



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1515229 B

(45) 授权公告日 2010.04.28

(21) 申请号 200310123176.8

US 6425869 A, 2002.07.30, 全文.

(22) 申请日 2003.10.10

审查员 熊茜

(30) 优先权数据

2002-296907 2002.10.10 JP

2003-165023 2003.06.10 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 挂江明弘 平间信 川岸哲也

今村智久

(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 11038

代理人 李德山

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G01N 29/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 5706819 A, 1998.01.13, 全文.

US 5833613 A, 1998.11.10, 全文.

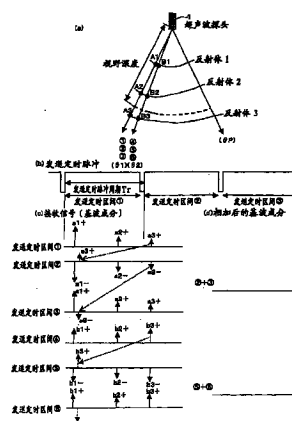
权利要求书 2 页 说明书 24 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

超声波诊断装置包括:相对规定的超声波扫描方向交替切换驱动波形的极性,同时对超声波振动子进行 N (N 是 3 以上的整数) 次驱动的振动子驱动装置。另外,接收装置根据通过该驱动从超声波探头发射的超声波反射波以规定的间隔得到多个接收信号,通过谐波抽取装置,从所述多个接收信号中把所期望的接收信号相加或相减抽取包含在接收信号中的谐波成分。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,具有对多个超声波扫描方向进行超声波的发送接收的超声波振动子;

振动子驱动装置,对上述多个超声波扫描方向中的规定的超声波扫描方向交替切换驱动波形的极性,同时对上述超声波振动子进行 N 次驱动,其中 N 是 3 以上的整数;

接收装置,根据通过上述驱动从上述超声波探头发射的超声波的反射波,以规定的间隔得到多个接收信号;

谐波抽取装置,根据上述多个接收信号抽取包含在上述接收信号中的谐波成分;和

图像数据生成装置,根据上述抽取的谐波成分生成图像数据,

上述谐波抽取装置从上述多个接收信号中,对所希望的接收信号进行加法运算或减法运算,抽取上述谐波成分。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述振动子驱动装置以规定间隔连续驱动上述超声波振动子。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述接收装置至少根据由上述振动子驱动装置进行的第 $N-1$ 次和第 N 次驱动得到的上述超声波的反射波来得到上述接收信号。

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述谐波抽取装置对由上述振动子驱动装置进行的第 $N-1$ 次和第 N 次驱动得到的上述接收信号进行加法运算或减法运算。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:还包括输入上述振动子驱动装置的驱动次数 N 的输入装置。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述谐波抽取装置具有减少包含在上述接收信号中的基波成分的滤波装置。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:包括显示由上述图像数据生成装置得到的图像数据的显示装置。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述超声波振动子的驱动次数 N 是奇数。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述超声波振动子的驱动次数 N 是 3。

10. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述接收装置得到 M 个接收信号,其中 M 是 2 以上的整数且比 N 小;

上述谐波抽取装置根据上述 M 个接收信号抽取包含在上述接收信号中的谐波成分。

11. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,具有对多个超声波扫描方向进行超声波的发送接收的超声波振动子;

振动子驱动装置,对上述多个超声波扫描方向中的规定的超声波扫描方向交替切换驱动波形的极性,同时对上述超声波振动子进行 N 次驱动,其中 N 是 2 以上的整数;

接收装置,根据通过上述驱动从上述超声波探头发射的超声波的反射波,以规定的间隔得到 M 个接收信号,其中 M 是 3 以上的整数且大于 N ;

谐波抽取装置,根据上述 M 个接收信号抽取包含在上述接收信号中的谐波成分;和

图像数据生成装置,根据上述抽取的谐波成分生成图像数据,

上述谐波抽取装置从上述 M 个接收信号中,至少对所希望的 3 个以上的接收信号进行加法运算或减法运算,抽取上述谐波成分。

12. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述谐波抽取装置对上述 M 个接收信号全部进行加法运算或减法运算。

13. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:还包括输入上述振动子驱动装置的驱动次数 N 的输入装置。

14. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述振动子驱动装置的第 1 次驱动时间和第 2 次驱动时间与由上述接收装置得到的第 1 次接收信号和第 2 次接收信号的收集开始时间相对应。

15. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述谐波抽取装置具有减少包含在上述接收信号中的基波成分的滤波装置。

16. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:包括显示由上述图像数据生成装置得到的图像数据的显示装置。

17. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述超声波振动子的驱动次数 N 是 2,上述接收信号的个数 M 是 3。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,特别是涉及能通过排除残留的回声影响来获得假像少的高分辨率超声波图像的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是使内装在超声波探头内的超声波振子发生的超声波向被检体内放射并使随被检体组织的声阻抗差异产生的反射信号被超声波探头接收和在监视器上显示的仪器。

[0003] 这种超声波诊断装置因通过只使超声波探头与体表接触的简单操作就能容易观察实时的二维图像,所以被广泛用在心脏等的机能检查和各种脏器的形态诊断上。

[0004] 在现有技术的超声波图像的制作方法中,选择最适合诊断部位的超声波频率,向被检体内发射以该频率为中心频率的发送超声波脉冲,从被检体内接收与该频率几乎相等的接收超声波信号并将其图像化。

[0005] 与此相对,近年来开发了组织谐波成像(以下称为 THI) 新的图像技术,并开始在临床上广泛普及,该成像是利用在被检体的组织中产生的超声波非线性现象的方法,例如在向被检体内放射中心频率为 f_0 的发送超声波脉冲的情况下,因被检体内组织的非线性现象而新产生 2 倍的高次谐波成分 ($2f_0$),该高次谐波成分与基波成分 (f_0) 一起被超声波探头接收。该高次谐波的发生原因是超声波脉冲在被检体组织内的传播速度随着超声波的声压而改变,众所周知,由于该性质引起接收信号的波形畸变而产生高次谐波成分。该高次谐波成分的产生依赖于被检体组织的性状和到反射部位的传输距离或者在反射部位的超声波强度,特别是超声波强度的依赖性可以抑制在现有技术的超声波图像中作为假像发生原因的旁瓣发生。因此通过用高次谐波成分的图像化方法即 THI 能得到清晰的图像。

[0006] 从基波成分和高次谐波成分混合的接收超声波信号中抽取出高次谐波的一般方法是滤波方法,但在上述各个成分是宽频带的情况下,因各个频率的成分部分互相重叠,而使通过滤波只高精度地抽取高次谐波成分是困难的。

[0007] 现已开发出脉冲转换法作为在这样的宽频带信号中抽取高次谐波成分的方法。在阿比留严、镰仓友易共著的“超声波脉冲的非线性传输”信号学技术,US89-23、P53、1989. 中记载了以脉冲转换法作为在这样的宽频带信号中抽取高次谐波成分的方法。该方法的要点是:在对预定方向进行超声波发送接收的情况下,使极性不同的二种发送波脉冲相互多次发送,通过将这时得到的接收信号相加使基波成分相互抵消,从而只抽取高次谐波成分。该方法着眼于高次谐波成分的波形形成与基波成分的波形振幅的平方成比例,虽然在使发送超声波脉冲的极性颠倒的情况下,接收超声波信号中的基波成分也同样颠倒,但高次谐波成分以不反转的性质为基础。

[0008] 但是该方法的前提是,根据超声波发送接收一次(1 个发送定时)所需时间的时间差得到来自同一部位的极性不同的接收信号,所以为了使基波成分高精度相互抵消而在 11 个发送定时区间中使超声波反射源静止。因此在实际的被检体中使用该方法时,由于体动

或脏器的运动而使基波成分残留,并发生所谓运动的假像。

[0009] 针对这样的问题,在特开 2002-165796 号分报(第 4 页,第 2-5 图)中公开了将脉冲相减法 and 滤波法组合,使脉冲相减法中残留的高次谐波进一步通过滤波法减少的方法。另外,作为其它的方法,在特开 2001-286472 号公报(第 5 页第 6-9 图)中公开了从 1 帧前后的各个接收信号中检测出这 1 帧区间中的体动移动量并在根据得到的移动量校正接收信号然后进行相加的方法。

[0010] 另一方面,在心脏和腹部等超声诊断中,在血管内注入超声波造影剂(以下称造影剂),通过得到来自该造影剂的超声波反射波来进行血流状态诊断的方法正在普及。一般用微气泡(マノクロバブル)作为造影剂,因为该微气泡的反射系数比血液的大,所以可以得到比较大的反射波,但气泡的缺点是具有受诊断中使用的常规超声波能量照射而破碎的性质。而气泡破碎后很难再利用微气泡,而且反复使用微气泡会增加对被检体的侵入度,因此是不可取的。

[0011] 也就是说,因为使用微气泡的造影剂在受超声照射的短时间内崩坏,从而使稳定观察血流状态变得困难,针对这样的现有技术的造影法问题,在特开平 8-336527 号公报(第 3-5 页,第 1-3 图)中公开了在注入造影剂的被检体内的同一部位上进行例如二次超声波发送接收,通过减去由各个超声波发送接收得到的二个接收信号只高灵敏度地抽取来自造影剂的超声波反射波成分的方法。按照该方法,对同一扫描方向,首先进行第 1 次超声波发送接收,这时在被检体内放射的超声波脉冲的一部分在造影剂和被检体等组织中反射后,得到第 1 超声波反射波。另外超声波照射过的造影剂其全部或部分因破碎而消失。因此在继续进行的第 2 次超声波发送接收中,来自造影剂的超声波反射波将消失或明显减弱,而得到的第 2 超声波反射波基本上与第 1 次来自被检体组织的超声波反射波大小相同。因此通过根据上述第 1 超声波反射波和第 2 超声波反射波二个接收信号进行减法计算可以只抽取来自造影剂的超声波反射波成分。

[0012] 在通过提高图像帧频(每秒显示的图像幅数)而提高图像实时性的同时,为降低运动假像而缩短超声波发送接收周期(在以下称发送定时脉冲周期)的情况下,在从深部反射的超声波反射波被探头接收之前,发射下一个超声波脉冲;在这样的状态下进行脉冲转换和造影剂成像的情况下,因为通过不同的超声波发送接收得到的超声波在一个发送定时区间中混合,所以接收信号没有完全抵消而以假像的形式残存。

[0013] 图 1 是说明使发送定时脉冲周期 T_r 缩短时发生假像的图。在图 1(a) 示出的被检体模型中,反射体 1 和反射体 3 是被检体组织,而反射体 2 是造影剂,特别是假定了对反射体 3 的超声波发送接收所需要的时间比发送定时脉冲周期 T_r 长的情况。然后从扇形扫描用的超声波探头 1 发射的超声波在发送定时区间①和发送定时区间②对最初的扫描方向(第 1 扫描方向)进行超声波发送接收,在发送定时区间③和发送定时区间④对邻接的第 2 方向进行超声波发送和接收。

[0014] 另一方面,图 1(b) 是表示决定超声波脉冲发射定时的发送定时脉冲图,图 1(c) 是用箭头的大小模式化地表示来自发送定时区间①至发送定时区间④中反射体 1 至反射体 3 的接收信号大小的图。而图 1(d) 表示在发送定时区间①和发送定时区间②以及发送定时区间③和发送定时区间④中得到的接收信号的相减结果。

[0015] 也就是说,在发送定时区间①朝扫描方向 θ_1 发射的超声波脉冲在反射体 1 的反

射点 A1、反射体 2 的反射点 A2、反射体 A3 的反射点 A3 反射,超声波探头 1 检测出各个超声波反射波的反射强度为 a_{11} 至 a_{31} 的接收信号。

[0016] 接着,在发送定时区间②中向同一扫描方向 θ_1 发射的超声波脉冲在反射点 A1 至 A3 反射,得到反射强度为 a_{12} 至 a_{32} 的接收信号。但是在超声波探头 1 接收到发送定时区间①的超声波脉冲在反射点 A3 的反射之前,应发射发送定时区间②的超声波脉冲。

[0017] 因此来自反射点 A3 的超声波反射波在发送定时区间②中混入从反射点 A1 和反射点 A2 得到的超声波反射波中并被接收。因此如图 1(d) 所示,在从发送定时区间①的接收信号中减法发送定时区间②中的接收信号时,来自反射体 A1 的接收信号相抵消,但来自反射点 A3 的接收信号残留。另外下面将象来自反射点 A3 的超声波反射波那样,把在下一个发送定时区间接收的超声波反射波称为残留回波。

[0018] 另一方面,由于被发送定时区间①的超声波照射造成造影剂破碎所以从发送定时区间②得到的造影剂的接收信号大小 a_{22} 相对于发送定时区间①的接收信号的大小 a_{21} 明显减弱。因此通过将来自发送定时区间①中的造影剂的接收信号与来自第 2 发送定时区间②的造影剂的接收信号相减可检出变化量 $a_{21}-a_{22}$ 。

[0019] 与发送定时区间①和发送定时区间②同样,对在发送定时区间③和发送定时区间④中得到的接收信号进行相减的运算时,检测出基于残留回波变化量的成分 $a_{32}-b_{31}$ 和来自造影剂的接收信号的变化量 $b_{21}-b_{22}$ 。另外,因为在发送定时区间③和发送定时区间④中超声波脉冲照射的反射点 B3 与在发送定时区间①和发送定时区间②的反射点 A3 不同,所以一般 $a_{32} \neq b_{31}$,因此如图 1(d) 所示,在这种情况下也残存残留回波的影响。

发明内容

[0020] 本发明为解决现有技术中存在的问题而提供了一种超声波诊断装置,其特征在于包括具有分别对被检体中的多个超声波扫描方向进行超声波发送接收的超声波振动子的超声波探头;

[0021] 分别相对上述多个超声波扫描方向以规定的发送定时脉冲周期多次驱动上述超声波振动子进行超声发送接收的超声波发送接收装置;

[0022] 继由该超声波发送接收装置进行的上述超声波发送接收之后,以上述规定的发送定时脉冲周期进行超声波接收的超声波接收装置;

[0023] 利用通过上述超声波发送接收装置和上述超声波接收装置得到的多个接收信号中的至少一部分进行加减运算的计算装置;

[0024] 根据由该计算装置得到的计算结果生成图像数据的图像数据生成装置。

[0025] 本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于包括具有分别对注入了超声波造影剂的被检体中的多个超声波扫描方向进行超声波发送接收的超声波振动子的超声波探头;

[0026] 分别相对上述多个超声波扫描方向以规定的发送定时脉冲周期多次驱动上述超声波振动子进行超声发送接收的超声波发送接收装置;

[0027] 继由该超声波发送接收装置进行的上述超声波发送接收之后,以上述规定的发送定时脉冲周期进行超声波接收的超声波接收装置;

[0028] 利用通过上述超声波发送接收装置和上述超声波接收装置得到的多个接收信号

中的至少一部分进行加减运算并根据来自上述超声波造影剂的超声波反射波抽取接收信号的造影剂反射波抽取装置。

[0029] 根据该造影剂反射波抽取装置抽取的上述接收信号生成图像数据的图像数据生成装置。

[0030] 本发明提供一种超声波诊断装置,其特征包括具有分别对注入了超声波造影剂的被检体中的多个超声波扫描方向进行超声波发送接收的超声波振动子的超声波探头;

[0031] 分别相对上述多个超声波扫描方向以规定的发送定时脉冲周期多次驱动上述超声波振动子进行超声发送接收的超声波发送接收装置;

[0032] 继由该超声波发送接收装置进行的上述超声波发送接收之后,以上述规定的发送定时脉冲周期进行超声波接收的超声波接收装置;

[0033] 利用通过上述超声波发送接收装置和上述超声波接收装置得到的多个接收信号中的至少一部分进行加减运算并根据来自上述超声波造影剂的超声波反射波抽取接收信号的造影剂反射波抽取装置,

[0034] 根据该造影剂反射波抽取装置抽取的上述接收信号生成图像数据的第 1 图像数据生成装置;

[0035] 把以上述超声波发送接收装置得到的多个上述接收信号中至少一部分的相加运算结果减去从上述超声波接收装置得到的接收信号并根据上来自上述被检体组织的超声波反射波进行接收信号增强的组织反射波增强装置;

[0036] 根据该组织反射波增强装置增强的上述接收信号生成图像数据的第 2 图像数据生成装置。

[0037] 本发明提供一种用超声波诊断装置生成图像数据的方法,其特征包括:

[0038] 分别相对被检体中的多个超声波扫描方向以规定的发送定时脉冲周期多次驱动超声波振动子进行超声波发送接收的步骤;

[0039] 在上述超声波接收发送步骤进行时,以规定的发送定时脉冲周期接收超声波的步骤;

[0040] 用由上述超声波发送接收步骤和上述超声波接收步骤得到的多个接收信号中的至少一部分进行加减运算的步骤;

[0041] 根据上述加减运算的结果生成图像数据的步骤。

[0042] 本发明提供一种超声波诊断装置,其特征包括:

[0043] 具有相对多个超声波扫描方向进行超声波发送接收的超声波振动子的超声波探头;

[0044] 相对上述多个超声波扫描方向中的预定超声波扫描方向交替切换驱动波形的极性,同时对上述超声波振动子进行 N (N 是 3 以上的整数) 次驱动的振动子驱动装置;

[0045] 根据通过上述驱动从上述超声波探头发射的超声波反射波以预定间隔得到多个接收信号的接收装置;

[0046] 根据上述多个接收信号抽取包含在上述接收信号中的谐波成分的谐波抽取装置;

[0047] 根据上述抽取的谐波成分生成图像数据的图像数据生成装置。

- [0048] 本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于包括:
- [0049] 具有对多个超声波扫描方向进行超声波发送接收的超声波振动子的超声波探头;
- [0050] 相对上述多个超声波扫描方向中的预定超声波扫描方向交替切换驱动波形的极性并驱动上述超声波振动子 N 次 (N 是 2 以上的整数) 的振动驱动装置;
- [0051] 根据通过上述驱动从上述超声波探头发射的超声波反射波以规定的间隔得到 M 个 (M 是 3 以上的整数且大于 N) 接收信号的接收装置;
- [0052] 根据上述 M 个接收信号抽取包含在上述接收信号中的谐波成分的谐波抽取装置;
- [0053] 根据上述抽取的谐波成分生成图像数据的图像数据生成装置。
- [0054] 本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于包括:
- [0055] 具有对多个超声波扫描方向进行超声波发送接收的超声波振子的超声波探头;
- [0056] 相对上述多个超声波扫描方向中的预定超声波扫描方向交替地切换驱动波形的极性,同时对上述超声波振动子进行 N (N 是 3 以上的整数) 次驱动的振动子驱动装置;
- [0057] 根据通过上述驱动从上述超声波探头发射的超声波反射波以规定的间隔得到多个接收信号的接收装置;
- [0058] 根据上述多个接收信号抽取包含在接收信号中的谐波成分的谐波抽取装置;
- [0059] 根据上述抽取的谐波成分生成图像数据的图像数据生成装置。
- [0060] 本发明提供一种超声波诊断装置,其特征在于包括:
- [0061] 具有对多个超声波扫描方向进行超声波发送接收的超声波振动子的超声波探头;
- [0062] 相对上述多个超声波扫描方向中的预定超声波扫描方向交替地切换驱动波形的极性,同时对上述超声波振动子进行 N (N 是 3 以上的整数) 次驱动的振动子驱动装置;
- [0063] 根据通过上述驱动从上述超声波探头发射的超声波反射波以规定的间隔得到 M (M 是 2 以上的整数,且比 N 小) 个接收信号的接收装置;
- [0064] 根据上述 M 个接收信号抽取包含在上述接收信号中的谐波成分的谐波抽取装置;
- [0065] 根据上述抽取的谐波成分生成图像数据的图像数据生成装置。
- [0066] 本发明提供一种用超声波诊断装置生成图像数据的方法,其特征在于包括:
- [0067] 相对多个超声波扫描方向中的预定超声波扫描方向交替地切换驱动脉冲波形的极性,同时对上述超声波振动子进行 N (N 是 3 以上的整数) 次驱动的步骤;
- [0068] 根据通过上述驱动从超声波探头发射的超声波反射波以规定的间隔得到多个接收信号的步骤;
- [0069] 根据上述多个接收信号抽取包含在上述接收信号中的谐波成分的步骤;
- [0070] 根据上述抽取的谐波成分生成图像数据的步骤。

附图说明

- [0071] 图 1 是表示现有技术中发生残留回波的示意图。
- [0072] 图 2 是表示本发明第 1 和第 2 实施方式中的超声诊断装置整体结构的方框图。
- [0073] 图 3 是本发明第 1 实施方式中的图像数据生成程序的流程图。
- [0074] 图 4 是说明该实施方式中残留回声的示意图。

- [0075] 图 5 是表示超声波反射波的高次谐波成分的示图。
- [0076] 图 6 是表示本发明第 1 实施方式中除去残留回声的示图。
- [0077] 图 7 是表示脉冲转换法中的基波和高次谐波极性的示图。
- [0078] 图 8 是说明本发明第 1 实施方式中降低运动假像的效果图。
- [0079] 图 9 是表示本发明第 2 实施方式中图像数据生成程序的流程图。
- [0080] 图 10 是表示在该实施方式中除去残留回声的示图。
- [0081] 图 11 是表示本发明第 3 实施方式中超声波诊断装置整体构成的方框图。
- [0082] 图 12 是表示该实施方式中图像数据生成程序的流程图。
- [0083] 图 13 是表示该实施方式中除去残留回声的示图。
- [0084] 图 14 是表示该实施方式的变形例中除去残留回声的示图。
- [0085] 图 15 是表示本发明第 4 实施方式中超声波诊断装置整体构成的方框图。
- [0086] 图 16 是表示该实施例中除去残留回声的示图。

具体实施方式

[0087] 以下参照附图说明本发明的实施方式

[0088] (第 1 实施方式)

[0089] 在本发明的第 1 实施方式中,其特征在于:在 THI 中,在相对预定方向使驱动波形的极性互相颠倒同时进行行 x 次发送接收的情况下,通过将第 $Nx-1$ 次发送接收得到的接收信号与使第 Nx 次发送接收得到的接收信号相加抽取出接收信号的高次谐波成分。

[0090] (装置的构成)

[0091] 用图 2 的方框图说明本实施方式中所述装置整体的概略构成。

[0092] 超声波诊断装置 100 包括:在对被检体发送超声波脉冲(发送超声波)的同时把超声波反射波(接收超声波)变换成接收信号的超声波探头 1,和在对超声波探头 1 供给驱动脉冲的同时根据从该超声波探头 1 得到的接收信号生成图像数据的超声波诊断装置主体 50。

[0093] 超声波诊断装置主体 50 包括:生成用于向被检体的预定方向发射超声波脉冲的驱动脉冲的超声波发送部 2、接收来自被检体预定方向的超声波反射波的超声波接收部 3、用于从该接收信号中抽取出高次谐波成分的谐波抽出部 4 和用于对由该高次谐波成分生成的图像数据进行信号处理的信号处理部 5。

[0094] 此外,超声波诊断装置主体 50 还包括:一旦保存上述图像数据后将其变换成电视格式并进行超声波图像显示的图像显示部 8,由操作者输入各种指令信号和超声波发送接收条件等的输入部 7,和对所有这些单元进行控制的系统控制部 6。

[0095] 超声波探头 1 的前端部具有图中未示出的排列成 1 维的多个(M 个)超声波振动子,使前端部接触被检体并对其进行超声波发送接收。另外,超声波探头 1 的超声波振动子分别通过多芯电缆 26 与超声波诊断装置主体 50 的超声波发送部 2 和超声波接收部 3 相连。超声波振动子是电声变换元件,其具有在发送时把电脉冲(驱动信号)变换成超声波脉冲(发送超声波)而在接收时把超声波反射波(接收超声波)变换成电的接收信号的功能。

[0096] 在超声波探头 1 中有扇形扫描对应、线性扫描对应、凸面扫描对应等,操作者可以根据诊断部位任意选择,但在本实施方式的说明中,只对包括 M 个的超声波振动子的扇形

扫描用超声波探头 1 的情况进行描述。

[0097] 此外,超声波诊断装置主体 50 的超声波发送部 2 包括发送定时脉冲发生器 11,发送延迟电路 12,脉冲发生器 13。

[0098] 发送定时脉冲发生器 11 把其产生的决定在被检体内发射超声波脉冲的重复周期(发送定时脉冲周期)的发送定时脉冲供给发送延迟电路 12。接着,由在发送中使用的超声波振动子和同样数量的 M 个通道的独立延迟电路构成的发送延迟电路 12 把用于使超声波脉冲会聚在预定深度的会聚用延迟时间和用于使超声波脉冲朝规定方向发送的偏向用延迟时间赋予接收的发送定时脉冲,并将该发送定时脉冲供给脉冲发生器 13。另外,具有发送延迟电路 12 和相同数量 M 个通道的独立驱动电路的脉冲发生器 13,驱动内装在超声波探头 1 内的超声波振动子,向被检体内发射超声波脉冲。

[0099] 具有发送延迟电路 12 和相同数量 M 个通道的独立驱动电路的脉冲发生器 13,驱动内装在超声波探头 1 内的超声波振动子,向被检体内发射超声波。所述 M 个通道的脉冲发生器 13 分别由通过来自发送延迟电路 12 的输出信号产生正极性驱动脉冲的脉冲发生器 13a 和产生负极性驱动脉冲的脉冲发生器 13b 的脉冲发生器对构成。脉冲发生器 13b 的驱动波形与脉冲发生器 13a 的驱动波形相反。

[0100] 另外,超声波接收部 3 包括:前置放大器 14、A/D 变换器 15,束成形器 16 和加法器 25。前置放大器 14 放大被超声波振动子变换成电接收信号的微小信号,其具有确保充分的 S/M 的设计,在该前置放大器 14 中放大成规定大小的接收信号的基波成分和高次谐波成分经 A/D 变换器 15 变换成数字信号并传送给束成形器 16。

[0101] 束成形器 16 把用于使来自规定深度的超声波反射波会聚的会聚用延迟时间和用于顺次变更超声波反射波的接收指向性并扫描被检体的偏向用延迟时间赋予变换成数字信号的接收信号,加法器 25 对来自束成形器 16 的这些输出进行整相加法运算(使从预定方向得到的接收信号相位一致地相加)。

[0102] 谐波抽取部 4 包括:波形存储器 17,加法器 18 和滤波电路 19,波形存储器 17 暂时存储从预定方向的第 N_x-1 次发送接收得到的接收信号。而加法器 18 把由上述预定方向的第 N_x 次发送接收得到的接收信号和保存在上述波形存储器 17 中的接收信号相加,进行基波成分相互抵消。

[0103] 另外,滤波电路 19 是使用脉冲转换法不能消去的由脏器运动和体动等原因引起的基波成分减少的滤波器,通常由带通滤波器(BPF)或高通滤波器(HPF)构成。

[0104] 此外,信号处理部 5 包括包络线检测器 20 和对数变换器 21,生成对造影剂反射波抽取部 4 的输出信号进行信号处理的图像数据。然后,包络线检波器 20 对输入的数字信号进行包络线检测运算,检测出该包络线。而对数变换器 21 通过对输入值进行对数变换后可输出检索表,在该对数变换器 21 中经对数变换的接收信号的振幅可使相对较弱的信号得到加强。来自被检体内的接收信号一般具有 80dB 以上的宽动态范围的振幅,为了在常规电视显示器上显示 30dB 左右动态范围的接收信号,必需进行加强弱信号的振幅压缩。

[0105] 另外,图像显示部 8 包括:显示用图像存储器 22、变换电路 23、和 CRT 监视器 24。在显示用图像存储器 22 中将从信号处理部 5 供给的图像数据和与该图像数据关联的文字及数字等附带数据进行合成后暂时存储,已被保存的图像数据和附带数据在变换电路 23 中进行 D/A 变换和电视格式变换并显示在 CRT 监视器 24 上。

[0106] 输入部 7 包括操作面板上的液晶显示面板和键盘、跟踪球、鼠标等输入部件,操作者从输入部 7 输入患者的信息和发送定时脉冲周期 T_r 等发送接收条件,进行图像显示模式的选择等。另外,还输入在采用脉冲变换的 THI 中生成图像数据的开始指令和发送接收次数 N_x 设定时的加权系数 K 。

[0107] 系统控制部 6 包括图中未示出的 CPU 和存储电路其根据来自输入部 7 的指示信号对超声波发送部 2,超声波接收部 3,谐波抽取部 4,图像显示部 8 等各单元进行控制并对系统整体进行总体控制。特别在本实施方式中,把在脉冲发生器 13 中切换驱动脉冲极性的控制信号供给超声波发送部 2,并把用于决定滤波器电路 19 中中心频率和频带等滤波特性的控制信号以及在波形存储器 17 和加法器 18 中相加的控制信号供给谐波抽取部 4。

[0108] (图像数据的生成程序)

[0109] 接着用图 2 至图 8 说明在第 1 实施方式中图像数据的生成程序。图 3 是表示图像数据生成程序的流程图。

[0110] 装置的操作者选择在输入部 7 中执行本实施方式的图像显示模式,即用变换脉冲的 THI 模式,再设定根据该 THI 模式的图像化范围(扇形角度和视野深度)和发送定时脉冲周期等发送接收条件(图 3 的步骤 S1)。系统控制部 6 从输入部 7 接收摄影显示模式的开始指令信号和发送接收条件的输入,再读取从超声波探头 1 到探头 ID 的信息。

[0111] 另外,在图中未示出的系统控制部 6 的存储电路中预先保存对应各个探头 ID 的接收信号的最大接收时间 T_h ,系统控制部 6 读出从超声波探头 1 传送的对应于探头 ID 的最大接收时间 T_h 和发送定时脉冲周期 T_r 。然而系统控制部 6 的 CPU 在相对于同一方向进行极性交互颠倒的同时根据式(1)计算出超声波发送接收次数 N_x (图 3 的步骤 S2)。

[0112] $N_x = (T_h/T_r) + 1$ (1)

[0113] 但式(1)中的 $()$ 是指把小数点以下 4 舍 5 入后取整数,例如 $1 < T_h/T_d \leq 2$,则 $N_x = 3$ 。以下就 $N_x = 3$ 的情况对本实施方式进行描述。

[0114] 图 4 是表示通过超声波深头 1 的发送能量等决定的接收信号的最大接收时间 T_h 与发送定时脉冲周期 T_r 的关系的示图,图 4(a) 表示从发送定时脉冲发生器 11 重复输出发送定时脉冲周期为 T_r 的发送定时脉冲,图 4(b) 表示通过该发送定时脉冲从脉冲发生器 13 输出的超声波振动子的驱动脉冲。而图 4(C) 表示在通过利用驱动脉冲发生器对超声波振动子的驱动进行的超声波发送接收中得到的图像显示数据。也就是说,在因为来自被检体深部的反射和多重反射等而使得在接收信号的最大接收时间 T_h 比发送定时脉冲周期 T_r 长的情况下,如图 4(C) 所示,即使在由第 2 驱动脉冲进行超声波发送接收的第 2 发送定时区间,也将利用第 1 驱动脉冲接收的信号作为残留回声来接收。

[0115] 如果超声波发送接收次数 N_x 的设定已完成,则系统控制部 6 将根据该探头 ID 的信息读出在系统控制部 6 的存储电路中预先存储的关于超声波探头 1 的超声波频率和频带的信息,根据该信息设定在造影剂反射波抽取部 4 的滤波电路 19 中的中心频率和频带宽度,再设定在遮断频带中的衰减量等滤波特性。

[0116] 例如,在构成超声波深头 1 的超声波振动子的共振频率为 f_0 的情况下,将由带通滤波器构成的滤波器电路 19 的带通范围的中心频率设定为 $2f_0$ 。而在该 THI 模式以外的情况下,也可以通过图中未示出的电子开关构成谐波抽取部 4 的旁路。

[0117] 如果 THI 模式的设定已完成,则由操作者把 THI 模式的开始指令从输入部 7 发送

给系统控制部 6,由此开始谐波图像数据的生成(图 3 的步骤 S3)。

[0118] 在超声波发送时,发送定时脉冲发生器 11 根据来自系统控制部 6 的控制信号,把决定向被检体内发射超声波脉冲的发送定时脉冲周期 T_r 的发送定时脉冲供给发送延迟电路 12。发送延迟电路 12 把为了在发送中得到细的束宽而使超声波会聚在预定深度的延迟时间和朝最初扫描方向 θ_1 发射超声波的延迟时间赋予第 1 发送定时区间的发送定时脉冲并将该发送定时脉冲供给脉冲发生器 13a。

[0119] 接着脉冲发生器 13a 利用根据供给的发送定时脉冲生成的正极性驱动脉冲驱动超声波探头 1 的超声波振动子,向被检体发射中心频率为 f_0 的超声波脉冲(图 3 的步骤 S4)。该发送延迟电路 12 和脉冲发生器 13 由 M 个通道构成,通过多芯电缆 26 与超声波探头 1 的各个超声波振动子独立连接。

[0120] 向被检体内发射的超声波的一部分被声阻抗不同的被检体脏器的边界面或组织反射。这时,反射的超声波根据被检体组织的非线性特性产生新的中心频率为 $2f_0$ 的超声波反射波。也就是说,由被检体的组织反射后反回到超声波探头 1 中的超声波反射波变成与发送时相同中心频率 f_0 的接收信号(基波成分)和中心频率为 $2f_0$ 的接收信号(高次谐波成分)混合的声波。

[0121] 该高次谐波发生的原因是因为超声波脉冲在被检体组织内的传播速度取决于超声波的声压,由于该性质使接收信号产生波形畸变,从而产生高次谐波成分,这是公知的现象。通过只用该高次谐波成分得到超声波图像数据,能抑制过去作为主要因素在图像上发生假像的旁瓣,从而得到良好的图像。

[0122] 在图 5 中示出了这时接收的超声波信号的频率谱。图 5(a) 是朝被检体内发送的超声波脉冲的频率谱,以 f_0 为中心分布。与此相对应,在图 5(b) 所示的来自被检体内的超声波反射波的频率谱具有以 f_0 为中分布的基波成分,和以 $2f_0$ 为中心分布的高次谐波成分,通常高次谐波成分相对基波成分约小 20dB。

[0123] 可是在超声波诊断装置 100 中,因为为了得到高分辨率的图像而使用了具有宽频带的频率谱的超声波,所以超声波反射波的基波成分和高次谐波成分也变成宽频带,如图 5 所示,基波成分的高频部分和高次谐波的低频部分在频率带上大多不分离。

[0124] 另外,利用上述第 1 驱动脉冲发送超声波是把后述的第 2 发送定时区间接收其残留回声作为目的进行的,不需要把第 1 发送定时区间中的接收信号作为图像数据收集保存。

[0125] 接着,系统控制部 6 将控制信号发送给超声波发送部 2,将使用的脉冲发生器 13 从脉冲发生器 13a 切换到脉冲发生器 13b,对第 1 扫描方向 θ_1 用负极性驱动脉冲进行超声波的发送接收。也就是说,发送定时脉冲发生器 11 将第 2 发送定时区间的发送定时脉冲供给发送延迟电路 12,发送延迟电路 12 把与第 1 发送定时区间的发送定时脉冲情况相同的束会聚用延迟时间和用于向 θ_1 方向发送超声波的偏向用延迟时间赋予第 2 发送定时区间的发送定时脉冲,并且将该发送定时脉冲供给脉冲发生器 13b。

[0126] 脉冲发生器 13b 通过负极性驱动脉冲驱动超声波探头 1 的超声波振动子发射超声波脉冲,发射的超声波的一部分被声阻抗不同的被检体的脏器边界面或组织反射。

[0127] 由与发送时相同的超声波探头 1 接收的从被检体内反射的超声波反射波,从超声波反射波变换成电接收信号,经超声波接收部 3 的前置放大器 14 放大到预定的大小后,由

A/D变换器 15 变换成数字信号,变换成数字的接收信号由束成形器 16 根据来自系统控制部 6 的控制信号赋予预定的延迟时间后在加法器 25 中进行加法合成。

[0128] 这时,在束成形器 16 中通过来自系统控制部 6 的控制信号设定用于会聚来自预定深度的超声波反射波的延迟时间和使第 1 扫描方向 $\theta 1$ 相对于超声波反射波的方向具有接收指向性的延迟时间。

[0129] 在加法器 25 合成的接收信号中,把从第 2 发送定时区间的发送定时脉冲到发送定时脉冲周期 T_r 之间接收到的接收信号保存在谐波抽取部 4 的波形存储器 17 中(图 3 的步骤 S5)。但是在这时保存的接收信号中如图 4 所示那样混合有由第 1 驱动脉冲引起的残留回声。

[0130] 接着,系统控制部 6 将超声波发送部 2 的脉冲发生器 13b 再次切换到脉冲发生器 13a,对同一方向($\theta 1$)进行超声波发送接收。也就是说,发送定时脉冲发生器 11 将第 3 发送定时区间的发送定时脉冲供给发送延迟电路 12,发送延迟电路 12 把与第 1 发送定时区间和第 2 发送定时区间的发送定时脉冲情况相同的会聚用延迟时间,偏向用延迟时间赋予第 3 发送定时区间的发送定时脉冲,并将该发送定时脉冲供给脉冲发生器 13a。

[0131] 脉冲发生器 13a 通过正极性驱动脉冲驱动超声波探头 1 的超声波振动子向被检体放射超声波脉冲。然后从被检体内反射的超声波反射波被超声波探头 1 接收并变换成接收信号,通过超声波接收部 3 的前置放大器 14,A/D 变换器 15,束成形器 16 供给加法器 25 进行相加合成(图 3 的步骤 S6)。

[0132] 在加法器 25 中合成的接收信号中,在从第 3 发送定时区间的发送定时脉冲到发送定时脉冲周期 T_r 之间接收的接收信号发送给谐波抽取部 4 的加法器 18。但是在这场合下,在从第 3 发送定时区间的发送定时脉冲到发送定时脉冲周期 T_r 之间接收到的接收信号中也混有由第 2 驱动脉冲引起的残留回声。系统控制部 6 从波形存储器 17 读出由第 2 驱动脉冲引起的接收信号,在加法器 18 中对该接收信号和由上述第 3 驱动脉冲引起的接收信号进行相加合成(图 3 的步骤 S7)。

[0133] 这样,由负极性驱动脉冲得到的接收信号和由正极性的驱动脉冲得到的接收信号在加法器 18 中相加,其输出发送给滤波电路 19。滤波电路 19 的输出再送给信号处理部 5,在包络线检波器 20 和对数变换器 21 中进行包络线检波和对数变换并生成图像数据(图 3 的步骤 S8)。然后将已生成的图像数据暂时保存在图像显示部 8 的显示用图像存储器 22 中。

[0134] 通过上述程序,如果在第 1 扫描方向 $\theta 1$ 中的谐波图像数据的生成和保存结束,则可在使超声波的发送接收方向按 $\Delta \theta$ 顺序逐个更新的同时,向 $\theta P = \theta 1 + (P-1) \Delta \theta$ ($P = 2 \sim P$) 偏向,用与上述同样的程序进行超声波的发送接收。这时系统控制部 6 可通过其控制信号使发送延迟电路 12 和束成形器 16 的延迟时间与超声波发送接收方向对应地顺次切换,同时生成图像数据(图 3 的步骤 S4 互 S10)。

[0135] 这样,如果对第 1 扫描方向 $\theta 1$ 至第 P 扫描方向 θP 进行超声波扇形扫描,并生成 1 幅图像的图像数据,则系统控制部 6 将读出保存在显示用图像存储器 22 中的图像数据,通过变换电路 23 显示在 CRT 监测器 24 上(图 3 的步骤 S11)。

[0136] 接着用图 6 说明本实施方式中如何除去基波成分的残留回声。

[0137] 如图 6(a) 所示,从扇形扫描用的超声波探头 1 发射的超声波在第 1 发送定时区间

①至第 3 发送定时区间③进行第 1 扫描方向 $\theta 1$ 的超声波发送接收,接着在第 4 发送定时区间④至第 6 发送定时区间⑥进行其邻接部的第 2 扫描方向 $\theta 2 (\theta 2 = \theta 1 + \Delta \theta)$ 的超声波发送接收。该被检体的模型与图 1 中相同,是将反射体 1 至反射体 3 定位在超声波发送接收方向。特别是假定对反射体 3 的超声波发送接收所需要的时间比发送定时脉冲周期 T_r 长的情况。

[0138] 另外,图 6(b) 表示决定超声波振动子的超声波脉冲驱动定时的发送定时脉冲,图 6(c) 通过箭头模式化地表示在第 1 发送定时区间①至第 6 发送定时区间⑥中从上述多个反射体 1、2、3 接收的接收信号的基波成分的大小和极性。但是为了方便起见,将该情况下的极性表示成,把通过正极性驱动脉冲得到的反射信号用 + 的极性表示,而把通过负极性驱动脉冲得到的反射信号用 - 极性表示。

[0139] 而图 6(d) 表示在第 2 发送定时区间②和第 3 发送定时区间③得到的各个接收信号的基波成分的相加结果以及在第 5 发送定时区间⑤和第 6 发送定时区间⑥得到的接收信号的基波成分的相加结果。在该场合,例如第 1 驱动脉冲、第 3 驱动脉冲、第 4 驱动脉冲和第 6 驱动脉冲用脉冲发生器 13a 通过正极性的驱动脉冲驱动超声波振动子。另外第 2 驱动脉冲和第 5 驱动脉冲用脉冲发生器 13b 通过负极性驱动脉冲驱动超声波振动子。

[0140] 即,通过正极性驱动脉冲在第 1 扫描方向 $\theta 1$ 发射的超声波脉冲在反射点 A1 至 A3 反射,接收反射强度分别具有 $a1+$ 、 $a2+$ 、 $a3+$ 的正极性的基波成分。

[0141] 接着,对在相同扫描方向 $\theta 1$ 上通过负极性驱动脉冲发射的超声波脉冲,在反射点 A1 至 A3 反射具有反射强度为 $a1-$ 、 $a2-$ 、 $a3-$ 的负极性基波成分,并由超声波振动子接收。但是因为接收利用第 1 驱动脉冲从反射点 A3 反射的信号 $a3+$ 之前,利用第 2 驱动脉冲发射超声波脉冲,所以来自反射点 A3 的接收信号 $a3+$ 混入利用第 2 驱动脉冲从反射点 A1 接收的信号 $a1-$ 中并被接收。也就是说在第 2 发送定时区间②中接收了混入从反射体 A1 和反射体 A2 反射的负极性接收信号 $a1-$ 和 $a2-$ 中的来自反射体 A3 的正极性接收信号 $a3+$ 。

[0142] 另外,对于相同的扫描方向 $\theta 1$ 由正极性的第 3 驱动脉冲发射的超声波脉冲与第 1 驱动脉冲的情况相同,通过反射点 A1 至 A3 的反射得到具有反射强度为 $a1+$ 、 $a2+$ 和 $a3+$ 的正极性基波成分的接收信号。在该情况下也接收了混入到第 3 发送定时区间③中从反射体 A1 和反射体 A2 反射的正极性接收信号 $a1+$ 和 $a2+$ 中的来自反射体 A3 的负极性接收信号 $a3-$ 。

[0143] 这样,因为接收到的第 2 发送定时区间②的基波成分 $a1-$ 、 $a2-$ 和 $a3+$ 以及第 3 发送定时区间③的基波成分 $a1+$ 、 $a2+$ 和 $a3-$ 在各自的发送定时区间内的相同位置上产生相反的极性,所以如图 6(d) 所示,在这些接收信号相加的情况下,可能消除全部的基波成分。

[0144] 即使在超声波的接收方向为第 2 扫描方向 $\theta 2$ 的情况下,也能在第 4 发送定时区间④至第 6 发送定时区间⑥得到同样的效果。也就是说利用正极性的第 4 驱动脉冲向 $\theta 2$ 方向发射的超声波脉冲通过在反射点 B1、B2 和 B3 中反射得到具有 $b1+$ 、 $b2+$ 和 $b3+$ 基波成分的接收信号。

[0145] 接着相对于同一扫描方向 $\theta 2$ 利用负极性第 5 驱动脉冲发射的超声波脉冲在反射点 B1、B2 和 B3 上反射,并接收具有 $b1-$ 、 $b2-$ 和 $b3-$ 基波成分的接收信号。但是在利用第 4 驱动脉冲接收来自反射点 A3 的反射信号之前,利用第 5 驱动脉冲发射下一次超声波脉冲,所以在第 4 发送定时区间④接收了混入在从反射体 B1 和反射体 B2 反射的负极性接收

信号 b_{1-} 和 b_{2-} 中的来自反射体 A3 的正极接收信号 b_{3+} 。

[0146] 再有,相对于扫描方向 θ 2 利用正极性的第 6 驱动脉冲发射的超声波脉冲与第 4 驱动脉冲的情况相同,从反射点 B1 至 B3 得到反射强度为 b_1 、 b_2 和 b_3 的正极性基波成分并将其作为接收信号。在该情况下,也在第 6 发送定时区间⑥接收到混入在从反射体 B1 和 B2 反射的正极性接收信号 b_{1+} 和 b_{2+} 中的来自反射体 B3 的负极性接收信号 b_{3-} 。因此如图 6(d) 所示,把在第 5 发送定时区间⑤和第 6 发送定时区间⑥得到的各个接收信号相加便可以除去基波成分。

[0147] 在以上的说明中,只就基波成分进行了说明,但对高次谐波成分而言,不根据驱动波形的极性也能得到同极性的接收信号,这是公知的方法。

[0148] 图 7 是表示在脉冲变换法中基波成分和高次谐波成分的极性以及各成分相加结果的示意图,在图 7(a) 中所示的基波接收信号如已描述的那样,因为在正极性驱动脉冲的场合(图 7(a)-1)和在负极性驱动脉冲的场合(图 7(a)-2)中极性相反,所以通过将两者相加可以相互抵消(图 7(a)-3)。

[0149] 另外,因为这时得到的高次谐波接收信号,在正极性驱动脉冲的场合(图 7

[0150] (b)-1) 和负极性驱动脉冲的场合(图 7(b)-2)中得到的接收信号的极性不

[0151] 变,所以通过将其相加可以使振幅增大到 2 倍(图 7(b)-3)。

[0152] 可是,现有技术中为了排除残留回声的影响,而采用把发送定时区间设定得较长的方法,该现有技术方法中使用脉冲变换法时的问题是容易发生因体动等引起的运动假像。下面用图 8 说明本实施方式对这个问题的效果。

[0153] 图 8(a) 示出了本实施方式对残留回声的解决方法,而图 8(b) 示出了现有技术中延长探测间隔的残留回声解决方法。而且,在此就接收波的最大接收时间(T_d)为发送定时脉冲周期 T_r 约 2 倍($2T_r$)的情况与现有技术中的方法进行比较。也说是说,在本实施方式中,加法中所用的接收信号即由第 2 驱动脉冲和第 3 脉冲驱动信号得到的各个接收信号的时间差为 T_r ,与此相反,在现有技术的方法中,因为发送定时脉冲周期为 $2T_r$,所以加法中所必需的由第 1 驱动脉冲接收信号和由第 2 驱动脉冲产生的接收信号的时间差也变成 $2T_r$,这比与本实施方式的情况容易受体动等的影响。

[0154] 按照采用这种方法的本发明的第 1 实施方式,因为在用脉冲变换法抽取高次谐波成分时,可以使在加法中使用的接收信号之间的时间差变短,所以可以不使运动假像增加并且能除去残留回声。

[0155] 另外,在本实施方式中,因为同时使用滤波法,所以可以进一步降低作为运动假像残存的残留回声的基波成分。

[0156] 第 1 实施方式的变型例

[0157] 下面描述本实施方式的变型例。在上述的第 1 实施方式中,为了完全除去在被检体的深部有大反射体的场合或多重反射显著场合的残留回声,而必需将接收信号的最大接收时间 T_h 设定在比较大的值。因此, T_h 的增大使同一方向的超声波发送接收次数 N 增加,并引起帧频率的下降。

[0158] 这样,因为在残留回声和帧频率之间存在折衷选择的关系,所以最佳的 N_x 值在临床现场由装置的操作者设定,在本变型例中,超声波发送接收次数 N_x 根据下式(2)设定。

[0159] $N_x = \{T_h \times K / T_r\} + 1 \quad (0 < K \leq 1) \quad (2)$

[0160] 但与式 (1) 相同, 式 (2) 的 T_h 表示超声波振动子驱动后直到超声波反射波完全消失的最大接收时间, $()$ 是指将小数以下按四舍五入取整数。另外, K 是加权系数, 只有操作者能从输入部 7 设定该值的构成。例如在对循环器区域进行超声波诊断时, 在通过降低残留回声而使图像实时性重现的情况下, 操作者从输入部 7 输入比较小的 K 值。

[0161] 按照以上所述的变型例, 在采用脉冲变换的谐波法中, 操作者能在观察图像的情况下容易地对帧频率和残留回声进行最优化处理。

[0162] 第 2 实施方式

[0163] 接着说明本发明的第 2 实施方式。在本实施方式中, 相对于预定的方向使驱动脉冲的极性交互颠倒地进行 2 次发送接收后, 停止发送新的超声波, 只继续接收来自超过发送定时区间接收的深部反射波和多重反射波。于是通过把在同一方向上得到的全部接收信号相加除去残留回声的影响。

[0164] 因为该第 2 实施方式所述装置的整体构成与表示第 1 实施方式的图 2 相同, 所以省略其详细说明, 仅用图 9 至图 10 对图像数据的生成程序进行说明, 图 9 是表示图像数据生成程序的流程图。

[0165] 操作者在输入部 7 选择 THI 模式, 再设定在该 THI 模式中的发送接收条件 (图 9 的步骤 S21)。系统控制部 6 从输入部 7 接收图像显示模式的选择信号和发送接收条件, 接着读取从超声波探头 1 到探头 1D 的信息。

[0166] 另外, 在系统控制部 6 的存储电路中, 预先保存与各个探头 1D 对应的接收信号的最大接收时间 T_h , 系统控制部 6 读出与从超声波探头 1 传送的与探头 1D 对应的最大接收时间 T_h 和根据在输入部 7 中设定的发送条件确定的发送定时脉冲周期 T_r 。然后除了相对同一方向进行使极性相互颠倒的二次超声波接收外, 还通过式 (3) 设定只进行接收的超声波接收次数 N_y (图 9 的步骤 S22)

[0167] $N_y = (T_h/T_r) - 1$ (3)

[0168] 但式 (3) 中的 $()$ 是表示对小数点以下按四舍五入取的整数, 例如如果 $1 < T_h/T_r \leq 2$, 则 $N_y = 1$ 。以下将就 $N_y = 1$ 的场合对本实施方式进行描述。

[0169] 如果 N_y 的设定结束, 则系统控制部 6 将根据探头 1D 的信息读出关于预先保存在系统控制部 6 的存储电路中的超声波探头 1 的超声波频率和频带的信息, 根据该信息设定在谐波抽取部 4 的滤波电路 19 中的中心频率和带宽以及在遮断带宽衰减量等滤波特性。

[0170] 如果 THI 模式设定结束, 操作者将把 THI 模式的摄影开始指令从输入部 7 发送到控制部 6, 开始超声波的发送 (图 9 的步骤 S23)。

[0171] 在超声波的发送时, 发送定时脉冲发生器 11 按照来自系统控制部 6 的控制信号向发送延迟电路 12 供给发送定时脉冲。该发送延迟电路 12 把发送时的集束用延迟时间和偏向用延迟时间赋予第 1 发送定时区间的发送定时脉冲并将该发送定时脉冲供给脉冲发生器 13a。

[0172] 脉冲发生器 13a 通过正极性的驱动脉冲驱动超声波探头 1 的超声波振动子, 向被检体发射超声波。然后将被检体反射的超声波反射波变换成由上述超声波振动子接收的电接收信号。该接收信号被超声波接收部 3 的前置放大器 14 放大到规定的大小后, 经 A/D 变换器 15 变换成数字信号, 再根据来自系统控制部 6 的控制信号赋予束成形器 16 规定的延迟时间后在加法器 25 中进行相加合成。

[0173] 然后把在加法器 25 中合成的接收信号中的在第 1 发送定时区间接收的接收信号保存在谐波抽取部 4 的波形存储器 17 中（图 9 的步骤 S24）。

[0174] 接着，系统控制部 6 向超声波发送部 2 发送控制信号，把使用的脉冲发生器 13 从脉冲发生器 13a 切换到脉冲发生器 13b，并对同一扫描方向 θ_1 进行超声波的发送接收。也就是说，发送定时脉冲发生器 11 将第 2 发送定时区间的发送定时脉冲供给发送延迟电路 12，该发送延迟电路 12 将与第 1 发送定时区间的发送定时脉冲情况相同的会聚用延迟时间和用于向扫描方向 θ_1 发送超声波的偏向延迟时间赋予第 2 发送定时区间的发送定时脉冲，并将该发送定时脉冲供给脉冲发生器 13b。

[0175] 脉冲发生器 13b 通过负极性的驱动脉冲驱动超声波振动子，向被检体发射超声波，所发射的一部分超声波被声阻抗不同的被检体内脏器边界面和组织等反射。

[0176] 由被检体反射的超声波反射波被上述超声波振动子接收并从超声波反射波变换成电的接收信号，由超声波接收部 3 的前置放大器 14 放大成规的大小后，由 A/D 变换器 15 变换成数字信号。该接收信号由束成形器 16 赋予规定的延迟时间后，在加法器 25 中进行相加合成。

[0177] 将加法器 25 合成的接收信号中由第 2 发送定时区间接收的接收信号保存在波形存储器 17 中，但在这时保存的接收信号中，如图 4 中所示那样，混有由第 1 驱动脉冲引起的残留回声（图 9 的步骤 S25）。

[0178] 接着，系统控制部 6 在第 3 发送定时区间暂时停止脉冲发生器 13 的驱动，只进行对同一扫描方向 θ_1 的超声波接收。这时来自被检体内的超声波反射波是由第 2 驱动脉冲引起的残留回声，该超声波反射波被超声波振动子接收并变换成电的接收信号，经超声波接收部 3 的前置放大器 14、A/D 变换器 15 和束成形器 16 供给加法器 25 进行加法合成（图 9 的步骤 S26）。

[0179] 在该加法器 25 合成的接收信号中由第 3 区间接收的接收信号通过波形存储器 17 送给加法器 18。加法器 18 读出已保存在波形存储器 17 中的第 1 发送定时区间的接收信号和第 2 发送定时区间的接收信号，并与第 3 发送定时区间的接收信号进行加法合成（图 9 的步骤 S27）。

[0180] 接着将加法器 18 的输出发送给谐波抽取部 4 的滤波电路 19 进行能通过脉冲变换完全除去因动体等引起的反射体的时间变化从而减少运动假像成分。将该滤波电路 19 的输出发送给信号处理部 5，在包络线检波器 20 和对数变换器 21 中进行包络线检波和对数变换，将得到的图像数据暂时保存在图像显示部 8 的显示用图像存储器 22 中（图 9 的步骤 S28）。

[0181] 如果在上述程序中完成了在第 1 扫描方向 θ_1 中的谐波图像数据的生成和保存，则按照同样的程序依次更新超声波的发送方向 $\Delta\theta$ ，同时对扫描方向 $\theta_P = \theta_1 + (P-1)\Delta\theta$ ($P = 2 \sim P$) 进行超声波的发送接收。这时，系统控制部 6 在通过该控制信号使发送延迟电路 12 和束成形器 16 的延迟时间与上述超声波发送接收方向对应地顺次切换的同时，生成图像数据（图 9 的步骤 S24 至 S30）。

[0182] 这样，如果完成了 1 幅图象的图像数据的生成，则系统控制部 6 将读出在显示用图像存储器 22 中保存的图像数据，通过变换电路 23 在 CRT 监测器 24 上显示（图 9 的步骤 S31）。

[0183] 接着用图 10 说明上述第 2 实施方式中如何除去残留回声的基波成分。

[0184] 图 10(a) 表示的是扇形扫描用超声波探头 1 在第 1 发送定时区间①至第 3 发送定时区间③进行第 1 扫描方向 $\theta 1$ 的超声波发送接收, 在第 4 发送定时区间④至第 6 发送定时区间⑥进行邻接的第 2 扫描方向 $\theta 2$ 的发送接收。在该被检体的模型中, 与已示出的图 6 和图 11 一样, 使反射体 1 至反射体 3 定位在超声波发送接收方向, 特别是假定对反射体 3 的超声波发送接收所需要的时间比发送定时脉冲周期 T_r 长的情况。

[0185] 另外, 图 10(b) 表示决定超声波脉冲发射定时的发送定时脉冲, 图 10(c) 通过箭头模式化地表示在第 1 发送定时区间①至第 6 发送定时区间⑥从上述多个反射体接收的基波成分的大小和极性, 图 10(d) 表示在第 1 发送定时区间①至第 3 发送定时区间③接收的基波成分的相加结果和在第 4 发送定时区间④至第 6 发送定时区间⑥中接收的基波成分的相加结果。

[0186] 这时, 例如在第 1 发送定时区间①和第 4 发送定时区间④中, 用脉冲发生器 13a 通过正极性驱动脉冲驱动超声波振动子, 在第 2 发送定时区间②和第 5 发送定时区间⑤通过负极性的驱动脉冲进行驱动, 另外第 3 发送定时区间③和第 6 发送定时区间⑥不进行新的超声波脉冲的发射, 只接收由第 2 驱动脉冲和第 5 驱动脉冲引起的残留回声。

[0187] 也就是说, 在第 1 发送定时区间①中, 接收的是通过正极性的驱动脉冲向 $\theta 1$ 方向发射的超声波脉冲在反射点 A1 至 A3 反射的强度为 $a1+$ 、 $a2+$ 和 $a3+$ 的正极性基波成分。

[0188] 接着在第 2 发送定时区间②中, 对相同的 $\theta 1$ 方向通过负极性的驱动信号发射超声波脉冲。这时从反射点 A1 至 A3 得到具有负极性的基波成分 $a1-$ 、 $a2-$ 和 $a3-$ 。但是在接收来自第 1 驱动脉冲的反射点 A3 反射的信号之前, 第 2 发送定时区间②中发射新的超声波脉冲, 所以来自该反射点 A3 的反射信号作为残留回声在第 2 发送定时区间②被接收。也就是说, 在第 2 发送定时区间②, 来自反射体 A3 的正极性接收信号 $a3+$ 混入到从反射体 A1 和反射体 A2 反射的负极性接收信号 $a1-$ 和 $a2-$ 中后被接收。

[0189] 接着在第 3 发送定时区间③停止发送超声波, 只对 $\theta 1$ 方向进行接收, 因此, 这时得到的接收信号在第 2 发送定时区间②只是来自能接收的反射体 A3 的残留回声 $a3-$ 。

[0190] 将这样得到的第 1 发送定时区间①、第 2 发送定时区间②和第 3 发送定时区间③的接收信号在加法器 18 中进行相加合成, 便能如图 10(d) 所示那样除去接收信号的基波成分。同样, 在第 2 扫描方向 $\theta 2$ 也能通过在第 4 发送定时区间④至第 6 发送定时区间⑥中进行超声波的发送接收方法除去接收信号的基波成分。

[0191] 按照上述本发明的第 2 实施方式, 因为在通过脉冲变换法抽取高次谐波成分时, 可以缩短在加法中使用的接收信号之间的时间差, 所以能在不增加运动假像的情况下除去残留回声。并且因为在预定方向收集接收信号的发送定时区间中, 只进行二次超声波脉冲照射, 所以可以降低照射在被检体上的超声波能量。例如与第 1 实施方式相比, 可以将超声波照射能量减少到 $2/N_x$ 。

[0192] 另外, 因为在本实施方式中还同时采用滤波法, 所以可以进一步减少作为运动假像残存的残留回声的基波成分。通过把第 1 实施方式中描述的变型例使用在本实施方式中可以得到同样的效果。

[0193] 此外, 虽然按照上述实施方式描述了在接收信号中抽取高次谐波成分的方法, 但也可以通过对连续的各发送定时区间的接收信号进行减法运算来抽取基波成分。

[0194] 第 3 实施方式

[0195] 下面说明本发明的第 3 实施方式。按照本实施方式,用同极性的驱动信号在第 1 发送定时区间和第 2 发送定时区间对同一方向进行 2 次发送接收。然后在与该超声波发送接收接续的第 3 发送定时区间以后进行 N_y 次超声波接收,并且只继续进行从上述方向跨越探测时间得到残留回声的接收。

[0196] 接着通过对在上述 N_y+2 的发送定时区间得到的接收信号进行加减计算使从包含残留回声的被检体组织得到的接收信号相互抵消并生成以来自造影剂的接收信号为基础的图像数据。

[0197] 下面为使说明简洁,把以来自造影剂的超声波反射波为基础的接收信号记作来自造影剂的接收信号,并且把以来自被检体组织的超声波反射波为基础的接收信号记作来自被检体组织的接收信号。

[0198] 装置的结构

[0199] 用图 11 的方框图说明本实施方式所述装置的整体概略结构,在图 11 所示第 2 实施方式的超声波诊断装置 100 中,与在图 2 中已示出的第 1 实施方式的差异在于,设置根据来自造影剂的超声波反射波抽取接收信号的造影剂反射波抽取部 4A 和根据抽取的接收信号生成图像数据的信号处理部 5A 以代替谐波抽取部 4。

[0200] 造影剂反射波抽取部 4A 包括波形存储器 17A、计算器 18A 和滤波电路 19A。而波形存储器 17A 保存对规定的方向通过二次超声波接收发送得到的接收信号和通过继续该超声波发送接收进行的 N_y 次超声波接收得到的接收信号。另外计算器 18A 对在上述预定方向上得到的上述接收信号进行加减运算处理,使来自被检体的接收信号相互抵消。

[0201] 另外,滤波电路 19A 是用于对包含在从造影剂得到的接收信号中的基波成分与其高次谐波成分进行分离的滤波电路,也如专利文献 3 中所记载的那样,众所周知,在用中心频率为 f_0 的超声波脉冲照射被检体组织或造影剂时,将新产生由非线性现象引起的例如 2 倍高次谐波成分 ($2f_0$),该高次谐波成分和基波成分 (f_0) 一起被超声波探头 1 接收。

[0202] 另外,滤波电路 19A 也可以配置在波形存储器 17A 的前段,这时,在各发送定时区间得到的来自被检体组织和造影剂的接收信号在滤波电路 19 中选择基波成分或高次谐波成分后保存在存储器 17A 中,然后计算器 18A 对保存的接收信号进行加减计算后,抽出来自造影剂的接收信号。

[0203] 接着系统控制部 6 根据来自输入部 7 的指令信号对超声波接收部 2,超声波接收部 3,造影剂反射波抽取部 4A,图像显示部 8 等各个单元进行控制和对系统整体进行总体控制。该系统控制部 6 包括图中未示出的存储电路和 CPU,在存储电路中保存从输入部 7 发送的患者信息,发送接收条件,图像显示模式等,并且预先保存对应连接的超声波探头 1D 的最大接收时间 T_h 。

[0204] 另外,系统控制部 6 的 CPU 根据从输入部 7 输入的图像显示模式信息和由超声波探头 1 提供的探头 ID 设定造影剂反射波抽取部 4A 的滤波电路 19A 中的中心频率和频带等滤波特性。此外,系统控制部 6 的 CPU 还读出与上述探头 ID 对应的最大接收时间 T_h 和由输入部 7 设定的发送定时脉冲周期 T_r ,并计算相对同一方向进行的超声波接收信号次数 N_y ,然后根据该计算结果控制在造影剂反射波抽取部 4A 的计算器 18A 中的加减计算处理。

[0205] 图像数据收集的程序

[0206] 下面利用图 11 至图 13 说明第 3 实施方式中的图像数据生成程序。图 12 是表示图像数据生成程序的流程图。

[0207] 装置的操作者在输入部 7 中选择患者信息输入和执行本实施方式的图像显示模式,即用高次谐波成分进行造影剂显示的图像显示模式,并且进行发送定时脉冲周期 T_r 等接收条件的输入(图 12 的步骤 S41)。接着系统控制部 6 从输入部 7 接收患者信息,图像显示模式,发送接收条件等信息,还从超声波探头 1 读出探头 ID 的信息。

[0208] 另外,在系统控制部 6 的存储电路的未图示中,预先保存与各个探头 ID 对应的接收信号的最大接收时间 T_h ,系统控制部 6 读取从超声波探头 1 发送的与探头 ID 对应的最大接收时间 T_h 和发送定时脉冲周期 T_r 。然后系统控制部 6 的 CPU 根据已示出的式 (3) 计算相对同一方向在 2 次超声波发送接收后继续进行的超声波接收的次数 N_y (图 12 的步骤 S42)。

[0209] 接着操作者将造影剂注入到被检体的诊断目标部位,从输入部 7 输入图像数据生成的开始指令信号。然后将输入的开始指令信号从输入部 7 发送给系统控制部 6,开始关于造影剂的图像数据生成(图 12 的步骤 S43)。

[0210] 在超声波发送时,发送定时脉冲发生器 11 将决定向被检体内发射超声波脉冲的发送定时脉冲周期 T_r 的发送定时脉冲供给发送延迟电路 12。发送延迟电路 12 将用于使超声波会聚在预定深度上的延迟时间和用于向最初的扫描方向 θ_1 发射超声波的延迟时间赋予第 1 发送定时区间的发送定时脉冲,并将该发送定时脉冲供给脉冲发生器 13。

[0211] 脉冲发生器 13 通过根据供给的发送定时脉冲生成的驱动脉冲驱动超声波探头 1 的超声波振动子,相对于注入造影剂的被检体的第 1 扫描方向 θ_1 发射中心频率为 f_0 的超声波脉冲。

[0212] 向被检体内发射的一部分超声波脉冲在脏器边界和组织内部或造影剂上反射。这时因被检体组织和造影剂的非线性特性而新发生具有例如 2 倍高次谐波成分的超声波。也就是说,由被检体组织和造影剂反射后返回到超声波探头 1 的超声波反射波变成为与发送时具有相同中心频率 f_0 的超声波反射波(基波成分)和中心频率为 $2f_0$ 的超声波反射波(高次谐波成分)混合的超声波。

[0213] 由被检体组织或造影剂反射的超声波反射波被上述超声波振动子接收并变换成电的接收信号。该接收信号经超声波接收部 3 的前置放大器 14 放大到预定的大小后由 A/D 变换器 15 变换成数字信号,再经束成形器 16 赋予预定的延迟时间后,在加法器 25 中进行相加合成。然后把经加法器 25 相加合成的接收信号中在第 1 发送定时区间接收的接收信号暂时保存在造影剂反射波抽取部 4A 的波形存储器 17A 中(图 12 的步骤 S44)。

[0214] 接着系统控制部 6 将控制信号发送给超声波发送部 2,相对于同一第 1 扫描方向 θ_1 进行超声波的发送接收。也就是说,发送定时脉冲发生器 11 将第 2 发送定时区间的发送定时脉冲供给发送延迟电路 12,该发送延迟电路 12 将与第 1 发送定时区间的发送定时脉冲情况相同的束会聚延迟时间和偏向用延迟时间赋予第 2 发送定时区间的发送定时脉冲,并将该脉冲供给脉冲发生器 13。

[0215] 然后脉冲发生器 13 驱动超声波振动子对被检体的第 1 扫描方向 θ_1 发射超声波脉冲,发射的超声波的一部分由被检体组织和造影剂等反射。但是在被检体中预先注入的造影剂因为随上述第 1 发送定时区间中的超声波照射而大多数被破碎,所以来自第 2 发送

定时区间的造影剂的超声波反射波的大小比在第 1 发送定时区间明显地减弱。另外来自第 2 发送定时区间中的被检体组织的超声波反射波的大小与第 1 发送定时区间几乎相等。

[0216] 由被检体组织和造影剂等反射的超声波反射波被超声波振动子接收并转换成电接收信号,经超声波接收部 3 的前置放大器 14 放大到预定的大小后,由 A/D 变换器 15 变换成数字信号。另外,该接收信号经束成形器 16 赋予预定的延迟时间后,在加法器 25 中相加合成。

[0217] 在加法器 25 合成的接收信号中由第 2 发送定时区间接收的接收信号保存在造影剂反射波抽取部 4A 的波形存储器 17A 中。但是这时在保存的接收信号中混有由第 1 驱动脉冲引起的残留回声(图 12 的步骤 S45)。

[0218] 接着系统控制部 6 在第 3 发送定时区间暂时停止脉冲发生器 13 的驱动,相对于上述第 1 扫描方向 θ_1 只进行超声波反射波的接收。这时,接收的超声波反射波是由第 2 发送定时区间的驱动脉冲引起的残留回声,该残留回声被超声波振动子变换成接收信号,经超声波接收部 3 的前置放大器 14, A/D 变换器 15,束成形器 16 供给加法器 25 进行相加合成。

[0219] 然后将在加法器 25 合成的接收信号中由第 3 发送定时区间接收的接收信号通过造影剂反射波抽取部 4A 的波形存储器 17A 直接送给计算器 18A(图 12 的步骤 S46)。接着计算器 18A 读出已保存在波形存储器 17A 中的第 1 发送定时区间的接收信号和第 2 发送定时区间的接收信号,将其与第 3 发送定时区间的接收信号进行加减运算并抽取来自造影剂的接收信号(图 12 的步骤 S47)。

[0220] 接着把从计算器 18A 抽取的造影剂中得到的接收信号送给滤波电路 19A,滤波电路 19A 通过系统控制部 6 已预先设定用于抽取来自造影剂的接收信号的高次谐波成分的滤波器特性,把从该滤波电路 19A 抽取出的造影剂中得到的接收信号的高次谐波成分送给信号处理器 5A。然后在信号处理器 5A 的包络线检波器 20A 和对数变换器 21A 中完成包络线检波和对数变换并将生成的图像数据暂时保存在图像显示部 8 的显示用图像存储器 22 中(图 12 的步骤 S48)。

[0221] 通过上述的程序,如果完成了在第 1 扫描方向 θ_1 中图像数据的生成和保存,则需顺次更新超声波的发送接收方向 $\Delta\theta$,同时用与上述同样的程序相对于各个 $\theta_P = \theta_1 + (P-1)\Delta\theta$ ($P = 2 \sim P$) 进行超声波的发送接收。这时,系统控制部 6 通过该控制信号使发送延迟电路 12 和束成形器 16 的延迟时间与上述超声波发送接收方向对应地进行顺次切换,同时进行图像数据的生成,将生成的图像数据与附带数据一起保存在图像显示部 8 的显示用图像存储器 22 中(图 12 的步骤 S44 至 S50)。

[0222] 这样,在完成了一幅图像的图像数据生成和保存之后,系统控制部 6 将读出保存在显示用图像存储器 22 中的图像数据,并通过变换电路 23 显示在 CRT 监测器 24 上(图 12 的步骤 S51)。

[0223] 接着用图 13 说明本实施方式中除去残留回声的方法。

[0224] 在图 13(a) 中,从扇形扫描用超声波探头 1 发射的超声波脉冲在发送定时区间①至发送定时区间③进行第 1 扫描方向 θ_1 的超声波发送接收,在发送定时区间④至第 6 发送定时区间⑥进行邻接的第 2 扫描方向 θ_2 的超声波发送接收另外,即使在被检体的模型上也与已表示的图 1 相同,反射体 1 和反射体 3 是被检组织,反射体 2 是造影剂。特别是把

对反射体 3 的超声波发送接收所需要的时间假定成比发送定时脉冲周期 T_r 长的情况。

[0225] 另外,图 13(b) 表示决定超声波脉冲放射定时的发送定时脉冲周期 T_r 的发送定时脉冲,图 13(c) 通过箭头模式化表示在发送定时区间①至发送定时区间⑥从上述反射体 1 至反射体 3 得到的接收信号的高次谐波成分的大小。而图 13(d) 表示在发送定时区间①至发送定时区间③中得到的接收信号加减运算处理结果和在发送定时区间④至发送定时区间⑥中得到的接收信号的加减运算处理结果。

[0226] 这时,例如在发送定时区间①和发送定时区间②,以及发送定时区间④和发送定时区间⑤中分别对 θ_1 方向和 θ_2 方向进行超声波发送接收,另外,在发送定时区间③和发送定时区间⑥中,对 θ_1 方向和 θ_2 方向只进行残留回声的接收。也就是说,如图 13(c) 所示那样,在发送定时区间①中,朝 θ_1 方向发射的超声波脉冲在反射点 A1 至 A3 反射,得到反射强度为 a_{11} 、 a_{21} 和 a_{31} 的接收信号。

[0227] 接着,在发送定时区间②中,同样以第 1 扫描方向 θ_1 发射超声波脉冲,从反射点 A1 至反射点 A3 接收反射强度为 a_{12} 、 a_{22} 和 a_{32} 的接收信号。但是 $a_{11} = a_{12}$ 、 $a_{31} = a_{32}$ 、 $a_{21} \geq a_{22}$ 。另外,因为在利用发送定时区间①的驱动脉冲接收来自反射点 A3 的接收信号之前,在发送定时区间②将发射下一个超声波脉冲,所以来自该反射点 A3 的超声波反射波作为残留回声在发送定时区间②被接收,也就是说,在发送定时区间②接收的来自反射体 A1 和反射体 A2 的接收信号中,混有来自反射体 A3 的残留回声为基础接收信号。

[0228] 在下一个发送定时区间③停止超声波的发送,只进行来自第 1 扫描方向 θ_1 的接收,并得到在第 2 发送定时区间②中接收的来自反射体 A3 的残留回声为基础接收信号。

[0229] 这样,用加法器 18 对在发送定时区间①、发送定时区间②和发送定时区间③中得到的接收信号进行加减运算,如图 13(d) 所示那样,除去从含有残留回声的被检体组织得到的接收信号,并能够只抽取来自造影剂的信号。另外,当在式 (3) 中设 $N_y = 1$ 时,本实施方式的计算器 18 进行从发送定时区间①的接收信号和发送定时区间③的接收信号的和减去发送定时区间②的接收信号的减法处理。接着通过对从扫描方向 θ_2 至扫描方向 θ_P 的超声波发送接收中得到的接收信号进行同样的计算可以高灵敏度地抽取来自造影剂的接收信号。

[0230] 按照上述本发明的第 3 实施方式,因为能排除来自被检体组织的超声波反射波成分,并只抽取来自造影剂的超声波成分,所以能良好地显示在被检体中的血流状态。又因为能除去来自被检体组织的残留回声,所以能缩短发送定时脉冲周期。因为既能减少运动假像,又增加了显示图像的探测频率,所以能显示时间分辨率高的超声波图像。

[0231] 另外,在上述第 1 实施方式的说明中,是针对式 (3) 中 $N_y = 1$ 的情况进行描述的,但在其它值的场合也是有效的。例如在式 (1) 中 $N_y =$ 的情况下,在同一方向上进行发送定时区间①和发送定时区间②的超声波发送接收以及发送定时区间③和发送定时区间④的超声波接收,造影剂反射波抽取部 4A 的计算器 18A 通过从发送定时区间①的接收信号和发送定时区间③的接收信号之和减去发送定时区间②的接收信号和发送定时区间④的接收信号之和的减法处理,可以排除残留回声的影响。

[0232] 变型例

[0233] 接着利用图 14 说明本实施方式的变型例。在该变型例中,相对于预定的扫描方

向,在至少 3 个连续的发送定时区间进行超声波发送接收,接着在通过式 (3) 计算出的 N_y 的发送定时区间进行超声波接收。然后对超声波发送接收的最初的发送定时区间和最后的发送定时区间以及超声波接收的 N_y 的发送定时区间得到的接收信号进行加减计算处理并抽取来自造影剂的接收信号。另外,在图 14 的实施方式中,是针对把同一方向的超声波发送接收次数设定为 4,把超声波接收次数 N_y 设定为 1 的情况进行描述的,但本发明不受这些值的限制。

[0234] 在图 14(a) 中,从扇形扫描用的超声波探头 1 发射的超声波脉冲在发送定时区间①至发送定时区间⑤进行第 1 扫描方向 θ_1 的超声波发送接收以及超声波的接收,在发送定时区间⑥以后的 5 个发送定时区间进行其邻接部的第 2 扫描方向 θ_2 中的超声波发送接收。然后在被检体的模型中,反射体 1 和反射体 3 也是被检体组织,反射体 2 是造影剂的反射体,特别是假定了对反射体 3 的超声波发送接收所必需的时间比发送定时脉冲周期 T_r 长的情况。

[0235] 另外,图 14(b) 表示决定超声波脉冲发射定时的发送定时脉冲周期 T_r 的发送定时脉冲,图 14(c) 通过箭头模式化地表示在发送定时区间①至发送定时区间⑤从第 1 扫描方向 θ_1 的反射体 1 至反射体 3 得到的接收信号的大小,而图 14(d) 表示在发送定时区间①和发送定时区间④以及发送定时区间⑤得到的接收信号的加减运算处理结果。

[0236] 也就是说,在发送定时区间①至发送定时区间④相对第 1 扫描方向 θ_1 进行超声波的发送接收,而在发送定时区间⑤对相同扫描方向 θ_1 只进行残留回声成分的接收。于是在发送定时区间①中对扫描方向 θ_1 发射的超声波脉冲在反射点 A1 至反射点 A3 反射,得到反射强度为 a_{11} 、 a_{21} 和 a_{31} 的接收信号。

[0237] 同样,在发送定时区间②至发送定时区间④中,也对相同的第 1 扫描方向 θ

[0238] 1 发射超声波脉冲,这时从反射点 A1 得到反射强度为 a_{12} 至 a_{14} 的接收信号,从反射点 A2 得到反射强度为 a_{22} 至 a_{24} 的接收信号。而从反射点 A3 得到反射强度为 a_{32} 至 a_{34} 的接收信号。但 $a_{11} = a_{12} = a_{13} = a_{14}$, $a_{31} = a_{32} = a_{33} = a_{34}$, $a_{21} > a_{22} > a_{23} > a_{24}$ 。

[0239] 另外,在发送定时区间②至发送定时区间④的接收信号中,混入了通过发送定时区间①至发送定时区间③的超声波发送接收从反射体 3 上得到的作为残留回声成分的接收信号。

[0240] 在随后的区间⑤因为停止发送超声波,只相对第 1 扫描方向 θ_1 进行接收,所以只有通过发送定时区间④的超声波发送接收在反射体 3 上得到的作为残留回声成分的接收信号被接收。

[0241] 从这样得到的接收信号中选择发送定时区间①和发送定时区间④以及发送定时区间⑤的接收信号,在计算器 18A 中通过进行加减运算,如图 14(d) 所示那样,除去从包含有残留回声的被检体组织得到的接收信号,从而能只抽取来自造影剂的接收信号。另外,本变型例中的计算器 18A 进行从发送定时区间①的接收信号与发送定时区间⑤的接收信号之和减去发送定时区间④的接收信号的减法处理。

[0242] 同样,通过对由扫描方向 θ_2 至扫描方向 θ_P 的超声波发送接收得到的接收信号也进行计算,可以高灵敏度地抽取来自造影剂的接收信号。

[0243] 本变型例在受一次超声波照射的造影剂破碎不显著的情况下是有效的,也就是

说,在本变型例中,用发送定时区间①的接收信号和发送定时区间④的接收信号对来自造影剂的接收信号进行加减运算处理。而因为发送定时区间④的超声波发送接收是对进行第3次超声波照射后已经十分破碎的造影剂进行的,所以这时得到的来自造影剂的接收信号与发送定时区间①中得到的来自造影剂的接收信号相比明显减小,因此通过上述加减运算处理能高灵敏度地得到来自造影剂的接收信号。

[0244] 第4实施方式

[0245] 下面用图15和图16说明本发明的第4实施方式。

[0246] 该第4实施方式的特征在于:通过与第3实施方式同样的程序对同一方向进行多次超声波发送接收,通过对得到的多个接收信号进行加减运算处理抽取来自造影剂的接收信号并生成图像数据。(第1图像数据),同时也对来自被检体组织的接收信号进行并行收集生成图像数据(第2图像数据)。另外虽然本实施方式描述的是与图14所示的第3实施方式变型例同样把同一方向的发送接收次数设定为4,把接收次数N设定为1的情况,但不受这些次数的限定。

[0247] 装置的结构

[0248] 图15是表示第4实施方式中超声波诊断装置100的构成的方框图,与已在图11中示出的第3实施方式的差异在于:在超声波诊断装置主体50中,追加了用于根据来自被检体组织的接收信号生成图像数据的组织反射波增强部4B和信号处理部5B。

[0249] 该组织反射波增强部4B包括波形存储器17B、计算器18B和滤波电路19B。而波形存储器17B保存在规定的方向上从第1发送定时区间至第4发送定时区间的超声波发送接收中得到的接收信号和通过第5发送定时区间的超声波接收得到的接收信号。

[0250] 另外,计算器18B对在规定方向上从第1发送定时区间至第4发送定时区间的超声波发送接收中得到的接收信号进行相加计算,并且通过对该相加结果和通过第5发送定时区间的超声波接收得到的接收信号进行减法运算来增强从被检体组织得到的接收信号和降低由残留回声引起的影响。

[0251] 并且滤波电路19B对包含在从造影剂得到的接收信号中的基波成分和其高次谐波成分进行分离。另外上述滤波电路19B也可以配置在波形存储器17B的前级。

[0252] 另外,信号处理部5B包括包络线检波器20B和对数变换器21B,其对组织反射波增强部4B的输出信号进行信号处理,并生成图像数据(第2图像数据),而且包络线检波器20B对输入的数字信号进行包络线检波,而对数变换器21B对接收信号的振幅进行对数变换以增强相对弱的信号。

[0253] 图像数据的生成程序。

[0254] 接着利用图15和图16说明本实施方式中的图像数据生成程序。通过与第3实施方式同样的程序,系统控制部6在第1发送定时区间至第4发送定时区间向超声波发送部2和超声波接收部3发送控制信号,对第1扫描方向 θ_1 进行超声波的发送接收。然后在超声波接收部3的加法器25中对从超声波振动子得到的接收信号进行相加合成。接着将加法器25合成的各个发送定时区间的接收信号供给造影剂反射抽取部4A和组织反射波增强部4B,并分别保存在波形存储器17A和波形存储器17B中。

[0255] 接着系统控制部6在第5发送定时区间进行上述第1扫描方向 θ_1 的超声波接收,把这时从加法器25得到的接收信号即第4发送定时区间的残留回声成分分别保存在造影

剂反射波抽取部 4A 和组织反射波增强部 4B 的波形存储器 17A 和波形存储器 17B 中。

[0256] 然后,造影剂反射波抽取部 4A 的计算器 18A 从保存在波形存储器 17A 中的第 1 扫描方向 θ_1 上的 5 个接收信号中分别读出第 1 发送定时区间和第 4 发送定时区间的接收信号,以及第 5 发送定时区间的接收信号并进行加减运算处理,借此除去包含残留回声的来自被检体组织的接收信号,并且只抽取来自造影剂的接收信号。

[0257] 接着将在计算器 18A 中抽取的来自造影剂的接收信号送给滤波电路 19A。然后通过滤波电路 19A 选择的来自造影剂的接收信号中的高频成分在信号处理部 5A 的包络线检波器 20A 和对数变换器 21A 中进行包络线检波和对数变换后生成针对造影剂的第 1 图像数据,将该第 1 图像数据暂时存储在图像显示部 8 的显示用图像存储器 22 中。

[0258] 另外,组织反射波增强部 4B 的计算器 18B 读出保存在波形存储器 17B 中的第 1 扫描方向上的第 1 发送定时区间至第 4 发送定时区间的信号,并将这些信号相加。接着读出第 5 发送定时区间的接收信号,从相加后的接收信号中减去第 5 发送定时区间的接收信号。通过这样的加减运算处理,可以提高 S/N,并且能得到除去残留回声的来自被检体组织和造影剂的接收信号。另外,在进行上述加减运算处理时,必需把第 5 发送定时区间的接收信号预先放大到 3 倍。

[0259] 接着,将在计算器 18B 中抽取的来自造影剂和被检体组织的接收信号供给滤波电路 19B。然后,通过滤波电路 19B 选择的接收信号的高次谐波成分在信号处理部 5B 的包络线检波器 20B 和对数变换器 21B 中进行包络线检波和对数变换后生成对包括造影剂的被检体组织的第 2 图像数据,将该第 2 图像数据保存在图像显示部 8 的显示用图像存储器 22 中。

[0260] 如果通过上述程序完成了第 1 扫描方向 θ_1 中的图像数据的生成和保存,则可将超声波的发送接收方向逐个顺次更新 $\Delta\theta$,并对 $\theta_P = \theta_1 + (P-1)\Delta\theta$ ($P = 2 \sim P$) 的各个方向用与上述同样的程序进行超声波的发送接收。然后将生成的第 2 图像数据和附带数据一起保存在图像显示部 8 的显示用图像存储器 22 中。根据来自系统控制部 6 的控制信号将这样保存的 1 幅图像的造影剂第 1 图像数据和被检体组织的第 2 图像数据从显示用图像存储器 22 中读出后,通过变换电路 23 显示在 CRT 监测器 24 上。

[0261] 另外,上述关于造影剂的第 1 图像数据和关于被检体组织的第 2 图像数据最好是并列显示或重叠显示,特别在重叠显示的情况下,可以通过例如彩色显示与造影剂有关的第 1 图像数据,使其与被检体组织的第 2 图像数据的识别更加容易。

[0262] 接着用图 16 说明本实施方式的效果,但因为造影剂反射波抽取部 4A 与图 14 所示的第 3 实施方式的变型例相同,所以省略其说明,在此只说明组织反射波增强部 4B。

[0263] 在图 16(a) 中,从扇形扫描用超声波探头 1 发射的超声波脉冲在发送定时区间①至发送定时区间 5 进行第 1 扫描方向 θ_1 的超声波发送接收以及超声波接收,在发送定时区间⑥以后的 5 个发送定时区间进行其邻接的第 2 扫描方向 θ_2 的超声波发送接收和超声波接收。并且对该被检体的模型而言,也假定反射体 1 和反射体 3 是被检体组织,反射体 2 是造影剂,特别是假定了对反射体 3 的超声波发送接收所需要的时间比测定周期 T_r 长的情况。

[0264] 另外,图 16(b) 表示决定超声波脉冲发射定时的发送定时脉冲周期 T_r 的发送定时脉冲,图 16(c) 是通过箭头模式化表示在发送定时区间①至发送定时区间⑤中得到的来自第 1 扫描方向 θ_1 的反射体 1 至反射体 3 的接收信号的大小。而图 16(d) 表示在发送定时

区间①至发送定时区间⑤得到的接收信号的加减运算结果。

[0265] 也就是说,在发送定时区间①和发送定时区间④中对第 1 扫描方向 θ_1 进行超声波的发送接收,在发送定时区间⑤只进行来自第 1 扫描方向 θ_1 的残留回声成分的接收。并且在发送定时区间①中,朝第 1 扫描方向 θ_1 发射的超声波脉冲在反射点 A1 至 A3 反射,得到反射强度为 a_{11} 、 a_{21} 和 a_{31} 的接收信号。

[0266] 同样,在发送定时区间②至发送定时区间④中也对第 1 扫描方向 θ_1 发射超声波,并分别从反射点 A1 得到反射强度为 a_{12} 至 a_{14} ,从反射点 A2 得到反射强度为 a_{22} 至 a_{24} ,从反射点 A3 得到反射强度为 a_{32} 至 a_{34} 的接收信号。但 $a_{11} = a_{12} = a_{13} = a_{14}$, $a_{31} = a_{32} = a_{33} = a_{34}$, $a_{21} > a_{22} > a_{23} > a_{24}$ 。在发送定时区间②至发送定时区间④的接收信号中,混入了在发送定时区间①至发送定时区间③的超声波发送接收中从反射体 3 得到的作为残留回声成分的接收信号。

[0267] 因为在下一个发送定时区间⑤停止超声波的发送,只进行对第 1 扫描方向 θ_1 的接收,所以只接收在发送定时区间④的超声波发送接收中来自反射体 A3 的残留回声成分。

[0268] 计算器 18B 对通过上述方法得到的发送定时区间①至发送定时区间④和发送定时区间⑤的接收信号进行加减处理,由此改善了来自包含造影剂的被检体组织的接收信号的系统信噪比 S/N 和排除了残留回声成分。另外,在本实施方式中,通过从发送定时区间①至发送定时区间④的接收信号之和减去放大 3 倍后的发送定时区间⑤的接收信号来抵销残留回声成分。

[0269] 同样,通过对从第 2 扫描方向 θ_2 至第 P 扫描方向 θ_P 的超声波发送接收中得到的接收信号进行加减运算处理,使来自包含造影剂的被检体组织的接收信号的 S/N 得到改善和排除残留回声。

[0270] 另外,虽然在上述第 2 图像数据中混有来自被检体组织的接收信号和来自造影剂的接收信号,但是如果通过例如将发送定时区间②至发送定时区间④或发送定时区间③和发送定时区间④的接收信号相加来代替发送定时区间①至发送定时区间④的接收信号的相加运算,也能大幅度减少造影剂的成分。

[0271] 因为按照上述本发明的第 4 实施方式,可以从来自被检体组织的超声波反射波的成分中分离出来自造影剂的超声波反射波成分,所以能良好地表示被检体中的血流状态。另外,因为能除去来自被检体组织的残留回声,所以能缩短发送定时脉冲周期。

[0272] 因此,既能减少运动假像,又能因提高了显示图像的帧频而显示时间分辨能力优良的超声波图像

[0273] 另外,按照本实施方式,可以并行地生成以来自造影剂的接收信号为基础的第 2 图像数据,和以来自被检体组织的接收信号为基础的第 2 图像数据。因此,能通过并列显示或重叠显示这些图像数据来正确捕捉相对造影剂的被检体组织或被检体脏器的位置关系。

[0274] 另外,上述第 4 实施方式中,描述了根据来自包含造影剂的被检体组织的接收信号生成图像数据的方法,但该方法对改善来自不用造影剂的常规超声波诊断法中被检体组织的接收信号的 S/N 和排除残留回声也是有效的。

[0275] 以上对本发明的实施方式进行了描述,但本发明不受上述的实施方式的限制,可以进行变型实施。例如在预定方向上的超声波发送接收次数和超声波接收次数不受上述实施方式的值的限定。

[0276] 另外,上述第 1 实施方式和第 2 实施方式中的驱动脉冲的极性都是从正极性开始示例表示的,但也可以从负极性开始,并可以以各发送接收方向为单位任意设定最初的驱动脉冲极性。

[0277] 另外,在这些实施方式中,将高次谐波成分表示成 2 次谐波,但高次谐波的次数也不受限定,而且以上是针对将脉冲变换法和滤波法并用的情况描述的,但滤波电路 19 不是必需的,特别是在体动和脏器运动少的场合也可以不用滤波电路。

[0278] 另外,在第 3 实施方式和第 4 实施方式中,将驱动脉冲表示成同一极性的情况,但也可以使用正极性驱动脉冲和负极性驱动脉冲进行相对同一方向的超声波发送接收。另外,在这些实施方式中,通过选择来自造影剂的接收信号和来自被检体的接收信号中的高次谐波成分进行第 1 图像数据和第 2 图像数据的生成,但也可以根据基波成分生成第 1 图像数据和第 2 图像数据中至少一个。

[0279] 另外,在第 3 实施方式和第 4 实施方式中,是针对进行用滤波器电路 19A 和 19B 进行高次谐波成分选择的情况说明的,但也可以用基波成分和基波成分以及高次谐波成分合成的结果,在该情况下,滤波器电路 19A 或滤波器电路 19B 不是必需的。另外滤波电路 19A 和滤波电路 19B 也可以设置在波形存储器 17A 和波形存储器 17B 的前级。

[0280] 利用上述实施方式,通过对在同一方向上进行多次超声波发送接收得到的接收信号进行加减处理,可以在不增加运动假像的情况下排除残留回声。

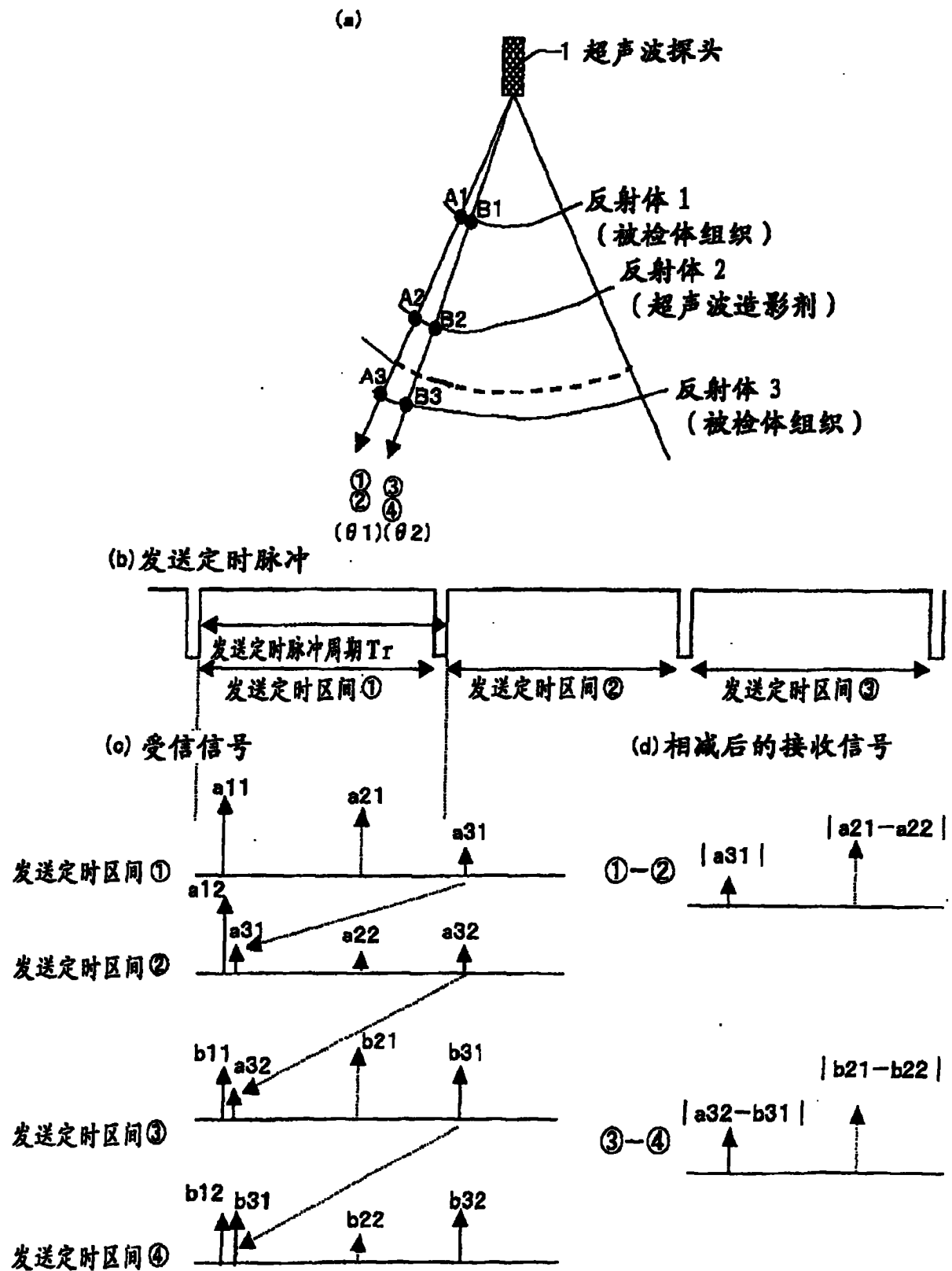


图 1

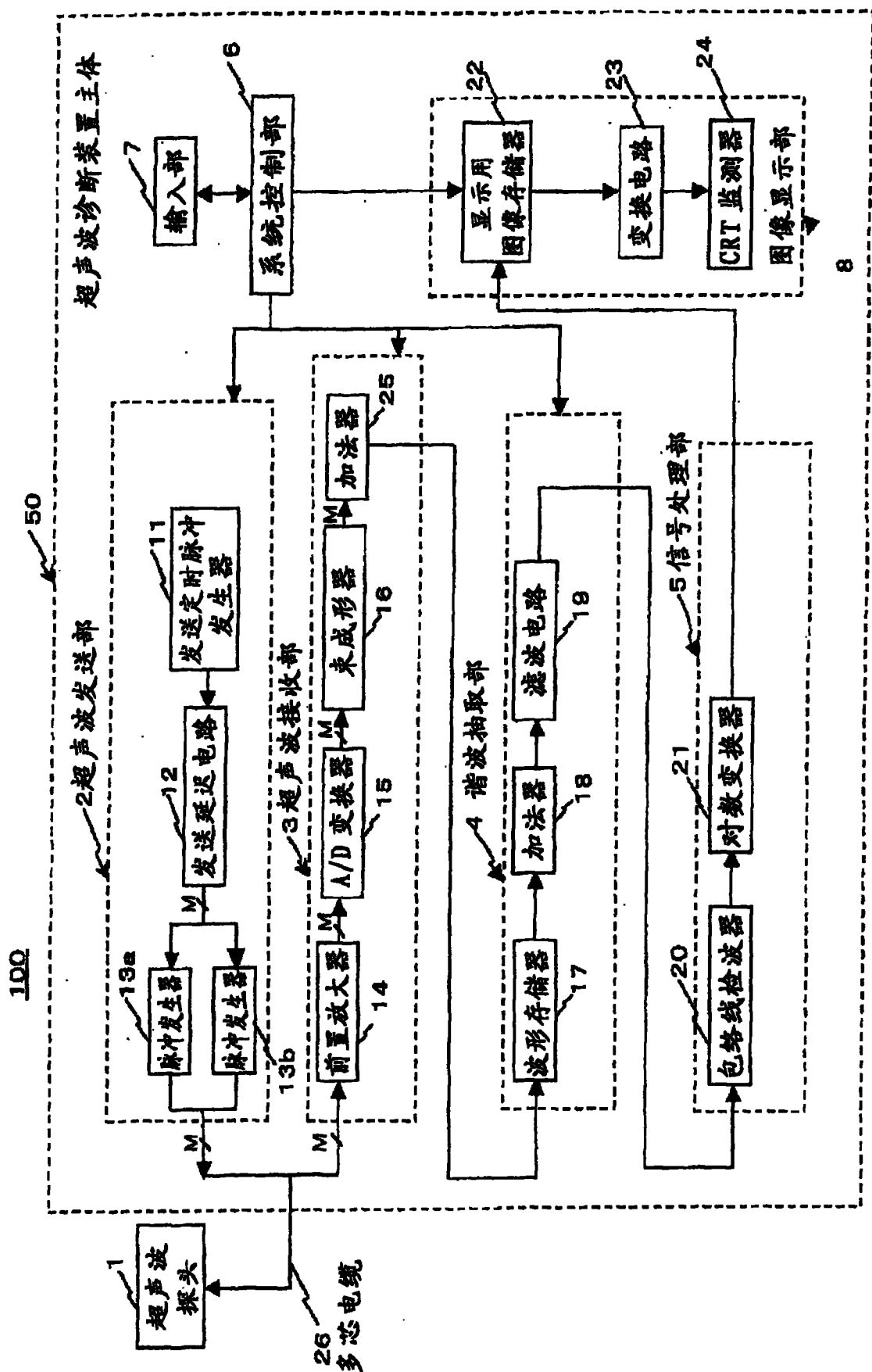


图 2

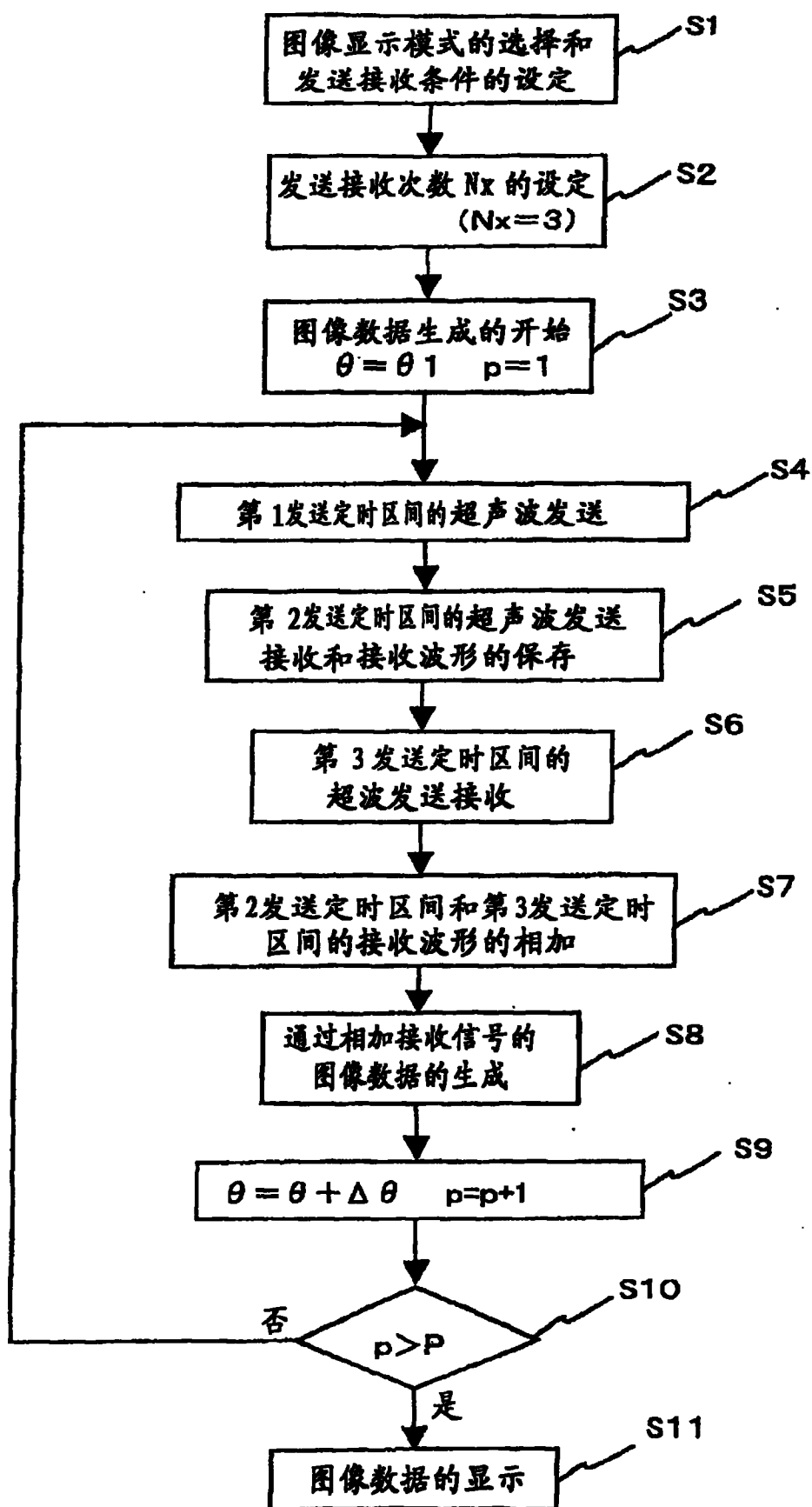


图 3

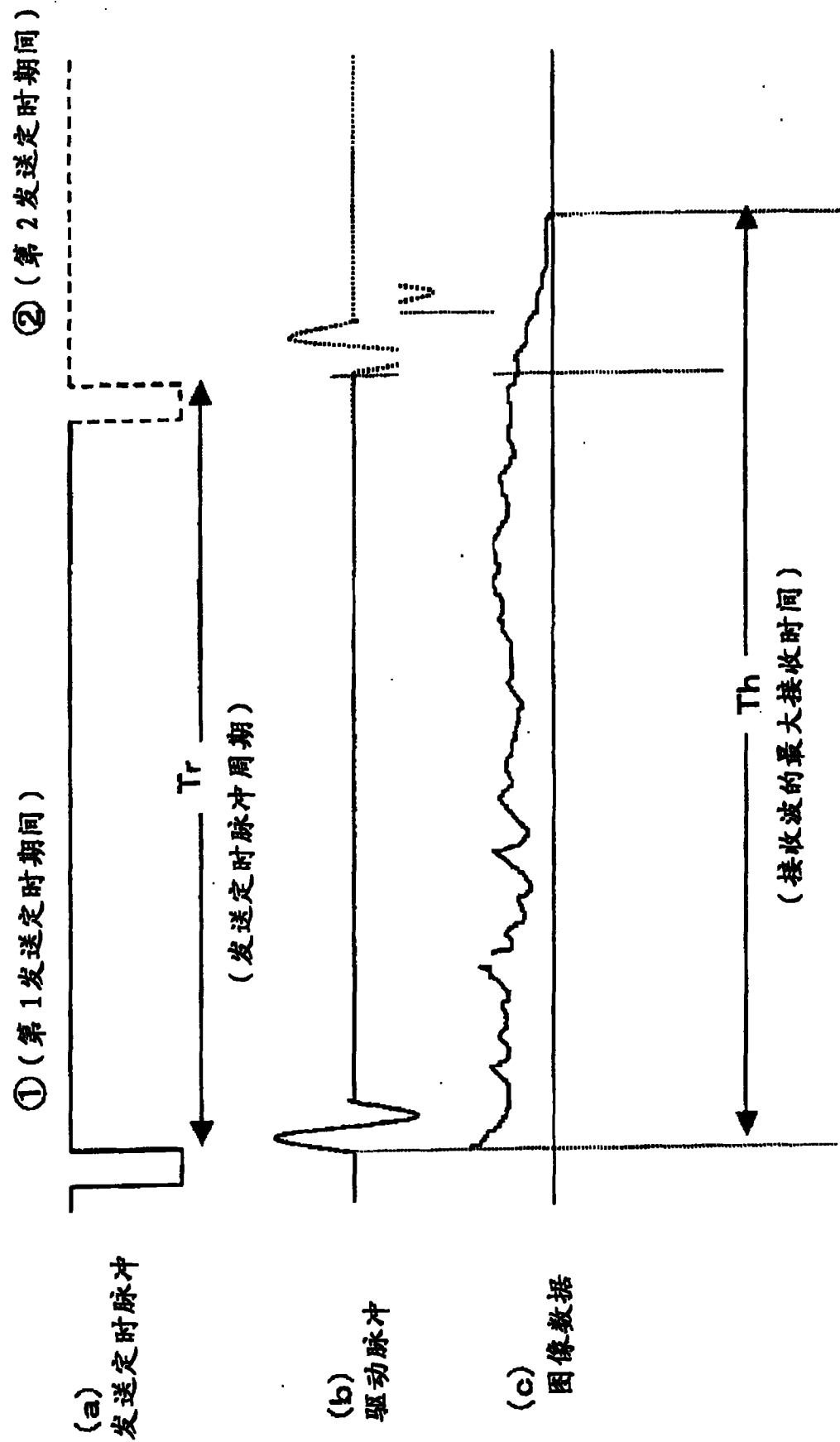


图 4

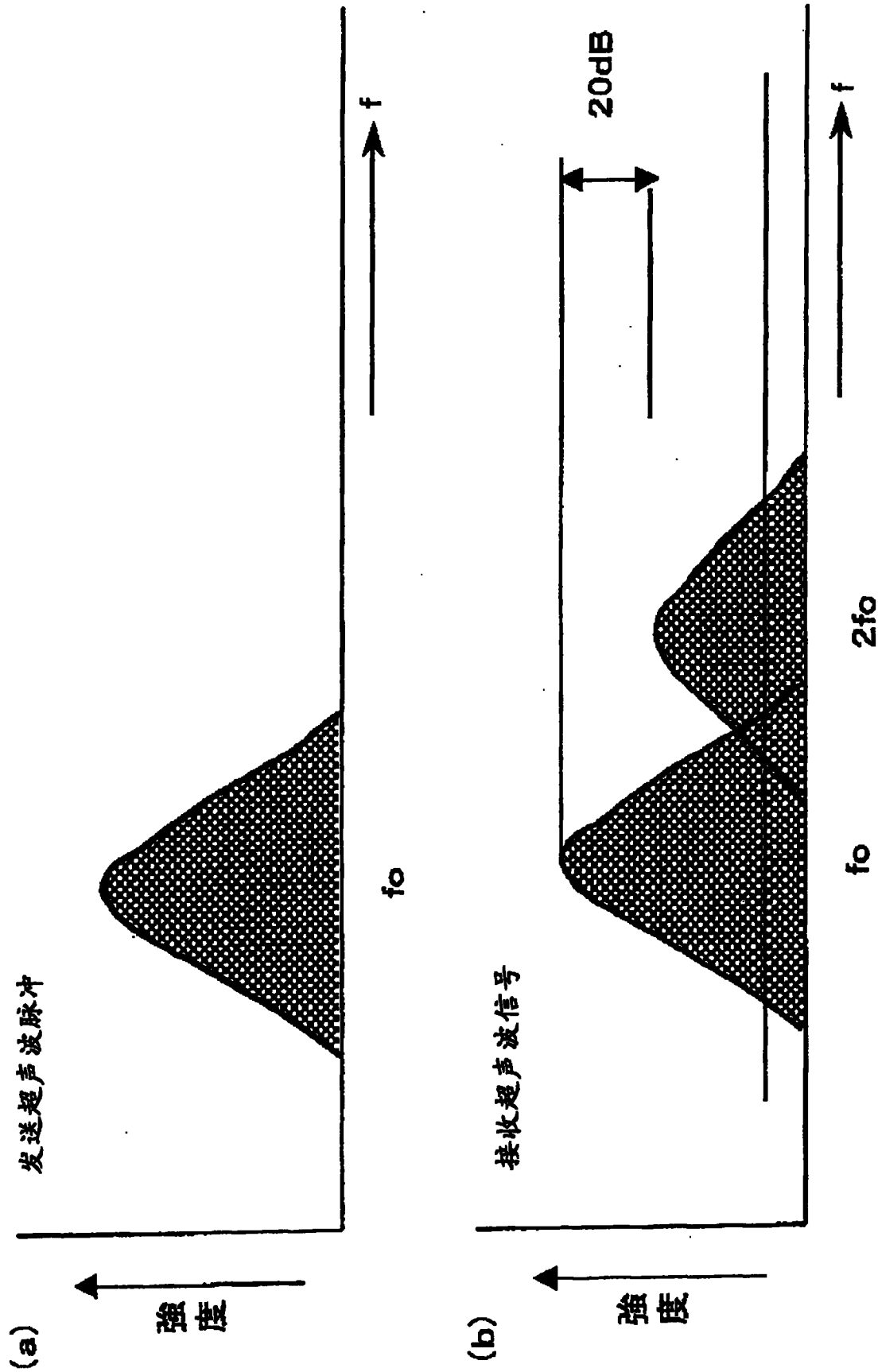


图 5

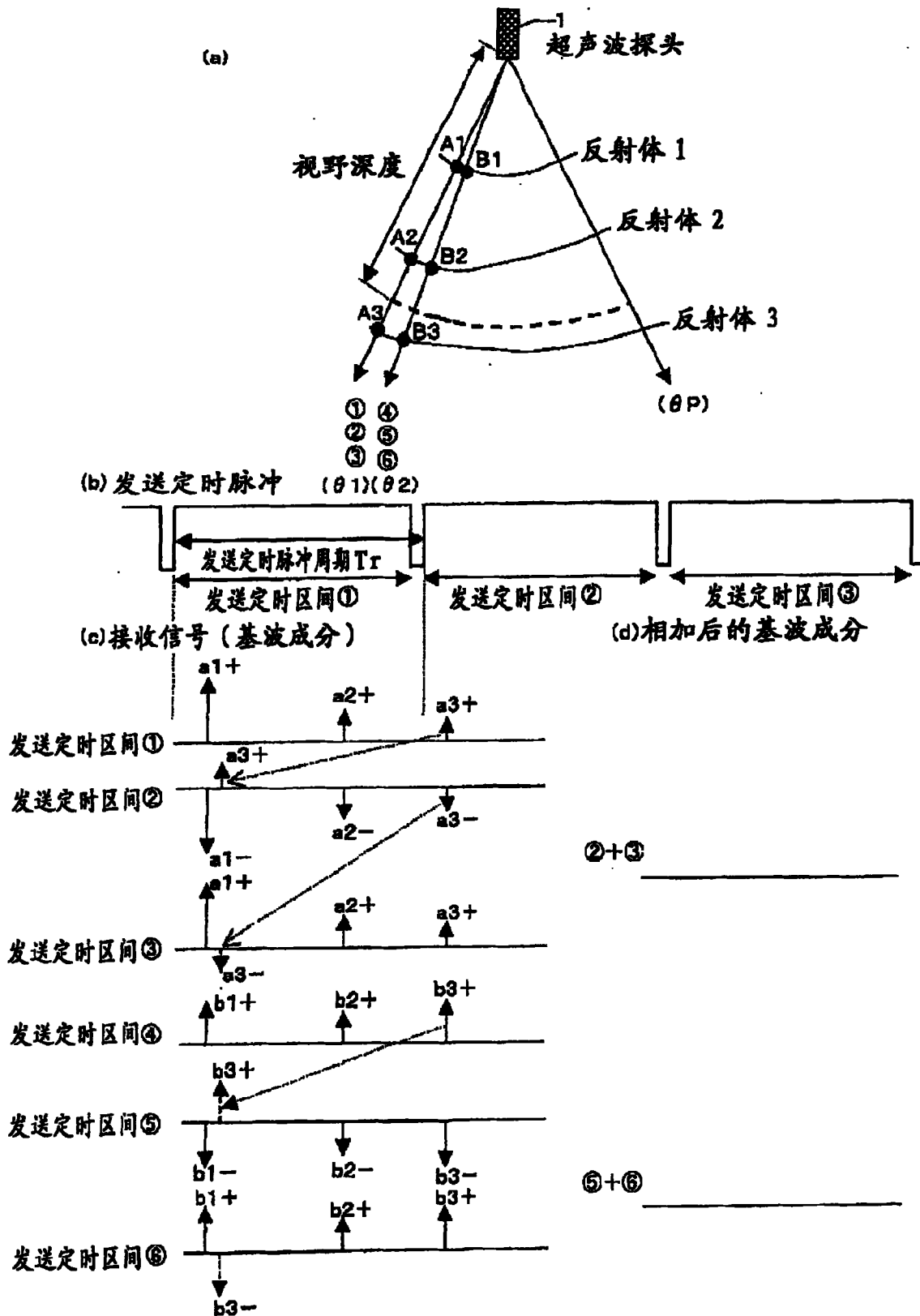


图 6

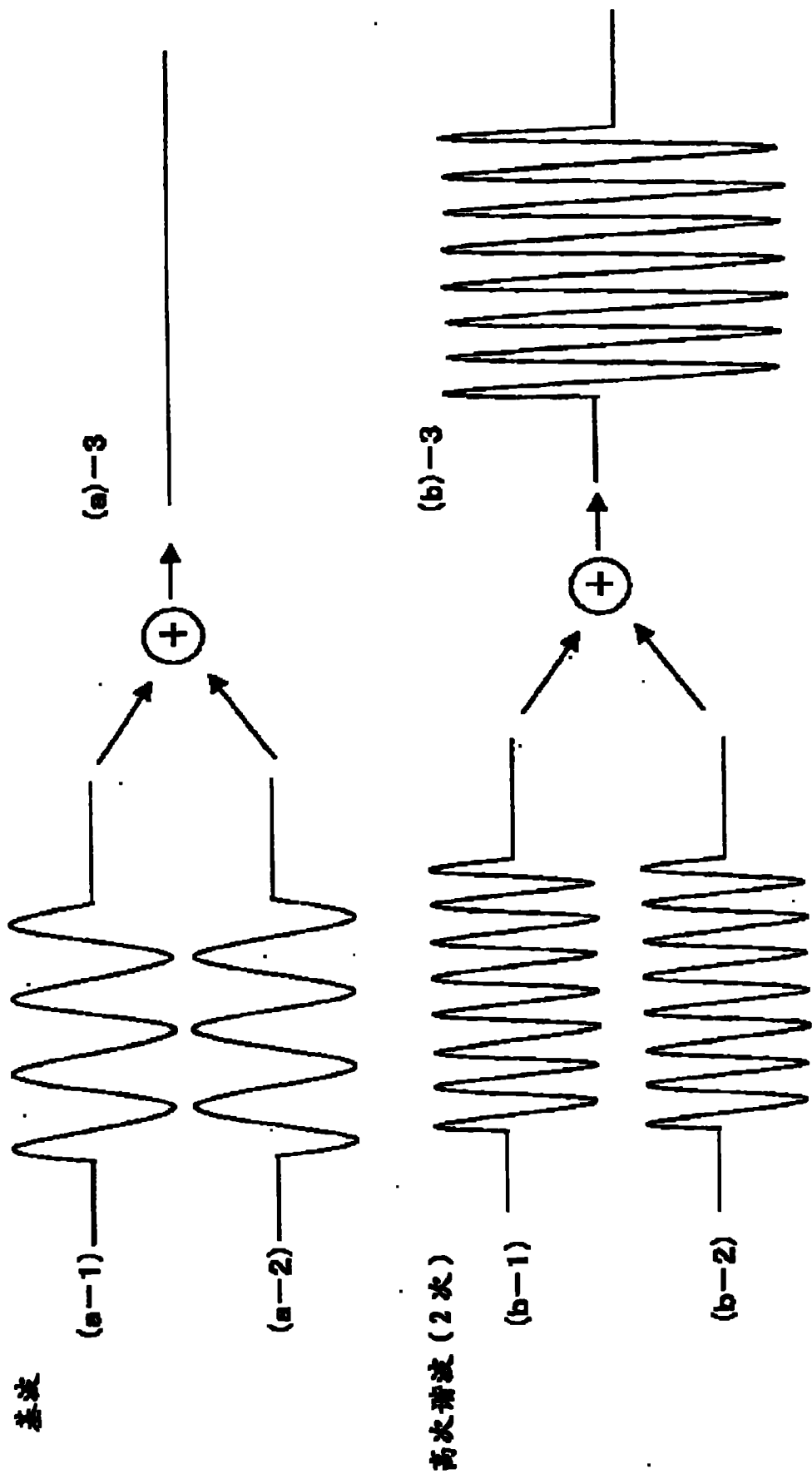


图 7

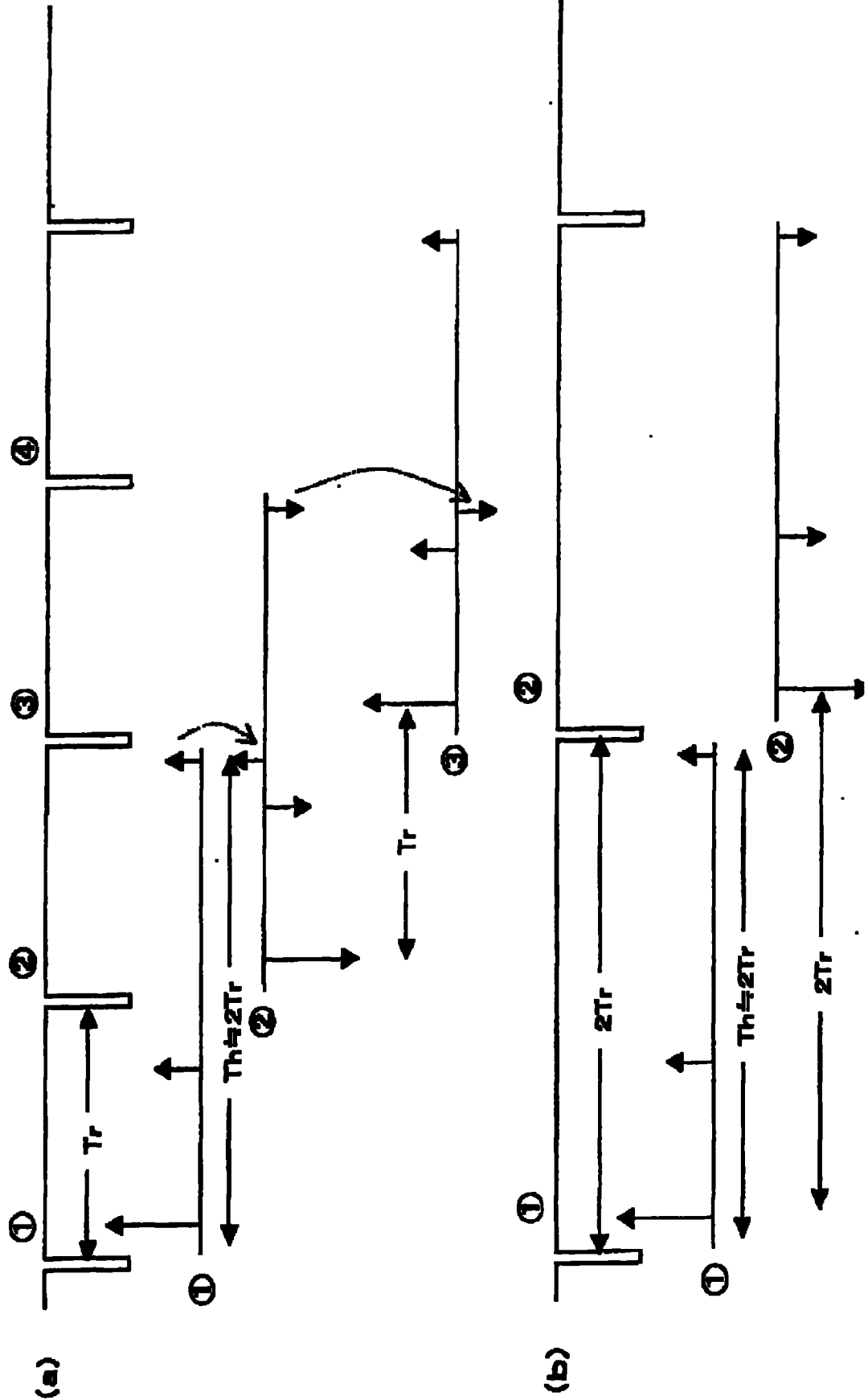


图 8

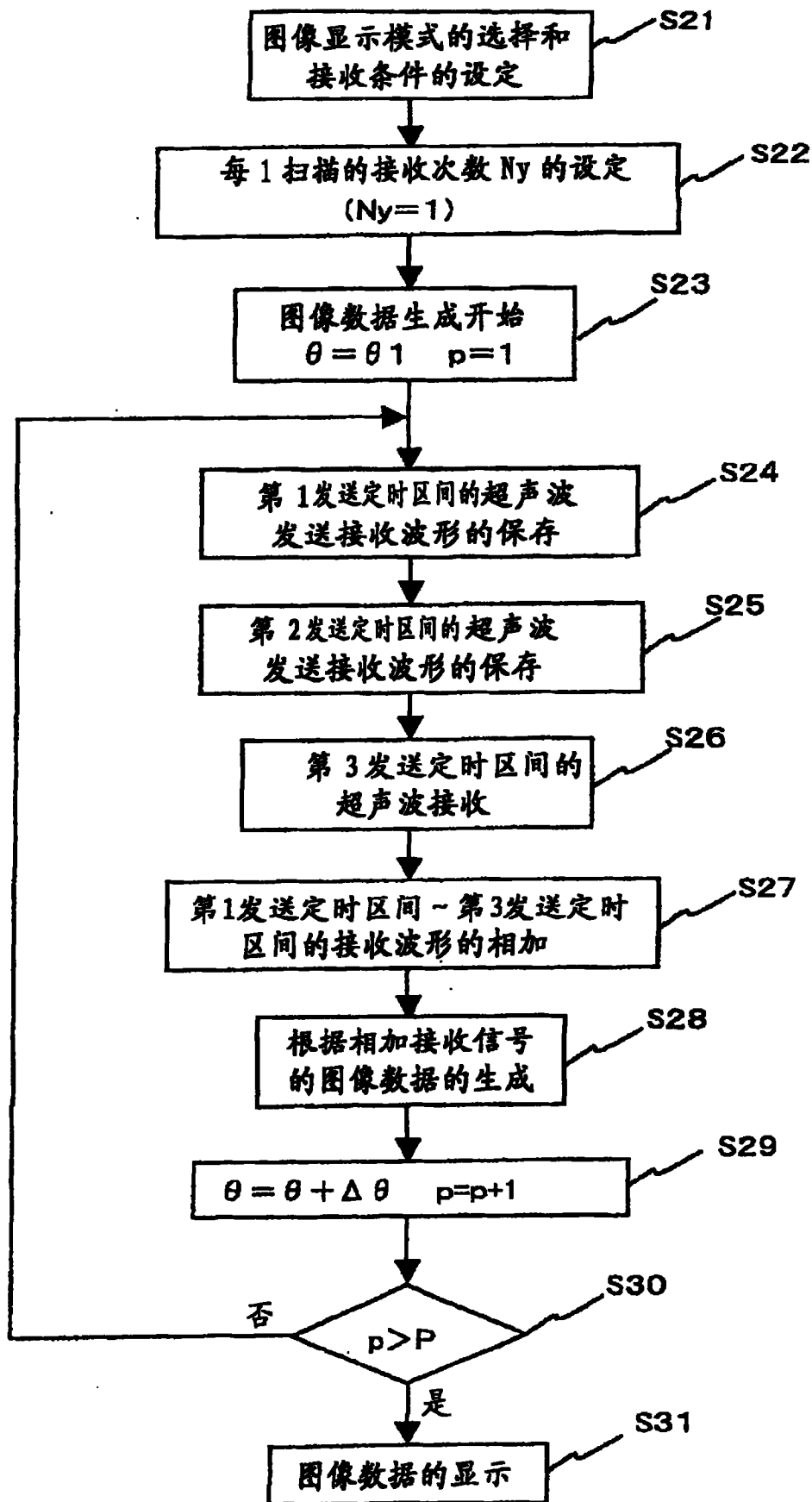


图9

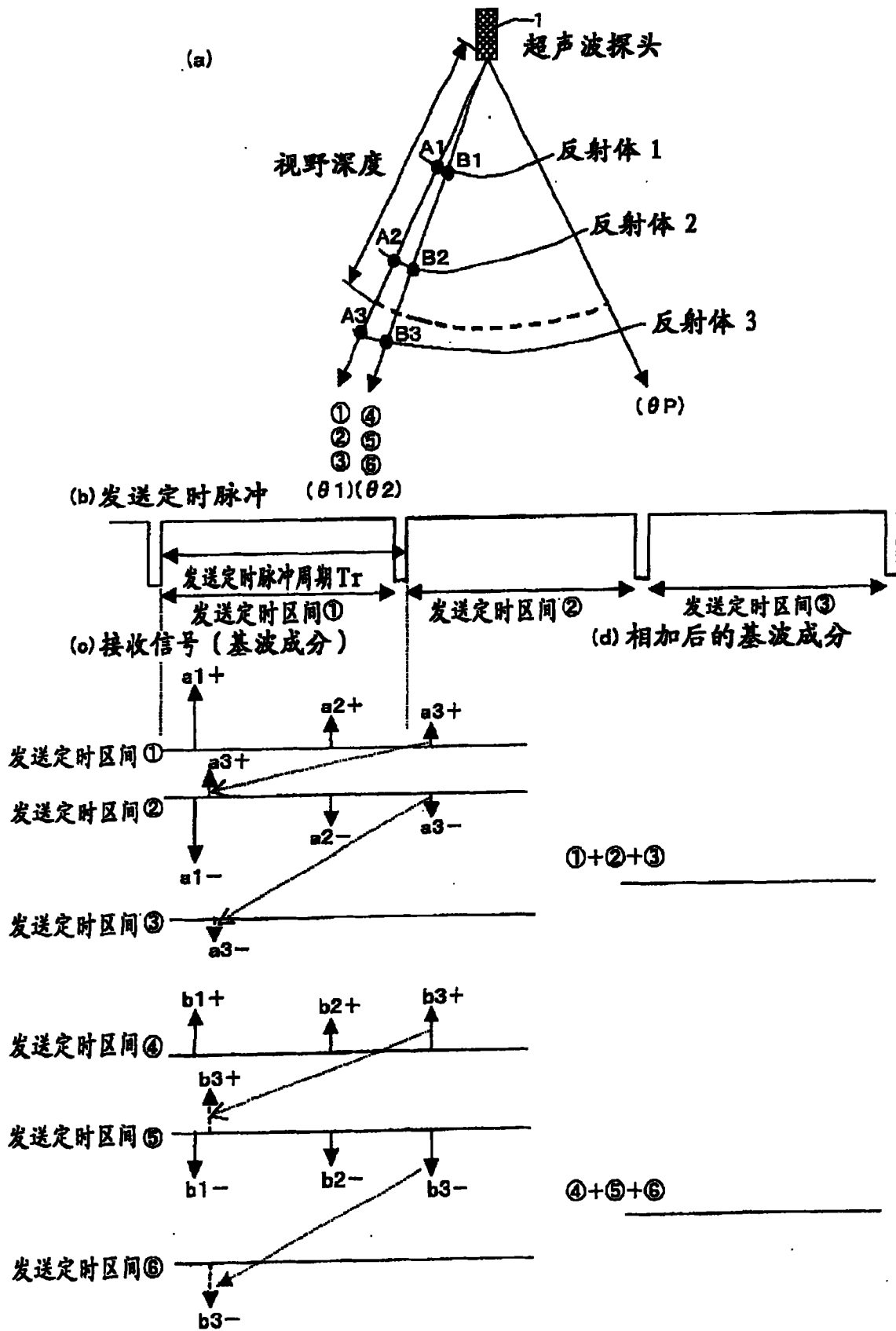


图 10

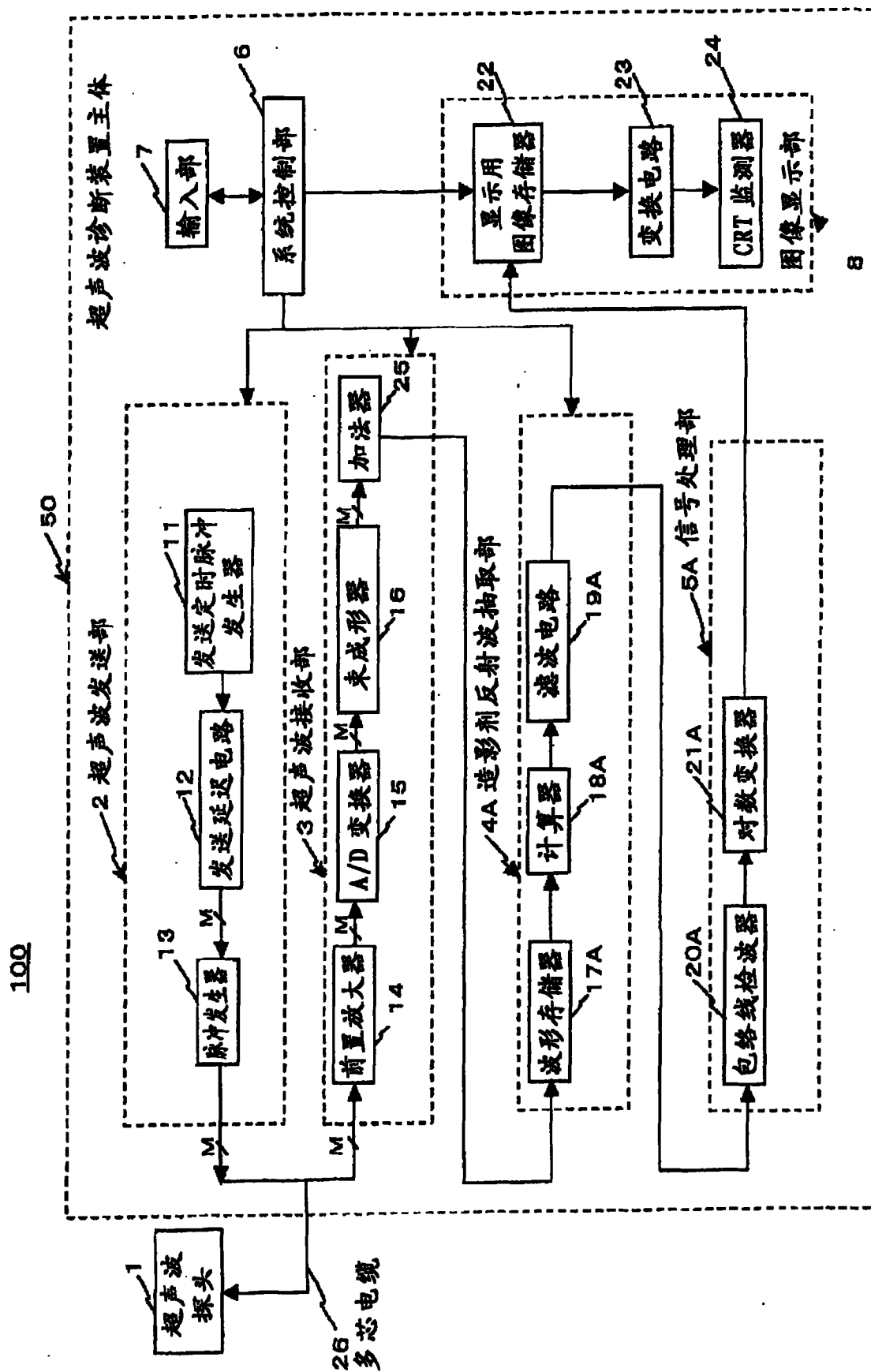


图 11

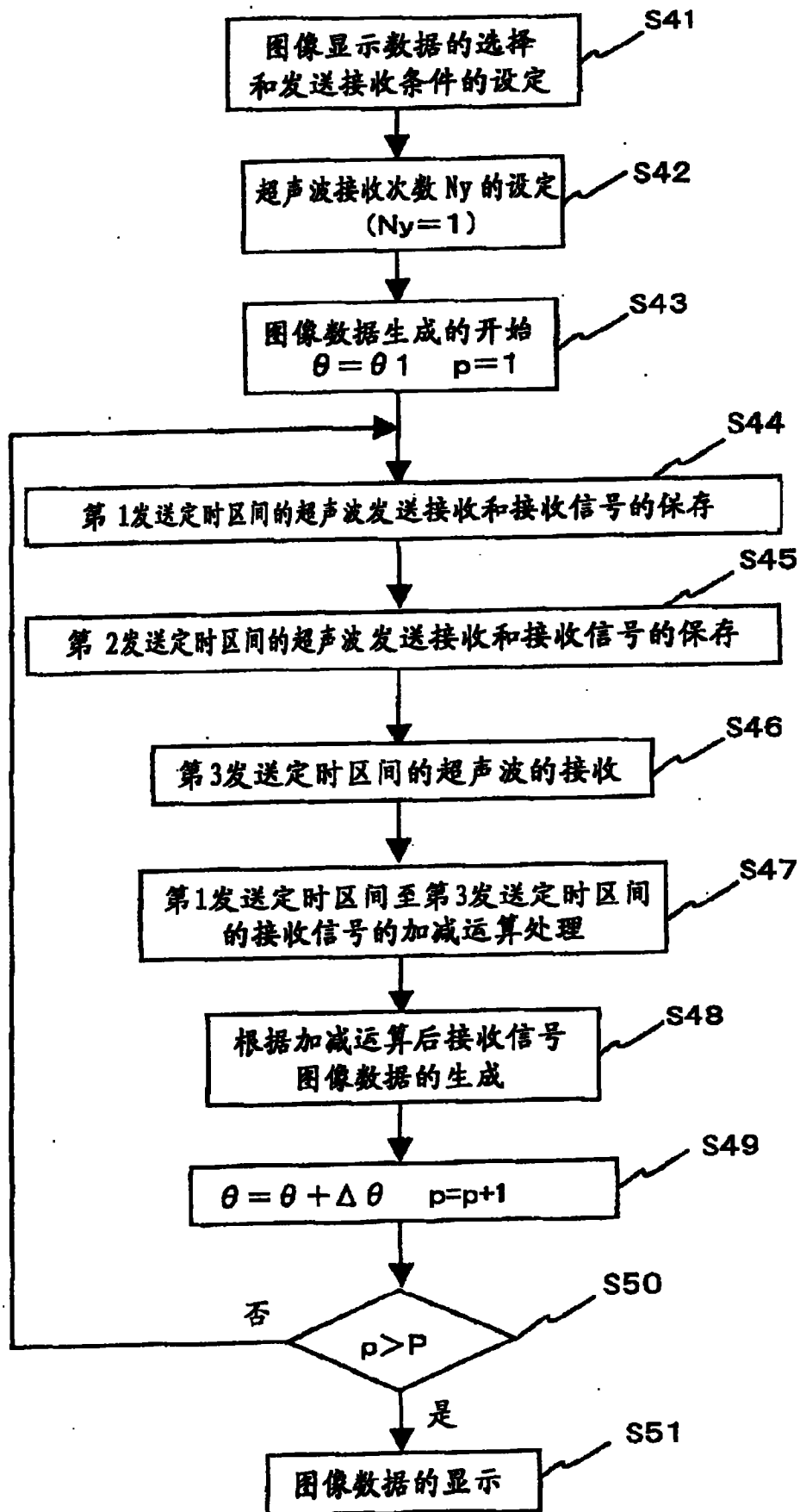


图 12

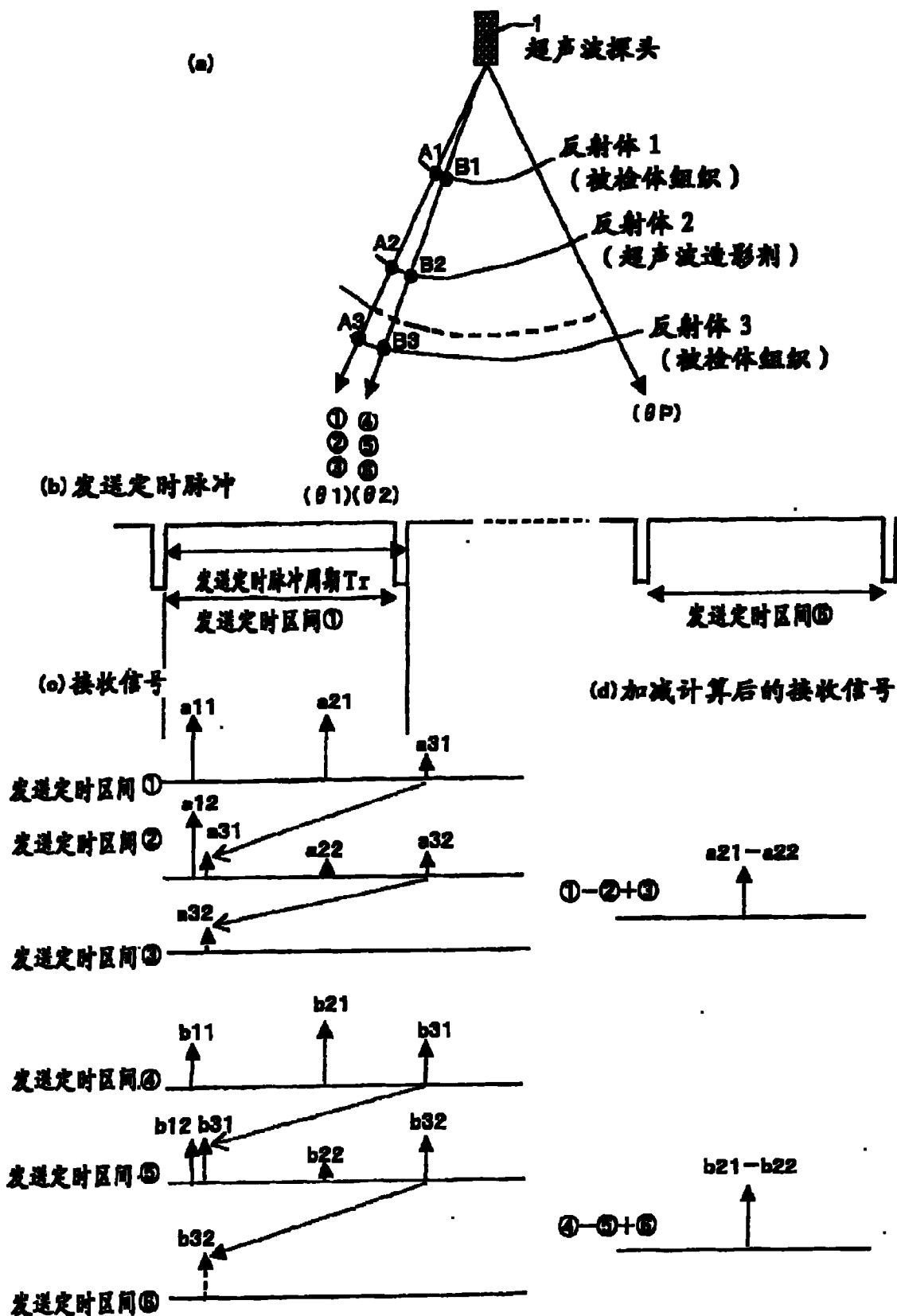


图 13

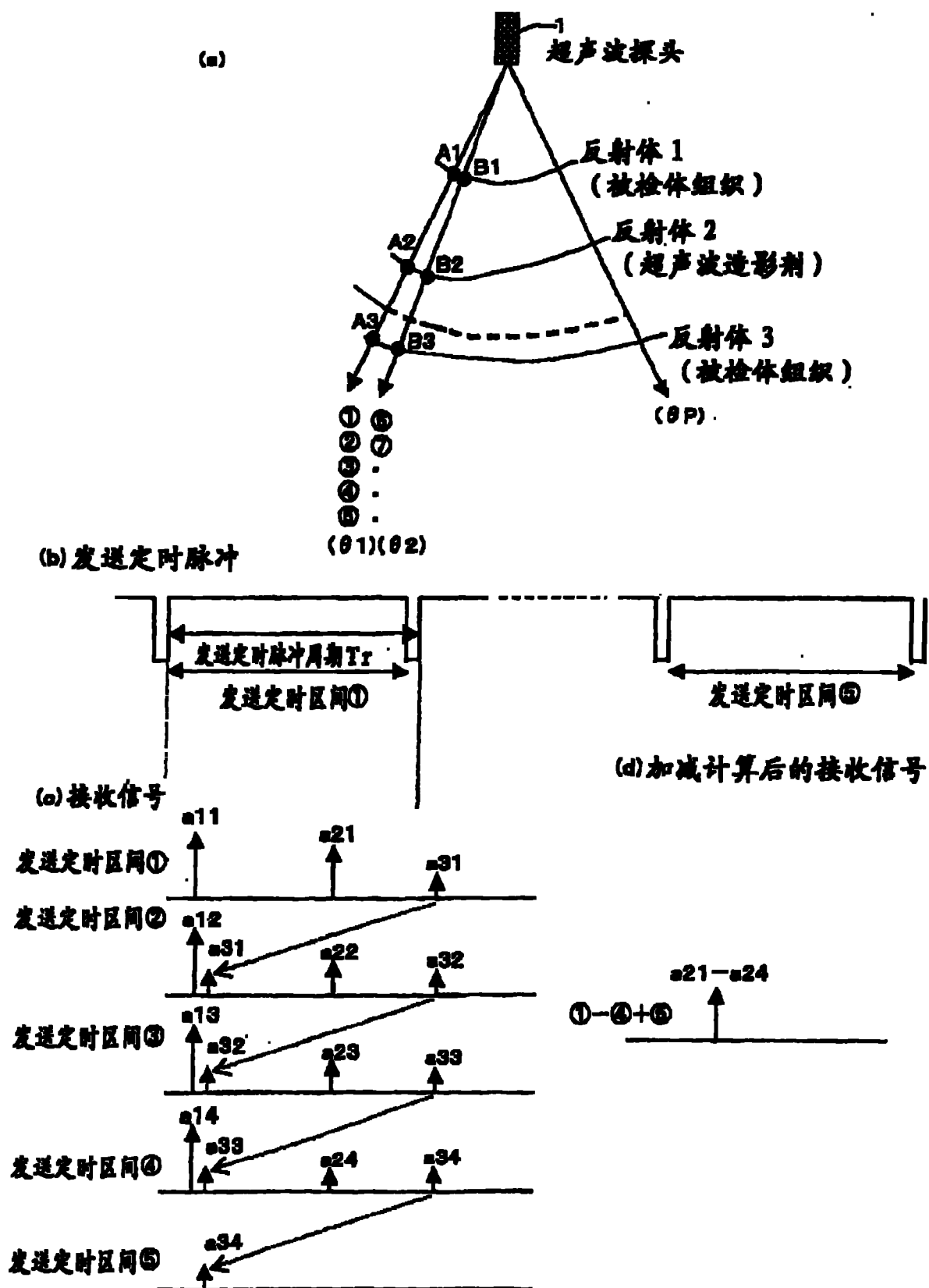


图 14

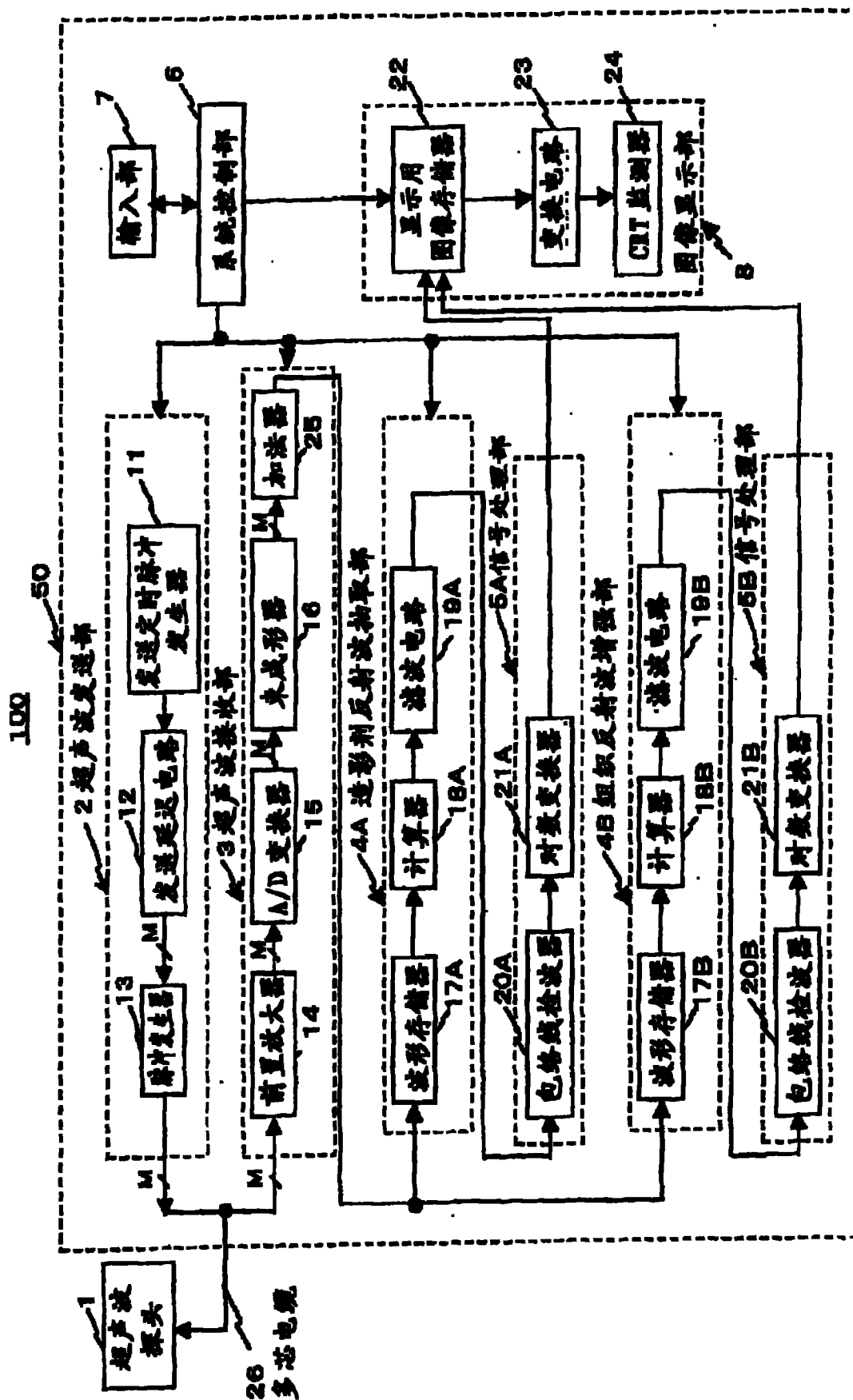


图 15

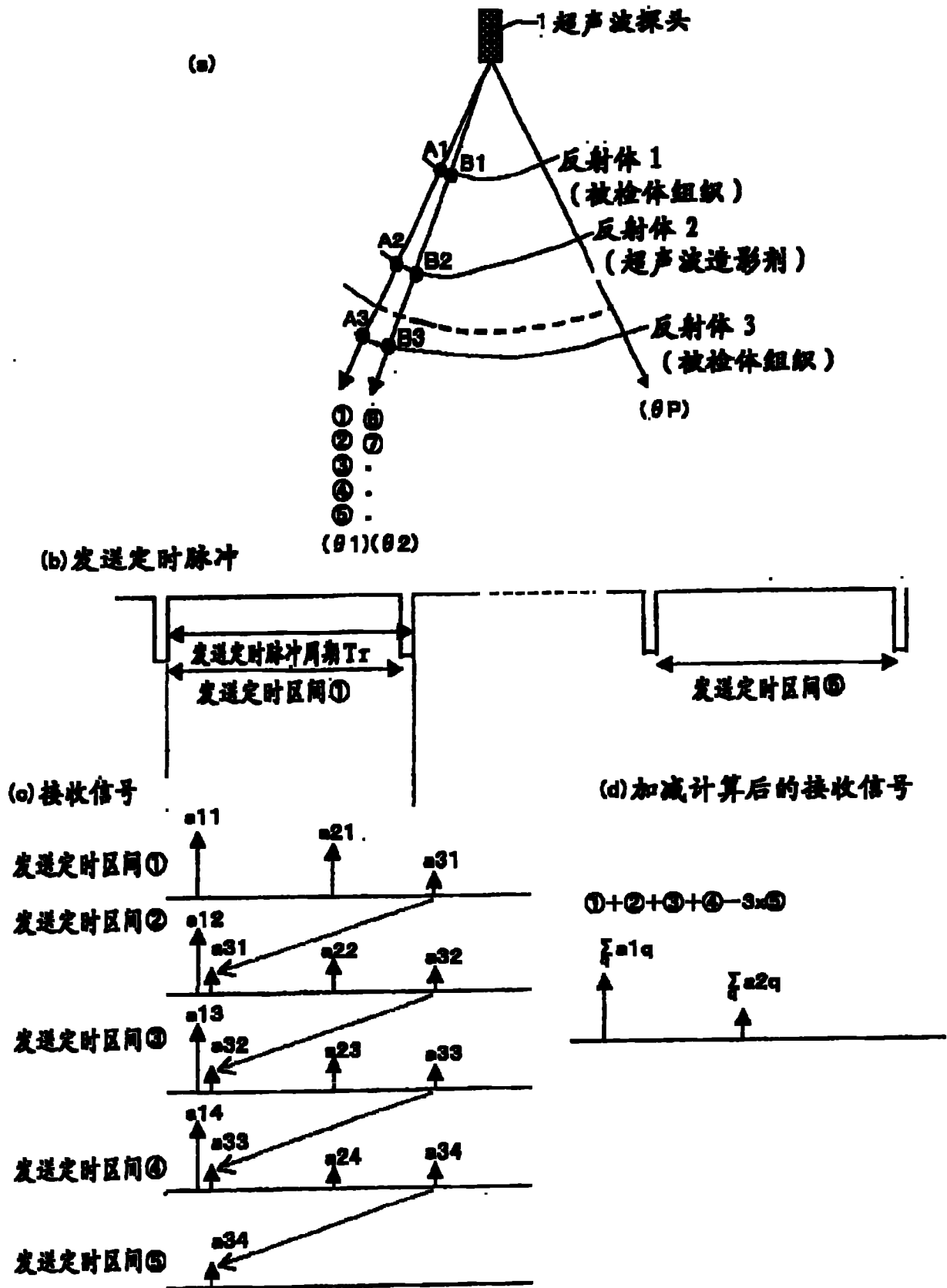


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1515229B	公开(公告)日	2010-04-28
申请号	CN200310123176.8	申请日	2003-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	挂江明弘 平间信 川岸哲也 今村智久		
发明人	挂江明弘 平间信 川岸哲也 今村智久		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/481		
代理人(译)	李德山		
审查员(译)	熊茜		
优先权	2002296907 2002-10-10 JP 2003165023 2003-06-10 JP		
其他公开文献	CN1515229A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置包括：相对规定的超声波扫描方向交替切换驱动波形的极性，同时对超声波振动子进行N(N是3以上的整数)次驱动的振动子驱动装置。另外，接收装置根据通过该驱动从超声波探头发射的超声波反射波以规定的间隔得到多个接收信号，通过谐波抽取装置，从所述多个接收信号中把所期望的接收信号相加或相减抽取包含在接收信号中的谐波成分。

