



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103209646 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 09

(21) 申请号 201180054984. 6

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2011. 11. 14

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

10191687. 2 2010. 11. 18 EP

11163905. 0 2011. 04. 27 EP

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

A61B 18/14(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 05. 15

(56) 对比文件

WO 2010/082146 A1, 2010. 07. 22, 说明书第

22 页第 9-16 行, 权利要求 1-4, 附图 10.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/055066 2011. 11. 14

US 2003/0204184 A1, 2003. 10. 30, 全文.

US 2005/0124898 A1, 2005. 06. 09, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/066462 EN 2012. 05. 24

US 2006/0100506 A1, 2006. 05. 11, 全文.

CN 101878000 A, 2010. 11. 03, 全文.

CN 101801275 A, 2010. 08. 11, 全文.

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 李伟博

(72) 发明人 S·A·W·福肯鲁德

F·P·M·布德泽拉

N·米哈伊洛维奇 E·G·A·哈克斯

S·德拉迪

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

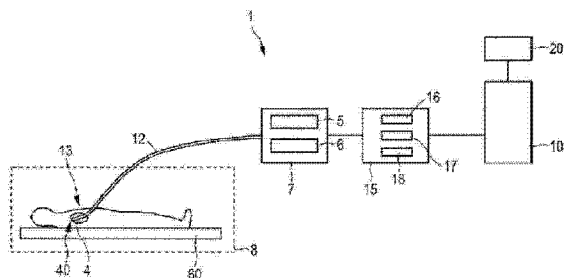
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

用于对超声信号滤波的滤波设备

(57) 摘要

本发明涉及用于对受到电单元影响的超声信号滤波的滤波设备(15), 所述超声信号包括含关于从其接收所述超声信号的对象(4)的信息的第一部分和不包含关于所述对象的信息的第二部分。校正信号确定单元(17)从所述超声信号的第二部分确定指示所述电单元对所述超声信号的影响的校正信号, 校正单元(18)基于所确定的校正信号校正所述超声信号的第一部分, 从而将所述电单元的影响从所述超声信号滤除。由于所述校正信号指示所述电单元的影响, 其中, 所述校正信号用于校正所述超声信号, 因而能够滤除在未经滤波的超声信号中可见的不希望出现的干扰。



1. 一种用于对超声信号滤波的滤波设备,所述超声信号(19)受到电单元的影响并且包括含有关于对象(4)的信息的第一部分(A)和不含有关于所述对象(4)的信息的第二部分(B),已经从所述对象接收所述超声信号(19),其特征在于,所述滤波设备(15)包括:

- 校正信号确定单元(17),其用于从所述超声信号(19)的所述第二部分(B)确定指示所述电单元对所述超声信号(19)的影响的校正信号,

- 校正单元(18),其用于基于所确定的校正信号来校正所述超声信号(19)的所述第一部分(A),从而从所述超声信号(19)中滤除所述电单元(31)的影响。

2. 根据权利要求1所述的滤波设备,其中,所述校正单元(18)适于从所述超声信号(19)的所述第一部分(A)减去所确定的校正信号。

3. 根据权利要求2所述的滤波设备,其中,

- 所述滤波设备(15)包括用于提供所述电单元的影响的基频的基频提供单元(16),

- 所述校正信号确定单元(17)适于依据所提供的基频确定所述超声信号的所述第二部分的对应于所述电单元的影响的至少一个周期的子部分,并且适于依据所确定的所述超声信号的所述第二部分(B)的子部分来确定所述校正信号。

4. 根据权利要求3所述的滤波设备,其中,所述基频提供单元(16)适于通过使所述超声信号(19)的所述第二部分(B)的两个连续子部分互相关来确定所述基频。

5. 根据权利要求3所述的滤波设备,其中,所述校正信号确定单元(17)适于对所述第二部分(B)的所述子部分进行上采样。

6. 根据权利要求5所述的滤波设备,其中,所述校正信号确定单元(17)适于向经上采样的所述第二部分(B)的子部分应用无限脉冲响应(IIR)滤波器。

7. 根据权利要求5所述的滤波设备,其中,所述校正信号确定单元(17)适于向所述第二部分(B)的所述子部分应用双互逆IIR滤波器。

8. 根据权利要求5所述的滤波设备,其中,所述校正信号确定单元(17)适于执行如下步骤若干次:

- 以因子二对所述第二部分(B)的所述子部分进行上采样,

- 向经上采样的所述第二部分(B)的子部分应用IIR滤波器。

9. 根据权利要求1所述的滤波设备,其中,已经向所述超声信号应用了时间相关的放大,并且其中,所述校正信号确定单元(17)适于还向所述校正信号应用所述时间相关的放大。

10. 一种用于感测对象的超声感测设备,所述超声感测设备(1)包括:

- 导管(12),其包括用于依据从所述对象(4)接收的超声波生成超声信号(19)的超声单元(32)以及为电单元的另一单元(31),其中,所述超声单元(32)和所述电单元(31)适于同时工作,其中,所生成的超声信号(19)受到所述电单元(31)的影响,并且包括含有关于所述对象(4)的信息的第一部分(A)和不包含关于所述对象(4)的信息的第二部分(B),已经从所述对象接收所述超声信号(19),

- 根据权利要求1所述的滤波设备(15),其中,所述校正信号确定单元(17)适于从所述超声信号(19)的所述第二部分(B)确定指示所述电单元(31)对所生成的超声信号(19)的影响的校正信号,并且其中,所述校正单元(18)适于基于所确定的校正信号来校正所述超声信号(19)的所述第一部分(A),从而从所述超声信号(19)的所述第一部分(A)中滤除

所述电单元 (31) 的影响。

11. 根据权利要求 10 所述的超声感测设备, 其中, 所述电单元 (31) 是用于向所述对象 (4) 施加电能的电极。

12. 一种用于对超声信号滤波的滤波方法, 所述超声信号 (19) 受到电单元的影响并且包括含有关于对象 (4) 的信息的第一部分 (A) 和不含有关于所述对象 (4) 的信息的第二部分 (B), 已经从所述对象接收所述超声信号 (19), 其特征在于, 所述滤波方法包括:

- 通过校正信号确定单元 (17) 从所述超声信号 (19) 的所述第二部分 (B) 确定指示所述电单元对所述超声信号 (19) 的影响的校正信号,

- 通过校正单元 (18) 基于所确定的校正信号来校正所述超声信号 (19) 的所述第一部分 (A), 从而从所述超声信号 (19) 中滤除所述电单元 (31) 的影响。

13. 一种用于对超声信号滤波的滤波装置, 所述超声信号 (19) 受到电单元的影响并且包括含有关于对象 (4) 的信息的第一部分 (A) 和不含有关于所述对象 (4) 的信息的第二部分 (B), 已经从所述对象接收所述超声信号 (19), 其特征在于, 所述滤波装置包括:

- 用于通过校正信号确定单元 (17) 从所述超声信号 (19) 的所述第二部分 (B) 确定指示所述电单元对所述超声信号 (19) 的影响的校正信号的模块,

- 用于通过校正单元 (18) 基于所确定的校正信号来校正所述超声信号 (19) 的所述第一部分 (A), 从而从所述超声信号 (19) 中滤除所述电单元 (31) 的影响的模块。

14. 一种用于感测对象的超声感测装置, 其特征在于, 所述超声感测装置包括:

- 用于通过超声单元 (32) 依据从所述对象 (4) 接收的超声波生成超声信号 (19) 的模块, 其中, 将所述超声单元 (32) 以及为电单元的另一单元 (31) 包含在导管 (12) 中, 其中, 所述超声单元 (32) 和所述电单元 (31) 适于同时工作, 并且其中, 所生成的超声信号 (19) 受到所述电单元 (31) 的影响并且包括含有关于所述对象 (4) 的信息的第一部分 (A) 和不包含关于所述对象 (4) 的信息的第二部分 (B), 已经从所述对象接收所述超声信号 (19),

- 用于通过校正信号确定单元 (17) 从所述超声信号 (19) 的所述第二部分 (B) 确定指示所述电单元对所述超声信号 (19) 的影响的校正信号的模块,

- 用于通过校正单元 (18) 基于所确定的校正信号来校正所述超声信号 (19) 的所述第一部分 (A), 从而从所述超声信号 (19) 中滤除所述电单元 (31) 的影响的模块。

用于对超声信号滤波的滤波设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于对超声信号滤波的滤波设备、滤波方法和滤波计算机程序。本发明还涉及用于感测对象的超声感测设备、超声感测方法和超声感测计算机程序。

背景技术

[0002] US5409000 公开了一种具有超声换能器和消融电极的消融导管。将超声波耦合到心脏组织中,通过超声换能器拾取从心脏组织返回的超声回波,并在屏幕上对所述超声回波进行可视化。执行消融流程的医师能够在屏幕上观察所得到的超声图像,以便根据所述超声图像执行消融流程。通过向位于消融导管的顶端处的消融电极施加射频(RF)电流来执行消融流程。

[0003] 在同一导管内具有 RF 消融连同超声成像的缺点在于, RF 信号将电容耦合和 / 或电导耦合到由超声换能器生成的、用于形成超声图像的超声信号上。这降低了超声信号的质量,并且由此降低了用于监测消融流程的超声图像的质量。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供用于对超声信号滤波的滤波设备、滤波方法和滤波计算机程序,其中,能够降低 RF 消融电极等电单元的影响。本发明的另一目的在于提供一种包括所述滤波设备的用于感测对象的超声感测设备以及对应的用于感测对象的超声感测方法和超声感测计算机程序。

[0005] 在本发明的第一方面中,提供了一种用于对超声信号滤波的滤波设备,其中,所述超声信号受到电单元的影响,并且包括含有关于从其接收超声信号的对象的信息的第一部分和不包含关于所述对象的信息的第二部分,其中,所述滤波设备包括:

[0006] - 校正信号确定单元,其用于从所述超声信号的第二部分确定指示所述电单元对所述超声信号的影响的校正信号,

[0007] - 校正单元,其用于基于所确定的校正信号来校正所述超声信号的第一部分,从而将所述电单元的影响从所述超声信号中滤除。

[0008] 由于所述校正信号确定单元从不包含关于对象的信息的第二部分来确定指示例如是 RF 消融电极的电单元对超声信号的影响的校正信号,因而所述校正信号是由例如来自所述电单元的电信号向所述超声信号上的电容和 / 或电导耦合等不希望的效应所引起的。所述超声信号的第一部分既包括关于对象的信息,又包括关于诸如所述电容和 / 或电导耦合的不希望的效应的信息。通过基于所确定的校正信号校正所述超声信号的所述第一部分来将所述电单元的影响从所述超声信号中滤除,所希望得到的关于对象的信息将更加显著并且更易于从所述超声信号的第一部分中检索到。因此,提高了超声信号的质量。

[0009] 优选地,所述电单元是用于向对象施加电能,尤其是施加 RF 能量的电极,其中,对超声信号的影响是由电容和 / 或电导耦合引起的。在优选实施例中,所述电单元是 RF 消融电极。所述对象优选是人或动物的心脏,尤其是心壁,并且所述超声信号中包含的关于对象

的信息优选是关于心脏组织的信息。

[0010] 所述超声信号优选是 A 线信号,其中,所述 A 线的第一部分包括关于对象的信息并且所述 A 线的第二部分不包括关于对象的信息。

[0011] 所述校正单元优选适于从所述超声信号的第一部分减去所确定的校正信号,从而校正所述超声信号的第一部分。

[0012] 所述滤波设备还优选包括用于提供所述电单元的影响的基频(fundamental frequency)的基频提供单元,其中,所述校正信号确定单元适于依据所提供的基频来确定所述超声信号的第二部分的对应于所述电单元的影响的至少一个周期的子部分,以及依据所述超声信号的第二部分的所述子部分来确定校正信号,并且其中,所述校正单元适于从所述超声信号的第一部分减去所述校正信号,从而校正所述第一部分。对超声信号的第一部分的这种校正进一步提高了对第一部分的校正的质量。例如,能够将所确定的所述超声信号的第二部分的子部分的序列确定为校正信号。

[0013] 在优选实施例中,所述基频提供单元适于通过使所述超声信号的第二部分的两个连续子部分互相关来确定基频。具体而言,所述基频提供单元优选适于将抛物线函数拟合至所述互相关,并且依据所拟合的抛物线函数的最大值来确定所述基频。这样能够以相对简单的方式确定针对当前超声信号,尤其是针对当前 A 线的基频。在另一实施例中,所述基频提供单元能够适于从用于控制所述电单元的控制单元接收所述基频,并将接收到的基频提供给校正信号确定单元。

[0014] 在优选实施例中,所述校正信号确定单元适于对所述第二部分的子部分上采样。优选地,所述校正信号确定单元适于以因子(factor)二对所述第二部分的所述子部分上采样。所述校正信号确定单元还优选适于对所述第二部分的经上采样的子部分应用无限脉冲响应(IIR)滤波器。具体而言,所述校正信号确定单元适于向所述第二部分的经上采样的子部分应用双互逆(bi-reciprocal) IIR 滤波器。

[0015] 所述校正信号确定单元优选适于执行如下步骤若干次:a)以因子二对所述第二部分的所述子部分上采样,以及 b)向所述第二部分的经上采样的子部分应用 IIR 滤波器。优选对所述上采样和所述 IIR 滤波器的应用执行四次,但是也能够执行四次以上。对所述第二部分的所述子部分的上采样和例如双互逆 IIR 滤波器的应用允许生成所述第二部分的经上采样的子部分,从而保证不会发生混叠,并且也不会对所述第二部分的子部分造成影响。每个上采样步骤中的优选因子二能够容易地在数字信号处理器上实施,当将计算集成到芯片上时,其可能是有用的。

[0016] 还优选已经向所述超声信号应用时间相关的放大,其中,所述校正信号确定单元适于也向所述校正信号应用时间相关的放大。所述时间相关的放大(时间增益控制或 TGC)允许补偿由于对象内的衰减导致的超声脉冲的强度的损失。这一补偿提高了超声信号的质量,并且因而提高了最终的经过滤波的超声信号的质量,可以采用所述超声信号例如监测消融流程,尤其是确定消融对象内的消融深度。

[0017] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于感测对象的超声感测设备,其中,所述超声感测设备包括:

[0018] - 包括用于依据从所述对象接收的超声波生成超声信号的超声单元和为电单元的另一单元的导管,其中,所述超声单元和电单元适于同时工作,其中,所生成的超声信号受

到电单元的影响,并且其包括含有关于从其接收超声信号的对象的信息的第一部分和不包含关于对象的信息的第二部分,

[0019] - 根据权利要求 1 所述的滤波设备,其中,所述校正信号确定单元适于从所述超声信号的第二部分确定指示所述电单元对所生成的超声信号的影响的校正信号,并且其中,所述校正单元适于基于所确定的校正信号来校正所述超声信号的第一部分,从而将所述电单元的影响从所述超声信号的第一部分中滤除。

[0020] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于对超声信号滤波的滤波方法,其中,所述超声信号受到电单元的影响,并且包括含有关于从其接收所述超声信号的对象的信息的第一部分和不包含关于所述对象的信息的第二部分,其中,所述滤波方法包括:

[0021] - 通过校正信号确定单元从所述超声信号的所述第二部分确定指示所述电单元对所述超声信号的影响的校正信号,

[0022] - 通过校正单元基于所确定的校正信号来校正所述超声信号的所述第一部分,从而将所述电单元的影响从所述超声信号中滤除。

[0023] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于感测对象的超声感测方法,其中,所述超声感测方法包括:

[0024] - 通过超声单元依据从所述对象接收的超声波生成超声信号,其中,将所述超声单元和为电单元的另一单元包含到导管内,其中,所述超声单元和所述电单元适于同时工作,并且其中,所生成的超声信号受到所述电单元的影响,并且其包括含有关于从其接收超声信号的对象的信息的第一部分和不包含关于所述对象的信息的第二部分,

[0025] - 根据权利要求 12 所述的滤波方法的滤波步骤,其中,所述校正信号确定单元从所述超声信号的第二部分确定指示所述电单元对所生成的超声信号的影响的校正信号,并且其中,所述校正单元基于所确定的校正信号来校正所述超声信号的第一部分,从而将所述电单元的影响从所述超声信号的第一部分中滤除。

[0026] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于对超声信号滤波的滤波计算机程序,其中,所述滤波计算机程序包括程序代码模块,当所述滤波计算机程序在控制根据权利要求 1 所述的滤波设备的计算机上运行时,所述程序代码模块用于使根据权利要求 1 所述的滤波设备执行根据权利要求 12 所述的滤波方法的步骤。

[0027] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于感测对象的超声感测计算机程序,其中,所述超声感测计算机程序包括程序代码模块,当所述超声感测计算机程序在控制根据权利要求 10 所述的超声感测设备的计算机上运行时,所述程序代码模块用于使根据权利要求 10 所述的超声感测设备执行超声感测方法的步骤。

[0028] 应当理解,根据权利要求 1 所述的滤波设备、根据权利要求 10 所述的超声感测设备、根据权利要求 12 所述的滤波方法、超声感测方法、根据权利要求 13 所述的滤波计算机程序以及根据权利要求 14 所述的超声感测计算机程序具有相似和 / 或等同的如在从属权利要求所定义的优选实施例。

[0029] 应当理解,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求与相应的独立权利要求的任何组合。

[0030] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐述。

附图说明

- [0031] 在附图中：
- [0032] 图 1 示意性和示范性示出了用于感测对象的超声感测设备的实施例；
- [0033] 图 2 示意性和示范性示出了超声感测设备的导管的顶端；
- [0034] 图 3 示意性和示范性示出了取决于组织深度的超声能量与对应的超声信号的关系；
- [0035] 图 4 示意性和示范性示出了未经滤波的 A 线；
- [0036] 图 5 图示了上采样和滤波的效果；
- [0037] 图 6 示意性和示范性示出了校正信号；
- [0038] 图 7 示意性和示范性示出了经校正的 A 线；
- [0039] 图 8 示出了包括未经校正的 A 线的超声 M 模式图像；
- [0040] 图 9 示出了包括经校正的 A 线的超声 M 图像；
- [0041] 图 10 示出了示范性图示说明用于对超声信号滤波的滤波方法的实施例的流程图；以及
- [0042] 图 11 示出了示范性图示说明用于感测对象的超声感测方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0043] 图 1 示意性和示范性示出了用于感测对象 4 的超声感测设备 1。在这一实施例中，对象 4 是位于桌台 60 上的人 13 的心脏。具体而言，对象是心脏 4 的壁的心脏组织。超声感测设备 1 包括具有导管顶端 40 的导管 12，在图 2 中更为详细的示意性和示范性示出了所述导管的顶端。

[0044] 导管顶端 40 包括用于依据从对象 4 接收的超声波来生成超声信号的超声单元 32。导管顶端 40 还包括为电单元的另一单元 31。电单元 31 适于向心脏组织施加电能。

[0045] 超声单元 32 受到超声控制单元 5 的控制，其中，超声单元 32 和超声控制单元 5 适于将超声脉冲发送到心脏组织中，在超声脉冲受到心脏组织的反射之后接收动态回波串，并依据所接收到的动态回波串生成超声信号。超声单元 32 经由电连接 23 与超声控制单元 5 连接。

[0046] 电能施加单元 31 是用于向心脏组织施加电 RF 能量的消融电极，其中，消融电极 31 经由诸如电缆的电连接 41 与用于控制消融电极 31 的子控制单元 6 连接。消融电极 31 是在导管 12 的顶端 40 上提供的帽电极，并且其包括正面中央开口 42，从而允许超声单元 32 通过开口 42 感测心脏组织。

[0047] 子控制单元 6 和超声控制单元 5 被集成在控制单元 7 中。在其他实施例中，所述控制单元能够是分离的控制单元。此外，子控制单元 6 还优选适于控制导管顶端 4 的导向和 / 或灌注。在这种情况下，所述导管还分别包括在图 1 和图 2 中未示出的导向元件和 / 或灌注元件。可以通过任何数量的控制单元，例如，通过单个控制单元或者通过两个或更多个控制单元来执行不同的控制功能。

[0048] 控制单元 7 适于同时操作超声单元 32 和电单元 31，其中，所生成的超声信号受到电单元 31，即在这一实施例中，受到 RF 能量的施加的影响。在图 3 中示意性和示范性示出了所生成的超声信号 19。

[0049] 图 3 在上部示意性和示范性示出了取决于组织深度 d 的超声能量 E 。图 3 的下部示出了所生成的超声信号 19。具体而言,在图 3 的下部示出的超声信号 19 是 A 线,其中,将幅度示为取决于组织深度 d 。由于心脏组织引起的吸收和散射,超声能量 E 随着组织深度 d 的增大而降低。超声信号 19 的第一部分 A 对应于超声能量 E ,其大于 0。所述第一部分 A 因此包含关于从其接收超声信号 19 的心脏组织的信息。超声信号 19 的第二部分 B 对应于基本为 0 的超声能量 E 。超声信号 19 的第二部分 B 因此不包含关于对象的信息。在这一范例中,第一部分 A 包含受到 RF 干扰遮蔽的组织信息,并且由于超声能量的吸收和散射的原因,第二部分 B 不包含组织信息,并且在第二部分 B 中仅能看到 RF 干扰。向超声信号 19 的两个部分都已经施加了时间相关的放大(TGC)。超声信号 19 的第一部分 43 是由换能器衰减(ring down)引起的。

[0050] 超声感测设备 1 还包括用于对所生成的超声信号 19 滤波的滤波设备 15。滤波设备 15 包括用于提供 RF 消融电极 31 的影响的基频的基频提供单元 16。在这一实施例中,基频提供单元 16 适于通过使超声信号 19 的第二部分 B 的两个连续的子部分互相关来确定基频。优选地,基频提供单元 16 适于将抛物线函数拟合至所述互相关,并依据经拟合的抛物线函数的最大值来确定基频。在下文中将对此予以更为详细地描述。

[0051] 假设所述超声信号包括若干样本 S_k ,其中,第一子部分 X 能够由如下方程定义:

[0052]

$$X = [S_{i...j}], \quad (1)$$

[0053] 其中, i 表示超声信号的第二部分 B 的第一样本,在这一范例中,其可以为 3000 ($i=3000$),并且其中,

$$j=i+N. \quad (2)$$

[0055] 选取变量 N ,使其包括至少一个完整的 RF 周期,在这一实施例中,其可以由子控制单元 6,尤其是由子控制单元 6 的 RF 发生器定义为 $460\text{kHz} \pm 20\text{kHz}$ 。此外,在这一实施例中,所述超声信号是以 200MHz 的频率采集的。因而, $N=454$ (200MHz 除以 440kHz) 个样本包括一个 RF 周期。因此,能够将所述变量定义为 $i=3000$,并且 $j=3454$ 。当然,如果在另一范例中由 RF 发生器指定的 RF 是不同的,那么包括完整 RF 周期的样本的数量将相应地发生变化。

[0056] 能够通过如下方程定义超声信号的第二部分 B 的第二连续子部分:

$$Y = [S_{k...l}] \text{ 其中,} \quad (3)$$

$$k=j+1 \text{ 并且} \quad (4)$$

$$l=k+N. \quad (5)$$

[0060] 使所述连续子部分 X 和 Y 互相关,并将抛物线拟合方程拟合至所得到的互相关,并且所述抛物线拟合方程的最大值定义了基频。

[0061] 换言之,对于每一 A 线,能够通过两个连续部分 $X=[S_{t-2W-1...t-W-1}]$ 和 $Y=[S_{t-W...t}]$ 的互相关来提取基本 RF 频率,其中,优化窗口尺寸 W 以包含 RF 干扰的至少一个完整周期。对频率和 RF 的频带的预先了解(能够从 RF 发生器的说明中获得)能够提高互相关计算的速度,因为能够如上文所述确定足够的窗口尺寸。优选选取变量 t 使得 $t-2W$ 定义仅表示 RF 干扰不表示组织反射的样本。

[0062] 在另一实施例中,能够对方程(1)和(3)中定义的子部分进行上采样,并使经上采

样的各子部分互相关。在这种情况下,优选在不执行抛物线拟合的情况下由所述互相关直接确定基本 RF 频率。

[0063] 滤波设备 15 还包括校正信号确定单元 17,其用于从超声信号 19 的第二部分 B 确定指示电单元 31 对超声信号 19 的影响的校正信号。具体而言,校正信号确定单元 17 适于依据所提供的基频确定所述超声信号的第二部分的对应于电单元 31 的影响的至少一个周期的子部分,以及将所确定的超声信号的第二部分的子部分的序列确定为校正信号。能够将所述第二部分的子部分看作是源自 A 线的模板 RF 图案(pattern)。选取这一模板 RF 图案,使其确保处在 A 线的区域内,在该区域内仅存在 RF 干扰,没有组织反射。例如,对于 20MHz 的超声中心频率而言,能够将所述模板 RF 图案选择为处在大于例如 15mm 的较高组织深度处。

[0064] 校正信号确定单元 16 还优选适于以因子二对所述模板 RF 图案进行上采样,并对经上采样的模板 RF 图案应用作为内插滤波器的双互逆 IIR 滤波器。优选将这种借助双互逆 IIR 滤波器的上采样和滤波执行若干次,具体而言,执行四次。优选通过在所述模板 RF 图案的,即在所述模板 RF 图案的每对样本之间插入 0 来执行所述上采样。在例如“Efficiency in multirate and complex digital signal processing”, A.W.M. van den Enden, ISBN90-6674-650-5,第 7.1 章中公开了又被称为半带递归滤波或者第 M 带递归滤波的双互逆 IIR 滤波,在此通过引用将其并入本文。

[0065] 对所述双互逆 IIR 滤波器进行调节,使得不会发生混叠,并且使所述模板 RF 图案不受影响。优选在单个上采样步骤中以因子二进行上采样,随后进行滤波,因为其易于在数字信号处理器(DSP)上实施,所述数字信号处理器在集成到芯片内时能够是非常有用的。在另一实施例中,也可以通过另一因子执行上采样,并且/或者可以采用另一内插滤波器。

[0066] 在上文描述的以 200MHz 的频率采样的范例中,如果采取 460kHz $\pm$ 20kHz 的 RF 频率,那么完整的 RF 周期具有 454 个样本。然而,RF 频率及其谐波可能在消融期间发生变化。这一变化未必是整数个样本,即,例如,RF 频率能够在单个 A 线内的两个连续的 RF 周期之内从 460000.000Hz 变为 460000.005Hz。因此,如果使用所述校正信号校正第一部分 A,那么所述模板未必与部分 A 的相应子部分确切地匹配。因此,为了提高匹配准确性可以提供样本的分数级偏移。然而,如果如上文所述利用例如因子 16 执行上采样,那么分辨率将提高到 0.0625 个样本,即,如果连续样本之间的距离在上采样之前为 1,那么现在这一距离为 0.0625。已经发现,这一分辨率足以补偿单个 A 线内的 RF 频率变化。

[0067] 校正信号确定单元 17 还能够适于将基频重新计算到按以样本计量的分数级频率。例如,如果从上文描述的拟合流程已知多项式内插相关的最大值的位置,那么针对相应 A 线的 RF 基频是已知的。能够执行所述重新计算使得所确定的 RF 基频拟合至优选采用采样因子 16 的上采样,所述上采样是通过执行因子为二的上采样四次来实现的。能够将所述 RF 基频重新计算到最近的样本,即,所述 RF 基频能够舍入到最近的样本。例如,如果所确定的 RF 基频为 454.05 个样本,那么能够将其重新计算为 454.0625 个样本。

[0068] 超声单元控制单元 5 优选适于向超声信号应用时间相关的放大。因此,校正信号确定单元 17 优选适于向所述校正信号施加相同的时间相关的放大。因此,校正信号确定单元 17 优选适于针对幅度修改来补偿所述校正信号,即经上采样和滤波的模板 RF 图案。

[0069] 滤波设备 15 还包括校正单元 17,其用于基于所确定的校正信号来校正超声信号

19 的第一部分 A, 从而将电单元 31 的影响从超声信号 19 中滤除。具体而言, 校正单元 17 适于将所确定的校正信号从超声信号 19 的第一部分 A 中减去。

[0070] 能够通过入选方程描述将校正信号, 即, 将经上采样的模板 RF 图案的序列从超声信号 19 的第一部分 A 中减去:

[0071]

$$C_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{subA} = O_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{subA} - T_{\text{延迟}:U:UR+\text{延迟}}^{subB}, \quad (6)$$

[0072] 其中,

[0073]

$$\text{延迟} = Um(R - \lfloor R \rfloor). \quad (7)$$

[0074] 在方程(6)中, $C_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{subA}$ 表示包括由 $i-Rm \dots i-R(m-1)$ 定义的样本的所述第一部分 A 的经校正的子部分, 其中, R 是在已经向基本 RF 频率应用了地板(floor)函数之后的基本 RF 频率, m 从 0 变为 i/R , i 表示如上文参考方程(1)定义的第二部分 B 的第一开头部分。此外, $O_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{subA}$ 表示校正之前的第一部分 A 的子部分, 并且 $T_{\text{延迟}:U:UR+\text{延迟}}^{subB}$ 表示形成校正信号的经上采样和滤波的模板 RF 图案的样本。经上采样和滤波的模板 RF 图案的样本是由延迟:U:UR+延迟, 即通过如下定义的:

[0075] 延迟, 延迟+U, 延迟+2U, ..., UR+延迟,

[0076] 其中, U 表示总上采样因子, 在上文描述的利用四次因子二的上采样的范例中, 其为 16。因而, 由于总上采样因子 U 的原因, 由模板 RF 图案 $T_{\text{延迟}:U:UR+\text{延迟}}^{subB}$ 将仅得到每一第 U 样本。

[0077] 因而, 从包含超声组织反射和射频干扰两者的初始 A 线数据中减去所述校正信号。

[0078] 图 4 示意性和示范性示出了具有 RF 干扰的单条 A 线。图 5 示意性和示范性示出了用于图示说明经上采样和滤波的第二部分 B 的子部分。通过圆圈指示原始样本, 并且通过叉表示经上采样的样本。如果总上采样因子为 16, 那么相对于原始采样图 4 所示的子部分包括大约 2000/16 个样本, 因而相对于上述实施例中的原始采样而言大约是具有 454 个样本的模板的 1/4。在图 5 中, 2000 和 3000 之间的高幅度是实际 RF 干扰周期的一半。鉴于 RF 干扰发生在零交叉上, 并且 RF 周期呈正弦, 因而每 RF 周期具有两个几乎等同但不等不同的 RF 干扰。

[0079] 图 6 示意性和示范性示出了重建的 RF 干扰图案, 即能够从所述 A 线减去的匹配所述 A 线的 RF 模板的序列。优选仅针对超声信号的第一部分 A 执行所述 RF 模板序列的形成和所述减法。由框 45 指示出了单个模板 RF 图案。形成图 6 中所示的校正信号的连续图案存在变化, 因为将经上采样的模板 RF 图案的不同样本用于根据方程(6)的减法。

[0080] 至少在发生 RF 干扰的所述 A 线的第一部分中, 在所述 A 线中的每一时间点处减去所述校正信号。可以将所得到的 A 线接到一起, 以形成 M 模式超声图像。图 8 示出了未执行上述校正的这样的 M 模式超声图像, 并且图 9 示出了执行校正之后的 M 模式超声图像。可以清楚地看出, 在图 9 所示的 M 模式超声图像中降低了 RF 干扰。

[0081] 再次参考图 1, 超声感测设备 1 还包括对象影响确定单元 103, 其用于依据对对象

4 的超声感测确定所述能量施加对对象 4 的影响。具体而言,能量施加单元 31 适于使对象 4 消融,其中,对象影响确定单元 103 适于依据对对象 4 的超声感测确定也可以被视作损伤边界的消融深度。因此,对象影响确定单元 103 适于接收来自超声单元 5 的超声信号,并依据接收到的超声信号确定消融深度。例如,在 W02010/082146A1 中描述了基于 M 模式超声图像的对消融深度以及心壁厚度的确定,在此通过引用将该文献并入本文。例如,对象影响确定单元 103 能够适于由超声信号确定心壁的正面和背面的位置,以及依据这些位置确定心壁的厚度,即能够使对应的深度位置彼此相减而确定心壁的厚度。

[0082] 子控制单元 6 优选适于依据对象影响确定单元 103 确定的消融深度控制消融电极 31。例如,依据所确定的消融深度控制向对象 4 施加消融能量的功率和 / 或持续时间。具体而言,对象影响确定单元 103 能够适于确定心壁的厚度,并且之后子控制单元 6 能够适于依据所确定的这一厚度和所确定的消融深度来控制消融电极 31。优选地,子控制单元 6 适于对心壁组织进行消融,直到达到对心壁组织的预期透壁度为止,具体而言,直到所得到的损伤透壁为止。

[0083] 优选地,超声感测设备 1 适于重复地确定心壁的厚度和消融深度,其中,消融深度确定单元 103 适于重复地从所确定的厚度和所确定的消融深度确定消融的透壁度。具体而言,超声感测设备 1 适于在达到了预定的消融透壁度的情况下终止消融流程。

[0084] 超声感测设备 1 还包括用于使消融深度可视化的可视化单元 20。具体而言,可视化单元 20 适于使损伤边界的进展可视化。优选实时执行所述可视化。可视化单元 20 优选适于显示超声信号、消融的进展,即损伤边界的进展以及正反面位置。

[0085] 超声感测设备 1 优选与用于确定导管 12 的位置和 / 或取向的,尤其是用于确定其在对象 4 内的,优选在人或动物的心脏内的位置和 / 或取向的系统结合使用。在这一实施例中,使用诸如磁共振图像系统或 X 射线荧光透视系统的成像系统来确定导管的位置和 / 或取向。通过图 1 所示的虚线 8 示出了这种成像系统。导管 12,尤其是导管顶端可以包括有助于利用成像系统 8 确定导管的取向和 / 或位置的元件。例如,如果在磁共振成像系统之内使用所述导管顶端,那么所述导管顶端可以包括跟踪线圈,或者所述导管顶端可以包括能够在 X 射线图像上识别出并且其形状使得有可能利用 X 射线荧光透视系统确定导管的位置和 / 或取向的元件。所述导管顶端还可以包括用于确定导管 12 尤其是导管顶端在对象之内的位置和 / 或取向的位置传感器。

[0086] 定位系统允许用户将导管 12 定位在患者的心脏之内,或者更具体而言,定位在左心房中。用户能够将导管 12 定位到相对于心壁的正确位置上,以利用超声单元 11 生成的超声信号和对象影响确定单元 103 来测量壁厚。通过利用所确定的导管的位置,有可能在心脏的图像中显示心壁的厚度。在收集足够的测量结果之后,即在确定心壁上的不同位置处的心壁厚度之后,用户能够依据所确定的心壁厚度建立包括所需的功率和持续时间的消融策略。还有可能出于验证的目的使用导管顶端在先前执行了消融的损伤上进行描记(tracing)。能够确定已经产生的损伤的延续性和深度。

[0087] 在下面的实施例中,将参考图 10 中所示的流程图示范性地描述用于对超声信号滤波的滤波方法。

[0088] 超声信号能够受到电单元的影响,并且其包括含有关于从其接收超声信号的对象的信息的第一部分和不包含关于对象的信息的第二部分。在步骤 201 中,校正信号确定单

元从所述超声信号的第二部分确定指示所述电单元对所述超声信号的影响的校正信号。在步骤 202 中,校正单元基于所确定的校正信号校正所述超声信号的第一部分,从而将所述电单元的影响从所述超声信号滤除。

[0089] 图 11 示出了示意性图示说明了用于感测对象的超声感测方法的实施例的流程图。

[0090] 在步骤 301 中,超声单元依据从对象接收的超声波生成超声信号,其中,将所述超声单元和为电单元的另一单元包含在导管中,其中,所述超声单元和所述电单元同时工作,并且其中,所生成的超声信号受到所述电单元的影响,并且其包括含有关于从其接收所述超声信号的对象的信息的第一部分和不包含关于所述对象的信息的第二部分。在步骤 302 中,执行上文参考图 10 描述的滤波方法的滤波步骤,其中,所述校正信号确定单元从所述超声信号的第二部分确定指示所述电单元对所生成的超声信号的影响的校正信号,并且其中,所述校正单元基于所确定的校正信号校正所述超声信号的第一部分,从而将所述电单元的影响从所述超声信号的所述第一部分滤除。

[0091] 所述滤波设备优选提供基于样本速率转换的数字滤波器,从而在不影响超声信号的情况下滤除 RF。能够实时应用这一数字滤波器,并且因而其允许对未受扰乱的超声信号的可视化,能够在例如医学流程期间对所述超声信号进行处理和 / 或显示。

[0092] 在集成的消融和超声监测导管中,既执行超声感测,又执行消融。尽管对两信号采用了分离的布线,但是所述 RF 信号功率很大,因而能够间接耦合到超声布线上。这种耦合可能由于屏蔽不够而通过电容耦合发生在导管内部,或者由于经由例如血液和 / 或含盐灌注流体的电导耦合而发生在心脏内部。正常情况下,例如大约 450 到 500kHz 的 RF 频率处于超声成像中的感兴趣频带之外,所述感兴趣频带一般处于大约 1 到 50MHz 之间。然而,存在谐波和噪声,其能够导致超声信号中正弦波跨越 DC 电平处的恒定间隔的干扰图案。因此,低幅度的超声信号能够受到这一 RF 干扰的遮蔽。

[0093] 在医学成像中,采用各种频率的超声换能器,其频率可高达大约 50MHz。对于损伤监测而言,优选使用中心频率处于大约 20MHz 到 30MHz 之间的集成 RF 消融和超声监测超声换能器。为了获得高分辨率,以例如每条 A 线 200MHz 的高频率采集超声信号。通常以 20-100Hz 的频率对各条 A 线采样,从而获得 M 模式图像,但是高达例如 1kHz 的更高的采样率也是可能的。能够使用若干种不同的滤波技术对 RF 滤波,但是它们应当实时地工作,即,每秒处理很多样本应当是可能的。上文描述的滤波设备能够适于在不影响超声信号的质量的情况下实时地从超声信号去除 RF 干扰。

[0094] 此外,优选优化对应的算法,从而使其在专用的硬件芯片上,具体而言,在 DSP 处理器上运行。

[0095] 尽管在上述实施例中,使用校正信号校正超声信号的第一部分 A,但是也能够使用所述校正信号校正包括所述第一部分 A 和第二部分 B 的整个超声信号。

[0096] 尽管在上述实施例中,已经描述了某些用于处理 RF 模板的处理步骤,但是在其他实施例中也可以执行其他处理步骤。例如,能够使用分数延迟滤波器的 FIR 实现替代双互逆 IIR 内插滤波器。此外,能够使用非双互逆的标准 IIR 内插滤波器。

[0097] 尽管在上述实施例中,影响超声信号的电单元是消融电极,但是在其他实施例中,所述电单元也可以是可能导致干扰和 / 或噪声的其他单元,例如, X 射线成像单元或电热

刀。

[0098] 所述超声感测设备和滤波设备优选适于在例如心脏心律不齐或者肿瘤消融的处置期间的组织成像中使用,其中,使 RF 消融和超声成像组合在单个导管或者单个针中。在所述滤波设备中实施的算法还能够用于从感兴趣信号中去除具有与 RF 干扰相似的特征的其他干扰。

[0099] 尽管所述超声感测设备优选适于作为能够与 RF 信号发生器结合使用的心脏消融监测导管,但是所述超声感测设备还能够适于感测诸如人或动物的其他部分的对象,例如,其他器官或血管,或者感测诸如管道的技术对象。此外,作为施加 RF 能量的替代,所述电单元还能够适于向对象施加其他电能。

[0100] 尽管在上文参考图 2 描述的实施例中,所述导管仅包括作为消融电极的电单元和超声单元,但是所述导管也可以包括其他元件,例如,其他感测元件和 / 或其他能量施加元件、灌注元件等。

[0101] 通过研究附图、说明书和所附权利要求书,本领域技术人员能够在对所要求保护的本发明的实践当中理解并实施针对所公开的实施例的其他变型。

[0102] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,单数冠词“一”或“一个”不排除复数。

[0103] 单个单元或者装置可以完成权利要求中列举的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中陈述某些措施不表示不能有利地采用某些措施的组合。

[0104] 由一个或若干个单元或装置执行的计算,例如,基本 RF 频率的计算、校正信号的确定、依据校正信号对超声信号的第一部分的校正等可以通过任何其他数量的单元或装置执行。例如,能够通过单个单元或者任何其他数量的不同单元执行基本 RF 频率的确定、校正信号的确定、依据所确定的校正信号对超声信号的校正、依据经校正的校正信号对例如消融深度的确定等。可以将根据所述滤波方法的滤波设备的计算和 / 或控制以及 / 或者根据所述超声感测方法的超声感测设备的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。

[0105] 可以将计算机程序存储 / 分布在适当的介质当中,例如,所述介质可以是光存储介质或者与其他硬件一起提供的或者作为其他硬件的部分的固体介质,然而,也可以使所述计算机程序通过其他形式分布,例如,通过互联网或者其他有线或无线电信系统。

[0106] 不应当将权利要求中的附图标记解释为有限制范围的作用。

[0107] 本发明涉及用于对受到电单元影响的超声信号滤波的滤波设备,所述超声信号包括含有关于从其接收所述超声信号的对象的信息的第一部分和不包含关于所述对象的信息的第二部分。校正信号确定单元从所述超声信号的第二部分确定指示所述电单元对所述超声信号的影响的校正信号,校正单元基于所确定的校正信号校正所述超声信号的第一部分,从而将所述电单元的影响从所述超声信号滤除。由于所述校正信号指示所述电单元的影响,其中,所述校正信号用于校正所述超声信号,因而能够滤除在未经滤波的超声信号中可见的不希望出现的干扰。

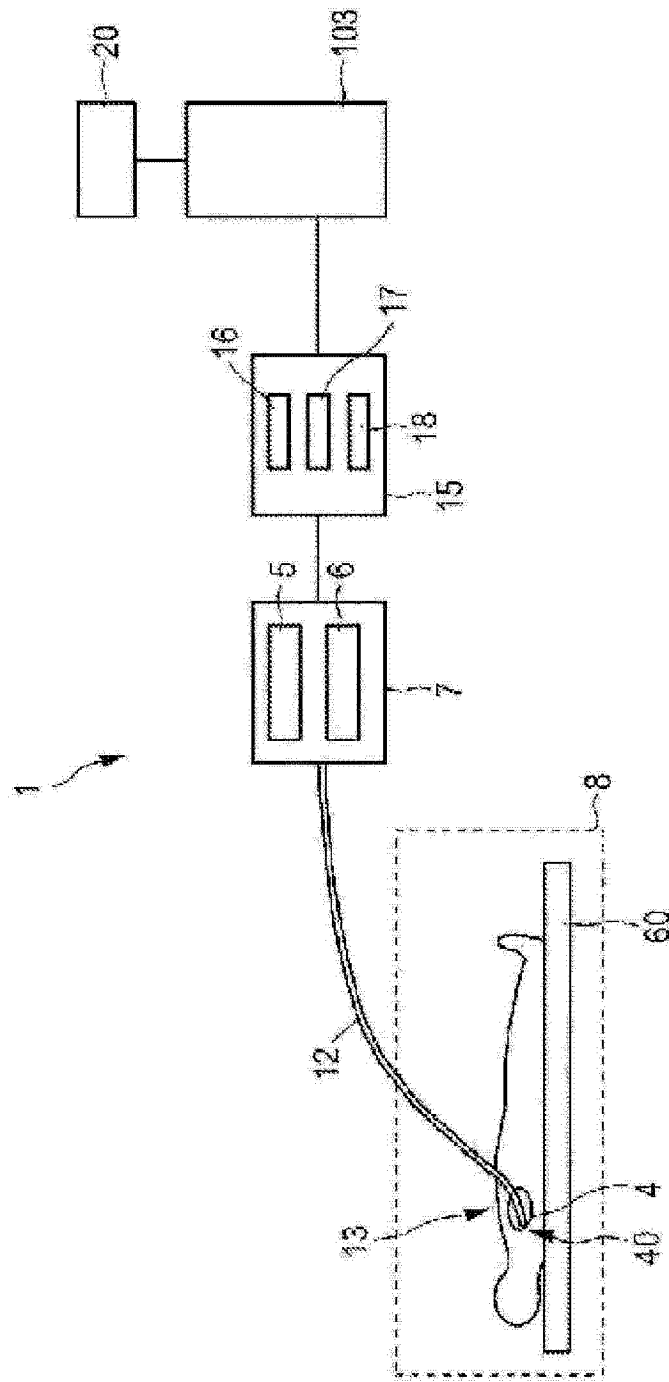


图 1

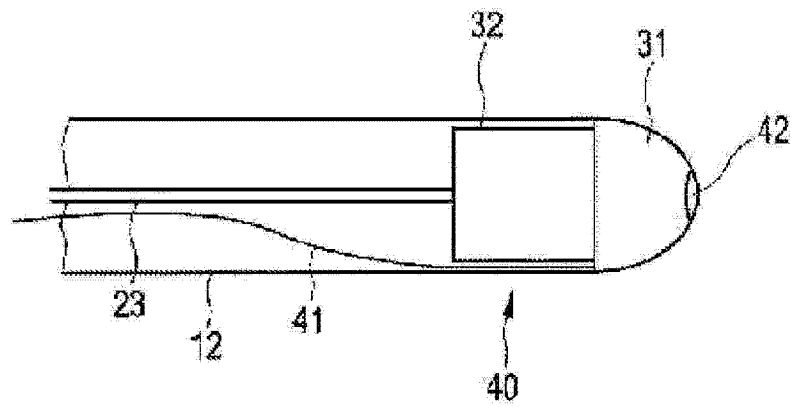


图 2

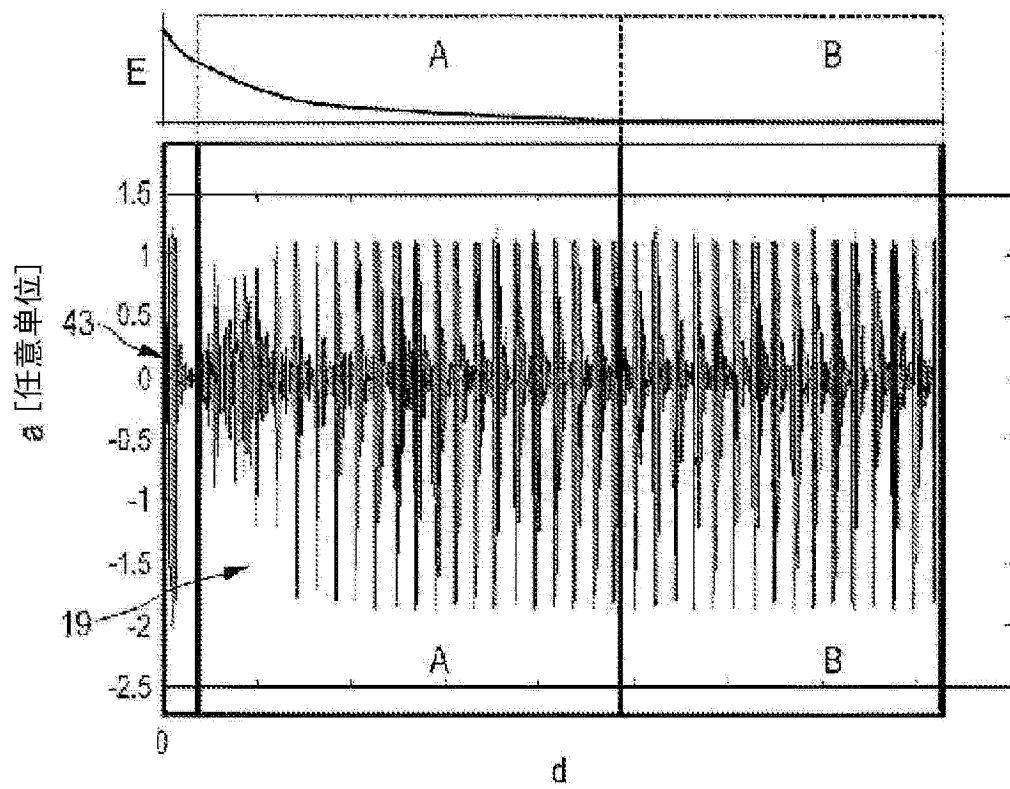


图 3

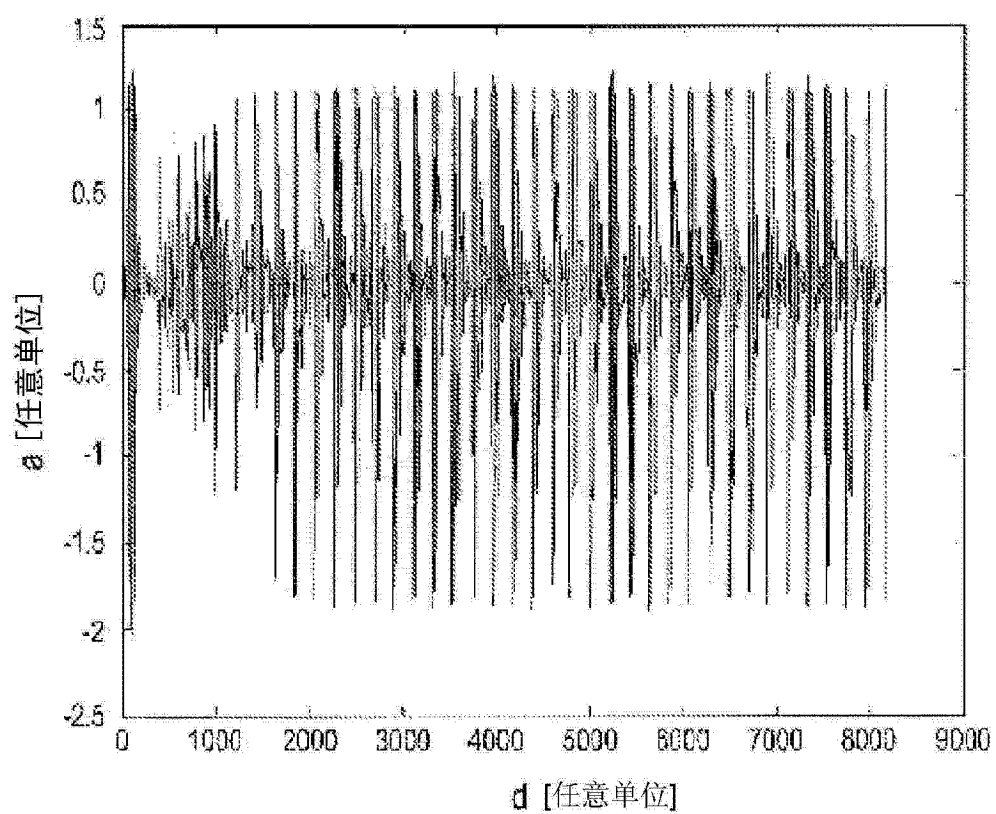


图 4

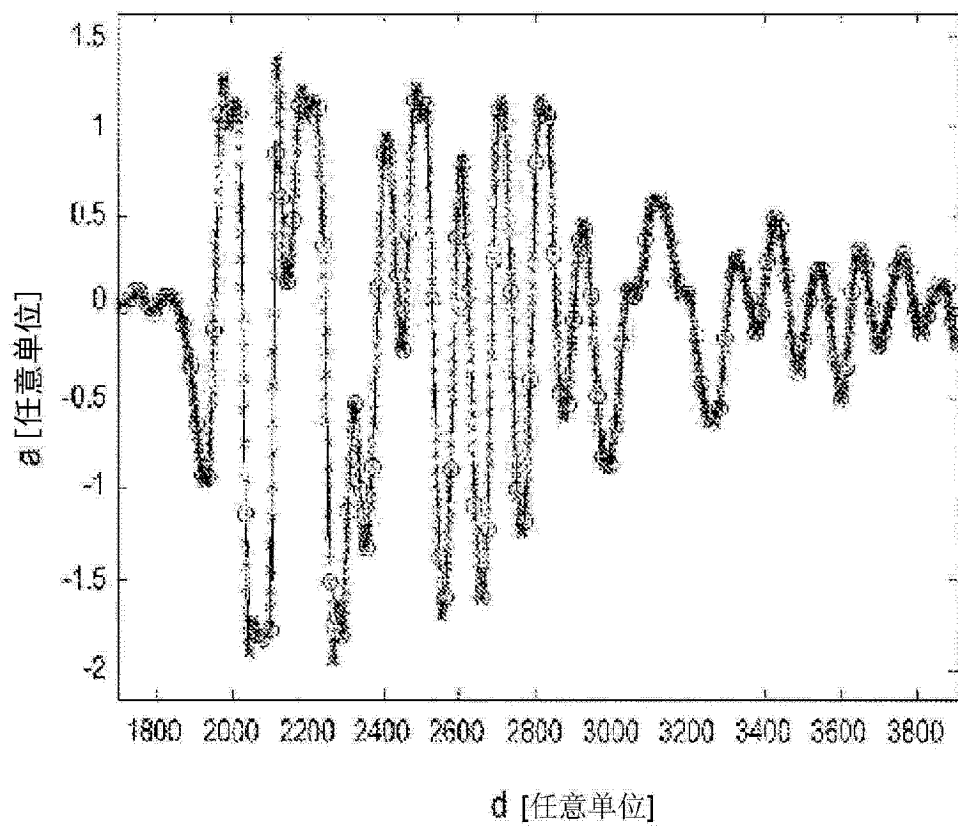


图 5

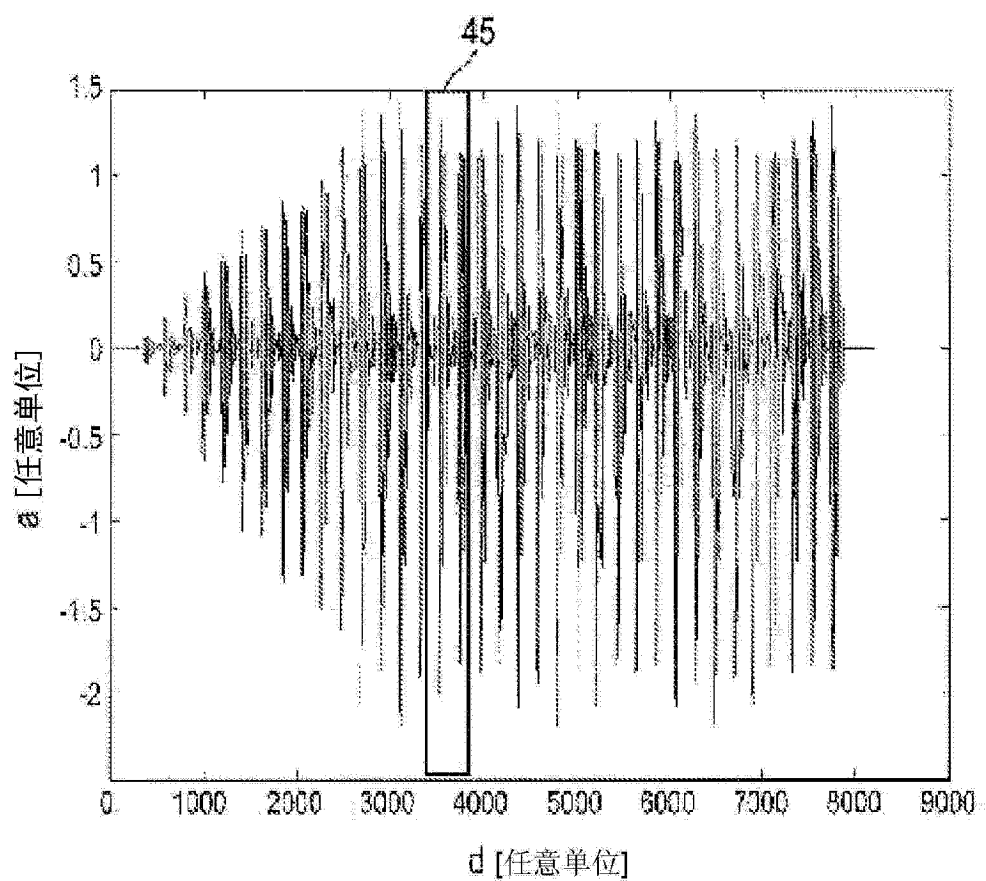


图 6

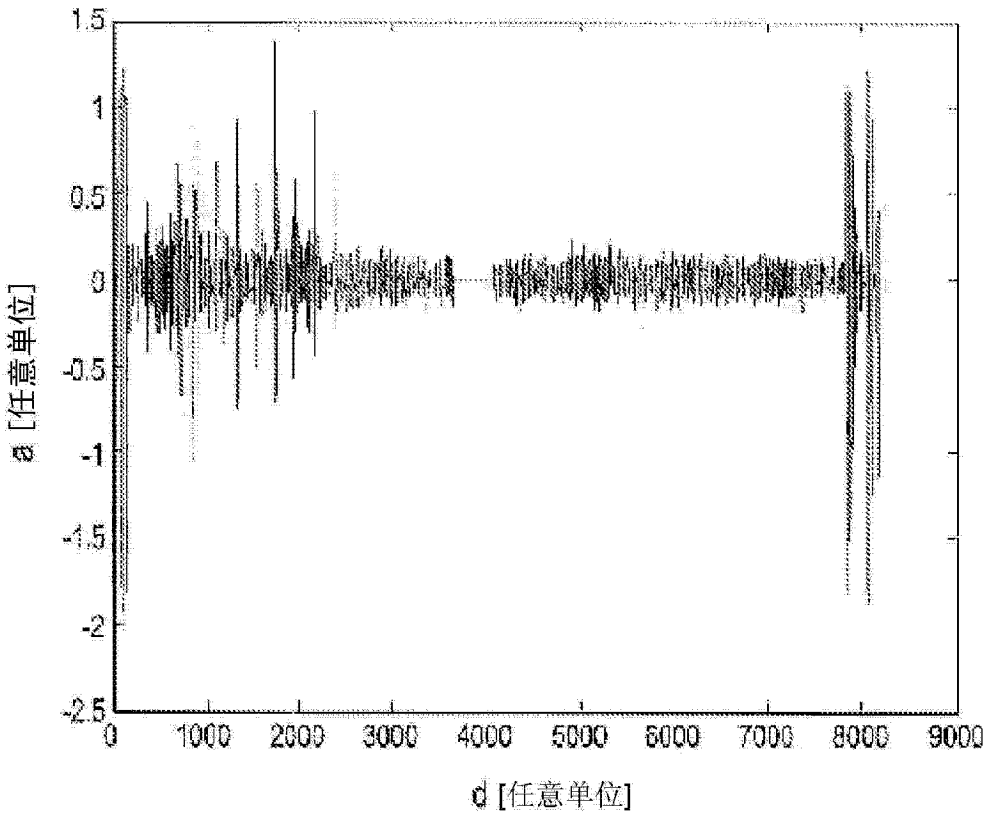


图 7

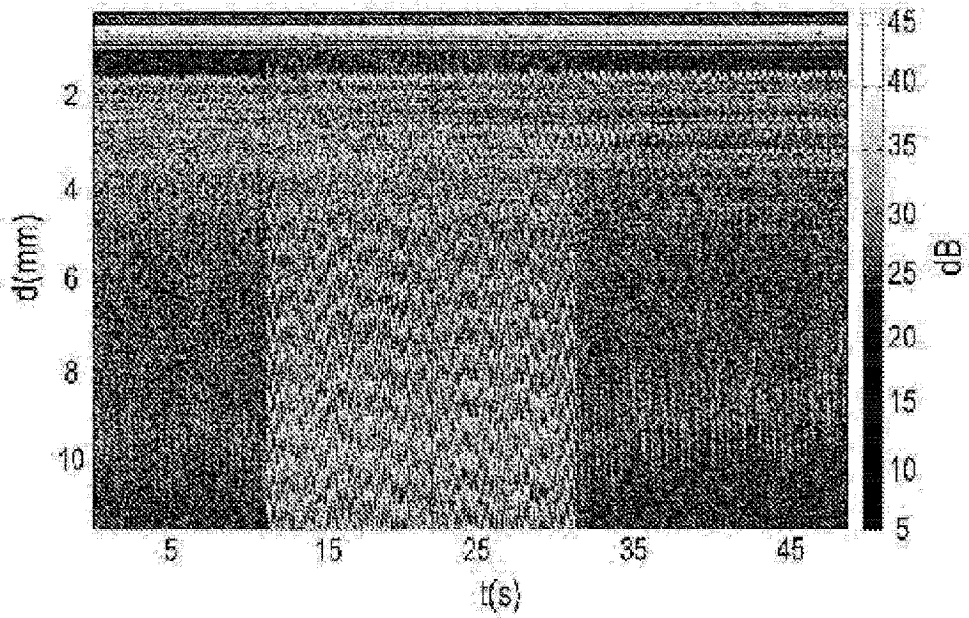


图 8

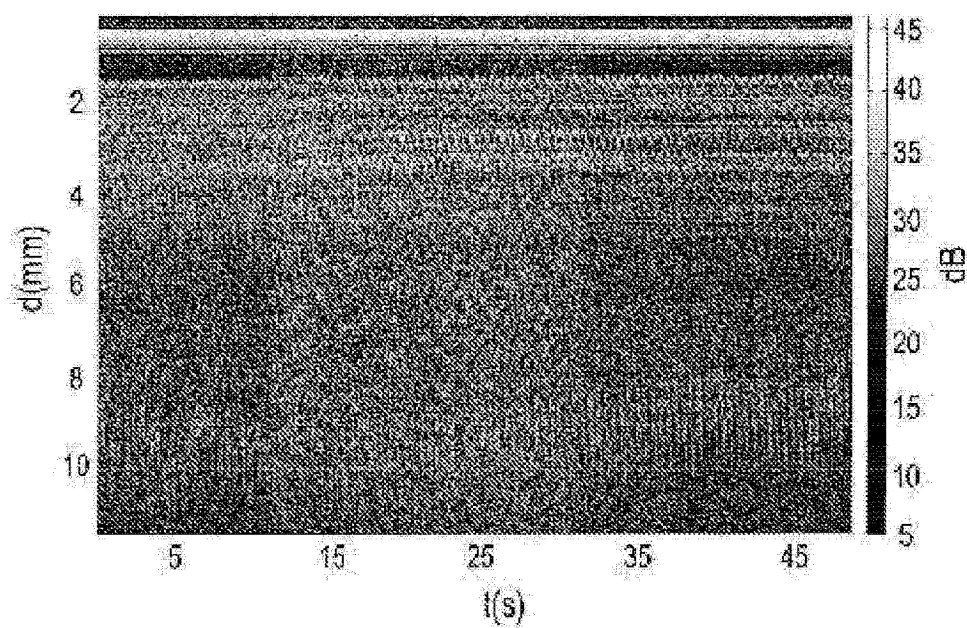


图 9

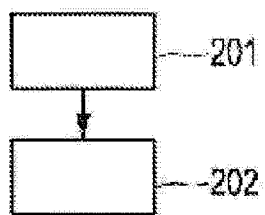


图 10

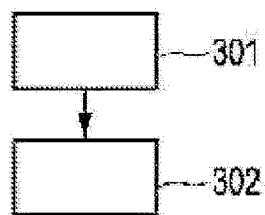


图 11