



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410090190.7

[43] 公开日 2005 年 3 月 30 日

[11] 公开号 CN 1600387A

[22] 申请日 2004.6.11

[21] 申请号 200410090190.7

[30] 优先权

[32] 2003. 6. 13 [33] JP [31] 169708/2003

[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

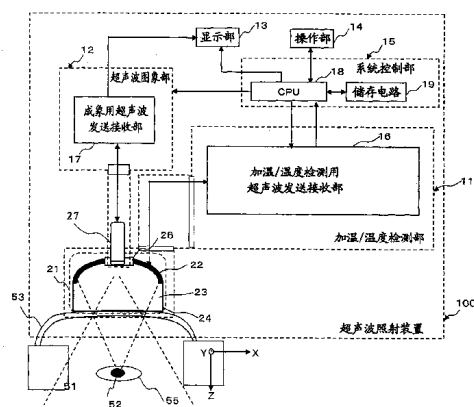
[72] 发明人 石桥义治 藤本克彦 原德基司
野村哲[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所
代理人 许海兰

权利要求书 3 页 说明书 20 页 附图 11 页

[54] 发明名称 超声波照射装置和超声波照射方法

[57] 摘要

本发明提供了一种在利用强力超声波进行治疗时，能够正确且容易地对加温区域处的温度实施检测的超声波照射装置和超声波照射方法。这种超声波照射装置(100)具有为了能够对被检测体(51)上的肿瘤(55)实施加温作业，对配置有压电振动元件的超声波发送接收部(22)供给驱动信号，并且为了能够对加温部(52)处的温度实施检测，使用超声波发送接收部(22)进行温度检测用超声波的信号发送接收用的加温/温度检测用超声波发送接收部(16)。而且，还设置有对所述加温部(52)的超声波图象数据实施收集用的超声波探头(27)和成象用超声波图象部(12)，并且可以将所述加温部(52)的温度信息重叠在所述超声波图象数据上，显示在显示部(13)处。



1. 一种超声波照射装置，其特征在于具有：

对被检测体进行超声波发送接收用的第一超声波发送接收单元；

5 为了照射对所述被检测体上的一个或多个区域进行加温的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第一驱动信号用的第一单元；

为了照射对所述被检测体上的加温区域进行温度测定的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第二驱动信号用的第二单元；

10 以及依据由所述第一超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域的超声波信号，获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单元。

2. 一种超声波照射装置，其特征在于具有：

对被检测体进行超声波发送接收用的第一超声波发送接收单元；

为了照射对所述被检测体上的一个或多个区域进行加温的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第一驱动信号用的第一单元；

15 为了照射对所述被检测体上的加温区域进行温度测定的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第二驱动信号用的第二单元；

依据由所述第一超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域的超声波信号，获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单元；

20 以及依据由该温度信息获取单元获得的温度信息，对基于所述第一单元供给的第一驱动信号的加温能力实施控制用的加温能力控制单元。

3. 一种超声波照射装置，其特征在于具有：

对被检测体进行超声波发送接收用的第一超声波发送接收单元；

为了照射对所述被检测体上的一个或多个区域进行加温的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第一驱动信号用的第一单元；

25 为了照射对所述被检测体上的加温区域进行温度测定的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第二驱动信号用的第二单元；

依据由所述第一超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域的超声波信号，获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单元；

对所述被检测体进行超声波发送接收用的第二超声波发送接收单元；

30 通过该第二超声波发送接收单元进行超声波发送接收，生成包含所述加

温区域在内的被检测体剖面的超声波图象数据用的图象数据生成单元;

以及对所述超声波图象数据实施显示用的显示单元。

4. 如权利要求1至3中任意一项所述的超声波照射装置,其特征在于所述第一超声波发送接收单元具有多个排列着的压电振动元件。

5. 如权利要求1至3中任意一项所述的超声波照射装置,其特征在于所述第一单元利用具有预定振幅和持续时间的短阵快速脉冲波,对所述第一超声波发送接收单元实施驱动。

6. 如权利要求4所述的超声波照射装置,其特征在于所述第一单元通过对所述第一超声波发送接收单元中的多个压电振动元件供给具有预定延迟时间的第一驱动信号,将超声波集束至所述被检测体的加温区域处。

7. 如权利要求1至3中任意一项所述的超声波照射装置,其特征在于所述第二单元通过宽广带域的脉冲波对所述第一超声波发送接收单元实施驱动。

8. 如权利要求4所述的超声波照射装置,其特征在于所述第二单元通过对所述第一超声波发送接收单元中的多个压电振动元件供给具有预定延迟时间的第二驱动信号,依次照射对设置在所述被检测体的加温区域处的至少两个集束部位集束的超声波,所述温度信息获取单元依据由所述集束部位反射出的、由所述第一超声波发送接收单元接收到的所述超声波信号,获取所述加温部位处的温度信息。

9. 如权利要求8所述的超声波照射装置,其特征在于所述第二单元将对沿所述加温部的超声波发送方向设定的多个集束部位实施超声波照射用的第二驱动信号,供给至所述第一超声波发送接收单元。

10. 如权利要求8或9所述的超声波照射装置,其特征在于所述温度信息获取单元具有:对从所述集束部位反射出的超声波实施预定超声波物理量检测用的物理量检测单元,以及依据检测出的超声波物理量对所述加温部的温度实施推定用的温度推定单元。

11. 如权利要求10所述的超声波照射装置,其特征在于所述物理量检测单元通过对由所述多个集束部位反射出的各超声波频谱进行比较,对超声波衰减系数实施检测。

12. 如权利要求10所述的超声波照射装置,其特征在于所述温度推定单元具有对超声波物理量的温度依赖性实施预先保存用的查询表,并且依据由所

述物理量检测单元检测出的超声波物理量, 对所述加温部的温度实施推定。

13. 如权利要求 1 所述的超声波照射装置, 其特征在于所述显示单元与被检测体的加温部的超声波图象重叠地显示一个或多个加温部的温度信息。

14. 如权利要求 13 所述的超声波照射装置, 其特征在于所述显示单元与
5 被检测体的超声波图象重叠地显示显示于该超声波图象中的多个加温部的温度信息的空间分布。

15. 如权利要求 5 所述的超声波照射装置, 其特征在于所述加温能力控制单元依据由所述温度信息获取单元获得的温度信息, 对所述第一单元的短阵快速脉冲波的振幅或持续时间中的至少任意一个实施控制。

10 16. 一种具有进行超声波发送接收用的超声波发送接收单元、为了对所述被检测体上的一个或多个区域实施加温或温度测定而分别向所述超声波发送接收单元供给第一和第二驱动信号用的第一和第二单元、依据由所述加温区域反射出的超声波信号获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单元和依据由该温度信息获取单元获得的温度信息而控制所述第一单元供给出的
15 的第一驱动信号的加温能力用的加温能力控制单元的超声波照射装置所进行的超声波照射方法, 其特征在于包括:

通过所述第一单元对所述超声波发送接收单元实施驱动, 对被检测体上的一个或多个区域实施超声波照射从而进行加温用的步骤;

20 通过所述第二单元对所述超声波发送接收单元实施驱动, 对被检测体上的加温区域实施超声波照射用的步骤;

依据由所述超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域的超声波信号, 对所述加温区域中的超声波照射的物理量进行检测用的步骤;

依据检测出的所述超声波照射的物理量的值, 对所述加温区域处的温度实施推定用的步骤;

25 以及依据推定出的所述温度, 对由所述第一单元供给的超声波加温能力实施控制用的步骤;

而且在推定出的所述加温区域处的温度达到预定温度之前, 重复实施上述各步骤。

超声波照射装置和超声波照射方法

5 技术领域

本发明涉及朝向生物体照射超声波用的超声波照射装置。

背景技术

近年来,被称为最小损伤治疗方法的治疗方法正在引起人们的关注,对于恶性肿瘤治疗领域也在积极尝试、寻找最小损伤治疗方法。特别是在恶性肿瘤的场合,对它的治疗大多依赖于外科手术,然而对于采用在先技术中的外科手术方法实施治疗、即进行大范围组织切除的场合,往往会对内脏器官所具有的固有功能和外观形态产生比较大的损害,即使生命能够得以延续,也会给患者造成相当大的负担。相对于这种原有的外科治疗方法,人们强烈希望能够研制出可以考虑到 QOL (生存质量: quality-of-life) 的超声波照射装置,作为其中的一种方法,即通过将强力超声波集束至肿瘤组织的方式使其加温,进而受热变性坏死的超声波治疗方法的研究工作正在推进中。

使用强力超声波的治疗方法,和采用微波的方法相比,由于具有更为良好的能量集束性能和深度到达性能,所以在能够从体外对位于体内深部处的内脏器官肿瘤实施局部治疗的方面具有相当大的优点。

这种使用强力超声波的治疗方法,需要通过向诸如呈凹面形状的大型压电元件(压电振动元件)供给电驱动信号,将产生出的超声波照射在肿瘤的加温部处,在短时间里使这种肿瘤组织产生受热变性坏死,所以需要将超声波能量集中在超声波集束点处以对肿瘤组织实施加温作业。

25 对这种肿瘤组织实施加温作业的最适当超声波能量的大小存在一定范围(上限值和下限值),对于超声波能量低于下限值的场合,对肿瘤的加温作用不充分。在另一方面,对于使用超过上限值的过大超声波能量实施照射,使肿瘤组织的温度超过允许值的场合,会产生气穴并使肿瘤组织飞散开,从而可能使癌细胞转移至正常细胞处。而且,本发明的发明人已经通过基础实验证明,对于这种场合还会对正常的组织产生比较大的损伤。对于这种使用强力超声波的

超声波照射装置，不能采用在先技术中的对加温部的温度检测方式。

在另一方面，利用恶性肿瘤组织和正常组织相比对加温的抵抗力比较低的性质，制作出的对恶性肿瘤实施加温治疗用的温热治疗装置（ハイパーサーミア装置）已经进入实用化阶段。使用这种装置进行温热治疗时对肿瘤内部处的温度检测，是通过热电偶、热敏电阻等等损伤型单元进行的，对于采用诸如超声波等等的无损型温度检测方式仍处于研究之中（比如说，可以参见专利文献1）。

图11表示的是由专利文献1公开的、具有温度检测功能的温热治疗装置10，这种温热治疗装置10对肿瘤进行的加温作业，是通过由加温专用的压电振动元件构成的超声波信号发送器1和驱动加温专用的压电振动元件的超声波信号发送电路2进行的。在另一方面，实施加温时对肿瘤内部的温度的检测，是通过由温度检测用压电振动元件构成的加温监测用超声波信号发送接收器3，和相对该温度检测用压电振动元件实施超声波信号发送接收用的超声波信号发送接收电路4进行的，而且加温监测用超声波信号发送接收器3还可以与超声波信号发送器1设置成一体。而且，加温监测用超声波信号发送接收器3和超声波信号发送接收电路4，可以兼具有能够作为获得加温部的超声波图象用的成象用压电振动元件和成象用超声波信号发送接收器使用的功能。

超声波信号发送器1和超声波信号发送电路2可以在主控制电路7的控制下，将集束超声波照射至肿瘤内部并对其实施加温作业。在另一方面，加温监测用超声波信号发送接收器3和超声波信号发送接收电路4也可以通过主控制电路7实施的控制，沿所述肿瘤内部的加温部方向不进行超声波信号的接收和发送，并且可以使用门电路，由所获得的一系列接收信号中，抽取出位于超声波信号发送接收方向上的加温部内两个相邻的关注区域处的接收信号。随后，反射波信号频率分析电路5可以对所抽取出的两个所述关注区域给出的接收信号进行频率分析，温度上升检测电路6可以依据由反射波信号频率分析电路5进行频率分析所获得的两个频率谱间的比，计算出超声波衰减系数，进而可以依据该超声波衰减系数，求解出加温部处的温度上升程度。

【专利文献1】日本专利第2735280号说明书（第6页、附图11）

在实施ハイパーサーミア（温热治疗）的加温部处，检测到的温度通常位于37℃~43℃的范围内，为了能够灼伤肿瘤，由超声波照射装置实施加温

作业的区域处的温度会超过 80℃。由在先技术可知, 超声波的传播速度与传播介质的温度相关, 所以对于如上所述的、生物体组织的温度在比较大范围变化的场合, 在生物体组织中的超声波传播速度也将产生大幅度变化, 从而会使由强力超声波形成的集束点位置产生变化。

- 5 即, 通过超声波照射装置形成的集束超声波的集束点位置, 会随着生物体组织的温度变化而沿超声波信号发送接收方向产生变化。因此, 对于采用专利文献 1 给出的方法对这种加温部实施温度检测的场合, 难以由随着如上所述温度变化产生变动的加温部处给出的超声波接收信号中, 按照与门电路的位置相一致的方式实施抽取, 所以存在有难以获得所需要的温度检测精度的问题。

10

发明内容

本发明就是用来解决上述在先技术中对加温部实施温度检测时存在的问题的发明, 本发明的目的就是提供一种能够正确且容易地对加温部处的温度实施检测的超声波照射装置和超声波照射方法。

- 15 为了能够解决上述问题, 方案 1 所述的本发明提供的超声波照射装置, 其特征在于可以具有对被检测体进行超声波发送接收用的第一超声波发送接收单元; 为了照射对所述被检测体上的一个或多个区域进行加温的超声波, 向所述第一超声波发送接收单元供给第一驱动信号用的第一单元; 为了照射对所述被检测体上的加温区域进行温度测定的超声波, 向所述第一超声波发送接收
20 单元供给第二驱动信号用的第二单元; 以及依据由所述第一超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域的超声波信号, 获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单元。

- 而且, 如方案 2 所述的本发明提供的超声波照射装置, 其特征在于可以具有对被检测体进行超声波发送接收用的第一超声波发送接收单元; 为了照射
25 对所述被检测体上的一个或多个区域进行加温的超声波, 向所述第一超声波发送接收单元供给第一驱动信号用的第一单元; 为了照射对所述被检测体上的加温区域进行温度测定的超声波, 向所述第一超声波发送接收单元供给第二驱动信号用的第二单元; 依据由所述第一超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域的超声波信号, 获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单
30 元; 以及依据由该温度信息获取单元获得的温度信息, 对基于所述第一单元供

给出的第一驱动信号的加温能力实施控制用的加温能力控制单元。

进而，如方案3所述的本发明提供的超声波照射装置，其特征在于可以具有对被检测体进行超声波发送接收用的第一超声波发送接收单元；为了照射对所述被检测体上的一个或多个区域进行加温的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第一驱动信号用的第一单元；为了照射对所述被检测体上的加温区域进行温度测定的超声波，向所述第一超声波发送接收单元供给第二驱动信号用的第二单元；依据由所述第一超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域的超声波信号，获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单元；对所述被检测体进行超声波发送接收用的第二超声波发送接收单元；通过该第二超声波发送接收单元进行超声波发送接收，生成包含所述加温区域在内的被检测体剖面的超声波图象数据的图象数据生成单元；以及用于显示所述超声波图象数据的显示单元。

如方案16所述的本发明的超声波照射方法，可以是一种具有进行超声波发送接收用的超声波发送接收单元、为了对所述被检测体上的一个或多个区域进行加温或温度测定而分别向所述超声波发送接收单元供给第一和第二驱动信号用的第一和第二单元、依据由所述加温区域反射出的超声波信号获取所述加温区域处的温度信息用的温度信息获取单元、依据由该温度信息获取单元获得的温度信息控制所述第一单元供给出的第一驱动信号的加温能力的加温能力控制单元的超声波照射装置进行的超声波照射方法，其特征在于可以包括通过所述第一单元对所述超声波发送接收单元实施驱动，对被检测体上的一个或多个区域实施超声波照射从而进行加温用的步骤；通过所述第二单元对所述超声波发送接收单元实施驱动，对被检测体上的加温区域实施超声波照射用的步骤；依据由所述超声波发送接收单元接收到的来自所述加温区域反射出的超声波信号，对所述加温区域中的超声波照射的物理量进行检测用的步骤；依据检测出的所述超声波照射的物理量的值，对所述加温区域处的温度实施推定用的步骤；以及依据推定出的所述温度，对由所述第一单元供给的超声波加温能力实施控制用的步骤；而且在推定出的所述加温区域处的温度达到预定温度之前，重复实施上述各步骤。

因此，如果采用本发明，即使对于加温部的位置会随着由于加热导致的生物体组织的温度上升产生变化的场合，通常也可以依据加温部给出的超声波

信号进行温度检测,从而提供出一种能够容易地对加温部实施正确温度检测的超声波照射装置和超声波照射方法。

附图说明

5 图 1 为表示作为本发明实施形式的超声波照射装置的概要构成用的示意性方框图。

图 2 为表示该实施形式中的超声波发送接收部的构成形式用的示意图。

图 3 为表示该实施形式中的加温/温度检测用超声波发送接收部用的示意性方框图。

10 图 4 为表示该实施形式中的超声波图象部用的示意性方框图。

图 5 为表示该实施形式的动作顺序用的流程图。

图 6 为说明该实施形式中的肿瘤的超声波图象用的示意性说明图。

图 7 为表示设定在该实施形式中的加温部处的加温集束点和温度检测集束点用的示意图。

15 图 8 为表示该实施形式中的加温和温度检测用的时间曲线图。

图 9 为表示该实施形式中的超声波衰减系数计算方法用的示意图。

图 10 为表示该实施形式中显示在监视器上的示意性温度特性曲线图。

图 11 为表示具有温度检测功能的、属于在先技术的温热治疗装置的构成形式用的示意性方框图。

20 附图中的参考标号的含义为:

11.....加温/温度检测部

12.....超声波图象部

13.....显示部

14.....操作部

25 15.....系统控制部

16.....加温/温度检测用超声波发送接收部

17.....成象用超声波发送接收部

18.....CPU

19.....储存电路

30 21.....给液器

- 22.....超声波发送接收部
- 23.....耦合液体
- 24.....耦合膜
- 26.....孔部
- 5 27.....超声波探头
- 51.....被检测体
- 52.....加温部
- 53.....生物体表面部
- 55.....肿瘤
- 10 100.....超声波照射装置

具体实施方式

(装置的构成形式)

下面参考图 1 至图 4, 对作为本发明的实施形式的超声波照射装置的构成形式进行说明。图 1 为表示作为该实施形式的超声波照射装置的概要构成用的示意性方框图, 图 3 和图 4 为表示设置在该超声波照射装置处的加温/温度检测用超声波发送接收部和超声波图象部用的示意性方框图。

正如图 1 所示, 超声波照射装置 100 可以具有包括对设定在被检测体 51 的肿瘤 55 处的加温部 52 实施强力超声波(下面也称为加温用超声波)照射用的第一单元, 以及相对加温部 52 实施温度检测用超声波的信号发送接收, 并且依据该反射波(接受到的温度检测用超声波信号)对加温部 52 实施温度检测用的第二单元的加温/温度检测部 11, 和对使用加温用超声波实施治疗的部位、即加温部 52 进行超声波图象数据的生成用的超声波图象部 12。而且, 超声波照射装置 100 还具有对由超声波图象部 12 生成出的图象数据实施显示的显示部 13, 对患者信息或称肿瘤信息实施输入和对各种照射条件实施设定用的操作部 14, 以及对上述各单元实施总体控制用的系统控制部 15。

超声波照射装置 100 中的加温/温度检测部 11, 具有: 包括将加温用超声波照射至被检测体 51 上的加温部 52 处用的超声波发送接收部 22 的给液器 21, 以及驱动该给液器 21 中的超声波发送接收部 22 以发射出加温用超声波, 并且相对加温部 52 实施温度检测用超声波的信号发送接收, 以便根据接收的温

度检测用超声波信号对加温部 52 处的温度实施检测（推定）用的加温/温度检测用超声波发送接收部 16。

而且，加温/温度检测部 11 处的给液器 21，例如，可以充满着由诸如除气水构成的耦合液体 23，在其上部处还安装着发射加温用超声波用的超声波发送接收部 22，在该超声波发送接收部 22 的大体中央部处形成开口的孔部 26 处，还可以安装有如后所述的超声波图象部 12 中的超声波探头 27。

在另一方面，在给液器 21 上与被检测体 51 的生物体表面部 53 间的接触部处，还设置有由诸如高分子材料构成的、具有与所述耦合液体 23 大体相等的声音阻抗的耦合膜 24。换句话说就是，由超声波发送接收部 22 照射出的加温用超声波和温度检测用超声波，以及通过超声波探头 27 实施信号发送接收的成象用超声波，是一种可以通过具有与被检测体 51 大体相当的声音特性的耦合膜 24 和耦合液体 23，相对被检测体 51 实施高效率发送接收的超声波。

图 2 (a) 为表示由正面方向（沿图 1 中的 Z 轴方向）观察构成超声波发送接收部 22 的压电振动元件 31 的配置形式用的示意图，图 2 (b) 为表示如图 2 (a) 所示的、沿 A-A 剖面剖开时的超声波发送接收部 22 用的示意性剖面图。换句话说就是，超声波发送接收部 22 可以具有如图 2 (a) 所示的、呈二维形式配置着的 $N \times$ 个压电振动元件 31，而且这些压电振动元件 31 呈凹面形式或平面形式配置。在超声波发送接收部 22 的中央部处，还设置有可以供对加温部 52 的超声波图象数据实施收集用的超声波探头 27 插入的孔部 26。

在另一方面，正如图 2 (b) 所示，在压电振动元件 31-1 至 31-8 的第一表面（上表面）和第二表面（下表面）处，还分别安装有电极 32a 和电极 32b，而且电极 32a 固定在支撑台 33 上。在电极 32b 处设置有使加温用超声波或温度检测用超声波实施高效率照射用的声音匹配层 34，而且在其表面处还覆盖着保护膜 35。分别安装在 $N \times$ 个压电振动元件 31 上的电极 32a，通过由 $N \times$ 通道构成的信号线 36 与加温/温度检测用超声波发送接收部 16 相连接，电极 32b 与共通连接着的超声波照射装置 100 的接地端子相连接。

下面参考图 3，对加温/温度检测部 11 中的加温/温度检测用超声波发送接收部 16 的构成形式进行说明。这种加温/温度检测用超声波发送接收部 16 具有相对构成超声波发送接收部 22 的压电振动元件 31-1 至 31- $N \times$ 供给加温和温度检测用驱动信号的加温/温度检测用超声波发送部 41，对被检测体 51 给出的

温度检测用信号接收超声波通过压电振动元件 31-1 至 31-Nx 实施信号接收用的温度检测用超声波接收部 42, 以及依据该测定用信号接收超声波对被检测体 51 的加温部 52 处的温度实施检测(推定)用的温度检测部 43, 而且为了能够高效率地相对所述压电振动元件 31-1 至 31-Nx 实施信号发送接收, 还在
5 加温/温度检测用超声波发送部 41 和温度检测用超声波接收部 42 与压电振动元件 31-1 至 31-Nx 之间, 设置有进行阻抗匹配用的匹配电路 44。

加温/温度检测用超声波发送部 41 可以具有短阵快速脉冲波发生器 45、脉冲信号发生器 46、切换开关 47、信号发送延迟电路 48、功率放大器 49。短阵快速脉冲波发生器 45 用于产生作为相对被检测体 51 的加温部 52 处照射加温用
10 超声波用的驱动信号的、其频率与压电振动元件 31-1 至 31-Nx 的共振频率相对应的短阵快速脉冲波, 脉冲信号发生器 46 用于产生相对加温部 52 照射出的温度检测用超声波脉冲信号(温度检测用信号发送超声波)的驱动脉冲信号。切换开关 47 用于对实施加温作业时短阵快速脉冲波发生器 45 的输出信号和实施温度检测作业时脉冲信号发生器 46 的输出信号实施选择, 并将选择结果供给
15 至信号发送延迟电路 48。

信号发送延迟电路 48 具有 Nx 通道的独立延迟电路, 可以为了将超声波发送接收部 22 中的压电振动元件 31-1 至 31-Nx 照射出的加温用超声波和温度检测用超声波, 集束至所需要的加温部 52 处的加温集束点或温度检测集束点处, 而相对切换开关 47 的输出施加预定的延迟时间。而且, 这一延迟时间可
20 以按照使压电振动元件 31-1 至 31-Nx 的各个位置, 与加温集束点和温度检测集束点的位置具有相同含义的方式确定。在另一方面, 功率放大器 49 具有能够对投入至加温部 52 处的超声波能量进行调节的功能, 如果举例来说, 可以依据加温部 52 处检测到的温度, 将由信号发送延迟电路 48 供给出的 Nx 通道驱动信号设定在预定振幅处。

25 温度检测用超声波接收部 42 可以具有信号接收延迟电路 50、加法器 51 和 A/D 变换器 52。信号接收延迟电路 50 由 Nx 通道的延迟电路构成, 为了对由压电振动元件 31-1 至 31-Nx 接收到的温度检测用接收信号中的、由加温部 52 处的温度检测集束点反射获得的接收信号成分的相位进行定相并抽取(即对温度检测集束点给出的接收信号实施集束), 向所述 Nx 通道的接收信号施
30 加预定的延迟时间。而且, 信号接收延迟电路 50 中 Nx 通道的输出信号, 可

以在由加法器 51 实施叠加合成之后, 由 A/D 变换器 52 变换成数字信号。

温度检测部 43 可以具有频率分析器 53、储存电路 54、衰减系数运算电路 55 和温度检测电路 56。频率分析器 53 可以对被检测体 51 的一个加温部 52 中设定的两个温度检测集束点给出的接收信号, 分别进行频率分析, 并且可以
5 将所获得的频率谱数据保存在储存电路 54 处。

衰减系数运算电路 55 可以依据所述的频率谱数据, 对加温部 52 中的超声波衰减系数进行检测。如果举例来说, 可以对在加温部 52 中在超声波信号发送接收方向上相邻设定的两个温度检测集束点获得的两个温度检测用接收
10 超声波的频率谱数据, 求解出其比率, 进而由该频率谱比率的梯度计算出超声波衰减系数。在另一方面, 温度检测电路 56 设置有图中未示出的储存电路, 从而可以将表示超声波衰减系数与温度间关系 (超声波衰减系数的温度依赖性能) 用的一览表, 作为不同内脏器官的查询表保存在该储存电路中。而且, 当衰减系数运算电路 55 供给出加温部 52 的超声波衰减系数检测值时, 可以求解出与该超声波衰减系数值相对应的温度。

15 下面参考图 4, 对如图 1 所示的超声波图象部 12 的构成形式进行说明。如图 4 所示的超声波图象部 12, 具有对加温部 52 的超声波图象数据实施收集用的、相对被检测体 51 实施成象用超声波的信号发送接收的超声波探头 27, 以及按照使成象用超声波的信号发送沿被检测体 51 的预定方向传递的方式, 相对超声波探头 27 供给驱动信号用的、对由所述预定方向传送来的成象用信号
20 接收超声波实施信号接收, 并依据该接收信号实施超声波图象数据生成的成象用超声波发送接收部 17。

超声波图象部 12 处的超声波探头 27, 当相对肿瘤 55 实施正确的加温用超声波照射时, 可以通过超声波图象对这种照射产生的加温效果实施监测。超声波探头 27 可以采用与常规超声波诊断使用的同类超声波探头, 为了不对加
25 温/温度检测部 11 处的超声波发送接收部 22 产生的加温用超声波的照射和温度检测用超声波信号的发送接收产生妨碍, 可以采用能够通过比较小的超声波发送接收面实现大范围图象化的扇形扫描用超声波探头。在本实施形式中, 是采用能够对电子超声波束的信号发送接收方向实施控制以获得扇形图象区域的扇形电子扫描用超声波探头作为超声波探头 27 的。

30 在配置在给液器 21 处的耦合液体 23 中的超声波探头 27 的前端部处, 配

置有诸如呈二维形式的 N_y 个微小压电振动元件, 这种图中未示出的 N_y 个微小压电振动元件具有在进行信号发送时, 可以将电子脉冲变换为成象用信号发送超声波, 并传送至被检测体 51 处, 在进行信号接收时, 又可以将被检测体 51 给出的成象用信号接收超声波变换为电子信号 (接收信号) 的功能。而且, 5 这种超声波探头 27 的前端部构成形式, 与如图 2 (b) 所示的超声波发送接收部 22 大体相同, 所以在这儿省略了详细说明。

在另一方面, 超声波图象部 12 中的成象用超声波发送接收部 17, 具有可以生成出由超声波探头 27 相对被检测体 51 照射出成象用信号发送超声波用的驱动信号的成象用超声波发送部 61, 对由被检测体 51 给出的成象用信号接收 10 超声波通过超声波探头 27 实施接收用的成象用超声波信号接收部 62, 依据该接收信号生成超声波图象数据用的图象数据生成部 63, 以及保存该图象数据用的图象数据储存部 64。

成象用超声波发送部 61 具有比率脉冲信号发生器 66、信号发送延迟电路 67 和脉冲发生器 68。比率脉冲信号发生器 66 可以将确定照射至被检测体 51 15 处的成象用信号发送超声波的重复周期用的比率脉冲信号供给至信号发送延迟电路 67 处。信号发送延迟电路 67 可以由 N_y 通道的独立延迟电路构成, 为了能够形成比较窄的成象用信号发送超声波束宽度, 可以将把成象用信号发送超声波集束至预定深度用的延迟时间, 和朝向预定方向偏置用的延迟时间施加在比率脉冲上, 并供给至脉冲发生器 68 处。脉冲发生器 68 具有为 N_y 通道的独 20 立驱动电路, 所以为了能够将成象用信号发送超声波发送至被检测体 51 处, 可以生成对内装在超声波探头 27 处的微小压电振动元件实施驱动用的驱动脉冲信号。

成象用超声波信号接收部 62 具有前置放大器 69、信号接收延迟电路 70 和加法器 71。前置放大器 69 可以对由所述微小压电振动元件给出的电子信号 25 变换出的微小信号实施放大, 以确保良好的 S/N 性能。信号接收延迟电路 70 在将为了获得细小信号接收超声波束幅度、由预定深度获得的成象用信号接收超声波实施集束用的集束延迟时间, 和控制成象用信号接收超声波的方向以对被检测体 51 实施扫描用的延迟时间, 施加在前置放大器 69 的输出信号上之后, 将其传送至加法器 71 处, 进而由加法器 71 对 N_y 通道的接收信号实施叠加合 30 成。

图象数据生成部 63 具有对数变换器 72、包络线检波器 73 和 A/D 变换器 74。对数变换器 72 可以对由图象数据生成部 63 的输入信号的振幅实施对数变换（对数压缩），以相对强调比较弱的信号。通常由被检测体 51 处获得的接收信号具有动态范围比较大的振幅，为了能够在动态范围比较窄的常规电视监视器上实施显示，需要采用对比较弱的信号实施强调的振幅压缩技术。包络线检波器 73 可以对实施对数变换后的接收信号实施包络线检波，以便能够仅检测出振幅。A/D 变换器 74 可以对该包络线检波器 73 的输出信号实施 A/D 变换，生成超声波图象数据。在另一方面，图象数据储存部 64 是一种可以对图象数据生成部 63 生成出的超声波图象数据实施暂时保存用的储存电路，并且可以对通过改变超声波发送接收方向的方式获得的数据实施依次储存，生成出二维的超声波图象数据。

下面再次参考图 1，超声波照射装置 100 中的显示部 13 还可以具有图中未示出的显示电路和由 CRT 或液晶构成的监视器，从而可以对由超声波探头 27 和成象用超声波发送接收部 17 生成出的超声波图象数据进行显示。在显示在这种监视器上的超声波图象中，可以显示出通过加温/温度检测部 11 处的超声波发送接收部 22 形成的加温部 52 的位置，由操作者通过操作部 14 的鼠标等等输入的肿瘤 55 的位置和轮廓线，以及通过诸如椭圆近似等等变换方式由其轮廓线变换出的图形等等，而且还可以显示出与加温用超声波的照射相关的加温部 52 的温度变化特性曲线，以及重叠在所述超声波图象数据上的加温部 52 的二维温度分布数据。

而且，显示部 13 中的所述显示电路，可以设置有对作为一幅的超声波图象数据、或作为该超声波图象数据的附带信息的数字和各种文字等等的数据实施暂时保存用的显示用图象数据储存电路，以及对该数据实施 D/A 变换和 TV 格式变换用的变换电路。在另一方面，操作部 14 还可以具有位于操作面板上的液晶面板、键盘、轨迹球、鼠标、各种选择按钮等等，从而使得操作者可以对患者信息实施输入，对作为治疗对象的内脏器官实施选择，对给液器 21 实施选择，对各种照射条件实施设定，并且可以对肿瘤 55 的位置和尺寸等等的肿瘤信息和各种指令信号实施输入。

系统控制部 15 具有 CPU（中央运算处理装置）18 和储存电路 19，从而可以依据操作部 14 给出的指令信号实施对各单元的控制和对整个系统的控

制。系统控制部 15 中的储存电路 19, 可以对通过操作部 14 传送来的操作者输入指令和输入信息实施保存, 并且可以对设定在如图 4 所示的成象用超声波发送接收部 17 中的信号发送延迟电路 67 和信号接收延迟电路 70 处的延迟时间, 以及施加在如图 3 所示的加温/温度检测用超声波发送接收部 16 中的信号发送延迟电路 48 和信号接收延迟电路 50 处的延迟时间, 按照与以超声波束的集束点或信号发送接收方向作为参数的各压电振动元件相对应的方式实施保存。

在另一方面, 系统控制部 15 中的 CPU18, 可以由操作部 14 处读取出所输入的肿瘤 55 的位置和大小等等信息, 对其外形实施诸如椭圆近似等处理并显示在显示部 13 的监视器上, 并且可以依据这些肿瘤信息对最适合的加温轨迹实施设定。而且, 可以利用加温/温度检测用超声波发送接收部 16 中的温度检测部 43 给出的加温部 52 的温度信息, 设定出供给超声波发送接收部 22 的压电振动元件 31-1 至 31-Nx 处的加温用驱动信号的最佳能量值, 并且可以依据该最佳能量值, 对加温/温度检测用超声波发送部 41 中的功率放大器 49 的放大幅度或短阵快速脉冲波发生器 45 给出的短阵快速脉冲波的波长实施控制。

(加温和温度测定的动作方式)

下面参考图 1 至图 10, 对本实施形式中的超声波图象数据生成和加温部 52 处的加温用超声波照射和温度检测的动作方式进行说明。其中, 图 5 为表示上述动作方式用的示意性流程图。

操作者首先通过操作部 14 输入作为治疗对象的内脏器官名称(比如说为肝脏), 随后选择对该治疗最适当的给液器 21, 对诸如该给液器 21 的 ID、加温用超声波的振幅(A1)和短阵快速脉冲产生时间($\Delta T1$)等等加温条件实施初始设定, 并且将这些信息通过系统控制部 15 中的 CPU18 保存在储存电路 19 处(请参见图 5 中的步骤 S1)。随后, 操作者对超声波图象部 12 的动作状态实施切换, 对此时获得的被检测体 51 的超声波图象实施观察, 进而将肿瘤 55 设定在超声波探头 27 的大体正下方处, 即按照将超声波图象的中心部定位在超声波探头 27 和给液器 21 的位置处的方式进行设定(请参见图 5 中的步骤 S2)。

下面参考图 4, 对这种超声波图象部 12 产生的超声波图象数据的生成方

式进行说明。当成象用超声波朝向被检测体 51 实施信号发送时，成象用超声波发送部 61 中的比率脉冲信号发生器 66 可以依据系统控制部 15 给出的控制信号，将确定发送至被检测体 51 处的成象用信号发送超声波的重复周期用的比率脉冲信号，供给至信号发送延迟电路 67。信号发送延迟电路 67 将把成象用信号发送超声波集束至预定深度处用的延迟时间，和沿最初扫描方向 ($\theta 1$) 传送超声波用的 N_y 种延迟时间，施加在比率脉冲信号上，进而将该比率脉冲信号供给至为 N_y 通道的脉冲发生器 68。脉冲发生器 68 对内装在超声波探头 27 处的 N_y 个微小压电振动元件实施驱动，进而朝向被检测体 51 发射出成象用信号发送超声波。

10 发送至被检测体 51 处的成象用信号发送超声波中的一部分，由声音阻抗不同的被检测体 51 的内脏器官间的边界面或称组织实施反射，所以可以利用超声波信号发射时使用的微小压电振动元件，对该成象用信号接收超声波实施接收，并且将接收到的信号变换为电子信号。前置放大器 69 对该接收信号实施振幅放大，并传送至信号接收延迟电路 70 处。信号接收延迟电路 70 在将由预定深度处给出的成象用信号接收超声波实施集束和接收用的延迟时间，以及对沿 $\theta 1$ 方向具有比较强的接收信号指向性能的成象用信号接收超声波实施接收用的延迟时间施加在所述接收信号上之后，再将其供给至加法器 71。加法器 71 对通过前置放大器 69、信号接收延迟电路 70 输入的多个接收信号实施叠合成，汇成一个接收信号后供给至图象数据生成部 63。图象数据生成部 63 在对加法器 71 的输出信号实施对数变换、包络线检波、A/D 变换之后，将其保
15 存在图象数据储存部 64 处。

随后，将超声波的信号接收方向依次更新 $\Delta\theta$ ，按照与上述类似的方式实施超声波的信号发送接收，直至到达最后的扫描方向 θM 。换句话说就是，系统控制部 15 可以按照与上述超声波信号发送接收方向相对应的方式，对信号
25 发送延迟电路 67 和信号接收延迟电路 70 的延迟时间实施设定，进而依次切换超声波的信号发送接收方向，并进行图象数据的收集。在另一方面，系统控制部 15 还可以将所获得的图象数据，依次保存在图象数据储存部 64 处，在预定范围的扫描结束时将一幅图象数据显示在显示部 13 的监视器上。

操作者可以对显示在显示部 13 处的被检测体 51 的超声波图象实施观察，
30 按照使作为加温用超声波照射对象的肿瘤 55 大体位于超声波探头 27 正下方位

置处的方式，对给液器 21 的位置实施调节。图 6 表示的就是此时显示在显示部 13 的监视器上的肿瘤 55 的超声波图象的一幅模式图。对于这种场合，呈二维形式配置在超声波探头 27 的前端部处的微小压电振动元件给出的最初的超声波图象数据（第一超声波图象数据），为由诸如图 6 (a) 所示的 X-Z 平面获得的数据。

5 操作者可以使用操作部 14 处的鼠标，对表示在该第一超声波图象上的肿瘤图象实施轮廓标注。系统控制部 15 中的 CPU18 可以依据所输入的肿瘤轮廓信息，进行诸如椭圆近似的处理，进而计算出所获得的椭圆的中心位置 g、沿 X 方向的最大直径 W_x 和沿 Z 方向的最大直径 W_z ，并保存在系统控制部 15 的
10 储存电路 19 处。

随后，操作者可以通过操作部 14，输入超声波图象剖面的变更指令，进而使系统控制部 15 相对成象用超声波发送接收部 17 中的信号发送延迟电路 67 和信号接收延迟电路 70，进行新的延迟时间的设定，按照与上述第一超声波图象数据相同的动作方式，对在所述第一超声波图象数据的椭圆中心处与其正交的 Y-Z 平面上的第二超声波图象数据（请参见图 6 (b)）进行收集。

15 操作者可以按照与第一超声波图象处理相类似的方式，相对显示在显示部 13 的监视器上的第二超声波图象，实施肿瘤图象轮廓的输入，系统控制部 15 中的 CPU18 在依据该轮廓信息进行诸如椭圆近似的处理之后，由该椭圆信息计算出该椭圆的中心位置 g、沿 Y 方向的最大直径 W_y 和沿 Z 方向的最大
20 直径 W_z 等等数据，并保存在系统控制部 15 的储存电路 19 处。系统控制部 15 还可以依据通过上述计算获得的肿瘤图象的中心位置 g、以及表示其大小的信息 W_x 、 W_y 、 W_z ，对朝向该肿瘤 55 实施加温时的加温部 52 的三维配置形式和加温顺序等等的加温实施方式进行设定（请参见图 5 中的步骤 S3）。

在通过上述方式，对通过加温/温度检测部 11 中的超声波发送接收部 22
25 对肿瘤 55 实施的加温实施方式进行设定之后，操作者可以通过操作部 14 输入相对肿瘤 55 的加温开始指令。系统控制部 15 在读取到该输入指令时，由依据通过加温实施方式设定的最初加温部 52-1 至最终加温部 52-NP，依次实施加温和温度测定作业，并且通过对加温部 52 产生的超声波图象数据实施收集和显示的方式，进行加温位置的确认和加温效果的监测。

30 下面参考图 7 至图 9，对相对被检测体 51 的加温部 52 实施加温用超声波

照射时,对该加温部 52 进行温度检测的动作方式进行说明。

图 7 为表示通过加温实施方式设定的、位于加温部 52-2 处的加温用超声波的集束点 Q1 和温度检测用超声波的集束点 P1 和 P2 用的示意图。对于对如图 7 所示的加温部 52-2 实施加温的场合,加温集束点 Q1 大体设定在该区域的中心位置处,而且在通过该加温集束点 Q1 的超声波传递轴上,将温度检测集束点 P1 设定在位于比加温集束点 Q1 浅 $\Delta Z/2$ 的位置处(位于图 7 中的上方处),将温度检测集束点 P2 设定在位于比加温集束点 Q1 深 $\Delta Z/2$ 的位置处(位于图 7 中的下方处)。

首先,使用振幅为 A1 的加温用超声波相对加温集束点 Q1 照射预定时间 ($\Delta T1$),对加温部 52-2 实施加温作业,随后依次相对温度检测集束点 P1 和 P2 对温度检测用超声波实施发送接收,并依据所获得的各接收信号的频率谱,对加温部 52-2 的温度实施计算。在加温部 52-2 的温度到达预定温度(比如说为 85°C)之前,重复进行上述的加温和温度检测作业。

下面参考如图 3 所示的加温/温度检测用超声波发送接收部 16 的示意性方框图和如图 8 所示的本实施形式使用的示意性时间曲线图,对相对加温部 52-2 实施的加温作业和对该加温部 52-2 实施的温度检测作业的动作方式进行更详细地说明。其中,图 8(a)表示的是超声波发送接收部 22 中的压电振动元件 31 的加温用超声波和温度检测用超声波用的驱动信号,图 8(b)表示的是由温度检测用超声波接收部 42 获得的温度检测用超声波的接收信号。图 8(c)表示的是对超声波图象部 12 的成象用超声波给出的超声波图象数据实施收集的时间曲线。

对加温部 52-2 实施加温作业时,系统控制部 15 可以对图 3 中的加温/温度检测用超声波发送接收部 16 中的切换开关 47 实施控制,将短阵快速脉冲波发生器 45 的输出信号,即其频率与压电振动元件 31 的共振频率大体相等、其短阵快速脉冲持续时间为 $\Delta T1$ 的短阵快速脉冲波供给至信号发送延迟电路 48。信号发送延迟电路 48 可以将通过该短阵快速脉冲波实施照射的加温用超声波集束至加温集束点 Q1 处用的 N_x 种延迟时间,施加在该短阵快速脉冲波上,进而对于施加有预定延迟时间的 N_x 通道的短阵快速脉冲波,由功率放大器 49 将其振幅放大至振幅 A1 之后,再通过匹配电路 44 供给至超声波发送接收部 22 处的 N_x 个压电振动元件 31-1 至 31- N_x 处。供给有 N_x 通道的短阵快速脉冲

波的压电振动元件 31-1 至 31-Nx, 可以相对加温部 52-2 处的加温集束点 Q1, 照射出第一加温用短阵快速脉冲波 (请参见图 5 中的步骤 S4)。

当对加温部 52-2 的第一次加温作业结束时, 由系统控制部 15 对切换开关 47 实施切换, 将脉冲信号发生器 46 的脉冲波供给至信号发送延迟电路 48。信号发送延迟电路 48 可以将在该脉冲波驱动下照射出的温度检测用信号发送超声波集束至温度检测集束点 P1 用的延迟时间, 施加在所述脉冲波上。施加有预定延迟时间的、Nx 通道的脉冲波, 可以通过功率放大器 49 和匹配电路 44 供给至超声波发送接收部 22 的 Nx 个压电振动元件 31-1 至 31-Nx 处, 由压电振动元件 31-1 至 31-Nx 相对加温部 52-2 处的温度检测集束点 P1, 照射出温度检测用信号发送超声波。

朝向温度检测集束点 P1 照射出的温度检测用信号发送超声波中的一部分, 由传播媒介中声音阻抗不同的组织反射, 该反射波 (温度检测用信号接收超声波) 可以由信号发送时使用的压电振动元件 31-1 至 31-Nx 实施信号接收, 并将其变换为电子信号。而且, 该接收信号将传送至温度检测用超声波接收部 42 中的信号接收延迟电路 50 处, 由信号接收延迟电路 50 将对温度检测集束点 P1 处给出的超声波实施集束和信号接收用的延迟时间, 施加至该接收信号上之后, 再供给至加法器 51。由 Nx 通道的信号接收延迟电路 50 输出的接收信号, 在由加法器 51 实施叠加合成之后, 再由 A/D 变换器 52 变换为数字信号, 供给至温度检测部 43 处。

而且, 温度检测用超声波是采用与使用加温用超声波的场合相类似的、具有大口径的超声波发送接收部 22 进行信号发送接收的, 所以与采用超声波探头 27 的场合相比, 可以实现更强的集束。因此, 被检测体 51 输出信号中的大部分, 为由如图 8 (b) 所示的温度检测集束点 P1 附近给出的反射波, 即使不采用门电路, 也可以获得只与由温度检测集束点 P1 给出的反射波相近似的波束。

A/D 变换器 52 的输出信号, 可以由温度检测部 43 中的频率分析器 53 进行频率分析, 并且可以作为由温度检测集束点 P1 给出的温度检测用信号接收超声波的频率谱数据, 暂时保存在储存电路 54 处。在按照上述方式对由加温部 52-2 的温度检测集束点 P1 给出的温度检测用信号接收超声波的频率谱检测结束之后, 可以按照相同的动作方式朝向温度检测集束点 P2 照射出温度检测用信号发送超声波, 对由所获得的温度检测用信号接收超声波给出的频率谱实

施检测，并保存在储存电路 54 处。

在另一方面，温度检测部 43 中的衰减系数运算电路 55，可以由储存电路 54 处，读取出温度检测集束点 P1 和温度检测集束点 P2 给出的温度检测用信号接收超声波的频谱数据，由这些频谱数据的比率（或进行对数变换后的频谱数据间的差）的平均梯度，计算出加温部 52-2 的超声波衰减系数，并且可以将该计算结果供给至温度检测电路 56 处。温度检测电路 56 对与系统控制部 15 给出的治疗对象的内脏器官信息（肝脏）相对应的查询表进行选择，对与选择出的查询表中所述超声波衰减系数相对应的内脏器官的温度实施读取，并且将该温度值供给至系统控制部 15 中的 CPU18 处（请参见图 5 中的步骤 S5）。

下面参考图 9，对超声波衰减系数的计算方法进行说明。如果将由超声波发送接收部 22 发射出的、由温度检测集束点 P1 反射后再由超声波发送接收部 22 实施信号接收的温度检测用超声波的波形取为 $B1(t)$ ，将通过温度检测集束点 P1 由温度检测集束点 P2 反射后再由超声波发送接收部 22 实施信号接收的温度检测用超声波的波形取为 $B2(t)$ ，则 $B1(t)$ 和 $B2(t)$ 近似满足下述关系。

$$B2(t) \propto B1(t) \exp(-2\alpha_0 f \Delta Z) \quad \dots\dots (1)$$

其中， α_0 为加温部 52-2 处的超声波衰减系数， ΔZ 为温度检测集束点 P1 至温度检测集束点 P2 间的距离。如果对关系式 (1) 实施傅立叶变换获得的功率频谱进一步进行对数变换，可有：

$$\ln SB2(f) = \ln SB1(f) - 4\alpha_0 f \Delta Z + C \quad \dots\dots (2)$$

其中， $SB1(f)$ 和 $SB2(f)$ 为波形 $B1(t)$ 和波形 $B2(t)$ 的功率频谱， C 为常数。因此，加温部 52-2 的超声波衰减系数 α_0 可以由下式获得：

$$\alpha_0 = (1/4\Delta Z) \partial (\ln SB1(f) - \ln SB2(f)) / \partial f \quad \dots\dots (3)$$

换句话说就是，对于为具有与频率 f 相关的超声波衰减特性的生物体组织的场合，可以通过依据由两个反射点（温度检测集束点 P1 和 P2）给出的接收信号分别计算出功率频谱，随后对与实施对数变换后的所述功率频谱间的差分频谱的频率梯度实施计算的方式，求解出超声波衰减系数 α_0 。图 9 (a) 和图 9 (b) 表示的是实施对数变换后的功率频谱 $\ln SB1(f)$ 和 $\ln SB2(f)$ ，图 9 (c) 表示的是实施对数变换后的功率频谱间的差分频谱 ($\ln SB1(f) - \ln SB2(f)$)。因此，通过将如图 9 (c) 所示的差分频谱的平均梯度值除以 $4\Delta Z$ 的

方式,可以求解出所需要的超声波衰减系数 α_0 。

加温部 52-2 在利用第一加温用超声波实施的加温和温度测定作业结束之后,系统控制部 15 可以向超声波图象部 12 给出对加温部 52-2 处的超声波图象数据实施收集用的控制信号,使超声波图象部 12 中的成象用超声波发送接收部 17 和超声波探头 27,按照使加温部 52-2 包含在扫描面内的方式对成象用超声波的信号发送接收方向实施控制,生成超声波图象数据。而且,所获得的超声波图象数据,还可以暂时保存在显示部 13 处的图中未示出的显示用图象存储器处,并且可以将其作为静止图象显示在监视器上(请参见图 5 中的步骤 S6)。超声波图象数据的收集与显示用的动作方式,与通过步骤 S2 描述的动作方式相同,所以在这儿省略了对它们的详细说明。

在使用第一加温用短阵快速脉冲波实施照射后,并且继续对加温部 52-2 的超声波图象数据实施生成和显示之后,对于加温部 52-2 的温度未达到目标温度(比如说为 85℃)的场合,可以使用第二加温用短阵快速脉冲波对加温部 52-2 实施进一步的加温作业(请参见图 5 中的程序步 S7)。在这时,系统控制部 15 中的 CPU18,可以对由温度检测部 43 中的温度检测电路 56 供给出的、保存在图中未示出的储存电路 19 处的、实施第一次加温后的加温部 52-2 的温度值实施读取。而且,对于供给有其能量与第一加温用短阵快速脉冲波的能量相等的第二加温用短阵快速脉冲波的场合,可能会超过允许温度,所以还可以按照减少第二加温用短阵快速脉冲波的振幅或短阵快速脉冲的持续时间的方式,对其实施设定(请参见图 5 中的步骤 S8)。

随后,可以依次利用新设定的第二加温用短阵快速脉冲波对加温部 52-2 实施加温,利用温度检测用超声波实施温度检测,利用成象用超声波对第二超声波图象数据实施生成和显示。在这时,还可以使用第二超声波图象数据对原实施显示的第一超声波图象数据实施更新。

在加温部 52-2 达到预定温度之前,可以重复进行对加温部 52-2 进行的加温、温度检测、图象数据收集和显示作业,由温度检测电路 56 计算出的温度值可以通过 CPU18 供给至显示部 13,并作为温度特性曲线实施显示。图 10 表示的是显示在显示部 13 的监视器上的温度特性曲线的一个实例,而且表示的是如图 8(a)所示的缓缓降低加温用短阵快速脉冲波的振幅,通过第三加温用短阵快速脉冲波的照射稳定地达到所需要的温度 85℃时的一个实例。

对于依据相对被检测体 51 上的肿瘤 55 进行的加温实施方式,还可以对其它加温部 52 实施加温、温度检测和图象数据生成与显示作业的场所,也可以按照与上述相类似的方式进行(请参见图 5 中的步骤 S9)。而且,在将对各加温部 52 实施温度测定获得的温度最终值,暂时保存在显示部 13 的图中未示出的储存电路中之后,还可以将其作为重叠在超声波图象数据上的二维温度分布数据实施显示(请参见图 5 中的步骤 S10)。操作者可以对所显示出的二维温度分布实施最终确认,并结束对肿瘤 55 的加温治疗作业(请参见图 5 中的步骤 S11)。

而且,本实施形式中所使用的第一加温用短阵快速脉冲波的照射时间为大约 500 毫秒(msec),温度检测用数据收集时间为 500 微秒(μ sec)至 1 毫秒(msec),超声波图象数据的收集时间大约为 50 毫秒(msec)。而且,加温和温度测定用的超声波发送接收部 22 中的压电振动元件 31 的共振频率可以为 1 兆赫兹(MHz)至 2 兆赫兹(MHz),图象数据收集用的超声波探头 27 中的微小压电振动元件的共振频率可以为 3 兆赫兹(MHz)至 5 兆赫兹(MHz)。

如果采用如上所述的本实施形式,可以使用超声波发送接收部 22 同时进行加温部 52 的加温和温度测定,所以可以依据由加温部 52 获得的温度检测用信号接收超声波进行温度测定,从而可以将温度检测位置正确地设定在加温部 52 处。特别是可以采用与加温用超声波相类似的、具有大口径的超声波发送接收部 22,进行温度检测用超声波的信号发送接收作业,所以可以使接收信号中的大部分成分由设定在加温部 52 区域内的温度检测集束点给出的温度检测用信号接收超声波构成。因此,不再需要象在先技术那样,利用门电路对温度检测集束点给出的温度检测用信号接收超声波实施抽取作业,所以即使对于加温部 52 和温度检测集束点的位置会随生物体组织的温度变化产生变化的场合,通常也可以对加温部 52 的温度实施正确检测。

而且如果采用本实施形式,可以通过交替进行加温部 52 的加温和温度测定作业的方式,持续地对加温部 52 的温度实施检测,并且可以根据该检测结果对加温用超声波的能量进行控制,所以可以安全且高效率地将加温部 52 处的加温至所需要的温度。

而且,通过综合利用成象用超声波的方式,还可以利用超声波图象对加温部 52 的加温位置和加温效果实施确认,通过将温度检测值的二维分布重叠

显示在该超声波图象上的方式，还可以更详细地了解肿瘤 55 中的加温效果。

而且，本发明并不仅限于如上所述的实施形式，还可以通过各种变形形式实施。如果举例来说，加温部 52 的温度可以利用超声波衰减系数的温度依赖性能进行求解，然而并不仅限于这种方法，还可以采用诸如专利文献 1 所记载的超声波非线性系数等等的其它超声波物理量的温度依赖性能实施求解。

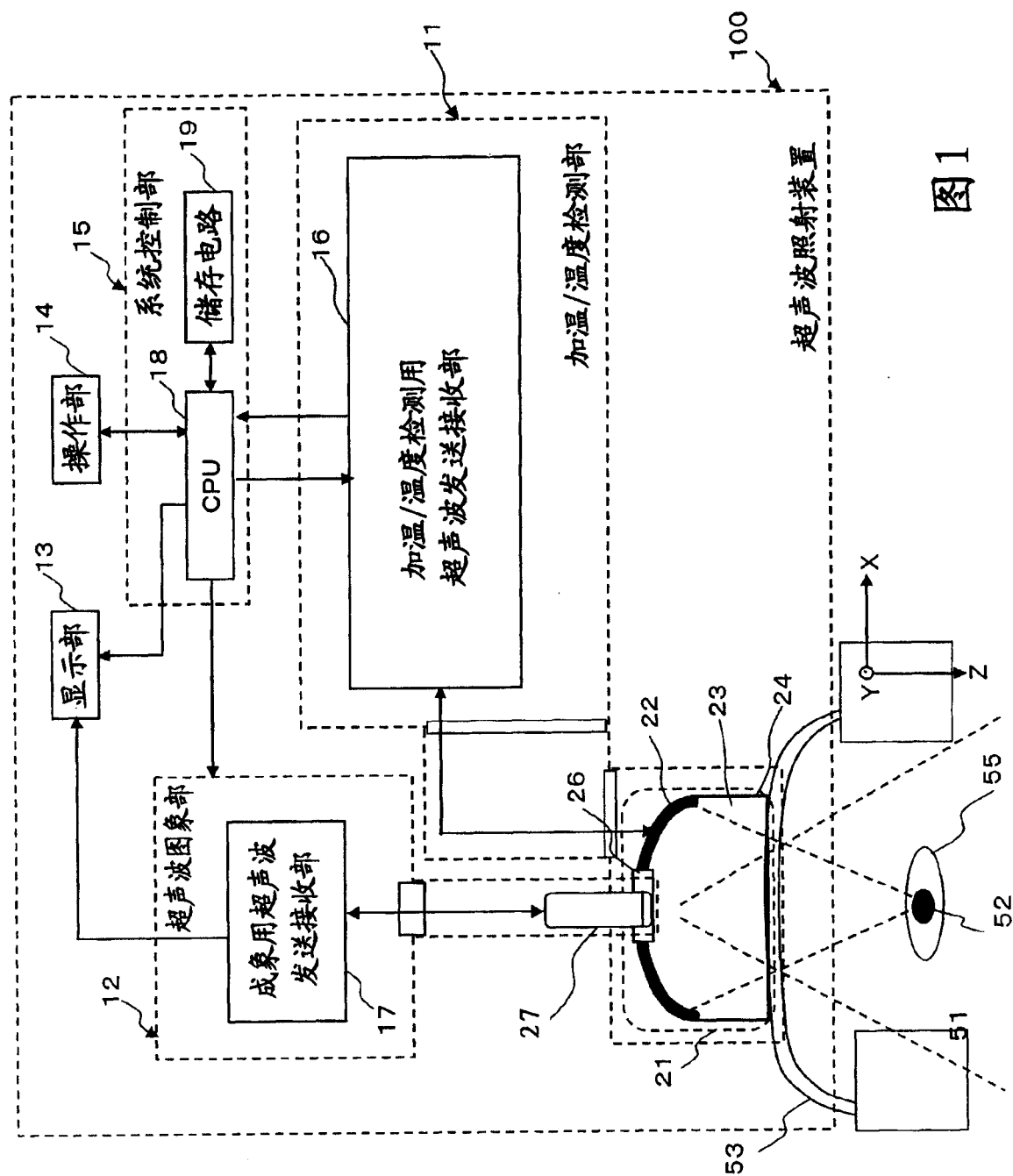
而且，超声波衰减系数是利用由两个温度检测集束点 P1 和 P2 处给出的接收信号的功率频谱比率进行求解的，然而也可以使用在先技术中已知的、利用所述接收信号的功率频谱的中心位置、峰值位置或梯度变化量实施求解。

而且，作为上述实施形式的超声波照射装置 100 中的加温/温度检测部 11 的超声波发送接收部 22，其压电振动元件是呈平面形状或凹面形状二维配置着的，然而对于加温用超声波和温度检测用超声波的信号发送接收方向能够实施电子控制的场合，压电振动元件也可以呈诸如同心圆形状配置，并且可以通过机械方式对这些压电元件实施移动。类似的，超声波图象部 12 中的超声波探头 27 的微小压电振动元件也是呈二维配置着的，然而对于对所需要的任意剖面的超声波图象数据能够通过电子控制方式实施收集的场合，也可以使用微小压电振动元件呈一维形式配置着的超声波探头 27，按照以如图 1 所示的 Z 轴为中心转动或绕动的方式，对加温部 52 的超声波图象数据实施收集。

而且在上述实施形式中，加温用超声波的能量控制是以对驱动信号的振幅进行控制的方法为主进行描述的，然而也可以采用对短阵快速脉冲波的持续时间进行控制的方法。

而且在上述实施形式中，是相对一个加温部 52 交替且重复进行加温和温度测定作业，以达到所需要温度的，然而对于转而进行其它加温部 52 的加温和温度测定作业的场合，也可以在对多个加温部 52 依次进行加温用超声波的照射之后，再进行温度测定作业。

如果采用如上所述的本发明，可以对加温部的温度实施正确地检测。

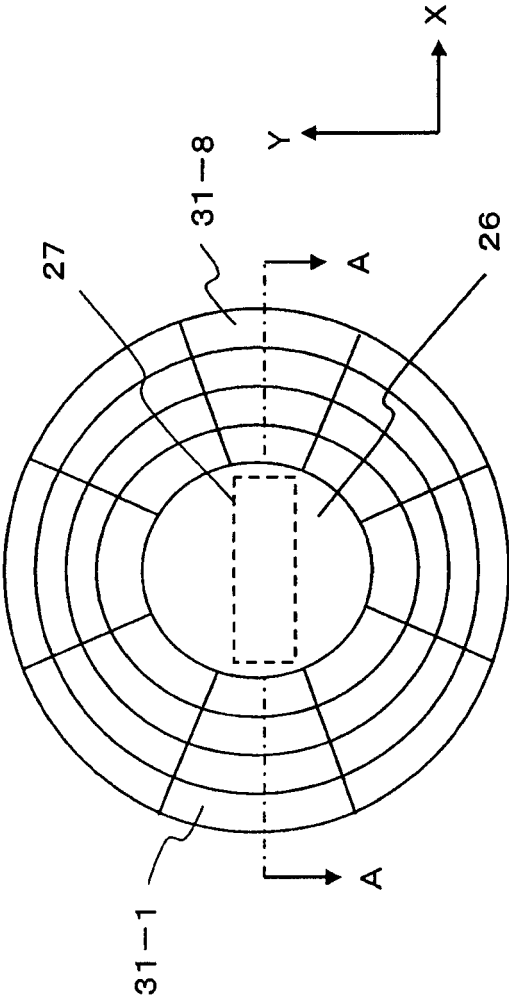


1
圖

图2

22 超声波发送接收部

(a)



(b)

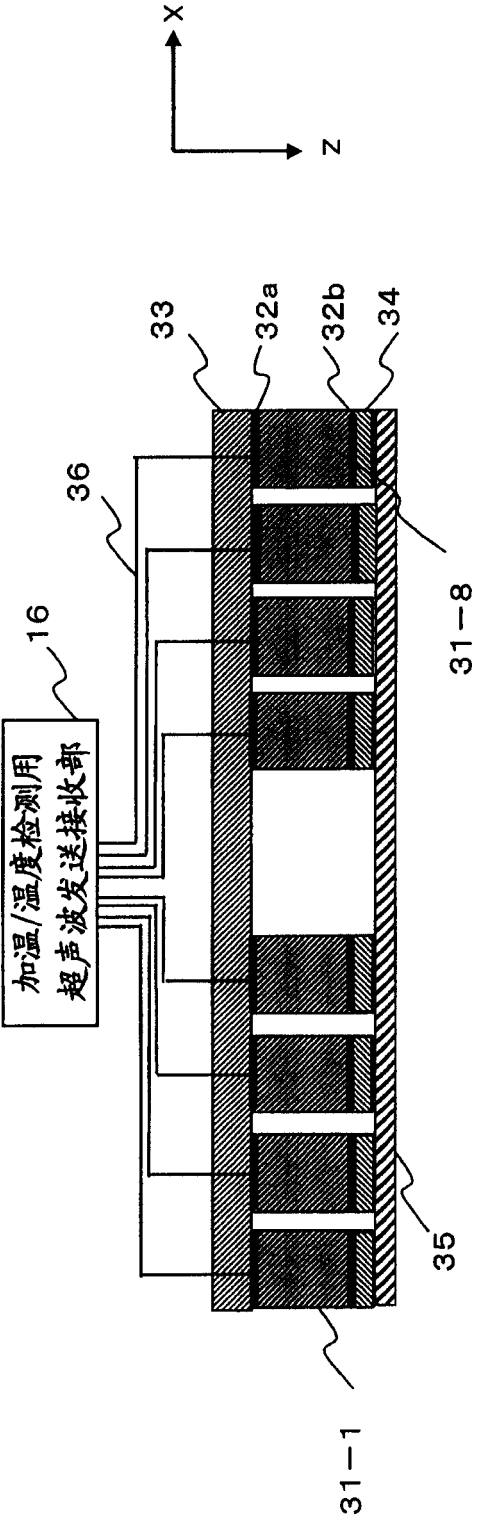


图 3

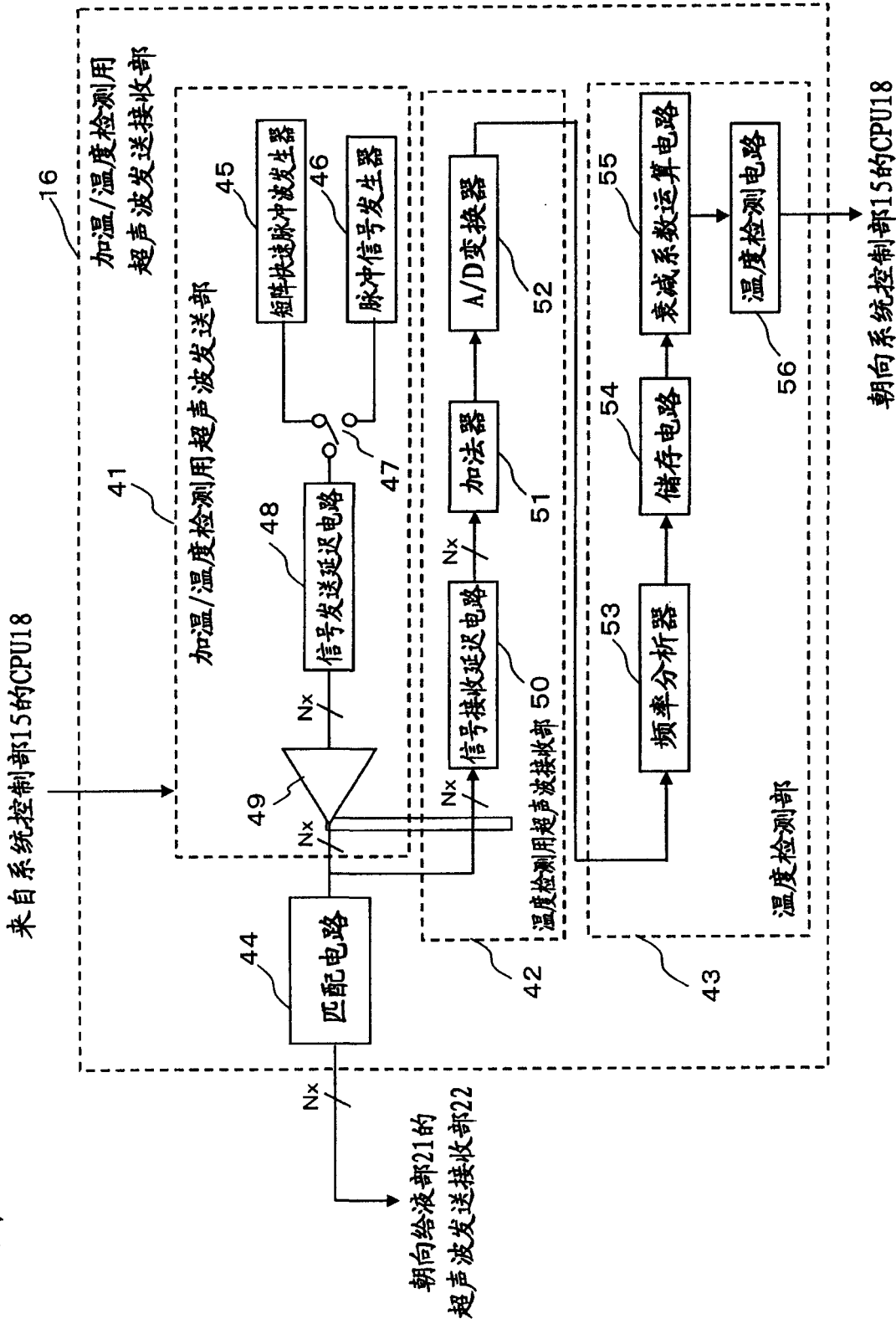


图4

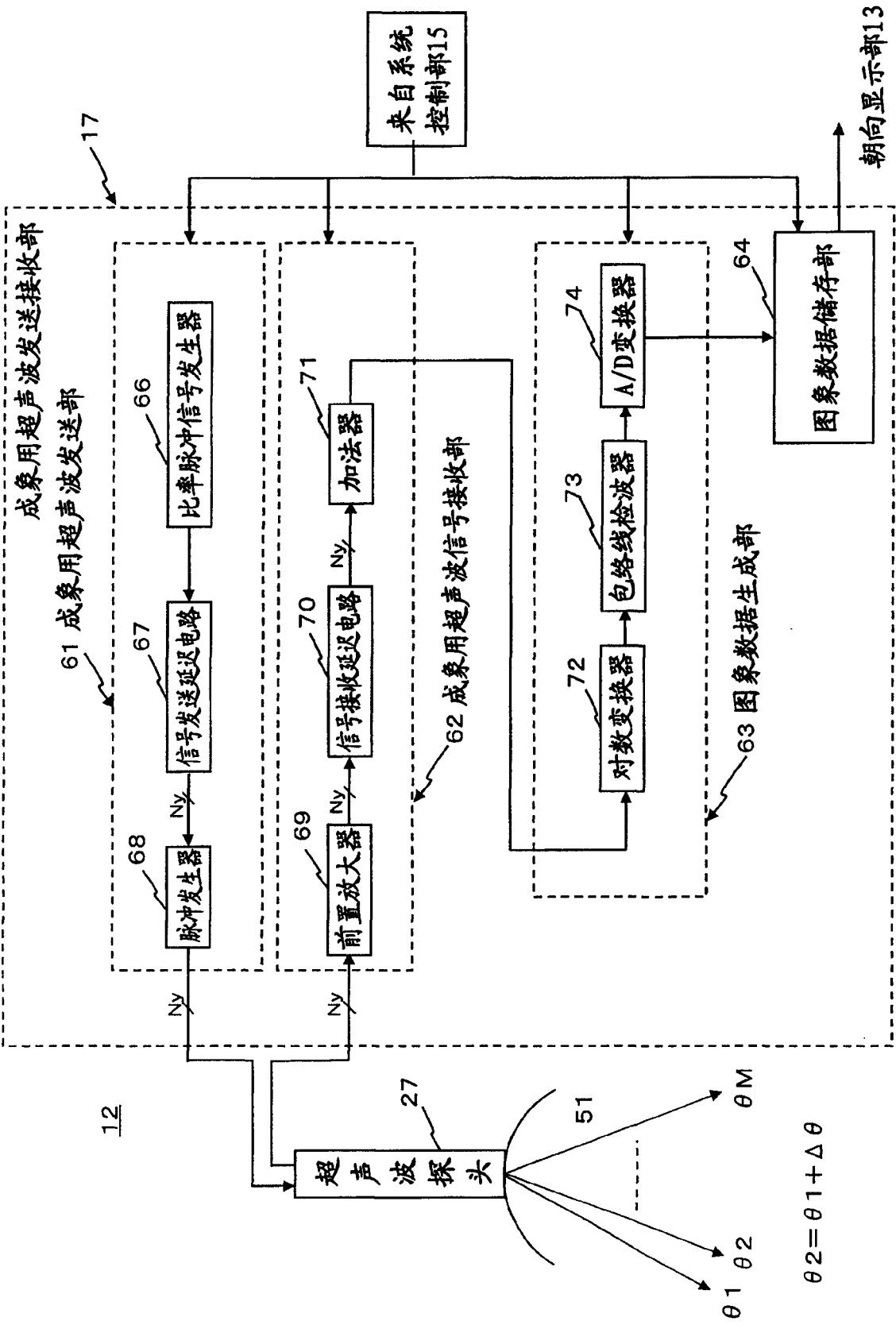
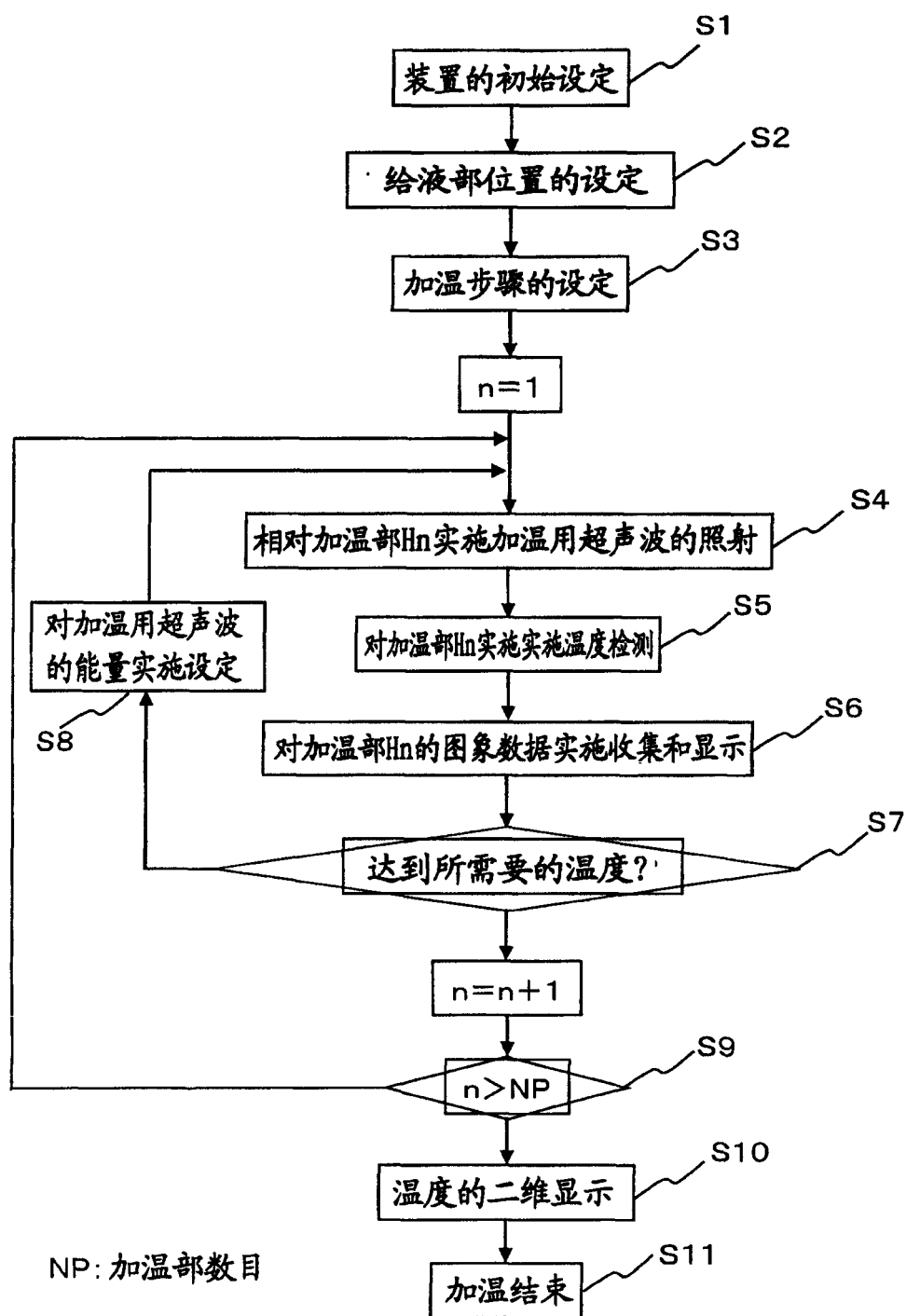


图5



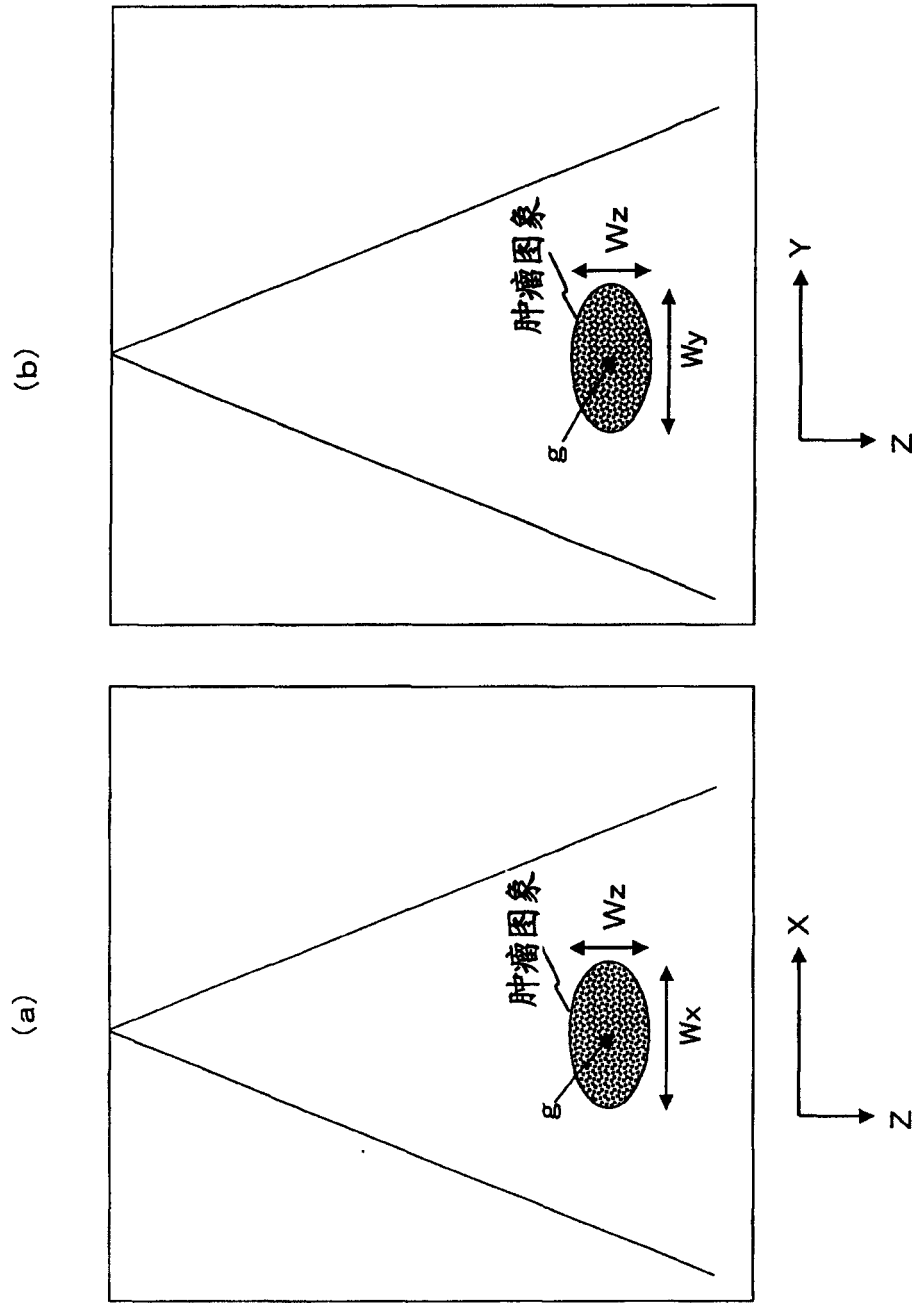


图6

图7

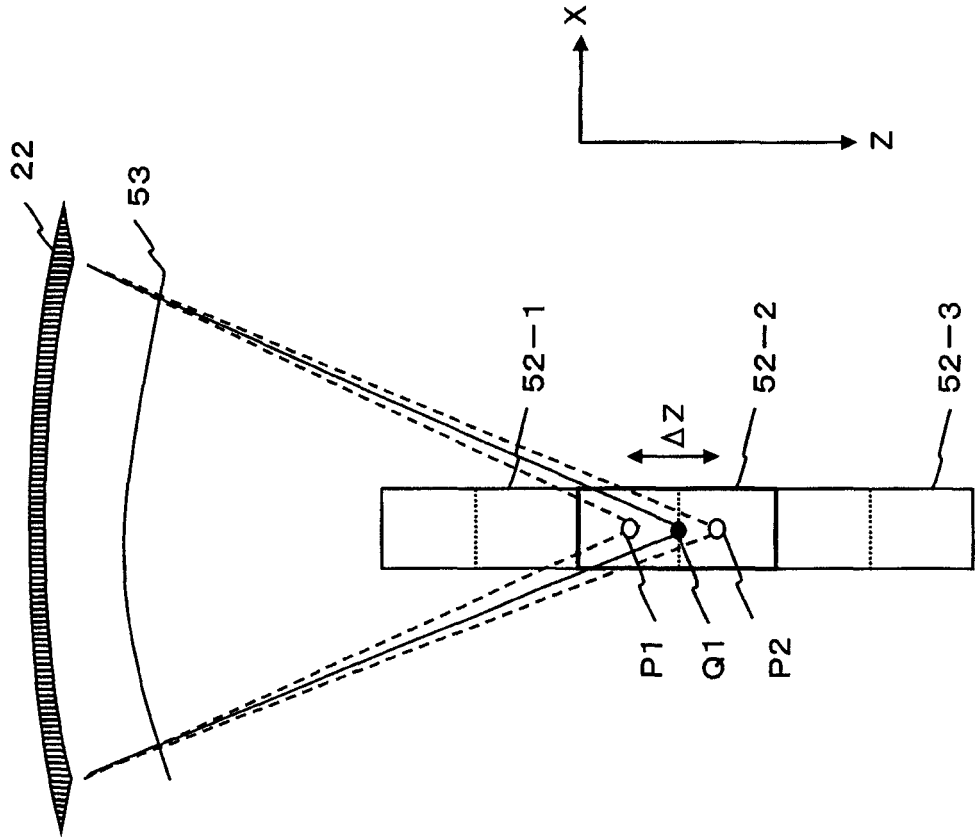


图8

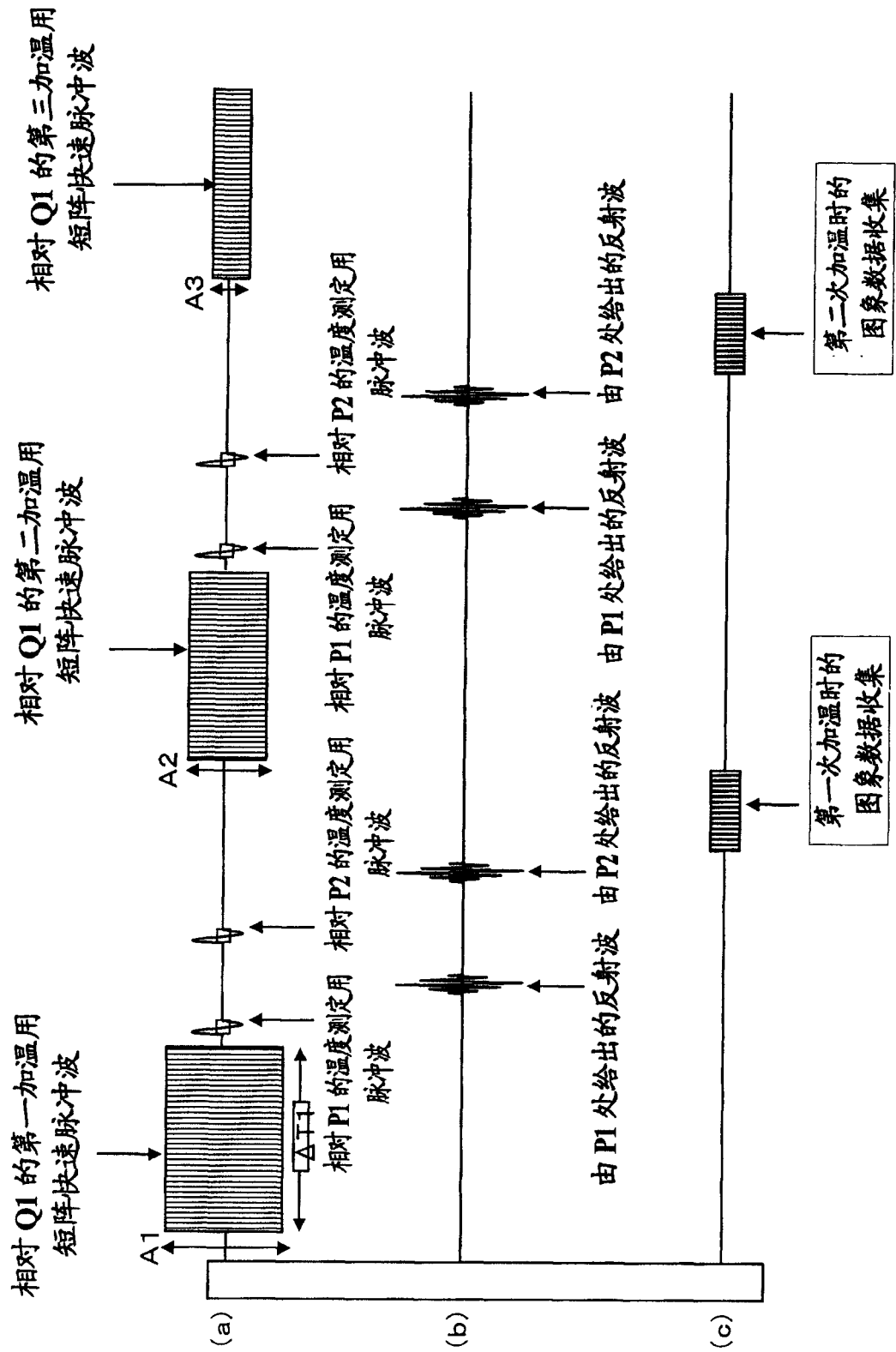


图9

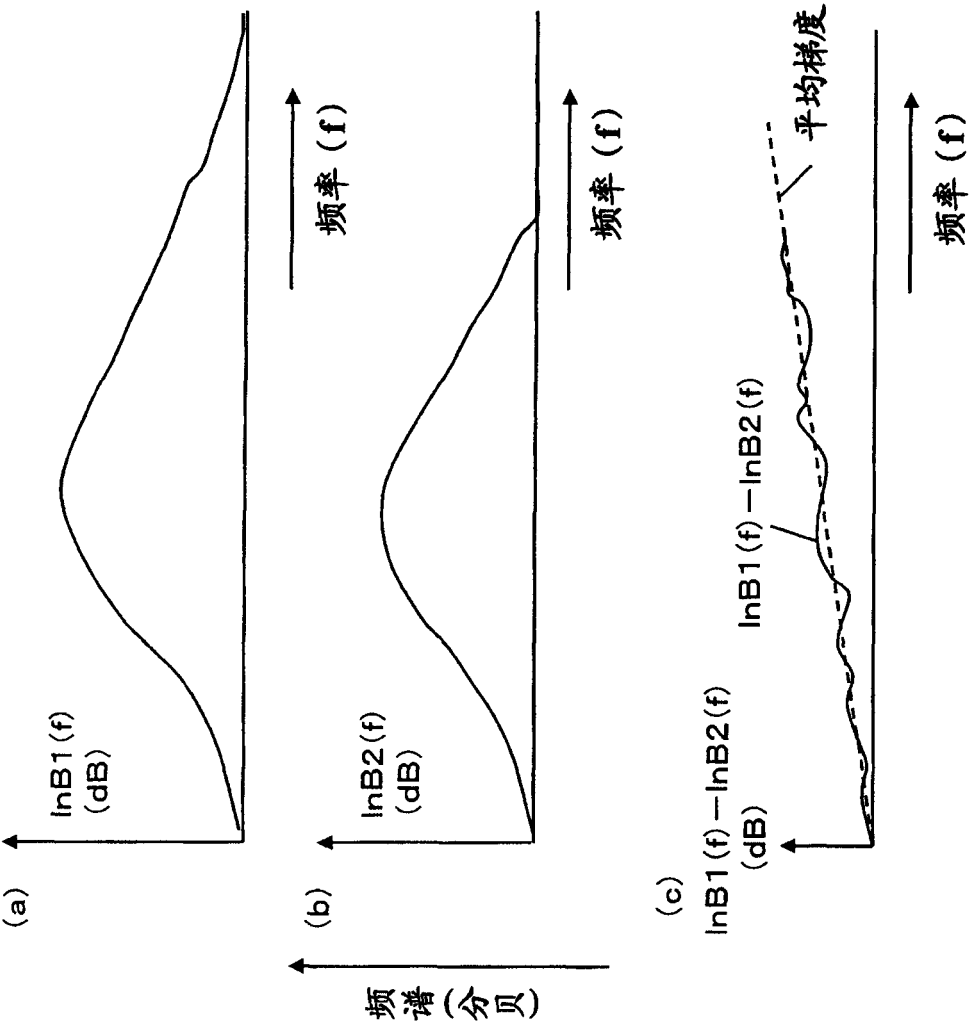


图10

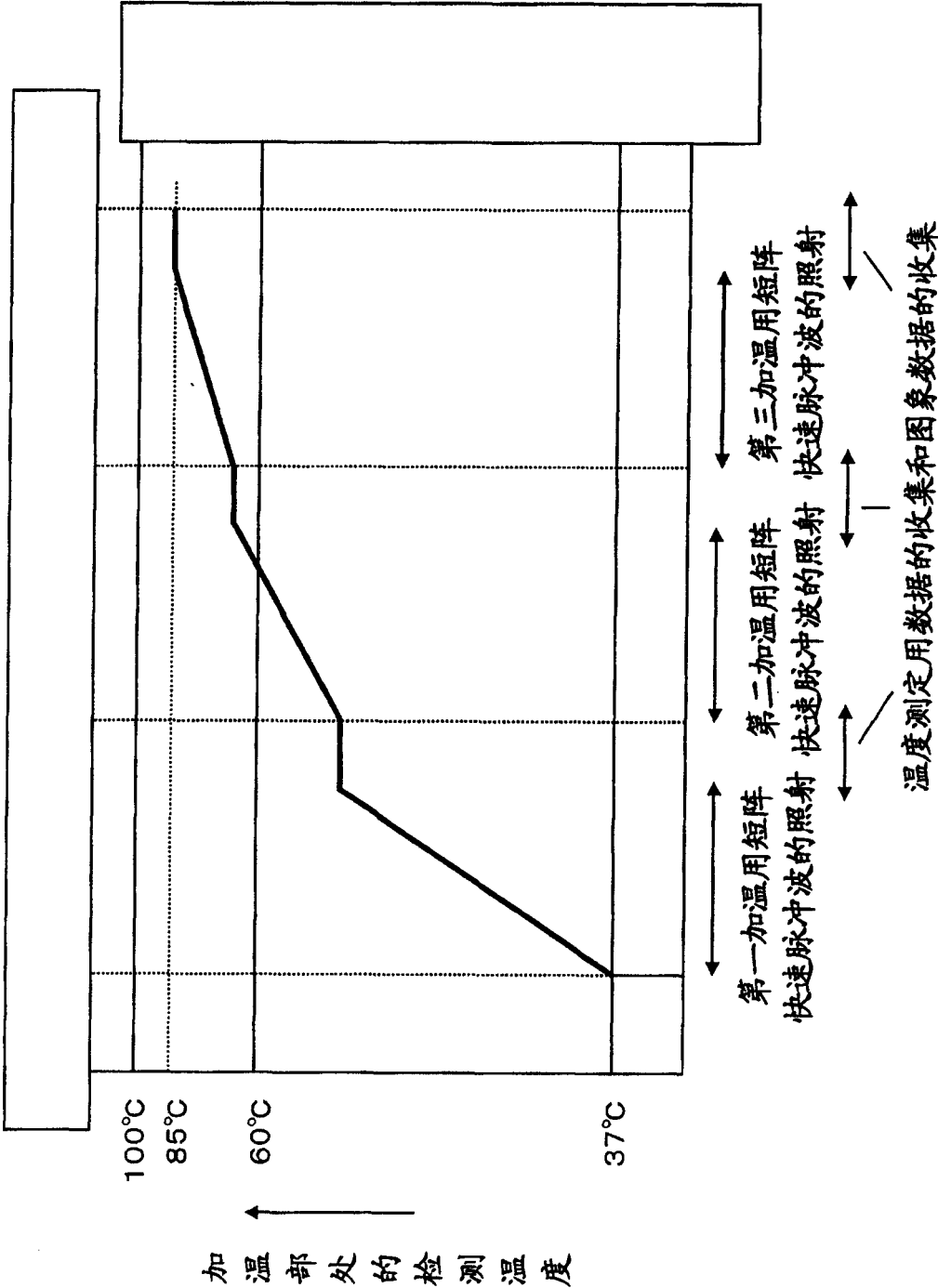
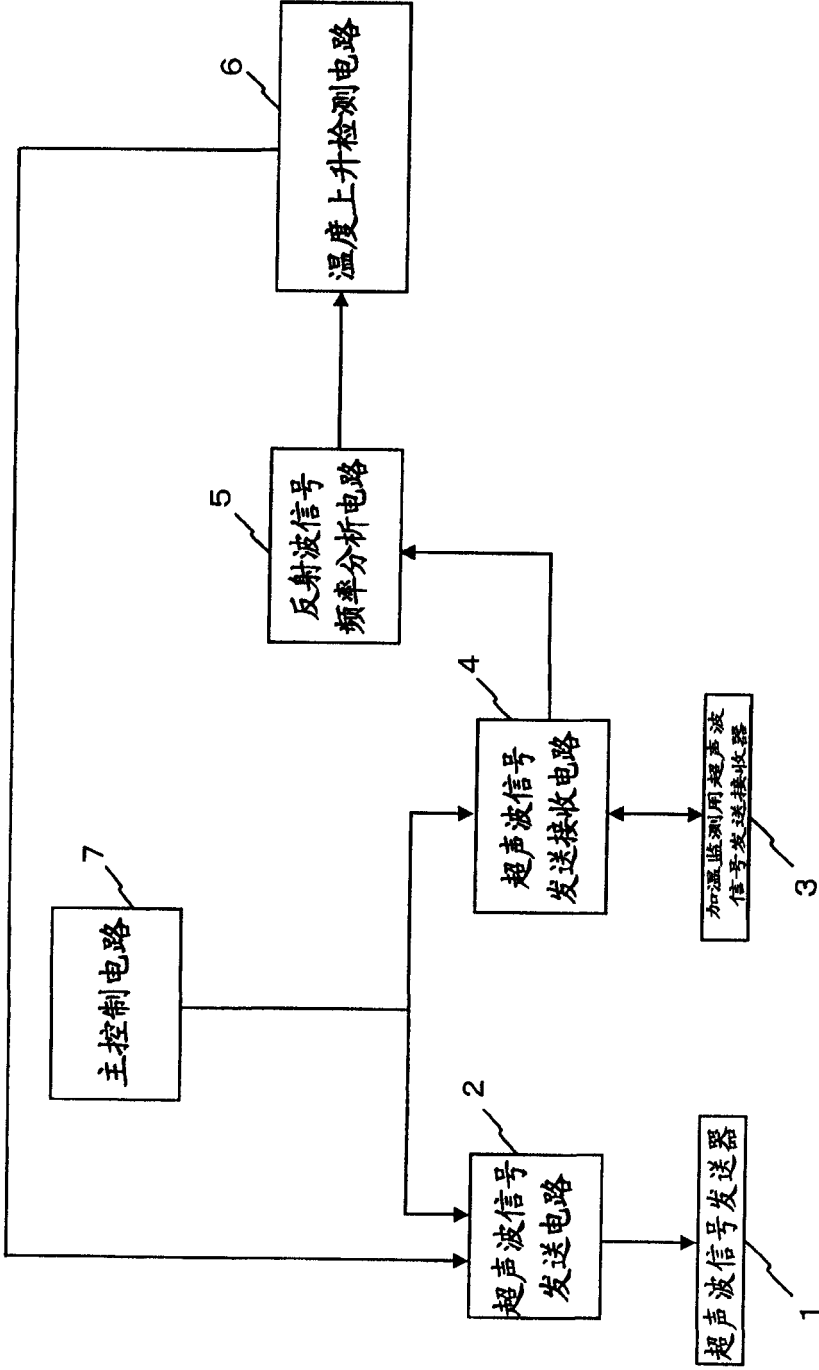


图11



专利名称(译)	超声波照射装置和超声波照射方法		
公开(公告)号	CN1600387A	公开(公告)日	2005-03-30
申请号	CN200410090190.7	申请日	2004-06-11
[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	石桥义治 藤本克彦 原头基司 野村哲		
发明人	石桥义治 藤本克彦 原头基司 野村哲		
IPC分类号	A61F7/00 A61B8/00 A61N5/10 A61N7/02		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2003169708 2003-06-13 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种在利用强力超声波进行治疗时，能够正确且容易地对加温区域处的温度实施检测的超声波照射装置和超声波照射方法。这种超声波照射装置(100)具有为了能够对被检测体(51)上的肿瘤(55)实施加温作业，对配置有压电振动元件的超声波发送接收部(22)供给驱动信号，并且为了能够对加温部(52)处的温度实施检测，使用超声波发送接收部(22)进行温度检测用超声波的信号发送接收用的加温/温度检测用超声波发送接收部(16)。而且，还设置有对所述加温部(52)的超声波图象数据实施收集用的超声波探头(27)和成像用超声波图象部(12)，并且可以将所述加温部(52)的温度信息重叠在所述超声波图象数据上，显示在显示部(13)处。

