

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102933154 A

(43) 申请公布日 2013. 02. 13

(21) 申请号 201180027361. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 05. 25

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-128405 2010. 06. 04 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 12. 03

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/061952 2011. 05. 25

(87) PCT申请的公布数据

W02011/152260 JA 2011. 12. 08

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 桥场邦夫 吉川秀树 林达也

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 齐秀凤

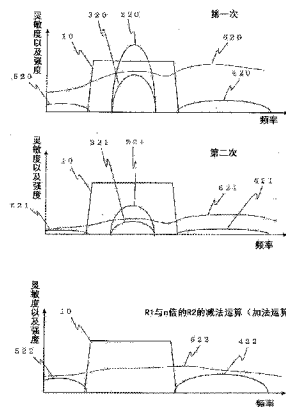
权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种用于在超声波造影图像中描绘出高 CTR 的图像的超声波诊断装置。在超声波诊断装置中,将发送脉冲发送到被检体,通过超声波探头接收来自注入所述被检体的超声波造影剂的反射回波,并进行图像化,以如下方式发送所述发送脉冲:由于所述被检体的声音非线性性质,所述发送脉冲在所述被检体中传播的过程中,由构成所述发送脉冲的频率成分的非线性相互作用产生的和音成分与差音成分在所述超声波探头的频率灵敏度区域中不产生。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

发送部,具备波形产生单元和放大单元,产生发送信号;

超声波探头,将从所述发送部产生的所述发送信号转换为声信号以向被检体发送超声波的发送脉冲,并接收来自所述被检体的反射回波;以及

接收部,进行所接收的反射回波的信号处理,

其中,所述发送部以如下方式产生所述发送信号:将由于构成所述发送脉冲的频率成分的声波的非线性相互作用而在所述被检体内产生的和音成分或差音成分排除在所述超声波探头的频率灵敏度区域之外。

2. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

发送部,具备波形产生单元和放大单元,产生发送信号;

超声波探头,将从所述发送部产生的所述发送信号转换为声信号以向被检体发送超声波的发送脉冲,并接收来自所述被检体的反射回波;以及

接收部,进行所接收的反射回波的信号处理,

其中,所述发送部以如下方式产生所述发送信号:将由于构成所述发送脉冲的频率成分的声波的非线性相互作用而在所述被检体内产生的和音成分与差音成分排除在所述超声波探头的频率灵敏度区域之外。

3. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

发送部,具备波形产生单元和放大单元,产生发送信号;

超声波探头,将从所述发送部产生的所述发送信号转换为声信号以向被检体发送超声波的发送脉冲,并接收来自所述被检体的反射回波;以及

接收部,进行所接收的反射回波的信号处理,

其中,所述发送部以如下方式产生所述发送信号:将由于构成所述发送脉冲的频率成分的声波的非线性相互作用而在所述被检体内产生的和音成分与差音成分排除在所述发送脉冲的频带之外,

所述接收部包括从由所述超声波探头接收到的反射回波中提取与所述发送脉冲的频带相当的频带成分的单元。

4. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

发送部,具备波形产生单元和放大单元,产生发送信号;

超声波探头,将从所述发送部产生的所述发送信号转换为声信号以向被检体发送超声波的发送脉冲,并接收来自所述被检体的反射回波,具有中心频率为 f_{pc} 和分数带宽为 B_p 的频率灵敏度区域;以及

接收部,进行所接收的反射回波的信号处理,

其中,所述超声波探头接收:

发送具有与所述中心频率 f_{pc} 大致相同的中心频率和 $(2-B_p)/2$ 以下的分数带宽的脉冲即第一发送脉冲 P1 而接收的第一接收回波 R1;以及

从所述超声波探头在与第一发送脉冲 P1 相同的扫描线上发送使第一发送脉冲 P1 的振幅为 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 的脉冲即第二发送脉冲 P2 而接收的第二接收回波 R2,

所述接收部对第一接收回波 R1 和将第二接收回波 R2 的振幅变为 n 倍后的接收回波 R2' 进行减法运算,以得到所述扫描线上的接收回波 R。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述超声波探头的频率灵敏度区域是所述超声波探头能够收发的超声波的频带。
6. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述超声波探头的频率灵敏度区域是所述超声波探头能够收发的超声波的频带。
7. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述发送脉冲的分数带宽为 $2/3$ 以下。
8. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述超声波探头的频率灵敏度区域是所述超声波探头能够收发的超声波的频带。
9. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述 n 用 2 的 m 次方表示,其中 m 为整数。
10. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述 m 为 1 ,所述 n 为 2 。
11. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述第一发送脉冲 P_1 的振幅为 P_0 时,所述第二发送脉冲 P_2 的振幅为 $P_0/2$ 。
12. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述第一发送脉冲 P_1 以及所述第二发送脉冲 P_2 的条件,基于根据所述超声波探头的频率灵敏度区域求出的所述中心频率 f_{pc} 与所述分数带宽 B_p 来确定。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,尤其涉及对注入生物体内的超声波造影剂进行图像化的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是从超声波探头将超声波脉冲发送到生物体内,并且通过超声波探头接收在生物体内散射或反射的超声波回波,对接收的超声波回波进行各种信号处理,据此得到生物体组织断层像或血流图像等的装置,广泛用于医疗诊断。

[0003] 作为该超声波诊断装置的摄像法之一,有使用超声波造影剂的超声波造影法。超声波造影法是将用某种方法使微米数量级大小的微小气泡(微泡)稳定化后得到的制剂作为超声波造影剂预先静脉注射到生物体内,进行超声波摄像的方法,广泛用于恶性肿瘤或梗塞这样的反映于血管系统的疾病的诊断中。

[0004] 对于超声波诊断中主要使用的数 MHz 的超声波,该微气泡系列的超声波造影剂表现出非常强的非线性响应。因此,超声波造影法中的超声波回波的非线性成分中,较多地包含来自超声波造影剂的超声波回波,已经尝试通过提取该非线性成分的超声波回波并进行图像化,描绘出血管结构等。使用图 2 以及图 3 详细说明该以往技术。

[0005] 图 2 是一并显示上述以往技术中的超声波的发送脉冲以及接收回波的频带、和超声波探头的灵敏度区域的频谱图。

[0006] 从探头灵敏度区域 10 的超声波探头对发送脉冲 200 进行发送,进行基于超声波造影法的摄像后,线性组织回波成分 300、非线性组织回波成分 400 以及 500、和造影回波成分 600 包含在接收回波中被接收。此处,线性组织回波成分 300 是基于发送脉冲 200 的基波成分的来自组织的接收回波。另外,非线性组织回波 400 是基于发送脉冲 200 在生物体内传播的过程中产生的二次谐波成分(发送脉冲 200 中包含的基波的频率成分的和音)的来自组织的接收回波。非线性组织回波成分 500 与非线性组织回波成分 400 同样,是基于发送脉冲 200 在生物体内传播的过程中产生的非线性成分的来自组织的接收回波,是基于发送脉冲 200 中包含的基波的频率成分的差音的接收回波。

[0007] 造影回波成分 600 通过造影剂的较强的非线性响应,在探头灵敏度区域 10 的频率范围内以较高的强度广泛分布,而非线性组织回波成分 400 以及 500 是由生物体组织的声音非线性效果(波形失真或其积累)产生的成分,因此相对于线性组织回波成分 300 的强度的比率较小。对此,通过用由通过频带 40 表示的滤波器等对非线性组织回波成分 400 分布的频带进行处理,能够提取仅造影回波成分 600 的强度较大的频率成分,用以此方式提取的频率成分的信号进行图像化。据此,能够描绘出相对而言不埋没于来自组织的信号的血管图像。在该以往技术中,线性组织回波成分 300 分布的频带与非线性组织回波成分 400 分布的频带需要足够分离,在图像化中必然不使用探头灵敏度区域 10 的低频侧的频带。

[0008] 接着,使用图 3 说明其他的现有技术。

[0009] 图 3 说明了如下方法,即进行由第一发送脉冲 210 得到的接收回波 R1、与由使第一

发送脉冲 210 正负反转并与第一发送脉冲 210 在同一扫描线上发送的第二发送脉冲 211 得到的接收回波 R2 的加法运算, 据此除去基于发送脉冲的基波成分的来自组织的反射回波, 这种方法被称为脉冲反转法。

[0010] 来自第一发送脉冲 210 的接收回波 R1 中, 包含: 基于发送脉冲 210 的基波成分的来自组织的线性组织回波成分 310、基于第一发送脉冲 210 在生物体内传播的过程中产生的和音及差音的非线性成分的来自组织的非线性组织回波成分 410 及 510、以及造影回波成分 610。另外, 来自第二发送脉冲 211 的接收回波 R2 中, 包含: 基于发送脉冲 211 的基波成分的来自组织的线性组织回波成分 311、基于第一发送脉冲 211 在生物体内传播的过程中产生的和音及差音的非线性成分的来自组织的非线性组织回波成分 411 及 511、以及造影回波成分 611。

[0011] 通过对接收回波 R1 与接收回波 R2 进行加法运算, 线性组织回波成分 310 及 311 由于为线性过程所以被除去, 最终提取出造影回波成分 610 及 611 相加得到的造影回波成分 612、和音的非线性组织回波成分 410 及 411 相加得到的和音的非线性组织回波成分 412、以及差音的非线性组织回波成分 510 及 511 相加得到的差音的非线性组织回波成分 512。

[0012] 根据该脉冲反转法, 和音以及差音的非线性组织回波成分 412 以及 512 的强度比除去的对于基波的线性组织回波成分 310 以及 311 的强度小, 能够使用在探头灵敏度区域 10 中广泛围地包含的造影回波成分 612 的信号成分进行图像化, 能够用宽频带并且相对而言不埋没于来自组织的信号的造影回波来构筑血管图像。

[0013] 如上所述, 在超声波造影法中, 重要的是提高来自超声波造影剂的回波与来自生物体组织的回波的强度比 (Contrast-to-Tissue Ratio, 或者称为 CTR), 除了上述以往技术以外, 以下所示的高 CTR 化方法是众所周知的。

[0014] 例如, 专利文献 1 中公开了分别在发送与接收中对同一扫描线进行三次以上的振幅与相位得到控制的收发序列, 以抑制组织回波成分的方法。根据该技术, 作为三次收发序列的例子, 第一次进行基于振幅为 1、相位为 0 度的发送脉冲 P1 的收发, 第二次进行基于振幅为 2、相位为 180 度的发送脉冲 P2 的收发, 第三次进行基于振幅为 1、相位为 0 度的发送脉冲 P3 的收发, 使三次的接收回波的权重为 1 : 1 : 1 进行加法运算。其结果是, 组织回波的线性成分得到抑制, 而来自造影剂的回波由于对发送脉冲的振幅、相位表现出非线性的响应, 所以即使进行上述加法运算也不会被抑制。由此实现造影回波与组织回波的分离, 与上述使用图 2、图 3 说明的以往技术的较大差异在于, 积极地使用对发送脉冲的基波成分的造影回波成分实现高 CTR 化。

[0015] 作为另一高 CTR 化方法的例子, 专利文献 2 中公开了利用和音的非线性组织回波成分的频带产生于探头灵敏度区域以外这样的发送脉冲, 对同一扫描线进行两次以上发送, 积极地使用对发送脉冲的基波成分的造影回波成分实现高 CTR 化的方法。上述两次以上的各发送脉冲在振幅、相位或极性中的至少一个方面实施不同的调制, 抑制线性组织回波成分与和音的非线性组织回波成分, 由此实现高 CTR 化。

[0016] 现有技术文献

[0017] 专利文献

[0018] 专利文献 1 : 美国专利 6494841 号

[0019] 专利文献 2 : JP 特表 2004-504911 号

发明内容

[0020] 发明要解决的问题

[0021] 上述以往技术中的高 CTR 化方法根据图像化主要使用的造影回波的频率成分,大致分为两种。一种方法使用由图 2 以及图 3 说明的造影剂的二次谐波区域中的响应,另一种方法使用专利文献 1 以及专利文献 2 中所示的造影剂的基波区域中的响应。

[0022] 对于前者而言,所使用的造影回波成分的区域中存在和音的非线性组织回波成分。另外,若使用宽频带的发送脉冲,则差音的非线性组织回波成分也进入探头灵敏度区域。因此,以 CTR 来看,存在 T 的成分相对于 C 的成分变得较大的问题。。

[0023] 对于后者而言,主要使用造影剂的基波区域的响应,但在专利文献 1 公开的技术中,非线性组织回波成分也包含在探头灵敏度区域中。以 CTR 来看,通过提高 C 的成分实现高 CTR 化,但在发送脉冲的音压较大的情况下,存在 T 的成分以较大的比例产生的问题。

[0024] 另外,在专利文献 2 公开的技术中,非线性组织回波成分中,虽然和音的非线性组织回波成分在探头灵敏度区域外产生,但是差音的非线性组织回波成分在探头灵敏度区域内产生,若使用发送脉冲的音压较大、频带较宽的发送脉冲,则差音的非线性组织回波成分达到不可忽略的水平,存在导致 CTR 的降低的问题。

[0025] 用于解决问题的手段

[0026] 本发明鉴于以上以往技术的问题点而作,提供通过基本抑制或基本排除和音与差音双方的非线性组织回波成分,描绘高 CTR 的超声波造影图像的超声波诊断装置。

[0027] 即,本发明的超声波诊断装置是一种将发送脉冲发送到被检体,通过超声波探头接收来自注入所述被检体的超声波造影剂的反射回波,并进行图像化的超声波诊断装置,以如下方式发送所述发送脉冲:由于所述被检体的声音非线性性质,所述发送脉冲在所述被检体中传播的过程中,由构成所述发送脉冲的频率成分的非线性相互作用产生的和音成分与差音成分中的一者或者两者被排除在所述超声波探头的灵敏度区域外。此处,所谓探头的灵敏度区域,是指探头能够收发的超声波的频带。

[0028] 另外,本发明的超声波诊断装置是一种将发送脉冲发送到被检体,通过超声波探头接收来自注入所述被检体的超声波造影剂的反射回波,并进行图像化的超声波诊断装置,以如下方式发送所述发送脉冲:由于所述被检体的声音非线性性质,所述发送脉冲在所述被检体中传播的过程中,由构成所述发送脉冲的频率成分的非线性相互作用产生的和音成分与差音成分中的一者或者两者被排除在所述发送脉冲的频带外,该超声波诊断装置包括提取由所述超声波探头接收的回波中的、与所述发送脉冲的频带相当的频带成分的单元。

[0029] 图像化所使用的造影回波主要是对所述发送脉冲的基波成分的区域中的响应,为了抑制对基波成分的组织回波,如脉冲反转法那样对同一扫描线进行两次收发。对于两次收发,实施调幅、极性反转,进行抑制对基波成分的组织回波的收发序列处理。

[0030] 根据本发明的第一方式,提供如下超声波诊断装置。即,从具有中心频率为 f_{pc} 和分数带宽为 B_p 的频率灵敏度区域的超声波探头发送第一发送脉冲 P1,并接收第一接收回波 R1,从所述超声波探头在与第一发送脉冲 P1 相同的扫描线上发送第二发送脉冲 P2,并接收第二接收回波 R2,根据第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2 取得所述扫描线上的接收回波

R。此时,第一发送脉冲 P1 设定为具有与所述中心频率 f_{pc} 大致相同的中心频率和 $(2-B_p)/2$ 以下的分数带宽的脉冲,第二发送脉冲 P2 设定为使第一超声波脉冲 P1 的振幅为 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 的脉冲。此外,对第一接收回波 R1 和使第二接收回波 R2 变为 n 倍后的接收回波 R2' 进行减法运算,以得到接收回波 R,由此能够取得抑制了组织回波成分接收信号。

[0031] 根据本发明的第二方式,提供如下超声波诊断装置。即,从具有中心频率为 f_{pc} 和分数带宽为 B_p 的频率灵敏度区域的超声波探头发送第一发送脉冲 P1,并接收第一接收回波 R1,从所述超声波探头在与第一发送脉冲 P1 相同的扫描线上发送第二发送脉冲 P2,并接收第二接收回波 R2,根据第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2 取得所述扫描线上的接收回波 R。此时,第一发送脉冲 P1 设定为具有与所述中心频率 f_{pc} 大致相同的中心频率和 $(2-B_p)/2$ 以下的分数带宽的脉冲,第二发送脉冲 P2 设定为使第一发送脉冲 P1 的振幅为 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 并且反转了正负的脉冲。此外,对第一接收回波 R1 和使第二接收回波 R2 变为 n 倍后的接收回波 R2' 进行加法运算,以得到接收回波 R,由此能够取得抑制了组织回波成分接收信号。

[0032] 根据本发明的第三方式,提供如下超声波诊断装置。即,从具有分数带宽为 $2/3$ 以上的频率灵敏度区域的超声波探头发送第一发送脉冲 P1,并接收第一接收回波 R1,从所述超声波探头在与第一发送脉冲 P1 相同的扫描线上发送第二发送脉冲 P2,并接收第二接收回波 R2,根据第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2 取得所述扫描线上的接收回波 R。此时,第一发送脉冲 P1 是具有分数带宽为 $2/3$ 以下的频带的脉冲,第二发送脉冲 P2 设定为使第一发送脉冲 P1 的振幅为 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 的脉冲。此外,使对第一接收回波 R1 和使第二接收回波 R2 变为 n 倍后的接收回波 R2' 进行减法运算后得到的接收回波,通过具有与第一或第二发送脉冲 P1 或 P2 大致相同的频带的频带限制滤波器,以得到接收回波 R,由此能够取得抑制了组织回波成分接收信号。

[0033] 根据本发明的第四方式,提供如下超声波诊断装置。即,从具有分数带宽为 $2/3$ 以上的频率灵敏度区域的超声波探头发送第一发送脉冲 P1,并接收第一接收回波 R1,从所述超声波探头在与第一发送脉冲 P1 相同的扫描线上发送第二发送脉冲 P2,并接收第二接收回波 R2,根据第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2 取得所述扫描线上的接收回波 R。此时,第一发送脉冲 P1 是具有分数带宽为 $2/3$ 以下的频带的脉冲,第二发送脉冲 P2 设定为使第一超声波脉冲 P1 的振幅为 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 并且反转了正负的脉冲。此外,使对第一接收回波 R1 和使第二接收回波 R2 变为 n 倍后的接收回波 R2' 进行加法运算后得到的接收回波,通过具有与第一或第二发送脉冲 P1 或 P2 大致相同的频带的频带限制滤波器,以得到接收回波 R,由此能够取得抑制了组织回波成分接收信号。

[0034] 根据本发明的第五方式,提供如下超声波诊断装置。即,在第三以及第四方式中,能够使所述超声波探头的频率灵敏度区域的下限侧频率与所述第一发送脉冲 P1 的频带的下限侧频率大致相同。据此,能够提高被检体的深部的造影回波的灵敏度。

[0035] 根据本发明的第六方式,提供如下超声波诊断装置。即,在第三以及第四方式中,能够使所述超声波探头的频率灵敏度区域的上限侧频率与所述第一发送脉冲 P1 的频带的上限侧频率大致相同。据此,能够取得高分辨率的造影图像。

[0036] 表示第一超声波脉冲 P1 的振幅与第二超声波脉冲 P2 的振幅比率的 n 能够用 2 的 m 次方表示,其中 m 为整数。由此能够降低计算成本。

[0037] 另外,较为理想的是,将上述 n 设定为 2(使上述 m 为 1)。由此,能够有效地进行组织回波的抑制和造影回波的提取。

[0038] 在本发明的超声波诊断装置中,还能够采用具有接收单元的结构,该接收单元从用户接收进行所述发送脉冲 P1 的振幅、中心频率以及分数带宽、所述发送脉冲 P2 的振幅、中心频率以及分数带宽、所述接收回波 R1 的振幅以及相位、所述接收回波 R2 的振幅以及相位、或者所述 n 或所述 m 的参数中的至少一个参数的修正或调整的指示。在此情况下,具有根据所述接收单元接收的参数增减量进行相应参数的增减的修正单元或调整单元。此外,所述超声波探头具有由多个通道构成的阵列结构,所述修正单元或调整单元可以对每个所述通道进行设置而构成。

[0039] 另外,还能够采用如下结构。一种超声波诊断装置,其特征在于包括:发送部,具备波形产生单元和放大单元,产生发送信号;超声波探头,将从所述发送部产生的所述发送信号转换为声信号以向被检体发送超声波的发送脉冲,并接收来自所述被检体的反射回波;以及接收部,进行所述接收的反射回波的信号处理,其中,所述超声波探头具有分数带宽为 $2/3$ 以上的频率灵敏度区域,接收:发送作为具有分数带宽为 $2/3$ 以下的频带的脉冲的第一发送脉冲 P1,并接收的第一接收回波 R1;以及从所述超声波探头在与第一发送脉冲 P1 相同的扫描线上发送作为使第一超声波脉冲 P1 的振幅为 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 的脉冲的第二发送脉冲 P2,并接收的第二接收回波 R2,所述接收部包括信号处理单元,该信号处理单元使对第一接收回波 R1 和使第二接收回波 R2 变为 n 倍后的接收回波 R2' 进行减法运算后得到的接收回波,通过具有与第一或第二发送脉冲 P1 或 P2 大致相同的频带的频带限制滤波器,由此得到接收回波 R。

[0040] 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:发送部,具备波形产生单元和放大单元,产生发送信号;超声波探头,将从所述发送部产生的所述发送信号转换为声信号以向被检体发送超声波的发送脉冲,并接收来自所述被检体的反射回波;以及接收部,进行所述接收的反射回波的信号处理,其中,所述超声波探头具有分数带宽为 $2/3$ 以上的频率灵敏度区域,接收:发送作为具有分数带宽为 $2/3$ 以下的频带的脉冲的第一发送脉冲 P1,并接收的第一接收回波 R1;以及在与第一发送脉冲 P1 相同的扫描线上发送作为使第一超声波脉冲 P1 的振幅为 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 且反转了正负的脉冲的第二发送脉冲 P2,并接收的第二接收回波 R2,包括信号处理单元,该信号处理单元使对第一接收回波 R1 和使第二接收回波 R2 变为 n 倍后的接收回波 R2' 进行加法运算后得到的接收回波,通过具有与第一或第二发送脉冲 P1 或 P2 大致相同的频带的频带限制滤波器,由此得到接收回波 R。

[0041] 发明效果

[0042] 根据以上的本发明,以不从超声波探头接收和音成分或差音成分的方式产生发送波信号,因而能够用基本除去了在超声波造影图像中成为噪音成分的对基波成分的组织回波成分、以及和音与差音双方的非线性组织回波成分接收信号进行图像化,因此能够实现较高的 CTR,取得高画质的超声波造影图像。

附图说明

[0043] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的一个实施例的装置结构模块图。

[0044] 图 2 是表示以往技术的超声波诊断装置的超声波造影时的收发脉冲频带以及超

声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。

[0045] 图 3 是表示另一以往技术的超声波诊断装置的超声波造影时的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。

[0046] 图 4 是表示根据本发明的第一及第二方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。

[0047] 图 5 是表示根据本发明的第一方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发序列的信号处理流程图。

[0048] 图 6 是表示根据本发明的第二方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发序列的信号处理流程图。

[0049] 图 7 是表示根据本发明的第三及第四方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。

[0050] 图 8 是表示根据本发明的第五方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。

[0051] 图 9 是表示根据本发明的第六方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。

[0052] 图 10 是表示根据本发明的超声波诊断装置的超声波发送时的阵列口径振幅权重的概要图。

[0053] 图 11 是表示根据本发明的超声波诊断装置的超声波发送时的另一阵列口径振幅权重的概要图。

[0054] 图 12 是表示根据本发明的超声波诊断装置的一个实施例的操作示意图。

[0055] 图 13 是表示根据仿真的造影回波成分的频率特性图。

[0056] 图 14 是表示根据仿真的非线性组织回波成分的频率特性图。

[0057] 图 15 是汇总了仿真结果得到的 CTR 比较表。

具体实施方式

[0058] 以下使用附图详细说明用于实施本发明的方式。

[0059] 本实施方式是将发送脉冲发送到被检体,用超声波探头接收来自注入所述被检体的超声波造影剂的反射回波,并进行图像化的超声波诊断装置,包括用于有效排除如下成分的结构:对所述发送脉冲的基波成分的线性组织回波成分;以及由于所述被检体的声音非线性性质,在所述发送脉冲在所述被检体中传播的过程中,由于构成所述发送脉冲的频率成分的非线性相互作用而产生的和音成分与差音成分,即非线性组织回波成分。据此,能够大幅改善表示超声波造影图像的画质的重要指标的、来自超声波造影剂的回波与来自生物体组织的回波的强度比(Contrast-to-TissueRatio,或者称为 CTR)。

[0060] 首先使用图 1 说明本实施方式的超声波诊断装置。

[0061] 超声波诊断装置 1 具备探头 20、装置主体 100、外部接口 2、以及图像显示部 3。

[0062] 探头 20 在发送时将来自装置主体 100 的发送信号变换为发送声信号,向被检体 30 发送超声波之后,将来自被检体 30 的反射回波信号变换为接收电信号,并传送到装置主体 100。被检体 30 内部的血管 31 中预先静脉注射有超声波造影剂 32。探头 20 通常形成一维或二维的阵列结构,成为能够使发送波束以及接收波束聚束或偏向的结构。

[0063] 装置主体 100 具备：产生从探头 20 发送的发送波形的波形产生单元 112；放大来自波形产生单元 112 的发送波形的发送放大器 111；放大来自探头 20 的接收信号的接收放大器 114；在发送时将发送放大器 111 与探头 20 电气连接，在接收时将接收放大器 114 与探头 20 电气连接的收发分离 (T/R) 开关 113；将由接收放大器 114 放大的模拟信号变换为数字信号的 A/D 变换器 115；对所述接收信号提供指定的延迟，形成接收波束的接收延迟电路部 116；用于对所述接收波束实施如下详细记述的信号处理的信号处理部 117；根据信号处理部 117 的输出构筑图像数据的图像处理部 118；以及对于以上主体构成要素 110，控制收发时机、发送波形、接收放大器增益、延迟量、信号处理等的控制部 120。

[0064] 来自图像处理部 118 的输出由图像显示部 3 作为二维断层像或三维图像等影像进行显示。构成为操作者从外部接口 2 经由控制部 120 进行对装置主体 100 的上述结构要素的控制、图像显示部 3 的控制。此外，在未附加外部接口 2 的情况下，也能够用预先确定的控制条件进行摄像。

[0065] 接下来，使用图 5 以及图 6 说明本发明的超声波诊断装置中的脉冲收发动作以及信号处理部 117 中的处理序列。

[0066] 在本发明的超声波诊断装置中，如图 5 或图 6 所示，通过至少两次（レート）的收发得到一个接收数据。图 5 表示根据本发明的第一方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发序列，图 6 表示根据本发明的第二方式的超声波诊断装置的超声波造影时的收发序列。此外，关于作为本发明的特征的发送脉冲的频带，在后面详细进行说明。

[0067] 首先，在波形产生单元 112 中，由控制部 120 形成指定的发送脉冲波形，经由发送放大器 111、收发分离开关 113，从探头 20 向被检体 30 照射第一发送脉冲 P1。第一发送脉冲 P1 在被检体 30 内由于组织的声非线性效果产生波形失真，同时在声阻抗不同的部分处反复反射、透射而传播。另外，由于血管 31 内部存在的超声波造影剂的存在，第一发送脉冲 P1 产生基于超声波造影剂 32 的反射和散射。此外，超声波造影剂 32 中由第一发送脉冲 P1 激励非线性振动。

[0068] 从探头 20 照射第一发送脉冲 P1 后，根据来自控制部 120 的指示，收发分离开关 113 将接收放大器 114 与探头 20 电气连接。来自被检体 30 的反射回波从接近探头 20 的地方起依次作为第一接收回波 R1 连续到达探头 20，在经过了视为来自摄像区域最深部的第一接收回波 R1 返回的时间之后，完成第一次的收发。第一接收回波 R1 经过收发分离开关 113、接收放大器 114、A/D 变换器 115、以及接收延迟电路 116，传送到信号处理部 117，暂时存储在信号处理部 117 内设置的未图示的暂时存储器等中。

[0069] 在完成第一次的收发之后，由收发分离开关 113 再次将发送放大器 111 与探头 20 电气连接。接下来，在波形产生单元 112 中形成另一发送脉冲波形，经由发送放大器 111、收发分离开关 113 传送到探头 20，从探头 20 向被检体 30 照射第二发送脉冲 P2。

[0070] 在根据本发明的第一方式的超声波诊断装置中，如图 5 所示，第二发送脉冲 P2 是使第一发送脉冲 P1 的波形的振幅为 $1/n$ ($n > 0$) 的大小的波形。另外，在根据本发明的第一方式的超声波诊断装置中，如图 6 所示，第二发送脉冲 P2 是使第一发送脉冲 P1 的波形的正负大致反转，并且使第一发送脉冲 P1 的波形的振幅为 $1/n$ ($n > 0$) 的大小的波形。此外，波形产生单元 112 最好具备除去依赖于例如由发送放大器 111 产生的电气失真、探头 20 的频率特性的相位旋转的影响，调整第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 中的至少一者的波

形的单元。

[0071] 第二发送脉冲 P2 在被检体 30 内,由于组织的声非线性效果产生波形失真,同时在声阻抗不同的部分处反复反射、透射而传播。另外,由于血管 31 内部存在的超声波造影剂 32 的存在,第二发送脉冲 P2 产生基于超声波造影剂 32 的反射和散射。此外,超声波造影剂 32 中由第二发送脉冲 P2 激励非线性振动。

[0072] 从探头 20 照射第二发送脉冲 P2 后,根据来自控制部 120 的指示,收发分离开关 113 将接收放大器 114 与探头 20 电气连接。来自被检体 30 的反射回波从接近探头 20 的地方起依次作为第二接收回波 R2 连续到达探头 20,在经过了视为来自摄像区域最深部的第二接收回波 R2 返回的时间之后,完成第二次的收发。第二接收回波 R2 经过收发分离开关 113、接收放大器 114、A/D 变换器 115、以及接收延迟电路 116,传送到信号处理部 117,暂时存储在信号处理部 117 内设置的未图示的暂时存储器等中。

[0073] 在信号处理部 117 中,使用上述暂时存储器中存储的第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2,进行以下信号处理。即,在根据本发明的第一方式的超声波诊断装置中,如图 5 所示,通过对第一接收回波 R1 和第二接收回波 R2 变为 n 倍后的第二接收回波 R2' 进行减法运算,得到接收回波 R。另外,在根据本发明的第二方式的超声波诊断装置中,如图 6 所示,通过对第一接收回波 R1 和第二接收回波 R2 变为 n 倍后的第二接收回波 R2' 进行加法运算,得到接收回波 R。

[0074] 上述第一接收回波 R1 是对第一发送脉冲 P1 的来自被检体 30 的反射回波,该反射回波成分包括:来自构成被检体 30 的生物体组织或血管的对第一发送脉冲 P1 的线性组织回波成分;第一发送脉冲 P1 在被检体 30 中传播过程中产生的非线性组织回波成分;由第一发送脉冲 P1 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第一发送脉冲 P1 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分。另外,上述第二接收回波 R2 是对第二发送脉冲 P2 的来自被检体 30 的反射回波,该反射回波成分包括:来自构成被检体 30 的生物体组织或血管的对第二发送脉冲 P2 的线性组织回波成分;第二发送脉冲 P2 在被检体 30 中传播过程中产生的非线性组织回波成分;由第二发送脉冲 P2 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第二发送脉冲 P2 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分。其中的线性组织回波成分对波形的反转或波形振幅的 n 倍化等表现出线性行为。因此,通过图 5 或图 6 所示的处理序列,接收回波 R 中线性组织回波成分被除去。

[0075] 此外,若上述 n 为 2 的 m 次方(m 为整数),则 n 倍化的数字处理能够通过位移来进行,能够实现运算成本的减少和处理速度的提高。另外,第二接收回波 R2 的 n 倍化的目的在于通过对第一接收回波 R1 和第二接收回波 R2' 的减法运算或者加法运算,除去线性组织回波成分,第二接收回波 R2 的 n 倍化在通过了 A/D 变换器 115 之后进行,因此可以将第二接收回波 R2 的 n 倍化的 n 调整为最佳值,从而包含量化误差在内最大地除去线性组织回波成分。

[0076] 接下来,使用图 4 详细说明作为本发明特征的第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2 的频带。

[0077] 在本实施方式中,作为第一次的第一发送脉冲 P1 以及第二次的第二发送脉冲 P2 的基波成分,分别具有频率成分 220 以及频率成分 221 的频带。由探头 20 接收的对前一个第一发送脉冲 P1 的接收回波的频率成分由以下成分构成:对基波成分的线性组织回波成

分 320 ;构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 220 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 420 ;构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 220 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 520 ;以及由第一发送脉冲 P1 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第一发送脉冲 P1 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分 620。另外,由探头 20 接收的对前一个第二发送脉冲 P2 的接收回波的频率成分由以下成分构成:对基波成分的线性组织回波成分 321 ;构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 221 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 421 ;构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 221 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 521 ;以及由第二发送脉冲 P2 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第二发送脉冲 P2 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分 621。

[0078] 为了取得高 CTR 的超声波造影图像,应有效捕捉造影回波成分 620 及 621,有效抑制或排除线性组织回波成分 220 及 221、非线性组织回波成分 420、520、421、521,而本发明的最大特征在于,通过探头 20 的探头灵敏度区域 10 来抑制无法由脉冲反转法这样的线性运算除去非线性组织回波成分 420、520、421、521。即,以将和音的非线性组织回波成分 420 及 421 排除在探头灵敏度区域 10 的高频域侧频带外,将差音的期望的非线性组织回波成分 520 及 521 排除在探头灵敏度区域 10 的低频域侧频带外的方式,发送第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2。

[0079] 由于对第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2 的基波成分的线性组织回波 320 及 321 对波形反转、波形振幅的 n 倍化等表现出线性行为,所以如上所述,通过第一接收回波 R1 和第二接收回波 R2 的线性运算能够除去这些回波成分。与此相对,和音的非线性组织回波成分 420 及 421、差音的非线性组织回波成分 520 及 521 无法通过 n 倍化或减法、加法运算处理等除去,假使没有基于探头 20 的探头灵敏度区域 10 的频带限制,即使进行第一接收回波 R1 和 n 倍的第二接收回波 R2 的减法或加法运算,也作为和音的非线性组织回波成分 422 以及差音的非线性组织回波成分 522 残留下来。但是,在本发明中,以将和音、差音的非线性组织回波成分均排除在探头灵敏度区域 10 的频带以外的方式,形成第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2,因此能够通过由探头 20 接收来除去这些非线性组织回波成分。

[0080] 除了上述的探头灵敏度区域 10 的频带限制以外,为了进一步进行非线性组织回波成分的抑制,在第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 中,可以设定为振幅、相位的关系进一步相等。非线性组织回波表现为与被检体 30 内组织中的非线性声音传播相伴的波形失真,差音与和音均基于基波发送脉冲的相位关系产生。例如,由和音表示的二次谐波成分与基波发送脉冲以同相位产生、传播,并且积累波形失真。波形失真的失真量尤其依赖于音压的大小,音压越大,则向非线性成分的能量变换越显著地产生,波形失真量变得越大。因此,在第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 中,使相位相等、两者的振幅比率 n 接近 1,则产生的非线性组织回波的相位、大小也相等。在此情况下,通过第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 的减法运算,由于第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 的相位相等,所以接收后的处理序列进行图 5 所示的减法运算处理。通过这种收发序列,除了探头灵敏度区域 10 以外,通过接收后的减法运算处理也能够抑制非线性组织回波,增大 CTR。

[0081] 此外,如上所述,为了减少运算成本和提高处理速度,可以使 n 为 2 的 m 次方 (m 为整数)。这样考虑后,作为最接近 1 的 n,最好使 $n = 2$ 。即,若第一发送脉冲 P1 的振幅为

P_0 , 则可以使第二发送脉冲 P2 的振幅为 $P_0/2$ 。一般而言, 超声波诊断装置中使用的探头 20 采用压电元件等电气声音变换元件以多通道排列的阵列结构, 发送以及接收时在期望的扫描线方向上对超声波波束进行聚束, 以提高收发信号的 S/N。在这种情况下, 上述的使第一发送脉冲 P1 的振幅为 P_0 , 第二发送脉冲 P2 的振幅为 $P_0/2$ 的条件可以是进行了发送聚束的基于第一发送脉冲 P1 的超声波波束与基于第二发送脉冲 P2 的超声波波束的音压的振幅比率为 2。使用图 10 以及图 11 说明从采用这种阵列结构的探头 20 产生第一发送脉冲 P1 和第二发送脉冲 P2 的方法。

[0082] 图 10 是表示根据本发明的超声波诊断装置的超声波发送时的阵列口径振幅权重的概要图。探头 20 中, 压电元件等声电变换元件 21a ~ 21z 如图 10 所示例如排列为二维状。波形产生单元 112 具有对声电变换元件 21a ~ 21z 的每个通道选择性地改变施加电压和延迟时间的功能, 经由发送放大器 111 与收发分离开关 113 对各通道提供施加电压。如图 10 所示, 首先, 在第一次中, 从用于发送波束聚束的声电变换元件 21a ~ 21z 发送音压振幅为 P_0 的第一发送脉冲 P1。接着, 在第二次中, 从用于发送波束聚束的声电变换元件 21a ~ 21z 发送音压振幅为 $P_0/2$ 的第二发送脉冲 P2。通过这种发送序列, 能够使基于第一发送脉冲 P1 的超声波波束与基于第二发送脉冲 P2 的超声波波束的音压的振幅比率为 2。此外, 波形产生单元 112 可以具备对声电变换元件 21a ~ 21z 的发送灵敏度偏差或脉冲形状 (发送脉冲的中心频率或分数带宽等) 进行修正或调整的单元, 也可以进行修正或者调整, 从而作为进行第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 的减法运算处理的结果, 线性组织回波得到最大抑制。这种灵敏度、中心频率、分数带宽的修正或者调整可以在第一接收回波 R1 或第二接收回波 R2 的级别进行, 例如, 形成接收波束的接收延迟电路部 116 中可以具备修正或者调整功能。

[0083] 图 11 是表示根据本发明的超声波诊断装置的超声波发送时的另一阵列口径振幅权重的概要图。在图 11 中, 为了使基于第一发送脉冲 P1 的超声波波束与基于第二发送脉冲 P2 的超声波波束的音压的振幅比率为 2, 在第一次和第二次中改变发送面积。即, 第一次的第一发送脉冲 P1 从全部声电变换元件 21a ~ 21z 以音压振幅 P_0 发送, 第二次的第二发送脉冲 P2 的音压振幅对每个通道反复变为 $P_0/2$ 从而发送。通过这种发送序列, 基于第二发送脉冲 P2 的超声波波束的发送面积相对于第一次变为一半, 因此能够在超声波波束的级别使发送音压的振幅比率为 2。在此情况下, 波形产生单元 112 也可以具有对声电变换元件 21a ~ 21z 的每个通道选择性地改变施加电压和延迟时间的功能, 采用经由发送放大器 111 与收发分离开关 113 对各通道提供施加电压的结构。通过这种发送序列, 在第一次与第二次中, 对要发送声波的声电变换元件施加相同条件的电压, 因而能够除去所述声音变换元件 21a ~ 21z、发送放大器 111 的依赖于电压的波形失真的影响等。此外, 波形产生单元 112 可以具备对声电变换元件 21a ~ 21z 的收发灵敏度偏差进行修正的单元, 也可以进行所述收发灵敏度偏差修正, 从而作为进行第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 的减法运算处理的结果, 线性组织回波得到最大抑制。这种灵敏度、中心频率、分数带宽的修正或者调整可以在第一接收回波 R1 或第二接收回波 R2 的级别进行, 例如, 形成接收波束的接收延迟电路部 116 中可以具备修正或者调整功能。

[0084] 另一方面, 超声波造影剂 32 具有内部为空的微囊的结构, 对来自周围的超声波激励表现出非线性响应 (膨胀与收缩)。该非线性性质是对周围的超声波的音压或相位的非

线性性质,对第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 的各自的造影回波成分 620 以及 621 基本上振幅、相位的关系不同。此外,即使例如第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 为完全相同的发送脉冲,由于第一次与第二次中收发时机在时间上错开,所以超声波造影剂 32 的集合体在第一发送脉冲 P1 的收发时与第二发送脉冲 P2 的收发时也不相同。因此,基于来自超声波造影剂 32 的集合体的反射波、散射波的造影回波成分在第一次与第二次中也不相同。据此,即使对造影回波成分 620 和 n 倍的造影回波成分 621 进行减法运算或者加法运算,造影回波成分 622 也作为信号残留下来。因此,即使受到基于探头灵敏度区域 10 的频带限制,尤其是对发送脉冲的基波成分 320 的响应也能够作为主要的造影回波成分进行捕捉。

[0085] 如上所述,在本发明的超声波诊断装置中,从造影回波成分 622 通过探头灵敏度区域 10 取得造影信号,通过第一次中取得的线性组织回波成分 320 与第二次中取得的线性组织回波成分 321 的线性运算处理抑制对基波的线性组织回波成分,差音或和音的非线性组织回波成分主要由基于探头灵敏度区域 10 的频带限制除去,因此能够取得高 CTR 的超声波造影图像。

[0086] 接着,详细说明用于使和音的非线性组织回波成分 420、421 和差音的非线性组织回波成分 520、521 在探头灵敏度区域 10 的频带外产生的发送脉冲条件。

[0087] 首先,假设探头灵敏度区域 10 的频带为 $(f_{p1} \sim f_{p2})$,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的频带为 $(f_{t1} \sim f_{t2})$ 。此外,所谓频带,通常用 -6dB 带宽等定义,但在本发明中,是对最终的超声波造影图像能够产生影响的灵敏度或强度的频带宽度,并不限定于 -6dB 带宽。

[0088] 频带为 $(f_{t1} \sim f_{t2})$ 的第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 通过进行非线性声音传播生成的发送和音成分的频带由形成第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 的所有频率成分的和音决定,为 $(2f_{t1} \sim 2f_{t2})$ 。另外,频带为 $(f_{t1} \sim f_{t2})$ 的第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 通过进行非线性声音传播生成的发送差音成分的频带由形成第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 的所有频率成分的差音决定,为 $(DC \sim f_{t2}-f_{t1})$ 。对第一发送脉冲 P1 的和音及差音的非线性组织回波成分 420、520 或者对第二发送脉冲 P2 的和音及差音的非线性组织回波成分 421、521 是对上述发送和音成分及发送差音成分的反射回波成分,因而和音的非线性组织回波成分 420 以及 421 的频带是 $(2f_{t1} \sim 2f_{t2})$,差音的非线性组织回波成分 520 以及 521 的频带是 $(DC \sim f_{t2}-f_{t1})$ 。因此,用于使和音的非线性组织回波成分 420 及 421、以及差音的非线性组织回波成分 520 及 521 在探头灵敏度区域 10 的频带外产生的条件如下。

$$[0089] \quad f_{p1} \geq f_{t2}-f_{t1}, f_{p2} \leq 2f_{t1}$$

[0090] 因此,作为用于取得高分辨率图像的条件,为了取得具有最大频带的发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2,可以采用频带为 $(f_{p2}/2 \sim f_{p1}+f_{p2}/2)$ 的第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2。

[0091] 此处,用中心频率和分数带宽表示探头灵敏度区域 10 的频带条件 $(f_{p1} \sim f_{p2})$,用中心频率 f_{pc} 、分数带宽 B_p 表示后,如下关系式成立。

$$[0092] \quad f_{p1} = ((2-B_p)/2) f_{pc}$$

$$[0093] \quad f_{p2} = ((2+B_p)/2) f_{pc}$$

[0094] 使用这些关系式改写上述第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的频带条件

$(f_{p2}/2 \sim f_{p1}+f_{p2}/2)$ 后成为 :

$$[0095] \quad (f_{p2}/2 \sim f_{p1}+f_{p2}/2) \rightarrow ((2+B_p) f_{pc}/4 \sim (6-B_p) f_{pc}/4)$$

[0096] 此外,用中心频率 $f_{tc} (= (f_{t1}+f_{t2})/2)$ 和分数带宽 $B_t (= (f_{t2}-f_{t1})/f_{tc})$ 改写第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的频带条件 $(f_{t1} \sim f_{t2})$ 后,首先,关于中心频率 f_{tc} ,得到如下关系式。

$$[0097] \quad f_{tc} = (f_{t1}+f_{t2})/2$$

$$[0098] \quad = ((2+B_p) f_{pc}/4 + (6-B_p) f_{pc}/4) / 2$$

$$[0099] \quad = f_{pc}$$

[0100] 即,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的中心频率 f_{tc} 可以与探头灵敏度区域 10 的中心频率 f_{pc} 相等。接下来,关于分数带宽 B_t ,得到如下关系式。

$$[0101] \quad B_t = (f_{t2}-f_{t1})/f_{tc}$$

$$[0102] \quad = ((6-B_p) f_{pc}/4 - (2+B_p) f_{pc}/4) / f_{pc}$$

$$[0103] \quad = (2-B_p) / 2$$

[0104] 根据上式,例如在探头 20 的分数带宽 B_p 为 80% 的情况下,第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 的分数带宽可以为 60%,在探头 20 的分数带宽 B_p 为 100% 的情况下,第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 的分数带宽可以为 50%。通常,分数带宽 B_p 与分数带宽 B_t 存在 $B_p \geq B_t$ 的关系,因此根据与上式的关系可得 $B_p \geq 2/3$,探头灵敏度区域 10 最好具有 67% 以上的分数带宽。作为上述发送脉冲 P,例如考虑如下的 100% 调幅波。

$$[0105] \quad P = P' (1 + \cos(2\pi f_s t)) \sin(2\pi f_{pc} t)$$

[0106] 在上式中, P' 是发送脉冲 P 的振幅, f_s 是发送脉冲 P 的调制频率,表示为 $f_s = (2-B_p) f_{pc}/4$ 。

[0107] 决定要使用的探头 20 后,就决定了探头 20 的探头灵敏度区域 10,确定了中心频率 f_{pc} 和分数带宽 B_p ,因此确定了本发明的超声波诊断装置中的第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的条件。在波形产生单元 112 中进行波形整形,从而使得经由发送放大器 111 和收发分离开关 113 从探头 20 发送的脉冲成为中心频率为 f_{pc} 并且分数带宽为 $(2-B_p)/2$ 的发送脉冲。通过以此方式发送的第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2,能够使和音的非线性组织回波成分 420、421 和差音的非线性组织回波成分 520、521 在探头灵敏度区域 10 的频带以外产生。

[0108] 如图 5 所示,在本发明的第一方式的超声波诊断装置中,第一发送脉冲 P1 的振幅 $P1'$ 与第二发送脉冲 P2 的振幅 $P2'$ 的比率为 $n (= P1' / P2' > 0)$,从探头 20 发送各发送脉冲的波形整形由波形产生单元 112 进行,在第一次中接收对第一发送脉冲 P1 的第一接收回波 R1,在第二次中接收对第二发送脉冲 P2 的第二接收回波 R2。第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2 存储在设置于信号处理部 117 内的未图示的暂时存储器中,在第一次与第二次的收发完成后,进行第一接收回波 R1 与对第二接收回波 R2 进行了 n 倍化的第二接收回波 $R2'$ 的减法运算处理,得到接收回波 R。

[0109] 另外,如图 6 所示,在本发明的第二方式的超声波诊断装置中,第一发送脉冲 P1 的振幅 $P1'$ 与第二发送脉冲 P2 的振幅 $P2'$ 的比率为 $n (= P1' / P2' > 0)$ 。并且第二发送脉冲 P2 是对第一发送脉冲 P1 进行了反转后的波形。从探头 20 发送各发送脉冲的波形整形由波形产生单元 112 进行,在第一次中接收对第一发送脉冲 P1 的第一接收回波 R1,在第二次

中接收对第二发送脉冲 P2 的第二接收回波 R2。第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2 存储在设置于信号处理部 117 内的未图示的暂时存储器中,在第一次与第二次的收发完成后,进行第一接收回波 R1 与对第二接收回波 R2 进行了 n 倍化的第二接收回波 R2' 的加法运算处理,得到接收回波 R。

[0110] 此外,在上述第一方式及第二方式的超声波诊断装置中,使第二接收回波 R2 变为 n 倍,但该运算操作的目的在于使对第一发送脉冲 P1 的响应与对第二发送脉冲 P2 的响应的强度比率为 1 : 1,从而抑制对基波的线性组织回波成分,例如也可以是使第一接收回波 R1 变为 1/n 倍等使强度比率为 1 : 1 的运算操作,并不限定于上述方式中的例子。

[0111] 在本发明的第一方式或第二方式的超声波诊断装置中,如上所述取得的接收回波 R 进一步由信号处理部 117 实施检波处理等,其输出被传送到图像处理部 118。图像处理部 118 根据来自信号处理部 117 的输出构筑图像数据,来自图像处理部 118 的输出由图像显示部 3 作为二维断层像或三维图像等影像进行显示。

[0112] 以上述方式得到的影像中,组织回波成分基本上受到抑制,因此在超声波造影图像中得到高 CTR 的图像,清楚地描绘出血管结构,能够提供临床价值高的超声波诊断图像。

[0113] 在上述实施方式中,通过探头灵敏度区域 10 除去差音以及和音的非线性组织回波成分,但也可以如图 7~图 9 所示,根据发送脉冲的频带,通过与滤波器的组合进行除去。即,可以以不是排除在探头灵敏度区域外,而是排除在发送脉冲的频带外的方式产生和音或差音的非线性组织回波,通过设置于信号处理部 117 的未图示的与发送脉冲的频带相同的通过频带的滤波器,对接收回波 R 进行滤波。以下,说明用于以排除在发送脉冲的频带外的方式产生和音或差音的非线性组织回波的发送脉冲条件。

[0114] 如前所述,频带为 $(f_{t1} \sim f_{t2})$ 的第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 通过进行非线性声音传播生成的和音成分的频带由形成第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 的所有频率成分的和音决定,为 $(2f_{t1} \sim 2f_{t2})$ 。另外,频带为 $(f_{t1} \sim f_{t2})$ 的第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 通过进行非线性声音传播生成的发送差音成分的频带由形成第一发送脉冲 P1 或者第二发送脉冲 P2 的所有频率成分的差音决定,为 $(DC \sim f_{t2}-f_{t1})$ 。因此,用于在发送脉冲的频带外产生和音或差音的非线性组织回波的发送脉冲条件如下。

[0115] $f_{t1} \geq f_{t2}-f_{t1}, f_{t2} \leq 2f_{t1}$

[0116] 根据这些关系式,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的频带最大为 $(f_{t1} \sim 2f_{t1})$,只要 $(f_{t1} \sim 2f_{t1})$ 的频带与探头灵敏度区域 10 的频带重叠,中心频率不受限制。若将其用发送脉冲的分数带宽 B_t 表示,则为:

[0117] $B_t = (f_{t2}-f_{t1})/f_{tc} = (2f_{t1}-f_{t1})/((f_{t1}+2f_{t1})/2) = 2/3$

[0118] 即,可以将分数带宽为 2/3(约 67%) 的发送脉冲作为第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2。以下,使用图 7~图 9 说明上述以排除在发送脉冲的频带外的方式产生和音或差音的非线性组织回波的、本发明的另外三个实施方式中的第一发送脉冲 P1 及第二发送脉冲 P2 的频带。

[0119] (发送脉冲的中心频率与探头灵敏度区域的中心频率大致相等的情况)

[0120] 图 7 是表示本发明的第三及第四方式的超声波诊断装置的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。在本实施方式中,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的中心频率与探头灵敏度区域的中心频率大致相等,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲

P2 的分数带宽为 $2/3$ (约 67%)。

[0121] 作为第一次的第一发送脉冲 P1 以及第二次的第二发送脉冲 P2 的基波成分, 分别具有频率成分 230 及频率成分 231 的频带。由探头灵敏度区域 10 的探头 20 接收的对前一个第一发送脉冲 P1 的接收回波的频率成分由以下成分构成: 对基波成分的线性组织回波成分 330; 构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 230 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 430; 构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 230 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 530; 以及由第一发送脉冲 P1 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第一发送脉冲 P1 被超声波造影剂 32 反射、散射, 由此而产生的造影回波成分 630。另外, 由探头 20 接收的对前一个第二发送脉冲 P2 的接收回波的频率成分由以下成分构成: 对基波成分的线性组织回波成分 331; 构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 231 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 431; 构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 231 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 531; 以及由第二发送脉冲 P2 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第二发送脉冲 P2 被超声波造影剂 32 反射、散射, 由此而产生的造影回波成分 631。

[0122] 为了取得高 CTR 的超声波造影图像, 应有效捕捉造影回波成分 630 及 631, 有效抑制或排除线性组织回波成分 230 及 231、非线性组织回波成分 430、530、431、531, 在本实施方式中, 以无法由脉冲反转法这样的线性运算除去非线性组织回波成分 430、530、431、531 与第一发送脉冲 P1 的频带 230 或第二发送脉冲 P2 的频带 231 不重叠的方式, 发送第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2, 通过具有与第一发送脉冲 P1 的频带 230 或第二发送脉冲 P2 的频带 231 相同的频带 41 的带通滤波器对接收信号进行滤波。即, 以在第一发送脉冲 P1 的频带 230 或第二发送脉冲 P2 的频带 231 的高频域侧频带外产生和音的非线性组织回波成分 430 及 431, 并且在第一发送脉冲 P1 的频带 230 或第二发送脉冲 P2 的频带 231 的低频域侧频带外产生差音的期望的非线性组织回波成分 530 及 531 的方式, 发送第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2, 通过滤波从得到的接收回波 R 中除去和音或差音的非线性组织回波成分。

[0123] 在本发明的第三方式的超声波诊断装置中, 第二发送脉冲 P2 等于使振幅为第一发送脉冲 P1 的振幅的 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 而得到的发送脉冲, 如图 5 所示, 通过第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 的减法运算处理得到接收回波 R。另外, 在本发明的第四方式的超声波诊断装置中, 第二发送脉冲 P2 等于反转第一发送脉冲 P1 (将相位旋转 180 度), 并且使振幅为第一发送脉冲 P1 的振幅的 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 而得到的发送脉冲, 如图 6 所示, 通过第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 的加法运算处理得到接收回波 R。

[0124] 在以此方式得到的接收回波 R 中, 均通过线性运算除去线性组织回波成分 330 及 331, 由用探头灵敏度区域 10 对和音的非线性组织回波成分 432、差音的非线性组织回波成分 532、以及造影回波成分 632 进行滤波后的成分构成, 但在对应于第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的频带 230 或 231 的频带部分中, 仅存在造影回波成分 632。通过用具有信号通过频带 41 的带通滤波器对其进行滤波, 得到高 CTR 的接收信号, 并且在探头灵敏度区域 10 内也施加基于所述带通滤波器的频带限制, 因此还同时进行电气噪声等的抑制, 能够得到对电气噪声的 SN 比也较大的、高 CTR 的超声波造影图像。

[0125] (发送脉冲的下限频率与探头灵敏度区域的下限频率大致相等的情况)

[0126] 图 8 是表示本发明的第五方式的超声波诊断装置的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。在本实施方式中,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的下限频率与探头灵敏度区域的下限频率大致相等,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的分数带宽为 $2/3$ (约 67%)。

[0127] 作为第一次的第一发送脉冲 P1 以及第二次的第二发送脉冲 P2 的基波成分,分别具有频率成分 240 及频率成分 241 的频带。由探头灵敏度区域 10 的探头 20 接收的对前一个第一发送脉冲 P1 的接收回波的频率成分由以下成分构成:对基波成分的线性组织回波成分 340;构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 240 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 440;构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 240 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 540;以及由第一发送脉冲 P1 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第一发送脉冲 P1 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分 640。另外,由探头 20 接收的对前一个第二发送脉冲 P2 的接收回波的频率成分由以下成分构成:对基波成分的线性组织回波成分 341;构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 241 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 441;构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 241 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 541;以及由第二发送脉冲 P2 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第二发送脉冲 P2 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分 641。

[0128] 为了取得高 CTR 的超声波造影图像,应有效捕捉造影回波成分 640 及 641,有效抑制或排除线性组织回波成分 240 及 241、非线性组织回波成分 440、540、441、541,在本实施方式中,以无法由脉冲反转法这样的线性运算除去非线性组织回波成分 440、540、441、541 与第一发送脉冲 P1 的频带 240 或第二发送脉冲 P2 的频带 241 不重叠的方式,发送第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2,通过以第一发送脉冲 P1 的频带 240 或第二发送脉冲 P2 的频带 241 的上限侧频率为截止频率的、具有信号通过频带 42 的低通滤波器对接收信号进行滤波。即,以在第一发送脉冲 P1 的频带 240 或第二发送脉冲 P2 的频带 241 的高频域侧频带外产生和音的非线性组织回波成分 440 及 441,并且在第一发送脉冲 P1 的频带 240 或第二发送脉冲 P2 的频带 241 的低频域侧频带外产生差音的期望的非线性组织回波成分 540 及 541 的方式,发送第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2,通过滤波和基于探头灵敏度区域 10 的频带限制从得到的接收回波 R 中除去和音或差音的非线性组织回波成分。此外,也可以代替上述低通滤波器,使用具有与第一发送脉冲 P1 的频带 240 或第二发送脉冲 P2 的频带 241 相同的信号通过频带的带通滤波器进行滤波。

[0129] 在本发明的第五方式的超声波诊断装置中,第二发送脉冲 P2 等于使振幅为第一发送脉冲 P1 的振幅的 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 而得到的发送脉冲,与本发明的第三方式或第四方式同样,在第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 同相位的情况下,对第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 进行减法运算处理,另外在第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 逆相位的情况下,对第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 进行加法运算处理,得到接收回波 R。

[0130] 在以此方式得到的接收回波 R 中,均通过线性运算除去线性组织回波成分 340 及 341,差音的非线性组织回波成分 542 通过探头灵敏度区域 10 的频带限制除去。因此,接收回波 R 由用探头灵敏度区域 10 对和音的非线性组织回波成分 442、以及造影回波成分 642 进行滤波后的成分构成,但在对应于第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的频带 240 或 241

的频带部分中,仅存在造影回波成分 642。通过用具有信号通过频带 42 的低通滤波器对其进行滤波,得到高 CTR 的接收信号,并且在探头灵敏度区域 10 内也施加基于所述低通滤波器的频带限制,因此还同时进行电气噪声等的抑制,能够得到对电气噪声的 SN 比也较大的、高 CTR 的超声波造影图像。此外,在探头灵敏度区域 10 的低频带侧取得造影回波信号,因此能够取得深部灵敏度也良好的超声波造影图像。

[0131] (发送脉冲的上限频率与探头灵敏度区域的上限频率大致相等的情况)

[0132] 图 9 是表示本发明的第六方式的超声波诊断装置的收发脉冲频带以及超声波探头灵敏度区域的关系的频谱图。在本实施方式中,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的上限频率与探头灵敏度区域 10 的上限频率大致相等,第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的分数带宽为 $2/3$ (约 67%)。

[0133] 作为第一次的第一发送脉冲 P1 以及第二次的第二发送脉冲 P2 的基波成分,分别具有频率成分 250 及频率成分 251 的频带。由探头灵敏度区域 10 的探头 20 接收的对前一个第一发送脉冲 P1 的接收回波的频率成分由以下成分构成:对基波成分的线性组织回波成分 350;构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 250 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 450;构成第一发送脉冲 P1 的频率成分 250 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 550;以及由第一发送脉冲 P1 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第一发送脉冲 P1 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分 650。另外,由探头 20 接收的对前一个第二发送脉冲 P2 的接收回波的频率成分由以下成分构成:对基波成分的线性组织回波成分 351;构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 251 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的和音的非线性组织回波成分 451;构成第二发送脉冲 P2 的频率成分 251 在被检体 30 内的非线性相互作用所产生的差音的非线性组织回波成分 551;以及由第二发送脉冲 P2 激励的超声波造影剂 32 的非线性振动、第二发送脉冲 P2 被超声波造影剂 32 反射、散射,由此而产生的造影回波成分 651。

[0134] 为了取得高 CTR 的超声波造影图像,应有效捕捉造影回波成分 660 及 661,有效抑制或排除线性组织回波成分 250 及 251、非线性组织回波成分 450、550、451、551,在本实施方式中,以无法由脉冲反转法这样的线性运算除去非线性组织回波成分 450、550、451、551 与第一发送脉冲 P1 的频带 250 或第二发送脉冲 P2 的频带 251 不重叠的方式,发送第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2,通过以第一发送脉冲 P1 的频带 250 或第二发送脉冲 P2 的频带 251 的下限侧频率为截止频率的、具有信号通过频带 43 的高通滤波器对接收信号进行滤波。即,以在第一发送脉冲 P1 的频带 250 或第二发送脉冲 P2 的频带 251 的高频域侧频带外产生和音的非线性组织回波成分 450 及 451,并且在第一发送脉冲 P1 的频带 250 或第二发送脉冲 P2 的频带 251 的低频域侧频带外产生差音的期望的非线性组织回波成分 550 及 551 的方式,发送第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2,通过滤波和基于探头灵敏度区域 10 的频带限制从得到的接收回波 R 中除去和音或差音的非线性组织回波成分。此外,也可以代替上述高通滤波器,使用具有与第一发送脉冲 P1 的频带 250 或第二发送脉冲 P2 的频带 251 相同的信号通过频带的带通滤波器进行滤波。

[0135] 在本发明的第六方式的超声波诊断装置中,第二发送脉冲 P2 等于使振幅为第一发送脉冲 P1 的振幅的 $1/n$ 倍 ($n > 0$) 而得到的发送脉冲,与本发明的第三方式或第四方式同样,在第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 同相位的情况下,对第一接收回波 R1 与第二

接收回波 R2' 进行减法运算处理,另外在第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 逆相位的情况下,对第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2' 进行加法运算处理,得到接收回波 R。

[0136] 在以此方式得到的接收回波 R 中,均通过线性运算除去线性组织回波成分 350 及 351,和音的非线性组织回波成分 452 通过探头灵敏度区域 10 的频带限制除去。因此,接收回波 R 由用探头灵敏度区域 10 对差音的非线性组织回波成分 552、以及造影回波成分 652 进行滤波后的成分构成,但在对应于第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的频带 250 或 251 的频带部分中,仅存在造影回波成分 652。通过用具有信号通过频带 43 的高通滤波器对其进行滤波,得到高 CTR 的接收信号,并且在探头灵敏度区域 10 内也施加基于所述高通滤波器的频带限制,因此还同时进行电气噪声等的抑制,能够得到对电气噪声的 SN 比也较大的、高 CTR 的超声波造影图像。此外,在探头灵敏度区域 10 的高频带侧取得造影回波信号,因此能够取得空间分辨率也良好的超声波造影图像。

[0137] 为了确认上述的本发明的超声波诊断装置的高 CTR 效果,进行考虑了周围流体压缩性的基于 Keller-Miksis 的方程式的超声波造影剂的超声波脉冲响应仿真、以及基于 KZK 的式子 (Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov equation) 的非线性声音传播仿真,通过前者进行由造影回波表示的信号成分的评价,通过后者进行由组织回波表示的噪声成分的评价,进行了图 3 所示的以往方法与图 4 所示的基于本发明的方法的 CTR 比较。以下说明其结果。

[0138] 首先,探头灵敏度区域假定中心频率为 3 (MHz)、分数带宽为 100% 的频带,制成利用汉宁 (Hanning) 窗的滤波器,以此为要领进行定义。另外,作为以往方法中的发送脉冲条件,假定中心频率为 2 (MHz),波数为 4 波的汉宁权重 (分数带宽 50%),并且最大音压振幅为 212 (kPa),作为基于本发明的方法中的发送脉冲条件,假定中心频率为 3 (MHz),波数为 4 波的汉宁权重 (分数带宽 50%),第一发送脉冲 P1 的最大音压振幅为 520 (kPa),第二发送脉冲 P2 的最大音压振幅为 260 (kPa),并且第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 的相位相等。作为生物体对超声波的安全性指标使用的机械系数 (MI) 的值在以往方法与基于本发明的方法中相等,以此方式假定上述条件。即,根据发送脉冲的中心频率 f_c (MHz) 和负压的最大音压振幅 P_0 (MPa),MI 用 $MI = P_0 / \sqrt{f_c}$ 定义,在上述条件中,以往方法和基于本发明的方法均为 $MI = 0.3$ 的条件。

[0139] 作为超声波造影剂,假定为 Sonazoid,半径为 1 (μm),膜厚度为 10 (nm),膜剪断弹性系数为 50 (MPa),膜粘性系数为 0.8 ($\text{Pa} \cdot \text{s}$),关于造影剂内的气体,密度为 1.61 (kg/m^3),热传导率为 26.2×10^{-3} (W/mK),热容量为 1007 (J/kgK),比热比为 1.4。周围的流体假定为血液 (密度为 1025 (kg/m^3),粘性系数为 4×10^{-3} ($\text{Pa} \cdot \text{s}$),音速为 1570 (m/s))。基于这种条件,对以往方法而言,对于第一发送脉冲 P1 和第二发送脉冲 P2,分别通过仿真求出每个超声波造影剂的响应,进行对第一发送脉冲 P1 的响应波形和对第二发送脉冲 P2 的响应波形的加法运算处理后,按照上述探头灵敏度区域的条件进行滤波,得到造影回波成分。另外,对基于本发明的方法而言,对于第一发送脉冲 P1 和第二发送脉冲 P2,分别通过仿真求出每个超声波造影剂的响应,进行对第一发送脉冲 P1 的响应波形和对第二发送脉冲 P2 的响应波形变为 2 倍后的波形的减法运算处理后,按照上述探头灵敏度区域的条件进行滤波,得到造影回波成分。

[0140] 另外,在非线性声音传播仿真中,假定与生物体的物性接近的普通的声音介质,

音速为 1540(m/s), 密度为 1000 (kg/m³), 非线性参数 B/A 为 7, 依赖于频率的吸收系数为 0.7 (dB/cm/MHz)。在本非线性声音传播仿真中, 假定该声音介质的二维平面, 探头的口径为 10(mm), 聚束距离为 80(mm), 通过仿真求出聚束点处的音压波形。此外, 对于基于本发明的方法而言, 第一发送脉冲 P1 与第二发送脉冲 P2 的口径振幅权重如图 10 所示使用全口径, 相对于第一发送脉冲 P1 的音压, 第二发送脉冲 P2 的音压为 1/2。基于这种条件, 对于以往方法而言, 对于第一发送脉冲 P1 和第二发送脉冲 P2, 分别通过仿真求出非线性声音传播波形, 进行对第一发送脉冲 P1 的波形和对第二发送脉冲 P2 的波形的加法运算处理后, 按照上述探头灵敏度区域的条件进行滤波, 得到非线性组织回波成分。另外, 对基于本发明的方法而言, 进行对第一发送脉冲 P1 的波形和对第二发送脉冲 P2 的波形变为 2 倍后的波形的减法运算处理后, 按照上述探头灵敏度区域的条件进行滤波, 得到非线性组织回波成分。

[0141] 以下说明仿真的结果。

[0142] 首先使用图 13 说明超声波造影剂的响应。图 13 是表示对以往方法和基于本发明的方法的超声波造影剂的造影回波成分的频率特性图。图 13 中, 一并示出对应于探头灵敏度区域的频带 (用最大灵敏度进行标准化)、和以往方法及基于本发明的方法中分别对应于第一发送脉冲 P1 的频带 (用各自的最大强度进行标准化)。此外, 每个超声波造影剂对响应的音压水平非常小, 因此为了便于显示, 将超声波造影剂对响应的音压水平提高 140dB 进行显示。根据本结果可知, 对于基于本发明的方法的造影回波成分虽然与对于以往方法的造影回波成分相比, 音压水平有些变小, 但在整个探头灵敏度区域中产生, 特别是向低频侧的信号扩展显著, 成为非常宽频带的信号。即, 根据基于本发明的方法, 造影回波成分得到宽频带化, 能够提高超声波造影图像的空间分辨率和深部灵敏度。

[0143] 接着, 使用图 14 说明由非线性声音传播仿真取得的非线性组织回波成分。图 14 是表示对以往方法和基于本发明的方法的非线性组织回波成分的频率特性图。图 14 中, 一并示出对应于探头灵敏度区域的频带 (用最大灵敏度进行标准化)、和以往方法及基于本发明的方法中分别对应于第一发送脉冲 P1 的频带 (用各自的最大强度进行标准化)。根据本结果可知, 对于基于本发明的方法的非线性组织回波成分与对于以往方法的非线性组织回波成分相比, 音压水平被抑制得非常小。即, 在以往方法中, 在图像化中使用相当于发送脉冲的二次谐波的区域, 因此二次谐波区域的非线性组织回波成分必然较大, 而在基于本发明的方法中, 对第一发送脉冲 P1 以及第二发送脉冲 P2 进行整形, 从而使得相当于二次谐波 (和音) 的区域在探头灵敏度区域的高频侧带域外产生, 并且差音的产生区域在探头灵敏度区域的低频侧带域外产生, 因此能够作为整体除去非线性组织回波成分, 能够取得高 CTR 的超声波造影图像。

[0144] 为了调查基于本发明的方法相对于以往方法的对 CTR 的效果, 根据上述仿真结果, 对于以往方法和基于本发明的方法, 分别比较对各方法的造影回波成分的波形的包络线最大振幅和非线性组织回波成分的波形的包络线最大振幅, 比较结果为图 15。如图 15 所示, 关于造影回波成分, 对以往方法和基于本发明的方法进行比较, 对于各自的包络线最大振幅而言, 以往方法为 -157.36dB, 基于本发明的方法为 -162.06dB, 在超声波造影图像中成为信号的造影回波成分在基于本发明的方法中小 4.7dB。另一方面, 关于非线性组织回波成分进行同样的比较, 以往方法为 -25.65dB, 基于本发明的方法为 -46.38dB, 在超声波造影图像中成为噪声的非线性组织回波成分在基于本发明的方法中小 20.7dB。因此, 根据信

号和噪音这双方的相对比较进行 CTR 的比较后,基于本发明的方法取得了如下程度的 CTR 改善:

[0145] $-4.7\text{dB} - (-20.7\text{dB}) = 16.0\text{dB}$

[0146] 确认了基于本发明的方法的高 CTR 化的效果。

[0147] 使用附图说明基于以上结构以及控制进行的超声波造影诊断时的操作的具体例。

[0148] 图 12 是表示根据本发明的超声波诊断装置的一个实施例的操作示意图。超声波诊断装置 1 由装置主体 100、电缆 22、探头 20、图像显示部 3、以及用于由用户输入摄像条件的操作面板 101 构成。在静脉注射超声波造影剂之前,将探头 20 放于被检体 30 上后,图像显示部 3 的显示画面 701 中映出摄影图像 702。此时,所述代表性区域用标记 703 表示其位置,用户能够通过操作面板 101 做出操作以进行选择。显示画面 701 中,数值显示部 704 中显示摄像图像 702 的由标记 703 所示的所述代表性区域中的亮度信息。操作面板 101 中,能够操作用于调整第一发送脉冲 P1 或第二发送脉冲 P2 的中心频率或分数带宽的发送波形调整部 103 以及 104,以变更发送脉冲波形。操作面板 101 中,还可以设置第一接收回波 R1 与第二接收回波 R2 的振幅比率 n 的调整部。

[0149] 用户首先对于静脉注射超声波造影剂之前的被检体 30 的摄影图像,通过轨迹球 102 操作标记 703,使数值显示部 704 中显示组织回波的亮度。在组织回波未被充分抑制的情况下,操作发送波形调整部 103 以及 104,调整发送脉冲,从而使得数值显示部 704 中显示的亮度变得较小。通过采用此方式,能够在超声波造影图像取得之前,设定能够充分抑制或排除组织回波的、对被检体 30 最佳的发送脉冲条件。在决定了充分抑制组织回波的条件之后,将超声波造影剂静脉注射到被检体 30 中,对超声波造影图像进行摄像。此外,在超声波造影图像摄像时,也能够操作发送波形调整部 103 以及 104,以搜索更佳的摄像条件。

[0150] 通过上述的超声波诊断装置的操作,能够取得最佳的 CTR 的超声波造影图像,在患者依赖性较强等情况下也能够通过调整设定条件来得到高画质的诊断图像。

[0151] 符号说明

[0152] 1 超声波诊断装置

[0153] 2 外部接口

[0154] 3 图像显示部

[0155] 10 探头灵敏度区域

[0156] 20 探头

[0157] 21a ~ 21z 声电变换元件

[0158] 22 电缆

[0159] 30 被检体

[0160] 31 血管

[0161] 32 超声波造影剂

[0162] 41 带通滤波器信号通过频带

[0163] 42 低通滤波器信号通过频带

[0164] 43 高通滤波器信号通过频带

[0165] 100 装置主体

[0166] 101 操作面板

- [0167] 102 轨迹球
- [0168] 103、104 发送波形调整部
- [0169] 110 主体构成要素
- [0170] 111 发送放大器
- [0171] 112 波形产生单元
- [0172] 113 收发分离 (T/R) 开关
- [0173] 114 接收放大器
- [0174] 115 A/D 变换器
- [0175] 116 接收延迟电路部
- [0176] 117 信号处理部
- [0177] 118 图像处理部
- [0178] 120 控制部
- [0179] 200、210、211、220、221、230、231、240、241、250、251 发送脉冲的频率成分
- [0180] 300、310、311、320、321、330、331 线性组织回波成分
- [0181] 400、410 ~ 412、420 ~ 422、430 ~ 432、440 ~ 442、450 ~ 452 和音的非线性组织回波成分
- [0182] 500、510 ~ 512、520 ~ 522、530 ~ 532、540 ~ 542、550 ~ 552 差音的非线性组织回波成分
- [0183] 600、610 ~ 612、620 ~ 622、630 ~ 632、640 ~ 642、650 ~ 652 造影回波成分
- [0184] 701 显示画面
- [0185] 702 摄像图像
- [0186] 703 标记
- [0187] 704 数值显示部

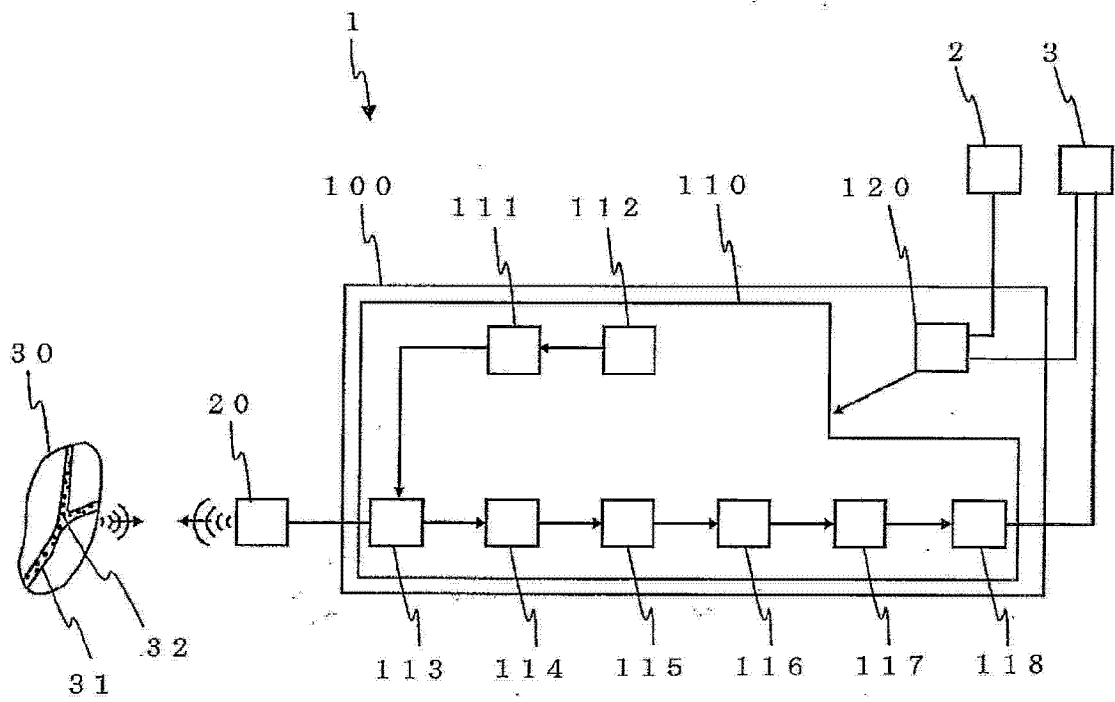


图1

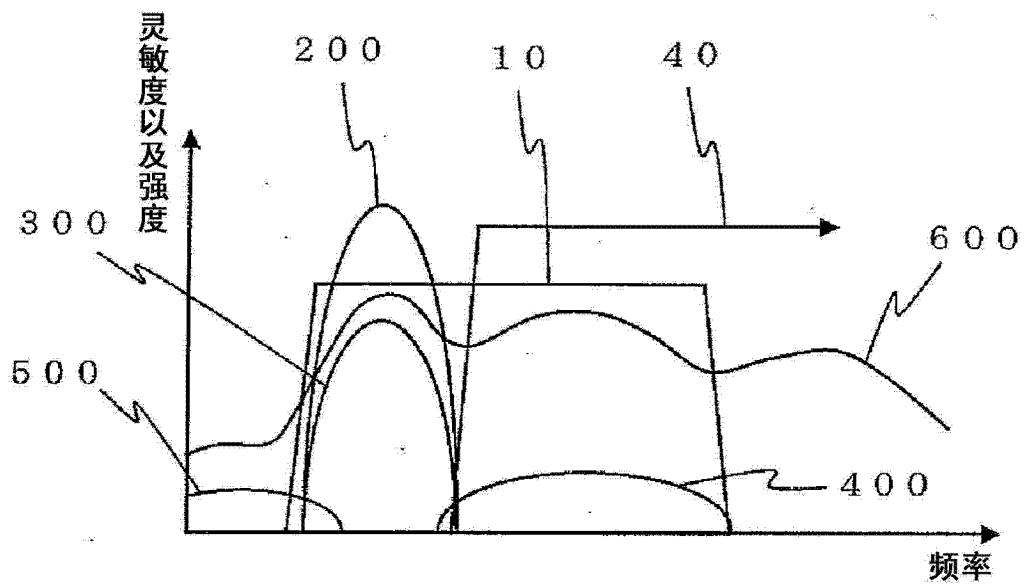


图2

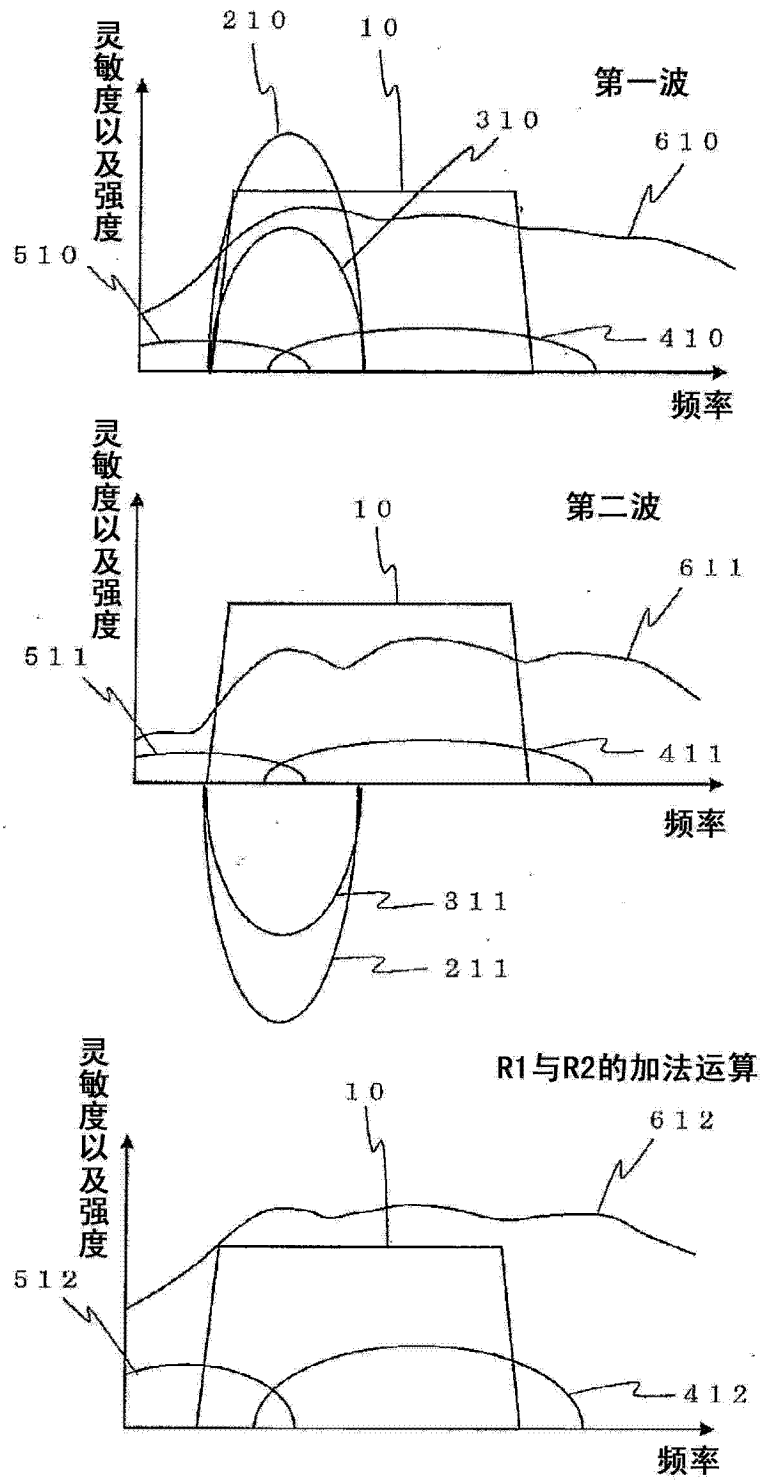


图3

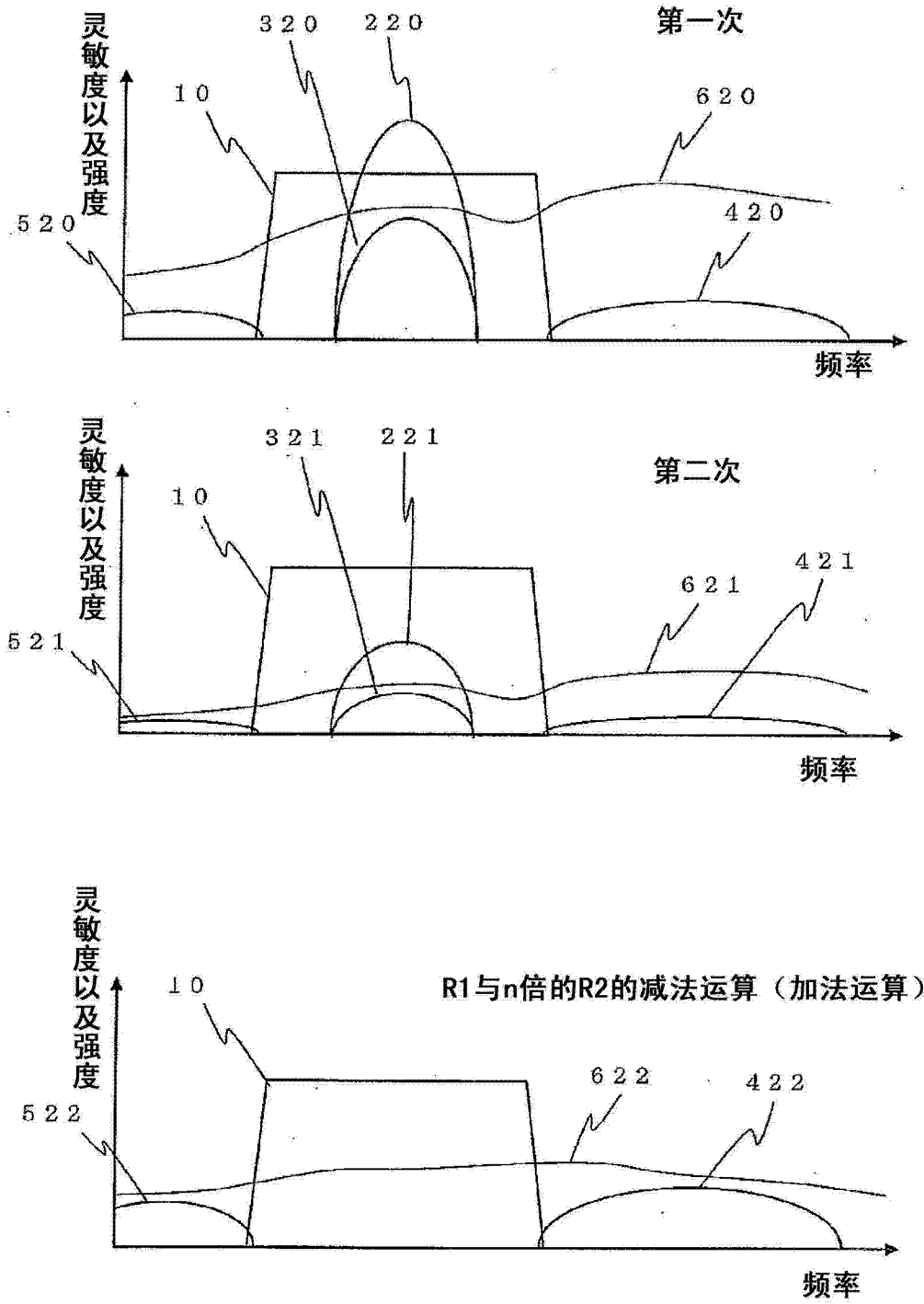


图 4

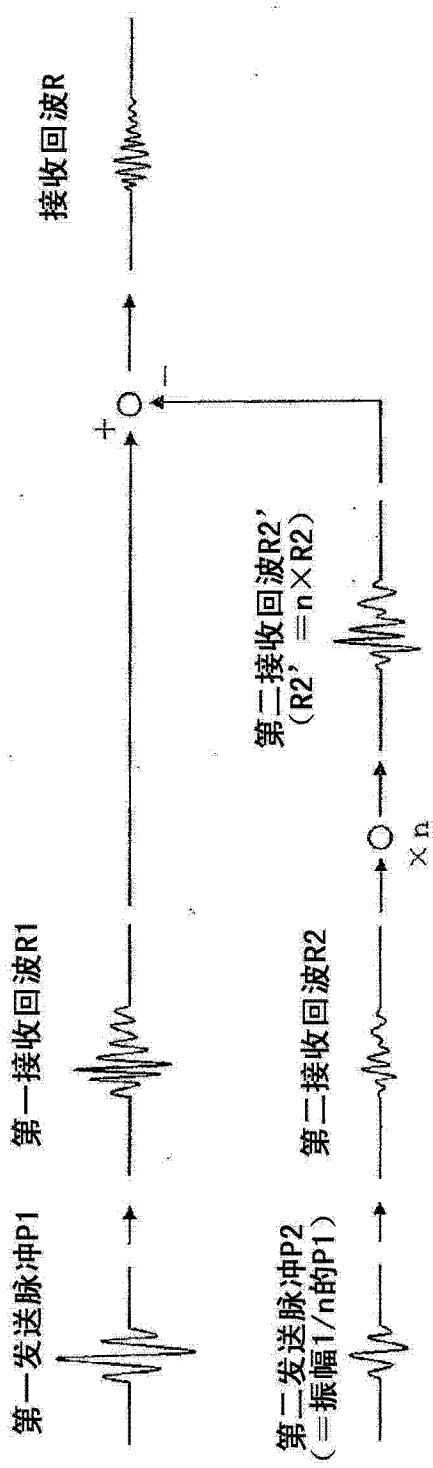


图 5

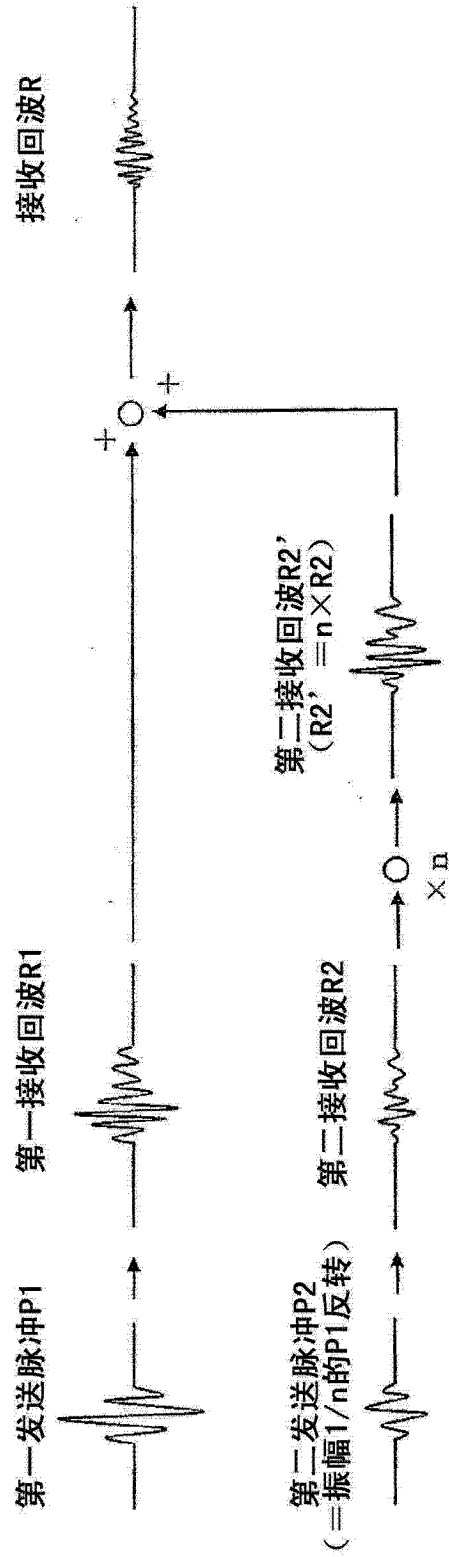


图 6

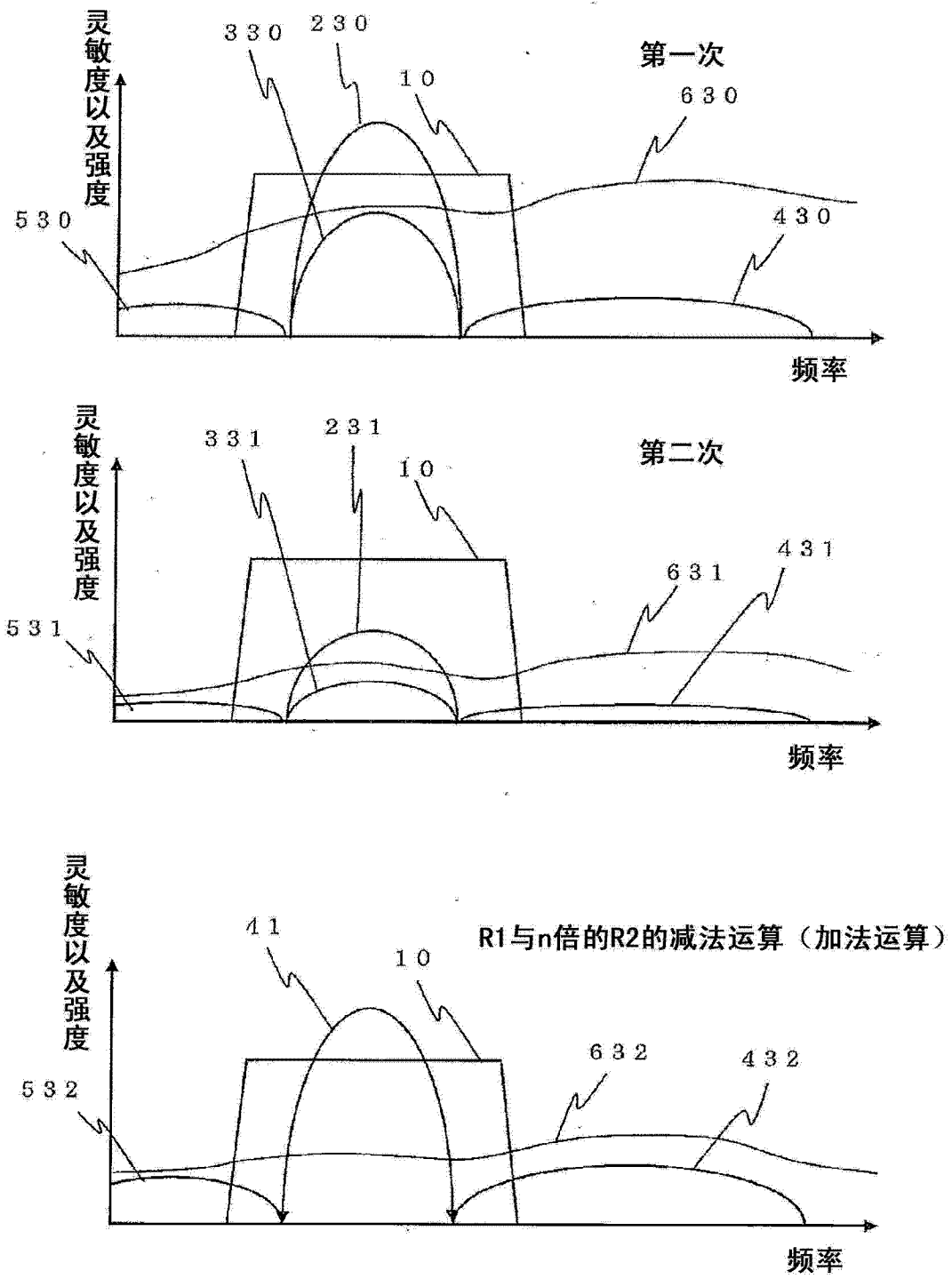


图 7

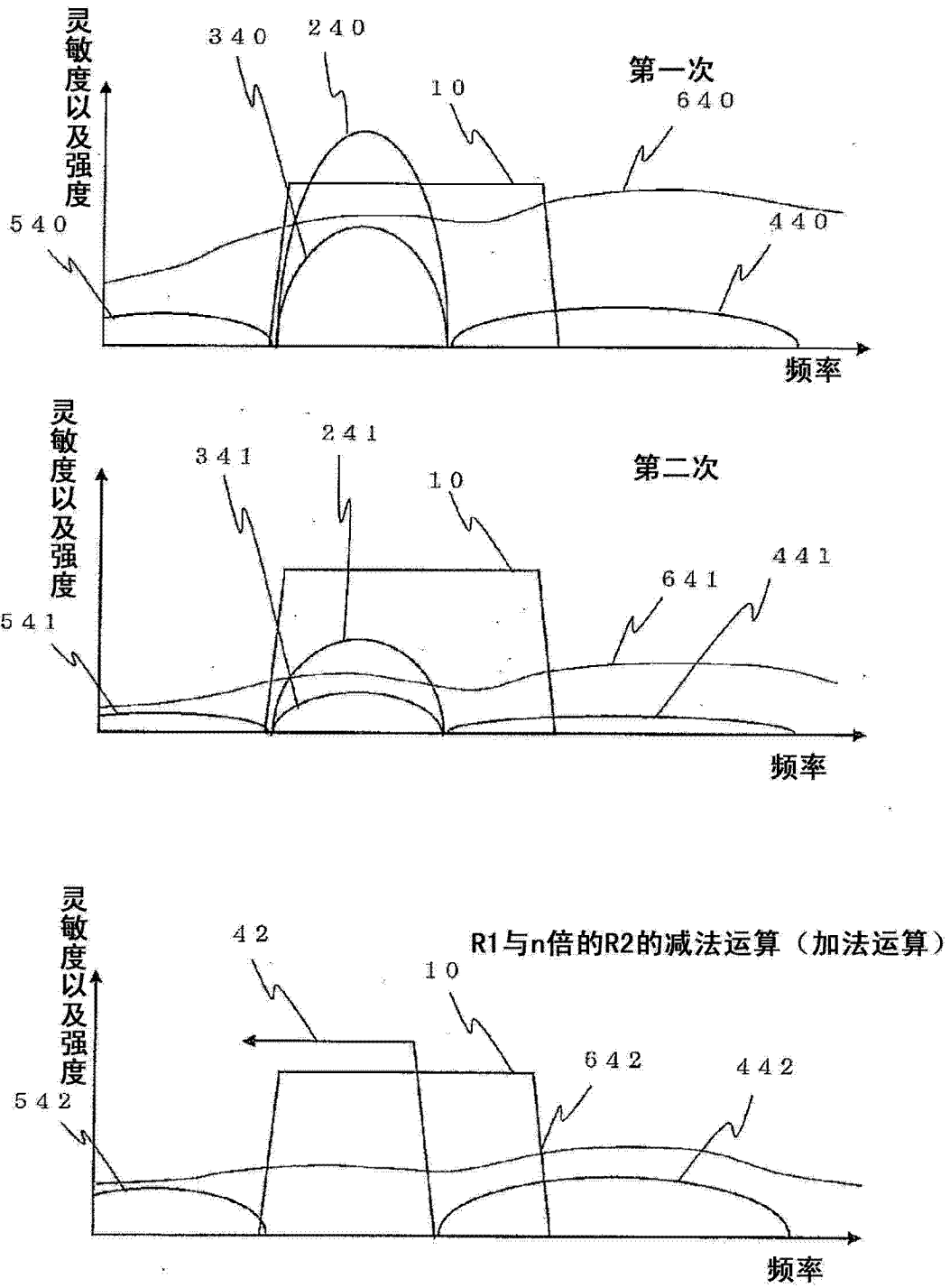


图 8

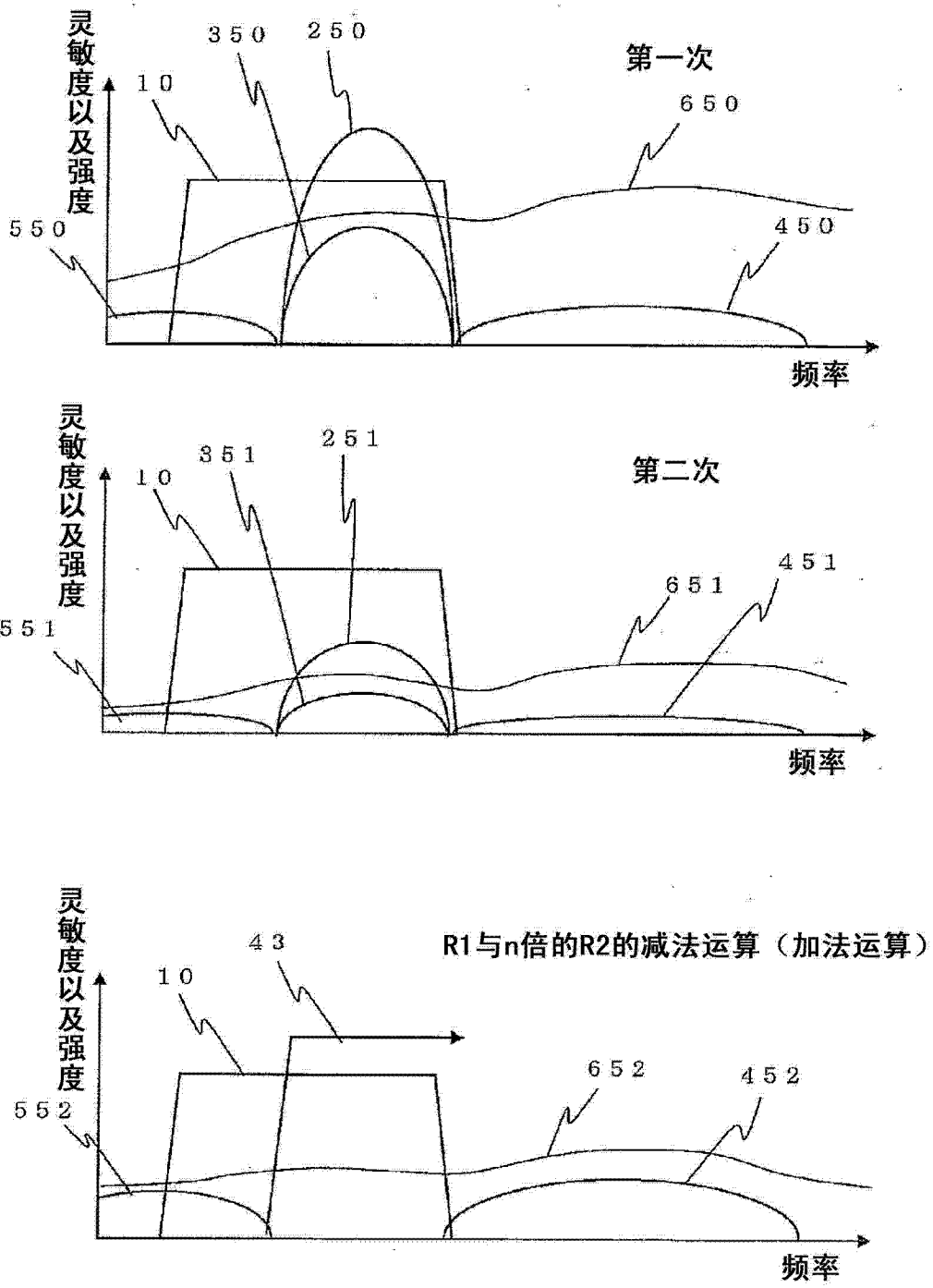


图9

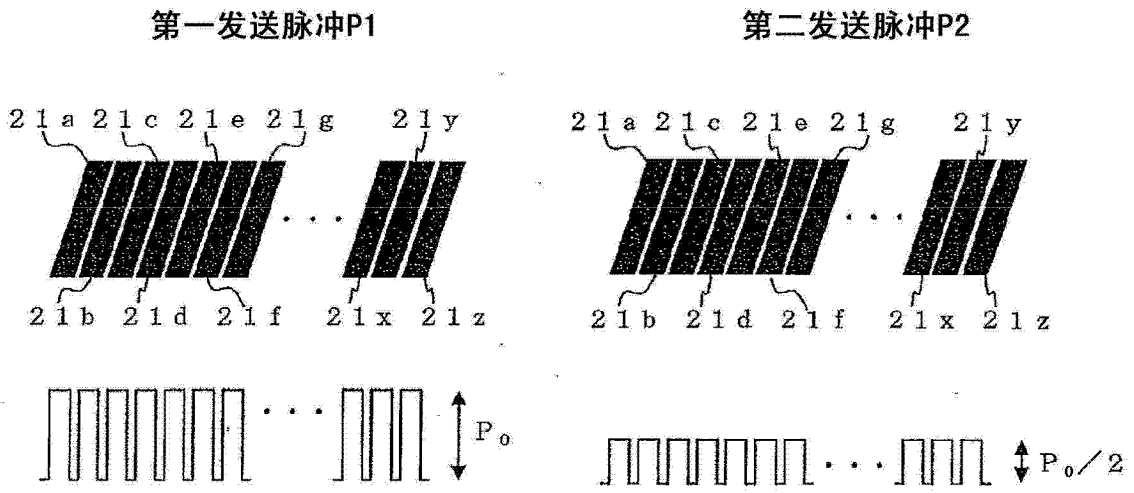


图 10

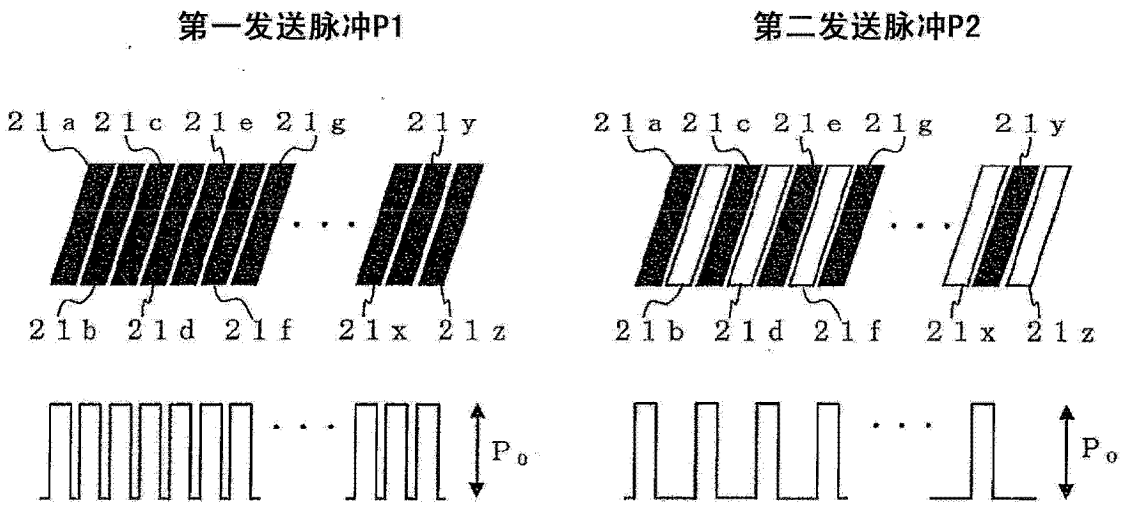


图 11

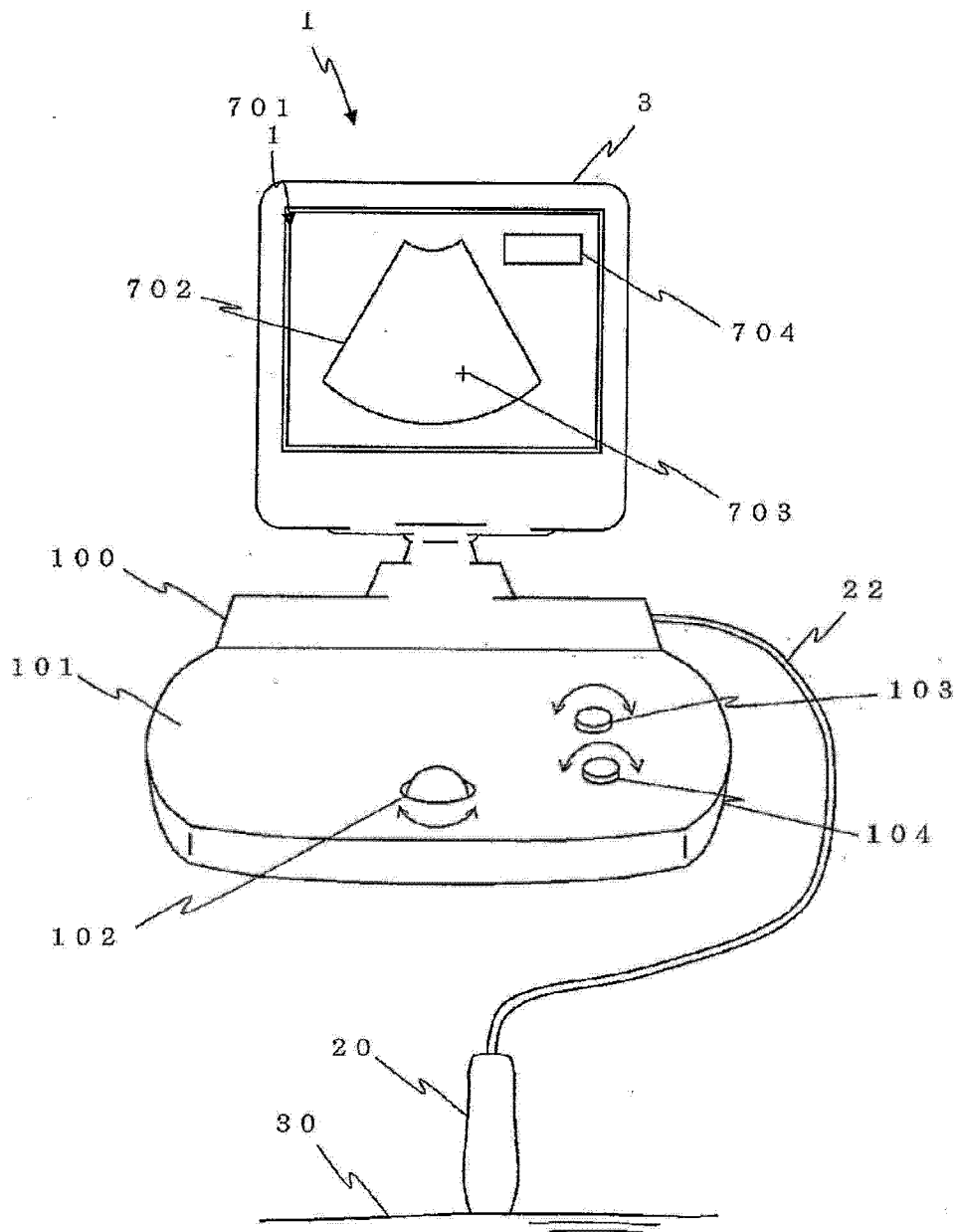


图 12

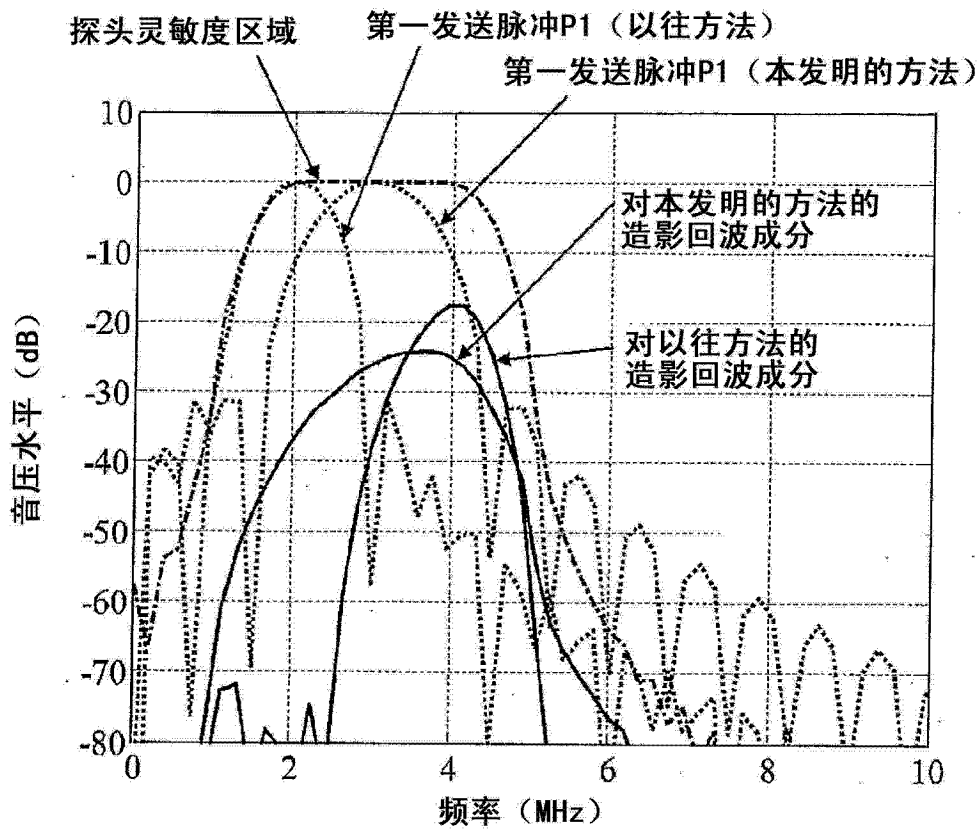


图 13

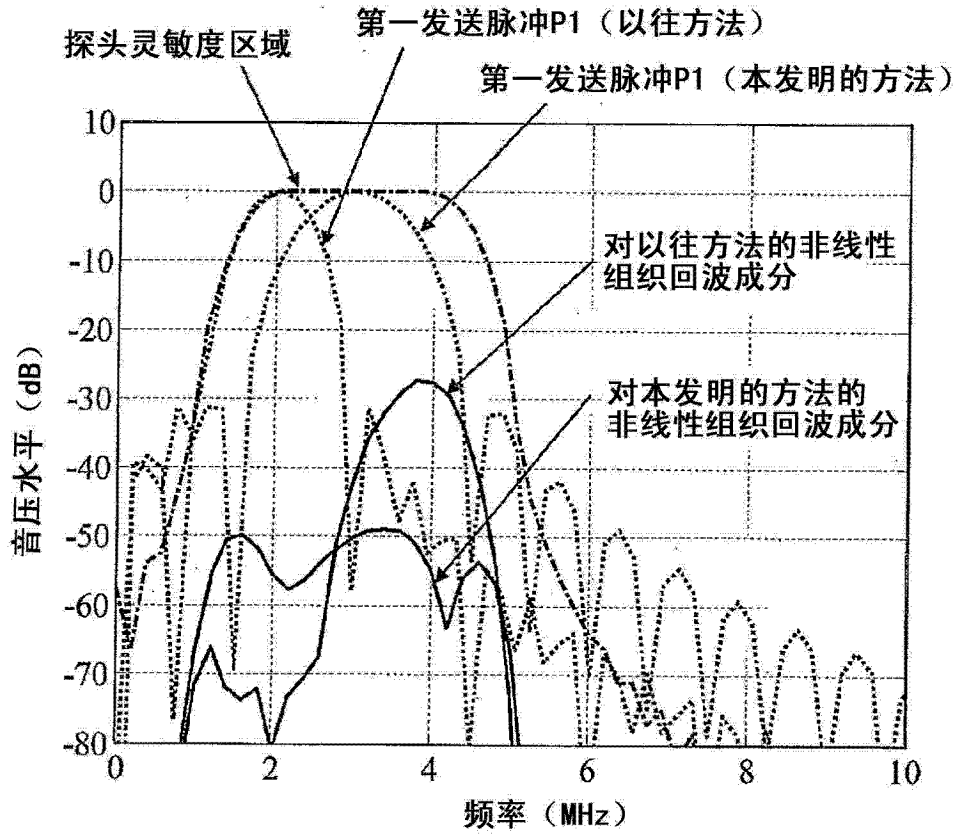


图 14

	本发明的方法 (a)	以往方法 (b)	效果 (a/b)
造影回波成分 (C)	-157.36 dB	-162.06 dB	-4.70 dB
非线性组织回波成分 (T)	-25.65 dB	-46.38 dB	20.73 dB
CTR改善			16.03 dB

图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102933154A	公开(公告)日	2013-02-13
申请号	CN201180027361.X	申请日	2011-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	桥场邦夫 吉川秀树 林达也		
发明人	桥场邦夫 吉川秀树 林达也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/52039 A61B8/481 A61B8/5269 G01S15/895 G01S7/52077 A61B8/0891 A61B8/08 G01S15/8963		
优先权	2010128405 2010-06-04 JP		
其他公开文献	CN102933154B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于在超声波造影图像中描绘出高CTR的图像的超声波诊断装置。在超声波诊断装置中，将发送脉冲发送到被检体，通过超声波探头接收来自注入所述被检体的超声波造影剂的反射回波，并进行图像化，以如下方式发送所述发送脉冲：由于所述被检体的声音非线性性质，所述发送脉冲在所述被检体中传播的过程中，由构成所述发送脉冲的频率成分的非线性相互作用产生的和音成分与差音成分在所述超声波探头的频率灵敏度区域中不产生。

