



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01810731.1

[45] 授权公告日 2006年3月1日

[11] 授权公告号 CN 1243517C

[22] 申请日 2001.7.2 [21] 申请号 01810731.1

[30] 优先权

[32] 2000. 8. 30 [33] JP [31] 265992/00

[86] 国际申请 PCT/JP2001/005715 2001.7.2

[87] 国际公布 WO2002/017791 日 2002.3.7

[85] 进入国家阶段日期 2002.12.5

[71] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京

[72] 发明人 三和祐一 梅村晋一郎 篠村隆一

马场博隆 藤田直人

审查员 高虹

[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 杜日新

权利要求书 3 页 说明书 19 页 附图 8 页

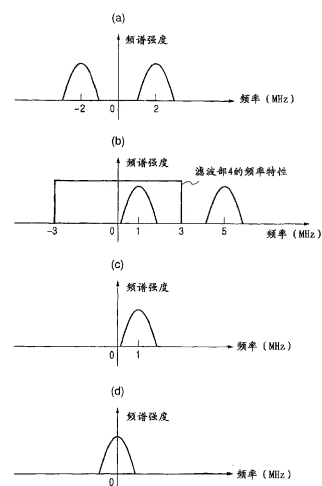
[54] 发明名称

超声波诊断设备和超声波信号的处理方法

[57] 摘要

本发明提供一种获得频率不同的图象的超声波诊断设备，该超声波诊断设备由下述部分构成，该下述部分包括探头，该探头由下述多个元件构成，该多个元件向检查对象发送超声波，接收反射超声波；数字转换部，该数字转换部对多个接收信号进行数字化处理；第1混合部，该第1混合部对数字转换部的输出，以及第1数字参考信号进行乘法运算；第1滤波部，该第1滤波部从第1混合部的输出信号中，抽取具有规定的中心频率的信号；数字延迟部，该数字延迟部对第1滤波部的输出进行延迟处理；加法运算部，该加法运算部对数字延迟部的多个输出进行加法运算；第2混合部，该第2混合部对加法运算部的输出信号与第2数字参考信号进行乘法运算；检波部，该检波部对第2混合部的输出进行检波处理；转换部，该转换部将检波部的

输出转换为图象信号；显示器，该显示器显示转换部的输出信号。由此，不必改变滤波部的频率特性。



1.一种超声波诊断设备,其特征在于该超声波诊断设备包括:探头,该探头由多个元件构成,该多个元件向检查对象发送超声波,接收从该检查对象反射的超声波;数字转换部,该数字转换部对通过上述多个元件接收的多个接收信号进行数字化处理;第1混合部,该第1混合部对该数字转换部的输出信号,以及第1数字参考信号进行乘法运算;第1滤波部,该第1滤波部从第1混合部的输出信号中,抽取具有规定的中心频率的信号;数字延迟部,该数字延迟部对上述第1滤波部的输出信号进行延迟处理;加法运算部,该加法运算部对该数字延迟部的多个输出信号进行加法运算;第2混合部,该第2混合部对该加法运算部的输出信号与第2数字参考信号进行乘法运算;检波部,该检波部对该第2混合部的输出信号进行检波处理;转换部,该转换部将上述检波部的输出信号转换为图象信号;显示器,该显示器显示上述转换部的输出信号,

其中使上述第1数字参考信号的频率与第2数字参考信号的频率的和,与进行图象成形的接收信号的中心频率保持一致。

2.一种超声波诊断设备,其特征在于该超声波诊断设备包括:探头,该探头由多个元件构成,该多个元件向检查对象发送超声波,接收从该检查对象反射的超声波;数字转换部,该数字转换部对通过上述多个元件接收的多个接收信号进行数字化处理;第1混合部,该第1混合部对该数字转换部的输出信号,以及第1数字参考信号进行乘法运算;第1滤波部,该第1滤波部从第1混合部的输出信号中,抽取具有规定的中心频率的信号;数字延迟部,该数字延迟部对上述第1滤波部的输出信号进行延迟处理;加法运算部,该加法运算部对该数字延迟部的多个输出信号进行加法运算;多个信号处理电路,该多个信号处理电路与上述加法运算部的输出端并联,并且上述各信号处理电路由下述部分构成,该下述部分包括:第2混合部,该第2混合部对该加法运算部的输出信号与第2数字参考信号进行乘法运算;第

2 滤波部, 该第 2 滤波部从该第 2 混合部的输出信号中, 抽取具有规定的中心频率的信号; 检波部, 该检波部对该第 2 滤波部的输出信号进行检波处理; 转换部, 该转换部将上述检波部的输出信号转换为图象信号, 在上述各信号处理电路中, 通过上述第 2 滤波部, 从上述第 2 混合部的输出信号中, 抽取具有在上述各信号处理电路中相互不同的规定的中心频率的信号,

其中使上述第 1 数字参考信号的频率与第 2 数字参考信号的频率的和, 与进行图象成形的接收信号的中心频率保持一致。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断设备, 其特征在于中心频率不同的上述图象被显示在同一或不同的显示器上。

4. 一种超声波诊断设备, 其特征在于该超声波诊断设备包括: 探头, 该探头由多个元件构成; 选择驱动电路, 该选择驱动电路选择多个元件, 向检查对象发送具有中心频率 ω_s 的超声波、接收由上述检查对象反射的具有中心频率 ω_s 的超声波; 数字转换部, 该数字转换部对通过上述元件接收的接收信号进行数字化处理, 分别对应于上述多个元件而设置; 第 1 混合部, 该第 1 混合部对该数字转换部的输出信号, 以及具有与上述中心频率 ω_s 不同的频率 ω_m 的第 1 数字参考信号进行乘法运算, 对应于分别与上述各元件相应的数字转换部而设置; 第 1 滤波部, 该第 1 滤波部从上述第 1 混合部的输出信号中, 抽取具有频率 $\omega_s - \omega_m$ 的信号, 对应于分别与上述各元件相应的第 1 混合部而设置; 数字延迟部, 该数字延迟部, 对按照从上述超声波的发送的时刻, 到接收的时刻的, 每个元件 n 不同的传送时间 τ_n , 对第 1 滤波部的输出信号进行时间移动处理而形成的信号, 与 $\exp(-j\omega_m\tau_n)$ 进行乘法运算, 该数字延迟部, 对应于分别与上述各元件相应的第 1 滤波部而设置; 加法运算部, 该加法运算部对分别与上述多个元件相对应的数字延迟部的输出信号进行加法运算; 第 2 混合部, 该第 2 混合部对该加法运算部的输出信号, 以及具有频率 $\omega_s - \omega_m$ 的第 2 数字参考信号进行乘法运算; 检波部, 该检波部对上述第 2 混合部的输出信号进行检波处理; 转换部, 该转换部将上述检波部的输出信号, 转换为图象

信号；显示器，该显示器显示该转换部的输出信号，该超声波诊断设备对包括具有上述中心频率 ω_s 的中心频率的接收信号进行图象成形处理，对其进行显示。

5.一种超声波信号的处理方法，其特征在于该超声波信号的处理方法包括下述步骤：

(1) 选择由多个元件形成的探头中的多个元件，对其进行驱动，使该已选的多个元件向检查对象发送具有中心频率 ω_s 的超声波，接收由该检查对象反射的具有上述中心频率 ω_s 的超声波；

(2) 通过数字转换部，对通过上述各元件接收的多个接收信号，进行数字化处理，该数字转换部分别对应上述多个元件而设置；

(3) 通过第1混合部，对上述数字转换部的输出信号，以及具有与上述中心频率 ω_s 不同的频率 ω_m 的第1数字参照信号进行乘法运算，该第1混合部对应于分别与上述各元件相应的数字转换部而设置；

(4) 通过第1滤波部，从上述第1混合部的输出信号中，抽取具有频率 $\omega_s - \omega_m$ 的信号，该第1滤波部对应于分别与上述各元件相应的第1混合部而设置；

(5) 通过数字延迟部，对按照从上述超声波的发送的时刻，到接收的时刻的，每个元件 n 不同的传送时间 τ_n ，对第1滤波部的输出信号进行时间移动处理而形成的信号，与 $\exp(-j\omega_m\tau_n)$ 进行乘法运算，该数字延迟部对应于分别与上述各元件相应的第1滤波部而设置；

(6) 通过加法运算部，对分别与上述多个元件相应的数字延迟部的输出信号进行加法运算；

(7) 通过第2混合部，对上述加法运算部的输出信号，以及具有频率 $\omega_s - \omega_m$ 的第2数字参考信号进行乘法运算；

(8) 通过检波部，对上述第2混合部的输出信号进行检波处理；

(9) 通过转换部，将上述检波部的输出信号转换为图象信号；

(10) 在显示器中，显示上述转换部的输出信号；

对包括具有上述中心频率 ω_s 的中心频率的接收信号进行图象成形处理，对其进行显示。

超声波诊断设备和超声波信号的处理方法

技术领域

本发明涉及超声波诊断设备，本发明特别是涉及进行超声波信号的数字信号处理的，非破坏检查用的超声波诊断设备，以及医用的超声波诊断设备。

背景技术

图 2 为表示采用数字电路的已有技术的超声波诊断设备的组成实例的图。由多个元件形成的探头 1 发送的，具有中心频率 ω_s 的超声波的发送信号 $s(t)$ 可近似地由式 1 表示。 $A(t)$ 表示发送信号的包络线的形状， t 表示时间变量， j 表示虚数单位。

$$s(t) = A(t) \times \{ \exp(j\omega_s t) + \exp(-j\omega_s t) \} \quad \dots (\text{公式 } 1)$$

通过检查对象反射的超声波通过探头 1 接收。如果由 τ_n 表示从超声波的发送的时刻，到接收的时刻之间的传送时间，则探头 1 中的第 n 元件的接收信号 $f_n(t)$ 由式 2 表示。 ϕ_n 表示接收信号 $f_n(t)$ 的相位，其由式 3 表示。

$$f_n(t) = s(t - \tau_n) = A(t - \tau_n) \times \{ \exp[j(\omega_s t - \phi_n)] + \exp[-j(\omega_s t - \phi_n)] \} \quad \dots (\text{公式 } 2)$$

$$\phi_n = \omega_s \tau_n \quad \dots (\text{公式 } 3)$$

当由 N 表示 1 次超声波的发送接收所采用的元件数量时，探头 1 的 N 个输出信号分别由式 2 表示。针对每个元件，传送时间 τ_n 是不同的。另外，在下面的描述中，1 次的超声波的发送接收用的元件 n

称为信道， N 称为信道数量。另外，在图1，图2，图6中，1次超声波的发送接收所采用的 N 个元件的选择电路，以及驱动电路省略，而在图中未示出。

接收信号 $f_n(t)$ 通过数字转换部2，转换为数字数据，以后的信号处理全部为数字信号处理。通过数字信号处理，与模拟信号处理相比较，运算精度提高。

在混合部3中，对已进行数字转换处理的接收信号 $f_n(t)$ ，与由式4表示的数字参考信号 $h_n(t)$ 进行乘法运算。该乘法运算的结果 $g_n(t)$ 为式5。 $h_n(t)$ 具有与接收信号的中心频率 ω_s 相同的频率。

$$h_n(t) = \exp(j\omega_s t) \quad \dots (\text{公式4})$$

$$g_n(t) = f_n(t) h_n(t) = A(t - \tau_n) \times \{\exp[j(2\omega_s t - \phi_n)] + \exp(j\phi_n)\} \quad \dots (\text{公式5})$$

接着，在滤波部4，抽取乘法运算结果式5的低周波成分。抽取低周波成分的乘法运算结果为式6。滤波部4比如，由累加器，乘积和运算器构成。

$$g_n(t) = A(t - \tau_n) \times \exp(j\phi_n) \quad \dots (\text{公式6})$$

在数字延迟部5，对按照 τ_n 对滤波部4的输出信号（式6）进行时间移动处理而形成的信号，与 $\exp(-j\phi_n)$ 进行乘法运算。数字延迟部5的输出信号 $V_n(t)$ 为式7。输出信号 $V_n(t)$ 不依赖 n ，不取决于信道，而是固定值。

$$V_n(t) = g_n(t + \tau_n) \times \exp(-j\phi_n) = A(t) \quad \dots (\text{公式7})$$

通过加法运算部6，针对1次的超声波的发送接收用的元件 n （信

道)的所有的信道(信道数量 N),对数字延迟部5的输出信号 $V_n(t)$ 进行加法运算。由于各信道的相位保持一致,故该加法运算的结果按照单一信道的信号的 N 倍增加。从探头1,到加法运算部6的 N 个的信号数量通过加法运算部6,转换为1个。

另外,在上面的描述中,由于数字转换部2,混合部3,滤波部4,数字延迟部5中的各处理针对每个信道而进行,故上述各部分必须按照 N 个的数量进行并列。

来自目的方向以外的技术信号具有相互不同的相位差,故它们相互抵消。以上描述的信号处理一般称为定相加法运算处理。可通过该定相加法运算处理,沿目的方向,使超声波束收敛。

作为与定相加法处理有关的文献,包括有JP特许第1333370号,US4140022号专利,US4983970号专利。

在检波部7,取加法运算部6的输出信号, $N \times A(t)$ 的绝对值,在转换部8,对检波部7的输出信号,进行对数压缩, γ 转换等的信号处理。转换部8的输出信号作为检查对象的断层图象,显示于显示器9中。另外,式7一般为复数,检波部7对复数的绝对值(实部与虚部的平方和的平方根)进行计算。

在图2所示的已有技术的超声波诊断设备中,必须预先确定一个形成图象的技术信号的中心频率。在图2所示的已有设备中,形成图象的接收信号的中心频率,为发送信号的中心频率相同的 ω_s ,其与数字参考信号 $h_n(t)$ 的频率相等。在图2所示的已有技术的超声波诊断设备中,具有下述问题,即,必须使数字参考信号 $h_n(t)$ 的频率,与形成图象的接收信号的中心频率保持一致,将形成图象的接收信号的中心频率限于预定的1个中心频率。

在图2所示的超声波诊断设备中,由于通过滤波部4,从混合部3的输出信号中,去除作为不需要成分的高频波成分($2\omega_s$),故在使形成图象的接收信号的中心频率 ω_s 变化的场合,不需要成分的高频波成分的频率也变化,由此,必须对应于形成图象的接收信号的中心频率,使滤波部4的频率特性变化。

由于滤波部 4 必须针对每个信道而进行, 故如果滤波部 4 的结构复杂, 则具有设备的规模变大, 设备价格上升的问题。

发明内容

本发明的目的在于提供一种超声波诊断设备, 该超声波诊断设备不改变滤波部的频率特性, 可获得技术信号的中心频率不同的多个图象。

本发明的另一目的在于提供一种超声波诊断设备, 该超声波诊断设备可并列地, 同时对用于获得接收信号的中心频率不同的多个图象的信号进行处理, 即使在改变形成图象的接收信号的中心频率的情况下, 仍不必改变每个信道的滤波部的频率特性。

为了实现上述目的, 本发明的超声波诊断设备包括以下的方案。

按照本发明的第 1 方案, 通过数字转换部, 对由探头接收的多个接收信号进行数字化处理, 该探头由下述多个元件构成, 该多个元件向检查对象发送超声波, 接收从该检查对象反射的超声波。通过第 1 混合部, 对数字转换部的输出信号与第 1 数字参考信号进行乘法运算。

通过第 1 滤波部, 从第 1 混合部的输出信号, 抽取具有规定的中心频率的信号。第 1 滤波部的输出信号通过数字延迟部延迟, 通过加法运算部, 对数字延迟部的多个输出信号进行加法运算。

通过第 2 混合部, 对加法运算部的输出信号与第 2 数字参考信号进行乘法运算。第 2 混合部的输出信号通过检波部检波, 检波部的输出信号通过转换部, 转换为图象信号, 转换部的输出信号显示于显示器中。

在第 1 方案中, 使第 1 数字参考信号的频率与第 2 数字参考信号的频率的和, 与形成图象的接收信号的中心频率保持一致。

在本发明的第 2 方案中, 在本发明的第 1 方案的加法运算部的输出端, 并列有多个信号处理电路, 该多个信号电路由下述部分构成, 该下述部分包括第 2 混合部, 该第 2 混合部对该加法运算部的输出信号与第 2 数字参考信号进行乘法运算; 第 2 滤波部, 该第 2 滤波部从该第 2 混合部的输出信号中, 抽取具有规定的中心频率的信号; 检波

部，该检波部对该第2滤波部的输出信号进行检波处理；转换部，该转换部将上述检波部的输出信号转换为图象信号。也可在上述各信号处理电路中，设置有显示转换部的输出信号的显示器。

按照第2方案，在各信号处理电路中，通过第2滤波部，从第2混合部的输出信号中，抽取具有在上述各信号处理电路中相互不同的规定的中心频率的信号，通过检波部，对第2滤波部的输出信号进行检波。

使第1数字参考信号的频率与第2数字参考信号的频率的和，与形成图象的接收信号的中心频率保持一致。另外，用于获得相互不同的中心频率的信号处理并列地同时进行。相互不同的中心频率的接收信号的图象，显示于各信号处理电路的显示器，或单一的统一显示器中。

按照本发明的第3方案，第1，第2信号处理电路与本发明的第1方案的加法运算部的输出端并列，该第1，第2信号处理电路由下述部分构成，该下述部分包括第2混合部，该第2混合部对加法运算部的输出信号和第2数字参考信号进行乘法运算；第2滤波部，该第2滤波部从第2混合部的输出信号中，抽取具有规定的中心频率的信号；检波部，该检波部对第2滤波部的输出信号进行检波处理；转换部，该转换部将检波部的输出信号，转换为图象信号，也可在第1，第2信号处理电路中，设置显示转换部的输出信号的显示器。

按照第3方案，在第1和第2信号处理电路中，通过第2滤波部，从第2混合部的输出信号中，抽取具有在第1和第2信号处理电路中相互不同的规定的中心频率的信号，通过检波部对第2滤波部的输出信号进行检波处理，用于获得第1和第2中心频率的图象的信号处理并列同时地进行。

第1数字参考信号的频率设定在上述第1中心频率与上述第2中心频率之间，最好其设定为这两个频率的平均值。第1中心频率的接收信号的图象显示于第1信号处理电路的显示器中，第2中心频率的接收信号的图象显示于第2信号处理电路的显示器中。或者，第1和

第2中心频率的接收信号的图象，分别显示于单一的另一显示器中。

本发明的数字超声波诊断设备的特征在于不改变滤波部的频率特性，可对不同的中心频率的接收信号进行图象成形处理。

另外，本发明的数字超声波诊断设备的特征在于不针对图2所示的已有接收的超声波诊断设备，改变每个信道必需的，数字转换部，混合部3，滤波部4，数字延迟部5的方案，并列同时地对用于获得中心频率不同的多个图象的信号进行处理，即使在使形成图象的接收信号的中心频率变化的情况下，仍不必改变每个信道的滤波部4的频率特性。

此外，本发明提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备的特征在于包括探头，该探头由多个元件构成；选择驱动电路，该选择驱动电路向检查对象，选择发送具有中心频率 ω_s 的超声波，接收由上述检查对象反射的具有中心频率 ω_s 的超声波的多个元件 n ($n=1, 2, \dots, N$)；数字转换部，该数字转换部对通过上述元件接收的接收信号进行数字化处理，分别对应于上述多个元件 n ($n=1, 2, \dots, N$)而设置；第1混合部，该第1混合部对该数字转换部的输出信号，以及具有与上述中心频率 ω_s 不同的频率 ω_m 的第1数字参考信号进行乘法运算，对应于分别与上述各元件相应的数字转换部而设置；第1滤波部，该第1滤波部从上述第1混合部的输出信号中，抽取具有频率 $(\omega_s - \omega_m)$ 的信号，对应于分别与上述各元件相应的第1混合部而设置；数字延迟部，该数字延迟部对按照从上述超声波的发送的时刻，到接收的时刻的，每个元件 n 不同的传送时间 τ_n ，对第1滤波部的输出信号进行时间移动处理而形成的信号，与 $\exp(-j\omega_m \tau_n)$ 进行乘法运算，该数字延迟部对应于分别与上述各元件相应的第1滤波部而设置；加法运算部，该加法运算部对分别与上述多个元件 n ($n=1, 2, \dots, N$)相对应的数字延迟部的输出信号进行加法运算；第2混合部，该第2混合部对该加法运算部的输出信号，以及具有频率 $(\omega_s - \omega_m)$ 的第2数字参考信号进行乘法运算；检波部，该检波部对上述第2混合部的输出信号进行检波处理；转换部，该转换部将上述检波部的输出信号，

转换为图象信号；显示器，该显示器显示该转换部的输出信号，该超声波诊断设备对包括具有上述中心频率 ω_s 的中心频率的接收信号进行图象成形处理，对其进行显示。

另外，本发明提供一种包括下述步骤的超声波信号的处理方法，该方法包括下述步骤：

(1)选择由下述多个元件形成的探头中的多个元件 n ($n = 1, 2, \dots, N$)，对其进行驱动，该下述多个元件向检查对象，发送具有中心频率 ω_s 的超声波，接收由该检查对象反射的，具有上述中心频率 ω_s 的超声波；

(2)通过数字转换部，对通过上述各元件接收的多个接收信号，进行数字化处理，该数字转换部分别对应上述多个元件 n ($n = 1, 2, \dots, N$)而设置；

(3)通过第1混合部，对上述数字转换部的输出信号，以及具有与上述中心频率 ω_s 不同的频率 ω_m 的第1数字参照信号进行乘法运算，该第1混合部对应于分别与上述各元件相应的数字转换部而设置；

(4)通过第1滤波部，从上述第1混合部的输出信号中，抽取具有频率 $(\omega_s - \omega_m)$ 的信号，该第1滤波部对应于分别与上述各元件相应的第1混合部而设置；

(5)通过数字延迟部，对 $\exp(-j\omega_m\tau_n)$ 与下述信号进行乘法运算，该信号指按照从上述超声波的发送的时刻到接收的时刻的，每个元件 n 不同的传送时间 τ_n ，使上述第1滤波部分的输出信号进行时间移动处理而形成的信号，该数字延迟部对应于分别与上述各元件相应的第1滤波部而设置；

(6)通过加法运算部，对分别与上述多个元件 n ($n = 1, 2, \dots, N$)相应的数字延迟部的输出信号进行加法运算；

(7)通过第2混合部，对上述加法运算部的输出信号，以及具有频率 $(\omega_s - \omega_m)$ 的第2数字参考信号进行乘法运算；

(8)通过检波部，对上述第2混合部的输出信号进行检波处理；

(9)通过转换部，将上述检波部的输出信号转换为图象信号；

(10) 在显示器中, 显示上述转换部的输出信号;

对包括具有上述中心频率 ω_s 的中心频率的接收信号进行图象成形处理, 对其进行显示。

附图说明

图 1 为表示本发明的第 1 实施例的超声波诊断设备的组成实例的方框图, 图 2 为表示采用数字电路的已有技术的超声波诊断设备的组成实例的方框图, 图 3 为说明图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图, 图 4 为说明图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图, 图 5 为说明本发明的第 1 实施例的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图, 图 6 为表示本发明的第 2 实施例的超声波诊断设备的组成实例的方框图, 图 7 为说明本发明的第 2 实施例的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图, 图 8 为说明本发明的第 2 实施例的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图。

具体实施方式

下面参照附图, 对本发明的实施例进行具体描述。在以下的实施例中, 以进行超声波信号的数字信号处理的, 医用的超声波诊断设备为实例进行说明, 但是也适合于非破坏检查用的超声波设备。

(第 1 实施例)

图 1 为表示本发明的第 1 实施例的超声波诊断设备的组成实例的图。在该图 1 中, 除了第 1 混合部 10, 第 2 混合部 11 以外的其它的组成与图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备的组成相同。在这里, 如果形成具有从探头 1 发送的中心频率 ω_s 的超声波的发送信号 $s(t)$, 则当由 τ_n 表示从超声波的发送的时刻, 到接收信号的的时刻的期间的传送时间时, 与上述式 2 相同, 探头 1 的第 2 元件的接收信号 $f_n(t)$ 由式 8 表示。 ϕ_n 表示接收信号 $f_n(t)$ 相位, 与式 3 相同, 其由式 9 表示。

当由 N 表示 1 次的超声波的发送接收信号的元件数量时, 探头 1 的 N 个输出信号分别由式 8 表示。针对每个元件, 传送时间 τ_n 是不

同的。

$$f_n(t) = s(t - \tau_n) = A(t - \tau_n) \times \{ \exp[j(\omega_s t - \phi_n)] + \exp[-j(\omega_s t - \phi_n)] \} \quad \dots \text{(公式 8)}$$

$$\phi_n = \omega_s \tau_n \quad \dots \text{(公式 9)}$$

接收信号 $f_n(t)$ 通过数字转换部 (A/D 转换器) 2, 转换为数字数据, 以后的信号处理全部为采用形成离散值的式 8 的数字信号处理。

在第 1 混合部 10, 将经过了数字转换的接收信号 $f_n(t)$ 与由式 10 表示的数字参考信号 $h_n(t)$ 相乘。该乘法演算结果 $g_n(t)$ 为式 11。按照本发明, 可使数字参考信号 $h_n(t)$ 的频率与接收信号的中心频率 ω_s 不同。如果由 ω_m 表示 $h_n(t)$ 的频率, 则

$$h_n(t) = \exp(j\omega_m t) \quad \dots \text{(公式 10)}$$

$$g_n(t) = f_n(t) h_n(t) = A(t - \tau_n) \times \{ \exp[j((\omega_s + \omega_m)t - \phi_n)] + \exp[-j((\omega_s - \omega_m)t - \phi_n)] \} \quad \dots \text{(公式 11)}$$

接着, 通过滤波部 4, 抽取乘法演算结果 (式 11) 的低频成分。抽出了低频成分的乘法演算结果形成式 12。滤波部 4 与已有技术相同, 由累加器, 乘积和运算器形成。

$$g_n(t) = A(t - \tau_n) \times \exp\{-j[(\omega_s - \omega_m)t - \phi_n]\} \quad \dots \text{(公式 12)}$$

在数字延迟部 5 中, 将 $\exp(-j\omega_m \tau_n)$ 与下述信号相乘, 该下述信号为使滤波部 4 的输出信号 (式 12) 移动时间 τ_n 后的信号。数字延迟部 5 的输出信号 $V_n(t)$ 形成式 13。按照本发明, 在数字延迟部 5 中进行乘法运算的复数不是 $\phi_n = \omega_s \tau_n$, 而是乘积 $\omega_m \tau_n$ 。输出

信号 $V_n(t)$ 不依赖于 n ，不依赖于信道，而是固定值。

$$\begin{aligned}
 V_n(t) &= g_n(t + \tau_n) \times \exp(-j\omega_m \tau_n) \\
 &= A(t) \times \exp\{-j[(\omega_s - \omega_m)(t + \tau_n) - \phi_n + \omega_m \tau_n]\} \\
 &= A(t) \times \exp\{-j[(\omega_s - \omega_m)t + \omega_s \tau_n - \omega_m \tau_n - \omega_s \tau_n + \omega_m \tau_n]\} \\
 &= A(t) \times \exp\{-j(\omega_s - \omega_m)t\} \quad \dots \text{(公式 13)}
 \end{aligned}$$

在加法运算部 6，针对 1 次超声波的发送接收信号所采用的元件 n （信道）的全部信道（信道数量 N ），对数字延迟部 5 的输出信号 $V_n(t)$ 进行加法运算，该加法运算的结果为式 14。

$$S(t) = N \times A(t) \times \exp\{-j(\omega_s - \omega_m)t\} \quad \dots \text{(公式 14)}$$

由于各信道的相位保持一致，故加法运算结果（式 14）按照单一信道的信号的 N 倍增加。从探头 1 到加法运算部 6 的 N 个信号（线）数量通过加法运算部 6 后，转换为 1 个。

在加法运算结果式（14）中，剩余有一般称为载波（carrier）成分的 $\exp(-j(\omega_s - \omega_m)t)$ 的项。该载波成分在断层图象的重构中是不需要的，按照本发明，在第 2 混合部 11，将加法运算结果式 14 与由式 15 所示的数字参考信号 $k_n(t)$ 相乘。

另外，在上面的描述中，由于数字转换部 2，第 1 混合部 10，滤波部 4，数字延迟部 5 中的各处理针对每个信道而进行，故上述的各部分必须并列成 N 个。

由于从探头 1，到加法运算部 6 的 N 个信号数量通过加法运算部 6，转换为 1 个，故第 2 混合部 11 可为 1 个。式 14 和式 15 的乘法运算结果为式 16。

$$k_n(t) = \exp\{j(\omega_s - \omega_m)t\} \quad \dots \text{(公式 15)}$$

$$U(t) = N \times A(t) \times \{\exp[-j(\omega_s - \omega_m)t]\} \times \{\exp(j[\omega_s - \omega_m]t)\} = N \times A(t) \quad \dots \text{(公式 16)}$$

在检波部 7，取乘法运算结果式 16 的绝对值。接着，与图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备相同，通过转换部 8，对检波部 7 的输出信号，进行对数压缩， γ 转换等的信号处理。转换部 8 的输出信号形成检查对象的断层图象，显示于显示器 9 中。另外，式 16 一般为复数，检波部 7 对复数的绝对值（实部和虚部的平方和的平方根进行计算）。

下面对下述情况进行说明，该情况指在上面描述的图 1 的方案中，即使在形成图象的接收信号的中心频率变化的情况下，仍不必须改变滤波部 4 的频率特性。

图 3，图 4 为说明图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图。图 3(a) 为表示下述场合的式 8 的接收信号的频谱的示意性结构的图，在该场合，中心频率 ω_s 为 3MHz，包络线形状 $A(t)$ 为汉宁 (Hanning) 窗。另外，在图 3~图 3 的各图中，纵轴表示频谱强度，横轴表示频率。

由于式 8 的接收信号为实信号，频谱的形状相对纵轴，保持对称。在应形成图象的接收信号的频谱中，使在频率为 -3MHz，或 3MHz，具有中心的任何一个频谱的中心位置按照 0 频率移动。

在图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中，在式 (4) 中， $\omega_s = 3\text{MHz}$ ，进行式 5 所示的乘法运算。作为该乘法运算的结果，图 3(a) 的频谱为图 3(b)。象图 3(b) 所示的那样，形成图象的接收信号的频率为 0，不需要的频谱按照 6MHz 频率移动。

接着，在滤波(器)部 4，比如，象图 3(b) 所示的实例的那样，具有抽取从频率为 -3MHz，到 3MHz 的信号的频率特性，提取必要的频谱，获得图 3(c) 的频谱。图 3(c) 为应形成图象的接收信号的频谱的图。

图 4 (a) 为表示下述场合的式 8 的接收信号的频谱的示意性结构的图, 在该场合, 中心频率 ω_s 为 2MHz, 包络线 $A(t)$ 形状为汉宁窗。在形成图象的接收信号的频谱中, 使在频率为 -2MHz, 或 2MHz, 具有中心的任何一个频谱的中心位置按照 0 频率移动。

在图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中, 在式 (4) 中, $\omega_s = 2\text{MHz}$, 进行式 5 所示的乘法运算。作为该乘法运算的结果, 图 4(a) 的频谱为图 4(b)。象图 4(b) 所示的那样, 形成图象的接收信号的频率为 0, 不需要的频谱按照 4MHz 频率移动。

然后, 在滤波部 4, 比如, 象图 4(b) 所示的实例的那样, 具有抽取从频率为 -2MHz, 到 2MHz 的信号的频率特性, 提取必要的频谱, 获得图 4(c) 的频谱。图 4(c) 为应形成图象的接收信号的频谱的图。

在这里, 如果图 4(b) 所示的滤波部 4 的频率特性, 与图 3(b) 所示的滤波部 4 的频率特性相同, 则在频率为 4MHz 处具有中心的不需要的频谱无法完全去除, 图象质量变差。

因此, 通过图 3(b) 和图 4(b) 的比较, 显然, 在图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中, 必要的条件是对应于形成图象的接收信号的中心频率, 改变滤波部 4 的频率特性。

象图 4(b) 所示的实例那样, 由于在所抽取的频谱的频率区域较窄的滤波器中, 抽头的数量较多, 故与具有图 3(b) 的频率特性的滤波器相比较, 电路规模变大。

在本发明的第 1 实施例的超声波诊断设备的方案中, 在接收信号具有图 4(a) 所示的频谱的情况下, 滤波部 4 的频率可与图 3(b) 相同。

图 5 为说明本发明的第 1 实施例的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图。图 5(a) 为表示下述场合的超声波信号的频谱的示意性结构的图, 在该场合, 中心频率 ω_s 为 2MHz, 包络线形状 $A(t)$ 为汉宁窗。按照本发明, 在式 10 中, $\omega_s = 3\text{MHz}$, 进行式 11 所示的乘法运算。作为乘法运算的结果, 频谱为图 5(b)。

象图 5 (b) 所示的那样, 在形成图象的接收信号的频谱中, 频率为 1MHz, 不需要的频谱按照 5MHz 频率移动。滤波部 4 的频率与图 3 (b) 相同, 具有抽取从频率为 -2MHz, 到 2MHz 的信号的频率特性, 提取必要的频谱, 获得图 5 (c) 的频谱。

象图 5 (c) 所示的那样, 剩余有中心处于 1MHz 频率的频谱, 去除中心处于 5MHz 频率的频谱。图 5 (c) 的频谱为加法运算部 6 的输出信号的频谱。

对于应形成图象的超声波信号的频谱, 象图 4 所示的那样, 必须要求中心为 0 的频率, 图 5 (c) 的频谱无法照原样形成图象。

于是, 按照本发明, 在式 15 中, $\omega_s = 2\text{MHz}$, 即, $(\omega_s - \omega_m) = -1\text{MHz}$, 进行式 16 所示的乘法运算。作为乘法运算的结果, 图 5 (c) 的频谱形成图 5 (d) 的频谱, 与应形成图象的图 4 (c) 的频谱相同。

在本发明的第 1 实施例的超声波诊断设备的方案中, 在进行中心频率为 3MHz 的接收信号的图象成形的场合, $\omega_s = 3\text{MHz}$, 在式 10 中, $\omega_m = 3\text{MHz}$, 进行式 11 所示的乘法运算。作为乘法运算的结果, 频谱与图 3 (b) 相同。

象图 3 (b) 所示的那样, 形成图象的接收信号的频谱按照 0 频率移动, 不需要的频谱按照 6MHz 的频率移动。滤波部 4 的频率特性为下述频谱的特性, 该频谱为具有抽取从频率为 -3MHz, 到 3MHz 的信号的频率特性, 提取必要的频谱, 应形成图象的接收信号的频谱, 获得与图 3 (c) 相同的频谱。

象上面所描述的那样, 在本发明的第 1 实施例的超声波诊断设备的方案中, 不改变滤波部 4 的频率, 可实现中心频率为 3MHz, 2MHz 这两者的接收信号的图象成形。另外, 象在前面已描述的那样, 第 2 混合部 11 可为 1 个。由于添加 1 个混合电路, 可简化滤波部 4 的组成, 由此, 大大有助于装置的整体尺寸的减小, 价格的降低。

(第 2 实施例)

图 6 为表示本发明的第 2 实施例的超声波诊断设备的组成实例的方框图。图 6 为下述超声波诊断设备的组成实例, 在该实例中, 在图

1 所示的超声波诊断设备的方案中, 不改变针对每个信道必要的, 数字转换部 2, 混合部 3, 滤波部 4, 数字延迟部 5 的组成, 同时对中心频率不同的多个接收信号进行图象处理, 对其进行显示。

图 6 所示的超声波诊断设备的组成中的, 针对每个信道所必需的, 数字转换部 2, 第 1 混合部 10, 滤波部 4, 数字延迟部 5 的组成, 与图 1 所示的超声波诊断设备的组成相同。在图 6 所示的超声波诊断设备的组成中, 针对图 1 所示的超声波诊断设备的组成, 并列地具有进行第 2 混合部 11 以后的信号处理的, 第 1, 第 2 信号处理电路, 在第 1, 第 2 信号处理电路中, 在第 2 混合部 11 与检波部 7 之间, 设置有第 2 滤波部 12。

第 1 信号处理电路由第 2 混合部 11a, 第 2 滤波部 12a, 检波部 7a, 转换部 8a, 显示器 9a 形成, 第 2 信号处理电路由第 2 混合部 11b, 第 2 滤波部 12b, 检波部 7b, 转换部 8b, 显示器 9b 形成。

在图 6 所示的超声波诊断设备的组成中, 比如, 在高频图象成形中, 发挥效果。高频图象成形指发送频率 f_0 的超声波信号, 对接收信号的高频波成分(比如, $2f_0$ 成分)进行图象处理的方式。按照此方式, 与对接收信号的基本波成分(f_0 成分)进行图象处理的普通的图象成形相比较, 可大大改善音响 S/N。

图 7, 图 8 为说明本发明的第 2 实施例的超声波诊断设备中的超声波信号的频谱变化的图。图 7(a) 按照直至包括作为高频波成分的 4MHz 成分的方式表示 2MHz 频率的接收信号的频谱。该高频波成分的频谱强度小于基本波成分。

在图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中, 在通过接收信号的基本波成分进行图象成形的场合, 在式 4 中, $\omega_s = 2\text{MHz}$ 。在通过接收信号的高频波成分进行图象成形的场合, 在式 4 中, $\omega_s = 4\text{MHz}$ 。但是, 在图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备中, 同时对接收信号的基本波成分的图象, 以及接收信号的高频波成分的图象进行处理, 无法对其进行显示。

为了同时对接收信号的基本波成分的图象, 以及接收信号的高频

波成分的图象进行处理, 对其进行显示, 对于图 2 所示的已有技术的超声波诊断设备, 考虑采用下述方式, 即, 并列地具有进行混合部 3 以后的信号处理的, 第 1 和第 2 信号处理电路, 分别通过混合部 3, 滤波部 4, 数字延迟部 5, 加法运算部 6, 检波部 7, 转换部 8, 显示器 9, 形成第 1 和第 2 信号处理电路。

如果在第 1 信号处理电路中的混合部中, $\omega_s = 2\text{MHz}$, 进行乘法运算, 在第 2 信号处理电路的混合部中, $\omega_s = 4\text{MHz}$, 进行乘法运算, 则可同时地对接收信号的基本波成分的图象, 以及接收信号的高频波成分的图象进行处理。但是, 由于混合部 3, 滤波部 4, 数字延迟部 5 必须按照信道数量配备, 故电路规模庞大。

在图 6 所示的超声波诊断设备的方案中, 在式 10 中, 作为接收信号的基本波 2MHz 与接收信号的高频波 4MHz 的平均频率的, $\omega_m = 3\text{MHz}$, 进行式 11 所示的乘法运算。作为乘法运算的结果, 图 7 (a) 的频谱为图 7 (b)。象图 7 (b) 所示的那样, 形成图象的接收信号的频谱为 $-1, 1\text{MHz}$, 不需要的频谱按照 $5, 7\text{MHz}$ 的频率移动。

必须在对接收信号的基本波成分进行图象成形的场合, 剩余中心处于 1MHz 频率处的频谱, 必须在对接收信号的高频波成分进行图象成形的场合, 剩余中心处于 -1MHz 频率处的频谱。由于混合频率 ($\omega_m = 3\text{MHz}$) 为接收信号的基本波与接收信号的高频波的频率的平均值, 故形成图象的 2 个接收信号的频谱的中心频率相对纵轴保持对称。

象图 7 (b) 所示的那样, 使滤波部 4, 具有与图 3 (b) 相同的频率特性。滤波部 4 的输出信号的频谱为图 7 (b)。由于延迟处理, 加法运算处理不改变频谱的形状, 加法运算部 6 的输出信号的频谱也与图 7 (c) 相同。

接着, 并列配备的第 2 混合部 11a, 11b 分别进行频率移动。在第 2 混合部 11a 中, 在式 15 中, $\omega_m = 4\text{MHz}$, $(\omega_s - \omega_m) = 1\text{MHz}$, 进行式 14 和式 15 的乘法运算。作为该乘法运算的结果, 频谱为图 8 (a)。

使第 2 滤波部 12a, 具有图 8 (a) 所示的频率特性, 仅仅使高频

波成分的频谱通过。即，剩余中心处于0频率处的频谱。图8(b)表示第2滤波部12a的输出信号的频谱。

在第2混合部11b中，在式15中， $\omega_s = 2\text{MHz}$ ， $(\omega_s - \omega_m) = -1\text{MHz}$ ，进行式14和式15的乘法运算。作为该乘法运算的结果，频谱为图8(c)。

使第2滤波部12b，具有图8(c)所示的频率特性，仅仅使基本波成分的频谱通过。即，剩余中心处于0频率处的频谱。图8(d)表示第2滤波部12b的输出信号的频谱。

由于针对加法运算部6的输出信号，进行滤波处理，故第2滤波部12a, 12b从总体上可为2个，即使在滤波器的电路规模变大的情况下，仍不会对整个装置的价格，规模造成较大影响。

另外，检波部7a, 7b，转换部8a, 8b，显示器9a, 9b的动作与图1所示的第1实施例相同。此外，转换部8a, 8b的输出信号也可一起显示于1个显示器中。

按照上面的描述，在对接收信号的基本波成分的图象，以及接收信号的高频波成分的图象进行成形处理，同时对其进行显示的场合， ω_m 为接收信号的基本波与接收信号的高频波的频率的平均频率。即使在式10中的 ω_m 为任意的频率的情况下，改变图7(b)所示的滤波部4的频率特性，在式15中，只要 ω_s 为接收信号的基本波的频率，或接收信号的高频波的频率，则式16不变，同时形成接收信号的基本波成分的图象，以及接收信号的高频波成分的图象。

但是，在实际的超声波诊断装置中，数字延迟部5中的时间移动量是离散的，最小单位等于比如，数字转换部2的取样时间。即，难于正确地按照 τ_n ，对信号进行时间移动处理。

如果时间移动量包括误差，则式7不变化，但是式16变化。下面对此进行描述。

在图2所示的超声波诊断装置中，在式7中，受到时间移动的影响的仅仅为包络线部分。由于包络线的周期与取样时间相比较，足够大，故小于时间移动中所包含的取样时间的误差不造成问题，式7不

变化。

但是，在图 1，图 6 所示的超声波诊断设备中，在式 13 中，载波（carrier）成分也受到时间移动的影响。显然，载波（carrier）的周期足够地大于取样时间。因此，在时间移动具有误差的场合，首先，式 13 变化。

当由 T_n 表示相对式 12 的实际的时间移动时，则时间移动的误差由式 17 定义。

$$\Delta \tau_n = T_n - \tau_n \quad \dots \text{ (公式 17)}$$

通过数字延迟部 5，按照 T_n ，对由式 12 表示的信号进行时间移动处理，对 $\exp(-j\omega_m \tau_n)$ 进行乘法运算。另外，由于复乘法运算的精度依赖于运算电路的计算精度，故其可在与取样时间无关的情况下，足够地高。数字延迟部 5 的输出信号为式 18 所示的 $V_n(T)$ 。

$$\begin{aligned} V_n(t) &= g_n(t + T_n) \times \exp(-j\omega_m \tau_n) \\ &= A(t - \tau_n + T) \times \exp\{-j[(\omega_s - \omega_m)(t + T_n) - \phi_n + \omega_m \tau_n]\} \\ &= A(t + \Delta \tau_n) \times \exp\{-j[(\omega_s - \omega_m)t + \omega_s T_n - \omega_m T_n - \omega_m \tau_n + \omega_m \tau_n]\} \\ &= A(t + \Delta \tau_n) \times \{\exp[-j(\omega_s - \omega_m)t]\} \{\exp[-j(\omega_s - \omega_s) \Delta \tau_n]\} \end{aligned} \quad \dots \text{ (公式 18)}$$

在质量，包络线的周期足够地大于取样时间，与式 19 成立的情况类似。

$$A(t + \Delta \tau_n) = A(t) \quad \dots \text{ (公式 19)}$$

但是， \exp 项中的 $\Delta \tau_n$ 不能够忽视。由于针对每个信道， $\Delta \tau_n$

是不同的，在加法运算部 6，对 1 次超声波的发送信号用的元件 n （信道 m ）的全部的信道（信道数量 N ）进行加法运算，其结果为式 20 所示的 $S(t)$ 。

$$S(t) = A(t) \times \{\exp[-j(\omega_s - \omega_m)t]\} \times \{\sum \exp[-j(\omega_s - \omega_m)\Delta\tau_n]\} \dots \text{(公式 20)}$$

在式 20，式 21 中，加法运算符号 Σ 表示信道数量 N 的加法运算。通过第 2 混合部 11，进行式 11 所示的数字参考信号 $k_n(t)$ 的复合混合处理（complex mixing）。式 14 与式 20 的乘法运算结果为式 21 所示的 $U(t)$ 。

$$U(t) = A(t) \times \{\sum \exp[-j(\omega_s - \omega_m)\Delta\tau_n]\} \dots \text{(公式 21)}$$

即，在时间移动具有误差 $\Delta\tau_n$ 的场合，式 16 变为式 21。比如，如果数字转换部 2 的取样时间为 40ns，实际的时间移动 T_n 为取样时间的整数倍，则 $\Delta\tau_n$ 的绝对值为最大，其为 20ns。

在这里，如果 $\omega_m = 3\text{MHz}$ ，则即使 $\omega_s = 2\text{MHz}$ ， $\omega_s = 4\text{MHz}$ 的任何的情况下， $(\omega_s - \omega_m)\Delta\tau_n$ 仍可为最大，为 1/50 的波长。一般，在超声波的射束形成时，如果 $(\omega_s - \omega_m)\Delta\tau_n$ 为 1/32 的波长，故可将其忽略，式 21 的误差在可忽略的范围内。

但是，比如，如果 $\omega_m = 2.2\text{MHz}$ ，则在 $\omega_s = 2\text{MHz}$ 的场合， $(\omega_s - \omega_m)\Delta\tau_n$ 为最大，为 1/250 的波长，但是，在 $\omega_s = 4\text{MHz}$ 的场合， $(\omega_s - \omega_m)\Delta\tau_n$ 为最大，为 1/28 的波长。在此场合，在接收信号的基本波成分中，式 21 的误差可忽略，但是在接收信号的高频波成分中，式 21 的误差不能够忽略。

即，如果 ω_m 为接收信号的基本波的频率与接收信号的高频波的频率的平均值，则具有对于任何的频率，均具有可减小式 21 中的误差的优点。

另外，在对接收信号的 2 个不同的频率成分进行图象成形处理，同时对其进行显示的场合，2 个频率不限于接收信号的基本波与接收信号的高频波，可设定为任意的规定的 2 个频率。

如上所述，按照本发明，不改变滤波部的频率特性，可对中心频率不同的接收信号进行形成图象处理。

此外，可实现下述数字超声波诊断设备，在该超声波诊断设备中，可将用于获得接收信号的中心频率不同的多个图象的信号并列同时地进行处理，即使在使形成图象的接收信号的中心频率变化的情况下，仍不必改变每个信道的滤波部的频率，获得高画质的断层图象。

图 1

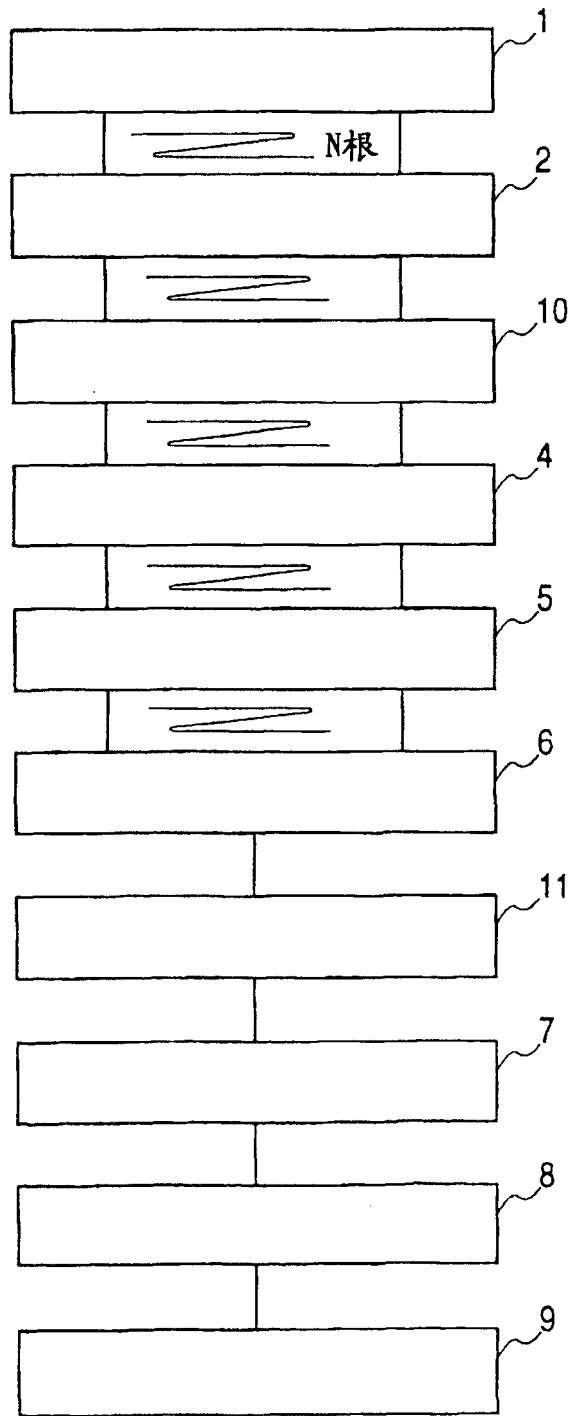


图 2

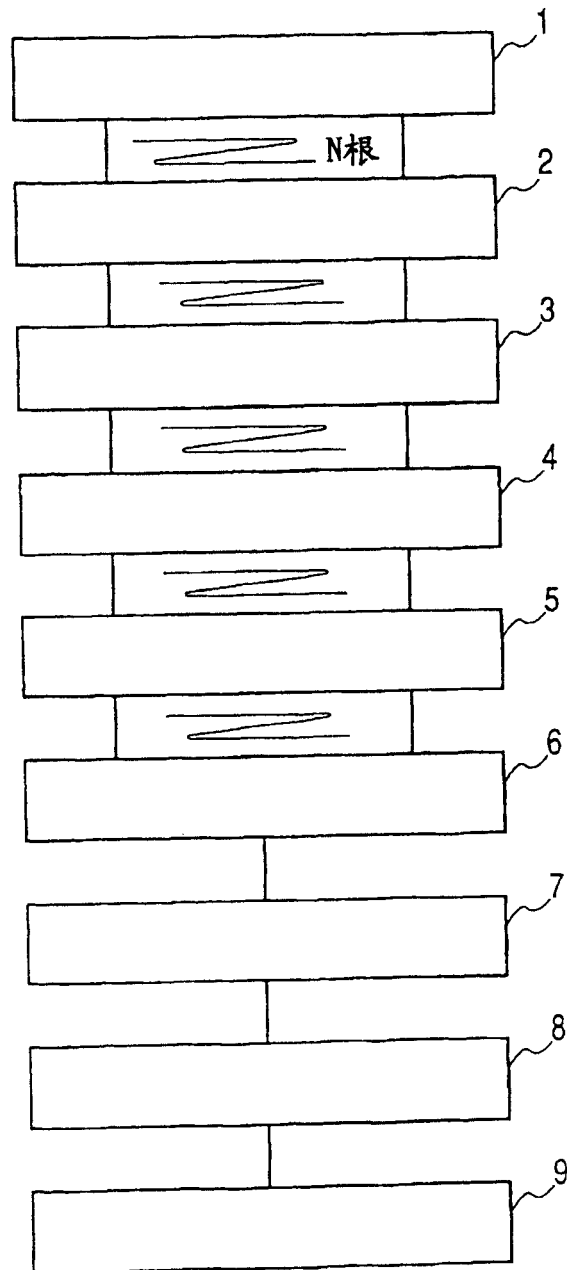


图 3

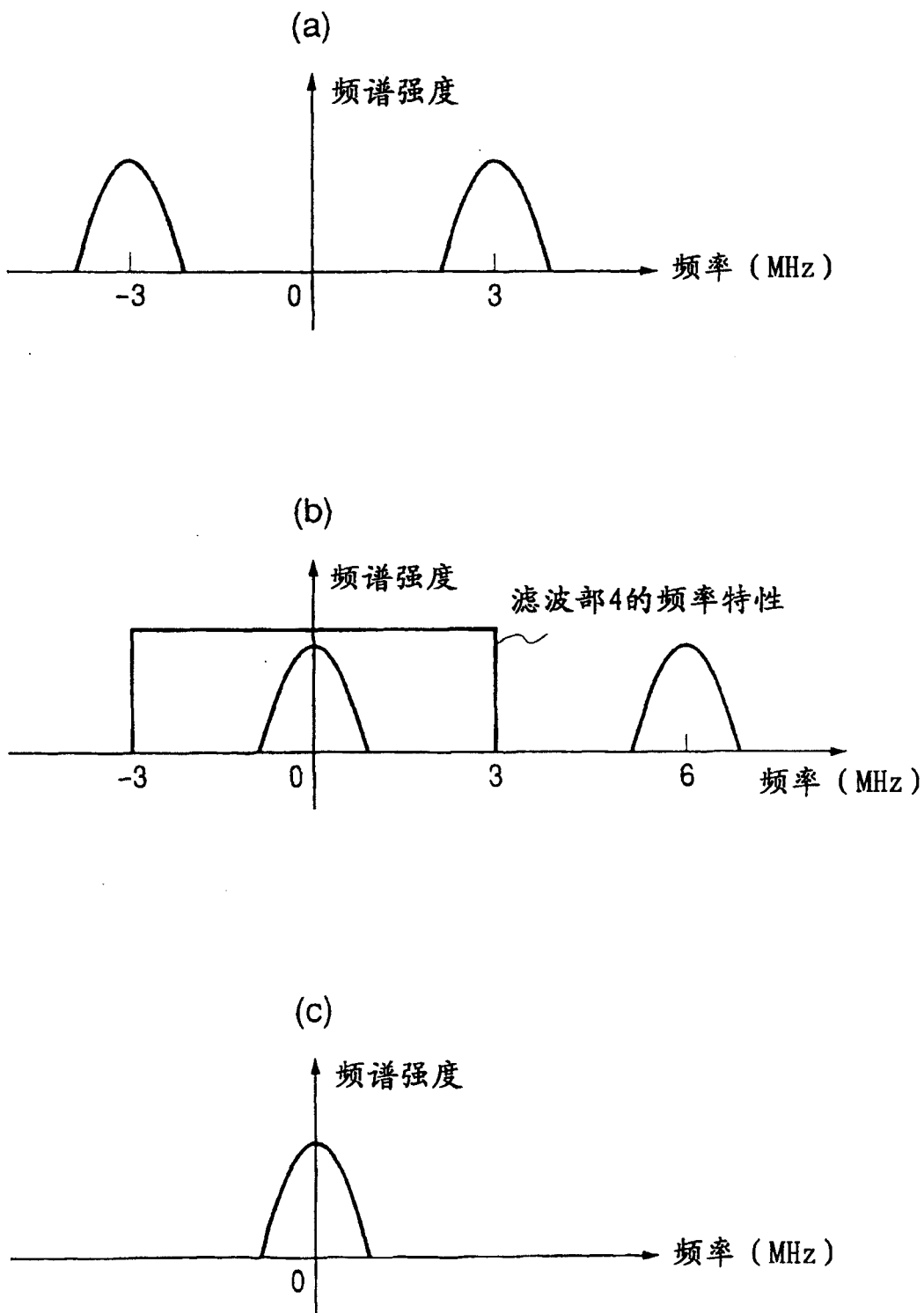


图 4

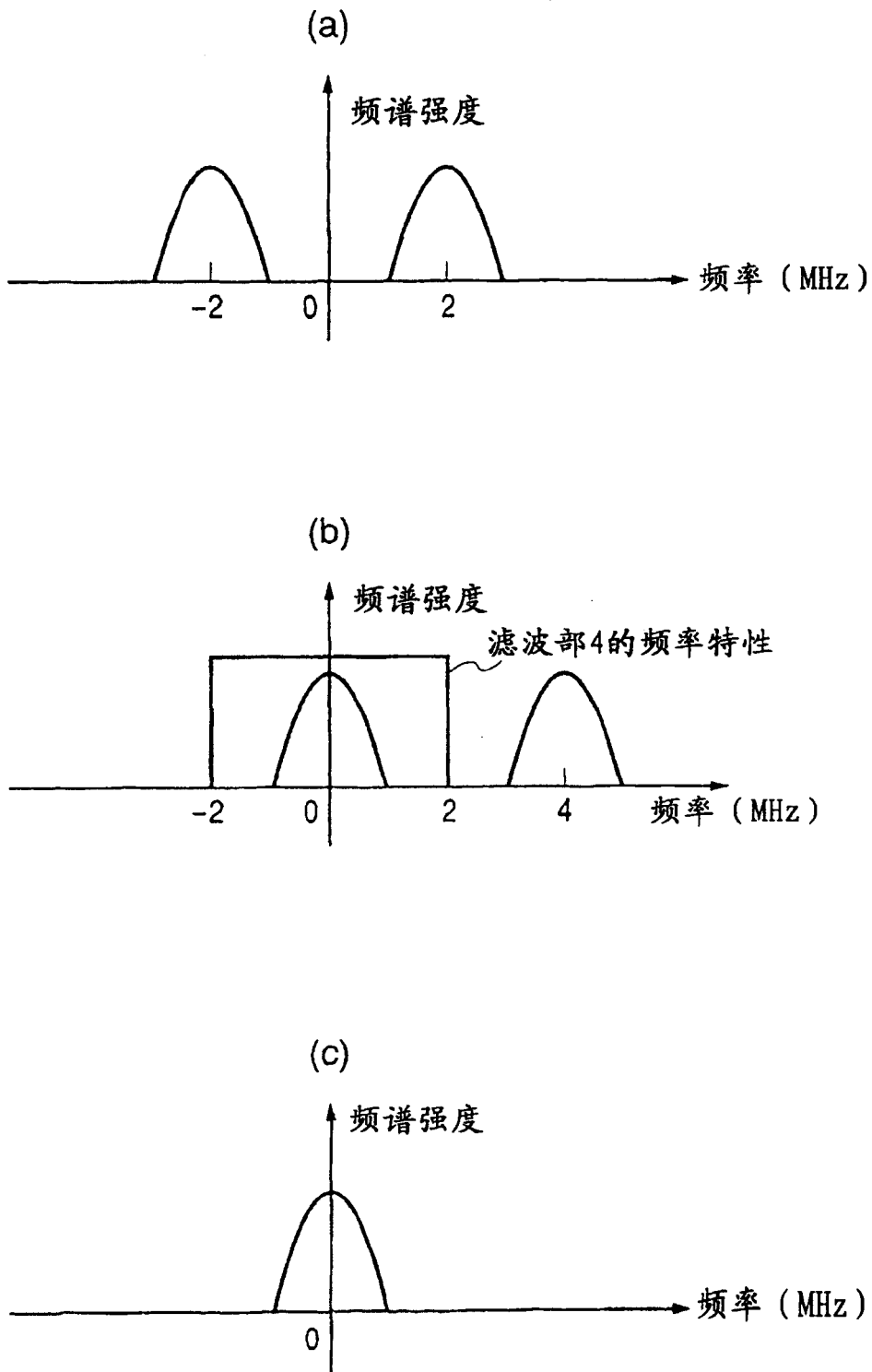


图5

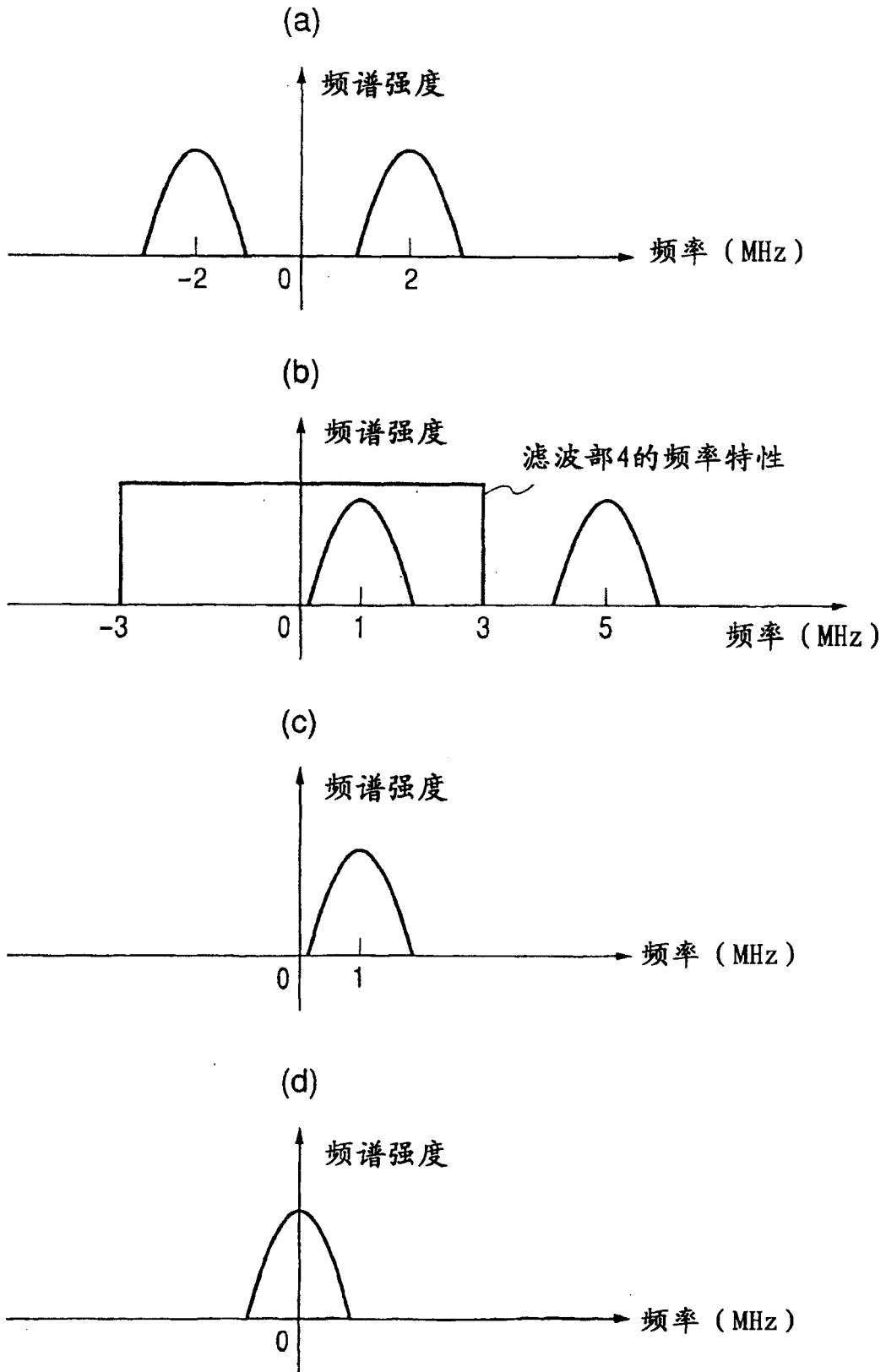


图6

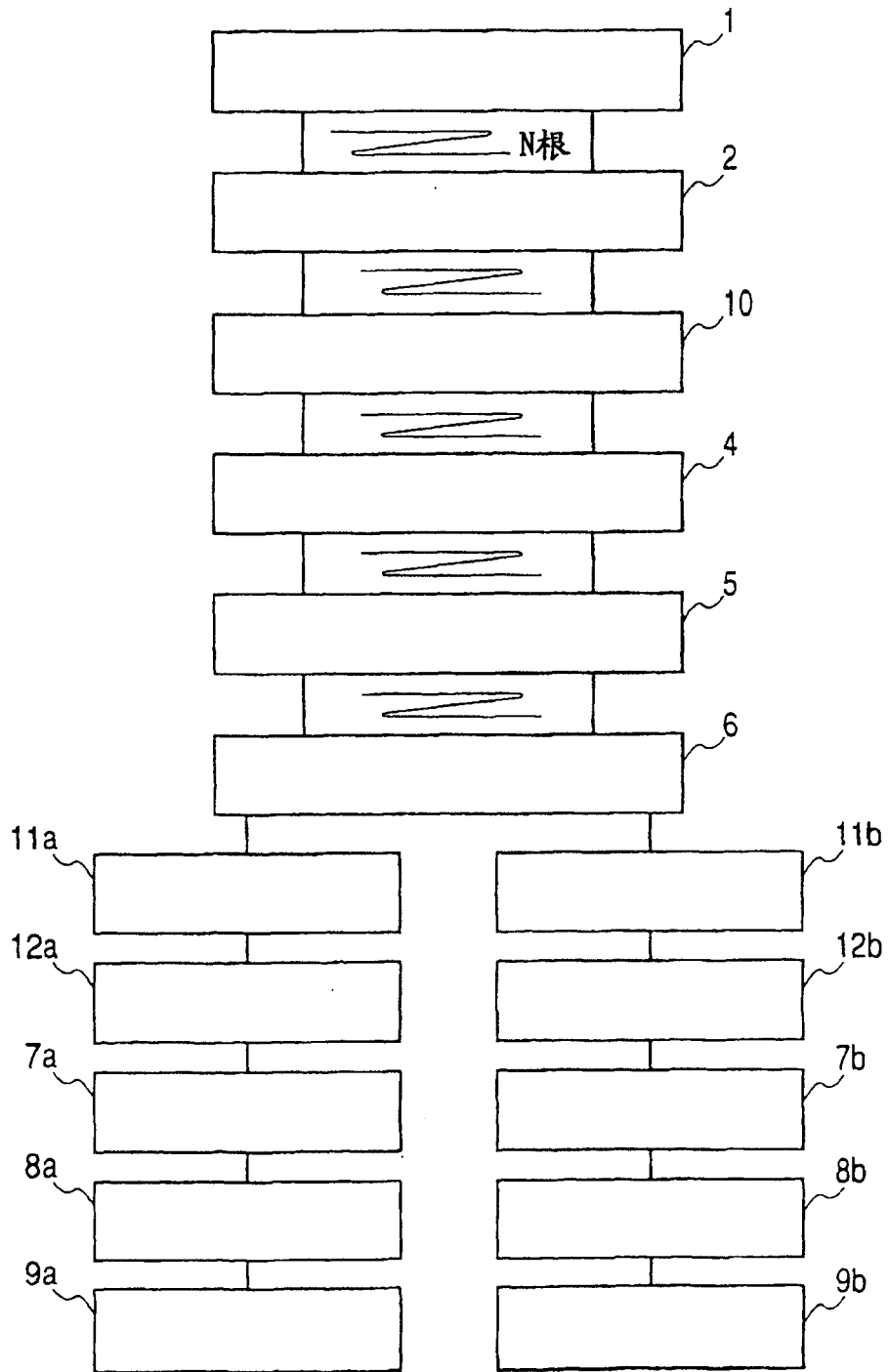


图7

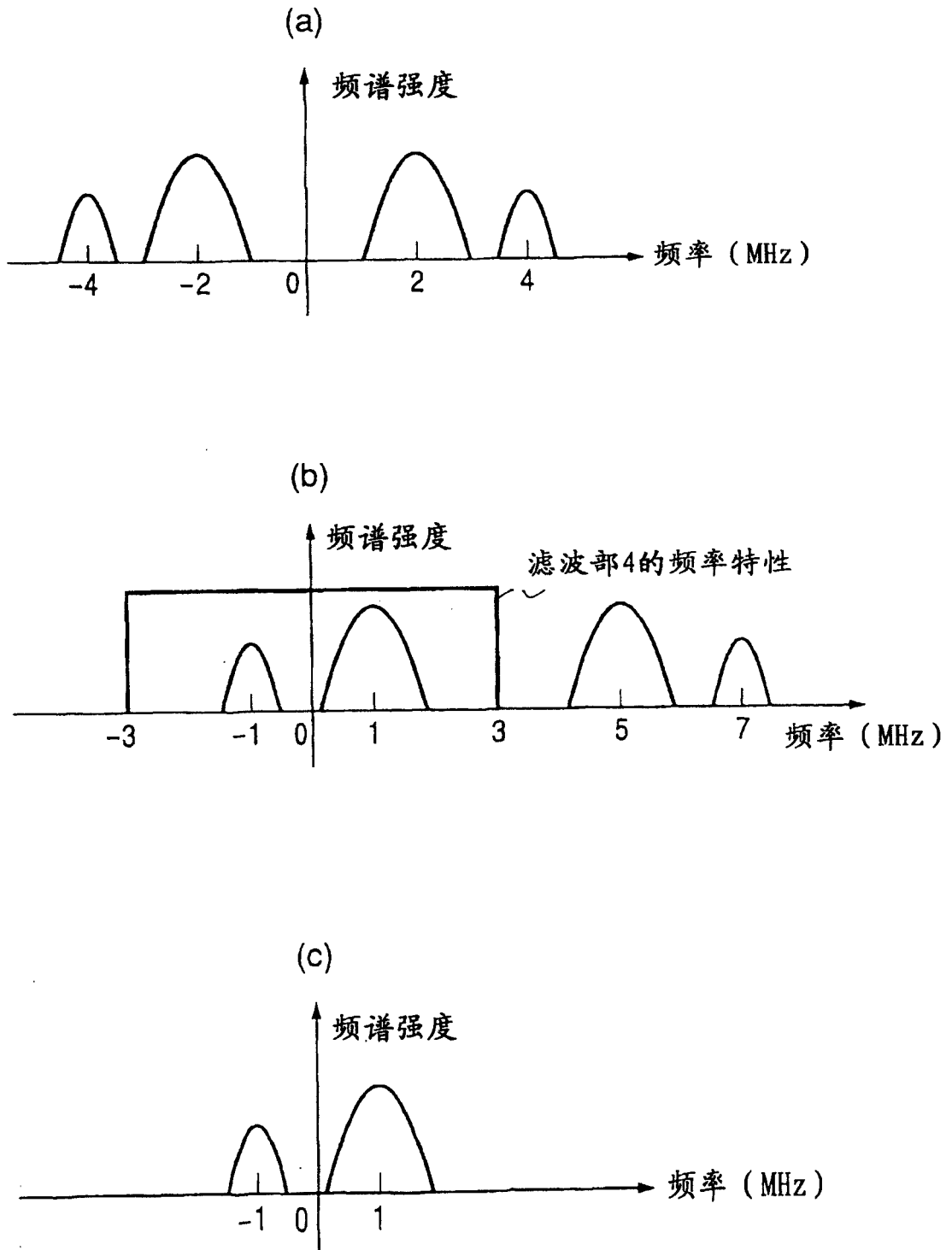
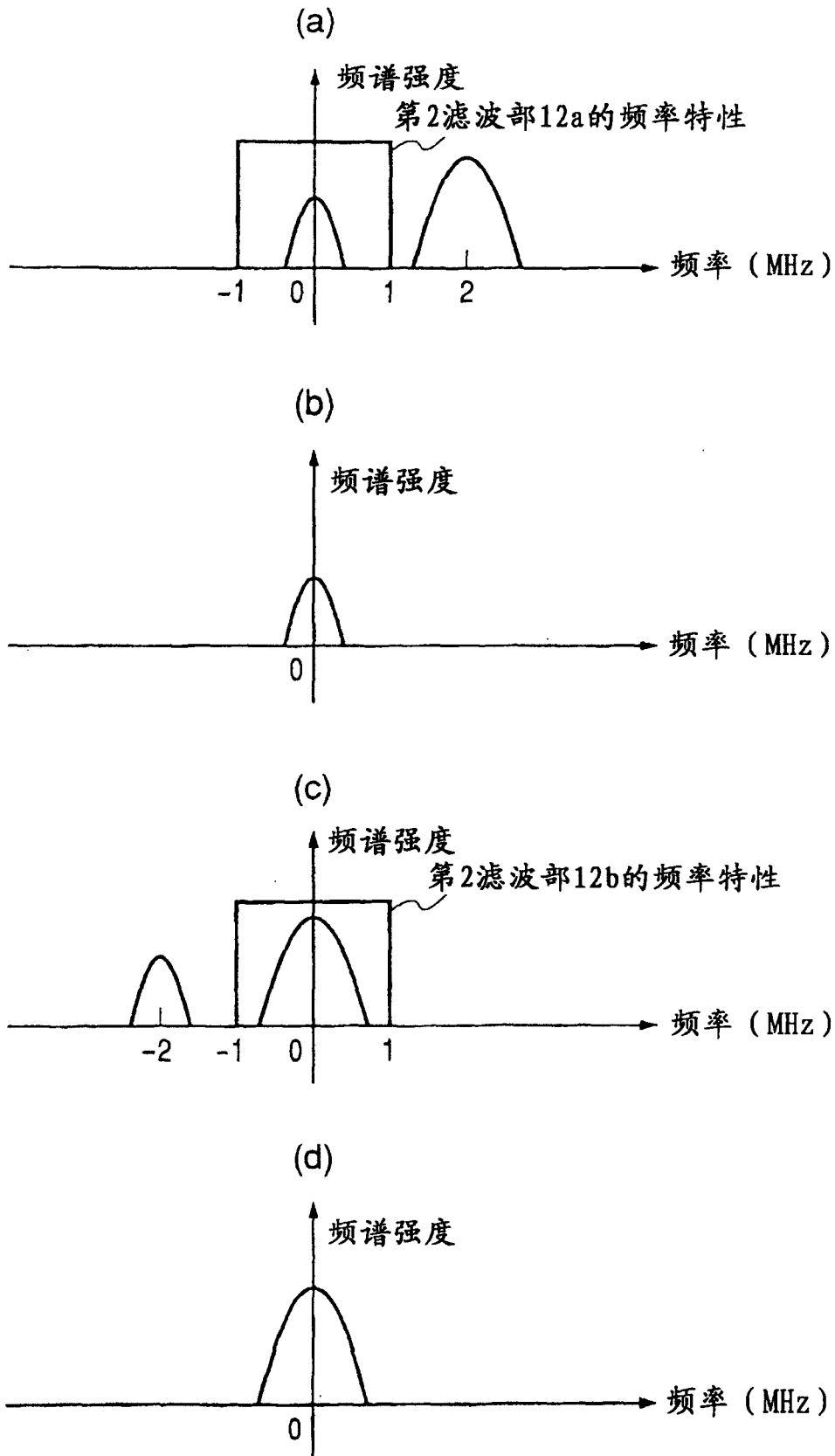


图 8



专利名称(译)	超声波诊断设备和超声波信号的处理方法		
公开(公告)号	CN1243517C	公开(公告)日	2006-03-01
申请号	CN01810731.1	申请日	2001-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	三和祐一 梅村晋一郎 篠村隆一 马场博隆 藤田直人		
发明人	三和祐一 梅村晋一郎 篠村隆一 马场博隆 藤田直人		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/895 G01S7/52026		
优先权	2000265992 2000-08-30 JP		
其他公开文献	CN1433283A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种获得频率不同的图象的超声波诊断设备，该超声波诊断设备由下述部分构成，该下述部分包括探头，该探头由下述多个元件构成，该多个元件向检查对象发送超声波，接收反射超声波；数字转换部，该数字转换部对多个接收信号进行数字化处理；第1混合部，该第1混合部对数字转换部的输出，以及第1数字参考信号进行乘法运算；第1滤波部，该第1滤波部从第1混合部的输出信号中，抽取具有规定的中心频率的信号；数字延迟部，该数字延迟部对第1滤波部的输出进行延迟处理；加法运算部，该加法运算部对数字延迟部的多个输出进行加法运算；第2混合部，该第2混合部对加法运算部的输出信号与第2数字参考信号进行乘法运算；检波部，该检波部对第2混合部的输出进行检波处理；转换部，该转换部将检波部的输出转换为图象信号；显示器，该显示器显示转换部的输出信号。由此，不必改变滤波部的频率特性。

