

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)  
A61B 8/14 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510131557. X

[43] 公开日 2006年6月21日

[11] 公开号 CN 1788687A

[22] 申请日 2005.9.23  
[21] 申请号 200510131557. X  
[30] 优先权  
[32] 2004. 9. 24 [33] JP [31] 2004 - 278287  
[71] 申请人 株式会社东芝  
地址 日本东京都  
共同申请人 东芝医疗系统株式会社  
[72] 发明人 滝本雅夫

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商  
标事务所  
代理人 李德山

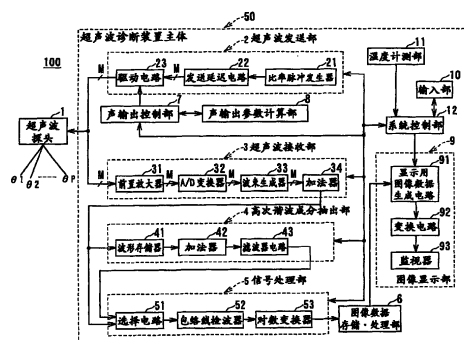
权利要求书4页 说明书17页 附图6页

## [54] 发明名称

超声波诊断装置和图像数据生成方法

## [57] 摘要

一种超声波诊断装置，具有驱动单元、非线性成分抽出单元、第1图像数据生成单元、第2图像数据生成单元和控制单元。驱动单元通过驱动超声波振荡器，对被检测体发送超声波。非线性成分抽出单元从由上述超声波振荡器接收的接收信号中抽出对应于上述超声波的非线性成分。第1图像数据生成单元生成基于上述非线性成分的第1图像数据。第2图像数据生成单元生成基于上述接收信号的第2图像数据。控制单元对以生成上述第1图像数据为目的的第1超声波发送和以生成上述第2图像数据为目的的第2超声波发送，任意分配一定时间的发送声输出。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具有  
通过驱动超声波振荡器，对被检测体发送超声波的驱动单元；  
5 从由上述超声波振荡器接收的接收信号中抽出对应于上述超声波的非线性  
成分的非线性成分抽出单元；  
生成基于上述非线性成分的第1图像数据的第1图像数据生成单元；  
生成基于上述接收信号的第2图像数据的第2图像数据生成单元；以及  
对以生成上述第1图像数据为目的的第1超声波发送和以生成上述第2图  
10 像数据为目的的第2超声波发送，任意分配一定时间的发送声输出的控制单元。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，构成上述控制单元以控制上述驱动单元，使得以上述第1超声波发送中的上述超声波振荡器的声输出和具有上述超声波振荡器的超声波探头的温度中的至少一方满足规定条件。
- 15 3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有根据上述控制单元的控制来通知是否可以执行上述第1超声波发送的通知单元。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，构成上述控制单元，该控制单元控制上述驱动单元，使得在以比上述第2超声波发送的声压高的声压在规定时间内继续进行上述第1超声波发送的情况下，停止基于上述高声压的上述第1超声波发送，在基于上述高声压的上述第1超声波发送停止之后的规定停止期间，停止基于上述高声压的上述第1超声波发送。
- 20 5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，具备计测具有上述超声波振荡器的超声波探头温度的温度计测单元，构成上述控制单元，使得在上述第1超声波发送中利用上述温度计测单元所计测的温度计测值超过了预先设定的规定温度值的情况下，停止上述第1超声波发送。
- 25 6. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有：输入用于使基于高声压的上述第1超声波发送开始的指示信号的输入单元，构成上述控制单元以控制上述驱动单元，使得以上述规定的停止期间经过之后，在上述指示信号输入上述输入单元时，开始基于上述高声压的上述第1超声波发送。
- 30 7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有：输入用于

使基于高声压的上述第 1 超声波发送开始的指示信号的输入单元，构成上述控制单元以控制上述驱动单元，使得以上述规定的停止期间经过之后，直至上述指示信号输入上述输入单元，执行上述第 2 超声波发送。

8. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于，构成上述控制单元以控制上述驱动单元，使得以在上述规定的停止期间执行上述第 2 超声波发送。

9. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有通知上述规定停止时间的经过的时间显示单元。

10. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有计算单元，该计算单元基于上述第 1 超声波发送的驱动电压和继续的发送期间来计算出上述规定的停止时间，

构成上述控制单元，使其按照上述计算单元算出的上述规定停止期间来控制上述驱动单元。

11. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于，构成上述控制单元，使其基于考虑到对上述被检测体的安全性而设定的发热控制的允许温度，来设定上述规定温度值。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，构成上述时间显示单元，使其通过用于显示至上述规定停止时间结束的剩余时间和从上述第 1 超声波发送开始的经过时间中的至少一方的文字和模式图中的至少一种，来通知上述经过时间。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，构成上述计算单元，使其基于上述声输出控制的允许发送声输出，计算上述规定的停止时间。

14. 一种图像数据生成方法，其特征在于，具备下述步骤：

通过驱动超声波振荡器，对被检测体发送超声波的步骤；

25 从由上述超声波振荡器接收的接收信号中，抽出对应于上述超声波的非线性成分的步骤；

生成基于上述非线性成分的第 1 图像数据的步骤；

生成基于上述接收信号的第 2 图像数据的步骤；以及

30 对以生成上述第 1 图像数据为目的的第 1 超声波发送和以生成上述第 2 图像数据为目的的第 2 超声波发送，任意分配一定时间的发送声输出的步骤。

15. 根据权利要求14所述的图像数据生成方法,其特征在于,具有以下步骤:控制驱动超声波振荡器的驱动单元,使上述第1超声波发送时的上述超声波振荡器的声输出和具有上述超声波振荡器的超声波探头温度中的至少一方满足规定条件。

5 16. 根据权利要求14所述的图像数据生成方法,其特征在于,具有通知是否可以执行上述第1超声波发送的步骤。

17. 根据权利要求14所述的图像数据生成方法,其特征在于,驱动上述超声波振荡器,使得在以比上述第2超声波发送的声压高的声压在规定时间内继续进行上述第1超声波发送时,停止基于上述高声压的上述第1超声波发送,在  
10 基于上述高声压的上述第1超声波发送停止之后的规定停止期间,停止基于上述高声压的上述第1超声波发送。

18. 根据权利要求14所述的图像数据生成方法,其特征在于,具有计测设置有上述超声波振荡器的超声波探头温度的步骤,在上述第1超声波发送中,计测的温度计测值超过了预先设定的规定温度值的情况下,停止上述第1超  
15 声波发送。

19. 根据权利要求17所述的图像数据生成方法,其特征在于,具有:输入用于使基于高声压的上述第1超声波发送开始的指示信号的步骤,在上述规定停止期间经过之后,在上述指示信号输入时开始基于上述高声压的上述第1超  
20 声波发送。

20. 根据权利要求17所述的图像数据生成方法,其特征在于,具有:输入用于使基于高声压的上述第1超声波发送开始的指示信号的步骤,上述规定停止期间经过之后,直至上述指示信号输入,执行上述第2超声波发送。

21. 根据权利要求17所述的图像数据生成方法,其特征在于,在上述规定停止期间执行上述第2超声波发送。

25 22. 根据权利要求17所述的图像数据生成方法,其特征在于,具有通知上述规定停止期间的经过的步骤。

23. 根据权利要求17所述的图像数据生成方法,其特征在于,具有根据上述第1超声波发送的驱动电压和继续的发送期间来计算出上述规定停止时间的步骤,按照算出的上述规定停止期间来控制驱动上述超声波振荡器的驱动单元。

30 24. 根据权利要求18所述的图像数据生成方法,其特征在于,基于考虑到

对上述被检测体的安全性而设定的发热控制的允许温度，来设定上述规定温度值。

25. 根据权利要求 22 所述的图像数据生成方法，其特征在于，通过用于显示至上述规定停止期间结束的剩余时间和从上述第 1 超声波发送开始的经过时间中的至少一方的文字和模式图中的至少一种，来通知上述经过时间。

26. 根据权利要求 23 所述的图像数据生成方法，其特征在于，根据上述预定声输出控制的允许发送声输出来计算上述规定停止期间。

## 超声波诊断装置和图像数据生成方法

### 5 技术领域

本发明涉及超声波诊断装置和图像数据生成方法，特别是涉及可以通过检测从被检测体得到的超声波反射波的高次谐波部分来得到高分辨率超声波图像数据的超声波诊断装置和图像数据生成方法。

### 10 背景技术

超声波诊断装置将由设置在超声波探头中的超声波振荡器产生的超声波放射到被检测体上，由上述超声波探头接收由于被检测体组织的声阻抗的差异而产生的反射波，并显示在监视器上。

15 超声波诊断法因为采用仅仅使超声波探头接触体表的简单操作就能够很容易地观察到实时的 2 维图像，所以广泛地用在心脏等机理检查和各种器官的形态诊断中。而且，因为没有象在利用 X 射线诊断装置和 X 射线 CT 装置那样的诊断法中所看见的光放射，所以不仅用在心脏、腹部、乳腺、泌尿器官的诊断中，在产科领域的胎儿诊断中也能够反复使用，而且，因为装置小型化，所以具有可以在病床尺寸下应用等很多优点。

20 在现有的超声波诊断法中，向被检测体内放射将对应于诊断部位所选择的规定频率作为中心频率的超声波脉冲，通过接收具有和该超声波脉冲大体相等频率的超声波反射波来生成图像数据。

对此，近年来，发展出了由组织高次谐波成像 (Tissue-Harmonic-Imaging) 法 (下面称为 THI) 构成的新的图象化技术，并在临床中开始广泛普及。该成  
25 像法是有有效利用了在被检测体组织中产生的超声波非线性现象的方法，例如，在向被检测体内放射中心频率为  $f_0$  的超声波脉冲时，有选择地接收由于被检测体组织的非线性现象而重新产生的两倍高次谐波成分  $2f_0$ ，并进行图象化。

该高次谐波成分是相对于向被检测体中放射的基本基频的超声波脉冲 (以下，称为基波成分) 重新产生的成分，取决于被检测体组织的特性和到反射部  
30 位的传播距离，或者反射部位的超声波强度。因此，能够相对于基波成分相对

地降低现有超声波图像假象的主要因素即超声波探头和器官界面之间产生的多重反射波和侧瓣的接收灵敏度，从而，通过利用该高次谐波的 THI，可以得到假象少的清楚的图像数据（例如，参考日本特开平 10-179589 号公报）。

但是，在 THI 中，从基波成分和高次谐波成份混合的超声波反射波中抽出高次谐波成分的一般方法是过滤法，在基波成分和高次谐波成分为宽频带时，因为各个频率成分的一部分重合，所以采用过滤法很难仅仅高精度地抽出高次谐波部分。

作为对这种宽频带超声波反射波的高次谐波成分的抽出法，发展出了脉冲反相法。该方法是，在对规定方向进行超声波的发送接收时，通过依次发送极性不同的两种超声波脉冲，并加上此时得到的接收信号，来抵消基波成分，从而仅仅抽出高次谐波成分的方法。该脉冲反相法目的在于与基波成分波形振幅的 2 次方成比例地形成高次谐波成分的波形，所基于的是在使超声波脉冲的极性反转时，超声波反射波中的基本波成分也同样被反转，但高次谐波成分没有被反转的性质（例如，参考日本特开平 9-164138 号公报）。

但是，在被检测体的组织中，规定频率的发送超声波被反射时产生的高次谐波成分相对于基波成分显著变小，例如，为两倍高次谐波成分时，可以确定取决于发送超声波强度的高次谐波部分在通常 20dB 以上、灵敏度很低。

而且，在由被检测体组织反射的高次谐波成分由超声波探头接收的过程中，由组织内的吸收引起的超声波衰减量取决于超声波频率，例如，已知上述两倍高次谐波成分中的超声波衰减量和基波成分相比在分贝单位下为约两倍。

由于这样的理由，由高次谐波成分生成的 THI 图像数据和将现有的基波成分作为主要成分（即，基本波成分和高次谐波成分）的图象数据相比，S/N 差，特别是对于远离超声波探头的深部器官来说，很难得到高分辨率的图像数据。

以改善接收上述高次谐波成分时的 S/N 作为目的，虽然有降低接收电路的噪音 (N) 和改善信号成分 (S) 的接收灵敏度的方法，但是前者早已达到极限，因此不得不依靠后一种方法。

另外，作为改善高次谐波成分的接收灵敏度的方法，虽然可以考虑提高装置的发送声输出的方法，但在和现有技术相同的驱动方法中增大发送声输出时，很难遵守考虑对被检测体的安全性而设立的超声波探头的发热控制和声输出控制。

## 发明内容

鉴于上述问题而提出本发明，其目的是提供一种超声波诊断装置和图像数据生成方法，其通过不偏离发热控制和声输出控制范围地提高 THI 中的接收灵敏度，可以生成假象减少了的分辨率良好的超声波图像数据。

为了解决上述问题，本发明的超声波诊断装置具有通过驱动超声波振荡器，对被检测体发送超声波的驱动单元，从由上述超声波振荡器接收的接收信号中抽出对应于上述超声波的非线性成分的非线性成分抽出单元，生成基于上述非线性成分的第 1 图像数据的第 1 图像数据生成单元，生成基于上述接收信号的第 2 图像数据的第 2 图像数据生成单元，以及对于以生成上述第 1 图像数据为目的的第 1 超声波发送和以生成上述第 2 图像数据为目的的第 2 超声波发送，任意分配一定时间的发送声输出的控制单元。

而且，本发明的图像数据生成方法具备下述步骤，通过驱动超声波振荡器，对被检测体发送超声波的步骤，从由上述超声波振荡器接收的接收信号中抽出对应于上述超声波的非线性成分的步骤，生成基于上述非线性成分的第 1 图像数据的步骤，生成基于上述接收信号的第 2 图像数据的步骤，以及对于以生成上述第 1 图像数据为目的的第 1 超声波发送和以生成上述第 2 图像数据为目的的第 2 超声波发送，任意分配一定时间的发送声输出的步骤。

这样，根据本发明，因为能够不偏离发热控制和声输出控制范围地提高 THI 中的接收灵敏度，所以可以生成假象减少了的分辨率良好的超声波图像数据。

## 附图说明

图 1 是表示本发明实施例的超声波诊断装置整体结构的方框图。

图 2 是表示同一实施例的低声压发送、高声压发送和零声压发送中的驱动电压和驱动期间的图形。

图 3 是表示同一实施例的图像数据的生成步骤的流程图。

图 4 是表示同一实施例的保存在声输出控制部中的低声压发送和高声压发送的驱动电压以及驱动期间和零声压发送期间的图。

图 5 是表示在同一实施例中放射至被检测体的超声波脉冲的频谱的一个例子的图。

图 6 是表示在同一实施例中伴随着图 5 所示的超声波脉冲的放射所得到的超声波反射波的频谱的一个例子的图。

图 7 是表示在同一实施例的高次谐波成分抽出部中从图 6 所示的超声波反射波中抽出的高次谐波成分的频谱的一个例子的图。

5 图 8 是表示同一实施例的脉冲反相法中的基波成分极性的图。

图 9 是表示同一实施例的脉冲反相法中的高次谐波成分极性的图。

图 10 是表示同一实施例的由温度测量计测量的超声波探头的温度变化曲线的图形。

图 11 是表示同一实施例的命令输入等待时间的表示例的图。

10

### 具体实施方式

下面，参考附图对本发明的实施例进行说明。

本实施例的特征在于，通过重复进行的以装置动作和摄影位置（图像数据生成位置）等的监测为目的的规定期间的 B 模式图像用低声压发送、以诊断用  
15 图像数据的生成为目的的规定期间的 THI 图像用高声压发送、以及停止超声波发送的规定期间的零声压发送，将单位时间内的发送声输出和超声波探头中的发热抑制在声输出控制和发热控制的允许范围内。

而且，如后所述，本实施例 THI 图像数据是由对后述接收信号的高次谐波成分的包络线进行检测生成的数据，本来属于 B 模式图像数据，但在以下内容  
20 中，将利用高次谐波成分生成的 B 模式图像数据称为“THI 图像数据”，并将基波成分作为主要成分生成的现有 B 模式图像数据区别开来。

#### 1. 装置的结构

利用图 1 的方框图说明本实施例的超声波诊断装置整体的结构。

图 1 示出的本实施例的超声波诊断装置 100 具有对被检测体发送超声波脉  
25 冲（发送超声波）的同时，将超声波反射波（接收超声波）变换为电信号（接收信号）的超声波探头 1，和在对超声波探头 1 提供驱动信号的同时，基于从该超声波探头 1 得到的接收信号生成图像数据的超声波诊断装置本体 50。

超声波探头 1 在前端部分具有未图示的 1 维排列的多个（M 个）超声波振荡器，使该前端部分和被检测体接触，进行超声波的发送和接收。而且，超声波  
30 探头 1 的各个超声波振荡器通过未图示的 M 信道的多芯电缆连接到后述的超

声波诊断装置本体 50 的超声波发送部 2 和超声波接收部 3 上。超声波振荡器是电子音响变换元件，具有在发送信号时将电脉冲（驱动信号）变换为超声波脉冲（发送超声波），在接收信号时将超声波反射波（接收超声波）变换为电接收信号的功能。

5 虽然在该超声波探头 1 中，存在扇形扫描对应，线性扫描对应，凸面扫描对应等方式，操作者可以对应于诊断部位进行任意选择，但在本实施例中，则是对利用具有 M 个超声波振荡器的扇形扫描用超声波探头 1 进行描述。

另一方面，超声波诊断装置本体 50 具有生成用于向被检测体的规定方向上放射超声波脉冲的驱动信号的超声波发送部 2，接收来自被检测体的规定方向的  
10 超声波反射波的超声波接收部 3，从该接收信号中抽出高次谐波成分的高次谐波成分抽出部 4，进行用于对从超声波接收部 3 或者高次谐波成分抽出部 4 输出的接收信号或者该接收信号的高次谐波成分中生成 B 模式数据和 THI 数据的信号处理的信号处理部 5，依次保存在扫描方向实体上得到的 B 模式数据和 THI 数据、并生成 B 模式图像数据和 THI 图像数据的同时，根据需要对得到的这些图  
15 像数据进行希望的图像处理的图像数据存储处理部 6。

另外，超声波诊断装置本体 50 具有对上述超声波发送部 2 进行 B 模式图像用低声压发送、THI 图像用高声压发送以及零声压发送的驱动信号的振幅和驱动期间的设定或者更新、控制从超声波探头 1 放射的发送超声波的发送声输出或者超声波探头 1 中的发热量的声输出控制部 7，和进行驱动信号的振幅或者  
20 驱动期间的计算的声输出参数计算部 8。

而且，超声波诊断装置本体 50 具有对由图像数据存储处理部 6 生成的 B 模式图像数据和 THI 图像数据进行扫描变换和电视格式变换、进行超声波图像数据显示的图像显示部 9，由操作者进行指令信号的输入和超声波发送条件的设定等的输入部 10，进行超声波探头 1 的温度计测的温度计测部 11，和对上述各  
25 单元进行总的控制的系统控制部 12。

下面，超声波诊断装置本体 50 的超声波发送部 2 具有比率脉冲发生器 21、发送延迟回路 22、和驱动回路 23。

比率脉冲发生器 21 生成决定放射到被检测体内的超声波脉冲的重复周期（比率周期）的比率脉冲并提供给发送延迟回路 22。发送延迟回路 22 由和发送  
30 时使用的超声波振荡器个数相同的 M 信道的独立延迟回路构成，将用于将超声

波脉冲会聚到规定纵幅的会聚用延迟时间、和用于将超声波脉冲发送到规定方向的偏向用延迟时间给予上述比率脉冲，将该比率脉冲提供给驱动电路 23。

另一方面，驱动电路 23 具有和发送延迟回路 22 个数相同的 M 信道的独立驱动回路，驱动超声波探头 1 中内置的超声波振荡器，将超声波放射到被检测体上。为了执行脉冲反相法，在该各个 M 信道的驱动回路 23 中，产生正极性驱动信号的未图示的正极性驱动回路和产生负极性驱动信号的未图示的负极性驱动回路相对地构成，负极性驱动信号具有使正极性驱动信号反转的波形特性。

超声波接收部 3 具有 M 信道的前置放大器 31、A/D 变换器 32 和波束生成器 33、以及加法器 34。前置放大器 31 按照使由超声波振荡器变换为电接收信号的微小信号增幅，以确保足够的 S/N 的方式进行设计，在该前置放大器 31 中，被增幅到规定大小的 M 信道的接收信号由 A/D 变换器 32 变换为数字信号，发送到波束生成器 33 中。

波束生成器 33 将用于会聚来自规定纵幅的超声波反射波的会聚用延迟时间、和用于对规定方向设定接收指向性的偏向用延迟时间给予从 A/D 变换器 32 输出的各个 M 信道的接收信号，加法器 34 定相相加来自这些波束生成器 33 的接收信号（调整从规定方向得到的接收信号的相位并相加）。

高次谐波成分抽出部 4 具有波形存储器 41、加法器 42 和滤波器电路 43，在脉冲反相法中由正极性驱动信号和负极性驱动信号得到的来自规定方向的 2 个接收信号暂时保存在上述波形存储器 41 中后，加法器 42 中通过相加抵消基波成分，抽出高次谐波成分。

另一方面，滤波器电路 43 是降低由于器官的运动和身体的运动等原因、在脉冲反相法中不能消去的基波成分的滤波器，一般来说，由带通滤波器（BPF）或高通滤波器（HPF）构成。

信号处理部 5 具有选择从超声波接收部 3 的加法器 34 直接供给的接收信号和从高次谐波成分抽出部 4 的滤波器电路 43 供给的上述接收信号的高次谐波成分的选择电路 51、包络线检波器 52 以及对数变换器 53，进行用于生成 B 模式图像数据和 THI 数据的信号处理。

即，选择回路 51 选择生成 B 模式图像数据时从加法器 34 供给的接收信号，选择生成 THI 图像数据时从高次谐波成分抽出部 4 的滤波器电路 43 供给的上述接收信号的高次谐波成分。而且，包络线检波器 52 对在选择回路 51 中选择

5 接收信号或接收信号的高次谐波成分进行包络线检波的运算,检测其包络线。而且,对数变换器 53 具有将输入值进行对数变换并输出的查询表,在该对数变换器 53 中,通过将接收信号的振幅进行对数变换由此相对强调弱信号。

一般来说,来自被检测体内的接收信号具有 80dB 以上的宽动态范围的振幅,在将其显示在具有 30dB 大小动态范围的常用电视监视器上时,强调弱信号的振幅压缩是必要的。

而且,图像数据存储处理部 6 具有未图示的计算回路和存储回路,将在信号处理部 5 中生成的多个超声波发送接收波方向的 B 模式数据和 THI 数据依次保存在上述存储回路中,并生成 B 模式图像数据和 THI 图像数据。而且,上述  
10 计算回路根据需要对这些图像数据进行轮廓强调等图像处理。再将处理后的图像数据再次保存在上述存储回路中。

另一方面,声输出控制部 7 具有未图示的 CPU、存储回路、经过时间计测回路、驱动电压设定回路,上述 CPU 设定超声波发送部 2 的驱动回路 23 生成 B 模式图像数据时的驱动电源  $V_L$  和驱动期间  $\tau_L$  以及生成 THI 图像数据时的驱动电压  $V_H$  和驱动期间  $\tau_H$ , 而且,设定未进行驱动的期间(以下,称为零声压  
15 发送期间)  $\tau_X$ 。

在上述驱动电压  $V_L$  和  $V_H$ 、驱动期间  $\tau_L$ 、 $\tau_H$ 、以及  $\tau_X$  这 5 个声输出参数中,有 4 个参数是操作者利用输入部 10 输入的,剩余的声输出参数由后述的声输出参数计算部 8 基于输入的 4 个声输出参数计算出来。

而且,声输出控制部 7 的驱动电压设定电路基于上述存储回路中保存的驱动电压  $V_L$  和驱动电压  $V_H$  控制驱动回路 23 的驱动电压,同样,上述经过时间计测回路基于保存在上述存储回路中的驱动期间  $\tau_L$ 、驱动期间  $\tau_H$ 、以及期间  $\tau_X$  进行驱动期间的控制。

而且,声输出控制部 7 的上述 CPU 基于生成 THI 图像数据时从温度计测部 11 供给的超声波探头 1 的温度信息,将 THI 图像用高声压发送的驱动期间  $\tau_H$   
25 更新为  $\tau_{Ha}$  ( $\tau_{Ha} < \tau_H$ )。

图 2 是显示对驱动回路 23 设定的 B 模式图像用低声压发送、THI 图像用高声压发送以及零声压发送的驱动电压和驱动期间的图形。首先,用于在时刻  $t_1$  至时刻  $t_2$  的期间  $\tau_0$  设定摄影位置的 B 模式图像用低声压发送被执行后,在时刻  $t_2$  至时刻  $t_3$  的期间  $\tau_L$  和时刻  $t_3$  至时刻  $t_4$  的期间  $\tau_H$ , 执行驱动电压  $V_L$  的 B  
30

模式图像用低声压发送以及驱动电压  $V_H$  的 THI 图像用高声压发送。

接着, 在时刻  $t_4$  至时刻  $t_5$  的期间  $\tau_x$ , 停止供给驱动信号 (即零声压发送) 后, 在时刻  $t_5$  至时刻  $t_6$  期间  $\tau_L$  和时刻  $t_6$  至时刻  $t_7$  期间  $\tau_H$ , 执行驱动电压  $V_L$  的 B 模式图像用低声压发送以及驱动电压  $V_H$  的 THI 图像用高声压发送, 同样, 重复零声压发送、B 模式图像用低声压发送以及 THI 图像用高声压发送。而且, 如果使现有 B 模式法中的驱动电压为  $V_m$ , 则上述驱动电压  $V_L$  和驱动电压  $V_H$  存在  $V_H > V_m > V_L$  的关系。

声输出参数计算部 8 具有未图示的计算回路和存储回路, 基于从输入部 10 输入的 4 个声输出参数的值, 算出剩余的声输出参数的值。此时, 上述计算回路启动保存在上述存储回路中的基于后述的式 (1) 预先制作的声输出参数计算程序, 在该程序中输入 4 个声输出参数的值, 算出剩余的声输出参数。

而且, 由声输出参数计算部 8 算出的声输出参数的值, 计算出来之后, 使得图 2 示出的一系列的 B 模式图像用低声压发送、THI 图像用高声压发送以及零声压发送中每单位时间的声输出都在声输出控制的允许范围内。

此时, 操作者利用输入部 10 输入上述驱动电压  $V_L$  和  $V_H$ 、驱动期间  $\tau_L$  以及  $\tau_H$  的值, 虽然声输出参数计算部 8 适于采用基于输入的这些值和下述式 (1) 计算零声压发送的驱动期间  $\tau_x$  的方法, 但不限于此。

$$W = \frac{K\{(V_L^2 \cdot \tau_L) + (V_H^2 \cdot \tau_H)\}}{\tau_L + \tau_H + \tau_x} \leq W_0 \approx KV_m^2 \quad (1)$$

但是, 上述式(1)中的  $W$  表示本实施例中的每单位时间的发送声输出, 另外  $W_0$  表示声输出控制中允许的每单位时间的发送声输出,  $K$  是比例常数。而且, 发送声输出  $W_0$  略等于现有的 B 模式法中的每单位时间的发送声输出  $KV_m^2$ 。

退回到图 1, 超声波诊断装置本体 50 中的图像显示部 9 具有显示用图像数据生成回路 91、变换回路 92 和监视器 93, 在显示用图像数据生成回路 91 中, 对在图像数据存储处理部 6 中生成的 B 模式图像数据和 THI 图像数据执行对应于规定显示形态的扫描变换等处理, 生成显示用图像数据, 在变换回路 92 中, 对该显示用图像数据执行 D/A 变换和电视格式变换, 并显示在监视器 93 上。

而且, 输入部 10 在操作面板上具有液晶显示面板和键盘、轨迹球、鼠标等输入设备, 操作者进行利用该输入部 10 的患者信息输入、图像显示模式的选择、声输出参数的输入、B 模式图像数据和 THI 图像数据的生成开始命令等输入。

另一方面, 温度计测部 11 具有未图示的热敏电阻和 A/D 变换器, 热敏电阻安装在超声波探头 1 的内部或前端部, 而且, 由热敏电阻计测的超声波探头 1 的温度信息在由上述 A/D 变换器变换为数字信号后, 通过系统控制部 12 提供给声输出控制部 7。

5 系统控制部 12 具有未图示的 CPU 和存储回路, 执行用于依次更新超声波的发送接收波方向、得到规定截面的图像数据的控制。而且, 基于来自输入部 10 的指示信号, 对超声波发送部 2、超声波接收部 3、高次谐波成分抽出部 4、图像数据存储处理部 6、声输出控制部 7、声输出参数计算部 8、图像显示部 9 各单元和系统整体进行总的控制。

## 10 2. 图像数据的生成步骤

利用图 1 至图 11 对本实施例的 B 模式图像数据和 THI 图像数据的生成步骤进行说明。另外, 图 3 是表示上述图像数据生成步骤的流程图。

在生成图像数据之前, 超声波诊断装置 100 的操作者在输入部 10 中输入被检测体信息的同时, 利用扇形扫描法选择 B 模式图像数据的显示模式和 THI 图像数据的显示模式, 而且作为该 THI 图像数据生成中的高次谐波成分抽出法, 15 适于选择脉冲反相法。接下来操作者设定以生成 B 模式图像数据为目的的低声压发送的驱动电压  $V_L$  和驱动期间  $\tau_L$ 、以生成 THI 图像数据为目的的高声压发送的驱动电压  $V_H$  和驱动期间  $\tau_H$  (图 3 的步骤 S1)。

上述输入信息、选择信息和设定条件被保存在系统控制部 12 的存储回路中的同时, 低声压发送和高声压发送的驱动电压和驱动期间被保存在声输出控制部 7 的存储回路中。而且, 在声输出控制部 7 的存储回路中, 预先保存由发热控制确定的允许温度  $\Phi_0$  值。

另一方面, 在声输出参数计算部 8 的存储回路中, 预先保存由声输出控制确定的每单位时间允许发送声输出  $W_0$ , 读出保存在声输出控制部 7 的存储回路 25 中的低声压发送的驱动电压  $V_L$  和驱动期间  $\tau_L$  以及高声压发送的驱动电压  $V_H$  和驱动期间  $\tau_H$ , 通过将上述声输出参数的值和允许发送声输出  $W_0$  输入到预先保存在存储回路中的声输出参数计算程序中, 算出零声压发送的期间  $\tau_x$ , 将得到的期间  $\tau_x$  的值保存在声输出控制部 7 的存储回路中 (图 3 的步骤 S2)。此时, 在上述存储回路中, 如图 4 所示, 保存低声压发送和高声压发送的驱动电压和 30 驱动期间以及零声压发送的期间。

如果上述初期设定结束了, 操作者由输入部 10 输入图像数据的生成开始命令, 通过在系统控制部 12 中接收输入的命令信号, 进行用于使图像数据的收集位置最佳化的 B 模式图像数据的生成和显示 (图 3 的步骤 S3)。

由低声压发送生成 B 模式图像数据时, 比率脉冲发生器 21 根据来自系统控制部 12 的控制信号将确定向被检测体内放射的超声波脉冲的重复周期 (比率周期) 的比率脉冲提供给发送延迟回路 22。在发送时为了得到细的光束宽度, 发送延迟回路 22 将用于把超声波会聚到规定纵幅的延迟时间、和用于在最初的扫描方向  $\theta 1$  上放射超声波的延迟时间提供给比率脉冲, 将该比率脉冲提供给驱动回路 23。

10 然后, 驱动回路 23 由基于所供给的比率脉冲生成的例如正极性驱动信号驱动超声波探头 1 的超声波振荡器, 将中心频率  $f_0$  的超声波脉冲放射到被检测体上。

放射到被检测体内的超声波脉冲的一部分被声阻抗不同的被检测体的器官接触面或者组织反射。此时, 被反射的超声波由于被检测体组织的非线性特性而重新产生例如中心频率为  $2f_0$  的超声波反射波。即, 由被检测体组织反射并退回到超声波探头 1 的超声波反射波是由和发送时相同的中心频率为  $f_0$  的基波成分以及中心频率为  $2f_0$  的高次谐波成分混合而成的。

由被检测体内反射的超声波反射波被和发送时相同的超声波探头 1 接收, 并被变换为电接收信号, 由超声波接收部 3 的前置放大器 31 增幅到规定大小后, 20 由 A/D 变换器 32 变换为数字信号。而且, 被变换为数字信号的接收信号由波束生成器 33 基于来自系统控制部 12 的控制信号给予规定的延迟时间后, 在加法器 34 中被相加合成, 提供给信号处理部 5。

此时, 在波束生成器 33 中, 由来自系统控制部 12 的控制信号设定用于会聚来自规定纵幅的超声波反射波的延迟时间, 和对超声波反射波而言用于使其在扫描方向  $\theta 1$  上维持很强的接收指向性的延迟时间。

接着, 信号处理部 5 的选择回路 51 选择从超声波接收部 3 的加法器 34 提供的接收信号, 包络线检波器 52 和对数变换器 53 对上述接收信号进行包络线检波和对数变换, 生成 B 模式数据, 保存在图像数据存储/处理部 6 的存储回路中。

30 利用上述步骤, 如果扫描方向  $\theta 1$  上的 B 模式数据的生成和保存已经结束,

使超声波的发送接收方向依次更新  $\Delta\theta$ ，则偏向  $\theta_p = \theta_1 + (p-1)\Delta\theta (p=2 \sim P)$ ，采用同样的步骤进行超声波的发送接收。此时，系统控制部 12 利用该控制信号使发送延迟回路 22 和波束生成器 33 的延迟时间对应于超声波发送接收方向依次切换，生成 B 模式数据。

5 这样，对扫描方向  $\theta_1$  至  $\theta_P$  进行利用超声波的扇形扫描，将得到的扫描方向实体的 B 模式数据依次保存在图像数据存储·处理部 6 中，生成 B 模式图像数据之后，图像显示部 9 的显示用图像数据生成部 91 对从图像数据存储·处理部 6 的存储回路中读出的 B 模式图像数据执行扫描变换等处理，生成显示用图像数据，变换回路 92 对显示用图像数据执行 D/A 变换和电视格式变换，显示在监视器 93 上（图 3 的步骤 S4）。

然后，通过对扫描方向  $\theta_1$  至  $\theta_P$  重复超声波的发送接收，在图像显示部 9 的监视器 93 上，执行利用低声压发送的 B 模式图像数据的实时显示，操作者通过监视该 B 模式图像数据来执行装置动作的确认、对被检测体的摄影位置的最佳化、以及装置增益和动态范围的设定等。

15 然后，如果根据对期间  $\tau_0$  的低声压发送的 B 模式图像数据的观察，上述监视已结束，则操作者利用输入部 10 输入 THI 图像数据的生成开始命令（图 3 的步骤 S5）。

接收该命令信号的系统控制部 12 首先根据和上述相同的步骤执行驱动电压  $V_L$  的低声压发送，将 B 模式图像数据实时显示在图像显示部 9 的监视器 93 上（图 3 的步骤 S6）。然后，如果低声压发送的驱动期间  $\tau_L$  的 B 模式图像数据的生成和显示已经结束，则声输出控制部 7 为了生成 THI 图像数据，将驱动回路 23 的驱动电压更新为高声压发送的驱动电压  $V_H$ 。

25 利用高声压发送生成 THI 图像数据时，发送延迟回路 22 将用于把超声波束会聚到规定纵幅的延迟时间、和用于在扫描方向  $\theta_1$  上放射的延迟时间提供给从比率脉冲发生器 21 供给的比率脉冲，将该比率脉冲提供给驱动回路 23。

然后，驱动回路 23 根据该比率脉冲的时间生成正极性的驱动脉冲，驱动超声波探头 1 的超声波振荡器，将中心频率  $f_0$  的超声波脉冲放射到被检测体上。

30 放射到被检测体内的超声波脉冲的一部分被声阻抗不同的被检测体的器官接触面或者组织反射。此时，在被反射的超声波中，和上述 B 模式图像数据的情况相同，由于被检测体组织的非线性特性，重新产生例如中心频率为  $2f_0$  的高

次谐波成分。而且，高声压发送时的高次谐波成分的发生比低声压发送的情况下更加显著。已知该高次谐波成分的产生原因是，因为超声波脉冲的被检测体组织内的传播速度取决于超声波的声压，由于这一性质，接收信号中产生波形信号的歪斜，产生高次谐波成分。

5 图 5、图 6 和图 7 是用于说明上述高次谐波成分的图，图 5 示出的是向被检测体内放射的中心频率  $f_0$  的超声波脉冲的频谱，图 6 表示的从被检测体内得到的超声波反射波的频谱。即，超声波反射波的频谱具有以  $f_0$  为中心分布的基波成分和以  $2f_0$  为中心分布的高次谐波成分，一般来说，高次谐波成分相对于基波成分小到 20dB 以上。

10 但是，在超声波诊断中，因为为了得到高分辨率的图像而采用具有宽频带频谱的超声波脉冲，超声波反射波的基波成分和高次谐波成分也是宽频带的，如图 6 所示，基波成分的高通部分和高次谐波成分的低通部分在频率区域中不分离的情况居多。作为这种情况下的低次谐波成分的抽出方法，在本实施例中适于采用脉冲反相法。

15 由被检测体内反射的超声波反射波被超声波探头 1 变换为电接收信号，经前置放大器 31 和 A/D 变换器 32 变换为数字信号后，由波束生成器 33 和加法器 34 整相相加。此时，在波束生成器 33 中，设定用于会聚规定纵幅的超声波反射波的延迟时间，和对超声波反射波而言用于在扫描方向  $\theta_1$  的方向上维持很强的接收指向性的延迟时间。然后，从超声波接收部 3 的加法器 34 输出的整相相加后的接收信号被暂时保存到高次谐波成分抽出部 4 的波形存储器 41 中。

20 接着，系统控制部 12 将控制信号发送到超声波发送部 2 中，将驱动回路 23 从正极性驱动回路切换到负极性驱动回路，对扫描方向  $\theta_1$  采用负极性的驱动脉冲，执行超声波的发送接收。然后，由超声波接收部 3 的波束生成器 33 和加法器 34 整相相加的接收信号通过高次谐波成分抽出部 4 的波形存储器 41 提供  
25 给加法器 42，和通过已经被保存在波形存储器 41 中的正极性驱动信号所得到的接受信号进行相加合成。

图 8 和图 9 是表示脉冲反相法中的基波成分和高次谐波成分的极性、和各成分的相加结果的图，图 8 所示的接收信号的基波成分因为在正极性驱动信号的情况 (a-1) 和负极性驱动信号的情况 (a-2) 极性反转，所以通过使二者相加，  
30 能够相抵消 (a 图 9-3)。

另一方面,图9所示接收信号的高次谐波成分因为在正极性驱动脉冲的情况(b-1)和负极性驱动脉冲的情况(b-2)极性不变,所以通过使其相加,振幅增大到2倍(b-3)。

因此,通过在加法器42中使由正极性驱动信号得到的接收信号和由负极性驱动信号得到的接收信号相加合成,如图7所示,抽出高次谐波成分,该高次谐波成分被发送到滤波器回路43中。

然后,由于器官的运动和身体的运动等原因,在脉冲反相法中不能消去的基波成分混合在上述高次谐波成分中的情况下,高次谐波成分抽出部4的滤波器回路43除去该基波成分,仅仅将高次谐波成分提供给信号处理部5。

然后,信号处理部5的选择回路51选择从滤波器回路43提供的上述高次谐波成分,在包络线检波器52和对数变换器53中进行包络线检波和对数变换,生成THI数据后,暂时保存在图像数据存储·处理部6中。

利用上述步骤,如果扫描方向 $\theta_1$ 上的THI数据的生成和保存已经结束,则使超声波的发送接收方向依次更新 $\Delta\theta$ ,偏向至 $\theta_p = \theta_1 + (p-1)\Delta\theta (p=2 \sim P)$ ,采用同样的步骤进行超声波的发送接收。此时,系统控制部12利用该控制信号使发送延迟回路22和波束生成器33的延迟时间对应于超声波发送接收方向依次切换,生成THI数据。

这样,对扫描方向 $\theta_1$ 至 $\theta_P$ 进行利用超声波的扇形扫描,将得到的扫描方向实体的THI数据依次保存在图像数据存储·处理部6中,生成THI图像数据之后,图像显示部9的显示用图像数据生成部91读出上述THI图像数据,执行扫描变换等处理,通过变换回路92显示在监视器93上。

通过对上述扫描方向 $\theta_1$ 至 $\theta_P$ 重复超声波的发送接收,在图像显示部9的监视器93上,实时显示高声压发送的THI图像数据,操作者利用该THI图像数据对被检测体进行诊断,根据需要对未图示的记录装置执行THI图像数据的保存(图3的步骤S7)。

在预先设定THI图像数据的生成和显示的驱动期间 $\tau_H$ 执行完毕之后,切换到没有执行超声波发送接收的所谓零声压发送(图3的步骤S8)。但是,在上述高声压发送的驱动期间 $\tau_H$ ,在由温度计测器11计测的超声波探头1的温度 $\Phi$ 相对于发热控制的允许温度 $\Phi_0$ 超过了考虑到规定余量 $\Delta\Phi$ 的控制温度 $\Phi_{0X}$  ( $\Phi_{0X} = \Phi_0 - \Delta\Phi$ )的情况下,基于声输出控制部7发送的高声压发送停止信号

来结束利用高声压发送的 THI 图像数据的生成, 切换到零声压发送 (图 3 的步骤 S9)。

图 10 是表示例如图 2 的时刻  $t_2$  至  $t_6$  的低声压发送、高声压发送和零声压发送中由温度计测部 11 计测的超声波探头 1 的温度变化曲线的图形, 表示了超声波探头 1 的温度  $\Phi$  在高声压发送中上升、在零声压发送中下降、并且在低声压发送中保持不变的情形。

换言之, 在图 10 示出的超声波探头 1 的温度变化曲线中, 在时刻  $t_2$  至  $t_3$  的低声压发送时, 维持规定的初期温度  $\Phi_1$ , 由于从时刻  $t_3$  开始的高声压发送而慢慢上升。此时, 如实线的温度变化曲线所示, 在探头温度  $\Phi$  直至初期设定的时刻  $t_4$  都还没有达到上述规定温度  $\Phi_{0X}$  时, 在时刻  $t_4$  停止高声压发送, 切换到零声压发送。

另一方面, 如虚线的温度变化曲线所示, 在探头温度  $\Phi$  到达初期设定的时刻  $t_4$  之前的时刻  $t_{4a}$  ( $t_{4a} < t_4$ ) 就到达了规定温度  $\Phi_{0X}$  时, 在该时刻  $t_{4a}$  停止高声压发送, 开始零声压发送。

即, 声输出控制部 7 基于由操作者设定的低声压发送和高声压发送中的驱动电压  $V_L$  和  $V_H$  以及驱动期间  $\tau_L$  和  $\tau_H$ 、和利用声输出控制的每单位时间的允许发送发送声输出, 计算零声压发送的期间  $\tau_X$ , 而且, 通过超声波探头 1 的温度  $\Phi$  和基于发热控制的规定温度  $\Phi_{0X}$  的比较, 进行高声压发送的驱动期间  $\tau_H$  的更新。

而且, 如上所述, 探头温度  $\Phi$  在时刻  $t_{4a}$  到达规定温度  $\Phi_{0X}$  时的零声压发送的结束时刻如图 10 所示, 可以从时刻  $t_{4a}$  向  $\tau_{Xa}$  后的时刻  $t_5$ , 也可以是从时刻  $t_{4a}$  向  $\tau_X$  后的时刻。

通过上述步骤, THI 图像数据的生成和显示结束, 零声压发送开始后 (图 3 的步骤 S10), 声输出控制部 7 的未图示的经过时间计测回路, 计测零声压发送的经过时间  $\tau_Y$ , 而且, 通过和已经由声输出参数计算部 8 计算或者更新过的零声压发送的期间  $\tau_X$  或者  $\tau_{Xa}$  的减法运算, 相对 THI 图像数据的生成开始来计算命令输入等待时间  $\tau_Z$ 。然后, 关于该命令输入等待时间  $\tau_Z$  的信息通过系统控制部 12 显示在图像显示部 9 中所提供的监视器 93 上 (图 3 的步骤 S11)。

图 11 是显示命令输入等待时间的显示例子的图, 在图像显示部 9 的监视器 93 上, 设定显示图像数据的图像数据显示区域 901 和显示命令输入等待时间信

息的输入等待时间显示区域 902, 而且, 在上述输入等待时间显示区域 902 上, 设置经过时间显示栏 903、等待时间显示栏 904 和命令输入许可通知栏 905。

然后, 将相对零声压发送的期间  $\tau_X$  (或者  $\tau_{Xa}$ ) 的零声压发送经过时间  $\tau_Y$  显示在经过时间显示栏 903 中, 将由零声压发送的期间  $\tau_X$  ( $\tau_{Xa}$ ) 和经过时间  $\tau_Y$  的差得到的用于 THI 图像数据的命令输入等待时间  $\tau_Z$  ( $\tau_Z = \tau_X$  ( $\tau_{Xa}$ ) -  $\tau_Y$ ) 显示在等待时间显示栏 904 中, 而且, 命令输入等待时间  $\tau_Z$  为 0 秒以下时 (图 3 的步骤 S12), 表示开始生成 THI 图像数据的命令输入被许可的输入许可信息被显示在命令输入许可通知栏 905 中 (图 3 的步骤 S13)。

观察到该输入许可信息的操作者由输入部 10 再次输入 THI 图像数据的生成开始命令 (图 3 的步骤 S5), 接收该命令信号的系统控制部 12 控制声输出控制部 7, 通过和上述相同的步骤在驱动期间  $\tau_L$  期间进行驱动电压  $V_L$  的低声压发送, 然后, 由图像显示部 9 实时显示得到的监视用 B 模式图像数据 (图 3 的步骤 S6)。

然后, 为了生成 THI 图像数据, 将驱动回路 23 的驱动电压更新为高声压发送的驱动电压  $V_H$ , 在驱动期间  $\tau_H$  之间或者直至发送高声压发送停止信号的驱动期间  $\tau_{Ha}$  之间, 执行 THI 图像数据的生成和保存 (图 3 的步骤 S7 至 S9), 然后, 在驱动期间  $\tau_X$  (或者  $\tau_{Xa}$ ) 之间执行零声压发送 (图 3 的步骤 S10 至 S12)。

如上所述, 通过反复执行步骤 S5 至 S13, 反复执行以监测为目的的低声压发送的 B 模式图像数据的生成和显示, 利用高声压发送的高灵敏度 THI 图像数据的生成和显示, 以及用于降低超声波探头 1 的发热和声输出的零声压发送。

根据上述的本实施例, 通过反复执行利用高声压发送的 THI 图像数据的生成和零声压发送, 可以在不超过基于声输出控制的允许发送声输出的情况下得到高灵敏度的 THI 图像数据。

因为在期间  $\tau_H$  的各个 THI 图像数据的生成之前执行期间  $\tau_L$  的利用低声压发送的 B 模式图像数据的生成和显示, 可以事先确定摄影位置和装置动作, 能够总是在适合的条件下生成 THI 图像数据。

而且, 因为基于预先设定的高声压发送和低声压发送时的驱动电压和驱动期间以及上述允许发送声输出来计算零声压发送的期间, 故发送声输出的控制变得容易了。

而且, 上述超声波诊断装置具有超声波探头的温度计测功能, 因为基于该

温度计测值来执行上述高声压发送的驱动期间的更新，能够在遵守声输出控制和超声波探头的发热控制的状态下，执行高灵敏度和高分辨率的 THI 图像数据的生成，装置的诊断能力提高了。

另一方面，在上述实施例中，因为相对基于零声压发送的经过时间和上述驱动期间计算出的 THI 图像数据的生成开始命令的输入等待时间被显示在显示部上，操作者能够容易而且正确地把握上述生成开始命令的输入时间，能够在希望的时间得到高分辨率的 THI 图像数据，从而大幅度地提高诊断效率。

上面，对本发明的实施例进行了叙述，但本发明不限于上述实施例，可以进行变形来实施。例如，在上述实施例中，在各高声压发送之前，设定期间  $\tau_L$  的低声压发送，但该低声压发送不是必不可少的。例如，如果在图 2 的时刻  $t1$  至  $t2$  的低声压发送中，可以有足够地监视，也可以没有在上述各次高声压发送前执行的期间  $\tau_L$  的低声压发送。此时，基于预先设定的高声压发送的驱动电压  $V_H$  和驱动期间  $\tau_H$  以及允许发送声输出  $W_0$  来计算零声压发送的期间  $\tau_X$ ，然后，基于利用温度计测部 11 的超声波探头 1 的温度信息执行上述驱动期间  $\tau_H$  的更新这一方法也可以采用。

而且，也可以是将上述零声压发送置换为低声压发送。即，也可基于预先设定的高声压发送的驱动电压  $V_H$  和驱动期间  $\tau_H$  以及允许发送声输出  $W_0$  来计算低声压发送的期间  $\tau_L$ ，然后，基于利用温度计测部 11 的超声波探头 1 的温度信息执行上述驱动期间  $\tau_H$  的更新。

另一方面，在上述实施例中，首先，基于声输出控制设定高声压发送以及低声压发送的驱动电压和驱动期间以及零声压发送的期间，然后，基于超声波探头 1 的温度计测值执行高声压发送的驱动期间的变更，但特别是在遵守对超声波探头 1 的发热控制的很重要的情况下，也可基于超声波探头 1 的温度计测值设定高声压发送和零声压发送的期间，或者低声压发送、高声压发送和零声压发送的期间。

而且，在上述实施例中，虽然示出了在图像显示部 9 中显示关于用于 THI 图像数据的命令输入等待时间的信息，但也可以是输入部 10 的显示面板，而且，命令输入许可通知可以是例如输入部 10 中具有的 LED 等的点亮熄灭，也可以是利用声音系统的方法。

而且，上述实施例的高声压发送虽然是利用 2 倍高次谐波成分的 THI 图像

---

数据的生成作为目的,但也可以是利用3倍以上的高次谐波成分和1.5倍成分等非线性成分的THI图像数据的生成。而且,上述实施例的超声波探头1中,虽然对一维排列超声波振荡器的超声波探头进行了叙述,但也可以是2维排列的超声波探头。

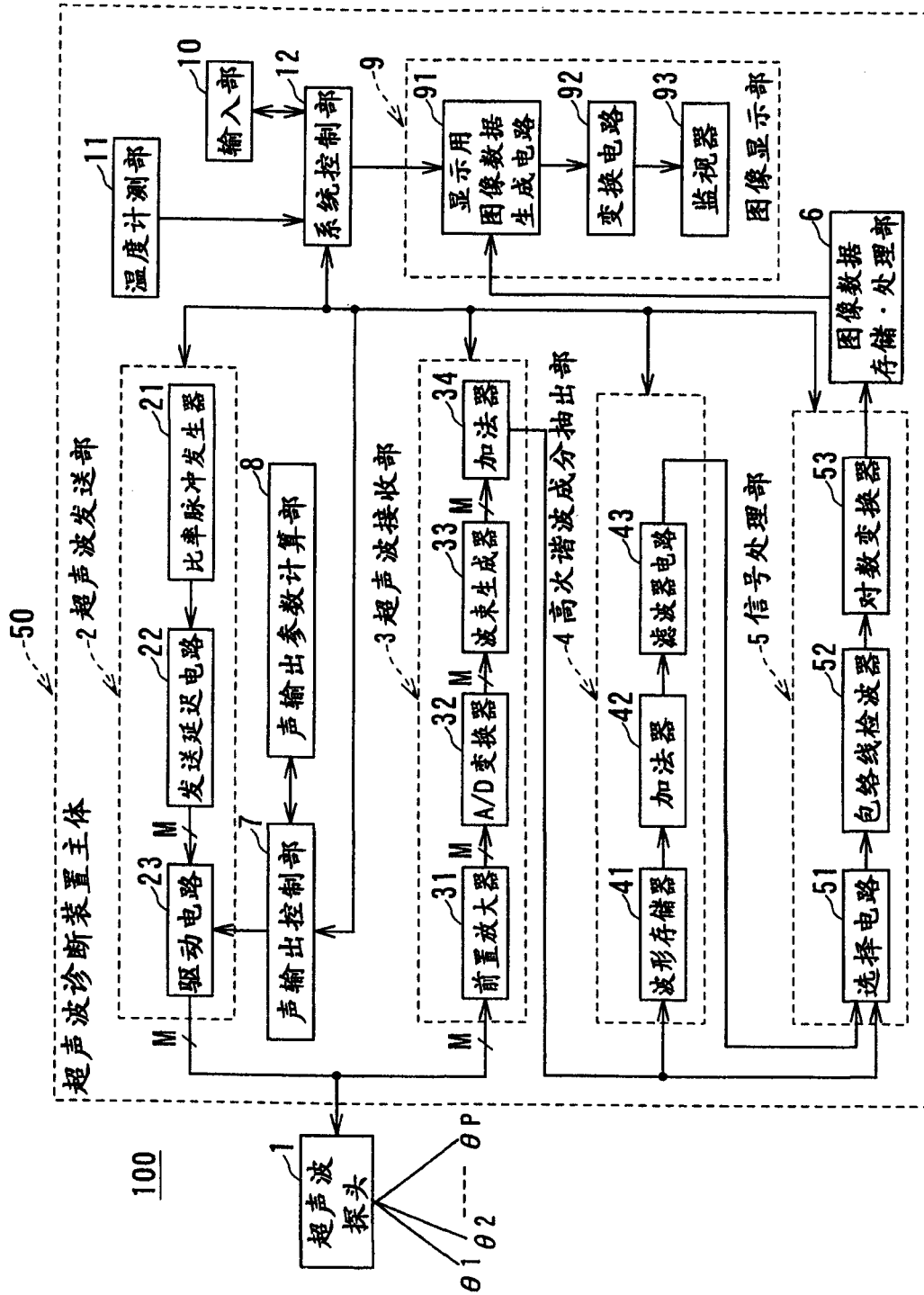


图1

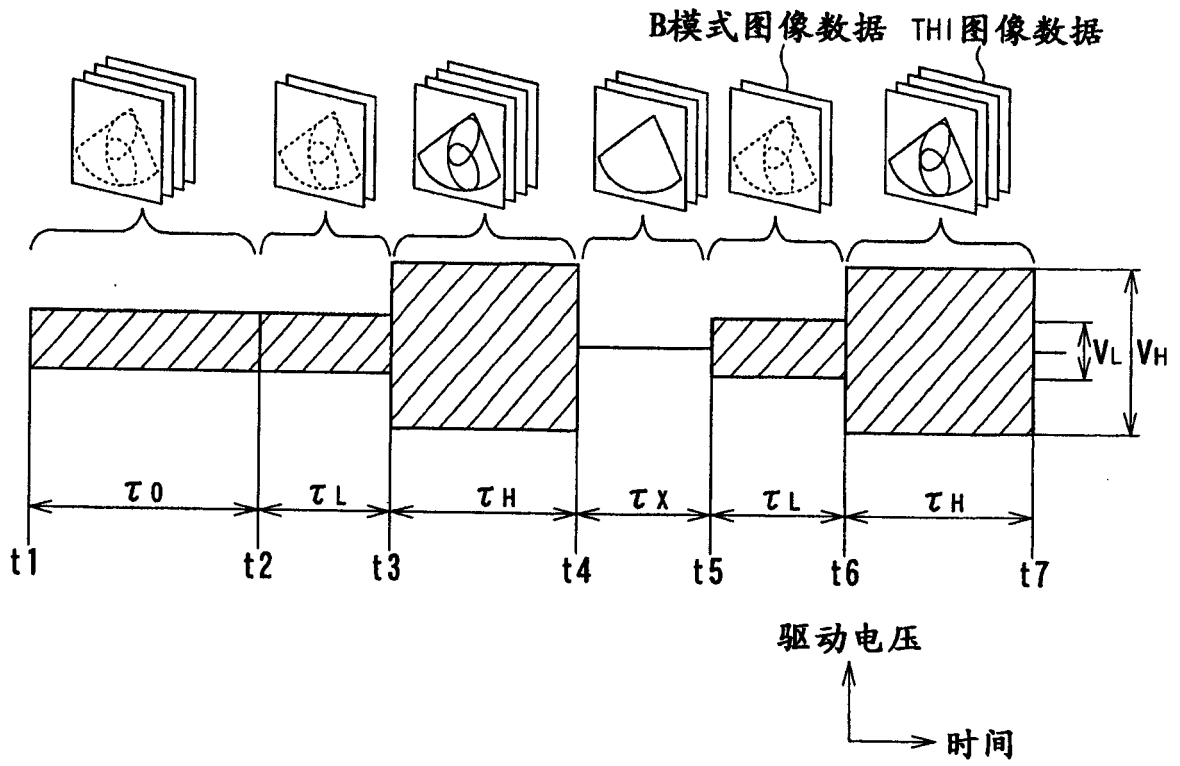


图2

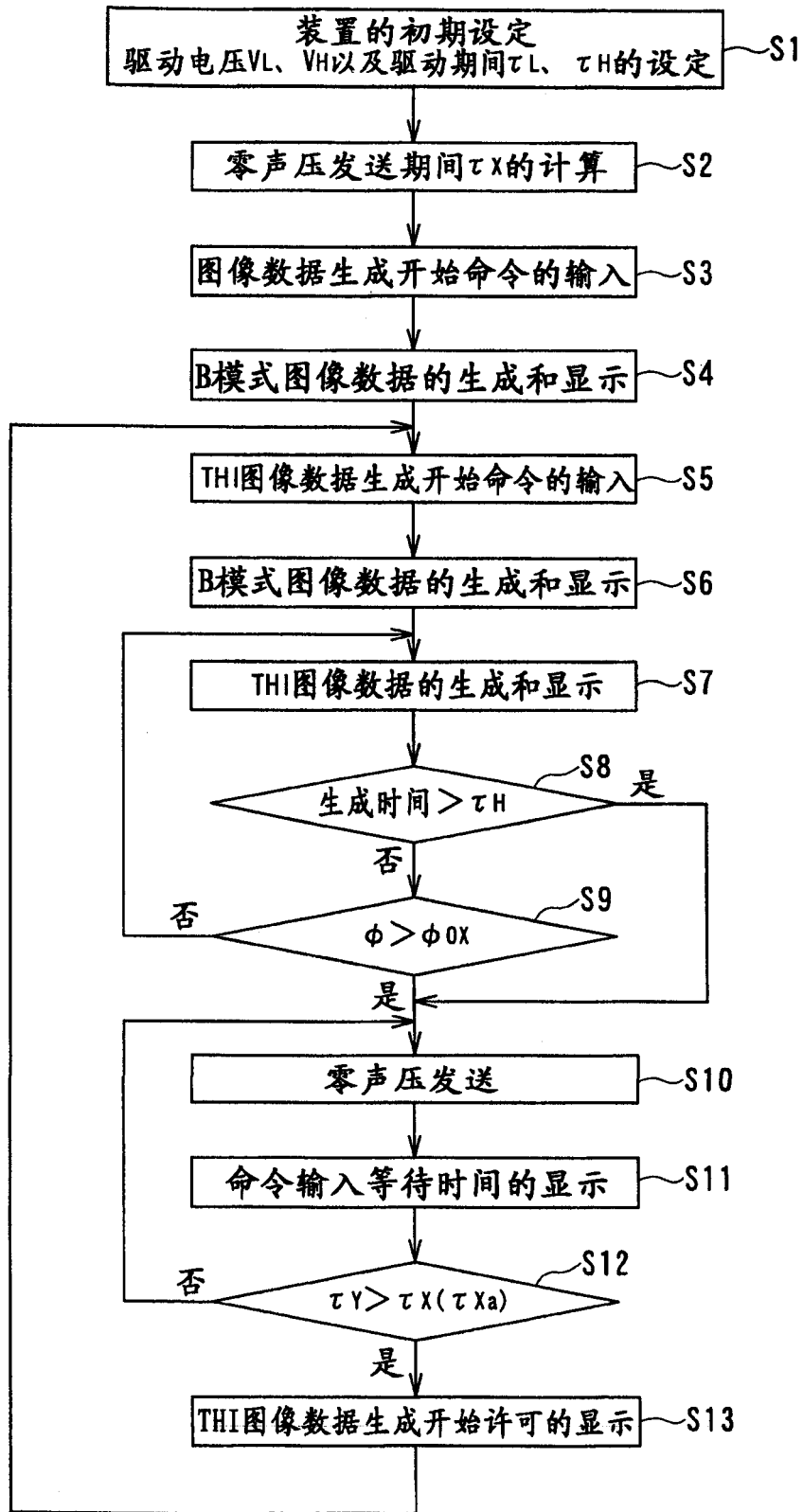


图 3

	B模式图像 用低声压发送	THI图像用 高声压发送	零声压发送
驱动电压	$V_L$	$V_H$	0
驱动期间	$\tau_L$	$\tau_H$	$\tau_X$

图 4

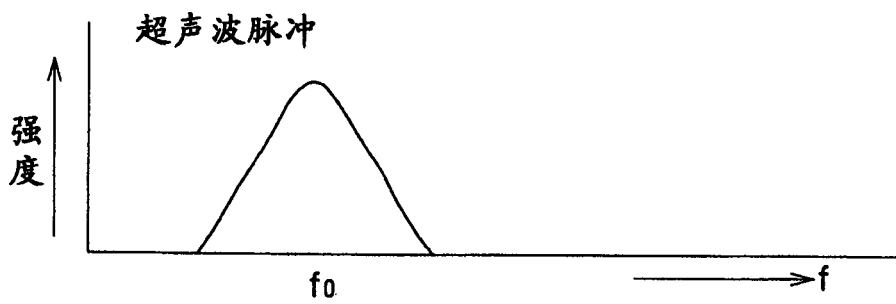


图 5

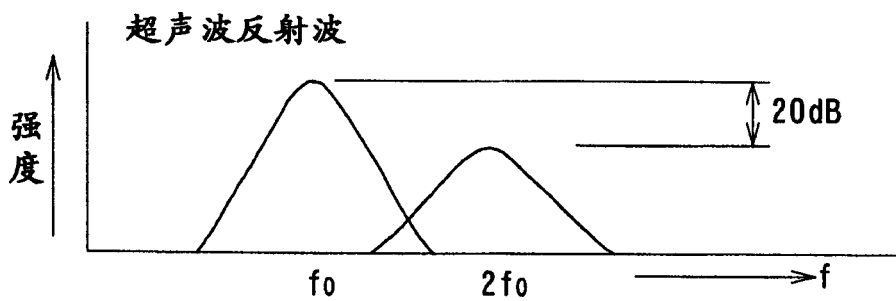


图 6

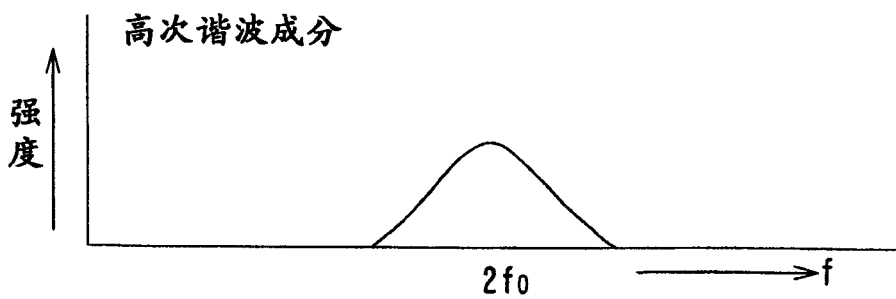


图 7

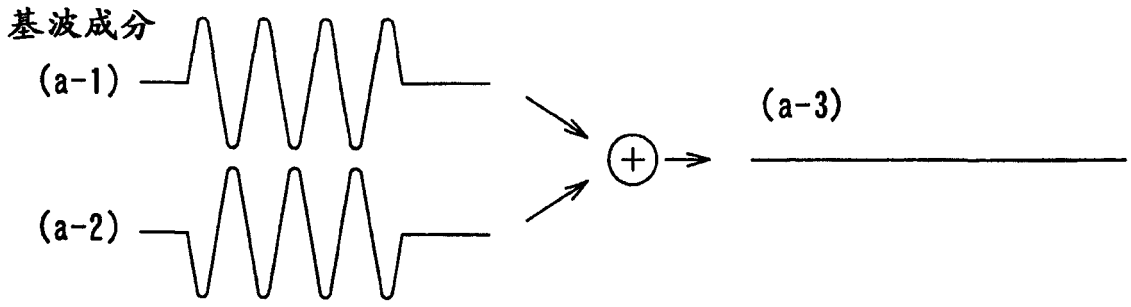


图 8

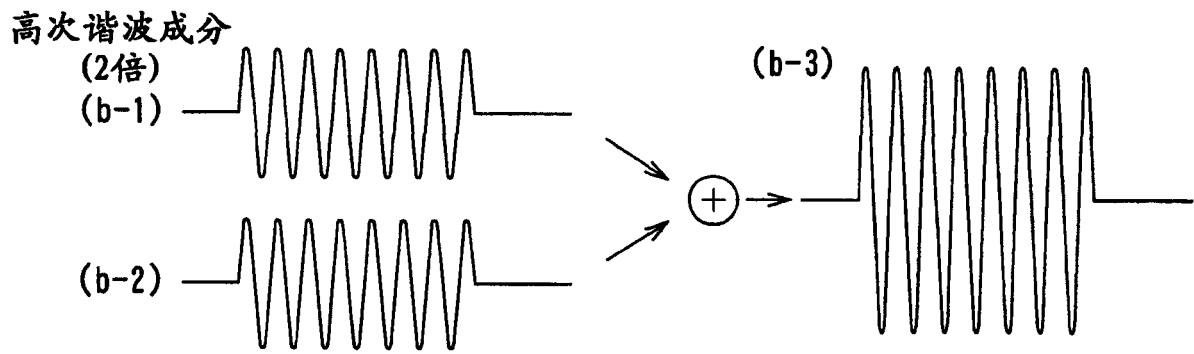


图 9

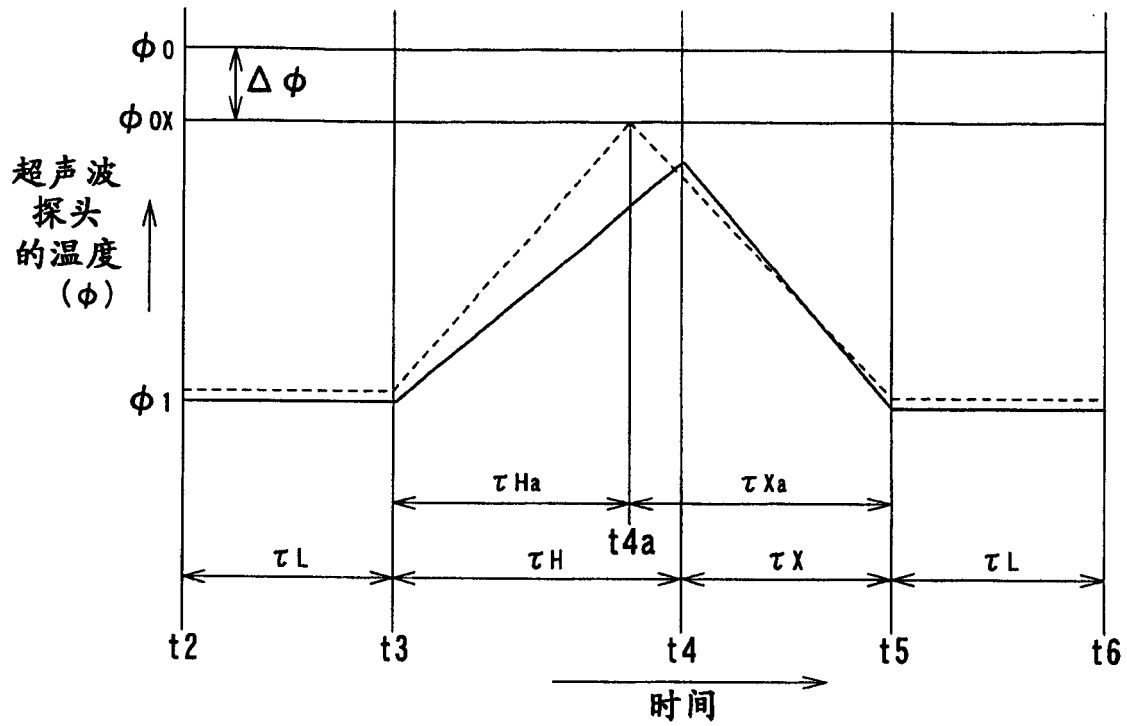


图10

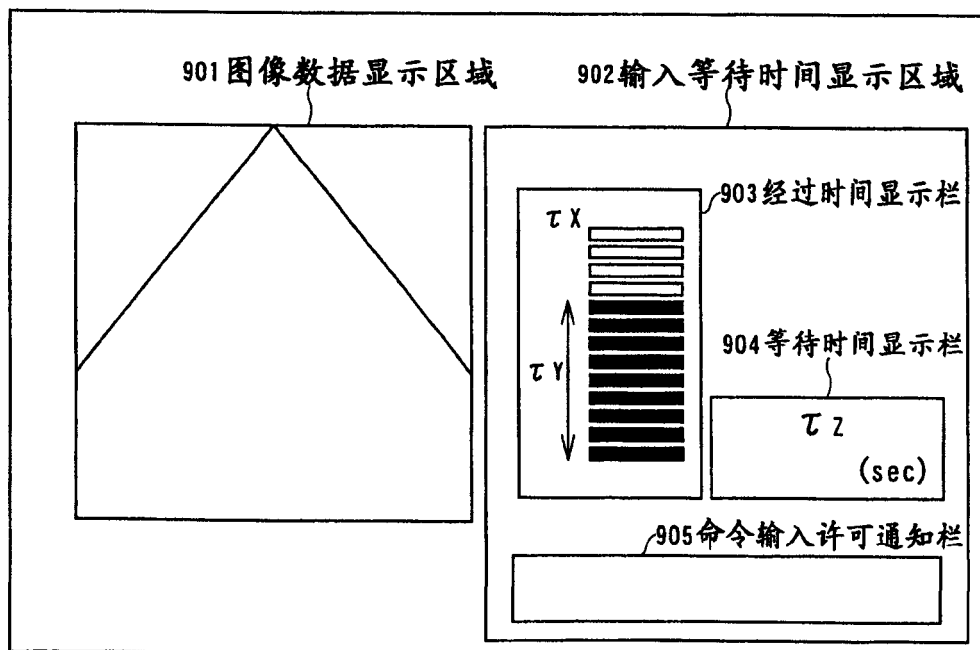


图11

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像数据生成方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN1788687A</a>	公开(公告)日	2006-06-21
申请号	CN200510131557.X	申请日	2005-09-23
[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	滝本雅夫		
发明人	滝本雅夫		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/546 A61B8/14 G01S7/52023 G01S7/52026 G01S7/52038 G01S7/52063		
代理人(译)	李德山		
优先权	2004278287 2004-09-24 JP		
其他公开文献	CN100466985C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具有驱动单元、非线性成分抽出单元、第1图像数据生成单元、第2图像数据生成单元和控制单元。驱动单元通过驱动超声波振荡器，对被检测体发送超声波。非线性成分抽出单元从由上述超声波振荡器接收的接收信号中抽出对应于上述超声波的非线性成分。第1图像数据生成单元生成基于上述非线性成分的第1图像数据。第2图像数据生成单元生成基于上述接收信号的第2图像数据。控制单元对以生成上述第1图像数据为目的的第1超声波发送和以生成上述第2图像数据为目的的第2超声波发送，任意分配一定时间的发送声输出。

