

1. 一种用于对周期性移动对象成像的成像系统,所述成像系统包括:
 - 超声信号提供单元 (13、16),其用于针对不同时间提供所述对象 (24) 的超声信号,
 - 相位信号提供单元 (17),其用于在所述不同时间处提供指示所述对象 (24) 的周期性移动的运动相位的相位信号,
 - 分配单元 (18),其用于基于所提供的相位信号向所述运动相位分配所述超声信号,
 - 超声图像生成单元 (19),其用于针对不同的运动相位生成若干超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于分配到各自的运动相位的所述超声信号来生成的,
 - 选择单元 (20),其用于从所生成的超声图像选择超声图像,以及
 - 显示单元 (21),其用于显示所选的超声图像。
2. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述选择单元 (20) 适于为所生成的超声图像确定选择值,其中,选择值是基于各自的超声图像的图像值而确定的,并且所述选择单元 (20) 适于向所述选择值应用选择规则,以从所生成的超声图像选择所述超声图像。
3. 根据权利要求 2 所述的成像系统,其中,所述对象 (24) 是组织壁,向所述组织壁施加能量以影响所述组织壁,使得所述超声信号提供单元 (17) 针对不同时间提供所述组织壁的超声信号,其中,所述选择单元 (20) 适于确定如下选择值中的至少一个:
 - 第一距离值,其指示用于测量所述超声信号的感测探头与所述组织壁之间的距离,
 - 壁厚值,其指示所述组织壁的厚度,
 - 透壁值,其指示所述组织壁的由能量的施加所影响的部分,
 - 第二距离值,其指示所述组织壁与所述组织壁后方元件之间的距离,以及
 - 气体形成值,其指示所述组织壁中形成的气体量。
4. 根据权利要求 3 所述的成像系统,其中,所述选择单元 (20) 适于选择所述超声图像,针对所述超声图像已经确定了如下值中的至少一个:最小第一距离值、平均第一距离值、最小壁厚值、最大透壁值、最大第二距离值、最小第二距离值和最大气体形成值。
5. 根据权利要求 3 所述的成像系统,其中,所述能量是根据具有不同阶段的能量施加流程来向所述组织壁施加的,其中,所述选择单元 (20) 被调整使得所述选择规则根据所确定的选择值并根据所述能量施加流程的阶段,定义超声图像的所述选择。
6. 根据权利要求 5 所述的成像系统,其中,所述选择规则定义:
 - 在向所述对象 (24) 施加能量之前的第一阶段中,首先选择已经确定了平均第一距离值的超声图像,并且其次选择已经确定了最小壁厚值的超声图像,
 - 在向所述对象 (24) 施加能量期间的第二阶段中,选择以下中的至少一个:已经确定了最大透壁值的超声图像和已经确定了最大气体形成值的超声图像,
 - 在向所述对象 (24) 施加能量之后的第三阶段中,选择已经确定了最大透壁值的超声图像。
7. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述分配单元 (18) 适于基于针对先前运动周期提供的所述相位信号来向所述运动相位分配所述对象 (24) 的运动周期的所述超声信号。
8. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述超声信号提供单元 (13、16) 适于提供所述对象 (24) 的 A 线作为所述超声信号。
9. 根据权利要求 8 所述的成像系统,其中,所述超声信号提供单元 (19) 适于对所述 A

线应用包络检测流程,并提供所得的 A 线包络作为所述超声信号。

10. 根据权利要求 8 所述的成像系统,其中,所述超声图像生成单元 (19) 适于针对所述不同运动相位生成若干 M 模式图像,其中,针对运动相位的 M 模式图像是根据分配到所述各自的运动相位的所述 A 线生成的。

11. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其中,被成像的所述对象 (24) 是生物的区域,并且其中,所述相位信号提供单元 (17) 适于提供以下中的至少一个作为所述相位信号:指示心脏运动的指示心脏运动的信号和指示呼吸运动的呼吸运动信号。

12. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述相位信号提供单元 (17) 适于根据所述超声信号确定所述相位信号并提供所确定的相位信号。

13. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述成像系统 (1) 还包括感测探头 (5),所述超声信号提供单元 (13) 和用于向所述对象 (24) 施加能量的能量施加单元 (12) 集成在所述感测探头中。

14. 一种用于对周期性移动对象成像的成像方法,所述成像方法包括:

- 由超声信号提供单元 (13、16) 针对不同时间提供所述对象 (24) 的超声信号,
- 由相位信号提供单元 (17) 在所述不同时间处提供指示所述对象 (24) 的周期性移动的运动相位的相位信号,
- 由分配单元 (18) 基于所提供的相位信号向所述运动相位分配所述超声信号,
- 由超声图像生成单元 (19) 针对不同的运动相位生成若干超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于分配到各自的运动相位的所述超声信号来生成的,
- 由选择单元 (20) 从所生成的超声图像选择超声图像,以及
- 由显示单元 (21) 显示所选的超声图像。

15. 一种用于对周期性移动对象成像的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,当所述计算机程序在控制根据权利要求 1 所述的成像装置的计算机上运行时,所述程序代码模块令所述成像装置执行根据权利要求 14 所述的成像方法的步骤。

用于对周期性移动对象成像的成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对周期性移动对象成像的成像系统、成像方法和成像计算机程序。

背景技术

[0002] US 2012/004547 A1 公开了一种用于监测消融流程的监测装置。该监测装置包括超声图像提供单元,其用于在消融流程期间提供心脏组织的 M 模式图像,使得医师能够基于 M 模式图像控制消融流程。

[0003] 由于心脏运动的原因,M 模式图像可以包括运动伪影,这能够降低基于 M 模式图像控制消融流程的质量。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种用于对周期性移动对象成像的成像系统、成像方法和成像计算机程序,其允许提供包括更少运动伪影的对象的图像。

[0005] 在本发明的第一方面中,提供了一种用于对周期性移动对象成像的成像系统,其中,所述成像系统包括:

[0006] - 超声信号提供单元,其用于针对不同时间提供所述对象的超声信号,

[0007] - 相位信号提供单元,其用于在所述不同时间处提供指示所述对象的周期性移动的运动相位的相位信号,

[0008] - 分配单元,其用于基于所提供的相位信号向所述运动相位分配所述超声信号,

[0009] - 超声图像生成单元,其用于针对不同的运动相位生成若干超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于分配到各自的运动相位的所述超声信号来生成的,

[0010] - 选择单元,其用于从所生成的超声图像选择超声图像,以及

[0011] - 显示单元,其用于显示所选的超声图像。

[0012] 由于所述超声图像生成单元基于分配到所述各自的运动相位的所述超声信号来生成针对运动相位的图像,其中,所述选择单元从所生成的超声图像选择超声图像,并且其中,所述显示单元显示所选的超声图像,因此所选的超声图像仅对应于单个运动相位,从而减少所显示超声图像中的运动伪影。

[0013] 所述超声信号提供单元优选适于提供所述对象的 A 线作为所述超声信号。所述超声信号提供单元优选还适于对 A 线应用包络检测流程并提供所得的 A 线包络作为所述超声信号。具体而言,所述超声图像生成单元适于针对不同的运动相位生成若干 M 模式图像,其中,针对运动相位的 M 模式图像是从分配到所述各自的运动相位的 A 线,尤其是 A 线包络来生成的。能够将针对不同的运动相位生成的若干 M 模式图像视为门控 M 模式图像。

[0014] 优选地,在时间上相继地提供所述超声信号,其中,如果已经提供了实际的超声信号,则能够将所述实际的超声信号分配给对应的运动相位,然后能够将所述实际的超声信号用于更新对应于已经向其分配了所述实际的超声信号的运动相位的超声图像。例如,如

果超声信号是 A 线,且如果生成的超声图像是门控 M 模式图像,则能够向运动相位分配各自的实际 A 线,其中,然后能够向对应于已经向其分配了实际 A 线的运动相位的门控 M 模式图像附加实际 A 线。

[0015] 所述超声信号提供单元能够是超声信号测量单元,所述超声信号测量单元用于针对不同时间测量对象的超声信号,尤其用于测量 A 线。于是,所述超声信号提供单元能够包括一个或若干超声换能器,所述一个或若干超声换能器用于发送出超声脉冲到达并进入对象,并在对象已经反射超声脉冲之后接收动态回波系列。然后根据接收到的动态回波系列生成所述超声信号,尤其是各自的 A 线。对象优选为组织,尤其是心脏组织,其中,超声脉冲被发送到心脏组织中,并从心脏组织接收动态回波系列,使得生成的超声信号指示不同深度中心脏组织的性质。

[0016] 所述超声信号提供单元也能够是存储单元,在所述存储单元中存储已经测量的超声信号,或者所述超声信号提供单元能够是接收单元,所述接收单元用于接收所述超声信号并提供所接收的超声信号。

[0017] 所述相位信号提供单元能够是相位信号测量单元,所述相位信号测量单元用于测量相位信号,所述相位信号指示在测量超声信号的不同时间处,对象的周期性移动的运动相位。然而,所述相位信号提供单元也能够是存储单元,在所述存储单元中已经存储了测量的相位信号,或者是接收单元,所述接收单元用于接收测量的相位信号并提供所接收的相位信号。

[0018] 所述成像系统因此能够包括用于测量超声信号和 / 或相位信号的测量部件,或者所述成像系统能够是不包括测量部件的计算系统,其中,在后一种情况下,所述超声信号提供单元和所述相位信号提供单元分别是计算机系统的存储单元或接收单元。

[0019] 所述选择单元能够适于允许用户从生成的超声图像中选择超声图像和 / 或从生成的超声图像中自动选择超声图像。具体而言,所述选择单元能够适于提供图形用户接口,所述图形用户接口允许用户从生成的超声图像中选择超声图像。在实施例,所述选择单元适于为所生成的超声图像确定选择值,其中,选择值是基于所述各自的超声图像的图像值确定的,并且所述选择单元适于向所述选择值应用选择规则,以从所生成的超声图像中自动选择超声图像。选择规则优选是预定义的并存储在所述选择单元中。在实施例,所述选择单元适于允许用户修改选择规则或增加新的选择规则。

[0020] 优选地,对象是组织壁,向所述组织壁施加能量以影响所述组织壁,使得所述超声信号提供单元针对不同时间提供所述组织壁的超声信号,其中,所述选择单元适于确定以下选择值中的至少一个:指示用于测量超声信号的感测探头与组织壁之间距离的第一距离值,指示组织壁厚度的壁厚值,指示组织壁的由能量的施加所影响的部分的透壁值,指示组织壁与组织壁后方元件之间距离的第二距离值,以及指示组织壁中形成的气体量的气体形成值。优选将透壁值定义为 i) 通过向组织壁施加能量生成的损伤边界到组织壁外部的距离,与 ii) 壁厚值之间的比值。这些选择值在消融流程期间能够是重要的,在所述消融流程中向组织壁施加像射频 (RF) 能量的能量以对其进行消融。因此,基于这些选择值中的至少一个选择超声图像能够导致所显示的图像示出在消融流程期间很重要的,需要监测的方面。这样能够基于所显示的所选超声图像实现对消融流程的改进控制。

[0021] 优选地,所述选择单元适于选择已经确定了如下值中的至少一个的所述超声图

像：最小第一距离值、平均第一距离值、最小壁厚值、最大透壁值、最大第二距离值、最小第二距离值和最大气体形成值。

[0022] 在测量超声信号期间，向组织壁中发送超声脉冲且从组织壁接收动态回波系列的超声感测方向与组织壁自身之间的空间关系能够由于组织壁的周期性移动而变化。因为超声感测方向与组织壁之间的这种变化的空间关系，不同的超声图像能够示出不同的组织壁性质，例如，它们能够示出不同的壁厚、用于测量超声信号的感测探头与组织壁之间的不同距离、不同的透壁水平、组织壁与组织壁后方元件之间的不同距离以及不同的气体形成值。

[0023] 如果根据壁厚值选择超声图像，则优选选择具有最小壁厚值的超声图像，因为示出最小壁厚值的超声图像最有可能示出了真实壁厚。

[0024] 如果基于第一距离值选择超声图像，则优选选择具有最小第一距离值的超声图像，因为这一超声图像最有可能对应于用于测量超声信号的感测探头与对象之间的最佳接触。然而，在将像 RF 消融电极的能量施加单元集成在用于向对象施加能量的感测探头中的实施例，可以选择具有平均第一距离值的超声图像，因为，如果显示单元上显示的超声图像指示组织壁与感测探头之间的最小距离或组织壁与感测探头之间的最大距离，像医师那样的用户可能分别施加过小或过大的力，以向组织壁压迫感测探头。于是，选择已经确定了平均第一距离值的超声图像能够引导用户施加正确的力。为了根据平均第一距离值选择超声图像，能够选择已经确定了中位第一距离值的超声图像，或者能够选择已经确定了与为超声图像确定的所有第一距离值的算术平均值最接近的第一距离值的超声图像。

[0025] 如果基于透壁值选择超声图像，则优选选择已经确定了最大透壁值的超声图像，因为如果向对象施加能量的用户基于这一所选超声图像施加能量，最有可能防止完全透过组织壁并向底层相邻组织透壁施加能量。

[0026] 如果使用第二距离值选择超声图像，则优选选择已经确定了最大第二距离值的超声图像，因为这一超声图像最有可能允许用户在应当施加能量的组织壁和不应施加能量的相邻组织之间进行区分，由此基于所选的超声图像改善对向组织壁施加能量的控制。

[0027] 如果使用气体形成值选择超声图像，则优选选择已经确定了最大气体形成值的超声图像，因为如果医师在能量施加流程期间注视这一所选超声图像，最有可能示出气体形成，由此在气体形成被观察到或变得显著时允许医师例如暂停施加能量。这样能够防止组织壁内部形成气体，从而防止所谓的组织爆裂。

[0028] 在优选实施例中，根据具有不同阶段的能量施加流程向所述组织壁施加能量，其中，调整所述选择单元，使得所述选择规则根据所确定的选择值并根据能量施加流程的当前阶段，定义超声图像的选择。于是，对于向对象施加能量的每个阶段，能够选择并显示一个或若干超声图像，这样允许优化监测各自阶段中能量的施加。针对向对象施加能量的各自阶段调整一个或若干超声图像的选择和显示，能够进一步改善能量施加的监测。

[0029] 具体而言，选择规则能够定义，i) 在向对象施加能量之前的第一阶段中，首先选择已经确定了平均第一距离值的超声图像，并且其次选择已经确定最小壁厚值的超声图像，ii) 在向所述对象施加能量期间的第二阶段中，选择以下中的至少一个：已经确定了最大透壁值的超声图像和已经确定了最大气体形成值的超声图像，以及 iii) 在向所述对象施加能量之后的第三阶段中，选择已经确定了最大透壁值的超声图像。优选地，如果在第二阶段中，若干超声图像显示出相似的最高透壁值，则从全部显示相似更高透壁值的这些超声

图像中,选择具有最大第二距离值的超声图像,即,其显示出向其施加能量的组织壁与相邻组织结构之间的最大分离。如果施加能量的医师基于所选的超声图像监测能量的施加,这进一步增大了在施加能量期间不损伤相邻组织的可能性。

[0030] 所述成像系统优选适于连续提供超声信号,向运动相位分配超声信号,生成超声图像并显示生成的超声图像,其中,所述超声图像生成单元适于在已经生成初始超声图像之后,基于实际提供的超声信号更新超声图像,并且显示单元适于在时间上相继地显示更新的超声图像,以示出对象的更新的周期性移动。具体而言,所述超声信号提供单元优选适于连续提供 A 线作为超声信号,其中,所述图像生成单元适于生成门控 M 模式图像作为超声图像,其中,在已经生成初始门控 M 模式图像之后,通过附加实际提供的 A 线来更新门控 M 模式图像,并且其中,显示单元适于在时间上相继显示更新的门控 M 模式图像,以示出对象的更新的周期性移动。

[0031] 所述分配单元能够适于将运动周期细分成运动相位,使得它们根据相位信号具有不同的持续时间。例如,如果相位信号是心脏运动信号,则所述分配单元能够适于使得在心肌休息时,包括心舒期的运动相位的持续时间大于包括心缩期的运动相位的持续时间。

[0032] 所述分配单元能够适于在已经完成各自运动周期之后向各自运动周期的运动相位分配超声信号。所述分配单元还能够适于基于针对先前运动周期提供的相位信号向所述运动相位分配所述对象的运动周期的超声信号。于是,能够在完成实际运动周期之前向运动相位分配超声信号。这样允许以极低延迟向运动相位分配超声信号,使得所述超声图像生成单元能够针对不同的运动相位以极低延迟生成实际的超声图像,其包括上次提供的超声信号。例如,能够时间上相继地提供 A 线作为超声信号,其中,能够基于将先前运动周期细分成运动相位来向运动相位分配实际提供的 A 线。然后能够将实际 A 线附加到对应于已经分配了实际 A 线的运动相位的门控 M 模式图像。

[0033] 所述分配单元能够适于在已经完成各自的运动周期之后,基于各自的运动周期的相位信号,重新分配已经基于先前运动周期的相位信号分配到运动相位的对象的各自运动周期的超声信号,其中,所述超声图像生成单元能够适于基于重新分配的超声信号生成超声图像,其中,所述选择单元能够适于从实际生成的超声图像中选择超声图像,并且其中,所述显示单元能够适于显示所选的超声图像。因此在已经完成各自运动周期之后,能够校正基于先前运动周期的超声信号向运动相位的初始大致分配,由此提供超声信号向运动相位的准确分配,并且于是,提供对象的高质量图像,其中,仍然能够以极低延迟显示实际采集的最后的超声信号。

[0034] 所述选择单元能够适于确定各自 A 线中具有低于噪声阈值的超声信号值的段,并基于各自 A 线的所确定的段来确定壁厚值。此外,所述选择单元能够适于向各自的超声图像,尤其是各自的 M 模式图像应用纹理分类技术以确定壁厚值。而且为了确定第二距离值和气体形成值,所述选择单元能够适于使用例如纹理分类技术。为了确定透壁值,所述选择单元能够适于通过根据时间上相继的 A 线之间的相关性或应变分析来评估组织弹性,确定组织壁之内已由能量的施加影响了组织的深度,其中,能够基于这个确定的深度和所确定的壁厚值确定透壁值。

[0035] 被成像对象优选是生物的区域,其中,所述相位信号提供单元适于提供以下中的至少一个作为所述相位信号:指示心脏运动的指示心脏运动的信号和指示呼吸运动的呼吸运动信

号。于是,所选和显示的图像能够具有更少运动伪影,尤其是根本没有运动伪影,运动伪影一般可能由心脏运动和 / 或呼吸运动导致。

[0036] 如果所述相位信号提供单元提供心脏运动信号和呼吸运动信号,则能够向心脏相位以及除此之外的呼吸相位分配每个超声信号,尤其是每个 A 线,其中,能够生成针对心脏运动相位和呼吸运动相位的不同组合的若干超声图像,其中,能够基于分配到各自组合的超声信号,尤其是 A 线,针对心脏运动相位和呼吸运动相位的组合生成超声图像。

[0037] 心脏运动信号能够是来自例如附着到生物胸部的心电图表面导联的心电图信号。备代地或额外地,能够将所述超声信号提供单元集成在导管中,尤其是集成到导管的尖端中,其中,也能够是在导管中,尤其是导管尖端中集成用于测量心脏信号的电极。所述相位信号提供单元还能够是脉搏氧饱和度仪检测器,其能够夹到手指或耳垂上,其中,脉搏氧饱和度仪检测器提供心脏信号。呼吸运动信号能够是,例如由气管插管设备生成的气流信号。呼吸信号也可以根据生物阻抗信号而生成,生物阻抗信号可以经由心电图电极测量。所述相位信号提供单元还能够适于根据所述超声信号确定相位信号并提供所确定的相位信号。具体而言,也能够被视为触发信号的相位信号能够通过使用例如横向中的傅里叶分析或相关分析从 A 线包络获取,横向即由 A 线包络形成的 M 模式图像的时间轴方向。于是,可以确定相位信号而无需更多测量设备,像心电图仪,这样可以简化对成像系统的操作。

[0038] 所述成像系统优选包括感测探头,所述超声信号提供单元和用于向对象施加能量的能量施加单元集成在所述感测探头中。所述感测探头优选是导管,所述超声信号提供单元的至少一部分,例如一个或若干超声换能器,以及所述能量施加单元的至少一部分,例如消融电极,集成在所述感测探头中。于是,可以提供单个感测探头,能够将所述单个感测探头用于向对象施加能量,具体而言,用于执行心脏消融流程,并通过使用超声来监测能量的施加。

[0039] 在本发明的另一方面中,提供了一种对周期性移动对象成像的成像方法,其中,所述成像方法包括:

[0040] - 由超声信号提供单元针对不同时间提供所述对象的超声信号,

[0041] - 由相位信号提供单元在所述不同时间处提供指示所述对象的周期性移动的运动相位的相位信号,

[0042] - 由分配单元基于所提供的相位信号向所述运动相位分配所述超声信号,

[0043] - 由超声图像生成单元针对不同的运动相位生成若干超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于分配到各自的运动相位的所述超声信号来生成的,

[0044] - 由选择单元从所生成的超声图像选择超声图像,以及

[0045] - 由显示单元显示所选的超声图像。

[0046] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于对周期性移动对象成像的计算机程序,其中,所述计算机程序包括程序代码模块,当所述计算机程序在控制根据权利要求 1 所述的成像装置的计算机上运行时,所述程序代码模块令所述成像装置执行根据权利要求 14 所述的成像方法的步骤。

[0047] 应当理解,权利要求 1 的成像系统、权利要求 14 的成像方法和权利要求 15 的计算机程序具有具体而言如从属权利要求中定义的类似和 / 或相同优选实施例。

[0048] 应当理解,本发明的优选实施例也能够是从属权利要求与各自独立权利要求的任

意组合。

[0049] 本发明的这些和其他方面将从下文描述的实施例变得显而易见并参考下文描述的实施例加以阐述。

附图说明

[0050] 在以下附图中：

[0051] 图 1 示意性且示范性示出了用于对周期性移动对象成像的成像系统的实施例，

[0052] 图 2 示意性且示范性示出了成像系统的导管尖端的实施例，

[0053] 图 3 示意性且示范性示出了由成像系统提供的 A 线和 A 线包络，

[0054] 图 4 示意性且示范性示出了非门控 M 模式图像，以说明基于超声图像数据确定运动周期，

[0055] 图 5 示范性且示意性示出了心脏相位信号和非门控 M 模式图像，以说明向运动相位分配 A 线，

[0056] 图 6 示出了流程图，其示范性图示了门控 M 模式图像的生成，

[0057] 图 7 示意性且示范性示出了图形用户接口的实施例，其示出了选定的门控 M 模式图像，

[0058] 图 8 到 11 图示了由周期性心脏和呼吸移动导致的超声成像的不同种类的干扰，

[0059] 图 12 示出了流程图，其示范性图示了一个或若干门控 M 模式图像的生成、选择和显示，以及

[0060] 图 13 示出了流程图，其示范性图示了用于对周期性移动对象成像的成像方法实施例。

具体实施方式

[0061] 图 1 示意性且示范性示出了用于对周期性移动对象成像的成像系统 1。在这一实施例中，周期性移动对象是躺在台子 3 上的人 2 的心脏 4 的组织壁。成像系统 1 包括具有导管尖端 6 的导管 5，图 2 中更详细示出了导管 5。

[0062] 导管尖端 6 包括连接到超声控制单元 16 的超声换能器 13，以经由像绝缘线那样的电连接 15 控制超声换能器 13。超声换能器 13 和超声控制单元 16 形成超声信号提供单元，以针对不同时间提供组织壁 24 的超声信号。具体而言，超声换能器 13 和超声控制单元 16 适于向组织壁 24 中发送超声脉冲，在超声脉冲已经被组织壁 24 反射之后接收回波系列，并根据所接收的回波系列生成 A 线。超声信号提供单元 13、16 因此在时间上相继采集 A 线，以针对不同时间提供组织壁 24 的超声信号，即，能够向每个 A 线分配时间，所述时间为超声信号提供单元 13、16 发送和接收各自超声脉冲的时间。

[0063] 能够优先在超声发射模式中和超声接收模式中操作超声信号提供单元 13、16。在超声发射模式中，超声控制单元 16 向超声换能器 13 提供电脉冲，超声换能器 13 是压电换能器并且将电脉冲转换成高频声波，即超声，超声通过组织壁 24 传播，并在组织壁 24 不均质的地方被反射和 / 或散射。在超声接收模式中，使用同一压电换能器捕获从组织壁 24 反射和 / 或散射的高频声波，压电换能器将其转换成电信号，电信号被发送到超声控制单元 16。在另一实施例中，导管尖端 6 还能够包括若干超声换能器，其中，所有超声换能器能够

可以适于向组织壁中发送超声并接收从组织壁反射和 / 或散射的超声,或者其中,超声换能器中的至少一个适于向组织壁中发送超声且至少一个其他超声换能器适于接收反射和 / 或散射的超声。

[0064] 优选由超声控制单元 16 对 A 线预先滤波,以消除噪声和干扰,由此提供每个发射的超声脉冲的经预先滤波的 A 线。图 3 中示意性且示范性示出了所得的 A 线 25,在图 3 中,根据任意单位的时间 t 示出了任意单位的幅度 A。

[0065] 超声信号提供单元 13、16,即,尤其是超声控制单元 16,还适于对 A 线应用包络检测流程,并提供所得的 A 线包络作为超声信号。包络检测流程将无 DC 的 A 线变换成非负幅度信号,也可以将其视为非负强度或对比度信号。在图 3 中示意性且示范性示出了这样的 A 线包络 26。超声控制单元 16 能够适于向 A 线应用其他后处理流程,像对比度增强流程,以改善可视化。

[0066] 成像系统 1 还包括相位信号提供单元 17,以提供相位信号,相位信号指示在不同时间处组织壁 24 的周期性移动的运动相位。在这一实施例中,相位信号提供单元 17 适于提供指示组织壁 24 的心脏运动的运动信号。在另一实施例中,备代地或额外地,相位信号提供单元还能够适于提供相位信号,该相位信号指示另一种运动,像指示组织壁 24 的呼吸运动的呼吸运动信号。相位信号提供单元 17 适于根据采集的 A 线确定相位信号并提供所确定的相位信号。

[0067] 为了确定相位信号,可以构成 A 线包络的所生成序列,以形成 M 模式图像,其中,后续 M 模式图像列包含后续 A 线包络。相位信号提供单元 17 优选适于在横向中应用傅里叶分析或相关分析以确定相位信号,横向即 A 线包络形成的 M 模式图像的时间轴方向。

[0068] 图 4 示意性且示范性示出了这样的 M 模式图像 34,其中,横向是由 t 指示的时间方向。相位信号提供单元 17 优选适于通过使用信号相关技术找到运动周期 T。根据 A 线采样率,即,每秒的 A 线量,将图 4 中由矩形 30 指示的一组相继 A 线包络与其他时间的相继 A 线包络的若干其他组进行比较,其他组由图 4 中的矩形 31、32、33 指示。矩形 31 界定一组相继 A 线包络,这与矩形 30 指示的该组 A 线包络最相似。这两组相继 A 线包络之间的时间距离定义了运动周期 T,并且于是,定义了触发信号,即相位信号。该比较基于匹配误差标准,例如,绝对差之和。如果分别考虑心脏运动和 / 或呼吸运动,优选由典型的心跳速率和 / 或典型的呼吸速率定义搜索区,即预期运动周期 T 的范围。典型的心跳速率能够在每分钟 40 到 140 次的范围之内,或者对于纤维化心房,在每分钟 40 到 300 次的范围之内。所确定的估计运动周期 T 是使匹配误差最小化的周期。因此,在一个时间处的估计运动周期 T 优选对应于两组指示的 A 线包络的最小匹配误差。能够选择触发信号为仅在具有持续时间 T 的各自新运动周期的开始处为非零。

[0069] 如果相位信号提供单元 17 适于根据超声信号确定相位信号并提供所确定的相位信号,则可以减少,尤其是避免电生理学 (EP) 实验室中不同硬件系统之间的物理连接,例如,心电图测量设备和心脏消融监测设备之间的物理连接。

[0070] 然而,相位信号提供单元也能够是心电图测量单元,其中,能够从附着到例如人胸部的表面导联获取心脏触发信号。或者,相位信号提供单元还能够适于从导管尖端内部的电极获取心脏触发信号,或者从常规脉搏氧饱和度仪检测器获取心脏触发信号,该检测器可以夹到人的手指或耳垂上。此外,备代地或额外地,相位信号提供单元还能够适于提供呼

吸触发信号,其中,可以从气管插管设备生成的气流获取这一呼吸触发信号。也可以从经由心电图电极测量的生物阻抗信号提取呼吸触发信号。此外,相位信号提供单元可以适于提供从其他生理监测设备,尤其是从远程生理监测设备获取的心脏触发信号和/或呼吸触发信号。

[0071] 成像系统 1 还包括分配单元 18,以基于所提供的相位信号向运动相位分配超声信号。具体而言,能够将所确定的运动周期 T 细分成 N 个运动相位,其中,可以向每个 A 线包络分配各自的运动相位。在另一个实施例中,如果相位信号提供单元适于提供心电图信号作为相位信号,则心跳周期,即运动周期 T 能够如例如 V. Afonso 等人的文章“ECG beat detection using filter banks”(IEEE Transactions on Biomedical Engineering,第 46 卷,第 2 期,第 192 到 202 页 (1999)) 中定义的那样比确定,在此通过引用将该文章并入本文。具体而言,能够由心电图信号的两个相继 R 峰,或心跳周期期间发生一次的任何其他两个相继峰之间的周期定义心跳周期,即运动周期 T 。如图 5 中示意性且示范性所示,能够将确定的心跳周期,即,运动周期 T 细分成 N 个运动相位。

[0072] 在图 5 中,上部示出了在时间上相继的 A 线包络,其形成 M 模式图像 42,并且下部示出了所提供的相位信号,在本范例中,即心电图信号 40。由叉 41 指示心电图信号 40 的 R 峰。对于一个运动周期 T ,指示了细分成 N 个相位。例如,图 5 中由附图标记 43 指示的区域之内的所有 A 线包络都被分配到同一运动相位,在这一实施例中即第一运动相位。将周期 T 的其他 A 线包络分配到各自的其他运动相位。

[0073] 成像系统 1 还包括超声图像生成单元 19,以针对不同的运动相位生成若干超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于分配到各自的运动相位的超声信号来生成的。在这一实施例中,超声图像生成单元 19 适于针对每个运动相位生成 M 模式图像,其中,针对运动相位的 M 模式图像是从分配到各自的运动相位的 A 线包络生成的。能够将生成若干 M 模式图像视为从包括所有非门控 A 线包络的原始 M 模式图像提取 N 个门控超声图像,其中,由相位信号触发提取,该相位信号与心脏跳动,以及任选的呼吸运动同步。在其他实施例中,相位信号也能够仅与呼吸运动同步。在每个门控的超声图像中,收集属于运动周期的一个特定运动相位的后续 A 线包络组。因此,从随时间形成的一个门控超声图像,通过附加分配到各自的运动相位的 A 线包络,能够观察到组织壁内部的变化,这种变化可能是由消融导致的,其中运动伪影在各自的门控超声图像中被减少或根本不存在。在下文中将参考图 6 示范性地描述在生成 A 线包络数据的同时,生成门控 M 模式图像。

[0074] 接收 (52) 由超声换能器 13 生成的原始超声 A 线数据,其中,处理接收到的原始超声 A 线数据以生成经滤波的 A 线包络数据 (50)。基于接收的触发信号 (53) 向不同运动相位分配 A 线包络 (51)。然后将已经分配到不同运动相位的 A 线包络附加到各自运动相位的各自 M 模式图像 (54),这获得 N 个更新的 M 模式图像 (55)。于是,对于每个运动相位,对应的 A 线包络从原始 M 模式图像被提取并被置于先前提取的先前运动周期的同一运动相位的 A 线包络后方。通过这种方式,将 M 模式图像细分成 N 个门控图像,其中,每个门控图像对应于运动循环的一个特定运动相位。

[0075] 由于以帧,即以运动相位为单位(能够在各运动周期之间存在持续时间的变化,例如由于心率的变化)准确划分运动周期,所以只能在完成各自的运动周期之后执行,可以以相对大的延迟执行门控超声图像的生成和显示。因此,分配单元 18 优选适于基于先前

运动周期的持续时间将运动周期分成运动相位,并在实际运动周期已经完成之后补偿/校正由于相继运动周期之间持续时间中的潜在差异导致的潜在误差。超声图像生成单元 19 之后优选适于基于 A 线向运动相位的校正分配,具体而言,通过基于校正分配再次生成门控的超声图像,来校正门控的超声图像。这样可以允许以极低的延迟生成和显示门控超声图像。

[0076] 再次参考图 2,导管尖端 6 还包括能量施加单元 12,在本实施例中即 RF 消融电极,以向组织壁 24 施加能量。导管 5 因此形成了感测探头,超声换能器 13 和 RF 消融电极 12 集成在所述感测探头中。RF 消融电极 12 经由像绝缘线那样的电连接 14 与 RF 源 22 连接。

[0077] 成像系统 1 还包括选择单元 20,以从生成的超声图像选择超声图像。具体而言,选择单元 20 适于从超声图像生成单元 19 提供的所生成的门控 M 模式图像选择一个或若干门控 M 模式图像。选择单元 20 能够适于允许用户从生成的门控超声图像选择门控超声图像和/或从生成的门控超声图像自动选择门控超声图像。例如,选择单元 20 能够适于提供图 7 中示意性且示范性示出的图形用户接口 60。

[0078] 图形用户接口 60 在下部示出了十幅生成的门控超声图像的排 63,即,在本范例中,假设将运动周期细分成十个运动相位。然而,当然也能够将各自的运动周期细分成另一数量的运动相位。具体而言,选择单元 20 能够适于允许用户人工设置每个运动周期的期望数量的运动相位。例如,选择单元 20 能够包括图形用户接口,以允许医师将运动相位的数量人工设置在一到二十之间。能够在排 63 之内突出显示选定的门控超声图像。例如,能够为选定的门控超声图像提供帧 64,以突出其。图形用户接口 60 以更大的尺寸示出了选定的门控超声图像 61。也能够通过提供帧 62 来突出显示以更大尺寸显示的门控超声图像 61。在显示单元 21 上显示图形用户接口 60。为了人工选择门控超声图像,选择单元 20 可以适于允许用户通过使用例如计算机鼠标指针或触敏显示器来选择各自的门控超声图像。

[0079] 尽管图 7 中示范性且示意性示出的图形用户接口 60 还示出了排 63 中的未选择的门控超声图像,但在另一实施例中,显示单元 21 可以仅显示各自的选定门控超声图像。

[0080] 为了自动选择一个或若干门控超声图像,选择单元 20 优选适于为生成的门控超声图像确定选择值,其中,选择值是基于各自的门控超声图像的图像值确定的,并且选择单元 20 优选适于向选择值应用选择规则,以从生成的门控超声图像选择门控超声图像。优选地,选择单元 20 适于为每幅门控超声图像确定以下选择值中的至少一个:指示感测探头,即导管尖端 6,与组织壁 24 外表面 28 之间距离的第一距离值,指示组织壁 24 厚度的壁厚值,指示组织壁 24 的由能量的施加所影响的部分的透壁值,指示组织壁 24 外表面 29 与可能存在于组织壁 24 后方区域 39 中的其他组织之间距离的第二距离值,以及指示组织壁 24 中形成的气体量的气体形成值。能够将透壁值定义为 i) 消融流程生成的损伤的边界到组织壁 24 外表面 28 的距离,与 ii) 壁厚值之间的比值。换言之,透壁值优选是消融深度与组织壁 24 厚度之间的比值。

[0081] 由于组织壁 24 的周期性移动,对于不同的门控超声图像,选择值可能不同。在下文中将参考图 8 到 11 示范性描述显示选定图像而非显示非门控 M 模式图像的这和其他优点。

[0082] 图 8 在两个不同位置 70、71 示出了导管 5 的尖端 6,两个位置对应于导管尖端 6 封入组织壁 24 外表面的不同角度 α_1 , α_2 。因为组织壁 24 的周期性运动,导管尖端 6 在相对

于组织壁 24 外表面的不同位置 70、71 之间周期性变化。从图 8 中清晰看出,如果基于对应于导管尖端 6 处在第一位置 70 的运动相位的门控超声图像确定了组织壁 24 的厚度 d_1 ,且如果基于对应于导管尖端 6 处在第二位置 71 的运动相位的门控超声图像确定了组织壁 24 的厚度 d_2 ,则所确定的两个厚度 d_1 , d_2 是不同的。于是,针对不同门控超声图像确定的壁厚值能够不同。对应地,根据导管尖端 6 的各自位置 70、71,也能够将图 8 中由虚线 72 指示的损伤形成视为“更深”或“更浅”。因此,对于不同的门控超声图像,透壁值也能够不同。

[0083] 这些效应导致如下事实:在已知的非门控 M 模式图像中,医师难以解读可能非常迅速的厚度变化,并且医师可能判定厚度为 d_2 ,而实际上是 d_1 。于是,如果医师将基于已知的非门控 M 模式图像执行消融流程,医师可能会选择过分积极的消融方案。此外,如果医师基于已知的非门控 M 模式图像监测消融流程,医师可能会错过第一透壁点,使得消融可能变得无效且过长,由此潜在损伤相邻的组织。

[0084] 图 9 示出了可能移动到超声换能器 13 提供的超声波束之内和之外的不同组织结构元件 73。在已知的非门控 M 模式图像中,组织结构元件 73 的这种进出运动会干扰 M 模式图像,并因此减小损伤形成的可见度。此外,由于组织结构元件 73 对不同门控超声图像的贡献不同,所以它们可能会不同地影响在不同门控超声图像中选择值的确定。

[0085] 在图 10 中,像围心囊、肺组织或脂肪层的第二组织层 74 被示为处于组织壁 24 后方。在已知的非门控 M 模式图像中,第二组织层 74 和组织壁 24 可以不是可分离的,因此组织壁 24 和第二组织层 74 的运动在已知的非门控 M 模式图像中将这两个元件混合在一起。例如,在图 10 中所示的范例中,距离 d_3 等于距离 d_4 ,其中,难以观察到在 M 模式图像中将被示为暗区的沿 d_4 的组织间隙,因为在稍晚时间,在沿 d_3 定位导管尖端 6 时,组织间隙不会存在,并且 M 模式图像中对应的区域显示为明亮。在覆盖观察损伤进展所需的诸如 60 秒的长时段的已知非门控 M 模式图像中,密集地绘制个体 A 线,从而不能观察到沿 d_4 的组织间隙。于是,尽管实际组织层厚度,即组织壁 24 的厚度为 d_1 ,但医师可能认为厚度等于 d_3 。此外,指示组织壁 24 与第二组织层 74 之间的距离的、且针对对应于导管尖端 6 处在第一位置 70 的运动相位的门控超声图像确定的第二距离值,将与针对对应于导管尖端 6 处在第二位置 71 的运动相位的门控超声图像确定的第二距离值不同。

[0086] 在图 11 中,由箭头 75、76 指示心跳和呼吸导致的运动,并且由箭头 77、78 指示由局部收缩组织导致的运动。在已知的非门控 M 模式图像中,由于心跳和呼吸运动造成的 M 模式图像中的对比度变化可能会干扰由于局部肌肉收缩导致的对比度变化。因为这种干扰的原因,在非门控的 M 模式图像中不能观察到局部肌肉收缩,但其在消融之前和之后的幅度差能够是坏死水平的重要指标,换言之,是消融流程进行好坏的重要指标。此外,心跳和呼吸运动以及局部肌肉收缩导致的运动能够导致针对不同的门控超声图像确定的不同的选择值。

[0087] 假设,对于一方面的可视化而言,N 幅门控超声图像中的至少一幅比其他门控超声图像更好。例如,N 幅门控图像之一可以与心脏的最小观测壁厚相关联,预计该最小观测壁厚为实际壁厚。这样的门控超声图像可以是对应于图 8 所示的第一位置 70 的门控超声图像。因此,该成像系统优选适于用一个或若干门控 M 模式图像替换常规非门控 M 模式图像进行显示,从而最佳地显示各自的相关方面。

[0088] 能够由医师选择要显示的特定门控超声图像。医师能够从所有门控超声图像中选

择一个或若干门控超声图像,它们可以全部同时显示,尤其是以较低分辨率显示,以匹配显示单元 21。医师的选择可以基于其自己的经验。在做出选择之后,优选由显示单元 21 以可能最好的分辨率显示选择的门控超声图像。

[0089] 作为允许用户选择期望门控超声图像的替代,选择单元 20 能够适于自动选择要通过使用算法可视化的门控超声图像。具体而言,首先由算法自动分析每幅门控超声图像以估计一个或多个相关方面,像组织厚度、损伤深度、气体形成量等,即,确定选择值。然后,基于至少一个估计的图像方面,即基于所确定选择值中的至少一个,自动选择用于显示的最佳门控超声图像。在下文中将参考图 12 示范性描述生成若干门控超声图像以及选择门控超声图像之一进行显示的过程。

[0090] 在如上文参考图 6 所述生成 N 幅门控超声图像 55 之后,选择单元 20 分析每幅门控超声图像,以为每幅门控超声图像确定至少一个选择值 (56)。选择单元 20 然后基于所确定的选择值和预定义的选择规则选择门控超声图像 58 中的一个或若干 (57)。然后在显示单元 21 上显示所选的一个或若干门控超声图像 58。

[0091] 如上文参考图 8 所述,观测到的组织厚度取决于导管尖端 6 与组织壁 24 外表面之间的接口角度。真实的组织厚度,即组织壁 24 的真实厚度,等于在不同的门控超声图像间观测到的最小值。于是,选择单元 20 能够适于选择产生最小观测组织厚度的门控超声图像进行显示。备代地或额外地,选择单元 20 能够适于从所有门控超声图像中选择具有最好组织接触的一幅,例如,针对其确定了第一距离值。

[0092] 为了确定组织壁 24 的厚度,即为了确定壁厚值,选择单元 20 能够适于如下处理 A 线数据。沿着 A 线能够搜索超声反射信号低于噪声阈值的点。更具体而言,能够在谱域中,通过将 A 线细分成段来分析 A 线数据,其中,相邻段可以交叠。在应用快速傅里叶变换之前对每个段进行哈密取窗。然后,通过对所得的复数值的数字进行平方,针对 A 线的每个段取得功率谱。任选地,能够对后续 A 线的若干对应段的功率谱求平均值,以便减小噪声。组合 A 线不同段的不同功率谱提供了谱图,该谱图是取决于频率和 A 线段深度的二维数据阵列。由于这里仅超声换能器 13 的谐振频率周围的频带是相关的,所以仅向这个频带应用以下处理。沿着 A 线针对每个段计算谐振频率附近介于 0 和 1 之间的总能量数 E 和归一化方差数 V。小的方差数与充分大的总能量数组合意味着存在窄带信号,从而存在来自所发射超声脉冲的响应。选择单元 20 因此能够适于得出结论:对于给定的 A 线段,如果满足以下不等式条件,则存在超声反射信号:

$$[0093] \quad E \cdot (1-V) > \theta \quad (1)$$

[0094] 在方程 (1) 中, θ 是表示预期噪声水平的数。沿着 A 线存在超声反射信号的第一段对应于组织壁的起始,并且沿 A 线不再存在超声反射信号的下一段对应于组织壁的结束。能够通过校准或训练测量确定预期的噪声水平 θ 。

[0095] 或者,选择单元 20 能够适于向各自的门控 M 模式图像应用纹理分类技术以确定组织壁的厚度。这项技术提供了各自的门控 M 模式图像的每个像素的分类输出或各自的门控 M 模式图像的每个像素区域的分类输出,其中,能够训练纹理分类技术以找到各自的门控 M 模式图像中的组织。纹理分类技术能够是基于纹理的要应用于所谓的灰度共生矩阵 (GLCM) 的特征检测技术,这是医疗信号处理领域中公知的,并且例如在 A. M. S. Smith 等人的文章“Texture based feature extraction: application to burn scar detection

in Earth observation satellite sensor imagery”(International Journal of Remote Sensing,第 23 卷,第 8 期,第 1733 到 1739 页 (2002)) 中公开的,在此通过引用将该文章并入本文。于是,能够将各自的门控 M 模式图像细分成尺寸不同的潜在交叠的矩形图像区域,以适应各种尺度的图像纹理。对于每个图像区域,计算 GLCM,并从 GLCM 导出一组纹理特征。利用这些特征和注释的参考 M 模式数据,优选使用像在 Y. Freund 等人的文章“A decision-theoretic generalization of on-line learning and an application to boosting”(Journal of Computer and System Sciences,第 55 卷,第 119 到 139 页 (1997)) 中公开的 Adaboost 的机器学习技术,以训练纹理分类,以发现组织,尤其是发现心脏组织。在已经训练了纹理分类器之后,选择单元 20 能够针对每个图像区域确定 GLCM,并针对每个图像区域,从 GLCM 确定纹理特征,然后能够将其输入到已训练的纹理分类器,以发现各自门控 M 模式图像之内示出组织的图像区域。在已经确定哪些图像区域示出组织以及哪些图像区域未示出组织之后,能够由选择单元 20 确定组织壁 24 的厚度以及导管尖端 6 到组织壁 24 外表面 28 的距离。

[0096] 选择单元 20 优选还适于将透壁水平,即透壁值,确定为由图 8 中的虚线 72 标记的损伤边界的观测深度与由选择单元 20 确定的观测组织厚度之间的比值。为了确定损伤边界 72,选择单元 20 能够适于根据相继 A 线之间的相关性或应变分析来分析组织弹性。具体而言,损伤组织具有比健康组织更低的弹性,使得选择单元 20 能够适于确定相继 A 线之间的弹性转变,以确定损伤边界。

[0097] 由于所确定的透壁值对于不同的门控超声图像可能不同,且由于假设实际透壁水平是由最小观测组织厚度与最大观测损伤边界深度(出于几何原因,这通常会发生于同一门控超声图像中,即,由于已确定了对应最大透壁值的门控超声图像被视为最可能显示实际透壁水平)之间的比值定义的,所以选择单元 20 可以适于选择这一门控超声图像进行显示。

[0098] 相邻组织结构,像图 10 中所示的组织壁 24 和第二组织层 74 彼此靠近和远离地移动。选择单元 20 能够适于选择对应于不同相邻组织结构之间,例如心脏组织和肺组织之间最大距离的特定门控超声图像进行显示,以便使两种组织之间的区分最清晰。或者,选择单元 20 可以适于选择示出不同组织层之间最短距离的门控超声图像,以便尽可能好地显示损伤向相邻组织,尤其是向肺组织进展到多近。于是,选择单元 20 能够适于选择已经确定了最大第二距离值或最小第二距离值的门控超声图像。为了确定第二距离值,选择单元 20 能够适于使用上述方法,该方法还用于确定组织厚度,并且还能够用于确定导管尖端 6 与组织壁 24 外表面 28 之间的距离,即,选择单元 20 能够适于使用上述与噪声阈值水平的比较或上述纹理分类技术来确定第二距离值。

[0099] 在一些情况下,在组织壁内部,尤其是在心壁内部能够有气体形成。在形成气体时,应当尽快停止消融流程,以防止组织爆裂。因此优选向执行消融流程的医师显示在图像中示出最大气体形成云的特定门控超声图像。因此选择单元 20 能够适于针对每幅门控超声图像确定例如气体云(在其发生时)的尺寸,即例如图像像素的量,并在消融组织壁 24 的同时,选择示出最大气体云的门控超声图像进行显示。为了确定对应的气体形成值,选择单元 20 优选适于使用上述纹理分类器(其可以基于 GLCM),以便找到各自的门控超声图像中示出气体形成的图像区域。然后能够通过统计正在形成气体的所有像素或像素区域来确

定气体形成值。

[0100] 选择单元 20 优选适于遵循用于门控超声图像的动态选择策略,从而指示在不同选择方面为最高性能的不同时间处,显示不同的门控超声图像。具体而言,能够根据具有不同阶段的能量施加流程执行组织壁 24 的消融,其中,优选调整选择单元 20,使得选择规则根据所确定的选择值并根据能量施加流程的各自阶段,定义门控超声图像的选择。具体而言,选择规则优选定义,在向对象施加能量之前的第一阶段中,首先选择已经确定了平均第一距离值的门控超声图像,并且其次选择已经确定了最小壁厚值的门控超声图像。

[0101] 在开始消融之前,即在第一阶段中,对于医师最重要的是验证良好的导管-组织接触并了解心脏组织厚度。如果导管-组织接触是间断的,即,因为运动而仅在一些时刻接触,则医师应当向导管尖端 6 施加稍大的力。通常,显示单元 21 能够示出,属于导管尖端 6 与组织壁 24 外表面 28 之间最大距离,即属于最大第一距离值的特定门控超声图像。然而,这样可能导致医师施加过大的力。出于这个原因,选择单元 20 优选地选择对应于平均距离值的特定门控超声图像。显示已经确定了平均第一距离值的门控超声图像将引导医师不向导管施加过大的力。

[0102] 如果实现了适当的组织接触,仍然在开始施加能量之前,即,仍然在第一阶段中开始消融之前,优选选择导致最小观测组织厚度值导致的,即已经确定了最小壁厚值的特定门控超声图像进行显示。这样允许医师最优地设置消融方案,例如,最优地设置要应用的功率幅度和功率持续时间。如果在实施例 1 中,导管还通过提供用于冷却导管尖端,尤其是消融电极 12 的冷却流体来提供冷却功能,则医师还能够根据所示的组织壁厚度最优地设置冷却速率。

[0103] 优选还调整选择单元 20,使得选择规则定义,在向组织壁 24 施加能量期间的第二阶段中,选择已经确定了最大透壁值的超声图像,并且额外地或备代地,如果发生气体形成,选择已经确定了最大气体形成值的超声图像。

[0104] 一旦消融开始,达到的透壁水平变成最重要的方面,并且所选的门控超声图像因此是示出最高透壁比的一幅,其支配对组织接触和组织厚度做出的决定。如果若干门控超声图像显示出相等的最高透壁比,即,如果对于若干门控超声图像,已经确定了相同的最高透壁值,则选择单元 20 优选适于从这些门控超声图像中选择在相邻组织结构与第一组织结构(即组织壁 24)之间显示出最大分离的那幅。于是,在这种情况下,从已经确定了相同最高透壁值的门控超声图像中,选择已经确定了最大第二距离值的门控超声图像。这样允许医师监测组织壁的透壁性并及时停止消融,以最优方式使得相邻结构不受损伤。第二组织结构例如是食道、肺组织、中间心脏组织(像从心房朝向心室的组织)等。

[0105] 如果在消融期间观测到气体形成,则气体形成水平变成选择门控超声图像的最重要方面,从而选择示出最大气体值的门控超声图像,即,已经确定了最大气体形成值的门控超声图像进行显示。单独地,或与已经确定了最大透壁值的门控超声图像一起,显示该示出最大气体云的所选门控超声图像。

[0106] 优选还调整选择单元 20,使得选择规则定义,在向组织壁 24 施加能量之后的第三阶段中,选择已经确定了最大透壁值的门控超声图像。

[0107] 能够使用位置检测系统 7 检测导管 5 的尖端 6 在人 2 体内的位置。在这一实施例中,位置检测系统 7 是 X 射线荧光透视系统,尤其是 X 射线 C 臂系统。X 射线荧光透视系统

包括用于生成横贯台子 3 上的人 2 的 X 射线 9 的 X 射线源 8, 其中, 由 X 射线探测器 10 探测横贯人 2 的 X 射线 9。X 射线荧光透视系统 7 还包括荧光检查控制单元 11, 以控制 X 射线源 8 和 X 射线探测器 10。X 射线探测器 10 生成人 2 的 X 射线图像, X 射线图像能够在显示单元 21 上显示。在所生成的 X 射线图像上, 导管 5 的尖端 6 在人 2 体内是可见的, 使得 X 射线图像示出导管 5 的尖端 6 在人 2 体内的位置。在其他实施例中, 能够使用用于检测导管尖端在人体内位置的其他位置检测系统, 像基于电磁传感器、超声传感器等的位置检测系统。

[0108] 成像系统 1 还包括导航单元 23, 以允许将导管 5, 尤其是导管尖端 6 导航到人 2 体内的期望位置。导航单元 23 能够适于允许用户完全手动或半自动地导航导管 5。导管 5 包括内置引导器件 (图 1 中未示出), 其能够由导航单元 23 控制。例如, 能够利用操纵丝操纵并导航导管 5, 以便将导管尖端 6 引导到人 2 体内的期望位置。

[0109] 在下文中, 将参考图 13 中所示的流程图示范性描述用于对周期性移动对象成像的成像方法的实施例。

[0110] 在步骤 101 中, 由超声信号提供单元针对不同时间提供对象的超声信号。具体而言, 超声信号提供单元采集 A 线, 对 A 线进行预先滤波以清除噪声, 并对经预先滤波的 A 线应用包络检测算法以生成 A 线包络作为超声信号。在步骤 102 中, 由相位信号提供单元提供相位信号, 所述相位信号指示对象的周期性移动在不同时间的运动相位。例如, 提供指示对象的在不同时间处的心脏运动的信号 (已经针对该心脏信号提供了 A 线) 以作为相位信号。在步骤 103 中, 由分配单元基于所提供的相位信号向运动相位分配超声信号。优选地, 基于心脏信号向不同心脏相位分配所提供的 A 线包络。在步骤 104 中, 由超声图像生成单元针对不同的运动相位生成若干超声图像, 其中, 针对运动相位的超声图像是基于分配到各自的运动相位的超声信号来生成的。例如, 将已经分配到特定运动相位的每条 A 线包络用于生成针对该特定运动相位的 M 模式图像。于是, 如果已经提供并向特定运动相位分配了新的 A 线包络, 则能够将这一 A 线包络附加到各自的运动相位的各自 M 模式图像。在步骤 105 中, 由选择单元从生成的超声图像选择一个或若干超声图像。例如, 像医师这样的人能够使用选择单元选择期望的超声图像, 或者选择单元能够自动选择一个或若干超声图像。在步骤 106 中, 在显示单元上显示一个或若干选定的超声图像。

[0111] 能够连续执行步骤 101 到 106, 使得超声信号, 尤其是 A 线连续地被生成, 并被分配到各自的运动相位, 并被附加到各自的 M 模式图像, 以连续更新针对不同运动相位生成的 M 模式图像, 并使得选择流程连续地被应用到连续更新的 M 模式图像, 并且当前选定的一个或若干选定的更新 M 模式图像被显示。因为这种连续过程的原因, 可以通过应用相同的选择规则, 在时间上相继地显示对应于不同运动相位的不同门控 M 模式图像。

[0112] 该成像系统优选包括安装于导管内部用于对人体内部进行超声成像的超声换能器。该成像系统优选适于监测心脏消融, 所述心脏消融优选是为了治疗特定的心律不齐而执行的。因此该成像系统优选包括具有消融电极和其尖端中的超声换能器的导管, 以便使 EP 实验室中的医师能够几乎实时地从内部评估心壁的特定相关参数。通过目测选定的门控 M 模式图像, 医师可以测量心壁厚度并决定最好的消融方案, 即, 医师可以基于所显示的 M 模式图像上示出的心壁厚度, 设置消融功率、流体冷却的流率和消融持续时间。此外, 医师能够在消融的同时监测损伤的形成, 并在损伤变得透壁时, 即在初值达到心壁后侧时, 停止消融。在心脏组织内部形成汽室的情况下, 医师能够在显示的 M 模式图像上看到这种情况,

并能够停止消融,以防止组织破裂,即所谓的“爆裂”。

[0113] 显示的 M 模式图像包括后续的 M 模式图像列,其优选包含后续的 A 线包络,直到当前的时刻。在时间推进时,显示的 M 模式图像向右扩展,一次以已分配给所显示 M 模式图像的运动相位的新获取的一个 A 线包络替代一个黑色图像列。在已经到达显示的末端之后,在第一显示列上绘示新的 A 线包络,以替代历史上最旧显示的 A 线包络,等等。

[0114] 常规的非门控 M 模式图像会显示源自由于心跳和 / 或呼吸期间组织 - 导管交互而发生的运动的失真伪影,这导致超声换能器的视场变化,并导致 A 线数据对应于组织的不同部分。这种失真伪影妨碍了医师对非门控 M 模式图像数据良好和迅速的解读。为了克服常规非门控 M 模式图像的这些缺点,该成像系统适于显示一个或若干选定的门控 M 模式图像,其中,能够由医师经由选择单元 (所述选择单元能够提供对应的图形用户接口,以选择一个或若干期望的门控超声图像), 基于医师从目测做出的判断,从所有生成的门控超声图像选择特定一个或若干门控超声图像,或者能够由选择单元自动选择一个或若干特定的门控超声图像。具体而言,选择单元能够适于使用自动解读数据的算法。这样的解读算法能够适于基于一个或多个方面 (例如估计的,即确定的导管尖端与组织间的距离,或者消融前壁厚的估计值,或估计的心壁组织与其后方另一组织层之间的距离,或观测的气体形成量), 从所有门控的超声图像选择一幅门控超声图像。选择单元能够计算指示这些方面的选择值,并基于计算的选择值选择要显示的门控超声图像。

[0115] 选择单元还能够适于选择若干门控超声图像的组合,其中,该组合的第一部分涉及消融前周期,即第一阶段,其包括一个或若干门控图像,第二部分涉及消融周期,即第二阶段,其包括是第一部分中包括的图像之外的潜在其他图像的一个或若干门控图像,并且最后部分涉及消融后周期,即第三阶段,其包括是第一部分和 / 或第二部分包括的图像之外的潜在其他图像的一个或若干门控图像。选择单元能够提供图形用户接口,以允许医师基于医师的目测为这种图像组合选择不同的门控超声图像,或者选择单元能够适于使用自动解读数据的算法。优选地,该算法如上所述计算选择值,并将选择规则应用于选择值,以自动选择一个或若干门控超声图像。

[0116] 尽管在以上实施例中,相位信号优选是心脏触发信号,但相位信号也能够是呼吸触发信号。此外,相位信号提供单元能够提供若干相位信号,例如,心脏触发信号和呼吸触发信号,其中,基于这些信号能够定义不同运动相位,可以向所述不同运动相位分配所生成的超声信号。例如,如果相位信号提供单元提供心脏触发信号和呼吸触发信号,则能够定义若干心脏运动相位和若干呼吸运动相位,其中,能够向心脏运动相位和呼吸运动相位分配每个提供的超声信号,即优选每条 A 线,并且其中,对于心脏运动相位和呼吸运动相位的每种组合,能够基于分配到各自的运动相位的超声信号来生成门控超声图像。

[0117] 尽管在上文参考图 2 描述的实施例,导管尖端仅包括单个超声换能器,但在另一实施例中,导管尖端也能够包括两个或更多超声换能器。优选地,不同的超声换能器能够采集不同的 A 线,不同的 A 线能够用于生成不同组的门控 M 模式图像。然后选择单元能够适于在所有不同组的门控超声图像的所有门控超声图像上应用上述选择流程。例如,在消融期间,可以选择所有超声换能器的所有门控 M 模式图像中的显示出最大透壁程度的该特定门控 M 模式图像。不同的超声换能器优选在不同方向上发送和接收超声。

[0118] 也能够利用 A 线包络执行上文结合 A 线描述的流程,反之亦然。

[0119] 尽管在上述实施例中已经描述了用于选择要显示的一个或若干门控超声图像的特定选择标准,尤其是特定选择值,但在其他实施例中,也能够使用其他选择标准以选择一个或若干门控超声图像,尤其是根据各自的期望应用。

[0120] 通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。

[0121] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,量词“一”或“一个”不排除多个。

[0122] 单个单元或设备可以完成权利要求中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0123] 能够由任何其他数量的单元或设备执行由一个或若干单元或设备执行的流程,像用于向所提供的超声信号分配运动相位的分配流程,用于基于超声信号生成超声图像的超声图像生成流程,用于从所生成的超声图像选择超声图像的选择流程等。例如,能够由单个单元或由任意其他数量的不同单元执行步骤 103 到 105。能够将根据成像方法的成像系统的流程和 / 或控制实施为计算机程序的程序代码模块和 / 或实施为专用硬件。

[0124] 计算机程序可以存储 / 分布在适当的介质上,介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光存储介质或固态介质,但计算机程序也可以在其他形式中分布,例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统。

[0125] 权利要求中的任何附图标记不得被解释为对范围的限制。

[0126] 本发明涉及一种用于对周期性移动对象成像的成像系统。分配单元基于提供的相位信号向运动相位分配超声信号,像 A 线,其中,超声图像生成单元基于分配到各自的运动相位的超声信号来针对不同的运动相位生成若干超声图像,像门控 M 模式图像。选择单元用于从所生成的超声图像选择超声图像,其中,显示单元显示所选的超声图像。所选的超声图像因此仅对应于单个运动相位,从而减少了所显示超声图像中的运动伪影。例如,对于监测心脏消融流程而言,该成像系统是尤其有用的。

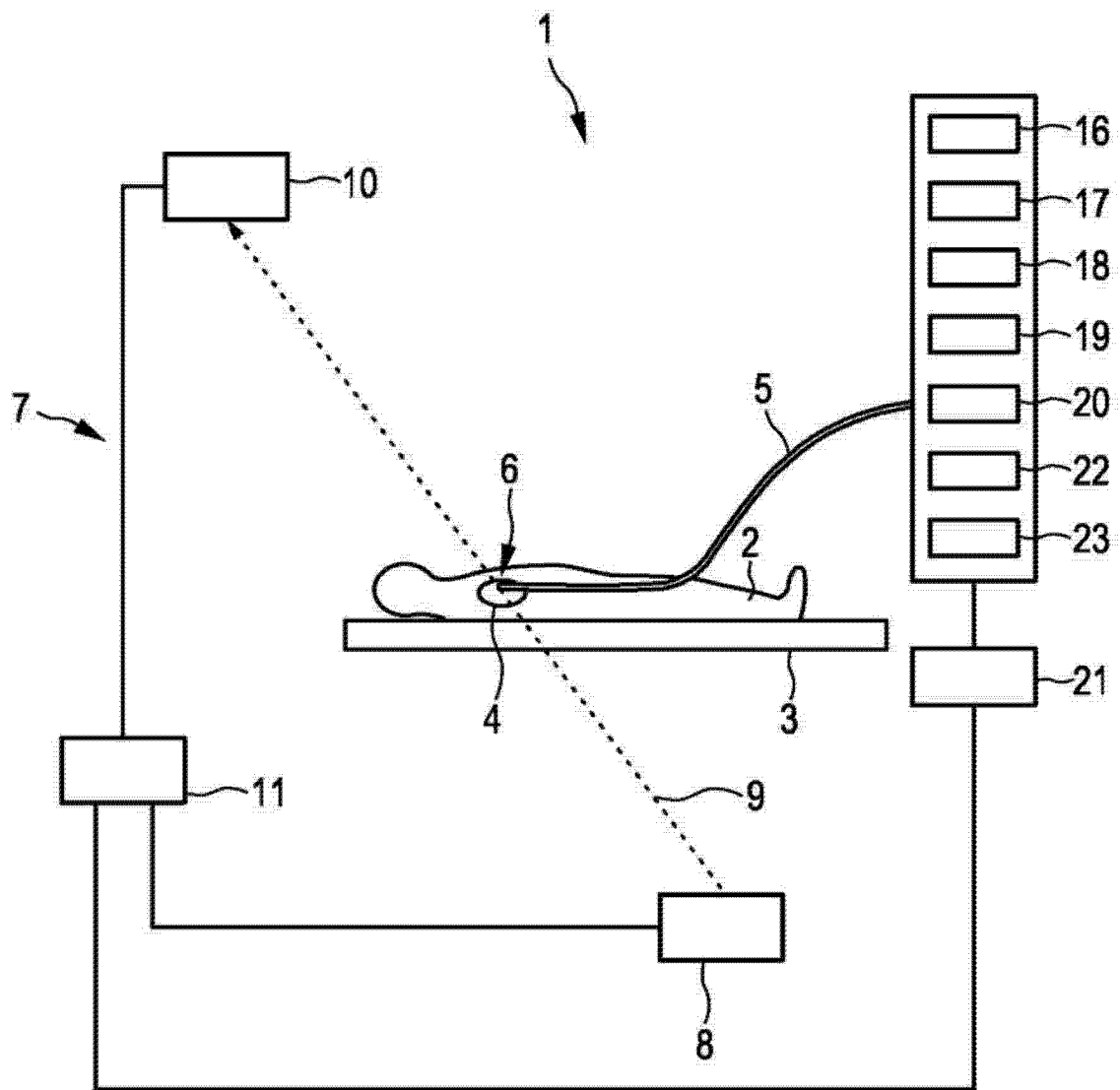


图 1

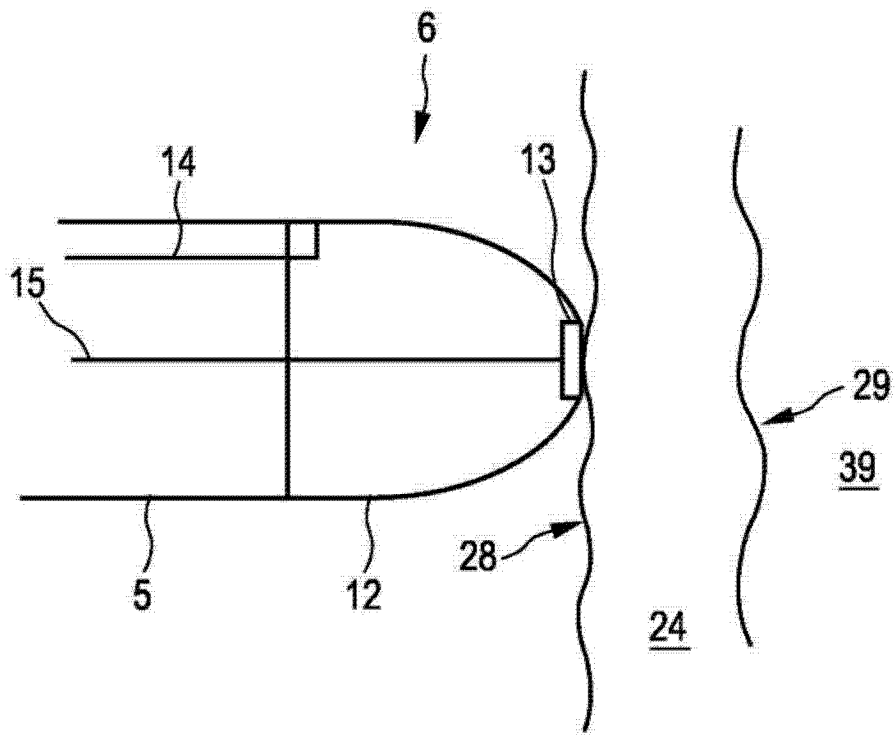


图 2

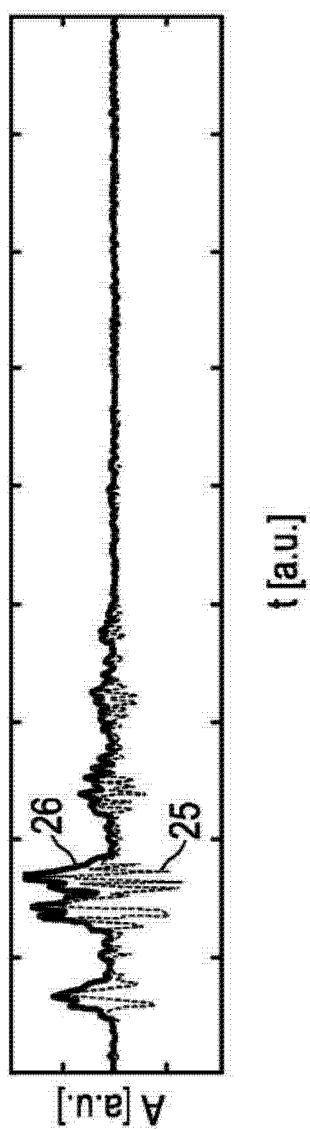


图 3

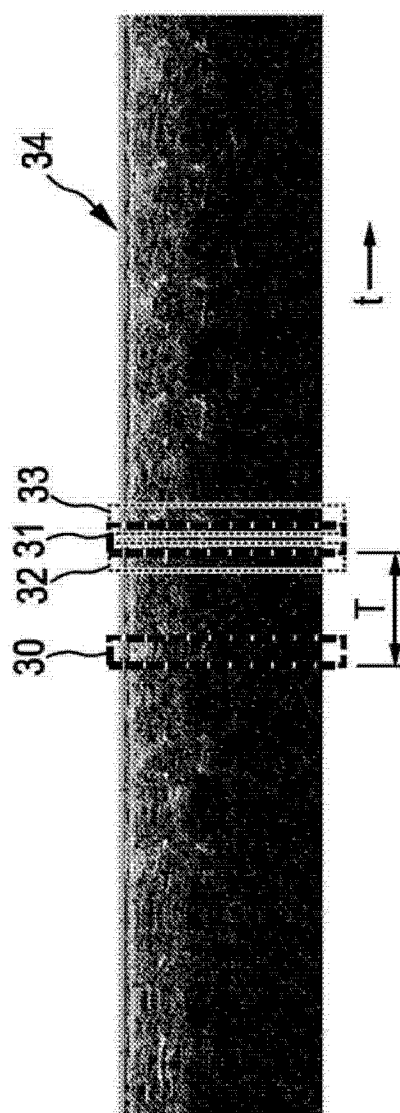


图 4

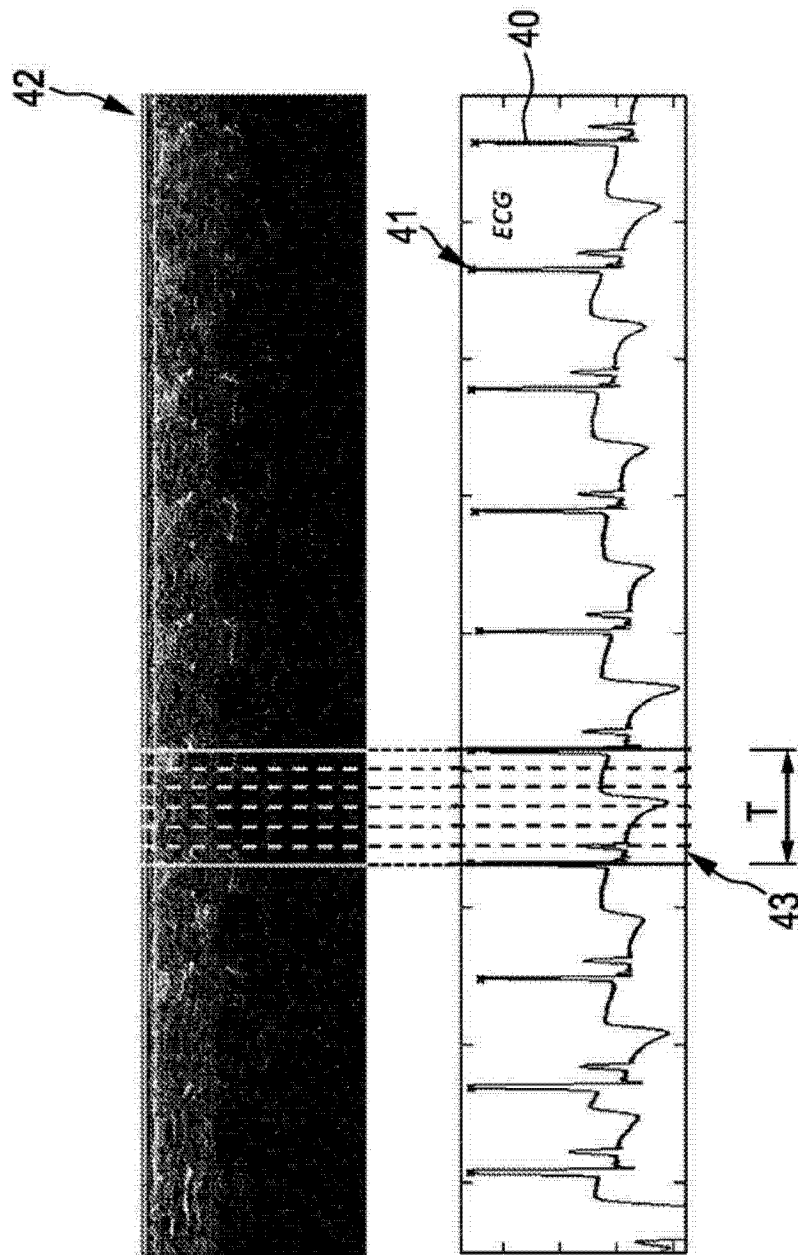


图 5

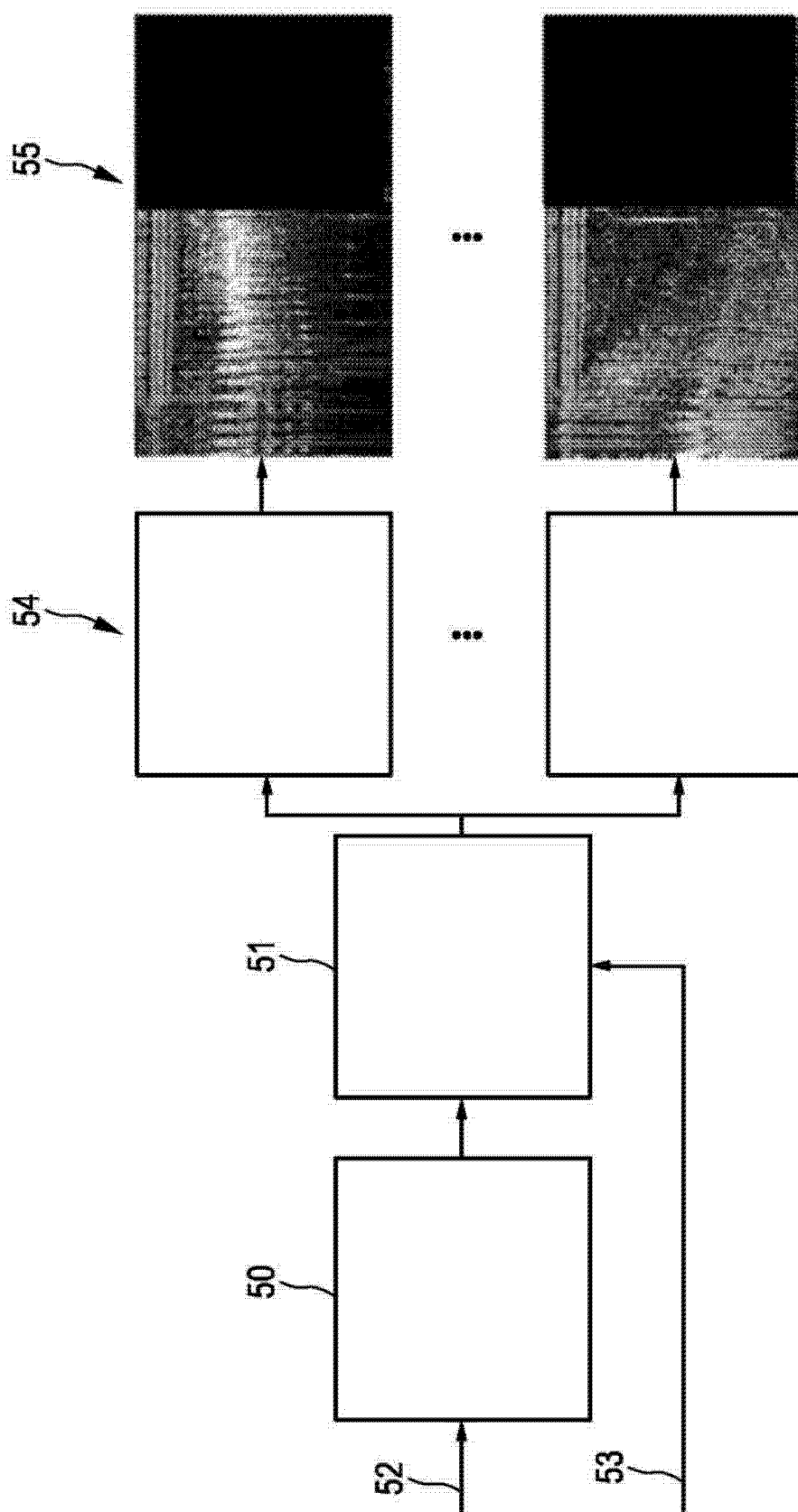


图 6

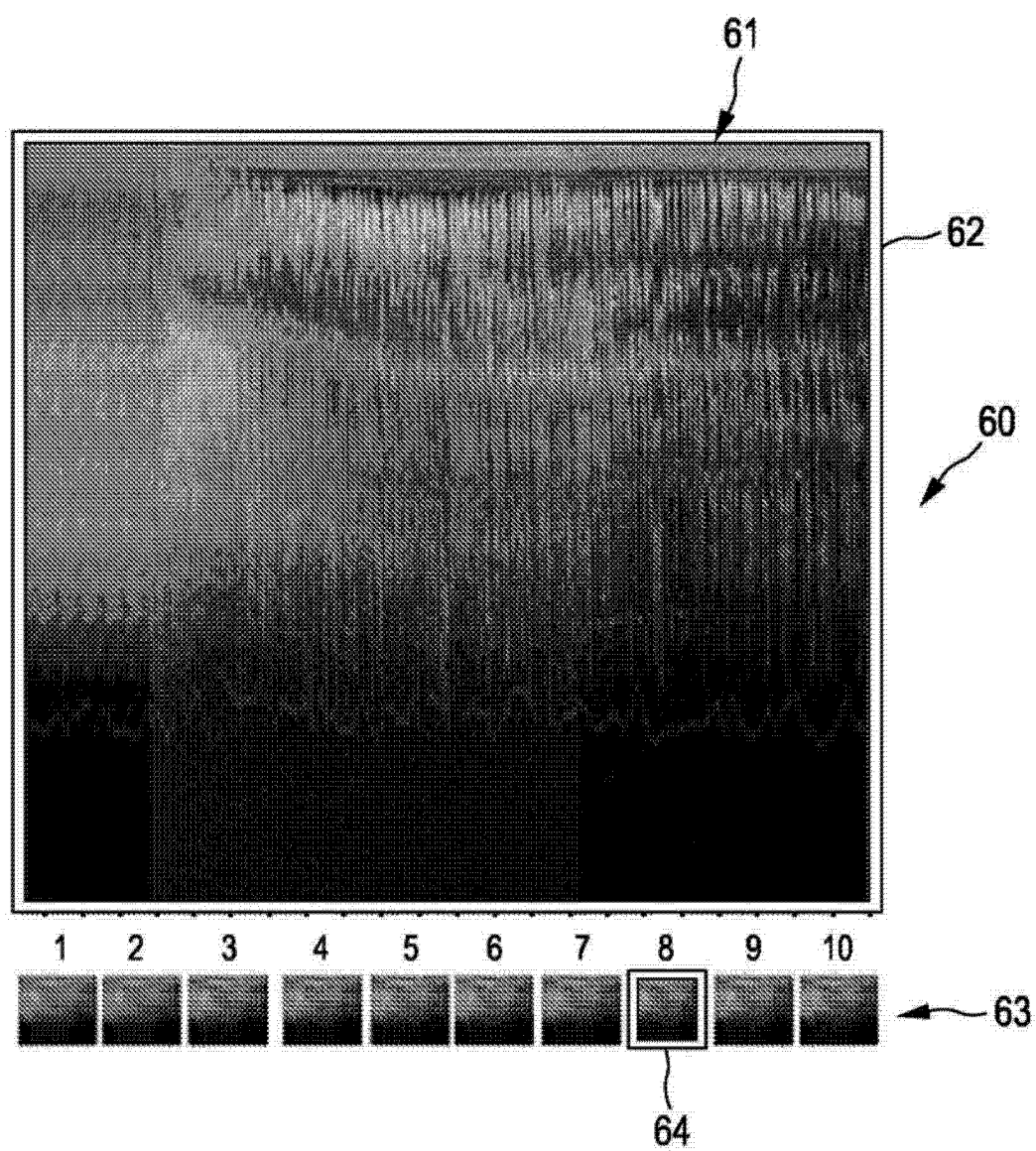


图 7

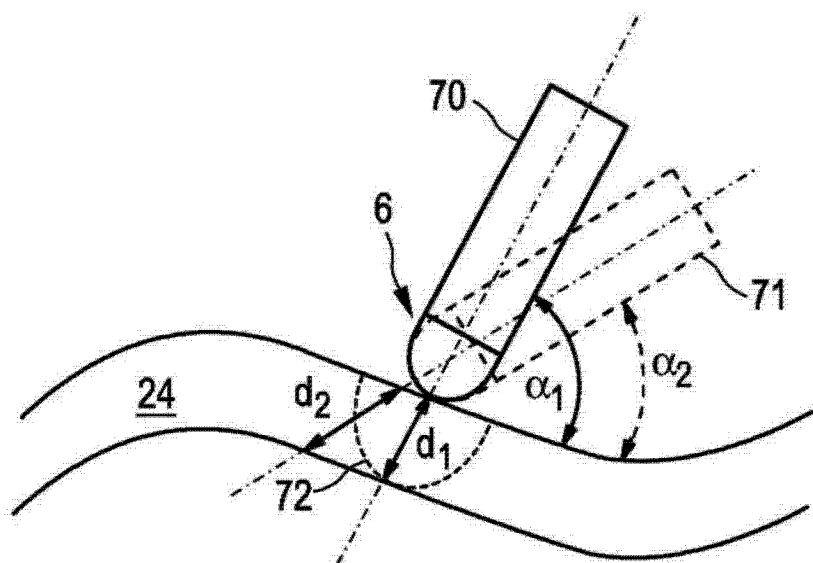


图 8

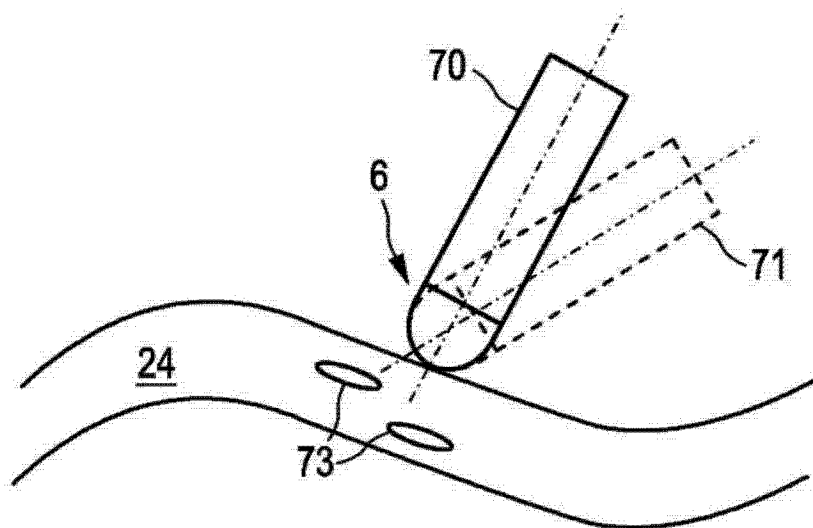


图 9

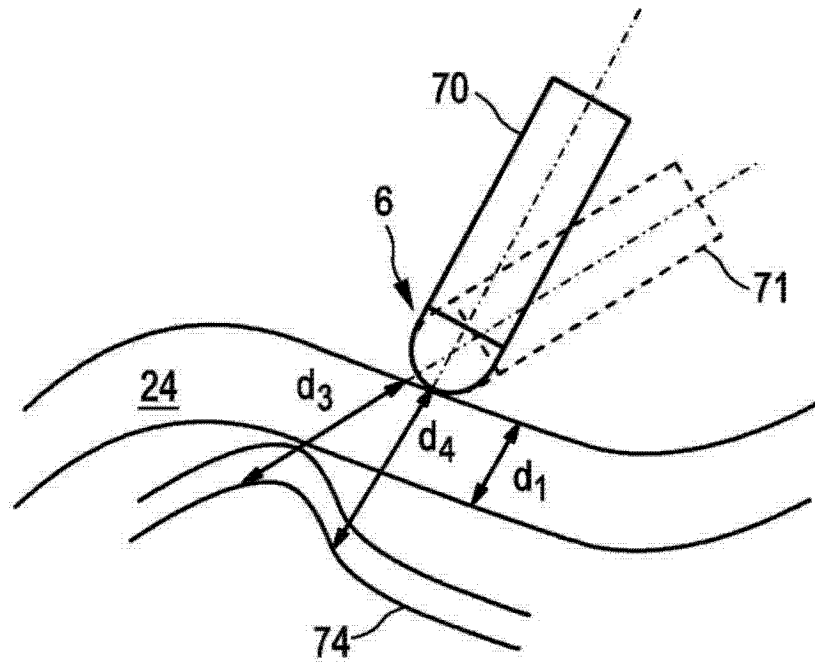


图 10

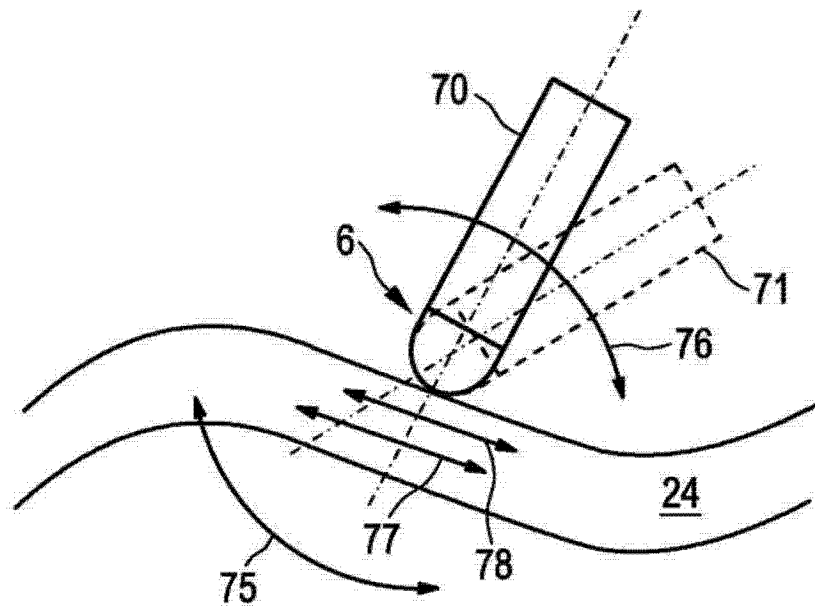


图 11

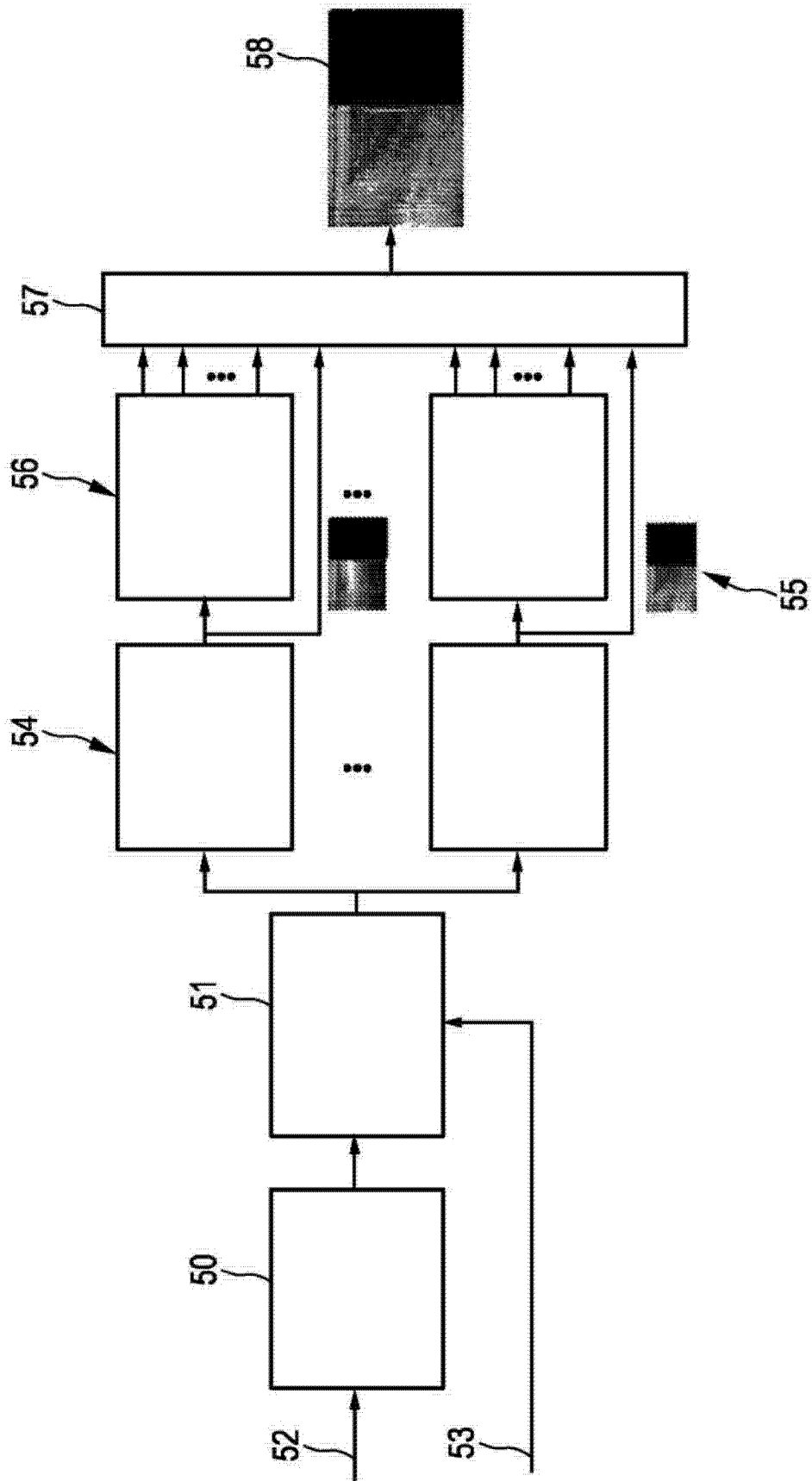


图 12

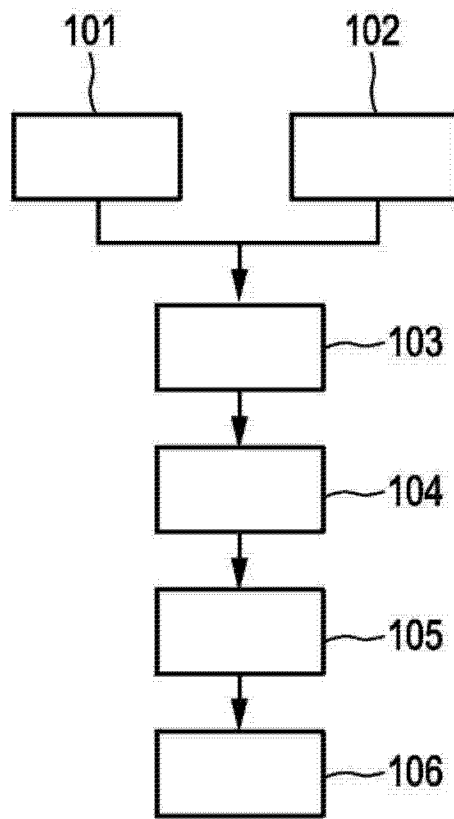


图 13

专利名称(译)	用于对周期性移动对象成像的成像系统		
公开(公告)号	CN104203113A	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	CN201380015635.2	申请日	2013-03-20
[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	HJW贝尔特 SAW福肯鲁德 F左 AF科伦 S德拉迪 GA哈克斯		
发明人	H·J·W·贝尔特 S·A·W·福肯鲁德 F·左 A·F·科伦 S·德拉迪 G·A·哈克斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61N7/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B2018/00011 A61B2018/00994 A61B8/5284 A61B8/0883 A61B18/1492 A61B2019/5276 A61B2019/5278 A61B8/463 A61B2019/528 A61B2018/00982 A61B8/486 A61B8/5276 A61B8/0858 A61B8/12 A61B8/465 A61B2090/378 A61B2090/3782 A61B2090/3784		
代理人(译)	刘瑜 王英		
优先权	61/614544 2012-03-23 US		
其他公开文献	CN104203113B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种对周期性移动对象成像的成像系统。分配单元(18)基于提供的相位信号向运动相位分配像A线的超声信号，其中，超声图像生成单元(19)基于分配到各自的运动相位的所述超声信号来针对不同的运动相位生成若干超声图像，像门控M模式图像。选择单元(20)用于从所生成的超声图像选择超声图像，其中，显示单元(21)显示所选的超声图像。所选的超声图像因此仅对应于单个运动相位，从而减少了所显示超声图像中的运动伪影。例如，对于监测心脏消融流程而言，该成像系统是尤其有用的。

