

1. 一种超声波诊断装置,根据利用脉冲反相法提取的接收信号的高次谐波成分生成图像数据,其特征在于,具备:

收发控制单元,对被检体设定由多个构成的超声波的收发方向;

超声波探头,具有多个振动元件;

收发单元,对各个上述收发方向,以规定时间间隔进行使用了极性不同的多个驱动信号的超声波收发;

高次谐波成分提取单元,对多个接收信号进行加法处理而提取上述接收信号的高次谐波成分,该多个接收信号是通过上述振动元件根据各个上述驱动信号而进行的驱动,由上述收发单元依次接收的;

接收信号处理单元,对上述接收信号或包含在上述接收信号中的基波成分进行对数变换处理而生成第 1 超声波数据,对上述高次谐波成分进行对数变换处理而生成第 2 超声波数据;

减法处理单元,对上述第 1 超声波数据与上述第 2 超声波数据进行减法处理;

图像数据生成单元,基于通过上述减法处理单元的减法处理得到的第 3 超声波数据,生成图像数据。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述收发单元使用第 1 驱动信号和第 2 驱动信号驱动上述振动元件,该第 1 驱动信号和第 2 驱动信号具有相等的驱动振幅且相位相差 180 度;

上述高次谐波成分提取单元通过根据上述第 1 驱动信号得到的第 1 接收信号和根据上述第 2 驱动信号得到的第 2 接收信号的加法处理,提取上述高次谐波成分。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述收发单元使用具有不同的驱动振幅且相位相差 180 度的多个驱动信号驱动上述振动元件;

上述高次谐波成分提取单元对根据各个上述驱动信号得到的上述多个接收信号进行加法处理来提取上述高次谐波成分。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述高次谐波成分提取单元对由多个构成的上述接收信号的至少任一个设定权重系数,并进行上述加法处理。

5. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述收发单元使用第 1 驱动信号、第 2 驱动信号以及第 3 驱动信号驱动上述振动元件,上述第 1 驱动信号具有规定的驱动波形,上述第 2 驱动信号具有如下的驱动波形,即相对于上述第 1 驱动信号的驱动波形具有 2 倍的振动振幅,并且相位相差 180 度,上述第 3 驱动信号具有与上述第 1 驱动信号的驱动波形相同的驱动波形。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述减法处理单元对上述第 1 超声波数据或上述第 2 超声波数据的至少任一种数据设定权重系数,并进行上述减法处理。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述减法处理单元对上述超声波数据设定在深度方向上不同的上述权重系数,并进行上述减法处理。

8. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述减法处理单元使用基于发送超声波的中心频率及观测深度而设定或选择的上述权重系数进行上述减法处理。

9. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备权重系数设定单元,

上述减法处理单元基于上述权重系数设定单元设定的权重系数进行上述减法处理。

10. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备显示单元,

上述显示单元将上述图像数据生成单元基于上述减法处理后的超声波数据生成的图像数据、以及基于上述第 1 超声波数据的图像数据或基于上述第 2 超声波数据的图像数据的至少任一种重叠显示或并列显示。

11. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述收发控制单元对上述被检体的 3 维区域设定上述超声波的收发方向;

上述图像数据生成单元根据对于各个上述收发方向得到的减法处理后的超声波数据,生成 3 维图像数据、MIP 图像数据或 MPR 图像数据的至少任一种。

超声波诊断装置

[0001] 本申请基于 2008 年 7 月 11 日提出的日本专利申请第 2008-181726 号并主张其优先权,这里引用其全部内容。

技术领域

[0002] 本发明涉及采用脉冲反相技术生成超声波图像数据的超声波诊断装置,特别涉及基于因对被检体投放的造影剂的非线性特性而发生的接收反射信号的高次谐波成分来生成超声波图像数据的超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置使用排列在超声波探头的前端部的多个超声波振动元件(以下称作“振动元件”)依次进行对被检体的多个方向的超声波收发,并基于从振动元件得到的反射超声波生成图像数据及时间序列数据,显示在监视器上。超声波诊断装置仅通过使超声波探头接触在体表上的简单的操作就能够实时地观测体内的 2 维图像数据及 3 维图像数据,所以广泛地用于各种内脏器官的形态诊断及功能诊断。

[0004] 近年来,开发出了对于被检体侵袭度较低的具有微小气泡的超声波造影剂(以下单称作“造影剂”)。在将该造影剂注入到被检体的心脏内或血管内的状态下,能够进行循环器官区域或腹部区域的超声波诊断(将该诊断方法称作对比回波(contrast echo)法)。由于血流速度很慢,所以对比回波法能够正确地观察不能使用以往的彩色多普勒法的腹部内脏器官的血流状态。因此,可以期待血流量较少的肿瘤等的鉴别诊断的精度提高。

[0005] 在使用造影剂的超声波检查中,注入到血管内等的造影剂的微小的气泡(微泡)成为较强的超声波反射源。因此,通过检测来自与血流一起移动的造影剂的反射波,能够感度良好地观察微弱的组织血流的信息。但是,如果为了收集具有良好的 S/N 比的超声波图像数据而对造影剂的微小气泡照射较强的超声波,则有随着微小气泡的破碎而导致造影剂的反射强度显著地降低的问题。

[0006] 为了应对该问题,提出了减影法(例如日本特开平 8-336527 号公报),该减影法中使用较强的超声波以规定的时间间隔对被投放了造影剂的被检体的同一部位进行两次超声波收发、通过第 1 接收信号与第 2 接收信号的减法处理提取来自造影剂的反射波,上述第 1 接收信号是通过第 1 次超声波收发而得到的,上述第 2 接收信号是通过对因该第 1 次超声波收发而微小气泡被破碎的同一部位进行第 2 次超声波收发而得到的。

[0007] 一般,在对微小气泡照射发送超声波的情况下,因该微小气泡所具有的音响非线性特性而发生高次谐波成分。已知该高次谐波成分的偶数倍(通常 2 倍)的波形极性不依存于发送超声波的极性。利用该性质,提出了如下技术(称作“脉冲反相法(PI 法)”) (例如美国专利第 6,095,980),即利用具有不发生微小气泡的破碎的小振幅、并且相位相差 180 度的两个发送超声波,对被检体的同一部位进行两次超声波收发,通过由第 1 超声波收发得到的第 1 接收信号与由第 2 超声波收发得到的第 2 接收信号的加法处理,提取由造影剂的微小气泡引起的接收信号的高次谐波成分。

[0008] 还提出了使用最大值保持运算法对基于由 PI 法得到的接收信号的高次谐波成分的图像数据和基于基波成分的图像数据进行合成而同时观测血流信息和内脏器官信息的方法（例如日本特开 2007-236738 号公报）。

[0009] 通过上述提出的方法提取包含在接收信号中的高次谐波成分，观测作为高次谐波成分的主要的发生源的造影剂的动态，从而能够掌握被投放了造影剂的血管内的血流信息。例如，通过提取分别从虚血状态的肿瘤组织和存在于该肿瘤组织的周围的富有血流的正常组织得到的接收信号的高次谐波成分，能够鉴别与血液同时大量存在造影剂的正常组织和造影剂的存在较少的肿瘤组织。

[0010] 但是，由于被照射发送超声波的生物体组织与造影剂同样，也具有音响非线性特性，所以在从生物体组织得到的接收信号中也包含有高次谐波成分。特别是，在从肿瘤组织得到的接收信号中包含较多的高次谐波成分的情况较多。因此，在通过提取从被检体的生物体组织得到的接收信号的高次谐波成分来鉴别造影剂大量存在的组织和造影剂的存在较少的组织的情况下，因生物体组织的非线性特性而发生的高次谐波成分会混入到因造影剂的非线性特性而发生的高次谐波成分中，在从肿瘤组织得到的高次谐波成分与从正常组织得到的高次谐波成分的差异很少的情况下，难以进行肿瘤组织的鉴别诊断。即，存在难以正确地捕捉流入到组织内的造影剂的信息的问题。

发明内容

[0011] 本发明是为了解决上述问题而做出的，提供一种在通过提取从被投放了造影剂的被检体的生物体组织得到的接收信号的高次谐波成分来观察血流信息时，利用上述接收信号的基波成分等抑制因生物体组织的非线性特性而发生的高频率成分，从而能够正确地捕捉造影剂的信息的超声波诊断装置。

[0012] 为了解决上述问题，本发明的超声波诊断装置的一技术方案，在基于利用脉冲反相法提取的接收信号的高次谐波成分生成图像数据的超声波诊断装置中，其特征在于，具备：收发控制单元，对被检体设定由多个构成的超声波的收发方向；超声波探头，具有多个振动元件；收发单元，对上述收发方向分别以规定时间间隔进行使用极性不同的多个驱动信号的超声波收发；高次谐波成分提取单元，将通过上述各个驱动信号的上述振动元件的驱动而由上述收发单元依次接收的多个接收信号加法处理，提取上述接收信号的高次谐波成分；接收信号处理单元，将上述接收信号或包含在上述接收信号中的基波成分对数变换处理而生成第 1 超声波数据，将上述高次谐波成分对数变换处理而生成第 2 超声波数据；减法处理单元，将上述第 1 超声波数据与上述第 2 超声波数据减法处理；图像数据生成单元，基于通过上述减法处理单元的减法处理得到的第 3 超声波数据生成图像数据。

[0013] 根据本发明，在通过提取从被投放了造影剂的对应被检体的生物体组织得到的接收信号的高次谐波成分观察血流信息时，利用上述接收信号的基波成分等抑制因生物体组织的非线性特性而发生的高次谐波成分，从而能够正确地捕捉造影剂的信息。因此，能够大幅提高诊断精度。

附图说明

[0014] 构成说明书的一部分的附图用来说明本发明的各种实施方式及 / 或特征，并且与

文字描述一起解释本发明的实施方式。如果可能,则在各图中使用相同的标号描述相同或相似的部分。

[0015] 图 1 是表示本发明的实施例的超声波诊断装置的整体结构的框图。

[0016] 图 2 是表示图 1 的实施例的超声波诊断装置具备的收发部的具体的结构的框图。

[0017] 图 3A 说明 2 维排列在超声波探头上的振动元件进行的 3 维扫描的超声波的收发方向。

[0018] 图 3B 表示图 3A 的 3 维扫描的投影在 x-z 平面上的收发方向。

[0019] 图 3C 表示图 3A 的 3 维扫描的投影在 y-z 平面上的收发方向。

[0020] 图 4 是表示该实施例的超声波诊断装置具备的高次谐波成分提取部及接收信号处理部的具体结构的框图。

[0021] 图 5A 是该实施例的第 1 或第 2 发送超声波的频率波谱。

[0022] 图 5B 是通过第 1 或第 2 发送超声波得到的第 1 或第 2 接收超声波的基波成分及高次谐波成分的频率波谱。

[0023] 图 6A 表示通过采用脉冲反相法的超声波收发得到的接收信号的基波成分及高次谐波成分的加法合成。

[0024] 图 6B 表示通过高次谐波成分提取部的采用脉冲反相法的超声波收发而得到的接收信号的基波成分及高次谐波成分的加法合成。

[0025] 图 7A 表示通过向正常组织和肿瘤组织的超声波收发得到的接收信号的高次谐波成分的差异。

[0026] 图 7B 表示用基波成分对图 7A 的高次谐波成分进行了标准化的状态。

[0027] 图 8 是表示在超声波数据的减法处理中使用的权重系数的具体例的图。

[0028] 图 9 是表示本实施例的超声波诊断装置所具备的体数据生成部的具体的结构的框图。

[0029] 图 10 是表示本实施例的采用 PI 法的图像数据的生成顺序的流程图。

[0030] 图 11A 至图 11C 表示在本实施例的变形例中使用的第 1 驱动信号至第 3 驱动信号。

[0031] 图 12 是表示本实施例的采用 PI 法的图像数据的生成顺序的流程图。

具体实施方式

[0032] 在以下所述的本发明的实施例中,为了对被检体的同一部位放射第 1 发送超声波及第 2 发送超声波,利用第 1 驱动信号及第 2 驱动信号以规定的速率(rate)间隔将设在超声波探头 2 中的振动元件驱动两次。第 1 驱动信号及第 2 驱动信号分别具有相等的振幅,相位相差 180 度。

[0033] 通过对应于第 1 发送超声波及第 2 发送超声波而从收发部 3 得到的第 1 接收信号及第 2 接收信号的加法处理,生成提取了高次谐波成分的第 3 接收信号,并且,通过对第 1 接收信号的基波成分进行对数变换而生成的第 1 超声波数据与对上述第 3 接收信号的高次谐波成分进行对数变换而生成的第 2 超声波数据的减法处理,生成第 3 超声波数据。接着,生成 3 维图像数据,并将得到的 3 维图像数据显示在显示部上,该 3 维图像数据是将对被检体进行 3 维扫描而收集到的、由多个构成的第 3 超声波数据进行处理而生成的。

[0034] 图 1 是表示本发明的实施例的超声波诊断装置的整体结构的框图。超声波诊断装

置 100 具备超声波探头 2、收发部 3、高次谐波成分提取部 4、接收信号处理部 5、和减法处理部 6。

[0035] 超声波探头 2 在前端部具有多个振动元件,对包括被投放了造影剂的被检体的诊断对象部位在内的 3 维区域的规定方向发送第 1 发送超声波(第 1 超声波脉冲)和相对于该第 1 发送超声波相位相差 180 度的第 2 发送超声波(第 2 超声波脉冲),将从上述诊断对象部位得到的第 1 接收超声波(第 1 超声波反射波)及第 2 接收超声波(第 2 超声波反射波)变换为第 1 接收信号组及第 2 接收信号组。

[0036] 收发部 3 将用于对上述 3 维区域的规定方向发送第 1 发送超声波及第 2 发送超声波的第 1 驱动信号及第 2 驱动信号供给到超声波探头 2 的上述振动元件。收发部 3 还将从振动元件得到的多个信道的第 1 接收信号组及第 2 接收信号组调相相加,从而生成第 1 接收信号及第 2 接收信号。

[0037] 高次谐波成分提取部 4 通过对调相相加得到的第 1 接收信号和第 2 接收信号进行加法处理,提取包含在这些接收信号中的高次谐波成分,生成第 3 接收信号。

[0038] 接收信号处理部 5 对调相相加后的第 1 接收信号或第 2 接收信号进行后述的信号处理而生成第 1 超声波数据,还对由高次谐波成分提取部 4 生成的第 3 接收信号进行同样的信号处理而生成第 2 超声波数据。

[0039] 减法处理部 6 将上述第 1 超声波数据与第 2 超声波数据进行相减处理,生成第 3 超声波数据。

[0040] 超声波诊断装置 100 还具备体数据生成部 7、生成 3 维图像数据的图像数据生成部 8、显示部 9、输入部 10 和系统控制部 12。

[0041] 体数据生成部 7 基于通过对该被检体的 3 维区域进行 3 维扫描而收集的、由多个构成的第 3 超声波数据,生成体数据。图像数据生成部 8 对该体数据进行绘制(rendering)处理而生成 3 维图像数据。显示部 9 显示生成的 3 维数据。输入部 10 进行被检体信息的输入及图像数据生成条件的设定等。收发控制部 11 控制对被检体的超声波的收发方向及驱动信号的极性等。系统控制部 12 综合地控制超声波诊断装置 100 具备的上述各单元。

[0042] 图 1 的超声波探头 2 在其前端部具有 2 维排列的多个 N 个振动元件(未图示)。这些振动元件分别经由 N 信道的多芯线缆连接在收发部 3 的输入输出端子上。振动元件是电气音响变换元件,在发送时将电脉冲(驱动信号)变换为超声波脉冲(发送超声波),在接收时将超声波反射波(接收超声波)变换为电接收信号。

[0043] 另外,在超声波探头 2,有扇区(sector)扫描对应、线性(linear)扫描对应、凸面(convex)扫描对应等,操作者能够根据诊断部位任意地选择。在本实施例中,对利用 2 维排列了 N 个振动元件的扇区扫描用的超声波探头 2 收集 3 维图像数据的情况进行说明。

[0044] 在图 2 中表示收发部 3 的结构。收发部 3 具备发送部 31 和接收部 32。发送部 31 对设置于超声波探头 2 的 N 个振动元件供给用来对被检体放射第 1 发送超声波的第 1 驱动信号、和用来放射相对于该第 1 发送超声波相位相差 180 度的第 2 发送超声波的第 2 驱动信号。

[0045] 接收部 32 将分别对应于第 1 发送超声波及第 2 发送超声波而从上述振动元件得到的由 N 信道构成的第 1 接收信号组及第 2 接收信号组,分别进行调相相加(相位匹配相加)而生成第 1 接收信号及第 2 接收信号。

[0046] 发送部 31 具备速率脉冲发生器 311、发送延迟电路 312 及 N 信道的独立的驱动电路 313。速率脉冲发生器 311 基于从系统控制部 12 供给的控制信号,生成决定第 1 发送超声波及第 2 发送超声波的重复周期的速率脉冲。

[0047] 发送延迟电路 312 由 N 信道的独立的延迟电路构成。发送延迟电路 312 根据从收发控制部 11 供给的控制信号,对上述速率脉冲赋予用来为了得到较细的束宽而将发送超声波聚束到规定的深度的延迟时间(聚束用延迟时间)和用来将发送超声波向规定的收发方向(θ_p 、 ϕ_q)放射的延迟时间(偏向用延迟时间)。

[0048] N 信道的独立的驱动电路 313 基于上述速率脉冲和从收发控制部 11 供给的控制信号,生成用来放射第 1 发送超声波的第 1 驱动信号和用来放射第 2 发送超声波的第 2 驱动信号,并供给到设置于超声波探头 2 的 N 个振动元件。

[0049] 具体而言,同步于上述速率脉冲而生成由 N 信道构成的第 1 驱动信号、和相对于该第 1 驱动信号相位相差 180 度(即波形的极性反转)的由 N 信道构成的第 2 驱动信号。

[0050] 接收部 32 具备由 N 信道构成的 A/D 变换器 321、接收延迟电路 322 和加法器 323。A/D 变换器 321 分别基于与第 1 发送超声波及第 2 发送超声波对应的第 1 接收超声波及第 2 接收超声波,将从超声波探头 2 的振动元件供给的 N 信道的第 1 接收信号组及第 2 接收信号组变换为数字信号。

[0051] 接收延迟电路 322 分别对从 A/D 变换器 321 输出的 N 信道的接收信号组赋予用来对来自规定的深度的超声波反射波进行聚束的聚束用延迟时间、和用来沿 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向对于规定的收发方向(θ_p 、 ϕ_q)设定较强的接收指向性的偏向用延迟时间。

[0052] 加法器 323 对从这些接收延迟电路 322 供给的各个接收信号组进行加法合成,生成第 1 接收信号及第 2 接收信号。

[0053] 即,通过接收延迟电路 322 和加法器 323,将对应于从规定方向(θ_p 、 ϕ_q)得到的接收超声波的第 1 接收信号组及第 2 接收信号组调相相加。

[0054] 图 3A 以超声波探头 3 的中心轴为 z 轴,表示相对于在 x 轴 (azimuth) 方向及 y 轴 (elevation) 方向上 2 维排列的振动元件 Trs 的距离 r 的位置 P 的超声波的收发 P(r , θ_p , ϕ_q)。

[0055] 图 3B 表示从 z 轴的角度为 θ_p 的、投影到 x 轴 (azimuth) 方向的 x-z 平面上的收发位置 P,图 3C 表示从 z 轴的角度为 ϕ_q 的、投影到 y 轴 (elevation) 方向的 y-z 平面上的收发位置 P。

[0056] 发送部 31 的发送延迟电路 312 及接收部 32 的接收延迟电路 322 的延迟时间由按照从收发控制部 11 供给的扫描控制信号控制,对该被检体的诊断对象部位进行第 1 发送超声波及第 1 接收超声波和第 2 发送超声波及第 2 接收超声波的 3 维扫描。

[0057] 如图 4 所示,高次谐波成分提取部 4 具备接收信号存储部 41 和运算部 42。高次谐波成分提取部 4 提取从被投放了造影剂的该被检体的诊断对象部位得到的接收信号中包含的高次谐波成分。

[0058] 例如,在对收发方向(θ_p 、 ϕ_q)以规定的速率间隔进行了使用第 1 驱动信号的超声波收发和使用第 2 驱动信号的超声波收发的情况下,高次谐波成分提取部 4 的接收信号存储部 41 保存在使用了领先的第 1 驱动信号的超声波收发中由接收部 32 的加法器 323 生

成的第 1 接收信号。

[0059] 高次谐波成分提取部 4 的运算部 42 通过对第 2 接收信号与保存在接收信号存储部 41 中的第 1 接收信号进行加法合成,提取包含在各个接收信号中的高次谐波成分而生成第 3 接收信号,所述第 2 接收信号是在后续于使用了第 1 驱动信号的超声波收发、使用了第 2 驱动信号的超声波收发中由加法器 323 生成的。

[0060] 参照图 5A、图 5B 及图 6A、图 6B,说明因被投放到被检体中的造影剂及生物体组织的非线性特征而发生的接收信号的高次谐波成分及其提取方法。

[0061] 图 5A 是上述第 1 发送超声波或第 2 发送超声波的频率波谱。图 5B 是通过上述第 1 或第 2 发送超声波得到的第 1 接收超声波或第 2 接收超声波的频率波谱。例如,如图 5A 所示,在被发送到被检体的体内的发送超声波的频率波谱以频率 f_0 为中心分布的情况下,接收超声波的频率波谱如图 5B 所示,具有与发送超声波同样以频率 f_0 为中心分布的基波成分、和以频率 $2f_0$ 为中心分布且比基波成分小的高次谐波成分。

[0062] 图 6A 是表示通过使用脉冲反相法 (PI 法) 的超声波收发而得到的接收信号的基波成分、和高次谐波成分提取部 4 的加法合成的图。图 6A 所示的接收信号的基波成分在驱动信号为正极性 (a-1) 的情况和负极性 (a-2) 的情况下其极性反转,所以通过将它们加法合成就能够抵消 (a-3)。

[0063] 图 6B 是表示通过使用脉冲反相法 (PI 法) 的超声波收发而得到的接收信号的高次谐波成分、和高次谐波成分提取部 4 的加法合成的图。如图 6B 所示,此时得到的接收信号的高次谐波成分在驱动信号为正极性 (b-1) 的情况及负极性 (b-2) 的情况下其极性没有变化。因此,通过将它们加法合成,接收信号的高次谐波成分增大到 2 倍 (b-3)。

[0064] 即,通过将采用使用了相位相差 180 度的第 1 驱动信号和第 2 驱动信号的脉冲反相法而得到的第 1 接收信号和第 2 接收信号加法合成,能够仅提取高次谐波成分。

[0065] 超声波诊断装置 100 的接收信号处理部 5 对从高次谐波成分提取部 4 及收发部 3 供给的接收信号进行处理而生成超声波数据 (B 模式数据)。接收信号处理部 5 如图 4 所示,具备由 2 信道构成的滤波器部 51、检波部 52 及对数变换部 53。

[0066] 即,将在收发部 3 的接收部 32 中生成的第 1 接收信号或第 2 接收信号提供给接收信号处理部 5 的滤波器部 51a,通过滤波处理将在这些接收信号中包含的高次谐波成分除去。除去了高次谐波成分的第 1 接收信号或第 2 接收信号在检波部 52a 及对数变换部 53a 中被进行包络线检波和对数变换,生成第 1 超声波数据。

[0067] 另一方面,将在高次谐波成分提取部 4 中生成的第 3 接收信号提供给滤波器部 51b,通过滤波处理将在第 1 接收信号和第 2 接收信号的加法处理中残留的基波成分除去。基波成分被大致完全除去的第 3 接收信号在检波部 52b 及对数变换部 53b 中被进行包络线检波和对数变换,生成第 2 超声波数据。

[0068] 超声波诊断装置 100 的减法处理部 6 (图 1) 具备系数数据保管部、存储部和运算部 (都未图示)。在系数数据保管部中,预先保管着在上述第 1 超声波数据与第 2 超声波数据的减法处理中使用的各种权重系数数据。在存储部中,保存有在接收信号处理部 5 中生成的第 1 超声波数据。

[0069] 减法处理部 6 的运算部基于由输入部 10 设定的权重系数数据或从输入部 10 供给的选择信息,通过使用了从保管在上述系数数据保管部中的各种权重系数数据中选择的权

重系数数据的第 1 超声波数据与第 2 超声波数据的减法处理,生成第 3 超声波数据。

[0070] 对上述减法处理进一步说明。例如,如果将在通过脉冲反相法的超声波收发得到的第 1 接收信号 Sr1 及第 2 接收信号 Sr2 中包含的基波成分及高次谐波成分分别设为 Srf、Sr_h,则通过式 (1) 表示在高次谐波成分提取部 4 中生成的第 3 接收信号 Sr3,此外,通过式 (2) 表示在接收信号处理部 5 中生成的第 1 超声波数据 D1 及第 2 超声波数据 D2。

$$[0071] \quad Sr3 = Sr1 + Sr2 = (Srf + Srh) + (-Srf + Srh) = 2Sr_h \cdots (1)$$

$$[0072] \quad D1 = \log[Srf], D2 = \log[Sr3] = \log[2Sr_h] \cdots (2)$$

[0073] 因而,可以用下式 (3) 表示在减法处理部 6 中生成的第 3 超声波数据 D3。

$$[0074] \quad D3 = W2D2 - W1D1 = W2\log[2Sr_h] - W1\log[Srf] \cdots (3)$$

[0075] 其中,上式中的 W1 及 W2 是对于第 1 超声波数据及第 2 超声波数据的权重系数,[Srf] 及 [Sr_h] 表示被包络线检波的基波成分及高次谐波成分。这里,为了使说明变得简单,在设权重系数 W1 及 W2 为 W1 = W2 = 1 的情况下,式 (3) 可以变形为如下式 (4)。

[0076]

$$D3 = D2 - D1 = \log[2Sr_h] - \log[Srf] = \log\left(\frac{[2Sr_h]}{[Srf]}\right) \cdots (4)$$

[0077] 即,如上述式 (4) 所示,通过第 1 超声波数据 D1 与第 2 超声波数据 D2 的减法处理得到的第 3 超声波数据 D3 等价于将第 3 接收信号 Sr3 的高次谐波成分的绝对值 [2Sr_h] 用第 1 接收信号 Sr1 或第 2 接收信号 Sr2 的基波成分的绝对值 [Srf] 除(标准化)后进行对数变换的值。

[0078] 下面说明采用了上述的第 1 超声波数据 D1 与第 2 超声波数据 D2 的减法处理的本实施例的效果。图 7A 是示意地表示例如对被具有丰富的组织血流的正常组织包围的虚血状态的肿瘤组织,从箭头的方向收发超声波而得到的接收信号的高次谐波成分的图。在该情况下,从正常组织得到的高次谐波成分 E1 的大部分是因与血液一起流入到该正常组织内的造影剂的非线性特性而引起的。从肿瘤组织得到的高次谐波成分 E2 是因肿瘤组织的非线性特性而引起的。如上所述,在从肿瘤组织得到的高次谐波成分 E2 与从正常组织得到的高次谐波成分 E1 的差异 δE 很小的情况下,难以进行肿瘤组织的鉴别诊断。

[0079] 本发明着眼于因肿瘤组织的非线性特性而发生的高次谐波成分的大小较大地依存于从肿瘤组织得到的接收信号的基波成分的大小的特性,通过考虑该基波成分来进行肿瘤组织与正常组织的鉴别。

[0080] 即,在从肿瘤组织得到的接收信号的基波成分 A2 相对于从正常组织得到的接收信号的基波成分 A1 处于 A2 > A1 的关系的情况下,将从正常组织得到的高次谐波成分 E1 及从肿瘤组织得到的高次谐波成分 E2 分别除以基波成分 A1 及 A2。由此,肿瘤组织与正常组织的鉴别变得容易。

[0081] 另外,在从肿瘤组织得到的接收信号的基波成分 A2 相对于从正常组织得到的接收信号的基波成分 A1 处于 A1 > A2 的关系的情况下,也如图 7B 中用虚线表示那样,用基波成分标准化的正常组织的高次谐波成分 F1 (F1 = E1/A1) 与肿瘤组织的高次谐波成分 F2 (F2 = E2/A2) 的差异 δF 比正常组织的高次谐波成分 E1 与肿瘤组织的高次谐波成分 E2 的差异 δE (图 7A) 大,鉴别变得容易。

[0082] 接收信号的高次谐波成分与基波成分相比更容易受到生物体组织的超声波衰减的影响。在这样的情况下,通过在上述减法处理中使用权重系数,能够得到适合于鉴别诊断的差异 δF 。

[0083] 特别是,如图 8 所示,将对于第 1 超声波数据 D1 的权重系数 W1 及对第 2 超声波数据 D2 的权重系数 W2 设定为,使其相对于深度方向可变,并使来自深部的高次谐波成分相对地放大,从而能够得到 S/N 良好的第 3 超声波数据。此时,根据发送超声波的中心频率及观测深度等,设定或选择上述权重系数 W1 及 W2。

[0084] 在本实施例的超声波诊断装置 100 中,如式 (4) 所示,通过对数变换后的高次谐波成分(第 2 超声波数据)与对数变换后的基波成分(第 1 超声波数据)的减法处理,进行基于基本成分的标准化。

[0085] 图 9 是表示超声波诊断装置 100 的体数据生成部 7 的结构框图。体数据生成部 7 具备超声波数据存储部 71、插值处理部 72 及体数据存储部 73。在超声波数据存储部 71 中,将收发方向(θ_p 、 ϕ_q)作为附带信息而依次保存有通过对被检体的诊断对象部位进行 3 维扫描而得到的第 3 超声波数据。

[0086] 插值处理部 72 使从超声波数据存储部 71 读出的由多个构成的超声波数据对应于收发方向(θ_p 、 ϕ_q)而排列,从而形成时间序列的 3 维超声波数据。进而,对构成该 3 维超声波数据的不等间隔的体素进行插值处理,生成由相对于图 3 的 x 方向、y 方向及 z 方向各向同性的体素构成的体数据。得到的时间序列的体数据被保存到体数据存储部 73 中。

[0087] 超声波诊断装置 100 的图像数据生成部 8 对从体数据生成部 7 依次供给的体数据进行绘制处理,生成体绘制图像数据及表面绘制图像数据等的 3 维图像数据。图像数据生成部 8 具备不透明度和色调设定部以及绘制处理部(未图示)。不透明度和色调设定部根据体数据的体素值等设定各体素的不透明度及色调。绘制处理部使用规定的处理程序对具有由上述不透明度和色调设定部设定的不透明度及色调的体数据进行绘制处理,生成时间序列的 3 维图像数据。

[0088] 超声波诊断装置 100 的显示部 9 具备显示数据生成部、变换部及监视器(都未图示)。显示数据生成部对由图像数据生成部 8 生成的 3 维图像数据进行基于规定的显示格式的坐标变换,再叠加被检体信息等的附带信息,生成显示用数据。变换部对由上述显示数据生成部生成的显示用数据进行 D/A 变换和电视格式变换,显示在上述监视器上。

[0089] 超声波诊断装置 100 的输入部 10 是具备显示面板及键盘、各种开关、选择按钮、鼠标等的输入设备的交互型接口,具备:PI 法选择功能 101,进行脉冲反相法的选择;及权重系数设定功能 102,进行第 1 超声波数据与第 2 超声波数据的减法处理中的权重系数的选择及设定。进而,利用上述显示面板及输入设备进行被检体信息的输入、体数据生成条件的设定、图像数据生成条件及图像数据显示条件的设定、各种命令信号的输入等。

[0090] 超声波诊断装置 100 的收发控制部 11 根据从输入部 10 供给的体数据生成条件,控制能够对包括被检体的诊断对象部位在内的 3 维区域的希望方向进行超声波的收发的收发部 3 的发送延迟电路 312 及接收延迟电路 322 的延迟时间。并且,根据从输入部 10 供给的 PI 法选择信息,控制由收发部 3 的驱动电路 313 生成的第 1 驱动信号及第 2 驱动信号的极性及振幅等。

[0091] 超声波诊断装置 100 的系统控制部 12 具备 CPU 和存储电路。在存储电路中保存

有由输入部 10 选择 / 设定的上述各种信息。CPU 根据上述选择信息及设定信息控制超声波诊断装置 100 的各单元,对被投放了造影剂的该被检体的诊断对象部位进行采用 PI 法的 3 维扫描。

[0092] 图 10 是表示本实施例的采用 PI 法的图像数据的生成顺序的流程图。超声波诊断装置的操作者首先在输入部 10 中进行被检体信息的输入、体数据生成条件的设定、图像数据生成条件及图像数据显示条件的设定、PI 法的选择等的初始设定之后,将超声波探头 2 的前端部配置在被投放了造影剂的该被检体的体表面上,输入图像数据的生成开始指令(图 10,步骤 S1)。

[0093] 系统控制部 12 如果从输入部 10 接收到图像数据的生成开始指令,则对收发控制部 11 供给用来对收发部 3 的发送延迟电路 312 及接收延迟电路 322 的延迟时间和驱动电路 313 的驱动信号的极性进行控制的指示信号。系统控制部 12 还对收发部 3 的速率脉冲发生器 311 供给指示信号,接收到该指示信号的速率脉冲发生器 311 生成具有规定的重复周期的速率脉冲,向发送延迟电路 312 供给。

[0094] 发送延迟电路 312 根据从收发控制部 11 供给的控制信号,对上述速率脉冲赋予用来将超声波聚束到规定的深度的聚束用延迟时间和用来向最初的收发方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)发送超声波的偏向用延迟时间,从而生成 N 信道的速率脉冲,将这些速率脉冲向 N 信道的驱动电路 313 供给。

[0095] 驱动电路 313 根据从收发控制部 11 供给的控制信号和从发送延迟电路 312 供给的速率脉冲,同步于从发送延迟电路 312 供给的速率脉冲而生成例如具有正极性的由 N 信道构成的第 1 驱动信号,并将该第 1 驱动信号向设置于超声波探头 2 的 N 个振动元件供给,对被检体内放射第 1 发送超声波。

[0096] 放射的第 1 发送超声波的一部分被音响阻抗不同的被检体的内脏器官边界面及组织反射,由设置于超声波探头 2 的 N 个振动元件接收,被变换为由 N 信道构成的电气的第 1 接收信号组。

[0097] 该第 1 接收信号组由接收部 32 的 A/D 变换器 321 变换为数字信号。进而,在接收延迟电路 322 中根据从收发控制部 11 供给的控制信号,而被赋予用来将接收超声波聚束到规定的深度的聚束用延迟时间和用来对来自最初的收发方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)的接收超声波设定较强的接收指向性的偏向用延迟时间。

[0098] 然后,在加法器 323 中调相相加而生成第 1 接收信号。得到的第 1 接收信号被临时保存在高次谐波成分提取部 4 中设置的接收信号存储部 41 中,并被供给到接收信号处理部 5(图 10,步骤 S2)。

[0099] 被供给了第 1 接收信号的接收信号处理部 5 的滤波器部 51a 通过滤波处理将包含在第 1 接收信号中的高次谐波成分除去。检波部 52a 及对数变换部 53a 对滤波处理后的第 1 接收信号进行包络线检波和对数变换,生成第 1 超声波数据。将得到的第 1 超声波数据临时保存在设在减法处理部 6 中的存储部中(图 10,步骤 S3)。

[0100] 如果高次谐波成分提取部 4 的接收信号存储部 41 中的第 1 接收信号的保存和减法处理部 6 的存储部中的第 1 超声波数据的保存结束,则通过同样的顺序对相同的收发方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)放射具有负极性的第 2 发送超声波,收发部 3 的接收部 32 将通过放射该第 2 发送超声波而得到的由 N 信道构成的第 2 接收信号组的整相相加生成的第 2 接收信号向高

次谐波成分提取部 4 供给 (图 10, 步骤 S4)。

[0101] 高次谐波成分提取部 4 的运算部 42 将保存在自己的接收信号存储部 41 中的第 1 接收信号读出, 通过该第 1 接收信号与从收发部 3 的接收部 32 新供给的第 2 接收信号的加法处理, 生成被提取了高次谐波成分的第 3 接收信号 (图 10, 步骤 S5)。将得到的第 3 接收信号向接收信号处理部 5 供给。

[0102] 被供给了第 3 接收信号的接收信号处理部 5 的滤波器部 51b 通过滤波处理将残留在第 3 接收信号中的基波成分除去。检波部 52b 及对数变换部 53b 对滤波处理后的第 3 接收信号进行包络线检波和对数变换, 生成第 2 超声波数据 (图 10, 步骤 S6)。将得到的第 2 超声波数据向减法处理部 6 供给。

[0103] 减法处理部 6 的运算部根据从输入部 10 供给的选择信息, 从保管在自己的系数数据保管部中的各种权重系数数据之中读出希望的权重系数数据。对从自己的存储部读出的第 1 超声波数据和从接收信号处理部 5 新供给的第 2 超声波数据使用上述权重系数进行减法处理, 生成第 3 超声波数据。对得到的第 3 超声波数据附加最初的收发方向 (θ_1 、 ϕ_1) 的信息, 保存在体数据生成部 7 的超声波数据存储部 71 中 (图 10, 步骤 S7)。

[0104] 如果最初的收发方向 (θ_1 、 ϕ_1) 的第 3 超声波数据的生成和保存结束, 则收发控制部 11 控制收发部 3 的发送延迟电路 312 及接收延迟电路 322 的延迟时间, 对依次向 θ 方向每次更新 $\Delta\theta$ 、向 ϕ 方向每次更新 $\Delta\phi$ 的 3 维区域的收发方向 (θ_p 、 ϕ_q) ($\theta_p = \theta_1 + (p-1)\Delta\theta$ ($p = 1 \sim P$), $\phi_q = \phi_1 + (q-1)\Delta\phi$ ($q = 1 \sim Q$), 其中超声波收发方向 (θ_1 、 ϕ_1) 除外) 分别以同样的顺序反复进行超声波的收发而进行 3 维扫描。在各个收发方向上得到的第 3 超声波数据也以上述收发方向为附带信息而保存在体数据生成部 7 的超声波数据存储部 71 中 (图 10, 步骤 S2 至 S7)。

[0105] 体数据生成部 7 的插值处理部 72 将从自己的超声波数据存储部 71 读出的由多个构成的第 3 超声波数据与收发方向 (θ_p 、 ϕ_q) 对应地排列, 从而形成时间序列的 3 维超声波数据。进而, 对构成该 3 维超声波数据的不等间隔的体素进行插值处理而生成体数据。将得到的时间序列的体数据保存在体数据存储部 73 中 (图 10, 步骤 S8)。

[0106] 图像数据生成部 8 的不透明度和色调设定部根据体数据的体素值等, 设定各体素的不透明度及色调。另一方面, 图像数据生成部 8 的绘制处理部对具有上述不透明度及色调的体数据进行使用了规定的处理程序的绘制处理, 生成 3 维图像数据, 将得到的时间序列的 3 维图像数据显示在显示部 9 上 (图 10, 步骤 S9)。

[0107] 上述实施例说明了如下情况, 即利用具有相等的振幅且相位相差 180 度的第 1 驱动信号及第 2 驱动信号, 驱动设置于超声波探头 2 的 N 信道的振动元件, 将通过此时得到的第 1 接收信号及第 2 接收信号的加法处理而提取的接收信号的高次谐波成分用第 1 接收信号或第 2 接收信号的基波成分进行标准化。

[0108] 图 11A ~ 图 11C 对本实施例的变形例进行说明。图 11A 是具有振幅 B_0 的驱动波形的第 1 驱动信号, 图 11B 是具有相对于第 1 驱动信号的驱动波形具有 2 倍的振幅且相位相差 180 度的驱动波形的第 2 驱动信号。图 11C 是具有与第 1 驱动信号的驱动波形同样的驱动波形的第 3 驱动信号。以下说明利用这些驱动信号以规定的速率间隔依次驱动 N 信道的振动元件、并将通过此时得到的第 1 接收信号至第 3 接收信号的加法处理而提取的接收信号的高次谐波成分用第 2 接收信号的基波成分进行标准化的情况。

[0109] 图 12 是表示本实施例的采用 PI 法的图像数据的生成顺序的流程图。超声波诊断装置的操作者首先在输入部 10 中进行被检体信息的输入、体数据生成条件的设定、图像数据生成条件及图像数据显示条件的设定、PI 法的选择等之后,将超声波探头 2 的前端部配置在被投放了造影剂的该被检体的体表面上,输入图像数据的生成开始指令(图 12,步骤 S11)。

[0110] 从输入部 10 接收到图像数据的生成开始指令的系统控制部 12 对收发控制部 11 供给用来对收发部 3 的发送延迟电路 312 及接收延迟电路 322 的延迟时间和驱动电路 313 的驱动信号的极性及振幅进行控制的指示信号。进而,系统控制部 12 对收发部 31 的速率脉冲发生器 311 供给指示信号。

[0111] 发送部 31 将根据从收发控制部 11 供给的控制信号生成的、例如具有正极性的振幅 B_0 的第 1 驱动信号(图 11A)向超声波探头 2 的振动元件供给,对被检体内的最初的收发方向(θ_1, ϕ_1)放射第 1 发送超声波。

[0112] 接收部 32 的接收延迟电路 322 及加法器 323 将随着第 1 发送超声波的放射而上述振动元件检测到的第 1 接收信号组调相相加而生成第 1 接收信号,保存到高次谐波成分提取部 4 的接收信号存储部 41 中(图 12,步骤 S12)。

[0113] 如果第 1 接收信号的生成和保存结束,则发送部 31 同样根据从收发控制部 11 供给的控制信号,将具有负极性的振幅 $2B_0$ 的第 2 驱动信号(图 11B)向超声波探头 2 的振动元件供给,对相同的收发方向(θ_1, ϕ_1)放射第 2 发送超声波。此时在接收部 32 中生成的第 2 接收信号被保存到高次谐波成分提取部 4 的接收信号存储部 41 中,进而被供给到接收信号处理部 5(图 12,步骤 S13)。

[0114] 另一方面,被供给了第 2 接收信号的接收信号处理部 5 的滤波器部 51a 通过滤波处理将包含在该接收信号中的高次谐波成分除去,检波部 52b 及对数变换部 53b 对滤波处理后的第 2 接收信号进行包络线检波和对数变换,生成第 1 超声波数据。将得到的第 1 超声波数据保存到设在减法处理部 6 中的存储部中(图 12,步骤 S14)。

[0115] 发送部 31 将根据从收发控制部 11 供给的控制信号生成的具有与第 1 驱动信号同样的正极性和振幅 B_0 的第 3 驱动信号(图 11C)向超声波探头 2 的振动元件供给,对收发方向(θ_1, ϕ_1)放射第 3 发送超声波,将此时接收部 32 生成的第 3 接收信号向高次谐波成分提取部 4 供给(图 12,步骤 S15)。

[0116] 高次谐波成分提取部 4 的运算部 42 将保存在自己的接收信号存储部 41 中的第 1 接收信号及第 2 接收信号读出,并通过该第 1 接收信号及第 2 接收信号与从收发部 3 的接收部 32 新供给的第 3 接收信号的加法处理,生成被提取了高次谐波成分的第 4 接收信号(图 12,步骤 S16)。将得到的第 4 接收信号向接收信号处理部 5 供给。

[0117] 被供给了第 4 接收信号的接收信号处理部 5 的滤波器部 51b 通过滤波处理将残留在第 4 接收信号中的基波成分除去,检波部 52b 及对数变换部 53b 对滤波处理后的第 4 接收信号进行包络线检波和对数变换而生成第 2 超声波数据(图 12,步骤 S17)。将得到的第 2 超声波数据向减法处理部 6 供给。

[0118] 减法处理部 6 的运算部根据从输入部 10 供给的选择信息,从保管在自己的系数数据保管部中的各种权重系数数据之中读出希望的权重系数数据。接着,对从自己的存储部读出的第 1 超声波数据和从接收信号处理部 5 新供给的第 2 超声波数据使用上述权重系数

进行减法处理,生成第 3 超声波数据(图 12,步骤 S18)。对得到的第 3 超声波数据附加收发方向(θ_1, ϕ_1)的信息,并保存到体数据生成部 7 的超声波数据存储部 71 中。

[0119] 如果最初的收发方向(θ_1, ϕ_1)的第 3 超声波数据的生成和保存结束,则收发控制部 11 控制收发部 3 的发送延迟电路 312 及接收延迟电路 322 的延迟时间,对依次向 θ 方向每次更新 $\Delta\theta$ 、向 ϕ 方向每次更新 $\Delta\phi$ 的 3 维区域的收发方向分别以同样的顺序反复进行超声波的收发。在各个收发方向上得到的第 3 超声波数据也以上述收发方向为附带信息而保存在体数据生成部 7 的超声波数据存储部 71 中(图 12,步骤 S12 至 S18)。

[0120] 体数据生成部 7 的插值处理部 72 通过将从自己的超声波数据存储部 71 读出的由多个构成的第 3 超声波数据与收发方向(θ_p, ϕ_q)对应地排列,从而形成时间序列的 3 维超声波数据。进而,插值处理部 72 对构成该 3 维超声波数据的不等间隔的体素进行插值处理而生成体数据。将得到的时间序列的体数据保存在体数据存储部 73 中(图 12,步骤 S19)。

[0121] 图像数据生成部 8 的不透明度和色调设定部根据体数据的体素值等,设定各体素的不透明度及色调。另一方面,绘制处理部对具有上述不透明度及色调的体数据进行使用了规定的处理程序的绘制处理,生成 3 维图像数据,将得到的时间序列的 3 维图像数据显示在显示部 9 上(图 12,步骤 S20)。

[0122] 根据以上叙述的本发明的实施例及其变形例,在通过提取从被投放了造影剂的该被检体的生物体组织得到的接收信号的高次谐波成分而观察血流信息时,利用上述接收信号的基波成分抑制混入到因造影剂的非线性特性而发生的高次谐波成分中的因生物体组织的非线性特性而发生的高次谐波成分,从而能够正确地捕捉造影剂的信息。因此,能够使诊断精度大幅地提高。

[0123] 特别是,在上述实施例及其变形例中,由于通过基波成分将利用 PI 法提取的接收信号的高次谐波成分标准化,所以能够有效地抑制较大地依存于基波成分的生物体组织的高次谐波成分。此外,由于通过对数变换后的接收信号的高次谐波成分与基波成分的减法处理来进行基于基波成分的标准化,所以能够进行容易且正确的标准化。

[0124] 此外,通过将在该减法处理中使用的权重系数更新,能够得到适合于正常组织与肿瘤组织的鉴别等的对比度。进而,通过设定可沿深度方向变化的权重系数,能够补偿容易受超声波衰减的影响的高次谐波成分,所以能够得到 S/N 优良的良好图像数据。

[0125] 另一方面,根据上述实施例,由于能够根据利用振幅不同的驱动信号收集到的第 1 接收信号至第 3 接收信号,进行利用 PI 法的图像数据的收集,所以通过考虑高次谐波成分对驱动信号振幅的依存性,能够进行诊断能力更好的图像数据的收集。

[0126] 本发明并不限于上述实施例,能够变形而实施。例如,已叙述了上述实施例的超声波数据的减法处理中使用的权重数据是根据从输入部 10 供给的权重系数选择信息、从预先保管在减法处理部 6 的系数数据保管部中的各种权重系数数据之中选择的数据的情况,但也可以由操作者在输入部 10 中任意地设定。

[0127] 此外,叙述了分别独立地设定或选择对第 1 超声波数据的权重系数 W_1 和对第 2 超声波数据的权重系数 W_2 的情况,但例如如果预先设定如 $W_1 = 1 - W_2$ 这样的关系,则只要检查时设定权重系数 W_1 或权重系数 W_2 的任一个就可以,因而,能够缩短设定权重系数所需要的时间而减轻操作者的负担。

[0128] 已叙述了根据基波成分对接收信号的高次谐波成分进行标准化的情况,但是在高次谐波成分明显少于基波成分的情况下,也可以利用包含基波成分和高次谐波成分的接收信号进行标准化。

[0129] 在上述实施例及变形例中,叙述了基于通过第 1 超声波数据与第 2 超声波数据的减法处理得到的第 3 超声波数据生成的图像数据的生成和其显示,但根据需要也可以进行基于第 1 超声波数据和 / 或第 2 超声波数据生成的图像数据的显示。特别是,通过这些图像数据并列显示或重叠显示在同一监视器上,能够得到更多的有益的诊断信息。

[0130] 也可以变更顺序来进行上述实施例中的基于第 1 驱动信号及第 2 驱动信号的振动元件的驱动或基于上述变形例中的第 1 驱动信号至第 3 驱动信号的振动元件的驱动。

[0131] 在上述实施例的高次谐波成分提取部 4 中的第 1 接收信号及第 2 接收信号的加法处理或变形例的高次谐波成分提取部 4 中的第 1 接收信号至第 3 接收信号的加法处理中,也可以使用适当的权重系数进行这些接收信号的加法合成。通过使用了该权重系数的接收信号的加法处理,也能够任意地设定驱动信号的振幅。

[0132] 例如,通过在上述变形例的加法处理中使用权重系数,不需要将第 2 驱动信号与第 1 驱动信号的振幅比设定为已经叙述那样的整数倍(2 倍),而能够任意地设定。此外,通过具有适当的权重系数的第 1 接收信号与第 2 接收信号的加法合成,不再需要使用了第 3 驱动信号的超声波收发,能够缩短生成图像数据所需要的时间。

[0133] 在上述变形例中,使用第 2 接收信号的基本成分进行了高次谐波成分的标准化,但并不限于此,也可以是使用第 1 接收信号或第 3 接收信号的标准化。

[0134] 另外,在上述实施例及其变形例中,对根据通过使用了 PI 法的该被检体的 3 维扫描收集到的体数据生成 3 维图像数据的情况进行了叙述,但也可以根据上述体数据而生成 MIP(Maximum Intensity Projection:最大密度投影)图像数据或 MPR(Multi Planar Reconstruction:多平面重建)图像数据,此外也可以通过 2 维扫描而生成 2 维图像数据。

[0135] 对于上述 3 维扫描,叙述了使用 2 维排列了多个振动元件的所谓 2 维阵列超声波探头进行的情况,但也可以使 1 维排列了多个振动元件的超声波探头向规定方向机械移动或人工移动来进行。

[0136] 本发明的其他实施方式对于本领域的技术人员而言,通过阅读说明书并实践这里说明的本发明能够容易地得出。需要注意的是说明书和实施例只是例示,本发明的主旨和技术范围由权利要求书给出。。

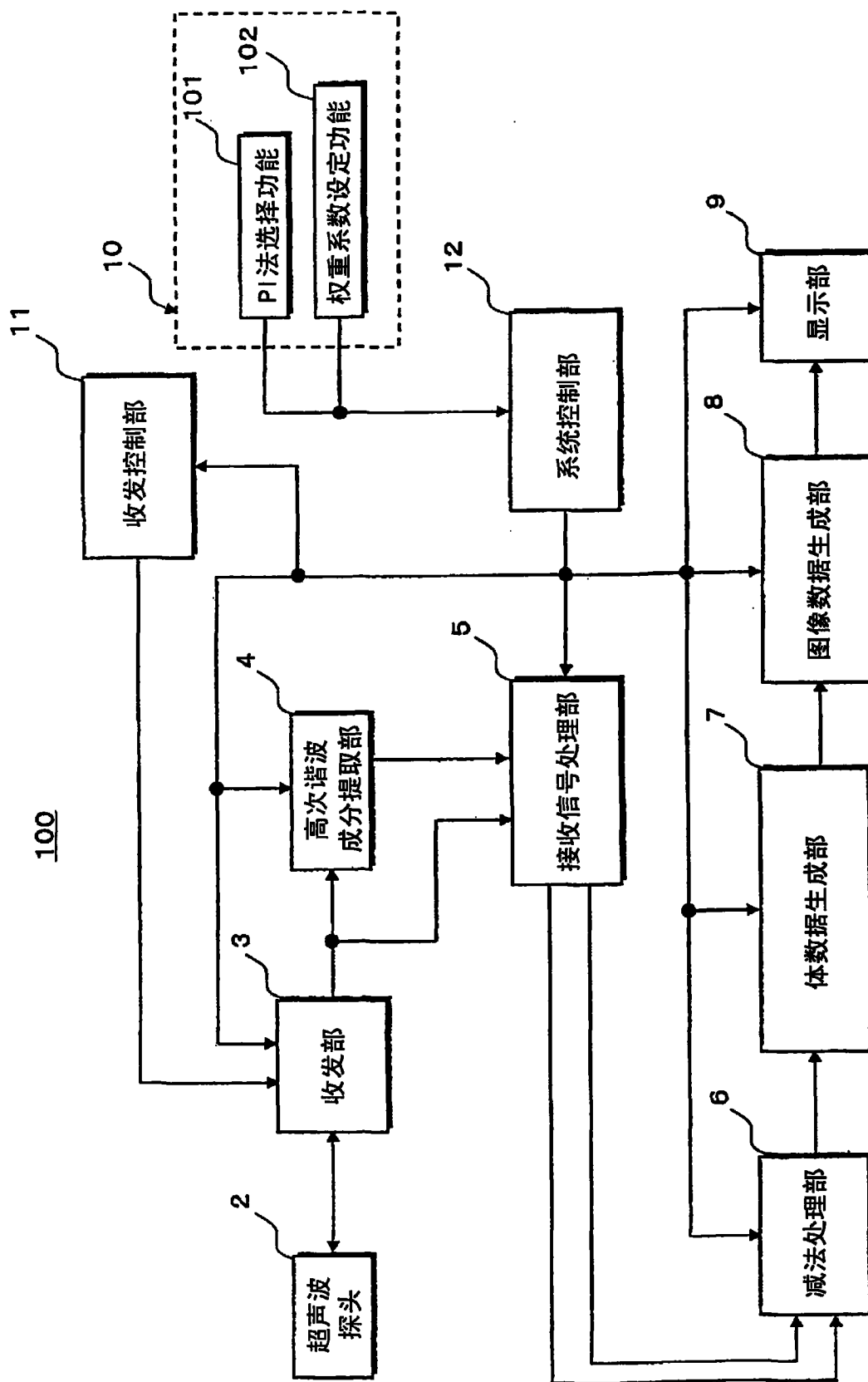


图 1

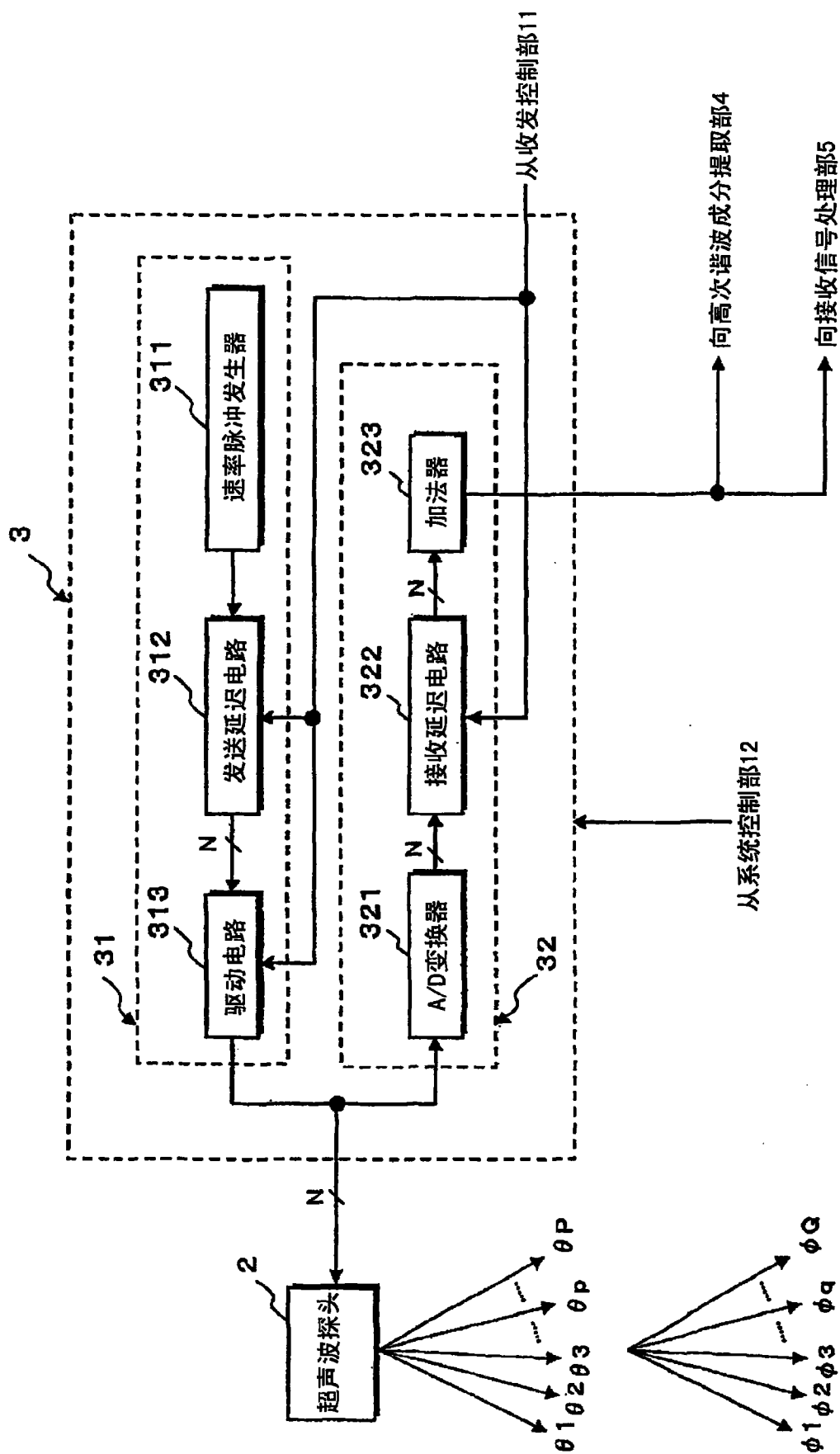


图 2

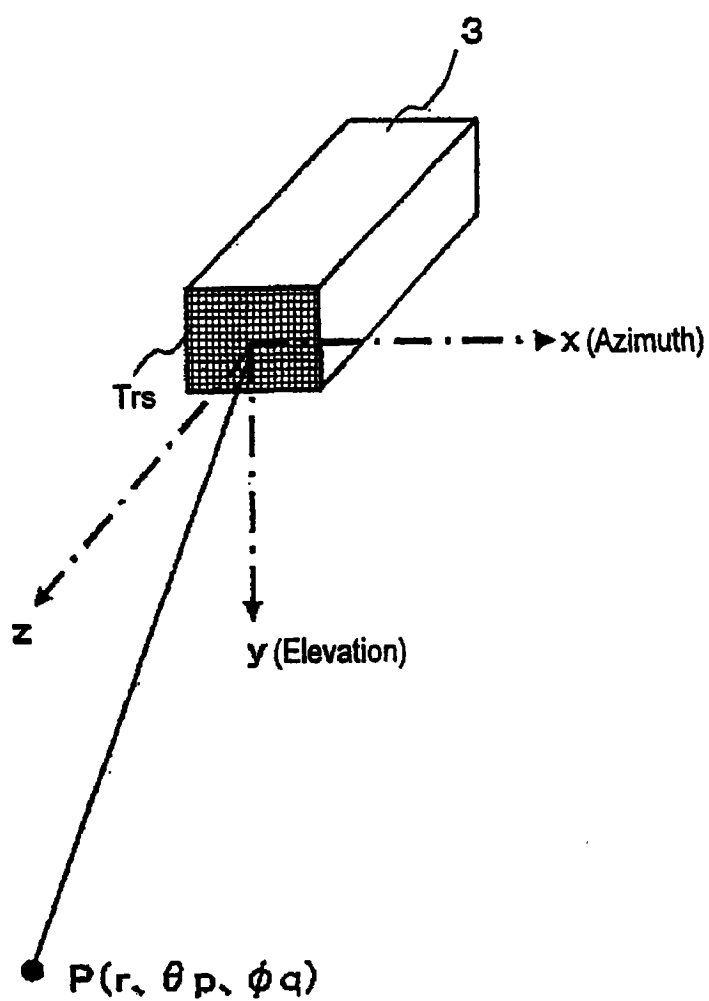


图 3A

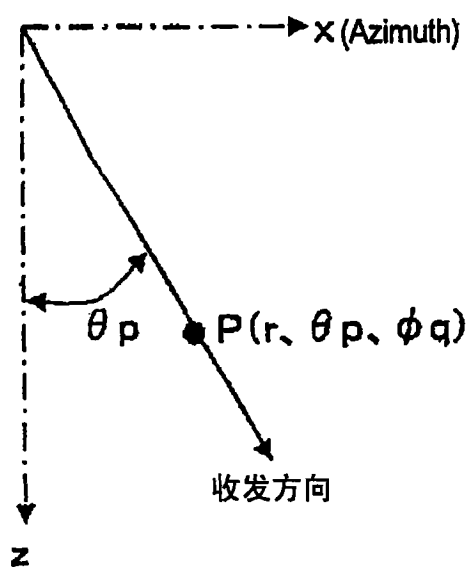


图 3B

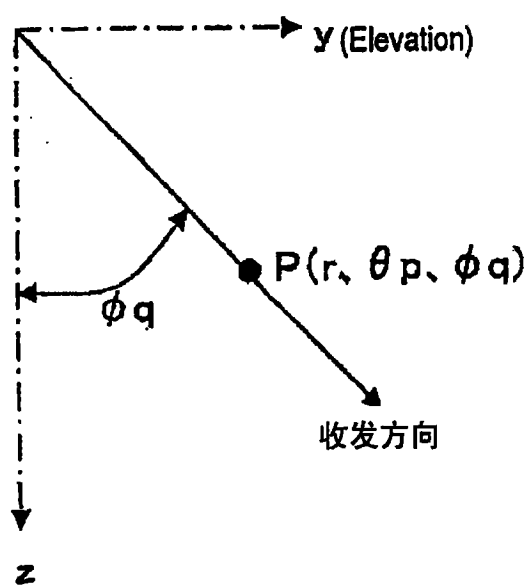


图 3C

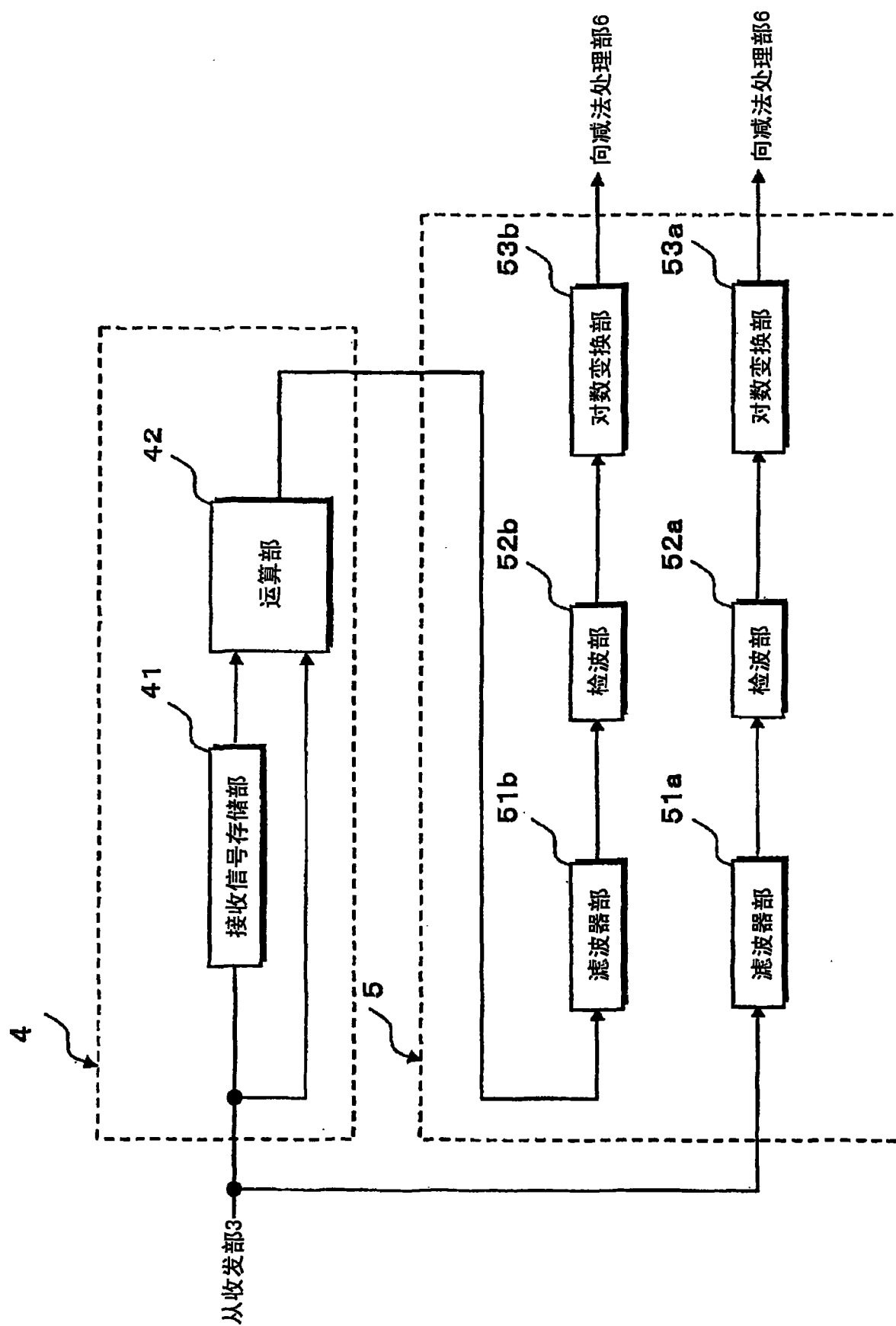


图 4

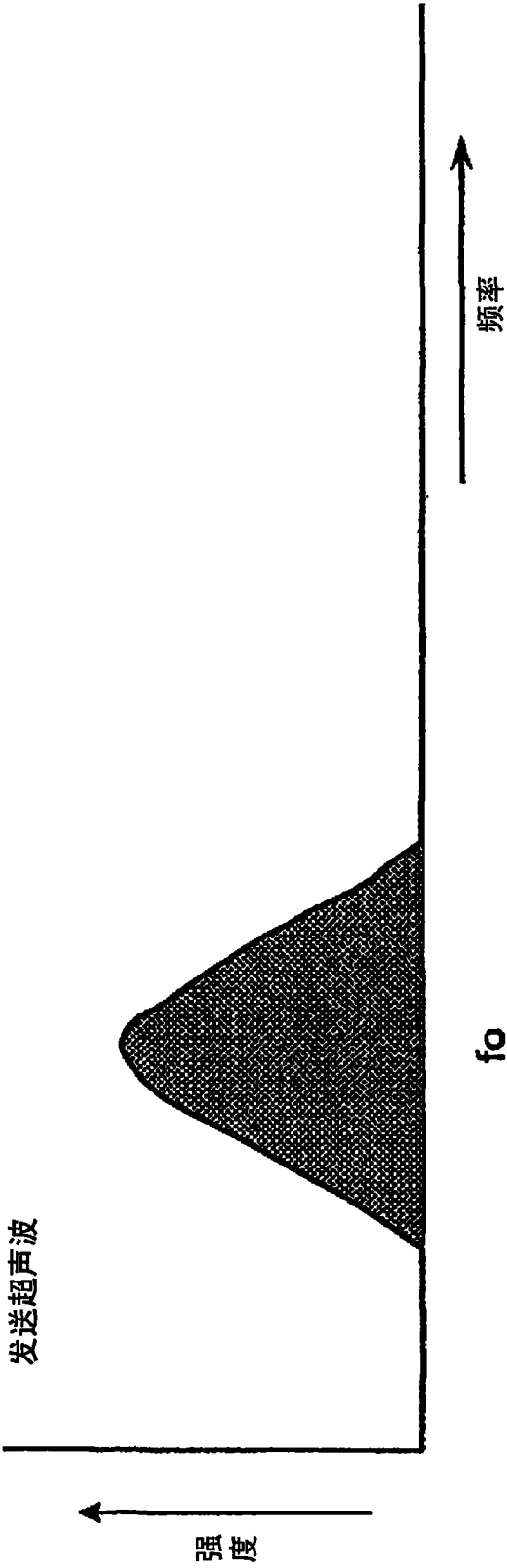


图 5A

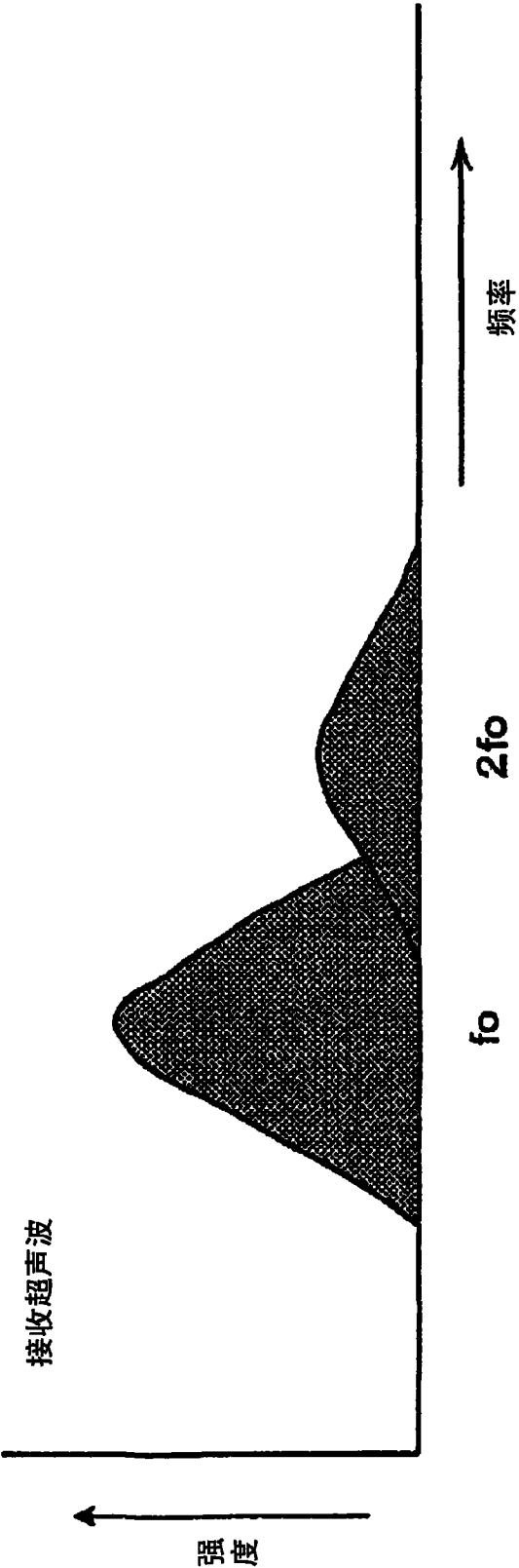


图 5B

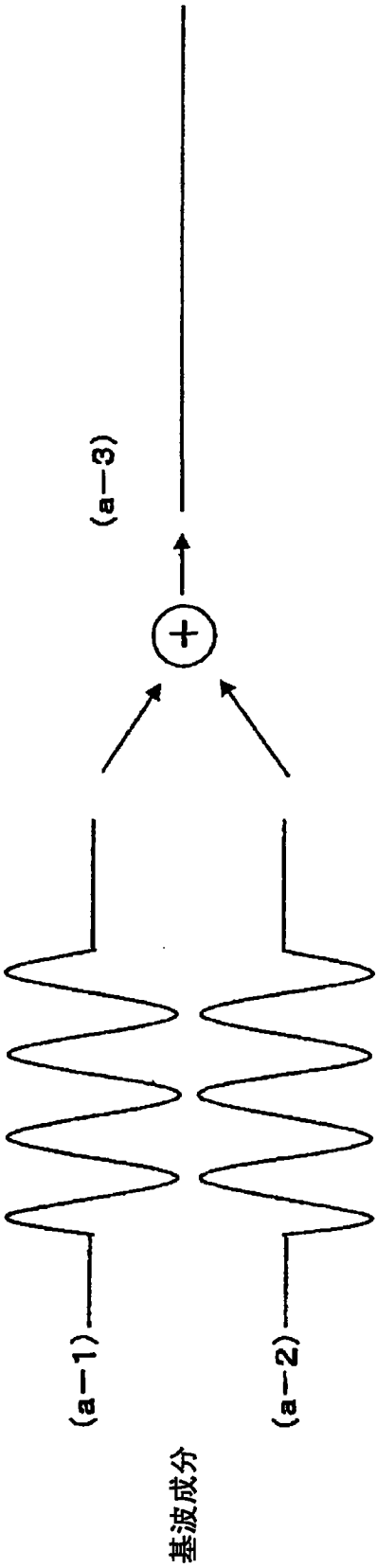


图 6A

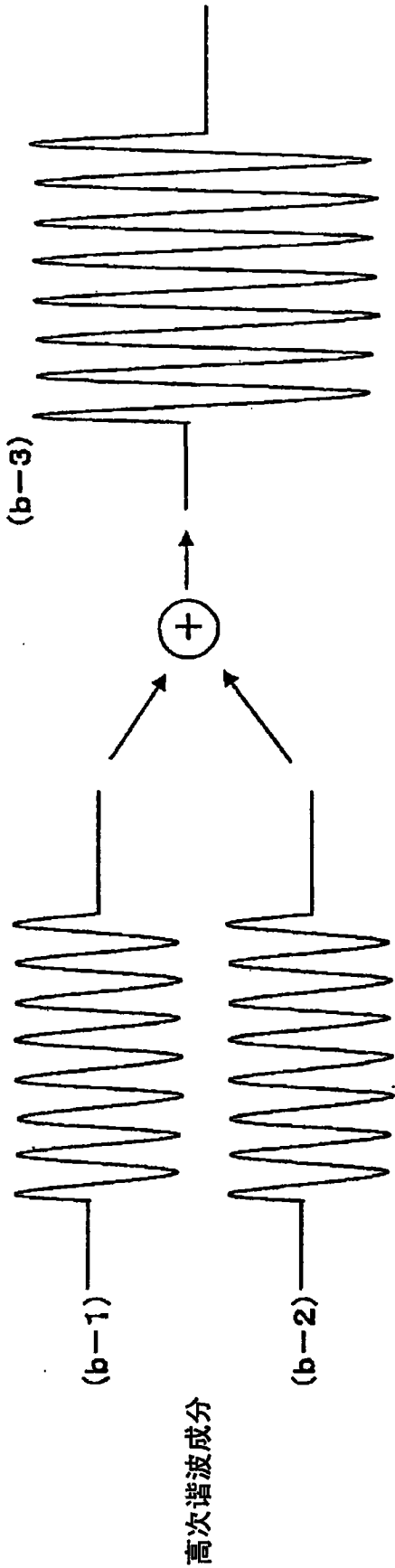
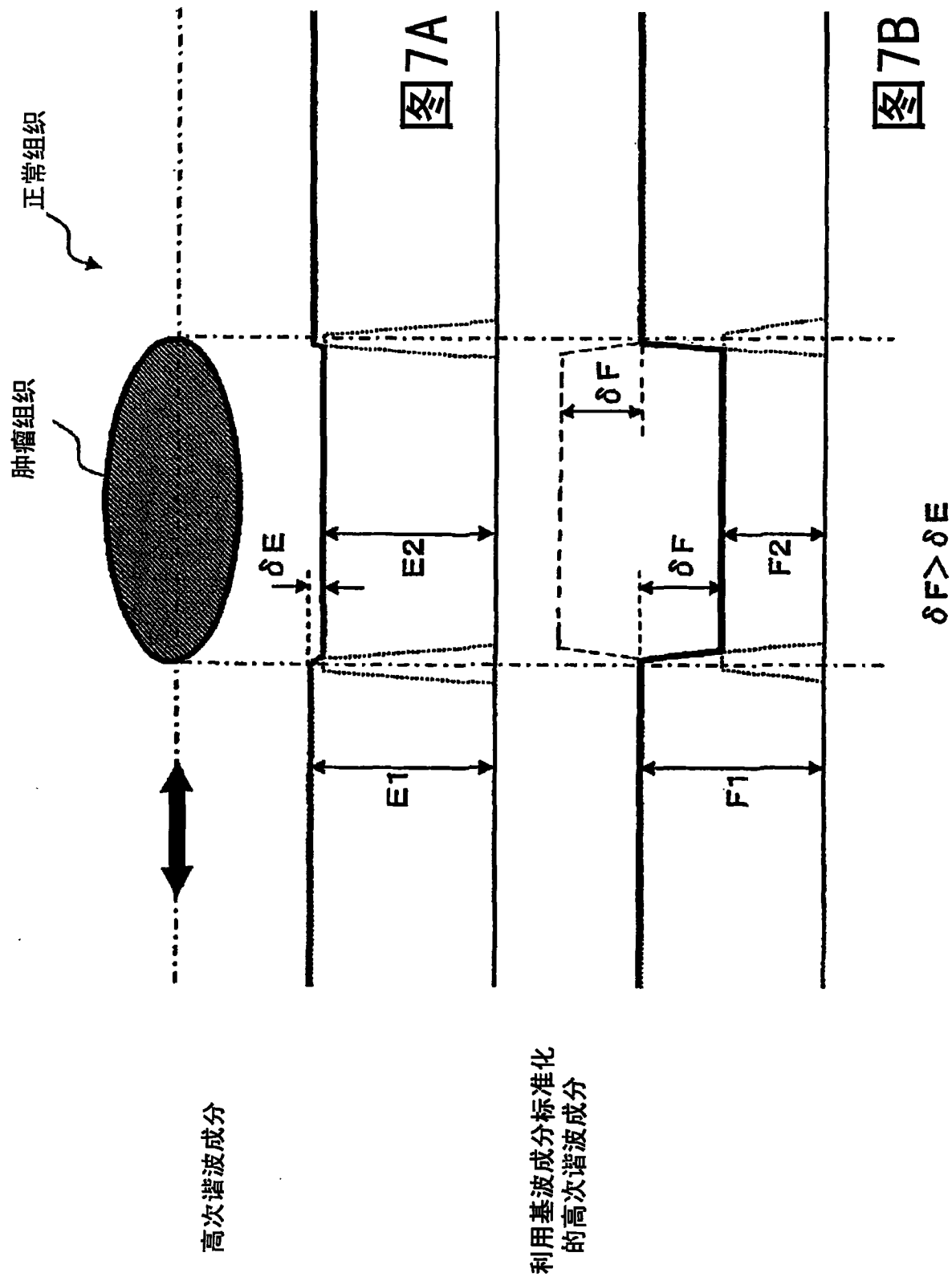


图 6B



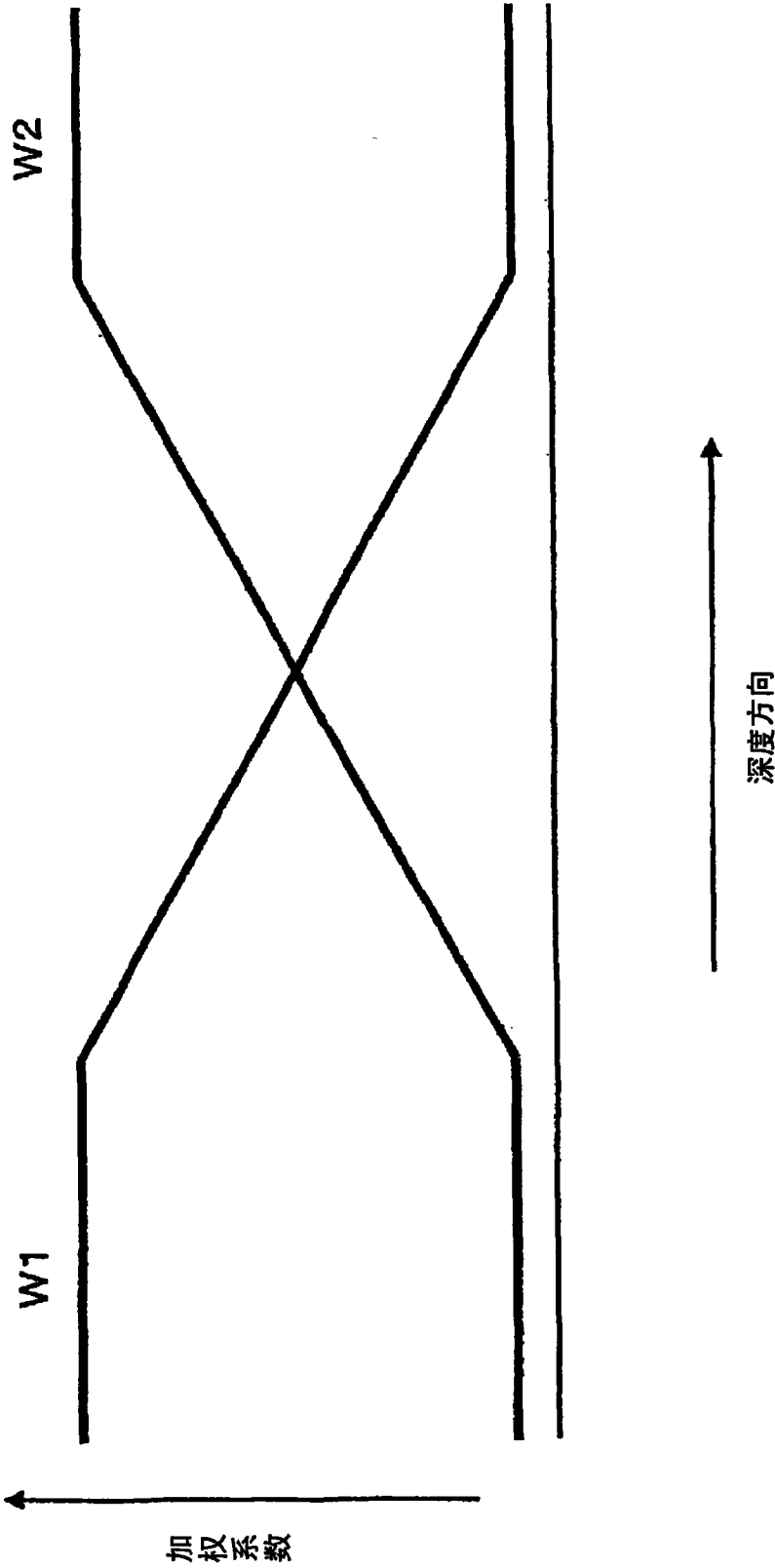


图 8

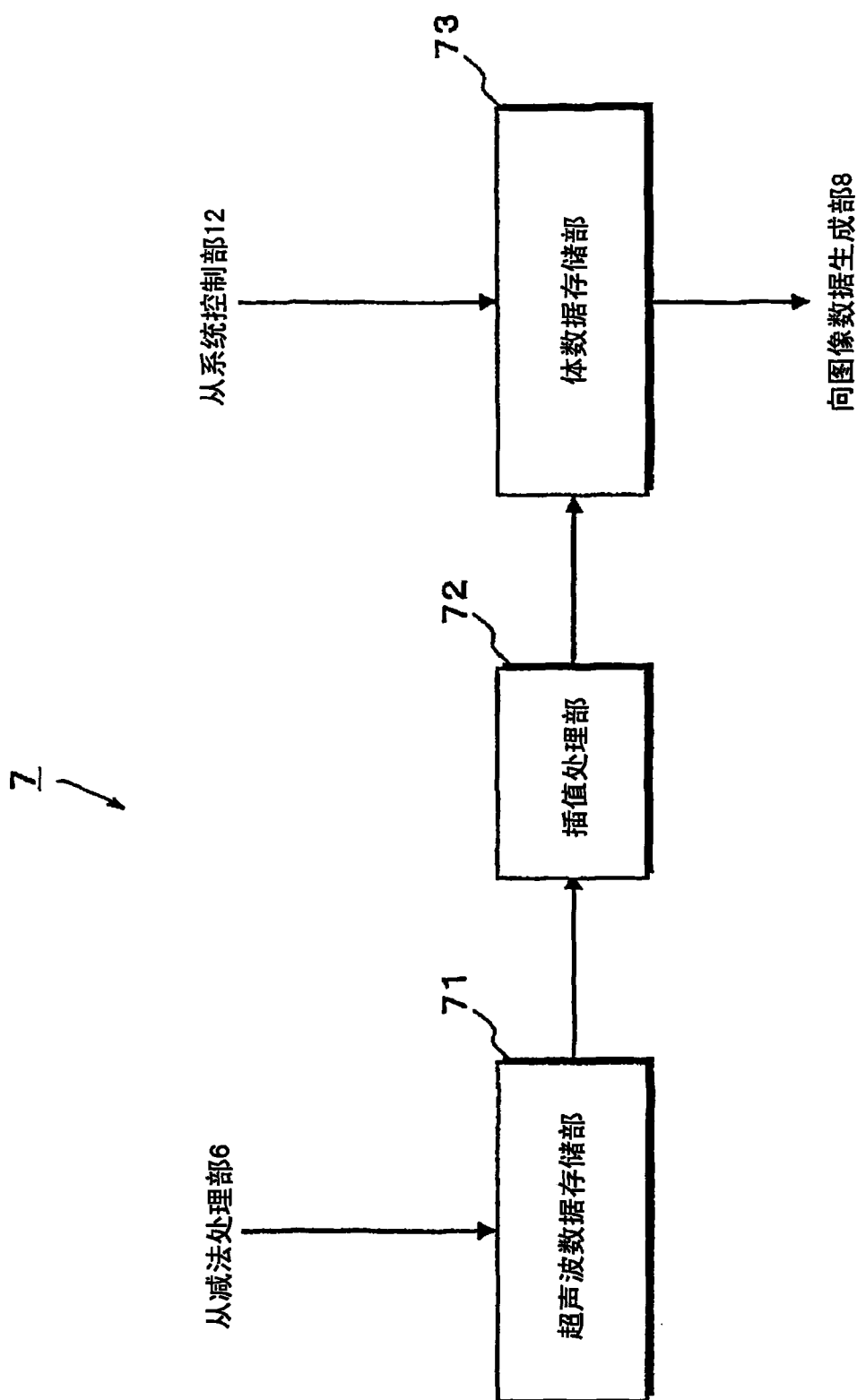


图 9

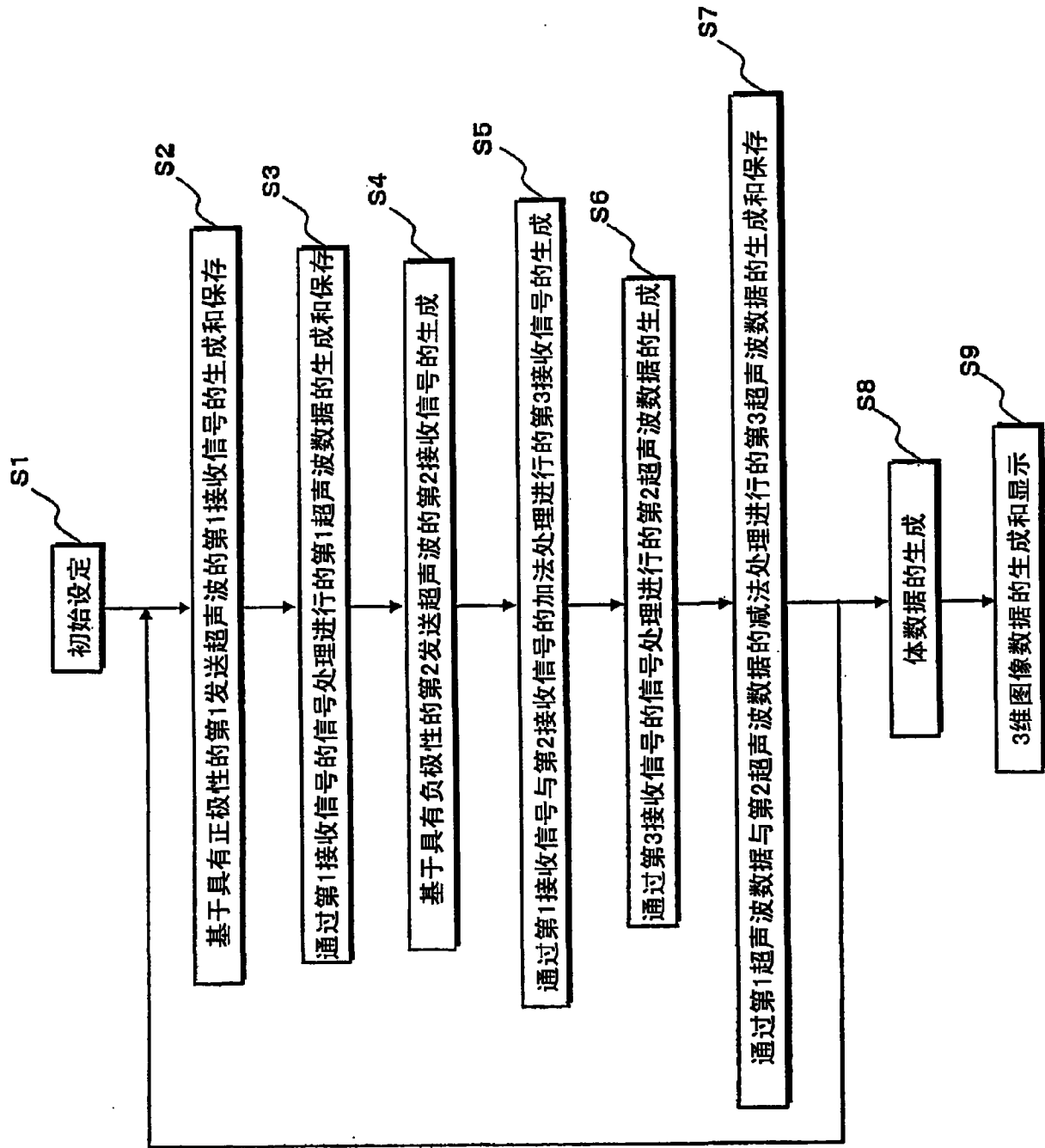


图 10

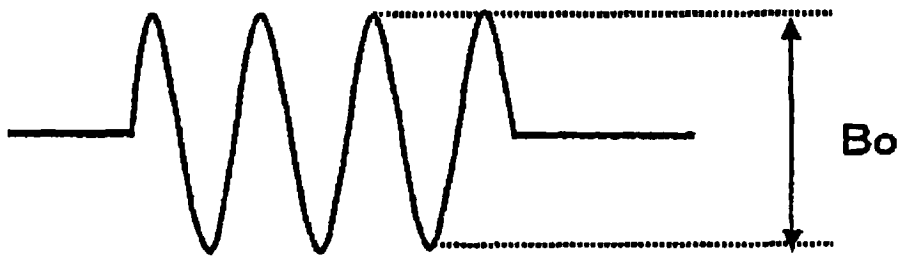


图 11A

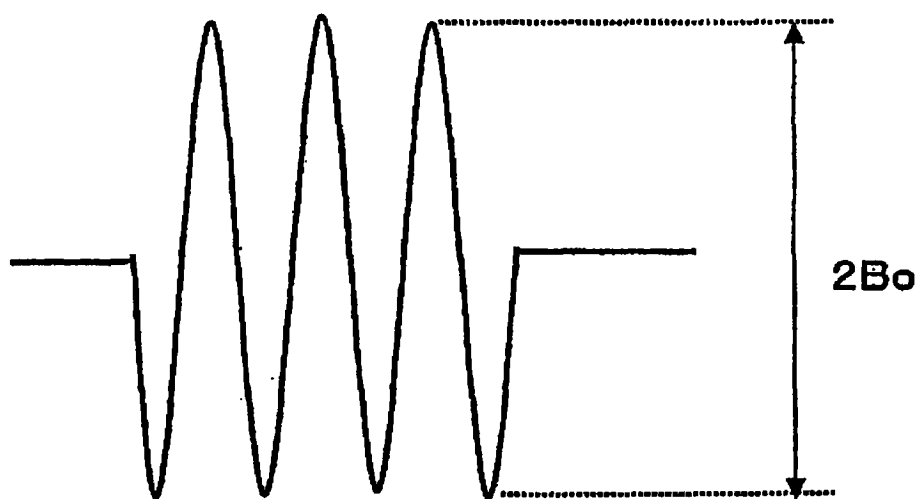


图 11B

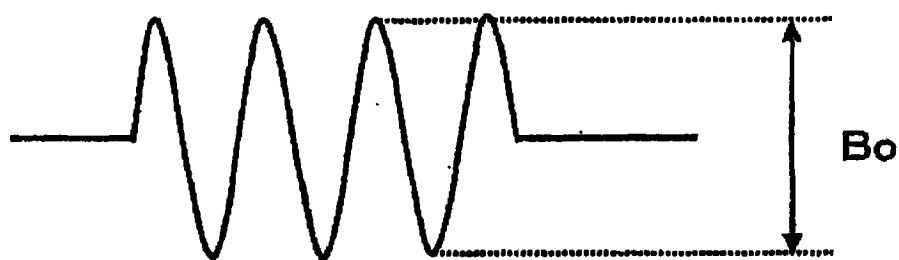


图 11C

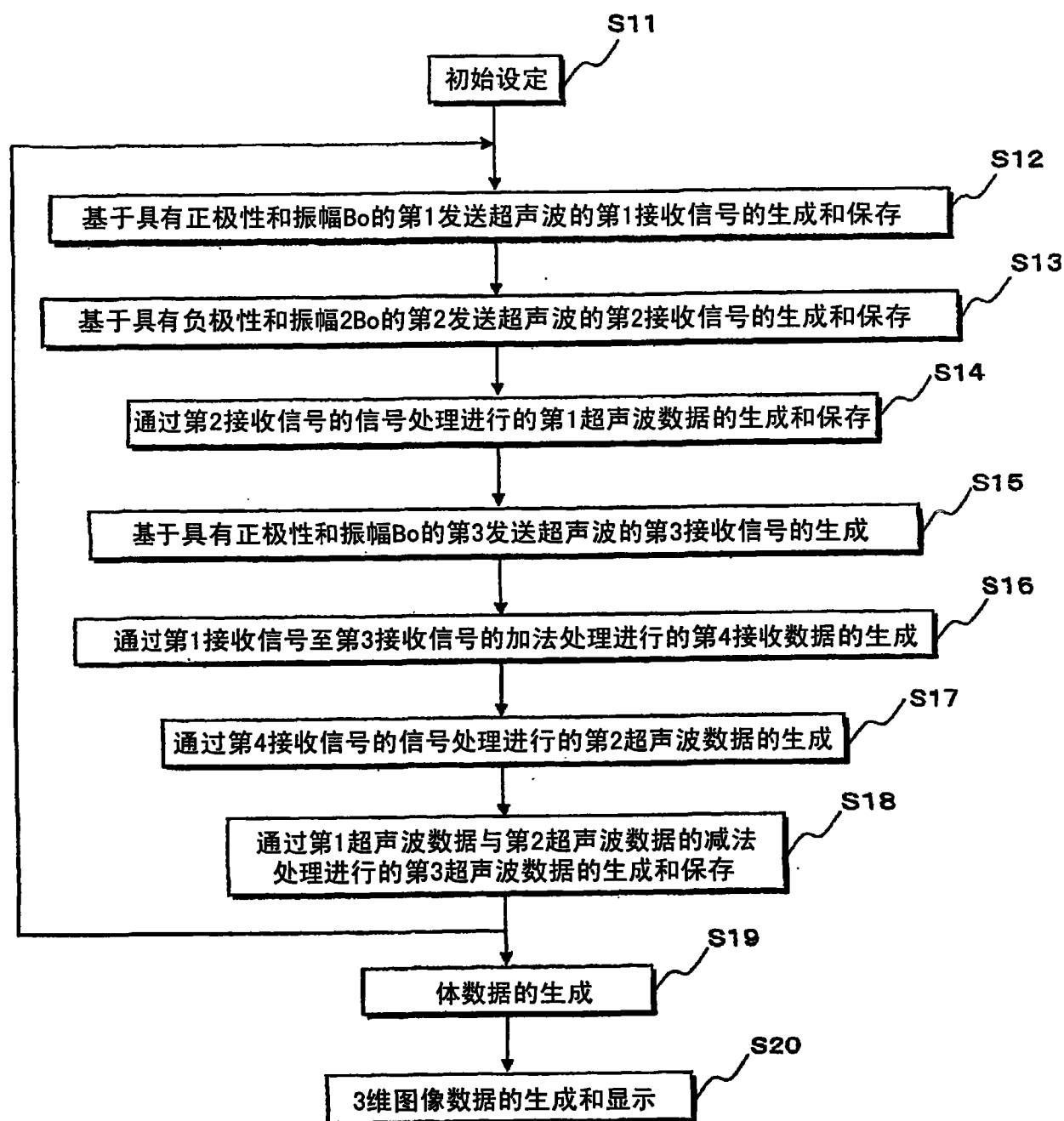


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101623204B	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN200910140066.X	申请日	2009-07-10
[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	今村智久 吉新宽树 吉田哲也 神山直久		
发明人	今村智久 吉新宽树 吉田哲也 神山直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52039 G01S7/52038 G01S15/8963 A61B8/481 A61B8/06 A61B8/0833 G01S7/52046 A61B8/483		
代理人(译)	黄剑锋		
审查员(译)	马楠		
优先权	2008181726 2008-07-11 JP		
其他公开文献	CN101623204A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，利用接收信号的基波成分抑制因生物体组织的非线性特性而发生的高次谐波成分，从而正确地捕捉造影剂信息。通过具有相等的振幅且相位相差180度的第1及第2驱动信号驱动振动元件，对被检体的同一部位放射第1发送超声波及第2发送超声波。通过对应于各发送超声波得到的第1接收信号及第2接收信号的加法处理，生成被提取了高次谐波成分的第3接收信号。通过对第1接收信号的基波成分进行对数变换而生成的第1超声波数据与对第3接收信号的高次谐波成分进行对数变换而生成的第2超声波数据的减法处理生成第3超声波数据。对通过3维扫描收集到的多个第3超声波数据进行处理而生成3维图像数据并显示。

