构时能够调节两个图像平面的相对位置，这是非常有用的。在双平面模式中，如该专利 [申请] 所述，常常垂直于阵列探针的中心定向其中一个图像平面，以同样的方式定向用于二维成像的传统的一维阵列的图像平面。该平面被称为参考平面。临床医生可以以几种不同方式操作另一个图像平面。一种方式是 20 相对于参考图像转动第二图像平面。在转动模式中，两个图像共用公共中心线，并且第二图像可以围绕该中心线转动，这意味着第二图像平面可以与参考图像共平面，相对于参考图像以 90° 被定向，或是以 0° 和 90° 之间的任一角度定向。在该专利 [申请] 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其中一条扫描线共用。可以改变共用线，从而使第二图像可以横穿参考图像的中心，或者是参考图像的最侧向扫描线，或者是位于其中间的任何扫描线。然而，除了那些转动和侧向倾斜双平面模式之外的其它平 25 30

面定向在具体的临床情况中也可以是有用的，其较好地提供了临床医生用于诊断所需的图像。这些定向可以用于B模式成像和多普勒成像。

根据本发明的原理，在升高 (elevation) 维度上可以改变体积区域中两个或多个图像平面的相对定向。在一个实施例中，参考图像的位置相对于探针保持静止，第二图像相对于参考图像升高地变化。这两个图像可以共平面或位于升高分离的图像平面中。在另一个实施例中，两个面保持公共顶点，并且第二图像相对于参考平面升高倾斜，从而使公共深度处于离开另一平面的公共距离。在又一个实施例中，两个图像都具有在图像的相同的各自坐标处的颜料盒。单独的控制可以用于以相同的方式调节两个图像中的两个颜料盒的尺寸或位置。

在附图中：

图 1 以框图的形式示出了根据本发明的原理构造的一种超声诊断成像系统；

图 2A 和 2B 示出了具有颜料盒的两个升高不同的图像平面的两个视图；

图 3 示出了显示根据本发明的原理、在升高双平面模式中的两个图像平面的系统显示；

图 4 示出了在两个升高双平面图像中的两个颜料盒的同时再定位；

图 5A 示出了长方形扫描的图像中的两个颜料盒；

图 5B 示出了图 5A 的两个图像的一种可能定向；

图 6 示出了用于在“升高倾斜”模式中操作的双平面显示和图像图标；以及

图 7 是图 6 中的两个图像平面的边缘上 (edge-on) 说明。

首先参照图 1，以框图的形式示出根据本发明的原理构造的一种超声诊断成像系统。探针包括二维阵列转换器 500 和微波束形成器 502。微波束形成器包含控制施加至阵列转换器 500 的元件（“临时电路 (patch) ”）组的信号的电路，并对每组元件所接收的回波信号进行一些处理。探针中微波束的形成有利于减少探针与超声系统之间电缆 503 中导体的数量，并在美国专利 5,997,479 (Savord 等人) 和美国专利 6,436,048 (Pesque) 中对其进行了描述。

探针耦合至超声系统的扫描器 310。扫描器包括波束形成控制器

312，所述波束形成控制器响应用户控制 200，并向微波束形成器 502 提供控制信号，指示探针关于传送束的定时、频率、方向和聚焦。波束形成控制器也通过其耦合至模数(A/D)转换器 316 和波束形成器 116 来控制接收的回波信号的波束形成。通过扫描器中的前置放大器和 TGC 5 (时间增益控制) 电路 314 放大由探针接收的回波信号，然后通过 A/D 转换器 316 对其数字化。然后数字化的回波信号由波束形成器 316 形成波束。然后由图像处理器 318 处理回波信号，所述图像处理器执行数字滤波、B 模式检测和多普勒处理，并且也能够执行其它的信号处理，诸如谐波分离、通过频率混合的斑点减少和其它所希望的图像处理。10

将由扫描器 310 产生的回波信号耦合至数字显示子系统 320，其处理回波信号以用于以希望的图像格式显示。通过图像线处理器 322 处理回波信号，其能够采样回波信号、将波束段接合成完整的线信号、以及平均线信号以用于信噪比改善或流持久性。通过执行本领域熟知的 R-theta 变换的扫描变换器 324 将图像线扫描转换成希望的图像格式。然后将图像存储于图像存储器 328 中，可以在显示器 150 上显示来自图像存储器的图像。存储器中的图像也可以用要与图像一起显示的图形覆盖，其由响应用户控制的图形产生器 330 产生。在图像环的捕获过程中，各个图像或图像序列可以存储于摄影存储器 (cine 15 memory) 326 中。20

为了实时的体积成像，显示子系统 320 也包括 3D 图像再现处理器 (未示出)，3D 图像再现处理器从图像线处理器 322 接收图像线，以再现在显示器 150 上显示的实时三维图像。

根据本发明的原理，通过探针实时获得在这里被称为双平面图像的两个图像，并且以并排显示格式显示。由于 2D 阵列 500 具有在阵列前以任何方向和任何倾斜操纵传送和接收的波束的能力，所以双平面图像的平面能够相对于阵列以及相对于彼此具有任何定向。在一个实施例中，如图 2A 中平面 L 和 R 的透视图所示，两个图像平面在升高维度上分开。在图 2B 中，从“边缘上”观察相同的平面 L 和 R。在每一种情况中，示出的二维阵列转换器 500 位于图像平面之上。在这些实例中，图像格式是扇区图像格式，其具有从在转换器 500 处或位于其附近的公共顶点发出的图像线。然而，如下面所示出，也可以采用线 25 30

性或操作的线性扫描格式。

在另一个实施例中，升高双平面图像 L 和 R 每个均包括其中显示运动的区域。这可以通过多普勒处理从其中显示运动的区域接收的信号、并显示具有彩色（速度）多普勒或 B 模式图像的功率多普勒重叠的区域来实现。也可使用例如相关时间回波信息和移动目标指示符的其它替换方案。例如参见美国专利 4,928,698 和美国专利 5,718,229。通过如图 2A 所示的颜料盒 102、104 可以画出其中要显示诸如血流或组织运动的运动的区域的轮廓。为了容易地使用两个图像平面上的颜料盒 102、104，可以在两平面中的范围（深度）和方位角中对准，并且通过用户控制的单独组一前一后地控制它们的操作和调节。这能使通过以升高方向分开的两个平面扫描以被观察的体积中的感兴趣区域（ROI）。例如当检查体积的具体侧面上的 ROI 时，这是有用的。当测量在升高方向上来自心瓣的射流程度时其也是有用的。例如，在瓣附近可以放置参考平面，以截取接近瓣的射流，并移动可调节平面，以在射流离开瓣的最大可检测的范围处截取射流。当操作用户控制以定位颜色盒，以截获瓣附近的射流时，将自动定位第二平面的颜料盒 104 以与颜料盒 102 对准。

在图 1 的实施例中，在超声系统控制面板 200 上的跟踪球 202 和两个键 204 和 206 可以用于操作和调节升高平面 L 和 R 中的颜料盒 102、104。当超声系统处于升高双平面模式并按下位置键 204 时，移动跟踪球 202 将在两个图像 L 和 R 中一前一后地移动颜料盒。由于跟踪球可以以任何方向滚动，可以以任何方向与跟踪球控制一起再定位颜料盒。通过按下尺寸键 206 可以改变颜料盒的尺寸，在其之后跟踪球的移动将引起增大或减小颜料盒的宽度或高度，这取决于跟踪球运动的方向。例如，滚动跟踪球至左侧将扩大颜料盒的宽度，而滚动跟踪球至右侧将减小颜料盒的宽度。通过使用两个键 204、206 和跟踪球 202，可以一起确定颜料盒的尺寸和位置，以满足具体临床检查的需要。

参照图 1，在图 3 中示出了其中图 1 的超声系统扫描具有颜料盒的不同平面的方式。用户操作控制面板 200 上的用户控制（比如跟踪球），以相对于参考平面 L 的希望定向定位第二平面 R。如美国专利[申请序号为 (ATL-326)]标题为“用于三维超声成像系统的图像定向显示

(IMAGE ORIENTATION DISPLAY FOR A THREE DIMENSIONAL ULTRASONIC IMAGING SYSTEM)”所述，这可以参照图标方便地实现，所述图标图示说明了两个升高平面的各自位置。通过编程由框架表中的波束形成器 116 或微波束形成器 502 传送的扫描线序列，波束形成器控制器 312 响应图像平面的用户选择。为传送和接收波束形成，通过重新计算或选择聚焦参数的合适序列，波束形成器控制器为两个图像重新编程框架表。在微波束形成器或波束形成器里传送波束形成器的控制下，以所希望的方向传送和聚焦传送波束通过转换器阵列 500 前的体积。图 3 示出了 100 条扫描线的图像的每条扫描线的序列，其中在扫描线 20 和 30 之间确定颜料盒 102 和 104 的尺寸和位置。在这种情况下，通过沿着扫描线 1-19 中的每条传送各个 B 模式线以获得每个图像 L 和 R。对于线 20-30，沿每条扫描线传送多普勒脉冲集以及 B 模式脉冲以用于结构图像。基于期望的分辨率和被检测的运动速度，多普勒脉冲集在长度上通常为 6 至 16 个脉冲。如果需要，如美国专利 16,139,501 所述，单独的脉冲可用于 B 模式脉冲和多普勒集脉冲中的一个。如果需要，在不同的扫描线和 B 模式脉冲中，集的脉冲可以是时间交错的。在获得用于这些线的回波之后，沿着其余的扫描线 31-100 传送 B 模式脉冲。该传送和回波接收的序列可用于 L 和 R 图像，其中仅有波束操纵方向图像之间彼此不同，这允许波束形成器控制器两次使用相同的序列。如美国专利[申请序列号为 10/231,704]所述，时间交错地传送两个图像的波束也是可能的。

通过图像处理器 318 中的振幅检测来处理 B 模式回波，并且在图像处理器中对多普勒回波集进行多普勒处理，以产生描述流或组织运动的显示信号。处理的 B 模式和多普勒信号然后耦合至显示子系统 320 以用于显示。

所希望的图像平面的选择还耦合至显示子系统 320，其中扫描变换器 324 和图形产生器 330 被通知图像的设计。这能使扫描变换器占先 (anticipate)，然后沿着指定的颜料盒区域 102 和 104 的扫描线 20-30 合适地定位多普勒信息，并且如果需要，能使图形产生器画出颜料盒的轮廓或高亮显示颜料盒。

如图 4 的屏幕显示所示，通过横向扫描图像也能够测量阵列转换器之前的体积。在图 4 的实施例中，通过沿扫描线 60-90 传送 B 模式

波束以形成相对较窄的扇区图像，从而形成 L 和 R 图像的每一个。通过选择控制面板上的尺寸键 206 可以使扇区狭窄，并在然后利用跟踪球 202 以使扇区图像狭窄。通过选择位置键 204，跟踪球然后可用于同时横向扫描两个扇区图像，而不用移动转换器探针。例如，如箭头所示，可以同时重新定位 L 和 R 图像至图像 L' 和 R' 的位置，通过沿这每一图像的扫描线 10-40 传送波束对其扫描。例如，这能使临床医生移动两个升高扇区从心瓣一侧上的射流至心瓣另一侧上的射流，所有这些都不用移动探针。如在前面的例子中，颜料盒可以位于可以作为彩色扇区传送和接收的每一扇区图像或整个扇区中。

图 5A 和 5B 示出了具有不同升高定向的两个直线双平面图像 L 和 R 的扫描。对于每个图像，波束形成器控制器 312 利用沿着扫描线 1-19 导引 B 模式波束、沿着扫描线 20-30 导引 B 模式波束和多普勒集以及沿着扫描线 31-100 导引 B 模式波束的传送和接收的框架表。在另一个实施例中，可以传送操纵的线性（平行四边形形状）图像，而不是正交直线的图像。如从阵列转换器的透视图的顶视图所示，在图 5B 的实施例中，第二图像 R 已经在升高方向上与参考图像 L 分开，并在然后被转动以使两个图像横穿于扫描体积内部。在该实施例中要被成像的体积的左侧上可看到通过扫描线 20 和 30 界定的颜料盒 102、104。

图 6 示出了具有图像定向图标 600 的升高双平面显示，图标 600 表述了两个图像平面彼此之间的倾斜。该显示模式在这里被称为“升高倾斜”模式。通过改变至少一个平面的倾斜角使图像平面相对于彼此倾斜。图像通过可选择的位置移动，其中平面垂直于通过平面延伸的变化的弧。概念地讲，它好像在顶点处铰链两个 L 和 R 扇区图像，并能以一个弧度摆动，其中这两个平面在任何给定的公共深度处都以相同距离分开。可以通过图 7 中的 L 和 R 平面的边缘视图说明这个运动，其中 L 和 R 平面具有公共顶点 602，图像 L 垂直于 2D 转换器阵列（未示出）的平面，并且图像 R 从图像 L 的平面倾斜 30° 角。定向图标 600 表述了好像从转换器阵列透视图看到的两个图像平面，并且由于它被从顶部的边缘观察，所以参考图像 L 被看作直线 612。当 R 图像平面倾斜至 L 图像平面的任何一侧时，通过在 L 图像的线 612 之上和之下运动的扇区形状图标部分 610 来表示图像平面 R。在这个例子中，以定向固定 L 图像平面，使得相对于转换器阵列的平面总为 90° 。图标

600 的两部分也示出了指示转换器探针的相应标记侧的定向的左右点。在申请号为 10/437,834 的母专利申请中可以获得图标 600 的更多细节。

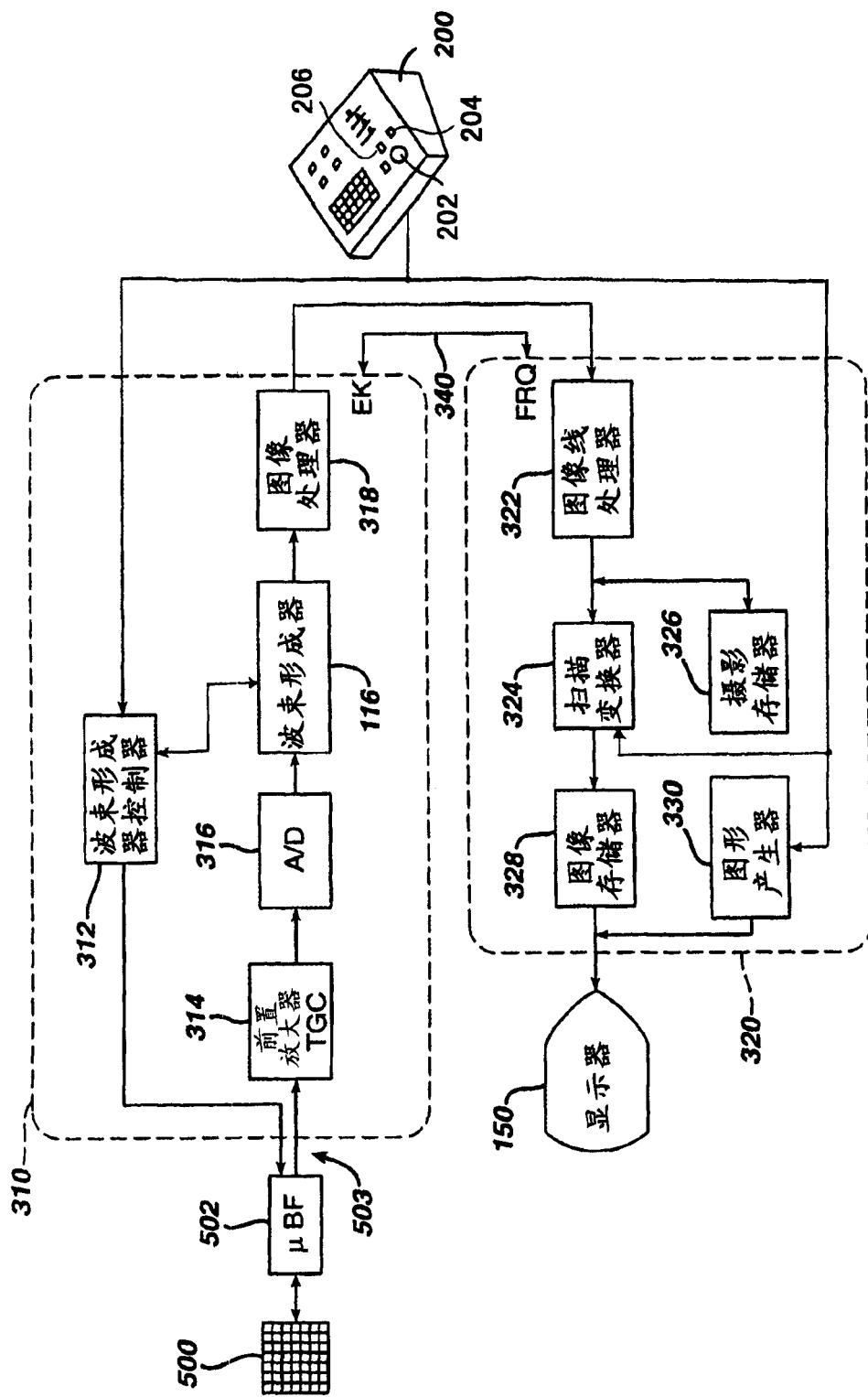


图 1

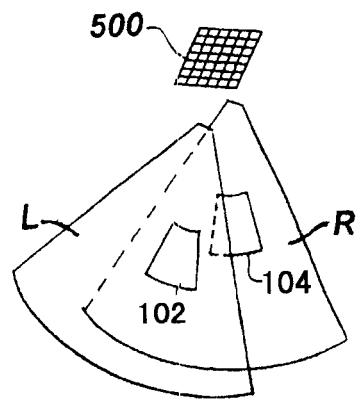


图 2A

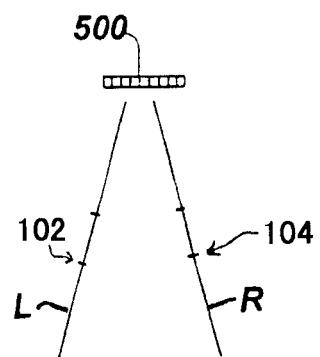


图 2B

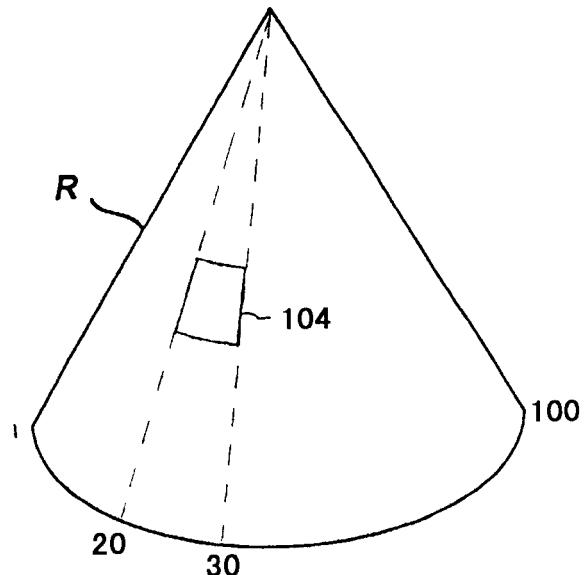
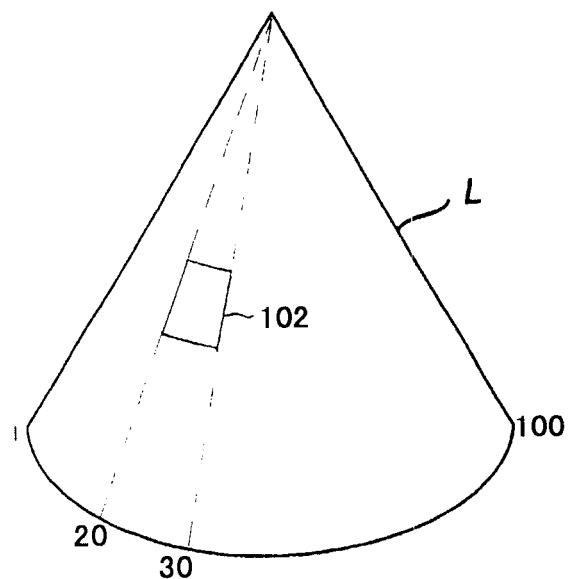


图 3

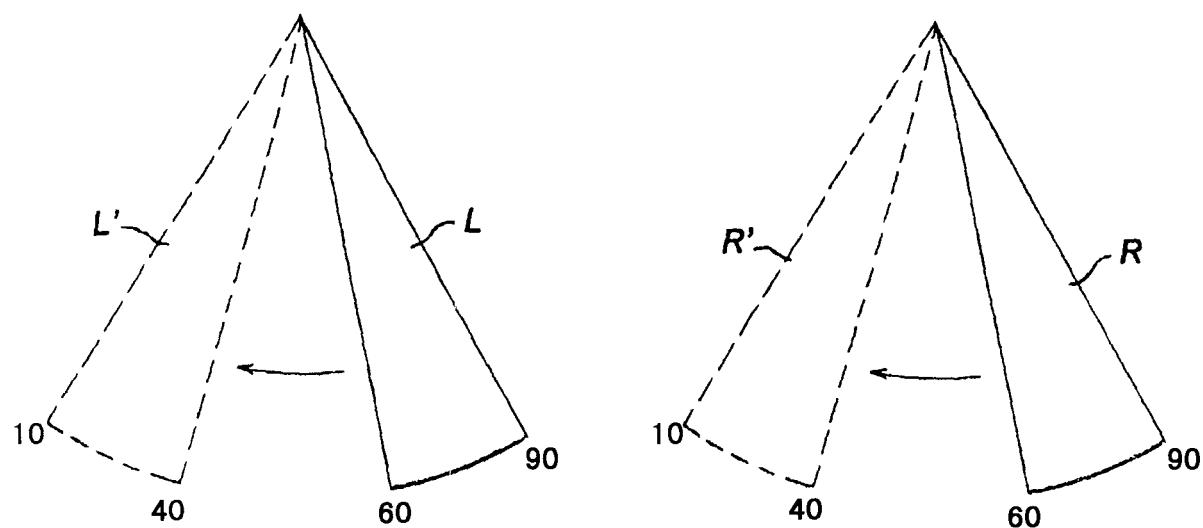


图 4

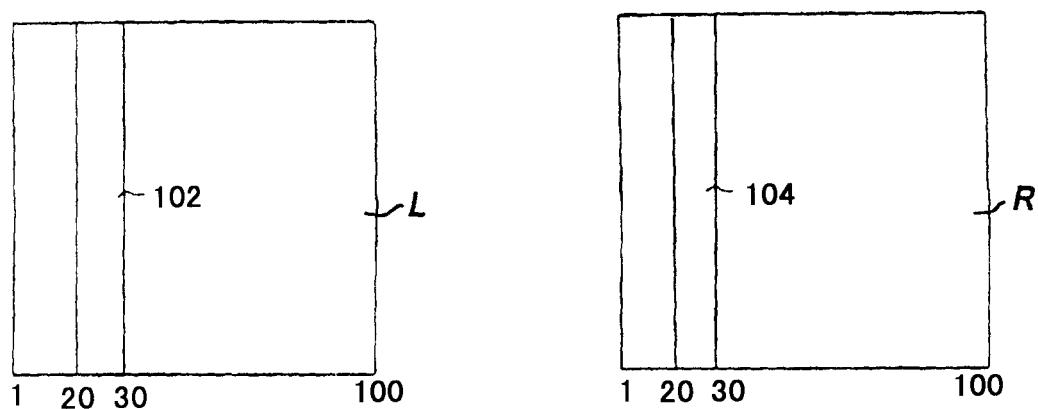


图 5A

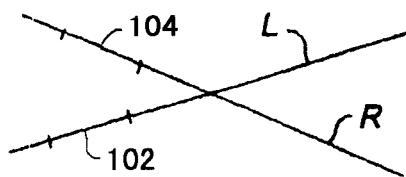
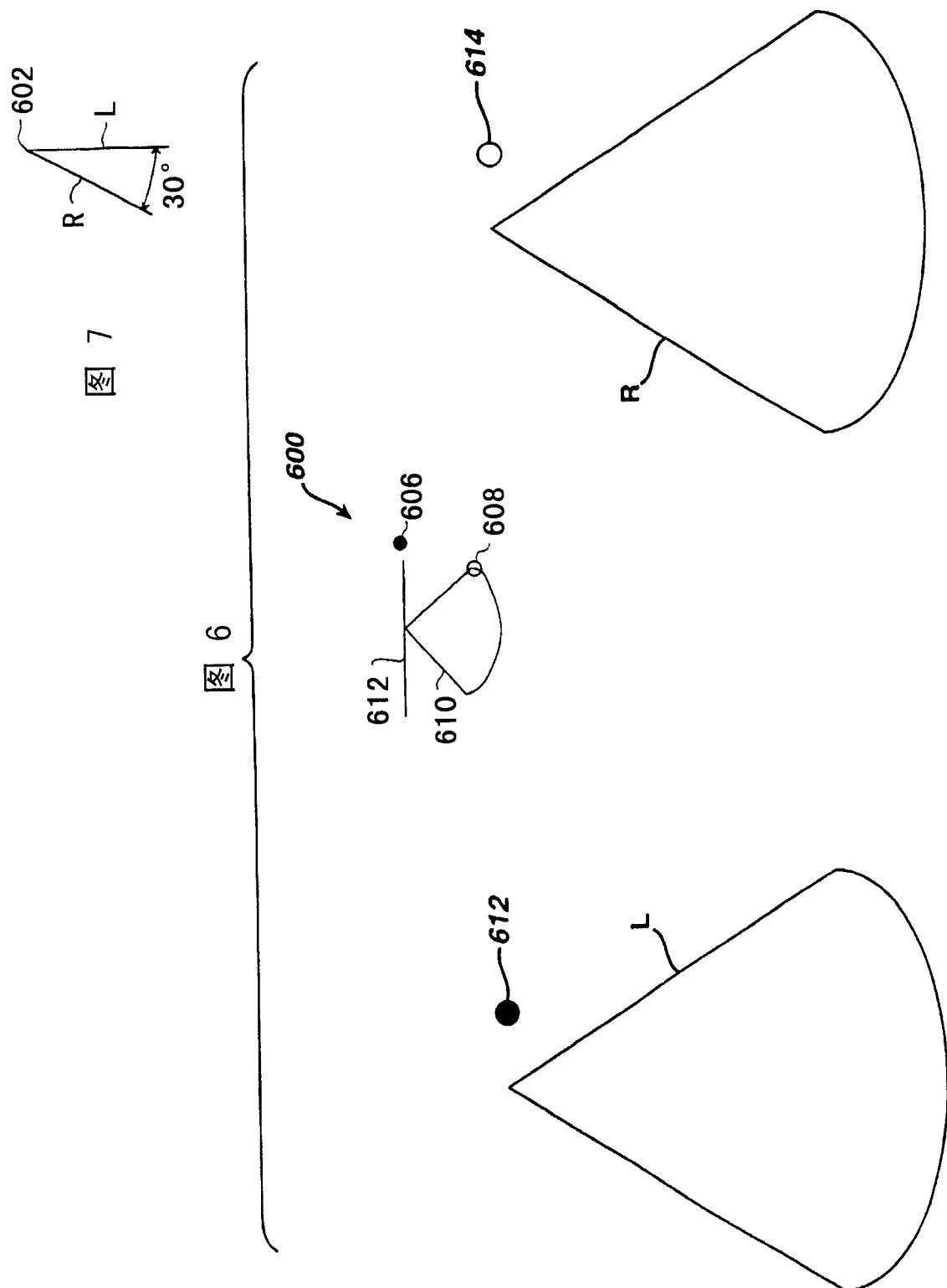


图 5B



专利名称(译)	具有升高双平面图像的超声诊断成像系统		
公开(公告)号	CN1678921A	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	CN03820265.4	申请日	2003-07-21
[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	J·弗里萨 MD·波兰		
发明人	J·弗里萨 M·D·波兰		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S7/539 G01S15/89		
CPC分类号	Y10S128/916 G01S7/52073 G01S15/8995 G01S7/52085 G01S7/52046 G01S15/8993 G01S15/8936 G01S15/8925 G01S7/52063 G01S7/5208 G01S7/52074		
优先权	10/231704 2002-08-29 US		
其他公开文献	CN100516928C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明描述了一种超声诊断成像系统，其中实时扫描位于不同升高平面中的体积区域的两个平面。在一个实施例中，以具有共同顶点的扇区格式扫描两个平面，使得以升高方向上的相同距离分开两个图像的相应深度。在另一个实施例中，一个图像平面具有相对于成像探针的固定定向，并且通过用户可以调节另一个图像平面的位置。

