



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104736067 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201380054326. 6

(22) 申请日 2013. 09. 12

(30) 优先权数据

61/715, 369 2012. 10. 18 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 04. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/058474 2013. 09. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/060870 EN 2014. 04. 24

(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 G·A·哈克斯

S·A·W·福肯鲁德 M·塔万蒂

A·F·科伦茨

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

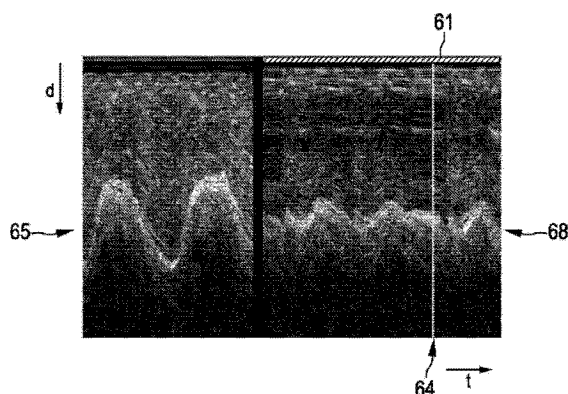
权利要求书2页 说明书13页 附图7页

(54) 发明名称

超声数据可视化装置

(57) 摘要

本发明涉及用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置。所述目标的参考图像 (65) 和当前图像 (68) 被同时显示, 其中, 所述当前图像对应于当前时间间隔, 并且所述参考图像对应于参考时间间隔, 并且其中, 所述当前时间间隔和所述参考时间间隔对应于所述介入程序的不同阶段。因此, 能够利用例如相对高的时间分辨率示出所述当前图像, 以用于允许用户观察可以由所述介入程序引起的详细的目标变化, 同时仍然能够提供在所述介入程序的不同阶段上的总览, 这是因为所述参考图像也被显示并且能够由用户使用以用于将所述当前图像与所述参考图像进行比较。



1. 一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置,所述超声数据可视化装置包括:

- 超声图像提供单元 (12、20、21、22 ;202),其用于提供所述目标的时间依赖性的超声图像,

- 当前图像确定单元 (23 ;206),其用于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于当前时间间隔的部分来确定所述目标的当前图像,

- 参考图像确定单元 (36 ;207),其用于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于参考时间间隔的部分来确定所述目标的参考图像,其中,所述参考时间间隔和所述当前时间间隔对应于所述介入程序的不同阶段,

- 显示器 (42 ;209),其用于同时显示所述参考图像和所述当前图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述介入程序包括目标影响阶段、目标影响前阶段以及目标影响后阶段,其中,所述参考时间间隔和所述当前时间间隔对应于这些阶段中的不同阶段,在所述目标影响阶段期间,通过使用能量施加元件 (11) 将能量施加于所述目标而在所述目标上的位置处影响所述目标。

3. 如权利要求 2 所述的超声数据可视化装置,其中,所述超声数据可视化装置包括用于提供开始时间的能量施加时间提供单元 (37 ;203),在所述开始时间处,所述目标影响阶段开始,其中,所述参考图像确定单元 (36) 适于取决于所提供的开始时间来确定所述参考时间间隔,并且适于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的所述部分来确定所述参考图像。

4. 如权利要求 2 所述的超声数据可视化装置,其中,所述超声可视化装置包括用于提供结束时间的能量施加时间提供单元 (37 ;203),在所述结束时间处,所述目标影响阶段结束,其中,所述参考图像确定单元 (36 ;207) 适于取决于所提供的结束时间来确定所述参考时间间隔,并且适于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的所述部分来确定所述参考图像。

5. 如权利要求 2 所述的超声数据可视化装置,其中,在所述介入程序期间,所述能量施加元件被移动到所述目标上的不同位置,以用于在所述不同位置处影响所述目标,其中,所述超声数据可视化装置还包括用于提供指示所述能量施加元件 (11) 何时到达新位置的位置变化信号的位置变化信号提供单元 (40 ;204),在所述新位置处,所述目标将被影响,其中,所述参考图像确定单元 (36 ;207) 适于取决于所提供的位置变化信号将在所述能量施加元件 (11) 到达所述新位置之后即刻的所述时间间隔确定为所述目标影响前阶段中的所述参考时间间隔,并且适于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的所述部分来确定所述参考图像。

6. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述超声数据可视化装置还包括用于允许用户输入所述参考时间间隔的输入单元 (41 ;208),其中,所述参考图像确定单元 (36 ;207) 适于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的所述部分来确定所述参考图像。

7. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述超声数据可视化装置还包括用于提供对应于所述参考时间间隔和所述当前时间间隔的时间依赖性的生理信号的生理信号提供单元 (43、87 ;205),其中,所述当前图像确定单元 (23 ;206) 和所述参考图像确定

单元 (36 ;207) 适于确定时间依赖性的当前图像和时间依赖性的参考图像,其中,所述显示器 (42 ;209) 适于同时显示所提供的生理信号与所述当前图像和所述参考图像,其中,所提供的生理信号与所述当前图像和所述参考图像在所述显示器 (42 ;209) 上是在时间上对齐的。

8. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述超声图像提供单元 (12、20、21、22 ;201) 和所述当前图像确定单元 (23) 适于实时地提供所述当前图像。

9. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述超声图像提供单元 (12、20、21、22 ;201) 适于提供 M 模式图像作为所述目标的所述时间依赖性的超声图像。

10. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述当前时间间隔和所述参考时间间隔小于所述当前时间间隔与所述参考时间间隔之间的时间距离。

11. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述当前图像确定单元 (23 ;206) 适于将所述当前图像确定为所提供的时间依赖性的超声图像的部分或通过对所提供的时间依赖性的超声图像进行处理而获得的经处理图像的部分,所述所提供的时间依赖性的超声图像的部分或所述经处理图像的部分对应于所述当前时间间隔,作为所述当前图像,其中,所述参考图像确定单元 (36 ;207) 适于将所述参考图像确定为所提供的时间依赖性的超声图像的部分或经处理图像的部分,所述所提供的时间依赖性的超声图像的部分或所述经处理图像的部分对应于所述参考时间间隔,作为所述参考图像。

12. 如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置,其中,所述经处理图像是 :i) 运动图像 ;ii) 应变图像 ;iii) 如果所述目标是重复移动的目标,则是门控图像 ;或者 iv) 指示特定的图像元素表示所述目标的特定部分的可能性的可能性图像。

13. 一种用于执行关于目标的介入程序的介入装置,其中,所述介入装置 (1) 包括 :

- 用于执行关于所述目标的所述介入程序的介入元件 (11),
- 如权利要求 1 所述的、用于将所述目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置。

14. 一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化方法,所述超声数据可视化方法包括 :

- 由超声图像提供单元 (12、20、21、22) 来提供所述目标的时间依赖性的超声数据,
- 由当前图像确定单元 (23) 基于所述时间依赖性的超声图像的对应于当前时间间隔的部分来确定所述目标的当前图像,
- 由参考图像确定单元 (36) 基于所述时间依赖性的超声图像的对应于参考时间间隔的部分来确定所述目标的参考图像,其中,所述参考时间间隔和所述当前时间间隔对应于所述介入程序的不同阶段,
- 由显示器 (42) 同时显示所述参考图像和所述当前图像。

15. 一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化计算机程序,所述计算机程序包括用于所述计算机程序在控制如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置的计算机上运行时令所述超声数据可视化装置执行如权利要求 14 所述的超声数据可视化方法的步骤的程序代码单元。

超声数据可视化装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置、超声数据可视化方法以及超声数据可视化计算机程序。本发明还涉及包括超声数据可视化装置的介入装置。

背景技术

[0002] 在心脏消融程序中，消融导管被引入到活体的心脏中，其中，消融导管的尖端包括例如用于将射频能量施加于要被消融的心脏组织的消融电极。此外，消融导管的尖端能够包括用于以超声的方式监测消融程序的超声换能器。

[0003] 为了在显示器上提供对整个消融程序的总览，显示器上示出的超声数据的时间分辨率相对低，从而使得医生以超声的方式监测由消融程序引起的详细的组织变化相对困难。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置、超声数据可视化方法以及超声数据可视化计算机程序，其允许对介入程序的改进的监测。本发明的另一目的是提供一种包括超声数据可视化装置的介入装置。

[0005] 在本发明的第一方面中，提出了一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置，其中，所述超声数据可视化装置包括：

[0006] - 超声图像提供单元，其用于提供所述目标的时间依赖性的超声图像，

[0007] - 当前图像确定单元，其用于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于当前时间间隔的部分来确定所述目标的当前图像，

[0008] - 参考图像确定单元，其用于基于所述时间依赖性的超声图像的对应于参考时间间隔的部分来确定所述目标的参考图像，其中，所述参考时间间隔和所述当前时间间隔对应于所述介入程序的不同阶段，

[0009] - 显示器，其用于同时显示所述参考图像和所述当前图像。

[0010] 由于显示器同时显示参考图像和当前图像，其中，当前图像对应于当前时间间隔，并且参考图像对应于参考时间间隔，并且其中，当前时间间隔和参考时间间隔对应于介入程序的不同阶段，因此能够以相对高的时间分辨率来示出当前图像，其中，仍然能够提供对介入程序的不同阶段的总览，这是因为参考图像也被显示并且能够由医生使用以将当前图像与参考图像进行比较。因此，医生能够观察可以由介入程序引起的详细的目标变化，其中，医生仍然能够具有对介入程序的不同阶段的总览。

[0011] 超声图像提供单元和当前图像确定单元优选地适于持续地更新当前图像，具体地，以与更新 M 模式图像相似的包裹方式来更新当前图像，而参考图像可以是恒定的图像。

[0012] 在实施例中，介入程序包括目标影响阶段、目标影响前阶段以及目标影响后阶段，

其中,参考时间间隔和当前时间间隔对应于这些阶段中的不同阶段,在所述目标影响阶段期间,通过使用能量施加元件将能量施加于目标而在目标上的位置处影响目标。例如,介入程序能够是用于消融目标的消融程序,其中,参考时间间隔能够对应于是消融前阶段的目标影响前阶段,并且当前时间间隔能够对应于在其期间将消融能量施加于目标的目标影响阶段,或者其中,参考时间间隔能够对应于目标影响阶段,并且当前时间间隔能够对应于在该范例中是消融后阶段的目标影响后阶段,在所述消融后阶段中,消融程序已经被完成。因此,超声数据可视化装置能够用于观察在消融程序期间目标的变化中的细节,其中,仍然能够提供对消融程序的不同阶段的总览。消融程序优选地是用于消融心脏组织的的心脏消融程序。

[0013] 超声数据可视化装置能够包括用于提供开始时间的能量施加时间提供单元,在所述开始时间处,目标影响阶段开始,其中,参考图像确定单元适于取决于所提供的开始时间来确定参考时间间隔,并且适于基于时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的部分来确定参考图像。具体地,参考图像确定单元能够适于将参考时间间隔确定为在提供的开始时间之前即刻的时间间隔。因此能够将图像提供为对应于目标影响前阶段的最后部分的参考图像。

[0014] 能量施加时间提供单元还能够适于提供结束时间,在所述结束时间处,目标影响阶段结束,其中,参考图像确定单元能够适于取决于所提供的结束时间来确定参考时间间隔,并且适于基于时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的部分来确定参考图像。具体地,超声图像提供单元能够适于将参考时间间隔确定为在提供的结束时间之前即刻的时间间隔。因此,参考时间间隔能够对应于目标影响阶段的最后部分。

[0015] 因此,能够基于将能量施加于目标的处理来自动地确定参考时间间隔,其中,例如,能够基于实际的能量施加程序来自动地更新参考时间间隔并因此自动地更新参考图像。

[0016] 在实施例中,在介入程序期间,能量施加元件被移动到目标上的不同位置,以用于在不同位置处影响目标,其中,超声数据可视化装置还包括用于提供指示能量施加元件何时到达新位置的位置变化信号的位置变化信号提供单元,在所述新位置处,目标将被影响,其中,参考图像确定单元适于取决于所提供的位置变化信号将在能量施加元件到达新位置之后即刻的时间间隔确定为目标影响前阶段中的参考时间间隔,并且适于基于时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的部分来确定参考图像。因此,每次能量施加元件被移动到应当在此处影响目标的新位置,参考图像就能够被更新,使得参考图像对应于目标上的实际位置。位置变化信号提供单元能够包括例如可以被布置在能量施加元件的手柄上的按钮,所述能量施加元件可以是消融导管,其中,如果施加了能量,则按钮能够被按下,并且其中,能够取决于按钮是否被按下来提供位置变化信号。位置变化信号提供单元还能够适于根据所提供的时间依赖性的超声图像来自动地确定位置变化信号。

[0017] 超声数据可视化装置可以包括用于允许用户输入参考时间间隔的输入单元,其中,参考图像确定单元可以适于基于时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的部分来确定参考图像。这允许如医生的用户按需要调整参考图像。

[0018] 超声数据可视化装置还能够包括用于提供对应于参考时间间隔和当前时间间隔的时间依赖性的生理信号的生理信号提供单元,其中,当前图像确定单元和参考图像确定

单元适于确定时间依赖性的当前图像和时间依赖性的参考图像,其中,显示器适于同时显示所提供的生理信号与当前图像和参考图像,其中,所提供的生理信号与当前图像和参考图像在显示器上是在时间上对齐的。生理信号优选地是心电图信号。在时间上对齐地显示生理信号与当前图像和参考图像允许用户仅通过看显示器来非常简单地抓取在介入程序的不同阶段中的图像中示出的目标的特性和由生理信号表示的生理属性。

[0019] 超声图像提供单元和当前图像确定单元优选地适于实时地提供当前图像。因此非常快速地向用户示出当前图像数据,使得用户能够立即对当前图像中示出的目标的特性做出反应。

[0020] 当前时间间隔和参考时间间隔优选地小于当前时间间隔与参考时间间隔之间的时间距离。例如,如果目标是心脏组织,则参考时间间隔能够是大约两秒并且当前时间间隔也能够是大约两秒或更多的几秒,而参考时间间隔与当前时间间隔之间的时间距离能够是一分钟或几分钟。

[0021] 优选地,参考图像和当前图像被以相同的时间分辨率示出。这允许当前图像中的目标的细节与参考图像中的目标的细节之间的简单比较。

[0022] 在实施例中,当前图像确定单元适于将当前图像确定为所提供的时间依赖性的超声图像的部分或通过对所提供的时间依赖性的超声图像进行处理而获得的经处理图像的部分,所述所提供的时间依赖性的超声图像的部分或所述经处理图像的部分对应于当前时间间隔,作为当前图像,其中,参考图像确定单元适于将参考图像确定为所提供的时间依赖性的超声图像的部分或经处理图像的部分,所述所提供的时间依赖性的超声图像的部分或所述经处理图像的部分对应于参考时间间隔,作为参考图像。经处理图像优选地是:i) 运动图像;ii) 应变图像;iii) 如果目标是重复移动的目标,则是门控图像;或者iv) 指示特定的图像元素表示目标的特定部分的可能性的可能性图像。具体地,超声数据可视化装置能够包括用于提供指示目标的重复移动的重复信号的重复信号提供单元,其中,当前图像确定单元和参考图像确定单元能够适于基于所提供的重复信号和所提供的时间依赖性的超声图像来提供分别针对参考时间间隔和当前时间间隔的门控参考图像和门控当前图像。门控图像能够是静态门控图像或动态门控图像。这能够允许对当前图像中的目标的特性与参考图像中的目标的特性的比较,在原始的时间依赖性的超声图像中所述对特性的比较可以不是容易可见的。

[0023] 在本发明的其他方面中,提出了一种用于执行关于目标的介入程序的介入装置,其中,所述介入装置包括:

[0024] - 用于执行关于所述目标的所述介入程序的介入元件,

[0025] - 如权利要求1所述的、用于将所述目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置。

[0026] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化方法,其中,所述超声数据可视化方法包括:

[0027] - 由超声图像提供单元来提供所述目标的时间依赖性的超声数据,

[0028] - 由当前图像确定单元基于所述时间依赖性的超声图像的对应于当前时间间隔的部分来确定所述目标的当前图像,

[0029] - 由参考图像确定单元基于所述时间依赖性的超声图像的对应于参考时间间隔的

部分来确定所述目标的参考图像,其中,所述参考时间间隔和所述当前时间间隔对应于所述介入程序的不同阶段,

[0030] - 由显示器同时地显示所述参考图像和所述当前图像。

[0031] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化计算机程序,其中,所述计算机程序包括用于所述计算机程序在控制如权利要求 1 所述的超声数据可视化装置的计算机上运行时令所述超声数据可视化装置执行如权利要求 14 所述的超声数据可视化方法的步骤的程序代码单元。

[0032] 应当理解,权利要求 1 所述的超声数据可视化装置、权利要求 13 所述的能量施加装置、权利要求 14 所述的超声数据可视化方法以及权利要求 15 所述的超声数据可视化计算机程序具有类似和 / 或相同的优选实施例,具体为如从属权利要求所述的优选实施例。

[0033] 应当理解,本发明的优选实施例还能够是从属权利要求与各自的独立权利要求的任何组合。

[0034] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。

附图说明

[0035] 在以下附图中:

[0036] 图 1 示意性且示例性地示出了用于将能量施加于目标的能量施加装置的实施例,

[0037] 图 2 示意性且示例性地示出了图 1 中示出的能量施加装置的消融导管的尖端的实施例,

[0038] 图 3 示意性且示例性地示出了在心脏壁上的位置处的消融导管的尖端,

[0039] 图 4 示例性地示出了在相对大的时间范围上的常规 M 模式图像,

[0040] 图 5 示例性地示出了在相对短的时间范围上的常规 M 模式图像,

[0041] 图 6 图示了根据 M 模式图像对参考图像的确定,

[0042] 图 7 示例性地示出了对应于目标影响前阶段的参考图像和对应于目标影响阶段的当前图像,

[0043] 图 8 示例性地示出了对应于目标影响前阶段的参考图像和对应于与图 7 中示例性地示出的当前图像的时间相比较而在稍后的时间处的目标影响阶段的当前图像,

[0044] 图 9 示例性地示出了对应于目标影响阶段的最后部分的参考图像和对应于目标影响后阶段的当前图像,

[0045] 图 10 示例性地示出了已经由不同的超声换能器采集并且与心电图信号在时间上对齐的参考图像和当前图像,

[0046] 图 11 示例性地示出了在相对大的时间范围上的参考图像和当前图像,

[0047] 图 12 示意性且示例性地示出了用于在介入程序期间将目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置的实施例,并且

[0048] 图 13 示出了示例性地图示用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0049] 图 1 示意性且示例性地示出了用于执行关于目标的介入程序的介入装置的实施例。在该实施例中,介入装置是用于将能量施加于目标的能量施加装置,具体是用于消融心脏组织的消融装置。消融装置 1 包括是消融导管的能量施加元件 11。消融导管 11 被引入到躺在如患者台的支撑单元 9 上的人 7 的心脏 8 中。图 2 中以更加详细的方式示意性且示例性地示出了消融导管 11 的尖端 10。

[0050] 消融导管 11 的尖端 10 包括用于在关于消融导管 11 的尖端 10 是前向方向的第一采集方向 14 上采集第一超声数据的前向超声换能器 20,以及用于在是侧向方向的第二、第三以及第四采集方向 50、13、15 上采集第二、第三以及第四超声数据的三个侧向换能器(其中只有两个换能器 21、22 在图 2 中是可见的)。

[0051] 前向换能器 20 能够被认为是在为第一采集方向的轴向方向 14 上采集第一超声数据的轴向换能器。此外,在该实施例中,消融导管 11 的尖端 10 的横截面基本上是圆形的,使得侧向方向 50、13、15 能够被认为是径向方向,并且各自的侧向换能器能够被认为是径向换能器。

[0052] 消融导管 11 的尖端 10 还包括消融电极 51,所述消融电极 51 包括轴向开口 16 和侧向开口 17、18,超声换能器能够通过所述轴向开口 16 和所述侧向开口 17、18 来采集超声数据。此外,消融电极 51 包括用于允许在消融导管 11 之内流动的冲洗流体离开消融导管 11 的尖端 10 的冲洗开口 19。

[0053] 消融电极 51 通过使用如线缆的电导体(出于清楚的原因而未在图 2 中示出)而与消融控制单元 37 电气连接,以便允许医生控制对消融能量的施加。在该实施例中,消融控制单元 37 包括用于将射频能量施加于心脏组织以用于消融心脏组织的射频源。消融装置 1 还包括用于控制在消融导管 11 之内的冲洗流体的流动并且因此用于控制冲洗流体通过冲洗开口 19 离开消融导管 11 的尖端 10 的冲洗控制单元 38。消融导管 11 包括用于将流体从冲洗控制单元 38 引导到冲洗开口 19 的内腔。冲洗控制单元 38 优选地包括用于向消融导管 11 的尖端 10 提供流体的流体源和泵。

[0054] 消融装置 1 还包括超声控制单元 12,所述超声控制单元 12 经由如电线的电气连接(出于清楚的原因而未在图 2 中示出)被电气连接到消融导管 11 的尖端 10 中的超声换能器。超声控制单元 12 和消融导管 11 的尖端 10 中的超声换能器优选地被配置为使得在不同的采集方向上采集 M 模式图像作为时间依赖性的超声图像。

[0055] 消融装置 1 用于执行并用于监测心脏消融程序。消融装置 1 具体适于治疗心律失常。消融导管 11 的尖端 10 中的超声换能器使得电生理学实验室中的医生能够从内部实时地访问心脏壁的特定相关参数。下面将参考图 3 地对此进行示例性的图示。

[0056] 图 3 示出了通过使用在第一采集方向上的轴向前向换能器来采集超声数据的消融导管 11 的尖端 10。在图 3 中由虚线 24 示意性地指示对应的超声波束。超声波被发送到心脏壁 27 中,并且由消融导管 11 的尖端 10 处的前向轴向换能器来接受经散射和/或反射的超声波。得到的时间依赖性的超声数据(即,在该实施例中的得到的 M 模式图像 28)被示例性地示出在图 3 的右上部分中。M 模式图像 28 示出了取决于深度 d(以毫米为单位)并且取决于时间 t(以秒为单位)的超声信号幅值。线 30 指示超声监测的持续时间,并且线 29、52 指示将消融能量施加于心脏组织的持续时间。线 31 指示消融深度,并且柱 34 通过使用块 35 来指示心脏壁 27 的前侧 26 的位置并通过使用块 36 来指示消融深度。通过对

超声 M 模式图像 28 的视觉检查,医生能够测量心脏壁厚度,即,心脏壁 27 的前侧 26 和背侧 25 的位置,并且然后能够决定最佳消融方案,如最优消融功率、冲洗流体(优选地是盐的冷却流体)的最优流率以及最优消融持续时间。在施加消融能量期间能够监测损伤的形成,其中,医生能够在损伤已经变得透壁时(即,当处置到达心脏壁 27 的背侧 25 时)停止消融程序。如果在心脏组织内部形成气囊,则医生能够在 M 模式图像 28 中看到该形成,并且能够停止消融程序以防止组织破裂,即,防止所谓“爆裂(pop)”。

[0057] 图 4 示意性且示例性地示出了可以在心脏消融程序期间获得的 M 模式图像 60。在图 4 中,每条竖直线是在对原始超声 RF 线的包络探测以及例如噪声抑制和对比度增强的进一步处理之后获得的 A 线。在图 4 中,垂直轴表示深度 d 并且水平轴表示时间 t。随着时间进程,新的 A 线被附在 M 模式图像 60 中的时间光标 62 的右侧上。如果图 4 中示出的白线 62 的右侧上的区域也被 A 线填充,则白线 62(即,时间光标)向左包裹并覆写先前采集的 A 线。在图 4 中,由条 61 来指示消融时期(即,在此期间施加消融功率的时期)。完整的 M 模式图像可以覆盖大约 1 至 2 分钟的时间段。图 4 示出了目标影响前阶段中、目标影响阶段中以及反目标影响阶段中的时间依赖性的超声数据。在目标影响阶段中,通过将能量施加于目标(即,在该实施例中的心脏组织)来在目标上的位置处影响目标。各自的时间段由线 61 指示。

[0058] 图 5 示例性地示出了具有时间光标 64 的其他 M 模式图像 63,其中,在该范例中,M 模式图像 63 覆盖 4 秒的时间范围,即,以比图 4 中示例性地示出的 M 模式图像 60 大得多的时间分辨率来示出图 5 中示例性地示出的 M 模式图像 63。如果选择相对短的时间范围在图 5 中示例性地示出,则多得多的细节在 M 模式图像中是可见的。这种高水平的细节能够揭露如心脏背壁的变化的重要信息,所述心脏背壁的变化与局部心脏壁厚度有关。然而,当在短时间范围上检查高细节信息时,医生失去了观察如图 4 的 M 模式图像 60 中示出的大得多的时间比例处发生的组织变化的能力。相比之下,图 4 中示出的 M 模式图像 60 提供了将在消融期间实时采集的数据与消融之前的数据进行比较的能力,使得能够观察指示损伤形成的组织变化。此外,图 4 中示出的大时间范围 M 模式图像 60 提供了将在消融后实时采集的数据与消融之前采集的数据以及与消融的最终阶段中的数据进行比较的能力,使得能够观察在冷却期间心脏组织的稳定。不能够通过使用图 5 中示例性地示出的短时间范围 M 模式图像 63 来执行这些比较。

[0059] 消融装置因此适于提供允许对高细节 M 模式图像的观察的超声数据可视化,同时仍然能够在介入程序的若干阶段上观察归因于消融而发生的组织变化。

[0060] 超声换能器 20、21、22 和超声控制单元 12 能够被认为是用于提供心脏组织的时间依赖性的超声图像的超声图像提供单元,其中,所述时间依赖性的超声图像是 M 模式图像。消融装置包括当前图像确定单元和参考图像确定单元 36,所述当前图像确定单元用于基于时间依赖性的超声图像的对应于当前时间间隔的部分来确定目标的当前图像,所述参考图像确定单元 36 用于基于时间依赖性的超声图像的对应于参考时间间隔的部分来确定目标的参考图像,其中,参考时间间隔和当前时间间隔对应于介入程序的不同阶段,在该实施例中,所述介入程序是用于通过将能量施加于心脏组织来在位置处消融心脏组织的消融程序。消融装置 1 还包括用于同时显示参考图像和当前图像的显示器 42。

[0061] 超声图像提供单元 12、20、21、22 和当前图像确定单元 23 优选地适于如针对 M 模

式图像的更新已知的那样以包裹的方式来连续地更新当前图像,而参考图像优选地至少在特定的时间上保持恒定。

[0062] 参考图像和当前图像对应于消融程序的不同阶段,其中,所述阶段是目标影响前阶段、目标影响阶段以及目标影响后阶段。例如,参考时间间隔能够对应于是消融前阶段的目标影响前阶段,并且当前时间间隔能够对应于在此期间将消融能量施加于目标的目标影响阶段。或者,参考时间间隔能够对应于目标影响阶段,并且当前时间间隔能够对应于在该范例中是消融后阶段的目标影响后阶段,在所述消融后阶段中,消融程序已经完成。

[0063] 消融装置 1 能够适于在目标影响前阶段(即,消融之前)示出具有相对短的时间范围(例如,两秒)的常规 M 模式图像,其中,如在图 5 中示例性地示出的,A 线被以以上提及的包裹方式附上。当消融已经开始时,消融之前的 M 模式图像的最后段优选地被选择以用于参考图像。因此,消融装置优选地包括用于提供开始时间的能量施加时间提供单元,在所述开始时间处,目标影响阶段开始,其中,参考图像确定单元 36 能够适于取决于所提供的开始时间来确定参考时间间隔,并且适于基于时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的部分(即,M 模式图像的部分)来确定参考图像。具体地,参考图像确定单元 36 能够适于将参考时间间隔确定为在所提供的开始时间之前即刻的时间间隔。在图 6 中对此进行了图示。

[0064] 图 6 示出了具有在由线 61 指示的目标影响阶段之前出现的目标影响前阶段中以及在目标影响阶段中的相对短的时间范围(例如,二至三秒)的 M 模式图像 66。被定位在开始消融程序的开始时间之前即刻并且覆盖大约两秒的时间范围的 M 模式图像 66 的最后段 65 被选择为参考图像。在本案例中大约两秒的短时间范围是优选的,这是因为其对应于在每分钟 30 次跳动的最低假设心率下的单次心跳周期。应当注意,可以不在显示器 42 上示出图 6。图 6 在此只是被示出以图示对参考图像的确定。

[0065] 在该实施例,能量施加时间提供单元是消融控制单元 37,其中,如果消融控制单元 37 控制消融导管使得将能量施加于心脏组织,则消融控制单元 37 适于向参考图像确定单元 36 发送信号以用于促使参考图像确定单元 36 确定参考图像。

[0066] 如图 7 所图示的,在显示器 42 上与当前图像 68 分开示出了参考图像 65。当前图像继续被如根据常规 M 模式图像已知的那样以包裹的方式更新。由附图标记 64 在图 7 中指引了对应的的时间光标线。参考图像 65 保持恒定。参考图像 65 以及因此参考时间间隔对应于目标影响前阶段,并且当前图像 68 以及因此当前时间间隔对应于目标影响阶段。在图 7 中,线 61 指示持续时间,在所述持续时间期间向心脏组织施加能量。如在图 7 中能够看出的,心跳速率在消融期间已经相对消融之前的心跳速率增大了。

[0067] 图 8 示例性地示出了在显示单元 42 上在时间上稍后示出的参考图像 65 和当前图像 68,其中,当前图像 68 以及因此当前时间间隔仍然对应于目标影响阶段。如在图 8 中能够看出的,当前组织结构与参考图像中示出的结构相比已经改变,即,局部组织移动性已经归因于坏死而减小。

[0068] 参考图像确定单元 38 适于在停止施加能量时更新参考图像,以包含在该范例中是消融时期的目标影响阶段的最后时间段(例如,两秒)。能量施加时间提供单元因此还优选地适于提供结束时间,在所述结束时间处,目标影响阶段结束,其中,参考图像确定单元 36 适于取决于所提供的结束时间来确定参考时间间隔,并且适于基于时间依赖性的超声图

像的对应于所确定的参考时间间隔的部分（即，M 模式图像）来确定参考图像。具体地，参考图像确定单元优选地适于将参考时间间隔确定为具有固定持续时间并且被布置在所提供的结束时间之前即刻的时间间隔。在该实施例中，能量施加时间提供单元是向参考图像确定单元 36 提供信号的消融控制单元 37，所述信号指示何时已经停止施加消融能量。图 9 示例性地示出了对应于在目标影响阶段停止之前即刻的时间间隔的这样的参考图像 69，以及可以在显示器 42 上示出的当前图像 70。在该范例中，参考图像属于目标影响阶段，并且当前图像属于目标影响后阶段。在另一实施例中，参考图像可以不被更新，使得在停止施加消融能量之后，参考图像仍然示出消融前数据，以用于将这些数据与由当前图像示出的实况数据进行比较。

[0069] 能够基于施加消融能量的开端来自动地确定针对参考数据的时间范围，即，定义参考图像的参考时间间隔。如以上参考图 7 所描述的，能够由从消融控制单元 37 接收的信号来指示该开端，即，目标影响阶段的开始。然而，能量施加时间提供单元也能够是根据 M 模式图像来检测施加消融能量的开端的单独的单元。此外，消融装置 1 的输入单元 41 能够用于允许用户输入施加消融能量的开端的时间。因此，输入单元 41 也能够被认为是能量施加时间提供单元。在已经指示了消融开端（即，目标影响阶段开始处的开始时间）之后，参考时间间隔能够被定义为从开端时间开始的例如过去两秒的时间间隔。还能够通过使用输入单元 41 来完全手动地选择参考时间间隔以及因此完全手动地选择参考图像。在结束时间处目标影响阶段结束的所述结束时间和对应的对参考图像的确定也能够是基于所述结束时间的，所述结束时间 a) 能够被通过使用输入单元 41 来手动地提供，b) 能够由消融控制单元 37 来提供，或者 c) 能够根据 M 模式图像来确定。

[0070] 图 4 至图 9 示出了仅由单个超声换能器采集的超声数据。然而，消融装置 1 还能够适于在显示器 42 上示出由多于一个的超声换能器采集的超声数据。例如，如在图 10 中示例性地示出的，显示器 42 能够在显示器 42 的参考区域 71 中示出对应于消融导管 11 的尖端 10 处的四个超声换能器的四幅参考图像 73……76。相应地，显示单元 42 能够在显示器 42 的实况数据区域 72 中示出对应于所述四个超声换能器的四幅当前图像 80……83。

[0071] 消融装置 1 还包括用于提供对应于参考时间间隔和当前时间间隔的时间依赖性的生理信号的生理信号提供单元，其中，显示器 42 适于同时显示所提供的生理信号以及当前图像和参考图像，并且其中，所提供的生理信号以及当前图像和参考图像在显示器 42 上在时间上对齐。在该实施例中，生理信号提供单元包括被布置在人 7 的胸脯上的心电图电极 43，其中，心电图电极 43 经由如电线的电气连接 44 与心电图控制单元 87 电气连接。参考心电图 (ECG) 数据 77 和当前 ECG 数据 84 被示出在显示器 42 上，并且在时间上与参考超声图像 73……76 和当前超声图像 80……83 对齐。因此，特别对于快的刷新速率（即，特别对于参考超声图像和当前超声图像的相对短的时间范围），对超声数据的可视化能够与对电描记图记录的可视化联系，使得来自两个源的参考数据和实况数据的时间计取被对齐。

[0072] 显示器 42 能够适于示出其他参考 ECG 或电描记图 (EGM) 数据 78、79 以及与参考超声图像 73……76 和当前超声图像 80……83 在时间上对齐的对应的其他当前 ECG 或 EGM 数据 85、86。可以通过其他心电图电极来测量 ECG 数据，并且可以通过图 2 中未示出的消融导管的尖端上的对应的电极来测量 EGM 数据。

[0073] 尽管在图 10 中示出了全部四个超声换能器的超声数据，但是显示器 42 仅示出一

个、两个或三个超声换能器的超声数据当然也是可能的。用户能经由输入单元 41 来选择超声换能器的哪个超声数据被示出在显示器 42 上。然而,显示器 42 或消融装置的另一单元还能够适于自动地选择一个或若干个超声换能器,所述一个或若干个超声换能器的超声数据被显示。

[0074] 在图 7 至图 10 中,当前时间间隔和参考时间间隔相对小。例如,它们能够覆盖大约几秒。但是,当前时间间隔与参考时间间隔之间的时间距离能够相对大。例如,如果参考图像示出消融程序开始之前的心脏组织并且如果当前图像示出消融程序结束处的心脏组织,则参考时间间隔与当前时间间隔之间的时间距离能够是大约一或两分钟。

[0075] 尽管在以上描述的实施例中超声图像的时间范围相对短(例如,只有几秒),但是在显示器 42 上示出的超声图像的时间范围也能够较长(例如,一或两分钟)。图 11 示例性地示出了这样的时间范围较长的情况。

[0076] 在图 11 中,示出了对应于在将消融能量施加于心脏组织之前的目标影响前阶段的参考超声图像 87。此外,示出了表示目标影响阶段的当前图像 88。在图 11 中,线 89、91 指示归因于施加能量的损伤形成,并且线 90 指示消融能量施加到的心脏壁的背侧的位置。当前图像确定单元 23 或消融装置 1 的另一单元能够适于根据超声数据来自动地检测损伤形成和背侧的位置,以用于允许显示器示出线 89、90、91。因此,如果超声图像的刷新速率也较慢,则能够在实况数据旁边示出参考数据,以便于促进对超声数据的解读。

[0077] 在以上描述的实施例中,当前图像确定单元 23 适于将当前图像确定为所提供的时间依赖性的超声图像的对应于当前时间间隔的部分(即,M 模式图像的部分),并且参考图像确定单元适于将参考图像确定为所提供的时间依赖性的超声图像的对应于参考时间间隔的部分。然而,当前图像确定单元还能够适于将当前图像确定为通过对所提供的时间依赖性的超声图像进行处理而获得的经处理图像的对应于当前时间间隔的部分,并且参考图像确定单元能够适于将参考图像确定为经处理图像的对应于参考时间间隔的部分。经处理图像例如是运动图像、应变图像、门控图像或指示特定的图像元素表示目标的可能性的可能性图像。

[0078] 例如,心电图电极与心电图控制单元一起能够提供心电图信号作为指示要被消融的心脏的运动的重复信号。心电图电极与心电图控制单元的组合因此能够被认为是重复信号提供单元。在其他实施例中,还能够以其他方式来提供重复信号,例如,可以根据 M 模式图像来确定重复信号。重复信号提供单元因此还能够是用于根据 M 模式图像来确定重复信号的计算单元。当前图像确定单元和参考图像确定单元能够适于基于所提供的重复信号和所提供的时间依赖性的超声图像(即,所提供的 M 模式图像)来确定分别针对参考时间间隔和当前时间间隔的门控参考图像和门控当前图像。例如,基于心电图信号能够确定哪条 A 线对应于哪个心脏时相,其中,为了确定针对特定心脏时相的门控 M 模式图像,能够对对应于该特定心脏时相的 A 线进行组合。已经以这样的方式针对心脏时相确定的门控 M 模式图像与动态门控 M 模式图像相比较能够被认为是静态门控 M 模式图像,所述动态门控 M 模式图像优选地是通过在显示器上示出对应于不同心脏时相的、在相同位置处在时间上连续地门控 M 模式图像来形成的,以用于示出 M 模式图像在心动周期上是如何变化的。形成门控静态参考图像或门控动态参考图像的 A 线优选地对应于目标影响前阶段或目标影响阶段,并且形成门控静态当前图像或门控动态当前图像的 A 线对应于另一阶段(即,目标影响阶

段或目标影响后阶段)。

[0079] 为了处理超声图像以使得其被变换为应变图像,能够使用公知的应变变换算法来生成图像,在所述图像中的每个位置处示出对应于局部应变值的灰度水平值。为了生成运动图像,能够使用已知的运动检测算法,其中,得到的运动图像能够是彩色编码的,使得图像中的每个位置都表示局部组织运动幅值并且潜在地还表示运动方向。可能性图像能够是在图像中的每个位置处示出灰度值的图像,所述灰度值指示对应于特定的组织类型的程度。

[0080] 消融导管 11 的尖端 10 能够被移动到心脏壁上的第一位置,其中,在到达第一位置后,能够将消融能量施加于心脏组织以用于消融在该位置处的心脏组织。在施加消融能量期间,医生能够看见显示器 42 上的当前图像和参考图像,其中,医生能够基于他/她的观察来在适合的时间处停止施加消融能量。在已经完成在第一位置处施加消融能量之后,消融导管 11 的尖端 10 能够被移动到心脏壁上的第二位置以用于也在该第二位置处执行该消融程序。消融导管 11 的尖端 10 然后能够被移动到其他位置以用于也在这些位置处消融心脏组织。

[0081] 参考图像确定单元 36 知晓能量何时被施加以及何时不被施加,并且因此能够辨别出目标影响前阶段、目标影响阶段以及目标影响后阶段。参考图像确定单元 36 因此能够确定参考图像,使得其对应于期望的阶段,具体为对应于目标影响前阶段或目标影响阶段。然而,如果在消融导管 11 的尖端 10 从一个位置移动到另一位置期间没有关闭对消融能量的施加,则消融装置 1 还能够被配置为允许参考图像确定单元辨别出不同的阶段。具体地,消融装置 1 能够包括位置变化信号提供单元 40,所述位置变化信号提供单元 40 在该实施例中是包括按钮的手柄,以用于提供指示消融导管 11 的尖端 10 何时到达心脏组织要被消融的新位置的位置变化信号,其中,参考图像确定单元能够适于取决于所提供的位置变化信号将在消融导管 11 的尖端 10 已经到达新位置之后即刻的时间间隔确定为参考时间间隔,并且适于基于时间依赖性的超声图像的对应于所确定的参考时间间隔的部分来确定参考图像。因此,消融装置还能够适于在被称为“拖动并消融”的消融程序中使用,在所述消融程序中,医生在不同的时刻移动消融导管的尖端,同时消融功率保持开启,从而创建交叠的损伤或所谓的“损伤线”。在这种在消融期间的不同时刻处导管尖端在不同的心脏壁位置处的情景中,属于第一心脏壁位置的目标影响前参考图像失去了它的大部分的意义。因此,对于拖动并消融情景,在消融导管的尖端在消融功率递送期间刚刚移动到下一位置的时刻,利用最新的一组 A 线来更新参考图像,其中,假设在消融导管的尖端已经移动到下一位置之后即刻心脏组织基本上还未被影响,使得在导管尖端已经到达下一位置之后即刻的该最新的一组 A 线能够被认为是定义了目标影响前阶段的最后部分的参考图像。

[0082] 为了确定这样的参考图像,参考图像确定单元需要知晓消融导管的尖端何时移动以及它何时在新位置处停止。在图 1 中示出的实施例中,位置变化信号提供单元 40 由具有按钮的手柄形成,所述手柄提供指示消融导管的尖端何时到达新位置的位置变化信号。然而,备选地或额外地,能够使用以另一方式确定消融导管的尖端在其已经被移动之后何时在新位置处停止的位置变化信号提供单元。例如,位置变化信号提供单元能够是适于根据实况超声数据(即,根据当前图像)来自动地确定该信息的计算单元。

[0083] 再次参考图 1,消融装置 1 还包括用于检测在人 7 之内的消融导管 11 的尖端 10 的

位置的位置检测系统 2。在该实施例中,位置检测系统 2 是 X 射线荧光检查系统,具体为 X 射线 C 型臂系统。X 射线荧光检查系统包括用于生成穿过台 9 上的人 7 的 X 射线 6 的 X 射线源 5,其中,由 X 射线探测器 3 来探测已经穿过人 7 的 X 射线 6。X 射线荧光检查系统 2 还包括用于控制 X 射线源 5 的荧光检查控制单元 4 以及 X 射线探测器 3。X 射线探测器 3 生成能够在显示器 42 上被示出的人 7 的 X 射线图像。在所生成的 X 射线图像上,消融导管 11 的尖端 10 在人 7 之内是可见的,使得 X 射线图像示出消融导管 11 的尖端 10 在人 7 之内的位置。在其他实施例中,能够使用用于检测在人之内的导管尖端的位置的其他位置检测系统,如基于电磁传感器、超声传感器等的位置检测系统。

[0084] 消融装置还包括用于允许消融导管 11(具体为导管尖端 10)被导航到人 7 之内的期望的位置的导航单元 39。导航单元 39 能够适于允许用户完全手工或半手动地对消融导管 11 进行导航。消融导管 11 包括能够由导航单元 39 控制的内置引导模块(在图 1 中未示出)。例如能够通过使用操控线缆来对消融导管 11 进行操控和导航,以便于将导管尖端 10 引导到人 7 之内的期望的位置。

[0085] 超声换能器、超声控制单元、当前图像确定单元、参考图像确定单元、显示器、能量施加时间提供单元、位置变化信号提供单元、输入单元以及生理信号提供单元用于确定并显示参考图像和当前图像,并且因此能够被认为形成与消融装置集成的超声数据可视化装置。然而,超声数据可视化装置还能够是如在图 12 中示意性并且示例性地示出的单独的装置。

[0086] 超声数据可视化装置 201 包括用于提供目标的时间依赖性的超声图像(在该实施例中是心脏组织的 M 模式图像)的超声图像提供单元 202。超声图像提供单元 202 能够是例如用于基于接收的超声信号来确定 M 模式图像的 M 模式图像确定单元,或者超声图像提供单元 202 能够只是用于接收 M 模式图像并用于提供所接收的 M 模式图像的接收单元。超声数据可视化装置 201 还包括用于提供目标影响阶段开始处的开始时间和/或用于提供目标影响阶段结束处的结束时间的能量施加时间提供单元 203。能量施加时间提供单元 203 也能够只是用于从例如消融控制单元接收指示开始时间和/或结束时间的信号并用于提供对应的开始时间和/或结束时间的接收单元。然而,能量施加时间提供单元 203 还能够适于根据时间依赖性的超声图像(具体为根据所提供的 M 模式图像)来确定开始时间和/或结束时间。位置变化信号提供单元 204 适于提供指示消融导管的尖端何时已经到达心脏组织要被消融的新位置的位置变化信号。该单元也能够只是接收单元,其中,在这种情况下,接收单元适于接收来自例如在已经到达新位置时能够由医生按下的按钮的位置变化信号。位置变化信号提供单元 204 也能够是用于根据时间依赖性的超声图像(具体为根据所提供的 M 模式图像)来确定位置变化信号的计算单元。

[0087] 超声数据可视化装置还能够包括生理信号提供单元 205,所述生理信号提供单元 205 适于接收来自对应的测量元件的如心电图信号的生理信号,并且适于提供所接收的生理信号。生理信号提供单元 205 还能够适于处理生理信号,以例如降低生理信号中的噪声并且增强所述信号。

[0088] 超声数据可视化装置 201 还包括当前图像确定单元 206 和参考图像确定单元 207。当前图像确定单元 206 适于基于时间依赖性的超声图像的对应于当前时间间隔的部分来确定目标(在该实施例中是心脏组织)的当前图像,并且参考图像确定单元 207 适于基于

时间依赖性的超声图像的对应于参考时间间隔的部分来确定目标的参考图像,其中,参考时间间隔和当前时间间隔对应于消融程序的不同阶段。

[0089] 超声数据可视化装置还包括输入单元 208 和显示器 209。输入单元 208 能够适于例如允许用户输入参考时间间隔,而显示器 209 适于同时显示参考图像和当前图像。

[0090] 以下将参考图 13 中示出的流程图来示例性地描述用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化方法的实施例。

[0091] 在该实施例中,介入程序是消融程序,并且目标是心脏壁的心脏组织。在步骤 301 中,由超声图像提供单元来提供心脏组织的时间依赖性的超声图像。在该实施例中提供了心脏组织的 M 模式图像。在步骤 302 中,基于 M 模式图像的对应于参考时间间隔的部分来确定心脏组织的参考图像。例如,在步骤 302 中能够确定在目标影响前阶段之内的参考时间间隔和对应的参考图像。在步骤 303 中,基于 M 模式图像的对应于当前时间间隔的部分来确定心脏组织的当前图像。当前时间间隔在除参考时间间隔之外的消融程序的另一阶段中。例如,当前时间间隔在目标影响阶段之内。能够由显示器上的各自的区域的时间长度来定义参考时间间隔的长度和当前时间间隔的长度。在步骤 304 中,在显示器上同时示出参考图像和当前图像。在步骤 305 中,还提供 M 模式图像(即,对应的 A 线)以用于更新步骤 303 中的当前图像。因此,优选地循环执行步骤 303、304 以及 305,使得如根据常规 M 模式图像已知的那样以包裹的方式来连续地更新当前图像。

[0092] 尽管在以上描述的实施例中介入程序是消融程序,但是在其他的实施例中超声数据可视化装置还能够适于在具有不同阶段的另一介入程序期间将示出目标的超声数据可视化,其中,对应于不同阶段的参考图像和当前图像能够被同时显示。

[0093] 尽管在以上描述的实施例中已经通过将能量施加于心脏组织而影响了心脏组织,其中,通过使用超声数据可视化装置来监测对心脏组织的能量的施加,但是在其他实施例中,超声数据可视化装置还能够适于将另一目标的超声数据可视化,例如,将如向其施加介入程序的另一器官的活体的另一部分的超声数据可视化。

[0094] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明中能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0095] 在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0096] 单个单元或设备可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。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使用这些措施的组合。

[0097] 由一个或若干个单元或设备执行的如对当前图像的确定、对参考图像的确定、对经处理图像的确定等的程序能够由任何其他数目的单元或设备来执行。所述程序和/或根据超声数据可视化方法对超声数据可视化装置的控制能够被实施为计算机程序的程序代码模块和/或被实施为专用硬件。

[0098] 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,但是也可以被以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的通信系统。

[0099] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0100] 本发明涉及用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视

化装置。所述目标的参考图像和当前图像被同时显示,其中,所述当前图像对应于当前时间间隔,并且所述参考图像对应于参考时间间隔,并且其中,所述当前时间间隔和所述参考时间间隔对应于所述介入程序的不同阶段。因此,能够利用例如相对高的时间分辨率示出所述当前图像,以用于允许用户观察可以由所述介入程序引起的详细的目标变化,同时仍然能够提供在所述介入程序的不同阶段上的总览,这是因为所述参考图像也被显示并且能够由用户使用以用于将所述当前图像与所述参考图像进行比较。

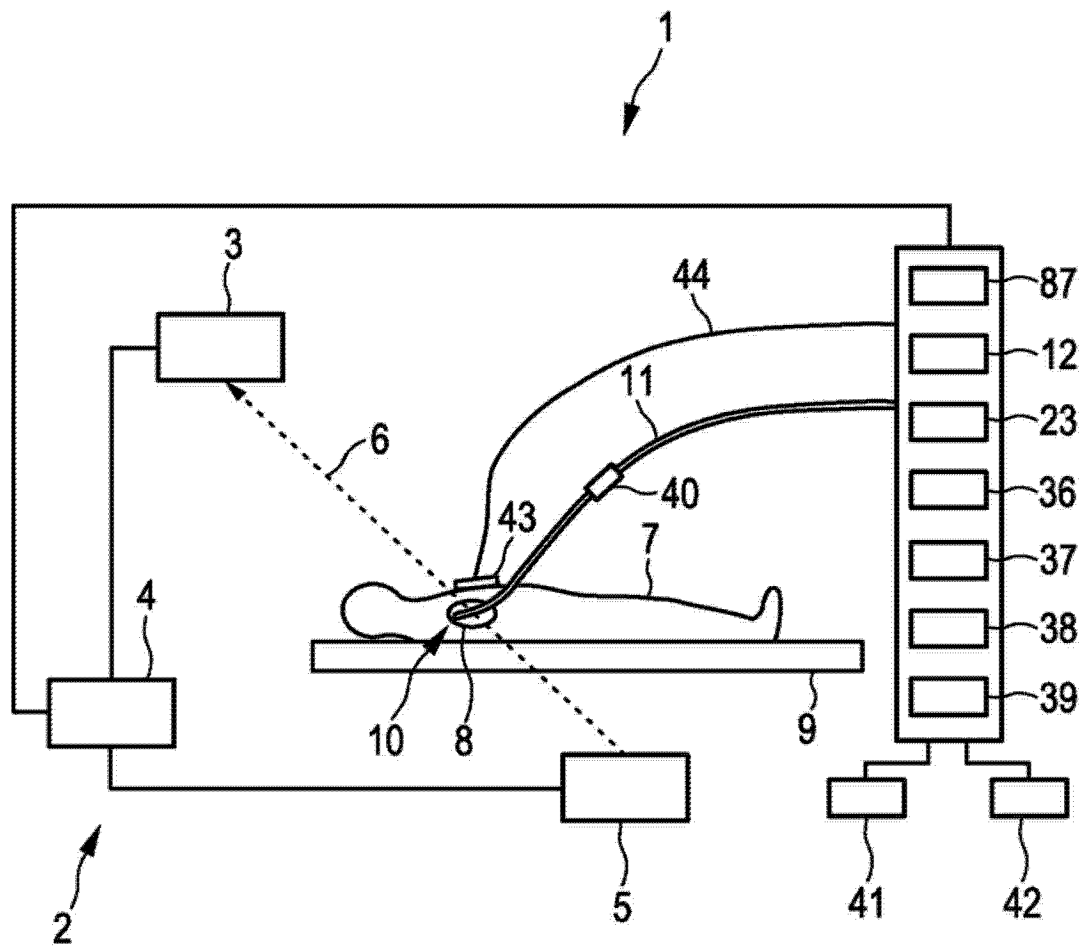


图 1

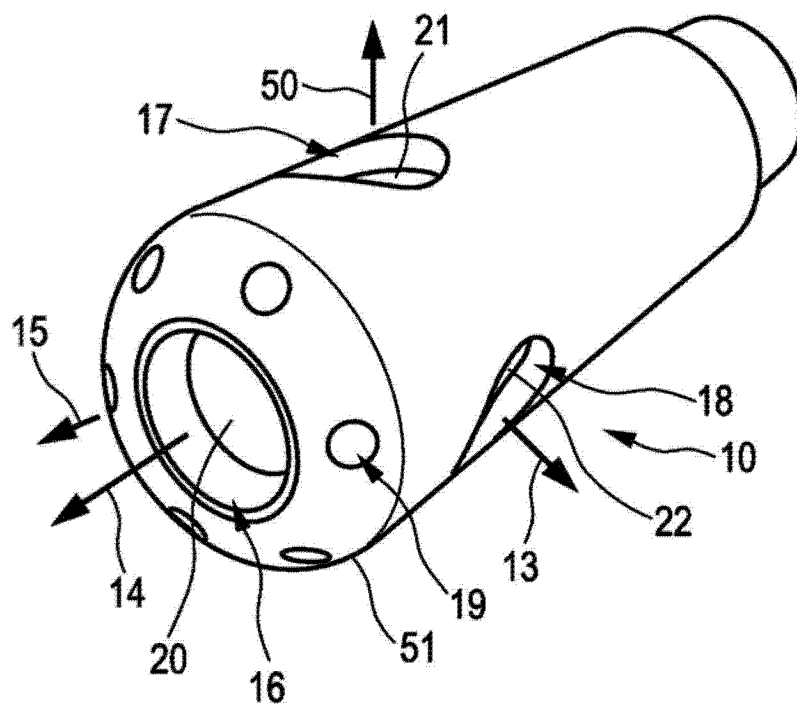


图 2

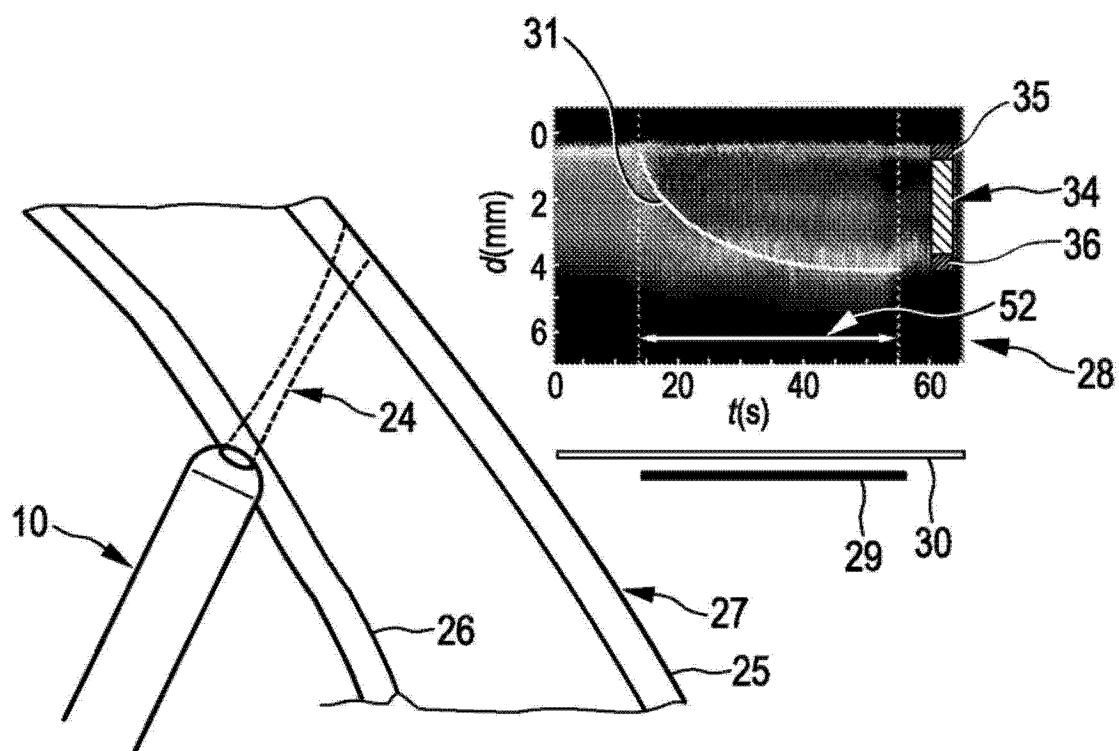


图 3

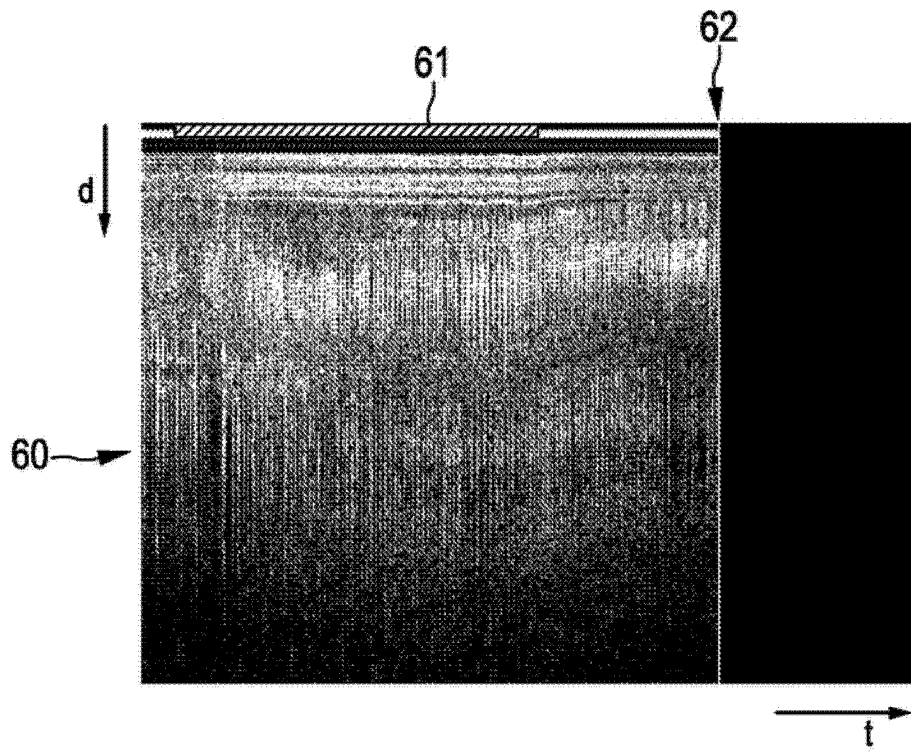


图 4

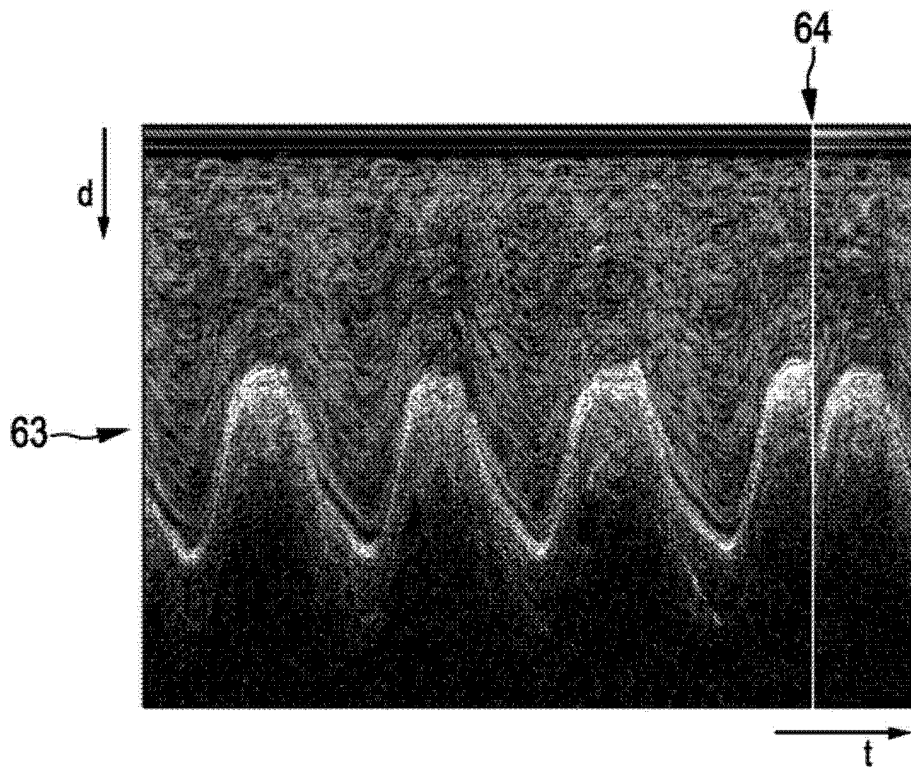


图 5

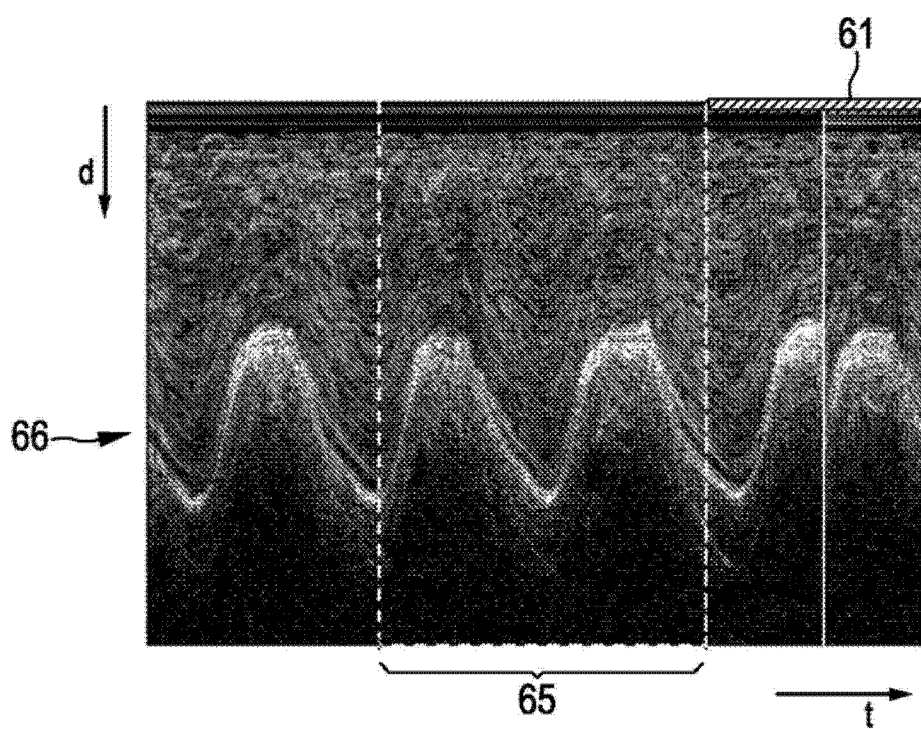


图 6

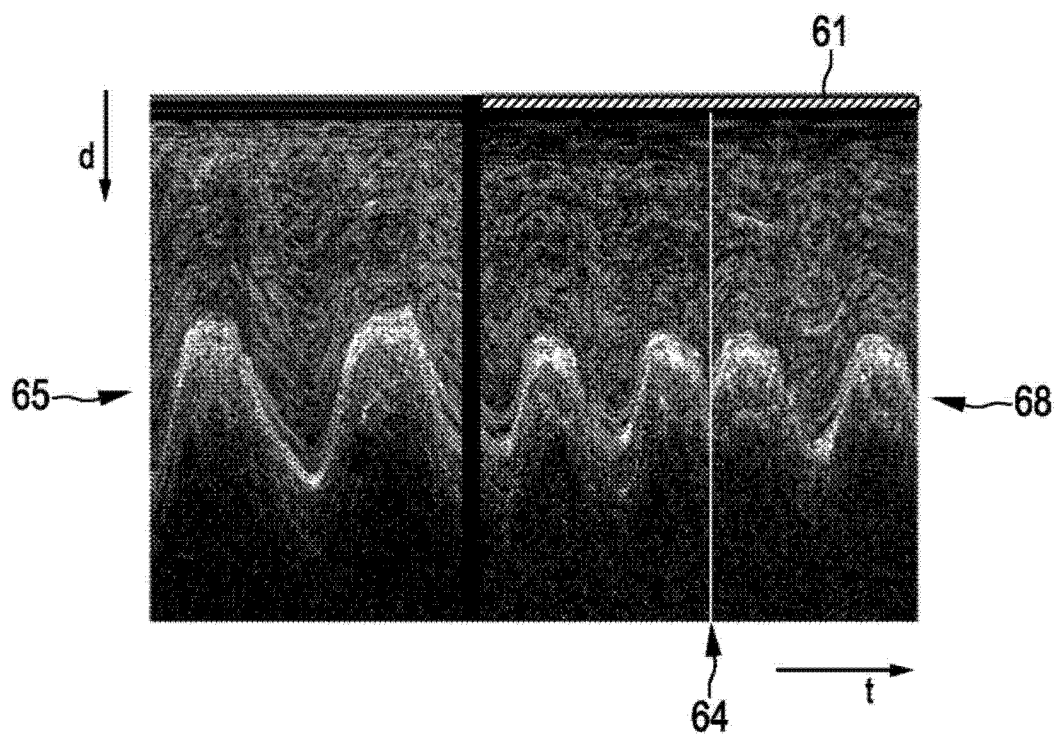


图 7

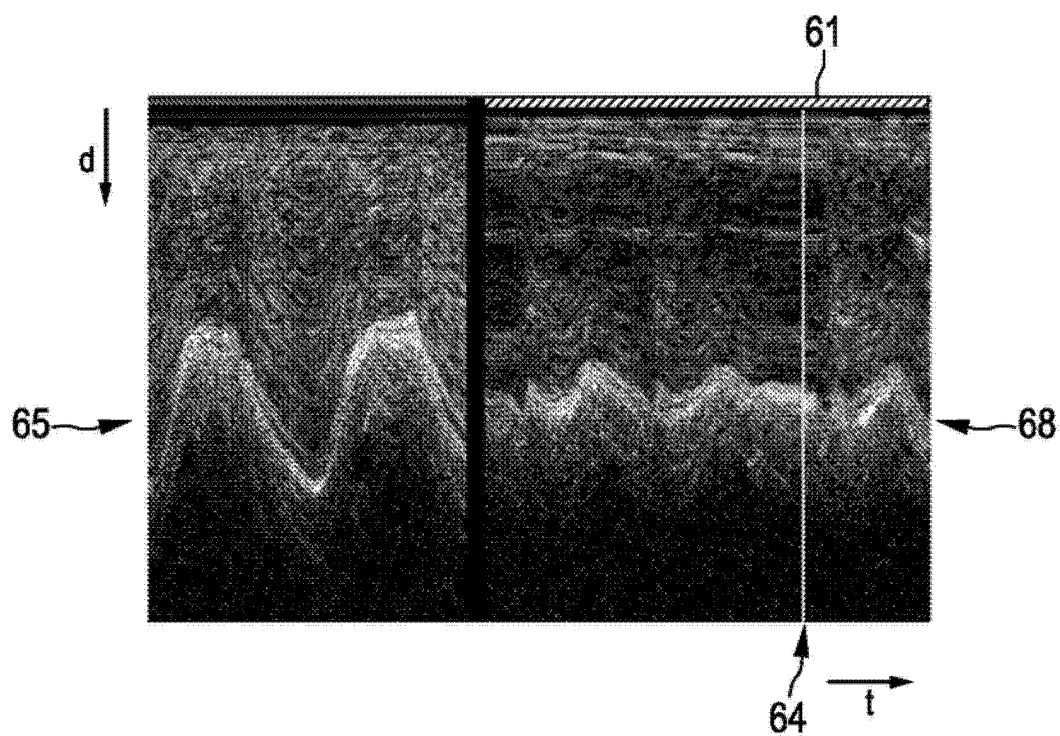


图 8

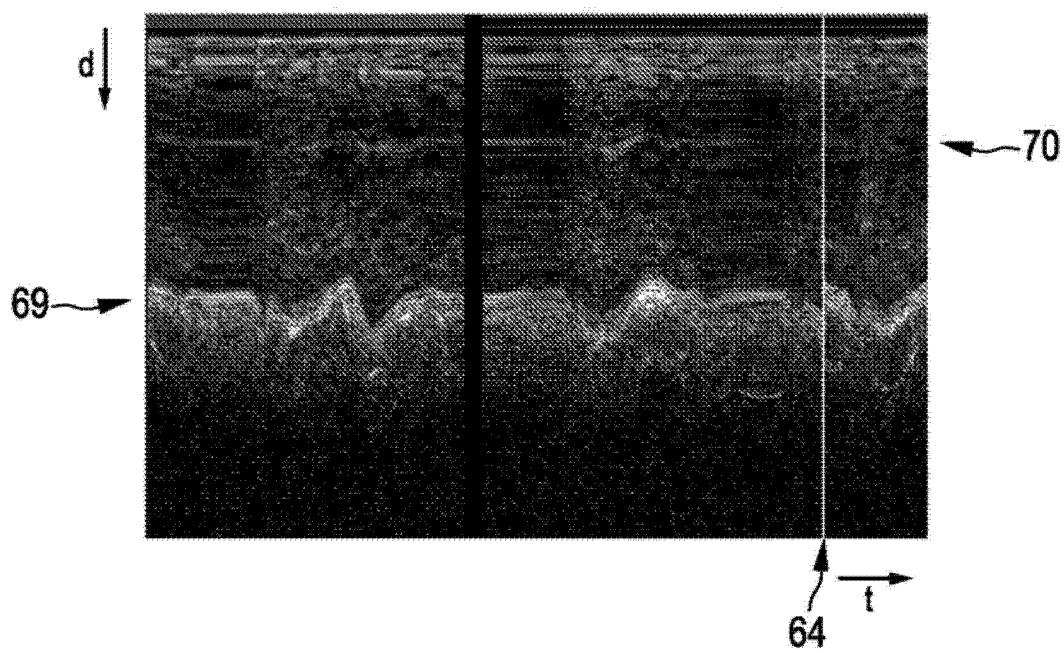


图 9

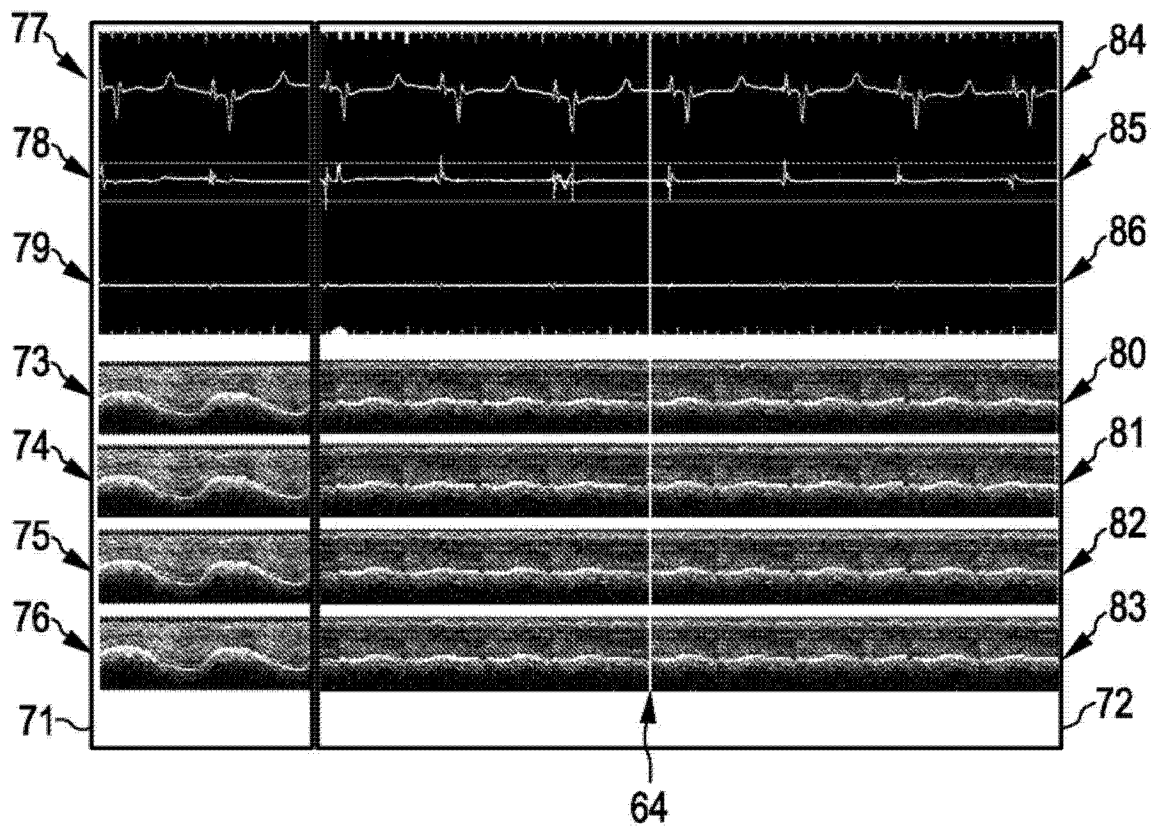


图 10

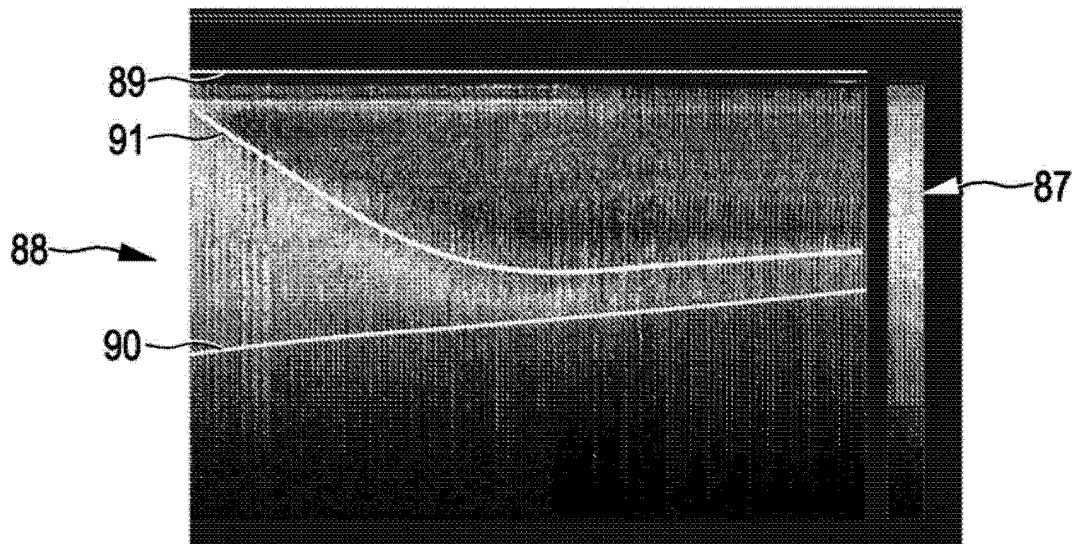


图 11

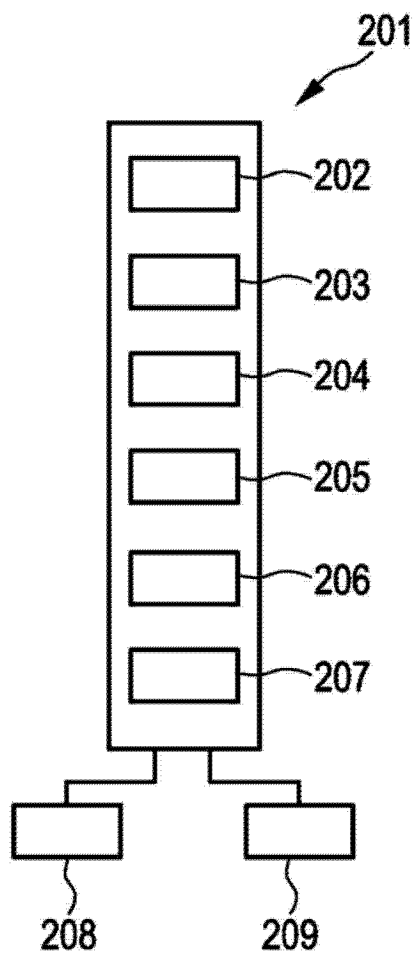


图 12

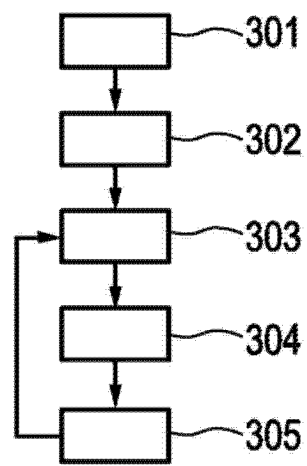


图 13

专利名称(译)	超声数据可视化装置		
公开(公告)号	CN104736067A	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201380054326.6	申请日	2013-09-12
[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 GA哈克斯 SAW福肯鲁德 M塔万蒂 AF科伦茨		
发明人	H·J·W·贝尔特 G·A·哈克斯 S·A·W·福肯鲁德 M·塔万蒂 A·F·科伦茨		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/463 A61B8/486 A61B8/5284 A61B8/543 A61B8/0841 A61B8/467 A61B8/5207 A61B8/5238 A61B18/1492 G06T7/0016		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/715369 2012-10-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于在介入程序期间将示出目标的超声数据可视化的超声数据可视化装置。所述目标的参考图像(65)和当前图像(68)被同时显示，其中，所述当前图像对应于当前时间间隔，并且所述参考图像对应于参考时间间隔，并且其中，所述当前时间间隔和所述参考时间间隔对应于所述介入程序的不同阶段。因此，能够利用例如相对高的时间分辨率示出所述当前图像，以用于允许用户观察可以由所述介入程序引起的详细的目标变化，同时仍然能够提供在所述介入程序的不同阶段上的总览，这是因为所述参考图像也被显示并且能够由用户使用以用于将所述当前图像与所述参考图像进行比较。

