



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105025805 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 04

(21) 申请号 201480011463. 6

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2014. 01. 31

代理人 李光颖 王英

(30) 优先权数据

61/771, 979 2013. 03. 04 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006. 01)

2015. 08. 31

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/058694 2014. 01. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/135996 EN 2014. 09. 12

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·J·施耐德 D·普拉特

W·R·马丁 S·W·迪亚尼斯

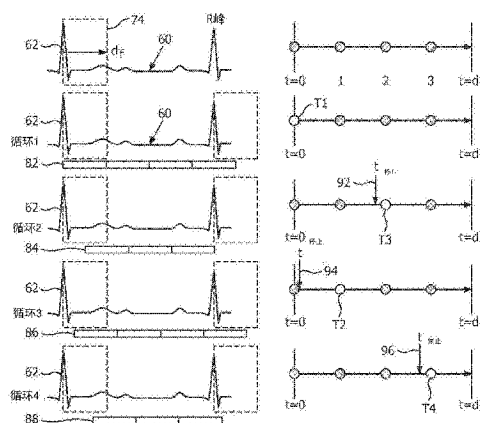
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

对快速移动的结构超声成像

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统被门控为在诸如心跳的生理循环的不同相位处采集图像。在每个相继的心脏循环处,触发致动对图像的连续序列的采集,所述采集在所述心脏循环的特定相位处开始并且当下一心脏循环开始时结束。多个触发被使用,每个触发在所述心脏循环的不同相位处开始并且每个触发以均匀时间间隔采集图像。在第一触发被使用之后,图像的序列已经被捕获到,所述图像在所述心脏周期上在时间上均匀地被间隔开,并且当相继的触发被使用时,均匀时间间隔被维持,因此所述心脏循环被填充有额外的图像以用于以高显示帧率来重放经相位重新排序的图像的图像循环。



1. 一种超声诊断成像系统,其能操作于采集超声图像帧,所述超声图像帧在周期性循环期间在时间上均匀地被间隔开,所述超声诊断成像系统包括:

针对周期性循环的生理门控信号的源;

超声图像采集子系统,其对所述门控信号做出响应,所述超声图像采集子系统适于在所述周期性循环的预定相位处采集超声图像;

图像处理器,其处理采集到的超声图像;

图像定序器,其准备用于显示在相对相位序列中的图像;

显示器,其对所述图像处理器和所述图像定序器做出响应,所述显示器显示在周期性循环上的图像的实况序列;以及

触发源,其与所述门控信号结合使用以使所述图像采集子系统采集在周期性循环期间的图像的连续序列,所述采集在所述周期性循环的预定相位处开始。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述触发源还包括:第一图像采集触发,其在所述周期性循环的第一相位处开始图像采集;以及第二图像采集触发,其在周期性循环的第二相位处开始图像采集。

3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述第二图像采集触发在第二相位处开始图像采集,所述第二相位时间上是在通过所述第一图像采集触发的对第一图像的采集与对第二图像的采集之间的半途。

4. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述触发源还包括第三图像采集触发,所述第三图像采集触发在所述周期性循环的第三相位处开始图像采集,其中,所述第三相位时间上是在通过所述第一图像采集触发的对图像的采集与通过所述第二图像采集触发的对图像的采集之间的半途。

5. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,在通过所述第一触发在周期性信号的相位处的图像采集的完结时,使用的下一触发是在未使用的触发的下一个出现的开始相位处开始的触发。

6. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述触发的特征还在于:在对所述第一触发的使用之后,能够获得采集到的图像的序列,所述采集到的图像在周期性循环上在时间上均匀地被间隔开。

7. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述触发的特征还在于:在对在所述第一触发之后的相继的触发的使用之后,能够获得采集到的图像的序列,所述采集到的图像在时间上均匀地被间隔开并且比通过所述第一触发采集到的所述图像的序列在时间上更紧密地被间隔开。

8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,触发适于在下一相继的周期性循环的门控信号之后不采集所述图像的所述连续序列中的任何另外的图像。

9. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述周期性循环还包括心脏循环,并且其中,所述门控信号的源还包括ECG电极。

10. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述周期性循环还包括呼吸循环。

11. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述显示器还适于显示在周期性循环上的图像的实况序列,并且适于从开始到结束连续重放所述图像的所述实况序列,直

到停止。

12. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统, 其中, 由所述显示器显示的所述实况序列还包括已经由所述图像定序器排序的采集到的图像的序列,

其中, 所述显示器还显示由所述图像定序器排序的所述实况序列的帧率。

13. 根据权利要求 12 所述的超声诊断成像系统, 其中, 所述帧率是以数值方式、以图形方式或通过颜色来显示的。

14. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统, 其中, 所述触发中的所有触发在生理门控信号之后的一个帧采集区间内开始采集序列。

15. 根据权利要求 14 所述的超声诊断成像系统, 其中, 所述触发中的所有触发在帧采集区间的均匀间隔的区间处开始采集序列。

对快速移动的结构超声成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且尤其涉及用于对快速地且周期地移动的诸如跳动的心脏的移动结构进行成像的超声系统。

背景技术

[0002] 诊断超声成像的重要用途中的一个诊断心脏的性能。这是由于超声能够利用非电离辐射实时地观察心跳的事实。尽管超声成像在图像帧采集中是相对快速的并且能够提供对快速移动的结构实时(或者“实况”)成像,但是常常采用门控方法来实现甚至更快速的图像(或者帧)率,以更好地对快速移动的结构进行可视化。门控是采集与常常随时间周期性地出现的特定外部生理事件有关的图像的动作。对于超声而言,该事件通常涉及在成人、儿童和/或胎儿研究中的呼吸循环或者心脏循环。通常通过诸如用于监测心脏循环中的相对时间的 ECG 信号的外部传感器来监测所述事件,但是也能够根据图像内容来监测所述事件。利用门控的采集,能够在若干周期性心脏循环上并且在心脏循环中的各个时间或相位处采集心脏图像。在图像帧已经被采集到之后,根据它们在周期性循环中的相对采集时间(相位)而不是它们的绝对时间(即,相对于它们的原始采集序列)来对所述图像帧进行重新排序。然后能够以比能够在单个心脏循环上实现的更高的图像率并且以比在其他情况下能够在原始采集中实现的更高的显示帧率来重放经重新排序的图像帧。该采集和重新排序的范例被示出在(Powers 等人的)美国专利 5099847 的图 1 中。该专利示出,第一图像序列在奇数心脏相位处被采集,之后在偶数心脏相位处采集第二图像序列。所述专利的图 2 示出了按心脏相位对图像的重新排序,从而形成达到在心脏循环期间的图像的两倍之多的序列。该序列能够是“环形的”,即,从开始播放到结束,紧接着从开始重放,从而给出在被显示在高帧率显示序列中时的心跳的外观。类似的方法能够用于形成跳动的心脏的实况三维图像,如(Savord 等人的)美国专利 5993390 中所描述的。

[0003] 存在用于执行门控的两种方法。上面在 Powers 等人和 Savord 等人的专利中描述的方法被称为主动或前瞻性门控,在主动或前瞻性门控中,在心脏循环中的预先指定的时间处采集图像数据。例如在 Powers 等人的专利中,采集被预先指定为首先是在奇数相位处之后是在偶数相位处的采集。该方法的优点在于,图像在周期性循环上充分地且均匀地被采集。然而,该方法的典型缺点在于,经重新排序的帧率必须被预先指定,从而精确地指定相对于门控事件应当何时采集图像,ECG 信号以及心脏循环的持续时间在不同患者之间将变化并且甚至对于相同患者在不同时间之间将变化。另一缺点在于,该方法能够花费很长时间来采集所有必需数据,因为实质性延迟可能需要被插入到采集中以确保在周期性循环中的所有期望的时间被采样。

[0004] 另一门控方法被称为回顾性门控。在这种方法中,在通常被称为实时或者“实况”模式的模式中,在许多连续生理周期上连续地采集(即,当对一幅图像的采集完成时,对另一幅的采集立即开始)图像,而不考虑周期性循环中的相对时间。然而,在采集中监测相对于外部事件的对每幅图像的采集的时间,使得一旦已经完成采集就能够对图像

进行重新排序。被称为“STIC”(空间-时间图像相关性)的该技术的变型通常用于汇集胎儿心脏的高帧率图像序列。例如参见 G. R. Devore 等人的“Spatio-temporal image correlation(STIC):new technology for evaluation of the fetal hear”(Ultrasound Obstet. Gynecol., 第 22 卷, 第 380-87 页 (2003))。该方法的优点在于,图像尽可能快速地被采集(即,在图像之间没有延迟),并且当更多的周期性循环被观测到时,潜在的经重新排序的帧率变得更高。然而,该方法的缺点在于,不保证经重新排序的图像将对感兴趣的周期性循环充分地或均匀地进行采样。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,一种超声诊断成像系统被提供用于采集与周期性循环有关的图像,使得能够显示均匀时间间隔的图像的实时图像序列。当所述采集在多个周期性循环上继续时,均匀间隔的图像的显示序列一直能够被产生,其中,当采集继续时均匀间隔的图像的时间间隔变得愈加精细,从而使得能够重放对不断增大的显示帧率的图像循环。这能够通过使用不同的采集触发来实现,所述不同的采集触发以最有效的方式被采用以使在触发的采集序列之间的延迟最小化。

附图说明

[0006] 在附图中:

[0007] 图 1 以方框图形式图示了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

[0008] 图 2 图示了使用与 ECG 信号有关的前瞻性门控的采集序列。

[0009] 图 3 图示了使用与 ECG 信号有关的回顾性门控的采集序列。

[0010] 图 4 图示了使用四个采集触发的根据本发明的采集序列。

[0011] 图 5 图示了使用四个采集触发的并且图示用于显示均匀间隔的图像的不断增大的时间帧率的图像循环的可获得性的本发明的采集序列。

具体实施方式

[0012] 首先参考图 1,以方框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。所图示的超声系统通过两个主要子系统来操作,所述两个主要子系统是前端采集子系统 10A 和显示子系统 10B。超声探头被耦合到采集子系统以发射超声波并且接收超声回波信号。所述探头可以利用换能器元件的线性(一维)行来完成这一点,或者可以使用换能器元件的二维矩阵阵列 70。2D 矩阵阵列以及,如果期望的话,1D 阵列由被定位在具有阵列换能器的探头中的微型波束形成器 72 来操作。微型波束形成器包含电路,所述电路控制被应用到阵列换能器 70 的元件的组的信号以对由每个组的元件接收到的回波信号进行采集并且对所述回波信号进行一些处理。探头中的微型波束形成器有利地减少在探头与超声系统之间的线缆中的导体的数量,并且被描述在(Savord 等人的)美国专利 5997479 以及(Pesque 的)美国专利 6436048 中,并且在发射上以及在波束接收期间提供对波束的电子操纵和聚焦以进行高帧率实时(实况)成像。

[0013] 探头 70、72 被耦合到超声系统的采集子系统 10A。采集子系统包括波束形成控制器 74,所述波束形成控制器对控制面板 40 的控制做出响应并且将控制信号提供到微型波

束形成器 72,从而关于发送和接收波束的计时、频率、方向和聚焦来指导探头。根据本发明的原理,控制信号还包括用于在与生理门控信号有关的指定时间(相位)中采集图像的采集触发。波束形成控制器也通过其对模数(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对接收到的回波信号的波束形成。由探头接收到的部分波束形成的回波信号由采集子系统的前置放大器和 TGC(时间增益控制)电路 16 进行放大,然后由 A/D 转换器 18 进行数字化。由主系统波束形成器 20 将经数字化的回波信号形成为完全操纵的且聚焦的波束。由图像处理器 22 来处理回波信号,所述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,并且还能够执行其他信号处理,例如谐波分离、斑点减少以及其他期望的图像信号处理。

[0014] 由采集子系统 10A 产生的回波信号被耦合到显示子系统 10B,所述显示子系统处理回波信号以用于以期望的图像格式显示在显示屏 62 上。回波信号由图像线处理器 24 进行处理,所述图像线处理器能够对回波信号进行采样、将波束的片段拼接成完整线信号并且对线信号进行平均以用于信噪比改进或流持续性。针对 2D(二维)图像的图像线是由扫描转换器 26 扫描转换为期望的图像格式,所述扫描转换器执行如本领域已知的 R-theta 转换。扫描转换器因此能够对直线或扇形图像格式进行格式化。所述 2D 图像然后与其他 2D 图像一起被存储在图像存储器 28 中,所述图像能够从所述存储器被显示在显示器 62 上。存储器中的图像也与要与图像一起被显示的图形叠加,所述图形由图形生成器 34 所生成,所述图形生成器对用户控制 40 做出响应使得产生的图形与显示的图像相关联。个体图像或者图像序列能够被存储在图像存储器 28 中以用于显示图像循环或实况序列。用于诊断的图像能够被存储在网络化的图像存储器 128 上。

[0015] 对于实时体积成像,显示子系统 10B 还包括 3D(三维)图像绘制处理器 32,所述 3D 图像绘制处理器接收来自图像线处理器 24 的图像线以用于绘制实时三维图像。3D 图像能够在显示器 62 上被显示为实况(实时)3D 图像或者被耦合到用于存储 3D 数据集以供稍后的查看和诊断的图像存储器 128。根据本发明的原理,提供了图像重新排序处理器 30,所述图像重新排序处理器确定根据本发明采集到的图像将被显示的顺序。所述图像重新排序处理器能够通过以适当的顺序将采集到的图像存储在图像处理器中来完成这一点,所述图像根据所述适当的顺序被显示在所述图像被存储在其中的序列中,或者所述图像重新排序处理器能够通过利用描述每幅图像要与其他采集到的图像一起被显示的顺序的数据对所述图像进行标注来完成这一点。

[0016] ECG 子系统被提供用于当期望在心脏循环的特定相位处采集图像时使用。ECG 导线 50 能够以粘合方式被附着到患者并且向 QRS 处理器 52 提供 ECG 信号,所述 QRS 处理器识别每次心跳的 R 波峰。对 R 波的计时用于采集特定心脏循环的图像。能够通过将 R 波计时作为来自触发信号生成器 54 的触发信号耦合到波束形成控制器 74 以及对控制面板 40 的控制来在心脏循环的特定相位处采集心脏的图像,所述对控制面板 40 的控制用于通过选择适当的采集触发来选择要在其处采集心脏相位门控的图像的期望的心脏相位,如下面所描述的。

[0017] 如先前所描述的,在生理门控中遇到的问题是,当使用常规前瞻性门控技术或回顾性门控技术中的任一种时,需要预先指定所期望的经重新排序的帧率(前瞻性门控),在采集中包括大的延迟(前瞻性门控),或者不能确保周期性循环的充分(完全)和均匀采

样（回顾性门控）。不期望使用户预先指定经重新排序的帧率，因为用户可以在采集期间或之后决定需要比原始指定的帧率更高的帧率。在这种情况下，用户必须以新的预先指定的帧率来执行对图像的另一采集。相反，期望当采集前进时使成像系统自动地以均匀间隔的图像的逐渐增高的帧率来采集图像。另外，在采集期间大的延迟是不期望的，因为较长的采集时间增加患者运动或探头运动的概率，所述患者运动或探头运动能够致使采集序列不可用。此外，时间在临床设置中是宝贵的，并且大的延迟转化为在其他情况下能够被花费于采集其他图像数据的时间。同样，为了之后对图像重新排序仅仅以在采集期间或之后发现对感兴趣的周期性循环的充分和均匀采样未被获得的意图而采集图像是不可接受的。

[0018] 可以通过分别参考图 2 的前瞻性门控序列和图 3 的回顾性门控序列来更加充分地理解这些问题。在图 2 的底部是示出周期性重复出现的 QRS 波 62 的 ECG 波形 60。QRS 波的峰被用作针对每个新的心脏循环的时间参考。在 ECG 波形的上面是标记六个均匀间隔的时间的圆点的行，期望在所述六个均匀间隔的时间期间采集超声图像。通过发送空间上相邻的扫描线的序列以生成从沿着每条扫描线返回的回波信号来采集超声图像。2D 图像所需的扫描线的数量通常是 128 条相邻的扫描线，所述 128 条相邻的扫描线由扫描转换器 26 处理以产生 2D 图像。通常根据数千条扫描线来产生 3D 图像，所述数千条扫描线扫描身体的体积区域。在圆点的行的上面的每个矩形 42...58 指示在其期间针对一幅图像的扫描线被发送并且回波被接收的时间。在该范例中针对每幅图像的时间参考被当作对图像采集的开始。变暗的圆点标记心跳的六个相位中的针对其图像已经被采集的相位。能够看到，行中的第一圆点变暗以标记对第一图像 42 的采集。在该图像已经被采集之后，存在空载时间周期，在所述空载时间周期期间没有采集进行，直到第一心脏循环的第四圆点的时间，在所述时间处，第二图像 44 被采集。然后，存在另一空载时间周期，直到在第二心脏循环期间在心脏循环的第二相位处第三图像被采集。在第二心脏循环的开始处的变暗的圆点示出在心跳的该相位处图像已经被采集，所述图像是第一图像 42。在第三图像 46 被采集之后，存在另一空载时间区间，直到第四图像 48 在第二心脏循环的第五相位处被采集。该图像采集区间延伸到第三心脏循环的开始，在这之后，存在另一空载时间区间，直到在第三心脏循环的第三相位处第五图像 56 被采集。在对该第五图像的采集之后，存在另一空载时间区间，直到在第三心脏循环的第六相位处第六图像 58 被采集。在对第六图像 58 的采集的完成处，能够看到，六幅图像已经在心跳的六个均匀间隔的相位处被采集，但是已经花费三个心脏循环来采集所有六幅图像。这六幅图像被重新排序以用于以环形显示并且以心脏相位顺序被重放，所述心脏相位顺序是图像 42、46、56、44、48 和 58。以该顺序反复重放这六幅图像，从而以六幅时间均匀间隔的图像的心脏相位顺序实时示出移动的跳动的的心脏。但是能够看到，引发大量空载时间，在所述空载时间期间没有图像被采集，从而增加采集将受到探头运动或患者运动干扰的概率，这将要求再次执行采集。

[0019] 在图 3 中，快速连续地、一个紧跟着另一个地采集图像帧。利用所图示的心脏循环持续时间和采集每幅图像所需要的时间，能够看到，在第一心脏循环期间采集到三幅图像。但是所述计时使得在第二心脏循环期间采集的图像帧紧落在第一图像集的时间之后，并且在所述范例中，该第二图像集 48、56 和 58 落后在第一集的之后的心脏循环的十八分之一。该相位有关的采集继续进行第三心脏循环，如附图所示出的。直到已经在六个心脏循环上执行了采集，才以心脏循环的均匀间隔的增量采集到十八幅图像的完全集。在第一心脏循

环之后,必须等待另外五个心脏循环,直到已经采集到时间均匀间隔的图像集。

[0020] 本发明通过前瞻性门控和回顾性门控两者的构思的组合对这些状况进行改进。创造性采集模式被设计使得在采集期间的任何时间处总是存在帧的集,所述帧的集在周期性心脏循环上均匀地被间隔开。当更多个周期性循环被观测时,经重新排序的帧之间的时间偏移被实现为使得偏移在所有经重新排序的帧之间是几乎均匀的,并且还被实现为使得偏移变得越来越小,从而得到用于显示的越来越高的经重新排序的帧率。这允许用户在与期望的一样少或一样多的循环期间进行采集,并且之后总是能够对帧进行重新排序使得周期性循环充分地且均匀地被采样。因为创造性方法要求仅仅小的延迟,所以采集模式操作在接近实时模式或实况模式中,从而允许所述模式用于所有实时或实况成像,但是具有任何采集的序列能够被重新排序成在单个周期性循环上的更高帧率序列的优点。

[0021] 本发明的采集模式的基本指导方针如下:

[0022] a、采集图像使得在采集期间的所有时间处,周期性信号充分地(或完全地)且均匀地被采样。

[0023] b、采集图像,使得当更大数量的周期性循环被采样时,在经重新排序的帧之间的时间偏移变得更小,从而得到更高的经重新排序的帧率。

[0024] c、以尽可能连续的方式采集图像,其中,在采集中在图像之间几乎没有延迟或没有延迟。

[0025] d、在采集期间向用户提供指示潜在的经重新排序的帧率的显示。显示的范例将是具有指示潜在的经重新排序的帧率的时间单位数字(Hz)和/或绘图(条、线、饼图等)和/或颜色(例如,其中蓝色是低帧率并且红色是高帧率的颜色标度)的显示。所述显示也能够单独地或者除了先前提到的显示方法之外采取通过示出最接近于相对于周期性循环的实时时间位置的先前采集的帧来实时示出经重新排序的帧的形式。以这种方式,当更多的循环被采样并且更多的帧被采集到时,这将具有图像内容在实时周期性循环期间表现为变得越来越平滑的效应,从而提供对经重新排序的帧率的定性评估。

[0026] 在构造的实施方式中,通过一组触发或中断来控制采集模式。触发的特征在于在每个周期性循环期间出现从时间界标的固定的时间偏移。与仅在相对于 ECG 信号中的 R 波峰的固定的时间偏移处使用单个触发的常规门控的采集相比,本发明的这种实施方式使用其时间偏移在整个采集中改变的多个触发。触发指示在给定的周期性循环内对有限数量的帧的自由运行的采集何时能够开始。这些触发被分配成组,其中,组的大小针对采集的长度是固定的。针对触发的时间偏移仅仅在来自组的每个触发已经被使用之后被重新分配。在任何给定的周期性循环中,当帧的自由运行的采集在该特定触发的距周期性时间界标的相对时间偏移处开始时,触发被视为被“使用”。触发的时间偏移被重新分配,使得在采集期间的任何给定的时间处,得到的采集到的帧的时间间隔得到在心脏循环上的充分且均匀的采样。例如在简单范例中,这能够通过将触发的时间偏移分配为所有先前使用的触发偏移的时间中点来完成。

[0027] 下面的范例图示了在使用 ECG 信号中的 R 峰对超声帧的门控的背景下的这种触发分配和重新分配策略。该范例是使用四个触发的范例,但是能够按期望使用更少的触发或更多的触发。还应当指出,尽管在该范例中使用了 ECG 信号和 R 波峰,但是在其他地方可以使用任何周期性信号和周期性时间界标。

[0028] 在该范例中,触发用于启动在单个心脏循环期间的自由运行的采集。在利用的触发之后帧连续被采集,直到另一 R 波峰被观测到。在来自先前循环的最后图像帧已经被采集到之后,下一可用的触发被选择。相应地,所有触发出现在 R 波峰之后的一个帧采集区间 d_f 内,其中,帧采集区间是采集单个帧花费的时间的长度。触发还被实现为关于在 R 波峰之后的帧采集区间被相等地间隔开。在图 4 的范例中,四个图示的触发在 d_f 采集区间上被相等地间隔开的时间 $0 \cdot d_f/4$ 、 $d_f/4$ 、 $2d_f/4$ 和 $3d_f/4$ 处开始。相等间隔确保在任何给定的时间处在采集的长度期间采集到的帧的集能够以以下的方式被重新排序:将得到在心脏循环上的充分且均匀的间隔。

[0029] 对该初始触发分配和在若干循环上的随后的帧采集的图示被示出在图 4 中。在该范例中,使用了四个触发,所述四个触发被标记为 T1、T2、T3 和 T4。所述四个触发在帧采集区间 d_f 的不同的均匀间隔的相位处开始。在图 4 中,帧采集区间 d_f 由虚线框 74 所指示。这些触发在其处开始的四个均匀间隔的相位由在每个 ECG 波形 60 的右侧上的圆标记并且出现在时间 $t = 0$ 、1、2 和 3 处。

[0030] 在第一心脏循环、循环 1 期间,触发 T1 被使用,触发 T1 立即连续地采集四幅图像,如由循环 1 ECG 波形下面的时间条 82 所指示的。对第一图像帧的采集在循环 1 的 R 波峰 62 的时间处开始。时间条 82 的结束示出通过该触发对第四帧的采集在循环 2 的开始处的时间区间期间结束。该结束时间被示出为在循环 2 波形的右侧的 d_f 时间线上的时间 $t_{\text{停止}}$ 箭头 92。由于 $t_{\text{停止}}$ 仅仅在触发 T3 的开始之前出现,所以 T3 被用作下一触发,从而提供触发 T1 的结束与触发 T3 的开始之间几乎没有延迟。触发 T3 然后在循环 2 期间用于采集三个图像帧,如由循环 2 波形下面的时间条 84 所示出的。对触发 T3 的最后图像帧的采集的完成被视为仅仅在循环 3 的开始之后出现,如由 $t_{\text{停止}}$ 标记 94 所指示的。在 $t_{\text{停止}}$ 之后的下一可用的未使用的触发是 T2, T2 用于在循环 3 期间的采集。如时间条 86 图示的,该触发采集四个连续图像帧,所述四个连续图像帧中的最后一个在循环 4 的开始处的 d_f 区间的稍后部分期间完成,如由 $t_{\text{停止}}$ 标记 96 所标记的。由于该 $t_{\text{停止}}$ 时间仅在最后未使用的触发 T4 之前出现,所以该触发用于采集所述采集序列的最后四个均匀间隔的图像帧,如由时间条 88 所指示的。该采集序列因此利用在每个触发的连续采集的结束与下一未使用的触发之间的最小空载时间来采集心脏循环的十五个时间均匀间隔的图像帧。

[0031] 触发被重新分配使得触发的数量保持相同、触发之间的相对时间保持恒定并且新的触发偏移时间在时间上平分最大区间,如在采集期间先前使用的偏移中的任何之间看到的。对这个的图示针对其中使用了四个触发的情况被示出在图 5 中。因为每个触发是自由运行的采集的开始点,所以断定针对在心脏循环上的帧的相对帧排序将类似于所描绘的触发开始时间地被间隔开,并且因此,仅在 $t = 0$ (R 波峰) 与 $t = d_f$ (R 波峰 + d_f) 之间的时间帧被示出。示出在触发组 1 线中的触发 T1 被视为对在由在时间线上的四个圆标记的四个均匀间隔的时间处的心脏循环进行采样。触发 T2 利用在 T1 采集的时间之间均匀间隔的在时间上的四个点处的另外四幅图像对心脏循环进行采样,如由在触发组 2 中进行采样的 T2 的亮圆所示出的。在触发组 3a 中,触发 T3 对心脏循环进行采样,如由亮圆所指示的。在这些图像已经被采集到之后,能够看到,心脏循环并不是在时间上均匀地被采样的,因为在三个图像帧的每个组之间存在间隙。如果采集要在该点处终止,则 T1 采集 (触发组 1) 的结果或 T1+T2 采集 (触发组 2) 的结果将用于环形显示,因为这些中的两者在时间均匀的采集

中得到。在触发组 3b 中,通过利用触发 T4 采集图像帧来填充触发组 3a 的间隙。再次地,对心脏循环的均匀采样被呈现,这次以比先前更高的显示帧率。在触发组 4a、4b 和 4c 处,心脏循环通过触发 T5、T6 和 T7 来采样。这增加对心脏循环的采样的时间密度,但是能够看到,在这些触发的采集中的任何之后,采样在心脏循环上是不均匀的。如果采集要在对这些组中的任何的采集期间终止,则触发组 3b 的结果将用于时间均匀的显示。但是当通过利用如在触发组 4d 中示出的触发 T8 的采集对心脏循环进行采样时,能够看到,时间均匀的采样被重新存储,这次以比之前甚至更高的帧率(在心脏循环上的 32 个图像帧)。能够看到,采集过程在第一触发之后的任何时间能够被中断,并且仍然向用户提供对心脏循环的时间均匀采样的图像序列。

[0032] 因此能够看到,由于使用了固定数量的触发,所以在采集过程期间存在甚至在来自组的所有触发已经被使用之后对心脏循环的不均匀采样的实例。这在触发组 3a、4a、4b 和 4c 中被观测到。然而,在第一触发之后的任何给定的时间处,存在其中均匀采样被观测到的帧的潜在子集。例如,如果采集结束于触发组 3a 处,则在该组之前的所有触发组中采集到的帧的集被均匀采样。类似地,如果采集结束于组 4a、4b 或 4c 处,则在来自组 3b 和之前的所有触发组中采集到的所有帧的集被均匀采样。

[0033] 在本发明的实施方式中,在采集期间,能够存在还未被使用在组中的触发,但是由于在先前循环中采集到的帧的完成时间,没有触发能够被达到,因为针对所有 n , $t_{\text{停止}} > t_{\text{触发},n}$, 其中, $t_{\text{触发},n}$ 是触发 n 的相对偏移。这些未使用的触发被称为“不能达到”。例如,如果在循环 4 中的 $t_{\text{停止}}$ 在最后的触发之后而不是仅仅之前已经出现,则这在图 4 中示出的范例中已经出现,从而使最后的触发 T4 在循环 4 中不可达到。存在处理该情形的若干方式。第一选项是在采集任何另外的帧之前等待完全心脏循环。这样做时,当下一 R 波峰被观测到时,帧采集能够在任何触发处开始,因为在当前心脏循环期间没有帧是先前被采集的。该选项将一个心脏循环的延迟插入到采集中,这可以证明是太大的延迟。另一选项是动态地改变仍然需要被使用的触发,使得它们出现在时间 $t_{\text{触发},n} + d_f$ 处。这是将一个帧采集区间 d_f 增加到当前未使用的触发的等价方案。这样做时,可用触发中的任何应当能够被使用。由于在该改变之后不结束正被使用的触发被实现,它们的偏移时间被改变回到它们的先前被分配的偏移时间。该流程的缺点是,相比于原始触发偏移,其导致在其他情况下对针对结束正被使用的特定触发已经被采集到的第一帧的“跳过”。使用可变帧率的实验以及对真实患者 ECG 信号的触发的数量已经示出该发生率很小。处理该情况的又一个选项是采取措施以防止其出现。达到这一点的一种方式将是使用(根据先前循环实现的)对心脏循环时间的估计以及采集帧率来限制在先前心脏循环中采集到的帧的数量。如果估计最后的帧将结束于将使所有未使用的触发在下一循环中不能达到的时间处,则在先前循环中采集到的帧的数量被控制以在将使触发能够达到的时间处停止采集帧。再次地,实验已经示出该发生率很小。

[0034] 本领域的技术人员将认识到,本发明的构思可以以不同变型和修改被采用。例如,能够允许触发驻存在周期性循环期间的任何时间处,而不是有限的窗处,如前述范例中所描述的。能够使用多个信号和/或多个时间界标来执行门控。可变数量的触发能够被使用在采集中,或者可变触发间隔能够被采用在采集中。能够在时间界标被观测到(例如,R 波峰)之后立即停止帧采集,这虽然得到仅仅部分帧采集,但是将防止未被使用的触发变得

不能达到。触发也能够在采集期间的任何时间处而不是仅仅在组中的触发已经全部被使用时被动态分配。本领域的技术人员将容易地进行其他变型。

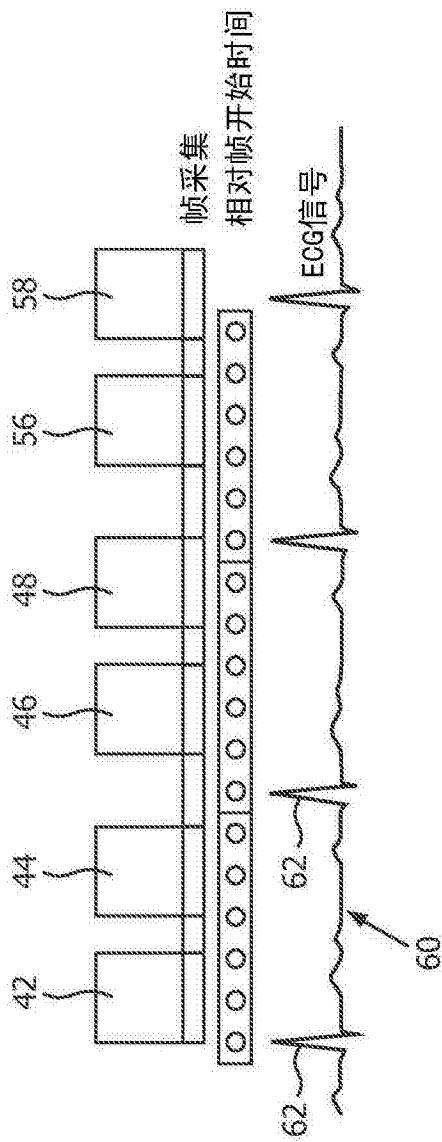


图 2

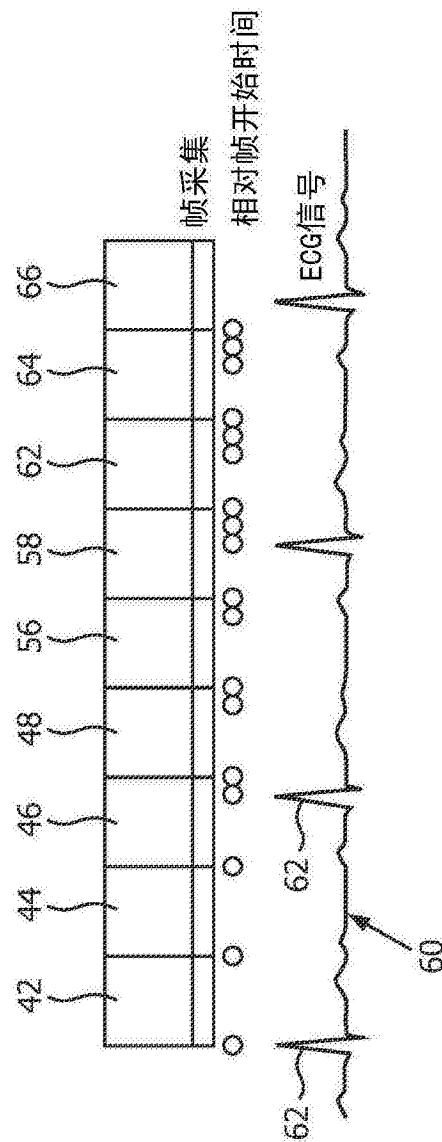


图 3

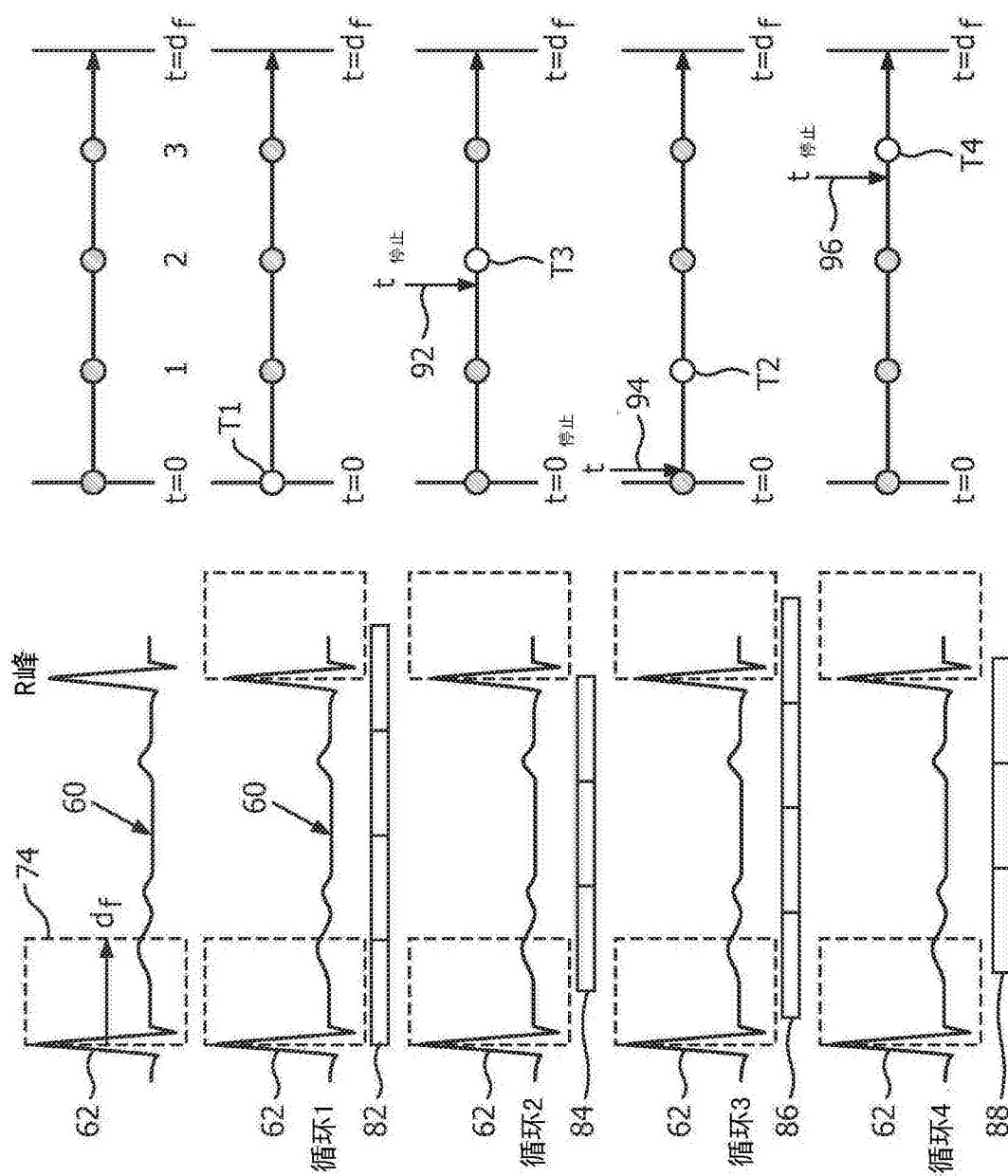


图 4

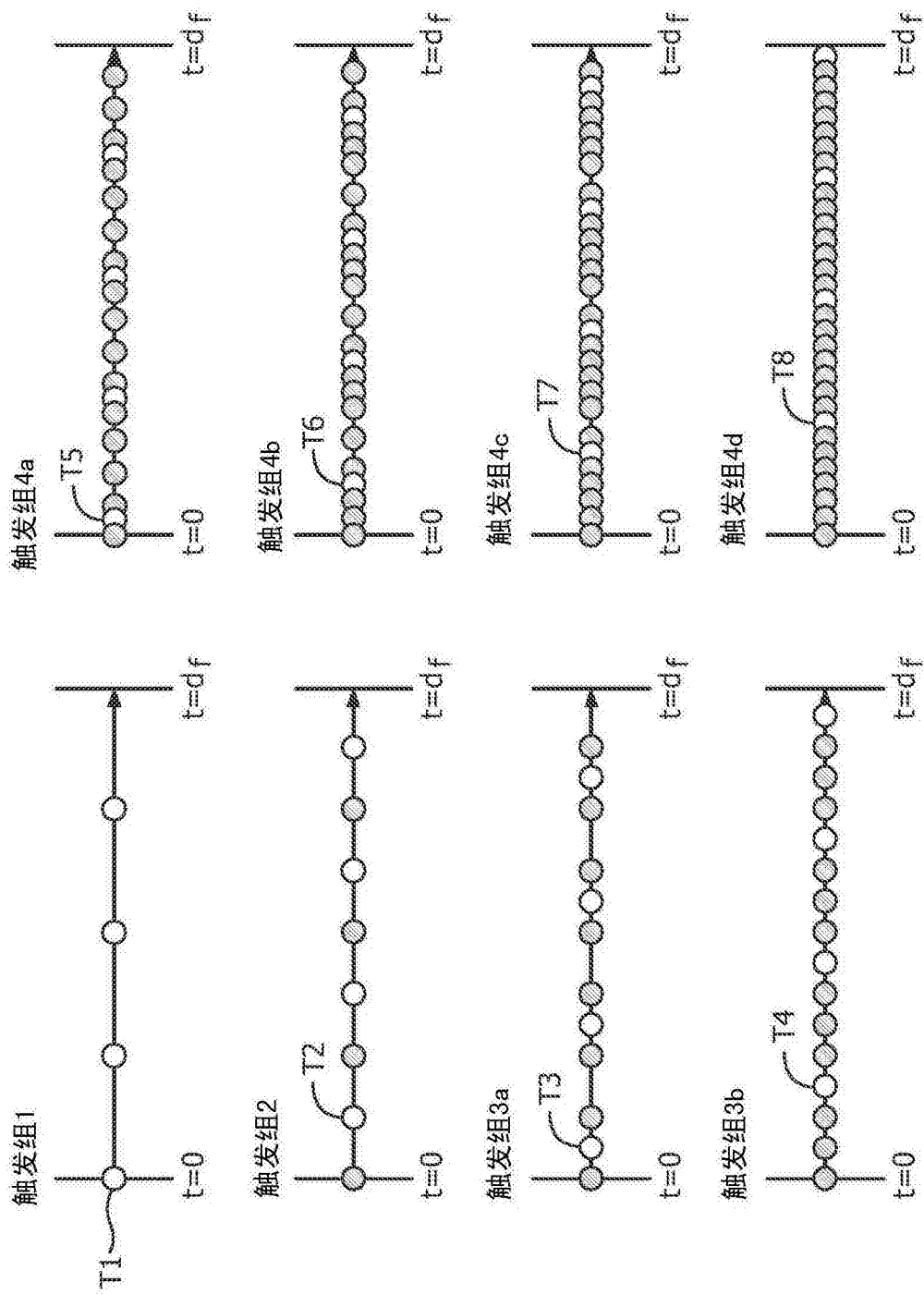


图 5

专利名称(译)	对快速移动的结构超声成像		
公开(公告)号	CN105025805A	公开(公告)日	2015-11-04
申请号	CN201480011463.6	申请日	2014-01-31
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	RJ施耐德 D普拉特 WR马丁 SW迪亚尼斯		
发明人	R·J·施耐德 D·普拉特 W·R·马丁 S·W·迪亚尼斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5284 A61B8/543 G01S7/52087 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/5207		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/771979 2013-03-04 US		
其他公开文献	CN105025805B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统被门控为在诸如心跳的生理循环的不同相位处采集图像。在每个相继的心脏循环处，触发致动对图像的连续序列的采集，所述采集在所述心脏循环的特定相位处开始并且当下一心脏循环开始时结束。多个触发被使用，每个触发在所述心脏循环的不同相位处开始并且每个触发以均匀时间间隔采集图像。在第一触发被使用之后，图像的序列已经被捕获到，所述图像在所述心脏周期上在时间上均匀地被间隔开，并且当相继的触发被使用时，均匀时间间隔被维持，因此所述心脏循环被填充有额外的图像以用于以高显示帧率来重放经相位重新排序的图像的图像循环。

