



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104203108 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 10

(21) 申请号 201380015977. 4

(22) 申请日 2013. 03. 20

(30) 优先权数据

61/614, 550 2012. 03. 23 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/052225 2013. 03. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/140358 EN 2013. 09. 26

(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 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

(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 8/00 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

A61B 8/12 (2006. 01)

A61B 18/14 (2006. 01)

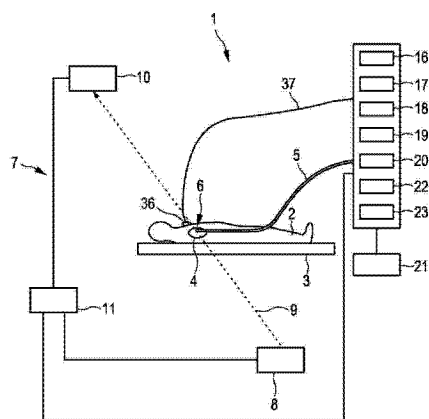
权利要求书2页 说明书14页 附图9页

(54) 发明名称

用于对周期性移动的对象成像的成像系统

(57) 摘要

本发明涉及用于对周期性移动的对象成像的成像系统。分配单元 (18) 基于提供的相位信号, 将超声信号比如 A- 线分配到运动相位, 其中, 超声图像生成单元 (19) 基于被分配到各自运动相位的所述超声信号, 生成针对所述不同运动相位的几个超声图像比如门控 M 模式图像。以时间连续的方式, 将所述超声图像显示在显示单元 (21) 上, 用于示出所述对象 (24) 的所述周期性移动。得到的所述对象的动态的类似电影的图像允许用户 (如医师), 尤其在消融程序期间, 更可靠地确定所述对象的性质, 如组织壁的厚度。因此, 所述成像系统尤其对监测心脏消融程序有用。



1. 一种用于对周期性移动的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),其用于在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、36、37),其用于提供相位信号,所述相位信号指示所述对象 (24) 的周期性移动在所述不同时间的运动相位,
 - 分配单元 (18),其用于基于所提供的相位信号,将所述超声信号分配到所述运动相位,
 - 超声图像生成单元 (19),其用于生成针对所述不同运动相位的几个超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于被分配到各自运动相位的所述超声信号而被生成的,以及
 - 显示控制单元 (20),其用于控制显示单元 (21),其中,所述显示控制单元 (20) 适于使得所生成的超声图像被时间连续地显示在所述显示单元 (21) 上,用于示出所述对象 (24) 的所述周期性移动。
2. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述显示控制单元 (20) 适于根据所提供的相位信号来确定显示所生成的超声图像的重复率,并且适于控制所述显示单元 (21) 来以所确定的重复率时间连续地显示所生成的超声图像。
3. 如权利要求 2 所述的成像系统,其中,所述显示控制单元 (20) 适于根据所提供的相位信号来确定所述对象的所述周期性移动的运动速率,并且适于根据所述运动速率来确定所述重复率。
4. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述成像系统 (1) 适于连续地提供超声信号,将所述超声信号分配到所述运动相位,生成所述超声图像,并且显示所生成的超声图像,其中,所述超声图像生成单元 (19) 适于在已生成初始超声图像之后,基于实际提供的超声信号来更新所述超声图像,并且所述显示控制单元 (20) 适于控制所述显示单元 (21) 来时间连续地显示经更新的超声图像,用于示出所述对象 (24) 的经更新的周期性移动。
5. 如权利要求 4 所述的成像系统,其中,所述超声信号提供单元 (13、16) 适于连续地提供 A- 线作为所述超声信号,其中,所述图像生成单元 (19) 适于生成 M 模式图像作为所述超声图像,其中,在已生成初始 M 模式图像之后,通过附加实际提供的 A- 线来更新所述 M 模式图像,并且其中,所述显示控制单元 (20) 适于控制所述显示单元 (21),以时间连续地显示经更新的 M 模式图像,用于示出所述对象 (24) 的经更新的周期性移动。
6. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述分配单元 (18) 适于将运动周期细分成所述运动相位,使得所述运动相位具有依赖于所述相位信号的不同持续时间。
7. 如权利要求 6 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 A- 线作为所述超声信号,
 - 所述分配单元 (18) 适于基于所提供的相位信号,将所述 A- 线分配到所述运动相位,
 - 所述图像生成单元 (19) 适于基于各自分配的 A- 线,生成针对所述不同运动相位的 M 模式图像作为所述超声图像,其中,至少一个运动相位的所述 A- 线的宽度被修改为使得,针对不同的运动相位,被用于生成所述各自 M 模式图像的所述 A- 线的宽度相近。
8. 如权利要求 1 所述的成像系统,其中,所述分配单元 (18) 适于基于针对前一运动周期提供的所述相位信号,将所述对象 (24) 的运动周期的所述超声信号分配到所述运动相位。
9. 如权利要求 8 所述的成像系统,其中,所述分配单元 (18) 适于在各自运动周期已完

成之后,基于所述各自运动周期的所述相位信号,再次分配所述对象(24)的所述各自运动周期的所述超声信号,所述超声信号已基于针对前一运动周期的所述相位信号被分配到所述运动相位,其中,所述超声图像生成单元(19)适于基于经再次分配的超声信号生成所述超声图像,并且其中,所述显示控制单元(20)适于控制所述显示单元(21),以显示所生成的超声图像。

10. 如权利要求1所述的成像系统,其中,所述相位信号提供单元适于提供几个相位信号,所述几个相位信号指示所述对象的不同种类的周期性运动的运动相位,其中,所述分配单元(18)适于基于所提供的几个相位信号,将所述超声信号分配到所述不同种类的周期性移动的运动相位的组合,其中,所述超声图像生成单元(19)适于针对不同组合生成几个超声图像,其中,针对组合的超声图像是基于被分配到各自组合的所述超声信号而生成的。

11. 如权利要求1所述的成像系统,其中,所述被成像对象(24)为生命体的区域,并且其中,所述相位信号提供单元(17、36、37)适于提供以下中的至少一个作为所述相位信号:指示心脏运动的运动信号,以及指示呼吸运动的呼吸运动信号。

12. 如权利要求1所述的成像系统,其中,所述被成像对象(24)为生命体的区域,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:指示心房运动的运动信号,以及指示心室运动的运动信号。

13. 如权利要求1所述的成像系统,其中,所述相位信号提供单元适于根据所述超声信号确定所述相位信号,并且适于提供所确定的相位信号。

14. 一种用于对周期性移动的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)在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、36、37)提供相位信号,所述相位信号指示所述对象(24)的周期性移动在所述不同时间的运动相位,
- 由分配单元(18)基于所提供的相位信号,将所述超声图像分配到所述运动相位,
- 由超声图像生成单元(19)针对所述不同运动相位,生成几个超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于被分配到各自运动相位的所述超声图像而生成的,
- 由显示控制单元(20)控制显示单元(21),其中,所述显示控制单元(20)适于使得所生成的超声图像被时间连续地显示在所述显示单元(21)上,用于示出所述对象的所述周期性移动。

15. 一种用于对周期性移动的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,当所述计算机程序运行于控制如权利要求1所述的成像装置的计算机上时,所述程序代码模块用于令所述成像装置执行如权利要求14所述的成像方法的步骤。

用于对周期性移动的对象成像的成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于对周期性移动的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 2012/004547A1 公开了一种用于监测消融程序的监测装置。所述监测装置包括超声图像提供单元，其用于在消融程序期间提供心脏组织的 M 模式图像，使得医师能基于所述 M 模式图像控制所述消融程序。

发明内容

[0003] 本发明的目标是提供一种用于对周期性移动的对象成像的成像系统、成像方法和成像计算机程序，其以可选的方式可视化所述对象的超声数据，使得例如可以基于所述可视化，尽管存在周期性移动也以改进的质量控制消融程序。

[0004] 在本发明的第一个方面中，提供一种用于对周期性移动的对象成像的成像系统，其中所述成像系统包括：

[0005] - 超声信号提供单元，其用于在不同时间提供所述对象的超声信号，

[0006] - 相位信号提供单元，其用于提供相位信号，所述相位信号指示所述对象的周期性移动在所述不同时间的运动相位，

[0007] - 分配单元，其用于基于所提供的相位信号，将所述超声信号分配到所述运动相位，

[0008] - 超声图像生成单元，其用于生成针对所述不同运动相位的几个超声图像，其中，针对运动相位的超声图像是基于被分配到各自运动相位的所述超声信号而被生成的，以及

[0009] - 显示控制单元，其用于控制显示单元，其中，所述显示控制单元适于使得所生成的超声图像被时间连续地显示在所述显示单元上，用于示出所述对象的所述周期性移动。

[0010] 由于所述超声图像生成单元基于被分配到所述各自运动相位的所述超声信号，生成针对运动相位的超声图像，其中，这些超声图像被时间连续地显示在所述显示单元上，因此可以示出所述周期性移动的对象动态的类似电影的图像，代替常规的静态超声图像，尤其代替常规的静态 M 模式图像。所述对象的该动态的类似电影的图像允许诸如医师的用户，更可靠地确定可以由用户消融的对象的性质，如组织壁的厚度。这继而允许用户基于超声数据，改进对向对象应用能量（尤其是组织壁的消融）的质量。

[0011] 所述超声信号提供单元优选地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地还适于在所述 A- 线上应用包络检测程序，并且适于提供得到的 A- 线包络作为所述超声信号。尤其地，所述超声图像生成单元适于生成针对所述不同运动相位的几个 M 模式图像，其中，针对运动相位的 M 模式图像是从被分配到所述各自运动相位的所述 A- 线，尤其是所述 A- 线包络，而得以生成的。针对所述不同运动相位生成的所述几个 M 模式图像可以被视为是门控 M 模式图像。

[0012] 优选地,时间连续地提供所述超声信号,其中,如果已提供了实际超声信号,则所述实际超声信号可以被分配到对应的运动相位,并且所述实际超声信号则可以被用于更新所述超声图像,所述超声图像对应于所述实际超声信号已被分配到其的所述运动相位。例如,如果所述超声信号为 A- 线并且如果所生成的超声图像为门控 M 模式图像,则可以将所述各自的实际 A- 线分配到运动相位,其中,然后将所述实际 A- 线附加所述门控 M 模式图像,所述门控 M 模式图像对应于所述实际 A- 线已被分配到其的所述运动相位。

[0013] 所述超声信号提供单元可以为超声信号测量单元,用于在不同时间测量所述对象的所述超声信号,尤其用于测量 A- 线。因此,所述超声信号提供单元可以包括几个或几个超声换能器,用于将超声脉冲发送到或发送进入所述对象,并且用于在所述超声脉冲已被所述对象反射之后,接收动态回波序列。然后根据所接收的动态回波序列,生成所述超声信号,尤其是所述各自的 A- 线。所述对象优选为组织,尤其是心脏组织,其中,所述超声脉冲被发送到所述心脏组织中,并且所述动态回波序列是从所述心脏组织接收的,从而所生成的超声信号指示所述心脏组织在不同深度的性质。

[0014] 所述超声信号提供单元也可以为存储单元,在其中存储已测量的超声信号,或者所述超声信号提供单元可以为接收单元,用于接收所述超声信号,并且用于提供所接收的超声信号。

[0015] 所述相位信号提供单元可以为用于测量相位信号的相位信号测量单元,所述相位信号指示所述对象的周期性移动在所述不同时间(已在所述不同时间测量了所述超声信号)的运动相位。然而,所述相位信号提供单元也可以为存储单元,已在其中存储了所测量的相位信号,或为接收单元,用于接收所测量的相位信号并且用于提供接收到的相位信号。

[0016] 所述成像系统因此可以包括测量部件,用于测量超声信号和/或相位信号,或者所述成像系统可以为计算系统,其不包括测量部件,其中,在后一种情况中,所述超声信号提供单元和所述相位信号提供单元分别为所述计算机系统的存储单元或接收单元。

[0017] 所述显示控制单元优选地适于从所提供的相位信号,确定显示所生成的超声图像的重复率,并且适于控制所述显示单元,以所确定的重复率时间连续地显示所生成的超声图像。所述重复率限定在时间间隔中以什么频率显示相同运动相位的超声图像。通过用所述重复率乘以(已针对其生成超声图像的)运动相位的数目,定义得到的帧率——其可以被定义为在时间间隔中示出的图像的总数目。

[0018] 在优选的实施例中,所述显示控制单元适于从所提供的相位信号,确定所述对象的所述周期性移动的运动速率,并且适于根据所述运动速率来确定所述重复率。例如,所述重复率可以等于所述运动速率,尤其是上一个运动速率,或者可以为针对所述周期性移动的几个运动周期所确定的几个运动速率的平均。因此,如果所述运动周期被细分成 N 个运动相位的话,所述帧率可以为使得在时间周期 T 中,示出 N 个连续超声图像,所述时间周期 T 等于所述运动的一个循环周期。由于所述重复率优选地依赖于所述运动速率,因此其可以依赖于所述运动速率的可能变化而变化。例如,如果所述运动速率增加,则所述重复率也可以增加,并且如果所述运动速率降低,则所述重复率也可以降低。所述运动速率例如为心跳速率或呼吸速率。

[0019] 优选的是,所述成像系统适于连续地提供超声信号,将所述超声信号分配到所述运动相位,生成所述超声图像,并且显示所生成的超声图像,其中,所述超声图像生成单元

适于在已生成初始超声图像之后,基于实际提供的超声信号,更新所述超声图像,并且所述显示控制单元适于控制所述显示单元,以时间连续地显示所更新的超声图像,用于示出所述对象的更新的周期性移动。尤其地,所述超声信号提供单元适于连续地提供 A- 线作为所述超声信号,其中,所述图像生成单元适于生成门控 M 模式图像作为所述超声图像,其中在已生成初始 M 模式图像之后,通过附加实际提供的 A- 线更新所述门控 M 模式图像,并且其中所述显示控制单元适于控制所述显示单元,以时间连续地显示所更新的门控 M 模式图像,用于示出所述对象的更新的周期性移动。所示出的所述对象的动态的类似电影的图像因此可以考虑所述对象的(如由所述超声感测的)实际性质,即可以根据实际提供的超声信号,尤其是以实际提供的 A- 线,连续地修改所示出的动态的类似电影的图像。

[0020] 所述分配单元可以适于将运动周期细分成所述运动相位,使得它们具有依赖于所述相信信号的不同持续时间。因此,所述运动相位的所述持续时间可以适于所述对象的所述各自运动,从而进一步改善所示出的动态的类似电影的图像的质量。例如,(在其中所述对象的移动较小的)运动相位的持续时间可以大于(在其中所述对象的所述移动较大的)另一移动相位的持续时间。尤其地,如果所述相位信号为心脏运动信号,则所述分配单元可以适于使得包括舒张期(所述心肌在此时休息)的运动相位的持续时间大于包括收缩期的运动相位的持续时间。

[0021] 在实施例中,所述超声信号提供单元适于提供 A- 线作为所述超声信号,所述分配单元适于基于所提供的相位信号,来将所述 A- 线分配到所述运动相位,并且所述图像生成单元适于基于各自分配的 A- 线,生成针对所述不同运动相位的 M 模式图像作为所述超声图像,其中,至少一个运动相位的所述 A- 线的宽度被修改为使得,针对不同的运动相位,被用于生成所述各自 M 模式图像的所述 A- 线的宽度相近。因此,所述图像生成单元可以适于重新缩放属于某个运动相位的一组 A- 线,以匹配属于其他运动相位的一组 A- 线的大小,使得所有运动相位最后在所述门控 M 模式图像中产生相同量的附加数据。这样的重新调整大小确保不同的门控 M 模式图像具有相同大小,使得如果将所述门控 M 模式图像时间连续地显示在所述显示单元上,用于示出所述对象的所述周期性移动,则可以防止因不同大小的门控 M 模式图像造成的所示移动的闪烁。

[0022] 在实施例中,所述分配单元适于在已完成各自运动周期之后,将所述超声信号分配到所述各自运动周期的运动相位。由于在已完成所述各自运动周期之后,所述各自运动周期的持续时间已知,因此可以通过将所述各自运动周期细分成所述运动相位,而准确地确定所述不同的运动相位。因此,所述超声信号到所述运动相位的所述对齐可以非常准确,由此得到所述对象的最终示出的动态图像的进一步改善的质量。

[0023] 在另外的实施例中,所述分配单元适于基于针对前一运动周期提供的所述相位信号,将所述对象的运动周期的所述超声信号分配到所述运动相位。因此,可以在已完成所述实际运动周期之前,将所述超声信号分配到运动相位。这允许以非常低的延迟,将所述超声信号分配到所述移动相位,使得所述超声图像生成单元可以针对所述不同运动相位,以非常低的延迟生成实际超声图像,其包括最后提供的超声信号。例如,可以时间连续地提供 A- 线作为所述超声信号,其中可以基于,先前运动周期到移动相位的细分,来将所述实际提供的 A- 线分配到移动相位,其中,可以将所述实际 A- 线附加到所述门控 M 模式图像,所述门控 M 模式图像对应于所述实际 A- 线已被分配到其的所述移动相位。

[0024] 所述分配单元可以适于在所述各自运动周期已完成之后,基于所述各自运动周期的所述相位信号,再次分配所述对象的各自运动周期的所述超声信号,所述超声信号已基于针对前一运动周期的所述相位信号被分配到所述运动相位,其中,所述超声图像生成单元适于基于再次分配的超声信号生成所述超声图像,并且其中,所述显示控制单元适于控制所述显示单元,以显示所生成的超声图像。因此可以在所述各自运动周期已完成之后,校正所述超声信号到所述运动相位的初始大致对齐——其基于前一运动周期,由此提供所述超声信号到所述运动相位的准确对齐,并且因此所述对象的高质量动态图像,其中,仍可以以非常低的延迟示出所述实际采集的最近的超声信号。

[0025] 所述相位信号提供单元可以适于提供几个相位信号,所述指示所述对象的不同种类的周期性移动的运动相位,其中,所述分配单元可以适于基于所提供的几个相位信号,来将所述超声信号分配到所述不同种类的周期性移动的运动相位的组合,其中,所述超声图像生成单元适于针对所述不同组合生成几个超声图像,其中,针对组合的超声图像是基于被分配到所述各自组合的所述超声图像,而生成的。所述对象的所述不同种类的周期性移动的运动相位的所述不同组合是时间连续地出现的,其中,所述显示控制单元适于控制所述显示单元,从而根据由所述各自组合限定的时间序列,将所生成的超声图像时间连续地显示在所述显示单元上。这允许示出所述对象的动态图像,其不仅考虑单一种类的周期性移动,而且还考虑几种类型的周期性移动,这可以得到对所述周期性移动的对象的一步改进的可视化。

[0026] 在优选的实施例中,所述被成像对象为生命体的区域,如组织壁,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:指示心脏运动的运动信号,以及指示呼吸运动的呼吸运动信号。所述相位信号提供单元也可以适于提供以下中的至少一个作为所述相位信号:指示心房运动的运动信号,以及指示心室运动的运动信号。

[0027] 所述心脏运动信号可以是——例如来自被附接到生命体胸部的心电图仪表面引线的——心电图信号。可选地或额外地,所述超声信号提供单元可以被集成在导管中,尤其是被集成到所述导管的尖端中,其中,用于测量心脏信号的电极也可以被集成在所述导管中,尤其是所述导管尖端中。所述相位信号提供单元也可以为脉搏血氧计检测器,其可以被夹到手指或耳垂上,其中,所述脉搏血氧计检测器提供所述心脏信号。所述呼吸运动信号可以为,例如由气管插管设备产生的气流信号。呼吸信号也可以是从(可以经由心电图仪电极测量的)生物阻抗信号生成的。

[0028] 所述相位信号提供单元也可以适于从所述超声信号确定所述相位信号,并且适于提供所确定的相位信号。尤其地,可以通过在横向方向(即由所述 A- 线包括形成的所述 M 模式图像的时间轴方向)使用,例如傅立叶分析或相关分析,从 A- 线包络取得也可以被视为是触发信号的相位信号。因此,可以无需要求另外的测量设备,如心电图仪,来确定所述相位信号,这可以简化所述成像系统的操作。

[0029] 所述成像系统优选地包括感测探头,所述感测探头中集成有所述超声信号提供单元和用于将能量施加到所述对象的能量施加单元。所述感测探头优选为导管,所述导管中集成有所述超声信号提供单元的至少部分(例如一个或几个超声换能器)与所述能量施加单元的至少部分(例如消融电极)。因此,可以提供单个感测探头,其可以被用于将能量施

加到所述对象,尤其用于执行心脏消融程序,以及用于通过使用超声监测所述能量的所述施加。

[0030] 在本发明的另外一方面中,提供一种用于对周期性移动的对象成像的成像方法,所述成像方法包括:

[0031] - 由超声信号提供单元在不同时间提供所述对象的超声信号,

[0032] - 由相位信号提供单元提供相位信号,所述相位信号指示所述对象的周期性移动在所述不同时间的运动相位,

[0033] - 由分配单元基于所提供的相位信号,将所述超声图像分配到所述运动相位,

[0034] - 由超声图像生成单元针对所述不同运动相位,生成几个超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于被分配到所述各自运动相位的所述超声图像而生成的,

[0035] - 由显示控制单元控制显示单元,其中,所述显示控制单元适于使得所生成的超声图像被时间连续地显示在所述显示单元上,用于示出所述对象的所述周期性移动。

[0036] 在本发明的另外一方面中,提供一种用于对周期性移动的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,当所述计算机程序运行于控制如权利要求 1 所述的成像装置的计算机上时,所述程序代码模块用于令所述成像装置执行如权利要求 14 所述的成像方法的步骤。

[0037] 应理解,权利要求 1 所述的成像系统、权利要求 14 所述的成像方法和权利要求 15 所述的计算机程序具有相似和 / 或相同的优选实施例,尤其如从属权利要求所限定的。

[0038] 应理解,本发明的优选实施例也可以为从属权利要求与各自的独立权利要求的任意组合。

[0039] 本发明的这些以及其他方面根据后文描述的实施例将是显而易见的并将参考所述实施例得以阐明。

附图说明

[0040] 在以下附图中:

[0041] 图 1 示意性且示范性地示出用于对周期性移动的对象成像的成像系统的实施例,

[0042] 图 2 示意性且示范性地示出所述成像系统的导管的尖端的实施例,

[0043] 图 3 示意性且示范性地示出由所述成像系统提供的 A- 线和 A- 线包络,

[0044] 图 4 示意性且示范性地示出心脏相位信号和非门控的 M 模式图像,用于图示 A- 线到运动相位的对齐,

[0045] 图 5 示意性且示范性地示出非门控的 M 模式图像,用于图示基于超声图像数据对运动周期的确定,

[0046] 图 6 示出示范性地图示门控 M 模式图像的生成的流程图,

[0047] 图 7 至图 10 图示由周期性的心脏和呼吸移动引起的对超声图像的不同种类的扰动,

[0048] 图 11 示范性地图示生成门控超声图像的过程,并且

[0049] 图 12 示出示范性地图示用于对周期性移动的对象成像的成像方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0050] 图 1 示意性且示范性地示出用于对周期性移动的对象成像的成像系统 1。在该实施例中,所述周期性移动的对象为躺在台面 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,在图 2 中更详细地示出导管尖端 6。

[0051] 导管尖端 6 包括超声换能器 13,其被连接到超声控制单元 16,超声控制单元 16 用于经由电连接 15(如绝缘线)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,所述超声信号提供单元用于在不同时间提供组织壁 24 的超声信号。尤其地,超声换能器 13 和超声控制单元 16 适于将超声脉冲发送到组织壁 24 中,适于在所述超声脉冲已被组织壁 24 反射之后接收回波序列,并且适于根据所接收的回波序列来生成 A- 线。超声信号提供单元 13、16 因此时间连续地采集 A- 线,用于在不同时间,提供组织壁 24 的超声信号,即对每个 A- 线,可以分配一时间,所述时间为超声信号提供单元 13、16 已发送并接收各自的超声脉冲的时间。

[0052] 可以优选地以超声发射模式或以超声接收模式,操作超声信号提供单元 13、16。在所述超声发射模式中,超声控制单元 16 将电脉冲提供到超声换能器 13,超声换能器 13 为压电式换能器并且其将所述电脉冲转化为高频声波,即转化为超声,所述超声传播通过组织壁 24 并且在被反射和 / 或散射,其中组织壁 24 是不均匀的。在所述超声接收模式中,使用相同的压电式换能器,捕获从组织壁 24 被反射和 / 或散射的高频声波,所述压电式换能器将所述高频声波转化为电信号,所述电信号被发射到超声控制单元 16。在另一实施例中,导管尖端 6 也可以包括几个超声换能器。其中,全部超声换能器均可以适于将超声发送到所述组织壁中,并且适于接收从所述组织壁反射和 / 或散射的超声,或者其中,所述超声换能器中的至少一个适于将所述超声发送到所述组织壁中,并且至少一个其他超声换能器适于接收所反射和 / 或散射的超声。

[0053] 优选地由超声控制单元 16 预过滤所述 A- 线,以去除噪声和干扰,由此提供每个发射的超声脉冲的预过滤 A- 线。在图 3 中示意性且示范性地示出得到的 A- 线 25,其中,为任意单位的幅度 A 被示为依赖于为任意单位的时间 t。

[0054] 超声信号提供单元 13、16,即特别是超声控制单元 16,还适于在所述 A 线上应用包络检测程序,并且适于将得到的 A- 线包络提供为所述超声信号。所述包络检测程序将无 DC 的 A- 线转换成非负的幅度信号,其也可以被视为是非负的强度或对比度信号。在图 3 中示意性且示范性地示出这样的 A- 线包络 26。超声控制单元 16 可以适于将另外的后处理程序应用到所述 A- 线,如用于改进可视化的对比增强程序。

[0055] 成像系统 1 还包括相位信号提供单元 17、36、37,用于提供指示组织壁 24 的周期性移动在不同时间的运动相位的相位信号。在该实施例中,所述相位信号提供单元包括心电图测量单元 17,其经由被附接到人的胸部以及经由电气连接 37(如绝缘电线),测量心电图信号,其中,测量到的心电图信号被提供为所述相位信号。

[0056] 成像系统 1 还包括分配单元 18,其用于基于所提供的相位信号,将所述超声信号分配到所述运动相位。尤其地,可以将所确定的运动周期 T 细分成 N 个运动相位,其中,每个 A- 线包络可以被分配到各自的运动相位。分配单元 18 可以适于确定跳动周期,即运动周期 T,例如如在 V. Afonso 等人的文章“ECG beat detection using filter banks”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering,第 46 卷,第 2 号,192-202 页(1999 年)中所

描述的,在此通过引用将其并入。尤其地,心跳循环,即运动周期 T ,可以由心电图信号的两个连续 R 峰之间的周期限定,或者由在心跳循环期间出现一次的任意其他两个连续峰限定。所确定的心跳循环,即运动周期 T ,可以被细分成 N 个运动相位,如在图 4 中示意性且示范性地示出的。

[0057] 在图 4 中,上面部分时间连续地示出所述 $A-$ 线包络,其形成 M 模式图像 42,并且下面部分示出所提供的相位信号,其在该范例中为心电图信号 40。心电图信号 40 的 R 峰由十字形 41 指示。针对一个运动周期 T ,指示到 N 个相位的细分。例如在图 5 中有附图标记 42 指示的区域内的所有 $A-$ 线包络,均被分配到相同的运动相位,即在该实施例中分配到第一运动相位。周期 T 的另外的 $A-$ 线包络被分配到各自另外的运动相位。

[0058] 尽管在该实施例中,所述相位信号提供单元包括心电图测量单元 17,用于经由被附接到人胸部的电极 36 以及经由电气连接 37,测量心电图信号作为相位信号。但在其他实施例中,也可以以另一种方式提供相位信号。例如,所述相位信号提供单元可以适于从所述导管尖端内侧的电极取得心脏触发信号,或者适于从常规的脉搏血氧计检测器取得所述心脏触发信号,所述脉搏血氧计检测器可以被夹到人的手指或耳垂上。而且,可选地或额外地,所述相位信号提供单元可以适于提供呼吸触发信号,其中,该呼吸触发信号可以取自气管插管设备产生的气流。所述呼吸触发信号也可以提取自经由心电图电极测量的生物阻抗信号。而且,所述相位信号提供单元可以适于提供取自其他生理监测设备,尤其取自远程生理监测设备的心脏触发信号和 / 或呼吸触发信号。所述相位信号提供单元也可以适于从所采集的 $A-$ 线确定所述相位信号,以及适于提供所确定的相位信号。

[0059] 为了从所采集的 $A-$ 线确定所述相位信号,可以整理所生成的 $A-$ 线包络的序列以形成 M 模式图像,其中,随后的 M 模式图像列包含随后的 $A-$ 线包络。所述相位信号提供单元可以适于在横向方向,即在由所述 $A-$ 线包络形成的所述 M 模式图像的时间轴的方向,应用傅立叶分析或校正分析,用于确定所述相位信号。

[0060] 图 5 示意性且示范性地示出这样的 M 模式图像 34,其中,横向方向为由 t 指示的时间方向。相位信号提供单元可以适于通过使用信号校正技术,寻找运动周期 T 。依赖于 $A-$ 线采样速率,即每秒中 $A-$ 线的量,将连续 $A-$ 线包络的集合(在图 5 中由矩形 30 指示)与其他时间的连续 $A-$ 线包络其他集合(在图 5 中由矩形 31、32、33 指示)进行比较。矩形 31 限定与由矩形 30 指示的 $A-$ 线包络的集合最类似的连续 $A-$ 线包络的集合。这两个连续 $A-$ 线包络的集合之间的时间距离限定运动周期 T ,以及因此所述触发信号,即所述相位信号。所述比较基于匹配误差标准,例如基于绝对差的总和。如果分别考虑心脏运动和 / 或呼吸运动的话,搜索区——即预期运动周期 T 的范围——优选由典型的心跳速率和 / 或电信的呼吸速率限定。典型的心跳速率可以在 40 至 140 次每分钟的范围内,或针对纤维性颤动的心房而言在 40 至 300 次每分钟的范围内。所确定的估计运动周期 T 为使匹配误差最小化的周期。在某时的所述估计运动周期 T 因此优选地对应于 $A-$ 线包络的两个指示的集的最小匹配误差。所述触发信号可以被选为仅在各自新运动循环(具有持续时间 T)的开始时非零。

[0061] 如果所述相位信号提供单元适于从所述超声信号确定所述相位信号,并且适于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) 实验室中的不同硬件之间的物理连接,例如心电图测量设备与心脏消融监测设备之间的物理连接。

[0062] 成像系统 1 还包括超声图像生成单元 19,其用于针对所述不同运动相位,生成几个超声图像,其中,针对运动相位的超声图像是基于被分配到各自运动相位的所述超声信号,而生成的。在该实施例中,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 模式图像是从被分配到各自运动相位的所述 A- 线包络,而生成的。可以将所述几个 M 模式图像的所述生成视为从原始 M 模式图像对 N 个门控超声图像的提取,所述原始 M 模式图像是由所有非门控 A- 线包络构成的,其中,所述提取是由与心跳同步的所述相位信号触发的。在其他实施例中,额外地或可选地,所述相位信号也可以与呼吸运动同步,即在一个实施例中,可以提供两个相位信号,其中,第一相位信号指示心脏运动并且第二信号指示呼吸运动。在每个门控超声图像中,收集属于所述运动循环的一个特定运动相位的随后 A- 线包络的组。

[0063] 将在下文中参考图 6,示范性地描述,在生成所述 A- 线包络数据的同时,所述门控 M 模式图像的所述生成。

[0064] 接收 (52) 由超声换能器 13 生成的原始超声 A- 线数据,其中,接收到的原始超声 A- 线数据被处理,用于生成经过滤的 A- 线包络数据 (50)。基于接收到的触发信号 (53),将 A- 线包络分配到不同的运动相位 (51)。然后将已被分配到不同运动相位的 A- 线包络附加到各自运动相位 (54) 的各自 M 模式图像,这得到 N 个更新的 M 模式图像 (55)。因此,针对每个运动相位,从原始 M 模式图像提取对应的 A- 线包络,并将其置于前一运动周期的相同运动相位的先前提取的 A- 线包络之后。以此方式,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所述运动循环的一个特定的运动相位。

[0065] 由于仅可以在已完成各自的运动周期之后,执行对运动周期在帧中(即在运动相位中)的准确划分,所述帧可能(例如因心率的变化,而)在运动周期之间在持续时间上变化,因此,可能以相对大的延迟,执行门控超声图像的该生成和显示。分配单元 18 因此优选地适于基于前一运动周期的持续时间,将运动周期分成运动相位,从而可以在所述数据到达的同时开始所述门控图像的所述生成,其中,分配单元 18 可以补偿/校正可能的误差,所述误差是由在实际运动周期已结束之后,随后的运动周期之间在持续时间上的可能差异而造成的。超声图像生成单元 19 则优选地适于基于所校正的所述 A- 线到所述运动相位的对齐,尤其是通过基于所校正的对齐再次生成所述门控超声图像,而校正所述门控超声图像。所述 A- 线,尤其是所述 A- 线包络,基于前一运动周期的持续时间的初步对齐,因随后的校正,而一般仅产生短持续时间的微小伪影。由于属于一个运动周期的门控图像被顺序地并且以循环的方式显示,因此可以在具有校正的运动周期的下一运动相位中,重新计算具有略不正确的运动周期的刚刚创建的门控图像。这允许以非常低的延迟,对门控超声图像的生成和显示。

[0066] 每个门控 M 模式图像包括随后的 M 模式图像列,其优选地包含随后的 A- 线包络,直到当前的时间阶段。随着时间的推移,所述各自的门控 M 模式图像延伸到右边,一次用一个新采集的 A- 线包络代替一个黑的图像列,所述新采集的 A- 线包络已被分配到所述各自门控 M 模式图像的所述运动相位。在已到达所述显示结束之后,将新的 A- 线包络标示到所述第一显示列上,代替来自所述各自门控 M 模式图像的历史的最早显示的 A- 线包络,等等。针对所述门控 M 模式图像(其被时间连续地显示在所述显示单元上,用于示出所述对象的所述周期性移动)中的每个,执行将所述 A- 线包络附加到各自的门控 M 模式图像的该程

序,直到已到达所述显示结束时,其中,然后将所述各自门控 M 模式图像的下一个 A-线包络标示在所述第一显示列上。

[0067] 再次参考图 2,导管尖端 6 还包括能量施加单元 12,其在该实施例中为用于施加能量到组织壁 24 的 RF 消融电极。导管 5 因此形成感测探头,所述感测探头中集成有超声换能器 13 和 RF 消融电极 12。RF 消融电极 12 经由电气连接 14(如绝缘线)与 RF 源 22 连接。

[0068] 成像系统 1 还包括显示控制单元 20,其用于控制显示单元 21,如监视器。显示控制单元 20 适于使得所生成的超声图像被时间连续地显示在显示单元 21 上,用于示出组织壁 24 的所述周期性移动。得到的示出的组织壁 24,以及还有导管尖端 6 的动态的类似电影的图像,允许用户,尤其是医师,监测重要方面,如组织壁厚、透壁性水平、气体形成的水平(如果存在的话),等等,其在使用静态非门控 M 模式图像代替由成像系统 1 提供的动态图像时,将难以被准确观察到。基于常规的静态非门控 M 模式图像,对这些方面的不准确观察是由超声干扰造成的,这将在下文参考图 7 至图 10 得以示范性地描述。

[0069] 图 7 在对应于两个不同角度 α_1 、 α_2 的两个位置 70、71 中,示出导管 5 的尖端 6,导管尖端 6 与组织壁 24 的外表面围住所述角度。由于组织壁 24 的周期性运动,导管尖端 6 关于组织壁 24 的所述外表面,周期性地不同位置 70、71 之间改变。如从图 7 清楚可见,组织壁 24 的两个厚度 d_1 、 d_2 ——其对应于两个位置 70、71——不相等。因此,病变形成——其在图 7 中由虚线 72 指示——可以被示为依赖于导管尖端 6 的各自位置 70、71 而“较深”或“较不深”。这些作用产生以下事实,即在已知的静态 M 模式图像(即不考虑不同运动相位的非门控 M 模式图像)中,厚度变化(其可能非常快速)难以被医师解释,并且所述医师可能判断厚度为 d_2 ,尽管其事实上为 d_1 。因此,如果所述医师将基于已知的静态 M 模式图像执行所述消融程序,则所述医师可能选择太过激进的消融方案。而且,如果所述医师基于已知的静态 M 模式图像监测所述消融程序,则所述医师可能错过第一透壁点,使得所述消融可能变得低效且太久,由此可能损害毗邻组织。

[0070] 图 8 示出不同的组织结构元素 73,其可以移入并移出由超声换能器 13 提供的超声束。在已知的静态 M 模式图像中,组织结构元素 73 的这种移入和移出将干扰所述 M 模式图像,并因此降低病变形成的可见性。

[0071] 在图 9 中,在组织壁 24 之后示出第二组织层 74,如心包膜、非组织或脂肪层。在已知的静态 M 模式图像中,第二组织层 74 和组织壁 24 可能是不可分离的,因为组织壁 24 与第二组织层 74 的运动将这两个元素混合在已知的非门控 M 模式图像中。例如,在图 9 中示出的范例中,距离 d_3 等于距离 d_4 ,其中沿 d_4 的组织间隙——其将在所述 M 模式图像中被示为深色区域——难以观察,因为时间略迟一些,在沿 d_3 定位导管尖端 6 时,组织间隙不存在,并且在所述 M 模式体系中相应的区域显现明亮。在已知的静态 M 模式图像(其覆盖长的要求时间周期,以看到病变进展,例如 60 秒)中,个体 A-线被标示为如此紧挨着,使得不能观察到沿 d_4 的组织间隙。因此尽管实际组织层厚——即组织壁 24 的厚度——为 d_1 ,但医师可能相信所述厚度等于 d_3 。

[0072] 在图 10 中,由箭头 75、76 指示因心跳和呼吸引起的运动,并由箭头 77、78 指示因局部收缩的组织引起的运动。在已知的静态 M 模式图像中,因心跳和呼吸运动引起的所述 M 模式图像的对比度变化,可能干扰因局部肌肉收缩引起的对比度变化。由于该干扰,不能在静态 M 模式图像中观察到局部肌肉收缩,尽管它们在消融前后的幅度差异可以为坏死程

度的重要指标,换句话说为消融程序进展如何的重要指标。

[0073] 成像系统 1 提供可视化,尤其用于心脏消融监测,其解决了上文提及的,与已知的周期性移动的对象静态(即非门控的)M 模式图像有关的问题,其中术语“周期性”优选地意指模式重复自身,其中模式重复频率不必须为恒定的。所述可视化优选地将所述动态 M 模式历史示为一序列的心脏门控图像,代替静态的非门控图像。所述序列的门控图像可以揭示:(根据图 7)病变深度的厚度变化,(根据图 8)在所述序列中不同时间的不同结构,(根据图 9)相对于彼此移动的不同组织机构,以及(根据图 10)心脏组织的局部收缩性。尤其地,通过将 N 个图像示为重复的循环,同时所述 N 个图像在时间上逐渐建立(根据图 6),与静态非门控常规 M 模式图像相比,所述用户(尤其是 EP 医师)具有对病变形成清楚得多的视图。

[0074] 下文中,将参考图 11 示范性地图示所述动态图像的生成。

[0075] 在所述第一运动周期之后——所述第一运动周期在该实施例中为心脏运动周期,但其也可以为肺运动周期,具有为 T_1 秒的持续时间——超声信号提供单元 13、16 已提供了属于该周期的 A- 线包络 60。具有持续时间 T_1 的所述运动周期被细分成 N 个运动相位,其中,每个运动相位具有为 T_1/N 秒的持续时间。分配单元 18 然后将所提供的 A- 线包络分配到不同的移动相位,如由图 11 中的元素 61 指示的。超声图像生成单元 19 通过使用所提供的 A- 线包络——其已被分配到各自的运动相位,生成针对不同的 N 个运动相位的 N 个初始 M 模式图像 62。以此方式,所提供的属于所述第一运动周期的 A- 线包络被分布在 N 个门控图像上,其中随后的 A- 线——即在该实施例随后的 A- 线包络,其跨度为 T_1/N 秒的时间周期——被分组。显示控制单元 20 适于控制显示单元 21,从而这些 N 个初始门控图像被示为具有某个视频帧率的序列。接下来,在持续时间为 T_2 秒的第二运动周期之后,提供属于所述第二运动周期的另外的 A- 线包络 63,并将其分配到所述 N 个运动相位,如由图 11 中示出的元素 64 所指示,其中,所分配的 A- 线包络被超声图像生成单元 19 附加到各自的初始 M 模式图像 62,用于生成更新的 M 模式图像 65。因此,在每个门控图像中,来自前次迭代的所述 A- 线数据被附加以新的 A- 线数据。显示控制单元 20 控制显示单元 21,以将所更新的 N 个门控图像示为具有某个视频帧率的序列。在该时间点,来自所述第一运动周期的所述 N 个门控图像已被示于所述显示单元上两次。针对每个新的运动循环,重复该过程。

[0076] 可以根据期望的图像帧率和 / 或对各门控 M 模式图像的期望横向分辨率,选择运动相位的数目 N,其中对于较大值的 N,所述门控图像帧率按比例较高,并且所述门控图像横向分辨率按比例较小,并且其中对于较小值的 N,所述门控图像帧率按比例较小,并且所述门控图像横向分辨率按比例较高。成像系统 1 可以包括用户接口,用于允许用户直接地,或通过设定期望的门控图像帧率或期望的门控图像横向分辨率而间接地,设定运动相位的期望数目 N。

[0077] 成像系统 1 优选地适于连续提供超声信号,将所述超声信号分配到所述运动相位,生成所述超声图像并显示所生成的超声图像,其中,超声图像生成单元 19 适于,在已生成初始超声图像之后,基于所述实际提供的超声信号,更新所述超声图像,并且其中,显示控制单元 20 适于控制显示单元 21,以时间连续地显示所更新的超声图像,用于示出对象 24 的更新的周期性移动。尤其地,超声信号提供单元 13、16 适于连续地提供 A- 线,尤其是 A- 线包络,作为所述超声信号,其中,图像生成单元 19 适于生成 M 模式图像作为所述超声图

像,其中,在已生成初始 M 模式之后,通过附加实际提供的 A- 线来更新所述 M 模式图像,并且其中,显示控制单元 20 适于控制显示单元 21,以时间连续地显示所更新的 M 模式图像,用于示出所述对象的更新的周期性移动。

[0078] 显示控制单元 20 适于从所提供的相位信号,确定显示所生成的超声图像的重复率,并且适于控制显示单元 21,以所确定的重复率时间连续地显示所生成的超声图像。所述重复率优选地限定在一时间间隔中,以什么频率显示相同运动相位的超声图像。通过用生成超声图像的重复率乘以运动相位的数目 N,限定得到的帧率——其可以被定义为在一时间间隔中示出的图像的总数目。在该实施例中,显示控制单元 20 适于从所提供的相位信号,确定组织壁 24 的周期性移动的运动速率,并且适于根据所述运动速率确定所述重复率。例如,所述重复率可以等于所述运动速率,尤其等于由上一运动周期限定的上一运动速率,或者所述重复率可以由所述周期性移动的几个运动周期限定的几个运动速率的平均。因此,所述视频帧率可以为使得,如果所述运动周期被细分成 N 个运动相位,则在等于所述运动的一次循环周期的时间周期 T 中,示出 N 个连续超声图像。由于所述重复率优选地依赖于所述运动速率——其在该实施例中为心跳速率,其可以依赖于所述运动速率的变化而变化。例如如果所述心跳速率增加,则所述重复率也可以增加,并且如果所述心跳速率降低,则所述重复率也可以降低。

[0079] 因此,成像系统 1 优选地适于以具有某个视频帧率的周期性动态方式,示出信号历史,建议将所述视频帧率选择为使得,在等于所述运动的一个循环周期的时间周期 T 中,示出 N 个连续门控图像,其中,优选地使用最后测量的循环周期。

[0080] 尽管在上文参考图 11 描述的实施例中,分配单元 18 将运动周期细分成具有相同持续时间的运动相位,但是所述分配单元也可以适于将运动周期细分成这样的运动相位,使得它们具有依赖于所述相位信号的不同持续时间。换言之,所述 N 个门控 M 模式图像可以具有不同的横向分辨率。尤其地,在该实施例中,心跳循环的某些运动相位可能与相同心跳循环的其他运动相位相比,持续更短,这产生更少的 A- 线。例如,所述分配单元可以适于使得包括舒张期(其中心肌处于休息状态)的运动相位的持续时间大于包括收缩期的运动相位的持续时间。

[0081] 在实施例中,所述超声信号提供单元适于提供 A- 线作为所述超声信号,所述分配单元适于基于所提供的相位信号,将所述 A- 线分配到所述运动相位,并且所述图像生成单元适于基于各自分配的 A- 线,生成针对不同运动相位的 M 模式图像,作为所述超声图像,其中,至少运动相位的所述 A- 线的宽度被修改为使得针对不同的运动相位,被用于生成所述各自 M 模式图像的所述 A- 线的宽度相近。因此所述图像生成单元可以适于重新缩放属于某个运动相位的一组 A- 线,以匹配属于其他运动相位的一组 A- 线的大小,使得所有运动相位最终在所述门控 M 模式图像中产生相同量的附加数据。这种调整大小确保不同的门控 M 模式图像具有相同的大小,从而,如果在所述显示单元上时间连续地显示所述门控 M 模式图像用于显示所述对象的所述周期性移动,则可以防止由不同大小的门控 M 模式图像引起的所示出移动的闪烁。为了修改所述 A- 线的宽度,可以使用双线性尺寸调整程序或任意其他图像缩放方法。

[0082] 位置检测系统 7 可以被用于检测导管 5 的尖端 6 在人 2 内的位置。在该实施例中,位置检测系统 7 为 X 射线荧光检查系统,尤其是 X 射线 C 型臂系统。所述 X 射线荧光检查

系统包括 X 射线源 8, X 射线源 8 用于生成穿过台面 3 上的人 2 的 X 射线 9, 其中, 已穿过人 2 的 X 射线 9 被 X 射线探测器 10 检测到。X 射线荧光检查系统 7 还包括荧光检查控制单元 11, 其用于控制 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 射线图像可以被示于显示单元 21 上。在所生成的 X 射线图像上, 导管 5 的尖端 6 在人 2 内是可见的, 使得所述 X 射线图像示出导管 5 的尖端 6 在人 2 内的位置。在其他实施例中, 可以使用用于检测所述导管尖端在人内的位置的其他位置检测系统, 如基于电磁传感器、超声传感器等等的位置检测系统。

[0083] 成像系统 1 还包括导航单元 23, 导航单元 23 用于允许将导管 5, 尤其是导管尖端 6, 导航到人 2 内的期望位置。导航单元 23 可以适于允许用户完全通过手或半自动地导航导管 5。导管 5 包括内置引导工具 (图 1 中未示出), 其可以受导航单元 23 控制。导管 5, 例如可以通过操纵导丝的使用, 而被操纵并导航, 以将导管尖端 6 引导至人 2 内的期望位置。

[0084] 下文中, 将参考图 12 中示出的流程图, 示范性地描述用于对周期性移动的对象成像的成像方法的实施例。

[0085] 在步骤 101 中, 由超声信号提供单元在不同时间提供所述对象的超声信号。尤其地, 所述超声信号提供单元采集 A- 线, 预过滤所述 A- 线用于去除噪声, 并且在经预过滤的 A- 线上应用包络检测算法, 用于生成 A- 线包络作为所述超声信号。在步骤 102 中, 由相位信号提供单元提供相位信号, 所述相位信号指示所述对象的周期性移动在不同时间的运动相位。例如, 提供心脏信号作为所述超声信号, 所述心脏信号指示, 在已针对其提供了所述 A- 线的不同时间, 所述对象的心脏运动。在步骤 103 中, 由分配单元基于所提供的相位信号, 将所述超声信号分配到所述运动相位。优选地, 基于所述心脏信号, 将所提供的 A- 线包络分配到不同的心脏相位。在步骤 104 中, 由超声图像生成单元, 针对所述不同的运动相位, 生成几个超声图像, 其中, 针对运动相位的超声图像是基于被分配到各自运动相位的所述超声信号, 而生成的。例如, 已被分配到某个运动相位的每个 A- 线包络被用于生成针对该特定运动相位的 M 模式图像。因此, 如果已提供新的 A- 线包络, 并将其分配到某个运动相位, 则可以将该 A- 线包络附加到所述各自的运动相位的所述各自的 M 模式图像。在步骤 105 中, 显示单元受显示控制单元控制, 其中, 执行所述控制, 使得在所述显示单元上时间连续地显示所生成的超声图像, 用于示出所述对象的所述周期性移动。

[0086] 可以连续地执行步骤 101 至 105, 使得连续地生成超声信号, 尤其是 A- 线, 更具体为 A- 线包络, 其被分配到各自的运动相位, 并被附加到各自的 M 模式图像, 用于连续地更新针对所述不同的运动相位生成的所述 M 模式图像; 并且使得连续地以时间连续的方式将所述连续更新的 M 模式图像显示在所述显示单元上, 用于显示所述对象的实际更新的周期性移动。

[0087] 所述成像系统和所述成像方法提供一种将 M 模式图像可视化的可选方式, 以解决运动扭曲的问题, 其中, 利用了所述运动的周期性。优选地, M 模式图像被门控, 得到几个门控图像, 每个对应于运动循环的一个运动相位, 其中, 将这些门控图像 (尤其是实时地) 可视化为运动序列。这允许用户 (如医师), 例如, 解释心脏组织 - 导管相互作用, 并且容易地察觉相关的心脏壁参数, 如局部壁厚、病变形成、局部组织收缩性以及组织 - 导管相互作用 / 接触。

[0088] 所述成像系统优选地包括超声换能器, 其被安装在导管内侧, 用于在人体内的超

声成像。所述成像系统优选地适于监测心脏消融,其优选地被执行,用于治疗某种心律失常。所述成像系统因此优选地包括导管,所述导管在其尖端中具有消融电极和超声换能器,以使得 EP 实验室中的医师能够几乎实时地从内侧评估心脏壁的某些相关参数。通过对所显示的运动序列的视觉监测,所述医师可以测量心脏壁厚,并决定最佳消融方案,即所述医师可以基于所观察的心脏壁厚,设定消融功率、流体冷却的流速以及消融持续时间。而且,所述医师可以在消融的同时监测病变形成,并在病变已变得透壁时,即在处置已到达心脏壁的背侧时,停止所述消融。在心脏组织内侧形成蒸汽包的情况下,医师可以在所述显示单元上看到它,并且可以停止所述消融,以防止组织破裂,即所谓的“爆开”。

[0089] 大体上,针对所述心脏壁的某一方面的可视化,N 个门控图像之一将与另一个相比更好。例如,所述 N 个门控图像之一将与心脏的组织壁的最小观测壁厚相关联,如上文参考图 7 示范性地描述的,其期望为实际壁厚。因此,所述 N 个门控图像之一一般将是针对某一方面最佳的一个,并且相同序列中的另一个门控图像可以是针对另一方面最佳的。所述成像系统将所述 N 个门控图像可视化为移动序列,其重复自身,使得用户(如医师)能在短时间内看到所有方面。因此,所述用户可以基于所显示的所述组织壁的动态、类似电影的周期性移动,即基于所述 N 个门控图像的移动可视化,同时观察不同方面。

[0090] 尽管在上述实施例中,所述相位信号提供单元优选地适于提供单个相位信号,其尤其为心脏触发信号,但所述相位信号提供单元也可以适于提供几个相位信号,其指示所述对象的不同种类的周期性移动的运动相位,其中,在该情况中,所述分配单元可以适于基于所提供的几个相位信号,将所述超声信号分配到所述不同种类的周期性移动的运动相位的组合,其中,所述超声图像生成单元可以适于针对不同组合生成几个超声图像,其中,针对组合的超声图像是基于被分配到各自组合的所述超声信号生成的。例如,一个特定的门控图像——其已根据第一触发信号得到门控,可以在另一触发信号的基础上,将其再次细分成双门控图像。尤其地,在这样的图像门控级联中,首先可以去除心跳运动伪影,并其次可以去除呼吸运动伪影,反之亦然。

[0091] 尽管在上述实施例中,将某些触发信号描述为相位信号,但在其他实施例中,也可以提供其他相位信号,用于确定运动相位。例如,所述相位信号提供单元可以适于提供以下中的至少一个:指示心房运动的心房运动信号,和指示心室运动的心室运动信号。尤其地,在心房颤动的情况中——其中心房以比心室更高的频率收缩,首先可以通过使用与心房运动同步的第一触发信号,去除心房运动伪影;并且其次,可以使用与心室运动同步的第二触发信号,去除心室运动伪影,反之亦然。而且,也可以提供多于两个相位信号。例如,可以通过具有不同合适的触发信号门控的连续应用,以任意顺序去除三种类型的运动伪影,所述触发信号如心房搏动触发信号、心室搏动触发信号和呼吸运动触发信号。

[0092] 尽管在上文参考图 2 描述的实施例中,所述导管尖端仅包括单个超声换能器,但在另一实施例中,所述导管尖端也可以包括两个或更多个超声换能器。优选地,不同的超声换能器可以采集不同的 A- 线,其可以不用于生成不同组的门控 M 模式图像,可以在移动序列中将所述门控 M 模式图像显示在所述显示单元上,例如,针对每组门控 M 模式图像,可以通过时间连续地显示各自的门控 M 模式图像,示出所述周期运动的动态的类似电影的图像。

[0093] 也可以用 A- 线包络,执行上文已关于 A- 线描述的程序,反之亦然。

[0094] 尽管在上述实施例中,所述成像系统和所述成像方法适于对人的心脏的组织壁成像,但在其他实施例中,所述成像系统和所述成像方法也可以适于对另一周期性移动的对象成像,如人或动物的另一周期性移动的组织结构,或者如周期性移动的技术对象。

[0095] 本领域技术人员在实践要求保护的本发明时,根据对附图、公开内容,以及所附权利要求书的研究,可以理解并实现对所公开实施例的其他变型。

[0096] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且限定词“一”或“一个”不排除复数。

[0097] 单个单元或设备可以履行权利要求书中记载的几个项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地组合这些措施。

[0098] 由一个或几个单元或设备执行的程序可以由任意其他数目的单元或设备执行,所述程序如:用于将运动相位分配到提供的超声信号的分配程序,用于基于所述超声信号来生成超声图像的超声图像生成设备,用于时间连续地显示所生成的超声图像的显示程序,等等。例如,可以由单个单元或由任意其他数目的不同单元执行步骤 103 至 105。可以将根据所述成像方法的所述程序和 / 或对所述成像系统的所述控制,实现为计算机程序的程序代码模块和 / 或实现为专用硬件。

[0099] 计算机程序可以被存储 / 分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但也可以被分布为其他形式,例如经由互联网或其他有线或无线电信系统。

[0100] 权利要求书中的任意附图标记均不应被解释为对范围的限制。

[0101] 本发明涉及一种用于对周期性移动的对象成像的成像系统。分配单元基于提供的相位信号,将超声信号样 A- 线分配到运动相位,其中,超声图像生成单元基于被分配到各自运动相位的所述超声信号,生成针对所述不同运动相位的几个超声图像样门控 M 模式图像。以时间连续的方式,将所述超声图像显示在显示单元上,用于示出所述对象的所述周期性移动。得到的所述对象的动态的类似电影的图像允许用户(如医师)(尤其在消融程序期间)更可靠地确定所述对象的性质,如组织壁的厚度。所述成像系统因此尤其对监测心脏消融程序有用。

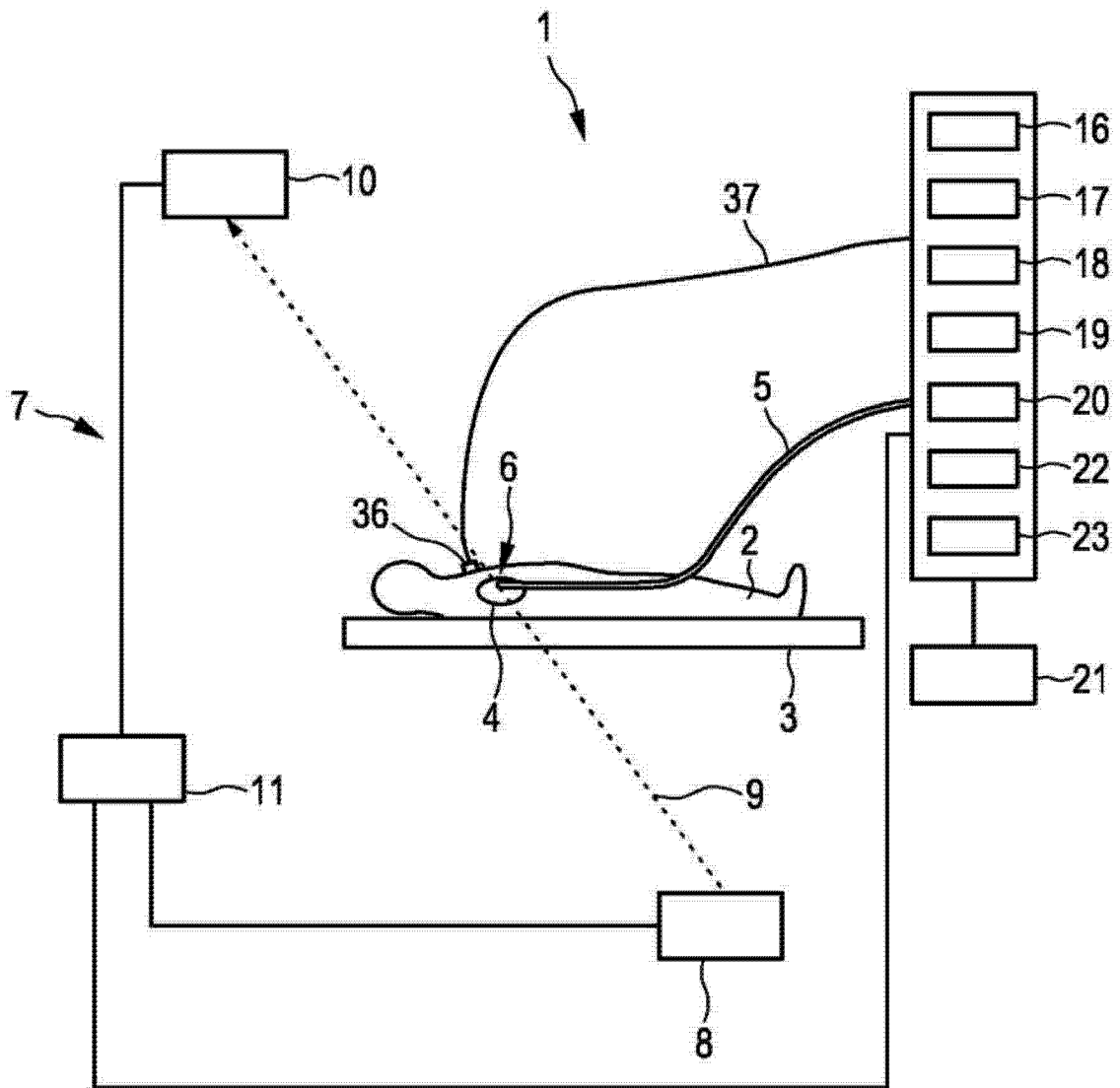


图 1

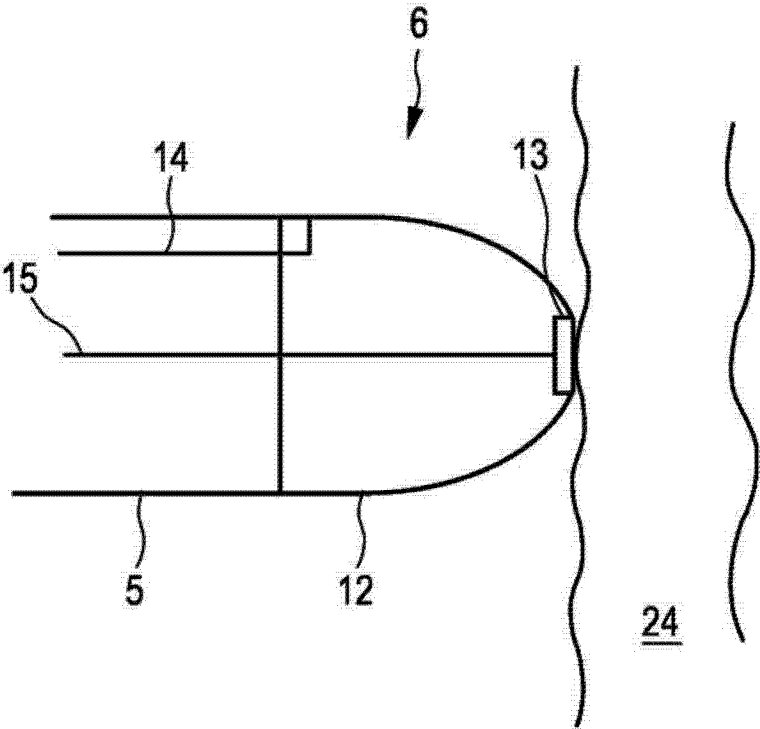


图 2

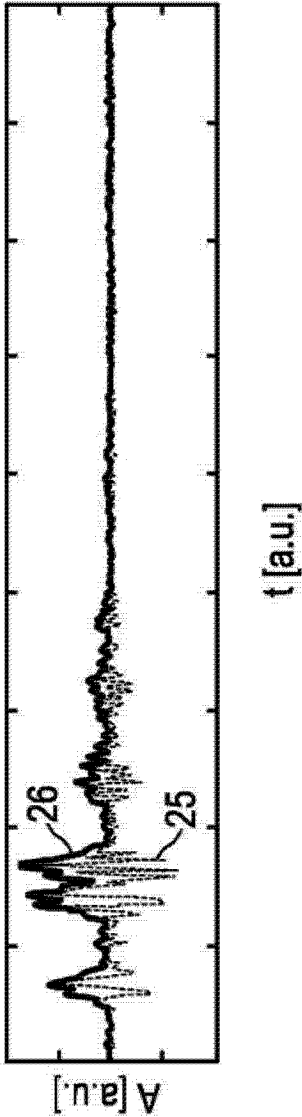


图 3

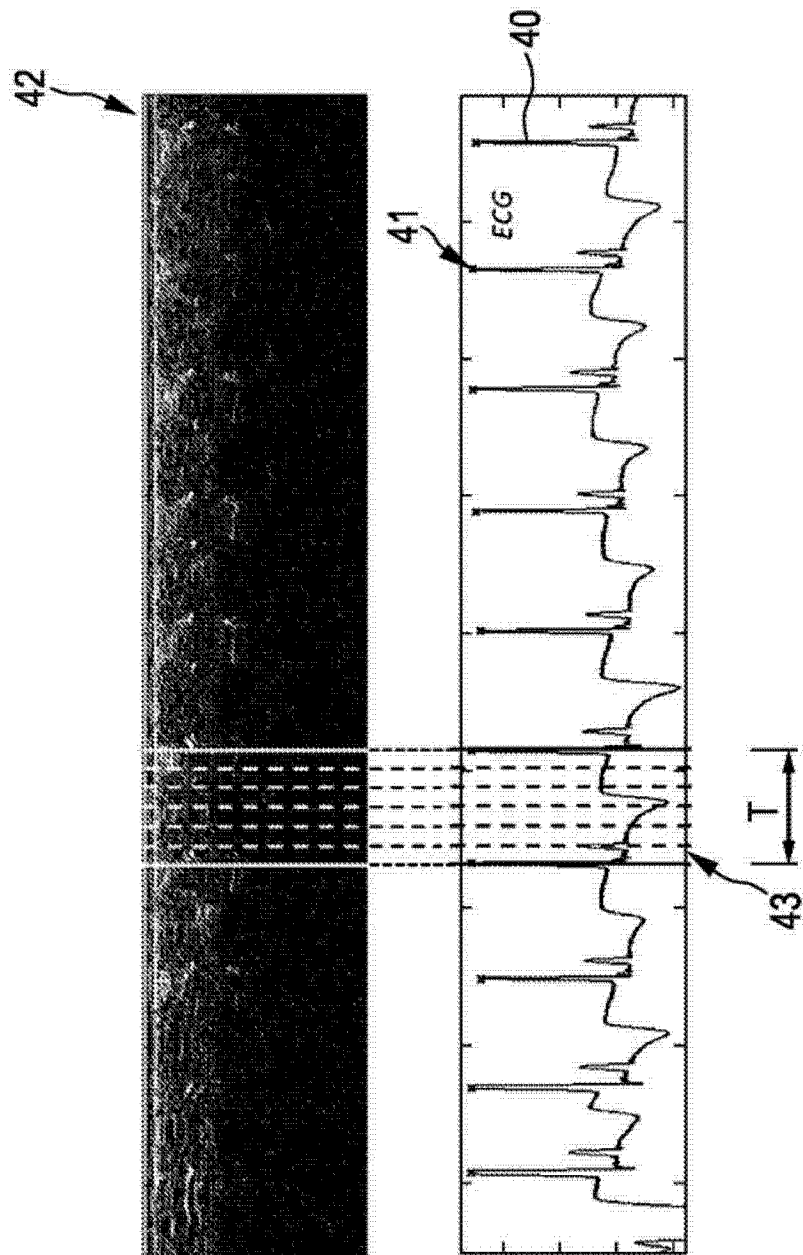


图 4

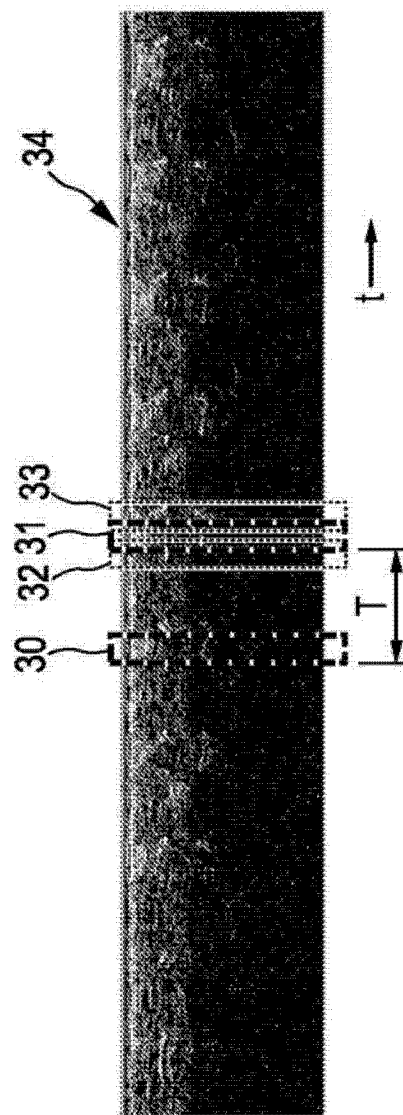


图 5

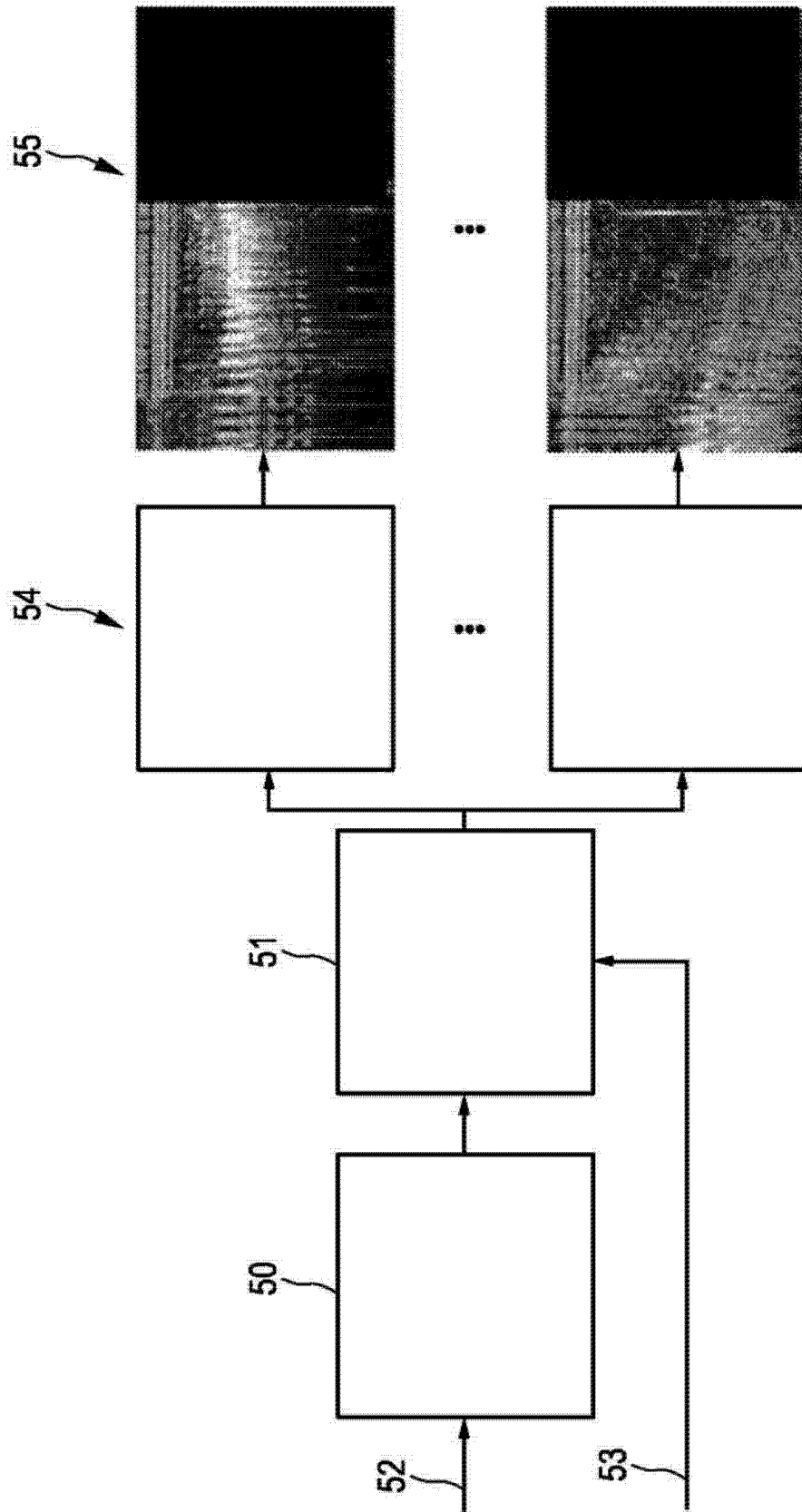


图 6

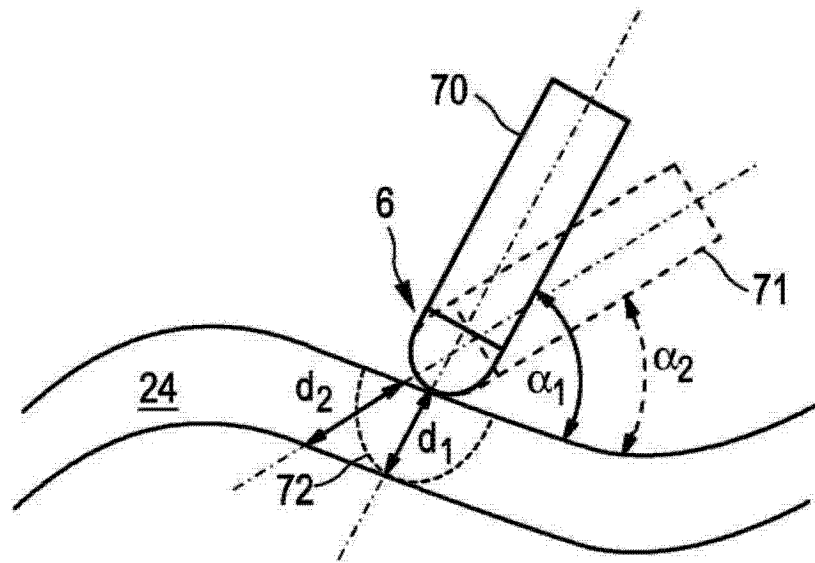


图 7

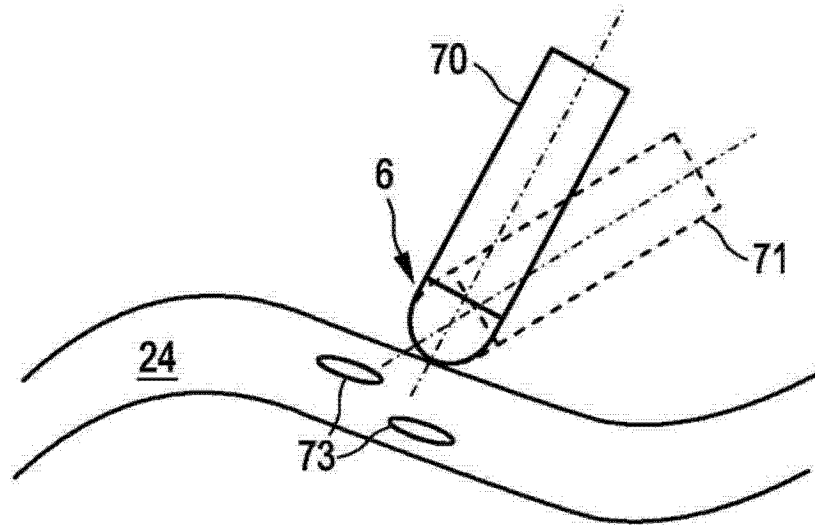


图 8

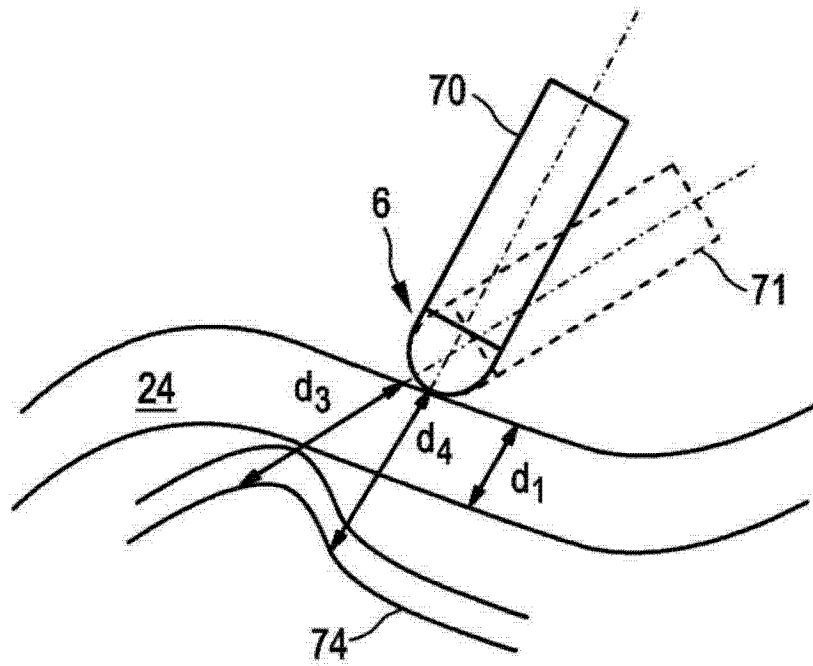


图 9

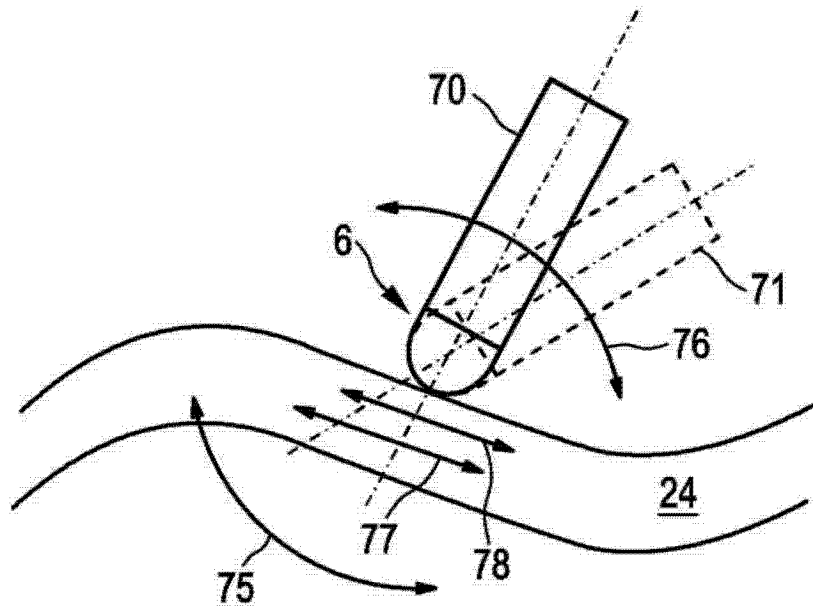


图 10

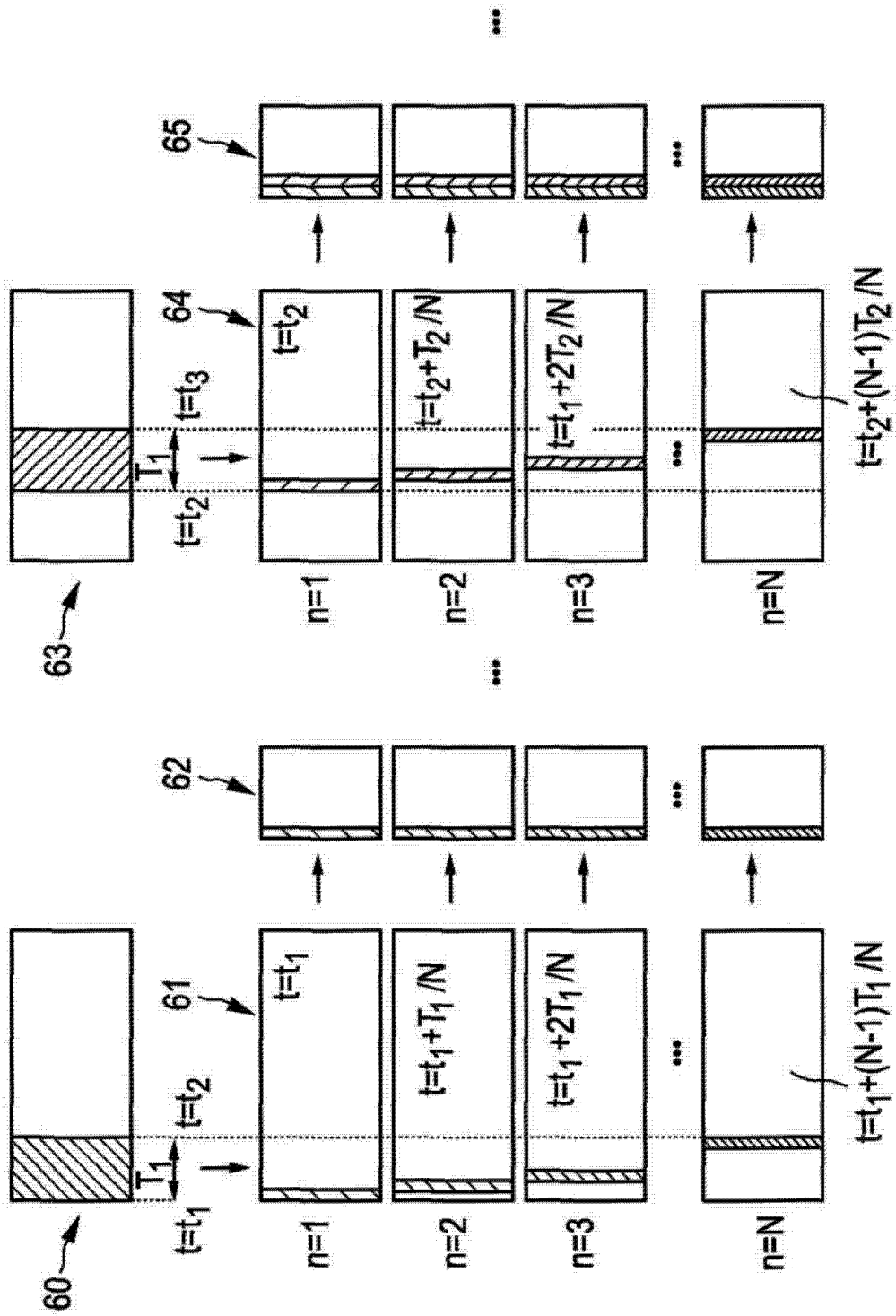


图 11

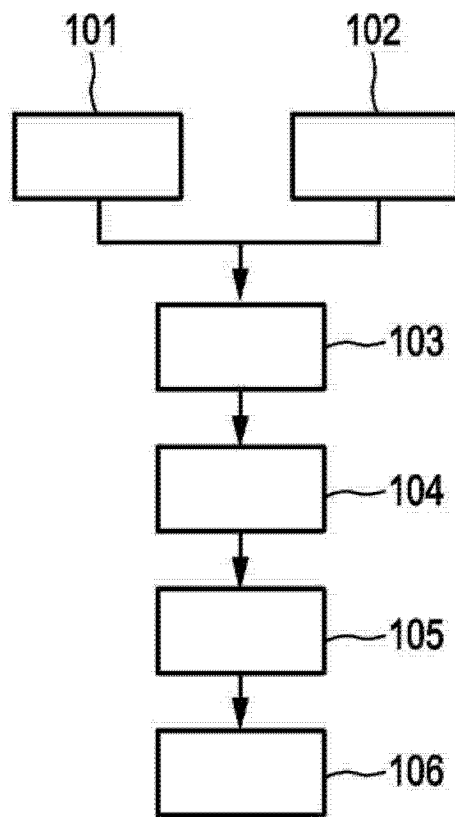


图 12

专利名称(译)	用于对周期性移动的对象成像的成像系统		
公开(公告)号	CN104203108A	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	CN201380015977.4	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	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B8/461 A61B18/1492 A61B8/5276 A61B8/543 A61B2019/528 A61B8/5207 A61B8/5284 A61B8/12 A61B2018/00577 A61B8/486 A61B2090/3784		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/614550 2012-03-23 US		
其他公开文献	CN104203108B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于对周期性移动的对象成像的成像系统。分配单元(18)基于提供的相位信号，将超声信号比如A-线分配到运动相位，其中，超声图像生成单元(19)基于被分配到各自运动相位的所述超声信号，生成针对所述不同运动相位的几个超声图像比如门控M模式图像。以时间连续的方式，将所述超声图像显示在显示单元(21)上，用于示出所述对象(24)的所述周期性移动。得到的所述对象的动态的类似电影的图像允许用户(如医师)，尤其在消融程序期间，更可靠地确定所述对象的性质，如组织壁的厚度。因此，所述成像系统尤其对监测心脏消融程序有用。

