



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03820468.1

[43] 公开日 2005 年 10 月 5 日

[11] 公开号 CN 1678922A

[22] 申请日 2003.7.21 [21] 申请号 03820468.1

[30] 优先权

[32] 2002. 8. 29 [33] US [31] 10/231,704

[86] 国际申请 PCT/IB2003/003439 2003.7.21

[87] 国际公布 WO2004/021041 英 2004.3.11

[85] 进入国家阶段日期 2005.2.28

[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

B·萨沃尔德 I·萨尔戈

D·德默斯 M·瓦德 P·德特默

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

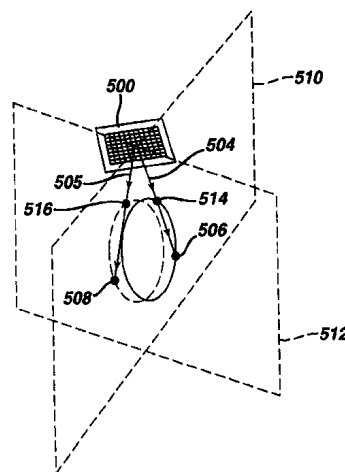
代理人 程天正 叶恺东

权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 7 页

[54] 发明名称 利用时间交错的数据获取的双平面
超声成像

[57] 摘要

描述了一种超声设备和方法,其中用双平面图像来对身体的测定体积区域成像。一个双平面图像对于换能器具有一个固定的平面方位,并且另一个双平面图像的平面相对于固定的基准图像可以发生改变。在一个优选实施例中,一个图像可以相对于另一个图像旋转,并且能够相对于另一个图像而倾斜。在显示屏幕上显示图像方位图标以及描绘两个平面图像的相对方位的两个双平面图像。



1. 一种超声诊断成像系统(100), 包括:
二维阵列换能器(112);
波束生成器(116), 耦合于生成所接收到的回波信号的波束的阵列
5 换能器(112);
控制器(120), 耦合于阵列换能器(112), 它控制换能器(112)扫描
测定体积区域的两个图像平面;
显示子系统, 耦合于波束生成器(116), 它产生同时在公共显示器
(150)上显示的两个图像平面的实时图像; 和
10 用户控制(119), 响应于用户激励, 并且耦合于控制器(120), 它
选择两个图像中的一个图像的平面相对于另一个图像的平面的方位。
2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统, 其中所述控制器(120)
包括扫描平面控制器, 它控制换能器(112)扫描两个相交的扫描平面,
并且其中所述用户控制(119)选择所述扫描平面中的一个平面相对于
15 另一个扫描平面的旋转方位。
3. 如权利要求2所述的超声诊断成像系统, 其中其中一个扫描平
面相对于换能器阵列的平面呈现固定的旋转方位, 并且其中另一个扫
描平面的旋转方位是对用户控制(119)做出的响应。
4. 如权利要求3所述的超声诊断成像系统, 其中两个扫描平面都
20 正交于换能器阵列的平面。
5. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统, 其中所述控制器(120)
包括扫描平面控制器, 其控制换能器(112)以扫描两个相交的扫描平
面, 并且其中所述用户控制(119)选择一个扫描平面相对于另一个扫描
平面的角方位。
25 6. 如权利要求5所述的超声诊断成像系统, 其中一个扫描平面相
对于换能器阵列的平面呈现固定的角方位, 并且另一个扫描平面的角
方位是对用户控制(119)做出的响应。
7. 如权利要求6所述的超声诊断成像系统, 其中相对于换能器阵
列的平面呈现固定的角方位的扫描平面正交于换能器阵列的平面。
30 8. 一种超声诊断成像系统, 包括:
二维阵列换能器(500), 可操作来用于以实时扫描速率扫描测定体
积区域的第一和第二图像平面(510、512);
....

波束生成器(116)，耦合于阵列换能器，它生成所接收到的回波信号的波束；

二维显示子系统(320)，耦合于波束生成器(116)，它响应于接收到的回波信号以便按照实时显示速率产生二维图像显示帧，每个图像显示帧都包括第一和第二图像平面(510、512)的图像；和
5 显示器(150)，它把二维图像显示帧显示为实时图像。

9. 如权利要求 8 所述的超声诊断成像系统，其中所述二维阵列换能器 500 可操作用于：首先扫描第一图像平面(510)以获取第一完整图像的扫描线，然后扫描第二图像平面(512)以获取第二完整图像的扫描
10 线。

10. 如权利要求 9 所述的超声诊断成像系统，其中所述显示子系统(320)首先从第一个图像平面(510)接收图像的所有回波信号，这些回波信号被用于处理图像显示帧的一部分；并且

其中所述显示子系统(320)从第二个图像平面(512)中接收图像的所有回波信号，这些回波信号被用于处理所述图像显示帧的其余部分。
15 分。

11. 如权利要求 8 所述的超声诊断成像系统，其中所述二维阵列换能器(500)可操作用于以时间交错的方式从第一个图像平面(510)中交替地获取少于完整图像所有扫描线的扫描线以及从第二个图像平面
20 (512)中交替地获取小于完整图像的所有扫描线的扫描线，直到从两个图像平面(510、512)中已经获取完整图像为止。

12. 如权利要求 8 所述的超声诊断成像系统，还包括用户控制(119)，耦合于二维阵列换能器(500)，它选择第一和第二个图像平面(510、512)彼此间的相对空间方位。

25 13. 一种产生双平面超声图像的方法，包括：

实时地利用二维阵列换能器来扫描测定体积区域的两个空间定位的图像平面；

产生在其中同时且实时地显示两个图像平面的图像的实时图像；

改变正在扫描的图像平面的相对空间方位；以及

30 产生在其中处于新的相对空间方位的两个图像平面的图像被实时且同时地显示的实时图像。

14. 如权利要求 13 所述的方法，其中改变图像平面的相对空间方

位还包括：保持所述图像平面中的一个图像平面相对于阵列换能器的平面的空间方位。

15. 如权利要求 13 所述的方法，其中扫描还包括：扫描相交于一条线的两个图像平面；并且

5 其中改变包括：改变所述图像平面中的至少一个平面绕着所述线的旋转方位。

16. 如权利要求 13 所述的方法，其中扫描还包括：扫描相交于一条线的两个图像平面；并且

10 其中改变包括：改变所述线相对于所述图像平面中的至少一个图像平面的位置。

利用时间交错的数据获取的双平面超声成像

相关申请

- 5 这是在2000年8月17日提交的序列号09/641,306的美国专利申请（现为美国专利6,443,896）的部分申请续篇。

技术领域

本发明通常涉及超声成像，更具体而言，涉及实时地创建身体的测定体积区域的多个平面超声图像。

背景技术

- 10 三维超声成像的主要优点是：它提供用以通过物体（比如像身体）的提及来获得唯一的图像平面的能力，图像平面通过常规的二维扫描是不可获得的。例如，通过三维成像技术，人们能够同时看到组织区域的几个不同剖面，借此从不同的角度或视点来观察特征。作为选择，
15 在某些场合下，人们可能希望以物体表面（比如皮肤）下面的恒定深度观察图像平面；由于超声探头相对于物体的方位，这类图像平面无法利用正常的二维扫描来获得。

- 对于获得测定体积区域的多个图像平面的能力而言，开始需要定义将要成像的平面、它们在空间上的相互关系和显示图像的最佳方
20 式。在过去，常见的显示技术曾经是显示具有相互正交平面的测定体积区域的三个超声图像。每个图像在它上面都显示有两个正交十字线（cross-hairs），描绘了另外两个正交图像平面的位置。随着将十字线拖动到不同的位置，选择并显示处于那一维度的新的平行图像平面。这种显示技术使得临床医生能够通过组织结构在相交的图像平面
25 中的外观来视察和定义测定体积区域中的组织结构。

- 这类显示器对于测定体积区域的静态图像数据来说是有用的，这能够容易地被适当地更改以供随着移动选定十字线而显示不同的图像平面。由于控制和显示的复杂性对于实时成像来说往往会显著增加，因而所述显示技术不适用于实时成像。此外，这类实时显示可能会为
30 临床医生有规律的或有组织的方式进行分析而呈现过多的信息。因此，对于有效显示和控制测定体积区域的多个实时平面图像存在着需求。

发明内容

依照本发明的原理，描述了用于创建并显示身体的测定体积区域的多个平面图像的方法和设备。在本发明的一个方面，获得两个实时成像平面并且以这里所称的"双平面"的显示格式来进行显示。可以在两种控制模式下控制双平面显示的两个平面，其中一个模式就是一个图像平面相对于另一个图像平面而倾斜，而另一种模式就是一个图像平面相对于另一个图像平面而旋转。在本发明的另一方面，显示双平面图像的同时还显示图标以便告知临床医生关于两个图像平面的相对方位的情况。

附图说明

图 1 是依照本发明原理而构造的超声诊断成像系统的框图。

图 2A 和 2B 实时地示出通过结合图 1 的系统使用二维阵列换能器 (transducer) 而创建的平面图像的显示。

图 3 以框图的形式举例说明依照本发明原理而构造的超声诊断成像系统的第二实施例。

图 4 举例说明当在"旋转"模式下操作时的双平面显示。

图 5A-5D 举例说明针对不同图像平面方位的图 4 的平面方位图标。

图 6 举例说明当在"倾斜"模式下操作时的双平面显示。

图 7 是依照本本发明的原理、当在旋转模式下操作时的实际超声系统显示的照片。

具体实施方式

图 1 是超声诊断成像系统 100 的框图，依照本发明的方法和设备能够与所述系统一起使用。应当理解的是，本发明不限于使用这种成像系统，而是在其中示出仅作为一个例子实现。在成像系统 100 中，中央控制器 120 命令发射频率控制器 117 发射期望的发射频率波段。发射频率波段 $-f_{tr}$ 的参数耦合于发射频率控制器 117，这使超声探头 110 的换能器 112 以选定的频带发射超声波。当然，将理解的是，在适当考虑换能器和超声系统的穿透的期望深度和灵敏度的情况下，可以使用任何超音频或频率组（称为频率特征标）。

所述探头 110 的换能器 112 包括：以波束的形式发射超声能量并且接收响应于这种发射动作而返回的回波信号的分立元件阵列。可以

通过机械地移动探头或优选地通过电子调节各种阵列元件的发射时间来导引波束以便扫描物体的不同部分。在图像系统 100 中, 这种导引是由中央控制器 120 来控制的。控制器 120 又响应来自于用户经由用户接口 119 输入的命令, 所述用户接口包括接口程序和指向装置 (比如鼠标、轨迹球、铁笔、平板、触摸屏或其它指向装置)、键盘或其它用于将指令传递给中央控制器的输入装置。作为选择, 可以对控制器进行编程以便自动地以预定的默认方式来导引波束。接收到的信号通过发射/接收 (T/R) 开关 114 而被耦合并且通过模数转换器 115 而得以数字化。模数转换器的采样频率 f_s 受中央控制器 120 的控制。按照采样理论规定的期望采样率至少是所接收到的回波的最高频率 f_r 的两倍。还可以使用高于最低要求的采样速率。由波束生成器 116 延迟并对信号采样求和, 以形成相干回波信号。然后, 由数字滤波器 118 将相干回波信号滤波到期望的通带。数字滤波器 118 还可以将频带移动到更低范围或基带频率范围。数字滤波器的特性受中央控制器 120 的控制, 其给滤波器提供乘法加权和抽选 (decimation) 控制。优选地, 控制所述装置以作为有限脉冲响应 (FIR) 滤波器来进行操作, 并且既执行滤波又执行抽选。在中央控制器 120 的控制之下, 通过对滤波器的加权和抽选速率进行编程可以实现宽的滤波器特性的范围。通过利用数字滤波器允许了在提供不同滤波器特性方面的灵活性的优点。可以对数字滤波器进行编程以便在一个时刻传递接收到的基波频率, 在下一时刻传递谐波频率。由此, 可以对数字滤波器进行操作以便仅仅通过在信号处理期间改变过滤系数, 就交替地产生基波和谐波数字信号的图像或线, 或是以时间交错序列产生不同的交替谐波线。

检测来自于数字滤波器 118 的滤波后的回波信号, 并用 B 模式处理器 137、对比度信号检测器 128 或多普勒处理器 130 来处理这些信号。所述 B 模式处理器执行下列功能, 包括但不限于: 混频、空间混合、谐波图像生成及本领域公知的其它典型的 B 模式功能。多普勒处理器将常规多普勒处理应用于回波信号, 以产生速率多普勒信号和功率多普勒信号。处理器 137 和 130 的输出以及对比度信号检测器 128 的输出都耦合于视频处理器 140, 以供在显示器 150 上显示成二维超声图像。所述中央控制器 120 记录下输入信号的顺序, 从而使得视频处理器 140 能够在生成图像过程中防止当前数据。由于信号是由视频

处理器 140 接收的, 因而将所述数据馈送到显示器, 产生光栅化图像。两个处理器和对比度信号检测器的输出还都耦合于用于再现三维图像的三维图像再现处理器 162, 所述三维图像被存储在 3D 图像存储器 164 中并且从那里被提供给视频处理器 140。可以以常规方式来执行三维再
5 现。利用这种方案, 操作者能够在对比度信号检测器 128 以及处理器 137 和 130 的输出当中为超声图像的二维或三维显示做出选择。

当扫描身体时, 图 1 的系统通过探头 110、换能器 112、视频处理器 140 和/或图像再现处理器 162 的操作和控制来提供创建物体(身体)的测定体积区域的多个实时平面图像的能力。这些平面图像当作
10 为穿过身体的切片时已经知道相互间的几何关系, 这就使得诊断医生能够从不同的方位观察身体的特征。临床医生可能想要调切片的相对角度以便使组织特征的空间关系更加形象。通过用户接口 119, 操作者能够调整所显示的切片的方位以使它们与图像中感兴趣的特征对准。实时性能是通过仅仅生成某些构造期望的平面图像所需的超声束来实现的, 而不是通过生成往往要被发射以扫描整个测定体积区域的更大量的波束来实现的。
15

图 2A 和 2B 示出了能用来从一组平面 510 和 512 中获得数据的换能器 500 的实施例。这个实施例产生位于平面 510、交点 514 和 506 中的诸如波束 504 之类的波束; 也产生位于平面 512、交点 516 和 508
20 中的波束 505。可以在三维中电子地导引从二维阵列换能器 500 发射出的射线, 由此避免需要机械地跨测定体积的感兴趣区域上驱扫换能器。以类似的方式, 使用适用于二维阵列换能器的众所周知的波束转向和聚焦和/或选通技术, 从各个平面中的感兴趣的线中接收数据。

上述用于产生两个平面图像的扫描方法由于其速度而成为优选
25 的, 但不是排它性的。变形是可以的。如果期望的话, 能够产生位于且借此限定附加平面或者与附加表面交叉的附加波束。当然, 每个附加波束都是占用附加的时间来产生的, 因此影响扫描频率。通过用户接口 119 将期望的平面数目和它们的方位传达给中央控制器 120。另外, 能够控制换能器 112 以便发出瞄向每个平面中一个点以上的波束。
30 作为选择, 能够控制换能器以便向比每个采样位置上的全部表面更少的表面发出波束, 只要每次驱扫所述波束位于至少两个平面或与至少两个非平面的表面交叉即可, 或者位于至少一个平面和与至少一个非

平面的表面交叉即可。这些及其它明显变形能够实时地产生多个平面图像，但是以不同速率并且以不同分辨率来产生，取决于所选的变形。此外，任何二维超声成像技术，例如B模式、对比度信号检测、谐波成像或多普勒成像，都能利用这种数据获取方案一样好地加以应用。

5 一个或多个处理器 137、130 或对比度信号检测器 128 使用从两个平面 510 和 512 获得的数据来构造相应的平面图像。优选地，以扫描速率创建平面图像以便提供实时成像。可以由视频处理器 140 并列地同时显示这些平面图像，或者当连续地扫描测定体积区域时或稍后被观察时以三维透视图来在显示器 150 上显示。

10 图 3 举例说明了依照本发明原理而构造的超声系统的另一个实施例。在这个实施例中，探头 110 包括二维阵列换能器 500 和微型波束生成器 502。该微型波束生成器包含用于控制施加于阵列换能器 500 的元件（“片”）组的信号的电路，并完成对每组元件所接收到的回波信号进行一些处理。优选地，探头中的微型波束形成减少探头与超声系统之间的电缆 503 中的导体数目，并且在美国专利 5,997,479
15 （Savord 等人）和美国专利 6,436,048（Pesque）中作了描述。

所述探头耦合于超声系统的扫描仪 310。所述扫描仪包括：波束生成控制器 312，其对用户控制做出响应并向微型波束生成器 502 提供用于就发射波束的时间、频率、方向和聚焦而指示探头的控制信号。所述波束生成控制器还通过它与模数（A/D）转换器 316 和波束生成器 116
20 之间的耦合来对所接收到的回波信号的波束生成进行控制。由探头接收的回波信号被扫描仪中的前置放大器和 TGC（时间增益控制）电路 314 放大，然后被模数转换器 316 数字化。接着，由波束生成器 116 将数字化后的回波信号生成为波束。然后，由图像处理器 318 处理回波信号，所述图像处理器执行如上所述的数字滤波、B 模式检测和多普勒处理，还可以执行其它信号处理，比如像谐波分离、经由混频的斑点缩减及其它期望的图像处理。

所述扫描仪 310 产生的回波信号耦合于数字显示子系统 320，所述数字显示子系统处理回波信号以供以期望的图像格式来显示。由图像
30 线处理器 322 处理回波信号，所述图像线处理器能够对回波信号进行采样，将波束片段叠接成完整的线信号，并且求线信号的平均值以便改进信噪比或使流动更持久。用扫描转换器 324 将所述图像线扫描转

换成期望的图像格式，所述扫描转换器执行本领域公知的 R-theta 转换。然后，将所述图像存储在图像存储器 328 中，从该图像存储器中所述图像能够被显示在显示器 150 上。此外，还将存储器中的图像与待显示的图形叠加在一起，所述待显示的图形是对用户控制做出响应的图形生成器 330 产生的。可以在获取图像循环期间把单个图像或图像序列存储在锥形 (cone) 存储器 326 中。

对于实时测定体积的成像而言，所述显示子系统 320 还包括：3D 图像再现处理器 162，它从用于再现实时三维图像的图像线处理器 322 中接收图像线，所述实时三维图像被显示在显示器 150 上。

依照本发明的原理，两个图像（在此称为双平面图像）是用探头实时获得的，并且以并列显示格式来显示。由于二维阵列 500 具有在任意方向上和以阵列前方的任意倾斜度导向发射和接收到的波束的能力，因而双平面图像的平面能够相对于所述阵列以及相互之间具有任何方位，如图像平面 510、512 相对于图 2A 和 2B 中的阵列 500 的方位所示。然而，在优选实施例中，两个图像平面和阵列 500 的中心交叉，并且正交于图 5B 中的平面 L 和 R 所示的阵列的侧面，在图中从阵列换能器角度"沿上"观察平面。在下面给出的示例中，图像格式是扇形图像格式，图像线从近场顶点发射出。然而，还可以采用线性的或摆动的线性扫描格式。

两个图像平面中的双平面图像是通过发射和接收每个图像的波束来获取的，正如图 2A 的各个图像平面中的波束 504 和 505 的获取所示例的那样。能够执行各种获取序列。能够获取一个图像的所有扫描线，然后获取另一个图像的所有扫描线。作为选择，两个图像的线的获取可以是时间交错的。例如，能够获取一个图像的第 1 条线，然后获取另一图像的第 1 条线。这往往是在获取每个图像的第 2 条线之后进行的，接着是每个图像的第 3 条线，依此类推。当进行低流动速率的多普勒图像时这可能是有利的，因为能够延长线的信号群的探询之间的时间间隔。优选地，它还在正连续获取的两个平面的相交处产生所述线，这防止根据两个图像外貌上的不同而快速地在图像相交处移动组织。这些线可以在图像中它们的空间行进上获得，或顺序地从图像的相互独立的部分中获得所述线。例如，能够首先获取四条边缘线，然后是平面的相交周围的四条中心线，然后朝着和远离相交的方向交替

地行进。

当两个图像的所有线都已被扫描仪接收并转发到显示子系统 320 时，所述扫描仪在控制线 340 上向显示子系统发送"EK"信号，告诉显示子系统为了显示当前显示帧的所有线都已被发送出去了。然后，所述显示子系统处理所述图像线以便显示。对于如下所述的双平面格式而言，一个图像被处理、格式化和映射以便显示在显示屏幕的一侧上，并且另一个图像被处理、格式化和映射以供显示在显示屏幕的另一侧上。在这些图像已被处理之后，所述显示子系统向所述扫描仪返回"FRQ"控制信号，告知所述扫描仪所述显示子系统正在请求另一个图像帧要处理。将两个并排的图像的完整屏幕显示与这两个图像的图形叠加在一起并且将它们显示在显示器 150 上。然后，所述显示子系统等待由推定地接收到了另一个 EK 信号所指示的两个图像的另一次扫描的结束，在此时再次处理并显示另一个实时显示帧。

还可以利用这样一种通信体系结构，在所述通信体系结构中利用 EK 信号以及两个双平面图像的发送和接收来推断每个图像，每个图像均用 EK 信号来推断，并且用 FRQ 信号做出响应，每个图像的推断是由显示子系统产生一两个图像的显示帧之前进行的。

正如由图 4 中的图像 L 和 R 所图形地说明的那样和如图 7 中所示的系统显示器的照片所图形地说明的那样，并排地显示所述图像。在优选实施例中，按照两种选择模式"旋转"或"倾斜"中的一种来选择图像平面方位。在优选实施例中，一个图像的方位，图 4 中的左侧图像 L，相对于换能器阵列而言是固定的。所述 L 图像总是位于一个正交于阵列的平面的平面中，延伸通过如图 2B 所示的阵列的中心。右侧图像 R 的平面能够受用户控制而相对于图像 L 的平面旋转或倾斜。在旋转模式下，两个图像总是在扇形成像期间共享公共中心线，并且右侧图像 R 的平面能够通过用户控制的操作（比如轨迹球或旋钮）而旋转。右侧图像能够从与左侧参考图像共面旋转成 90°方位直到再次共面。可以通过操纵用户控制或者通过图像左-右的倒置来实现完全旋转 360°。在倾斜模式下，右侧图像 R 的中心总是横穿参考图像，但是能够被倾斜以便横穿参考图像的不同的线，就好象所述扇形从两个图像的公共顶点来回摆动一样。

在优选实施例中，探头 110 在其上具有一个标记，所述标记标识

了图像的给定侧。通常，在探头盒的一侧上，这个标记是物理凸起或彩色的。临床医生利用这个标记来把探头的方位与显示器上图像的方位联系起来。一般习惯于在显示屏幕上显示所述标记，如图4中的圆点402所示。临床医生将通常总是在相同的位置上握住带有所述探头

5 标记的探头，以便总是以临床医生较喜欢的方位显示图像。依照本发明的另一方面，也示出带有方位标记404的第二个图像R。在旋转模式下，当开始扫描时，两个图像都可以对相同的平面成像，而在这样情况下所述标记在空间上被对准。临床医生能接着从公共的起始方位旋转右侧图像平面。在一个构造的实施例中，两个双平面图像的初始条件就是：两个双平面图像都沿着公共的中心线非倾斜地成一直线，然

10 后并且相对于每一个旋转90°，如图7所示。

依照本发明的另一个方面，在双平面显示器上显示图标400，以便图形地指示两个图像平面的相对方位。图4中的图标400表示从换能器阵列来看的图像平面的视图，并且具有图形地表示在其中能够旋转

15 扇形R的底线的空间的圆410。所述圆点406对应于左侧参考图像L的圆点402，并且表明参考图像的平面处于跨圆410的横向方位上，因为标记在所述图像的右侧。所述图标的线412表示右侧图像R处于与位于图像右侧上的右侧图像标记408(相当于原点404)相同的方位上。

图5A-5D举例说明了当旋转右侧图像时图标400是如何变化的。

20 当右侧图像自参考图像的平面起旋转30°时，所述图标400将如图5a中所示的那样出现，在图5a中表示右侧图像的平面的线412和圆点408已经被旋转30度。数字30也出现在所述图标下面。右侧图像平面能够被旋转另一个180，在这样情况下线412和标记圆点408将如图5B中所示的那样出现。图标下面的数字变为210°，以表示到参考图像平面的210度方位。作为选择，在优选实施例中，超声系统的用户接口

25 包括"右侧图像反转"控制。当激励这一控制时，所述右侧图像将立刻横向地反转180，并且所述图标将相应地从图5A中所示的那样切换成图5B中所示的那样。

同样地，所述优选实施例包括横向地反转左侧图像的"左侧图像反转"控制。图5C举例说明了当参考图像已经被反转时的图标，而在这样情况下所述标记圆点406处于所述图标的左侧。在图5C中，右侧图像对于参考图像的原始(未反转的)位置而言处于210度方位，如线

30

412 和位于图像下面的数字所示。在图 5D 中，参考图像已经随着右侧图像以 30° 方位被反转到左侧参考图像的原始位置。

5 双平面图像和图标的共同显示的优点就在于：当保存显示屏幕上的图像时，也保存所述图标，而无需声谱仪做另外的工作。在临床医生稍后对图像的回顾期间，在显示器上或在屏幕打印机中显示两个图像平面的方位。可以硬拷贝地或者电子地保存屏幕显示，并且能够被检索或稍后被参考以便能够再次利用相同的双平面图像访问扫描病人。

10 人们希望让图标 400 图形地表示对应于 $0^\circ - 180^\circ$ 的旋转圆 410 的部分，以及在所述图标下面显示的数字注释中的对应于 $181^\circ - 359^\circ$ 的部分。这可以通过对于圆 410 的下半部和上半部使用明显可区别的图形来实现。例如，圆 410 的下半部比上半部可以用更亮的或更粗的线来显示，或者可以利用点线或虚线来显示，而利用实线来描绘上半部。作为选择，可以对下半部和上半部着上不同的颜色，例如蓝色
15 和绿色，其中数字注释的彩色相应地随着右侧平面 R 的旋转角的变化而变化。

图 6 举例说明了当在“倾斜”模式下操作时的显示屏幕。在这种模式下，再次相对于换能器阵列的平面固定左侧图像 L 的平面，并且可以将右侧图像 R 从参考图像的一边倾斜到另一边，就好象从两个图像的公共顶点来回摆动一样。在构造的实施例 20 中，两个平面总是在横向（旋转）空间维度上以 90° 的方向面向彼此。在优选实施例中，右侧扇形图像 R 的中心线总是横穿参考图像，但是却位于由用户选择的左侧扇形的线上。图标 600 表示两个图像平面的相对方位。在图标 600 中，小图形扇形 602 表示左侧参考图像的固定位置。光标线 604 表示从侧面“沿上”观察的右侧图像。在这个示例中，右侧图像平面自指定方位起倾斜 30° ，在所述指定方位上两个图像的中心线成一直线，这是 0° 参考方位。在指定（初始）方位上，在图标 600 中垂直地定位光标线。

25 作为图标 600 的可选方案，能够在参考图像 L 上显示光标线 604。用户能够操纵一个用户控制以改变右侧平面 R 的倾斜，或者能够将光标线从图像 R 一边拖到另一边以改变右侧平面的倾斜。不同于线的光标显示类型，比如圆点或指针，还可以被用于光标 604。
30

倾斜模式对实施血管梗塞的纵向研究尤为有用。假设病人的心脏

图像揭示出在乳头肌端部附近有异常的心壁运动。利用常规的二维图像，临床医生可以设法通过首先在心脏的长轴视角上获取乳头肌图像而对梗塞壁成像，然后旋转探头 90 度以便在短轴视角上对血管梗塞位置成像。然而，如果不精确地旋转探头（以及由此的图像平面），临床医生可能错过血管梗塞位置。利用双平面倾斜模式，临床医生能够移动探头直到在参考图像中在长轴视角上示出乳头肌，然后能够倾斜光标线 604 从而在长轴参考图像中指向或覆盖乳头肌端部，借此在短轴视角上、在倾斜的右侧图像 R 中观察梗塞位置。当临床医生想要在三或六个月之后的纵向研究之中、在短轴视觉上对心壁的同一截面观察时，能够精确地重复下列过程，即：在长轴视角上对乳头肌成像的过程，以相同的倾斜度指向倾斜光标 604，以及在右侧图像中、在短轴视觉上观察梗塞区域，借此来改善纵向研究的诊断功效。

图 7 示出了旋转模式下的两个双平面图像。屏幕中心的两个图像之间的图标示出了右侧图像平面已经从与左侧参考图像平面对齐的状态被旋转 90 度。在图标中标记圆点是明显可见的，并且位于两个扇形图像顶点的右侧。为心脏研究的完整起见，也在双平面图像下面示出了 EKG 迹线。

本发明的优点是：由于仅仅对测定体积区域的两个平面成像，因而能够足够快速地进行两个图像的获取，以便使得两个图像都能够以相对较高的显示帧速率成为实时超声图像。另一个优点是：超声系统仅仅需要是一个常规的二维成像系统。正如图 3 示出的，用于双平面成像的显示子系统可以是常规的二维图像处理子系统，这意味着能够利用目前在临床医生掌握中的二维超声系统来进行依照本发明的双平面成像。图 3 的扫描仪和显示子系统为了产生图 7 中所示的双平面图像的目的并不需要任何独特的 3D 能力。

可以组合倾斜和旋转模式，这使用户能观察彼此之间相对被倾斜和旋转的双平面图像。

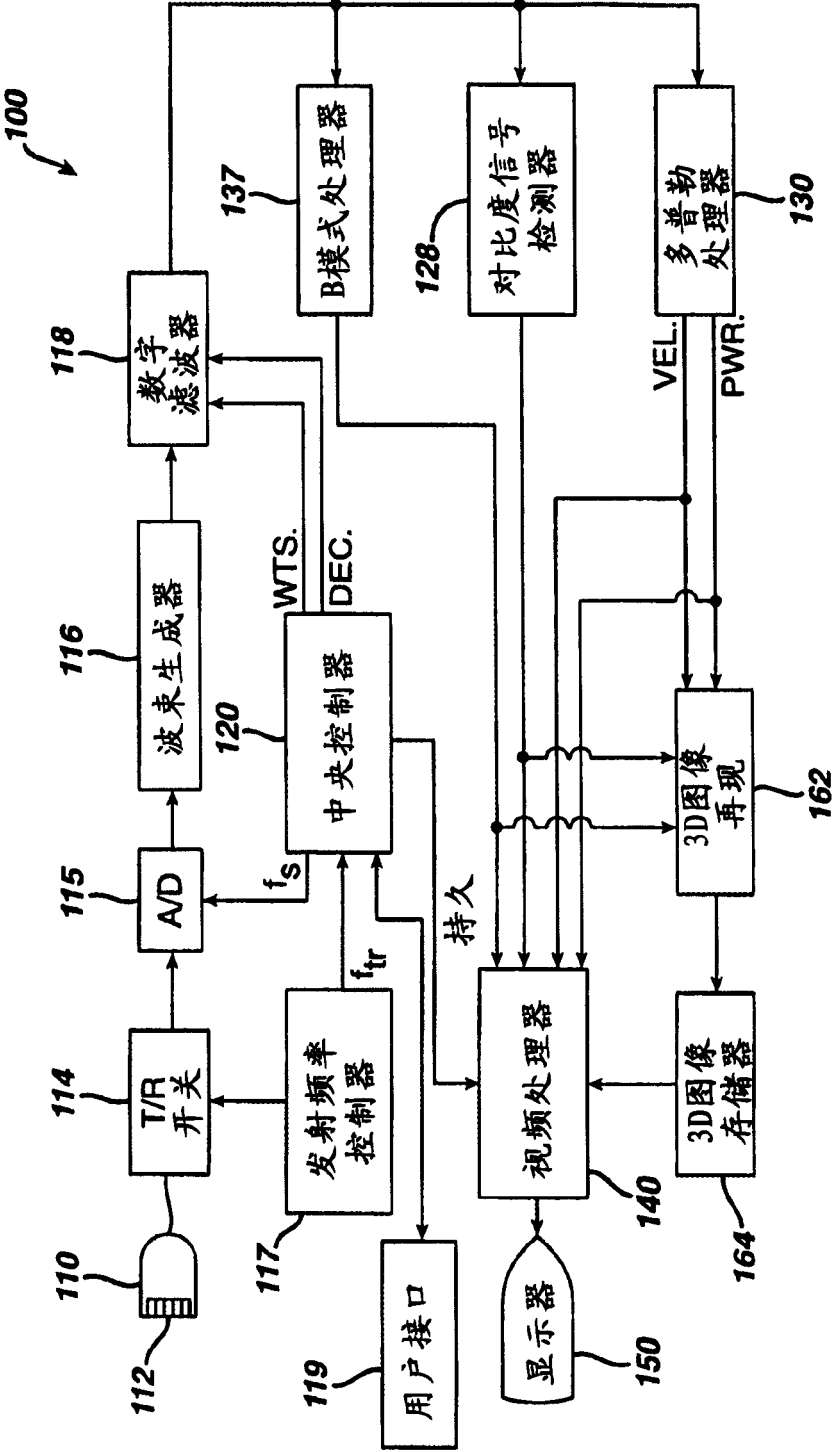


图 1

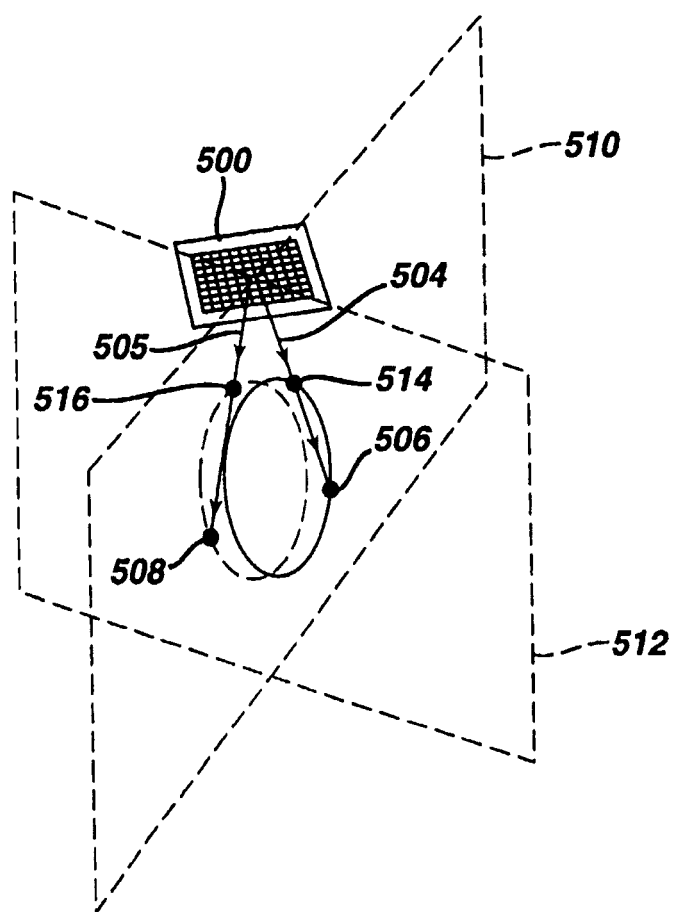


图 2A

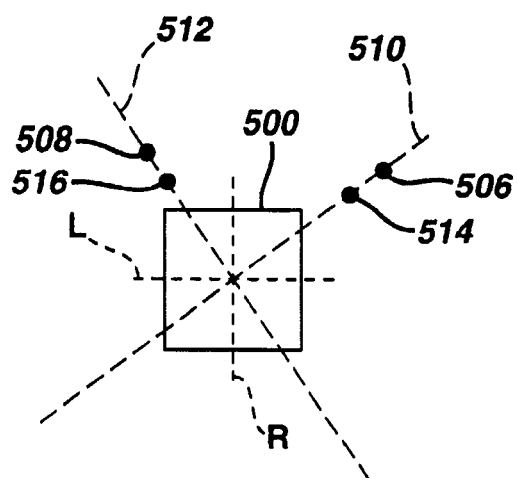


图 2B

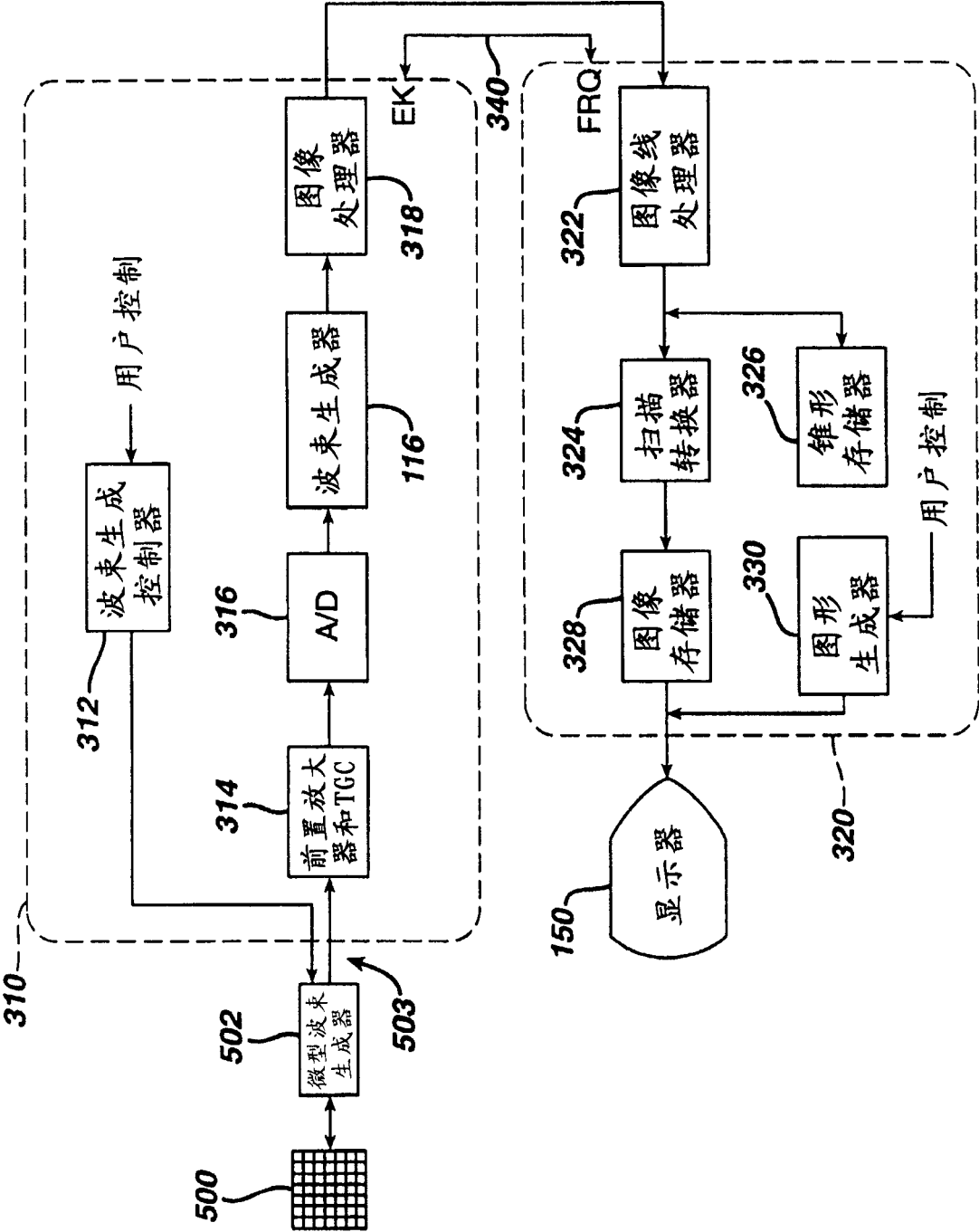
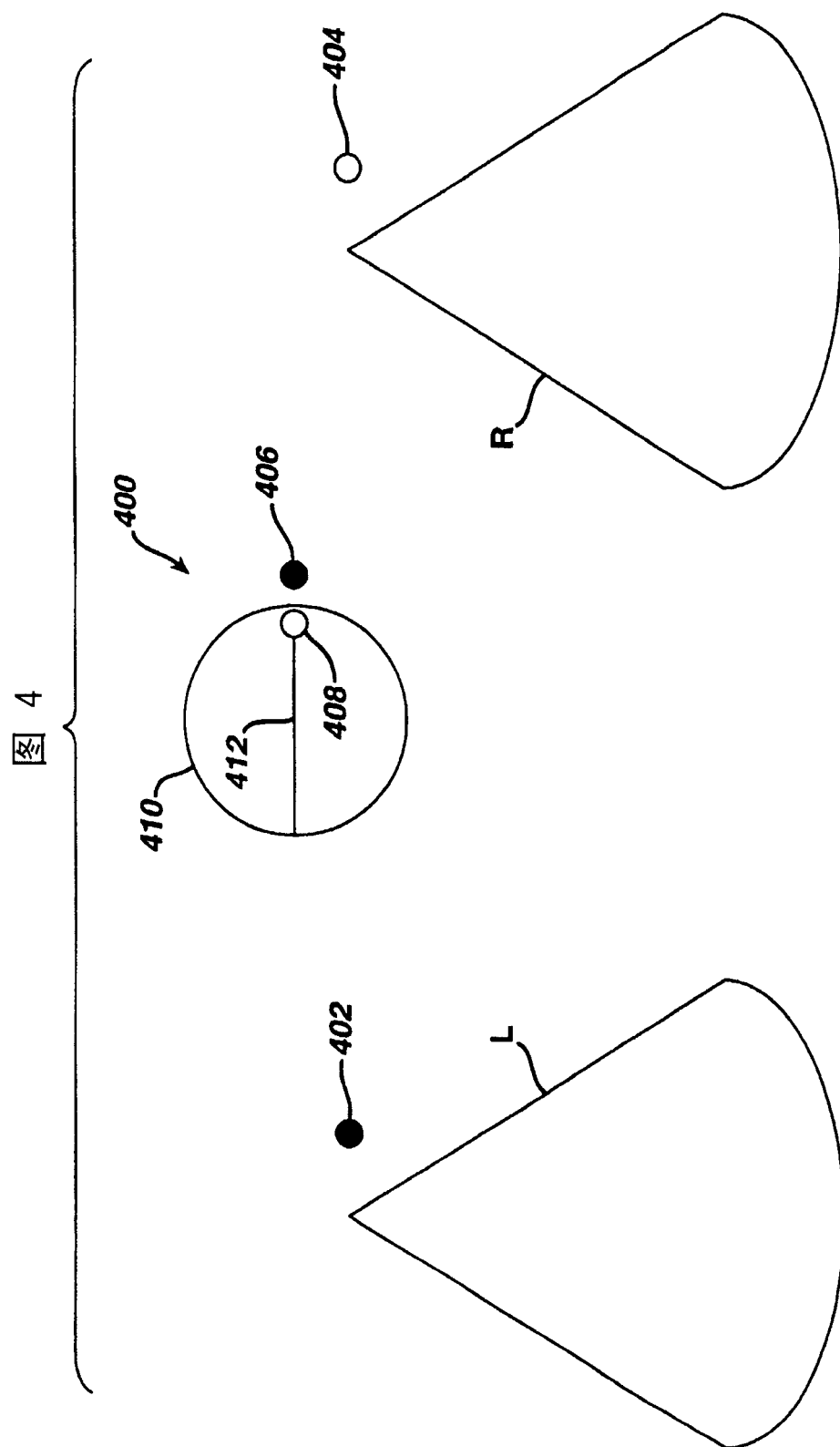


图 3



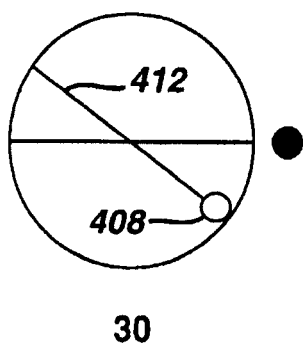


图 5A

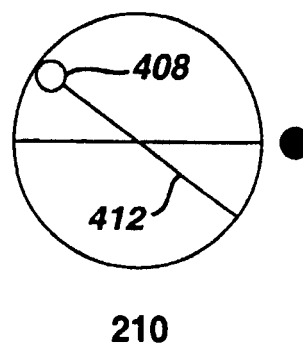


图 5B

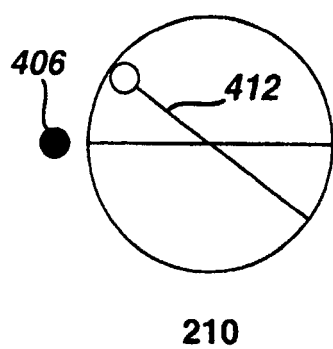


图 5C

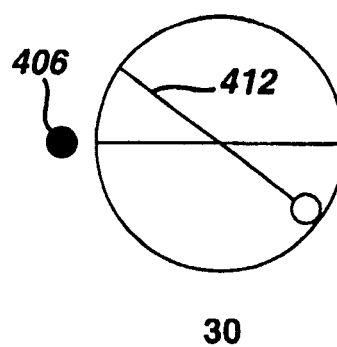
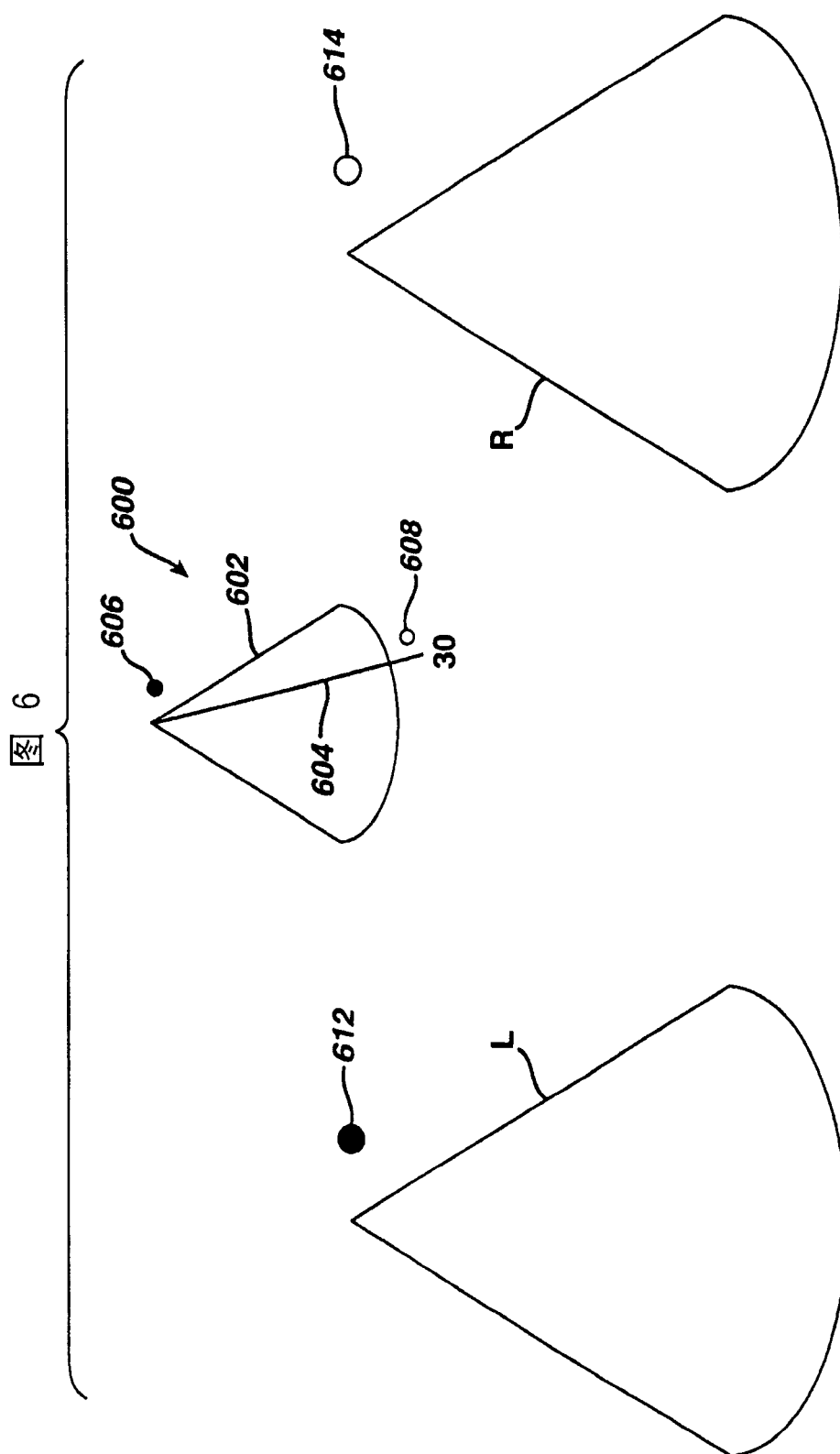


图 5D



专利名称(译)	利用时间交错的数据获取的双平面超声成像		
公开(公告)号	CN1678922A	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	CN03820468.1	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 B萨沃尔德 I萨尔戈 D德默斯 M瓦德 P德特默		
发明人	J·弗里萨 M·D·波兰 B·萨沃尔德 I·萨尔戈 D·德默斯 M·瓦德 P·德特默		
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	CN100487482C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种超声设备和方法，其中用双平面图像来对身体的测定体积区域成像。一个双平面图像对于换能器具有一个固定的平面方位，并且另一个双平面图像的平面相对于固定的基准图像可以发生改变。在一个优选实施例中，一个图像可以相对于另一个图像旋转，并且能够相对于另一个图像而倾斜。在显示屏幕上显示图像方位图标以及描绘两个平面图像的相对方位的两个双平面图像。

