

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101152095 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 24

(21) 申请号 200710184812. 6

(22) 申请日 2003. 04. 03

(30) 优先权数据

2002-126075 2002. 04. 26 JP

(62) 分案原申请数据

03809289. 1 2003. 04. 03

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 冈田一孝 神田浩 大竹刚

木村刚 林达也

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李香兰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1342057 A, 2002. 03. 27, 全文.

JP 特开 2002-119508 A, 2002. 04. 23, 全文.

JP 特开 2002-34976 A, 2002. 02. 05, 全文.

JP 特开 2001-8933 A, 2001. 01. 16, 全文.

JP 特开 2000-300554 A, 2000. 10. 31, 说明书第 8-13 段, 图 1, 3.

JP 特开平 5-42157 A, 1993. 02. 23, 全文.

审查员 李尹岑

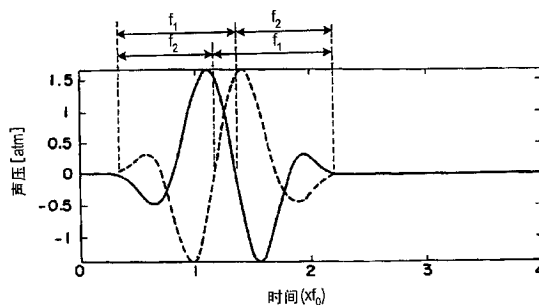
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置, 具备: 超声波探头、借助于超声波探头把超声波信号发送到被检查者体内的送波部、对超声波探头接收的收波信号进行处理的收波部、和根据收波部处理的收波信号生成图像的图像生成部; 其中, 送波部具备在相同方向上并在某时间间隔内对使频率推移的超声波信号进行多次发送的功能; 该多次发送的超声波信号包括以增加频率的方式推移的第 1 波形和以减少频率的方式推移的第 2 波形; 收波部具有对对应于所述第 1 波形的收波信号和对应于所述第 2 波形的收波信号进行调相加法运算的功能, 由此通过组织谐波成像维持分辨率, 同时提高穿透度。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头;

借助于超声波探头把超声波信号发送到被检查者体内的送波部;

对超声波探头接收的收波信号进行处理的收波部;和

根据收波部处理的收波信号生成图像的图像生成部,其中,

所述送波部,具有在相同方向上并在时间间隔内对频率推移的超声波信号进行多次发送的功能,并且多次发送的超声波中包括第 1 波形和第 2 波形;

所述收波部,具有对对应于所述第 1 波形的收波信号和对应于所述第 2 波形的收波信号进行调相加法运算的功能,其特征在于,具有所述送波部以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形,且以经时减少频率的方式推移与所述第 1 波形相比在时间上延迟并通过先进后出功能而不同地输送的所述第 2 波形的功能。

2. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头;

借助于超声波探头把超声波信号发送到被检查者体内的送波部;

对超声波探头接收的收波信号进行处理的收波部;和

根据收波部处理的收波信号生成图像的图像生成部,其中,

所述送波部,具有在相同方向上并在时间间隔内对频率推移的超声波信号进行多次发送的功能,并且多次发送的超声波中包括第 1 波形和第 2 波形;

所述收波部,具有对对应于所述第 1 波形的收波信号和对应于所述第 2 波形的收波信号进行调相加法运算的功能,其特征在于,具有如下所述两种功能:

所述送波部以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形,且以经时减少频率的方式推移与所述第 1 波形相比在时间上延迟并通过先进后出功能而不同地输送的所述第 2 波形的功能,

所述收波部附加增益误差以分别增加或减少分别对应于所述第 1 波形和所述第 2 波形的收波信号并进行调相加法运算的功能。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形,而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述第 1 波形和所述第 2 波形具有相对于时间轴的垂直线呈线对称的形状。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述送波部具有对所述超声波信号的送波焦点深度进行可变设置的功能,并根据所述送波焦点深度对所述第 1 波形和所述第 2 波形的频率发生推移的变化率进行可变设置。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述第 1 波形和所述第 2 波形是分别以降低信号强度的方式发生推移的波形。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述送波部具有对所述超声波信号的送波焦点深度进行可变设置的功能,并根据所述送波焦点深度对所述第 1 波形和所述第 2 波形的频率发生推移的变化率、以及该第 1 波形和第

2 波形的信号强度发生推移的变化率中的至少一个进行可变设置。

7. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述收波部具有附加增益误差以分别增加或减少分别对应于所述第 1 波形和所述第 2 波形的收波信号并进行调相加法运算的功能时,根据所述收波信号的接收定时对所述增益误差进行可变设置。

8. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述收波部具有抽出所述收波信号的设置频带的滤波器,根据所述收波信号的接收定时对所述频带进行可变设置。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形,而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述第 1 波形或所述第 2 波形或所述第 1 波形和所述第 2 波形两者每隔 2 个以上周期增加或减少频率。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形,而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述第 1 波形或所述第 2 波形或所述第 1 波形和所述第 2 波形两者每隔不到 1 个周期增加或减少频率。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,当所述送波部具有以经时增加频率的方式推移所述第 1 波形,而以经时减少频率的方式推移所述第 2 波形的功能时,所述第 1 波形或所述第 2 波形或所述第 1 波形和所述第 2 波形两者连续地增加或减少频率。

超声波诊断装置

[0001] 本申请是申请日为 2003 年 4 月 3 日、申请号为 038092891、名称为“超声波诊断装置”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种超声波诊断装置、特别是涉及一种把超声波在被检查者体内传播时所产生的高次谐波信号图像化的超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置是向被检查者体内发送超声波信号,根据包括其回声信号的收波信号可以得到如提供给断层图像等的诊断的信息。

[0004] 关于表示这种断层图像的技术,通过将相对于发送信号的基波成分(频率 f_0)的高次谐波成分(如频率为 $2f_0$ 、 $3f_0$ 等)进行图像化,可以得到高对比度的图像。这种摄像法也被称之为组织谐波成像(Tissue Harmonic Imaging)。

[0005] 上述的高次谐波成分主要是由超声波在被检查者体内传播时产生的非线性偏斜而引起的。即,照射在生物体内的超声波根据组织的非线性应答而使信号在组织传播过程中发生偏斜,从而增加高次谐波成分。其结果是在该回声信号中含有如基波 f_0 的 2 倍频率的 $2f_0$ 成分、3 倍频率的 $3f_0$ 成分。

[0006] 在组织谐波成像中,如何抽出强高次谐波成分的回声成为关键。作为以往所报告的组织谐波成像方法的一例,有被称之为过滤法的方法。

[0007] 这是使用中心频率为如 $2f_0$ 的带通滤波器而从收波信号抽出如 $2f_0$ 的高次谐波成分。另外,作为另一个例子,还有称之为脉冲转换法的方法。这是以某时间间隔发送使极性相互转换的第 1 和第 2 送波形,并对各自的回声信号进行调相加法运算,通过消除基波成分来强调 2 次高次谐波成分。另外,如在日本的特开 2002-34946 号公报中公开了从相对于 2 个不同中心频率的发送信号而得到的收波信号中,经由各自的滤波器抽出谐波成分,然后进行合成以使谐波成分宽带化,增大波束深度方向上的分辨力和信号强度,且抑制运动伪像的发生。但问题是,超声波信号的高次谐波成分的频率高于基波成分,所以在传播时容易受到衰减的影响,来自深部的回声信号的到达程度即穿透度不好。另一方面,如果降低基波的中心频率 f_0 ,因难以受到衰减的影响,所以能提高穿透度,但众所周知降低了分辨率。

发明内容

[0008] 本发明正是鉴于上述问题而完成的,其课题是在维持分辨率的同时提高穿透度。

[0009] 本发明的超声波诊断装置具备:超声波探头、借助于超声波探头把超声波信号发送到被检查者体内的送波部、对超声波探头接收的收波信号进行处理的收波部、根据收波部处理的收波信号生成图像的图像生成部;送波部具有在相同方向上且以某时间间隔多次发送使频率推移的超声波信号的功能,其多次发送的超声波信号含有以频率增加的方式推移的第 1 波形和以频率减少的方式推移的第 2 波形;收波部具有对对应于第 1 波形的收波

信号和对应于第 2 波形的收波信号进行调相加法运算的功能,由此来解决上述课题。

[0010] 如此以来,与以往那样对相同频率 f_0 的波形进行极性颠倒而发送的情况相比,调相加法运算后的收波信号的频谱发生变化,并能强调在 f_0 至 $2f_0$ 频带的成分。这种频带成分的频率低于 $2f_0$,所以较难受到衰减的影响,且穿透度较好。因此,通过抽出该频率成分并由此生成图像,即使降低 f_0 ,即降低分辨率,仍能提高组织谐波成像的穿透度。

[0011] 这里,频率推移的波形也可以是指如联结频率不同的波形的 1 个周期或多个周期而成的波形。另外,也可以作为连接频率不同的波形的 1/2 周期、1/4 周期、1/8 周期等部分而成的结构,也可以是使用频率连续变化的线性调频脉冲波形的波形。

[0012] 此时,上述频谱的改变是通过第 1 波形和第 2 波形的频率推移的变化率进行可变设置而改变的,但特别是当得到来自被检查者体内深部位置(距探头较远的部位)的诊断信息时,则使收波信号的频谱向较低的方向偏移,以便重视穿透度的方式设置送波为好。因此,送波部具有对超声波信号的送波焦点的深度进行可变设置的功能,则根据送波焦点的深度来可变设置第 1 波形和第 2 波形的频率改变的变化率比较好。

[0013] 另外,此时,如果第 1 波形和第 2 波形的信号强度是以减少的方式发生变化,则能强调上述波谱的变化。此时,也可以根据送波焦点的深度对第 1 波形和第 2 波形的根据送波焦点深度而改变了的信号强度变化率进行可变设置。

[0014] 另外,作为第 1 波形和第 2 波形的极性相互转换的结构,收波部也可以是作为具有附加增益误差以分别增加或减少分别对应于第 1 波形和第 2 波形的收波信号而进行调相加法运算的功能的结构。

[0015] 如此以来,调相加法运算后的收波信号的频谱发生改变,并能强调在 f_0 至 $2f_0$ 的频带的成分,所以即使降低 f_0 ,即降低分辨率,仍能提高组织谐波成像的穿透度。此时,也可以是作为根据收波信号的接收同步即收波焦点的深度对增益误差进行可变调节的构成。例如,对于分别对应于第 1 波形和第 2 波形的收波信号,也可以作为进行接收同步和增益的相关曲线不同的定时·增益·控制的构成。

[0016] 另外,收波部也可以作为具有对收波信号进行收波焦点处理的功能、并具有抽出该收波信号的设置频带的滤波器、且根据收波焦点的设置深度对频带进行可变设置的构成。由此,与收波焦点深度即被检查者体内的诊断部位的深度差异造成的衰减差异而引起的收波信号频谱变化相适应,可以抽出需要的频带成分。

[0017] 另外,当对第 1 波形和第 2 波形的根据送波焦点设置深度而推移的频率变化率或信号强度变化率进行可变设置时,因与它们的改变所造成的收波信号的频谱变化相适应,所以也可以是作为根据送波焦点的设置深度对滤波器的频带进行可变设置的构成。

附图说明：

[0018] 图 1 是表示应用本发明而成的超声波诊断装置的第 1 实施例的构成的图。

[0019] 图 2 是表示通过现有的脉冲转换法引起的送波信号波形与送波信号和收波信号的频谱之间的模拟结果的图。

[0020] 图 3 是表示图 1 的超声波诊断装置中的发送信号波形与发送信号和收波信号的频谱之间的模拟结果的图。

[0021] 图 4 是表示由收波信号的产生深度造成的接收频谱改变的模式图。

[0022] 图 5 是表示应用本发明而成的超声波诊断装置的第 2 实施例的送波信号波形与送波信号和收波信号的频谱之间的模拟结果的图。

[0023] 图 6 是表示应用本发明而成的超声波诊断装置的第 3 实施例的构成的图。

[0024] 图 7 是表示应用本发明而成的超声波诊断装置的第 3 实施例的发送信号与收波信号的频谱的模拟结果的图。

[0025] 图 8 是表示应用本发明而成的超声波诊断装置的第 3 实施例的发送信号与收波信号的频谱的模拟结果的图。

[0026] 图 9 是表示应用本发明而成的超声波诊断装置的第 3 实施例的发送信号与收波信号的频谱的模拟结果的图。

具体实施方式

[0027] 实施例 1

[0028] 下面,对应用本发明而成的超声波诊断装置的第 1 实施例进行说明。图 1 是表示本实施例的超声波诊断装置的构成的图。如图 1 所示,超声波诊断装置是具有超声波探头 1、借助于超声波探头 1 向未图示的被检查者发送超声波信号的送波部 3、借助于超声波探头 1 对含有来自被检查者的回声信号等的收波信号进行接收及处理的收波部 5、根据收波部 5 所处理的信号而生成诊断图像并显示的图像生成显示部 7 而构成的。图像生成显示部 7 包括未图示的进行检波、压缩等的视频处理部、多普勒处理部和扫描变换部。

[0029] 送波部 3 构成为具有:任意波形产生器 9,其具有生成组合了分别有需要的振幅、频率、起始相位的多个波形的发送信号的功能;时间轴控制器 11,其具有使任意波形产生器 9 输出的波形发生时序颠倒的功能;发送器 13,其具有功率放大器且根据时间轴控制器 11 的输出信号向超声波探头 1 提供驱动信号。其中,时间轴控制器 11 具有把任意波形产生器 9 的输出作为输入信号的先进先出功能和先进后出功能,且具有移位寄存器。

[0030] 收波部 5 构成为具有:接收器 15,其输入超声波探头 1 输出的收波信号并含有未图示的前置放大器、定时·增益·控制(TGC)放大器、A/D 变换器;调相加法器 17,其对从接收器 15 输出的且与超声波探头 1 的各振子相对应的信道的收波信号进行调相,进行加法运算并作为 RF 线信号而输出;线加法器 19,其保持先从调相加法器 17 输出的收波信号,并考虑到时间延迟之后输出的收波信号和相位而进行 RF 加法运算后输出;带通滤波器 21,其具有从线加法器 19 的输出信号中抽出特定频带的带通数字式过滤运算功能。作为调相加法器 17,使用所谓数字式波束成形以使把加法处理中的偏斜作为最小限度。另外,设有系统控制部 23 以总括上述的送波部 3、收波部 5 和图像生成显示部 7 内的各元件的运行。另外,超声波探头 1 具有与未图示的被检者对向的并排成列状或面状的多个振子 25 而构成。

[0031] 接着,对上述的超声波诊断装置的运行进行说明。首先,任意波形产生器 9 根据来自系统控制部 23 的指示生成并输出发送信号的波形。该任意波形产生器 9 的输出信号波形使经时改变频率的波形连续而构成。这一点在后面将会详细描述。任意波形产生器 9 的输出信号被输入到时间轴控制器 11,首先并不需通过先进先出功能使时序颠倒,而作为第 1 波形输出。然后,时间轴控制器 11 进行时间延迟并通过先进后出功能输出第 2 波形,该第 2 波形具有第 1 波形相对于和时间轴垂直的线而对称地颠倒的形状。发送器 13 根据这些第 1 波形、第 2 波形实施众所周知的送波焦点处理,生成并输出超声波探头 1 的各振子 25

的驱动信号。从送波器 13 经由未图示的收发分离电路提供驱动信号的振子 25 分别振动而产生超声波,在未图示的被检查者体内形成超声波束,所述的超声波束是在每个振子 25 所输出的超声波的波阵面相一致的方向上行进。

[0032] 另一方面,作为这种超声波束,在被检查者体内传播的超声波信号在被检查者体内的声阻抗不同的部位发生反射,该反射波返回超声波探头 1,并作为收波信号而被接收。通过振子 25 把收波信号由声波转换成电信号,经由未图示的收发分离电路输入到接收器 15。在接收部 15,由前置放大器和 TGC 放大器对各振子 25 相对应的各信道的收波信号放大,并进行 A/D 转换,并输出。接收器 15 的输出信号被输入到调相加法器 17 中,关于因收波信号的产生部位到各振子 25 的不同距离造成的定时偏差,可在实施了众所周知的通过时间延迟处理以进行逐次矫正的动态焦点处理之后进行加法运算,并输出。伴随这些信号收波的处理,是针对和上述第 1 波形、第 2 波形分别相对应的收波信号而分别进行的。然后,线加法器 19 暂时保持和第 1 波形相对应的收波信号,在时间延迟之后通过和对应于第 2 波形的收波信号进行加法运算而合成这些对应于第 1 波形的收波信号和对应于第 2 波形的收波信号,并作为已合成的收波信号输出。然后,在带通滤波器 21 上,抽出已合成的收波信号的规定频带成分,图像生成显示部 7 根据其抽出的频带成分的信号生成并显示超声波诊断图像。即,超声波诊断装置在扫描波束方向的同时实施上述运行,在图像生成显示部 7 对各扫描线相对应的线加法器的输出进行检波、压缩等视频处理、多普勒信号处理、扫描变换,生成众所周知的 B 模式或多普勒模式的图像。此外,系统控制部 23 在控制这一系列的运行的同时,也合并产生任意波形产生器 9 的数据。

[0033] 接着,对和本发明的超声波诊断装置的特征有关的第 1 波形、第 2 波形的波形、发送信号与收波信号的频谱进行说明。首先,为了易于理解本实施例的特征,关于现有的脉冲转换法中的第 1 波形、第 2 波形的波形以及发送信号和收波信号的频谱,模拟结果图示并说明于图 2。图 2a 是以时间为横坐标、以发送信号的声压为纵坐标以表示第 1 波形和第 2 波形的图。这里,第 1 波形用实线表示,第 2 波形用虚线表示。如图 2a 所示,为了使第 1 波形和第 2 波形的相同频率 f_0 ($= 2\text{MHz}$) 的正弦波的连续 2 周期进行 Hanning 加权以便其与生物体中的波形相类似。然后,第 1 波形和第 2 波形之间的关系成为颠倒其极性的关系。即,第 1 波形成为在信号开始时的声压下降的极性,第 2 波形成为声压升高的极性。

[0034] 图 2b 是表示发送信号和对分别对应于第 1 波形以及第 2 波形的收波信号进行调相加法运算的收波信号的频谱的图。该图的横坐标为相对于 $f_0 = 2.0\text{MHz}$ 的比频率 (f/f_0),纵坐标为信号强度 (dB)。在图 2b 中,发送信号的频谱用虚线表示,已合成的收波信号的频谱用实线表示。

[0035] 如图 2b 所示,当送波信号的频谱从 0 升高频率时,信号强度增强,在频率中 f_0 具有第 1 的极大的波峰。然后,如果进一步升高频率,则信号强度减弱,在频率 $2f_0$ 中,相对于第 1 波峰而减少到 -40dB 以下。然后,如果从频率 $2f_0$ 进一步升高频率,则信号强度再次转为升高,在频率 $2.3f_0$ 附近取第 2 波峰,随后再次降低。该第 2 波峰的信号强度相对于第 1 波峰约是 -32dB 。

[0036] 另一方面,已合成的收波信号的频谱在 $0.6f_0$ 附近、 $2f_0$ 附近和 $4f_0$ 附近具有信号强度达到极大的波峰,在 $1.2f_0$ 附近和 $3.3f_0$ 附近有信号强度达到极小的波谷。波峰中信号强度达到最大的是 $2f_0$ 附近的波峰,与该信号强度相对的 $0.6f_0$ 附近和 $4f_0$ 附近的波峰的信号

强度均约为 -14dB 。另一方面,关于在信号强度达到极小的波谷处的信号强度,相对于 $2f_0$ 附近的信号强度,在 $1.2f_0$ 附近约为 -28dB ,在 $3.3f_0$ 附近约为 -21dB 。

[0037] 接着,关于本实施例的超声波诊断装置中的频率位移的第 1 波形及第 2 波形的波形、和发送信号及收波信号的频谱的一例,模拟结果图示并说明于图 3。图 3a 是以时间为横坐标、以发送信号的声压为纵坐标以表示第 1 波形和第 2 波形的图。这里,第 1 波形用实线表示,第 2 波形用虚线表示。如图 3a 所示,第 1 波形是使频率 $f_1 (= 1.8\text{MHz})$ 的第 1 周期和频率 $f_2 (= 2.2\text{MHz})$ 的第 2 周期连续而构成的,并成为信号开始时声压降低的极性。另一方面,第 2 波形是使频率 f_2 的第 1 周期和频率 f_1 的第 2 周期连续而构成的,该周期之间以某种变化率发生变化。另外,对这些第 1 波形和第 2 波形进行 Hanning 加权以便其与图 2a 所示的波形相同。换言之,可以说第 2 波形是使第 2 波形发生时序颠倒而成的。

[0038] 图 3b 是表示发送信号和对分别对应于第 1 波形以及第 2 波形的收波信号进行调相加法运算的收波信号的频谱的图。该图和图 2b 一样,横坐标为相对于 $f_0 = 2.0\text{MHz}$ 的比频率 (f/f_0),纵坐标为信号强度 (dB)。在图 3(b) 中,发送信号的频谱用虚线表示,被调相加法运算了的收波信号的频谱用实线表示。

[0039] 如图 3b 所示,当发送信号的频谱从 0 升高频率时,信号强度增强,在频率中 f_0 有达到极大的波峰。然后,如果进一步升高频率,则信号强度减弱。信号强度的降低率在频率 $2f_0$ 附近变小,当降低率大致到 0 之后,信号强度随下降率再次变大而降低。另外,在频率 $2f_0$ 附近的信号强度相对于频率 f_0 的波峰约为 -23dB 。

[0040] 另一方面,进行了调相加法运算的收波信号的频谱在 $0.4f_0$ 附近、 $1.6f_0$ 附近和 $2.8f_0$ 附近具有信号强度达到极大的波峰,在 $0.7f_0$ 附近、 $2.2f_0$ 附近和 $3.7f_0$ 附近具有信号强度达到极小的波谷。极大的波峰中信号强度达到最大的是 $1.6f_0$ 附近的波峰,与该信号强度相对的 $0.4f_0$ 附近和 $2.8f_0$ 附近的波峰的信号强度分别约为 -12dB 和 -2dB 。另一方面,关于在信号强度达到极小的波谷处的信号强度,在 $0.7f_0$ 附近约为 -14dB ,在 $2.2f_0$ 附近约为 -17dB ,在 $3.7f_0$ 附近约为 -35dB 。

[0041] 把图 3b 与图 2b 进行比较可知,在现有的脉冲转换法中,当对分别对应于第 1 波形和第 2 波形的收波信号进行合成时,最强调 $2f_0$ 附近的频率成分,与此相对,通过错开 f_1 和 f_2 ,信号强度的峰值在 $1.6f_0$ 附近,频谱的偏斜较低。

[0042] 然后,在本实施例的超声波诊断装置中,其特征在于,根据送波焦点的设置深度,对频率 f_1 和 f_2 的差 $\Delta f = |f_1 - f_2|$ 进行可变设置。具体地说,随着送波焦点深度的逐渐加深,可变设定着 Δf ,以使已合成的收波信号之信号的频谱较低偏斜,所述收波信号分别对应于第 1 波形和第 2 波形。此外,此时频率 f_1 和 f_2 的平均频率恒定在 f_0 。另外,当送波焦点的深度较浅时,则使 Δf 为 0 并采用现有的脉冲转换法进行信号收发。然后,随着送波焦点深度的逐渐加深,使 Δf 发生变化,上述频谱的峰值自 $2f_0$ 至如 f_0 、优选自 $2f_0$ 至如 $1.5f_0$ 发生偏移那样生成发送信号。例如,把改变了送波焦点深度的多个超声波束的收波信号合起来,当进行众所周知的完成 1 根波束线的信号接收的发送多焦点时,根据各焦点深度使 Δf 可变。例如,当进行 3 个焦点时,以焦点深度较浅为基准,设置各 Δf 以使频谱的波峰为如 $2f_0$ 、 $1.8f_0$ 、 $1.6f_0$ 。关于与这种送波焦点深度相对应的 Δf 的设置,可以通过使用模拟或超声波仿真的实验而进行。

[0043] 另外,在本实施例的超声波诊断装置中,其特征在于,根据上述频谱的偏移使带通

滤波器 21 的传输频带可变。具体地说,为了适应于进行了调相加法运算后的收波信号的频谱偏移,随着送波焦点深度的加深而使传输频带的偏移较低。

[0044] 另外,即使在发送信号没有改变时,该带通滤波器 21 的传输频带也根据收波焦点的深度成为可变。即,图 4 是表示来自被检者的浅表部位即来自距离超声波探头较近部位的收波信号的接收频谱、和来自被检者的较深部位即来自距离超声波探头较远部位的收波信号的接收频谱的模式图。此外,在图 4 中,为了使说明简单,作为高次谐波成分而只表示 $2f_0$ 。其中,发送信号通常是数周期的脉冲波,所以如图 4 所示的频谱以 f_0 、 $2f_0$ 为中心而分别有某种程度的带通。如图 4 所示,来自较深位置的收波信号频谱增加超声波在生物体内传播时的非线性偏斜造成的高次谐波成分,当着眼于高次谐波成分的频谱分布时,越高频率成分受到传播时衰减的影响较大,所以频谱偏移到较低中心频率也降低。因此,为了处理这一点,带通滤波器 21 的传输频带的设置是以随着收波焦点的焦点深度的加深而有较低偏移的方式而联动于收波焦点的动态焦点。具体地说,作为带通滤波器 21,当使用数字式 FIR 滤波器时,其系数联动于收波焦点深度且是可变的。

[0045] 如上所述,根据本实施例,通过对分别对应于以增加频率的方式变化的第 1 波形和以减少频率的方式变化的第 2 波形的收波信号进行调相加法运算,强调 f_0 到 $2f_0$ 之间的频率成分,所以和强调 $2f_0$ 的现有脉冲转换法相比,更难以被衰减所影响,在焦点深度较深的部分可以提高穿透度,而在较浅的部分是通过 $2f_0$ 图像化,所以具有可以保持分辨率的效果。

[0046] 另外,根据送波焦点深度对第 1 波形和第 2 波形的频率改变的变化率进行可变设置,所以在较浅的焦点深度处强调较高的频率成分而作为重视对比度的设置,关于较深的焦点深度,则是强调相对较低的频率成分而作为重视穿透度的设置,根据送波焦点的设置深度可以生成良好的图像。

[0047] 而且,对进行调相加法运算之后的收波信号进行频率带通滤波器运算,根据送波焦点深度是该传输频带可变,所以可以抽出根据发送信号改变的变化率而被强调的频带。

[0048] 另外,根据收波焦点深度也可以对该传输频带进行可变设置,所以可以抽出的频带已经适应了由收波信号的传播距离的不同所引起的衰减的不同造成收波信号的频谱变化。

[0049] 另外,例如当对穿透度不成问题的相对较浅部位进行诊断时,也可以抽出频率高于 $2f_0$ 的成分而进行图像的生成。例如,由图 3b 可知 $2.8f_0$ 附近也有波峰,但如也可以通过带通滤波器抽出这种频率大于 $2f_0$ 的波峰附近的信号强度而进行图像的形成。由此,诊断较浅部位时的图像对比度比较好。

[0050] 另外,当对这种较浅部位进行诊断时,也可以升高发送信号的中心频率。例如在图 3 的例子中,中心频率 $f_0 = 2.0\text{MHz}$,第 1 波形和第 2 波形分别为 $f_1 = 1.8\text{MHz}$ 、 $f_2 = 2.2\text{MHz}$,但也可以作为如中心频率 $f_0 = 2.1\text{MHz}$ 、 $f_1 = 2.0\text{MHz}$ 、 $f_2 = 2.2\text{MHz}$ 。由此,在穿透度不成问题的相对较浅的深度,可以得到对比度良好的图像。

[0051] 其中,在上述实施例中,通过由时间轴控制器而使第 1 波形发生时序颠倒,从而得到第 2 波形,但当任意波形产生器可以直接产生第 2 波形时,不需要时间轴控制器。

[0052] 另外,在上述的实施例中,第 1 波形和第 2 波形分别具有连续 2 个周期的波形,但也可以由连续 3 个周期以上的波形构成。例如,将第 1 波形是以 $f_1 = 1.8\text{MHz}$ 、 $f_2 = 2.0\text{MHz}$ 、

$f_3 = 2.2\text{MHz}$ 的波形分别以 1 个周期连续,第 2 波形也可以是时序颠倒第 1 波形而成的波形。由此,第 1 波形是中心频率 f_1 、 f_2 、 \dots 、 f_n 、 \dots 、 f_N ($N \geq 2$) 的 1 个周期的连续,且 $f_1 < f_2 < \dots < f_n < \dots < f_N$,当第 2 波形和第 1 波形的关系是时间轴转换关系时,即使 $N = 4$ 以上也无损本发明的宗旨,但如果增加频率,则可相对减少两送波的差,所以本发明在 $N < 6$ 左右的范围内尤其有效。

[0053] 另外,在上述实施例中,第 1 波形和第 2 波形是通过组合每 1 个周期频率不同的正弦波而构成的,但例如也可以是每隔 2 个周期以上的频率不相同。另外,例如也可以使如同每 1/2 周期、1/4 周期的频率不相同,进而也可以使用频率连续改变的所谓线性调频脉冲波形。

[0054] 实施例 2

[0055] 接着,对应用本发明而成的超声波诊断装置的第 2 实施例进行说明。省略相同于第 1 实施例的部分的说明,只说明它们的不同点。本实施例的超声波诊断装置的特征是第 1 波形和第 2 波形的振幅都发生改变。即,在本实施例中,其特征是把第 1 波形和第 2 波形各自最初周期的波形振幅设置成大于与其连续的波形的振幅。

[0056] 关于本实施例的超声波诊断装置中的频率和振幅发生改变的 1 波形以及第 2 波形的波形、和送波信号以及收波信号的频谱的一例,将模拟结果图示于图 5 并进行说明。图 5a 是以时间为横坐标、以送波信号的声压为纵坐标,表示第 1 波形和第 2 波形的图。这里,第 1 波形用实线表示,第 2 波形用虚线表示。如图 5a 所示,第 1 波形是使频率 f_1 ($= 1.8\text{MHz}$) 的第 1 周期和频率 f_2 ($= 2.2\text{MHz}$) 的第 2 周期连续而构成的,并成为信号开始时声压下降的极性。另一方面,第 2 波形是使频率 f_2 的第 1 周期和频率 f_1 的第 2 周期连续而构成的,并成为信号开始时声压升高的极性。然后,把第 1 波形和第 2 波形都设置成第 2 周期的振幅 A_2 小于第 1 周期的振幅 A_1 ,例如当是图 5a 时,设定成 $A_2 = 0.9A_1$ 。

[0057] 图 5b 是表示发送信号和对分别对应于第 1 波形以及第 2 波形的收波信号进行调相加法运算而成的收波信号的频谱的图。和图 2b 一样,横坐标为相对于 $f_0 = 2.0\text{MHz}$ 的比频率 (f/f_0),纵坐标为信号强度 (dB)。在图 5b 中,发送信号的频谱用虚线表示,进行了调相加法运算的收波信号的频谱用实线表示。

[0058] 如图 5b 所示,送波信号的频谱类似于图 3(b) 所示的发送信号的频谱,但频率 $2f_0$ 附近的信号强度相对于 f_0 附近的信号强度约为 -25dB 。

[0059] 另一方面,进行了调相加法运算的收波信号的频谱在 $0.4f_0$ 附近、 $1.6f_0$ 附近和 $2.8f_0$ 附近有信号强度达到极大的波峰,在 $0.7f_0$ 附近、 $2.2f_0$ 附近和 $3.7f_0$ 附近有信号强度达到极小的波谷。极大的波峰中信号强度达到最大的是 $1.6f_0$ 附近的波峰,与该信号强度相对的 $0.4f_0$ 附近和 $2.8f_0$ 附近的波峰的信号强度分别约为 -13dB 和 -2dB 。另一方面,关于在信号强度达到极小的波谷处的信号强度,在 $0.7f_0$ 附近约为 -17dB ,在 $2.2f_0$ 附近约为 -10dB ,在 $3.8f_0$ 附近约为 -40dB 。

[0060] 把图 5b 与图 2b 进行比较可知,通过像本实施例那样使频率 f_1 和 f_2 错位,振幅 A_1 和 A_2 错位,信号强度的波峰在 $1.6f_0$ 附近,频谱的偏斜较低。

[0061] 然后,在本实施例的超声波诊断装置中,根据送波焦点的设置深度,对频率 f_1 和 f_2 的差 Δf 进行可变设置,进而对振幅 A_1 和 A_2 的比 A_2/A_1 进行可变设置。具体地说,和第 1 实施例一样,随着送波焦点深度的逐渐加深,以使合成了收波信号之信号的频谱较低偏斜

的方式对 Δf 以及 A_2/A_1 进行可变设置,所述的收波信号分别对应于第 1 波形和第 2 波形。

[0062] 如上所述,根据本实施例,除了有和第 1 实施例相同的效果,还可通过使第 1 波形和第 2 波形的振幅都发生改变,对进行了调相加法运算的收波信号的频谱偏移进行进一步强调。

[0063] 实施例 3

[0064] 接着,对应用本发明而成的超声波诊断装置的第 3 实施例进行说明。省略相同于第 1 实施例的部分的说明,只说明它们的不同点。

[0065] 图 6 是表示本实施例的超声波诊断装置的构成的图。如图 6 所示,超声波诊断装置具备:具有未图示的多个超声波振子或超声波转换器的阵列的超声波探头或超声波探测器 31、对借助于超声波探测器 31 向未图示的被检查者发送的送波信号进行控制的脉冲转换控制部 33、根据来自脉冲转换控制部 33 的指示生成送波信号且驱动超声波探测器 31 的送波调相电路 35。送波调相电路 35 具有未图示的送波定时发生电路、送波束成形电路和送波驱动器,并向超声波探测器 31 提供高压送波信号。此时,送波束成形电路根据有送波定时发生电路产生的送波定时信号,生成形成规定方向的超声波束的波束成形信号。波束成形信号由付与了时间差的多个驱动信号构成。

[0066] 另外,设置有:接收调相电路 37,其对借助于超声波探测器接收的自被检者的收波信号,经过多个超声波转换器的各信道进行调相加法运算;可变增益电路 39,其根据被可变设置的增益而增强或减弱接收调相电路 37 的输出信号;2 波束加法部 41,其暂时记忆可变增益电路 39 的输出信号并在某时间间隔内对可变增益电路 39 输出的信号进行调相加法运算。然后,设置可变带通滤波器 43,其针对 2 波束加法部 41 的输出信号而进行数字式带通滤波器运算;并根据该可变带通滤波器 43 的输出信号,设置有:B 模式处理部 45,以进行众所周知的包括检波、对数压缩、增强处理的 B 模式图像处理;DSC 电路 47;以及对 DSC 电路 47 输出视频信号进行图像显示的监视器 49。另外,还设置对可变增益电路 39 和可变带通滤波器 43 进行控制的控制部 51,在控制部 51 上连接有具有输入机构的操作台 53。

[0067] 此外,可变增益电路 39 具有根据来自脉冲转换控制部 33 和控制部 51 的指示,并通过在某时间间隔中相对于接收的多个收波信号而不同的增益来进行众所周知的定时·增益·控制的功能。另外,可变带通滤波器 43 具有通过控制部 51 发出的时间控制信号,并根据接收深度使传输频带的中心频率和带宽可变的收波信号动态滤波功能。

[0068] 接着,对上述超声波诊断装置的运行进行说明。在本实施例的超声波诊断装置中,第 1 波形和第 2 波形是与图 2a 所示的波形相同的波形,即,使用和现有的脉冲转换法相同的波形,所述的现有脉冲转换法是使频率 f_0 连续 2 个并使第 1 波形和第 2 波形成为时序颠倒或极性颠倒的关系。然后,在可变增益电路 39 中,其特征是通过因收波信号的接收定时即检出部位的深度而不同的增益(振幅增益)而对对应于第 1 波形的收波信号和对应于第 2 波形的收波信号进行定时·增益·控制,然后在 2 波束加法部 41 进行调相加法运算并作为 1 个 RF 信号。

[0069] 图 7~9 是表示本实施例中的发送信号和合成了的发送信号的频谱的模拟结果的曲线图,是表示相对于分别对应于第 1 波形和第 2 波形的收波信号的增益的比值分别为 1:1、1.2:0.8、1.35:0.65 的曲线图。各图都和图 2b 一样,横坐标为相对于 $f_0 = 2.0\text{MHz}$ 的比频率 (f/f_0),纵坐标为信号强度 (dB)。另外,发送信号的频谱用虚线表示,调相加法运

算后的收波信号的频谱用实线表示。其中,这里的送波信号的频谱当然和图 2b 所示的频谱相同。

[0070] 接着,对各图中调相加法运算后的收波信号的频谱进行说明。图 7 是相对于分别对应于第 1 波形和第 2 波形的收波信号的增益的比值(以下称为“增益比”)为 1 : 1 时的频谱。如图 7 所示,收波信号的频谱在 $0.6f_0$ 附近、 $1.9f_0$ 附近和 $3.7f_0$ 附近有信号强度达到极大的波峰。另一方面,在 $1.1f_0$ 附近和 $2.9f_0$ 附近有信号强度达到极小的波谷。信号强度达到最大的是 $1.9f_0$ 附近的波峰,关于相对于此时的信号强度的各波峰和波谷处的信号强度,在 $0.6f_0$ 附近约为 -9dB ,在 $1.1f_0$ 附近约为 -25dB ,在 $2.9f_0$ 附近约为 -17dB ,在 $3.7f_0$ 附近约为 -6dB 。

[0071] 图 8 是增益比为 1.2 : 0.8 时的频谱。如图 8 所示,收波信号的频谱在 $0.6f_0$ 附近、 $1.9f_0$ 附近和 $3.7f_0$ 附近有信号强度达到极大的波峰。另一方面,在 f_0 附近和 $2.9f_0$ 附近有信号强度达到极小的波谷。信号强度达到最大的是 $1.9f_0$ 附近的波峰,关于相对于此时的信号强度的各波峰和波谷处的信号强度,在 $0.6f_0$ 附近约为 -8dB ,在 f_0 附近约为 -15dB ,在 $2.9f_0$ 附近约为 -13dB ,在 $3.7f_0$ 附近约为 -5dB 。

[0072] 图 9 是增益比值为 1.35 : 0.65 时的频谱。如图 9 所示,收波信号的频谱在 $0.6f_0$ 附近、 $1.9f_0$ 附近和 $3.7f_0$ 附近有信号强度达到极大的波峰。另一方面,在 $0.9f_0$ 附近和 $2.9f_0$ 附近有信号强度达到极小的波谷。信号强度达到最大的是 $1.9f_0$ 附近的波峰,关于与此时的信号强度相对各波峰和波谷处的信号强度,在 $0.6f_0$ 附近约为 -8dB ,在 $0.9f_0$ 附近约为 -9dB ,在 $2.9f_0$ 附近约为 -10dB ,在 $3.7f_0$ 附近约为 -5dB 。

[0073] 比较图 7 ~ 图 9 可知,通过改变增益比而进行调相加法运算的收波信号的频谱发生改变,例如当着眼于 f_0 至 $2f_0$ 的频带中的成分时,图 8 比图 7、图 9 比图 8 更能进行强调。例如,当着眼于 $1.5f_0$ 处的信号强度时,关于相对于 $1.9f_0$ 的波峰的信号强度,图 7 中成为约 -7dB ,图 8 中成为约 -5dB ,图 9 中成为约 -3dB 。

[0074] 然后,在本实施例中,根据收波焦点的设置深度,对增益比进行可变设置。具体地说,随着收波焦点深度的逐步加深,以增大增益比的方式进行设置。这种增益比的更改和众所周知的收波动态焦点联动,根据收波定时而可以连续进行。即,相对于分别对应于第 1 波形和第 2 波形的收波信号,进行接收定时和增益的相关曲线不同的定时·增益·控制。

[0075] 另外,可变带通滤波器 43,根据收波焦点设置深度对传输频带进行可变设置。具体地说,在收波焦点深度较浅的区域,通过较宽设置传输频带且较低设置其中心频率而使 2 维高次谐波成分以宽频带通过。然后,接受波焦点深度变深,随着基波成分的被强调而通过较窄地设置可变带通滤波器的传输频带,且较高设置其中心频率和下限频率而减少基波成分。

[0076] 如上所述,根据本实施例,作为第 1 波形和第 2 波形相互极性颠倒而形成的结构,通过附加增益误差而分别增加或减少分别对应于第 1 波形和第 2 波形的收波信号,可以强调在 $f_0 \sim 2f_0$ 的频带处的成分,所以即使不降低 f_0 ,不降低分辨率,也能提高穿透度。

[0077] 另外,根据接受波焦点深度对增益误差和可变带通滤波器的传输频带进行可变设置,所以在相对较浅的部位,通过把增益误差设成较小或设成为 0,同时对可变带通滤波器的传输频带进行较宽设置,可以对消除了基波成分的宽频带 2 维高次谐波成分进行强调。另一方面,在相对较深的部位,通过把增益误差设成较大,同时把传输频带设成较窄,且降

低其中心频率,可以提高穿透度。

[0078] 此外,在上述实施例中,相对于和第 1 波形对应的收波信号的增益和相对于和第 2 波形对应的收波信号的增益都是可变的,但也可以是固定一方而仅使另一方可变。例如,可以把对应于第 1 波形的增益固定在 1 而只是对应于第 2 波形的增益进行可变。例如,可以以类似 1 : 1、1 : 0.6、1 : 0.3 的阶梯形对增益比进行可变设置。另外,除了使相对于收波信号的增益不相同,或者代替使相对于收波信号的增益不相同,也可以使第 1 波形和第 2 波形送波时的振幅不相同。

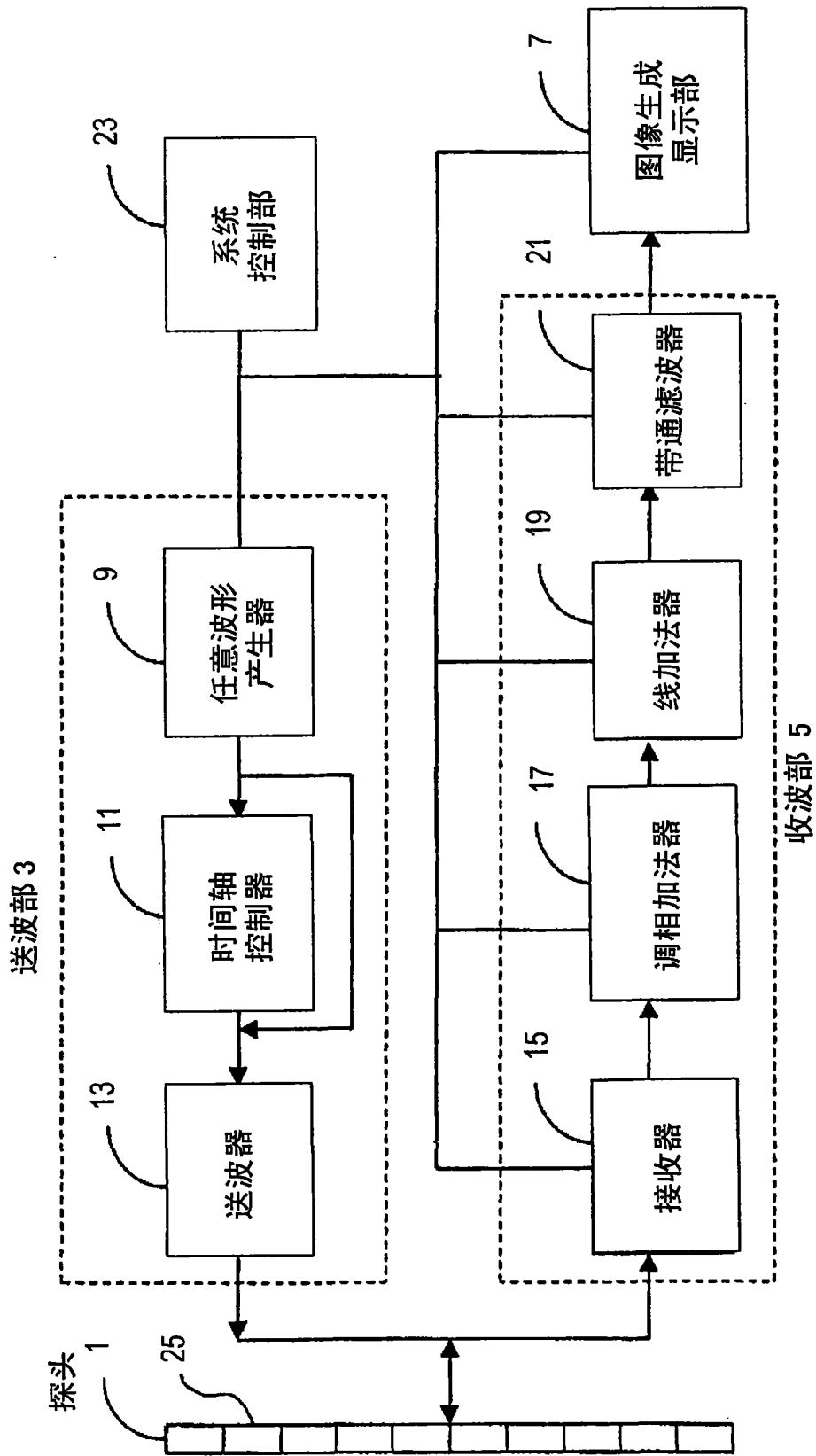


图 1

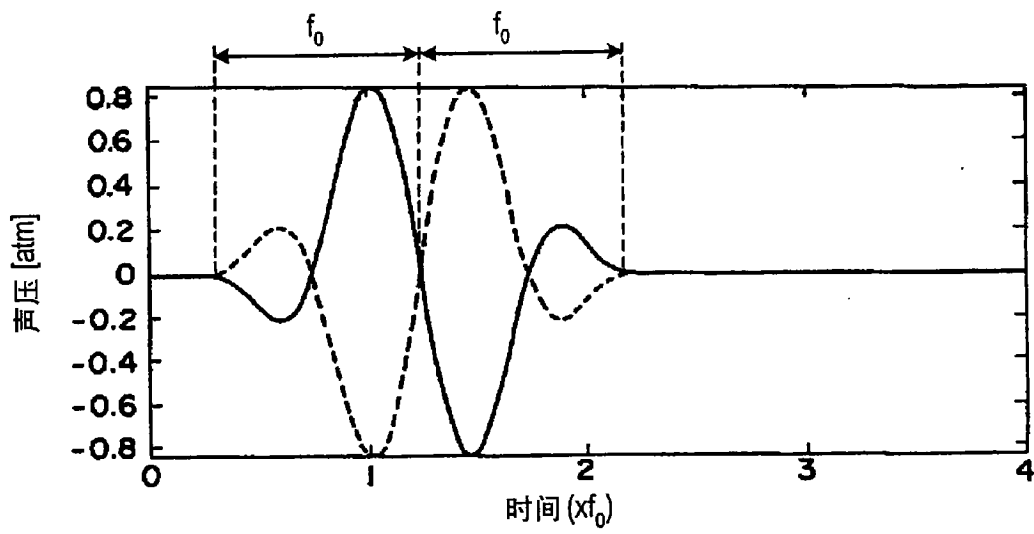


图 2a

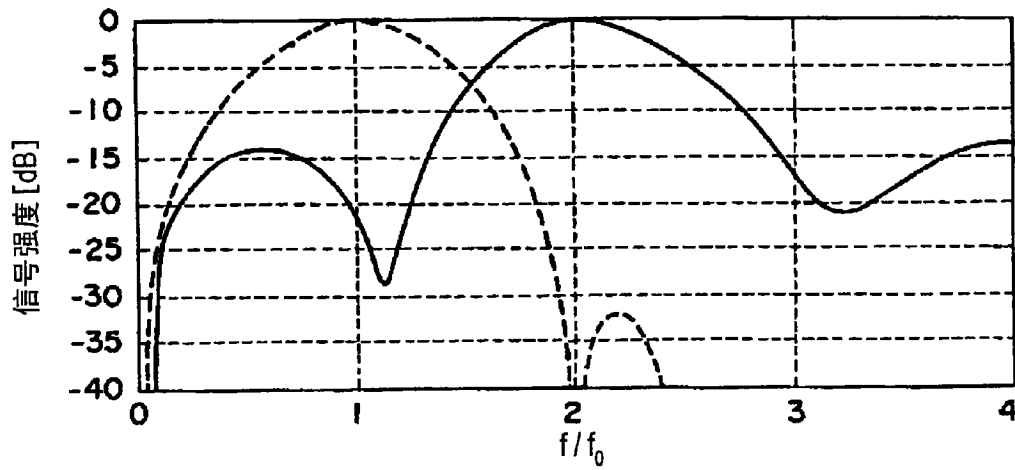


图 2b

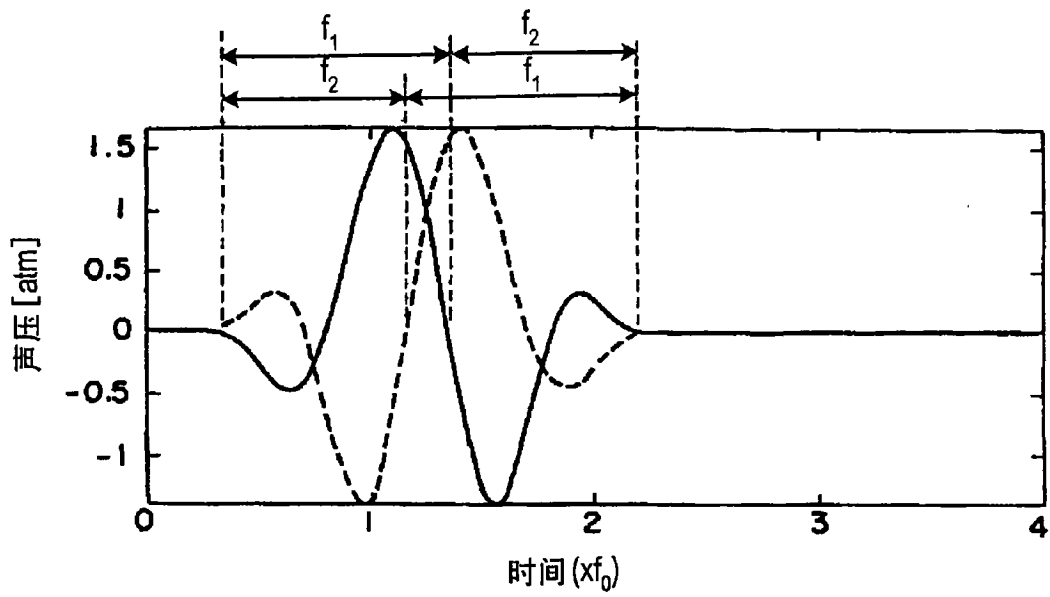


图 3a

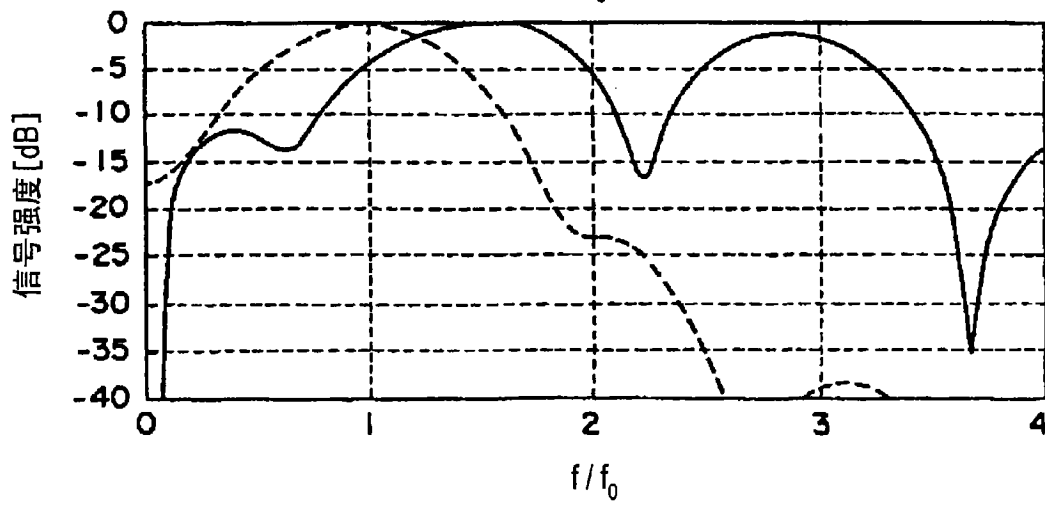


图 3b

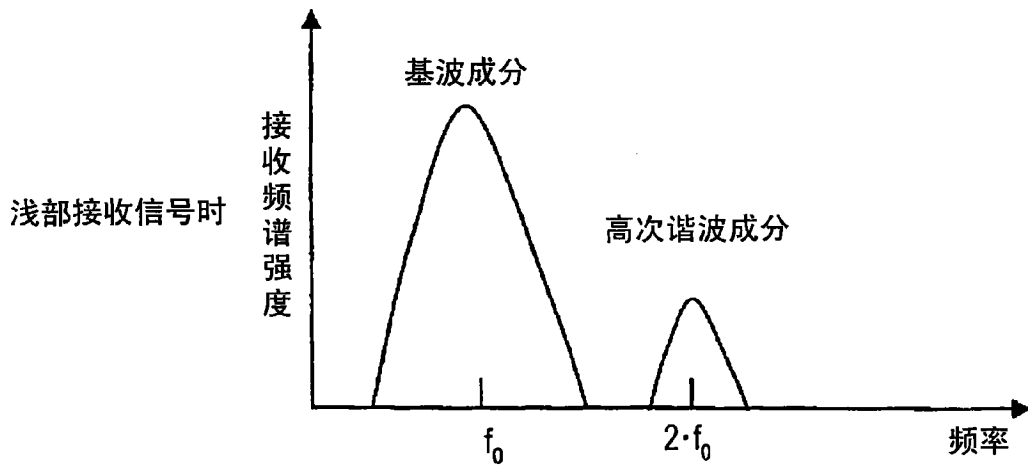


图 4a

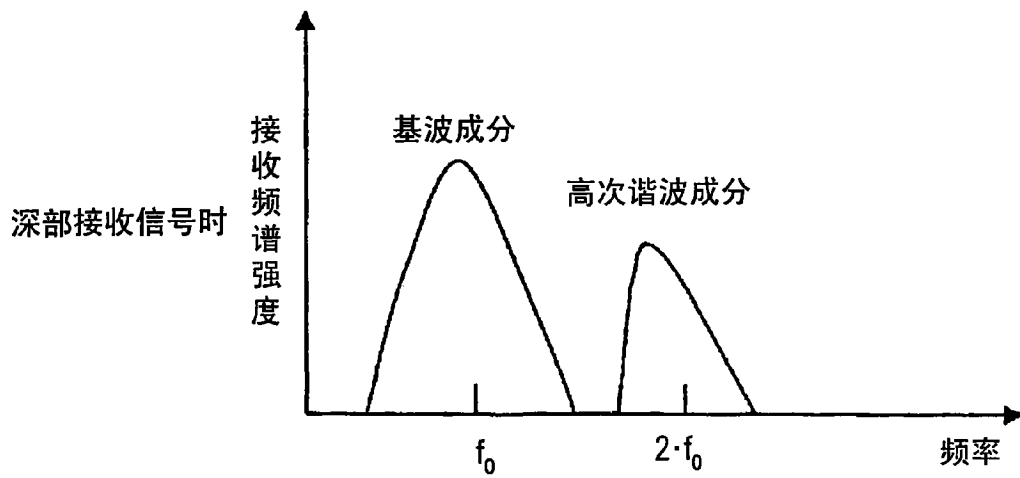


图 4b

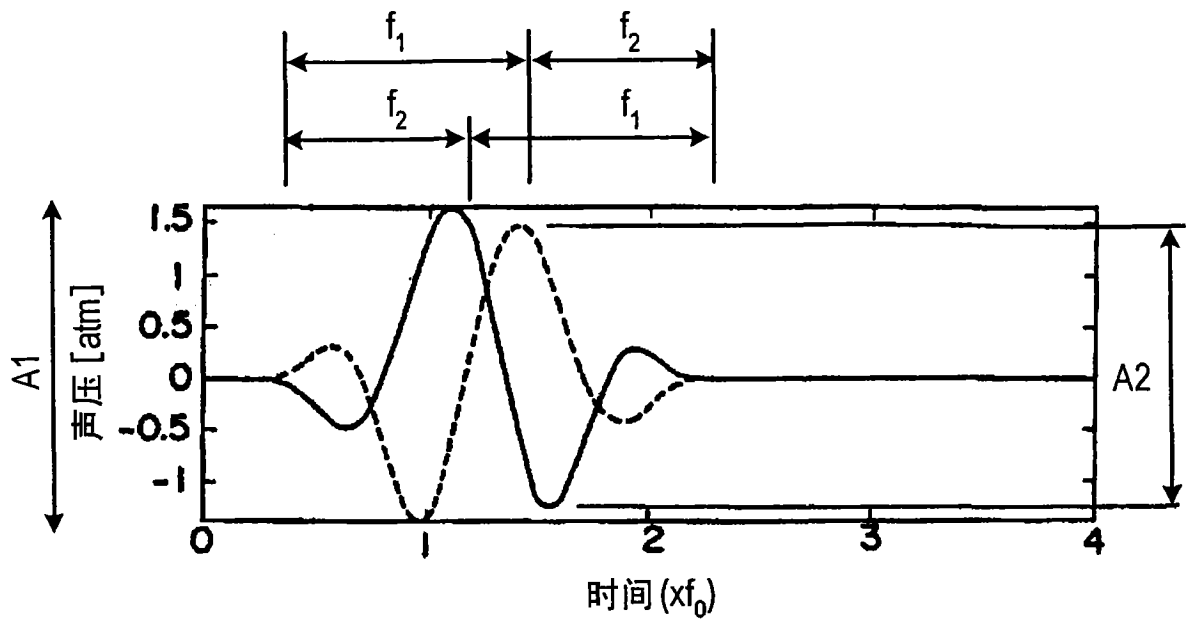


图 5a

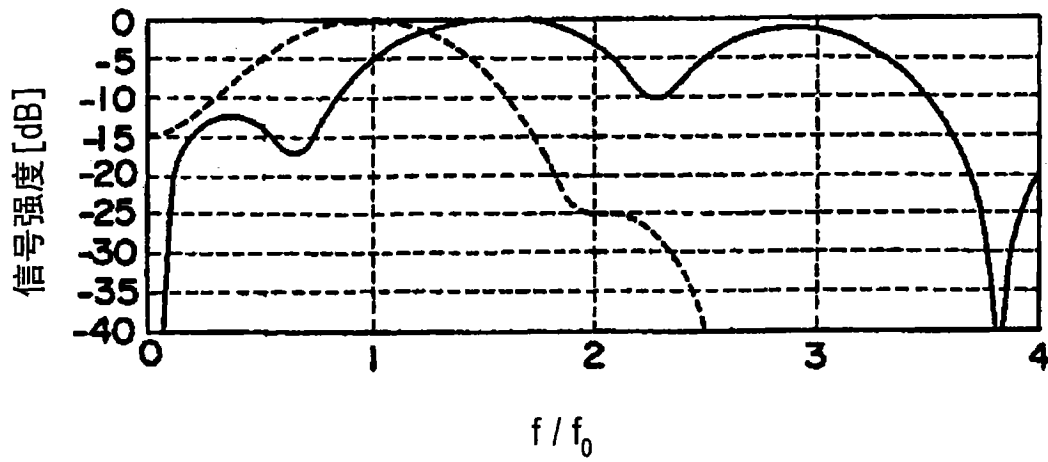


图 5b

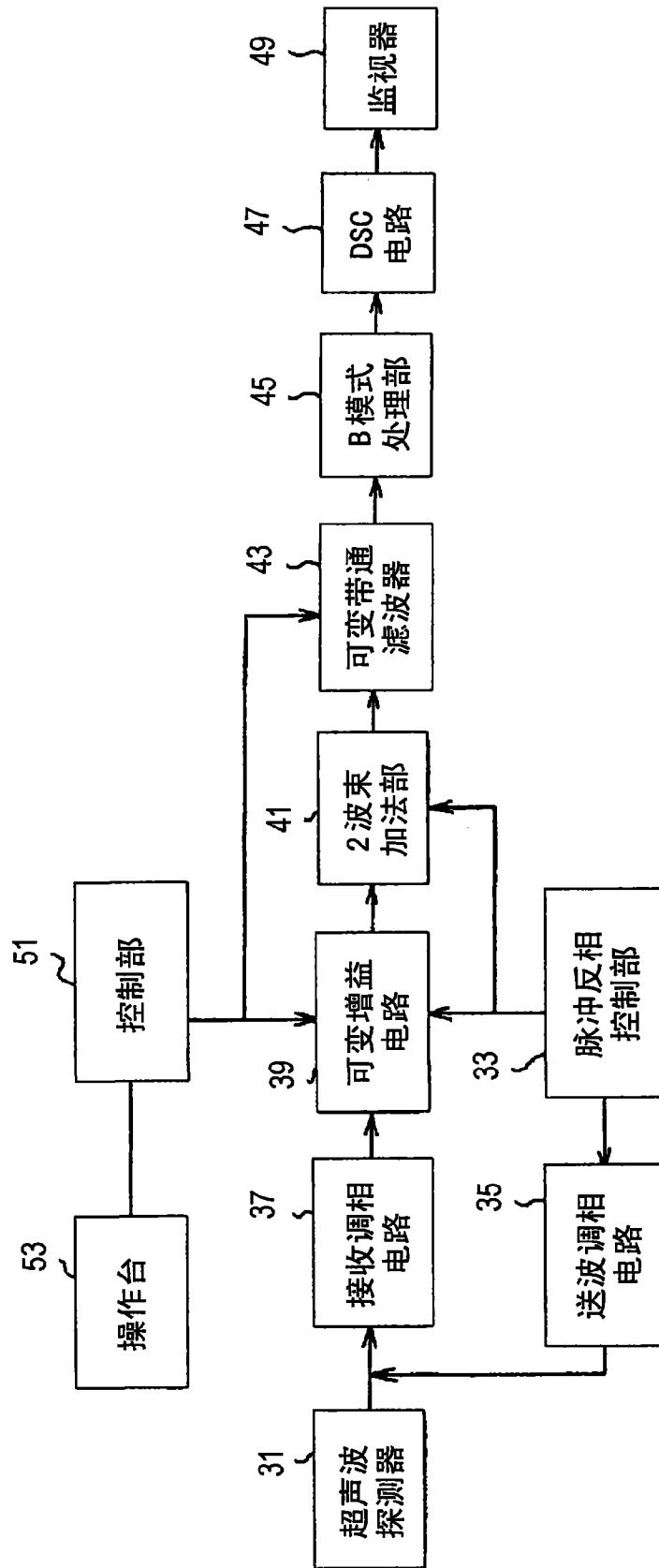


图6

可换用纸 (规格 26)

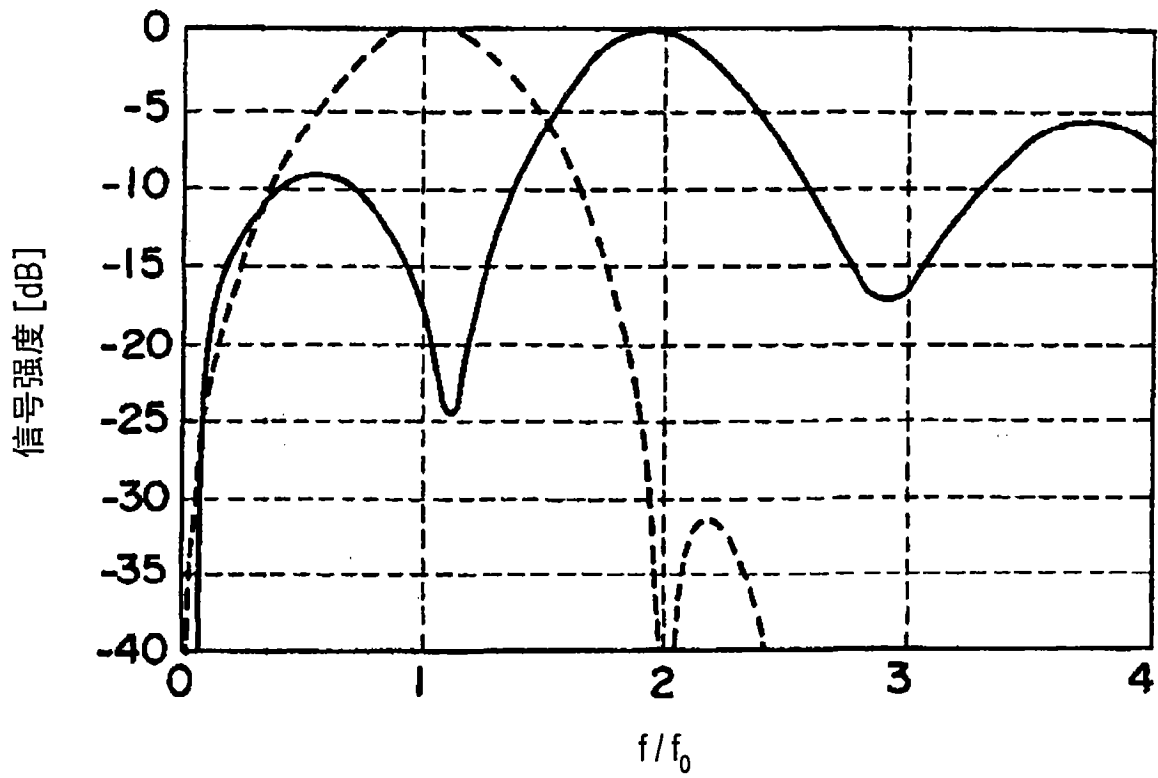


图 7

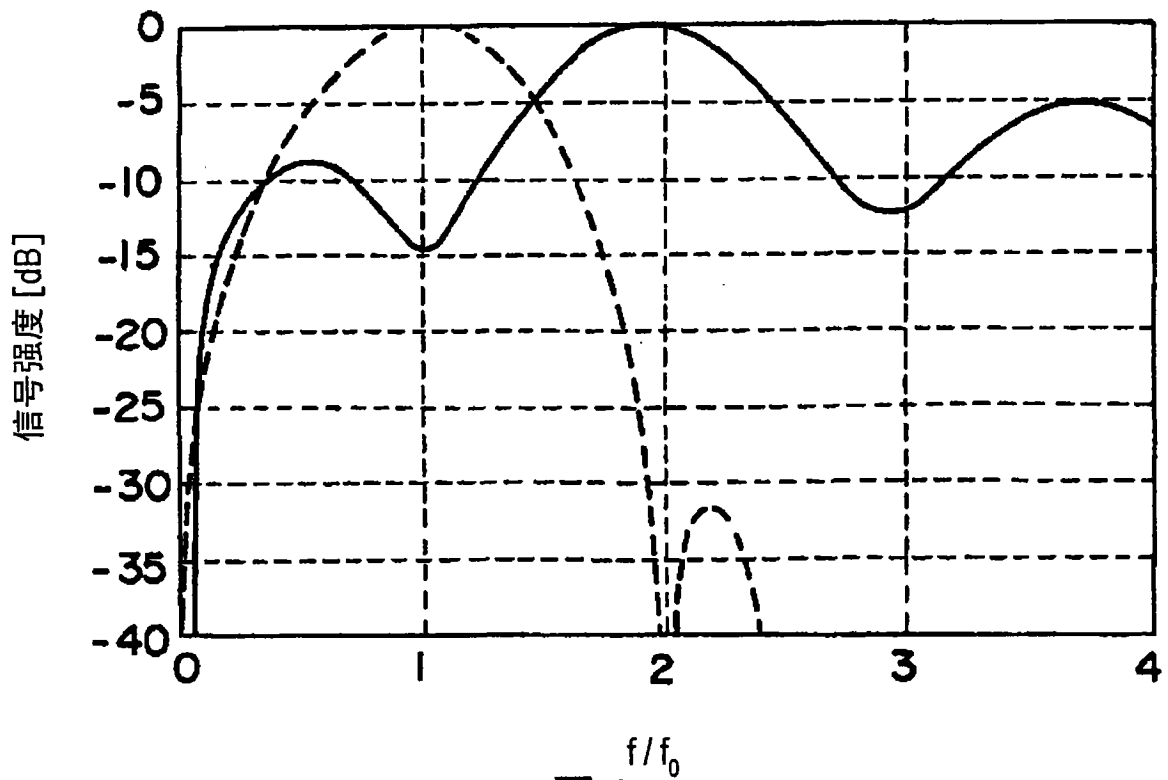


图 8

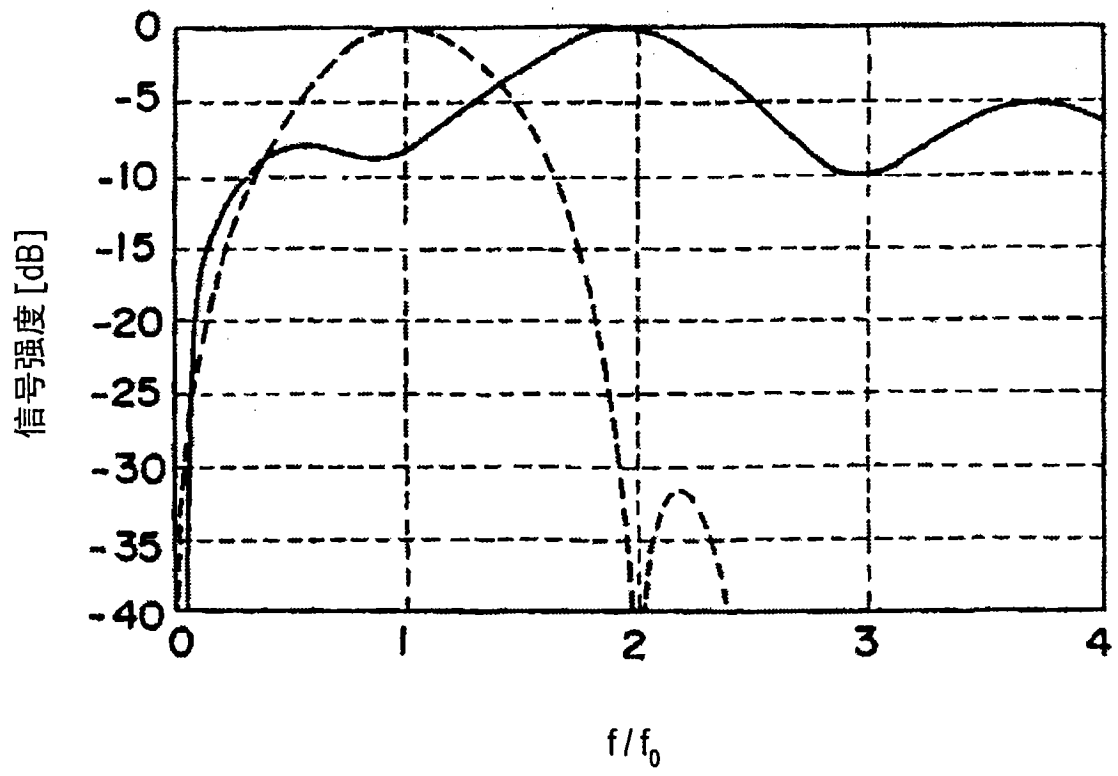


图 9