

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 00813104. X

A61B 8/12

A61B 8/06

G01S 7/52

G01S 15/10

G01S 15/50

G01B 17/00

G01P 5/00

[45] 授权公告日 2005 年 7 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 1210003C

[22] 申请日 2000.9.25 [21] 申请号 00813104. X

[30] 优先权

[32] 1999. 9. 24 [33] JP [31] 271454/1999

[86] 国际申请 PCT/JP2000/006559 2000.9.25

[87] 国际公布 WO2001/021074 日 2001.3.29

[85] 进入国家阶段日期 2002.3.20

[71] 专利权人 科学技术振兴事业团

地址 日本埼玉县

[72] 发明人 守屋正 田川憲男

审查员 刘明霞

[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 王以平

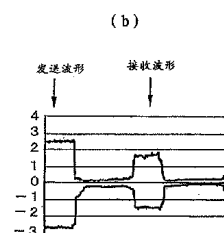
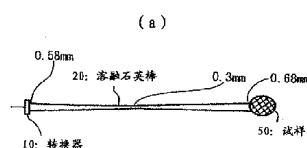
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 18 页

[54] 发明名称 基于脉冲压缩的超声波收发装置

[57] 摘要

提供了一种基于脉冲压缩的超声波收发装置。

如图 2(a) 所示, 在本发明中, 使用例如粘接超声波探头一侧的端面直径为 0.58mm, 最细部分中直径为 0.3mm, 在试样一侧的端面直径为 0.68mm, 长度为 38cm 的石英棒(20), 这样使溶融石英棒(20)的安装超声波转换器(10)一侧的直径处于 L(0, 3)模式的变换效率良好的范围内, 另外, 接触试样(50)一侧的石英棒(20)的直径与波长相比较充分大, 并且将其它部分做成充分细使得可以得到可挠性。在图 2(b) 中示出发送波形和接收波形。



1.一种超声波收发装置，该超声波收发装置作为发送的超声波信号，使用频率随时间变化的信号，对于接收的超声波信号进行脉冲压缩，其特征在于：

由收发上述超声波信号的共用的转换器和传输上述超声波信号的共用的传输线构成，

作为上述传输线使用具有可挠性的石英，把上述石英的传输线用作为延迟介质在时间上分离发送的超声波信号与接收的超声波信号。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波收发装置，其特征在于：

作为上述发送的超声波信号使用频率不与时间成比例地变化的信号，发送的上述信号是在接收时成为频率与时间成比例地变化的信号那样的信号。

3. 根据权利要求 1 或 2 中所述的超声波收发装置，其特征在于：

在对接收的超声波信号进行脉冲压缩了以后，进而通过取与脉冲压缩时的理想压缩波形的相关性，进行旁瓣的抑制。

4. 根据权利要求 1 或 2 中所述的超声波收发装置，其特征在于：

通过根据代码序列发送或者不发送延迟了一定时间的多个超声波信号，把超声波信号编码后发送，

在对接收的信号进行脉冲压缩了以后，根据编码了的代码序列进行译码。

5. 根据权利要求 1 或 2 中所述的超声波收发装置，其特征在于：

作为上述传输线，使用中央部分细的锥形石英棒。

6. 一种多普勒测定方法，其特征在于：使用一超声波收发装置，该超声波收发装置作为发送的超声波信号，使用频率随时间变化的信号，对于接收的超声波信号进行脉冲压缩，并由收发上述超声波信号的共用的转换器和传输上述超声波信号的共用的传输线构成，作为上述传输线使用具有可挠性的石英，把上述石英的传输线用作为延迟介质在时间上分离发送的超声波信号与接收的超声波信号，同时，

作为发送的超声波信号，使用频率与时间一起增加的信号和频率与时间一起减少的信号，

根据对接收的上述各个信号进行处理得到的压缩脉冲的时间差进行多普勒效果的测定。

7. 一种多普勒测定方法，其特征在于：使用一超声波收发装置，该超声波收发装置作为发送的超声波信号，使用频率随时间变化的信号，对于接收的超声波信号进行脉冲压缩，并由收发上述超声波信号的共用的转换器和传输上述超声波信号的共用的传输线构成，作为上述传输线使用具有可挠性的石英，把上述石英的传输线用作为延迟介质在时间上分离发送的超声波信号与接收的超声波信号，同时，

作为发送的超声波信号，使用频率与时间一起增加的信号和频率与时间一起减少的信号，

通过进行对接收的上述各个信号进行处理后得到的压缩脉冲与标准扫频脉冲信号的卷积积分，并进行频谱分析，从而进行多普勒效果的测定。

8. 一种管腔内用超声波内视镜系统，其特征在于：使用一超声波收发装置，该超声波收发装置作为发送的超声波信号，使用频率随时间变化的信号，对于接收的超声波信号进行脉冲压缩，并由收发上述超声波信号的共用的转换器和传输上述超声波信号的共用的传输线构成，作为上述传输线使用具有可挠性的石英，把上述石英的传输线用作为延迟介质在时间上分离发送的超声波信号与接收的超声波信号，同时，

在上述传输线的试样一侧的端面上具有匹配层。

基于脉冲压缩的超声波收发装置

技术领域

本发明涉及医学领域以及超声波测量领域中的、在超声波测量以及图像化等中使用的超声波收发装置，特别是涉及基于脉冲压缩的超声波收发装置。

背景技术

很早以来就已经使用超声波的反射波等进行测量或者获得图像。例如，在超声波诊断装置中，从超声波振子发出冲激波，接收来自体内的反射回波，通过图像处理获得体内的断层图像。在这样的超声波诊断装置中，要求尽可能深的深达度和高分辨率。

作为满足这种要求的技术有脉冲压缩技术。这是在发送的超声波信号上实施 FM 调制（以下，把该信号称为扫频脉冲信号），在接收时使之通过对应于扫频脉冲信号的滤波器，把原本很长的脉冲压缩为很短。而且，通过压缩提高分辨率的同时谋求提高 S/N 比，提高深达度。

在这样的脉冲压缩中，为了在时间上分离发送信号和接收信号，需要把测定对象物与转换器之间隔开。把其之间的区域称为分离区。例如，在超声波显微镜中把与波长相比较具有充分大的直径的线路用作为延迟媒体，作为分离区。该线路由于可以是无限大的直径，因此没有可挠性，不能够考虑为波导线路。这里所谓波导线路指的是断面内的振幅分布不随传输距离而变。这种情况下，在 20MHz 频带中，实际上难以收发 100 μ 秒以上的持续时间长的脉冲。另外，由于该线路没有可挠性，因此不能够适用在超声波内视镜等中。作为替代的方法，有使用分开接收和发送的探头的方法。另外，在 25MHz 频带以上时使用循环器。但是，在这种情况下，由于转换器与传输介质的不

匹配产生的反射将会混入到接收系统中。

脉冲压缩在发送峰值功率的限制下以增加发送能量，增大探测距离或者谋求高分辨率为目的，广泛应用在雷达或者声纳领域中。在医学超声波领域中为了达到同样的目的，进行了大量的导入脉冲压缩技术的研究。在该脉冲压缩技术中，由于能够在时域内操作发送信号的频谱，因此具有能够提高特定区域的分辨率等的优点，尽管如此，但在医用超声波领域还没有达到实用化的程度。

为了实现实用化的最大课题是需要分离区，第2个课题是脉冲压缩后的旁瓣抑制。后一个问题是由于来自大反射的信号旁瓣掩埋了来自小反射体的信号。

如果说明有关分离区的问题，则在脉冲压缩技术中，由于发送脉冲信号的脉冲宽度长达数百 μ 秒，因此分离区变大。为了设置该区域，通常使用柔性的塑料板。该方法在实际上非常难以处理。另外，该方法不能够适用在超声波内视镜等中。作为避免该方法的其它方法，使用分别进行收发的探头。但是如果使用分别进行收发的探头，则仅能够检测出来自发出的超声波束与接收用转换器的可接收区域相互交叉的范围的信号，所得到的图像质量也不是很好。另外在发送信号与接收信号混合存在的状态下的接收中，由于需要动态范围极大的放大器，因此不实际。从而，希望使用通过同时进行收发的探头来分离发送信号与接收信号的方法。

发明内容

本发明的课题在于解决以往的超声波收发中的以下的问题。

1. 在脉冲压缩中，使用单一的转换器，不能够在时间上分离持续时间长的发送信号和接收信号。

2. 压缩后的旁瓣电平的抑制还不充分。

如果开发出这些方法，则极其微弱的信号的检测或者多普勒测量等种种应用成为可能。

为了达到上述目的，本发明在作为发送的超声波信号使用频率随时间变化的信号，对于接收的超声波信号进行脉冲压缩的超声波收发

装置中，特征在于由收发上述超声波信号的共用的转换器和传输上述超声波信号的共用的传输线构成，作为上述传输线，使用具有可挠性的石英，把上述石英的传输线用作为延迟介质在时间上分离发送的超声波信号与接收的超声波信号。

另外，作为上述发送的超声波信号，使用频率与时间不成比例地变化的信号，发送的上述信号是能够在接收时成为频率与时间成比例地变化的信号那样的信号。

在把接收的超声波信号进行脉冲压缩了以后，进而取与脉冲压缩时的理想压缩波形的相关性，还能够进行旁瓣的抑制。

通过按照代码序列发送或者不发送延迟了一定时间的多个超声波信号，还能够把超声波信号编码后发送，对接收的信号进行脉冲压缩了以后，还能够根据编码了的代码序列进行译码。

作为上述传输线，还能够使用中间部分细的锥形石英棒。

使用上述的超声波收发装置的同时，作为发送的超声波信号，使用频率与时间一起增加的信号和频率与时间一起减少的信号，根据对接收的上述各个信号进行处理得到的压缩脉冲的时间差进行多普勒效果的测定，具有以上特征的多普勒测定方法也属于本发明。

一种多普勒测定方法，作为发送的超声波信号，使用频率与时间一起增加的信号和频率与时间一起减少的信号，通过进行对接收的上述各个信号处理后得到的压缩脉冲与标准扫频信号的卷积积分，并进行频谱分析，从而还能够进行多普勒效果的测定。

在使用了上述超声波收发装置的管腔内用超声波内视镜系统中，在上述传输线的试样一侧端面上具有匹配层，具有这样特征的管腔内用超声波内视镜系统也属于本发明。

附图说明

图 1 是示出沿着熔融石英棒传输的弹性波的分散特性的曲线。

图 2 用于说明使用了石英棒的发送信号与接收信号的分离。

图 3 说明使用了非线性扫频脉冲信号的情况。

图 4 用于说明旁瓣抑制。

图 5 说明旁瓣抑制的仿真。

图 6 说明二级压缩。

图 7 说明管腔内用系统的结构。

图 8 说明升扫频脉冲信号中的多普勒效果。

图 9 说明升扫频脉冲信号中的脉冲压缩处理。

图 10 说明脉冲压缩的处理结果。

图 11 说明降扫频脉冲信号中的多普勒效果。

图 12 说明降扫频脉冲信号中的脉冲压缩处理。

图 13 说明脉冲压缩的处理结果。

图 14 说明多普勒效果的测定。

图 15 说明基于压缩脉冲的时间间隔的多普勒频率的测定例。

图 16 说明根据频谱比较的多普勒频率的测定例。

图 17 说明管腔内用系统的其它结构。

图 18 是基于管腔内用系统的其它结构的波形观察结果。

具体实施方式

参照附图详细地说明用于实施本发明的最佳形态。

[发送信号与接收信号在时间上的分离]

首先,说明超声波的发送信号与接收信号在时间上的分离。

在本发明中,用于进行时间分离的分离区使用具有可挠性的波导线路型的传输线。

如图 1 所示,已经明确了在熔融石英棒中传输的弹性波[坡沙马·格尔(ポツミヤマークリー)波]的 $L(0, 1)$ 模式以及 $L(0, 2)$ 模式或者 $L(0, 3)$ 模式的传输特性(参考电子通信学会论文杂志, Vol. J69—A, No.8, pp. 1006-1014, 1986, 电气学会论文杂志, Vol. 109—C, No.8, 1989, pp. 581-586)。另外, $L(0, 1)$ 模式以及 $L(0, 2)$ 模式或者 $L(0, 3)$ 模式指的是在沿着圆柱形弹性体的棒传输的弹性波中的纵波并且沿着圆周方向不变化的波。从最简单的模式开始按照顺序,称为 $L(0, 1)$ 模式以及 $L(0, 2)$ 模式或者 $L(0, 3)$ 模式,由于各自的传输时间不同因此能够进行区别。

但是,以往由于使用分散[传输时间随频率而不同]大的区域[图1中的B或者D的区域],形成脉冲压缩滤波器为目的,因此没有考虑利用分散少的区域传送扫频脉冲信号。图1中的A、C或者E的区域中分散少,而且从电信号向超声波信号的变换效率高(参考 Japanese Journal of Applied Physics, Vol.27, Supplement 27—1, pp. 117—119, 1998)。在本发明中,在熔融石英棒的该区域中,使用尽可能广泛的范围,考虑传送频率与时间一起上升的信号[升扫频脉冲信号]或者频率随着时间减少的信号[降扫频脉冲信号]。

在这里,叙述使用石英棒的L(0,3)模式的E区域,构成具有可挠性的传输线的方法。为了使用L(0,3)模式的E区域,激振出频率20MHz的超声波,就需要使用直径0.5mm左右的石英棒。进而,为了在测定试样内发送超声波束不扩展的平面波(理想的是在试样内收敛的超声波),必须使用与波长相比较具有充分宽的横截面的传输线(在20MHz中由于生物体中的超声波的波长大约是75 μ m,因此采用作为其10倍的直径0.75mm左右的圆形端面)。另一方面,为了确保可挠性,必须使用尽可能细的传输线。因此在本发明中,使用两头粗,并且向中心平滑地细下去的锥形石英棒。

[锥形石英棒]

在使用了锥形石英棒的情况下,由于使用了C区域的一部分和D区域,因此必须试验性地求出端面与中心部分之比允许到何种程度。对于各种锥形石英棒试验性地研究的结果,如图2(a)所示,在本发明中,使用例如粘接超声波探头一侧的端面直径是0.58mm,在最细的部分中直径是0.3mm,在试样一侧的端面中直径是0.68mm,长度是38cm的石英棒20。这样,熔融石英棒20的超声波转换器10一侧的直径处于L(0,3)模式的变换效率良好的范围内,另外,接触试样50一侧的石英棒20的直径与波长相比充分大,其它部分设定成充分细使得能够得到可挠性。

这种情况下,可以确认从18MHz到21MHz之间能够传送其它模式的影响少、且波形失真少的超声波。在图2(b)中示出发送波形和

接收波形。另外，能够确认即使在 29MHz 到 33MHz 之间也能够进行良好的动作。

〔非线性扫频脉冲信号〕

由于在石英棒 20 的上述那样的区域中也具有分散性，因此如果为了形成分离区所需要的传输距离成为 1 米左右，则波形失真。因此，需要进行其修正。在本发明中，构成为利用扫频脉冲信号在时域容易控制波形这一点，把发送扫频脉冲信号取为非线性的扫频脉冲信号〔频率不与时间成比例地变化的信号〕，接收其特性后的波形成为线性扫频脉冲信号〔频率与时间成比例地变化的信号〕。用图 3 说明这一点。

在图 3 (a) 中，把由信号发生器 30 发生的发送信号像上述那样取为非线性扫频脉冲信号，作为发送信号把该非线性扫频脉冲信号从转换器 10 加入到熔融石英棒 20 上。非线性扫频脉冲信号沿着熔融石英棒 20 传输，在试样 50 反射，沿着同一个熔融石英棒 20 再次传输并由转换器 10 接收。该接收信号是线性扫频脉冲信号。作为发送信号的非线性扫频脉冲信号和作为接收信号的线性扫频脉冲信号的波形示于图 3 (b) (1) 以及 (2)。作为发送信号的非线性扫频脉冲信号的获得方法在后面详细说明。

由此，能够沿着同一个传输线既传输升扫频脉冲信号也传输降扫频脉冲信号，而且能够容易地进行去除生物体组织中的频率依赖性衰减的影响或者多普勒信号检测等的信号处理。另外，L (0, 3) 模式的传输时间如从图 1 所示那样，由于每一米为 180 μ 秒左右，因此需要根据发送信号的脉冲宽度改变上述传输线的长度。

〔非线性扫频脉冲信号的获得方法〕

作为非线性扫频脉冲信号的获得方法，利用在熔融石英棒中传输的弹性波〔坡沙马·格尔波〕的 L (0, 3) 模式的 E 区域，在熔融石英棒的一端安装转换器，把另一端用作为与被测物的耦合器，把修正上述弹性波的分散的非线型调频信号作为发送信号，把接收信号取为线性扫频脉冲信号。

这种情况下，如果把传输线的传递函数记为 $H(\omega)$ ，把线性扫频脉冲信号的傅立叶变换记为 $C(\omega)$ ，则把 $C(\omega)/(H(\omega) + k)$ 进行逆傅立叶变换求出发送非线性扫频脉冲信号。这里， k 是按照理想的扫频脉冲信号与所设计的扫频脉冲信号的平方差为最小这样的基准来确定。

[旁瓣抑制]

例如在医用超声波图像化装置中，需要进行位于大反射体附近的小反射体的检测。因此，为了提高分辨率，在脉冲压缩中，最大的问题是反射波的旁瓣抑制。在本发明中为了抑制旁瓣，如图4所示那样，在接收的扫频脉冲信号中，使用脉冲压缩滤波器41把来自测定物的波形压缩了以后，进而取来自波形发生器43的与脉冲压缩滤波器41的理想压缩波形的相关性。由于通过取相互相关性，在相类似的两个波形一致时输出高，因此利用这一点抑制旁瓣。

图5(a)是接收的扫频脉冲信号从脉冲压缩滤波器41输出的波形图，图5(b)是相关处理单元42输出的波形图。从这些波形图可知抑制了旁瓣。

该方法能够适用在雷达或者声纳等中。

[二级压缩方法]

对应于M系列（随机脉冲的时间序列），通过设定成使得发送、接收非线性扫频脉冲信号，并进行脉冲压缩以后可以得到与M序列一致的信号，由此，把本方式适用在M序列等编码方式中。如果依据该方法，则能够进行编码方式中的发送信号与接收信号的分离，及M序列的复用。另外，基于该方法的总体的压缩比由于成为基于扫频脉冲信号的压缩比与基于M系列的压缩比的积，因此可以得到很大的压缩比。

使用图6详细进行说明。在图6的A部分中，示出发送信号的发生。即，产生各延迟了一定时间的多个扫频脉冲信号，对应于M序列的代码，例如1、1、0、...，发送在时间上延迟了的扫频脉冲信号。发出信号时，在M序列为「1」时发送扫频脉冲信号，在「0」时不进

行发送,根据这样的 M 序列的多个扫频脉冲信号在合成器 32 中合成了以后,从发送器 33 发送。用接收机 46 接收了来自试样的信号以后,首先用脉冲压缩滤波器 47 进行扫频脉冲信号的脉冲压缩,产生对应于 M 序列的代码的脉冲序列。接着,用译码器 48 把与发送时的同一个 M 序列一致的信号译码,可以得到一个短脉冲。这样,由于进行基于扫频脉冲信号的压缩和基于 M 序列的压缩的二级压缩,因此能够进行 S/N 比高的测定。

另外,把上述的旁瓣抑制处理适用在该二级压缩处理中,能够在脉冲压缩滤波器的处理以后进行旁瓣抑制。

上述二级压缩还能够适用在雷达或者声纳以及扩频通信中。

[管腔内用系统超声波内视镜系统]

使用图 7 说明在管腔内用超声波内视镜中适用了上述本发明的例子。

以血管内或者尿管内等的管腔为对象,在使探头机械地旋转的系统的超声波内视镜中,在导管内组装并使用超声波转换器 10。在该系统中,使用基于本发明的分离发送信号与接收信号的方法则很容易导入脉冲压缩。

图 7 中示出这一点。即,在 20MHz 频带中, L (0, 3) 模式的弹性波由于在直径大约 0.3mm 到大约 0.7mm 的石英棒中传输,因此能够在中空的金属线中实施缠绕丝绸等适当的保护放入石英棒。由于这种程度粗细的石英棒 20 具有可挠性,因此能够放入到导管中使用。耦合器部分设定成使用锥形石英棒的对应于测定深度的直径。进而,配置声音的匹配部分(匹配层) 22, 声波波束的折射面以及透镜(在该例中是带收敛透镜的反射镜 24)。该透镜能够位于距测定对象试样的很近的位置。由超声波转换器 10 激振出的超声波经过熔融石英棒 20 以及耦合器照射到目标区域,反射信号相反地在石英棒 20 中传输,由转换器 10 再次变换为电信号。如果设定发送信号使得接收的信号成为线性扫频脉冲信号,则接收信号进行标准的脉冲压缩滤波或者 A/D 变换以后,通过由信号处理单元 44 进行的标准数字信号处理变换为压缩

脉冲。用显示装置 45 能够观察到该脉冲信号。

这样，作为发送信号使用非线性的扫频脉冲信号，或者作为接收信号的处理，能够进行使用了上述脉冲压缩滤波器的理想输出波形的旁瓣抑制处理。

另外，还能够使用上述二级压缩处理。

[多普勒信号测量]

已知如果线性的扫频脉冲信号受到多普勒位移，则压缩信号波形的形状几乎不变化，而频谱产生频移。这里，说明利用在上述传输线中同时传送升扫频脉冲信号和降扫频脉冲信号，从同一个区域反射的各个信号的频谱向相反的方向推移的这一点，把这些频谱进行比较，进行多普勒信号检测的情况。通过改变发送扫频脉冲信号的频率的时间变化率，能够检测大范围的运动速度。

首先，使用图 8~图 13 详细地说明升扫频脉冲信号以及降扫频脉冲信号的多普勒位移。

图 8~图 10 说明在升扫频脉冲信号的情况下，根据有无多普勒效果，压缩后的波形在时间上偏移的情况。

首先考虑没有多普勒效果的情况。图 8 (a) 模式地示出线性 FM 扫频脉冲信号，是频率从 f_1 到 $f_2 = f_1 + \Delta f$ 线性地增加的脉冲宽度 T 的扫频脉冲信号。把该波形输入到具有图 9 (a) 的特性的脉冲压缩滤波器中。在该滤波器中，在频率低的区域延迟时间大，随着频率升高延迟时间线性地减小。在频率为 f_1 时，延迟时间是 t_2 ，在频率为 f_2 时延迟时间成为 $t_1 = t_2 - T$ 。如果把升扫频脉冲信号输入到该滤波器中，则在时间上先输入的信号平缓地前进，由于高的信号迅速前进，因此在通过滤波器以后压缩扫频脉冲信号成为图 10 (a) 所示的波形。这时把来自任意基准时刻的时间延迟记为 T_0 。

其次，考虑有多普勒效果的情况。图 8 (a) 所示的扫频脉冲信号如图 8 (b) 所示那样，根据多普勒效果，扫频脉冲信号受到频率的偏移（多普勒位移），成为从 $f_1 + f_d$ 到 $f_2 + f_d$ 变化的扫频脉冲信号。这里， f_1 是根据多普勒效果的频率变化，称为多普勒频率，在这里假设为正。

示出该频移的扫频脉冲信号输入到与图 9 (a) 所示的特性相同的脉冲压缩滤波器中时的情况的是图 9 (b)。如在该图所示那样, 对应于频率 $f_1 + f_d$ 的延迟时间减小成 $t_2 - \tau_d$ 。这里, $\tau_d = T \cdot f_d / \Delta f$ 。从而, 压缩波形的延迟也减小, 通过滤波器以后, 扫频脉冲信号成为图 10 (b) 所示的波形, 来自基准时刻的延迟成为 $T_0 - \tau_d$ 。

其次, 考虑降扫频脉冲信号的情况。图 11 ~ 图 13 说明了在降扫频脉冲信号的情况下, 根据有无多普勒效果, 而压缩后的波形偏移的情况。

首先考虑没有多普勒效果的情况。图 11 (a) 模式地示出频率从 f_1 到 $f_1 = f_2 - \Delta f$ 线性地减少的扫频脉冲信号。该信号如果输入到图 12 (a) 所示特性的脉冲压缩滤波器中, 则在该滤波器中对于 f_2 的延迟时间大, 对于 $f_1 = f_2 - \Delta f$ 的延迟时间小, 因此最初输入到滤波器中的频率高的成分缓慢前进, 后输入的频率低的成分迅速前进, 因此可以得到图 13 (a) 所示的压缩波形。把这时来自基准时刻的时间延迟记为 T_0 。

其次考虑具有多普勒效果的情况。图 11 (a) 所示的扫频脉冲信号根据多普勒效果受到频偏, 如图 11 (b) 所示那样, 变化为频率从 $f_2 + f_d$ 到 $f_1 + f_d = f_2 - f_1 + \Delta f$ 变化的扫频脉冲信号。如果把该信号输入到与图 12 (b) 相同特性的脉冲压缩滤波器中, 则频率总体增加, 因此如图 12 (b) 所示那样压缩波形的来自基准时刻的延迟成为 $T_0 + \tau_d$ 。通过滤波器以后, 扫频脉冲信号成为图 12 (b) 所示的波形, 来自基准时刻的延迟成为 $T_0 + \tau_d$ 。

如在图 10 以及图 12 中所示那样, 升扫频脉冲信号和降扫频脉冲信号压缩后的信号由于根据多普勒效果沿着相反方向偏移, 因此通过检测出偏移能够进行多普勒信号的检测。

其次, 说明如何检测多普勒信号。把图 10 (a) 所示的升脉冲调频信号的压缩波形的傅立变换记为 $F_U(\omega)$ 。在图 10 (b) 的具有多普勒效果的信号中, 由于波形不变化而在时间上偏移 τ_d , 因此该波形的傅立叶变换成为 $F_U(\omega) e^{j\omega\tau_d}$ 。同样, 如果把作为降扫频脉冲信号

的图 13 (a) 的波形的傅立叶变换记为 $F_D(\omega)$ ，则图 13 (b) 所示的具有多普勒效果的信号波形的傅立叶变换成为 $F_D(\omega) e^{-j\omega\tau^d}$ 。

从而，在没有多普勒效果时，如果调整系统例如使得成为 $F_U(\omega) = F_D(\omega)$ ，则从 $F_U(\omega) e^{j\omega\tau^d}$ 和 $F_D(\omega) e^{-j\omega\tau^d}$ 的测定值，可以求出 $\tau_d = T \cdot f_d \cdot \Delta f$ 即多普勒频率 f_d 。

另外，在该说明中考虑了增加多普勒信号的情况，而在减少的情况下只是变化的方向成为相反，原理并没有变化。

图 14 中示出使用该原理检测多普勒频率的装置。

在图 14 中，升扫频脉冲信号 1 和降扫频脉冲信号 2 由合成器 61 合成后发送。经过本发明的传输线发送到试样的信号在接收以后，信号 1 由升扫频脉冲用脉冲压缩系统 64 压缩，由门电路 1 66 取出目标位置的信号。降扫频脉冲信号 2 也由降扫频脉冲用脉冲压缩系统 65 压缩，由门电路 2 67 取出上述目标位置的信号。

在压缩脉冲的目标位置检测的同时，进行多普勒测量的情况下，从门电路 1 66 以及门电路 2 67 向时间比较电路（未图示）发送各个目标位置的信号。由时间比较电路在升扫频脉冲信号 1 以及降扫频脉冲信号 2 中根据对于每一个的时间差，进行目标位置中的多普勒效果的测定。后面详细地说明该测定。

在基于频谱的多普勒频率检测的情况下，作为门电路 1 66 以及门电路 2 67 的输出的脉冲分别在卷积积分器 1 68 以及卷积积分器 2 69 中与来自标准扫频脉冲信号发生器 70 的标准扫频脉冲信号（升扫频脉冲信号 1 或者降扫频脉冲信号 2）进行卷积积分。其结果，由于可以得到具有时间差的扫频脉冲信号，因此把它们输入到混波器 71 中相乘了以后，进行频谱分析。由此如果取出低频成分，则求出具有 2 个时间差的扫频脉冲信号的差拍。由此能够求目标位置中的多普勒频率。通过把门电路 1 66 与门电路 2 67 的特性取为相同，能够使窗函数的影响为最小。

有关频谱分析也在后面详细地进行说明。

在该多普勒效果的测定信号的传递中，能够使用图 2 所示的石英

棒，但并不限于于此。

在这些信号的收发中，能够使用上述的非线性扫频脉冲信号等，或者在旁瓣抑制中能够进行使用了上述脉冲压缩的理想输出波形的旁瓣抑制处理。

在例如对于生物体的血流速度检测使用该方法时，通过与低浓度的超声波造影剂（同位素指示剂）并用能够正确地进行血流检测，另外，由于与位置测定的同时能够测定该位置中的血流，因此能够求血流的速度分布。

在图 15 中，示出通过把图 14 中的门电路 1 和门电路 2 的输出脉冲的时间间隔相比较进行的多普勒频率测定例。这里，预先使发送扫频脉冲信号的中心频率偏移，以没有多普勒效果时的间隔为基准，使多普勒效果的增减与脉冲间隔的增减相对应。即，与图 15 (b) 所示的没有多普勒效果时的间隔相比较，如果多普勒位移为正，则如图 15 (a) 所示那样，脉冲的间隔扩展，如果多普勒位移为负，则如图 15 (b) 所示那样，脉冲的间隔变窄。通过检测该间隔，能够测定位置目标中的多普勒效果。

在图 16 中示出基于频谱分析进行的多普勒频率测定例。这里，预先使发送扫频脉冲信号的中心频率偏移，使多普勒效果的增减与频谱的推移相对应。即，在多普勒位移为 0 时，如图 16 (b) 所示，频谱的中心为 10KHz。如果多普勒位移为正，则如图 16 (a) 所示，频谱的中心向低频一侧偏移，如果多普勒位移为负，则如图 16 (c) 所示，频谱的中心向高频一侧偏移。通过检测的偏移，能够检测基于多普勒效果的频移（多普勒频率）。

〔其它的管腔内用系统〕

使用图 17 说明在管腔内用系统中适用了本发明的其它例子。

以血管内或者尿管内等的管腔为对象，在使探头机械地旋转的系统的超声波内视镜中，在导管内组装并使用超声波转换器 10。这与在图 7 中使用的系统相同。在该系统中，由于希望传输线具有进一步的可挠性，因此使用 L (0, 1) 模式构成。

在图 17 中示出该系统。即，在 20MHz 频带 L (0, 1) 模式在直径 125 μm 左右的石英棒中传输。在本实验中，使用在长度大约 60cm 的熔融石英棒 20 的前端作为匹配层 22(匹配用线路)粘接直径 150 μm ，长度 37 μm 的介质线路 (Stycast 2651mm) 的石英棒。匹配层具有作为传输线与水的耦合器的作用。把带该匹配层的传输线放入到金属管中进行防水处理。作为收敛透镜 24 而使用旋转椭圆对的一部分，以便在其焦点位置到达传输线的前端部分。另外，为了在细的线路中激励大幅度的超声波，因此经过由超声波转换器 10 激励的超声波抛物面反射镜 11，在熔融石英棒收发超声波。该透镜能够放置在靠近测试对象的试样的位置。由超声波转换器 10 激励的超声波经过熔融石英棒 20 以及耦合器照射到目标区域 55，反射信号反过来在石英棒 20 中传输，由转换器 10 再次变换为电信号。如果设定发送信号使得接收的信号成为线性扫频脉冲信号，则接收信号在进行了标准的脉冲压缩滤波或者 A/D 变换后，通过由信号处理单元 44 进行的标准数字信号处理变换成压缩脉冲。在显示装置 45 上可以观察到这一点。图 18 中示出所观察的波形的一个例子。

图 18 (a) 是观察了来自水中的铝板的反射的例子。在来自传输端面的反射 A 的后面，可以清楚地观察到来自水中的铝板的反射波形 B。图 18 (b) 是观察了来自水中的丙烯板的反射的例子，图 18 (c) 是观察了处于水中的 125 $\mu\text{m}\phi$ 的光纤的例子。两种情况下都能够在来自传输端面的反射波形 A 的后面，观察到来自目标物体的反射波形 C、D。

在该系统中，作为发送信号能够使用非线性的扫频脉冲信号，作为接收信号的处理，还能够进行使用了上述脉冲压缩滤波器的理想输出波形的旁瓣抑制处理。

另外，还能够使用上述二级压缩处理。

本发明中，在使用扫频脉冲信号的超声波收发中，作为传输线使用具有可挠性的波导线路型的传输线，通过把上述传输线用作为延迟介质，能够在时间上分离具有某个持续时间长的发送信号与接收信号。

作为该传输线，还可以在两端使用具有锥形的石英棒。

如果传输线长则扫频脉冲信号失真，而通过使用非线性的扫频脉冲信号，能够抑制接收信号中的失真。

另外，通过使用脉冲压缩的理想输出波形，能够进行接收信号的旁瓣抑制。

通过根据编代码序列发送多个扫频脉冲信号，则能够进行二级压缩处理，能够得到 S/N 比更高的接收信号。

另外，通过使用升扫频脉冲信号以及降扫频脉冲信号，能够正确地测定多普勒效果。

图1

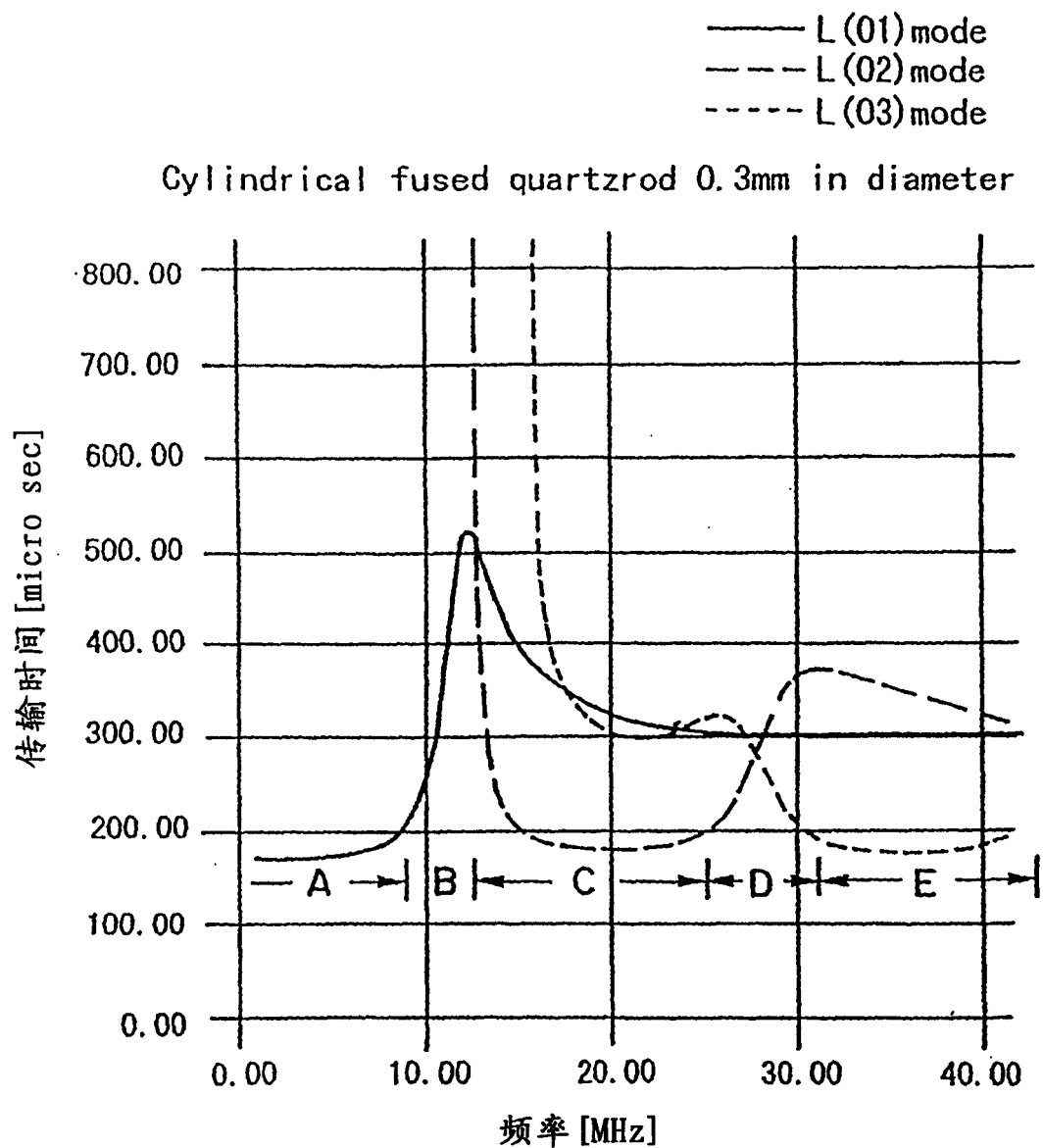
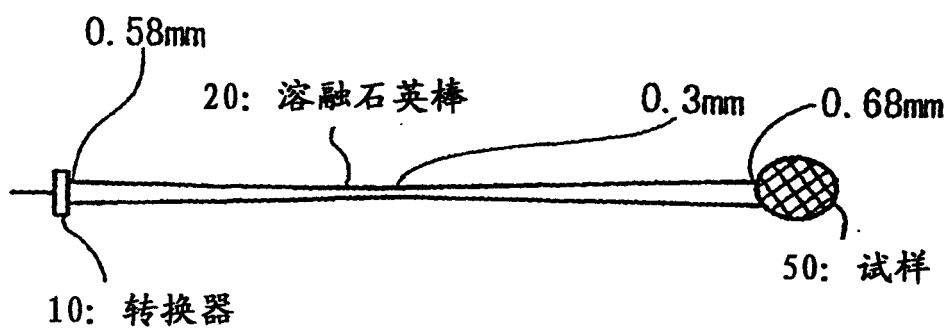


图2

(a)



(b)

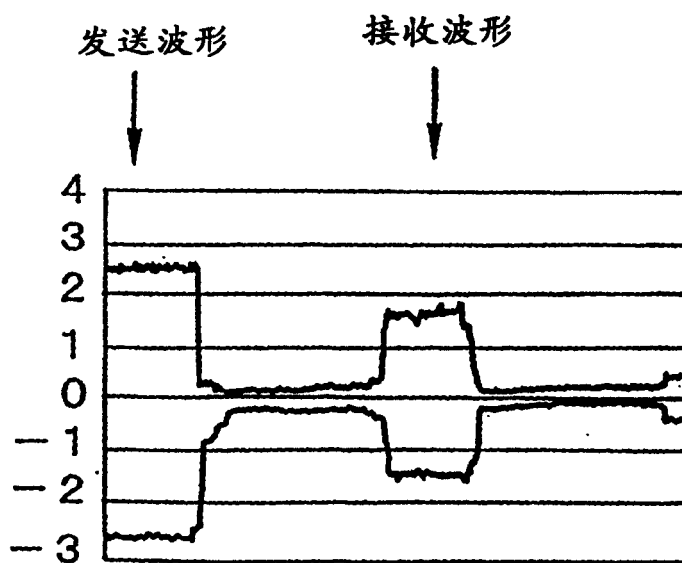
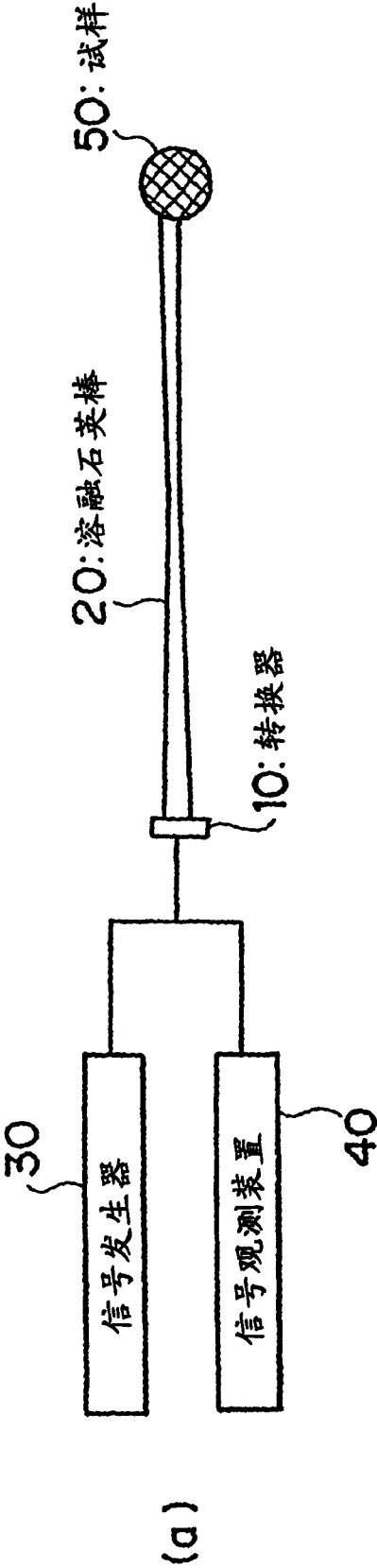


图3



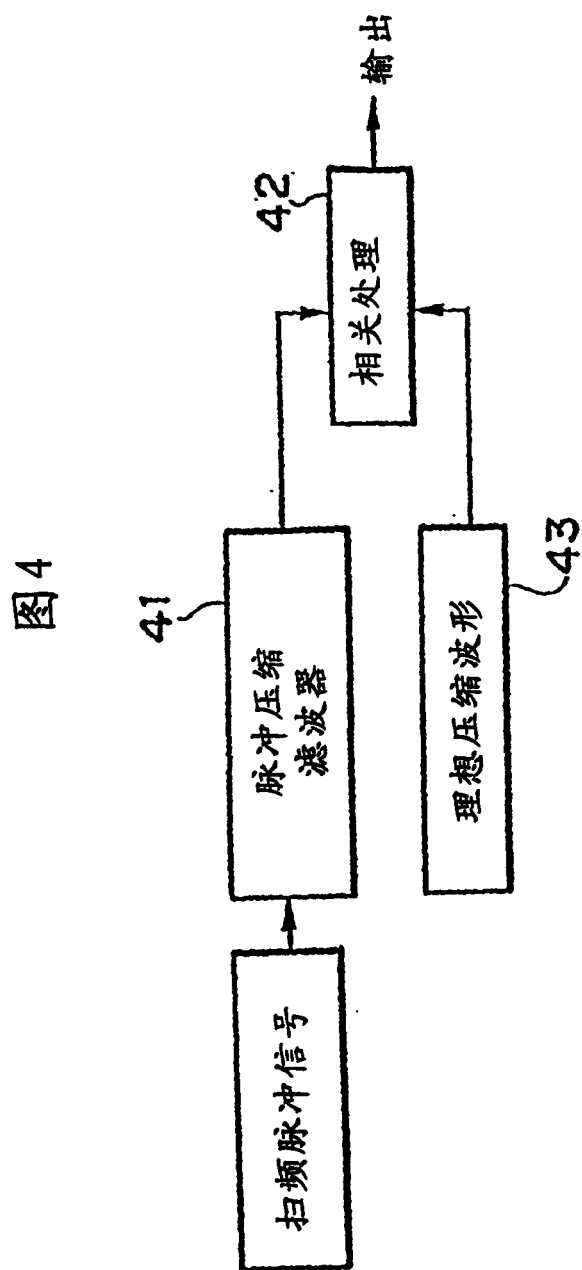
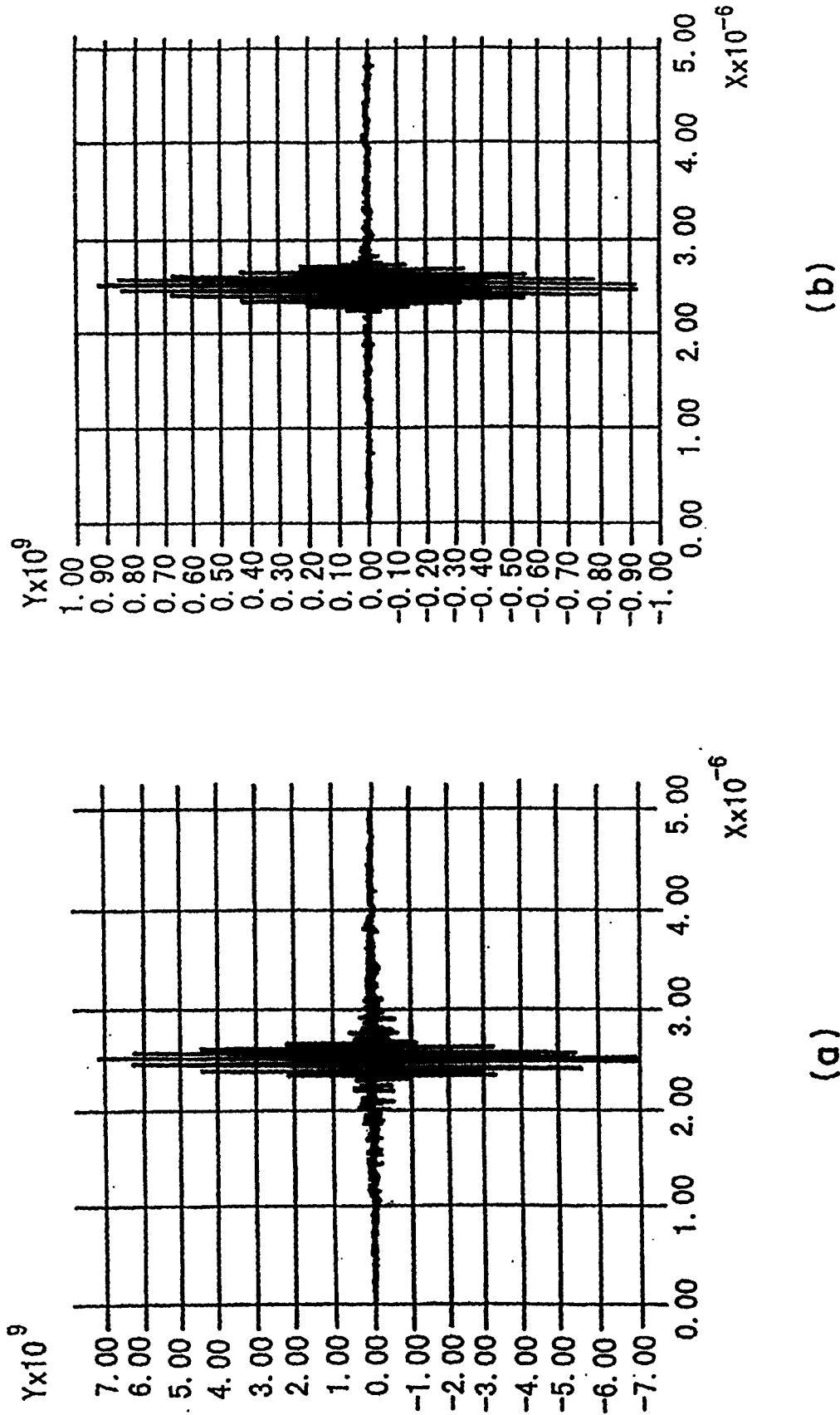


图 5



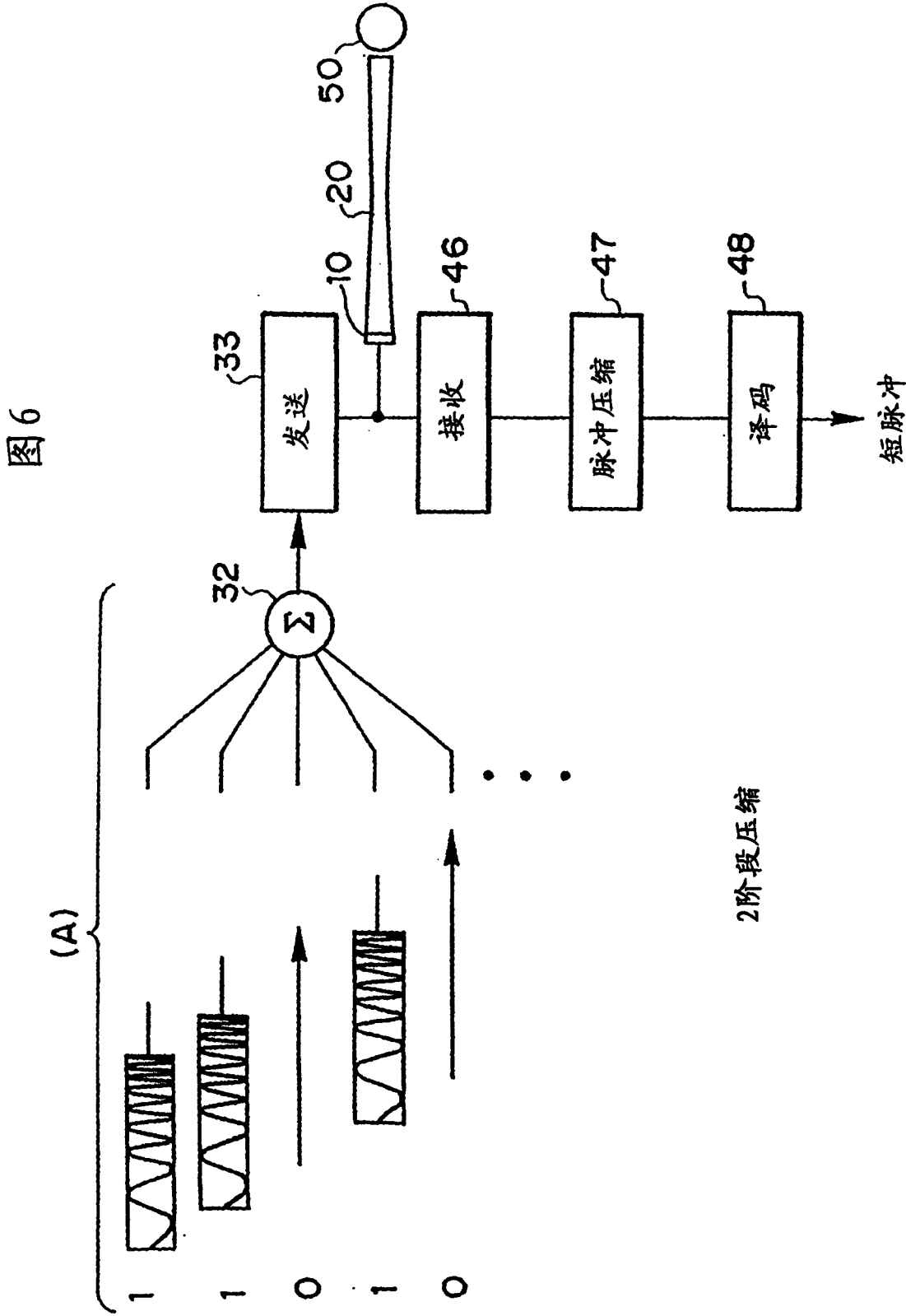


图7

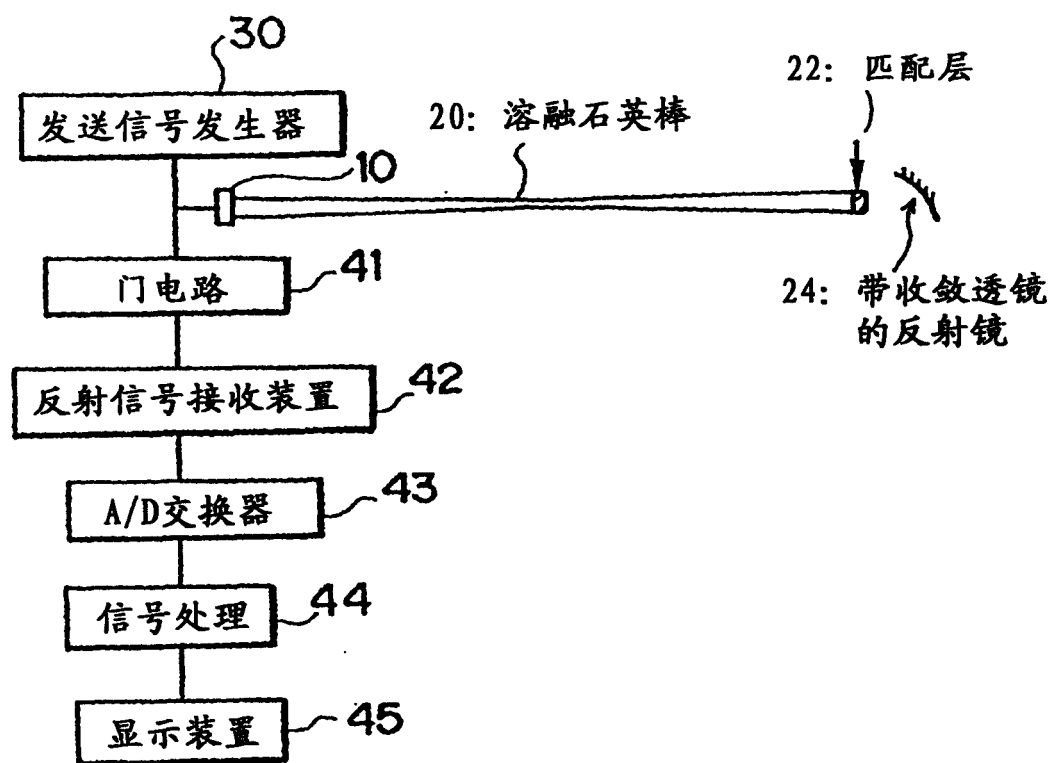
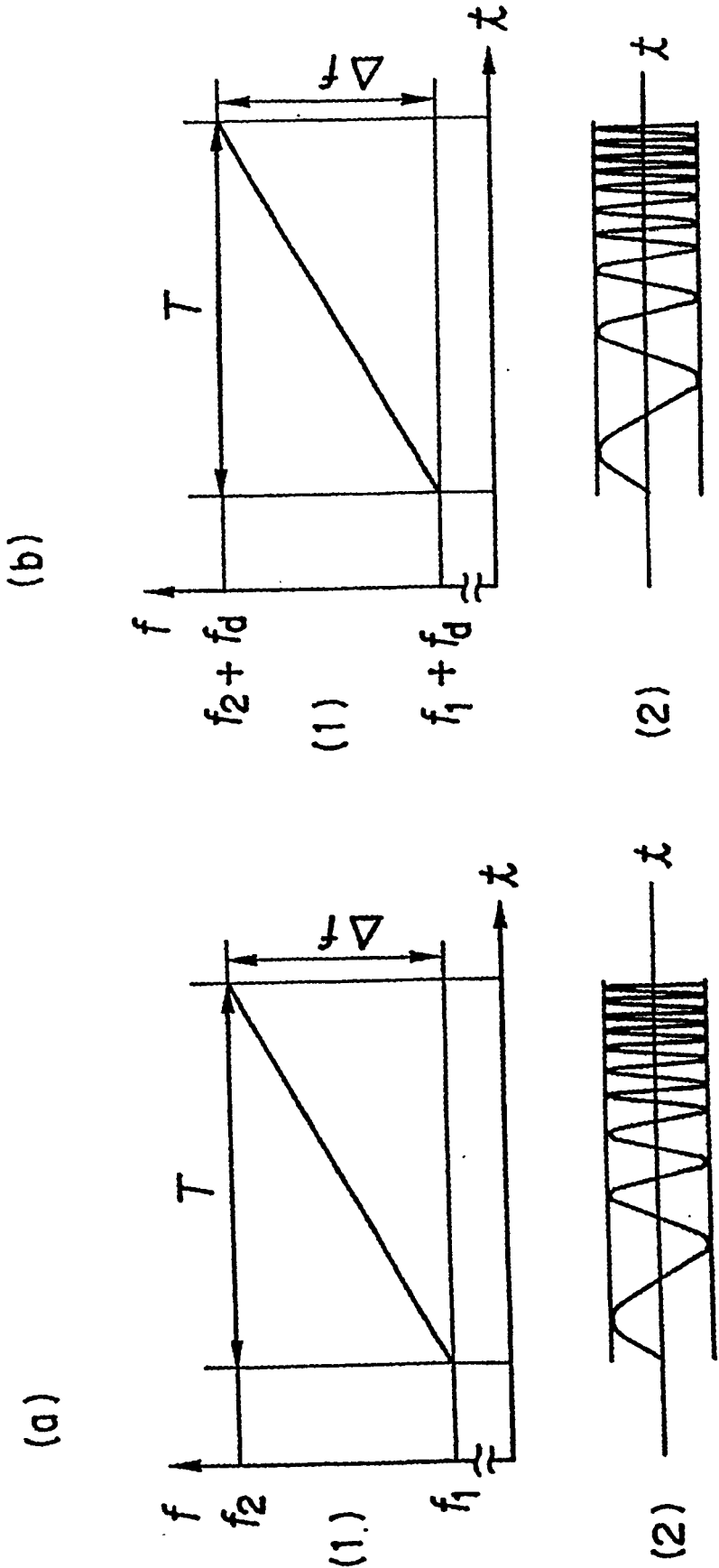
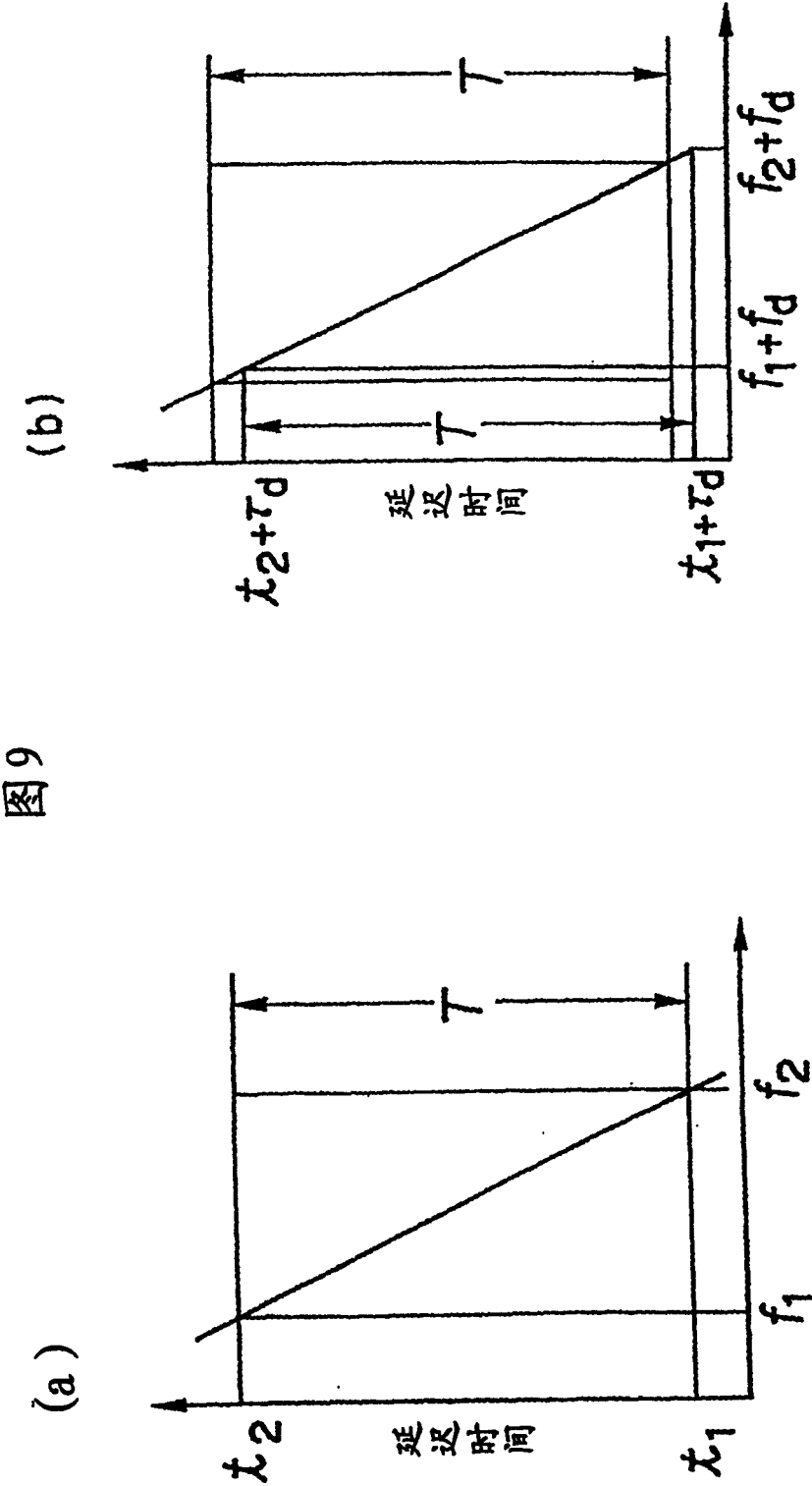
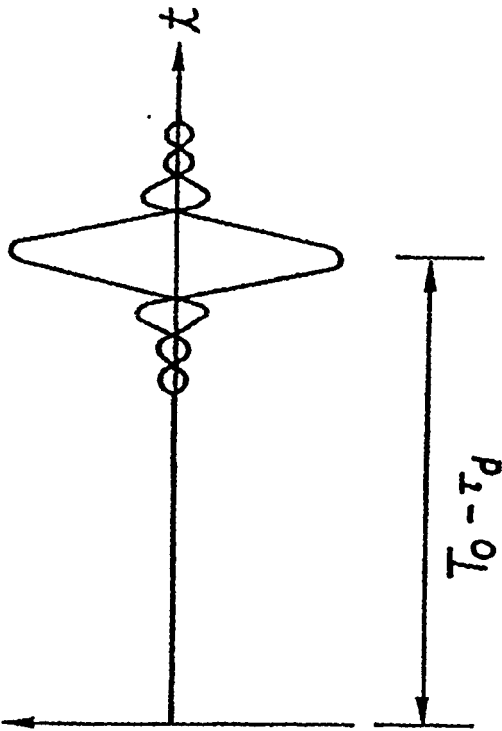


图8





(b)



(a)

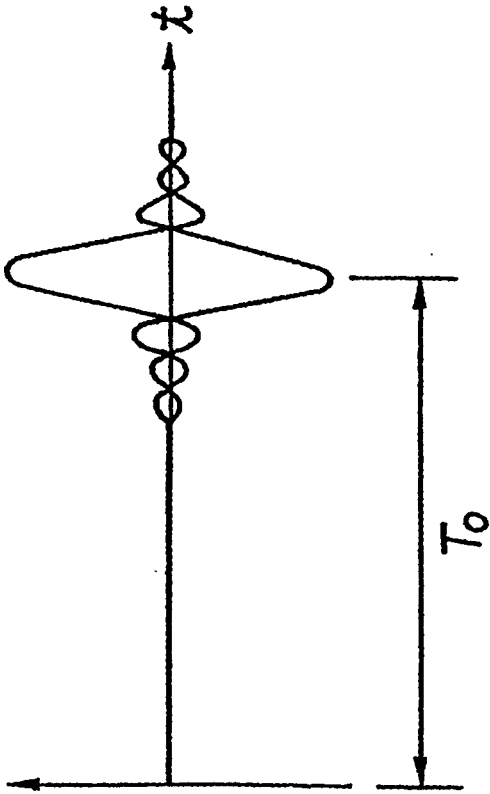
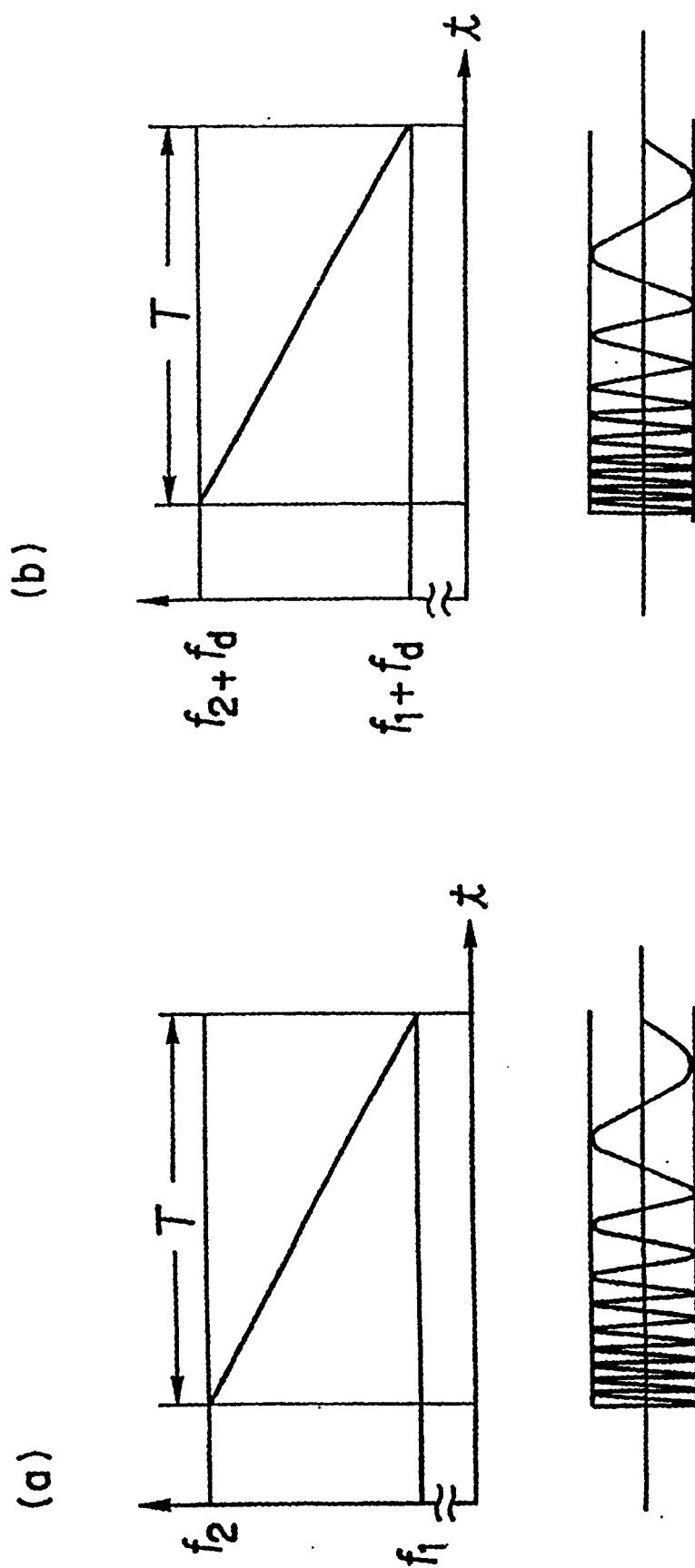


图10

图11



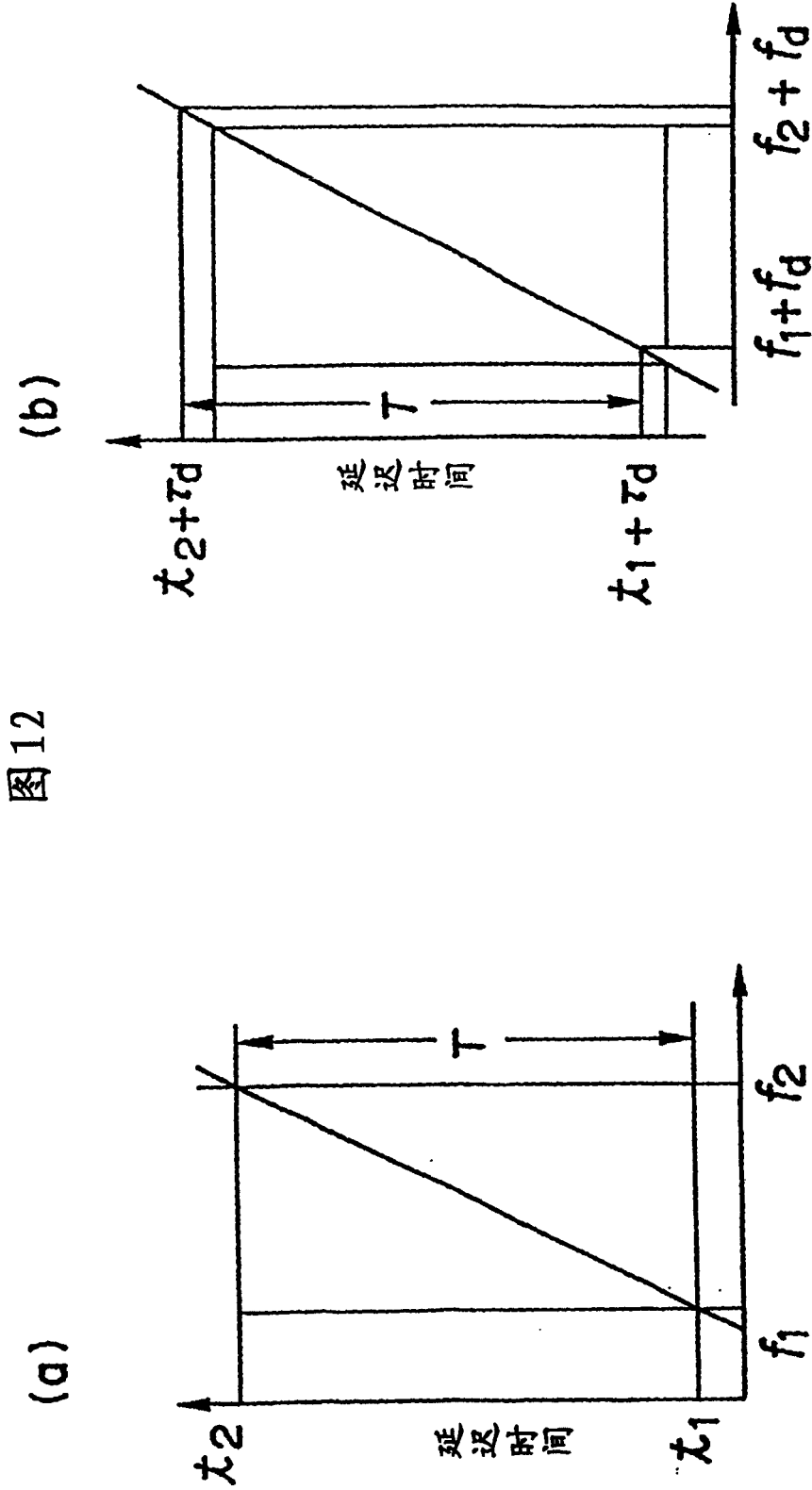
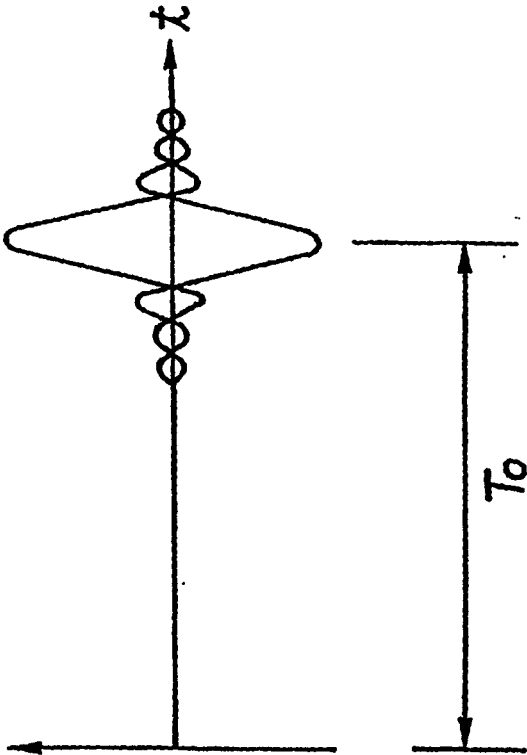


图12

图13

(a)



(b)

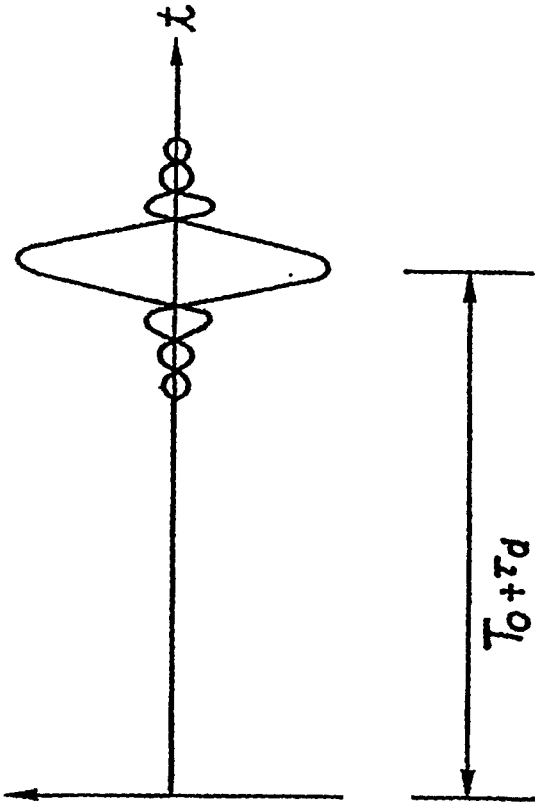


图14

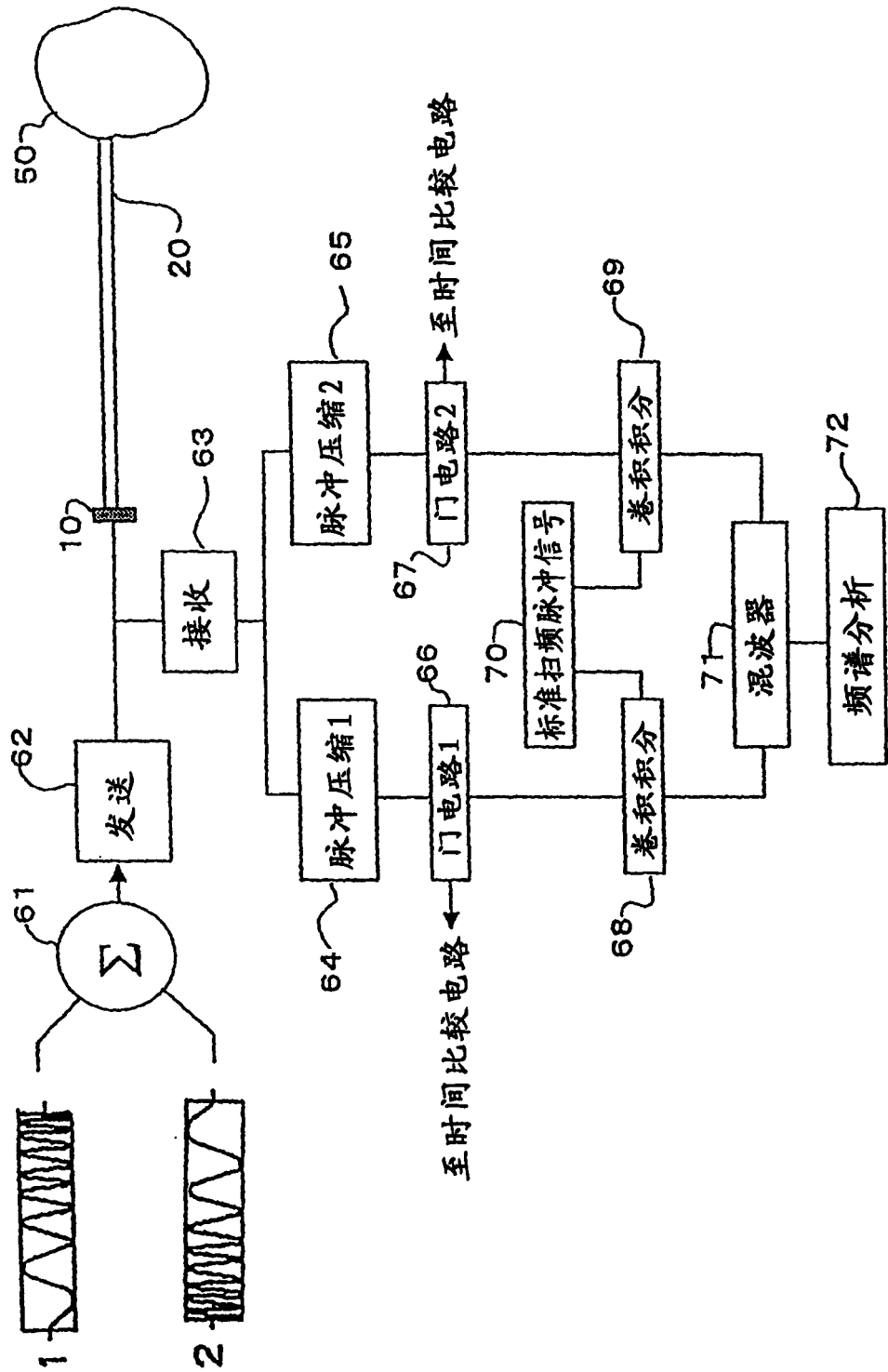


图15

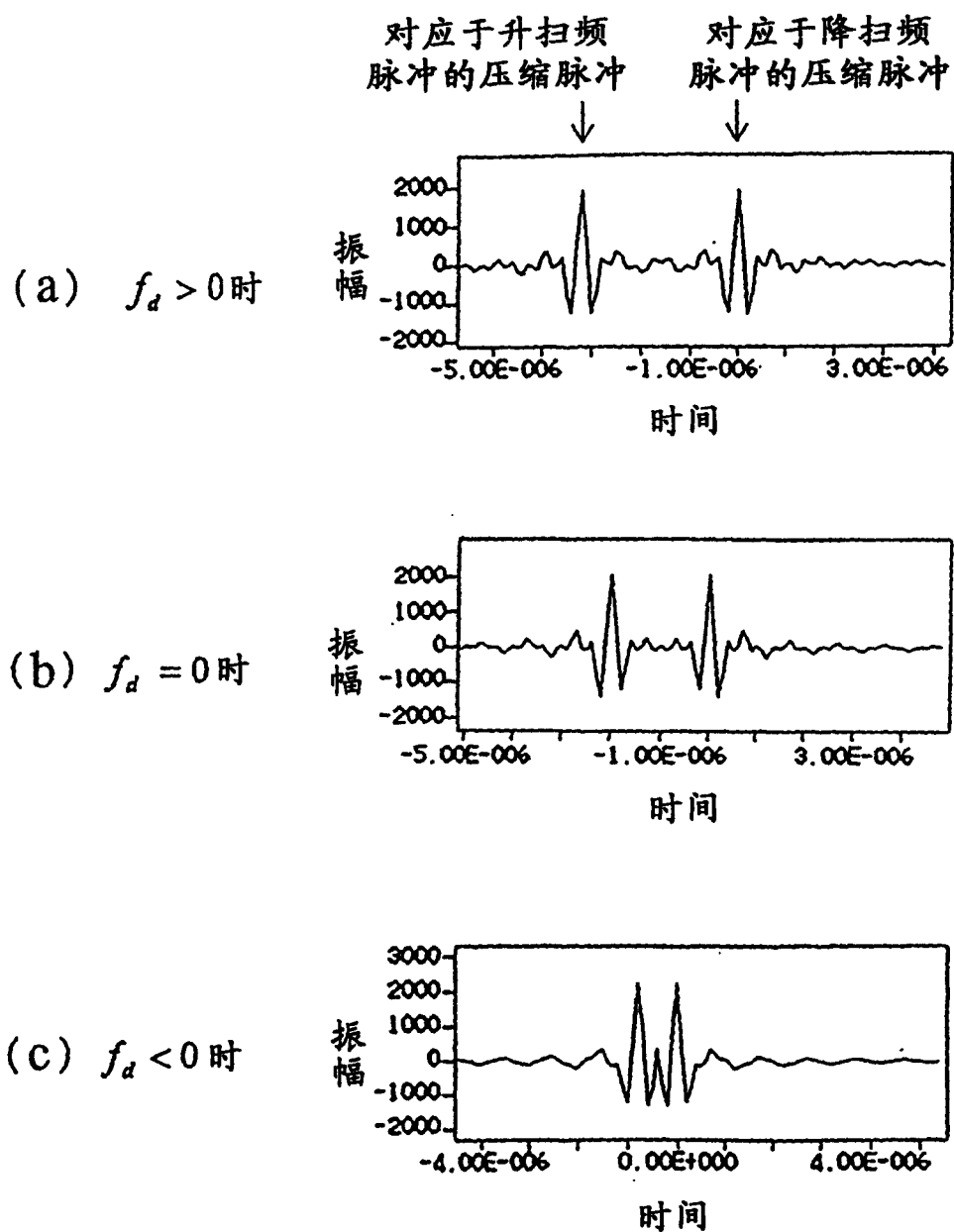
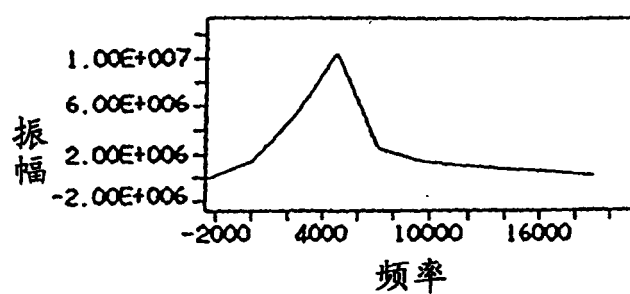
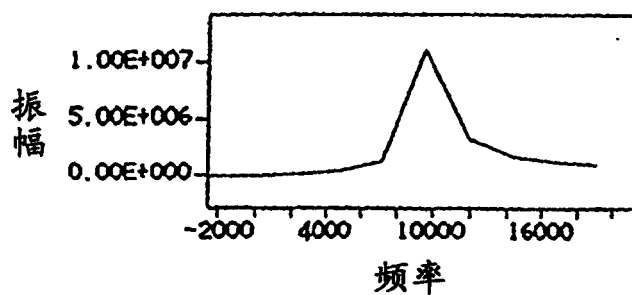
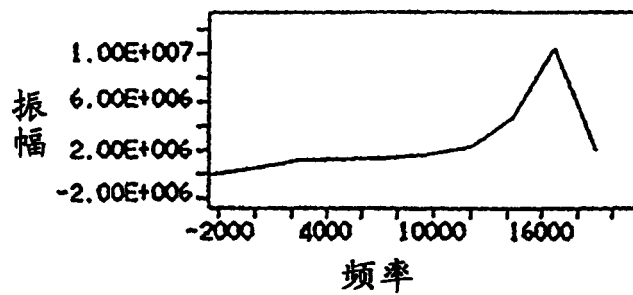


图16

(a) $f_d > 0$ 时(b) $f_d = 0$ 时(c) $f_d < 0$ 时

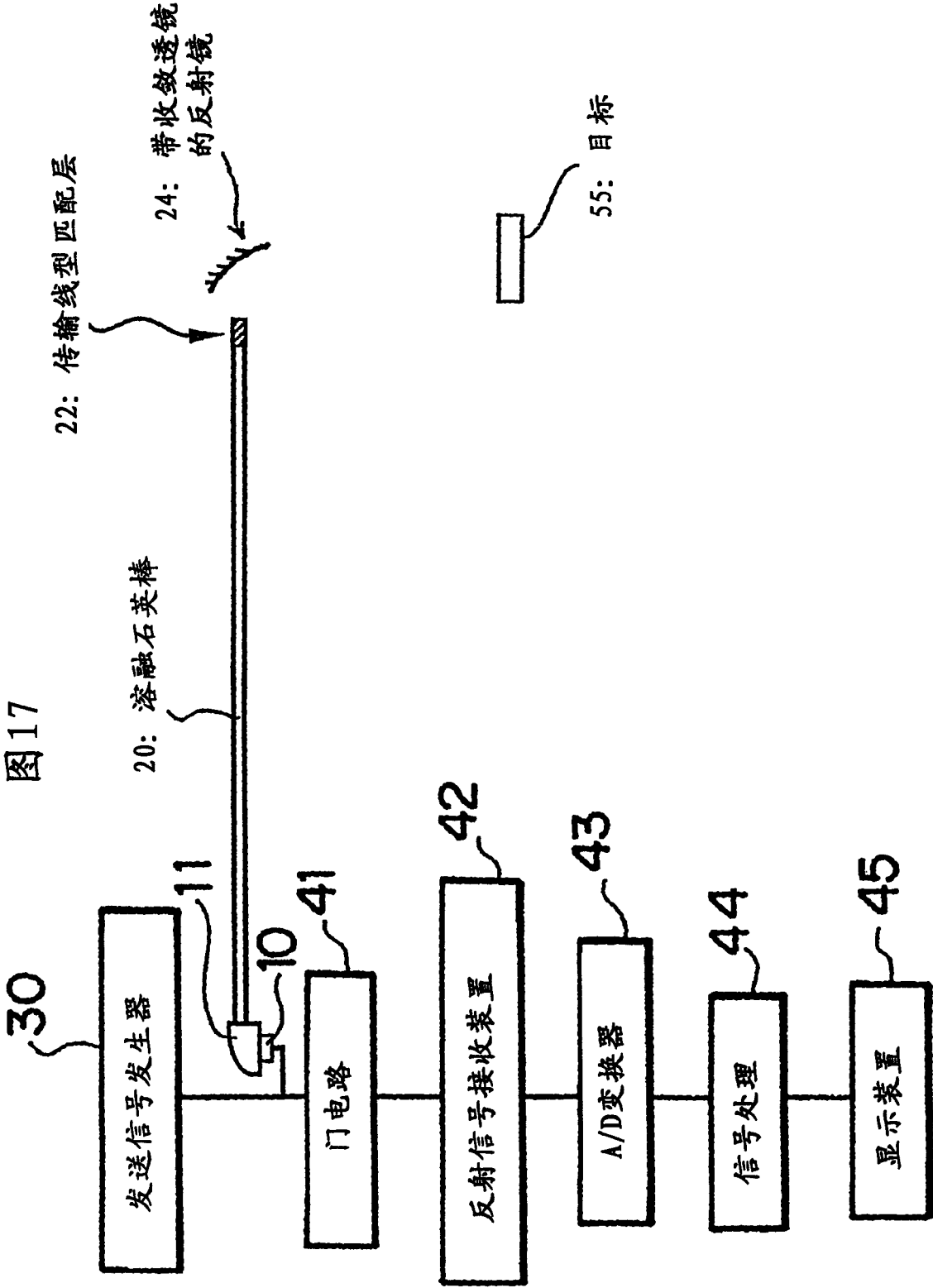
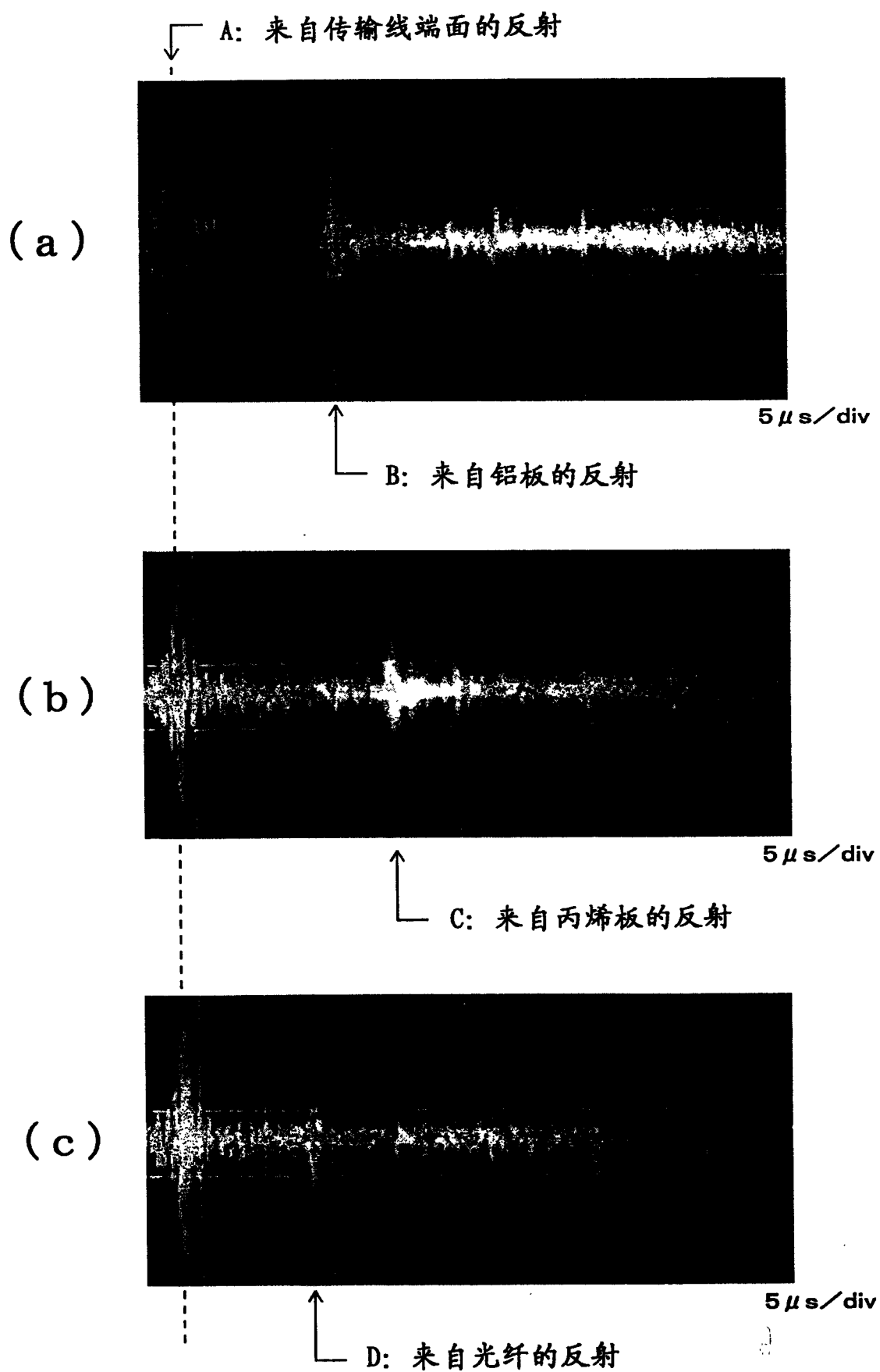


图18



专利名称(译)	基于脉冲压缩的超声波收发装置		
公开(公告)号	CN1210003C	公开(公告)日	2005-07-13
申请号	CN00813104.X	申请日	2000-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构		
申请(专利权)人(译)	科学技术振兴事业团		
当前申请(专利权)人(译)	科学技术振兴事业团		
[标]发明人	守屋正 田川憲男		
发明人	守屋正 田川憲男		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/12 G01B17/00 G01N29/24 G01N29/28 G01N29/34 G01N29/44 G01P5/24 G01S7/52 G01S13/28 G01S15/89 G01S15/10 G01S15/50 G01P5/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/12 A61B8/4281 G01B17/00 G01N29/2462 G01N29/2468 G01N29/28 G01N29/348 G01N29/4436 G01N2291/017 G01N2291/101 G01P5/24 G01S7/52047 G01S13/28 G01S15/8959 G01S15/8961 G01S15/8979		
优先权	1999271454 1999-09-24 JP		
其他公开文献	CN1374845A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种基于脉冲压缩的超声波收发装置。如图2(a)所示，在本发明中，使用例如粘接超声波探头一侧的端面直径为0.58mm，最细部分中直径为0.3mm，在试样一侧的端面直径为0.68mm，长度为38cm的石英棒(20)，这样使熔融石英棒(20)的安装超声波转换器(10)一侧的直径处于L(0, 3)模式的变换效率良好的范围内，另外，接触试样(50)一侧的石英棒(20)的直径与波长相比较充分大，并且将其它部分做成充分细使得可以得到可挠性。在图2(b)中示出发送波形和接收波形。

