



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03820259. X

G01S 7/52

A61B 5/00

A61B 8/00

[43] 公开日 2005 年 10 月 5 日

[11] 公开号 CN 1678923A

[22] 申请日 2003.7.21 [21] 申请号 03820259. X

[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 王忠忠

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

[86] 国际申请 PCT/IB2003/003437 2003.7.21

[87] 国际公布 WO2004/021043 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

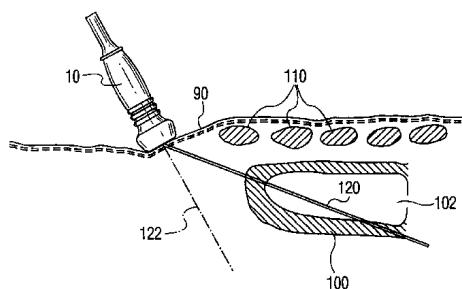
[72] 发明人 M·D·波兰

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

[54] 发明名称 具有倾斜图像平面的超声诊断成像

[57] 摘要

一种用于对从传统观察在声学上被那些例如肺或肋骨的对象所阻碍的身体区域进行成像的二维阵列转换器探针。探针相对于身体位于声学窗口处，所述声学窗口提供在转换器阵列和身体之间的可接受的超声波传输系数。在保持探针位于它的声学窗口的同时，通过调节波束操纵方向来操纵图像平面的位置。图像平面可以在升高方向上倾斜、侧向移动和/或围绕中心轴线转动以定位图像平面，从而可以有效地对被阻挡的身体结构进行成像以用于诊断。



1、一种用二维阵列转换器 (10) 对身体的感兴趣区域进行超声成像的方法，其中从垂直于转换器 (10) 的表面延展的图像平面 (120) 观察可能阻碍了该身体的感兴趣区域，该方法包括：

5 放置探针 (10) 与身体接触，以产生用于探针 (10) 的可接受的声学窗口；以及

从其垂直定向倾斜图像平面 (120) 至转换器 (10) 的表面，以便对感兴趣的区域进行成像，同时保持该声学窗口。

2、根据权利要求 1 的方法，其中放置进一步包括：利用声学凝胶 10 以产生可接受的声学窗口。

3、根据权利要求 1 的方法，其中倾斜进一步包括：操纵超声系统控制 (60)，以朝向感兴趣的区域操纵图像平面 (120)，同时保持探针 (10) 相对于身体的声学窗口固定。

4、根据权利要求 3 的方法，其中倾斜包括下述其中之一：在与垂直于转换器 (10) 的表面的平面不同的升高平面中操纵图像平面 (120)，或相对于以垂直于转换器的表面的轴线 (122) 为中心的平面侧向操纵平面 (120)。

5、根据权利要求 3 的方法，其中倾斜进一步包括：操纵远离探针 (10) 位置的超声系统的控制 (60)。

6、根据权利要求 5 的方法，其中控制包括多个控制装置 (62-66)。

7、根据权利要求 6 的方法，其中控制装置中的至少一个包括跟踪球控制装置 (62)。

8、一种用二维阵列转换器探针 (10) 对身体的感兴趣区域进行超声成像的方法，其中从固定在转换器 (10) 的表面的垂直定向中的图像平面 (120) 观察可能阻碍了该身体的感兴趣区域，该方法包括：

放置探针 (10) 与身体接触，以产生用于探针 (10) 的可接受的声学窗口；以及

通过围绕轴线 (122) 转动图像平面 (120)、从中心轴线 (122) 侧向移动图像平面和在升高方向上倾斜图像平面 (120) 中的两个或多个动作，操纵图像平面 (120) 离开其对转换器 (10) 的表面的垂直定向。

9、根据权利要求 8 的方法，其中实施操纵，同时相对于身体保持

阵列转换器（10）在基本固定的位置。

10、根据权利要求 8 的方法，其中操纵进一步包括：操纵超声系统的控制（60）以执行动作。

11、根据权利要求 10 的方法，其中控制包括多个控制装置（62-5 66）。

12、根据权利要求 10 的方法，其中操纵进一步包括：操纵位于探针（10）上的超声系统的控制（60）以执行动作。

13、根据权利要求 8 的方法，其中操纵进一步包括：操纵远离探针（10）位置的超声系统的控制（60）。

10 14、根据权利要求10的方法，其中控制装置中的至少一个包括跟踪球控制装置（62）。

具有倾斜图像平面的超声诊断成像

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，该申请是是对序列号为 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，该申请是对序列
号为 09/641,306、2000 年 8 月 17 日提交的美国专利申请以及现在是
美国专利 6,443,896 的部分申请的延续。

10 本发明涉及超声诊断成像，并且更具体地涉及能够在操纵图像平
面的同时为探针保持良好的声学窗口图像平面的超声系统。

医用超声成像系统高度地产生身体的软组织的诊断图像。然而，
需要被观察的组织和器官常常被那些不能高度传送超声的身体部分遮
蔽，例如骨头和充满空气的肺。在图 1 中示出这种情况的一个例子。
在该图示中，以胸腔 110、112 后面的部分轮廓示出的心脏 100 位于胸
15 腔的左侧后面。位于心脏内的轮廓线和交叉阴影是心脏 100 的左心室
102，其常常是评价心脏功能的超声诊断的对象。通过从肋骨 110、112
之间为成年病人扫描心脏，可以组织交替地访问左心室以用于超声成
像。超声波束通过肋骨 110、11 之间的肋间间隙 122 访问心脏。如通过
20 探针 10 扫描的图像扇区的轮廓 120 所示，探针 10 从心尖 104 扫描
心脏。对一些儿科病人来说，由于肋间间隙可以是极小的，所以这种
技术可能是无效的。这种技术对某些成年病人来说也可能是无效的，
其中适于波束通过的肋间间隙不允许探针改变角度以访问必须要成像
25 的心脏区域。当产生这些问题时就必须尝试其它方法，例如从最底下的
肋骨 112 向上朝心脏扫描。然而这需要探针相对身体倾斜以使图像
平面向上瞄准心脏，同时保持与皮肤充分的体接触，从而在探针和皮
肤之间保持良好的声学窗口。这些要求往往是矛盾的，从而使得在以
所希望的方向瞄准图像平面的同时，保持与皮肤的合适接触以用于超
声传送进入身体变得不可能。这种困难的另一种解决方案是通过利用
30 经食道超声心动图 (TEE) 探针从食道对心脏进行成像。虽然由于没有
任何干扰肋骨结构的存在，所以为心脏提供很好的声学访问，但这也
是一种需要非常细心的侵入性过程，并且当从病人的喉咙插入和取出
TEE 探针时，其常常引起病人的不舒服。因此希望能够成像难以访问的

身体区域，保持对身体的良好的超声访问，同时避免对复杂成像程序的需要。

根据本发明的原理，提供一种超声诊断成像系统和方法，其中图像平面可以由超声探针操纵而不需要相对于病人的皮肤在身体上重新定位探针。这允许临床医生建立与病人身体的良好声学接触，然后允许通过操纵图像平面来扫描病人的感兴趣区域而不必改变声学窗口。所述的实施例示出了具有多个自由度的图像平面，从而获得所研究的感兴趣区域的在诊断上最有用的图像。

在附图中：

图 1 示出了心脏的肋间扫描；

图 2a-2c 示出了图像平面调节的多个自由度；

图 2d 示出了具有图像平面调节的两个自由度的本发明的超声探针；

图 3 示出了根据本发明的原理所构造的超声诊断成像系统；

图 4 示出了根据本发明的原理的对心脏进行成像的方法。

参照图 2a-2c，示出了具有多个图像平面调节的超声探针 10。在图 2a 中，所见的探针 10 用于扫描扇区图像 120。传统的一维阵列转换器将扫描直接位于阵列转换器前的扇区。也就是，这个扇区平面垂直于探针 10 的表面并且平均地分布于与转换器的中心垂直的轴线 122 的两侧上。本发明的探针 10 采用具有阵列元件的二维阵列转换器，可以控制阵列元件以不同方向传送图像的束通过探针前的体积区域。这意味着，如在下面进一步详细讨论的，如转动的箭头 R 所示，可以围绕垂直轴线 122 转动图像平面 120。这样，本发明的探针显示出的一个自由度是围绕图像的中心线或其它扫描线转动图像平面的能力。

在图 2a 中，以图的平面描述图像平面 120。在图 2b 中，观察到的图像平面 120 正交于图的平面，也就是，从“边缘上 (edge-on)” 观察图像平面。如果这是传统的一维阵列探针，图像平面将与中心轴线 122 对准，垂直于探针和转换器阵列的表面延伸。根据本发明探针的该第二实施例，如升高箭头 E 所示，图像平面的位置展示一个第二自由度，其中可以以关于与轴线 122 对准的垂直平面的升高 (elevation) 方向操纵图像平面 120。图像平面 120 在相对于传统的一维阵列探针的平面位置升高维度上倾斜。

在图 2c 的第三实施例中，图像平面展示了第三变换自由度。在这个实施例中，图像平面 120 不以轴线 122 为中心，而是被横向操纵，如横向箭头 L 所示。在该位置中，操纵图像的中心线 130 脱离垂直探针轴线 122，图像平面 120 捕获位于传统定位图像平面面积以外的体积 5 区域的侧面面积。

图 2d 的实施例示出了扫描展示两个变换自由度的图像平面 120 的探针 10。在该透视图中，如升高箭头 E 所示，图像平面 120 已经升高远离垂直轴线 122。如转动箭头 R 所示，图像平面 120 也已经围绕它的中心轴线 200 转动。即使以垂直轴线 122 的方向瞄准探针，由于对通过探针 10 的二维阵列转换器传送和接收的图像束的操纵，它的图像平面 120 仍能捕获图像中的心脏 100 和左心室 102。

图 3 以框图的形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。在该实施例中，探针 10 包括二维阵列转换器 500 和子阵列处理器或微波束形成器 502。所述微波束形成器包含控制施加到阵列转换器 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 10 耦合至超声系统的扫描器 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 60，并向微波束形成器 502 提供控制信号，以指示探针关于传送束的定时、频率、方向和聚焦。波束形成器控制器也通过它的耦合至模数（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（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。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。

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，

并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该图像一起显示的图形覆盖，其由响应例如输入病人识别信息或移动游标的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 memory) 326 中。

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 10 用于再现在显示器 150 上显示的实时三维图像。

根据本发明的原理，用户界面 60 包括用于控制由二维阵列探针扫描的图像平面的定向的控制 62-66。当用户想要围绕其中心线转动图像时，用户可以通过转动控制旋钮 66 来这样做。图像平面的侧向和升高操纵都是用于本实施例目的的“倾斜”模式。通过按下用户界面 60 上的倾斜键 64，用户在升高倾斜模式和侧向倾斜模式之间进行转换。当 15 系统处在升高倾斜模式时，如图 2b 所示，可以通过滚动跟踪球 62 到一侧或另一侧来操纵图像平面。当按下倾斜键 64 时，系统切换至侧向倾斜模式，并且通过操纵跟踪球 62，用户可以侧向移动图像平面至左侧或右侧。

当用户操纵这些控制时，来自控制的信号耦合至波束形成器控制器 312。通过编程由框架表中的波束形成器 116 或微波束形成器 502 传送和接收的波束序列，波束形成器控制器 312 响应用户对新的图像平面定向的选择。为了在所需方向上传送和接收波束形成以扫描由用户指定的位置中的平面，波束形成器控制器通过再计算或选择聚焦参数的正确顺序来为两个图像再编程框架表。在微波束形成器 502 或波束形成器 116 中的传送波束形成器的控制下，通过转换器阵列 500 前面的体积，以所希望的方向传送和聚焦传送波束。图 2d 示出了在图像平面 120 左侧被标记为“1”的波束和在图像平面右侧被标记为“128”的波束。框架表的数据使图像平面 120 的 128 波束被重复传送、接收 25 和处理，直至用户再次改变图像平面定向或改变另一成像参数。例如，用户可以在图像的特定区域中以颜料盒扫描血流，在这种情况下为了血流的处理和显示，将从颜料盒区域传送和接收多普勒集。框架表包 30

含用于传送和接收在所希望的方向上产生所希望的图像所必需的波束的必要数据。

通过图像处理器 318 中的振幅检测来处理来自每一接收的扫描线的 B 模式回波，并且在图像处理器里对多普勒回波集进行多普勒处理，
5 以产生描绘流或组织运动的显示信号。处理的 B 模式和/或多普勒信号然后耦合至显示子系统 320 以用于显示。

所希望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，然后沿着指定颜料盒区域的扫描线合适定位多普勒信息，并且如果是希望的，
10 则使图形产生器画出颜料盒的轮廓或高亮显示颜料盒。然后在显示器 150 上显示最终图像。

图 4 示出了本发明在成像心脏 100 中的应用。不是通过肋骨 110 在肋间成像心脏，相对肋骨下面的腹部的皮肤 90 放置探针 10。探针通常通过覆盖在皮肤 90 上的声学耦合剂（一种凝胶）耦合至身体。当图像平面对身体内部进行成像而没有超声波的阻碍时，就建立了一个良好的声学窗口。通常，该过程开始于沿传统的垂直于探针的方向定向的成像平面，也就是沿图中的轴线 122。探针然后保持在相对于有利的声学窗口的位置中，并且用户界面被用于调节平面的定向。在这个实例中，以升高方向倾斜图像平面 120，从而使它横穿肋骨下面的心脏
15 20 100 的左心室 102。如果是期望的，则可以侧向倾斜和/或转动图像平面，直至它在被成像的横截面中横穿心脏。这样，通过操纵在身体内图像平面的定向同时与身体保持有利的声学窗口，临床医生能够获得在诊断上有用的器官（该实例中是心脏）的图像。

当熟练的诊断医生不在病人的位置时，本发明对电视医疗特别有效。例如，医生可以相对于被怀疑有内部伤害或出血的事故受伤者的身体保持超声探针。可无线发送或传送图像数据至在那里为熟练的诊断医生显示图像的机构。通过传送回在事故地点处的超声系统的对控制的操纵，诊断医生可以在他的位置操纵用户控制。相应地调节图像平面的定向。在医生相对于事故受伤者保持探针固定的同时，诊断医生能够远程地操纵图像平面，以检查可疑的受伤区域，并从远程位置推荐处理方案。在美国专利 5,715,823 中描述了一种超声系统，通过该系统可以远程操作用户控制以用于这种过程。

虽然当用在经胸廓的或其它想从身体外部使用的探针时，本发明获得了很好的效用，但留置探针也可以获益于本发明。例如，可以制作 TEE 探针使其具有如上所述的操纵平面定向的能力。通过在食道内上下移动探针、扭转食道内的插入管、接合探针顶端和转动阵列转换器，多平面（全平面）TEE 探针提供了重新定向图像平面的能力。然而，即使通过提供本发明的图像平面定向的自由度提供了较大的通用性，其仍然能够避免目前需要用于 TEE 探针的对机械平面调节的某些需要。

尽管图 3 示出的实施例中的用户控制位于超声系统用户界面上，
10 但是可以理解，用户控制也可以位于探针上。这将使用户能够从探针操纵图像平面定向，而无需访问超声系统扫描器或车。

显示器 150 上的超声图像也可以伴随描述了图像平面相对于探针的位置的图标。如在专利申请 10/xxx, xxx 中所示的那些图标或类似的图标可以用于此目的。

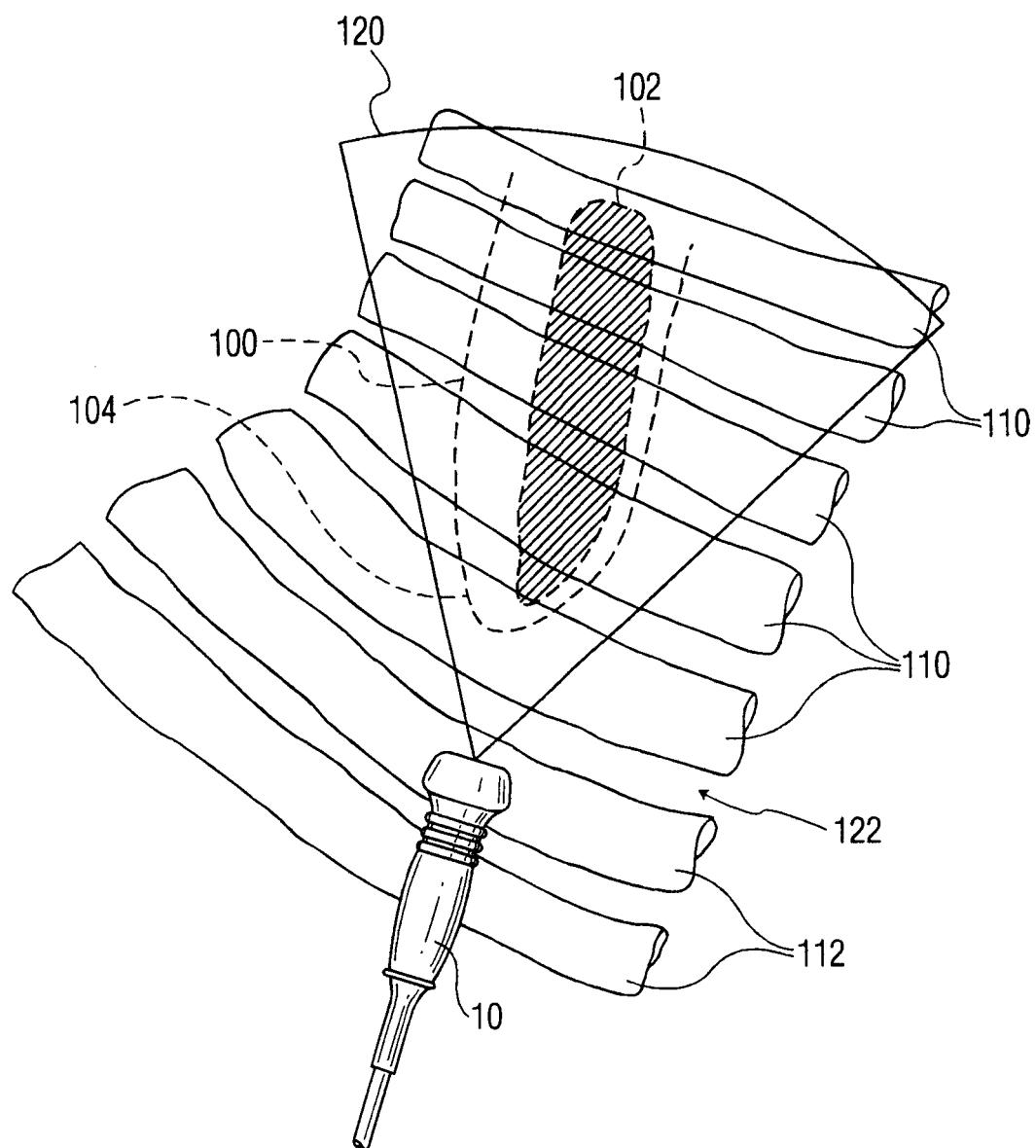


图 1

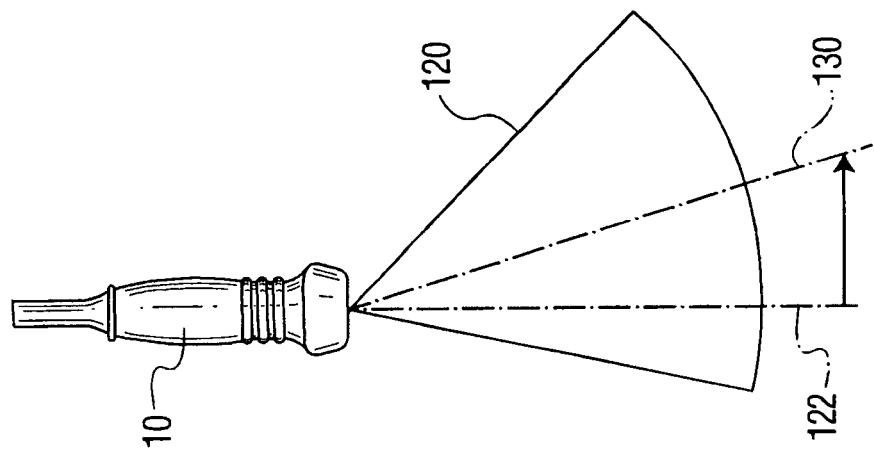


图 2c

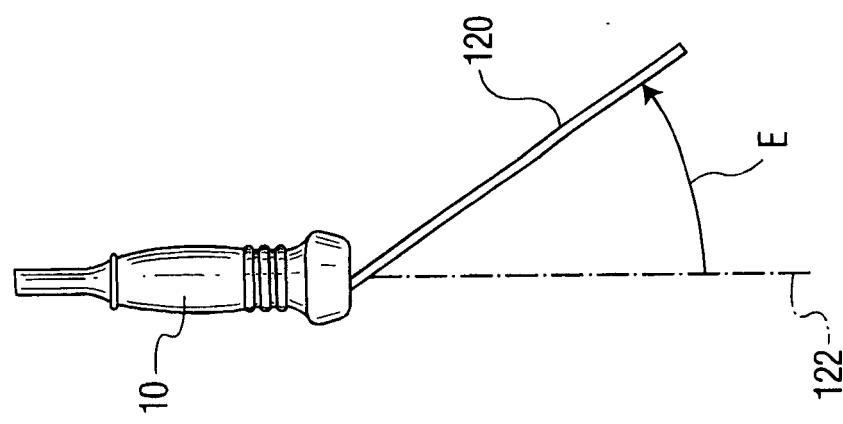


图 2b

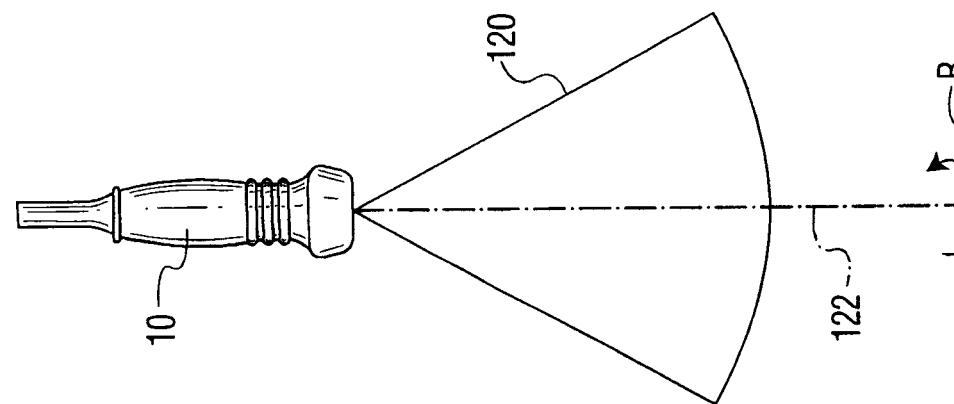


图 2a

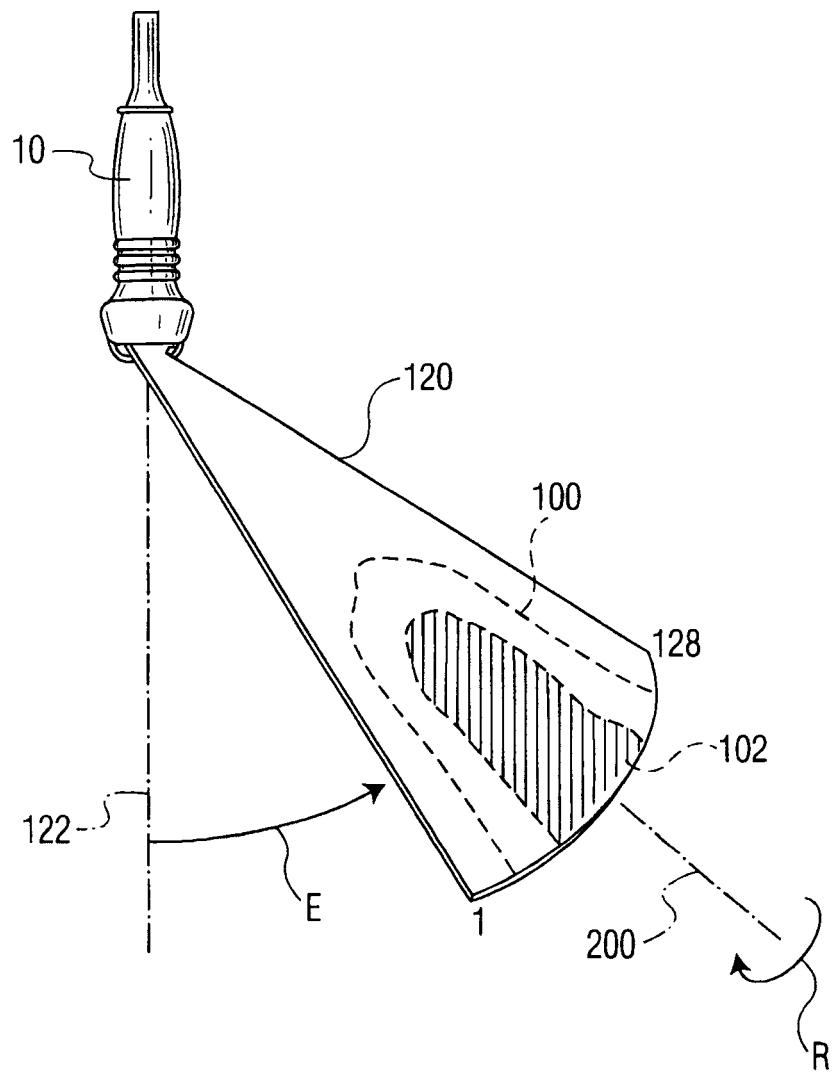
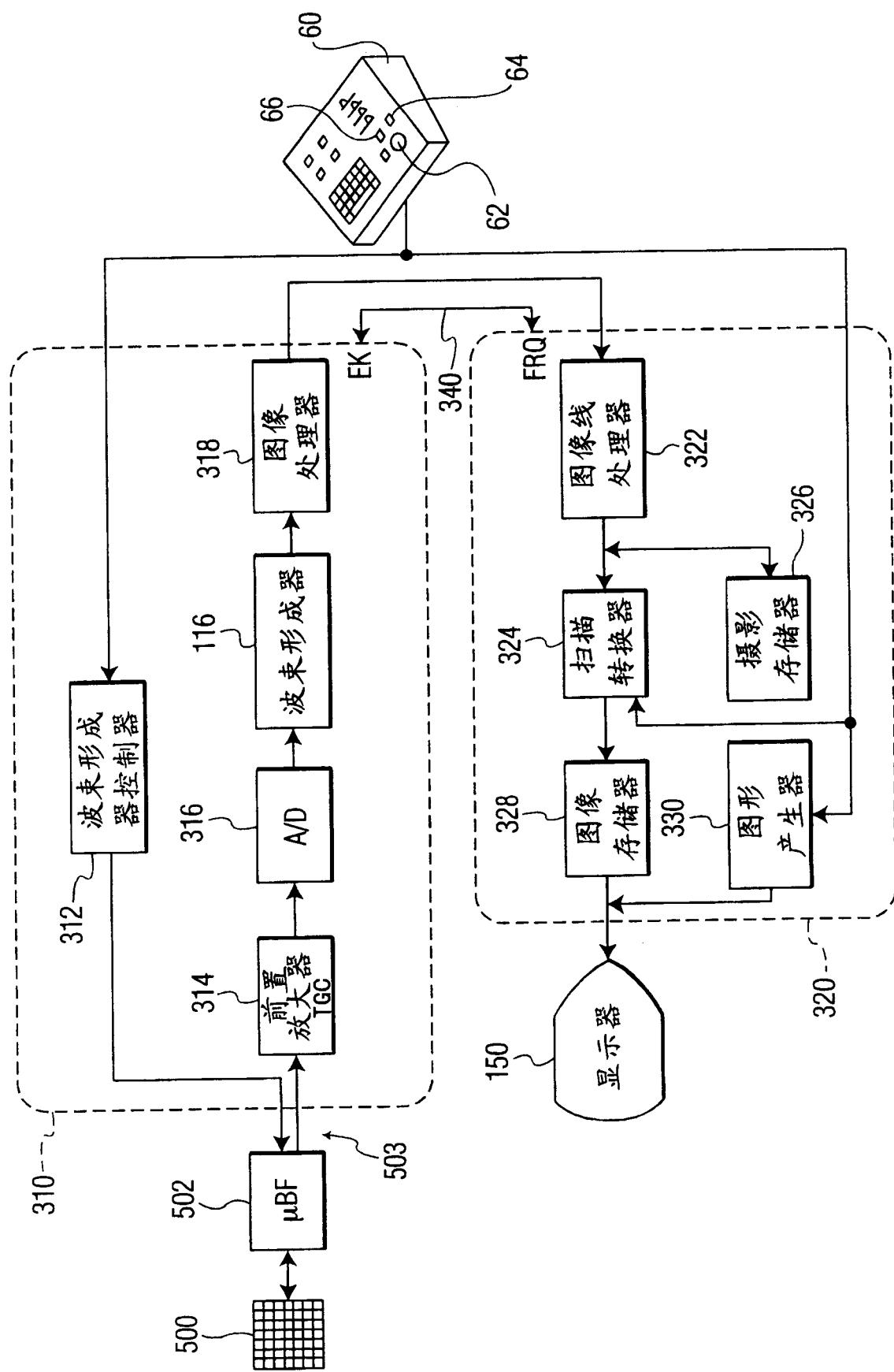


图 2d



3

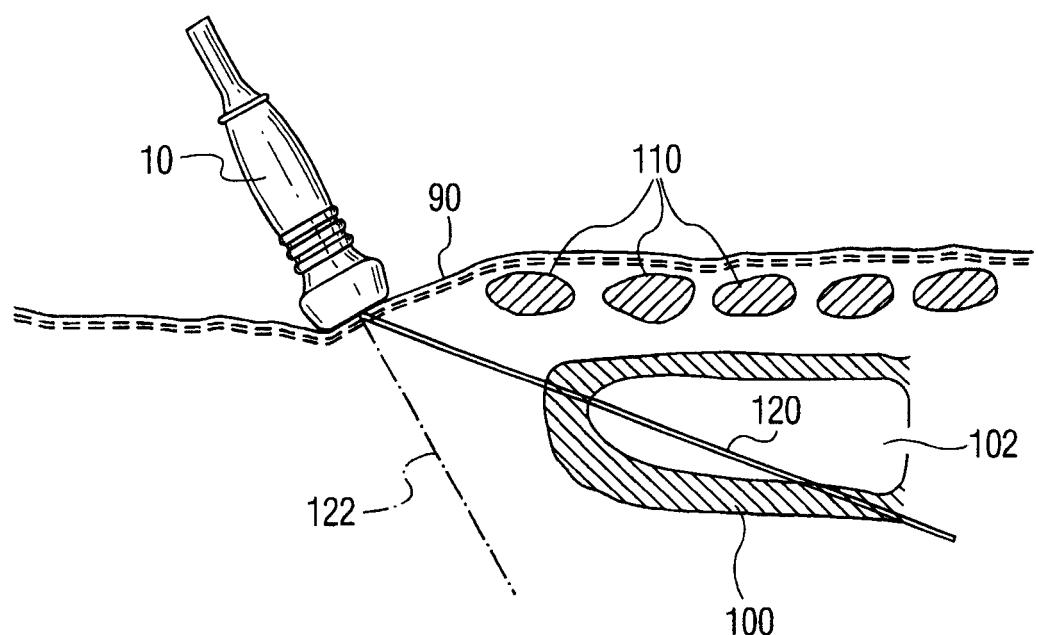


图 4

专利名称(译)	具有倾斜图像平面的超声诊断成像		
公开(公告)号	CN1678923A	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	CN03820259.X	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	MD波兰		
发明人	M·D·波兰		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S7/539 G01S15/89 A61B5/00		
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		
代理人(译)	王忠忠		
优先权	10/231704 2002-08-29 US		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种用于对从传统观察在声学上被那些例如肺或肋骨的对象所阻碍的身体区域进行成像的二维阵列转换器探针。探针相对于身体位于声学窗口处，所述声学窗口提供在转换器阵列和身体之间的可接受的超声波传输系数。在保持探针位于它的声学窗口的同时，通过调节波束操纵方向来操纵图像平面的位置。图像平面可以在升高方向上倾斜、侧向移动和/或围绕中心轴线转动以定位图像平面，从而可以有效地对被阻挡的身体结构进行成像以用于诊断。

