

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103209645 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 17

(21) 申请号 201180054957. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 11. 15

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/12(2006. 01)

10191687. 2 2010. 11. 18 EP

A61B 18/14(2006. 01)

11158848. 9 2011. 03. 18 EP

G01S 7/52(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 05. 15

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/055084 2011. 11. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02012/066472 EN 2012. 05. 24

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·P·M·布德泽拉

N·米哈伊洛维奇

S·A·W·福肯鲁德

(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

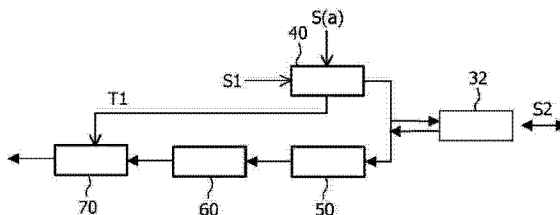
权利要求书3页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

超声心脏消融监测的干扰减少和信噪比改善

(57) 摘要

在必须要对心壁造成损伤的用于处置心房纤颤的心脏消融中,一种超声监测机制适于评估损伤的进展,使得外科医师能够为损伤提供足够大深度,其中,减小了由消融装置导致的干扰,并改善了回波信号的信噪比。



1. 一种用于利用基于超声的监测在射频(RF)消融应用中减少干扰的设备,所述设备包括:

- 消融装置(20),其被布置成生成供应给消融电极(22)的 RF 消融信号(S (a)),
- 超声装置(30);
- 超声换能器(32),其被连接到所述超声装置(30);

其中,所述设备被布置成生成至少两个超声激励脉冲(S (c);S (c1),S (c2),S (c3)),以便激励所述超声换能器(32),所述超声换能器(32)被布置成针对每个超声激励脉冲执行超声扫描,每次超声扫描包括超声信号(S2),并且所述设备被布置成响应于所述超声激励脉冲接收超声回波信号(S (d));

其中,所述超声换能器(32)还被设计成检测所述 RF 消融信号(S (a))与所述超声回波信号(S (d))之间的干扰的干扰信号(S (b)),以便处理所述干扰信号(S (b))和所述超声回波信号(S (d))并减小由所述干扰信号(S (b))引起的对基于超声的监测的不利效应。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述设备还被布置成组合所述检测的干扰信号(S (b))与相应的超声回波信号(S (d)),用于提供组合回波信号(S (e),S (f);S (e1),S (e2))并对所述组合回波信号中的至少两个求平均,以便获得具有高信噪比的平均回波信号。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述超声装置(30)被连接到所述消融装置(20),以便能够使所述激励脉冲与所述 RF 消融信号同步,从而使得回波信号(S (d))与消融信号(S (a))之间的干扰的相应干扰信号(S (b))具有预定相位。

4. 一种用于利用基于超声的监测减少射频(RF)消融应用中的干扰的脉冲发生装置(40),所述脉冲发生装置(40)被布置成:

- a. 接收 RF 消融信号(S (a));
- b. 接收开始脉冲串信号(S1),用于开始包括超声信号(S2)的至少两次超声扫描的第一脉冲串;
- c. 生成激励脉冲(S (c);S (c1),S (c2),S (c3));
- d. 使所述激励脉冲与所述 RF 消融信号同步,从而使得回波信号(S (d))与消融信号(S (a))之间的干扰的干扰信号(S (b))具有预定相位。

5. 根据权利要求4所述的脉冲发生装置,其还被布置成向信号处理单元(70)提供定时信息(T1),以便相对于消融信号对所述激励脉冲和后续扫描的开始和/或第二扫描脉冲串的开始进行定时。

6. 一种利用基于超声的监测在射频(RF)消融应用中减少干扰的方法,所述方法包括:

- a. 生成 RF 消融信号 S (a) 并检测所述 RF 消融信号 S (a);
- b. 生成至少两个超声激励脉冲(S (c);S (c1),S (c2),S (c3)),以及向超声换能器(32)提供所述超声激励脉冲以响应于所述超声激励脉冲执行超声扫描;
- c. 接收响应于超声激励脉冲生成的超声回波信号(S (d));
- d. 检测所述 RF 消融信号 S (a) 与超声回波信号(S (d))之间的干扰信号(S (b)),以便处理所述干扰信号(S (b))和所述超声回波信号(S (d)),并减小由所述干扰信号(S (b))引起的对基于超声的监测的不利效应。

7. 根据权利要求6所述的方法,所述方法还包括:

将所述检测到的干扰信号(S (b))组合到所述超声回波信号(S (d)),以获得组合回波信号(S (e), S (f); S (e1), S (e2));以及

对所述组合回波信号中的至少两个求平均以获得平均回波信号。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,响应于具有交变极性的正负激励脉冲,为所述组合回波信号(S (e), S (f); S (e1), S (e2))提供交变的正负极性。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中,以如下方式执行所述求平均:增加针对其使用所述正激励的所述组合回波信号,并且减去具有负激励的所述组合回波信号,由此获得其中超声回波被放大并且干扰被减少的所得信号。

10. 根据权利要求7所述的方法,还包括:

使所述超声激励脉冲与所述消融信号同步,使得干扰信号(S (b))具有预定相位。

11. 根据权利要求7所述的方法,其中,响应于其中的每个具有相同极性的激励脉冲,为组合回波信号(S (e), S (f); S (e1), S (e2))提供与所述超声回波信号(S (d))相同的极性,并且

其中,以如下方式执行所述求平均:对针对其使用所述正激励的所述组合回波信号求平均,由此获得所得信号。

12. 根据权利要求7所述的方法,所述方法还包括:

使所述超声激励脉冲与所述消融信号同步,其中,相对于所述消融信号偏移所述超声回波信号(S (d))的相位,使得所述干扰信号(S (b))将相对于所述超声回波信号(S (d))具有偏移的相位。

13. 根据权利要求7所述的方法,所述方法还包括:

- 在所述求平均的步骤之前,放大所述组合回波信号;
- 在所述求平均的步骤之前,将所述组合回波信号转换成数字回波信号;
- 在所述求平均的步骤之后,从所述脉冲发生装置(40)向所述信号处理单元(70)提供定时信息(T1),并使所述超声激励脉冲与所述消融信号同步,

其中,以脉冲串状的模式快速相继地生成至少两个超声激励脉冲(S (c); S (c1), S (c2), S (c3)),每个脉冲串包含至少四次扫描,每次扫描优选与后续扫描分开小于0.1ms,并且每个脉冲串优选与后续脉冲串分开超过1ms,所述脉冲发生装置(40)接收开始脉冲串信号(S1),以便生成激励脉冲的序列,所述定时信息(T1)用于对后续脉冲串的开始进行定时。

14. 一种利用基于超声的监测在射频(RF)消融应用中减少干扰的系统,所述系统包括:

- 消融装置(20)和消融电极(22),所述消融装置(20)被布置成向所述脉冲发生装置(40)并向所述消融电极(22)提供RF消融信号(S (a));
- 超声装置(30)和连接到所述超声装置(30)的超声换能器(32);
- 脉冲发生装置(40),其向所述超声换能器(32)提供激励脉冲以执行超声扫描;
- 所述超声换能器(32)被设计成接收超声回波信号(S (d)),并检测所述RF消融信号(S (a))与所述超声回波信号(S (d))之间干扰的干扰信号(S (b)),

其中,所述系统被布置成组合所述检测的干扰信号(S (b))与相应的超声回波信号(S (d)),提供组合回波信号(S (e), S (f); S (e1), S (e2)),并对至少两个所述组合回波信号

求平均,以便获得具有高信噪比的平均回波信号。

15. 一种计算机程序产品,其包括代码模块,当所述代码模块在计算装置上运行时,用于产生根据权利要求 7 所述的步骤。

超声心脏消融监测的干扰减少和信噪比改善

技术领域

[0001] 本发明涉及一种系统、设备、方法和计算机程序产品，用于减少超声心脏消融应用中的干扰，尤其是用于减少在利用具有超声换能器的 RF 导管进行 RF 消融期间的干扰，所述超声换能器用于监测对心脏组织造成的损伤的进展。

背景技术

[0002] 心脏消融技术作为一种处置心房纤颤的常见流程，通常基于具有消融电极的消融装置，消融电极提供于用于在患者体内游历的射频 (RF) 导管之内。消融电极提供于导管的远端，从而能够处置位于消融电极与紧邻患者身体定位的无关电极之间的组织。与通常基于超声 (US) 的成像系统组合，这样的消融装置旨在向患者心脏的心房壁提供特定深度的损伤。消融形成的损伤比健康组织导电弱得多，并由此有效破坏了传导导致纤维性颤动的信号的任何电通路。通常，要生成的损伤应当穿透整个心房壁，对于本流程而言是心房纤颤要有效处置的心壁，其中，例如在人体中，心房壁可以厚达 8mm。然而，造成过深的损伤可能是致命的；例如，食管是不应受到影响的紧要器官。因此，提供了一种与消融装置耦合的超声 (US) 换能器，其尤其被构建到消融导管中，并且在适当的情况下，与消融电极相邻地集成，以便生成与消融处置的进展相关的信息。亦即，US 监测能够给外科医师提供关于损伤的进展的反馈机制，这可以提高流程的成功率。尽管如此，RF 消融会给 US 信号带来干扰，因此在很多情况下，US 监测不够可靠或者不够可信，并且不能有效地进行组织消融和相应的心房纤颤处置。

[0003] 换言之，当前，不论任何成像系统，执行这些消融流程都没有适当的机制来评估损伤的精确进展，因为例如存在 RF 信号到 US 信号中的电容耦合，即，RF 信号干扰 US 信号。这让外科医师非常谨慎，例如，因为过热会有受伤的危险。此外，对于欠热的情况，处置无效。因此，即使将 US 监测集成在消融系统中，仍然会有显著数量的处置是无效的。在所有这些情况下，都不能通过生成损伤使得传导导致纤维性颤动的信号的电路被有效破坏。

[0004] 因此，对射频 (RF) 导管的要求是对组织中损伤发展的更充分控制，尤其是 RF 消融期间的实时控制。能够提供损伤发展的实时反馈以及关于损伤深度 (尤其是相对于处置部位的组织的厚度) 的实时信息的系统，例如也将防止 RF 导管消融流程中过热导致的受伤和死亡。如上所述，能够使用高频超声 (US) 来监测运动模式 (M 模式) 成像中的损伤边界进展，但仍未克服上述缺点。RF 信号干扰 US 信号，使得不能够容易地看到组织反射。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种设备、系统和方法，用于基于 RF 消融处置组织，并基于超声监测处置进展和组织特性，使得外科医师能够向组织提供足够深度的损伤。本发明的另一目的是减小因过热而受伤的危险。本发明的另一目的是减少 RF 信号到 US 信号中的电容耦合效应，尤其是增强基于超声对消融深度的监测。而且，本发明的目的是提供一种超声心脏消融监测器，其较不容易受到 RF 与 US 信号之间任何干扰的影响，并且便于 US 监测一

般的组织特性,同样是在处置心房壁之外任何其他组织的语境中。换言之,本发明的目的是在 US 信号干扰任何其他信号,例如干扰 RF 消融信号时,改善 US 监测。

[0006] 这些目的中的至少一个是由权利要求 1 所述的设备、权利要求 4 所述的装置、权利要求 14 所述的用于干扰减少的系统以及权利要求 6 所述的用于干扰减少的方法实现的。

[0007] 由此,本发明适用于使用超声监测例如组织特性的疗法等,尤其是在有高度重复的干扰信号时,例如 RF 消融装置的干扰信号。具体而言,在 RF 消融的语境中,本发明解决的问题依赖于如下内容。通常,RF 信号干扰 US 信号,使得不容易看到组织反射,因为与 US 组织反射相比,RF 信号的幅度大得多。更具体而言,RF 消融信号的频率大约为 450kHz,并且 US 损伤监测是利用高于 10MHz 的频率执行的。然而,RF 信号包含高频谐波,其会显著影响 US 换能器带宽中的 US 信号。到目前为止,仍然不能够利用模拟滤波器滤除耦合到 US 信号中的 RF 消融信号。

[0008] 本发明基于以下认识等。消融信号,以及因此由超声换能器拾取的干扰,具有重复性质。尽管不能事先估计干扰信号的精确形状,但这种形状仅随时间缓慢变化。导致这种干扰信号变化的主要原因是由于损伤形成导致的组织阻抗变化,组织变化仅缓慢地发生。在一个例示性范例中,考虑在水中工作在 20MHz,提供大致 30 μ m 分辨率的超声系统,组织中最快的运动是由流经毛细血管的血流引起的,其小于 4.5mm/s。这意味着,在两次回波扫描间隔 3ms 时,运动导致的细节损失可以忽略,因为运动的幅度大约为 0.0135mm,即低于 30 μ m 的分辨率。在 10MHz 和更高频率下,组织中的典型穿透深度限于小于 1cm。组织中的声速大约为 1500m/s,这导致典型的测量时间小于 13 μ s。因此,在本例示性范例中,在 3ms 的时段内能够进行的回波扫描最大次数将几乎与 230 相同,这是最大 3ms 的周期和小于 13 μ s 的测量时间造成的。于是,能够执行若干次超声扫描,每次都提供至少大致相等的信号序列,并且能够将这些信号与任何干扰信号相比较,以便获得平均的 US 回波信号和 / 或使 US 扫描与 RF 消融信号同步,如本发明实施例的语境中所进一步阐述的那样。由此,主要优点是能够将用于干扰减少的设备、系统和装置用于现有的常用消融系统,尤其是无需修改,即使在这些系统生成显著的 RF 干扰时也是如此。亦即,不必改变现有的系统。

[0009] 由此,本发明提出了一种机制,其中,可以执行,尤其是在一时段内快速相继地执行若干次超声 (US) 扫描,使得由于组织或流体运动导致的细节损失少于由超声系统提供的分辨率。可以通过脉冲串 (burst) 那样的模式来这样做,尤其是通过考虑后续脉冲的极性来这样做。即,能够对每个脉冲串的 US 扫描进行定时,并且也能够对脉冲串自身进行定时。由此,能够通过快速相继地提供脉冲来简单地实现干扰减少,从而使得组织的运动或患者移动不会对 US 回波信号的质量造成显著的负面效应。

[0010] 根据第一方面,组合检测到的干扰信号与相应的超声回波信号,以提供组合回波信号,并对组合回波信号中的至少两个求平均,以便获得具有高信噪比的平均回波信号,这样能够实现更好的基于 US 的监测,尤其是消融深度方面。换言之,组合回波信号对应于从换能器接收的信号,包括成像希望要的信号以及干扰信号。由此,值得关注的是,它可能足以对有限数量的 US 扫描的回波信号求平均。对扫描和相应的信号求平均可能获得回波信号更好的信噪比 (SNR),因为在后续扫描中 US 分量至少大致相同,而干扰信号和噪声可能不同。求平均能够提供更小的干扰,从而重建 US 回波信号。亦即,在消融介入的实际环境中,每次扫描的测量时间短,并且被跟踪的物体速度低,根据本发明,在一个应用范例中,可

以进行几乎相互相同的高达 230 次扫描。然而,可能需要少得多的扫描。基于求平均,能够通过提高信噪比来简单地实现干扰减少,从而能够以更高质量获得超声回波信号。

[0011] 根据能够与以上第一方面组合的第二方面,能够将超声装置连接到消融装置,以便能够使激励脉冲与 RF 消融信号同步,使得回波信号与消融信号之间干扰的相应干扰信号具有预定相位。于是,通过使相应的超声激励脉冲与消融信号同步,干扰将具有预定相位,尤其是相对于记录的回波信号具有预定相位,这样使得例如 US 信号的相位能够有目的地相对于消融信号的相位被偏移。基于同步,可以通过考虑干扰信号的相位来简单地实现干扰减少,因此可以相对于消融信号的相位有目的地调节回波信号的相位。

[0012] 于是,本发明减少了由强 RF 消融信号在消融电极上导致的不可避免的干扰,所述消融信号与从超声换能器接收的超声信号耦合,其中,US 换能器能够位于这一消融电极之内。因此,本发明还提供了如下优点:对 US 换能器装置的限制更少,并且对屏蔽要求更少。同时,提高了测量的 US 回波信号的信噪比(SNR),因此增加了 US 信号进入心脏组织的穿透深度。

[0013] 根据可以与以上第一和第二方面的任一个组合的第三方面,能够提供一种利用基于超声的监测在射频(RF)消融应用中减少干扰的脉冲发生装置,其中,所述脉冲发生装置被布置成接收 RF 消融信号,接收开始脉冲串信号以开始包括超声信号的至少两个超声扫描的第一脉冲串,生成激励脉冲,使激励脉冲与 RF 消融信号同步从而使得回波信号与消融信号之间干扰的干扰信号具有预定相位,并所述且脉冲发生装置还能够被布置成向信号处理单元提供定时信息,以便相对于消融信号对所述激励脉冲以及后续扫描的开始和 / 或第二扫描脉冲串的开始进行定时。换言之,可以在脉冲串状的模式中提供 US 信号,相继脉冲具有不同极性。在接收到的扫描和相应信号中,能够针对每个后续扫描反转 US 分量,而干扰信号将是相同的。通过将后续扫描中的信号彼此相减,能够使 US 分量加倍,而干扰信号则被抵消。能够获得基于组合信号求平均的所得信号。可以通过组合干扰信号与 US 回波信号来获得组合信号,其中,在所得信号中,超声回波被放大,尤其是被加倍,干扰被减少,尤其是抵消。

[0014] 根据可以与以上第一、第二和第三方面的任一个方面组合的第四方面,备选地或此外,能够提供,尤其是以脉冲串模式提供 US 信号,相继脉冲与超声回波信号具有相同极性,但相位相对于消融装置的信号稍微偏移。在接收的扫描中,通过使超声激励脉冲与相应的超声信号同步,US 分量保持在相同时间(位置),而干扰信号可能发生偏移。同样,通过对若干次扫描的信号求平均,改善了回波信号的信噪比(SNR)。

[0015] 根据可以与以上第一、第二、第三和第四方面的任一个组合的第五方面,响应于激励脉冲的极性,组合回波信号可以具有交替的正负极性,以便增加针对其使用正激励的信号并减去具有负激励的信号,和 / 或根据均具有相同极性的激励脉冲,所述组合回波信号与超声回波信号具有相同极性。由此,能够通过增大响应信号并消除干扰来简单地实现干扰减少。此外,能够将脉冲发生装置布置成执行激励脉冲与 RF 消融信号的同步,使得回波信号与消融信号之间干扰的相应干扰信号具有预定相位,并且该系统还能够被布置成以向所述脉冲发生装置提供开始脉冲串信号,以便触发脉冲发生装置生成同步超声激励脉冲的序列。此外,能够相对于消融信号使组合回波信号的相位偏移。由此,能够通过保存有用信号同时降低噪声水平和被干扰信号的水平来简单地实现干扰减少。可以选择重复率,使得

先前激励脉冲没有记录的回波。

[0016] 当然,可以使用其他干扰减少选项。例如,可以在特定时间内以特定的扫描时间执行和重复脉冲串,从而可以为发生干扰的任何应用找到适当的同步方法。

[0017] 可以将上述设备实现为包括消融装置、US 装置和若干个用于求平均和 / 或同步的装置的设备。作为备选,可以将用于求平均和 / 或同步的任何装置集成到消融装置和 / 或 US 装置中。

[0018] 应当理解,权利要求 1 的设备、权利要求 4 的装置、权利要求 14 的系统、权利要求 6 的方法和权利要求 15 的计算机程序具有具体如从属权利要求中定义的类似和 / 或相同优选实施例。

[0019] 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独立权利要求的任意组合。

[0020] 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其加以阐述。

附图说明

[0021] 在附图中:

[0022] 图 1 示出了用于人体内心脏消融的常规布置的示意图;

[0023] 图 2 示出了将图 1 的消融系统与超声监测联合起来的示意图;

[0024] 图 3 示出了根据本发明用于减少干扰的基本系统设置的示意方框图;

[0025] 图 4 示出了根据本发明用于心脏消融的布置的示意图;

[0026] 图 5 示意性示出了干扰减少技术第一实施例的信号的范例;

[0027] 图 6 示意性示出了干扰减少技术第一实施例的典型扫描序列;

[0028] 图 7 示意性示出了干扰减少技术第二实施例的信号的范例;以及

[0029] 图 8 示意性示出了干扰减少技术第二实施例的典型扫描序列。

具体实施方式

[0030] 在以下实施例中,提出了一种增强的干扰减少系统,尤其用于组织消融应用,其中,US 成像受到 RF 信号的影响,使得外科医师的处置可能受到限制。

[0031] 根据实施例,对组合信号求平均,此外,可以使超声激励信号与消融信号同步。因此,干扰减少系统适于提高 US 信号的信噪比。

[0032] 在下文中,从现有技术的简述开始,描述了使用求平均以及同步的两个实施例。

[0033] 图 1 示出了用于人体 10 之内心脏消融的常规布置的示意图,其中,消融电极 22 提供于导管 23 之内,以在人体 10 之内游历,以便处置消融电极 22 与无关电极 21 之间的组织。消融电极 22 和无关电极 21 分别经由消融导线 22a 和连接 21a 连接到消融装置 20。

[0034] 图 2 示出了图 1 的消融系统的示意图,但结合了超声装置 30。将小型高频超声换能器 32 构建到消融装置 20 的消融导管 23 中,使得导管 23 的用法不变。使用这种换能器 32,能够在消融流程期间对组织,尤其是对心壁进行可视化。超声装置 30 物理连接到消融系统 20,从而直接与消融电极 22 相邻地提供超声换能器 32。与消融电极 22 这样接近地使用超声装置 30 带来了实际问题,因为通常是利用频率介于 440 和 480kHz 之间,功率为 20

到 50 瓦的正弦信号进行消融的。组织形成大约 100 到 300 欧姆的负载。因此，消融需要的电压容易为几十伏。但基频的谐波很难抑制，强谐波能够高达几兆赫。需要 10 到 50MHz 范围中的高频超声来以充分高分辨率对心壁进行可视化。尽管消融的基频远在感兴趣频带之外，但其谐波在这个频带之内。在实际系统中，因此极难，即实际上不可能充分屏蔽 US 换能器 32，以将消融装置 20 的干扰减少到充分低水平。因此，需要特殊的机制来减少干扰。

[0035] 这种超声系统的第二个问题是，信噪比 (SNR) 限制了超声系统能够看到，相应地，能够扫描 / 分析组织的深度。组织衰减随着频率增大，因此必须要在分辨率 (表示频率) 与穿透深度之间进行折衷。于是，利用这种现有技术，由于干扰和 US 可视性受限，外科医师必须要非常小心，以免伤害组织或造成过深的损伤。

[0036] 图 3 示出了根据本发明的基本系统设置，以便利用相同的方法减轻上述两个问题。开始脉冲串信号 S1 触发脉冲器 40 以生成脉冲序列，从而激励超声换能器 32。脉冲器 40 还接收消融信号 S (a)，使其能够将脉冲与消融信号 S (a) 同步。换言之，超声装置连接到或具备脉冲发生装置 40，其被布置成接收由消融装置生成的 RF 消融信号。超声换能器 32 被布置成接收响应于超声激励脉冲，尤其是响应于每个超声激励脉冲生成的超声回波信号。可以将换能器 32 提供的这些声信号转发到放大器 50，以便作为回波信号被处理，通过求平均提高其信噪比，其中，检测 RF 消融信号与 US 信号之间的干扰的干扰信号。尤其是，能够设计超声换能器以检测干扰信号。能够相对于每个激励脉冲进行检测，或者，相对于特定的激励脉冲，例如，每隔一个激励脉冲或每隔两个激励脉冲。能够相对于相应的 US 回波信号进一步进行检测。能够由放大器 50 处理超声回波信号。能够将检测到的干扰信号组合到相应的超声回波信号，以便获得组合回波信号。换言之，组合回波信号对应于从换能器接收的信号，包括成像希望要的信号和干扰信号。组合回波信号能够在放大器 50 中被放大并在 A/D 变换器 60 中被转换成数字信号，以便将其提供到信号处理单元 70。信号处理单元 70 能够被布置成对所述组合回波信号的至少两个求平均。亦即，信号处理单元 70 中的信号处理能够负责所需的求平均，并且也能够从脉冲器 40 接收定时信息 T1，以便定时下一个扫描，相应的后续脉冲串的开始。由此，能够在硬件或软件中执行信号处理部分。优选在硬件中实施，因为它能够显著减少利用超声信号向系统传输所需的数据。所有其他模块都是硬件模块。

[0037] 利用这种技术，能够进行求平均以及同步。这意味着，能够提高 US 回波信号的信噪比，尽管有干扰，也能够消融电极的紧邻处嵌入 US 换能器。

[0038] 图 4 示出了具有修改的消融导管 23a 的规则消融装置 20，修改的消融导管 23a 被布置成提供消融电极 22 和 US 换能器 32，使得干扰不会显著影响 US 成像质量。在导管 23a 的远端提供消融电极 22 和 US 换能器 32，以在身体之内游历，以便通过向心脏组织造成损伤来处置心房纤颤。能够将 US 换能器 32 嵌入在消融电极 22 中，对其进行很好的屏蔽，以使其从消融信号拾取的干扰最小化。换言之，有利地，能够将 US 换能器 32 与现有常用的消融系统一起使用 (如图 2 所示)，尤其是不需要对消融电极或导管进行任何修改，即使在这些系统产生显著的 RF 干扰时也是这样。因此，不必对现有系统做出显著改变，因此基本可以在所有这些常用消融系统中实现所提出的用于干扰减少的设备、装置和系统。超声装置 30，以及对应的脉冲器，产生或导致快速相继地产生至少两个扫描，以及相应的激励脉冲，尤其是在由于组织或流体运动比超声装置提供的分辨率更小而导致细节损失的时间内。由此，可

以将超声装置 30 连接到被布置成生成激励脉冲的脉冲器。能够使这些脉冲与消融信号同步,其中,提供了超声装置 30 与消融装置 20 之间的连接 30a,尤其是以从消融导线 22a 到超声装置 30 的额外电缆的形式。而且,所述脉冲器能够被布置成接收 RF 消融信号。

[0039] 由于求平均的原因,可以增大回波信号的信噪比(SNR)。噪声是真随机过程,添加 n 个相同但有噪声的信号将会使信号功率增大 n^2 倍,但噪声仅增大 \sqrt{n} 倍,因此可以将信噪比提高 \sqrt{n} 倍。因此,利用例如两次扫描,能够将 SNR 增大 3dB。

[0040] 图 5 示意性示出了能够提供根据干扰减少技术第一实施例的信号的序列。以交变极性快速相继(信号脉冲串)地执行若干次超声扫描,其中,可以由与用于生成激励脉冲的脉冲发生装置通信的超声换能器执行扫描,每次扫描都是响应于相应的激励脉冲执行的。亦即,响应于具有交变极性的正负激励脉冲,能够为组合回波信号 $S(e)$ 、 $S(f)$ 提供交替的正负极性,其中,相应的组合回波信号 $S(e)$ 、 $S(f)$ 包括超声信号 $S(d)$ 和干扰信号 $S(b)$ 。在下文中,简短解释根据第一实施例的干扰减少技术的原理。将正超声激励脉冲 $S(c)$ 锁定(即,同步)到消融信号 $S(a)$,使得干扰将具有固定相位,尤其是相对于记录的 US 回波信号。最后,增加针对其使用正激励的所得回波信号 $S(e)$,减去具有负激励的那些。

[0041] 其中,图 5 示出了所涉及信号的非常简化的范例。具有谐波的消融信号 $S(a)$ 通常是几十伏特。作为范例,在正弦信号的下降沿示出了交叉失真,生成高水平的谐波。信号 $S(b)$ 是由 US 换能器拾取的所得干扰信号。这一信号通常会在微伏到毫伏的范围内。信号 $S(c)$ 对换能器显示出正的 US 激励脉冲,尤其是锁定到消融信号 $S(a)$ 。在没有干扰时,US 回波信号 $S(d)$ 呈现出范例响应。组合 US 回波信号 $S(e)$ 呈现出相同的信号,但具有干扰,使用正激励脉冲,信号 $S(d)$ 和 $S(b)$ 的总和也是如此。类似地,组合 US 回波信号 $S(f)$ 是由负激励信号生成的。所得响应和信号 $S(e)$ 相同,但极性相反,使用的是负激励脉冲。然而,添加的干扰有原来的极性。从 $S(e)$ 中减去 $S(f)$ 后生成的信号,理论上讲,响应信号会加倍,干扰会抵消掉。

[0042] 在实践中,一些干扰可能还会发生,因为干扰不是完全固定的并且因为在超声激励脉冲与消融信号之间会有一些抖动。而且,对负激励脉冲的响应不一定和由正激励脉冲引起的响应完全相反,例如,由于组织和 / 或换能器的非线性,或者由于电子系统中的任何缺陷。

[0043] 优选地,选择重复率,使得以前的激励脉冲没有回波记录。然而,总的脉冲序列应该尽可能地短,使得血细胞的运动不会引起超声图像劣化,或者可能的情况是导致基于 US 的监测劣化,该血细胞的运动被认为是发生在 US 换能器视场中的最快运动之一。

[0044] 图 6 示出了根据干扰减少技术的第一实施例的典型扫描序列的范例。在这一范例中,每个脉冲串包含四次扫描,两次正扫描和两次负扫描。该脉冲串重复周期 $T(b)$ 可以是大约例如 10 到 100ms。更具体地说,如果为了减少干扰高扫描率是有利的,脉冲串重复周期 $T(b)$ 也可以是大约例如 1ms 或更少,这可能取决于干扰信号。扫描重复周期 $T(s)$,即两次相继扫描之间的时间,可以是大约例如 $10\mu s$ 到 $100\mu s$ 。

[0045] 图 7 示意性示出了能够提供根据干扰减少技术的第二实施例的信号的序列。以与超声回波信号 $S(d)$ 相同的极性快速相继(信号脉冲串)地执行若干次超声扫描。亦即,响应于均具有相同极性的激励脉冲,为组合回波信号 $S(e1)$ 、 $S(e2)$ 提供相同的极性。在下文中,简短解释根据这一第二实施例的干扰减少技术的原理。与第一实施类似,相应的超声

激励脉冲 $S(c_1)$ 、 $S(c_2)$ 、 $S(c_3)$ 与消融信号同步,但是对于每个脉冲而言,有目的地偏移了相对于消融系统的相位。因此,相对于记录的回波信号 $S(d)$,RF 干扰也将有稍微偏移的相位。最后,针对其使用正激励的所得回波信号 $S(e_1)$ 、 $S(e_2)$ 求平均,如果做更多的平均干扰信号会减少。

[0046] 其中,图 7 示出了所涉及信号的非常简化的范例。信号 $S(a)$ 是具有谐波的消融信号。作为范例,在正弦信号的下降沿示出交叉失真,生成高水平的谐波。信号 $S(b)$ 是由 US 换能器拾取的所得干扰信号。信号 $S(c_1)$ 、 $S(c_2)$ 和 $S(c_3)$ 分别示出了针对换能器的第一、第二和第三次激励脉冲。在没有干扰时,信号 $S(d)$ 为 US 响应(回波信号)示出范例。信号 $S(e_1)$ 呈现出相同的信号,但具有干扰,其是尤其根据信号 $S(c_1)$ 的在施加第一激励脉冲时获得的。信号 $S(e_2)$ 呈现出尤其根据信号 $S(c_2)$ 的在施加第二激励脉冲时的具有干扰的信号。能够看出,干扰信号 $S(e_2)$ 相对于干扰信号 $S(e_1)$ 有点儿偏移。所得响应表示了信号 $S(e_1)$ 和 $S(e_2)$ 及其他生成的类似信号的平均值。通过这种方式,有用的信号会保留,然而随着求平均的次数增加,噪声水平和干扰信号的水平会降低。

[0047] 如图 5 语境中提到的,可以这样选择重复率,使得以前的激励脉冲没有回波记录。然而,总的脉冲序列应该尽可能地短,使得血细胞的运动,不会引起超声图像劣化,或者可能的情况是导致基于 US 的监测劣化,该血细胞的运动被认为是发生在 US 换能器视场中的最快运动之一。

[0048] 图 8 示出了根据干扰减少技术的第一实施例的典型扫描序列的范例。在这一范例中,每个脉冲串包含四次正扫描,但是也可以改变扫描的次数。如第一实施例的语境中那样,脉冲串重复周期 $T(b)$ 可以是大约例如 10 到 100ms。扫描重复周期 $T(s)$,即两次相继扫描之间的时间,可以是大约例如 $10\mu s$ 到 $100\mu s$ 。

[0049] 应当理解,有一种序列,其中,可以根据干扰减少技术的第三实施例提供信号,第三实施例是第一和第二实施例的组合,即正和负扫描及偏移。在随后的每对脉冲中,都使用正和负激励脉冲,并减去所得回波。这在提高 SNR 的同时抑制了干扰。然而,一些残余干扰可能是不可避免的。对于下一对,稍微偏移了相对于消融系统的相位,并且重复相同的步骤。残余干扰与前一对相比具有相同的强度但不同的相位。因此,通过对这些对脉冲求平均,可以比第一实施例进一步抑制残余干扰。

[0050] 总之,在必须要对心壁造成损伤的用于处置心房纤颤的心脏消融中,一种超声监测机制适于评估损伤的进展,使得外科医师能够为损伤提供足够大深度,其中,减少了由消融装置导致的干扰,并改善了回波信号的信噪比。换言之,在使用 US 成像的 RF 应用中,干扰减少系统适于至少显著消除干扰效应,从而增强基于 US 的监测,尤其是监测消融深度。

[0051] 通过研究附图、公开和所附权利要求,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化。

[0052] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词“一”或“一个”不排除多个。

[0053] 单个处理器、感测单元或其他单元可以完成权利要求中列举的几个项目的功能。在互不相同的从属权利要求中列举特定手段的简单事实并不表示不能有利地使用这些手段的组合。

[0054] 应当指出的是,可以至少部分在图 3 的相关功能块处的软件模块中实施根据以上

实施例的所提出解决方案。所得的计算机程序产品可以包括代码模块,用于令计算机执行图 3 的功能的以上流程的步骤。因此,当计算机程序产品在计算机上运行时,由所述计算机程序产品产生流程步骤。

[0055] 可以在适当的介质上存储和 / 或分布的计算机程序,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,但也可以在其他形式中分布,例如通过互联网或其他有线或无线电信系统。

[0056] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制其范围。

[0057] 在必须要对心壁造成损伤的用于处置心房纤颤的心脏消融中,一种超声监测机制适于评估损伤的进展,使得外科医师能够为损伤提供足够大深度,其中,减小了由消融装置导致的干扰,并改善了回波信号的信噪比。

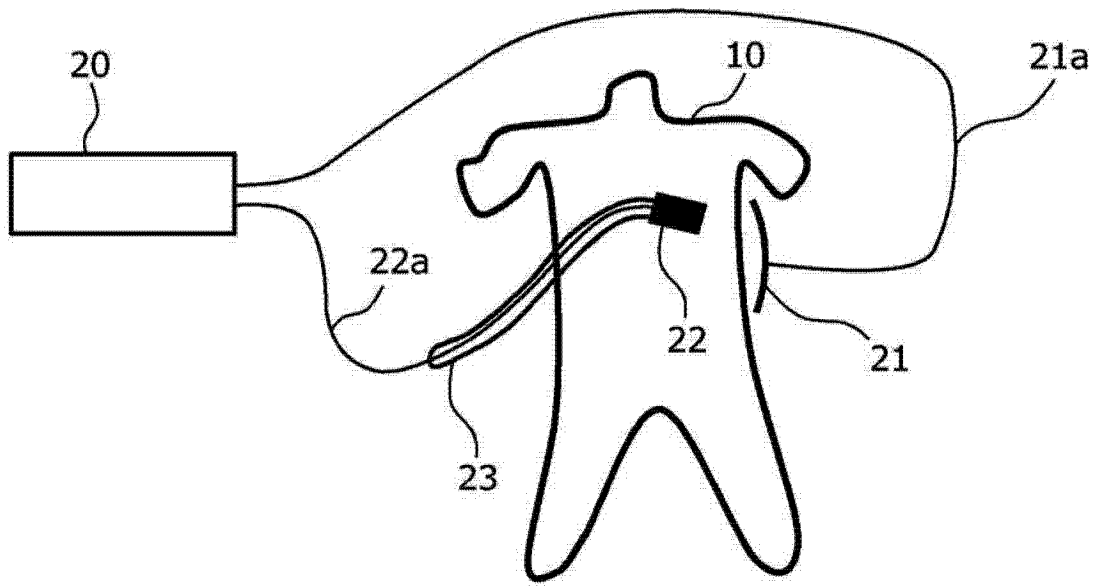


图 1

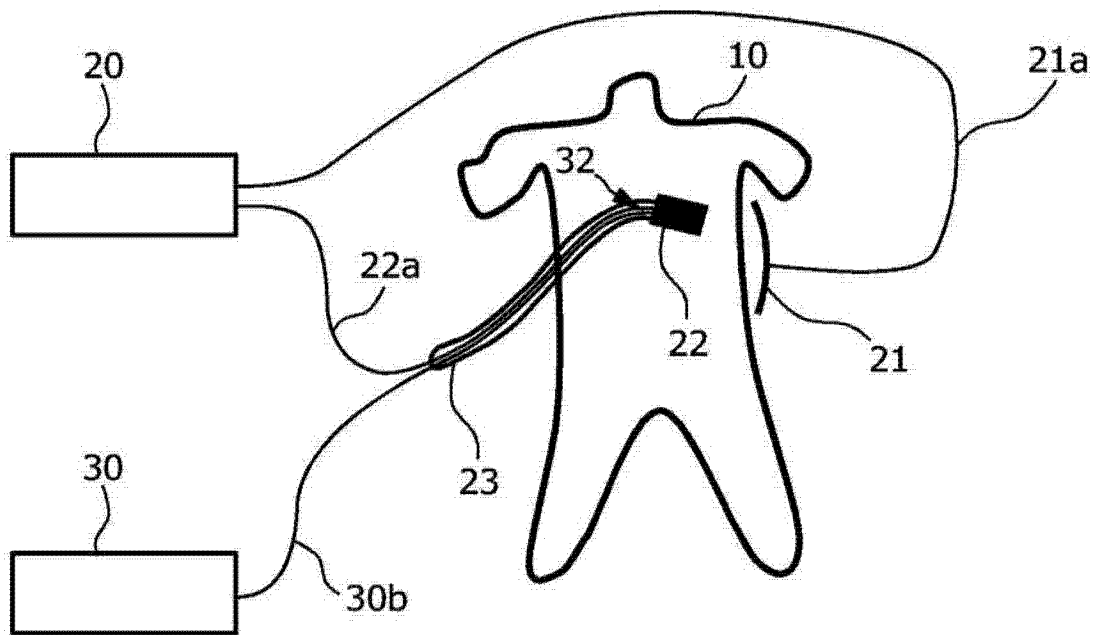


图 2

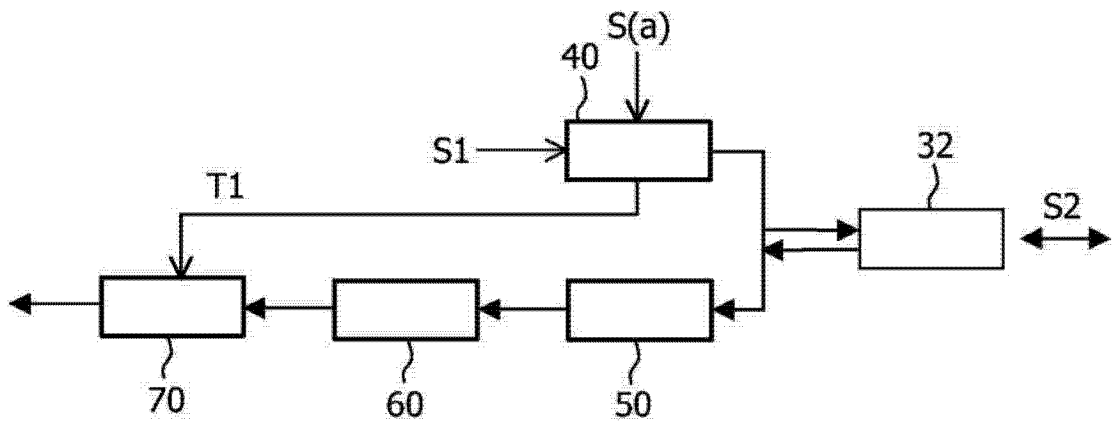


图 3

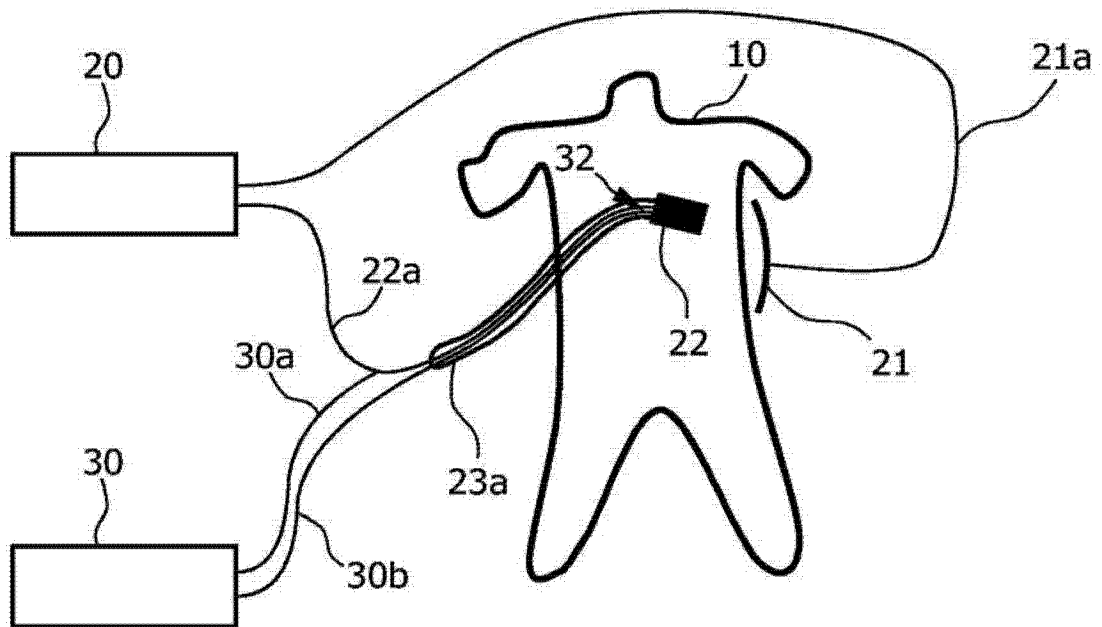


图 4



图 5

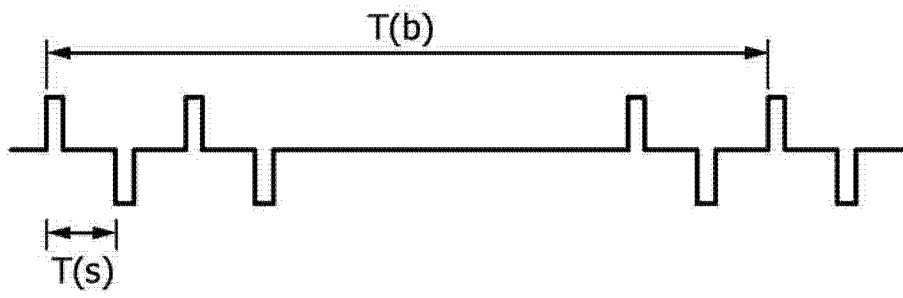


图 6

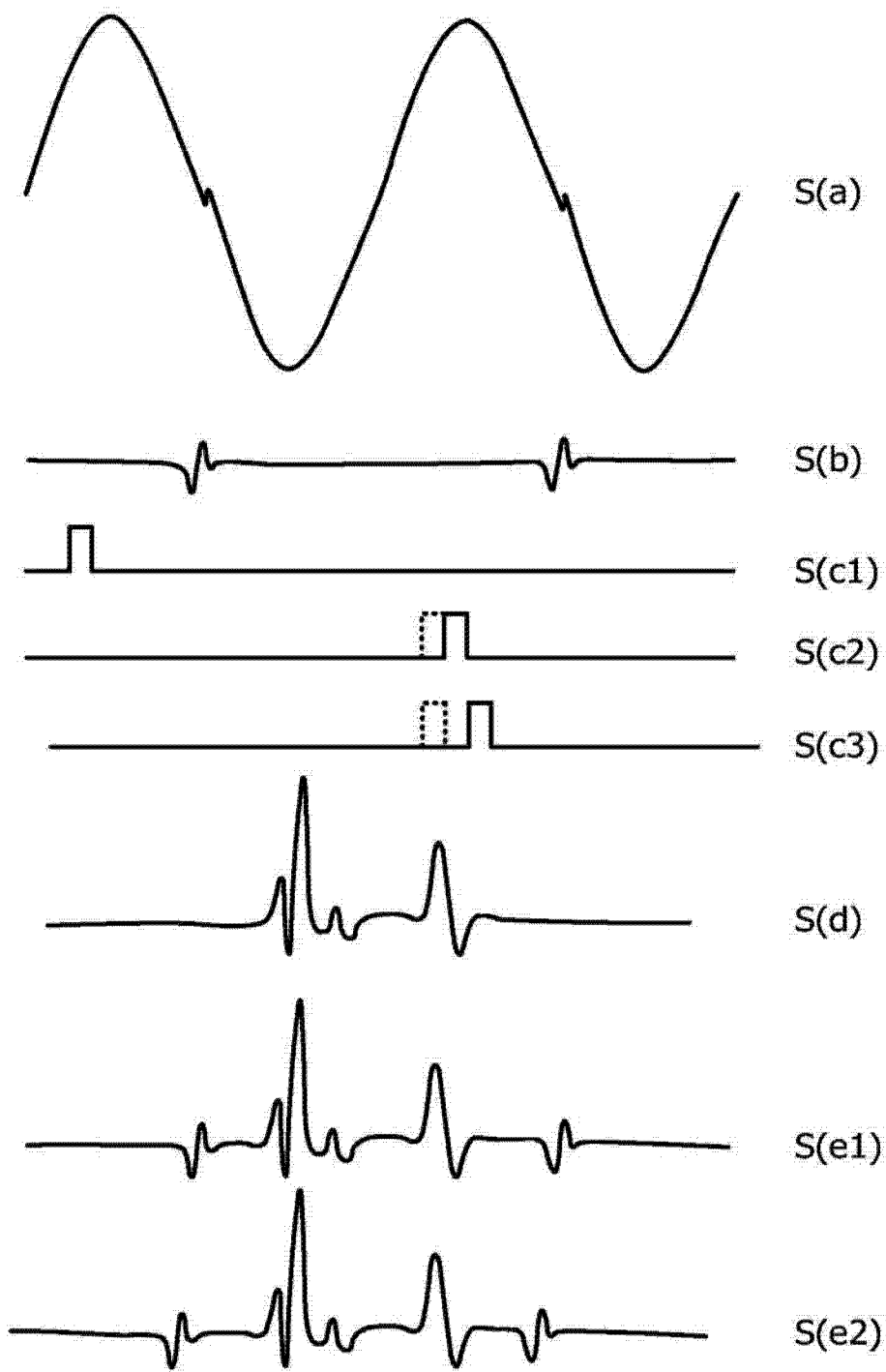


图 7



图 8

专利名称(译)	超声心脏消融监测的干扰减少和信噪比改善		
公开(公告)号	CN103209645A	公开(公告)日	2013-07-17
申请号	CN201180054957.9	申请日	2011-11-15
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	FPM布德泽拉 N米哈伊洛维奇 SAW福肯鲁德		
发明人	F·P·M·布德泽拉 N·米哈伊洛维奇 S·A·W·福肯鲁德		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B18/14 G01S7/52		
CPC分类号	A61B2019/5289 G01S15/899 A61B8/52 A61B2019/5263 A61B2018/0088 A61B19/5244 A61B8/12 A61B2018/00738 G01S7/52077 A61B18/14 A61B8/0883 A61B18/1492 A61B2019/5251 A61B2019/5278 A61B8/5269 A61B8/5207 A61B2018/00839 B06B1/0629 A61B18/18 A61B2018/00577 A61B34/20 A61B2034/2051 A61B2034/2063 A61B2090/364 A61B2090/3782		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2010191687 2010-11-18 EP 2011158848 2011-03-18 EP		
其他公开文献	CN103209645B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在必须要对心壁造成损伤的用于处置心房纤颤的心脏消融中，一种超声监测机制适于评估损伤的进展，使得外科医师能够为损伤提供足够大深度，其中，减小了由消融装置导致的干扰，并改善了回波信号的信噪比。

