



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103974665 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 06

(21) 申请号 201280059157. 0

(22) 申请日 2012. 10. 11

(30) 优先权数据

10-2011-0104581 2011. 10. 13 KR

10-2012-0083831 2012. 07. 31 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2012/008275 2012. 10. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/055129 KO 2013. 04. 18

(73) 专利权人 西江大学校产学协力团

地址 韩国首尔

(72) 发明人 张珍镐 宋在禧 刘亮模 宋泰庚

李裕和

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006. 01)

A61N 7/02(2006. 01)

(56) 对比文件

KR 10-2010-0120091 A, 2010. 11. 12,

KR 10-2007-0069322 A, 2007. 07. 02,

US 6042556 A, 2000. 03. 28,

KR 10-0845495 B1, 2008. 07. 10,

CN 1814323 A, 2006. 08. 09,

审查员 宋含

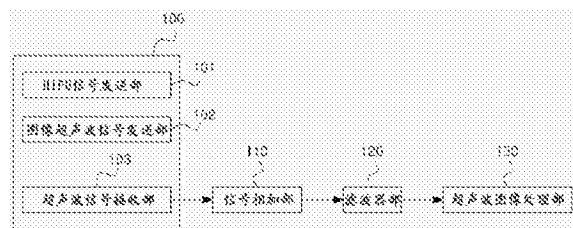
权利要求书3页 说明书15页 附图18页

(54) 发明名称

HIFU 干扰信号消除方法及装置

(57) 摘要

本发明涉及 HIFU 干扰信号消除方法,以互相具有相位差的方式发送至少 2 个以上的 HIFU 信号并且发送图像超声波信号,若对象物体反射至少 2 个以上的 HIFU 信号和图像超声波信号,则接收包括被反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号,然后将所接收的超声波信号相加,从而消除接收的超声波信号所包括的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量,由于利用了脉冲反演技术,因而与 HIFU 的长度无关地消除 HIFU 干扰,从而能够获取监控图像。



1. 一种 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,包括:
以互相具有相位差的方式发送至少 2 个以上的 HIFU 信号,并发送图像超声波信号的步骤;
若上述至少 2 个以上的 HIFU 信号和上述图像超声波信号被对象物体反射,则接收包含上述被反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号的步骤;以及
将上述接收的超声波信号相加,消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量的步骤。
2. 根据权利要求 1 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,
上述图像超声波信号的中心频率是上述 HIFU 信号的奇数次谐波频率和偶数次谐波频率中任意一个。
3. 根据权利要求 1 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,
在发送上述图像超声波信号的步骤中,
以 2 个 HIFU 信号具有 180° 相位差的方式发送 HIFU 信号,并发送图像超声波信号。
4. 根据权利要求 3 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,
在消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量的步骤中,
将上述接收到的超声波信号相加,消除上述接收的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。
5. 根据权利要求 3 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,
在发送上述图像超声波信号的步骤中,
发送相位为 0° 的 HIFU 信号、相位为 180° 的 HIFU 信号以及相位为 0° 的 HIFU 信号,并发送图像超声波信号。
6. 根据权利要求 3 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,还包括:
使上述接收到的超声波信号通过带阻滤波器或者凹口滤波器,来消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的偶数次谐波频率分量中的一个以上。
7. 根据权利要求 3 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,还包括:
使上述接收到的超声波信号通过带通滤波器,来选择上述图像超声波信号,所述带通滤波器是将上述图像超声波信号的频带作为带宽的带通滤波器。
8. 根据权利要求 1 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,还包括:
根据基本频率分量和谐波频率分量被消除的上述超声波信号,生成 B 模式图像。
9. 根据权利要求 1 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,
将上述 HIFU 信号和上述图像超声波信号按照超声波图像帧同步,
在利用上述超声波图像帧的同步中,在任意一帧上将上述图像超声波信号和与前帧的 HIFU 信号具有 180° 相位差的 HIFU 信号一同发送和接收。
10. 根据权利要求 1 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,
将上述 HIFU 信号和上述图像超声波信号按照超声波图像的扫描线同步,
在利用上述扫描线的同步中,将任意一个图像扫描线的图像超声波信号和与前扫描线的 HIFU 信号具有 180° 相位差的 HIFU 信号一同发送和接收。
11. 根据权利要求 1 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,

上述 HIFU 信号是非线性啁啾信号。

12. 根据权利要求 1 所述的 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,

上述图像超声波信号是短脉冲 (short pulse)、巴克 (barker) 码、戈莱 (golay) 码和啁啾 (chirp) 码中任意一个。

13. 一种图像超声波信号的中心频率设定方法,其特征在于,包括:

以具有 180° 相位差的方式发送和接收 2 次 HIFU 信号的步骤;

将上述接收到 2 次的 HIFU 信号相加,消除上述 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量的步骤;以及

将上述被消除的 HIFU 信号的奇数次谐波频率中的 1 个设定为图像超声波信号的中心频率的步骤。

14. 一种 HIFU 干扰信号消除方法,其特征在于,包括:

以具有 180° 相位差的方式发送 2 个图像超声波信号,并发送 HIFU 信号的步骤;

若上述图像超声波信号和上述 HIFU 信号被对象物体反射,则接收包含上述被反射的图像超声波信号和 HIFU 信号的超声波信号的步骤;以及

计算上述接收到的超声波信号之差,消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

15. 一种 HIFU 干扰信号消除装置,其特征在于,包括:

HIFU 信号发送部,其以互相具有相位差的方式发送至少 2 个以上的 HIFU 信号;

图像超声波信号发送部,其发送图像超声波信号;

超声波信号接收部,若上述至少 2 个以上的 HIFU 信号和上述图像超声波信号被对象物体反射,则该超声波信号接收部接收包含上述被反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号;以及

信号相加部,其将上述接收到的超声波信号相加,消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

16. 根据权利要求 15 所述的 HIFU 干扰信号消除装置,其特征在于,

上述图像超声波信号的中心频率是上述 HIFU 信号的奇数次谐波频率和偶数次谐波频率中任意一个。

17. 根据权利要求 15 所述的 HIFU 干扰信号消除装置,其特征在于,

上述 HIFU 信号发送部以 2 个 HIFU 信号具有 180° 相位差的方式进行发送。

18. 根据权利要求 17 所述的 HIFU 干扰信号消除装置,其特征在于,

上述信号相加部将上述接收到的超声波信号相加,消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。

19. 根据权利要求 17 所述的 HIFU 干扰信号消除装置,其特征在于,

上述 HIFU 信号发送部发送相位为 0° 的 HIFU 信号、相位为 180° 的 HIFU 信号以及相位为 0° 的 HIFU 信号时,上述图像超声波信号发送部发送图像超声波信号。

20. 根据权利要求 15 所述的 HIFU 干扰信号消除装置,其特征在于,还包括:

超声波图像处理部,其基于上述超声波信号生成 B- 模式图像。

21. 一种 HIFU 干扰信号消除装置,其特征在于,包括:

HIFU 信号发送部,其发送 HIFU 信号;

发送图像超声波信号的图像超声波信号发送部,其以具有 180° 相位差的方式发送 2 个图像超声波信号;

超声波信号接收部,若上述 HIFU 信号和上述图像超声波信号被对象物体反射,则上述超声波信号接收部接收包含上述反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号;以及

信号差计算部,其计算上述接收到的超声波信号之差,消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

HIFU 干扰信号消除方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及 HIFU 干扰信号消除方法,具体地涉及利用脉冲反演技术来与 HIFU 的长度无关地消除 HIFU 干扰而能够获取监控图像的 HIFU 干扰信号消除方法。

背景技术

[0002] 为了向临床医生提供进行 HIFU 治疗并且持续观察治疗区域的反应以确认在所期望的位置上形成病变 (lesion) 并调节 HIFU 的照射量从而能够判断是否持续治疗的信息,需要实时监控治疗部位。并且,根据患者的呼吸或者心搏,器官会受到影响,从而治疗区域可能会向 HIFU 焦点外移动,所以还必需有跟踪并补偿这种动作的部件。

[0003] 虽然超声波图像系统能够实时提供治疗部位的图像,但是由于较强的 HIFU 信号的干扰,所以存在图像的画质大幅降低的问题。为了使干扰信号的影响最小化,开发出了多种技术,根据 HIFU 使用率 (duty cycle),可分为 short burst (短脉冲) 模式和 long burst (长脉冲) 模式。

[0004] 在 short burst 模式下,只有图像的一部分区域才受到干扰信号的影响,因此使用通过使 HIFU 照射时刻与超声波图像获取时刻同步来使关注的区域不被干扰的技术。由于 HIFU 使用率低,所以治疗时间会增加,另外,虽然难以应用于如前列腺等使用较小的 HIFU 转换元件的应用领域,但是能够实时观察治疗区域。

[0005] 在 HIFU 脉冲的长度较长的 long burst 模式下,由于大部分区域受到干扰,所以需要直接消除干扰信号。其中,interleaving 技术中可调节脉冲重复周期 (PRF:pulse repetition frequency) 来获取连续的监控图像,但是不能维持实时性。利用固定的凹口滤波器 (notch filter) 和巴克码 (barker code) 的方法体现了能够抑制干扰信号后增加图像信号的能量来使干扰影响最小化。但是,需要将用于恢复 code 信号的复杂的硬件和干扰信号的特性的滤波器最优化。为了解决这种问题,还提出了基于自适应噪声抵消的干扰信号消除方法。

[0006] 从而,实际上,为了确认在所期望的位置形成病变以及治疗的进行程度并观察和补偿治疗中发生的动作,需要利用实时图像来监视治疗部位。

发明内容

[0007] 本发明所要解决的第一课题提供一种由于利用脉冲反演技术因而与 HIFU (High Intensity Focused Ultrasound, 高强度聚焦超声波) 的长度无关地消除 HIFU 干扰而能够获取监控图像的 HIFU 干扰信号消除方法。

[0008] 本发明所要解决的第二课题在于提供一种由于同时发送 HIFU 信号与用于获取监控图像的信号因而消除 HIFU 干扰从而能够实时观察病变形成的过程的 HIFU 干扰信号消除装置。

[0009] 本发明所要解决的第三课题在于提供一种设定图像超声波信号的中心频率的方法。

[0010] 并且,提供一种存储用于在计算机上执行上述方法的程序的计算机能够读取的存储介质。

[0011] 为了实现上述第一课题,本发明提供 HIFU 干扰信号消除方法,包括:以互相具有相位差的方式发送至少 2 个以上的 HIFU 信号并且发送图像超声波信号;若从对象物体反射回上述至少 2 个以上的 HIFU 信号和上述图像超声波信号,则接收包含上述反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号;以及将上述接收到的超声波信号相加(summing),从而消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0012] 根据本发明的一实施例,发送上述图像超声波信号的步骤可以是,以 2 个 HIFU 信号具有 180° 相位差的方式发送 HIFU 信号并且发送图像超声波信号。

[0013] 并且,上述图像超声波信号的中心频率可以是上述 HIFU 信号的奇数次谐波频率和偶数次谐波频率中的任意一个。

[0014] 根据本发明的另一实施例,消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量的步骤可以是,将上述接收到的超声波信号相加,来消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。

[0015] 并且,发送上述图像超声波信号的步骤可以是,发送相位为 0° 的 HIFU 信号、相位为 180° 的 HIFU 信号以及相位为 0° 的 HIFU 信号并且发送图像超声波信号。

[0016] 另一方面,能够通过使上述接收到的超声波信号通过带阻滤波器或者凹口滤波器,来消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的偶数次谐波频率分量中的一个以上,还能够通过使上述接收到的超声波信号通过将上述图像超声波信号的频带用作带宽的带通滤波器,来选择上述图像超声波信号。

[0017] 根据本发明的再一实施例,将上述 HIFU 信号和上述图像超声波信号按照超声波图像帧同步,在利用上述超声波图像帧的同步中,能够在任意一帧上将上述图像超声波信号和与前帧的 HIFU 信号具有 180° 相位差的 HIFU 信号一同发送和接收。

[0018] 并且,将上述 HIFU 信号和上述图像超声波信号按照超声波图像的扫描线同步,在利用上述扫描线的同步中,能够将任意一个图像扫描线的图像超声波信号和与前扫描线的 HIFU 信号具有 180° 相位差的 HIFU 信号一同发送和接收。

[0019] 进而,为了实现上述第一课题,提供 HIFU 干扰信号消除方法,包括:以具有 180° 相位差的方式发送 2 个图像超声波信号并且发送 HIFU 信号;若从对象物体反射上述图像超声波信号和上述 HIFU 信号,则接收包含上述反射的图像超声波信号和 HIFU 信号的超声波信号;以及计算上述接收到的超声波信号之差,来消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0020] 为了实现上述第二课题,本发明提供 HIFU 干扰信号消除装置,包括:HIFU 信号发送部,其以互相具有相位差的方式发送至少 2 个以上的 HIFU 信号;图像超声波信号发送部,其发送图像超声波信号;超声波信号接收部,若从对象物体反射上述至少 2 个以上的 HIFU 信号和上述图像超声波信号,则上述超声波信号接收部接收包含上述反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号;以及信号相加部,其将上述接收到的超声波信号相加,从而消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0021] 并且,为了实现上述第二课题,提供 HIFU 干扰信号消除装置,包括:HIFU 信号发送部,其发送 HIFU 信号;图像超声波信号发送部,其发送以具有 180° 相位差的方式发送 2 个

图像超声波信号的图像超声波信号;超声波信号接收部,若从对象物体反射上述 HIFU 信号和上述图像超声波信号,则上述超声波信号接收部接收包含上述反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号;以及信号相加部,其计算上述接收到的超声波信号之差,从而消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0022] 为了实现上述第三课题,本发明提供图像超声波信号的中心频率设定方法,包括:以具有 180° 相位差的方式发送和接收 2 次 HIFU 信号;将上述接收 2 次的 HIFU 信号相加,从而消除上述 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量;以及将上述消除的 HIFU 信号的奇数次谐波频率中的 1 个设定为图像超声波信号的中心频率。

[0023] 为了解决上述不同的技术课题,本发明提供一种存储用于在计算机上执行上述 HIFU 干扰信号消除方法的程序的计算机能够读取的存储介质。

[0024] 根据本发明,由于利用了脉冲反演技术,所以与 HIFU 的长度无关地消除 HIFU 干扰,从而能够获取监控图像。

[0025] 并且,根据本发明,由于同时发送 HIFU 信号与用于获取监控图像的信号,因此,能够通过消除 HIFU 干扰来实时观察病变形成的过程,确认在所期望的位置形成病变和治疗的进行程度,且为了观察和补偿治疗中发生的动作,能够利用实时图像来监视治疗部位。

[0026] 进而,根据本发明,能够计算在超声波图像信号中能够使 HIFU 信号的干扰最小化的图像超声波信号的中心频率,并且能够生成图像质量优良的 B- 模式图像。

附图说明

[0027] 图 1 是根据本发明优选的一实施例的 HIFU 干扰信号消除装置的构成图。

[0028] 图 2 是表示 HIFU 干扰信号和超声波图像信号的频率频谱 (spectrum) 的图,是发送了 0° phase HIFU 信号的情况。

[0029] 图 3 是表示 HIFU 干扰信号和超声波图像信号的频率频谱的图,是发送了 180° phase HIFU 信号的情况。

[0030] 图 4 是表示根据脉冲反演消除了 HIFU 的 1 次、3 次以及 5 次谐波信号的信号的频率频谱的图。

[0031] 图 5 是消除 HIFU 干扰后获取的超声波图像信号的频率频谱。

[0032] 图 6 是表示利用单一元件 (element) 超声波转换元件的用于消除 HIFU 干扰信号的实验环境的图。

[0033] 图 7 是利用商用超声波图像装置的 HIFU 实时监视实验环境框图。

[0034] 图 8 是表示利用单一元件超声波转换元件向伪影 (팬텀) 发送和接收来获取的信号的时间波形和频率频谱的图。

[0035] 图 9 是表示在本发明中制作的伪影的照片 (a) 和结构 (b) 的图。

[0036] 图 10 是表示引起干扰的 HIFU 信号的时间波形和频率频谱的图。

[0037] 图 11 是表示利用脉冲反演消除 HIFU 信号的基本频率和 3 次以及 5 次谐波信号的信号的时间波形和频率频谱的图。

[0038] 图 12 是表示利用带通滤波器消除 HIFU 信号的 2 次和 4 次谐波信号的信号的时间波形和频率频谱的图。

[0039] 图 13 是比较 HIFU 干扰信号消除结果的图,图 13(a) 是与参考信号比较的图,图

13(b) 是与应用了带通滤波器的参考信号比较的图。

[0040] 图 14 是包含基于 HIFU 使用率的病变的伪影的照片。

[0041] 图 15 是表示 HIFU 使用率为 10% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0042] 图 16 是表示 HIFU 使用率为 30% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0043] 图 17 是表示 HIFU 使用率为 50% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0044] 图 18 是表示 HIFU 使用率为 70% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0045] 图 19 是表示 HIFU 使用率为 90% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0046] 图 20 表示根据 HIFU 使用率的 PRI 之间干扰的概念图。

[0047] 图 21 是用于消除 Residual HIFU interference 的发送和接收方法的概念图。

[0048] 图 22 是表示在 HIFU 使用率为 90% 下消除了 Residual HIFU interference 的图像的图。

[0049] 图 23 是根据本发明优选的一实施例的 HIFU 干扰信号消除方法的流程图。

[0050] 图 24 是表示根据本发明的另一实施例的 HIFU 干扰信号消除装置的图。

[0051] 图 25 是根据本发明的另一实施例的 HIFU 干扰信号消除方法的流程图。

[0052] 图 26 用图表表示图 25 的 HIFU 干扰信号消除方法。

[0053] 图 27 是表示 HIFU 干扰信号消除前和 HIFU 干扰信号消除后的根据图 25 的 HIFU 干扰信号消除方法的图像的图。

[0054] 最优实施方式

[0055] 在根据本发明一实施例的利用脉冲反演的 HIFU 干扰消除方法, 利用相位调制 (phase modulation) 方法中的脉冲反演 (PI : pulse inversion) 和带通 (band pass) 滤波器或者带阻滤波器能够实时消除干扰信号。即, 以 0° 和 180° 相位发送 HIFU 信号后, 应用脉冲反演来以消除干扰信号的奇数次谐波 (harmonic) 分量, 利用带通滤波器消除在图像信号的频带之外存在的偶数次谐波分量。

具体实施方式

[0056] 下面, 列举优选实施例对本发明进行进一步详细的说明。

[0057] 为了便于理解, 在对本发明所涉及的具体内容进行说明之前, 首先说明本发明所要解决的课题的解决方案的概要内容或技术思想的核心。

[0058] 在根据本发明一实施例的利用脉冲反演的 HIFU 干扰消除方法, 利用相位调制 (phase modulation) 方法中的脉冲反演 (PI : pulse inversion) 和带通 (band pass) 滤波器或者带阻滤波器能够实时消除干扰信号。即, 以 0° 和 180° 的相位发送 HIFU 信号后利用脉冲反演消除干扰信号的奇数次谐波 (harmonic) 分量, 利用带通滤波器消除在图像信号的频带之外存在的偶数次谐波分量。

[0059] 下面, 参照附图详细说明所属技术领域的技术人员能够容易实施本发明的优选实

施例。但是,所属技术领域的技术人员能够容易理解,这些实施例用于进一步具体说明本发明,而本发明的范围并不受到上述实施例的限制。

[0060] 根据本发明的优选实施例,并参照附图,对用于使本发明所要解决的课题的解决方案清晰的发明构成进行详细说明,在此预先要明确下述内容,即,在对附图的构成要素赋予附图标记时,即便位于不同的附图上,但是对于相同的构成要素赋予相同的附图标记,对该附图进行说明时,如果有必要,则还可以引用其他附图的构成要素。进而,在详细说明本发明的优选实施例的动作原理时,若判断为针对与本发明相关的公知功能或构成的具体说明及其之外的各种内容对本发明的宗旨加以混淆的情况下,省略其详细说明。

[0061] 此外,在说明书整体中,某一部分被描述为与其他部分“连接”时,不仅包含“直接连接”的情况,还包含在其之间设置其他元件而“间接连接”的情况。在本说明书中,除非有特别的说明之外,单数还包含多个的意思。在说明书中使用的“包含 (comprises)”和 / 或“包含的 (comprising)”,并不排除所涉及的构成要素、步骤、动作和 / 或元件与一个以上的其他构成要素、步骤、动作和 / 或元件的存在或者增加。

[0062] 图 1 是根据本发明优选的一实施例的 HIFU 干扰信号消除装置的构成图。

[0063] 如图 1 所示,根据本实施例的 HIFU 干扰信号消除装置由超声波发送和接收部 100、信号相加部 110、滤波器部 120 以及超声波图像处理部 130 构成。

[0064] 超声波发送和接收部 100 由 HIFU 信号发送部 101、图像超声波信号发送部 102 以及超声波信号接收部 103 构成。

[0065] HIFU 信号发送部 101 以互相具有相位差的方式发送至少 2 个以上的 HIFU 信号。上述 HIFU 信号优选为非线性啁啾信号。能够将非线性啁啾 (chirp) 信号用作上述 HIFU 信号,以便在频域上能够保证更宽的图像用窗口。在使用线性啁啾信号的情况下,有帧频出现降低且发生动作缺陷的缺点。但是,通过使用非线性啁啾信号,能够有效地降低频率重叠,并且能够解决上述线性啁啾信号的缺点。

[0066] 根据本发明的一实施例, HIFU 信号发送部 101 能够将 2 个 HIFU 信号发送成具有 180° 相位差。

[0067] 图像超声波信号发送部 102 发送图像超声波信号。

[0068] 上述图像超声波信号优选为短脉冲 (short pulse)、巴克 (barker) 码、戈莱 (golay) 码和啁啾 (chirp) 码中的任意一个。在利用 HIFU 信号的非侵袭治疗中,为了上述治疗,图像超声波信号发送部 102 向治疗对象发送图像超声波信号,以用于获取治疗对象的内部图像。上述图像超声波信号的中心频率是上述 HIFU 的奇数次谐波频率之一。通过将上述 HIFU 的奇数次谐波频率之一用作图像超声波信号的中心频率,能够使 HIFU 的干扰最小化。通过射束形成装置进行射束会聚,从而通过图像用转换器向想要摄像的对象发送图像超声波信号。能够将 short pulse 用作图像超声波信号。但是,由于上述 short pulse 的渗透度有限,因而有难以用于诊断较深位置的器官的缺点。为了克服有限的渗透度,可以利用巴克 (barker)、戈莱 (Golay) 或者线性啁啾 (Chirp) 码。通过利用码,从而,不使发送峰值电压增加,也能使发送能量提高 15 至 20dB,由此提高信噪比 (SNR)。若使用上述线性啁啾 (Chirp),则能够调节图像信号的长度和带宽。

[0069] 作为再一例子,在 HIFU 信号发送部 101 发送相位为 0° 的 HIFU 信号、相位为 180° 的 HIFU 信号以及相位为 0° 的 HIFU 信号时,图像超声波信号发送部 102 发送图像超声波信

号。能够依次发送 HIFU 信号与图像超声波信号,也能够同时发送 HIFU 信号与图像超声波信号。

[0070] 上述图像超声波信号的中心频率优选为上述 HIFU 信号的奇数次谐波频率和偶数次谐波频率中的任意一个。

[0071] HIFU 信号发送部 101 与图像超声波信号发送部 102 能够按照超声波图像帧实现同步,在利用上述超声波图像帧的同步中,通过在某一帧中一同发送和接收上述图像超声波信号和与前帧的 HIFU 信号有 180° 相位差的 HIFU 信号来实现同步。

[0072] 另一方面,HIFU 信号发送部 101 与图像超声波信号发送部 102 还能够按照超声波图像的扫描线实现同步,在利用上述扫描线的同步中,通过一同发送和接收任意一个图像扫描线的图像超声波信号和与前扫描线的 HIFU 信号有 180° 相位差的 HIFU 信号来实现同步。

[0073] 若从对象物体反射上述至少 2 个以上的 HIFU 信号与上述图像超声波信号,则超声波信号接收部 103 接收包含上述反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号。上述超声波信号包含 HIFU 信号分量和图像超声波分量。通过射束形成装置对通过上述转换器接收到的超声波信号进行射束会聚。

[0074] 信号相加部 110 将上述接收到的超声波信号相加,来消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。尤其,优选消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。

[0075] 上述接收到的超声波信号包含较高的 HIFU 信号分量。上述 HIFU 信号妨碍使图像超声波信号图像化。在上述 HIFU 信号发送部 101 以具有 180° 相位差的方式发送了 2 次 HIFU 信号,从而上述接收到的超声波信号包含有具有 180° 相位差的 2 种 HIFU 信号分量。将包含上述 2 种 HIFU 信号分量的超声波信号相加。若将上述超声波信号相加,则上述 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量被消除。通过将上述 HIFU 信号的奇数次谐波频率分量的频率之一用作上述图像超声波信号的中心频率,从而能够不受上述 HIFU 信号的干扰地获取图像超声波信号。信号存储部先存储超声波信号接收部 103 所接收到的信号,若超声波信号接收部 103 接收下一帧的信号,则信号相加部 110 接收从信号存储部输入的前一帧信号和上述的新接收到的信号,并将 2 个信号相加。上述 2 个信号包含互相具有 180° 相位差的 HIFU 信号分量,通过将上述 2 个信号相加,从而消除上述 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。

[0076] 滤波器部 120 使在信号相加部 110 相加的超声波信号通过带阻滤波器或者凹口滤波器,从而消除上述接收到的超声波信号的 HIFU 信号所包含的偶数次谐波频率分量中的一个以上。

[0077] 作为另一实施例,通过使信号相加部 110 所相加的超声波信号通过将上述图像超声波信号的频带用作带宽的带通滤波器,从而能够选择上述图像超声波信号。

[0078] 超声波图像处理部 130 根据基本频率分量和谐波频率分量被消除的超声波信号,生成 B 模式图像。

[0079] 超声波图像处理部 130 利用通过信号相加部 110 的信号相加来消除 HIFU 信号的干扰的超声波信号,来生成图像。使上述接收到的超声波信号通过带阻滤波器或者凹口滤波器,由此能够在上述超声波信号中消除上述 HIFU 信号的偶数次谐波频率分量中的一个

以上。并且,使上述接收到的超声波信号通过将上述图像超声波信号的频带用作带宽的带通滤波器,由此能够选择上述图像超声波信号。若利用转换器发送和接收超声波信号,则根据上述转换器的性能,能够只通过具有特定带宽的信号。但是,在通过上述转换器的超声波信号的带宽大于用于得到超声波图像时所需的带宽的情况下,为了只得到用于获取超声波图像的带宽,使上述超声波信号通过带通滤波器来选择图像超声波信号,由此能够提高图像信号的质量。根据上述选择的超声波信号生成 B- 模式图像。B- 模式图像是利用超声波对被检体的横截面进行摄像的图像。以亮度之差表示反射回波强的部分和弱的部分。即, B- 模式图像是黑白的解剖学上的图像。分析上述超声波信号来生成上述 B- 模式图像。能够利用 short pulse、barker、golay、chirp 码中的一个以上,并根据上述超声波信号,来生成上述 B- 模式图像。

[0080] 此外,还能够包含信号存储部和控制部。

[0081] 为了超声波图像处理部 130 将信号相加,直到接收下一帧的信号为止,信号存储部存储超声波信号。若接收到所存储的信号的下一帧,则将所存储的信号输入给超声波图像处理部 130。能够利用存储器 (memory) 来实现。控制部控制 HIFU 信号发送部 101,使得 HIFU 信号发送部 101 以具有 180° 相位差的方式发送 2 次 HIFU 信号。并且,还控制图像超声波信号发送部 102 的图像超声波信号的发送。进而,控制信号存储部存储信号并向信号相加部 110 输入信号。能够利用处理器等来实现。

[0082] 超声波信号在非线性介质中传播时生成谐波分量。与利用基本频率分量相比,利用谐波分量的图像 (harmonic imaging) 具有分辨率以及对对比度提高的效果,从而在临床上使用的较多。此时,为了从接收信号中选择性地提取所需的谐波分量,使用了带通滤波器或者相位调制技术。其中,脉冲反演技术是用于检测 2 次谐波信号的方法,是一种将具有相位差为 180° 的 2 个脉冲分别向同一个位置发送后将该 2 个所接收到的信号相加来消除基本频率以及奇数次谐波分量的方法。

[0083] 以下,对超声波发送和接收部 100、信号相加部 110 以及滤波器部 120 进行更详细的说明。

[0084] 为了利用脉冲反演来消除 HIFU 干扰信号,超声波发送和接收部 100 将相位差为 180° 的 2 个脉冲分别向同一个位置发送和接收。

[0085] 若同时发送 HIFU 信号发送部 101 的 HIFU 信号 $h(t)$ 和图像超声波信号发送部 102 的图像信号 $u(t)$,则如下述的数学式 1 所示,在超声波信号接收部 103 接收到的信号 $r(t)$ 中包含 HIFU 信号和图像信号的基本频率、2 次以及 3 次以上的谐波信号。

[0086] 数学式 1

$$[0087] \quad r(t) = [h_f(t) + h_{2h}(t) + h_{hh}(t)] + [u_f(t) + u_{2h}(t) + u_{hh}(t)]$$

[0088] 由于超声波图像转换元件具有带通滤波器的特性,所以如果考虑 HIFU 转换元件和超声波图像转换元件的中心频率和带宽,则图像信号只被接收基本频率分量,而 HIFU 信号被接收基本频率至 5 次谐波分量,所以将接收信号 $r(t)$ 能够如数学式 2 所示那样表示。

[0089] 数学式 2

$$[0090] \quad r(t) = [h_f(t) + h_{2h}(t) + h_{3h}(t) + h_{4h}(t) + h_{5h}(t)] + u_f(t) = H(t) + u_f(t)$$

[0091] 图 2 是表示 HIFU 干扰信号和超声波图像信号的频率频谱 (spectrum) 的图,是发送了 0° phase HIFU 信号的情况。

[0092] 通常,HIFU 信号的振幅大于图像信号的振幅,从而在接收信号中存在的 $H(t)$ 作为降低监控图像的画质的干扰信号起作用,所以必须将其消除。从而,为了利用脉冲反演技术来消除干扰信号,如数学式 3 所示,将相位差为 180° 的 2 个信号 $h_1(t)$ 和 $h_2(t)$ 用作 HIFU 信号。

[0093] 数学式 3

$$[0094] \quad h_1(t) = \sin(2\pi f_0 t)$$

$$[0095] \quad h_2(t) = \sin(2\pi f_0 t + 180^\circ)$$

[0096] 其中, f_0 是 HIFU 信号的中心频率。此时的接收信号 $r_1(t)$ 、 $r_2(t)$ 能够以下述的数学式 4 那样表示,就频率方面而言,能够分别具有图 2 和图 3 所示的频谱。

[0097] 数学式 4

$$[0098] \quad r_1(t) = [h_{1,f}(t) + h_{1,2h}(t) + h_{1,3h}(t) + h_{1,4h}(t) + h_{1,5h}(t)] + u_f(t)$$

$$[0099] \quad r_2(t) = [-h_{2,f}(t) + h_{2,2h}(t) - h_{2,3h}(t) + h_{2,4h}(t) - h_{2,5h}(t)] + u_f(t)$$

[0100] 图 3 是表示 HIFU 干扰信号和超声波图像信号的频率频谱的图,是发送了 180° phase HIFU 信号的情况。

[0101] 在 $r_2(t)$ 中,基本频率与奇数次谐波分量的符号相反的理由如下:基本频率与奇数次谐波分量的相位被转换 180° ,然而偶数次谐波分量的相位被转换 360° 。从而,如数学式 5 所示,通过将 2 个信号相加,能够消除基本频率和奇数次谐波信号。

[0102] 数学式 5

$$[0103] \quad s(t) = r_1(t) + r_2(t) = [h_{1,2h}(t) + h_{2,2h}(t)] + [h_{1,4h}(t) + h_{2,4h}(t)] + 2 \cdot u_f(t)$$

[0104] 图 4 是表示根据脉冲反演消除了 HIFU 的 1 次、3 次以及 5 次谐波信号的信号的频率频谱的图。

[0105] 然后,利用带通滤波器消除残余 2 次以及 4 次谐波信号,则如数学式 6 所示,能够得到与原来的超声波图像信号 $u_f(t)$ 类似的信号,图 5 是消除 HIFU 干扰后获取的超声波图像信号的频率频谱。

[0106] 数学式 6

$$[0107] \quad s_{bf}(t) = s(t) * bpf(t) = 2 \cdot [u_f(t) * bpf(t)] = 2 \cdot u_f(t)$$

[0108] 图 6 是表示利用单一元件 (element) 超声波转换元件的用于消除 HIFU 干扰信号的实验环境的图。

[0109] 实施了用于确认能够利用脉冲反演来消除 HIFU 干扰信号的实验,并在图 6 示出了此时的实验环境。

[0110] 为了获取图像,用于实验的单一元件 HIFU 转换元件的中心被开启了 20mm 左右,并且中心频率为 1.1MHz、几何学上的聚焦距离为 62.6mm。利用任意的波形编辑器,按照脉冲重复周期 (pulse repetition interval) 生成用于脉冲反演的 2 个脉冲后,输入到函数发生器来得到。在高频放大器中以 49dB 的增益放大的信号通过在 1.1MHz 附近进行共振的阻抗匹配网络 (impedance matching network) 而被发送到位于水池中的伪影。为了消除气泡,水池中的水是烧自来水后冷却至常温来保存的,为了消除在水池的底部发生的混响 (reverberation) 信号,在水池底部设置了超声波吸音材料。将超声波脉冲发生器/接收器 (pulser/receiver) 设为,与 HIFU 信号发生时刻同步而将短脉冲传递给 3.5MHz 单一元件超声波转换元件。利用高速数字转换器 (digitizer) 以 100MHz 对通过超声波转换元件接收

到的信号进行取样并存储在内部存储器中。数据获取结束后,传输给 PC 并利用 MATLAB 实施必要的信号处理。利用琼脂 (agar) 和平均直径为 $25\ \mu\text{m}$ 的玻璃珠来制作用于实验的伪影。

[0111] 图 7 是利用商用超声波图像装置的 HIFU 实时监视实验环境框图。

[0112] 为了证明根据本发明的 HIFU 干扰信号消除方法不受 HIFU 使用率的限制,将使用率设成 10%、30%、50%、70% 以及 90% 来实施实验,实验环境的构成如图 7 所示。为了获取形成病变过程的监控图像而利用了超声波图像系统和弯曲线性 (curver linear) 转换元件以及牛血清白蛋白凝胶 (bovine serum albumin gel) 伪影,以替代单一元件超声波转换元件和超声波 pulser/receiver。将蛋白质即 BSA 和散射体 (scatterer) 即琼脂 (agar) 分别以 5% 和 0.4% 的重量 / 容积 (w/v) 浓度添加到聚丙烯酰胺 (polyacryl amide) 中后,将其凝固成胶 (gel) 形态来制作伪影。为了利用脉冲反演,不仅是 HIFU,超声波图像系统也向同一个位置发送 2 次超声波,因此使用 Texo SDK (software development kit, 软件开发工具包) 校正脉冲发送和接收过程。以超声波图像系统在 HIFU 发送时刻生成扫描线的方式进行同步,并将接收到的射束会聚的信号存储在系统内部存储器后,传输给 PC,从而在 MATLAB 进行信号处理。

[0113] 图 8 是表示利用单一元件超声波转换元件向伪影发送和接收来获取的信号的时间波形和频率频谱的图。

[0114] 图 9 是表示在本发明中制作的伪影的照片 (a) 和结构 (b) 的图。

[0115] 如图 8 所示,示出了利用单一元件超声波转换元件向伪影发送和接收来获取的参考信号的时间波形和频率频谱。

[0116] $60\ \mu\text{s}$ 和 $240\ \mu\text{s}$ 附近的较大的回波信号是分别从伪影的上侧和下侧表面反射的。如图 9 所示,所制作的伪影的高度约为 14cm,并由 2 个层构成。在第二层中将散射体的浓度提高至约 10% 左右,从而起到对因该处的衰减系数增加而从底部反射的较强的信号进行抑制的作用。

[0117] 图 10 是表示引起干扰的 HIFU 信号的时间波形和频率频谱的图。

[0118] 图 11 是表示利用脉冲反演消除 HIFU 信号的基本频率和 3 次以及 5 次谐波信号的信号的时间波形和频率频谱的图。

[0119] 图 12 是表示利用带通滤波器消除 HIFU 信号的 2 次和 4 次谐波信号的信号的时间波形和频率频谱的图。

[0120] 为了病变形而发送振幅大的 HIFU,则如图 10 所示,由于 HIFU 信号以及由该 HIFU 信号引发的谐波信号,所以振幅相对小的图像信号被 HIFU 信号遮挡,从而在图像中起到引起干扰的作用。为了从该接收信号检测图像信号而利用脉冲反演,结果,如图 11 所示,能够确认 HIFU 的基本频率和 3 次及 5 次谐波消失的情况。然后,如图 12 所示,利用带通滤波器消除 2 次以及 4 次谐波信号。

[0121] 为了评价根据本发明的方法的性能,比较了消除 HIFU 干扰的信号与参考信号。如图 12 所示,由于带通滤波器,所以利用根据本发明的方法来获取的信号的低频和低频分量被消除,从而信号的带宽有限。其结果,如图 13(a) 所示,整体信号的能量减少,从而信号的振幅也被减少。

[0122] 图 13 是比较 HIFU 干扰信号消除结果的图,图 13(a) 是与参考信号比较的图,图

13(b) 是与应用了带通滤波器的参考信号比较的图。

[0123] 为了对利用根据本发明的 HIFU 干扰信号消除方法消除 HIFU 信号的程度进行评价,将带通滤波器应用于参考信号后,与通过所提出的方法获取的图像信号进行了比较。其结果,如图 13(b) 所示,由于 2 个信号非常类似,所以能够判断为消除了基于 HIFU 的干扰信号。另外,为了进行定量评价,利用数学式 8 求出 HIFU 干扰存在时和消除之后的图像信号与参考信号的相关系数,然后比较了其最大值。相关系数的最大值从 HIFU 干扰消除前的 0.0685 大幅增加到消除后的 0.9838。这意味着根据本发明的 HIFU 干扰信号消除方法有效地消除 HIFU 干扰信号。

[0124] 数学式 7

$$[0125] \quad \rho_{12}(t) = \frac{R_{12}(t)}{\sqrt{R_{11}(t)R_{22}(t)}}$$

[0126] 图 14 是包含基于 HIFU 使用率的病变的伪影的照片。

[0127] 图 14 表示按照 HIFU 使用率形成的 HIFU 病变已形成的情况。可以确认当使用率在 30% 以下的情况下,所施加的能量小,从而病变未形成。

[0128] 图 15 至图 19 是表示 HIFU 使用率分别为 10%、30%、50%、70% 以及 90% 时获取的参考图像、基于 HIFU 的干扰图像、应用了脉冲反演的图像及应用带通滤波器获取的图像。能够确认利用所提出的方法在各个图像消除 HIFU 干扰,从而能够获取监控图像。

[0129] 图 15 是表示 HIFU 使用率为 10% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0130] 参照图 15 中应用 BPF (带通滤波器) 的图像,能够看到 HIFU 焦点区域附近的回波相比参考图像增加。认为这是由于根据 HIFU 形成的微泡,导致超声波图像信号的回波增加,并且,能够用于确认治疗时 HIFU 的能量被传递至所需的位置。

[0131] 图 16 是表示 HIFU 使用率为 30% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0132] 图 17 是表示 HIFU 使用率为 50% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0133] 图 18 是表示 HIFU 使用率为 70% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0134] 图 19 是表示 HIFU 使用率为 90% 时的参考图像、HIFU 干扰图像、应用了脉冲反演的图像以及应用了带通滤波器的图像的图。

[0135] 然而,当使用率为 70% 和 90% 的情况下,能够看到最终图像的前侧的残余 HIFU 干扰信号 (residual HIFU interference)。这是由于不能利用所提出的方法消除 HIFU 信号被在伪影的底部存在的超声波吸音材料反射的信号而出现的现象,可通过图 20 进行说明。

[0136] 图 20 表示根据 HIFU 使用率的 PRI 之间干扰的概念图。

[0137] 如图 20(a) 所示,当 HIFU 脉冲长度短的情况下,从最远处反射的信号也被在该 PRI (pulse repetition interval, 脉冲重复周期) 之内接收,所以不发生 PRI 之间干扰。其结果,通过将相位为 0° 的 HIFU 接收信号和相位为 180° 的 HIFU 接收信号相加,从而能够得到脉冲反演的效果。

[0138] 但是,如图 20(b) 所示,若脉冲长度在 PRI 的 50% 以上的情况下, HIFU 信号发生 PRI 之间干扰。由于发生了 PRI 间干扰的 HIFU 信号和与其的相位差为 180° 的信号不在同一个 PRI 内,所以不能通过脉冲反演进行消除,从而显示在图像中。为了消除根据如上所述的理由而残留的 HIFU 干扰信号,使用如图 21 所示的方法。

[0139] 图 21 是用于消除 Residual HIFU interference 的发送和接收方法的概念图。

[0140] 首先,分别发送和接收相位为 0° 和 180° 的 HIFU 信号后,再一次发送和接收相位为 0° 的 HIFU 信号。进而发送和接收到的信号中,还有发生 PRI 干扰的相位为 180° 的 HIFU 信号,所以通过将第二次和第三次发送和接收到的信号相加,从而能够得到脉冲反演的效果。

[0141] 图 22 是表示在 HIFU 使用率为 90% 下消除了 Residual HIFU interference 的图像的图。

[0142] 如图 22 所示,在 HIFU 使用率为 90% 的情况下,也能够能消除所有的 HIFU 干扰,并得到监控图像。在现有的方法中,为了得到监控图像而限制了 HIFU 使用率,但是在所提出的方法中,由于理论上能够使用 100% 的使用率,所以具有能够进一步缩短治疗时间的优点。

[0143] 图 23 是根据本发明优选的一实施例的 HIFU 干扰信号消除方法的流程图。

[0144] 如图 23 所示,根据本实施例的 HIFU 干扰信号消除方法由在图 1 所示的 HIFU 干扰信号消除装置中按照时间顺序处理的步骤构成。从而,即便是在下面省略的内容,则以上说明的涉及图 1 所示的 HIFU 干扰信号消除装置的内容还适用于根据本实施例的 HIFU 干扰信号消除方法。

[0145] 在 2300 步骤, HIFU 干扰信号消除装置以互相具有相位差的方式发送至少 2 个以上的 HIFU 信号,并且发送图像超声波信号。

[0146] 此时,上述图像超声波信号的中心频率优选为上述 HIFU 信号的奇数次谐波频率和偶数次谐波频率中的任意一个。

[0147] 尤其,能够将 2 个 HIFU 信号以具有 180° 相位差的方式发送并且发送图像超声波信号。进而,能够发送相位为 0° 的 HIFU 信号、相位为 180° 的 HIFU 信号以及相位为 0° 的 HIFU 信号并发送图像超声波信号。

[0148] 在 2310 步骤,如果至少 2 个以上的 HIFU 信号和上述图像超声波信号被对象物体反射,则 HIFU 干扰信号消除装置接收包含上述反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号。

[0149] 在 2320 步骤, HIFU 干扰信号消除装置将上述接收到的超声波信号相加,从而消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0150] 此时,优选将上述接收到的超声波信号相加,来消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。

[0151] 在 2330 步骤, HIFU 干扰信号消除装置使上述接收到的超声波信号通过带阻滤波器或者带通滤波器。

[0152] 能够通过使上述接收到的超声波信号通过带阻滤波器或者凹口滤波器,来消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的偶数次谐波频率分量中的一个以上,还能够通过使上述接收到的超声波信号通过将上述图像超声波信号的频带用作带宽的带通滤波

器,来选择上述图像超声波信号。

[0153] 在 2340 步骤, HIFU 干扰信号消除装置基于消除了基本频率分量和谐波频率分量的上述超声波信号,生成 B 模式图像。

[0154] 如上所述,根据本发明,由于同时发送 HIFU 信号与用于获取监控图像的信号而消除 HIFU 干扰,从而能够实时观察病变形成的过程。并且,随着时间的流逝,在 HIFU 焦点区域能够观察由病变的形成引发的回波 (echo) 的增加。

[0155] 设定根据本发明优选的一实施例的图像超声波信号的中心频率的方法,能够通过下述的 2410 至 2440 步骤来实现。

[0156] 2410 步骤是将 HIFU 信号发送和接收 2 次,使得具有 180° 相位差的步骤。

[0157] 进一步具体地,发送 HIFU 信号后,以具有 180° 相位差的方式再次发送上述 HIFU 信号。通过射束形成装置进行射束会聚,从而将 HIFU 信号发送给想要通过 HIFU 治疗转换器进行治疗的对象。然后,再一次发送与上述发送的 HIFU 信号的相位差为 180° 的 HIFU 信号。并且,接收上述发送的 HIFU 信号的回波。上述接收到的信号有相位差为 180° 的 2 个信号,通过图像转换器接收上述 2 个信号。

[0158] 2420 步骤是通过将上述接收 2 次的 HIFU 信号相加来消除上述 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量的步骤。

[0159] 进一步具体地,将在 2410 步骤接收到的 HIFU 信号相加。通过将相位差为 180° 的 HIFU 信号相加,从而消除 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。将包含上述 2 种 HIFU 信号分量的信号相加。若将上述信号相加,则上述 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量得以消除。先将上述接收到的信号存储,若接收了下一帧的信号,则将前一帧信号和上述新接收到的信号相加。上述 2 个信号包含相互之间的相位差为 180° 的 HIFU 信号分量,通过将上述 2 个信号相加来消除上述 HIFU 信号的基本频率分量和奇数次谐波频率分量。

[0160] 2430 步骤是将上述消除的 HIFU 信号的奇数次谐波频率之一设定为图像超声波信号的中心频率的步骤。

[0161] 进一步具体地,将在 2410 步骤中消除的 HIFU 信号的奇数次谐波频率之一设定为图像超声波信号的中心频率。通过上述 2410 至 2420 步骤的方法消除 HIFU 信号的奇数次谐波频率分量,并将上述消除的 HIFU 信号的奇数次谐波频率用作上述图像超声波信号的中心频率,由此能够得到用于图像超声波信号的带宽。由此,将上述 HIFU 信号的奇数次谐波频率之一设定为图像超声波信号的中心频率,以便能够将上述带宽用于图像超声波信号。能够将一次谐波频率设定为图像超声波信号的中心频率,也可以将其他奇数次谐波频率设定为图像超声波信号的中心频率。考虑发送图像超声波信号的装置的可发送的图像超声波的频率,还可以将效率最佳的奇数次谐波频率设定为图像超声波信号的中心频率。可以将受 HIFU 干扰最少的频率设为图像超声波信号的中心频率。即,能够利用既是发送上述图像超声波信号的装置的可发送的图像超声波的频率内的频率又是强度最好的频率。按照如上所述的方式设定图像超声波信号的中心频率,能够使 HIFU 信号的干扰最小化,并且能够得知正确的图像超声波信号的波形,由此能够得到图像质量优良的图像。

[0162] 图 24 是表示根据本发明的另一实施例的 HIFU 干扰信号消除装置的图。

[0163] 根据本发明的另一实施例的 HIFU 干扰信号消除装置由 HIFU 信号发送部 2401、图

像超声波信号发送部 2402、超声波信号接收部 2403 以及信号差计算部 2410 构成,并且还能够包含超声波图像处理部 2420。

[0164] HIFU 信号发送部 2401 发送 HIFU 信号。

[0165] 进一步具体地,以不具有相位差的方式向对象物体发送 HIFU 信号。除了以不具有相位差的方式发送 HIFU 信号的构成之外,HIFU 信号发送部 2401 的构成与图 1 的 HIFU 信号发送部 101 相同,从而以对于图 1 的 HIFU 信号发送部 101 的说明替代对于其他构成的说明。

[0166] 图像超声波信号发送部 2402 发送图像超声波信号,且以 2 个图像超声波信号具有 180° 相位差的方式进行发送。

[0167] 进一步具体地,利用反演脉冲技术以具有 180° 相位差的方式发送 2 个图像超声波信号。除了以具有 180° 相位差的方式发送 2 个图像超声波信号的构成之外,与图 1 的图像超声波信号发送部 102 的构成相同,从而以对图 1 的图像超声波信号发送部 102 的说明替代对于其他构成的说明。

[0168] 若上述 HIFU 信号和上述图像超声波信号从对象物体反射,则超声波信号接收部 2403 接收包含上述反射的 HIFU 信号和图像超声波信号的超声波信号。

[0169] 进一步具体地,接收超声波信号,该超声波信号包含 HIFU 信号发送部 2401 和图像超声波信号发送部 2402 发送而被反射的 HIFU 信号和图像超声波信号。对于超声波信号接收部 2403 的说明与图 1 的超声波信号发送部 103 的构成相同,从而以对图 1 的超声波信号发送部 103 的说明替代对于其他构成的说明。

[0170] 信号差计算部 2410 计算上述接收到的超声波信号之差,从而消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0171] 进一步具体地,超声波信号接收部 2403 所接收到的超声波信号是 2 种信号。2 种信号所包含的 HIFU 信号是相同的形态,但是图像超声波信号是图像超声波信号发送部 2402 以具有 180° 的相位差的方式发送的图像超声波信号被反射回来的信号,因而上述 2 种图像超声波信号具有 180° 的相位差。计算上述 2 种超声波信号之差。若计算上述 2 种超声波信号之差,则由于 HIFU 信号部分具有相同的相位以及相同的大小而被消除,而具有 180° 相位差的图像超声波信号部分则拥有 2 倍大小。如上所述,通过计算所接收到的超声波信号之差,从而能够消除上述接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。如上所述,通过计算上述 2 种超声波信号之差,从而没有另外的带通滤波器,也能将 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量都消除。其结果,具有能够保持轴向分辨率的效果。

[0172] 图 25 是根据本发明的另一实施例的 HIFU 干扰信号消除方法的流程图。

[0173] 在 2500 步骤,以具有 180° 相位差的方式发送 2 个图像超声波信号,并且发送 HIFU 信号。

[0174] 进一步具体地,以不具有相位差的方式发送 HIFU 信号,以具有 180° 相位差的方式发送 2 次图像超声波信号。利用脉冲反演技术使图像超声波信号具有 180° 相位差。关于本步骤的详细说明与对于图 24 的 HIFU 信号发送部 2401 以及图像超声波信号发送部 2402 的详细说明对应,从而以对于图 24 的 HIFU 信号发送部 2401 以及图像超声波信号发送部 2402 的详细说明替代。

[0175] 在 2510 步骤,若对象物体反射图像超声波信号和 HIFU 信号,则接收包含被反射的图像超声波信号和 HIFU 信号的超声波信号。

[0176] 在 2520 步骤,计算所接收到的超声波信号之差,来消除所接收到的超声波信号所包含的 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0177] 由于在 2510 步骤接收到的超声波信号与在 2500 步骤发送的图像超声波信号有 180° 相位差,所以存在与相同的 HIFU 信号对应的部分和与具有 180° 相位差的图像超声波信号对应的部分。从而,若计算上述 2 种超声波信号之差,则能够消除与 HIFU 信号对应的部分即 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。关于本步骤的详细说明与关于图 24 的信号差计算部 2401 的详细说明对应,从而以关于图 24 的信号差计算部 2401 的详细说明替代。

[0178] 在 2530 步骤, HIFU 干扰信号消除装置基于基本频率分量和谐波频率分量被消除的上述超声波信号生成 B 模式图像。

[0179] 如上所述,根据本发明,由于同时发送 HIFU 信号与用于获取监控图像的信号而消除 HIFU 干扰,从而能够实时观察病变形成的过程。并且,随着时间的流逝,在 HIFU 焦点区域能够观察由病变的形成所引发的回波 (echo) 的增加。

[0180] 图 26 用图表表示图 25 的 HIFU 干扰信号消除方法。

[0181] 在超声波信号接收部 2403 所接收到的 2 种超声波信号中,与 HIFU 信号对应的部分相同,与图像超声波信号对应的部分具有 180° 相位差。计算上述 2 个超声波信号之差,来消除与 HIFU 信号对应的部分即 HIFU 信号的基本频率分量和谐波频率分量。

[0182] 图 27 是表示 HIFU 干扰信号消除前和 HIFU 干扰信号消除后的根据图 25 的 HIFU 干扰信号消除方法的图像的图。

[0183] (a) 是 HIFU 干扰信号消除前的状态,(b) 是 HIFU 干扰信号消除后的状态。能够消除 HIFU 干扰信号来生成超声波图像,由此,能够诊断超声波图像。

[0184] 本发明的实施例能够表现为通过多种计算机单元实施的程序指令形态,并能够存储于计算机可读介质。上述计算机可读介质能够单独包含程序指令、数据文件、数据结构等或者它们的组合。存储于上述介质的程序指令可以是专为了本发明而特别设计并构成的,还可以是计算机软件所属领域的技术人员所公知并可使用的。计算机可读存储介质的例子包含硬盘、软盘及磁带等磁介质 (magnetic media), CD-ROM、DVD 等光存储介质 (optical media), 软式光盘 (floptical disk) 等磁-光介质 (magneto-optical media), 以及只读存储器 (ROM)、随机访问存储器 (RAM)、闪存等以存储并执行程序指令的方式特别构成的硬件装置。程序指令的例子不仅包含如通过编译器形成的机器语言码,还包含通过使用解释程序等而能够通过计算机执行的高级语言码。为了实施本发明的动作,上述的硬件装置能够构成为作为一个以上的软件模块来工作,反之亦然。

[0185] 以上,参照实施例说明了本发明,但是,所属技术领域的技术人员能够了解,在不脱离本发明的技术思想以及领域的范围内,能够对本发明进行多种修改和变更来实施本发明。从而,本发明的范围并不限于上述的实施例,应认为本发明包含权利要求书中的所有实施例。

[0186] 工业可利用性

[0187] 由于本发明的实施例利用了脉冲反演技术,所以能够与 HIFU 的长度无关地消除

HIFU 干扰而获取监控图像, 并且由于同时发送 HIFU 信号与用于获取监控图像的信号而消除 HIFU 干扰, 从而能够实时观察病变形成的过程, 并且, 为了确认病变形成在所期望的位置以及治疗的进行程度以及观察并补偿在治疗中发生的动作, 能够利用实时图像来监视治疗部位。

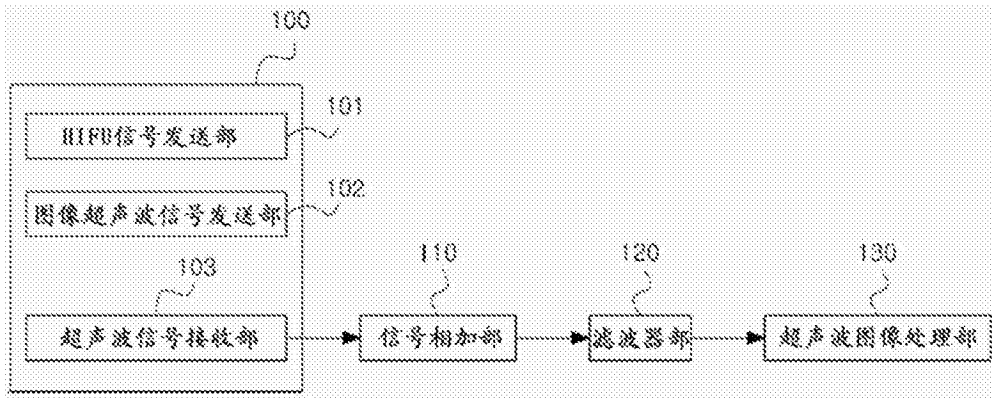


图 1

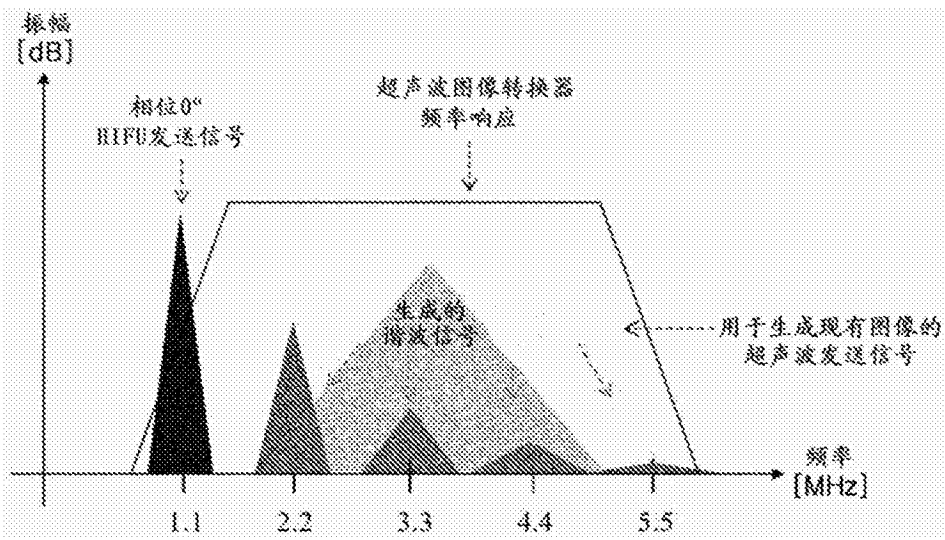


图 2

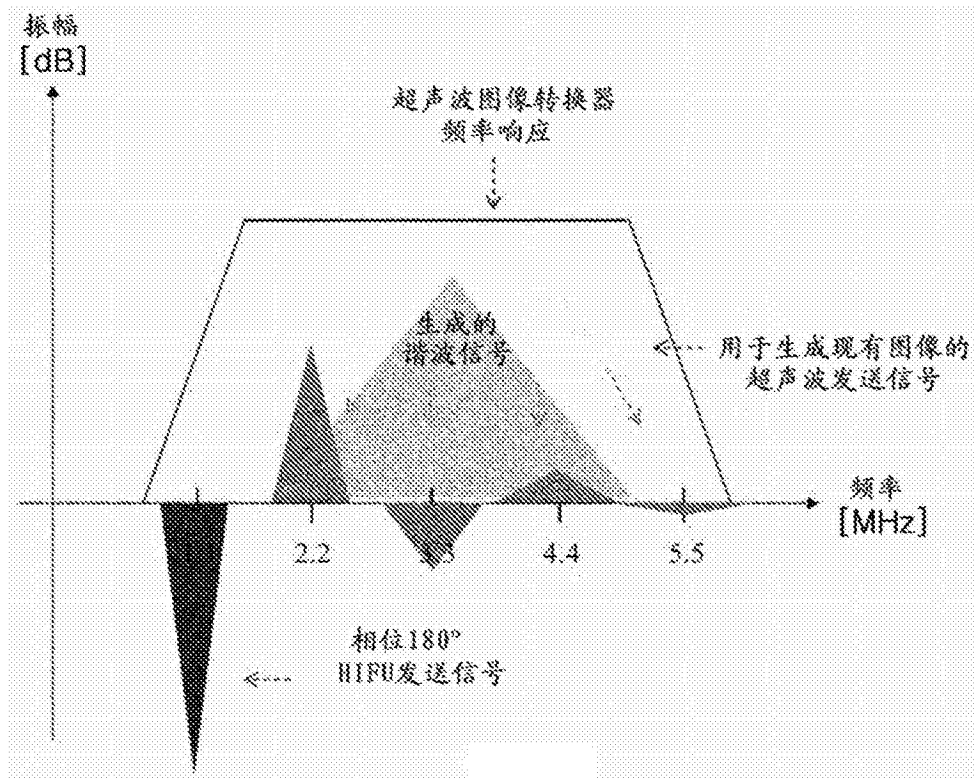


图 3

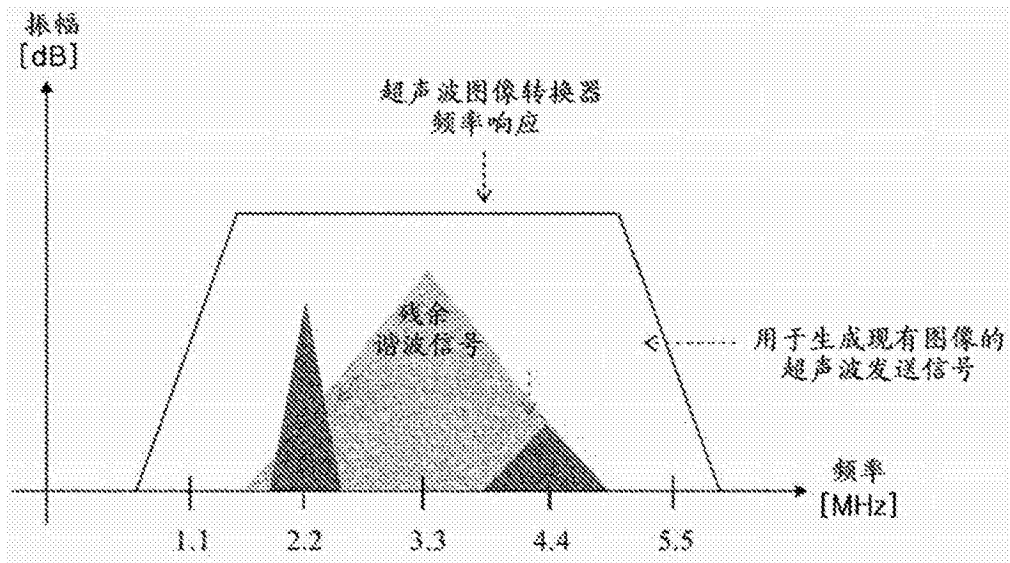


图 4

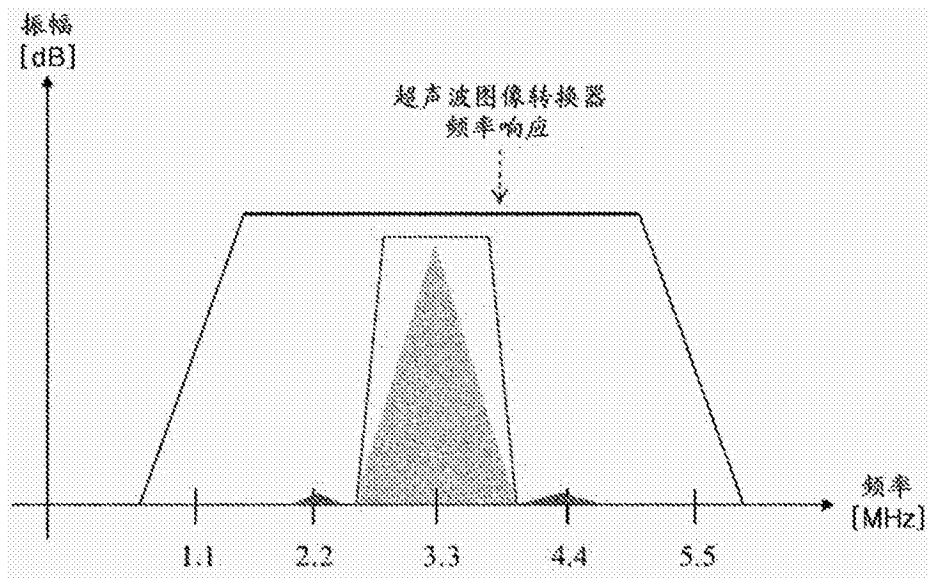


图 5

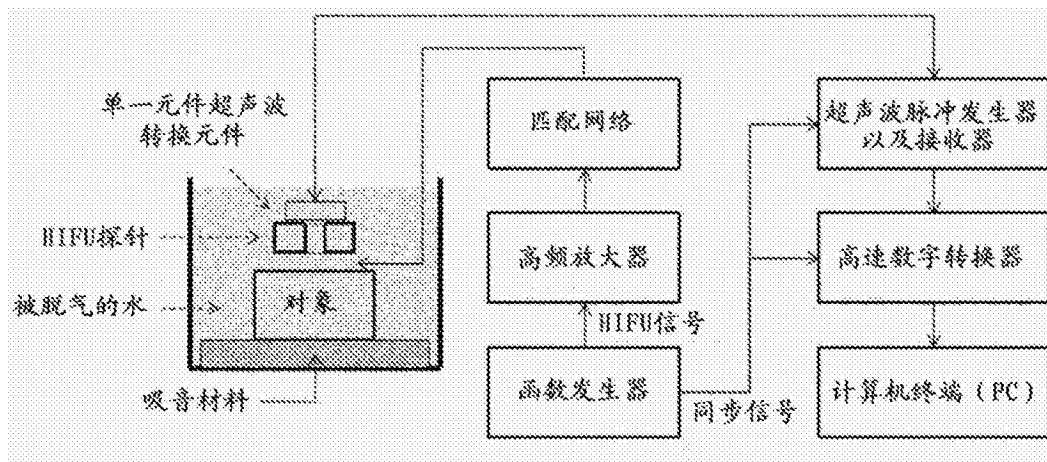


图 6

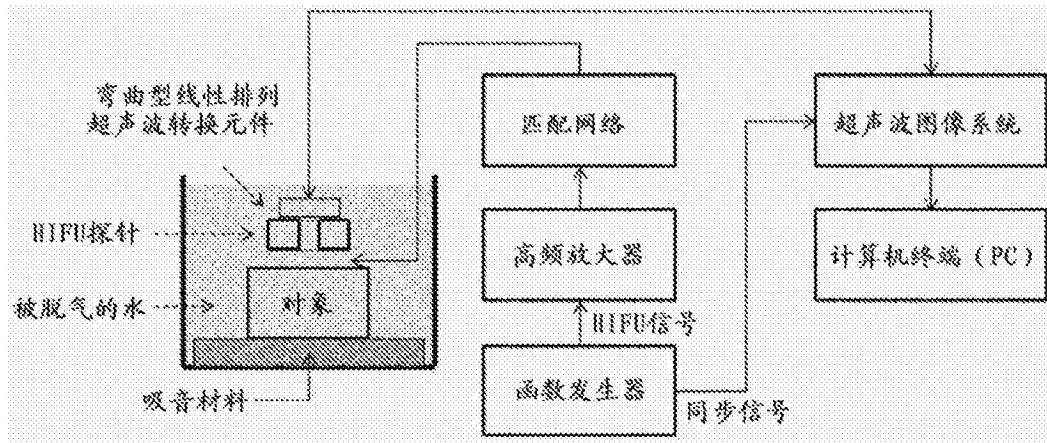


图 7

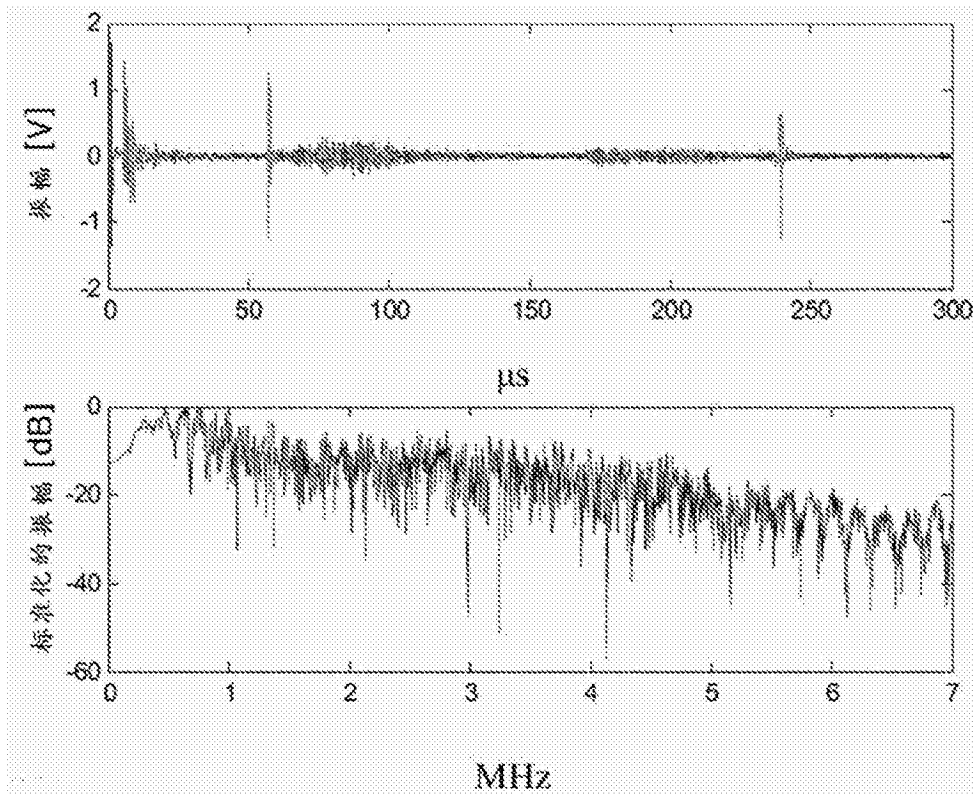


图 8

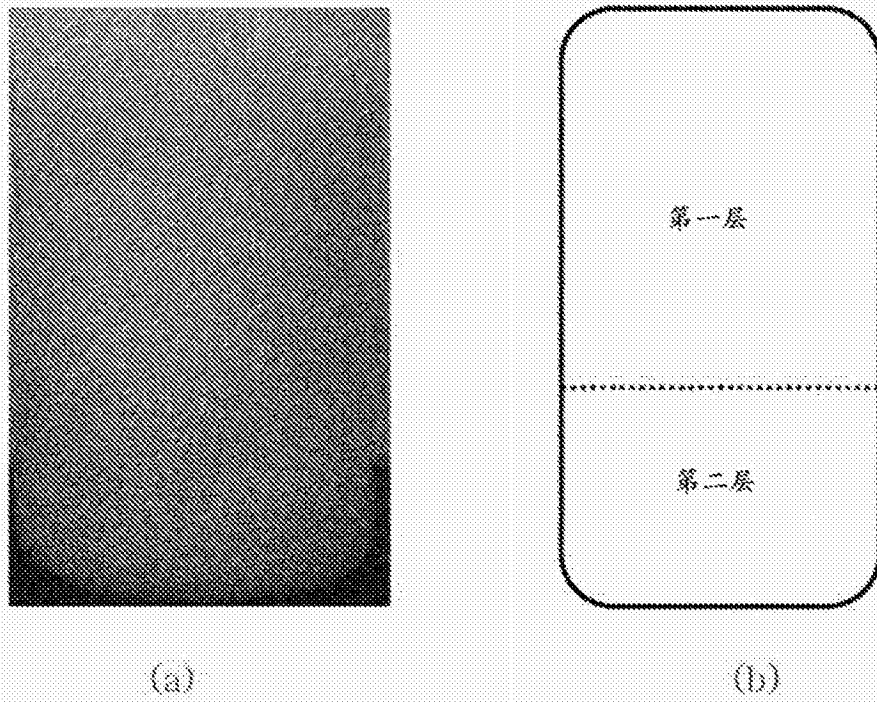


图 9

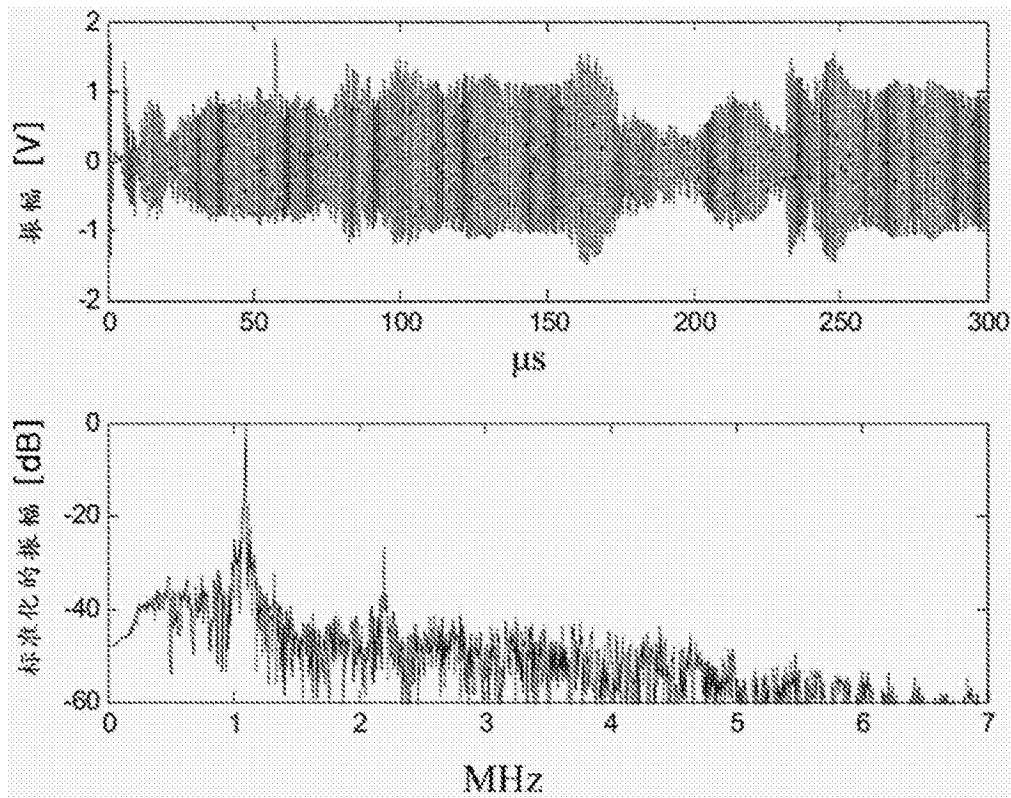


图 10

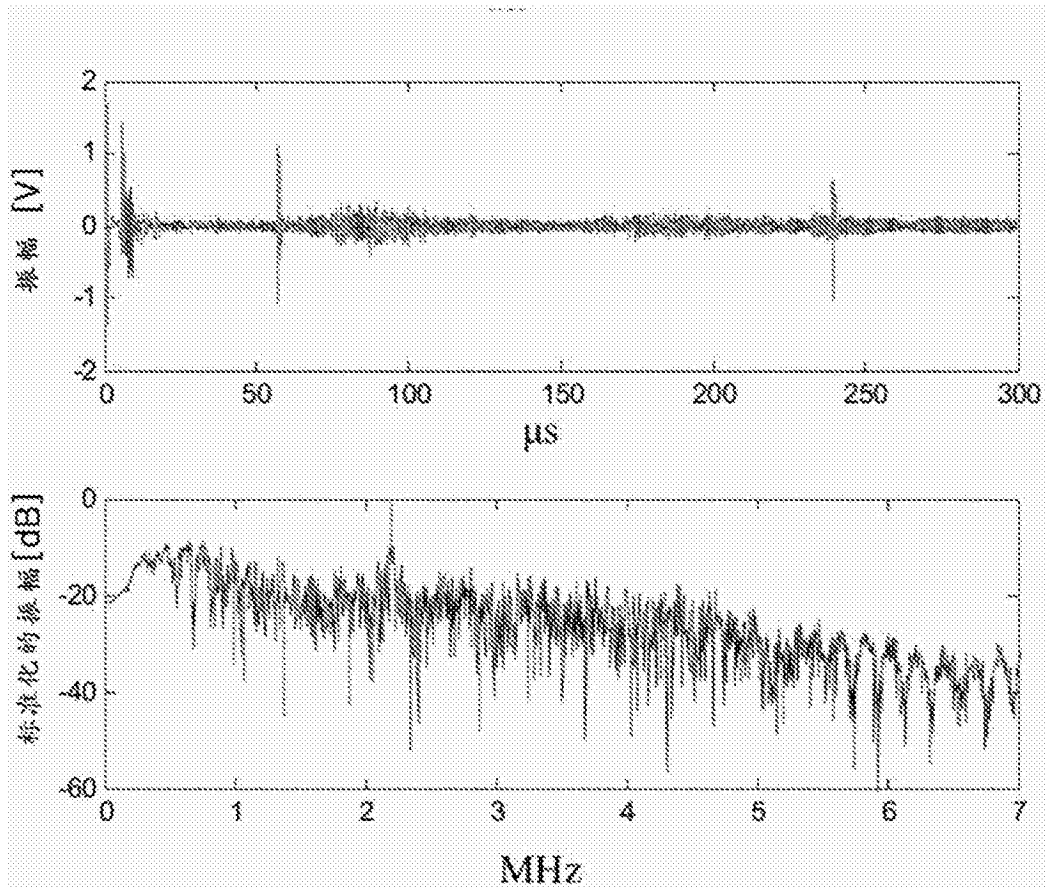


图 11

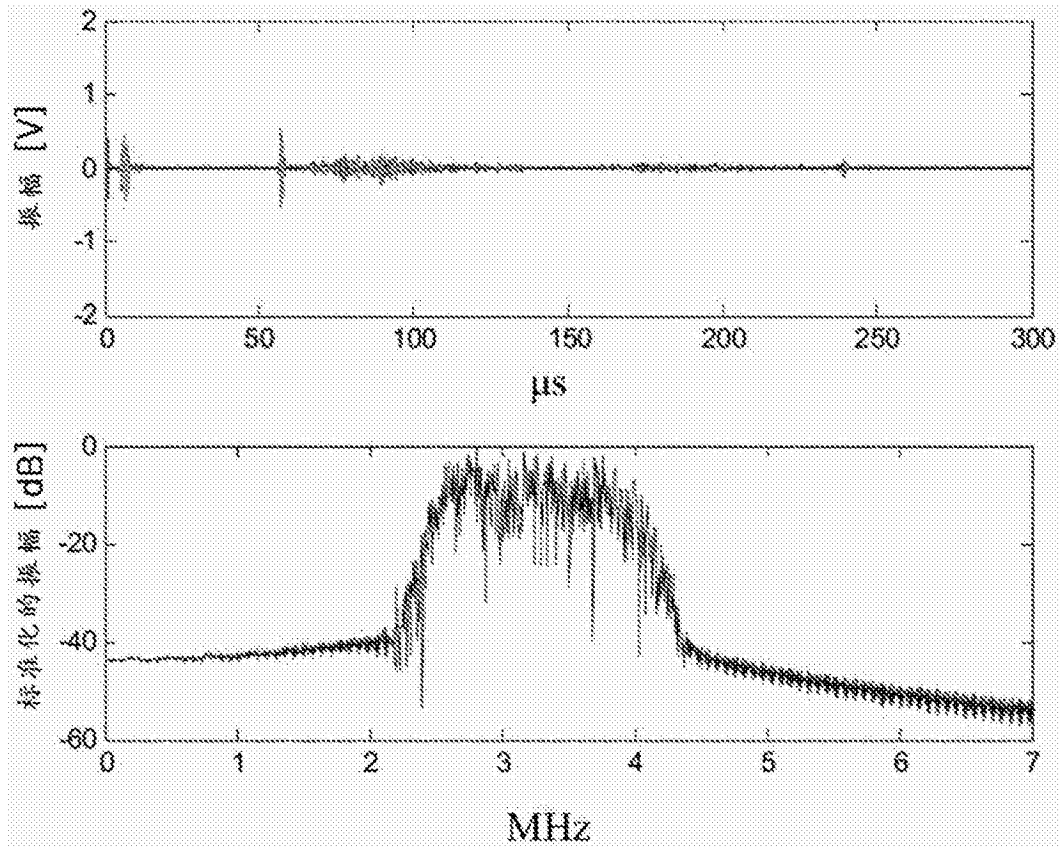


图 12

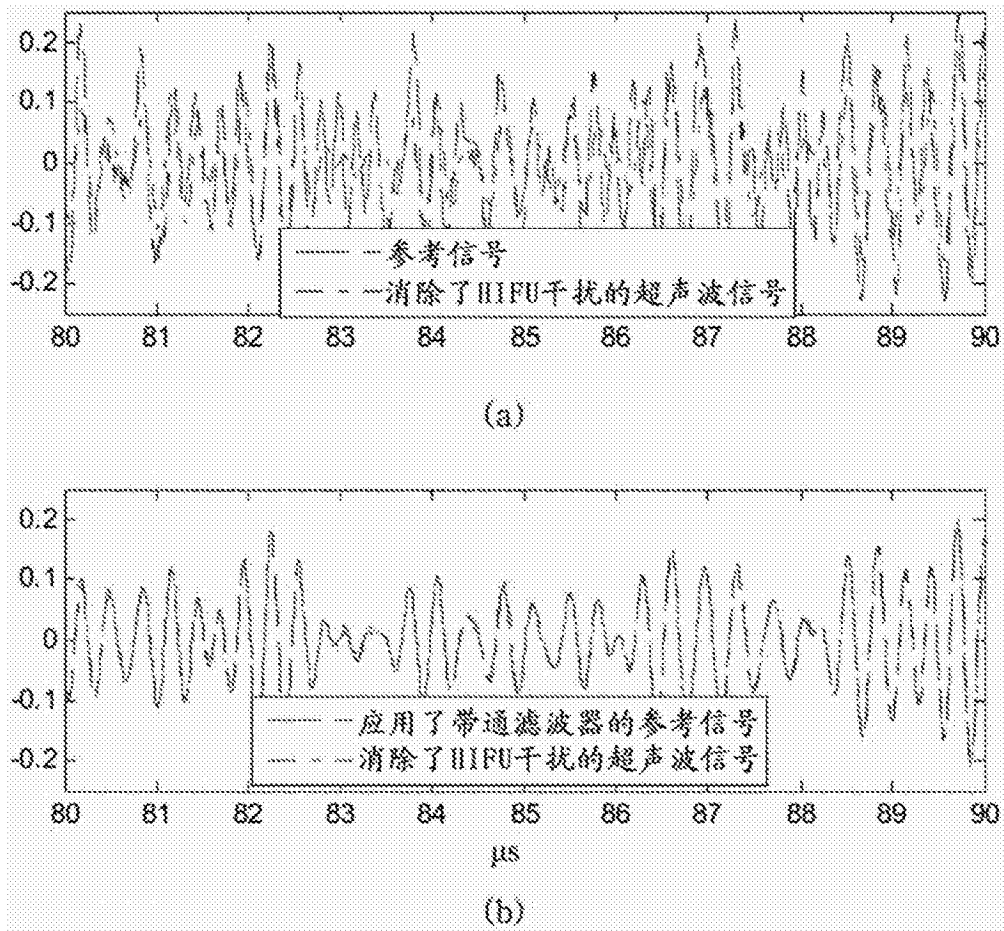


图 13

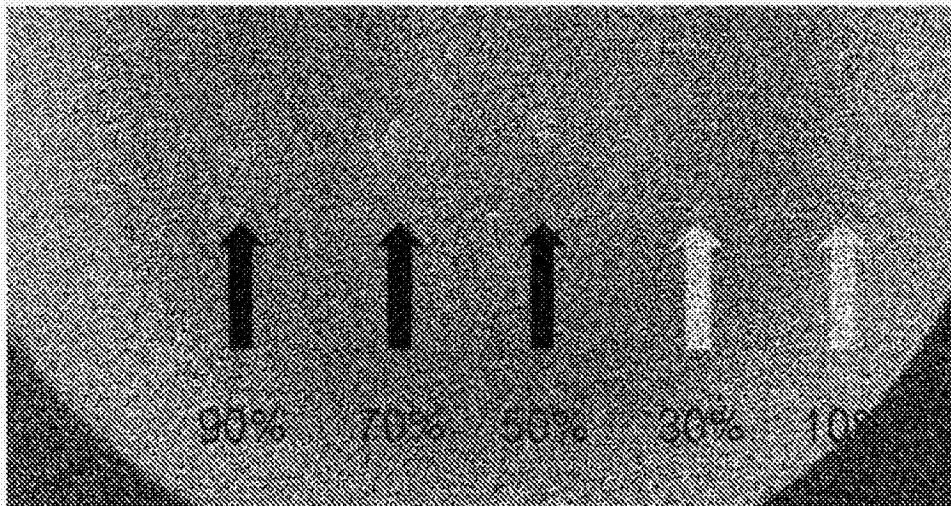


图 14

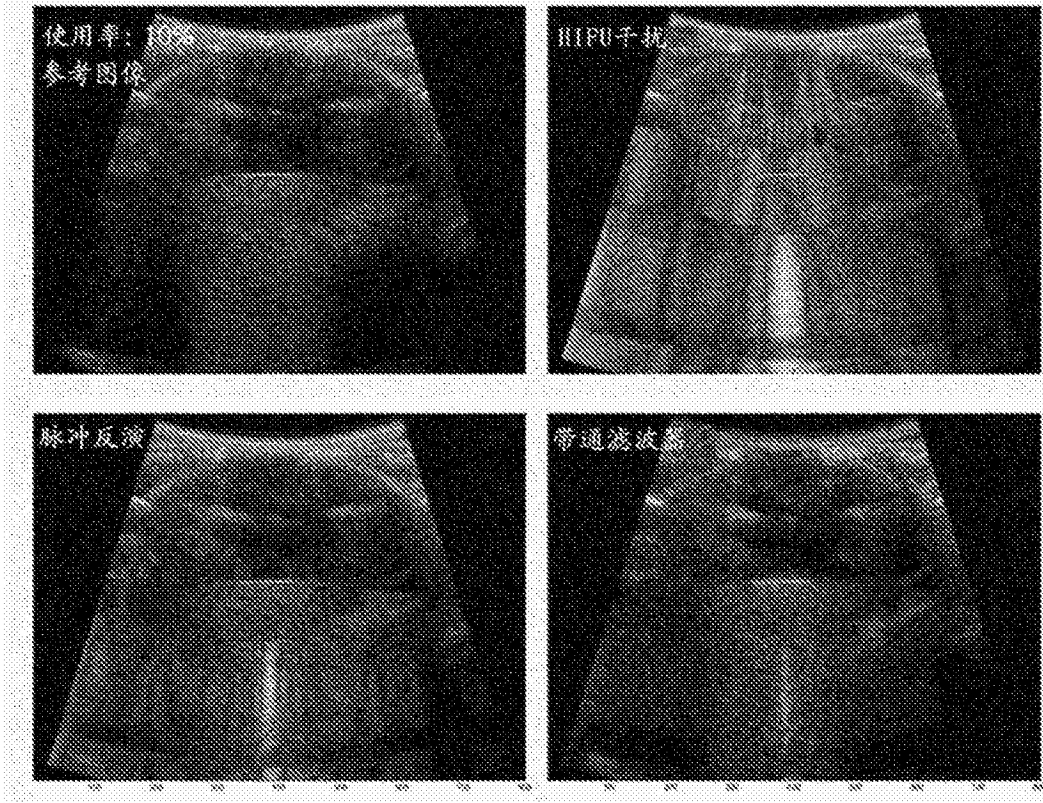


图 15

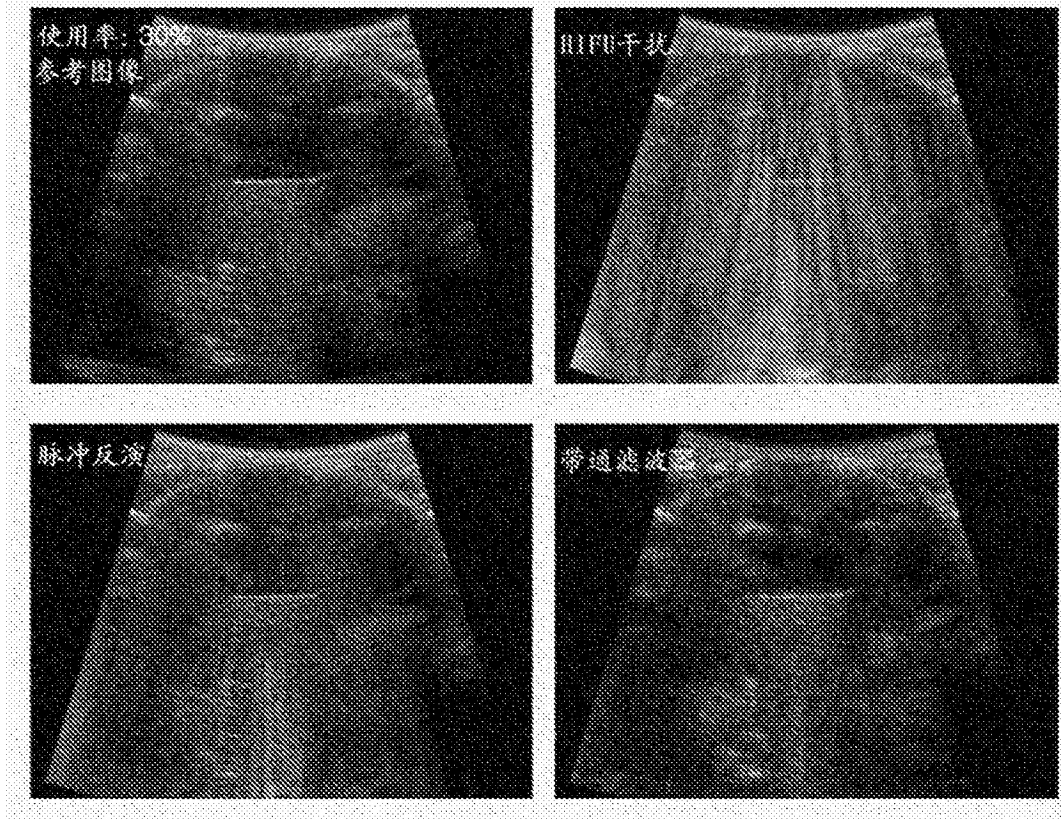


图 16

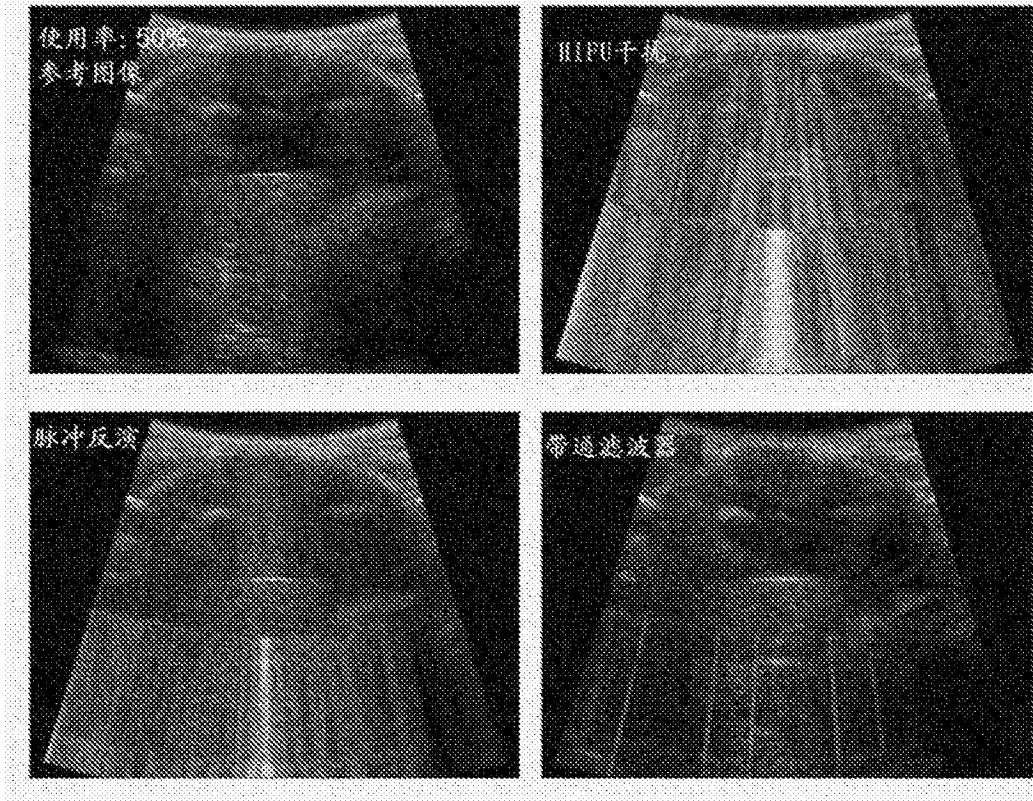


图 17

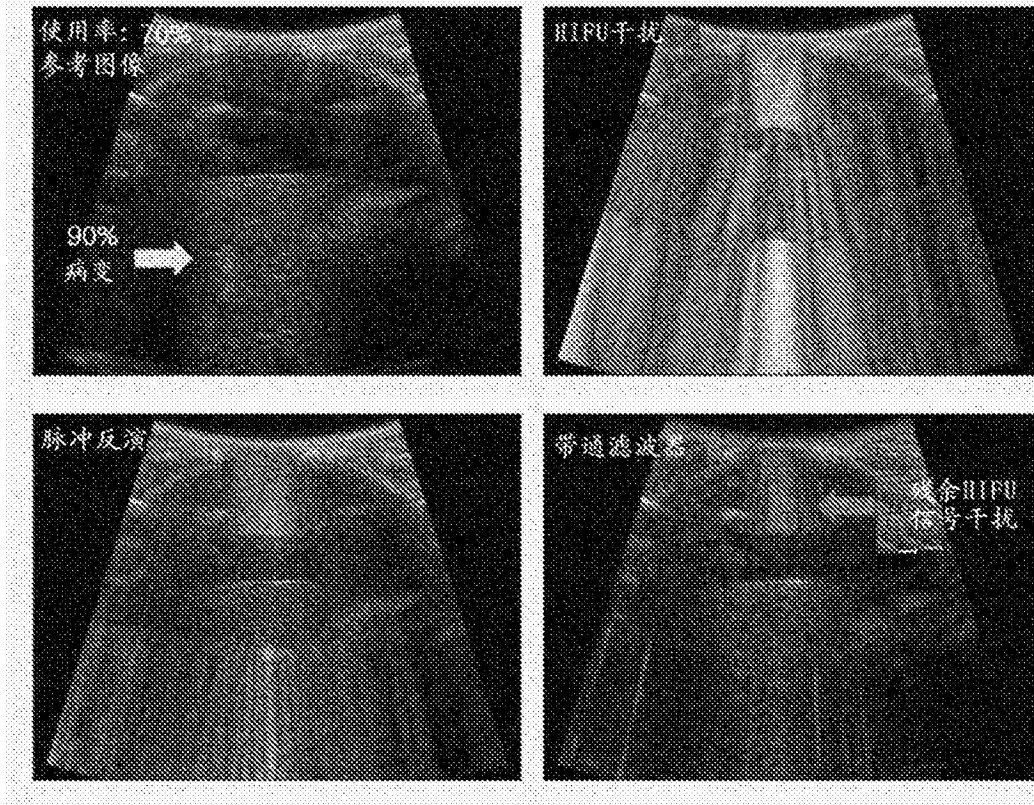


图 18

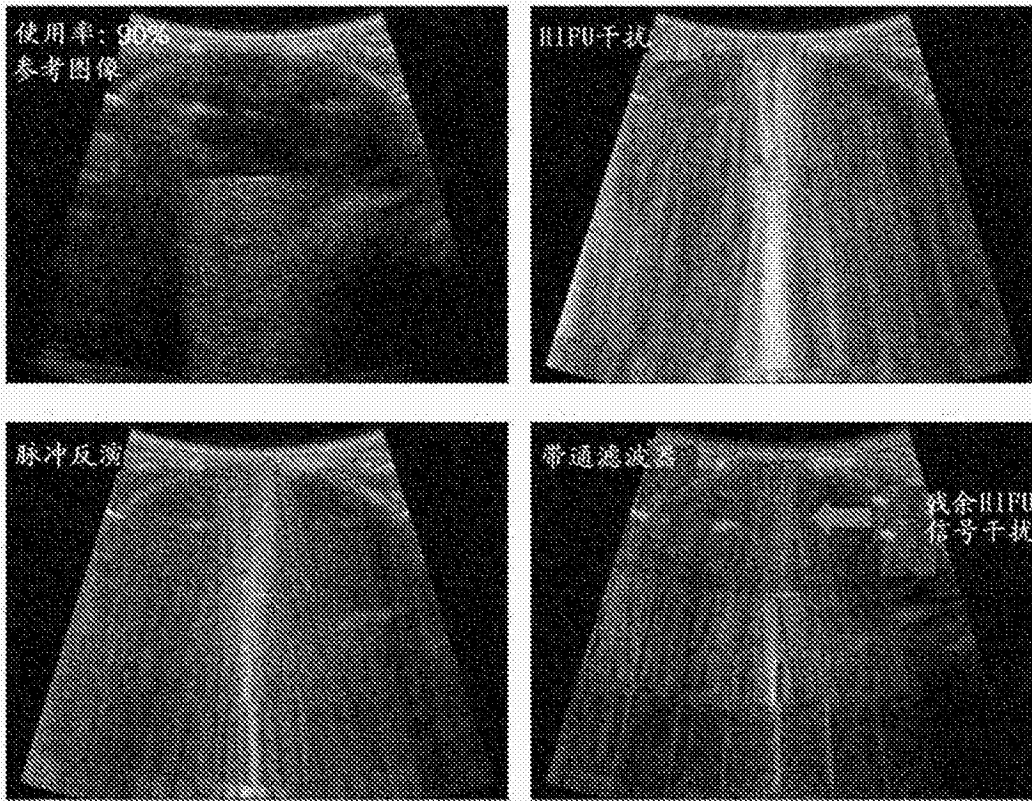


图 19

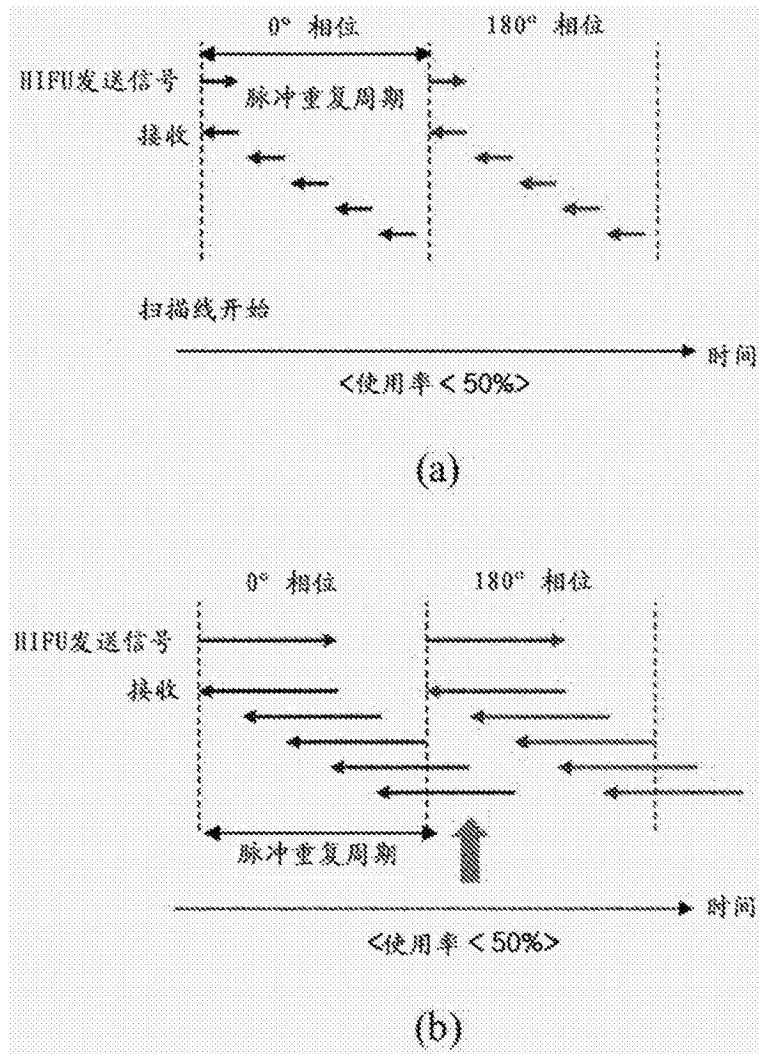


图 20

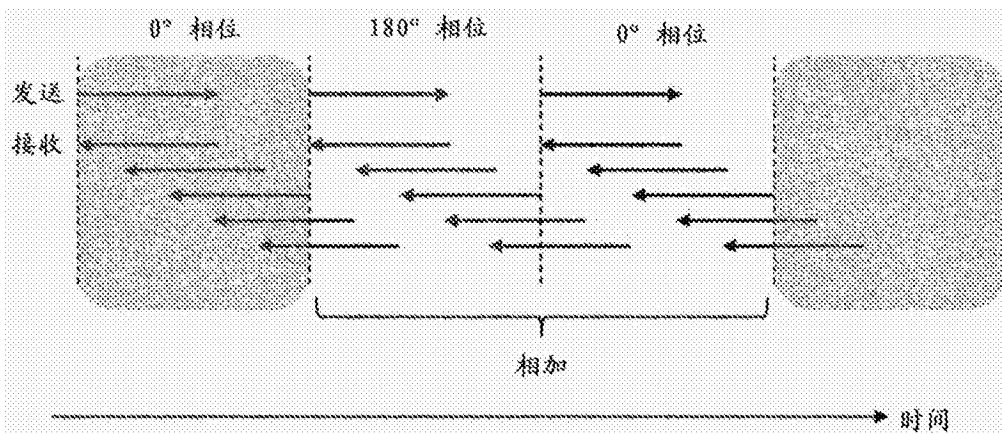


图 21

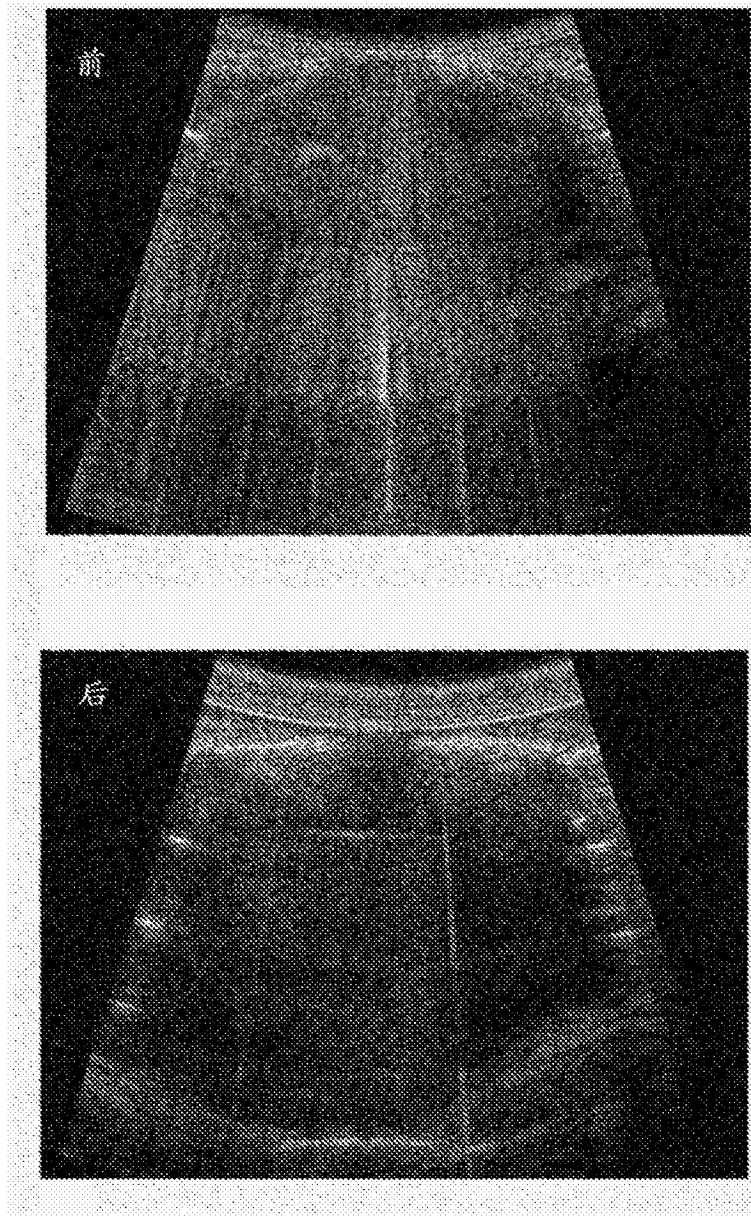


图 22

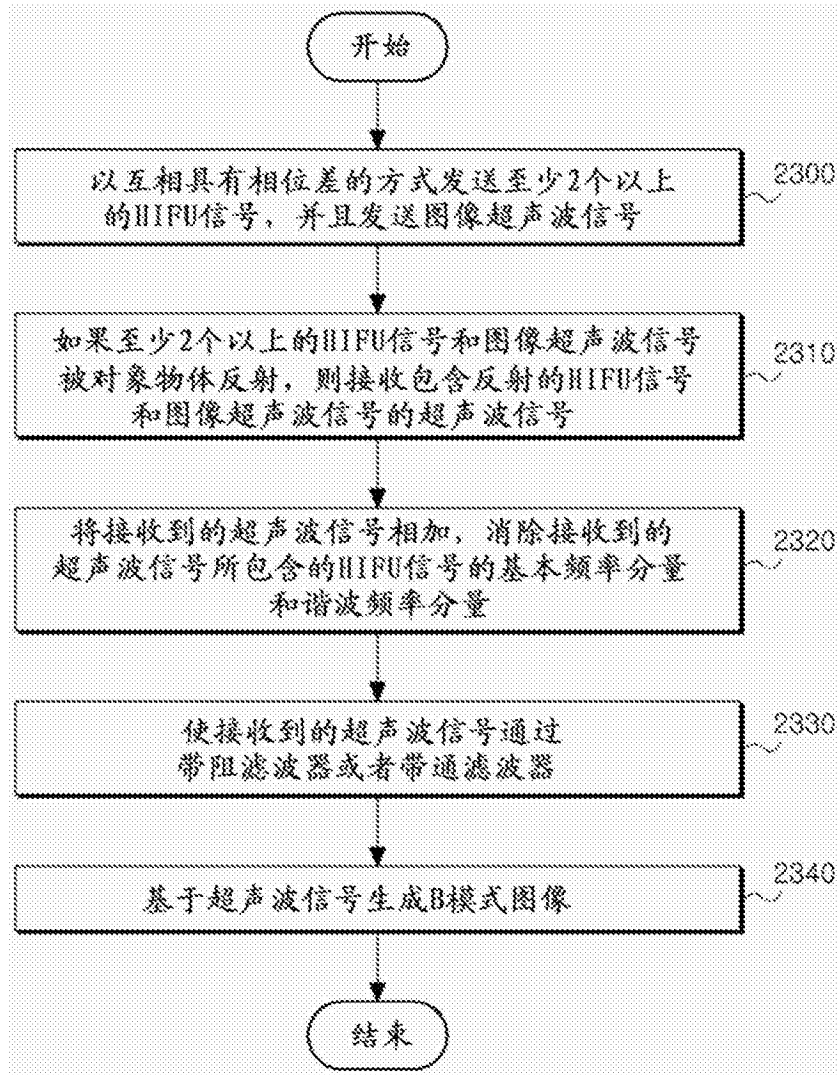


图 23

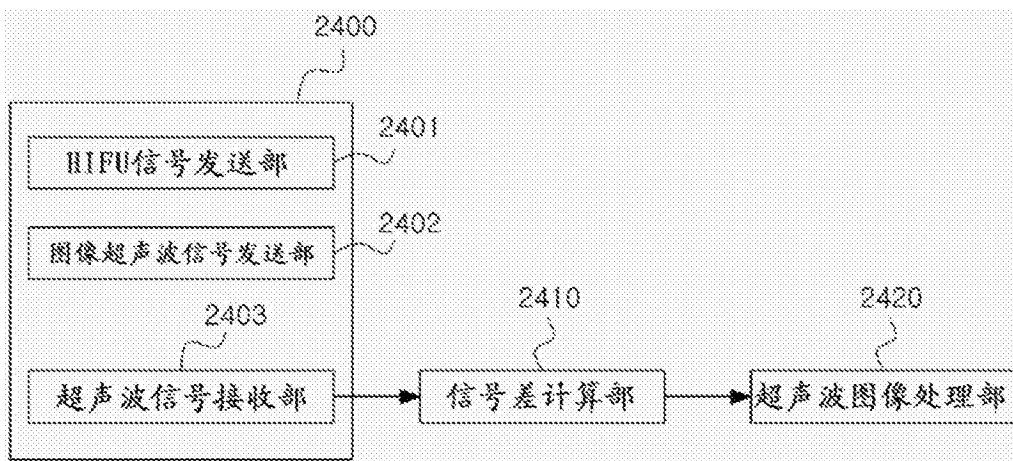


图 24

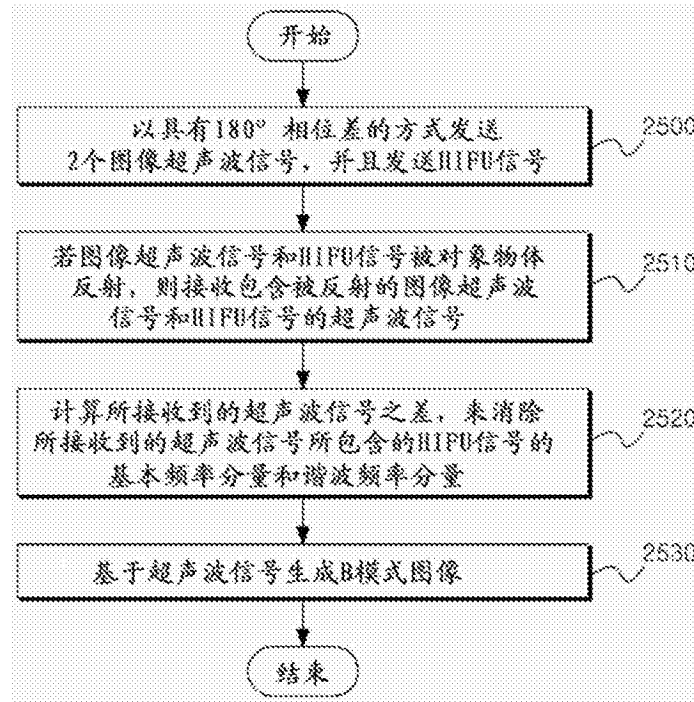


图 25

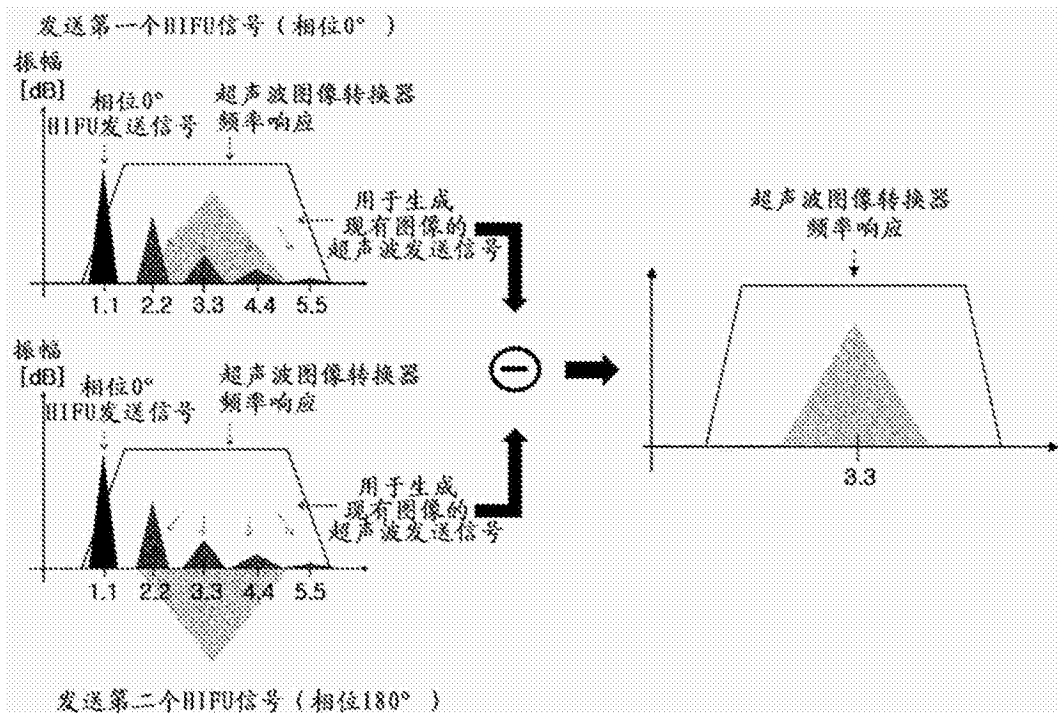


图 26

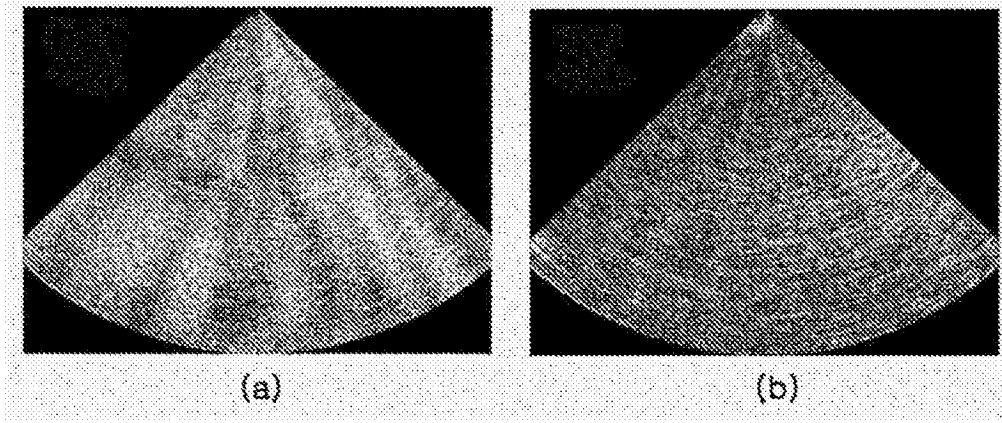


图 27

专利名称(译)	HIFU干扰信号消除方法及装置		
公开(公告)号	CN103974665B	公开(公告)日	2016-04-06
申请号	CN201280059157.0	申请日	2012-10-11
申请(专利权)人(译)	西江大学校产学协力团		
当前申请(专利权)人(译)	西江大学校产学协力团		
[标]发明人	张珍镐 宋在禧 刘亮模 宋泰庚 李裕和		
发明人	张珍镐 宋在禧 刘亮模 宋泰庚 李裕和		
IPC分类号	A61B8/14 A61N7/02		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B2090/378 A61N7/02		
代理人(译)	李洋		
审查员(译)	宋含		
优先权	1020120083831 2012-07-31 KR 1020110104581 2011-10-13 KR		
其他公开文献	CN103974665A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及HIFU干扰信号消除方法，以互相具有相位差的方式发送至少2个以上的HIFU信号并且发送图像超声波信号，若对象物体反射至少2个以上的HIFU信号和图像超声波信号，则接收包括被反射的HIFU信号和图像超声波信号的超声波信号，然后将所接收的超声波信号相加，从而消除接收的超声波信号所包括的HIFU信号的基本频率分量和谐波频率分量，由于利用了脉冲反演技术，因而与HIFU的长度无关地消除HIFU干扰，从而能够获取监控图像。

