



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03820048.1

[43] 公开日 2005 年 10 月 5 日

[11] 公开号 CN 1678920A

[22] 申请日 2003.7.21 [21] 申请号 03820048.1

[30] 优先权

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

[32] 2002.10.31 [33] US [31] 10/286,664

[86] 国际申请 PCT/IB2003/003291 2003.7.21

[87] 国际公布 WO2004/021040 英 2004.3.11

[85] 进入国家阶段日期 2005.2.24

[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 I·萨戈 D·德梅斯 M·瓦尔德

J·弗里萨 M·D·波兰德

B·萨瓦德 P·德特梅

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

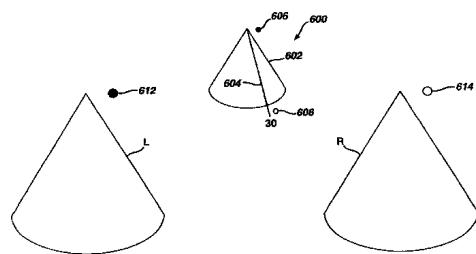
代理人 杨生平 梁 永

权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 7 页

[54] 发明名称 用图标描述相互平面方向的双平面  
超声成像

[57] 摘要

描述了一种超声波装置和方法，其中通过双平面成像来对身体的立体区域进行成像。一个双平面图像具有一个对于转换器的固定平面方向，并且另一个双平面图像可以相对于所述固定的参考图像变化。在一个优选实施中，一个图像可以相对于另一个图像旋转，并且可以相对于另一个图像倾斜。在显示屏上于双平面图像一起显示一个图像方向图标，该图标描述了两个双平面图像的相对方向。



1、一种超声诊断图象显示，其包括：

第一两维图象，其具有相对于转换器（112）的象平面方向；

5 第二两维图象，其具有相对于第一两维图象的平面的可选择平面方向；以  
及

与第一和第二图象同时显示在显示屏（150）上的图标，其描述了第一和  
第二图象的相对平面方向。

2、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图象显示占用显示屏（150）  
10 的一个区域；

其中第一两维图象占用所述区域的第一部分；

其中第二两维图象占用所述区域的第二部分；以及

其中图标占用所述区域的第三部分。

3、权利要求 2 中的超声诊断图象显示，其中第一两维图象是实时超声波  
15 图象；和

其中第二两维图象是实时超声波图象。

4、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图象显示占用显示屏的一个  
区域；

其中第一两维图象占用所述区域的第一部分；

20 其中第二两维图象占用所述区域的第二部分；和

其中图标位于该区域的第一或第二部分的一个中。

5、权利要求 4 中的超声诊断图象显示，其中第一两维图象是实时超声波  
图象；以及

其中第二两维图象是实时超声波图象。

25 6、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图标还包含象平面相对于转  
换器（112）的给出侧的描述。

7、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图标描述了从转换器（112）  
透视的象平面。

30 8、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图标描述了从侧面透视的象  
平面的至少一个。

9、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图标还包含第一象平面相对于第二象平面的角度方向指示。

10、权利要求 9 中的超声诊断图象显示，其中角度方向指示是数字指示。

11、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图标还包含在显示屏的平面 5 中的第一象平面的表示和垂直于显示屏（150）的平面的第二象平面的表示。

12、权利要求 1 中的超声诊断图象显示，其中图标还包含至少一个象平面中的变化范围的描述。

13、一种超声诊断成像系统（100）包含：

用于实时扫描两个不同象平面的超声波探针（110）；

10 耦合至超声波探针（110）的控制器（120），其控制由探针（110）扫描的象平面的相对方向；

耦合至控制器（120）的用户控制器（119），用户通过其可以改变象平面的相对方向；以及

15 耦合至探针（110）的显示器（150），其同时显示两个象平面的图象和象平面的相对方向的指示器。

14、权利要求 13 的超声诊断成像系统（100），其中指示器响应用户控制器（119）的变化以指示象平面的相对方向。

15、权利要求 13 的超声诊断成像系统（100），其中超声波探针（110）用于在相对于探针（110）的预定方向上扫描第一平面和在相对于用户所选择的第一平面的一个方向上扫描第二平面，  
20 其中通过用户控制器（119）的变化来改变第二平面的方向。

其中通过用户控制器（119）的变化来改变第二平面的方向。

16、权利要求 15 的超声诊断成像系统（100），其中通过用户控制器（119）的变化来改变第二平面相对于第一平面的转动角度，

其中指示器指示第二平面相对于第一平面的转动角度。

25 17、权利要求 15 的超声诊断成像系统（100），其中通过用户控制器（119）的变化来改变第二平面相对于第一平面的倾斜角度，

其中指示器指示第二平面相对于第一平面的倾斜角度。

18、一种显示立体区域的超声波信息的方法包含：

从立体区域的至少两个不同平面区域（510，512）获得超声波信号；

30 处理超声波信号以改善平面区域（510，512）的图象；以及

---

同时在图象显示器（150）上显示平面区域（510，512）的图象和平面区域（510，512）的平面的空间关系的指示器。

19、权利要求 18 的方法，其中获得信号还包括以时间交错方式从不同平面区域（510，512）获得超声波信号，所述时间交错方式可以有效地加快显示平面区域（510，512）的实时图象；以及

其中同时显示还包括同时在图象显示器（150）上显示平面区域（510，512）的实时图象。

20、权利要求 19 的方法，进一步包括改变从中获得超声波信号的平面区域的空间关系。

## 用图标描述相互平面方向的双平面超声成像

### 5      双平面超声成像

#### 相关申请

这是对序列号 10/231,704、2002 年 8 月 29 日提交的美国专利申请的分案申请，上述美国专利申请是对序列号 09/641,306、2000 年 8 月 17 日提交的美国专利申请、现美国专利 6,443,896 的部分延续申请。

#### 10     技术领域

本发明通常涉及超声诊断成像，并且更具体地涉及实时产生身体的立体区域的多平面超声成像。

#### 背景技术

15     三维超声成像的主要优点是提供获得通过诸如人的身体的立体目标、利用传统的二维扫描不能获得的独特象平面的能力。例如，利用三维成像技术可以同时观看组织区域的几个不同剖面，从而从不同角度和视角观察相貌特征。可选择地，在某些情况下，希望在诸如皮肤的目标表面的下方固定深度处观察象平面；由于超声波探针相对于目标的方向，用常规二维扫描不能获得这样的象平面。

20     要有能力获得立体区域的多个象平面，就需要确定要成像的平面、它们彼此之间的空间关系以及显示图象的最佳方式。过去，已有用于显示立体区域的相互垂直面的三个超声波图象的公共显示技术。每个图象具有两个在其上显示的垂直交叉线，其描述了另外两个垂直象平面的位置。当将交叉线拖到不同位置时，会在那个尺寸上选择并显示一个新的平行象平面。该显示技术能使临床25     医生利用它们在相交象平面中的显现来检查和确定立体区域中的组织结构。

30     这样的显示对立体区域的静态图象数据是有用的，当选择交叉线移动时，它可以方便、适当地改写不同象平面的显示。由于为了实时成像控制和显示的复杂性会极大地增加，显示技术不适合于实时图象。此外，这种实时显示可以为临床医生提供很多的信息以用于以有系统的或有组织的方式进行分析。因此，存在用于有效的显示和立体区域的多实时平面图像的控制的需要。

## 发明内容

根据本发明的原理，描述了用于产生和显示身体的立体区域的多个平面图象的方法和装置。根据本发明的一个方面，获得并显示两个实时象平面，其在这里被称为“双平面”显示格式。用两种控制模式可以控制双平面显示的两个平面，一种控制模式是其中一个象平面相对于另一个倾斜，另一种控制模式是其中一个象平面相对于另一个转动。根据本发明的另一方面，图标与双平面图象同时显示以告知临床医生关于两个象平面的相对方向。

## 附图说明

图 1 是根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统的方块图。

图 2A 和 2B 示出了通过利用图 1 中的系统的二维阵列转换器所创建的平面图像的实时显示。

图 3 用方块图的形式说明了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统的第二实施例。

图 4 说明了当操作在“转动”模式时的双平面显示。

图 5A-5D 说明了用于不同象平面方向的图 4 的平面方向图标。

图 6 说明了以“倾斜”模式工作时的双平面显示。

图 7 是根据本发明的原理以转动模式工作时的实际超声系统显示的图片。

## 具体实施方式

图 1 是超声诊断成像系统 100 的方块图，该系统可应用于根据本发明的原理的方法和装置。可以理解，本发明不局限于只应用该成像系统，在这里实施的只是作为一个例子进行说明。在成像系统 100 中，中央控制器 120 命令发送频率控制器 117 以发送所希望的发送频带。发送频带参数  $f_r$  耦合到发送频率控制器 117，其引起超声波探针 110 的转换器 112 以所选择的频带发送超声波。当然，可以理解的是在适当考虑所希望的穿透深度以及转换器和超声波系统的灵敏度的情况下，可以应用被称为频率信号的任何超声波频率或频群。

探针 110 的转换器 112 包括以波束形式发送超声波能量并能接收响应这次发送返回的回波信号的分离元件阵列。通过机械地移动探针或优选通过电子调节不同阵列元件的发送时间来操纵波束扫描目标的不同部分。在成像系统 100 中，利用中央控制器 120 控制该操纵。控制器 120 依次响应从用户通过用户界面 119 输入的命令，用户界面 119 包括界面程序和指示设备（例如鼠标、跟踪

球、触针、输入板、触屏或其它指示设备)、键盘或其它向中央控制器传送指令的输入设备。可选择地, 可以对控制器进行编程以使其能自动地按照预定的默认方式操纵波束。通过发送/接收 (T/R) 开关 114 耦合接收的信号, 并利用模/数转换器 115 对接收的信号进行数字化。利用中央控制器 120 控制 A/D 转换器的采样频率  $f_s$ 。由采样理论决定的理想采样率至少是接收回波的最高频率  $f_c$  的两倍。也可应用比最小需要高的采样率。用波束形成器 116 将信号样本延迟并相加以形成相干回波信号。然后利用数字滤波器 118 将相干回波信号滤波成理想通频带。数字滤波器 118 也可以将频带移至更低的或基带频率范围。通过中央控制器 120 控制数字滤波器的特性, 其为滤波器提供倍增权和抽取控制。  
5 优选地控制该设置以作为有限脉冲响应 (FIR) 滤波器工作, 并且执行滤波和抽取。在中央控制器 120 的控制下、通过对滤波器的加权和抽取率的编程, 滤波器特性的宽频带是可能的。数字滤波器的应用在提供不同滤波器特性方面允许适应性的优点。对数字滤波器进行编程以立即通过接收的基本频率, 并在随后通过谐波频率。在信号处理过程中通过简单改变滤波器参数, 就可以操作数字滤波器以便交替产生基本数字信号和谐波数字信号的图象或线, 或者以时间  
10 交替次序的不同交替谐波线。  
15

通过 B 模式处理器 137、对比信号检测器 128 或多普勒处理器 130 来检测和处理从数字滤波器 118 过滤的回波信号。B 模式处理器执行的功能包括但不限于频率混合、空间混合、谐波图象形成和其它典型的先前技术所公知的 B 模式功能。多普勒处理器把传统的多普勒处理应用于回波信号以产生速率和功率多普勒信号。为了在显示器 150 上作为二维超声波图象显示, 处理器 137 和 130 以及对比信号检测器 128 的输出耦合到视频处理器 140。中央控制器 120 记录输入信号的顺序, 并因此允许视频处理器 140 把当前数据放入要形成的图象。当视频处理器 140 接收了信号, 数据就送入显示器产生光栅化图象。为再现三维图象, 两个处理器和对比信号检测器的输出还耦合到三维图象再现处理器 162, 其存储在 3D 图象存储器 164 中, 并从那儿提供给视频处理器 140。可以用传统的方式执行三维再现。用这种设置, 操作者可以从对比信号检测器 128 以及处理器 137 和 130 的输出中选择, 以用于超声波成象的二维或三维显示。  
20  
25

通过操作和控制探针 110、视频处理器 140 和/或图象再现处理器 162, 在  
30 扫描身体的同时, 图 1 中的系统具有产生诸如人体这样的目标的立体区域的多

一个实时平面图象的能力。当把这些平面图象看作穿过身体的切片时，已知道这些平面图象彼此之间的几何关系，这能使诊断医生从不同方向观察身体特征。为显示组织特征的空间关系，临床医生可能想调节切片的相对角度。操作者可以通过用户界面 119 调节切片的方向将其与图象的感兴趣特征对准。通常仅通过产生某些所需的超声波波束来获得实时实施以构建理想平面图象，而不是利用要发送的非常大数量的波束来扫描整个立体区域。  
5

图 2A 和 2B 示出了可以用于从一组平面 510 和 512 获得数据的转换器 500 的实施例。该实施例产生诸如位于平面 510 内的波束 504 的波束、交点 514 和 506；还有位于平面 512 上的波束 505、交点 516 和 508。可以在三维空间内电子操纵从二维阵列转换器 500 发出的射线，这样避免了机械地使转换器扫描穿过感兴趣的立体区域的需要。以相似的方式，利用众所周知的适用于二维阵列转换器的波束操纵和聚焦和 / 或脉冲选通技术，可以从各个平面中的感兴趣线接收数据。  
10

由于其速度上的原因，上述用于产生双平面图象的扫描方法是优选但不是唯一的。可能存在很多变化。如果需要，可以产生位于附加平面并由此定义附加平面或相交附加表面内的附加波束。当然，每一附加波束花费附加时间产生，并因此影响扫描速率。通过用户界面 119 将理想数目的平面及其方向传送至中央处理器 120。另外，可以控制转换器 112 向每个平面中的不止一点发射波束。可选择地，在每次扫描时，只要波束位于至少两个平面或相交的至少两个非平面表面内、或位于至少一个平面和相交的至少一个非平面表面内，在每个采样位置可以控制转换器 112 不在所有表面上发射波束。这些和其它明显变化可以实时产生多个平面图象，只不过要以不同的速率并具有不同的分辨率，这要依据所选择的变化。另外，任何二维超声波成像技术，例如 B 模式、对比信号检测、谐波成像或多普勒成像，都能同样好地应用该数据获取方案。  
20

25 一个或多个处理器 137、130 或对比信号检测器 128 利用从两个平面 510 和 512 获得的数据来构建相应的平面图象。优选地在扫描速率处产生平面图象以提供实时成像。由于立体区域被连续扫描或随后观察，可以利用视频处理器 140 将平面图象同时并排地显示，或者用三维透视图显示在显示器 150 上。

图 3 说明了根据本发明的原理构造的超声波系统的另一实施例。在该实施 30 例中，探针 110 包括二维阵列转换器 500 和微波束形成器 502。所述微波束形

成器包含控制提供到阵列转换器 500 的元件（“临时线路”）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波系统之间电缆 503 中导体的数量，这在美国专利 5, 997, 479(Savord et al.)和美国专利 6, 436, 048(Pesque)中对其进行了描述。

5 探针耦合至超声波系统的扫描器 310。扫描器包括波束形成器控制器 312，所述波束形成器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，以对传送束的定时、频率、方向和聚集指示探针。波束形成器控制器也通过它耦合至模数（A/D）转换器 316 和波束形成器 116 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（时间增益控制）电路 314 放大 10 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上述的数字滤波、B 模式检测和多普勒（Doppler）处理，并且也能够执行其它信号处理，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。

15 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、将波束的段接合成完整的线信号，并平均线信号以用于信噪改善或流持久性。通过执行本领域熟知的 R-theta 转换的扫描转换器 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与将被与图像一起显示的图形叠加，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电影存储器 326 中。

20 为实时立体成像，显示子系统 320 也包括 3D 图像再现处理器（未示出）162，3D 图像再现处理器 162 从图像线处理器 322 接收图像线，以实时再现在显示器 150 上显示的三维图像。

25 依据本发明的原理，利用探针实时获得在这里被称为双平面图象的两个图象，并且以并排的显示格式显示。如在图 2A 和 2B 中象平面 510、512 相对于阵列 500 的方向所示，由于 2D 阵列 500 有能力在阵列前面以任意方向和以任意倾斜操纵发送的和接收的波束，双平面图象的平面可以有相对于阵列以及它们彼此之间有任意的方向。然而在优选的实施例中，如图 5B 中的平面 L 和 R

所示，两个象平面相交于阵列 500 的中心并且垂直于阵列的边，其中该平面是从阵列转换器的“一侧”观察。在该举例中，下面给出的图象格式是扇区图象格式，其具有从近场项点发射的图象线。然而，也可应用线性或操纵的线性扫描格式。

5 如作为举例通过获得在图 2A 的各个象平面中的波束 504 和 505，通过发送和接收每个图象的波束来获得在两个象平面中的双平面图象。可以执行不同的获得次序。可以获得图象的所有扫描线，接着是另一个图象的所有扫描线的获得。可选择地，两个图象的线的获得可以是时间交错的。例如，可以获得图象的线 1，接着获得另一个图象的线 1。接着是获得每个图象的线 2，然后是每个图象的线 3，等等。因为可以延长所有线的询问之间的间隔，当进行低流速的多普勒成像时这是有利的。它还有利于连续获得在两个平面的相交处的线，其可以避免在图象相交处快速移动组织而出现两个图象的差别。在图象中以其空间连续可以获得线，或者从图象的分离位置继续。例如，首先获得四条边线，其后是沿平面的相交处的四条中心线，然后向前并远离相交处交替地进行。

15 当扫描器 310 已经接收两个图象的所有线并发送到显示子系统 320 时，扫描器通过控制线 340 传送“EK”信号至显示子系统，告诉显示子系统已传送用于当前显示帧的所有线，以用于显示。然后显示子系统处理用于显示的图象线。为了下面所述的双平面格式，处理、格式化和绘制图象以用于在显示屏的一边显示，并且处理、格式化和绘制另一个图象以用于在显示屏的另一边显示。  
20 处理完图象后，显示子系统向扫描器返回“FRQ”控制信号，通知扫描器显示子系统正在请求用于处理的另一图象帧。两个并排图象的全部屏幕显示与图象的图形重叠的并且显示在显示器 150 上。然后显示子系统按照对收到另一 EK 信号的判断等待两个图象的另一扫描的完成，在此期间再进行另一实时显示帧的处理和显示。

25 也可能利用通信结构，其中用 EK 信号判断每个图象，并且在显示子系统产生两个图象显示帧之前，进行两个双平面图象的发送和接收，其中这两个双平面图象的每一个用 EK 信号判断并且用 FRQ 信号来响应。

如在图 4 中的图象 L 和 R 图形表示以及图 7 示出的系统显示相片所说明的那样，并排显示图象。在优选实施例中，用“转动”或“倾斜”两个选择模式中的一个来选择象平面的方向。在优选实施例中，图象的方向（图 4 中的左

图象)相对于转换器阵列是固定的。如在图 2B 中所示, L 图象一直在垂直于阵列的平面的平面内, 并且经过阵列的中心延伸。利用用户控制器可以使右图象 R 的平面相对于图象 L 的平面转动或倾斜。在转动模式时, 在扇区成像过程中两个图象总是共用一个公共中心线, 并且可以通过操作诸如跟踪球或按钮的 5 用户控制器来转动右图象 R 的平面。右图象可以从与左参考图象共平面状态转动 90°方向并且再次直到共平面状态。通过操作用户控制器或者通过从左至右倒置图象, 转动满 360°是可能的。在倾斜模式时, 右图象 R 的中心总是与参考图象相交, 但只能倾斜于参考图象的相交的不同的线, 好象扇区从两个图象的公共顶点摆动一样。

10 在一个优选实施例中, 探针 110 有一个标记, 在其上能识别图象的一个给定的边。该标记通常是位于探针外壳一侧上的物理突起或颜色。临床医生利用该标记来表述在显示器上探针的方向相对于图象的方向。如图 4 中的点 402 所示, 通常习惯上在显示屏上显示该标记。临床医生通常总是让探针标记处于相同的位置手持探针, 这样图象总是以临床医生要想的方向显示。根据本发明的 15 另一方面, 也可以显示具有方向标记 404 的第二图象 R。在转动模式中, 当启动扫描时两个图象都可以成像相同平面, 其中在空间上对准外壳标记。临床医生然后可以从公共起始方向转动右象平面。在构造的一个实施例中, 如图 7 所示, 两个象平面的起始位置是这两个象平面沿一个公共中心线非倾斜对准并且彼此转动 90°。

20 根据本发明进一步的方面, 在双平面显示器上显示图标 400 以用图形指示两个象平面的相对方向。图 4 中的图标 400 表示象平面相对于转换器阵列的视图, 并具有圆周 410, 其以图形方式表示扇区 R 可以转动的空间。标记在图象的右边, 点 406 对应于左参考图象 L 的点 402, 并且指示出参考图象的平面是以水平方向横过圆周 410。图标的线 412 指示右图象 R 在相同的方向, 右图象 25 标记 408 (对应于点 404) 在图象的右边。

图 5A—5D 说明了当右图象转动时图标 400 如何变化。当右图象相对于参考图象的平面转动 30°时, 图标将出现图 5A 所示的情况, 其中线 412 和点 408 表示右图象的平面已经转动 30°。数字 30 也出现在图标下方。右象平面可以再转动 180°, 其中线 412 和标记点 408 将出现如图 5B 所示的情况。图标下方的 30 数字变成 210 以指示相对于参考象平面 210°方向。可选择地, 在优选实施例中,

超声系统的用户界面包括“右图象翻转”控制。当执行该控制时，右图象会立刻侧面翻转  $180^\circ$ ，并且图标将相应地从图 5A 所示的情况转变到图 5B 所示的情况。

相似地，优选的实施例包括“左图象翻转”控制，其从侧面翻转左图象。

5 图 5C 说明了当参考图象已经翻转时的图标，其中标记点 406 在图标的左边。在图 5C 中，如线 412 所示，右图象处在相对于参考图象的初始(未翻转)位置  $210^\circ$  方向，并且数字在图象的下方。在图 5D 中，参考图象已经翻转，右图象在相对于左参考图象的初始位置  $30^\circ$  方向。

10 双平面图象和图标的共同显示的优点是当存储显示屏上的图象时也存储图标，而不用声谱仪师再做出其它工作。临床医生在后来再观察图象的过程中，在显示器上或屏幕打印中显示两个象平面的方向。可以以硬拷贝或电子形式存储屏幕显示，并且可以检索并供以后查阅，以使以相同的象平面方向再次扫描病人。

15 可能希望让图标 400 以图形方式指示转动圆周 410 的相应于  $0^\circ$  至  $180^\circ$  的部分和相应于  $181^\circ$ - $359^\circ$  的部分，并以数字符号显示在图标的下方。可以把可视可区别图形用于圆周 410 的下半部分和上半部分来完成这种情况。例如，可以用比上半部分亮或黑的线显示圆周 410 的下半部分，或者当上半部分用实线划出时下半部分可用点划线或破折线。可选择地，下半部分和上半部分可以是不同的颜色，例如兰色和绿色，数字符号的颜色随着右平面 R 的转动角度变化 20 而变化。

25 图 6 说明了当操作在“倾斜”模式时的显示屏。在该模式中，左图象 L 的平面相对于转换器阵列的平面还是固定的，并且右图象 R 可以从参考图象的一边倾斜到另一边，如同其从两个图象的公共顶点摆动。在构造的实施例中，两个平面在侧面(转动的)空间尺寸彼此总是处于  $90^\circ$  方向。在优选实施例中，右扇区图象 R 的中心线总是相交于参考图象，但在由用户选择的左扇区的一条线上。图标 600 指示了两个象平面的相对方向。在图标 600 中，小图形扇区 602 表示左参考图象的固定位置。指针线 604 表示从一“侧面”观察到的右图象。在这个举例中，右象平面从标称方向倾斜  $30^\circ$ ，其中两个图象的中心线是对准的，其相对于参考方向为  $0^\circ$ 。在标称(起始)方向，指针线在图标 600 中是垂直的。 30

作为对图标 600 的替换，指针 604 可以显示在参考图象 L 上，用户可以操作用户控制器以改变右平面 R 的倾斜，或者可以从图象 R 的一边拖动指针到另一边以改变右平面的倾斜。指针显示不只表征为一条线，例如点或指示器也可用于指针 604。

5 倾斜模式对指导梗塞的纵向研究特别有用。假设病人的心脏图象在乳头肌尖端附近呈现出非正常心壁移动。用传统 2D 成像，临床医生可以试着通过在心脏的长轴视图中首先获得乳头肌的图象来成像梗塞壁，然后转动探针 90°在短轴视图中成像梗塞位置。然而，如果探针(和从而象平面)不精确转动，临床医生可能错过梗塞位置。在双平面倾斜模式，临床医生可以移动探针直到乳头 10 肌呈现在长轴视图中的参考图象中，然后可以在长轴参考图象中倾斜指针线 604 以指向或覆盖乳头肌顶端，从而将梗塞位置带进短轴视图中的倾斜的右图象 R 的视图中。在以后的三个月或六个月的纵向研究中，当临床医生想在短轴视图中观察梗塞壁的相同部分时，可以精确重复在左图象中的长轴视图中成像乳头肌的处理、以相同的倾斜指定倾斜指针 604、以及在右图象中的短轴视图中观察梗塞区域，从而改善纵向研究的诊断功效。  
15

图 7 示出了在转动模式时两个双平面图象。在屏幕的中心位于两个图象之间的图标示出了右象平面已经从与左参考象平面对准的位置转动了 90 度。在图标中标记点清晰可见并处在两个扇区图象的顶点的右边。为完成心脏研究，在双平面图象的下方也显示 EKG 痕迹。

20 本发明的一个优点是由于只成像立体区域的两个平面，就可以足够快地获得两个图象，以使两个图象都可以以相对高的显示帧频实时超声波成像。另一个优点是该超声波系统只需要传统两维成像系统。如图 3 所示，用于双平面成像的超声波系统可以是传统的两维图象处理子系统，其意味着可以用当前临床医生手中的两维超声波系统来实现根据本发明的双平面成像。为产生图 7 所示 25 的双平面图象，图 3 中的扫描仪和显示子系统不需要独特的 3D 能力。

倾斜和转动模式可以混合在一起，这能使用户观察彼此之间既倾斜又转动的双平面图象。

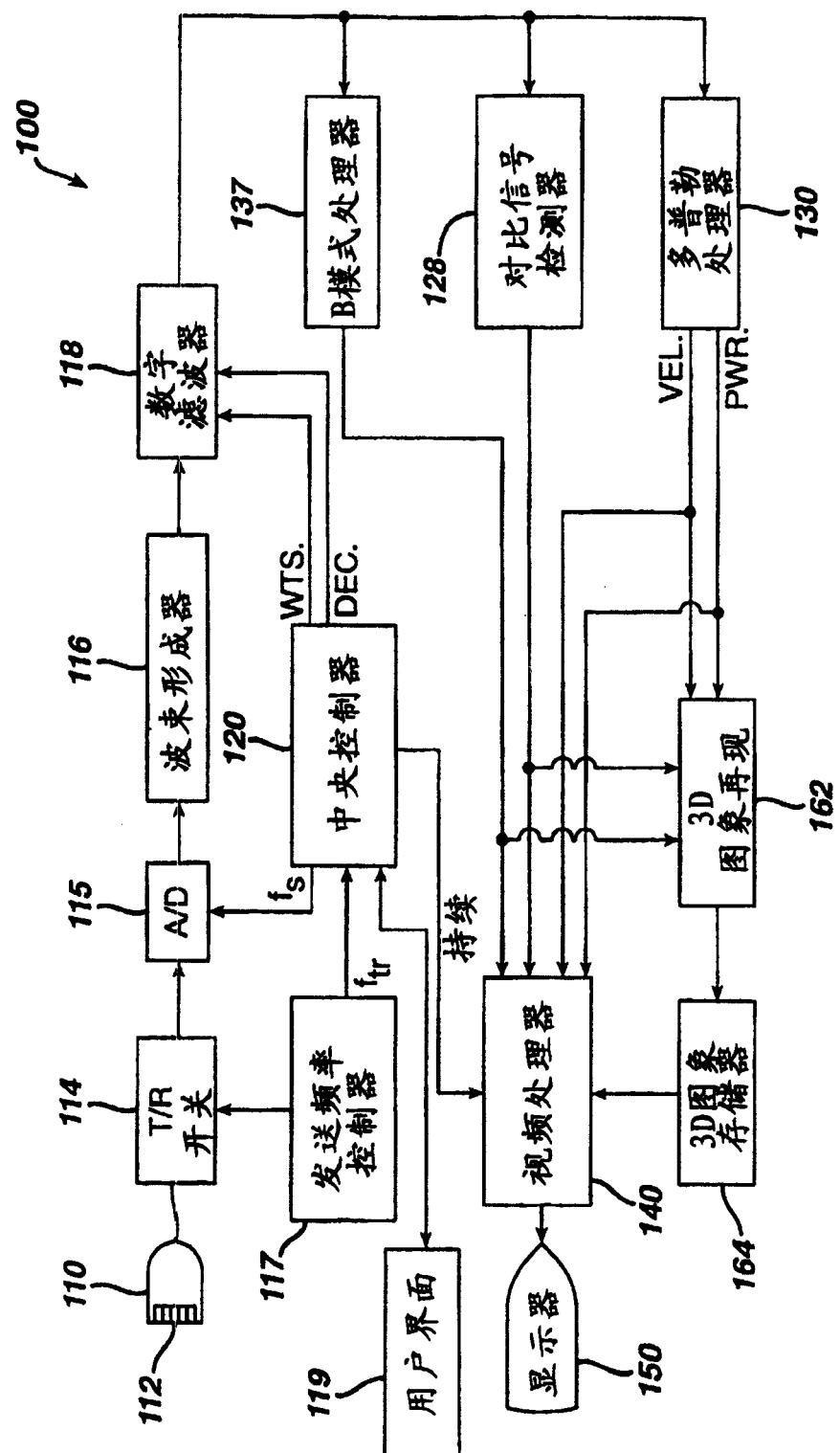


图 1

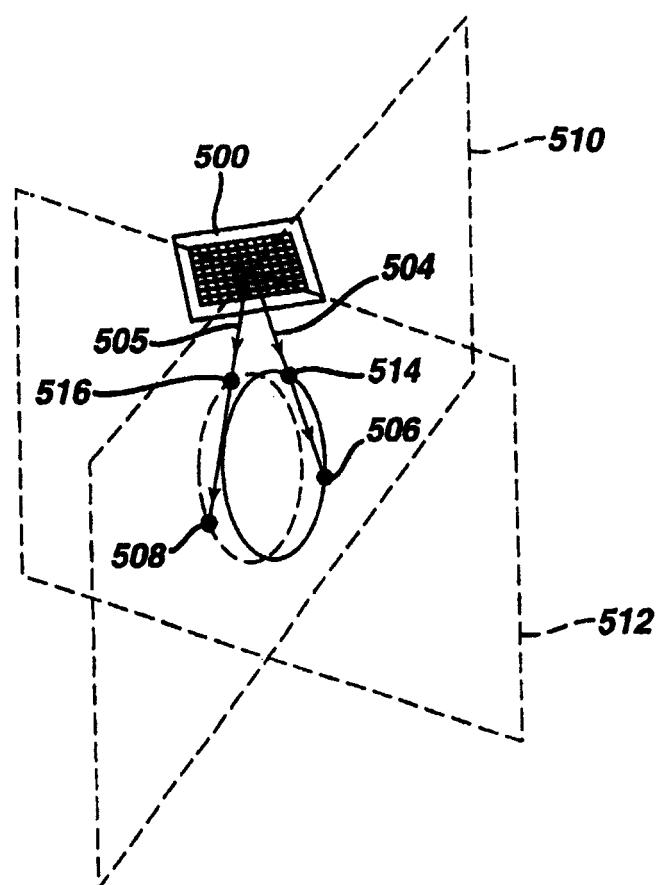


图 2A

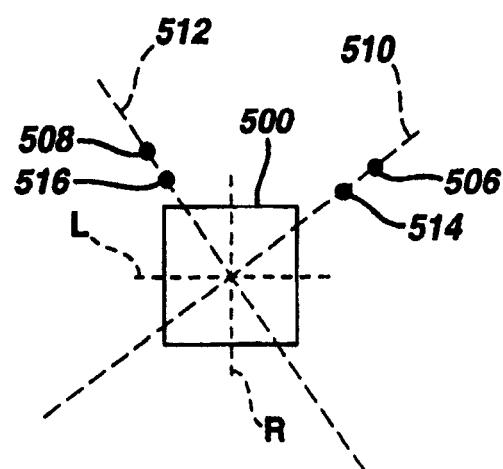


图 2B

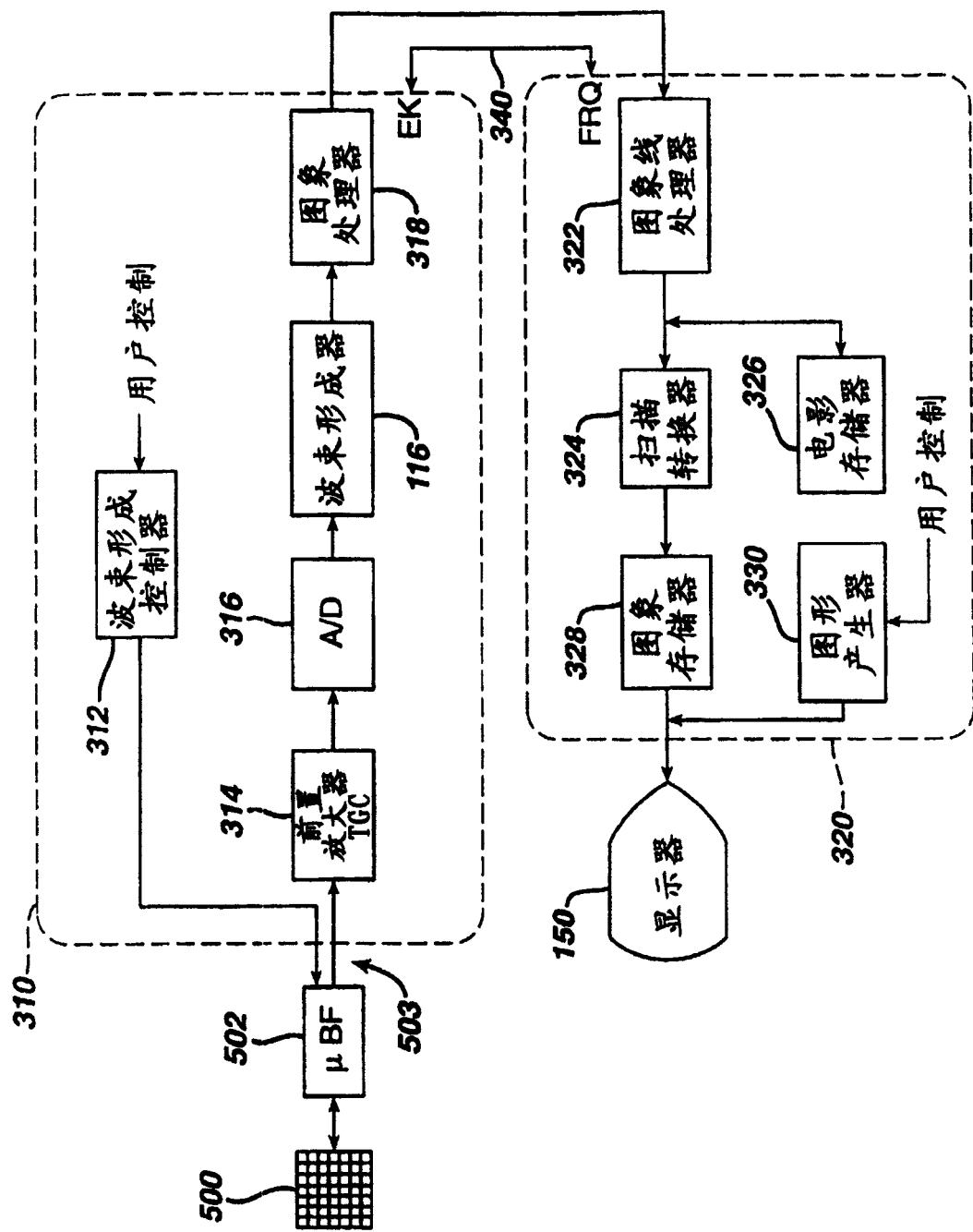
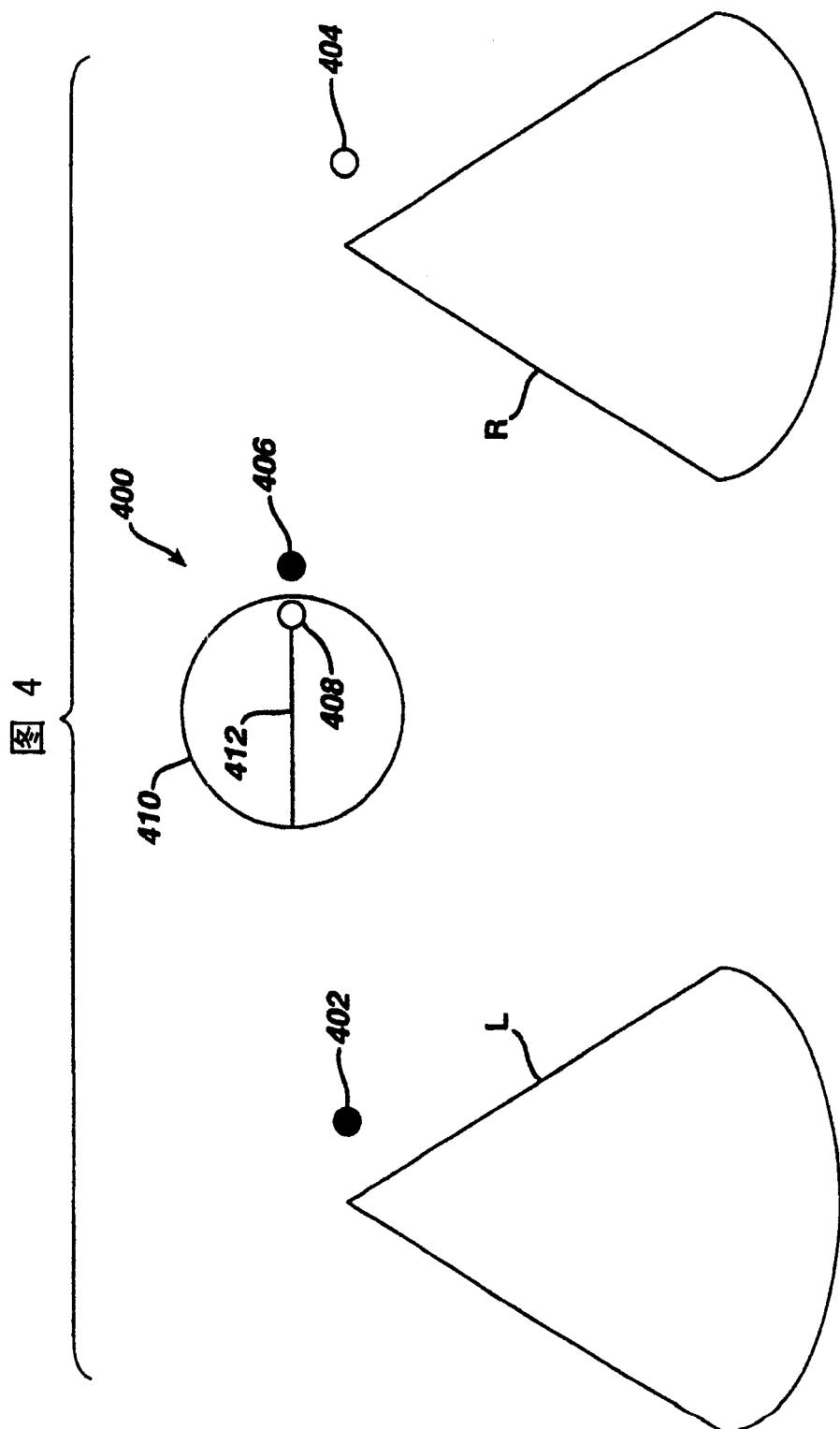
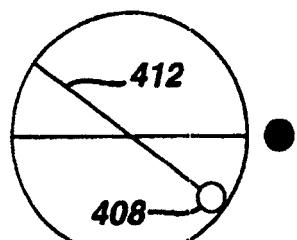
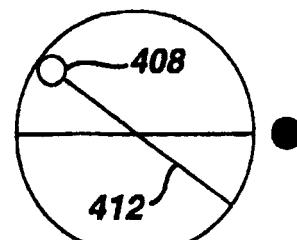


图 3





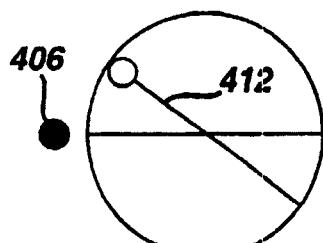
30



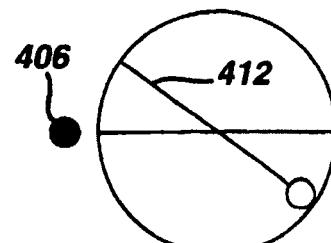
210

图 5A

图 5B



210



30

图 5C

图 5D

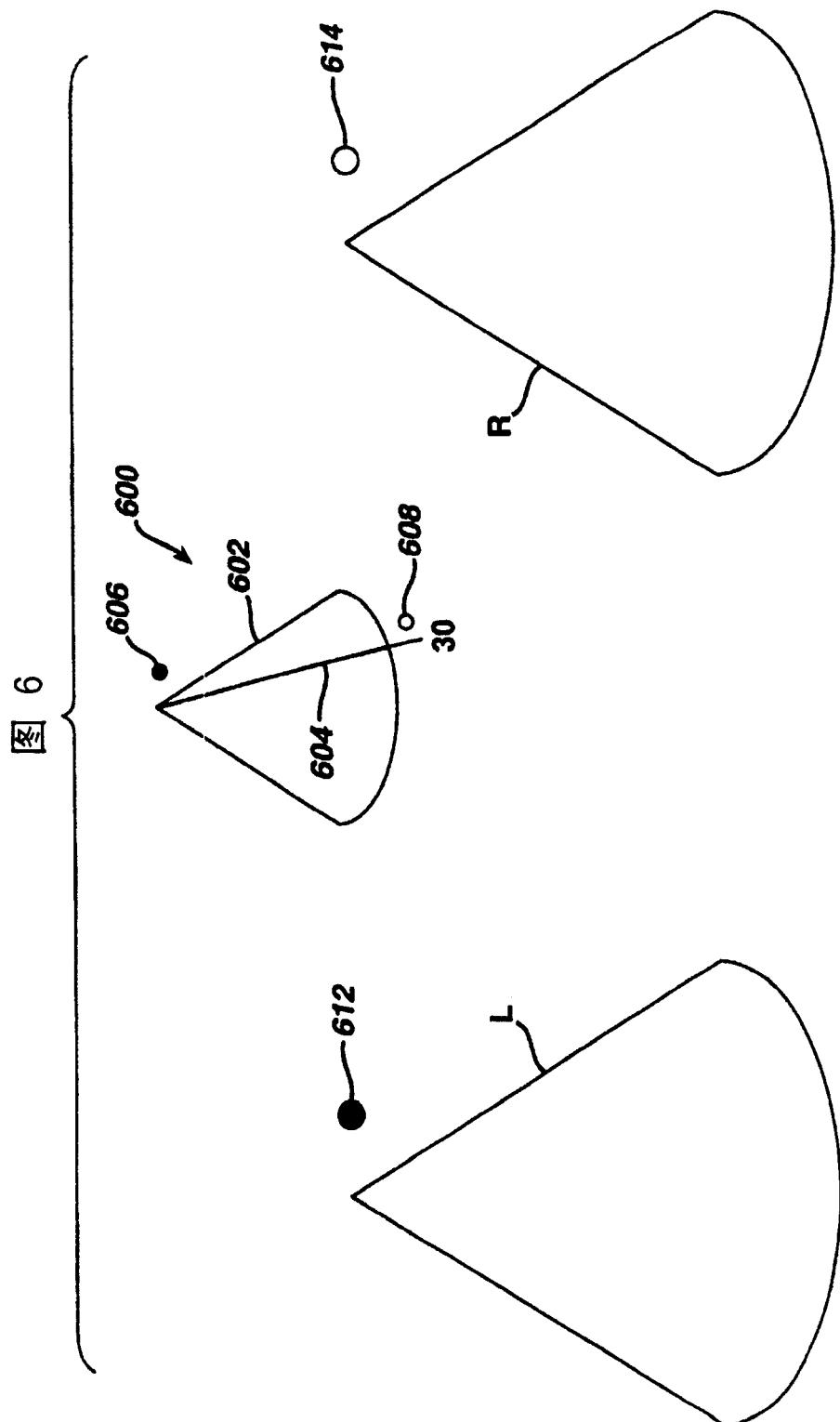




图 7

专利名称(译)	用图标描述相互平面方向的双平面超声成像		
公开(公告)号	<a href="#">CN1678920A</a>	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	CN03820048.1	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	I·萨戈 D·德梅斯 M·瓦尔德 J·弗里萨 MD·波兰德 B·萨瓦德 P·德特梅		
发明人	I·萨戈 D·德梅斯 M·瓦尔德 J·弗里萨 M·D·波兰德 B·萨瓦德 P·德特梅		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52085 G01S7/52073 G01S7/52046 G01S15/8993 G01S15/8936 G01S7/5208 G01S7/52063 G01S15/8925 G01S7/52074 A61B8/483		
代理人(译)	杨生平 梁永		
优先权	10/286664 2002-10-31 US 10/231704 2002-08-29 US		
其他公开文献	CN100595605C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

**摘要(译)**

描述了一种超声波装置和方法，其中通过双平面成像来对身体的立体区域进行成像。一个双平面图像具有一个对于转换器的固定平面方向，并且另一个双平面图像可以相对于所述固定的参考图像变化。在一个优选实施中，一个图像可以相对于另一个图像旋转，并且可以相对于另一个图像倾斜。在显示屏上于双平面图像一起显示一个图像方向图标，该图标描述了两个双平面图像的相对方向。

