

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580011252.3

[43] 公开日 2007 年 4 月 4 日

[11] 公开号 CN 1942142A

[22] 申请日 2005.4.4

[21] 申请号 200580011252.3

[30] 优先权

[32] 2004.4.16 [33] US [31] 60/562,846

[86] 国际申请 PCT/IB2005/051111 2005.4.4

[87] 国际公布 WO2005/099579 英 2005.10.27

[85] 进入国家阶段日期 2006.10.13

[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 P·拉夫特

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李亚非 陈景峻

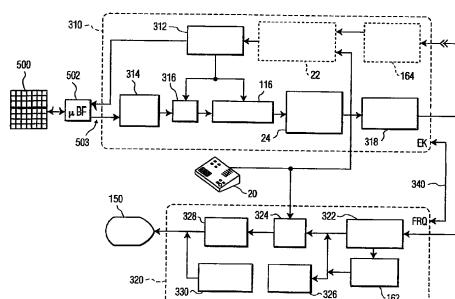
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 4 页

[54] 发明名称

自动心肌造影超声心动图

[57] 摘要

通过使用二维阵列换能器探头来执行心肌造影剂回波检查。探头保持靠着身体的选择声窗，以及对通过心脏的第一和第二图像平面进行成像并存储平面取向。也可以为两个平面取向存储优化图像的设置。灌注造影剂，并且通过声窗扫描静止的心脏。当启动用户控制器时，超声系统自动通过声窗采集选择的图像平面的图像。对心脏施加应激以增加心率，并且重复自动采集序列以在心脏处于应激状态下采集图像。可以比较静止和应激图像以分析心脏的心肌的再灌注。



1. 一种超声诊断成像系统，其快速地连续采集不同定向的患者图像平面的图像，该系统包括：

包括二维阵列换能器的探头；

波束形成器，其被连接到所述阵列换能器，用于相对于所述阵列换能器在各种不同方向和倾度上扫描波束；

波束形成控制器，其可被编程以扫描在图像平面序列中不同定向的图像平面上的波束，直到完成图像平面的采集；

连接到所述波束形成器的图像处理器；

连接到所述图像处理器的显示器；

平面取向控制器，其被连接到所述波束形成控制器，用于调整图像平面的取向；以及

采集控制器，其被连接到所述波束形成器，用于启动图像平面的序列的采集。

2. 权利要求1所述的超声诊断成像系统，进一步包括连接到所述波束形成控制器的患者心脏波形的源。

3. 权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中所述图像处理器进一步包括造影剂图像处理器。

4. 权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中所述平面取向控制器进一步包括手动操作的用户控制器；并且进一步包括：

存储设备，用于存储由所述用户控制器所选择的平面取向的扫描参数。

5. 权利要求4所述的超声诊断成像系统，进一步包括可以由用户调整的多个成像参数；以及

用于存储所调整的成像参数的存储设备。

6. 权利要求5所述的超声诊断成像系统，其中当启动所述采集控制时，所述波束形成控制器响应于所存储的扫描参数和成像参数。

7. 一种用于快速地连续执行多个不同定向的图像平面的超声图像采集的方法，包括：

通过身体的声窗来瞄准二维阵列探头的第一图像平面；

通过所述声窗重瞄准所述图像平面，以对取向不同于第一图像平面的第二图像平面进行成像；

存储限定第二图像平面的取向的信息；以及

启动图像的序列的采集，其采集第一图像平面的图像，之后通过使用所存储的信息来采集第二图像平面的图像。

8. 权利要求 7 所述的方法，其中重瞄准进一步包括通过与第一图像平面的声窗相同的声窗来重瞄准所述图像平面。

9. 权利要求 8 所述的方法，进一步包括存储限定第一图像平面的取向的信息，

其中启动进一步包括使用所存储的第一图像平面的信息。

10. 权利要求 7 所述的方法，进一步包括用超声造影剂来灌注身体。

11. 权利要求 10 所述的方法，进一步包括在灌注之后对身体施加应激，以及在施加之后重复该启动步骤。

12. 权利要求 10 所述的方法，其中身体包括心脏，以及其中心脏的心肌利用造影剂来灌注。

13. 权利要求 12 所述的方法，其中在瞄准和重瞄准步骤中，第一图像平面包括心脏的 AP4、AP2 或 AP3 图中的一个，以及第二图像平面包括心脏的 AP4、AP2 或 AP3 图中不同的一个。

14. 权利要求 7 所述的方法，进一步包括在瞄准和重瞄准步骤的至少一个之后调整图像参数；以及

存储对每个步骤所调整的图像参数，

其中启动包括在图像采集期间使用所存储的被调整的图像参数。

15. 一种用于采集心脏的诊断超声图像的方法，包括：

保持二维阵列探头与身体的声窗接触，以对心脏的第一平面进行成像；

通过波束转向的选择性变化来对心脏的第二平面进行成像，同时保持探头与声窗接触；

存储描述第一和第二平面的取向的信息；

将造影剂引入到心脏的心肌中；

采集心脏的心搏周期波形；以及

通过使用所存储的信息并与心搏周期波形同步地采集心脏的第一和第二平面的图像。

16. 权利要求 15 所述的方法，其中采集进一步包括在单个波形期

间采集第一和第二平面的图像。

17. 权利要求 16 所述的方法，其中采集进一步包括在图像的第一采集之后间隔预定数量心搏周期采集第一和第二平面的另一组图像。

18. 权利要求 15 所述的方法，其中采集进一步包括在连续心搏周期中从不同平面采集图像。

19. 权利要求 15 所述的方法，进一步包括：

在心脏的第一和第二平面的图像的第一采集之后，增加心率；以及

在增加心率之后，通过使用所存储的信息并与心搏周期波形同步地第二次采集心脏的第一和第二平面的图像。

20. 权利要求 16 所述的方法，其中采集心脏的第一和第二平面的图像进一步包括交替地采集少于第一和第二平面的所有扫描线，直到第一和第二平面的完整图像已被采集。

自动心肌造影超声心动图

本发明涉及医疗诊断超声系统，尤其涉及使用超声成像来评价心肌的状态。

负荷超声心动图（负荷回波）检查已被广泛使用了多年来评价心脏的功能。在负荷回波检查中，首先在患者静止（rest）时对其进行检查。从多个透视用超声（超声心动图）对心脏进行成像，所述透视实时地采集心脏的不同横截面图。一种常用成像透视是心尖四腔（AP4）图，其中从顶点观察心脏的横截面，该横截面示出两个心房和两个心室。另一种常用的成像透视是心尖三腔（AP3）图，其中从顶点的横截面图像示出左心房和左心室、主动脉、以及二尖瓣和主动脉瓣。第三种常用的成像透视是心尖二腔图（AP2），其中在从顶点的横截面图像中观看左心室和左心房以及二尖瓣。当患者静止时，采集并存储从这些观察透视的一个和通常几个中的跳动心脏的实时图像。然后通过体育活动或通过应用诸如多巴酚丁胺之类的应激（stress）药剂来应激心脏。当心脏处于应激状态时从相同的观察透视采集实时图像序列。应激和非应激图像然后被并排重放，以使内科医生可以评价在这两种状况下心脏的性能并作出恰当的诊断。

用于诊断心肌状况的有点类似的规程（protocol）被称为心肌造影超声图（MCE）检查，它目前正处于临床研究阶段。MCE 检查基于由图 1 和 2 所举例说明的心肌再灌注分析的原理，所述图 1 和 2 由美国专利 5,833,613（Averkiou 等人）绘制。图 1 说明心搏周期波形 230，其指示血流的搏动作用。在心搏周期期间，新鲜血液被泵送到冠状动脉中，并且灌注心肌的毛细管结构。通过在心搏周期的恒定点但是在微泡破坏的连续不同相之后重复测量造影剂再灌注的程度，利用了该再灌注作用。在图 1 中，再灌注测量的 X 点全部出现在心搏周期的相同相。X 点之前是微泡被破坏的不同时间，如由箭头 232、234 和 236 所示，其相继地进动到心搏周期的较早时间。这意味着图 12 的每个 Xn 点将是图 13 的灌注曲线 224 上较晚的 Xn 点。由于在箭头 232、234 和 236 的时间的超声发射的目的是破坏微泡，因此没有必要接收和分析在这些时间的回波。回波接收和分析在 Xs 的时间进行，并且由于由箭头

所指示的破坏时间相的进动，图 12 中所示的 X_s 可以被绘制为图 13 中的连续 X_s。

再灌注曲线可以从如图 2 中指示的这些测量产生。在时间 t_d（对应于图 1 中的时间 232、234 和 236）发射超声脉冲以破坏心肌毛细血管中的微泡，如曲线的水平线 30 所示。短时间之后再次发射脉冲，通过破坏再灌注微泡并记录破坏事件，或者通过计数或累计显示再灌注微泡的区域中的像素，该时间被接收和被成像的回波衡量微泡再灌注的程度。再灌注到所述区域的微泡的数量的测量被绘制为曲线 224 的点 X。脉冲可以被重复地发射并且接收回波，以绘制如图 2 中所示的曲线上的 X 点的序列。健康患者可以经历整个再灌注，在整个再灌注中曲线 224 的水平线在仅仅几个心搏周期内达到稳态灌注水平线 220，而在心肌被完全用新鲜血液和造影剂再灌注之前，具有梗阻性冠状动脉的患者可能需要许多心搏周期（图 1 中箭头之一与 X_s 之一之间的时间）。

该原理用于 MCE 检查以评价再灌注的速度，因此评价血液流到心肌的梗阻程度。为了作出该评价，期望能够从如上所述的多个不同成像透视来观察心肌。对于常规成像系统，这会是冗长而耗时的过程，因为必须为每个视图定位新声窗，并且必须为了来自每个窗的最佳图像而调整成像参数。必须记住，患者在该时间期间正经历造影剂灌注，因为检查被延长，因此使用更大量的造影剂。因此，期望的是能够加速 MCE 检查以节省患者延长的灌注时间，并且节约内科医生的时间和造影剂的使用。

根据本发明的原理，通过使用二维阵列探头来促进一种需要多个成像透视的超声造影成像过程，例如 MCE 检查，可以通过手动调整波束转向（steering）来从所述二维阵列探头调整一个或多个观察透视。在通过身体的有利声窗获得第一成像透视之后，通过由电子波束转向调整另一图像平面的位置来将相同的声窗用于随后的成像透视。在所述过程的开始以这种方式设置不同的观察透视和优化的成像参数。在检查期间，成像系统可以自动地单步完成预设视图和成像参数的序列，而完全不需要在患者的身体上重定位探头。因此可以快速并可靠地获得期望的成像透视预应激和后应激。

在附图中：

图 1 说明在心搏周期波形的不同时期之后灌注测量的采集。

图 2 说明从根据图 1 获得的测量产生灌注曲线。

图 3 以框图的形式说明根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

图 4 是根据本发明的原理在 MCE 检查中步骤的流程图。

图 5 说明根据本发明的原理交错采集不同观察透视的不同序列。

可以以下列方式用常规超声系统来执行 MCE 检查。在开始将造影剂灌注到患者体内之前，超声检查操作者将开始扫描患者的心脏，从而为检查所需的期望观察透视来定位患者身体上的最佳声窗。例如，如果 AP4、AP2 和 AP3 图都需要，那么超声检查操作者将把超声探头移动到通过患者肋骨并且在其下面的不同声窗，从而为每个视图寻找最佳声窗。一旦超声检查操作者发现了声窗，那么造影剂被施予患者。

当患者在静止时，超声检查操作者将把探头放置在 AP4 声窗，并且开始以低机械指数 (MI 或声功率) 采集 AP4 图像。超声检查操作者调整机器设置以获得最佳图像。相关设置可以包括诸如 TGC、增益、动态范围、横向增益、使用的灰度或色彩图等等之类的设置。超声检查操作者将设置用于图像采集的触发间期的序列。患者的 ECG 受到监视，并且 ECG 波形由超声系统用于与心搏周期的适当相同步并在心搏周期的适当相来触发图像的采集。触发间期是用于在心肌中破坏微泡的高 MI 发射与在心肌被用新造影剂再灌注时图像的随后采集之间的心搏周期的数量。典型的序列可以是 [1, 1, 1, 2, 2, 2, 4, 4, 4, 8, 8, 8]。在该序列中，首先仅仅用在微泡破坏与图像采集之间的一个心搏周期来采集三个图像。在这之后是：用在破坏与采集之间的两个心搏周期采集的三个图像；用在破坏与采集之间的四个心搏周期采集的三个图像；以及用在破坏与采集之间的八个心搏周期采集的三个图像。然后使用由超声检查操作者设置的图像设置和高 MI/低 MI 触发间期序列来采集 AP4 造影图像。保存 AP4 图像以供以后使用。

在一些超声系统中有可能保存图像设置和触发间期序列。倘若如此，那么存储图像设置和触发间期序列以用于 AP4 图。超声检查操作者然后将探头移动到 AP2 声窗，并且以低 MI 来观察 AP2 图像。超声检查操作者调整用于最佳 AP2 图像的机器设置，并且设置用于 AP2 采集的触发间期序列，或者如果适用的话调用先前存储的触发间期序

列。然后使用由超声检查操作者设置的图像设置和高 MI/低 MI 触发间期序列来采集 AP2 造影图像。保存 AP2 图像以供以后使用。保存用于 AP2 图像的图像设置和触发间期序列，如果在机器上存在该能力的话。

然后将探头移动到 AP3 声窗，并且为最佳图像调整图像设置。调用前一触发间期序列，或者由超声检查操作者设置用于 AP3 图像的新序列。然后使用由超声检查操作者设置的图像设置和高 MI/低 MI 触发间期序列来采集 AP3 造影图像。保存 AP3 图像以供以后使用。保存用于 AP3 图像的图像设置和触发间期序列，如果在机器上存在该能力的话。

现在完成静止图像的采集，并且患者开始体育活动或者对患者施予诸如多巴酚丁胺之类的应激剂（或者诸如腺苷或潘生丁之类的血管扩张剂）。当患者达到期望的高心率或其它期望的生理指标时，采集 AP4、AP2 和 AP3 图像的前一序列，这次心脏受到应激。如果可能的话，使用存储的图像设置和触发间期序列。在应激图像采集结束时存储采集的图像。照料患者直到恢复正常心律。然后通过使用不同视图和合适的触发间期图像比较来并排地比较静止和应激图像，可以进行使用保存的图像的诊断。如果发现异常，那么可以进行更彻底的诊断。

上述的图像采集可以花费二十分钟或更多。这是因为需要将探头重定位到新声窗并找到用于每个新观察透視的期望图像平面，以及在这些参数不能被保存和重用时需要重复地调整图像设置和触发间期序列。如果有可能的话减少该检查时间将是期望的。

现在参考图 3，以框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。超声探头包括二维阵列换能器 500 和微型波束形成器 502。微型波束形成器包含电路，该电路控制应用于阵列换能器 500 的元件组（“补片（patch）”）的信号，并且对由每组的元件接收的回波信号进行一些处理。探头中的微型波束形成有利地减少了在探头和超声系统主机架之间的电缆 503 中的导线数量，并且在美国专利 5,997,479 (Savord 等人) 和美国专利 6,436,048 (Pesque) 中进行了描述。

探头被连接到超声系统的扫描器 310。扫描器包括波束形成控制器 312，该波束形成控制器响应于如下所述的用户控制，并且为微型波束

形成器 502 提供控制信号，从而关于发射波束的定时、频率、方向和聚焦来指导探头。波束形成控制器也通过其连接到模数 (A/D) 转换器 316 和扫描波束形成器 116 来控制所接收的回波信号的波束形成。由探头接收的回波信号被扫描器中的前置放大器和 TGC (时间增益控制) 电路 314 放大，然后由 A/D 转换器 316 数字化。数字化回波信号然后由波束形成器 116 形成波束。回波信号然后由非线性信号分离器 24 处理，该非线性信号分离器分离出微泡回波信号的非线性 (例如谐波) 分量。合适的非线性信号分离器和分段处理器在题为 “ULTRASONIC IMAGING OF PERfusion AND BLOOD FLOW WITH HARMONIC CONTRAST AGENTS (带有谐波造影剂的灌注和血流的超声成像)” 的美国专利 [申请顺序号 60/542,259] (Bruce 等人) 中进行了描述。然后将为成像分离的信号应用于图像处理器 318，该图像处理器执行数字滤波、B 模式检测和多普勒处理，并且也可以执行其它信号处理，例如通过频率复合和其它期望的图像处理技术来减少斑点。

由扫描器 310 产生的回波信号被耦合到数字显示子系统 320，该数字显示子系统处理回波信号，以用于以期望图像格式进行显示。回波信号由图像扫描线处理器 322 处理，该处理器能够对回波信号进行采样，将波束的分段接合成完整的扫描线信号，并且平均扫描线信号以用于信噪比的改善或流动持久性 (persistance)。图像扫描线由本领域中已知的扫描转换器 324 扫描转换成期望图像格式，所述扫描转换器执行 R-θ 转换。然后将图像存储在图像存储器 328 中，图像可以从所述图像存储器显示在显示器 150 上。存储器中的图像也被用将与图像一起显示的图形覆盖，所述图形由响应于用户控制的图形发生器 330 生成。在捕获单个图像或图像环期间，可以将单个图像或图像序列存储在电影存储器 326 中。

为了实时体积成像，显示子系统 320 还包括 3D 图像绘制处理器 162，该处理器接收来自图像扫描线处理器 322 的图像扫描线以用于绘制实时三维图像，该三维图像显示在显示器 150 上。

根据本发明的原理，在执行 MCE 检查期间由探头快速连续地从相同声窗采集心脏的不同图像平面的多个平面图像。由于 2D 阵列 500 具有在阵列的前方在大范围的方向和倾度上转向所发射和接收的波束的能力，因此波束可以被转向成扫描各种不同的图像平面。图像的平面

可以相对于阵列和相对于彼此具有各种不同的取向，甚至在探头相对于在肋骨之下或通过肋骨的单个声窗保持固定时。在优选实施例中图像显示出扇形格式，其中每个图像的波束从阵列的中心发出。因此，当阵列的中心在声窗上居中时，常常可以无需移动探头而从向相同声窗获得心脏的不同观察透视的图像，例如 AP2、AP3 和 AP4 的横截面图。

图 3 的探头和超声系统可以根据图 4 的流程图中概述的过程被用于 MCE 检查中。最初探头将扫描单个图像平面，例如与探头的面和阵列 500 的平面垂直延伸的平面。超声检查操作者操纵探头以定位到心脏的优良声窗（102）。典型地，这可以是将用于利用常规探头采集 AP4 图的声窗。操纵探头直到图像平面被放置成采集用于检查的第一观察透视（104）。这例如可以是期望的 AP4 横截面图。探头保持固定，并且用于该第一视图的成像设置和触发间期序列被设置（106）并保存。用于第一视图的这些设置被保存在选择的图像平面坐标和定时存储器 22 中，它们可以从所述存储器被自动调用并用作波束形成控制器 312 的成像控制参数。当探头仍然保持靠着身体的相同声窗时，诸如跟踪球、操纵杆或旋钮之类的超声系统控制面板 20 上的控制器由超声检查操作者操纵，以将图像平面旋转或倾斜到适合于检查的第二观察透视的第二平面取向（108）。第二观察透视例如可以是 AP2 横截面图。用于该第二视图的成像设置和触发间期序列被设置（110），并被保存在选择的图像平面坐标和定时存储器 22 中。当探头仍然保持靠着声窗时，再次操纵控制面板控制器以重定位用于检查的第三观察透视中的图像平面（112），例如 AP3 图。用于该第三视图的成像设置和触发间期序列被设置（114），并被保存在选择的图像平面坐标和定时存储器 22 中。可选择地，如果用于观察透视的成像设置以前未被保存，则在视图选择步骤结束时保存它们（116）。同样，如果一个（多个）触发间期序列以前未被设置和保存，则在这次进行保存（118）。超声系统现在已被编程为自动采集 MCE 检查所需的不同视图的图像序列。

现在开始将造影剂灌注给患者（120），并且将探头重定位到选择的声窗上。可以操纵探头直到在显示屏上再采集第一观察透视。已被放置在患者上的 ECG 电极被连接到超声系统的 ECG 波形处理器 164，该处理器向波束形成控制器 312 提供 ECG 波形。波束形成控制器因此

将在患者心搏周期的期望的相和间期触发图像采集。当第一平面图显示在显示屏上时，超声检查操作者通过按压控制面板 20 上的“采集图像序列”控制器或者优选地通过压下脚踏开关启动自动扫描序列以开始图像的自动采集 (122)。具有预设成像设置和期望心搏周期间期的不同观察透视的预编程图像序列然后由超声系统通过使用存储在存储器 22 中的图像平面坐标和定时参数来自动采集，并且由波束形成控制器 312 存取。

在静止图像已被采集并保存之后，将患者心脏置于应激状态下以增加心率 (124)。探头再次靠着声窗放置，并且被操纵直到在屏幕上再采集第一观察透视图像。再次启动“采集”或脚踏开关控制器以自动采集正确定向和定时的图像的第二序列，这次心脏处于应激状态下。在该采集结束时完成患者的检查，并且保存图像以供随后分析和诊断。根据本发明的采集过程的自动化可以允许在由常规超声系统所需时间的大约三分之一内完成整个 MCE 检查。

由于图像平面由超声系统自动重定位，因此有可能在一次心跳期间采集多于一个的观察透视，并且如果期望的话在连续心跳中这样做。也就是，不同观察透视平面的采集可以是时间交错的。不仅单个平面可以被交错，而且可以以时间交错的方式采集来自不同观察透视的扫描线。在图 5 的实施例中示出了 ECG 波形 250，其提供用于采集 AP4、AP2 和 AP3 图像的触发定时基准。波形 250 上方的箭头标记了采集图像的时间。在该实施例中可以看出，在第一心搏周期期间以及再次在下一个连续心搏周期期间，快速地连续采集 AP4、AP2 和 AP3 图像。在各个 AP4、AP2 和 AP3 图像之间的差异显示了在单个心搏周期的不同视图中的血流和再灌注心肌的造影剂的量。然后可以看出，在采集另一组 AP4、AP2 和 AP3 图像之前一个心搏周期被跳过。在被跳过的心搏周期的任一侧上图像的比较将揭示在两个心搏周期的跨度上再灌注心肌的程度。通过在再采集这三个视图之前跳过另一心搏周期来重复该排序，然后在执行 AP4、AP2 和 AP3 视图的另一采集之前跳过两个心搏周期，这揭示了在三个心搏周期的跨度上再灌注心肌的程度。在相应图像上的相应像素可以用于产生用于心肌的选择点的再灌注曲线 224。

图 5 的序列的若干实现方式是可能的。一种实现方式是每个图像

为高 MI 图像。在第一心搏周期期间三次发射将破坏三个观察切片中的微泡。在下一个心搏周期期间的三次高 MI 发射将测量在一个心搏周期的持续时间内再灌注每个观察切片的造影剂的量。这些高 MI 发射将再次破坏三个观察切片中的微泡，以使在第四心搏周期期间的三次高 MI 发射将测量在两个交错心搏周期时间间隔内再灌注每个观察切片的造影剂的量。这些发射的破坏将允许在第六心搏周期期间作出相同的测量，这又将导致微泡破坏，该微泡破坏允许由在第九心搏周期期间发生的发射来测量在三个心搏周期的间期内的造影剂再灌注。

另一实现方式是发射高 MI 和低 MI 信号的混合信号。例如，可以在第一心搏周期期间执行高 MI 发射，而在剩余心搏周期期间执行低 MI 发射（相对无破坏）。这会导致：在一个心搏周期中发生的再灌注将在第二心搏周期期间被采样；在三个心搏周期之后发生的再灌注将在第四心搏周期期间被采样；在五个心搏周期之后发生的再灌注将在第六心搏周期期间被采样；等等。

图 6 的实施例示出了在每个连续心搏周期期间单个观察透视的采集，其中从一个心搏周期到下一个心搏周期采集不同的观察透视。这意味着在连续 AP4 图之间、在连续 AP3 图之间、以及在连续 AP2 图之间存在三个心搏周期的间期。这种与每个心搏周期的时间交错允许用长时间的插入补充间期来采集相同视图的图像，但是高效地使用每个心搏周期以用于快速采集期望图像。图 7 的实施例是图 6 的触发序列的改进，其中在每组不同图像之后跳过一个心搏周期。因此，在图 7 的序列中在相同类型的连续图像之间存在四个心搏周期间期。在图 6 和 7 的实施例中每次发射是高 MI 发射。

涉及平面图像的以上实施例和序列也可应用于体积采集，其中采集具有有限厚度的子体积而不是具有可忽略厚度的平面切片。因此，这里使用的术语“平面”也包含术语子体积。

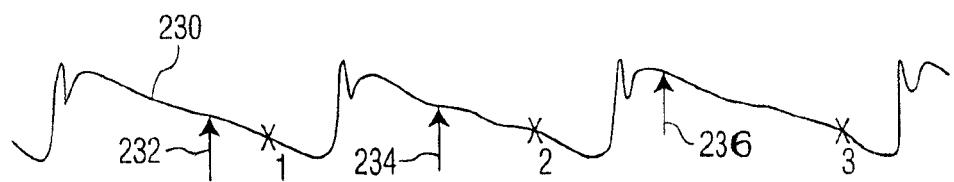


图 1

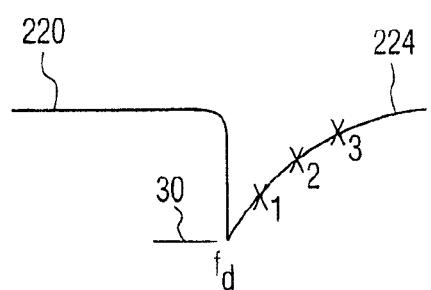


图 2

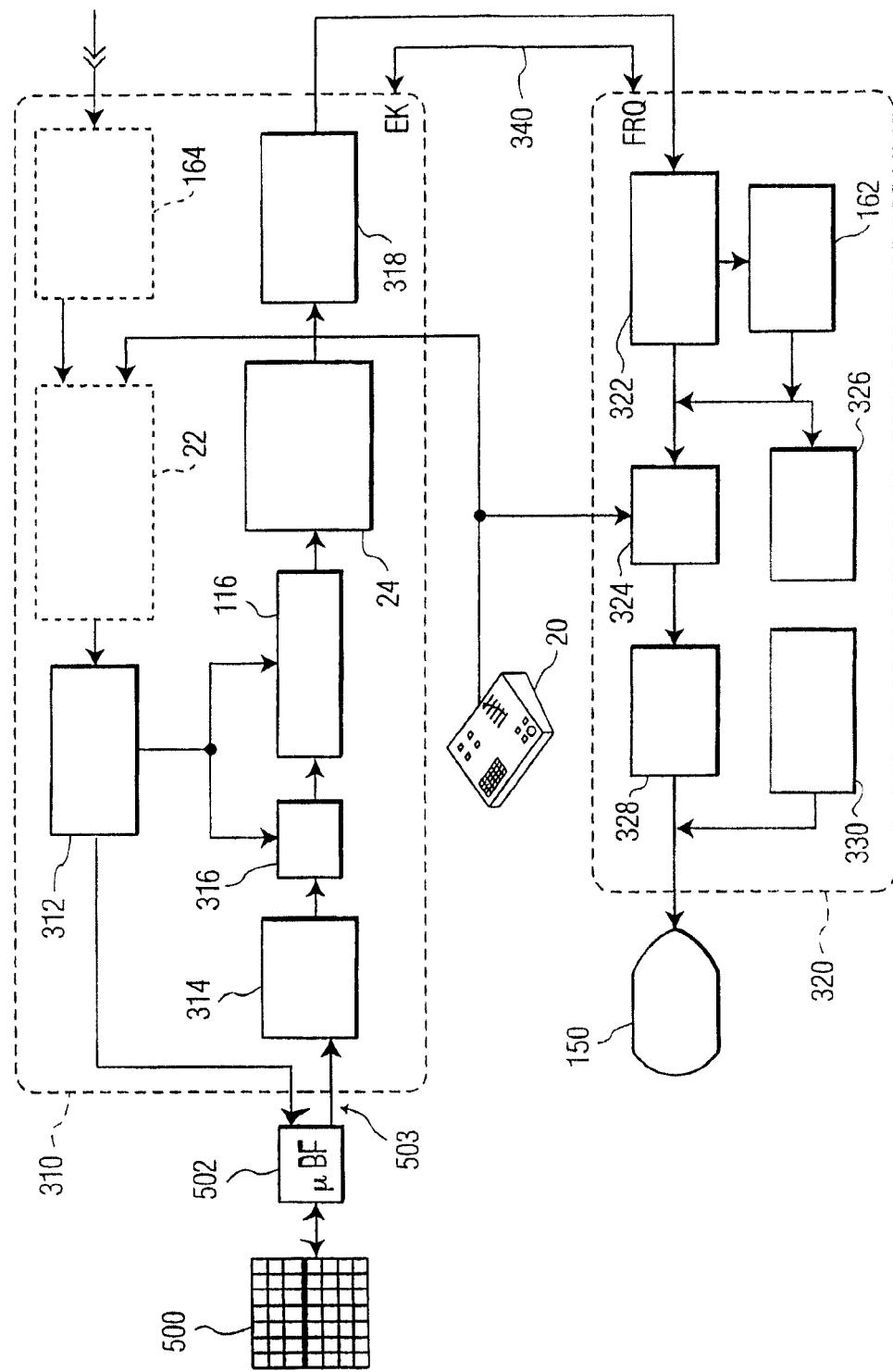


图 3

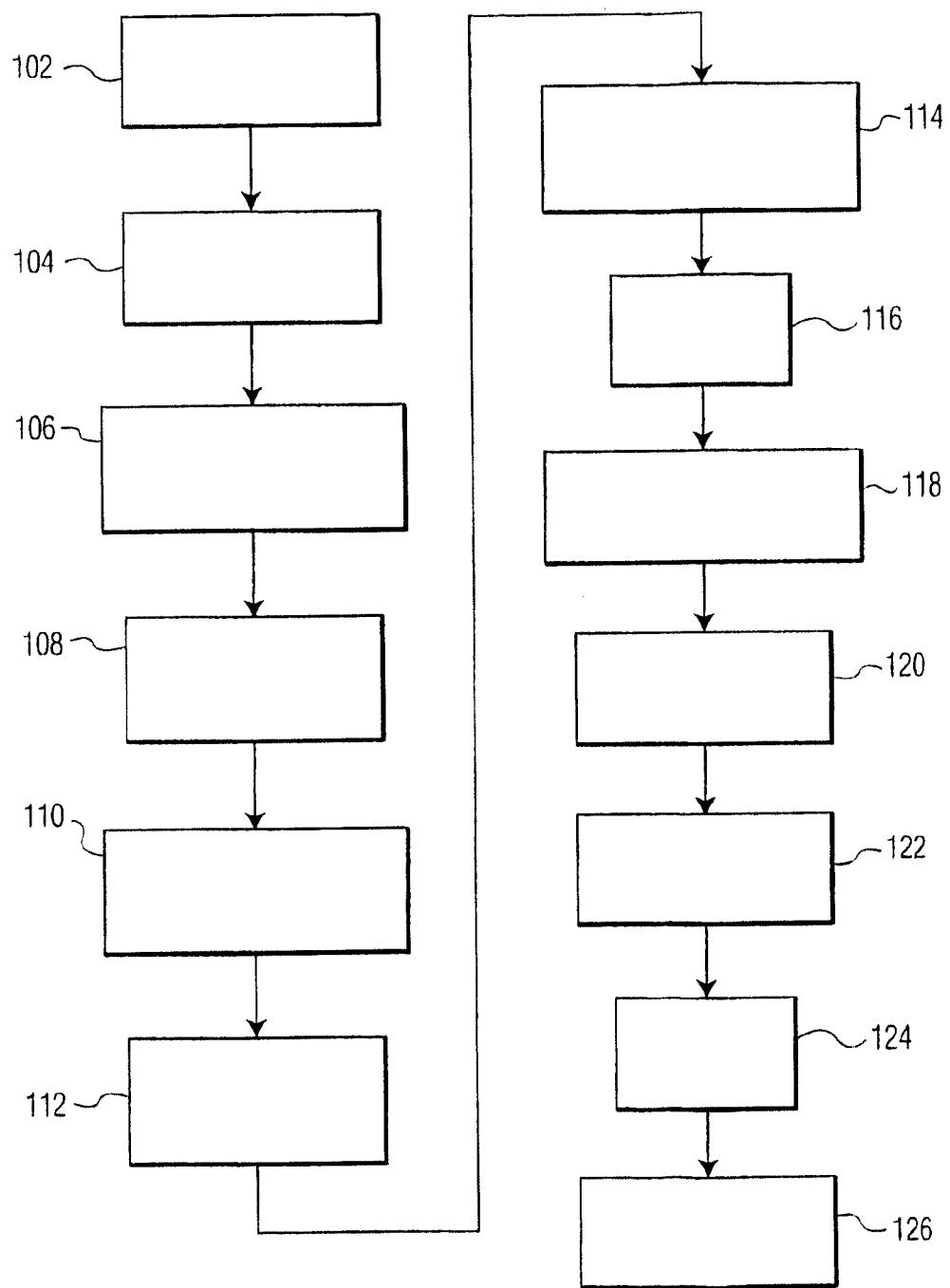


图 4

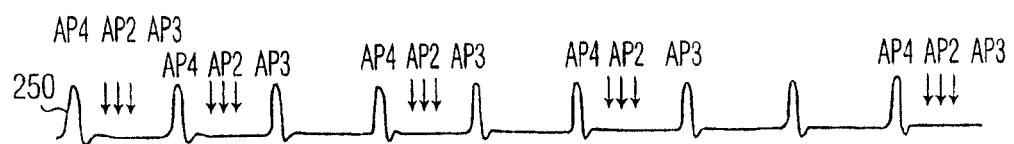


图 5

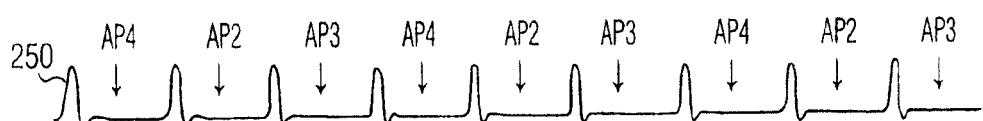


图 6

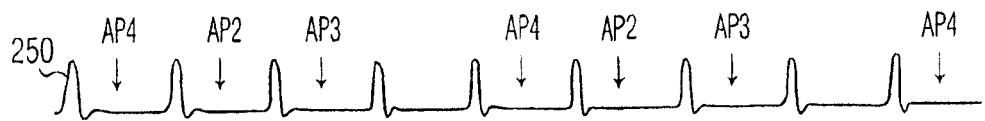


图 7

专利名称(译)	自动心肌造影超声心动图		
公开(公告)号	CN1942142A	公开(公告)日	2007-04-04
申请号	CN200580011252.3	申请日	2005-04-04
[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	P·拉夫特		
发明人	P·拉夫特		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/585 A61B8/481 A61B5/0456 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/06 A61B8/543 A61B8/467 A61B8/461		
代理人(译)	李亚非		
优先权	60/562846 2004-04-16 US		
其他公开文献	CN1942142B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

通过使用二维阵列换能器探头来执行心肌造影剂回波检查。探头保持靠着身体的选择声窗，以及对通过心脏的第一和第二图像平面进行成像并存储平面取向。也可以为两个平面取向存储优化图像的设置。灌注造影剂，并且通过声窗扫描静止的心脏。当启动用户控制器时，超声系统自动通过声窗采集选择的图像平面的图像。对心脏施加应激以增加心率，并且重复自动采集序列以在心脏处于应激状态下采集图像。可以比较静止和应激图像以分析心脏的心肌的再灌注。

