



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103037773 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 10

(21) 申请号 201180037230. X

G01S 7/52 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 07. 18

G01S 15/89 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/369, 182 2010. 07. 30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 01. 29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/053181 2011. 07. 18

(87) PCT申请的公布数据

W02012/014120 EN 2012. 02. 02

(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·绍夫

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006. 01)

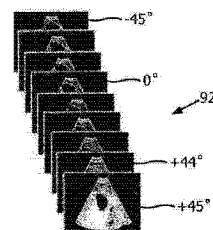
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

个体双平面图像的显示和输出

(57) 摘要

一种能够双平面成像的超声系统能够显示、存储和输出仅参考图像(90)或仅可变取向图像的独立图像帧或这两种图像的标准显示。该系统也能够扫描通过一系列图像平面取向并且自动采集图像序列(92), 该图像序列包括在该一系列平面取向中的每个取向上的图像。该系统优选用于在双平面倾斜模式、双平面旋转模式或双平面高度倾斜模式操作。



1. 一种用于采集和显示不同图像平面取向的双平面图像的超声诊断成像系统,其包括:

超声探头,其包括二维矩阵阵列换能器;

控制器,其控制所述探头以采集不同图像取向的双平面图像;

显示处理器,其对所采集的双平面图像作出响应,并适于格式化单个双平面图像以便存储和显示,或者适于格式化不同图像取向的两个双平面图像以便存储和显示为单个显示帧;以及显示器,其用于显示由所述显示处理器格式化的双平面图像。

2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述双平面图像还包括参考图像以及相对于所述参考图像的平面取向具有可选择的可变平面取向的图像;并且

还包括用于设定所述可变平面取向的图像的平面取向的用户控制装置。

3. 如权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述参考图像处于参考图像平面内;并且其中,控制器还能够操作用于快速连续地采集所述参考图像和所述可变平面取向的图像,以便产生每个图像平面的实时显示。

4. 如权利要求3所述的超声诊断成像系统,其还包括用于双平面图像的门控采集的触发信号源。

5. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其还包括图像存储器,所述图像存储器对所述显示处理器作出响应,并适于选择性地存储不同取向的双平面图像的图像对的序列或相同平面取向的单个双平面图像的序列。

6. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其还包括能够由用户操作以选择由所述显示处理器执行的双平面图像的格式的用户控制装置。

7. 如权利要求6所述的超声诊断成像系统,其还包括能够由所述用户操作以将所述双平面图像中的第二个的取向类型选择为以下中的一个的用户控制装置:

相对于第一双平面图像的取向倾斜到与所述双平面图像中的第一个的平面相交的平面内;或相对于所述第一双平面图像的取向旋转;或

相对于所述第一双平面像的取向在高度上倾斜。

8. 一种用于操作超声诊断成像系统以显示不同图像平面取向的双平面图像的方法,其包括:

进入双平面模式,在此模式下,二维矩阵阵列换能器交替采集不同图像取向的两个双平面图像;

利用所述换能器和所述超声成像系统采集所述两个双平面图像;

选择显示格式为以下中的一个:显示图像帧或显示单个双平面图像的序列,其中所述图像帧中的每一个显示两个双平面图像,而所述单个双平面图像中的每一个具有相同的图像取向;以及显示具有所选择的显示格式的双平面图像。

9. 如权利要求8所述的方法,其还包括存储具有所选择的显示格式的双平面图像。

10. 如权利要求9所述的方法,还包括发送所存储的具有所选择的显示格式的双平面图像至另一图像显示设备。

11. 如权利要求8所述的方法,其中,选择所述显示格式还包括:

选择单个双平面图像的序列的显示,每个所述单个双平面图像具有第一图像取向;

选择单个双平面图像的序列的显示,每个所述单个双平面图像具有第二图像取向;

存储单个双平面图像的两个序列；以及以时间同步的方式同时显示两个图像序列。

12. 如权利要求 11 所述的方法,其中,以时间同步的方式显示两个图像序列还包括显示与每个图像的采集时间同步的每个序列的图像。

13. 如权利要求 11 所述的方法,其中,采集还包括采集相对于 ECG 信号被门控的双平面图像,其中,以时间同步的方式显示两个图像序列还包括显示与所述 ECG 信号同步的每个序列的图像。

14. 如权利要求 11 所述的方法,其中,存储单个双平面图像的两个序列还包括存储定时信息作为每个存储的图像的元数据。

15. 如权利要求 11 所述的方法,还包括发送两个序列到不同的图像显示设备。

个体双平面图像的显示和输出

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断系统,尤其涉及显示和输出如可变取向图像或其序列的单个独立的双平面图像的 3D 超声诊断成像系统。

背景技术

[0002] 美国专利 6,709,394 (Frisa 等) 和 6,755,786 (Frisa 等) 描述了超声双平面成像。在双平面成像中,二维矩阵阵列换能器探头以快速交替连续的方式扫描两个不同的 2D 图像平面,由此产生两个平面的实况实时图像。其中一个图像平面被命名为参考图像平面。该图像平面一般垂直于矩阵阵列换能器的平面取向,并且从中心正交轴线周围的探头中直线延伸到阵列。参考图像的取向通常保持静止,并且第二图像平面相对于该参考平面是可移动的。‘394 专利描述了双平面成像,其中第二图像平面可以相对于参考平面倾斜或旋转。在一个可从麻萨诸塞州 Andover 的 Philips Healthcare 公司获得的商业实施例中,倾斜的图像平面具有标称取向,其中心轴与参考平面的中心轴对准。倾斜平面可以被移动(倾斜),以便其相对于参考平面的中心轴以不同的角度定向,但其中心轴总是位于参考平面内。旋转双平面实施方式同样使第二(旋转)图像平面的中心轴在开始时与参考图像的中心轴对准,并且第二图像的取向与参考图像的平面正交。从这一起始位置起,旋转平面可以绕其中心轴以相对于参考图像的不同于正交的角度旋转。‘786 专利描述了被称为高度倾斜双平面成像。在高度倾斜成像中,第二图像具有与参考图像对齐的起始位置。然后第二图像在高度维度从参考图像平面移开,移动到不与参考图像平面相交的不同平面中。因此这两个平面可以是完全平行的或有角度平行的,后者是这样一种状况,即第二平面与参考平面具有共同顶点位置或在图像的顶部(最浅的深度)上方与参考平面相交。双平面图像使得临床医生能够定位参考平面以查看目标解剖结构或感兴趣区域,然后移动第二平面以观察目标解剖结构的其他平面图像。如这些专利中所示,两个双平面图像被同时并排显示,从而临床医生能够不断观察参考图像且同时移动第二平面。双平面成像允许临床医生进行扫描并同时观察两个图像平面,同时不断保持他或她的图像位置在所扫描的三维体积内的导航方位。当临床医生在两个图像平面内定位感兴趣的解剖结构时,单个图像或循环(实况图像序列)可以被捕获或保存并且稍后作出明确诊断时显示或重播。

[0003] 与单个图像的显示尺寸相比,图像的双重显示的捕获将减小每个图像的尺寸。在某些情况下,可能期望只保存已经被定位以观察需要诊断的解剖结构的第二图像;参考图像对于诊断来说可能不是必需的。仅保存第二图像将使得能够以更大的显示格式显示图像以有助于详细的诊断。也可能希望保存的不只是单个可移动图像而是一系列图像取向内的所有图像。手动重新定位可移动图像至一系列新取向并且然后连续捕获新图像是繁琐和耗时的,并且如果探头在该过程中意外移动,其将呈现出一系列不完整的图像。可能进一步希望能够自动步进或扫描一系列图像取向并且在该范围或扫描中捕获所有图像。进一步希望仅保存扫描的第二图像序列,其在参考图像对诊断不再有用时独立于参考图像。

发明内容

[0004] 根据本发明的原理,一种诊断超声成像系统执行双平面成像,其具有从一系列可移动双平面图像取向扫描和保存图像的能力。通过触摸按钮,双平面图像的第二(可移动)平面被旋转、倾斜或提高通过完整的取向范围或选定的子范围,并且该序列被保存用于稍后观察。根据本发明的进一步方面,可移动图像平面或此类平面的序列(静态或实况图像)可以被捕获并且与参考平面图像分开保存。个体图像或单一图像的循环可以被输出用于稍后的查看和诊断。

附图说明

[0005] 在附图中:

[0006] 图 1 以框图形式示出根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

[0007] 图 2 示出现有技术的双平面显示。

[0008] 图 3 以框图形式示出图 1 的超声系统的双平面图像格式选择子系统。

[0009] 图 4 是示出根据本发明的原理设置和采集双平面扫描图像的流程图。

[0010] 图 5a 和图 5b 示出根据本发明的原理单独保存的第二个(可移动)双平面图像。

具体实施方式

[0011] 首先参考图 1,根据本发明的原理构造的超声系统 10 以框图的形式示出。该超声系统由两个子系统配置,即前端采集子系统 10A 和显示子系统 10B。超声探头耦合到采集子系统,该超声探头包括二维矩阵阵列换能器 70 和微波束形成器 72。该微波束形成器包含电路,该电路控制施加到阵列换能器 70 的多组元件(“小块”)的信号并对各组元件接收的回波信号做一些处理。探头中的微波束形成有利地减少探头与超声系统之间的电缆中的导体的数量,其在美国专利 US5,997,479 (Savord 等)和美国专利 US6,436,048 (Pesque)中描述,并且对发送和接收高帧频实时(实况)成像提供波束的电子转向。

[0012] 探头耦合到超声系统的采集子系统 10A。该采集子系统包括波束形成控制器 74,其响应于用户控制装置 36 并提供控制信号给微波束形成器 72,向探头指示发射波束的定时、频率、方向和聚焦。波束形成控制器还通过它对模数(A/D)转换器 18 和波束形成器 20 的控制来控制由采集子系统接收到的回波信号的波束形成。由探头接收的部分波束形成的回波信号被采集子系统的前置放大器和 TGC(时间增益控制)电路 16 放大,然后由 A/D 转换器 18 数字化。然后由主系统波束形成器 20 将数字化的回波信号形成为完全转向和聚焦的波束。然后由图像处理器 22 对回波信号进行处理,该图像处理器执行数字滤波、B 模式和 M 模式检测以及多普勒处理,并且还可以执行其他信号处理,如谐波分离、散斑减少和其它期望的图像信号处理。

[0013] 由采集子系统 10A 产生的回波信号耦合到显示子系统 10B,其处理回波信号以便以期望的图像格式显示。这些回波信号由图像线处理器 24 进行处理,其能够对回波信号进行采样、将波束片段拼接成完整的线信号以及对线信号求平均以便改善信噪比或流持续性。用于 2D 图像的图像线被扫描转换器 26 扫描转换成期望的图像格式,该扫描转换器执行本领域已知的 R- θ 转换。因此,扫描转换器可以格式化直线或扇形图像格式。然后图像被存储在图像存储器 28 中,由此其可以被显示在显示器 38 上,如在图 3 中更详细地描述。

存储器中的图像也覆盖有将与该图像一起显示的图形,这些图形由响应于用户控制装置 36 的图形生成器 34 生成,从而所产生的图形与显示器的图像相关联。个体图像或图像序列可以在捕获图像循环或序列的过程中被存储在电影存储器 30 中。

[0014] 对于实时体积成像,显示子系统 10B 还包括 3D 图像绘制处理器 32,其接收来自图像线处理器 24 的图像线以便绘制实时三维图像。3D 图像可以被显示在显示器 38 上作为实况(实时)的 3D 图像,或耦合到图像存储器 28 以便存储 3D 数据集用于稍后查看和诊断。

[0015] ECG 子系统被提供以便当期望在心脏周期的特定相位采集图像时使用。ECG 导联 50 为识别每个心跳的 R 波的 QRS 处理器 52 提供 ECG 信号。R 波的定时被用于采集特定心脏周期的图像。在一系列心跳的舒张末期阶段的图像可以通过以下方式采集,即耦合 R 波定时作为来自触发信号发生器 54 的、针对波束形成控制器 74 的触发信号并且作为用于选择心脏相位门控图像被采集时所处的期望心脏相位的控制面板 36 的控制。

[0016] 当矩阵阵列探头以双平面模式操作时(通过控制面板 36 的控制来选择),波束形成控制器 74 被控制以交替的方式快速实时连续地采集两个不同图像平面的图像。控制面板 36 的控制被用于选择期望的双平面模式,例如旋转、倾斜或高度倾斜模式。如图 2 所示,两个平面的实况图像被并排显示。超声医师将保持矩阵阵列探头稳定,以使目标目标解剖结构不断地显示在参考图像中,然后操纵控制面板的控制以倾斜、旋转或提高第二图像。如图 2 示例所示,参考图像 L 在显示屏的左侧上显示,而可调整的第二图像 R 在屏幕的右侧上显示。在图 2 中每个图像的顶点的右侧是探头取向标记 402、404,其显示为紧邻每个图像的点。所显示的标记与表示图像的左侧或右侧的探针上的标志物相关联,这依赖于超声医师如何保持探头。此标记根据超声医师对着患者身体如何保持探头来定向所显示的图像。在屏幕中心的图像 L 和 R 上方是图像取向图标 400,其表示两个双平面图像平面的相对取向。图标 400 表示从探头的换能器阵列所看到的图像平面的视图,并具有以图形方式表示 R 图像可以随其旋转而在其中移动的空间的圆圈 410。点 406 对应于左侧参考图像 L 的点 402 并且在该示例中指示参考图像的平面在水平取向上跨越圆圈 410,其中标记在图像的右侧。图标的线 412 指示右侧(可移动)图像 R 与图像右侧的右标记 408(对应于点 404)处于同一取向。当可移动图像平面旋转时,线 412 与平面的变化取向一致地围绕圆圈旋转。进一步的细节,针对倾斜和旋转模式的这种标准双平面显示的更多细节可以在‘394 专利中找到。针对高度倾斜模式的双平面显示的细节可以在‘786 专利中找到。

[0017] 根据本发明的原理,双平面图像可以被显示、存储和 / 或以标准格式输出,其中两个图像在同一显示帧中,或被输出为独立的图像。图 3 示出用于图 1 的超声系统的显示处理器的示例,其提供了这种能力。来自扫描转换器 26 的图像显示线被开关 80 交替地转向到第一图像缓冲器 82 或第二图像缓冲器 84。由来自波束形成器控制器 74 的信号根据目前正被系统采集的双平面图像控制开关 80 的设置。参考双平面像被装配在第一图像缓冲器 82 中,而第二(可变取向)图像被装配在第二图像缓冲器 84 中。可以从这两个图像缓冲器产生不同的存储和显示格式。图像缓冲器 82 和 84 被耦合到图像格式选择器 88 的输入。图像缓冲器 82 和 84 也被耦合到双平面图像缓冲器 86 的输入,其中两个双平面图像被格式化以便作为单个图像帧存储和 / 或显示。双平面图像缓冲器 86 的输出被耦合作为图像格式选择器 88 的第三输入端。然后,图像格式选择器 88 能够根据来自控制面板 36 的用户控制信号的命令产生参考图像的图像帧、第二(可变取向)图像的图像帧或同时两个图像的标

准双平面显示作为输出。图形生成器 34 被耦合到选择器 88, 以便为所选图像类型提供相应的图形叠加。选定格式的图像帧可以被显示在图像显示器 38 上, 保存在图像存储器 28 中, 和 / 或通过系统的图像数据端口 (未示出) 与外部连通。这意味着, 可以独立于参考图像将仅可变取向的图像序列存储和输出到其他存储设备或显示装置中。也可以存储和 / 或输出参考图像序列和在同一时间采集的独立的可变取向图像序列。通过使用存储在图像数据的元数据中的图像的采集时间, 或通过参考支配两组图像的采集的定时 (ECG) 信号, 可以同时重放两个图像序列以便同步显示。应该理解的是, 所采集的图像可以是静态图像或体内的流动或运动的实况图像。

[0018] 根据本发明的再一个方面, 图 4 示出了操作图 1 的超声系统以自动扫描和采集双平面图像对的可变取向图像序列的方法。例如, 参考图像可以是扇区角度在 $+45^{\circ}$ 至 -45° 范围内的扇区图像; 0° 角的扇区参考图像是与阵列换能器正交地延伸的扇区图像的中心轴。然后可变倾斜图像可以位于 $+45^{\circ}$ 至 -45° 的倾斜角范围内的任何位置。在现有技术的双平面成像系统, 第二图像的倾斜取向是可以手动调整的。图 4 的操作序列示出可以如何命令超声系统自动扫描第二图像取向的完整范围或部分范围。例如, 根据上面的示例, 可以命令该系统在 $+45^{\circ}$ 至 -45° 的倾斜角的完整范围内扫描并采集图像。或者, 可以在该完整范围的一部分内采集图像。该方法开始于步骤 60, 即选择期望的双平面模式。双平面模式的示例在以上给出, 包括倾斜、旋转和高度倾斜模式。一旦已经选择了模式, 探头在步骤 62 中被操纵直到在期望的双平面模式的参考图像中看到感兴趣的解剖区域。例如, 对于心脏成像, 感兴趣区域可能是心脏的左心室。在步骤 64 中, 根据需要选择将被扫描的取向的范围。通常情况下, 取向的完整范围将是默认的扫描范围, 例如在该示例中的 $+45^{\circ}$ 至 -45° 。在步骤 66 中, 根据需要选择扫描的触发。例如, 可能期望在心脏接近并继续通过心跳的舒张末期阶段时开始扫描。一旦用于采集的期望参数都被设置, 则控制面板 36 上的按钮被按下以启动扫描, 或者在期望的定时激活触发器来开始扫描。波束成形器控制器迅速采集第二 (取向可变的) 图像的序列, 每个图像依次在不同的取向。在采集末期, 图像序列被存储用于稍后查看或输出到另一系统如诊断工作站。

[0019] 除了图 4 中所示的设置, 额外的设置可以是连续图像之间的角间距。读者会明白, 紧密间隔图像的扫描序列将采集很多的图像, 但是它将比更粗间距的序列需要更长的时间来采集更大数量的图像。

[0020] 图 5a 和图 5b 示出根据本发明的两种类型双平面图像, 其可以被显示、存储和 / 或发送到另一设备。图 5a 示出单一的静态图像 90 例如参考图像, 其可能被装配在第一图像缓冲器 82 中, 然后被显示在显示器 38 上并且被存储为单一的图像。图像 90 可以是单一的双平面参考图像或单一的双平面可变取向图像。不同于静态图像, 图像 90 也可以是实况图像的循环或序列, 其中观察到单个图像中的解剖结构实时移动。图 5b 示出了图像序列 92, 例如其可以通过自动扫描如上所述的图像平面取向角范围来采集。在该示例中可以看出序列包括开始于 $+45^{\circ}$ 的倾斜取向, 然后以 1 度的增量移动, 使得序列中的第二图像具有 $+44^{\circ}$ 的倾斜取向, 以此类推。在该示例中, 在序列的中间是具有标称 0° 倾斜的图像, 而在扫描 $+45^{\circ}$ 至 -45° 范围的序列末端是以 -45° 取向倾斜的图像。经扫描的序列 92 可以被保存和调用用于稍后查看和诊断, 此时临床医生可以浏览该序列以找到最适合作出诊断的取向。将进一步理解的是, 每个倾斜图像可以是单一的静态图像、实况图像循环和 / 或在移

动解剖结构的预定相位采集的门控图像。

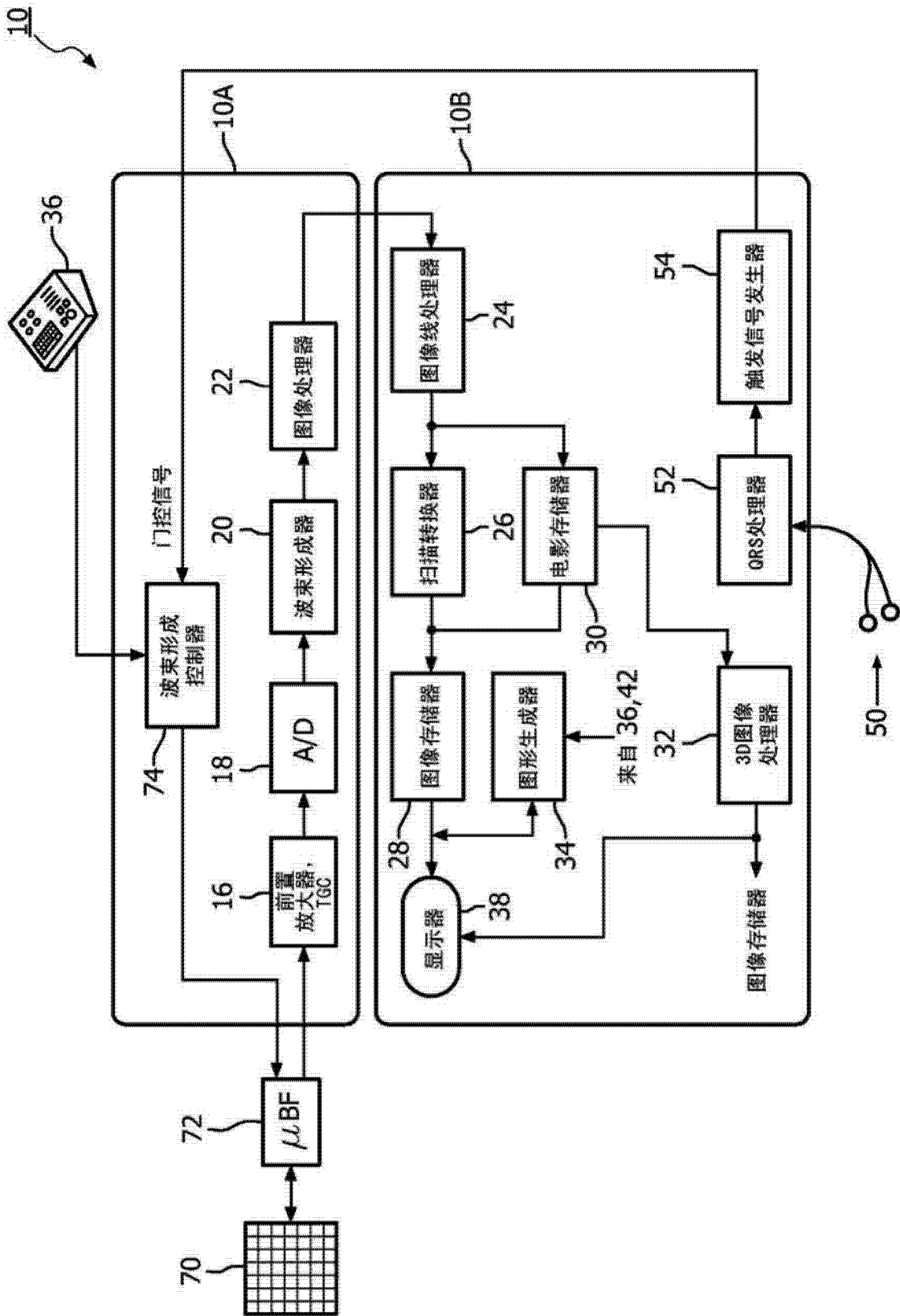


图 1

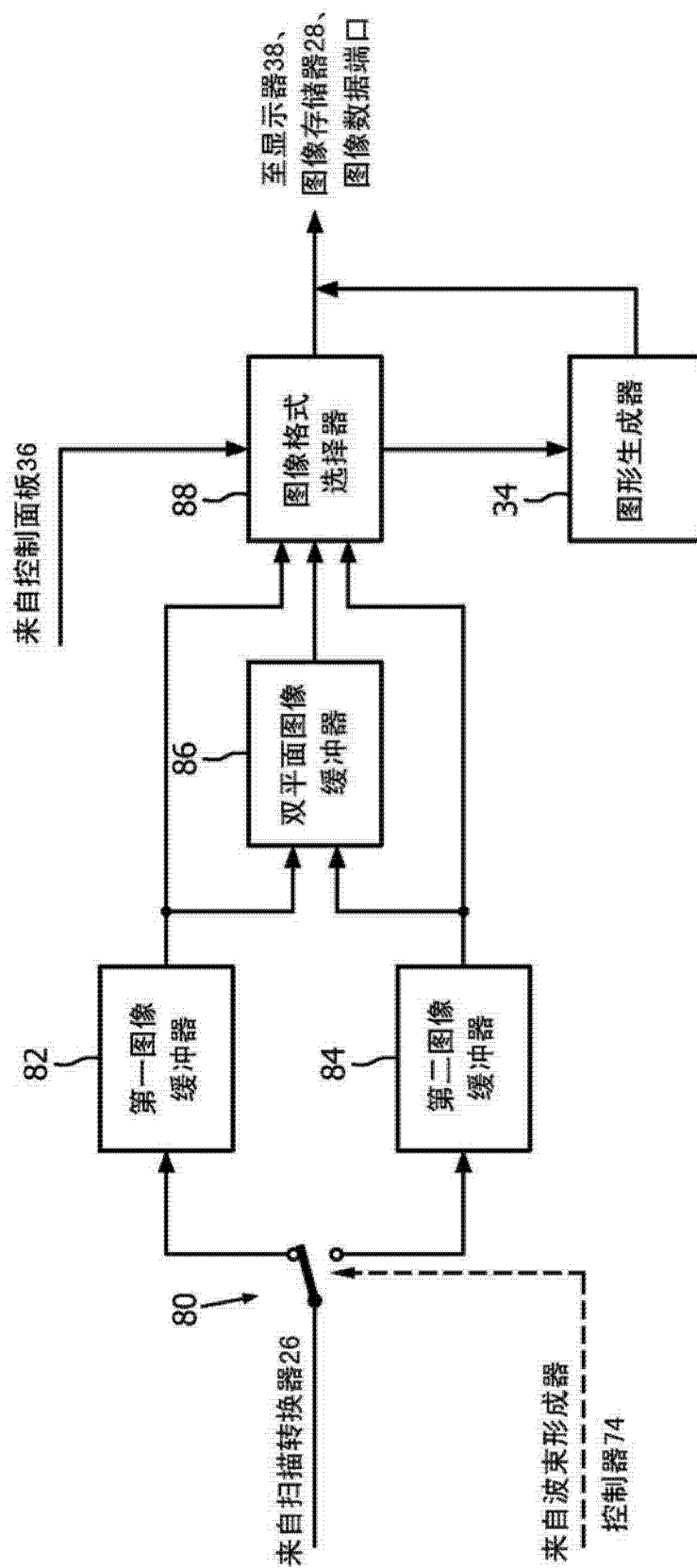


图 3

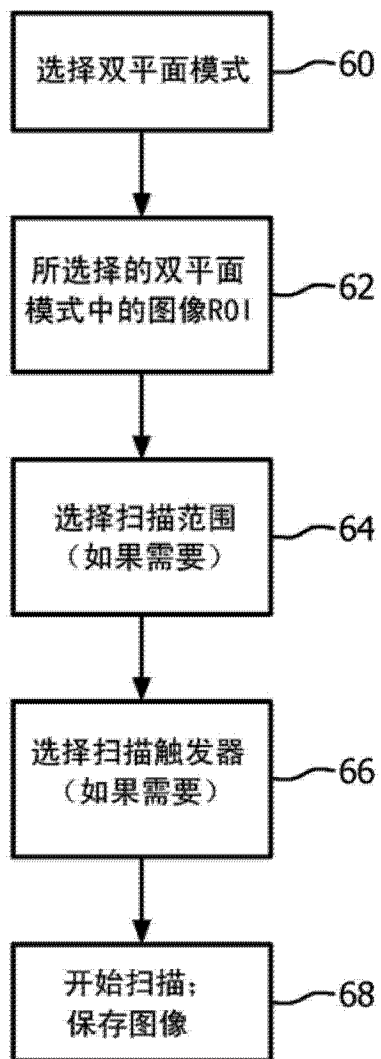


图 4

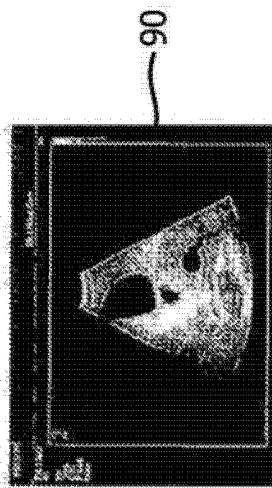


图 5a

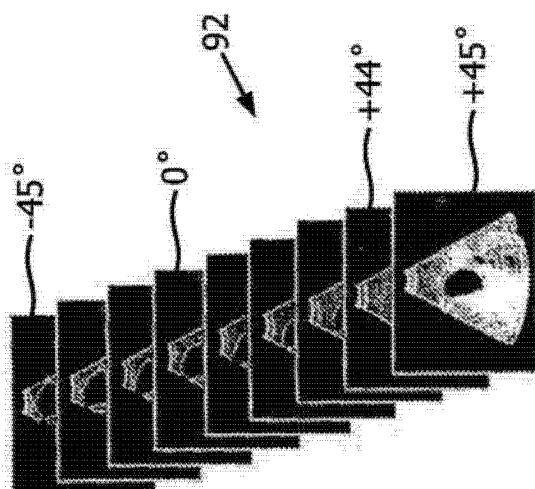


图 5b

专利名称(译)	个体双平面图像的显示和输出		
公开(公告)号	CN103037773A	公开(公告)日	2013-04-10
申请号	CN201180037230.X	申请日	2011-07-18
[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	M绍夫		
发明人	M·绍夫		
IPC分类号	A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G06T19/00 A61B8/0883 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52087 G01S15/00 G01S15/8993		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/369182 2010-07-30 US		
其他公开文献	CN103037773B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种能够双平面成像的超声系统能够显示、存储和输出仅参考图像 (90) 或仅可变取向图像的独立图像帧或这两种图像的标准显示。该系统也能够扫描通过一系列图像平面取向并且自动采集图像序列 (92) , 该图像序列包括在该一系列平面取向中的每个取向上的图像。该系统优选用于在双平面倾斜模式、双平面旋转模式或双平面高度倾斜模式操作。

