



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 02149951.9

[45] 授权公告日 2005 年 8 月 31 日

[11] 授权公告号 CN 1216575C

[22] 申请日 2002.11.8 [21] 申请号 02149951.9

[30] 优先权

[32] 2001.11.8 [33] JP [31] 343577/2001

[71] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 川岸哲也

审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

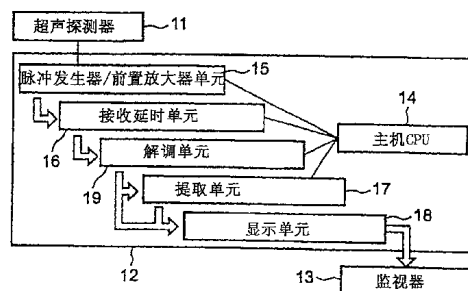
代理人 付建军

权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 10 页

[54] 发明名称 使用造影剂的超声成像诊断装置

[57] 摘要

一种使用造影剂的超声成像诊断装置，包括一个发射/接收单元、一个加法处理器、一个滤波器和一个影像处理器。发射/接收单元配置为，以至少两种传导率在基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射其极性交替反转的超声传输信号，并且根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号。加法处理器配置为，把发射/接收单元以至少两种传导率中第一种传导率接收的超声回波信号的第一分量和发射/接收单元以至少两种传导率中第二种传导率接收的超声回波信号的第二分量相加，并输出相加的结果。滤波器配置为，对加法处理器输出的结果，抑制至少包括频率 $2 \cdot f_0$ 的第一频带，并输出抑制的结果。影像处理器配置为，根据滤波器输出的结果产生影像数据。



1. 一种使用造影剂的超声成像诊断装置，包括：

一个发射/接收单元，用于以至少两种传导率通过在基频 f_0 传输的其极性交替反转的超声传输信号向注入了造影剂的某个物体照射，并且根据超声传输信号，从该物体接收超声回波信号；

一个加法处理器，用于把超声回波信号的第一分量和第二分量相加，其中第一分量是发射/接收单元以至少两种传导率中第一种传导率接收的，第二分量是发射/接收单元以至少两种传导率中第二种传导率接收的；

一个滤波器，用于抑制至少包括频率 $2 \cdot f_0$ 的加法结果的第一频带；以及

一个影像处理器，用于根据抑制结果产生第一影像数据。

2. 根据权利要求 1 的装置，其特征在于，该滤波器抑制包括基频 f_0 的第二频带。

3. 根据权利要求 2 的装置，其特征在于，该滤波器抑制低于第二频带的第三频带和高于第一频带的第四频带。

4. 根据权利要求 1 的装置，其特征在于，该滤波器进一步抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的除第一频带之外的另一个频带，其中 n 为正整数。

5. 根据权利要求 1 的装置，其特征在于，该滤波器抑制不同于包括频率 $1.5 \cdot f_0$ 之频带的另一个频带。

6. 根据权利要求 1 的装置，其特征在于，超声回波信号的第一分量包括第一基频回波分量、第一细胞组织谐波成像回波分量和第一造影剂回波分量，其特征还在于，超声回波信号的第二分量包括第二基频回波分量、第二细胞组织谐波成像回波分量和第二造影剂回波分量。

7. 根据权利要求 1 的装置，进一步包括一种显示器，用于显示影像处理器产生的第一影像数据。

8. 根据权利要求 7 的装置，进一步包括一种提取处理器，用于从超声回波信号中提取包括基频 f_0 的第二频带分量和包括频率 $2 \cdot f_0$ 的第

三频带分量中的至少一种，其特征在于，该影像处理器根据提取处理器提取的分量中的至少一种，还产生第二影像数据，该显示器与第一影像数据一起显示第二影像数据。

9. 根据权利要求 8 的装置，其特征在于，提取处理器提取第二频带分量和第三频带分量时，影像处理器产生第二影像数据，它合成了第二频带分量和第三频带分量。

10. 根据权利要求 7 的装置，进一步包括一种提取处理器，用于从超声回波信号中提取包括基频 f_0 的第二频带分量和包括频率 $2 \cdot f_0$ 的第三频带分量中的至少一种，其特征在于，该影像处理器将提取处理器提取的分量中的至少一种与第一影像数据合成，该显示器显示合成的影像数据。

11. 一种利用超声诊断装置中造影剂的成像方法，包括：

以至少两种传导率通过在基频 f_0 传输的其极性交替反转的超声传输信号向注入了造影剂的某个物体照射；

根据超声传输信号，从该物体接收超声回波信号；

把接收的超声回波信号的第一分量和第二分量相加，其中第一分量以至少两种传导率中第一种传导率接收，第二分量以至少两种传导率中第二种传导率接收；

抑制包括频率 $2 \cdot f_0$ 的加法结果的至少第一频带；以及

根据抑制结果产生影像数据。

12. 一种使用造影剂的超声成像诊断装置，包括：

一个发射/接收单元，用于以至少两种传导率通过在基频 f_0 传输的其极性相同的超声传输信号向注入了造影剂的某个物体照射，并且根据超声传输信号，从该物体接收超声回波信号，其中该超声传输信号在至少两种传导率中具有相同的波形曲线；

一个减法处理器，用于从超声回波信号的第二分量减去超声回波信号的第一分量，其中第一分量以至少两种传导率中第一种传导率接收，第二分量以至少两种传导率中第二种传导率接收；

一个滤波器，用于抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的减法结果的某个频带，其

中 n 为某个正整数；以及

一个影像处理器，用于根据抑制结果产生影像数据。

13. 根据权利要求 12 的装置，其特征不在于，该滤波器进一步抑制低于包括基频 f_0 之频带的第二频带和高于包括频率 $2 \cdot f_0$ 之频带的第三频带。

14. 一种利用超声诊断装置中造影剂的成像方法，包括：

以至少两种传导率通过在基频 f_0 传输的其极性相同的超声传输信号向注入了造影剂的某个物体照射，其中超声传输信号在至少两种传导率之间具有相同的波形曲线；

根据超声传输信号，从该物体接收超声回波信号；

从超声回波信号的第二分量减去超声回波信号的第一分量，其中第一分量以至少两种传导率中第一种传导率接收，第二分量以至少两种传导率中第二种传导率接收；

抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的减法结果的某个频带，其中 n 为某个正整数；以及

根据抑制步骤输出的结果产生影像数据。

15. 一种使用造影剂的超声成像诊断装置，包括：

一个发射/接收单元，用于通过以基频 f_0 传输的超声传输信号向注入了造影剂的某个物体照射，并且根据超声传输信号，从该物体接收超声回波信号；

一个移动目标指示处理器，用于根据发射/接收单元收到的传输信号，从物体移动目标提取超声回波信号的分量；

一个滤波器，用于抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的从移动目标指示处理器获得的超声波信号的某个频带，其中 n 为某个正整数；以及

一个影像处理器，用于根据抑制结果产生影像数据。

16. 一种利用超声诊断装置中造影剂的成像方法，包括：

通过以基频 f_0 传输的超声传输信号向注入了造影剂的某个物体照射；

根据超声传输信号，从该物体接收超声回波信号；

从物体移动目标提取所接收的超声回波信号的分量，并输出提取的结果；

抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的提取结果的某个频带，其中 n 为某个正整数；以及

根据抑制结果产生影像数据。

17. 一种使用造影剂的超声成像诊断装置，包括：

一个发射/接收单元，用于通过以基频 f_0 传输的超声传输信号向注入了造影剂的某个物体照射，并且根据超声传输信号，从该物体接收超声回波信号；

一个缩减处理器，用于至少缩减超声回波信号中的基频回波分量；

一个滤波器，用于抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的缩减结果的某个频带，其中 n 为某个正整数；以及

一个影像处理器，用于根据抑制结果产生影像数据。

使用造影剂的超声成像诊断装置

相关申请书的交叉引用

本申请书基于2001年11月8日提交的P2001-343577号日本专利申请书，并要求以其做为优先权基础，其全部内容在此引用作为参考。

技术领域

本发明涉及超声诊断装置和使用造影剂的超声诊断成像方法，用于获得增强反差的影像。

背景技术

本领域的技术人员十分明了，用于超声诊断的、包括微泡的造影剂可能会被声照射的超声波损坏，并且声照射的压力越高，造影剂越容易损坏。造影剂对声照射的响应显示出非线性的特征。所以，产生了一种二次谐波分量。使用这种二次谐波分量，能够实现使来自造影剂的回波分量（下文中称为反差回波分量）成像。这种技术可以称为二次谐波成像技术。

图1是一个频谱图的实例，显示了从某个物体收到信号的分量，这是依据本发明中的现有技术，将超声波照射到该物体的结果。收到的信号包括反差回波分量、基频回波分量和细胞组织谐波成像回波分量（下文中称为THI回波分量）。在使用造影剂的检查中，可能主要强调反差回波分量的成像，二次谐波成像技术通常需要提取的频带，其中心位于大约两倍基频 f_0 的频率处。

不过，除了反差回波分量之外，该频带也可能以较高的比例包括细胞组织中非线性传播产生的THI回波分量以及基频回波分量泄漏到二次谐波频带的泄漏分量。因此，反差回波分量可能埋在THI回波分量和基频回波分量中。结果，可能会降低反差回波分量的可见度，

并且可能难以有效地增强影像中的反差回波分量。

发明内容

依据本发明的第一方面，提供了一种使用造影剂的超声成像诊断装置，它包括一个发射/接收单元、一个加法处理器、一个滤波器和一个影像处理器。发射/接收单元配置为，以至少两种传导率在基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射其极性交替反转的超声传输信号，并且根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号。加法处理器配置为，把发射/接收单元以至少两种传导率中第一种传导率接收的超声回波信号的第一分量和发射/接收单元以至少两种传导率中第二种传导率接收的超声回波信号的第二分量相加，并输出相加的结果。滤波器配置为，对加法处理器输出的结果，抑制至少包括频率 $2 \cdot f_0$ 的第一频带，并输出抑制的结果。影像处理器配置为，根据滤波器输出的结果产生影像数据。

依据本发明的第二方面，提供了一种利用超声诊断装置中造影剂的成像方法，它包括以下步骤：以至少两种传导率在基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射其极性交替反转的超声传输信号；根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号；把接收步骤中以至少两种传导率中第一种传导率接收的超声回波信号的第一分量和接收步骤中以至少两种传导率中第二种传导率接收的超声回波信号的第二分量相加，并输出相加的结果；对加法步骤输出的结果，抑制至少包括频率 $2 \cdot f_0$ 的第一频带，并输出抑制的结果；根据抑制步骤输出的结果产生影像数据。

依据本发明的第三方面，提供了一种使用造影剂的超声成像诊断装置，它包括一个发射/接收单元、一个减法处理器、一个滤波器和一个影像处理器。发射/接收单元配置为，以至少两种传导率在基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射其极性相同的超声传输信号，并且根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号。减法处理器配置为，从发射/接收单元以至少两种传导率中第二种传导率接收的超

声回波信号的第二分量减去发射 / 接收单元以至少两种传导率中第一种传导率接收的超声回波信号的第一分量，并输出相减的结果。滤波器配置为，对减法处理器输出的结果，抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的某个频带，其中 n 为某个正整数，并输出抑制的结果。影像处理器配置为，根据滤波器输出的结果产生影像数据。

依据本发明的第四方面，提供了一种利用超声诊断装置中造影剂的成像方法，它包括以下步骤：以至少两种传导率在基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射其极性相同的超声传输信号；根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号；从接收步骤中以至少两种传导率中第二种传导率接收的超声回波信号的第二分量减去接收步骤中以至少两种传导率中第一种传导率接收的超声回波信号的第一分量，并输出相减的结果；对减法步骤输出的结果，抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的某个频带，其中 n 为某个正整数，并输出抑制的结果；根据抑制步骤输出的结果产生影像数据。

依据本发明的第五方面，提供了一种使用造影剂的超声成像诊断装置，它包括一个发射 / 接收单元、一个移动目标指示处理器、一个滤波器和一个影像处理器。发射 / 接收单元配置为，以基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射超声传输信号，并且根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号。移动目标指示处理器配置为，根据发射 / 接收单元收到的、来自物体移动目标的传输信号，提取超声回波信号的分量，并输出提取的结果。滤波器配置为，对移动目标指示处理器输出的结果，抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的某个频带，其中 n 为某个正整数，并输出抑制的结果。影像处理器配置为，根据滤波器输出的结果产生影像数据。

依据本发明的第六方面，提供了一种利用超声诊断装置中造影剂的成像方法，它包括以下步骤：以基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射超声传输信号；根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号；根据接收步骤中收到的、来自物体移动目标的传输信号，提取超声回波信号的分量，并输出提取的结果；对提取步骤输出的结果，

抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的某个频带，其中 n 为某个正整数，并输出抑制的结果；根据抑制步骤输出的结果产生影像数据。

依据本发明的第七方面，提供了一种使用造影剂的超声成像诊断装置，它包括一个发射/接收单元、一个缩减处理器、一个滤波器和一个影像处理器。发射/接收单元配置为，以基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射超声传输信号，并且根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号。缩减处理器配置为，至少缩减发射/接收单元收到的超声回波信号中的基频回波分量，并输出缩减的结果。滤波器配置为，对缩减处理器输出的结果，抑制包括频率 $n \cdot f_0$ 的某个频带，其中 n 为某个正整数，并输出抑制的结果。影像处理器配置为，根据滤波器输出的结果产生影像数据。

附图简要说明

连同附图参考以下精心准备的详细说明，将易于获得对本发明之若干实施例及其附带优点更完全的评价，其中：

图 1 是一个频谱图的实例，显示了依据本发明中的现有技术接收的信号分量；

图 2 是一个框图，显示了依据本发明之若干实施例的超声诊断装置；

图 3(a)是一个实例，显示了能率比调制法调制的传输信号，依据本发明的第一个实施例；

图 3(b)是一个实例，显示了图 3(a)中传输信号的频谱，依据本发明的第一个实施例；

图 4(a)是简化谱图的一个实例，显示了以正极性的传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第一个实施例；

图 4(b)是简化谱图的一个实例，显示了以负极性的传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第一个实施例；

图 5 是一个框图，显示了用于相位反转技术的一个提取单元，依据本发明的第一个实施例；

图 6 是一个频谱图的实例，显示了要用第一种滤波器特征进行滤波的接收信号分量，依据本发明的第一个实施例；

图 7 是一个频谱图的实例，显示了要用第二种滤波器特征进行滤波的接收信号分量，依据本发明的第一个实施例；

图 8 是一个频谱图的实例，显示了要用第二种滤波器特征进行滤波的接收信号分量，依据本发明的第一个实施例；

图 9(a)是简化谱图的一个实例，显示了以正极性的第一传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第二个实施例；

图 9(b)是简化谱图的一个实例，显示了以正极性的第二传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第二个实施例；

图 10 是一个框图，显示了用于相减技术的一个提取单元，依据本发明的第二个实施例；

图 11 是一个频谱图的实例，显示了要用第二种滤波器特征进行滤波的接收信号分量，依据本发明的第二个实施例；

图 12 是一个频谱图的实例，显示了要用第三种滤波器特征进行滤波的接收信号分量，依据本发明的第二个实施例；

图 13 是一个框图，显示了用于多普勒技术的一个提取单元，依据本发明的第三个实施例；

图 14(a)是简化谱图的一个实例，显示了接收信号的分量，依据本发明的第三个实施例；

图 14(b)是简化谱图的一个实例，显示了以 MTI(移动目标指示器)滤波器对传输信号进行滤波时，接收信号的分量，依据本发明的第三个实施例；

图 15(a)是第一个实例，显示了一种影像显示图，依据本发明的若干实施例；

图 15(b)是第二个实例，显示了一种影像显示图，依据本发明的若干实施例；以及

图 15(c)是第三个实例，显示了一种影像显示图，依据本发明的若干实施例。

具体实施方式

本发明的实施例就参考附图进行介绍。本发明的实施例是用于使用造影剂的检查。在这样的检查中，造影剂注入检查对象——比如病人——的血液中。造影剂可能包括微泡作为主要成分。作为造影剂，最好使用那些能够在相对较宽的频带上产生反差回波信号的产品。造影剂的某些实例为 Schering 公司的 Levovist[®]、BRACO 公司的 Sonoview[®]和 NYCOMRD 公司的 Sonazoid[®]。在本发明的若干实施例中，可能利用一种 B 模式系统处理技术来进行成像处理。

图 2 是一个框图，显示了依据本发明之若干实施例的超声诊断装置。该超声诊断装置包括超声探测器 11、主体 12 和监视器 13。超声探测器 11 包括多个振荡元件，比如在电信号和声信号之间进行转换的转换元件。这些振荡元件以一维或二维排列，典型情况下具有压电效应。超声探测器 11 可以通过一个或多个连接器（未显示）连接到主体 12。

主体 12 可能包括主机 CPU（中央处理器）14、脉冲发生器/前置放大器单元 15、接收延迟电路 16、提取造影剂回波信号的提取单元 17、显示单元 18 和解调单元 19。在实际的条件下，一个或多个相邻的振荡元件可以形成一个信道。不过，本文中讲解实施例时使用的实例是单一的振荡元件对应于一个信道。脉冲发生器/前置放大器单元 15 将相对窄频带（例如大约 500 kHz 或者大约 600 kHz）的、以大约基频 f_0 （例如频带大约为 500 kHz 时大约为 1.8 MHz，频带大约为 600 kHz 时大约为 2.0 MHz）为中心的传输信号（电压脉冲）施加到超声探测器 11 的每个振荡元件上。振荡元件将其电振荡转换为机械振荡。所以，能够从振荡元件产生以大约基频 f_0 为中心的超声波。脉冲发生器/前置放大器单元 15 在信道之间产生相对于施加传输信号计时的一种时间差异。设置这种时间差异（延迟时间）是为了使多个振荡元件产生的超声波聚焦，也是为了使聚焦的超声波发生偏转。通过改变延迟时间，就能够按照需要变换聚焦超声波的焦距和偏转角（传输方

向)。

发射的超声波返回到超声探测器 11, 被它收集作为回波信号, 并在每个振荡元件中转换为电信号。回波信号可能包括基频回波分量、THI 回波分量和反差回波分量。基频回波分量可能主要源自照射到细胞组织边界之基频波的散射结果。THI 回波分量可能源自基频波在细胞组织中的非线性传播。反差回波分量可能源自注入检查对象血液中的造影剂。造影剂可能主要包括微泡。

振荡元件转换的电信号通过脉冲发生器 / 前置放大器单元 15 和接收延迟电路 16 传送到解调单元 19。在解调单元 19 中, 对电信号进行正交解调。解调后的信号传送到提取单元 17。另外, 也可以在提取单元 17 中的处理之后进行解调单元 19 中的处理。

接收延迟电路 16 对来自脉冲发生器 / 前置放大器单元 15 的电信号执行波束形成 (相位调整以及求和处理), 并且对形成的超声波束控制焦距和偏转角。接收延迟电路可能包括多组电路, 以便同时并行地接收电信号并产生多个波束。接收延迟电路 16 中接收的电信号可以利用一种适于以上的信号处理的采样频率进行采样, 并可以转换为数字信号。根据数字信号形成波束。

解调单元 19 执行正交解调时, 是将接收延迟电路 16 接收的信号乘以参考频率的信号, 参考频率的相位与接收信号的相位具有 90 度的差异。所以, 解调单元 19 获得了 I 信号和 Q 信号作为正交解调的结果。参考频率一般可以设置为以包括超声影像的某个频带为中心的一个频率。

提取单元 17 提取某个频带的频率分量, 使用以 I 信号和 Q 信号表示的接收信号, 与接收信号中基频回波分量和 THI 回波分量相比, 该频带中反差回波分量是占优势的。在显示单元 18 中, 根据提取单元 17 中提取的频率分量, 准备超声诊断影像数据。

依据本发明的若干实施例, 提取反差回波分量占优势的某个频带的频率分量, 可能是一种特性。它可以用于改善反差回波分量的可见度, 并且有效地增强反差回波分量, 使它不至于被基频回波分量和 THI

回波分量埋没。下面还将详细介绍这种特性。依据本发明的若干实施例，为了提取反差回波分量占优势的某个频带的频率分量，提供了三种处理。这三种处理中的每一种，在主机 CPU 的控制下，都可以切换到它们中的另一种，以响应操作员的指示。

(第一个实施例)

[相位反转技术]

将要照射到检查对象上的传输信号，可能是以基频 f_0 为中心相对较窄的频带中分布的频率信号。该传输信号也可能是没有实质传输泄漏的信号（即该信号中不包括许多非基频分量的频率分量）。为了获得这种传输信号，由线性放大器驱动传输信号，并且产生被驱动的传输信号，可能是一个优越的实例。另一个实例可能是使用能率比调制技术，即使是在脉冲发生器 / 前置放大器单元 15 中使用常规的开关脉冲发生器。

图 3(a)是一个实例，显示了时间上带有六个爆炸波的能率比调制法调制的传输信号，依据本发明的第一个实施例。图 3(b)是一个实例，显示了图 3(a)中传输信号的频谱，依据本发明的第一个实施例。考虑窄频带中的传输，爆炸波的数目可能在 4 到 8 之间分布。在本发明的第一个实施例中，采取六个爆炸波作为实例。当超声波在这样一种相对较窄的频带中发射而没有实质的传输泄漏时，在超声回波信号中既包括基频回波分量，又包括 THI 回波分量，它们可以相互重叠不多。所以，当注入了造影剂之后，在既产生了基频回波分量，又产生了 THI 回波分量的情况下，有可能在它们之间很好地提取某个频率分量。

在相位反转技术中，能够以至少两种传导率产生频带有限的传输信号。另外，在每种传导率中传输信号的极性相互反转（相互有 180 度的相位差）。基频回波分量可以在传输信号的相同极性中产生。THI 回波分量可以在正极性中产生，而不论传输信号的极性。这是因为在非线性现象中，THI 回波分量可以近似为基频回波分量的平方值，这一点可能众所周知。当基频回波分量表示为 $\dot{a}(t)\sin\omega t$ 时，其非线性特征可能近似为 $(a(t)\sin\omega t)^2$ 。所以，THI 回波分量在正极性中

显现，不论传输信号是在正极性中还是在负极性中。与之相反，基频回波分量既在正极性中显现，又在负极性中显现，跟随传输信号的极性。图 4(a)是简化谱图的一个实例，显示了以正极性的传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第一个实施例。另外，图 4(b)也是简化谱图的一个实例，显示了以负极性的传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第一个实施例。按照正极性的传导率（第一种传导率）和负极性的传导率（第二种传导率）两种情况，反差回波分量和 THI 回波分量都是在正极性中显现。与之相反，按照正极性的传导率（第一种传导率），基频回波分量在正极性中显现，而按照负极性的传导率（第二种传导率），又在负极性中显现。

图 5 是一个框图，显示了用于相位反转技术的提取单元 17，依据本发明的第一个实施例。正如上面的解释，按照第一种传导率，基频回波分量在接收信号中的正极性中显现，按照第二种传导率，在接收信号中的负极性中显现。所以，在加法电路 21 中把第一种传导率中传输信号造成的收到信号中的回波分量与第二种传导率中传输信号造成的收到信号中的回波分量相加，在理论上就能消除基频回波分量，反差回波分量和 THI 回波分量可以保留在接收信号中。

图 6 是一个频谱图的实例，显示了从加法电路 21 获得的接收信号分量，依据本发明的第一个实施例。如上所述，按照理论，能够消除基频回波分量。不过实际上，由于细胞组织的移动，一部分基频回波分量可能会保留在相加的信号中。当然，与图 1 所示的同样分量，保留的基频回波分量可能是小得多了。

从加法电路 21 输出的相加信号，可以提供给图 5 中的回波滤波器 22。回波滤波器 22 可能在主机 CPU 的控制之下。响应操作员的指示，主机 CPU 发出的滤波器特征控制信号，可以改变回波滤波器 22 的滤波器特征。例如实际上，对于超声诊断装置的每种成像模式，都可以预先确定和设置滤波器的系数，响应操作员对成像模式的选择，对于回波滤波器 22，能够确定对应于选定模式的滤波器系数。在本发明的第一个实施例中，将讲解三种示范的滤波器特征。如图 6 所示，回波

滤波器 22 的第一种滤波器特征是用于抑制以大约 $2 \cdot f_0$ 为中心的频带，两倍于基频 f_0 。这种以大约 $2 \cdot f_0$ 为中心的频带——其中 THI 回波分量占优势——可以称为 THI 频带。在低于 THI 频带的某个频带和高于 THI 频带的某个频带中，接收信号中所有分量都能保留，而不受到回波滤波器 22 的抑制。

必须注意，在正交解调处理之后，接收信号可能是按参考频率位移后的频率信号。所以实际上，在正交解调处理之后对于接收信号使用回波滤波器 22 时，可能需要准备按照正交解调处理之后的接收信号频率特征调整的滤波器特征。为了更易于讲解，按照正交解调处理之前的接收信号频率特征来讲解本发明的实施例。

上述第一种滤波器特征，主要是在腹部检查中有优越之处。这是因为与其它器官相比，腹部通常移动较少，所以在滤波后的信号中，可能仅仅保留着不多的基频回波分量。

如上所述，回波滤波器 22 利用第一种滤波器特征，抑制接收信号的 THI 频带。在滤波后的信号中，反差回波分量可能占优势。所以，当根据这种滤波后的信号准备影像数据时，就可能改善反差回波分量的可见度，并且有效地增强反差回波分量，使它不至于被基频回波分量和 THI 回波分量淹没。

与腹部相比，循环器官通常移动得相对较宽。在这样一种移动的情况下，带有第一种滤波器特征的回波滤波器 22，或许不能消除或者说有效地降低基频回波分量，结果使滤波后的信号中呈现出相当多的残留基频回波分量。所以在这种情况下，可以对回波滤波器 22 应用第二种滤波器特征。

图 7 是一个频谱图的实例，显示了利用第二种滤波器特征滤波时，从加法电路 21 获得的接收信号分量，依据本发明的第一个实施例。如图 7 所示，回波滤波器 22 的第二种滤波器特征，是用于抑制以大约 $2 \cdot f_0$ 为中心的 THI 频带和以大约 f_0 为中心的频带，后者可以称为基频带。在 THI 频带和基频带之间以大约频率 $1.5 \cdot f_0$ 为中心的频带#1 中，接收信号的所有分量都能够保留而不受到回波滤波器 22 的抑制。

另外，在低于基频带的频带#2 中，接收信号的所有分量也都能够保留而不受到回波滤波器 22 的抑制。再有，在高于 THI 频带的频带#3 中，接收信号的所有分量也都能够保留而不受到回波滤波器 22 的抑制。

在这种条件下，回波滤波器 22 利用第二种滤波器特征，抑制接收信号的 THI 频带和基频带。在滤波后的信号中，反差回波分量可能更占优势。所以，即使是在循环器官的检查中，根据这种滤波后的信号准备成像数据时，就可能改善反差回波分量的可见度，并且有效地增强反差回波分量，使它不至于被基频回波分量和 THI 回波分量埋没。

按照第二种滤波器特征，接收信号保留在离散的频带#1、#2 和#3 中。在#1、#2 和#3 三个频带之中，反差回波分量可能在 THI 频带和基频带之间的频带#1 中最占优势。在某些情况下，最好可能仅仅使频带#1 中的接收信号可视化，而不包括频带#2 和#3。在这种情况下，对回波滤波器 22 可以应用第三种滤波器特征。

一般说来，从滤波器设计和滤波器设置方便的观点来考虑，使单一频带中的成像信号可视化是切合实际的。参考图 8 作为其实例，将讲解使频带#1 中的接收信号可视化。图 8 是一个频谱图的实例，显示了利用第三种滤波器特征滤波时，从加法电路 21 获得的接收信号分量，依据本发明的第一个实施例。如图 8 所示，回波滤波器 22 的第三种滤波器特征，是用于抑制 THI 频带、基频带以及频带#2 和#3。仅仅在频带#1 中，接收信号的所有分量都能够保留而不受到回波滤波器 22 的抑制。

在这种条件下，回波滤波器 22 利用第三种滤波器特征，抑制接收信号的 THI 频带、基频带以及频带#2 和#3。滤波后的信号包括高于频带#2 的频率，所以具有更高的横向分辨率。滤波后的信号还包括低于频带#3 的频率，所以具有更好的穿透性。因此，根据这种滤波后的信号准备成像数据时，就可能改善反差回波分量的可见度，并且有效地增强反差回波分量，使它不至于被基频回波分量和 THI 回波分量埋没。

（第二个实施例）

[相减技术]

类似于相位反转技术，照射到检查对象的传输信号，可能是以基频 f_0 为中心的、相对较窄的频带中分布的频率信号。为了获得这种传输信号，能率比调制技术——例如，它能够以线性放大器驱动或者转换脉冲发生器来实现——可能具有优越性。

同样类似于相位反转技术，在相减技术中，其频带有限的传输信号能够以至少两种传导率产生。不过与相位反转技术不同，在每种传导率中传输信号的极性相互相同。图 9(a)是简化谱图的一个实例，显示了以正极性的第一传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第二个实施例。另外，图 9(b)是简化谱图的一个实例，显示了以正极性的第二传导率发送传输信号时，接收信号的分量，依据本发明的第二个实施例。所以，如图 9(a)和图 9(b)所示，在每种传导率中，基频回波分量、THI 回波分量和反差回波分量，都可以在相同的传输信号极性（即正极性）中显现。

图 10 是一个框图，显示了用于相减技术的提取单元 17，依据本发明的第二个实施例。正如上面的讲解，基频回波分量、THI 回波分量和反差回波分量，都显现在按照第一种和第二种传导率接收的信号的正极性中。基频回波分量和 THI 回波分量可能是从照射了传输信号的细胞组织处得到。这两种分量都可能被每种传导率之间的时间差异所改变，符合检查对象身体的移动。反差回波分量可能是从造影剂得到。由于造影剂随着血流移动，每种传导率之间的信号差异可能大于基频回波分量的差异和 THI 回波分量的差异。

所以，在减法电路 25 中，将以第一种传导率传输信号时接收信号的回波分量与以第二种传导率传输信号时接收信号的回波分量之间相减，基频回波分量和 THI 回波分量能够大幅度减少（尽管有某些残留）。残留的基频回波分量和 THI 回波分量可能比残留的反差回波分量要少。所以，（残留的）反差回波分量能够相对增强。

图 11 是一个频谱图的实例，显示了从减法电路 25 获得的接收信号分量，依据本发明的第二个实施例。

从减法电路 25 输出的相减信号，可以提供给图 10 中的回波滤波

器 26。回波滤波器 26 可能在主机 CPU 的控制之下。响应操作员的指示，主机 CPU 发出的滤波器特征控制信号，可以改变回波滤波器 26 的滤波器特征。例如实际上，对于超声诊断装置的每种成像模式，都可以预先确定和设置滤波器的系数，响应操作员对成像模式的选择，对于回波滤波器 26，能够确定对应于选定模式的滤波器系数。在本发明的第二个实施例中，将讲解两种示范的滤波器特征。这两种示范的滤波器特征对应于本发明第一个实施例中的第二种滤波器特征和第三种滤波器特征——它们已经介绍过了。

如图 11 所示，当第二种滤波器特征应用于回波滤波器 26 时，回波滤波器 26 的第二种滤波器特征是用于抑制以大约 $2 \cdot f_0$ 为中心的 THI 频带，以及以大约 f_0 为中心的基频带。在 THI 频带和基频带之间的频带#1 中，接收信号的所有分量都能够保留而不受到回波滤波器 26 的抑制。另外，在低于基频带的频带#2 中，接收信号的所有分量也都能够保留而不受到回波滤波器 26 的抑制。再有，在高于 THI 频带的频带#3 中，接收信号的所有分量也都能够保留而不受到回波滤波器 26 的抑制。

另外，图 12 是一个频谱图的实例，显示了利用第三种滤波器特征滤波时，从减法电路 25 获得的接收信号分量，依据本发明的第二个实施例。如图 12 所示，回波滤波器 26 的第三种滤波器特征，是用于抑制 THI 频带、基频带以及频带#2 和#3。仅仅在频带#1 中，接收信号的所有分量都能够保留而不受到回波滤波器 26 的抑制。

所以，按照检查对象的检查部位，选择性地使用第二种滤波器特征和第三种滤波器特征，利用选定的滤波器特征滤波后，根据这种接收信号准备成像数据时，就可能改善反差回波分量的可见度，并且有效地增强反差回波分量，使它不至于被基频回波分量和 THI 回波分量埋没。

(第三个实施例)

[多普勒技术]

图 13 一个框图，显示了用于多普勒技术的一个提取单元 17，依

据本发明的第三个实施例。在消除和减少基频回波分量和 THI 回波分量方面，多普勒技术的能力比相位反转技术和相减技术更强。多普勒技术可能在冠状动脉的检查中尤其有效。

类似于相位反转技术，照射到检查对象的传输信号，可能是以基频 f_0 为中心的、相对较窄的频带中分布的频率信号。为了获得这种传输信号，能率比调制技术——例如，它能够以线性放大器驱动或者转换脉冲发生器来实现——可能具有优越性。同样类似于相位反转技术，在多普勒技术中，其频带有限的传输信号能够以至少两种传导率产生。在每种传导率中传输信号的极性可能相互相同。另外，传输信号也可能既包括正极性，也包括负极性，每一种极性都取决于传导率中的每一种。再者，发射传输信号可能以四种传导率或者其整数倍数目的传导率。

图 14(a)是简化谱图的一个实例，显示了接收信号的分量，依据本发明的第三个实施例。另外，图 14(b)是简化谱图的一个实例，显示了以 MTI（移动目标指示器）滤波器对传输信号进行滤波时，接收信号的分量，依据本发明的第三个实施例。

在每种传导率中以相同的极性（以单一极性）发射传输信号时，大部分反差回波分量能够由 MTI 滤波器 28 提取，因为造影剂随着血流移动。与之相反，基频回波分量和 THI 回波分量的主要部分能够被 MTI 滤波器 28 消除或抑制——尽管可能会有少量残留——因为在各传导率之间，这两种分量都被时间差异改变，以符合检查对象身体的移动。

另外，在各传导率之间，以初始极性及其相位反转极性（以正极性和负极性）发射传输信号时，大部分反差回波分量能够由 MTI 滤波器 28 提取，因为造影剂随着血流移动。与之相反，基频回波分量和 THI 回波分量的主要部分能够被 MTI 滤波器 28 消除或抑制——尽管可能会有少量残留——因为在各传导率之间，这两种分量都被时间差异改变，以符合检查对象身体的移动。

从 MTI 滤波器 28 输出的滤波后信号，可以提供给图 13 中的回波

滤波器 29。回波滤波器 29 可能在主机 CPU 的控制之下。响应操作员的指示，主机 CPU 发出的滤波器特征控制信号，可以改变回波滤波器 29 的滤波器特征。例如实际上，对于超声诊断装置的每种成像模式，都可以预先确定和设置滤波器的系数，响应操作员对成像模式的选择，对于回波滤波器 29，能够确定对应于选定模式的滤波器系数。在本发明的第三个实施例中，可能有三种示范的滤波器特征，比如第一种滤波器特征、第二种滤波器特征和第三种滤波器特征，类似于本发明的第一个实施例。

所以，按照检查对象的检查部位，选择性地使用三种滤波器特征，利用选定的滤波器特征滤波后，根据这种接收信号准备成像数据时，就可能改善反差回波分量的可见度，并且有效地增强反差回波分量，使它不至于被基频回波分量和 THI 回波分量埋没。

此外，可能以四种传导率或者其整数倍数目的传导率——相互有 90 度的差异——发射传输信号时，对这些传导率的分量增加处理，基频回波分量和 THI 回波分量都可能消除或减少。

下一步，参考图 15(a)至图 15(c)，介绍影像显示图。图 15(a)至图 15(c)为显示影像的显示实例，这些影像包括增强反差的影像，依据本发明的第一个至第三个实施例中的技术之一。

显示单元 18 依据本发明的第一个至第三个实施例中的技术之一提取的或增强的反差回波分量，准备影像数据(增强反差的影像数据)。另外，在显示单元 18 中，准备的影像数据可能是灰度级别的影像数据或者彩色的影像数据，在显示单元 18 中存放着查找表。形成的影像数据(增强反差的影像数据)能够显示在监视器 13 上，如图 15(a)所示。这是一个在监视器 13 上仅仅显示增强反差影像的实例。

此外，另一个实例可能是在监视器 13 上并排显示彩色增强反差影像和另一幅灰度级别影像，如图 15(b)所示。获得彩色增强反差影像的方式，可能与图 15(a)的介绍相同。与增强反差影像一起显示的另一幅影像，可能是以下列示范方式获得的。可以采用获得增强反差影像所用的接收信号。另外，也可以采用不同于增强反差影像所用的传导率

的接收信号。利用这种接收信号，至少可以提取基频带分量和 THI 频带分量中的一种。显示单元 18 可以根据提取的分量，准备影像数据（即上述的与增强反差影像一起显示的另一幅影像）。这另一幅影像可能是基频影像、THI 影像或者是包括基频带分量和 THI 频带分量的基频和 THI 影像。

再者，如图 15(c)所示，获得方式与上面类似的增强反差影像和获得方式与上面类似的另一幅影像，可能在监视器 13 上显示为一幅合成的影像。增强反差影像部分可以由彩色或灰度显示。另一幅影像部分可以由灰度显示。

按照图 6、图 7、图 11 和图 14(b)中显示的实例，由于滤波后的信号包括基频带和频带#1 至#3 中的至少两个频带，在每种情况下，它都可能改善接收信号的信号强度。

上面介绍的本发明的实施例仅仅是为了使本发明易于理解而介绍的实例，而不是介绍来限制本发明。因此，本发明实施例中公开的每个分量和元件，在本发明的范畴之内，都可以重新设计或者修改为其等效者。不仅如此，这种分量和元件的任何可能的组合，只要获得的优点类似于依据本发明实施例以上公开的材料获得的优点，都可能包括在本发明的范畴中。

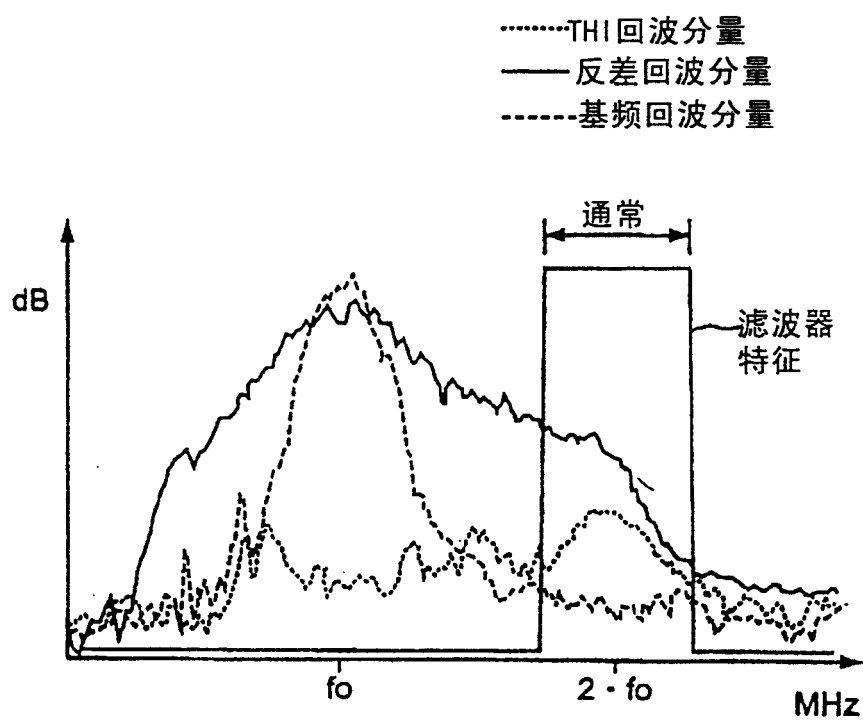


图1 现有技术

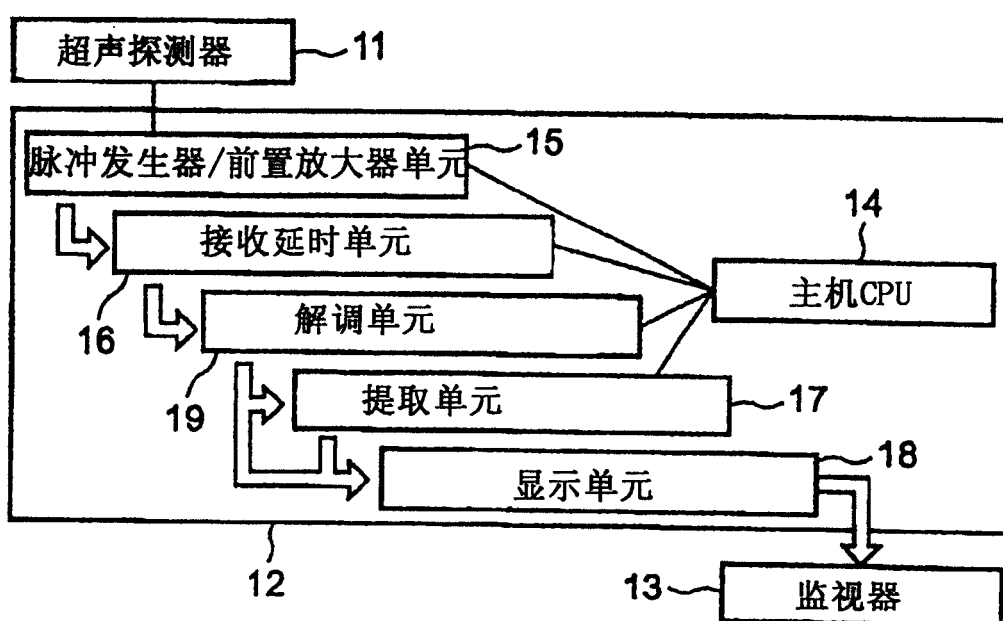
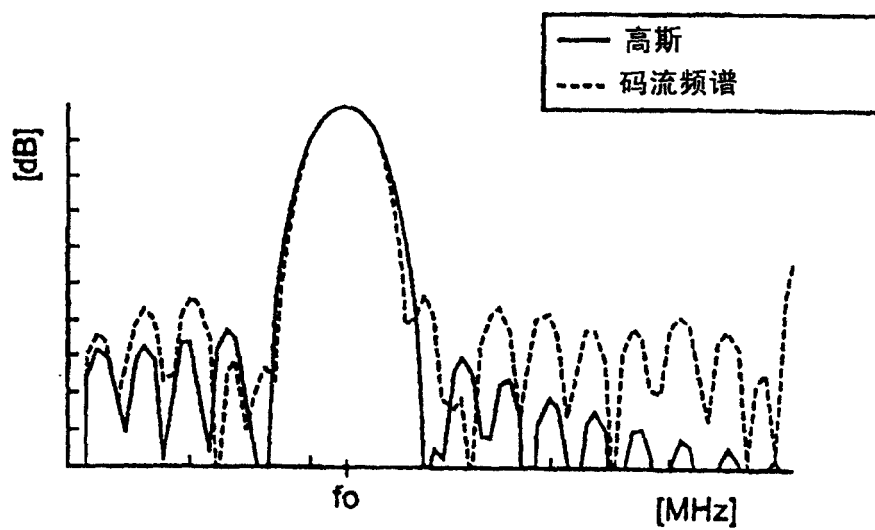
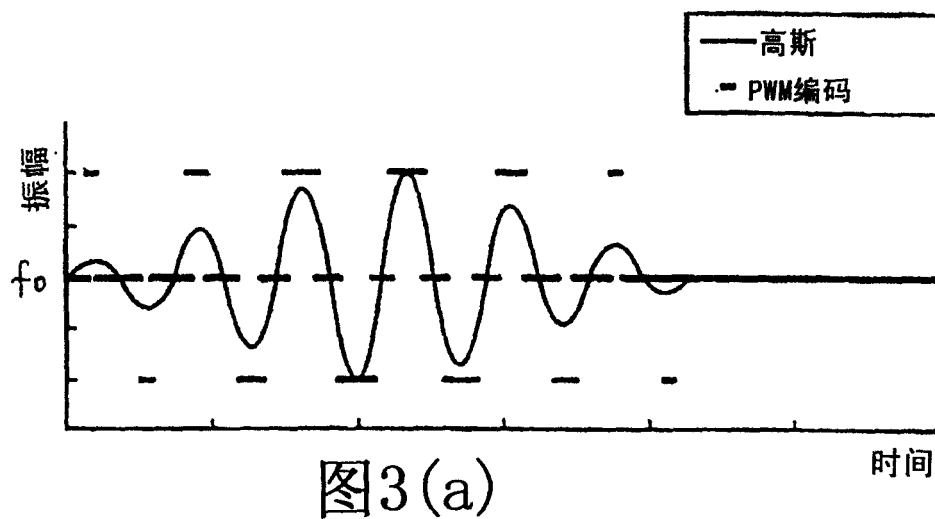


图2



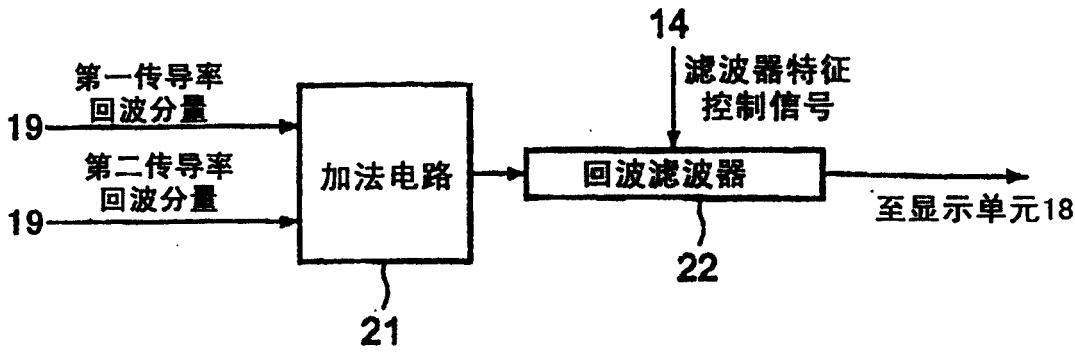


图5

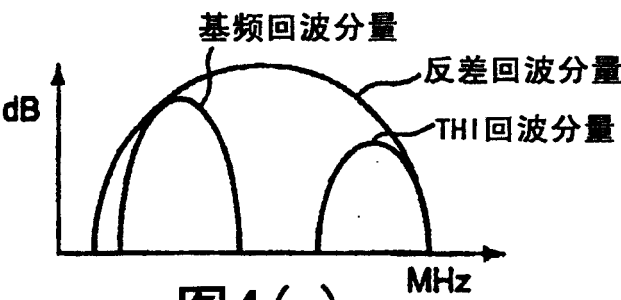


图4(a)

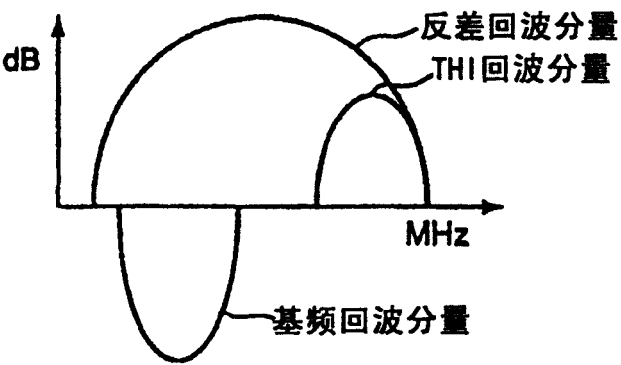


图4(b)

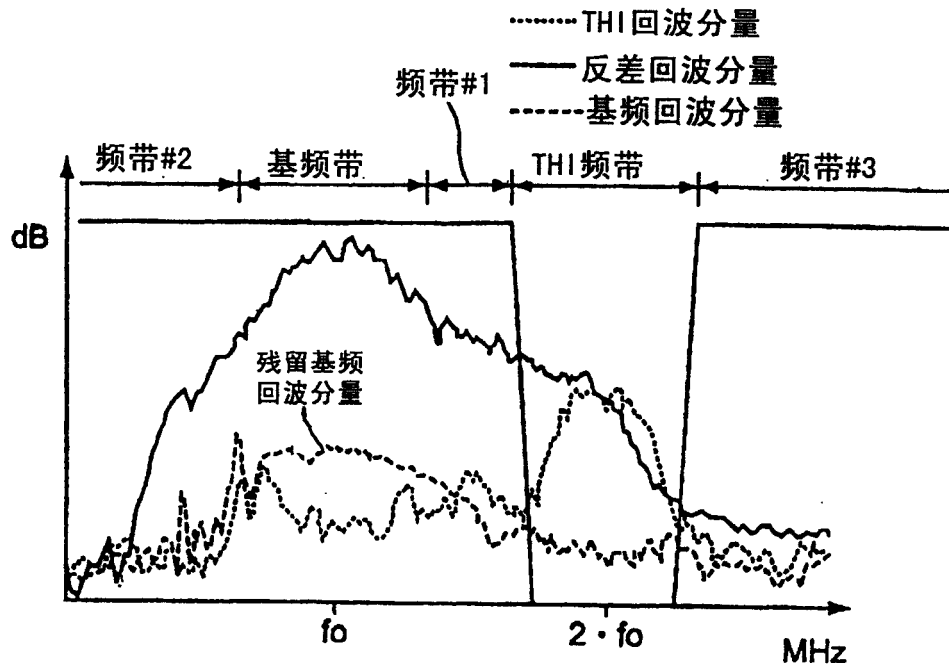


图6

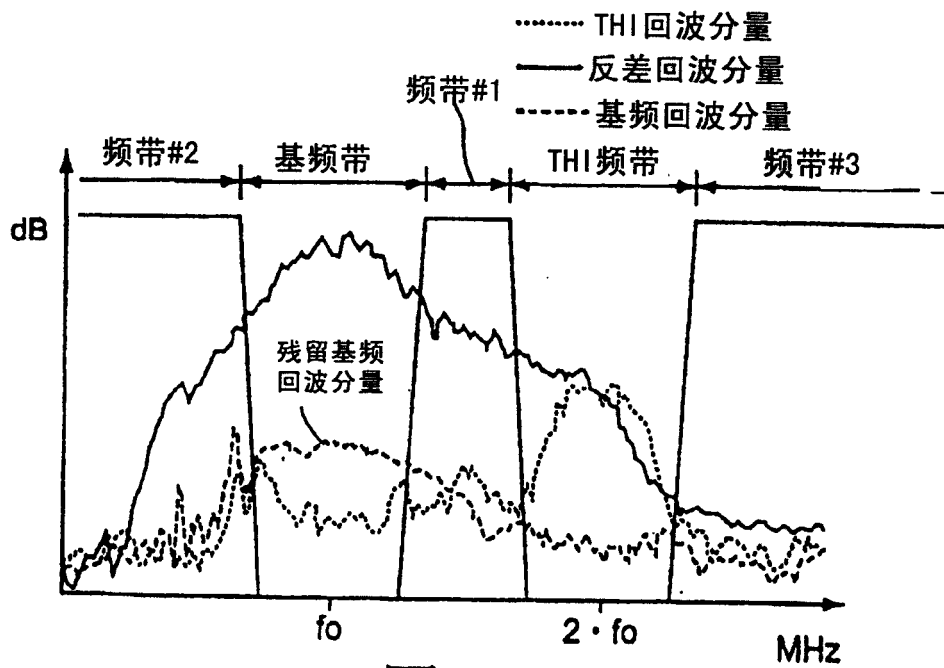


图7

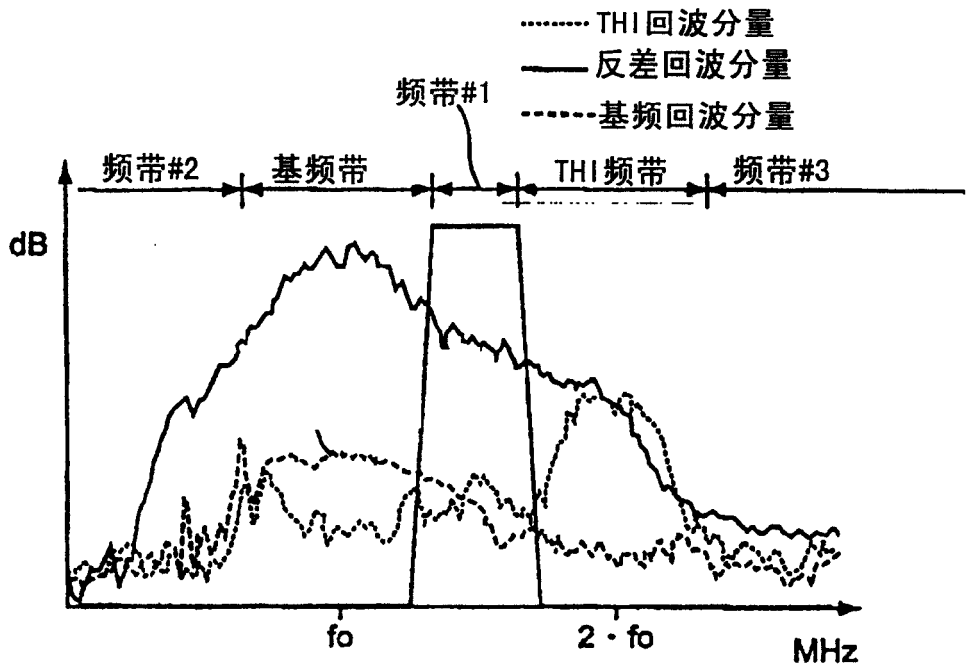


图8

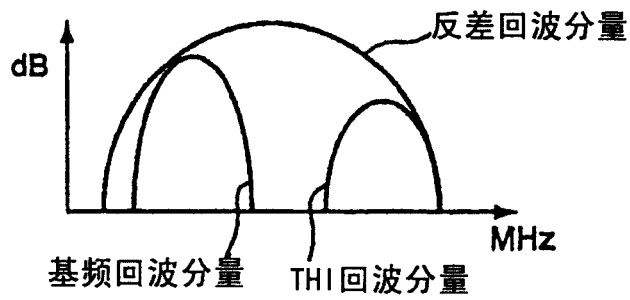


图9(a)

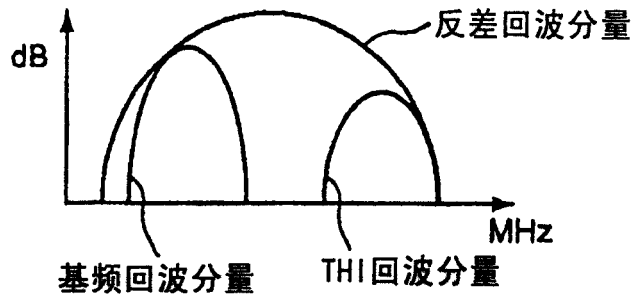


图9(b)

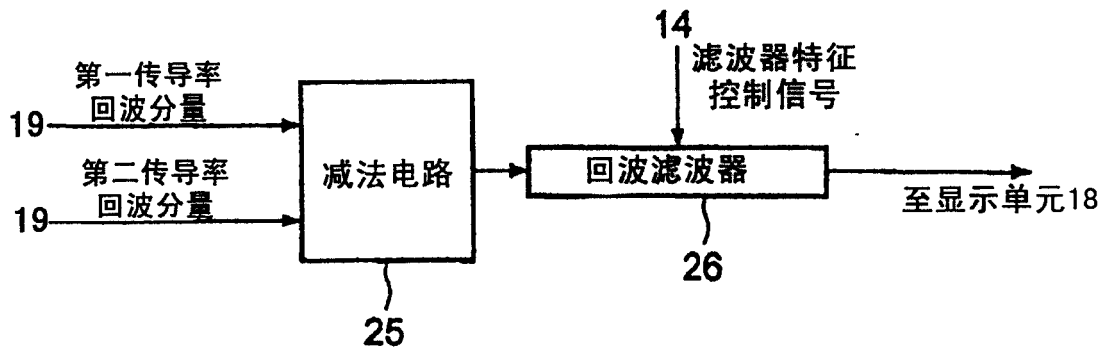


图10

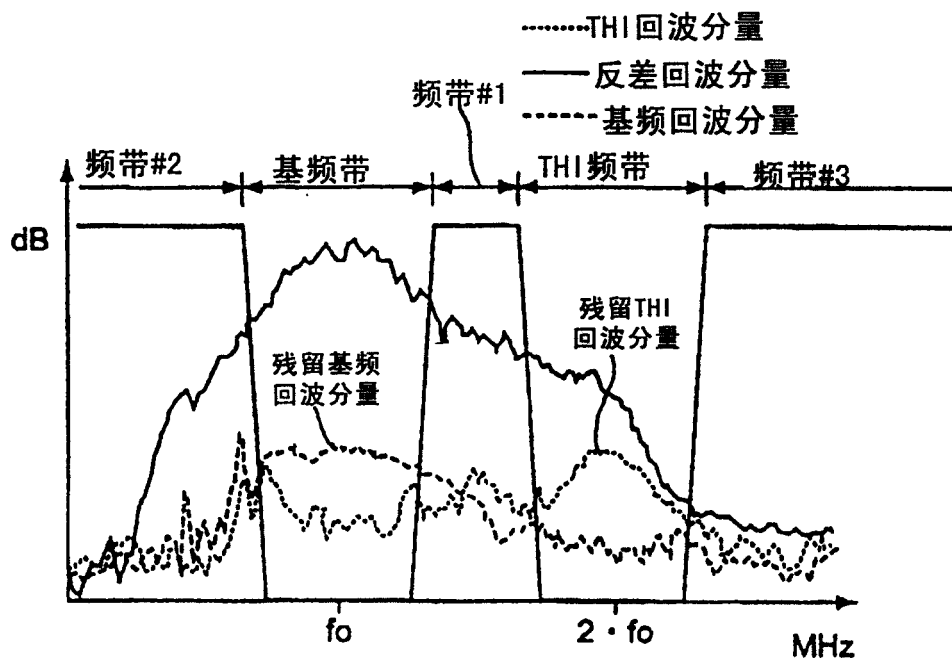


图11

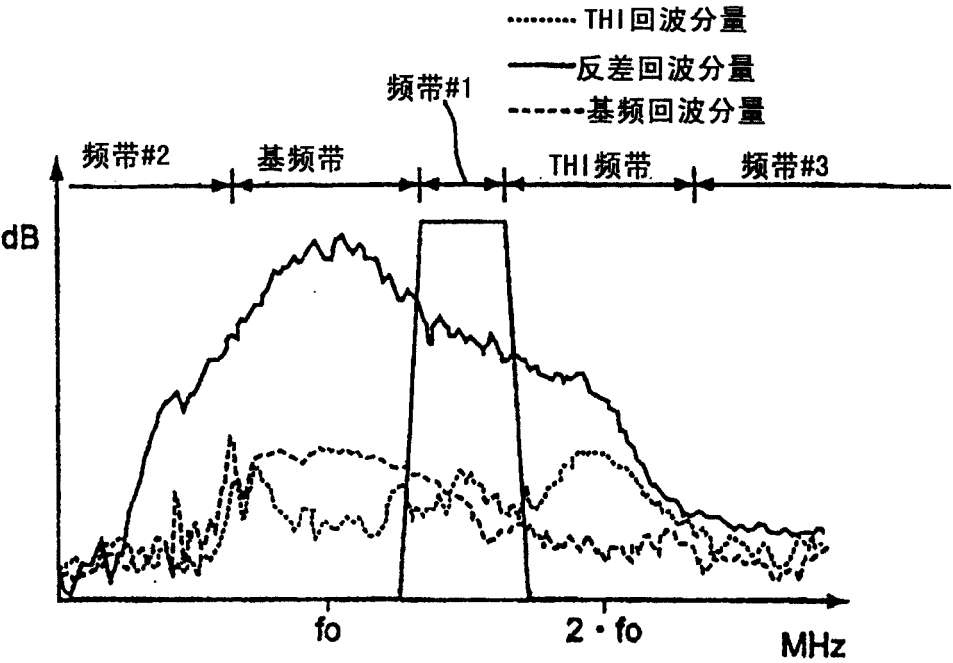


图12

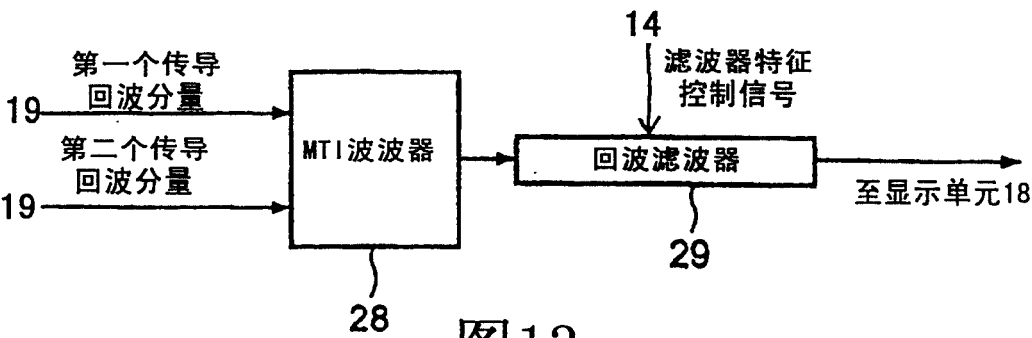


图13

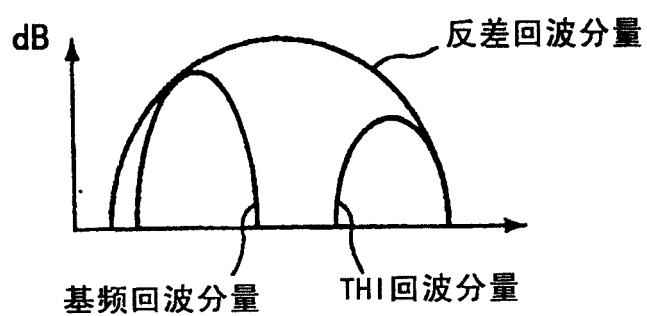


图14(a)

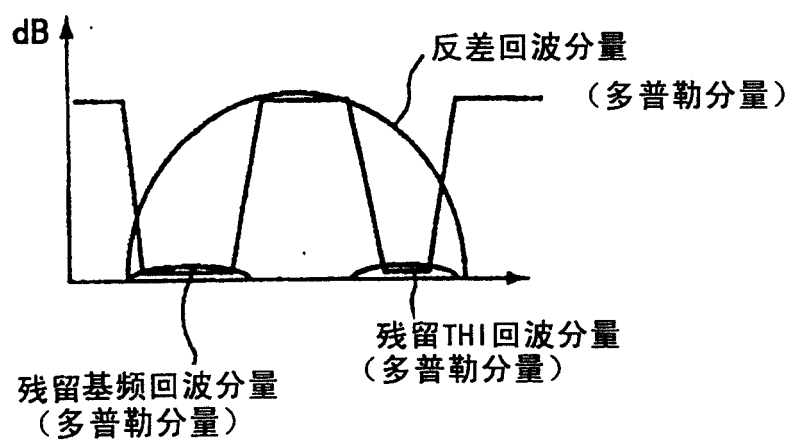


图14(b)

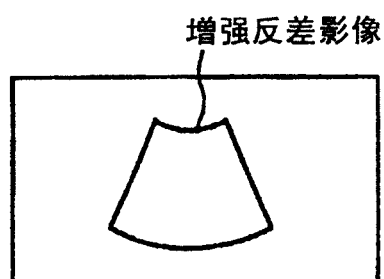


图15(a)

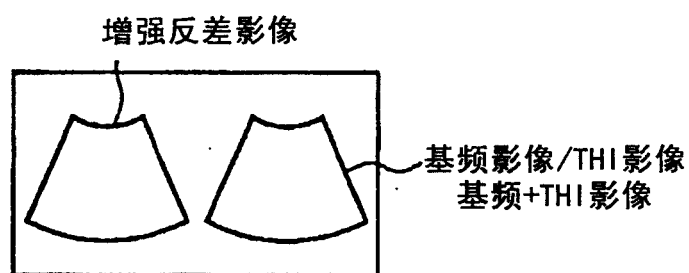


图15(b)

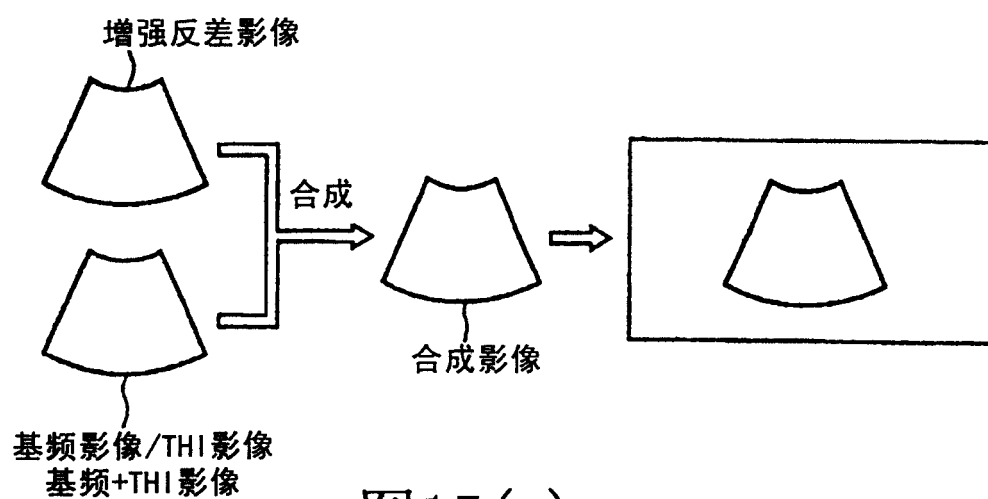


图15(c)

专利名称(译)	使用造影剂的超声成像诊断装置		
公开(公告)号	CN1216575C	公开(公告)日	2005-08-31
申请号	CN02149951.9	申请日	2002-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	川岸哲也		
发明人	川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8981 A61B8/06 G01S7/52038 A61B8/481 G01S7/52046		
代理人(译)	付建军		
优先权	2001343577 2001-11-08 JP		
其他公开文献	CN1416782A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种使用造影剂的超声成像诊断装置，包括一个发射/接收单元、一个加法处理器、一个滤波器和一个影像处理器。发射/接收单元配置为，以至少两种传导率在基频 f_0 向注入了造影剂的某个物体照射其极性交替反转的超声传输信号，并且根据来自该物体的超声传输信号，接收超声回波信号。加法处理器配置为，把发射/接收单元以至少两种传导率中第一种传导率接收的超声回波信号的第一分量和发射/接收单元以至少两种传导率中第二种传导率接收的超声回波信号的第二分量相加，并输出相加的结果。滤波器配置为，对加法处理器输出的结果，抑制至少包括频率 $2 \cdot f_0$ 的第一频带，并输出抑制的结果。影像处理器配置为，根据滤波器输出的结果产生影像数据。

