



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101491450 B

(45) 授权公告日 2014.07.23

(21) 申请号 200910006114.6

US 6464643 B1, 2002.10.15, 全文.

(22) 申请日 2009.01.23

审查员 李尧

(30) 优先权数据

12/011, 178 2008.01.23 US

(73) 专利权人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 I·M·古拉卡 H·C·霍尔

C·-Y·李

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 李少丹 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 6659953 B1, 2003.12.09,

US 2005/0033179 A1, 2005.02.10,

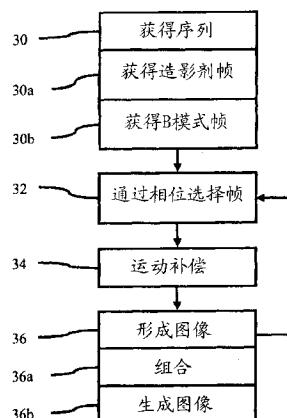
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

用于造影剂增强的医学诊断超声成像的同步组合

(57) 摘要

本发明涉及用于造影剂增强的医学诊断超声成像的同步组合。本发明提供了造影剂增强的医学诊断成像、用于造影剂增强的医学诊断超声成像的系统和相应的计算机可读存储介质。对来自公共相位周期的数据帧进行分组(32)。在每一个公共相位组内执行运动校正(34)。从每一个经过运动校正的公共相位组内的各帧的组合形成(36)表示造影剂的图像。



1. 一种用于造影剂增强的超声成像的方法, 该方法包括 :

生成至少部分地表示造影剂的超声数据帧的序列, 其中所述序列跨越多个心动周期;

选择所述序列的第一子集, 其中所述第一子集是相应于所述心动周期的相同的相位的超声数据帧;

校正对应于所述心动周期的所述相同的相位的所述第一子集的超声数据帧之间的运动, 其中该第一子集的经过运动校正的超声数据帧分别表示在相同相位的不同时间上在患者中的相同位置; 以及

根据所述第一子集的经过运动校正的超声数据帧来形成图像, 其中该图像至少部分地表示在所述心动周期的所述相位上的造影剂,

其中所述形成包括: 针对所述图像的每个空间位置, 从所述第一子集的超声数据帧当中选择来自造影剂的信息的最大值。

2. 根据权利要求 1 的方法, 其中, 所述生成包括: 作为超声信号的三次基谐波上的信息获得所述超声数据帧。

3. 根据权利要求 2 的方法, 其中, 所述获得包括: 在具有至少两个不同的幅度水平和相位的多个脉冲中发射所述超声信号, 以及对响应于所述发射的信号进行组合。

4. 根据权利要求 3 的方法, 还包括:

根据响应于所述多个脉冲的其中之一的回波信号而生成 B 模式数据;

其中, 所述校正包括: 根据对应于所述超声数据帧的 B 模式数据之间的相似度进行校正。

5. 根据权利要求 1 的方法, 其中, 所述校正包括根据 B 模式数据进行校正, 并且所述形成包括组合来自造影剂的信息。

6. 根据权利要求 1 的方法, 其中, 所述校正包括:

确定所述第一子集的超声数据帧之间的运动位移; 以及

根据所述运动位移将所述第一子集的超声数据帧在空间上进行对准。

7. 根据权利要求 1 的方法, 还包括:

利用所述序列的第二子集对于所述心动周期的不同相位重复所述选择、校正和形成, 其中所述第二子集是对应于所述心动周期的所述不同相位的超声数据帧。

8. 一种用于造影剂增强的医学诊断超声成像的系统, 该系统包括:

心电图输入端, 其能操作用于接收表示心动周期信息的心电图信号;

造影剂检测器;

B 模式检测器; 以及

处理器, 其能操作用于根据输出自所述 B 模式检测器的数据帧将输出自所述造影剂检测器的数据帧在空间上对准, 其中所述空间对准是针对输出自所述造影剂检测器的、具有指示在心动周期内的相同的时间的心动周期信息的数据帧而进行的, 并且所述处理器能操作用于把输出自所述造影剂检测器并且具有指示心动周期内的相同的时间的心动周期信息的经过空间上对准的数据帧进行组合, 其中所述经过空间上对准的数据帧表示相同的空间位置, 其中所述处理器能操作用于将来自造影剂检测器的所述经过空间上对准的数据帧组合成最大强度投影, 其中对于每个空间位置, 选择在所述心动周期内的来自表示在相同时间的不同出现处的相同空间位置的每个帧的数据的最大值。

9. 根据权利要求 8 的系统,其中,所述造影剂检测器包括能操作用于主要在所发射的超声信号的三次基谐波上获得信息的滤波器,并且其中所述 B 模式检测器能操作用于检测响应于所发射的超声信号的子集的组织信息。

10. 根据权利要求 8 的系统,还包括与所述心电图输入端相连的心电图检测器以及能操作用于生成输出自所述造影剂检测器的所述组合的数据帧的图像的显示器。

用于造影剂增强的医学诊断超声成像的同步组合

技术领域

[0001] 本发明涉及造影剂增强的医学诊断超声成像。更具体来说，造影剂图像信息随着时间被组合。

背景技术

[0002] 心脏声学造影术 (contrast echocardiography) 是一种被广泛用于对心脏进行成像的技术。其中一种主要应用是左心室显影 (LVO)，其中造影剂微泡对左心室进行显影 (opacify)，并且从而提供对心内边界的更好显像。声学造影术的一种演化应用是心肌声学造影术 (MCE)，其中所述造影剂微泡提供对应于微循环以及对应于心肌灌注的迹线。器官或者组织内的血液灌注进行成像可能是有用的。在某些应用中，对随着时间采集的数据帧进行整合。所得到的图像可以提供用于诊断的有用信息，比如显示出较小的导管或者灌注通道。

[0003] 某些示例性组合包括最大强度保持 / 处理 (MIP)、最小强度保持以及构造时间强度曲线 (TIC)。最大强度处理随着时间组合高亮度对比部分。TIC 对作为时间的函数的像素或感兴趣区域的强度 (比如造影剂帧强度) 制图。所述图表显示出与各组成数据帧相关联的随着时间的造影剂流入、流出或者二者。但是，由于操作员运动或内部运动，来自不同帧的信息组合可能会导致模糊的图像或者不准确的信息。由于所成像的组织可能相对于其他组织移动，因此在一个序列的帧之间的运动校正可能无法完全校正模糊。

发明内容

[0004] 作为介绍，下面描述的优选实施例包括用于造影剂增强的医学诊断成像的方法、系统、计算机可读介质以及指令。对来自公共相位周期的数据帧进行分组。在每一个公共相位组内执行运动校正。从每一个经过运动校正的公共相位组内的各帧的组合形成表示造影剂的图像。

[0005] 在第一方面中，本发明提供一种用于造影剂增强的医学诊断超声成像的方法。生成超声数据帧序列。所述数据帧至少部分地表示来自造影剂的信息。所述序列跨越多个心动周期。所述序列的第一子集被选择成对应于所述心动周期的基本上相同的相位的超声数据帧。对基本上对应于所述心动周期的所述基本上相同的相位的所述第一子集的超声数据帧进行运动校正。根据所述第一子集的经过运动校正的各超声数据帧而形成图像。该图像至少部分地表示在所述心动周期的相位上来自造影剂的信息。

[0006] 在第二方面，本发明提供一种计算机可读存储介质，其存储有数据，所述数据表示可以由编程处理器执行来进行造影剂增强的医学诊断超声成像的指令。所述存储介质包括用于执行以下操作的指令：获得造影剂数据帧以及 B 模式数据帧，其中 B 模式数据及造影剂的帧对应于在多个心动周期上的第一心动周期相位；根据 B 模式数据帧在所述造影剂数据帧之间进行运动校正；随后组合对应于所述第一相位的造影剂数据；以及根据所述组合的造影剂数据生成图像。

[0007] 在第三方面,本发明提供一种系统,该系统提供对造影剂的增强的医学诊断超声成像。ECG 输入端可操作用于接收心动周期信息。处理器可操作用于根据输出自 B 模式检测器的数据帧对输出自造影剂检测器的数据帧进行空间对准 (align)。所述空间对准是针对具有指示心动周期内的基本上相同的时间的心动周期信息的、输出自所述造影剂检测器的数据帧而进行的。所述处理器可操作用于组合输出自所述造影剂检测器并且具有指示所述心动周期内的所述基本上相同的时间的心动周期信息的、经空间对准的数据帧。

[0008] 本发明由所附权利要求书限定,本章节的内容不应被理解为对所附权利要求书的限制。下面将结合优选实施例讨论本发明的其他方面和优点。

附图说明

[0009] 组件和附图不一定是按比例绘制的,而是为了着重说明本发明的原理。此外,在附图中,相同的附图标记在不同视图中指代相应的部件。

[0010] 图 1 是用于造影剂增强的成像的超声成像系统的一个实施例的方框图;

[0011] 图 2 是根据一个实施例的、用于造影剂增强的诊断医疗超声成像的方法的流程图;

[0012] 图 3 是从帧序列中选择对应于相同的心动周期相位的数据帧的图示;以及

[0013] 图 4 是在具有公共心动周期相位的一些数据帧上进行运动校正的图示。

具体实施方式

[0014] 处理器在跨越不同心动周期的相同心脏相位上提取造影剂数据帧。给定心脏相位上的造影剂数据帧被对准。可以利用 B 模式数据来对准所述造影剂数据。组合在跨越不同心动周期的相同心脏相位上被对准的造影剂帧。对所述经运动校正的造影剂帧进行移动平均值、MIP 或者参数的计算(比如到达峰值的时间)。

[0015] 左心室显影 (LVO) 和心肌声学造影术 (MCE) 是造影声学的两种主要应用。可以通过从具有所述心动周期的公共相位的帧中进行经运动校正的成像来改进这两种应用。可以减少斑点噪声,并且可以提高信噪比。造影分辨率和微导管可见度也可以得到提高。

[0016] 图 1 示出了用于造影剂增强的医学诊断超声成像的系统 10。所述系统 10 包括发射波束成形器 12、换能器 14、接收波束成形器 16、图像处理器 18、选择处理器 20、显示器 22、ECG 设备 24、ECG 输入端 26 以及存储器 28。可以提供附加的、不同的或者较少的组件。例如,可以提供单独的存储器以用于缓冲或者存储数据帧。作为另一个例子,可以把所述选择处理器 20 与所述图像处理器 18 或其一部分相组合。在另一个例子中,不提供所述 ECG 设备 24,并且所述 ECG 输入端 26 是来自所述图像处理器 18 或其他处理器的输出端。

[0017] 所述系统 10 在一个实施例中是医学诊断超声成像系统,但是也可以使用相同(超声)或不同模式的其他成像系统。所述系统 10 提供实时或离线操作。在其他实施例中,所述系统 10 的一部分或者全部被实现在计算机或工作站中。例如,在没有所述波束成形器 12、16 或者换能器 14 的情况下处理先前采集的数据帧。所述计算机或工作站上的离线软件实现对于造影剂成像的所述公共相位运动校正。

[0018] 所述 ECG 检测器 24 包括处理器以及一个或多个电极引线。检测患者的心动周期。所述心动周期、触发事件或者所述心动周期的其他特性被输出到所述 ECG 输入端 26。所接

收到的心动周期信息被用来识别与所述心动周期内的特定时间相关联的数据帧。在其他实施例中,通过分析超声数据,作为所述处理器 18 或 20 的一部分来提供所述 ECG 输入端 26。

[0019] 所述发射波束成形器 12 是超声发射器、存储器、脉冲器、模拟电路、数字电路或其组合。所述发射波束成形器 12 可操作用于为多条通道生成具有不同的或相对的幅度、延迟和 / 或定相 (phasing) 的波形。在响应于所生成的波形从所述换能器 14 发射声波之后, 成形一条或多条波束。所述发射波束成形器 12 可以使得所述波束具有特定的相位和 / 或幅度。例如, 所述发射波束成形器 12 发射与给定扫描线或相邻扫描线相关联的脉冲序列。所述脉冲对应于具有不同的幅度和 / 或相对相位的波束。在替换实施例中, 对于任意给定扫描线使用单一波束, 以及 / 或者使用具有相同的幅度和 / 或相对相位的波束。

[0020] 所述换能器 14 是压电或电容性膜元件的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列。所述换能器 14 包括多个用于在声能与电能之间进行换能的元件。所述元件与所述发射和接收波束成形器 12、16 的通道相连。

[0021] 所述接收波束成形器 16 包括多个具有放大器、延迟和 / 或相位旋转器的通道以及一个或多个加法器。每一条通道与一个或多个换能器元件相连。所述接收波束成形器 16 响应于每一次发射应用相对延迟、相位和 / 或变迹 (apodization) 以形成一个或多个接收波束。在替换实施例中, 所述接收波束成形器 16 是利用傅里叶变换或其他变换生成样本的处理器。

[0022] 所述接收波束成形器 16 可以包括滤波器, 比如用于分离出处在相对于发送频带的二次谐波或其他频带处的信息的滤波器。这种信息更有可能包括所期望的组织、造影剂和 / 或流信息。在另一个实施例中, 所述接收波束成形器 16 包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。将两条或多条接收波束组合, 以便分离出处在所期望的频带处的信息, 所述期望的频带例如是二次谐波、三次基谐波 (cubic fundamental) 或者其他频带。

[0023] 可以使用任何所期望的发射和接收操作序列来获得超声信息。例如, 可以通过扫描某一区域一次来获得 B 模式数据。所述 B 模式数据可以被用来进行组织成像。可以使用相关或运动跟踪从 B 模式数据导出流体信息。B 模式操作可以提供造影剂信息。可以通过沿着每一条扫描线发射波束序列来获得多普勒信息。可以使用转置存储来从多普勒信号中分离出组织、造影剂和 / 或流信息。还可以使用其他现在已知的或者以后开发的模式。

[0024] 在一个实施例中, 所述模式是造影剂成像模式。可以利用典型的 B 模式或者多普勒技术对造影剂进行成像。分离出处在二次谐波、偶次谐波、奇次谐波、子谐波或者其他谐波处的信息更有可能识别出来自造影剂的信息。例如使用双脉冲技术。所述脉冲的幅度相同, 但是相位不同。通过把所述响应相加, 可以识别出与偶次谐波相关联的信息。可以替换地采用滤波。替换地或附加地, 在所述接收处理中提供相对定相。

[0025] 在一个实施例中, 控制所述发射序列以生成响应于所述三次基谐波的回波信号。所述波束成形器 12 可操作用于发射具有至少两个不同的幅度水平的多个脉冲, 并且所述多个脉冲中的至少两个具有相反的或不同的相位。可以按照任何适当的方式改变发射器功率, 比如通过调节施加到各单独的换能器元件的电压或者通过调节被用于形成特定脉冲的换能器元件的数目 (或发射孔径) 来改变发射器功率。

[0026] 为了获得所述三次基谐波上的超声数据, 所述接收波束成形器 16 包括线存储器 (line memory) 以及加法器或滤波器, 以便将响应于发射的信号进行组合。所述线存储器

或缓冲器可以被形成为物理上分开的存储器,或者代替地,其可以被形成为一个公共物理设备中的所选位置。把经波束成形的信号存储在所述线存储器或缓冲器中,并且随后在加权求和器中对其进行加权及求和。在所述加权求和器中使用对应于幅度和相位两者的加权值。可以利用模拟或数字技术来实现所述存储器和所述求和器。所述加权求和器通过对分开的经过波束成形的接收信号进行加权而形成复合输出信号。针对某一给定空间位置的复合输出信号是与所述三次基谐波响应相关联的一个样本。

[0027] 在美国专利 No. 6, 494, 841 中公开了获得三次基谐波信息,其公开内容通过参考被合并在此。其中所公开的任何发射序列和接收组合都可以被用于获得三次基谐波信息。可以使用用于获得三次基谐波信息的其他发射序列和接收组合,比如在美国专利 No. 6, 602, 195、6, 632, 177、6, 638, 228 和 6, 682, 482 中所公开的那些,所述专利的公开内容通过参考被合并于此。一般来说,发射具有不同幅度和相位的脉冲的序列。同样通过使用幅度改变或者在没有不同相位的情况下使用不同幅度,可以获得三次基谐波信息。通过组合响应于所述序列所接收到的信号,获得包含三次基谐波信息的样本。所述三次基谐波信息高度特定于超声造影剂,这是因为造影剂产生三次响应,而所述换能器和组织则产生非常多的三次响应。所述信息提供组织杂波抑制,从而允许进行更加特定于造影剂的成像。例如可以更加容易地利用三次基谐波信息对组织内的小血管进行成像或识别。

[0028] 所述图像处理器 18 是 B 模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、造影剂检测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路或其组合,或者可以是用于从经过波束成形的超声样本中检测信息以供显示的、其他的、现在已知的或以后开发的设备。

[0029] 在造影剂检测器的一个实施例中,所述图像处理器 18 实现来自表示相同区域或门位置的多个样本的快速傅里叶变换。每一个所述样本都响应于三次基谐波,从而可以从三次基谐波信息生成脉冲波多普勒显示。可以使用在上面的专利参考文献中所提到的任何造影剂检测器。可以把其他组件用于造影剂检测器。例如可以提供 B 模式检测。作为另一个例子,滤波器组合来自不同发射的信息,以便增强或者更好地分离出来自造影剂的响应(例如二次谐波或三次基谐波)。所述滤波器主要获得所发射的超声信号的三次基谐波或者其他频带处的信息。随后执行对所述信号的任意检测。

[0030] 所述图像处理器 18 也包括在并行轨道上的 B 模式检测器。所述 B 模式检测器对相同的或不同的经波束成形的样本进行操作,以便检测组织、造影剂或者组织和造影剂响应。例如,来自被用于三次基谐波分离的接收波束序列中的、对于每一个空间位置的、一条接收波束被施加到所述 B 模式检测器,以便主要对组织信息进行成像。

[0031] 所述图像处理器 18 输出超声数据帧。所述数据帧按照采集格式(例如极坐标)、显示格式(例如被扫描转换成直角坐标格式或图像)或者其他格式被格式化。每一个数据帧表示一维、二维或三维扫描区域,比如基本上要被成像的整个区域(基本上覆盖了患者或换能器运动)。所述数据帧包括单一类型或多种类型的数据。例如,一个数据帧仅仅包括造影剂信息。作为另一个例子,一个数据帧包括对于某些空间位置的造影剂信息以及对于其他空间位置的另一种类型的信息(例如 B 模式或多普勒)。可以在针对相同空间位置的相同帧中提供不同类型的数据。在另一个例子中,在不同的数据帧中提供所述不同类型的数据。

[0032] 在一个替换实施例中,所述图像处理器 18 从网络或存储器加载数据。例如,为了采集或者获得超声数据,加载 DICOM 或其他图像。每一幅图像都是数据帧。一帧可以包括不同类型的数据,其中一种类型覆盖在另一种类型上。代替地,每一帧仅仅包括一种类型的数据,不同的帧针对不同的数据类型。在另一个实施例中,每一帧被细分,使得一个部分包括一种类型的数据,并且另一个部分包括另一种类型的数据。

[0033] 所述选择处理器 20 是专用集成电路、相关处理器、傅里叶变换处理器、通用处理器、控制处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路或其组合,或者是用于确定各数据帧之间的相似度和 / 或位移的、其他的、现在已知的或者以后开发的设备。所述选择处理器 20 接收所述数据帧,以便确定哪些帧应当被包括在 MIP、TIC、或者从来自各数据帧的信息的组合所生成的其他图像中。所述选择处理器 20 根据与每一个数据帧相关联的相位进行选择。在采集数据帧时,对于该数据帧确定相对于所述心动周期的相位。对于每一组,选择输出自所述造影剂检测器的、具有指示心动周期内的基本上相同的相位的心动周期信息的数据帧。例如可以创建多个帧组,其中每一组针对一个不同的相位。

[0034] 所述选择处理器 20 在空间上对准输出自所述造影剂检测器的数据帧。每一组的或者针对每一个相位的数据帧被彼此对准。可以基于外部传感器比如换能器位置传感器将这些数据帧在空间上对准。可以基于所述造影剂数据将这些数据帧在空间上对准。在一个实施例中,根据输出自所述 B 模式或其他非造影剂检测器的数据帧,在空间上对准所述造影剂数据帧。在与所述造影剂帧相同或类似的时间上采集所述 B 模式帧,比如在线或帧交织中采集。对准所述 B 模式帧表明在相同或类似时间处采集的造影剂帧的对准。

[0035] 所述选择处理器 20 也可以包括持续滤波器 (persistence filter)、其他滤波器、求和器、 α 混合缓冲器、其他缓冲器、存储器、处理器、加法器或者用于从不同数据帧的信息生成图像的其他设备。所述选择处理器 20 组合输出自所述造影剂检测器的经过空间对准的数据帧。心动周期信息表明:将被组合的那些帧具有在所述心动周期内的基本上相同的时间。例如,所述选择处理器 20 在一帧与另一帧或正在进行的组合帧之间比较针对特定空间位置的数据。基于所述比较 (例如最高值、对均值的贡献或者最低值),选择其中一个值或者更新所述正在进行的组合帧,以包括所期望的值。作为另一个例子,所述选择处理器 20 确定表示作为时间的函数的位置或区域的平均值、总值或其他值。可以使用各种成像类型的组合。

[0036] 所述显示器 20 是 CRT、监视器、LCD、平板、投影仪或者其他显示设备。所述显示器 20 接收显示值以用于显示图像。所述显示值被格式化为一维图像、二维图像或者三维表示。在一个实施例中,根据在不同时间上采集的数据帧,所述显示值针对图像比如 TIC 或 MIP 图像而生成。生成输出自所述造影剂检测器的组合数据帧的图像。随着采集及选择附加的数据帧,可以更新所述图像。也可以显示其他图像,比如来自单一的或组成的数据帧的图像。

[0037] 所述图像处理器 18 和 / 或选择处理器 20 依照指令进行操作。所述存储器 28 是计算机可读存储器。由计算机可读存储介质存储表示指令的数据,所述指令可以由上述已编程处理器当中的一个或者两者执行来进行造影剂增强的医学诊断超声成像。把用于实现这里所讨论的处理、方法和 / 或技术的指令提供在计算机可读存储介质或者存储器比如高速缓存、缓存器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或者其他计算机可读存储介质上。计算机可读存储介质包括多种类型的易失性和非易失性存储介质。响应于存储在计算机可读存储介质

当中或存储在其上的一个或多个指令集来执行在附图中所说明或者在这里所描述的功能、动作或任务。所述功能、动作或任务与指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型无关，并且可以由单独操作或者组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等来执行。同样地，处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中，所述指令被存储在可移动介质设备上，用于本地或远程系统读取。在其他实施例中，所述指令被存储在远程位置处，以便通过计算机网络或者电话线传送。在其他实施例中，所述指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0038] 图 2 示出了一种用于进行造影剂增强的医学诊断超声成像的方法。所述方法由图 1 的系统 10 或者由不同的系统实现。可以按照所示出的顺序或者按照不同的顺序来执行所述方法。可以提供附加的、不同的或者较少的动作，比如不提供动作 30b 和 / 或动作 36。

[0039] 在动作 30 中，获得超声数据帧序列。所述序列是通过利用超声采集数据帧或者通过采集先前生成的数据帧（例如 DICOM 图像）而生成的。所述数据帧是利用现场扫描实时地采集的，或者是来自所存储的剪辑（clip）。所述序列可以基本上是连续的或周期性的（例如每一个心动周期采集一次或多次）。

[0040] 所述序列包括表示在不同时间处的扫描区域的数据帧。每一个数据帧表示相同的或重叠的区域。一些帧可能表示不同的区域，例如由于所述换能器相对于患者的面外运动而造成的。

[0041] 所述区域包括造影剂或者可能在插入造影剂之后包括所述试剂的区域。所述造影剂对超声能量做出响应。在动作 30a 中获得造影剂数据帧。某些或全部数据帧包括来自造影剂的信息。所述信息还可能包括来自组织或流体的响应。在一个实施例中，在超声信号的三次基谐波上获得所述信息。例如，在具有至少两个不同的幅度水平和相位的多个脉冲中发射超声信号。为了避免或者最小化所述造影剂的破坏，使用低幅度发射（例如 MI 小于 0.7）。例如通过求和或加权求和来组合响应于所述发射的信号。所述组合提供主要响应于造影剂的数据。在每一个数据帧中采集感兴趣区域的每一个空间位置处的数据。

[0042] 在所述数据帧中仅仅表示一种类型的数据，比如仅仅表示造影剂或者来自造影剂和组织的响应的数据。代替地，所述数据帧表示不同类型的数据，比如在相同帧或不同帧组中表示不同类型的数据。例如获得造影剂数据帧和单独的 B 模式数据帧。在动作 30b 中获得 B 模式或组织信息帧。所述 B 模式信息是与所述造影剂信息分开生成的。代替地，对于 B 模式检测使用响应于被用于造影剂信息的脉冲（例如全脉冲或最高幅度脉冲）之一的回波信号。所述 B 模式或组织信息可以包括其他信息。例如，脉冲序列和 / 或滤波可以从在基谐波、二次谐波或者二者上的超声信号中提供组织信息。

[0043] 所述造影剂和 B 模式数据帧对应于心动周期的各相位。每一帧通常在一个给定时间上被采集。利用时间或相位来标记所采集的各帧，或者记录相对于所述心动周期的采集定时的其他指示。可以把不同的帧与所述周期的不同部分相关联。可以利用基于所述心动周期的触发来采集所述帧，从而在所期望的相位上采集所述帧。在心脏回波成像中通常可以获得 ECG 或 R 波信号。可以利用所触发的序列把超声采集与所述 R 波同步。代替地，在没有触发的情况下采集所述帧。

[0044] 所述序列跨越多个心动周期。可以在不同周期期间采集不同帧，但是与相同相位相关联。图 3 示出了在 6 个心动周期中的每一个期间采集的多个帧（短黑条）。每一个周

期都开始于所述 R 波,但是也可以开始于其他时间。对于每一个周期期间的多个不同相位当中的每一个获得一个数据帧。在替换实施例中,所述定时没有精确地对准。一个或多个周期可能不具有与给定相位相关联的数据帧。所述超声数据帧序列至少部分地表示来自造影剂的信息。

[0045] 在动作 32 中,选择对于所述序列的一个或多个子集的各帧。利用相应于所述心动周期的基本上相同的相位的数据帧来填充每一个子集。这样做基本上覆盖了所述心动周期中的变化和 / 或与另一组的相邻相位相比更靠近所述特定相位的各帧。在触发的或者非触发的序列中,利用帧时间标记和 / 或所述 R 波时间标记对与在不同心动周期上的类似心脏相位相关联的各帧进行分组。在图 3 的例子中,用虚线椭圆标记出来自 6 周期序列的一个组或子集中的每个周期的帧 2。可以形成其他的或不同的子集,比如针对所述 R 波或心舒张周期的组。

[0046] 基于其他特性,可以丢弃或者不使用给定子集内的帧。例如,选择与较少的帧间运动相关联的数据帧,而不选择与较多的帧间运动相关联的数据帧。丢弃具有不合期望的运动的数据帧。可以使用任何所期望的阈值。也可以使用其他标准。

[0047] 在动作 34 中,每一个子集内的帧在空间上被对准,以便补偿运动。所述运动校正发生在与所述心动周期的基本上相同的相位相关联的各帧上。对于给定相位,这些帧是被对准的。把每一个所述不同子集中的帧与该相应子集内的其他帧对准。

[0048] 可以对所述数据帧应用动作 34 的运动补偿,以便校正各帧之间的平面内 (in-plane) 运动。平面内运动可能是由于换能器移动、患者移动和 / 或感兴趣区域内的组织移动而导致的。为了补偿运动,确定沿着一个或多个维度的相对平移和 / 或旋转。把来自一个帧的数据与另一个数据帧中的不同区域进行相关,以便识别出最佳的或足够的匹配。可以使用相关、互相关、绝对差的最小和和 / 或另一种相似度度量。可以校正全局或局部运动。例如,确定针对多个不同区域的各帧之间的运动。可以从所述多个运动校正确定全局运动,或者可以单独针对每一个区域应用所述运动校正,卷曲 (warping) 所述帧。可以提供刚性或非刚性运动模型,比如在非刚性运动模型中除了平移和旋转之外还有卷曲。可以使用整个数据帧或者数据窗来确定最佳的匹配和相应的运动。

[0049] 对于每一个新数据帧,把前一个或者时间上相邻的所选数据帧用作参考帧。代替地,把相同的参考帧用于与在时间上均匀间隔开的、每一个后续数据帧进行比较。

[0050] 随后使用各帧之间的数据位移来对准各帧之间的空间位置。所述运动校正可以去除或者减少与所述换能器移动、患者移动或者器官移动相关联的运动。代替地,在各帧之间不使用运动校正。

[0051] 可以使用运动传感器来确定运动补偿。对于基于超声数据的校正可以使用所述超声数据帧。在一个实施例中,使用 B 模式数据帧来确定造影剂数据帧的对准。根据所述 B 模式数据执行所述校正。在给出与相同相位相关联的帧的情况下,通过利用刚性运动或非刚性运动模型估计相应的 B 模式或组织响应数据的帧之间的运动参数来使之对准。图 4 示出了第 n 帧中的点 P_i^n ,通过帧运动估计分别将该点的相应位置恢复成第 (n-1) 帧中的 P_i^{n-1} … 以及第 1 帧中的 P_i^1 。B 模式或组织帧之间的相似度表明所述 B 模式或组织帧的对准。如果所述对准的帧在相同的周期和相位上被采集作为造影剂帧,那么所述 B 模式或组织帧的对准也表明所述造影剂帧的空间对准。通过利用 B 模式进行运动校正,可以避免由

于造影剂运动而导致的对准误差。由于造影剂可能正在移动,因此基于造影剂响应的运动校正可能是不准确的。

[0052] 在动作 36 中形成图像。根据子集或公共相位的经过运动校正的超声数据帧形成所述图像。所述图像至少部分地表示在所述心动周期的所述相位上来自造影剂的信息。可以通过运动校正来限制或避免模糊。所述图像可以被形成一次,或者可以随着采集与所述相同相位相关联的更多帧而更新所述图像。可以生成针对其他子集或相位的图像。可以生成诸如 B 模式图像之类的其他图像。所述图像是灰度图像、彩色图像或其组合。

[0053] 在动作 36a 中,组合来自所选帧子集的信息而不组合来自未选的超声数据帧的信息。根据来自所选帧的数据生成新的数据帧或图像。作为时间的函数整合 (integrate) 所选的超声数据帧。所述整合包括数学整合或者从多个来源形成图像。通过组合来自造影剂的信息 (比如主要处在超声信号的三次基谐波处的信息),可以更加容易地观看造影剂的灌注和 / 或小脉管系统。

[0054] 针对感兴趣区域的每一个空间位置或者由所述子集的帧所表示的所有空间位置,对所述数据进行比较或者将其用来确定值。对于所述图像的每一个像素,根据来自具有公共相位的每一个剩余的 (所选) 数据帧的数据来选择值。所述组合被用于任何现在已知的或者以后开发的帧间处理,比如最大强度保持、最小强度保持、均值确定或者构造一个或多个时间强度曲线。

[0055] 例如可以作为时间的函数从对于每一个空间位置的帧来确定数据的均值、中值或者其他统计值。在一个实施例中,通过对与第一相位相对应的造影剂数据帧求平均来组合所述造影剂数据。比如利用加权移动平均值对所选子集的各超声数据帧求平均。把 $I(P_i^n)$ 视为第 n 帧中的点 P_i^n 的强度。如下计算对于点 P_i^n 的长度为 k (k 点加权移动平均值) 的加权移动平均值 :

$$[0056] \text{MovingAverage}(I(P_i^n)) = \frac{(w_n I(P_i^n) + w_{n-1} I(P_i^{n-1}) + \dots + w_{n-k+1} I(P_i^{n-k+1}))}{(w_n + w_{n-1} + \dots + w_{n-k+1})}$$

[0057] 其中, $w_n, w_{n-1}, \dots, w_{n-k+1}$ 是加权系数。所述移动窗定义了将要包括在所述平均值中的所述子集的最近采集的帧的数目,比如最近的 3 个数据帧。例如,针对与所述心动周期的末尾舒张部分相对应的帧子集提供 3 帧移动平均值。可以使用无限或有限脉冲响应求平均。在一个替换实施例中,提供所述公共相位子集的所有帧的加权平均值。

[0058] 求时间平均可以为一般的图像序列降噪。在造影增强的超声图像序列中,给定位置处的斑点图案可能会由于所述造影剂的运动而改变。结果,求时间平均可以在这方面减少斑点噪声。

[0059] 作为另一种示例性组合,基于比较来选择关于所选帧的数据的最大值、最小值或者其他数据。把所选子集的帧组合成持续 (persisted) 帧或单一帧。例如,从所述造影剂数据帧形成最大强度投影数据帧。对于所述图像或者感兴趣区域的每个空间位置,选择来自造影剂的信息的最大值。将 $I(P_i^n)$ 视为第 n 帧中的点 P_i^n 的强度。如下计算点 i (沿着时间轴) 的最大强度投影 :

$$[0060] MIP(I(P_i^n)) = \max(I(P_i^n), I(P_i^{n-1}), I(P_i^{n-2}), \dots, I(P_i^1))$$

[0061] 在表示所述心动周期的相同或相似相位的经过运动校正的帧的子集或移动窗上执行所述最大强度投影。

[0062] 在心肌声学造影术中,造影剂显示出心肌灌注的时间迹线。由于所述造影剂随着时间移动,因此期望把所有这些时变信息整合在一起以便更好地描绘所述心肌灌注。

[0063] 在另一种示例性组合中,从所述帧来确定作为时间的函数表示强度或其他造影剂响应的曲线。所述曲线针对一个区域或者针对一个空间位置。由于所述帧与不同的时间相关联,因此所述曲线是作为时间的函数的强度。

[0064] 在动作 36b 中,根据所述组合生成所述图像。把通过组合来自其他帧的数据所形成的数据帧扫描转换、颜色编码、映射和 / 或转换成显示格式。例如,对所述造影剂数据进行颜色映射。可以把所述组合与其他超声信息相组合,比如将其覆盖在组织图像上。从所述造影剂数据形成红色、蓝色、绿色 (RGB) 或其他显示值。所得到的图像表示空间对准之后的某一心动周期相位上的造影剂。

[0065] 如从动作 36 到动作 32 的反馈所示,可以重复所述方法。在所示出的实施例中,重复所述选择、运动补偿、组合以及图像生成。可以或者可以不重复所述获得。例如,在动作 30 中采集图 3 中所表示的数据帧。取代重复动作 30,对于不同的相位重复所述选择动作 32。在动作 34 中的运动校正之后,对于与不同相位相对应的每一个相位或子集形成图像。作为另一个例子,随着采集更多数据帧而更新与给定相位相关联的图像。

[0066] 在一个例子中,随着左心室显影而执行 B 模式成像。来自 (美国) 西门子医疗方案集团 (Siemens Medical Solutions, USA) 的 Sequoia c512 型超声机和 4V1c 型换能器利用造影脉冲定序技术 (CPS- 三次基谐波) 进行成像。采集十心跳心尖 (Apical) 4 腔电影剪辑。利用软件对这些 DICOM 影片进行离线处理。所述软件对所述心跳进行时间同步,并且在所述十心跳序列上执行三心跳加权移动平均。此外还对所采集的影片应用最大强度投影。可以显像良好的左心室心内血液界面。此外还可以提供改进的信噪比提高以及造影分辨率增强。

[0067] 虽然在上面参照不同实施例描述了本发明,但是应当理解的是,可以做出许多改变和修改而不偏离本发明的范围。因此,前面的详细描述应被视为说明性而非限制性的,并且应当理解,应当由所附权利要求书 (包括全部等效表述) 来限定本发明的精神和范围。

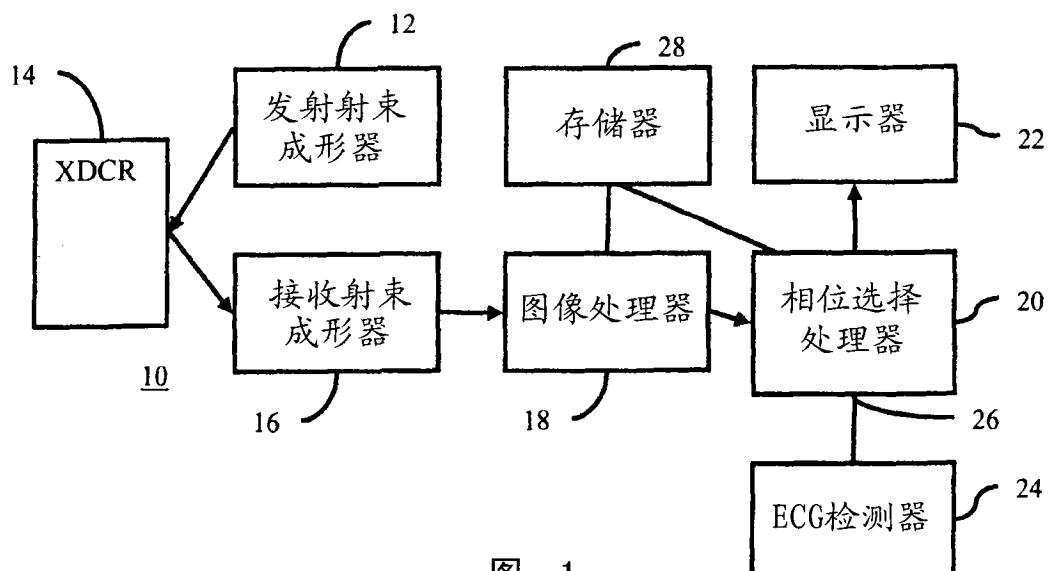


图 1

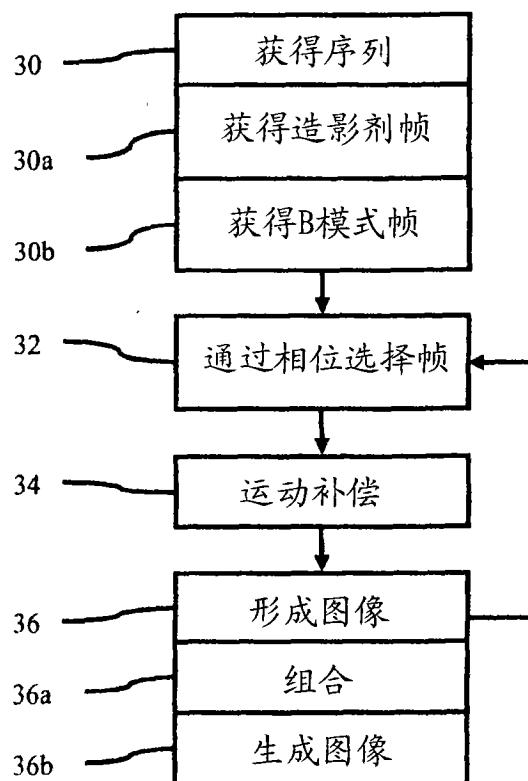


图 2

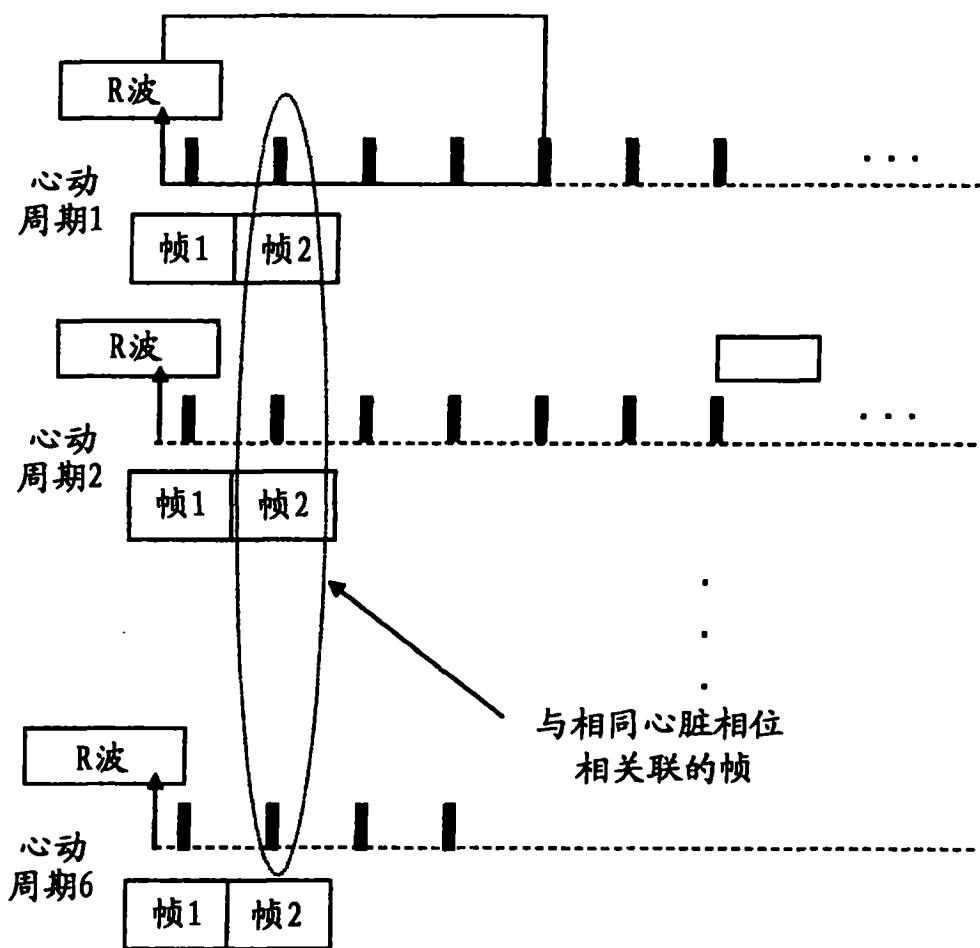


图 3

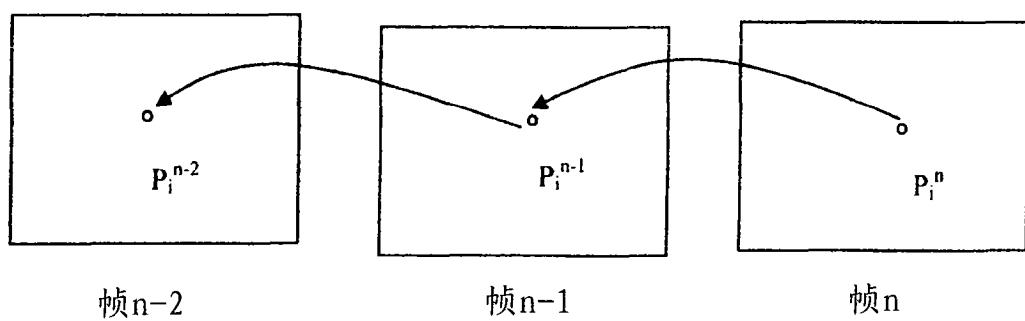


图 4

专利名称(译)	用于造影剂增强的医学诊断超声成像的同步组合		
公开(公告)号	CN101491450B	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	CN200910006114.6	申请日	2009-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	IM古拉卡 HC霍尔 C Y李		
发明人	I·M·古拉卡 H·C·霍尔 C·Y·李		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 G06T5/50 G01S15/8963 A61B8/0883 G06T2207/20221 G01S7/52088 G01S15/108 A61B8/5276		
代理人(译)	李少丹 刘春元		
审查员(译)	李尧		
优先权	12/011178 2008-01-23 US		
其他公开文献	CN101491450A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于造影剂增强的医学诊断超声成像的同步组合。本发明提供了造影剂增强的医学诊断成像、用于造影剂增强的医学诊断超声成像的系统和相应的计算机可读存储介质。对来自公共相位周期的数据帧进行分组(32)。在每一个公共相位组内执行运动校正(34)。从每一个经过运动校正的公共相位组内的各帧的组合形成(36)表示造影剂的图像。

