

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910146033.6

[43] 公开日 2010 年 2 月 10 日

[11] 公开号 CN 101642379A

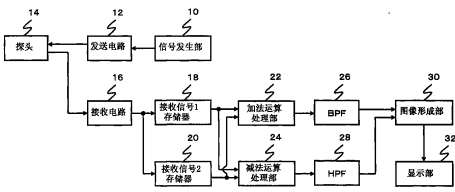
[22] 申请日 2009.6.10
[21] 申请号 200910146033.6
[30] 优先权
[32] 2008.8.8 [33] JP [31] 2008-206046
[71] 申请人 阿洛卡株式会社
地址 日本东京都
[72] 发明人 射谷和德

[74] 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司
代理人 程伟

权利要求书 3 页 说明书 21 页 附图 17 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。其中，信号发生部(10)生成用于形成发送脉冲的驱动信号并向发送电路(12)输出。探头(14)被发送控制为，以生物体内投放泡沫的共振频率为基准设定的发送频率，并以该泡沫膨胀倍率为基准设定的发送声压来发送超声波。信号发生部(10)输出例如，中心频率 1.5MHz 左右、发送声压 200 ~ 300kPa 左右的对应波形的发送脉冲。由此，能够提高从泡沫得到的谐波成分同时抑制从组织得到的谐波成分，结果例如为能够得到非常高的 CTR。



- 1、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：
探头，对包含泡沫的诊断区域发送/接收超声波；
发送控制部，控制所述探头，以基于所述泡沫结构特性设定的发送条件来发送超声波；
接收处理部，得到与由所述探头接收的超声波对应的接收信号；
谐波提取部，通过处理所述接收信号来提取被包含于所述接收信号内的谐波成分；
图像形成部，基于所述谐波成分来形成关于所述泡沫的图像数据。
- 2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述发送控制部，控制所述探头，以所述泡沫的共振频率为基准设定的发送频率来发送超声波。
- 3、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述发送控制部，将所述发送频率设定为所述泡沫的共振频率以下。
- 4、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述发送控制部，控制所述探头，以所述泡沫膨胀倍率为基准设定的发送声压来发送超声波。
- 5、根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，
所述发送控制部，基于所述泡沫的膨胀倍率与从所述泡沫得到的谐波成分的信号量的对应关系，将所述发送声压设定为，收容于以下两个范围中所述膨胀倍率大的范围中，
所述信号量相对较小，并且相对于所述膨胀倍率的变化，信号量的变化相对较大，膨胀倍率小的范围；
所述信号量相对较大，并且相对于所述膨胀倍率的变化，信号量的变化相对较小，膨胀倍率大的范围。

6、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述发送控制部，控制所述探头，以所述泡沫的共振频率为基准设定的发送频率，并以所述泡沫膨胀倍率为基准设定的发送声压来发送超声波。

7、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述发送控制部，将所述发送频率设定为，所述泡沫的共振频率以下；将所述发送声压设定为，所述泡沫的膨胀倍率为1.5以上。

8、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述发送控制部，控制所述探头，发送与第一发送信号和第二发送信号的每一个对应的超声波，第一发送信号和第二发送信号相位互为反转关系；

所述谐波提取部，基于与所述第一发送信号对应的第一接收信号、及与所述第二发送信号对应的第二接收信号提取所述谐波成分。

9、根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述谐波提取部，基于在所述第一接收信号与所述第二接收信号之间的加法运算处理及减法运算处理中的至少一种处理来提取所述谐波成分。

10、根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述谐波提取部，通过在所述第一接收信号与所述第二接收信号之间的加法运算处理来提取偶数次的所述谐波成分。

11、根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述谐波提取部，通过在所述第一接收信号与所述第二接收信号之间的减法运算处理来提取奇数次的所述谐波成分。

12、根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述谐波提取部，通过在所述第一接收信号与所述第二接收信号之间的加法运算处理来提取二次谐波成分及四次谐波成分，并且通过在所述第一接收信号与所述第二接收信号之间的减法运算来提取三次谐波成分及五次谐波成分。

13、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述发送控制部，控制所述探头，发送第一线性调频信号和第二线性调频信号的每一个对应的超声波，第一线性调频信号和第二线性调频信号相位互为反转关系；

所述接收处理部，取得与所述第一线性调频信号对应的第一接收信号、及与所述第二线性调频信号对应的第二接收信号；

所述谐波提取部，基于在所述第一接收信号与所述第二接收信号之间的加法运算处理及减法运算处理中的至少一种处理来提取所述谐波成分；

还包括脉冲压缩处理部，针对已提取的所述谐波成分实施脉冲压缩处理。

14、根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述谐波提取部，根据所述加法运算处理及所述减法运算处理，来提取多次的所述谐波成分；

所述脉冲压缩处理部，对于每个次数的所述谐波成分，实施所述脉冲压缩处理。

15、根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述图像形成部，基于所述脉冲压缩处理后的多次的所述谐波成分合成的合成信号，形成包含有泡沫的超声波图像的图像数据。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，特别是涉及一种利用泡沫的图像成形技术。

背景技术

微泡（或毫微泡，nanobubbles）意味着向液体等注入细微的气泡。该微泡由于具有多种多样的优良特性而被利用于多种领域。例如，作为在医疗领域的应用，由于微泡是超声波适合的反射体，所以作为形成超声波图像时的造影剂被利用。

关于利用造影剂的超声波图像的形成，已知有关注由泡沫得到的谐波成分的技术，特别是著名的相转化法（脉冲转换法）和功率调制法等。当然也有诸多涉及关注谐波成分的图像形成技术的文献，例如，专利文献1（特开2005-152177号公报），专利文件2（特开2001-258882号公报），专利文献3（特开2006-271599号公报）等。但是，专利文件1、2记载的技术都不是将由泡沫得到的三次谐波积极图像化。另外，专利文件3中记载的标志性技术，应用相转化法的原理，采用相位为相反关系的两个传输信号，将谐波成分图像化。

由现有技术已知，在将较粗血管等等之内投放的微泡（造影剂）图像化的情况下，由于微泡周围散布少量的血液，所以能够得到较高的对比度。与之相对，在观察进入组织或肿瘤等的毛细血管或淋巴结等的微泡的情况下，由于微泡周围是组织或肿瘤等实组织，与周围为血液的情况相比，难以得到高对比度。

另外，近些年来关注适用于由低中声压超声波来图像化的造影剂（例如“Sonazoid”，注册商标），也期待利用低中声压超声波的高灵敏度图像化技术。

基于这种状况，本申请的发明人针对利用泡沫（微泡等）的超声波图像化技术进行了反复研究，特别关注承受了超声波的泡沫的特性

而进行反复研究。另外，针对提取由泡沫等关注对象得到的谐波成分的技术进行了反复研究。

发明内容

本发明经由上述研究过程而得到，其目的是，提供基于泡沫特性的适当的图像处理技术。另外，本发明的另一目的是，提高由关注对象得到谐波成分的提取精度。

为了达到所述目的，本发明适合方式的超声波诊断装置特征在于，包括探头，所述探头对包含泡沫的诊断区域发送/接收超声波；发送控制部，控制所述探头，以基于所述泡沫结构特性设定的发送条件来发送超声波；接收处理部，得到与由所述探头接收的超声波对应的接收信号；谐波提取部，通过处理所述接收信号来提取被包含于所述接收信号内的谐波成分；图像形成部，基于所述谐波成分来形成关于所述泡沫的图像数据。

根据所述方式，由于基于泡沫的结构特性设定超声波发送条件，所以能够例如通过提高从泡沫得到的谐波成分的同时抑制从实组织得到的谐波成分，从而能够例如得到非常高的对于组织的对比率（CTR，Contrast to Tissue Ratio）

优选方式的特征是，所述发送控制部控制所述探头，发送与第一发送信号和第二发送信号的每一个相对应的超声波，所述第一发送信号和第二发送信号的相位互为相反的关系；以及所述谐波提取部基于与所述第一发送信号对应的第一接收信号及与所述第二发送信号对应的第二接收信号提取所述谐波成分。

优选方式的特征是，所述发送控制部控制所述探头，发送与第一线性调频信号（chirp signal）和第二线性调频信号的每一个对应的超声波信号，所述第一线性调频信号和第二线性调频信号的相位互为相反的关系；所述接收处理部取得与所述第一线性调频信号对应的第一接收信号及与所述第二线性调频信号对应的第二接收信号；所述谐波提取部，基于在所述第一接收信号与第二接收信号之间的加法运算处理及减法运算处理中的至少一种处理来提取所述谐波成分；以及超声波诊断装置还包括脉冲压缩处理部，针对已提取的所述谐波成分实施脉

冲压缩处理。

所述方式，由于基于在所述第一接收信号与第二接收信号之间的加法运算处理及减法运算处理中的至少一种处理来提取所述谐波成分，所以能够例如对于多次的谐波将相互干涉抑制为较小并提取各个谐波成分。而且，所述方式中使用相位互为相反关系的第一线性调频信号和第二线性调频信号。与之相对，专利文献3记载的技术中，虽然使用第一发送信号的极性反转的第二发送信号，但没有使线性调频信号的极性反转。

本发明提供基于泡沫特性的适当的图像处理技术。另外，本发明能够提高从关注对象得到谐波成分的提取精度。

附图说明

图1是表示本发明涉及的超声波诊断装置的优选实施方式的图。

图2是表示泡沫的膜振动的模拟结果的图。

图3是表示由泡沫的膜振动产生超声波信号的图。

图4是表示发送频率与信号量的对应关系的图。

图5是表示泡沫的膨胀倍率与从泡沫得到谐波成分的信号量的对应关系的图。

图6是表示模拟从组织产生的谐波和从泡沫产生的谐波的结果图。

图7是表示模拟从组织产生的谐波和从泡沫产生的谐波的结果图。

图8是用于说明利用三次谐波信号的图像形成处理的流程图。

图9是用于说明利用二次和三次谐波信号的图像形成处理的流程图。

图10是用于说明通过非相干叠加而使散斑减少的处理的流程图。

图11是用于说明通过相干叠加而使散斑减少的处理的流程图。

图12是表示本发明涉及的超声波诊断装置的另一优选实施方式的图。

图13是用于说明来自泡沫的接收信号包含的各个谐波成分的信号波形的图。

图14是用于说明利用线性调频信号而将接收信号各个谐波成分脉冲压缩处理时，作为发送信号得到的各个谐波成分的图。

图 15 是用于说明本实施方式中加法运算处理和减法运算处理的效果的图。

图 16 是用于说明使 PI 法和脉冲压缩法组合时的各个谐波成分的图。

图 17 是用于说明将多次的谐波成分合成的图。

图 18 是表示本实施方式与通常 PI 法的比较结果的图。

图 19 是用于说明适用于本实施方式的振子的图。

图 20 是用于说明本实施方式中图像形成处理方法的图。

具体实施方式

以下，基于附图说明本发明的优选实施方式。

在图 1 表示本发明涉及的超声波诊断装置的优选实施方式，图 1 是表示其整体结构的功能模块图。图 1 表示的超声波诊断装置适用于，利用包含有成像用泡沫（微泡或毫微泡等微小气泡）的造影剂来形成图像。

本实施方式中较佳为，例如，利用适合于由低中声压的超声波来图像化的造影剂（“Sonazoid”（注册商标）等），但是本发明中的造影剂并不限于此。造影剂，投放于例如生物体的血管或肿瘤等诊断部位。并且，从造影剂投放到例如引起生物体内泡沫积聚或吸收为止经过既定时间后，通过图 1 所示的超声波诊断装置进行诊断。

信号发生部 10 由未图示的控制部等控制，生成用于形成发送脉冲的驱动信号并向发送电路 12 输出。本实施方式中发送控制为，以生物体内投放泡沫的共振频率作为基准设定的发送频率，并且以该泡沫膨胀倍率作为基准设定的发送声压来发送超声波。例如，信号发生部 10 输出中心频率 1.5MHz 左右、发送声压 200~300kPa 左右的对应波形的发送脉冲。

发送电路 12 基于从信号发生部 10 输出的发送脉冲，控制探头 14 具备的未图示的多个振动元件形成发送波束，通过电子扫描已形成的发送波束，横跨扫描区域的全域形成多个发送波束。

本实施方式中，多个发送波束的每个波束方向进行两次发送。即，对一个波束方向基于发送脉冲进行第一次发送并取得接收信号后，继

续对同一波束方向，基于与第一次发送相同波形而仅使相位反转的发送脉冲进行第二次发送并取得接收信号。并且，对同一波束方向进行两次发送后，改变波束方向对下一波束方向进行两次发送。这样，横跨扫描区域的全域，每个波束方向执行两次发送。

探头 14 对造影剂投放的生物体内诊断区域发送/接收超声波。探头 14 具备发送/接收超声波的多个振动元件，多个振动元件由发送电路 12 发送控制来扫描发送波束。另外，多个振动元件接收从生物体反射的超声波，由此得到的信号向接收电路 16 输出。而且，以不同的振子进行发送与接收也是可以的。

探头 14 具备的频带包含从发送频率(例如中心频率 1.5MHz 左右)到该发送频率三倍的频率。因此，如果将发送时的发送频率作为基波的频率，则接收时得到包含基波、二次谐波和三次谐波成分的接收信号。

接收电路 16 通过将由探头 14 的多个振动元件得到的信号整相(phase alignment)加法运算处理，形成与扫描区域内多个发送波束的每一个对应的接收信号。本实施方式中，由于对多个发送波束的每个波束方向进行两次发送，接收电路 16 在每个波束方向，形成与第一次发送对应的第一次接收信号和与第二次发送对应的第二次接收信号。并且，在每个波束方向，第一次的接收信号(接收信号 1)存储于接收信号 1 存储器 18，第二次的接收信号(接收信号 2)存储于接收信号 2 存储器 20。

加法运算处理部 22 在每个波束方向，从接收信号 1 存储器 18 和接收信号 2 存储器 20 分别读取接收信号 1 和接收信号 2，并且，将接收信号 1 和接收信号 2 进行加法运算处理。由于接收信号 1 和接收信号 2 是由相位互为相反关系的发送脉冲得到的信号，所以根据相转化法(或者脉冲转化法)的原理，接收信号 1 和接收信号 2 的加法运算结果是，奇数次的信号被消除而仅留下偶数次的信号。更确切地说，包含在接收信号中的基波、二次谐波、三次谐波之中，奇数次的基波和三次谐波被消除而偶数次的二次谐波被提取。

带通滤波器(BPF) 26 是具备二次谐波对应的通过带宽的滤波器，通过带通滤波器 26 去除噪声等而确保仅提取二次谐波。而且，从原理

上讲, 由于加法运算处理部 22 确保仅提取二次谐波, 所以能够省略带通滤波器 26。

减法运算处理部 24 在每个波束方向, 从接收信号 1 存储器 18 和接收信号 2 存储器 20 读取接收信号 1 和接收信号 2, 并且, 算出接收信号 1 和接收信号 2 的差。根据相转化法(或者脉冲转化法)的原理, 接收信号 1 和接收信号 2 的减法运算结果是, 偶数次的信号被消除而仅留下奇数次的信号。更确切地说, 接收信号包含的基波、二次谐波和三次谐波中, 偶数次的二次谐波被消除而提取奇数次的基波和三次谐波。

高通滤波器(HPF) 28 是具备三次谐波以上带宽的滤波器, 通过高通滤波器 28 去除基波和噪声等而仅提取三次谐波。

图像形成部 30 仅使用从高通滤波器 28 得到的三次谐波、或者三次谐波和从带通滤波器 26 得到的二次谐波, 形成超声波图像的图像数据。图像形成部 30 基于多个波束方向的每一个得到的谐波成分(即, 仅三次谐波、或者二次谐波和三次谐波), 形成例如二维超声波图像的图像数据。当然, 使超声波束三维扫描来形成三维超声波图像的图像数据也是可以的。图像形成部 30 中形成的图像数据对应的超声波图像显示于显示部 32。

本实施方式中, 由于以生物体内投放的泡沫共振频率作为基准设定发送频率, 以泡沫膨胀倍率作为基准设定发送声压, 所以例如能够提高从泡沫得到的谐波成分同时抑制从实组织得到的谐波成分, 结果例如, 能够得到非常高的对于组织的对比率(CTR, Contrast to Tissue Ratio)的超声波图像。

下面针对发送条件等与泡沫特性的关系进行说明。图 2 至图 7 是, 针对超声波造影剂(泡沫)的特性, 通过使用模拟器表示的分析的结果, 所述模拟器根据数值分析的方式得到泡沫膜的振动。

图 2 是表示泡沫的膜振动的模拟结果的图。特别是, 图 2 的(A)是发送频率(中心频率) 1.5MHz、波数为 6、声压 300kPa 的超声波振动施予半径 1.25 μ m 泡沫的情况下的膜振动; 图 2 的(B)是发送频率(中心频率) 4.5MHz、波数为 18、声压 300kPa 的超声波振动施予相同泡沫的情况下的膜振动。图 2 的(A)(B)都是以横轴为时间轴、

以纵轴表示泡沫半径。而且，将施予泡沫的超声波能量（声压×脉冲长度）在图2的（A）和（B）作为相同条件来分析。

如图2的（A）所示，1.5MHz的低频率时泡沫膨胀3倍以上，但如图2的（B）所示，高频率4.5MHz时被抑制为膨胀1.4倍以下。泡沫的条件假定为市场销售的造影剂“Sonazoid（注册商标）”，泡沫直径2.5 μm ，泡沫的膜厚3nm，此外的泡沫参数使用文献“Experimental and Theoretical Evaluation of Microbubble Behavior: IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol 47, No6, Nov. 2000”所示的条件。该条件的泡沫共振频率大约为2.5MHz。

图3是表示将由图2的泡沫膜振动产生的超声波信号进行频率分析后的结果的图。图3的（A）的分析结果与图2的（A）的膜振动对应，图3的（B）的分析结果与图2的（B）的膜振动对应。

在图3的（A）的1.5MHz与图3的（B）的4.5MHz时，基波的信号量基本相同。与之相对，在1.5MHz时，三次谐波量保持为相对于基波-2dB程度基本不变，在4.5MHz时，三次谐波量显著减少相对于基波-20dB以上。

图4是表示发送频率与信号量的对应关系的图。图4中的图形是表示，以声压300kPa的不同频率施予既定信号量（=声压×时间）的振动时，泡沫振动最大半径与此时产生的一次（基波=发送频率）、二次、三次的谐波的分析结果。

泡沫以较低频率而较大振动，其结果产生的超声波信号量，在其基波频率（发送频率）没有显著差异，但在二次、三次谐波，以较低频率发送则得到的较强的信号。

图5是表示泡沫的膨胀倍率与从泡沫得到的谐波成分的信号量的对应关系的图。更确切地说，以频率1.5、2.5、3.5、4.5MHz、声压100、200、300、400kPa为条件，施加于半径1.25 μm 泡沫的超声波能量保持一定而在对泡沫施予振动的情况下，绘图以泡沫的膨胀倍率作横轴，三次谐波的信号量作纵轴。

如图5所示，在泡沫的膨胀倍率为0.5到1.5的较小范围中，三次谐波的信号量相对较小，并且相对于膨胀倍率的变化，信号量的变化相对较大。另外，在泡沫的膨胀倍率为1.5以上的较大范围，三次谐波

的信号量相对较大，并且相对于膨胀倍率的变化，信号量的变化相对较小。由此推测，使泡沫膨胀 1.5 倍以上时可得到较强的三次谐波信号。另外，即使泡沫膨胀 2.5 倍以上，谐波信号量的增加也基本不变。

由上述可知，使泡沫（微泡）膨胀 1.5 倍到 2.0 倍左右时，能够从泡沫产生非常强的谐波信号。另外也可以了解，施予比泡沫的共振频率更低频率的超声波时，以更低音压的超声波信号能够使泡沫膨胀较大。

由此考虑高灵敏度检测泡沫的条件。超声波，如同已知的组织谐波那样，在传输中产生谐波成分。其谐波信号量，基本上与音压的平方成比例。由此，以共振频率以下的低频率进行超声波发送，能够以小音压使泡沫膨胀变大 1.5 倍以上；从而能够增加来自泡沫的谐波信号，减低来自组织的谐波信号。由此能够得到非常高的对于组织的对比率（CTR, Contrast to Tissue Ratio）。还有，使泡沫膨胀 1.5 倍以上，来自泡沫的三次以上谐波成分变强。由于组织传输中的谐波信号越变为高次就越显著减少，使泡沫膨胀 1.5 倍以上利用三次以上谐波成分图像化，能够得到更高的 CTR。

图 6 是表示，使用腹部用凸肚探头（convex abdomen probe），模拟从组织产生的谐波和从泡沫产生的谐波的结果图。组织中的非线性传输，用 KZK 方程式来数值分析。在模拟中为，在发送频率 1.6MHz、深度 9cm 的组织中的声压为 200kPa 的条件下，求得组织传输中与来自泡沫的高次谐波信号。

图 6 的（A）是此时的泡沫膜的振动结果。泡沫半径从 $1.25\mu\text{m}$ 到 $2.2\mu\text{m}$ 膨胀约 1.75 倍。图 6 的（B）是比较组织与泡沫的谐波。来自组织的信号，作为传输中产生的信号被与泡沫相同位置的组织中的反射体反射的信号来分析。图 6 的（B）中，来自组织及泡沫的基波信号作为 0dB，相对比较各自的谐波信号量。来自泡沫的谐波信号的信号量，二次、三次与基波信号基本相同。另一方面，来自组织的谐波信号的信号量减少，与基波信号相比，二次谐波为 -30dB，三次谐波为 -50dB 以下。

图 7 是表示，使用线性探头，模拟从组织产生的谐波和从泡沫产生的谐波的结果图。组织中的非线性传输，用 KZK 方程式来数值分析。

在模拟中，在发送频率 1.5MHz、深度 9cm 的组织中的声压为 200kPa 的条件下，求得组织传输中与来自泡沫的高次谐波信号。

图 7 的 (A) 是此时的泡沫膜的振动结果。泡沫半径从 1.25 μm 到 2.5 μm 膨胀约 2 倍。图 7 的 (B) 是比较组织与泡沫的谐波。来自组织的信号，作为传输中产生的信号被与泡沫相同位置的组织中的反射体反射的信号来分析。图 7 的 (B) 中，来自组织及泡沫的基波信号作为 0dB，相对比较各自的谐波信号量。来自泡沫的谐波信号的信号量，二次、三次与基波信号基本相同。另一方面，来自组织的谐波信号的信号量减少，与基波信号相比，二次谐波为 -30dB，三次谐波为 -50dB 以下。

由上述可知，以泡沫共振频率以下的低频波激振，即使以低声压发送，泡沫也能够膨胀 1.5 倍以上，从而可以产生强谐波信号的同时能够抑制组织中的谐波信号。其结果可实现非常高的检测灵敏度和 CTR。

超声波诊断装置中，通常利用频率 2.5MHz~12MHz 的探头。为了以对比回声 (contrast echo) 得到高检测灵敏度，适合利用低频率的探头，能够发送比泡沫共振频率低的频率。例如，中心频率 3 MHz、分数带宽 80% 的探头，能够以 1.4 MHz 发送，并接收其三次谐波 4.2 MHz。发送频率 1.4 MHz，虽然是利用探头的带宽中相当低的区域，但是由于不需要产生高的声压，足以能够发送。泡沫的谐波信号，虽然也产生较强的三次以上的高次谐波，但是由于从探头的带宽得不到接收灵敏度而只利用到三次为止。当然，在与三次以上谐波对应的探头，利用三次以上的谐波也是可以的。

图 8 是用于说明，通过图 1 的超声波诊断装置，利用三次谐波信号的图像形成处理的流程图。首先，对生物体注入造影剂后 (S801)，经过适当的时间到生物体内引起泡沫聚集或吸收为止 (S802)，开始观测。

一旦开始观测，选择第一条扫描线 (发送波束方向) (S803)，发送相位设定为 0° 的第一低声压脉冲信号 (S804)，接收其回声信号即接收信号 1 (S805)。还有，在第一条扫描线上发送将第一发送信号的相位改变 180° 的第二脉冲信号 (S806)，接收其回声信号即接收信号 2 (S807)。而且，在步骤 S804 和 S806 的发送中，发送例如中心频率

为 1.5 MHz 左右、发送声压为 200~300kPa 左右的超声波脉冲。

当仅利用三次谐波信号的情况下，通过取两个接收信号的差（S808），奇数时的信号同相相加而偶数时的信号消除。而且，五次以上的奇数次谐波由于在探头的带宽外而不包含在接收信号中，接收信号包含的一次（基波频率）和三次的信号成分在 S808 的处理中被取出。接着，由于组织信号也包含很多基波频率，使其通过高通滤波器（S809），仅取出三次谐波成分。然后，移动一条扫描线（S810），通过反复执行步骤 S804 至 S809 的处理，利用从多条扫描线得到的三次谐波能够构成对比度图像。

仅利用三次谐波信号图像化，由于来自组织的三次波非常小，所以能得到高 CTR 的图像。而且应当注意，当配置仅利用三次谐波信号的装置时，省略图 1 中的加法运算处理部 22 和带通滤波器 26 也是可以的。

而且，接收信号中也包含较多二次谐波。这里，二次与三次结合利用能够增加信号强度。因此，来自回声较弱的深部的信息也能够图像化。另外，由于信号量的带宽较宽，所以能够得到高分辨率的图像。

图 9 是用于说明，通过图 1 的超声波诊断装置，利用二次和三次谐波信号的图像形成处理的流程图。而且，因为图 9 的 S901 至 S909 的处理与图 8 的 S801 至 S809 的处理相同，所以省略其说明。

图 9 中，加入三次谐波，将两个接收信号加法运算（S910），接收信号包含的偶数时的信号同相加法运算，而奇数时的信号消除。即，去除基波和三次谐波而仅提取出二次谐波成分。并且，将二次谐波信号与三次谐波信号进行加法运算（S911），能够以较宽带宽得到较强强度的信号。而且，图 9 中也移动一条扫描线（S912），反复执行 S904 至 S911 的处理，利用从多条扫描线得到的二次和三次谐波能够构成对比度图像。

当大量的反射体比波长更密且随机存在的情况下，会出现回声和干涉图案。该干涉图案称为散斑（speckle），成为伪像（artifacts）。当泡沫大量存在的情况下，也同样产生散斑。已知这些干涉图案因频率而呈现不同的图案，作为将其减少的方法，已知有频率复合法（frequency compounding）。同样，秋山等人为了减少 B 模式图像中出

现的散斑噪音，提出将高次谐波图像加法运算的方法（参照山本、小泽、秋山“关于用于减轻散斑的高次谐波图像的加法运算方法”电子信息通信协会技术研究报告，Vol. 102, No. 411 (20021018), PP. 19-24）。

图 10 是用于说明通过非相干叠加而使散斑减少的处理的流程图。特别是，图 10 示出，通过将来自泡沫的二次和三次谐波非相干叠加，用来减少对比回声的散斑的处理流程。而且，因为图 10 中从 S1001 至 S1010 的处理与图 9 的 S901 至 S910 处理相同，所以省略对其说明。

在图 10 中，对通过步骤 S1009 的处理提取的三次谐波成分实施振幅运算处理（S1011），结果得到三次谐波成分的包络（envelope）。同样，对通过步骤 S1010 的处理提取的二次谐波成分实施振幅运算处理（S1012），得到二次谐波成分的包络。然后，通过将三次谐波成分的包络与二次谐波成分的包络加法运算处理（S1013），实现频率复合。

图 10 中也移动一条扫描线（S1014），反复执行 S1004 至 S1013 的处理，来形成超声波图像。

图 11 是用于说明通过相干叠加而使散斑减少的处理的流程图。即，图 11 示出，通过将来自泡沫的二次和三次谐波相干叠加，用来减少对比回声的散斑的处理流程。而且，因为图 11 中从 S1101 至 S1110 的处理与图 10 中从 S1001 至 S1010 处理相同，所以省略对其说明。

图 11 中，对通过步骤 S1109 的处理提取的三次谐波成分实施复数分析信号处理（S1111），结果得到三次谐波成分的实数部和虚数部。同样，对通过步骤 S1110 的处理提取的二次谐波成分实施复数分析信号处理（S1112），得到二次谐波成分的实数部和虚数部。

然后，将三次谐波成分的实数部与二次谐波成分的实数部进行加法运算（S1113），并且将三次谐波成分的虚数部与二次谐波成分的虚数部进行加法运算（S1114）。而且，根据加法运算后的实数部和加法运算后的虚数部实施振幅运算处理（S1115），从而实现二次和三次谐波的相干叠加。图 11 中也移动一条扫描线（S1116），反复执行 S1104 至 S1115 的处理，来形成超声波图像。

下面，说明本发明的另一优选实施方式。

图 12 是表示本发明涉及的超声波诊断装置的另一优选实施方式的

表示其整体结构的功能模块图。图 12 表示的超声波诊断装置适用于，利用包含有成像用泡沫（微泡或毫微泡等微小气泡）的造影剂来形成图像。但是，本发明涉及的超声波诊断装置的诊断对象（关注对象）并不仅限于微泡，也可以将例如生物体内的组织作为关注对象。

本实施方式中较佳为，例如，利用适合于由低中声压的超声波来图像化的造影剂（“Sonazoid”（注册商标）等），但是本发明中的造影剂并不仅限于任何特定的造影剂。造影剂，投放于例如生物体的血管或肿瘤等诊断部位。并且，从造影剂投放到例如引起生物体内泡沫积聚或吸收为止经过既定时间后，通过图 12 所示的超声波诊断装置进行诊断。

信号发生部 10 由未图示的控制部等控制，生成用于发送超声波的发送信号并向发送电路 12 输出。本实施方式中，作为发送信号，采用使正弦波连续变化的第一线性调频信号，及与第一线性调频信号相比相位为相反关系（仅相位相差 180° ）的第二线性调频信号。

另外，本实施方式中发送控制为，生物体内投放泡沫的共振频率作为基准设定的发送频率带宽，还有，以该泡沫膨胀倍率作为基准设定的发送声压来发送超声波。例如，信号发生部 10 输出，中心频率 1.5MHz 左右、发送声压 200~300kPa 左右对应波形的线性调频信号。

发送电路 12 基于从信号发生部 10 输出的线性调频信号，控制探头 14 具备的多个振动元件形成发送波束，通过电子扫描已形成的发送波束，从而横跨扫描区域的全域形成多个发送波束。

本实施方式中，多个发送波束的每个波束方向进行两次发送和接收。更确切地说，对一个波束方向基于第一线性调频信号进行第一次发送并取得第一接收信号后，继续对同一波束方向，基于第二线性调频信号进行第二次发送并取得第二接收信号。并且，对同一波束方向进行两次发送后，改变波束方向对下一波束方向进行两次发送和接收。这样，横跨扫描区域的全域，每个波束方向执行两次发送和接收。

探头 14 对造影剂投放的生物体内诊断区域发送/接收超声波。探头 14 具备发送/接收超声波的多个振动元件，多个振动元件由发送电路 12 发送控制来扫描发送波束。另外，多个振动元件接收从生物体反射的超声波，由此得到的信号向接收电路 16 输出。而且，以不同的振子进

行发送与接收也是可以的。

接收电路 16 通过将由探头 14 的多个振动元件得到的信号进行整相加法运算处理，形成与扫描区域内多个发送波束的每个相对应的接收信号。本实施方式中，由于对多个发送波束的每个波束方向进行两次发送，接收电路 16 在每个波束方向，形成与第一次的第一线性调频信号对应的第一次接收信号和与第二次的第二线性调频信号对应的第二次接收信号。并且，在每个波束方向，第一接收信号存储于接收信号 1 存储器 18，第二接收信号存储于接收信号 2 存储器 20。

加法运算处理部 22 在每个波束方向，分别从接收信号 1 存储器 18 和接收信号 2 存储器 20 读取第一接收信号和第二接收信号，并且，将第一接收信号和第二接收信号进行加法运算处理。由于第一接收信号和第二接收信号是由相位互为相反关系的线性调频信号得到的信号，所以根据相转化法（或者脉冲转化法）的原理，第一接收信号和第二接收信号的加法运算结果是，奇数次的信号被消除而仅留下偶数次的信号，更确切地说，接收信号包含的基波和谐波成分中，基波和奇数次的谐波成分被消除而提取偶数次的谐波成分。

二次带通滤波器（二次 BPF）2B 是具备二次谐波对应的通过带宽的滤波器，通过二次带通滤波器 2B 提取加法运算处理部 22 输出的偶数次谐波成分中的二次谐波成分。提取的二次谐波成分，在脉冲压缩处理部 2C，实施与二次谐波成分对应的脉冲压缩处理。

四次带通滤波器（四次 BPF）4B 是具备四次谐波对应的通过带宽的滤波器，通过四次带通滤波器 4B 提取加法运算处理部 22 输出的偶数次谐波成分中的四次谐波成分。提取的四次谐波成分，在在脉冲压缩处理部 4C，实施与四次谐波成分对应的脉冲压缩处理。

减法运算处理部 24 在每个波束方向，分别从接收信号 1 存储器 18 和接收信号 2 存储器 20 读取第一接收信号和第二接收信号，并且，算出第一接收信号和第二接收信号的差（减法运算处理）。根据相转化法（或者脉冲转化法）的原理，第一接收信号和第二接收信号的减法运算结果是，偶数次的信号被消除而仅留下奇数次的信号。更确切地说，接收信号包含的基波和谐波成分中，偶数次的谐波成分被消除而提取基波和奇数次的谐波成分。

三次带通滤波器（三次 BPF）3B 是具备三次谐波对应的通过带宽的滤波器，通过三次带通滤波器 3B 提取减法运算处理部 24 输出的基波和奇数次谐波成分中的三次谐波成分。提取的三次谐波成分，在脉冲压缩处理部 3C，实施与三次谐波成分对应的脉冲压缩处理。

五次带通滤波器（五次 BPF）5B 是具备五次谐波对应的通过带宽的滤波器，通过五次带通滤波器 5B 提取减法运算处理部 24 输出的基波和奇数次谐波成分中的五次谐波成分。提取的五次谐波成分，在在脉冲压缩处理部 5C，实施与五次谐波成分对应的脉冲压缩处理。

图像形成部 30 基于从四个压缩处理部（2C~5C）得到的脉冲压缩后的二次谐波成分至五次谐波成分的四个谐波成分，形成超声波图像的图像数据。图像形成部 30 基于四个谐波成分在每波束方向分别形成图像数据。图像的形成，可以是仅用四个谐波成分中的任一个成分，也可以是合成四个谐波成分中的几个或者全部。还有，合成时对各个谐波成分加权也是可以的。

图像形成部 30，基于针对多个波束方向形成的图像数据，形成例如二维超声波图像的图像数据。当然，使超声波束三维扫描来形成三维超声波图像的图像数据也是可以的。图像形成部 30 中形成的图像数据对应的超声波图像显示于显示部 32。

本实施方式中，由于以生物体内投放的泡沫共振频率作为基准设定发送频率，以泡沫膨胀倍率作为基准设定发送声压，所以例如能够提高从泡沫得到的谐波成分同时抑制从实组织得到的谐波成分，结果例如，能够得到非常高的对于组织的对比率（CTR，Contrast to Tissue Ratio）的超声波图像。

图 13 是用于说明来自泡沫包含的接收信号的各个谐波成分的信号波形的图。特别是，图 13 中表示，以图 7 中的发送条件从泡沫得到的信号，将该二次谐波的信号强度规定为 1，在带通滤波器分取出二次、三次、四次、五次时的各个谐波成分的信号波形（a）~（d），以及将从二次至五次的谐波成分相加时的信号波形（e）。

来自泡沫的五次谐波成分的信号，得到二次谐波一半以上的振幅，由此推测能够利用五次谐波。另外，如果对二次至五次的高次谐波进

行加法运算，信号振幅变为 3 倍。以低频率发送，使泡沫膨胀 1.5 倍以上，能够利用三次以上的谐波。对高次谐波进行加法运算并利用，有望增加信号强度，提高检测灵敏度。

根据上述说明，以低频率且低声压使泡沫较大振动，利用此时产生的高次谐波，能够显著提高对组织信号比 CTR。特别是，如果利用如四次、五次的高次谐波，其效果更好。

另外，在考虑深部部位的图像化的情况下，伴随着高次谐波の利用频率变高，其结果信号的组织传输中的衰减会增加，来自深部部位的信号强度会减少。组织传输中的超声波衰减，一般来说为 $0.3\sim 0.5\text{dB}/(\text{cm}\cdot\text{MHz})$ 左右。这里如果以 $0.4\text{ dB}/(\text{cm}\cdot\text{MHz})$ 、深度 10cm, 1.5MHz 发送时的二次谐波和五次谐波；作为能够接收的信号强度来计算，二次谐波的衰减量为 -12dB，五次谐波为-30dB。

在图 13 中，来自泡沫的二次谐波与五次谐波的产生信号比为 1:0.53，也包含衰减的接收信号比为 1:0.067。同样，二次与四次的接收信号比为 1:0.17，二次与三次的接收信号比为 1:0.42。如果接收信号自身变小，受到接收放大器噪声等的影响，即使确保较高的对组织信号比 CTR，对噪声信号比 SNR 较低，也无法得到高的灵敏度。由此可知，利用泡沫振动特长即高次谐波信号，为了在深部也能够得到高灵敏度的对比度图像，必须增加信号量。

为了增加来自泡沫的信号量，需要增加发送电力使泡沫的振动量增加。因此，尝试考虑发送声压变大而泡沫振动更大的情况。图 5 中的分析结果为，虽然发送声压上升并使泡沫的振动增大，但三次谐波的产生量并没有成比例增加。另一方面，组织传输中产生的高次谐波与声压平方成比例，所以声压上升到需要以上，也无法得到高的检测灵敏度。另外，较强的声压有可能使泡沫崩溃。由此考虑，对于信号量的增加，不要提升发送声压，而增加发送脉冲数量更有效。但是，如果以低频率增加发送脉冲数量，则脉冲长度会变长，深度方向的分辨率会下降。

图 13 是分别表示从二次至五次的各个谐波的包络。其包络的形状由发送的包络决定，即使是高次谐波也不能改善深度方向的分辨率。期望能够减小伴随着低频率的利用而深度方向的分辨率低下，特别是

减小对深度对象利用长脉冲波而产生的分辨率低下。当然，更期望能够提高分辨率。

本实施方式的一个目的是，在利用低频率的低声压发送并从泡沫接收高次谐波来生成对组织信号比 CTR 高的对比度图像的技术中，在深部也能维持高的检测灵敏度，同时构成分辨率高的图像。本实施方式的目的为利用长脉冲增加信号量且确保深度方向的分辨率，其基础为，发送线性调频信号，通过脉冲压缩滤波器，压缩处理为短的脉冲。

虽然脉冲压缩技术中也利用矩形脉冲的二进制编码方式，但由于矩形信号中，发送信号自身包含奇数次的谐波成分，所以对本技术来说利用高次谐波并不是最合适的。现实的超声波诊断装置的脉冲压缩技术的技术问题是，由于超声波探头的发热，不能利用那样长的线性调频信号。另一方面，从泡沫的振动分析，以低频率使泡沫振动，以低声压产生高次谐波。其结果是，与通常的发送条件相比，能够利用长的即信号量大的线性调频信号。这是利用低频率发送导致的结果，是使线性调频信号组合的优点之一。利用线性调频信号的另一特点是，越是高次谐波，频率带宽变得越宽，脉冲压缩变得越尖。如果发送线性调频信号的开始频率设为 F_f ，结束频率设为 F_l ，来自泡沫的各个谐波的频率如下所示。

【表 1】

	开始频率	结束频率	频率带宽宽度
二次谐波	$2F_f$	$2F_l$	$2(F_l - F_f)$
三次谐波	$3F_f$	$3F_l$	$3(F_l - F_f)$
四次谐波	$4F_f$	$4F_l$	$4(F_l - F_f)$
五次谐波	$5F_f$	$5F_l$	$5(F_l - F_f)$

由于通常脉冲压缩后的脉冲宽度与信号带宽的关系为 $\tau = 1/B$ (τ : 脉冲宽度, B : 带宽宽度), 所以利用五次的谐波, 与基波的脉冲压缩相比, 脉冲宽度能压缩至五分之一, 从而得到高分辨率。

图 14 是用于说明利用线性调频信号作为发送信号而将接收信号的各个谐波成分脉冲压缩处理时的各个谐波成分的图。图 14 中表示, 声压 200kPa、开始频率 1.19MHz、结束频率 1.69MHz、带宽宽度 500KHz、脉冲长 15 μ sec 的线性调频信号的情况下, 关于二次、三次、四次、五

次各自的谐波信号在脉冲压缩处理情况下来自泡沫的信号模拟的结果 (a) ~ (d)。另外, 图 14 中 (参照) 所示的通常二次谐波是, 在图 13 的条件下由通常的 (不是线性调频信号) 发送脉冲从泡沫得到的二次谐波信号。

泡沫以市场销售的造影剂条件, 半径作为 $1.25\mu\text{m}$ 来计算。以来自通常的二次谐波的波峰值为 1 做标准, 来表示各个波形的波峰值 C。以五次谐波脉冲压缩后的波峰值, 增加为通常二次谐波的三倍, 且其脉冲宽度约变为一半。考虑到频率的衰减, 深度 10cm 的通常二次与五次谐波的信号强度比为 1: 0.36, 同样, 通常二次与四次谐波的信号强度比为 1: 0.69, 从而, 可以预期, 信号强度与来自现有的泡沫的信号强度基本相同。即使在深部, 对组织信号比 CTR 也较高, 即能得到仅将泡沫清楚地图像化的造影超声波图像。特别是, 在 5cm 以下的中间或者浅的部分, 更能够仅将泡沫清楚地图像化。

但是, 四次和五次的谐波在脉冲压缩后的波形表现出非常高的旁瓣(side lobes)。这是因为, 三次谐波的信号带宽为 3.57 MHz~5.07 MHz, 四次谐波的信号带宽为 4.76 MHz~6.76 MHz, 五次谐波的信号带宽为 5.95 MHz~8.45 MHz, 六次谐波的信号带宽为 7.14 MHz~10.14 MHz, 四次谐波带宽中重叠有三次谐波和五次谐波的信号, 同样, 五次谐波带宽中重叠有四次谐波和六次谐波的信号。由此, 包含有不适合于脉冲压缩处理的信号。

因此为处理该问题, 本实施方式中, 如同利用图 12 说明的那样, 对一个波束方向基于第一线性调频信号进行第一次发送并取得第一接收信号后, 继续对同一波束方向基于第二线性调频信号进行第二次发送并取得第二接收信号。并且, 将第一接收信号和第二接收信号加法运算处理, 根据相转化法的原理, 基波和奇数次的谐波成分被消除而提取偶数次的谐波成分。另外, 算出第一接收信号和第二接收信号的差, 根据相转化法的原理, 偶数次的谐波成分被消除而提取基波和奇数次的谐波成分。由此, 能够将关于多个次数谐波的相互干涉抑制为较小, 并提取谐波成分。

图 15 是用于说明本实施方式中加法运算处理和减法运算处理的效果的图。特别是图 15 显示了, 条件为使用声压 200kPa、开始频率

1.19MHz、结束频率 1.69MHz、带宽宽度 500KHz、脉冲长 15 μ sec 的线性调频信号，以中心频率 7.2MHz、带宽 70%的振子接收泡沫信号的情况下的模拟结果。图 15 的 (In) 中，不进行加法运算和减法运算，包含从一次到五次的整数次的谐波成分。

图 15 的 (Ev) 是，发送正相和反相的线性调频信号，将两个接收信号加法运算时的模拟结果。图 15 的 (Ev) 中，提取出了二次、四次等等的偶数次谐波成分。另一方面，图 15 的 (Od) 是，发送正相和反相的线性调频信号，将两个接收信号减法运算时的模拟结果。图 15 的 (Od) 中，提取出了一次、三次、五次等等的奇数次谐波成分。

图 16 是用于说明使相位反转 (phase inversion, PI) 法和脉冲压缩法组合时的各个谐波成分的图。图 16 中是，假定发送/接收独立的振子，以中心频率 1.44MHz、相对带宽 (fractional bandwidth) 50%的振子作为发送用，以中心频率 7.2MHz、相对带宽 70%的振子作为接收用，以与图 14 相同的条件，使用声压 200kPa、开始频率 1.19MHz、结束频率 1.69MHz、带宽宽度 500KHz、脉冲长 15 μ sec 的线性调频信号，模拟泡沫信号的结果。而且，作为参考，图 16 的 <I> 表示仅利用脉冲压缩法时二次、三次、四次、五次各自的谐波信号 (a) ~ (d)。

本实施方式中利用相转化法 (或者脉冲转化法) 的原理，将奇数次与偶数次的谐波分开后，针对各个高次谐波分别实施脉冲压缩处理，以该方法压缩处理后的二次、三次、四次、五次谐波的分别在图 16 的 <II> 的 (a) ~ (d) 示出。与图 16 的 <I> 的示例的比较可知，图 16 的 <II> 的本实施方式中三次、四次、五次谐波的脉冲压缩处理，显著减低了旁瓣。

如果考虑加法运算的脉冲转化后包含的信号，仅提取出偶数次的谐波成分，即二次、四次、六次谐波成分。由此，信号中，二次谐波的信号带宽为 2.38MHz~3.38MHz，四次谐波的信号带宽为 4.76MHz~6.76MHz，六次谐波的信号带宽为 7.14MHz~10.14MHz，四次谐波带宽中不包含其他谐波信号。其结果为，能适当地实施脉冲压缩处理。同样，关于五次谐波的脉冲压缩处理，要考虑与三次和七次的谐波成分重叠的关系。此时，五次与七次的带宽，仅有极少重叠区域，能显著抑制旁瓣。

使泡沫在既定条件下振动，高效地产生高次谐波。利用线性谐波信号作为发送信号，高次谐波的次数越高，信号带宽越宽。即使同样的信号量，信号的带宽越宽，压缩比越上升，其结果是，信号波峰值变高。即，来自泡沫的高次谐波，因利用线性调频信号，而能够取出波峰值高的信号。这里，将奇数次与偶数次分别取出的技术组合，能够将各个高次带宽最大地扩大，或减低带宽间的重叠，从而抑制旁瓣。

本实施方式中，考虑被观察对象的深度、检测灵敏度、分辨率等，决定发送线性谐波信号的频率和带宽、以及明确高次谐波的次数的限制。该情况下较适合的条件是，将发送线性调频信号的频率和带宽设定为，利用的高次谐波的频率带宽的最高频率，与两个更高次谐波所包含的频率带宽的最低频率一致。由此能够实现，脉冲宽度变窄，旁瓣变小，深度方向分辨率优良的影像。

另外，由于脉冲转化法中进行两次发送，信号强度变为二倍。另一方面，关于来自深部的信号而有接收放大器等的电噪声，由于两次加法运算，其振幅变为 $\sqrt{2}$ 倍，信噪比 SNR 变为增加 $\sqrt{2}$ 倍（3dB）。

图 17 是用于说明将多次的谐波成分合成的图。图 17 中利用脉冲转化法，将奇数次与偶数次的谐波分开后，针对各个高次谐波分别实施脉冲压缩处理，研究关于三次、四次、五次的信号加法运算时的效果。图 17 的（II）所示的三个谐波加法运算，与作为（参照）所示的现有单纯脉冲法相比为 15.2 倍，另外，与图 17 的（I）所示的仅五次谐波的信号相比增幅为 2.6 倍。另外，三个谐波加法运算，脉冲压缩的频率带宽扩大为 6MHz，脉冲宽度变为 0.17 μ sec 左右，深度方向的分辨能力提高 0.3mm。

图 18 是表示本实施方式与通常 PI 法的比较结果的图。本实施方式中是，将利用线性调频信号的脉冲压缩法和 PI 法组合来提取各个谐波成分，通常的 PI 法中并不采用线性调频信号。图 18 中示出关于泡沫信号波峰值 C、组织信号波峰值 T、对组织信号比 CTR、脉冲宽度的比较结果。例如，如果四次与五次谐波合成，则在本实施方式中，信号值提高 3.51 倍（11dB），CTR 提高 140 倍（42.9dB），脉冲宽度提高 0.22 μ sec。

图 19 是用于说明适用于本实施方式的振子的图。图 19 中示出探

头 14 (图 12) 具备的振子的一个例子, 振子由发送用振子 14T 和接收用振子 14R 构成。

设置于内侧的接收用振子 14R, 例如为, 配置 128 通道的接收用高频振子元件。各个高频振子与接收信号的谐波成分的频率带宽对应, 其中心频率期望为例如 7.2 MHz 左右。另外, 在外侧设置有两列发送用振子 14T 夹持着接收用换能器 14R。各列的发送用振子 14T, 例如为, 配置 64 通道的发送用振子元件。各个发送用振子与发送信号 (第一线性调频信号和第二线性调频信号) 的频率带宽对应, 其中心频率优选为例如 1.4 MHz 左右。

图 20 是用于说明本实施方式中图像形成处理方法的图, 是图 12 的超声波诊断装置的图像形成处理的流程图。以下, 说明图 20 的流程图的处理。

首先, 对生物体注入造影剂后 (S2001), 到引起生物体内的泡沫积聚或吸收为止经过适当的时间 (S2002), 开始观测。开始观测时, 选择第一条扫描线上 (发送波束方向) (S2003), 发送相位设定为 0° 的第一个线性调频信号 (第一线性调频信号) (S2004), 接收其回声信号即第一接收信号 (S2005)。再有, 在第一条扫描线上, 发送将第一个发送信号的相位变化 180° 的第二个线性调频信号 (第二线性调频信号) (S2006), 接收其回声信号即第二接收信号 (S2007)。

得到第一接收信号和第二接收信号后, 将这些信号进行加法运算处理 (S2008)。由于第一接收信号与第二接收信号是由相位互为相反关系的线性调频信号得到的信号, 所以根据相转化法的原理, 第一接收信号和第二接收信号的加法运算结果是, 奇数次的信号被消除而仅留下偶数次的信号。本实施方式中, 提取偶数次的信号, 例如二次和四次谐波成分。

更确切地说, 在 S2008 中的加法运算处理后, 由二次 BPF (图 12 的标记 2B) 提取的二次谐波, 并且二次谐波成分被脉冲压缩处理。另外, 在 S2008 中的加法运算处理后, 由四次 BPF (图 12 的标记 4B) 提取的四次谐波, 并且四次谐波成分被脉冲压缩处理。

另外, 在 S2007 后, 得到第一接收信号和第二接收信号后, 将这些信号进行减法运算处理 (S2010)。根据相转化法的原理, 第一接收

信号和第二接收信号的减法运算结果是，偶数次的信号被消除而仅留下奇数次的信号。本实施方式中，提取奇数次的信号，例如三次、五次的谐波成分。

更确切地说，在 S2010 中的减法运算处理后，由三次 BPF（图 12 的标记 3B）提取的三次谐波，并且三次谐波成分被脉冲压缩处理。另外，在 S2010 中的减法运算处理后，由五次 BPF（图 12 的标记 5B）提取的五次谐波，并且五次谐波成分被脉冲压缩处理。

而且，对脉冲压缩处理后的各个谐波成分，根据需要加权处理。例如，根据构成的图像特点加权来加法运算。为了获得对组织信号比（CTR）高的图像，设定加权为仅对五次谐波成分进行加法运算。或者，如果要求较高的深度方向分辨能力，则加权较佳为加法运算所有的谐波。另外，也可以对应深度进行加权比例的变化。

这样，得到脉冲压缩处理后的二次至五次的四个谐波成分，将这四个谐波成分加法运算处理（S2012）。而且，对各个谐波成分根据需要实施加权处理之后再执行加法运算也是可以的。由此，基于脉冲压缩处理后的二次至五次谐波成分的四个谐波成分，形成第一条扫描线上的超声波图形的图像数据。并且，移动一条扫描线（S2013），通过重复执行 S2004 至 S2012 的处理，形成多条扫描线上的图像数据，能够构成例如对比度图像。

以上，说明本发明的优选实施方式，但所述实施方式并不能示出所有方面，不能限定本发明的范围。

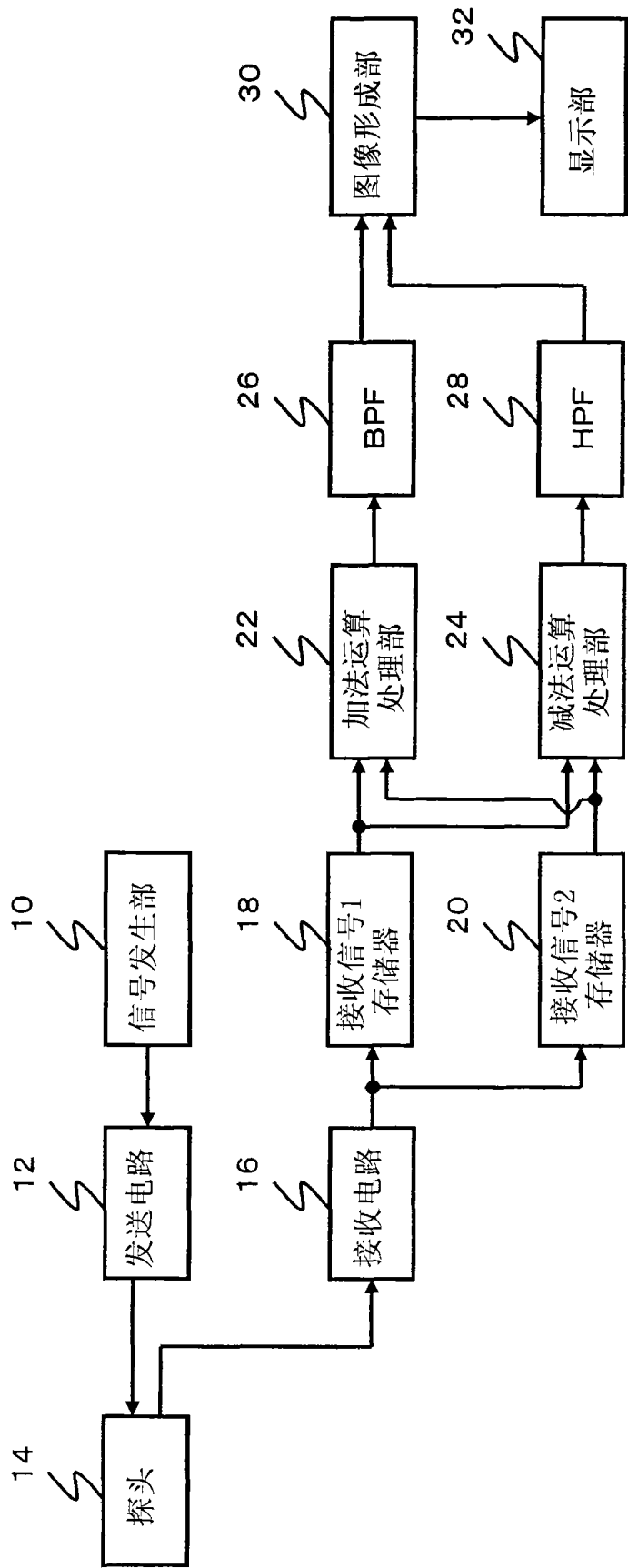


图 1

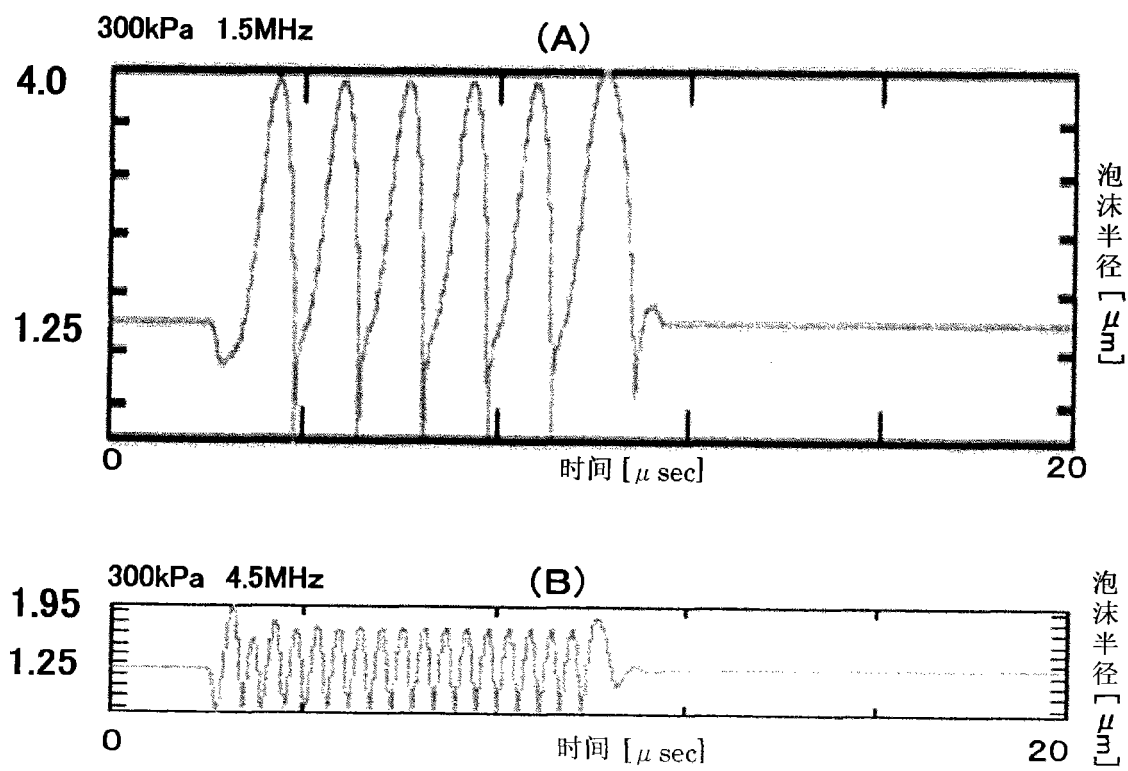


图 2

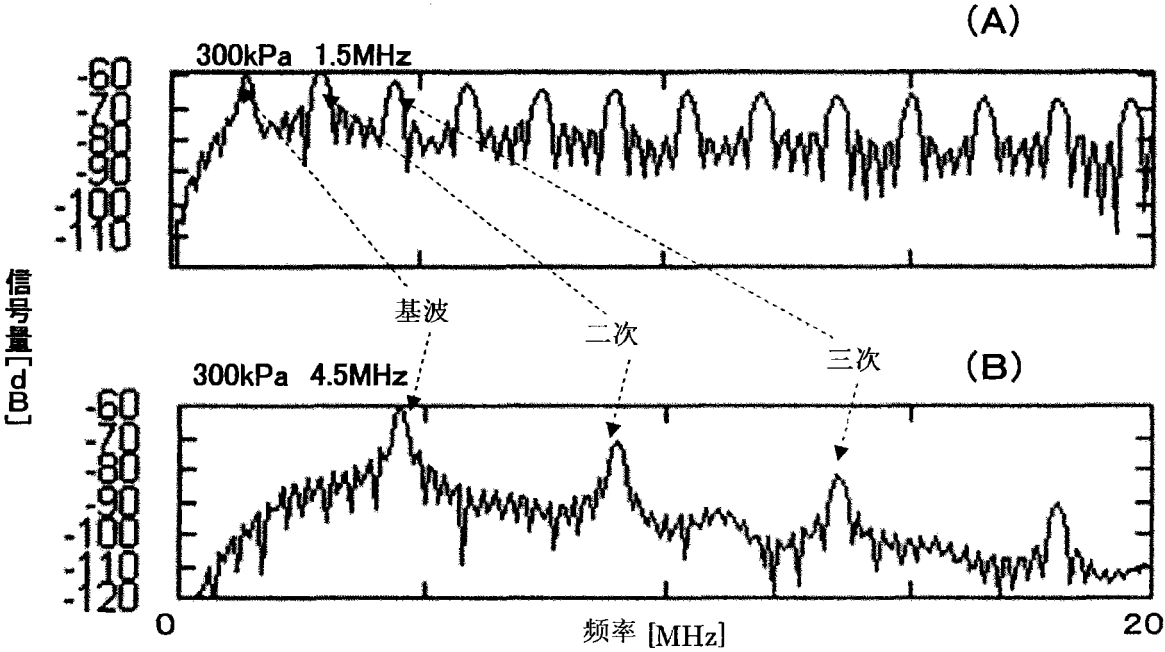


图 3

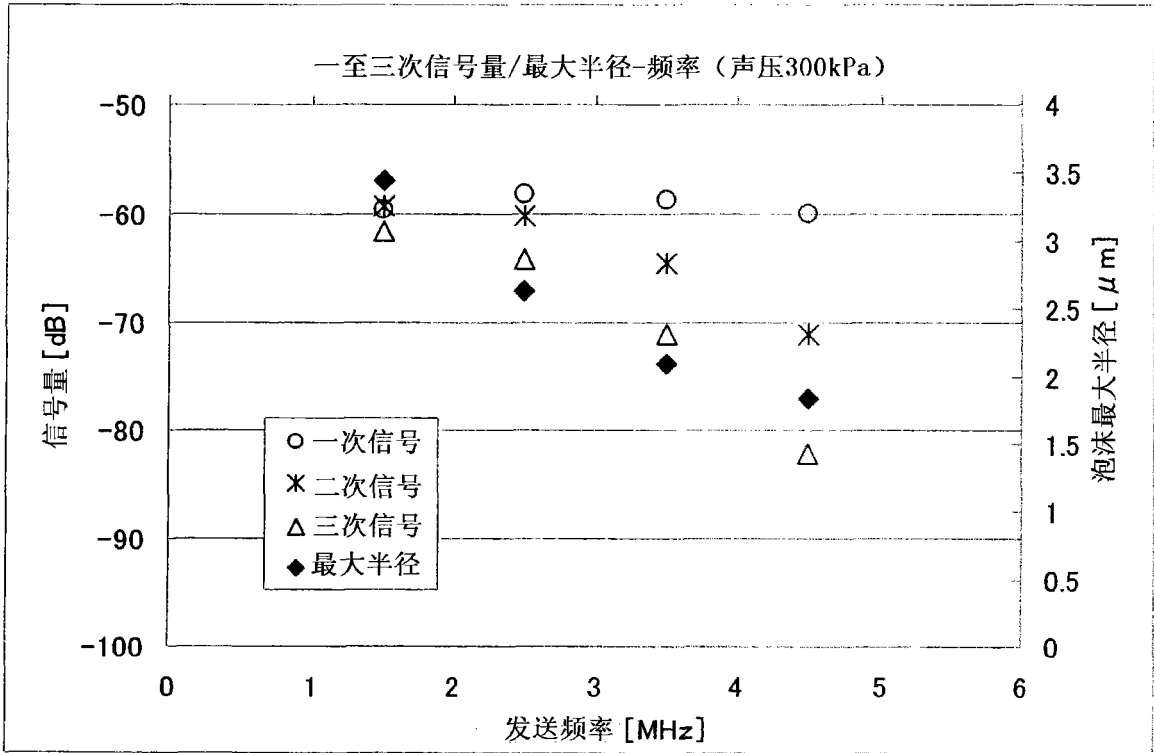


图 4

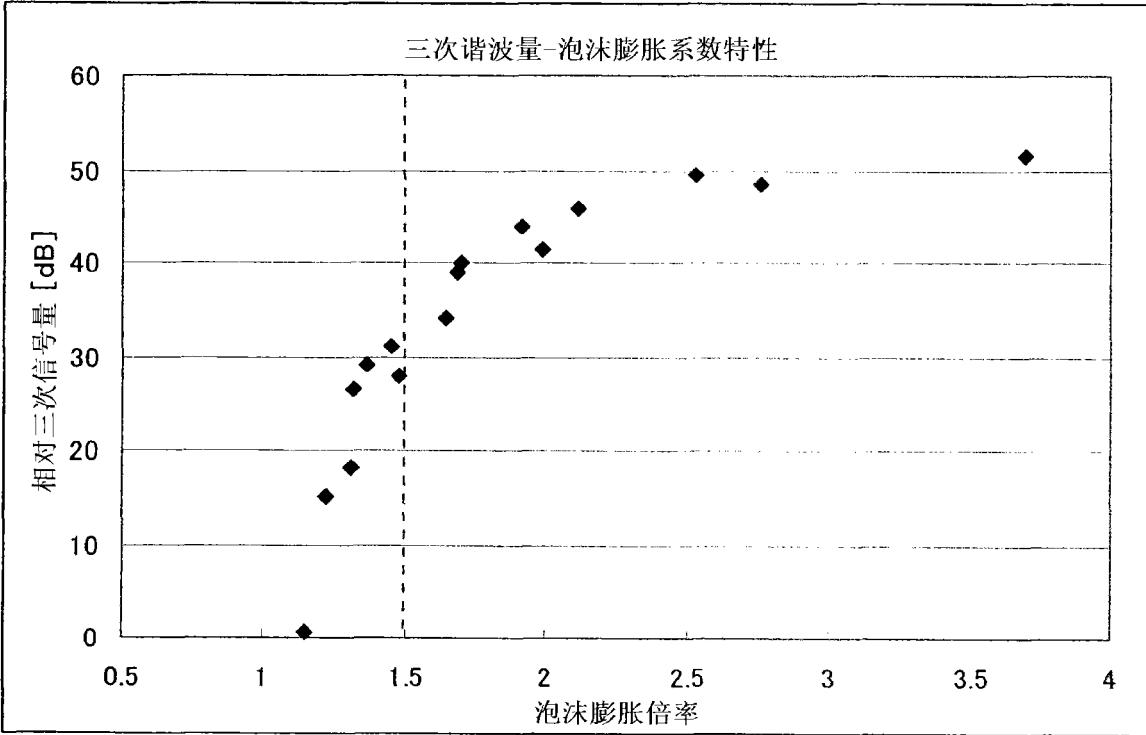


图 5

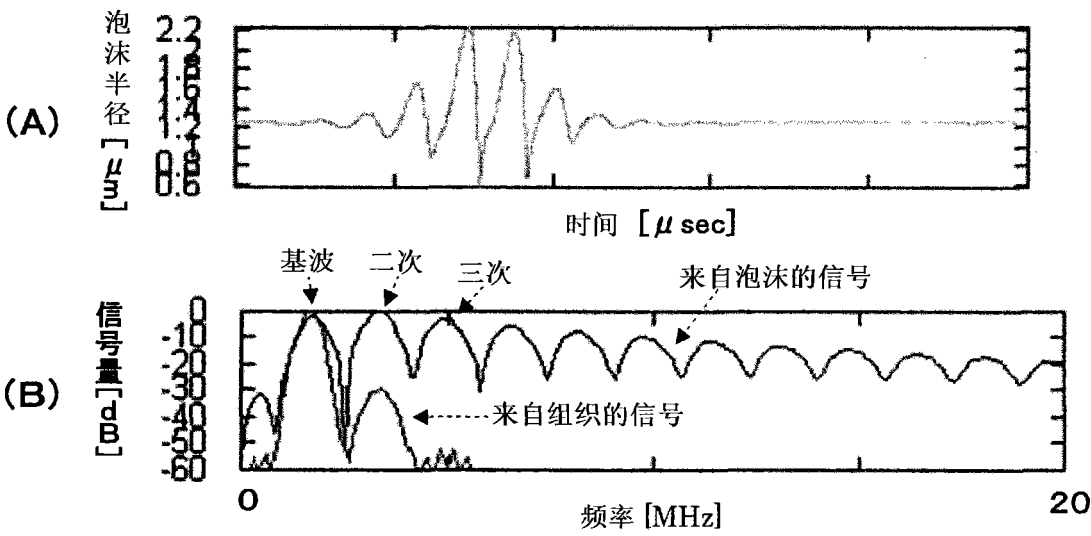


图 6

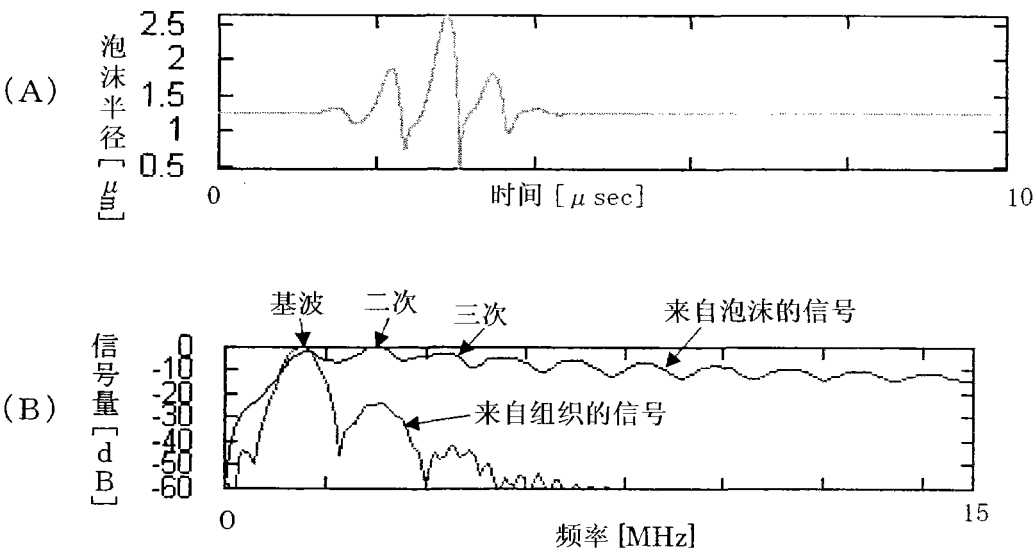


图 7

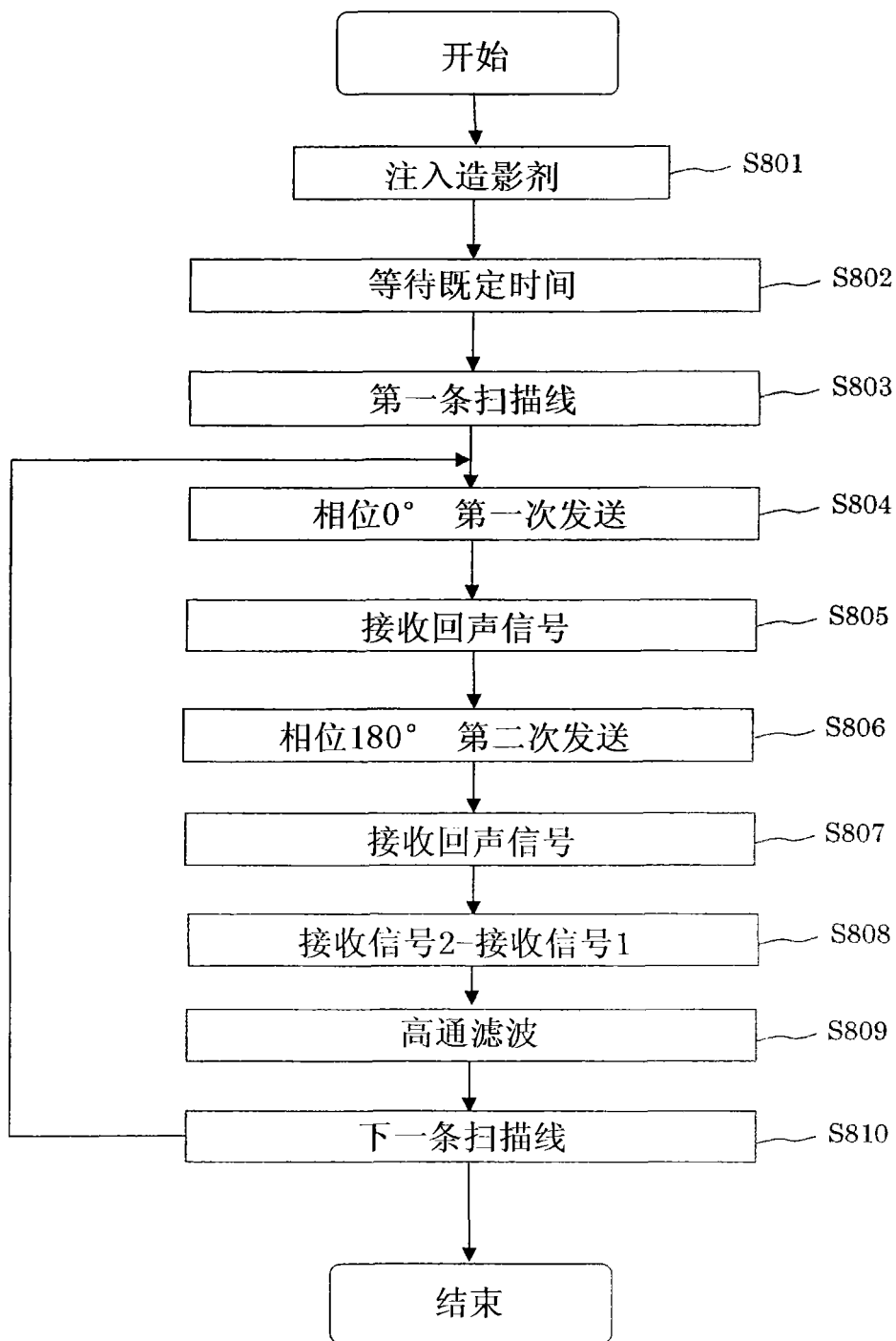


图 8

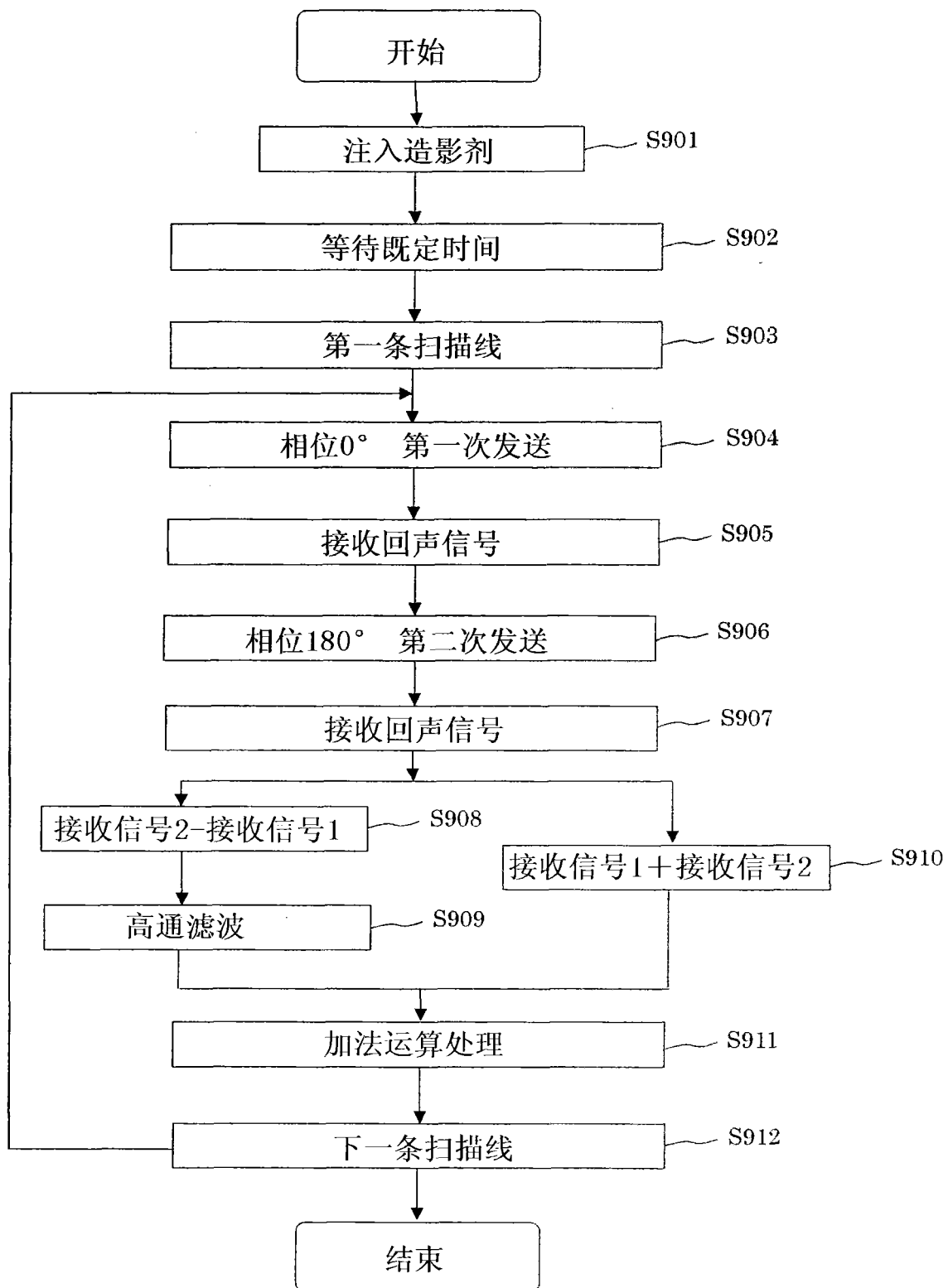


图 9

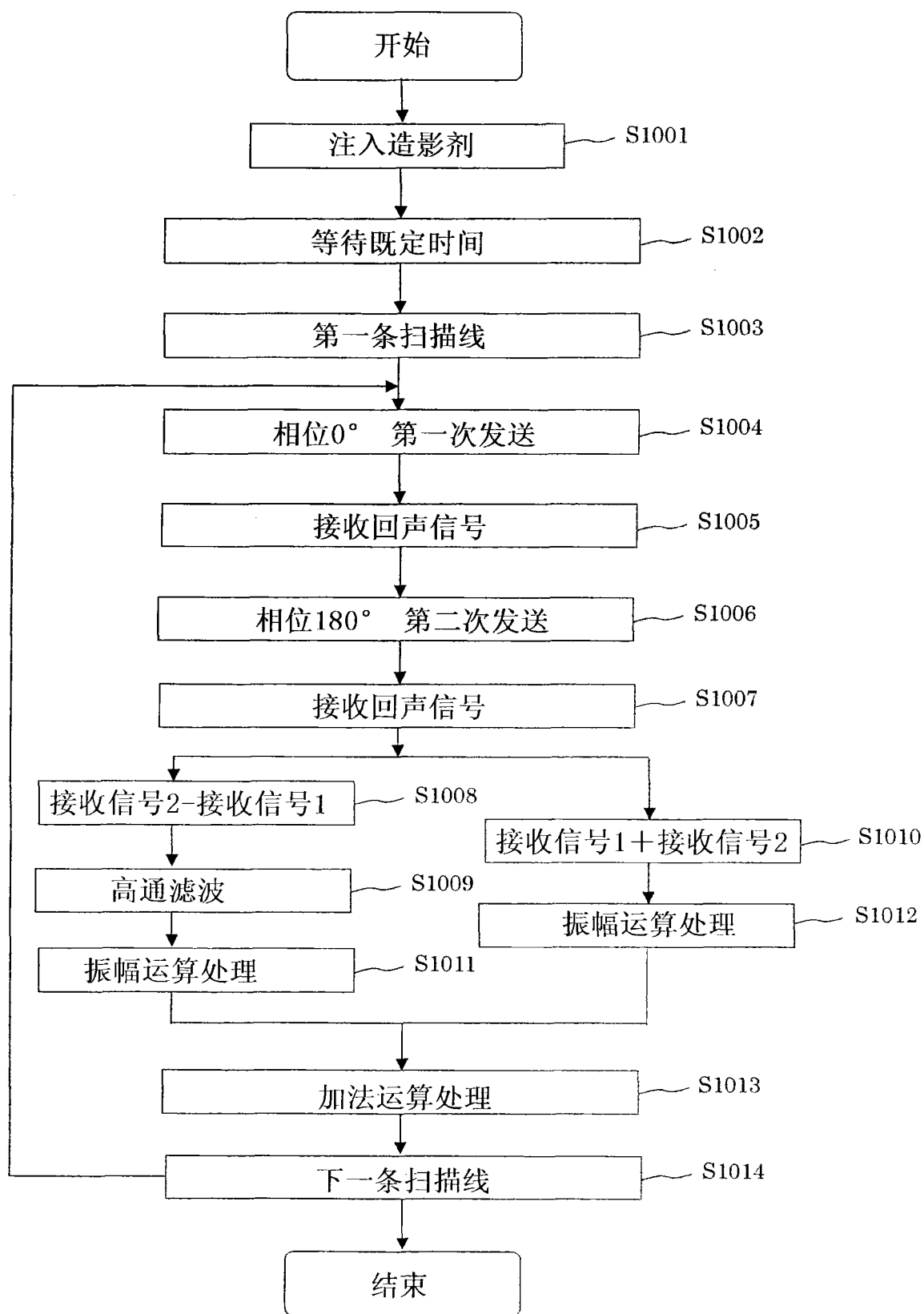


图 10

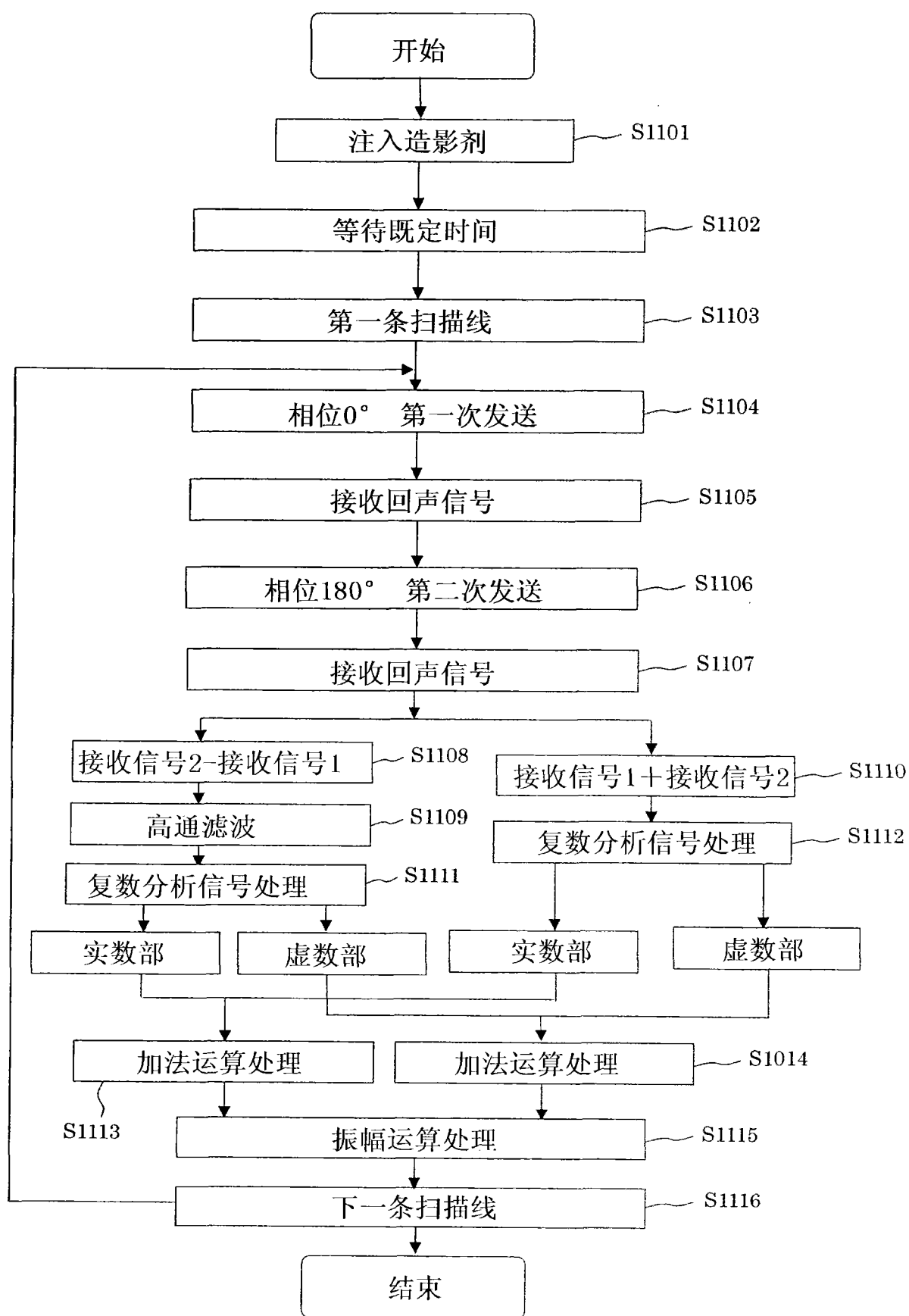


图 11

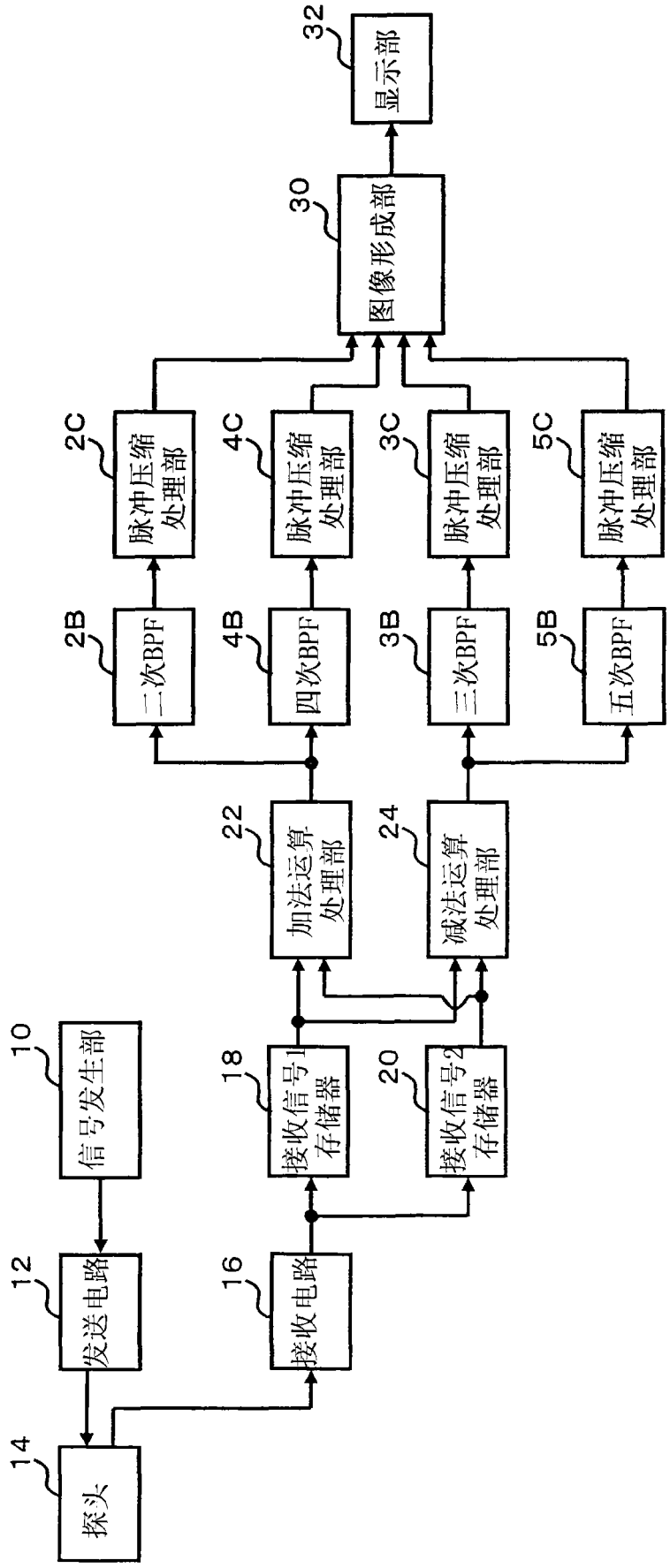


图 12

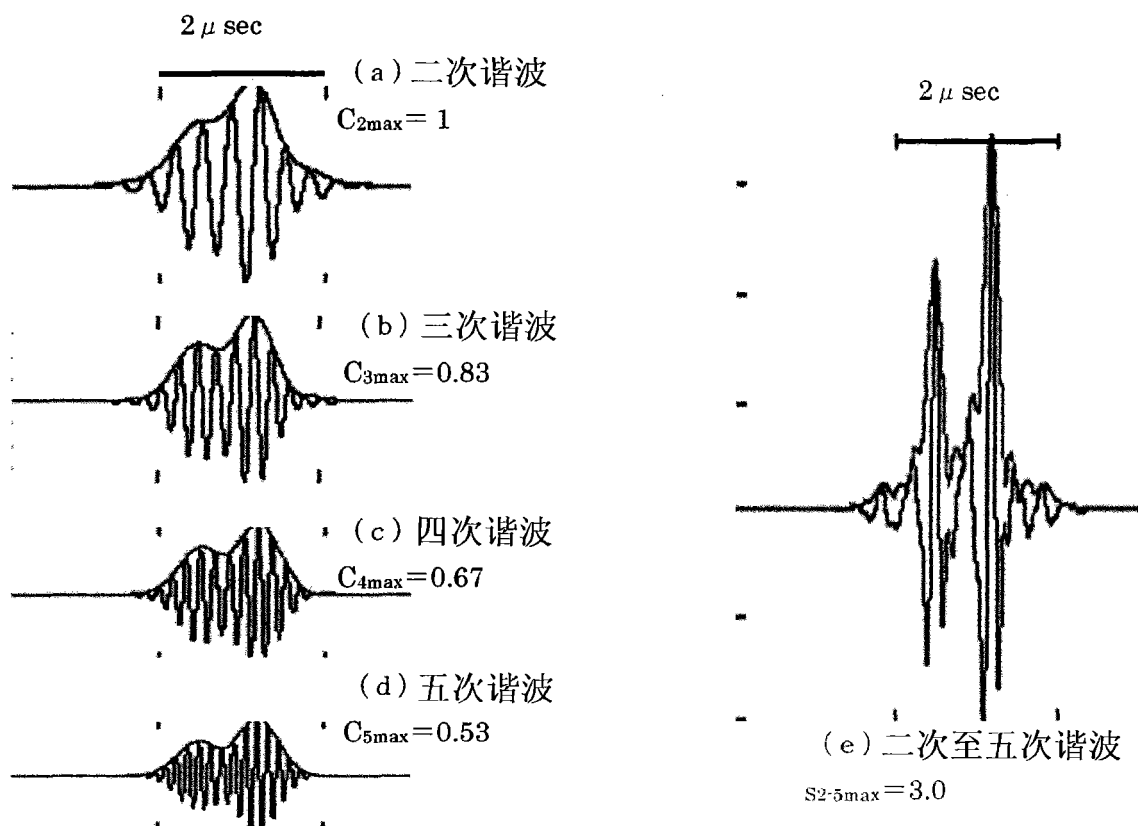


图 13

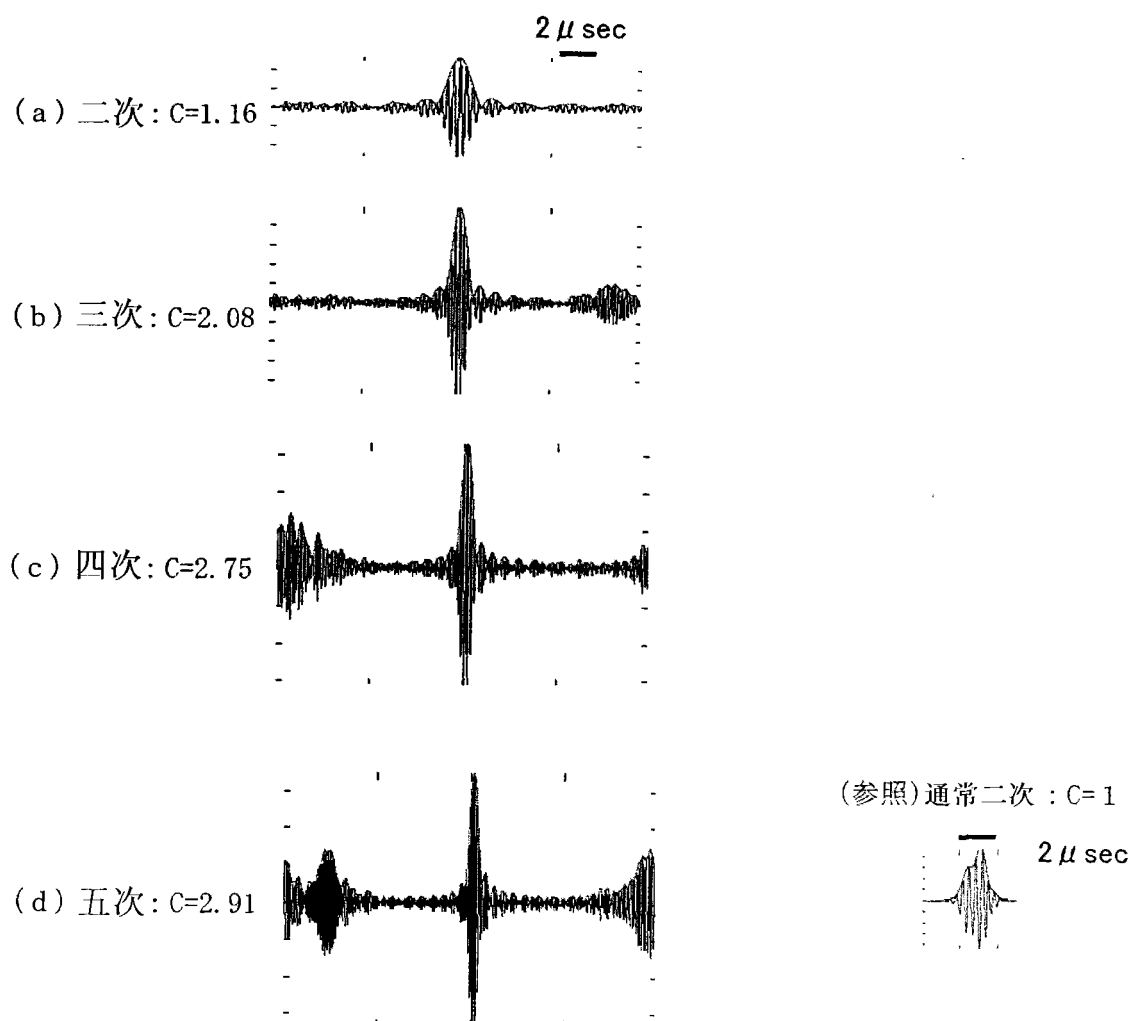


图 14

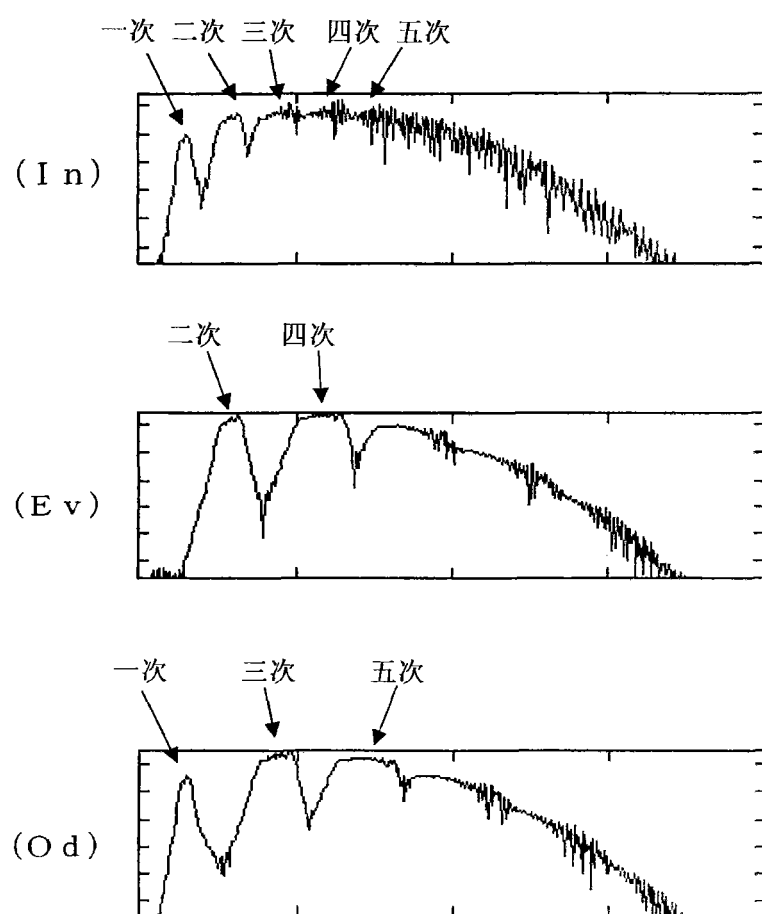


图 15

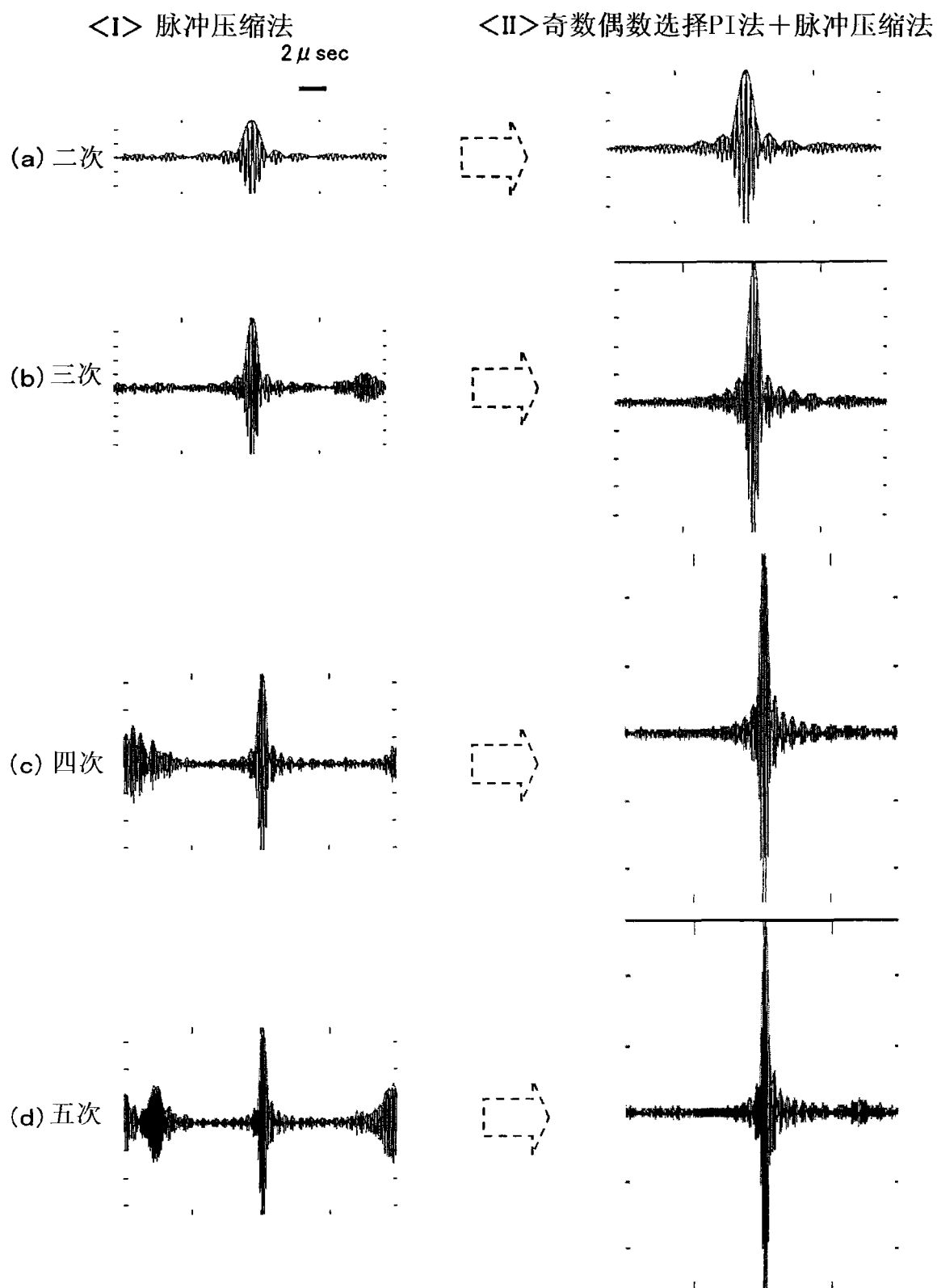


图 16

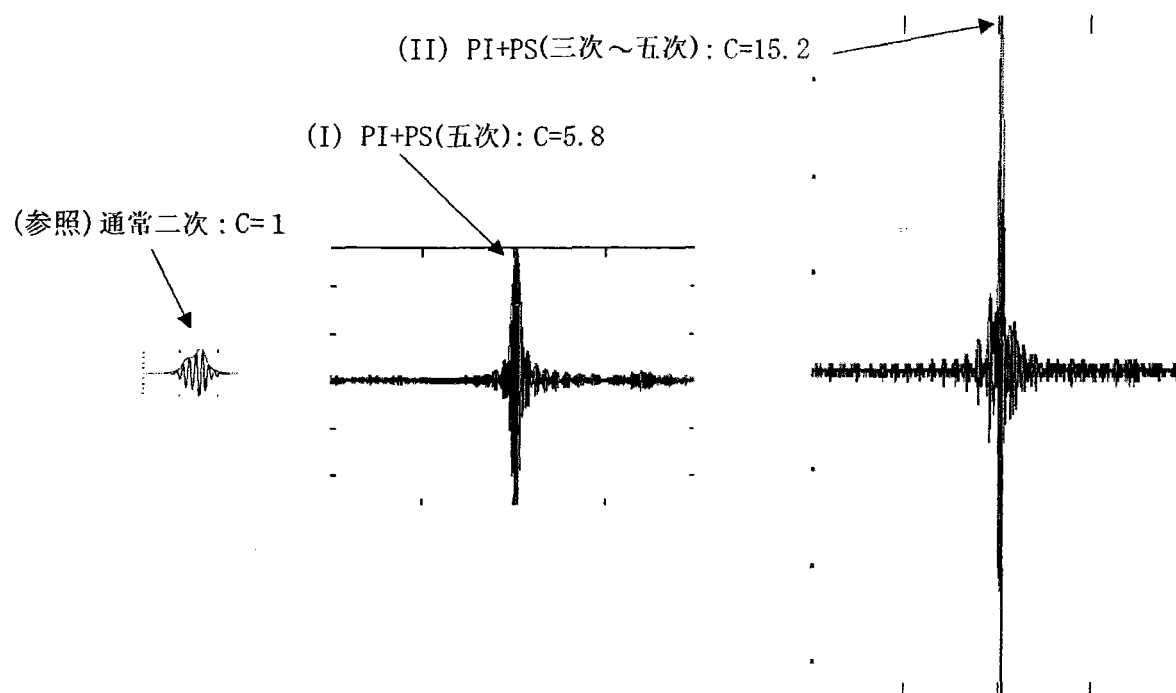


图 17

		泡沫 信号C	组织信号量T	对组织信号比 $CTR=C/T$	对PI法 CTR比 (dB)	脉冲宽度 μsec
通常 PI 法		1	1	1	0	1
本 实 施 方 式	二次单独	0.74	1.55	0.47	-6.6	1
	三次单独	1.3	0.17	7.64	17.7	0.75
	四次单独	1.74	0.022	79.1	37.9	0.5
	五次单独	1.86	0.0028	664	56.4	0.4
	四+五次	3.51	0.025	140	42.9	0.22
	三~五次	4.84	0.27	17.9	25.1	0.18
	二~五次	5.57	1.75	3.18	10.0	0.17

图 18

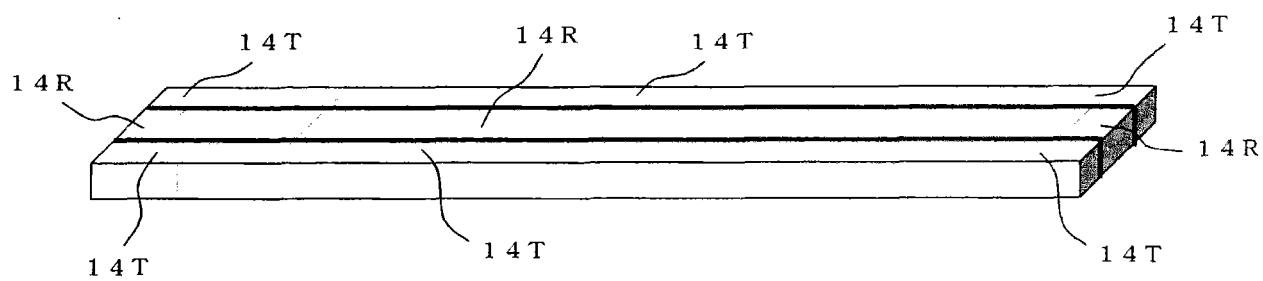


图 19

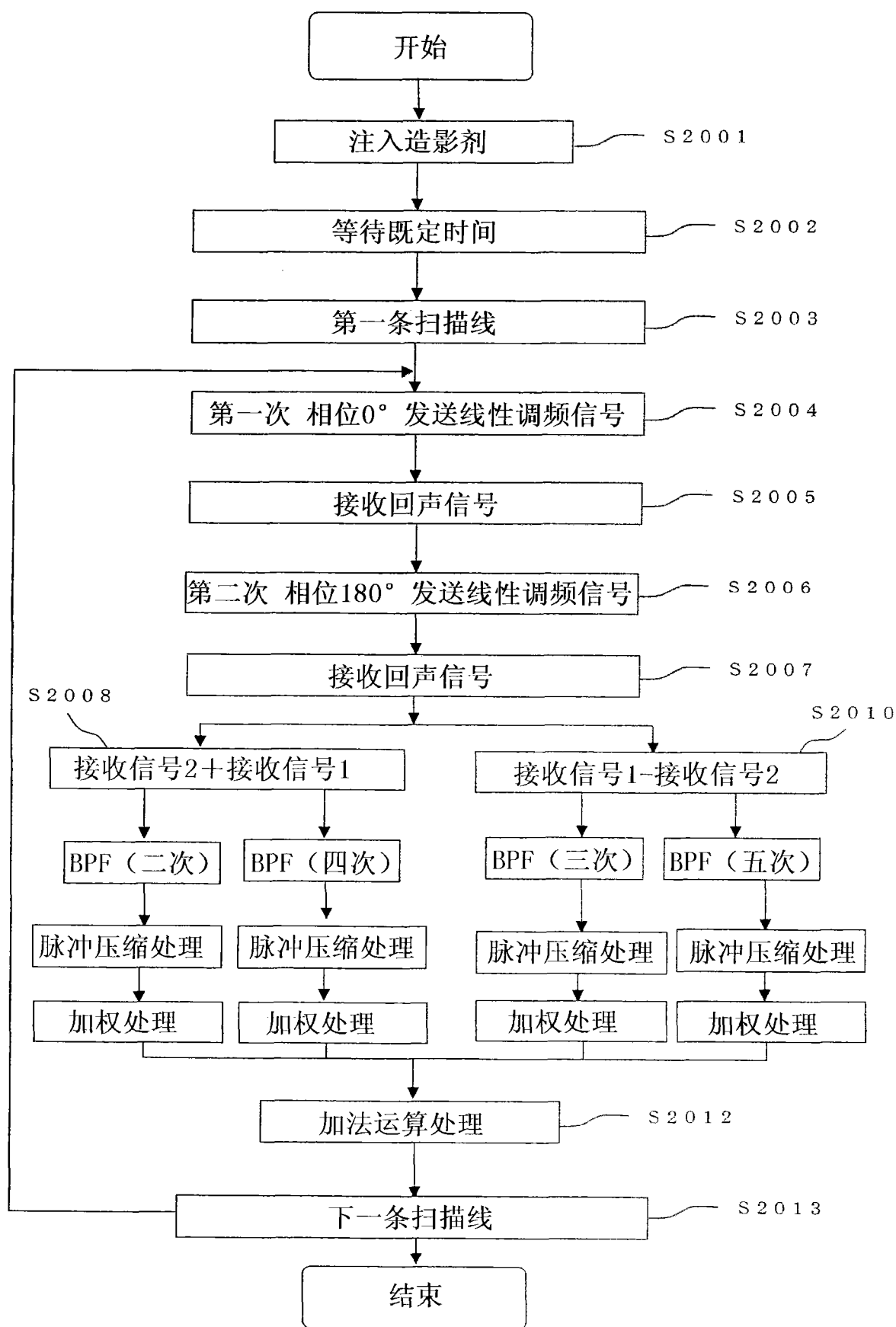


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101642379A	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	CN200910146033.6	申请日	2009-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
[标]发明人	射谷和德		
发明人	射谷和德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8915 G01S7/52038 A61B8/14 G01S7/52039 G01S15/104 A61B8/481 G01S15/8959 G01S15/8961 G01S15/8963 G01S15/8954 G01S15/8993 G01S15/8918 G01S7/52077		
代理人(译)	程伟		
优先权	2008206046 2008-08-08 JP		
其他公开文献	CN101642379B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置。其中，信号发生部(10)生成用于形成发送脉冲的驱动信号并向发送电路(12)输出。探头(14)被发送控制为，以生物体内投放泡沫的共振频率为基准设定的发送频率，并以该泡沫膨胀倍率为基准设定的发送声压来发送超声波。信号发生部(10)输出例如，中心频率1.5MHz左右、发送声压200~300kPa左右的对应波形的发送脉冲。由此，能够提高从泡沫得到的谐波成分同时抑制从组织得到的谐波成分，结果例如为能够得到非常高的CTR。

