



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102188260 A

(43) 申请公布日 2011.09.21

(21) 申请号 201110059593.5

(22) 申请日 2011.03.11

(30) 优先权数据

2010-056750 2010.03.12 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 阿部仁人 今村智久

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 吕林红

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

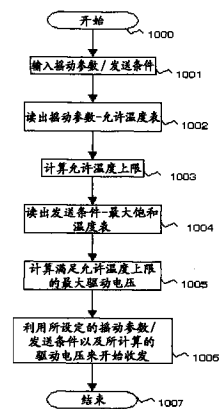
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 15 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波探头驱动电压设定方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置和超声波探头驱动电压设定方法,个别地预测从多个热源产生的温度变化,适当地设定超声波探头的动作参数。通过在超声波诊断装置内独立地存储或修正针对成为热源的每个部分的设定的、相对于气温的相对温度,能够使超声波探头表面上的相对于气温的相对温度和对超声波振子的发送驱动电压最佳化。能够控制比现有的发送驱动电压更大的发送驱动电压,并且能够控制可提高诊断能力的比现有的发送驱动电压更大的发送驱动电压。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探头,在被检体的规定方向上收发多个超声波;

输入部,向所述探头输入动作参数,所述动作参数至少包括超声波的发送波形、发送间隔、发送频率或多个超声波的焦点位置中的任意一个;

在一维方向上排列的多个超声波振子,内置于所述探头中,根据所述动作参数和驱动电压收发超声波;

驱动部件,内置于所述探头中,根据摇动参数使所述多个超声波振子摇动,所述摇动参数至少包括超声波摇动角度、摇动速度或角度分辨率中的任意一个;

存储部,存储第1温度变化信息和第2温度变化信息,所述第1温度变化信息将所述动作参数与由所述多个超声波振子引起的温度变化相关联,所述第2温度变化信息将摇动参数与由所述驱动部件引起的温度变化相关联;以及

控制部,根据从所述输入部提供的所述动作参数、所述摇动参数、所述第1温度变化信息和所述第2温度变化信息,设定所述驱动电压。

2. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探头,在被检体的规定方向上收发多个超声波;

输入部,输入所述探头的动作参数;

在二维方向上排列的多个超声波振子,内置于所述探头中,根据动作参数收发超声波,所述动作参数包括超声波的发送波形、发送间隔、发送频率或超声波的焦点位置中的至少任意一个;

切换部,内置于所述探头中,根据列参数切换所述在二维方向上排列的多个超声波振子的驱动列,所述列参数包括信号导通路径信息和切换速度;

存储部,存储第1温度变化信息和第2温度变化信息,所述第1温度变化信息将所述动作参数与由所述多个超声波振子引起的温度变化相关联,所述第2温度变化信息将所述列参数与由所述切换部引起的温度变化相关联;以及

控制部,根据所述动作参数、所述列参数、所述第1温度变化信息和所述第2温度变化信息,设定所述驱动电压。

3. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部设定所述驱动电压,使得将基于所述第1温度变化信息的温度变化的值和基于所述第2温度变化信息的温度变化的值相加后的值收敛于允许温度。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第2温度变化信息存储由所述驱动部件引起的、所述多个超声波振子的允许温度的温度变化;

所述控制部设定所述驱动电压,使得由所述多个超声波振子引起的温度变化收敛于所述允许温度。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述驱动部件是如下种类的电机:能够通过根据所述摇动参数使所述多个超声波振子摇动,而改变超声波的收发方向。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述探头是机械四维探头。

7. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述探头是二维阵列探头。

8. 一种超声波诊断装置的超声波探头驱动电压设定处理方法,所述超声波诊断装置具有:内置多个超声波振子的超声波探头、系统控制部和记录各种温度表的存储部,其特征在于,在所述超声波探头驱动电压设定处理方法中,

输入所述多个超声波振子的摇动参数或列参数以及发送条件;

根据所述输入读出记录在存储部中的摇动参数-允许温度表或列参数-允许温度表;

计算针对所述输入的摇动参数而在所述摇动参数-允许温度表中指定的允许温度的上限值,或者在所述列参数-允许温度表中指定的针对列参数的相对饱和温度;

从所述存储部读出发送条件-最大饱和温度表;

利用针对所述输入的发送条件的最大饱和温度,计算满足所述允许温度的上限值或所述相对饱和温度的最大驱动电压;

利用所述最大驱动电压与所述输入的摇动参数或列参数,驱动所述探头。

9. 如权利要求 8 所述的超声波探头驱动电压设定处理方法,其特征在于,

通过在所述发送条件-最大饱和温度表的值上加上所计算出的相对饱和温度,进行满足所述允许温度上限的最大驱动电压的计算。

## 超声波诊断装置和超声波探头驱动电压设定方法

[0001] 本申请要求 2010 年 3 月 12 日提交的日本专利申请 2010-56750 号的优先权, 该申请的全部内容通过引用结合在本申请中。

### 技术领域

[0002] 本公开涉及利用超声波使被检体的体内图像化并进行诊断的超声波诊断装置和超声波探头驱动电压设定方法。

### 背景技术

[0003] 超声波诊断装置是一种如下的医用装置: 从超声波探头(以下简称为探头)向被检体发送超声波, 接收由于构成被检体的组织的声阻抗的差异而生成的反射波并显示在显示部上。该超声波诊断装置的诊断是如下进行的: 通过使探头与被检体的体表接触, 生成实时的超声波图像并在显示器上显示超声波图像。

[0004] 超声波的发送是通过使探头中内置的多个超声波振子振动而进行的。由于该多个超声波振子的振动, 在发送时探头会发热。为了确保与发热的探头接触的被检体的安全, 国际安全标准规定了对于探头表面温度的允许温度的上限。以往为了在允许温度范围内使用探头而提出如下技术: 在超声波振子的附近安装温度传感器, 根据温度传感器的温度检测结果来设定超声波的发送条件(例如参照日本特开 2007-202077 号公报)。

[0005] 在上述现有的超声波诊断装置中, 通过从一维排列的超声波振子收发超声波, 生成二维的超声波图像。近年来, 通过在二维方向上收发超声波而生成三维超声波图像的装置投入实用。通过连续进行二维方向上的超声波收发和超声波图像的生成, 可以实时地生成三维的超声波图像。

[0006] 为了生成三维超声波图像, 设计出一边使一维排列的多个超声波振子在相对于排列方向正交的方向摇动一边收发超声波的机械四维探头、以及将多个超声波振子排列成二维阵列状的二维阵列探头。在机械四维探头中, 利用探头中内置的步进电机等驱动部件来摇动超声波振子。在二维阵列探头中, 由探头中内置的阵列驱动基板向二维排列的各超声波振子供给电信号。

[0007] 一般情况下, 在超声波诊断装置所使用的探头内有热源, 因此用户考虑到基于国际基准的发热规定而设定超声波诊断装置的发送条件。在以往, 热源仅为多个超声波振子, 因此控制超声波振子的发热值。但是, 在生成三维图像的超声波诊断装置所使用的探头内, 热源有多个, 因此经常通过利用探头表面的相对于气温的相对温度控制的驱动电压, 进行超声波振子的发送控制。因此, 过度地受到控制的发送驱动电压被输出给超声波振子, 从而不能充分地提高超声波诊断装置的灵敏度, 不能达到目标性能。

### 发明内容

[0008] 本实施例鉴于上述状况而作出, 在超声波诊断装置内独立地保存对形成探头内的多个热源的温度变化进行了预测的表。即, 通过预测温度变化, 设定能够

以最佳的发送驱动电压控制超声波探头的动作参数。通过将发送条件控制成允许温度范围内的值,可以将探头表面温度保持在安全范围内。本实施例提供一种超声波诊断装置和超声波探头驱动电压设定方法,通过将超声波探头的动作参数设定为最佳,满足安全基准并且提高超声波探头的灵敏度、大大提高画质。

[0009] 本发明的一个实施例的超声波诊断装置,其特征在于,具有:

[0010] 超声波探头,在被检体的规定方向上收发多个超声波;

[0011] 输入部,向所述探头输入动作参数,所述动作参数至少包括超声波的发送波形、发送间隔、发送频率或多个超声波的焦点位置中的任意一个;

[0012] 在一维方向上排列的多个超声波振子,内置于所述探头中,根据所述动作参数和驱动电压收发超声波;

[0013] 驱动部件,内置于所述探头中,根据摇动参数使所述多个超声波振子摇动,所述摇动参数至少包括超声波摇动角度、摇动速度或角度分辨率中的任意一个;

[0014] 存储部,存储第1温度变化信息和第2温度变化信息,所述第1温度变化信息将所述动作参数与由所述多个超声波振子引起的温度变化相关联,所述第2温度变化信息将摇动参数与由所述驱动部件引起的温度变化相关联;以及

[0015] 控制部,根据从所述输入部提供的所述动作参数、所述摇动参数、所述第1温度变化信息和所述第2温度变化信息,设定所述驱动电压。

[0016] 本发明的另一个实施例的超声波诊断装置,其特征在于,具有:

[0017] 超声波探头,在被检体的规定方向上收发多个超声波;

[0018] 输入部,输入所述探头的动作参数;

[0019] 在二维方向上排列的多个超声波振子,内置于所述探头中,根据动作参数收发超声波,所述动作参数包括超声波的发送波形、发送间隔、发送频率或超声波的焦点位置中的至少任意一个;

[0020] 切换部,内置于所述探头中,根据列参数切换所述在二维方向上排列的多个超声波振子的驱动列,所述列参数包括信号导通路径信息和切换速度;

[0021] 存储部,存储第1温度变化信息和第2温度变化信息,所述第1温度变化信息将所述动作参数与由所述多个超声波振子引起的温度变化相关联,所述第2温度变化信息将所述列参数与由所述切换部引起的温度变化相关联;以及

[0022] 控制部,根据所述动作参数、所述列参数、所述第1温度变化信息和所述第2温度变化信息,设定所述驱动电压。

[0023] 本发明的一个实施例的超声波诊断装置的超声波探头驱动电压设定处理方法,所述超声波诊断装置具有:内置多个超声波振子的超声波探头、系统控制部和记录各种温度表的存储部,其特征在于,在所述超声波探头驱动电压设定处理方法中,

[0024] 输入所述多个超声波振子的摇动参数或列参数以及发送条件;

[0025] 根据所述输入读出记录在存储部中的摇动参数-允许温度表或列参数-允许温度表;

[0026] 计算针对所述输入的摇动参数而在所述摇动参数-允许温度表中指定的允许温度的上限值,或者在所述列参数-允许温度表中指定的针对列参数的相对饱和温度;

[0027] 从所述存储部读出发送条件-最大饱和温度表;

[0028] 利用针对所述输入的发送条件的最大饱和温度,计算满足所述允许温度的上限值或所述相对饱和温度的最大驱动电压;

[0029] 利用所述最大驱动电压、所述输入的摇动参数或列参数,驱动所述探头。

### 附图说明

[0030] 图 1 是示出本发明的实施方式所涉及的超声波诊断装置的内部结构的框图。

[0031] 图 2A 是机械四维探头的 x-z 平面剖面图。

[0032] 图 2B 是机械四维探头的 y-z 平面剖面图。

[0033] 图 3 是示出本发明的实施方式所涉及的机械四维探头的超声波振子的结构的图。

[0034] 图 4A 是二维阵列探头的 x-z 平面剖面图。

[0035] 图 4B 是二维阵列探头的 y-z 平面剖面图。

[0036] 图 5 是示出本发明的实施方式所涉及的二维阵列探头的超声波振子的结构的图。

[0037] 图 6A 是表示一个实施方式所涉及的驱动电压与最大饱和温度的关联的曲线图。

[0038] 图 6B 是表示另一个实施方式所涉及的驱动电压与最大饱和温度的关联的曲线图。

[0039] 图 7A 示出将图 6A 的驱动电压与最大饱和温度变化相关联的温度变化。

[0040] 图 7B 示出将图 6B 的驱动电压与最大饱和温度变化相关联的温度变化。

[0041] 图 8 是表示实施方式所涉及的摇动参数与相对饱和温度的关系的曲线图。

[0042] 图 9 示出实施方式所涉及的摇动参数与允许温度上限的关系。

[0043] 图 10 示出实施方式所涉及的将摇动参数与允许温度上限相关联的温度变化信息。

[0044] 图 11 示出实施方式所涉及的列参数与相对饱和温度的关系。

[0045] 图 12 示出实施方式所涉及的列参数与允许温度上限的关系。

[0046] 图 13 示出实施方式所涉及的将列参数与允许温度上限相关联的温度变化信息。

[0047] 图 14 是示出实施方式所涉及的收发条件设定处理方法的流程图。

[0048] 图 15 示出本发明的实施方式所涉及的摇动参数与相对饱和温度的关系。

[0049] 图 16 是示出本发明的实施方式所涉及的收发条件的其它设定处理的流程图。

### 具体实施方式

[0050] 如图 1 所示,本发明的实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 包括系统控制部 10 和探头 20。另外,超声波诊断装置 1 的结构不限于此,可以适当追加构成要素。系统控制部 10 包括操作部 11、存储部 12、显示部 13、超声波图像生成部 15、收发部 16、B 模式处理部 17 和多普勒处理部 18。

[0051] 探头 20 内置多个超声波振子 21。探头 20 根据从收发部 16 接收到的超声波的发送条件和驱动电压,从特定的超声波振子 21 发送超声波信号。并且,由同一超声波振子 21 接收从被检体反射的超声波(以下称为回波信号)并将其转换成电信号。

[0052] 为了在二维方向上控制超声波收发的指向性,本实施例中的探头 20 使用机械四维探头和二维阵列探头这两种探头。机械四维探头如图 2 所示内置有在一维方向上排列的多个超声波振子,并且具备使超声波振子 21 在与排列方向正交的方向上摇动的驱动部。二

维阵列探头如图 4 所示内置有排列成二维阵列状的多个超声波振子,并且具备切换超声波振子的列的驱动基板。

[0053] 另外,在以下的实施例中,将超声波振子的驱动电压、指定使机械四维探头的驱动部摇动的条件的摇动参数、以及指定由二维阵列探头的驱动基板驱动属于哪一列的超声波振子的列参数总称为探头的动作参数。

[0054] 向探头 20 输出驱动信号的收发部 16 具有脉冲发生器电路和延迟电路(都未图示)。脉冲发生器电路重复产生使探头 20 发送超声波的额定脉冲。延迟电路向额定脉冲附加使超声波收敛成束状并决定发送指向性的延迟时间。从收发部 21 向探头 20 输出的驱动信号中包含指定超声波振子 21 的驱动参数的发送条件信息。

[0055] 发送条件包括超声波的发送波形、发送间隔、发送频率、超声波的焦点位置等。

[0056] 与系统控制部 10 连接的探头 20 是机械四维探头的情况下,从收发部 21 向探头 20 输出的驱动信号中包含指定使驱动部摇动的条件的摇动参数信息。摇动参数包括驱动部对超声波振子的摇动角度、摇动速度和角度分辨率等信息。角度分辨率是针对超声波振子的倾斜角度指定每多少度进行超声波收发的参数。

[0057] 与系统控制部 10 连接的探头 20 是二维阵列探头的情况下,从收发部 21 向探头 20 输出的驱动信号中包含指定驱动属于二维阵列的哪一列的超声波振子 21 的列参数信息。列参数包括驱动基板 28 切换超声波振子 21 的电信号的导通路径的切换速度和切换顺序等信息。

[0058] 收发部 16 还具备放大电路、A/D 转换器、加法器(都未图示),对探头 20 接收到的回波信号进行处理。放大电路对探头 20 接收到的回波信号进行放大,A/D 转换器向回波信号提供用于决定放大后的回波信号的接收指向性所需的延迟时间。加法器对被提供了延迟时间的回波信号进行加法运算,生成与超声波发送扫描行对应的回波信号。由收发部 21 生成的回波信号被提供给 B 模式处理部 17 或多普勒处理部 18。

[0059] 当机械四维探头与系统控制部 10 连接的情况下,回波信号的输出与超声波振子 21 接收到超声波的时刻的超声波振子 21 的倾斜角度相关联地进行。该倾斜角度信息用于超声波图像生成部 15 进行的三维图像的生成处理。另一方面,当二维阵列探头与系统控制部 10 连接的情况下,回波信号的输出与接收到超声波的超声波振子 21 所属的列的信息相关联地进行。该列信息用于超声波图像生成部 15 进行的三维图像的生成处理。

[0060] B 模式处理部 17 生成根据收发部 16 输出的回波信号的振幅强度而变化的 B 模式信号。B 模式处理部 17 将所生成的 B 模式信号输出到超声波图像生成部 15。

[0061] 多普勒处理部 18 检测出回波信号的频率变迁,生成提取出组织或血流的移动速度的多普勒信号。多普勒处理部 18 将多普勒信号输出到超声波图像生成部 15。

[0062] 超声波图像生成部 15 根据从 B 模式处理部 17 和多普勒处理部 18 输出的 B 模式信号和多普勒信号生成超声波图像。超声波图像的生成是一边根据从操作部 12 指示的模式切换信号切换图像生成模式一边进行的。例如,在操作部 12 指示了 B 模式的情况下,超声波图像生成部 15 将 B 模式信号映射到与超声波的收发对应的坐标而生成 B 模式图像。在操作部 12 指示了多普勒模式的情况下,超声波图像生成部 15 将多普勒信号映射到与超声波的收发对应的坐标,生成进一步重叠在 B 模式图像上的多普勒图像。超声波图像生成部 15 生成这些超声波图像并输出到显示部 14。

[0063] 与系统控制部 10 连接的探头 20 是机械四维探头的情况下,超声波图像生成部 15 根据接收到回波信号的时刻的超声波振子 21 的倾斜角度,生成各个超声波图像。例如,在超声波振子 21 以 128 种不同的倾斜角度接收到回波信号的情况下,超声波图像生成部 15 针对每个倾斜角度而生成 128 张超声波图像。进而,超声波图像生成部 15 通过利用倾斜角度信息来合成各超声波图像而生成三维的体数据。体数据的生成是通过利用倾斜信息将构成超声波图像的各像素映射为规定位置的体素而进行的。

[0064] 与系统控制部 10 连接的探头 20 是二维阵列探头的情况下,超声波图像生成部 15 根据接收到回波信号的超声波振子 21 所属的列,生成各个超声波图像。例如,排列成 64 列的超声波振子 21 分别接收到回波信号的情况下,超声波图像生成部 15 针对每列而生成 64 张超声波图像。进而,超声波图像生成部 15 通过利用列信息来合成各超声波图像而生成三维的体数据。体数据的生成是通过利用列信息将构成超声波图像的各像素映射为规定位置的体素而进行的。超声波图像生成部 15 基于各种绘制 (rendering) 处理而将体数据变换成图像数据,并输出给显示部 13 或存储部 12。

[0065] 在上述实施例中,根据模式切换信号来切换生成 B 模式图像和多普勒图像,但超声波图像生成部 15 生成的超声波图像不限于此,可以根据其它各种模式来生成超声波图像。例如,也可以是 CDI (Color Doppler Imaging, 彩色多普勒成像) 模式和 M 模式等,其中,在 CDI 模式下,针对回波信号中的发生频率变迁的区域,根据频率变迁计算组织或血流的移动速度 / 分散 / 回波信号的振幅,根据这些参数附加颜色并显示,在 M 模式下,使特定诊断区域的反射波强度变化成为时间序列来显示。另外还可以具有并列显示模式,在该并列显示模式下,在生成了 B 模式图像或多普勒图像等超声波图像后,与其它模式的超声波图像并列而显示新的超声波图像。

[0066] 显示部 13 显示从超声波图像生成部 15 输出的超声波图像,例如包括 LCD (液晶显示器) 或有机 EL (电致发光) 等。显示部 13 还显示用于超声波图像生成部 15 生成超声波图像的参数、探头 20 收发超声波时的参数等。

[0067] 存储部 12 例如包括 ROM (只读存储器)、RAM (随机存取存储器)、作为电可改写可擦除的非易失性存储器的闪速存储器以及 HDD (硬盘驱动器) 等。存储部 12 存储由系统控制部 10 执行的各种应用程序、控制数据以及从超声波图像生成部 15 输出的体数据和图像数据等。另外,存储部 12 还存储将发送条件与最大饱和温度相关联的发送条件 - 最大饱和温度表。发送条件 - 最大饱和温度表将在某个发送条件下连续驱动超声波振子 21 而使探头 20 的表面温度成为平衡状态时的超声波振子 21 的饱和温度与发送条件相对应地记录。

[0068] 当机械四维探头与系统控制部 10 连接的情况下,存储部 12 存储将摇动参数与允许温度相关联的摇动参数 - 允许温度表。摇动参数 - 允许温度表将在某个摇动参数下驱动了机械四维探头时不会对接触探头的被检体带来危险的限度的超声波振子 21 的允许温度与摇动参数相对应地记录。

[0069] 另一方面,当二维阵列探头与系统控制部 10 连接的情况下,存储部 12 存储将列参数与允许温度相关联的列参数 - 允许温度表。列参数 - 允许温度表将在某个列参数下驱动了二维阵列探头时不会对接触探头的被检体带来危险的限度的超声波振子 21 的允许温度与列参数相对应地记录。

[0070] 另外,存储部 12 中记录的表不限于上述两个表。例如,还可以记录将摇动参数与

驱动部的温度变化相对应地记录的摇动参数 - 相对饱和温度表、将列参数与驱动基板的温度变化相对应地记录的列参数 - 相对饱和温度表等。

[0071] 操作部 11 例如使用机械式按钮、拨盘、轨迹球、滑块、轮等各种操作设备来构成, 将使用者进行的输入转换成电信号并输出到系统控制部 10。操作部 11 根据输入操作输出例如指示收发部 16 收发超声波的开始 / 停止的指示信号、切换超声波图像生成部 15 生成超声波图像的模式指示信号、以及指定发送条件或摇动参数的指示信号。

[0072] 图 2A 是  $x-z$  平面上的机械四维探头 30 的剖面图, 图 2B 是  $y-z$  平面上的机械四维探头 30 的剖面图。在图中, 将超声波振子 21 的排列方向设为  $x$  轴, 将超声波振子 21 的超声波放射方向的中心设为  $z$  轴。

[0073] 机械四维探头 30 将沿着  $x$  轴一维排列的超声波振子 21 与背衬 (backing) 23 连接。并且通过臂 24 将背衬 23 与驱动部 25 连接。它们通过探头外壳 29 可发挥作用地封装。

[0074] 超声波振子 21 根据从收发部 16 进行的电信号的输入而向  $z$  方向发送超声波。收发部 16 通过对向超声波振子 21 输出的电信号提供适当的延迟而改变从超声波振子 21 发送的超声波的指向性。该超声波的指向性如图 2A 所示, 作为以  $z$  轴为中心的  $x$  轴方向的倾斜角度, 在  $+\theta \sim -\theta$  之间变化。超声波振子 21 还接收来自被检体的回波信号并转换成电信号, 提供给收发部 16 (图 1)。

[0075] 与超声波振子 21 连接的背衬 23 使用吸收超声波的铁氧体橡胶等来构成。即, 背衬 23 具有作为固定超声波振子 21 的支撑体的功能以及吸收从超声波振子 21 向  $-z$  方向放射的无用的超声波的功能。

[0076] 背衬 23 经由臂 24 与驱动部 25 的一端连接。驱动部 25 是接收电信号而进行旋转运动的电机。驱动部 25 根据从收发部 16 输出的电信号, 进行以图中的轴  $X'$  为中心的臂 24 的旋转运动。如图 2B 所示, 将与驱动部 25 连接的臂的倾斜作为以  $z$  轴为中心的  $y$  轴方向的倾斜角度, 通过使其在  $+\Phi \sim -\Phi$  之间变化而进行旋转运动。以下将该旋转运动称为“摇动”。

[0077] 超声波振子 21 所收发的超声波的指向性与驱动部 25 的摇动一起在倾斜角度  $+\Phi \sim -\Phi$  之间变化。超声波振子 21 利用电信号的延迟使  $x$  轴方向的指向性变化, 并且利用驱动部 25 的摇动使  $y$  轴方向的指向性变化。从而, 通过一边控制电信号的延迟量和摇动一边进行超声波的收发, 超声波振子 21 可以针对  $xy$  平面二维地收发超声波。

[0078] 驱动部 25 将从收发部 16 施加的电信号能量转换成摇动运动, 而使超声波振子 21 摇动。此时, 电能量的一部分变成热而从驱动部 25 放射。放射的热在与驱动部 25 连接各部件中传播, 从而使探头外壳 29 的温度、即机械四维探头 30 的表面温度上升。

[0079] 图 3 示出超声波振子 21 的构成。超声波振子 21 包括声透镜 216、匹配层 215、接地电极 214、振子 213、信号电极 212、引线 211。声透镜 216 具有使发送超声波和接收超声波收敛于规定距离的功能, 利用与生物组织大致相等的声阻抗的硅橡胶等构成。匹配层 215 为了进行振子 213 与生物组织的声阻抗匹配, 而将声阻抗不同的多个部件贴在一起设置在振子 213 与声透镜 216 之间。接地电极 214 经由引线 211 的接地线与超声波诊断装置 1 的接地端子 (未图示) 连接。振子 213 以与从信号电极 212 输入的电信号对应的频率振动, 从而发送超声波。信号电极 212 设置在引线 211 与振子 213 之间, 将从引线 211 输入的电信号传递到振子 213。引线 211 例如是设置在背衬 23 的表面或内部的电线, 在收发部 16 和

信号电极 212 之间传递电信号。

[0080] 在进行超声波的收发情况下,收发部 16 对振子 213 施加电信号。振子 213 将该电信号的电能转换成声音振动。伴随该转换,电能的一部分变成热而从振子 213 放射。从振子 213 放射的热传播到与振子 213 连接的各部件,结果使探头外壳 29 的温度上升。振子 213 发送的超声波被背衬 23 吸收,而由被检体反射的回波信号经由声透镜 216 由振子 213 吸收。伴随该超声波的吸收的振动发热并在各部件中传播。从而使机械四维探头 30 的探头外壳 29 的表面温度上升。

[0081] 图 4A、4B 中示出二维阵列探头 40 的内部结构。二维阵列探头 40 中内置的超声波振子 21 沿着 x 轴和 y 轴这两个轴二维排列。二维排列的超声波振子 21 与背衬 23 连接,并且进而经由引线 211 与用于切换向超声波振子 21 施加的电信号的驱动基板 28 连接。这些部件通过探头外壳 29 可起作用地封装。

[0082] 响应于来自收发部 16 的信号输入,超声波振子 21 向 z 方向发送超声波,并且接收来自被检体的回波信号,将其转换成电信号并向收发部 16 输出。收发部 16 通过对向超声波振子 21 输出的电信号提供适当的延迟而改变从超声波振子 21 发送的超声波的指向性。该超声波的指向性是,以 z 轴为中心的 x 轴方向的倾斜在  $+ \theta \sim - \theta$  之间变化,y 轴方向的倾斜在  $+ \Phi \sim - \Phi$  之间变化。

[0083] 超声波振子 21 经由背衬 23 和引线 211 与驱动基板 28 连接。驱动基板 28 作为用于切换施加电信号的超声波振子 21 的列的切换元件而起作用。驱动基板 28 根据从收发部 16 输出的驱动信号而切换施加电信号的超声波振子 21 的列。因此,通过利用驱动基板 28 选择收发超声波的超声波振子 21,可以对 xy 平面二维地收发超声波。

[0084] 图 5 示出二维排列的超声波振子 21 的构成。与机械四维探头同样,超声波振子 21 包括声透镜 216、匹配层 215、接地电极 214、振子 213、信号电极 212、引线 211。与各个信号电极 212 连接的引线 211 与驱动基板 28 连接。

[0085] 根据来自收发部 16 的电信号中包含的列参数,驱动基板 28 进行切换动作。为了进行该切换处理,向驱动基板 28 高速地输入输出多个电信号。该电信号的输入输出变成热而从驱动基板 28 放射。放射的热在与驱动基板 28 连接的各部件中传播,从而使探头外壳 29 的温度、即二维阵列探头 40 的表面温度上升。

[0086] 并且,在利用二维阵列探头 40 的超声波振子 21 进行超声波的收发情况下,振子 213 进行的向声音振动的转换成为发热的原因。从振子 213 放射的热传播到与振子 213 连接的各部件,从而使探头外壳 29 的温度上升。振子 213 的发送超声波被背衬 23 吸收,并且来自被检体的回波信号经由声透镜 216 由振子 213 吸收。伴随该超声波的吸收的振动发热并在各部件中传播,从而使二维阵列探头 40 的表面温度上升。

[0087] 如上所述,在二维地收发超声波的探头 20 内,除了超声波振子 21 以外还存在热源。在机械四维探头 30 中,驱动部 25 成为热源,而在二维阵列探头 40 中,驱动基板 28 成为热源。这样,为了适当地管理由于存在包括超声波振子 21 在内的多个热源而引起的探头 20 的温度上升,在超声波诊断装置 1 的存储部 12 中存储发送条件-最大饱和温度表和允许温度表。发送条件-最大饱和温度表记录以某个动作参数驱动了超声波振子 21 时的、由超声波振子 21 引起的温度变化。允许温度表存储以某个动作参数驱动了驱动部 25 或驱动基板 28 等热源时的、由热源引起的温度变化和允许温度的变化。系统控制部 10 首先读出允

许温度表,计算以指定的摇动参数或列参数驱动了探头 20 时的允许温度上限。接着,系统控制部 10 读出发送条件-最大饱和温度表,决定使最大饱和温度收敛于允许温度的范围内的超声波振子 21 的驱动电压。系统控制部 10 决定了驱动电压后,利用指定的摇动参数或列参数、发送条件和决定的驱动电压来驱动探头 20。

[0088] 图 6 示出表示发送条件与最大饱和温度的关联的曲线图。图 6A 示出设发送波形为正弦波、发送频率为 10MHz、发送间隔为 0.1ms 时的驱动电压与最大饱和温度的关联。图 6B 示出设发送波形为正弦波、发送频率为 10MHz、发送间隔为 0.2ms 时的驱动电压与最大饱和温度的关联。在本实施例中,最大饱和温度是指在同一发送条件下连续驱动了超声波振子 21 的情况下、温度达到平衡状态时的温度。超声波振子 21 通过所施加的驱动电压而使其发热量较大地变化。即,如图 6A、6B 所示,驱动电压越大,最大饱和温度越大。另外,最大饱和温度还取决于驱动超声波振子 21 的发送条件而变化。例如,在将超声波的发送间隔(切换间隔)从 0.1ms 扩展至 0.2ms 的情况下,最大饱和温度以更低的值变化。

[0089] 在存储部 12 中存储这样的将发送条件和驱动电压与最大饱和温度相关联的表。图 7A、7B 分别示出图 6A、6B 所示的发送条件-最大饱和温度表。在发送条件-最大饱和温度表中,存储了与发送条件的个数对应个数的、表示驱动电压与最大饱和温度的关联的表。另外,在未图示的其它发送条件的情况下也同样地在存储部 12 中存储发送条件-最大饱和温度表。例如在设发送波形为矩形波、发送频率为 12MHz、发送间隔为 0.3ms 的情况下等,也存储表示驱动电压与最大饱和温度的关联的表。

[0090] 系统控制部 10 通过从存储部 12 中读出发送条件-最大饱和温度表,可以计算确定了发送条件和驱动电压时的超声波振子 21 的最大饱和温度。

[0091] 说明机械四维探头 30 中的驱动条件的设定方法。图 8 是表示摇动参数与相对饱和温度的关联的曲线图,示出设摇动角度分别为 10 度、20 度、30 度时的摇动速度与相对饱和温度的关联。在本实施例中,相对饱和温度是指以同一摇动参数连续驱动了驱动部 25 而使温度达到平衡状态时的超声波振子 21 的温度与不对驱动部 25 进行驱动时的超声波振子 21 的温度之差。摇动速度和摇动角度越大,驱动部 25 的发热量越大。随着驱动部 25 的发热变大,相对饱和温度上升,超声波振子 21 的温度也上升。

[0092] 超声波振子 21 的发热与驱动部 25 的发热都使探头外壳 29 的温度上升。为了确保被检体的安全,需要预测从两个热源产生的温度变化,使探头外壳 29 的温度保持在一定的值以下。在本实施例的超声波诊断装置中,通过设定允许温度这样的参数来进行温度管理。允许温度是能够保证被检体的安全的超声波振子 21 的温度范围。系统控制部 10 在收敛于允许温度的上限值的范围内使超声波振子的驱动电压最大化。由此可以在使探头外壳 29 的温度保持在能够确保被检体的安全的温度以下的情况下,使发送驱动电压最佳,从而提高超声波图像的灵敏度和画质,提高诊断能力。

[0093] 一般地,在存在于探头 20 内的热源仅为超声波振子 21 的情况下,允许温度为一定的值,因此系统控制部 10 只要以指定的发送条件设定收敛于允许温度上限的最大驱动电压即可。但是,在探头 20 内存在驱动部 25 或驱动基板 28 等其它热源的情况下,随着多个热源的发热增大,超声波振子 21 的允许温度变低。在本实施例中,利用前述的允许温度表来预测热源的温度变化,进行允许温度的设定。

[0094] 图 9 示出摇动参数与允许温度的关联。如图 8 所示,驱动部 25 的发热与摇动速度

和摇动角度成比例地变大。因此,能够保证被检体的安全的超声波振子 21 的温度、即允许温度如图 9 所示,与摇动速度和摇动角度成比例地变小。图 9 所示的允许温度的变迁通过取得不具有驱动部 25 时的允许温度与驱动部 25 的相对饱和温度之差来求出。

[0095] 图 10 示出摇动参数 - 允许温度表。摇动参数 - 允许温度表中存储了与驱动部 25 的摇动参数对应的超声波振子 21 的允许温度。

[0096] 利用该摇动参数 - 允许温度表和发送条件 - 最大饱和温度表,系统控制部 10 决定使得探头外壳 29 的温度低于能够保证被检体的安全的温度、且使超声波图像的灵敏度和画质最大化的驱动电压。最佳的探头驱动电压设定方法具体而言是当从操作部 11 等指定了摇动参数后,系统控制部 10 利用摇动参数 - 允许温度表,计算允许温度的上限值。然后,系统控制部 10 读出与从操作部 11 等指定的发送条件相对应的发送条件 - 最大饱和温度表。利用该发送条件 - 最大饱和温度表,系统控制部 10 计算收敛于所计算的允许温度的上限的最大驱动电压。系统控制部 10 算出了驱动电压后,收发部 16 以所设定的摇动参数对驱动部 25 进行驱动,并且以所设定的发送条件和驱动电压对超声波振子 21 进行驱动。通过以上动作,系统控制部 10 可以设定驱动机械四维探头 30 时的驱动电压。在二维阵列探头 40 中驱动电压设定动作的流程也同样如此。

[0097] 图 11 中示出作为列参数的驱动基板 28 的切换速度与相对饱和温度的关联。驱动基板 28 随着切换速度变慢而其发热量变小。随着驱动基板 28 的发热减少,相对饱和温度下降,超声波振子 21 的温度也下降。

[0098] 图 12 示出列参数与允许温度的关联。如图 11 中所说明的那样,驱动基板 28 的发热与切换速度成比例地变少。因此,能够保证被检体的安全的超声波振子 21 的允许温度如图 12 所示,与切换速度成比例地变大。图 12 所示的允许温度的变迁通过取得不具有驱动基板 28 时的允许温度与驱动基板 28 的相对饱和温度之差来求出。

[0099] 图 13 示出列参数 - 允许温度表。列参数 - 允许温度表中存储了与驱动二维阵列探头 40 的列参数对应的超声波振子 21 的允许温度。另外,也可以存储多个与本实施例以外的其它列参数、例如列切换顺序等信息对应的列参数 - 允许温度表。

[0100] 利用该列参数 - 允许温度表和发送条件 - 最大饱和温度表,系统控制部 10 在保证被检体的安全的探头外壳 29 的温度的范围内,决定使超声波图像的灵敏度和画质最大化的驱动电压。具体而言,当从操作部 11 等指定了列参数后,系统控制部 10 利用列参数 - 允许温度表,计算允许温度的上限值。然后,系统控制部 10 读出与从操作部 11 等指定的发送条件相对应的发送条件 - 最大饱和温度表。系统控制部 10 利用发送条件 - 最大饱和温度表,计算收敛于所计算的允许温度的上限的最大驱动电压。系统控制部 10 算出了驱动电压后,收发部 16 以所设定的摇动参数对驱动部 25 进行驱动,并且以所设定的发送条件和驱动电压对超声波振子 21 进行驱动。

[0101] 利用图 14 说明探头驱动电压设定处理方法。在图 14 中,示出了在使用机械四维探头 30 时的、设定驱动电压来进行超声波的收发的处理,但使用二维阵列探头 40 时的处理也同样。在使用二维阵列探头 40 的情况下,只要将以下说明中所述的“摇动参数”替换成“列参数”即可。

[0102] 首先,系统控制部 10 开始处理(步骤 1000)。从操作部 11 输入摇动参数和发送条件,提供给系统控制部 10(步骤 1001)。根据所输入的摇动参数和发送条件,系统控制部 10

从存储部 12 读出摇动参数 - 允许温度表 (步骤 1002)。读出了摇动参数 - 允许温度表后, 系统控制部 10 计算所指定的摇动参数下的允许温度 (步骤 1003)。然后, 系统控制部 10 从存储部 12 中读出发送条件 - 最大饱和温度表 (步骤 1004)。读出了发送条件 - 最大饱和温度表后, 系统控制部 10 利用所指定的发送条件计算满足所计算的允许温度的上限值的最大驱动电压 (步骤 1005)。计算出驱动电压后, 系统控制部 10 利用所指定的摇动参数和发送条件以及所计算的驱动电压来驱动探头 20 (步骤 1006), 结束处理 (步骤 1007)。

[0103] 通过上述方法, 系统控制部 10 进行计算所指定的热源的驱动参数和发送条件下的最大驱动电压的处理。热源的驱动参数在机械四维探头 30 的情况下是指摇动参数, 在二维阵列探头的情况下是指列参数。通过以满足允许温度的最大驱动电压驱动探头 20, 可以保持保证被检体的安全的温度, 同时能够使超声波图像的灵敏度和画质最大化。

[0104] 系统控制部 10 进行的驱动电压的计算是通过组合热源的驱动参数 - 允许温度表和发送条件 - 最大饱和温度表这样的针对每个热源独立的表而进行的。如果像现有的超声波诊断装置那样想要将热源的驱动参数、发送条件和最大饱和温度在一个表中相关联, 则发送条件与摇动参数的组合庞大, 因此表的数据量变大, 难以算出驱动电压。根据本实施例, 通过设置针对两个热源独立的表并将它们相组合, 能够通过容易的计算而算出驱动电压。

[0105] 图 14 的驱动电压计算处理方法是在存储部 12 中设置热源的驱动参数 - 允许温度表来进行驱动电压的计算。但是, 驱动电压的计算处理不限于此。例如, 可以代替热源的驱动参数 - 允许温度表而设置热源的驱动参数 - 相对饱和温度表, 来进行驱动电压的计算。相对饱和温度表是记录了以某个动作参数驱动热源时的、由热源引起的温度变化的表。

[0106] 图 15 示出机械四维探头 30 中的摇动参数 - 相对饱和温度表。摇动参数 - 相对饱和温度表是将图 8 中说明的摇动参数和相对饱和温度相关联地存储的表。系统控制部 10 可以根据从操作部 11 等指定的摇动参数读出相对饱和温度, 计算超声波振子 21 的温度相对上升了几度。

[0107] 系统控制部 10 进行在发送条件 - 最大饱和温度表上加上相对饱和温度的处理。通过加上相对饱和温度, 可以计算考虑了来自驱动部 25 的发热的超声波振子 21 的最大饱和温度。利用加上了相对饱和温度的发送条件 - 最大饱和温度表, 系统控制部 10 进行决定满足允许温度的最大驱动电压的处理。这种情况下的允许温度使用以国际安全基准预先规定的温度。

[0108] 利用图 16 说明使用机械四维探头 30 时的驱动电压的设定处理方法。另外, 使用二维阵列探头 40 时的处理方法也同样。在使用二维阵列探头 40 的情况下, 只要将以下说明中的“摇动参数”替换成“列参数”即可。

[0109] 首先, 系统控制部 10 开始处理 (步骤 2000)。从操作部 11 进行摇动参数和发送条件的输入, 并提供给系统控制部 10 (步骤 2001)。在输入了摇动参数和发送条件后, 系统控制部 10 从存储部 12 读出摇动参数 - 相对饱和温度表 (步骤 2002)。读出了摇动参数 - 相对饱和温度表后, 系统控制部 10 计算所指定的摇动参数下的相对饱和温度 (步骤 2003)。然后, 系统控制部 10 从存储部 12 中读出发送条件 - 最大饱和温度表 (步骤 2004)。读出了发送条件 - 最大饱和温度表后, 系统控制部 10 在该表的值上加上所算出的相对饱和温度 (步骤 2005)。进行了相加处理后, 系统控制部 10 利用相加后的发送条件 - 最大饱和温度表的

值,计算满足允许温度上限的最大驱动电压(步骤 2006)。计算出驱动电压后,系统控制部 10 利用所指定的摇动参数和发送条件以及所计算的驱动电压来驱动探头 20(步骤 2007),结束处理(步骤 2008)。

[0110] 在上述实施例中,描述了热源仅为超声波振子 21 和驱动部 25 或驱动基板 28 这两个的情况。当然本实施例的结构不限于此。例如,在探头 20 内另外存在多个温度变化大的热源的情况下,可以在存储部 12 中存储针对每个热源设置的驱动参数-相对饱和温度表。系统控制部 10 通过向发送条件-最大饱和温度表分别加上根据各个驱动参数算出的相对饱和温度,即使在探头 20 内存在两个以上的热源的情况下,也可以容易地进行计算驱动电压的处理。

[0111] 通过以上的驱动电压设定处理方法,系统控制部 10 进行计算所指定的热源驱动参数和发送条件下的最大驱动电压的处理。通过以满足允许温度的最大驱动电压驱动探头 20,可以保持保证被检体的安全的温度,同时能够使超声波图像的灵敏度和画质最大化。

[0112] 系统控制部 10 通过在发送条件-最大饱和温度表的值上加上根据相对饱和温度表计算出的相对温度,进行驱动电压的计算。通过针对两个热源设置独立的表并将它们相组合,可以通过容易的计算来算出驱动电压。

[0113] 系统控制部 10 通过加上根据相对饱和温度表计算的相对饱和温度而计算出最大饱和温度。通过加上针对每个热源独立计算出的相对饱和温度这样的简单结构,即使在探头 20 内存在多个热源的情况下,也能够通过简单的计算而算出最大饱和温度。

[0114] 通过适当组合所公开的多个构成要素,可以对上述实施方式进行变形。例如,在实施例中,最大饱和温度、相对饱和温度、允许温度等温度变化信息作为表存储在存储部 12 中,但也可以代替表而存储组合了系数等的温度计算函数,每次根据所输入的热源的驱动参数、发送条件等计算最大饱和温度、相对饱和温度、允许温度等。

[0115] 在本实施例中,描述了探头 20 内的热源是超声波振子 21、驱动部 25、驱动基板 28 这三个热源的情况。但是,热源的种类不限于此,也可以将超声波振子 21 的动作基板、传播电信号的电缆、或者使空气或液体在探头 20 内循环的冷却机构等内置于探头 20 内的其它各种部件视为热源,在存储部 12 中存储针对它们的允许温度表或相对饱和温度表。另外,在本实施例中,将系统控制部 10 计算的动作参数设为驱动电压。但是,动作参数不限于此,也可以利用表来计算驱动超声波振子 21 的驱动信号的波形、驱动信号的电流、驱动信号的功率、驱动信号的输入输出间隔或发送条件、热源的驱动参数等各种动作参数。

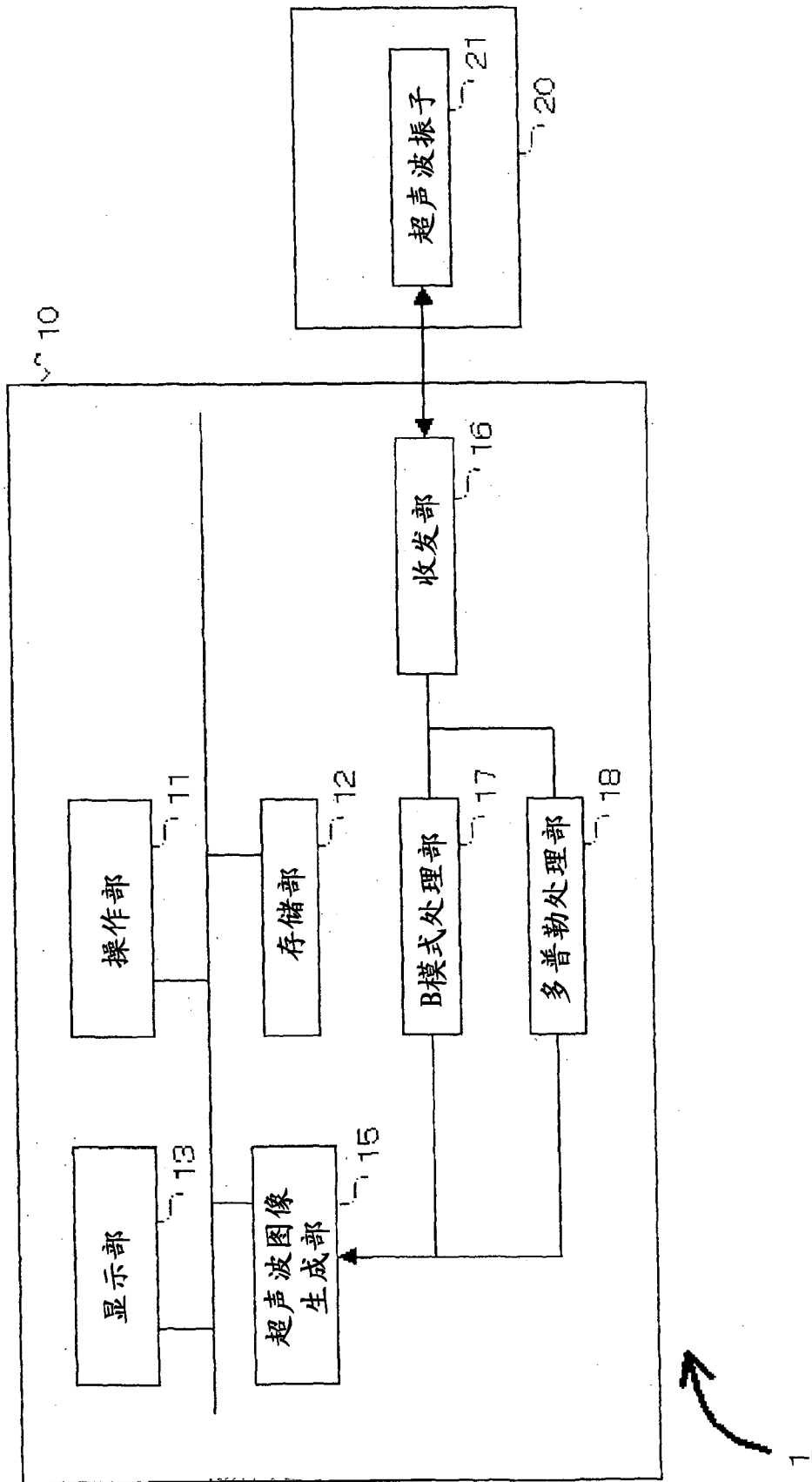


图 1

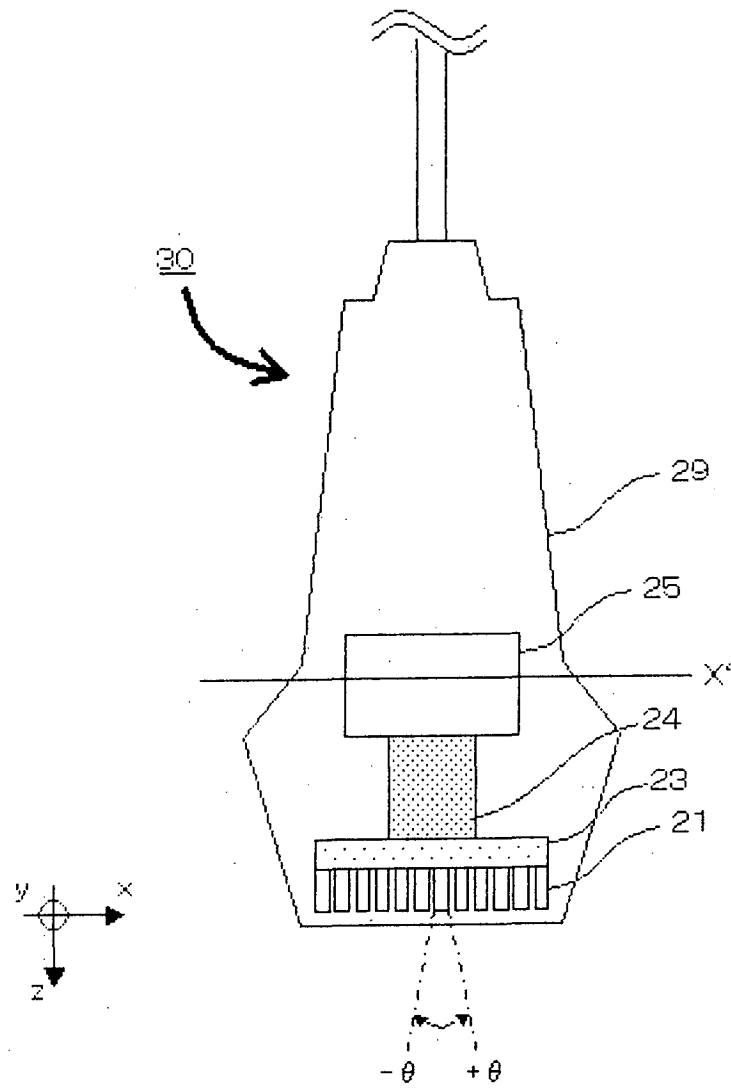


图 2A

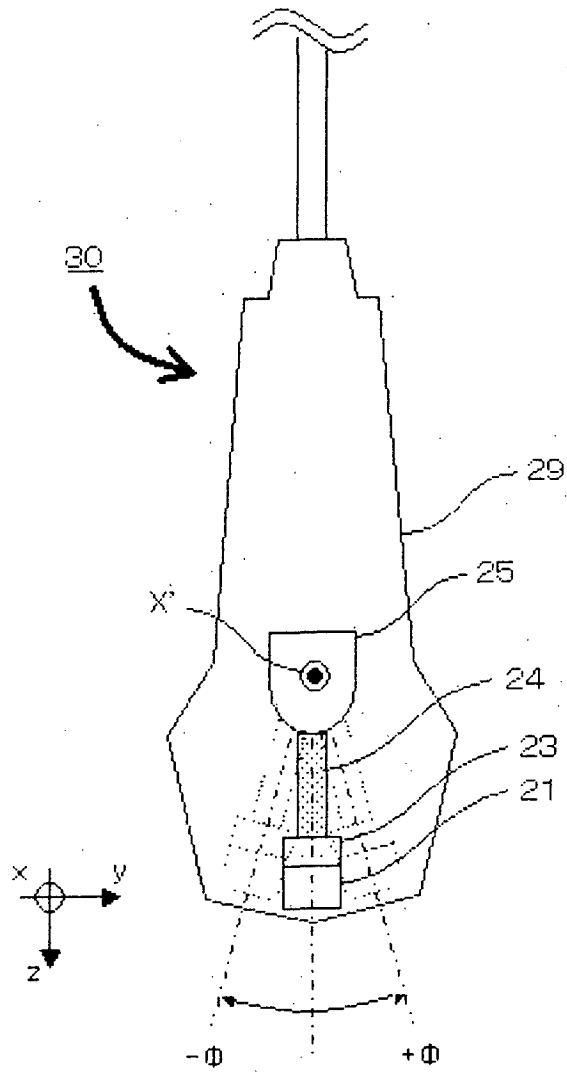


图 2B

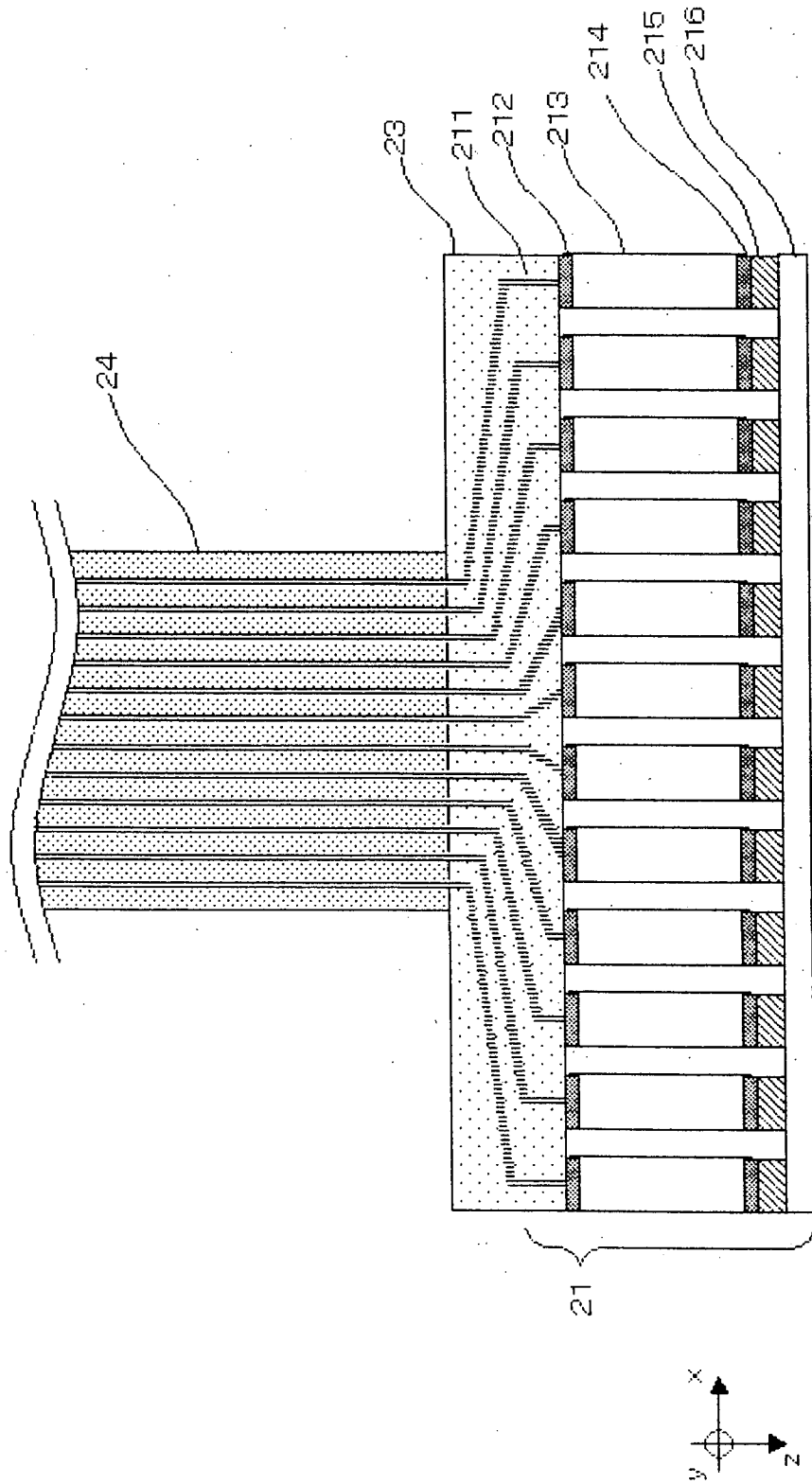


图 3

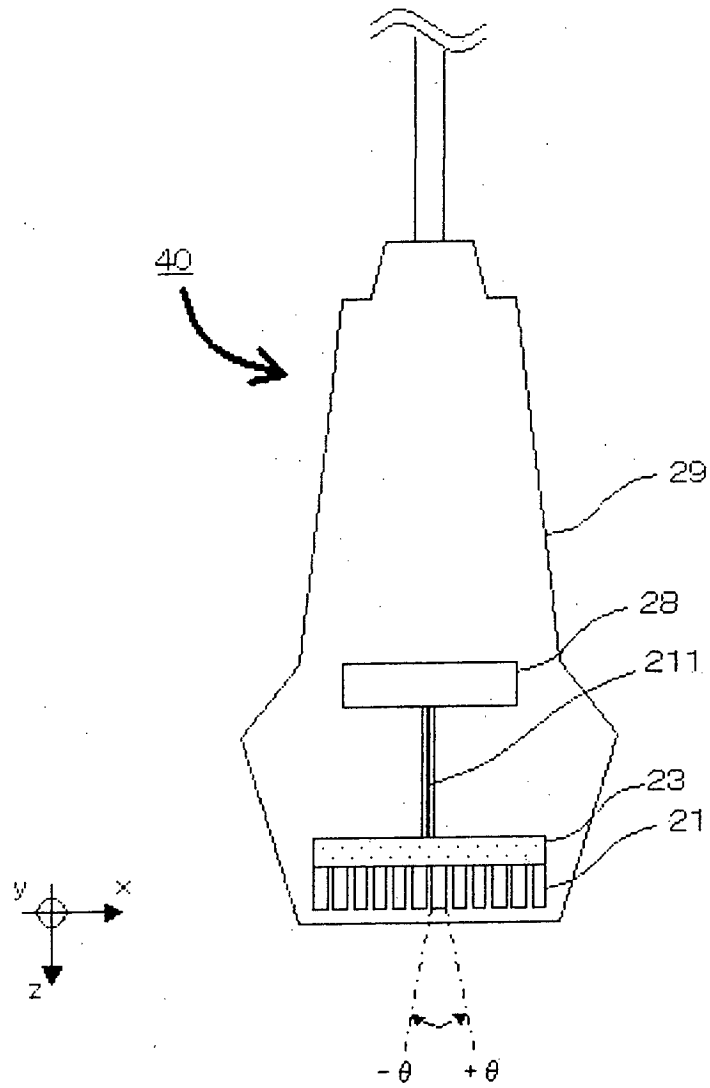


图 4A

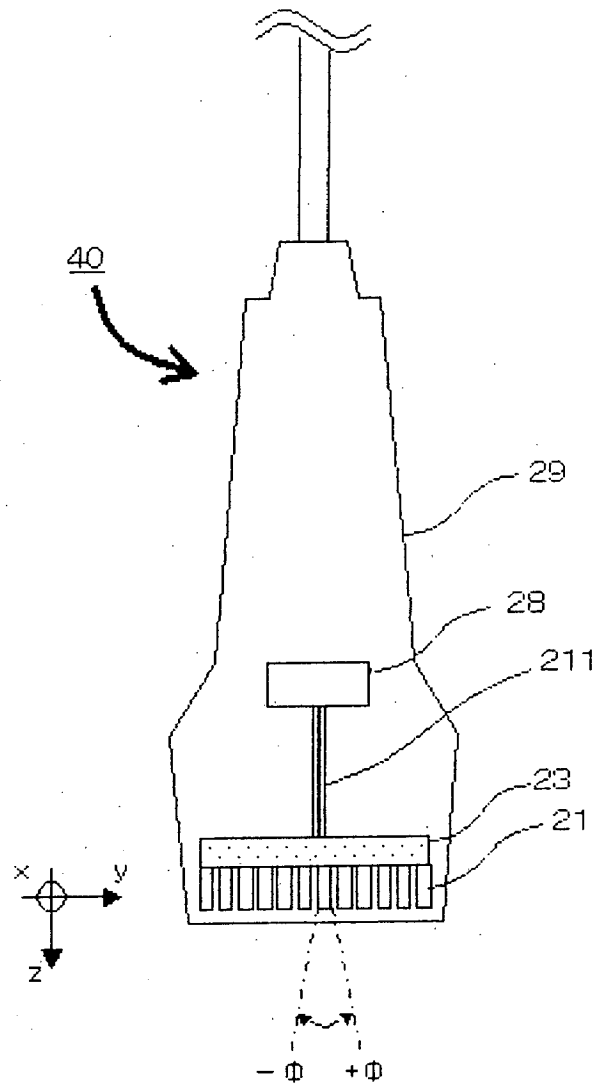


图 4B

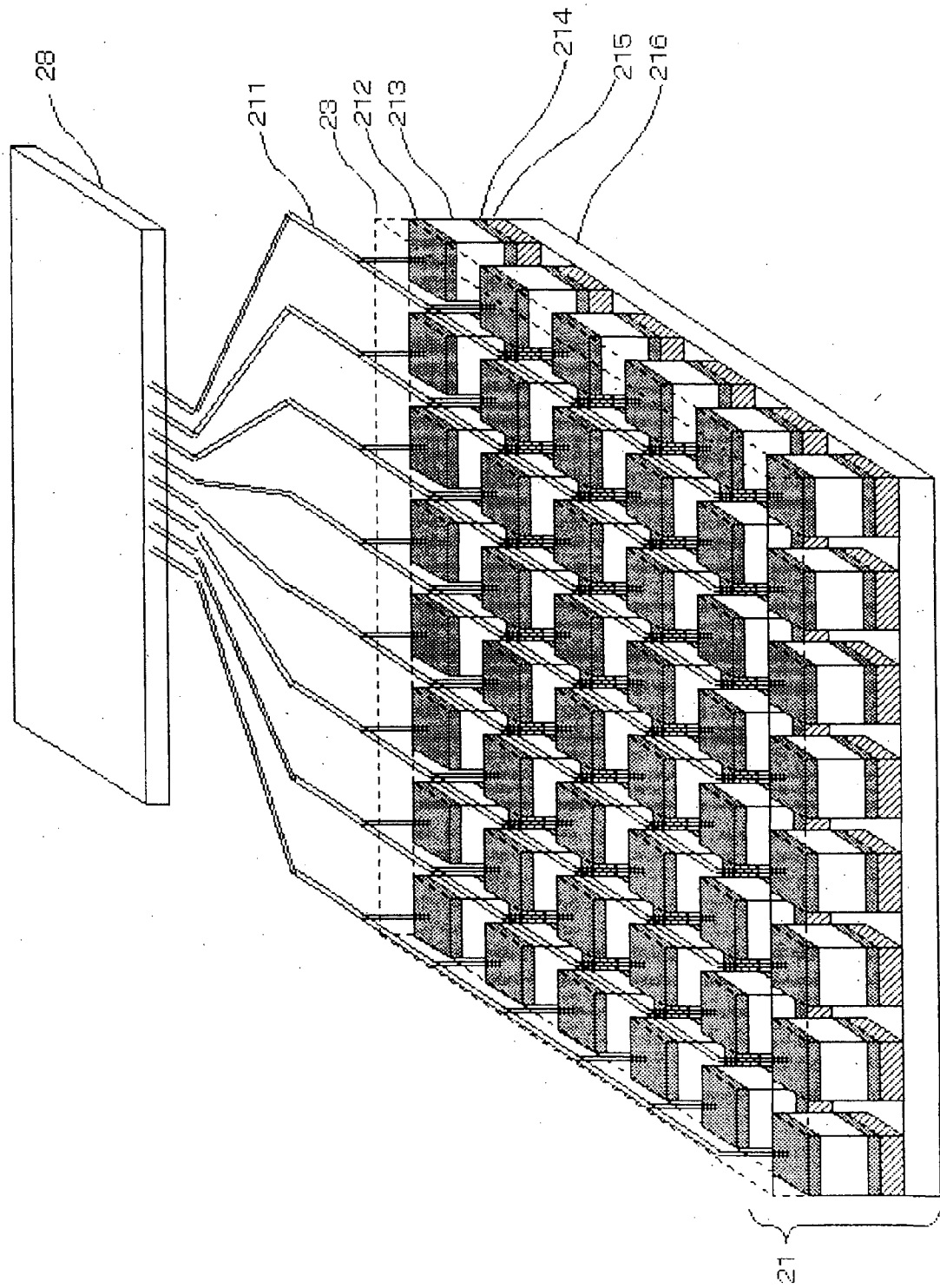


图 5

波形：正弦波  
频率：10 MHz  
间隔：0.1 ms

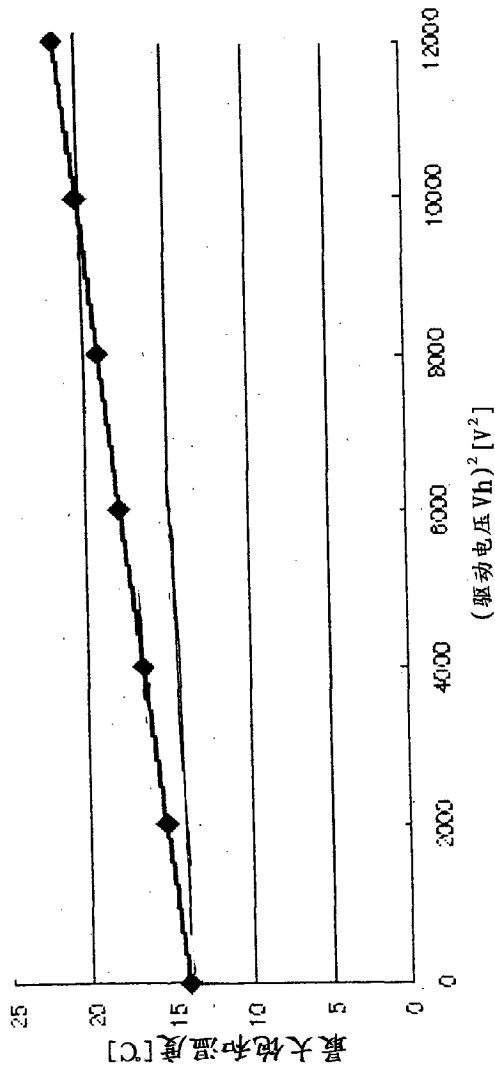


图 6A

波形：正弦波  
频率：10 MHz  
间隔：0.2 ms

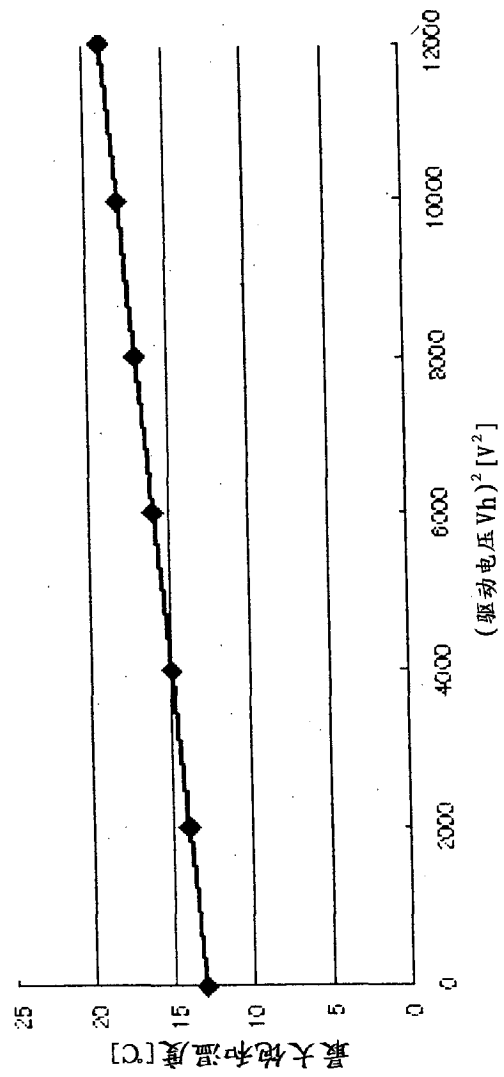


图 6B

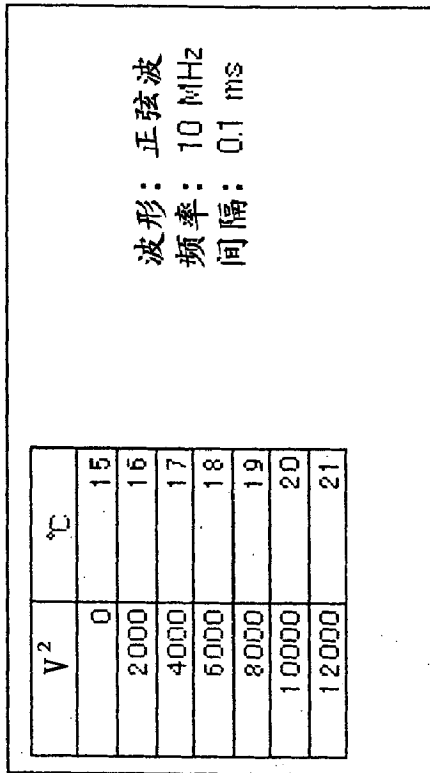


图 7A

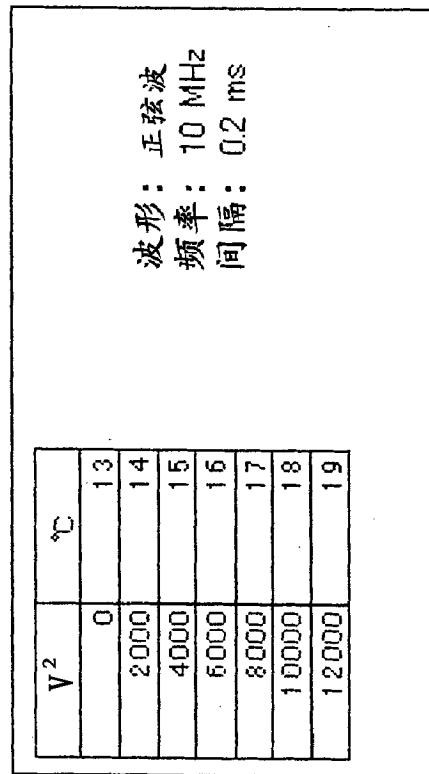


图 7B

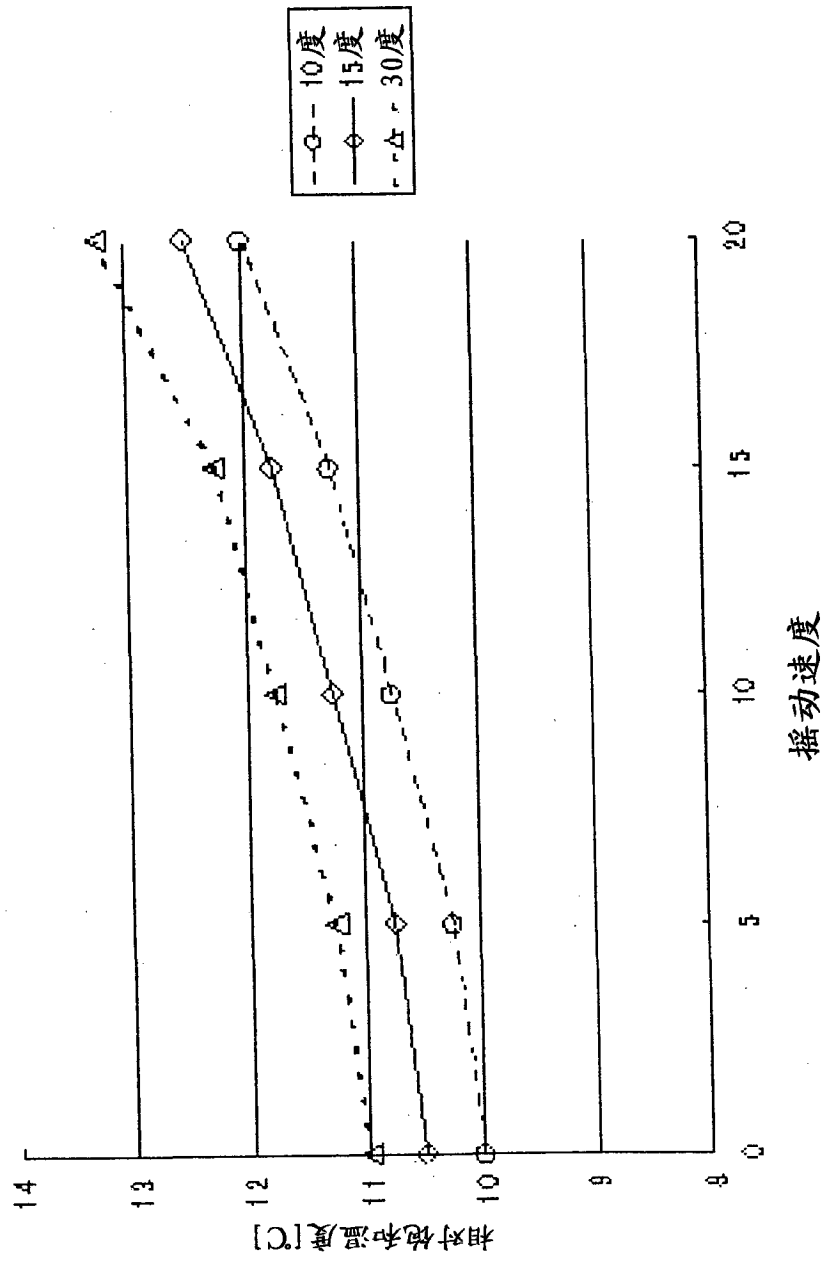


图 8

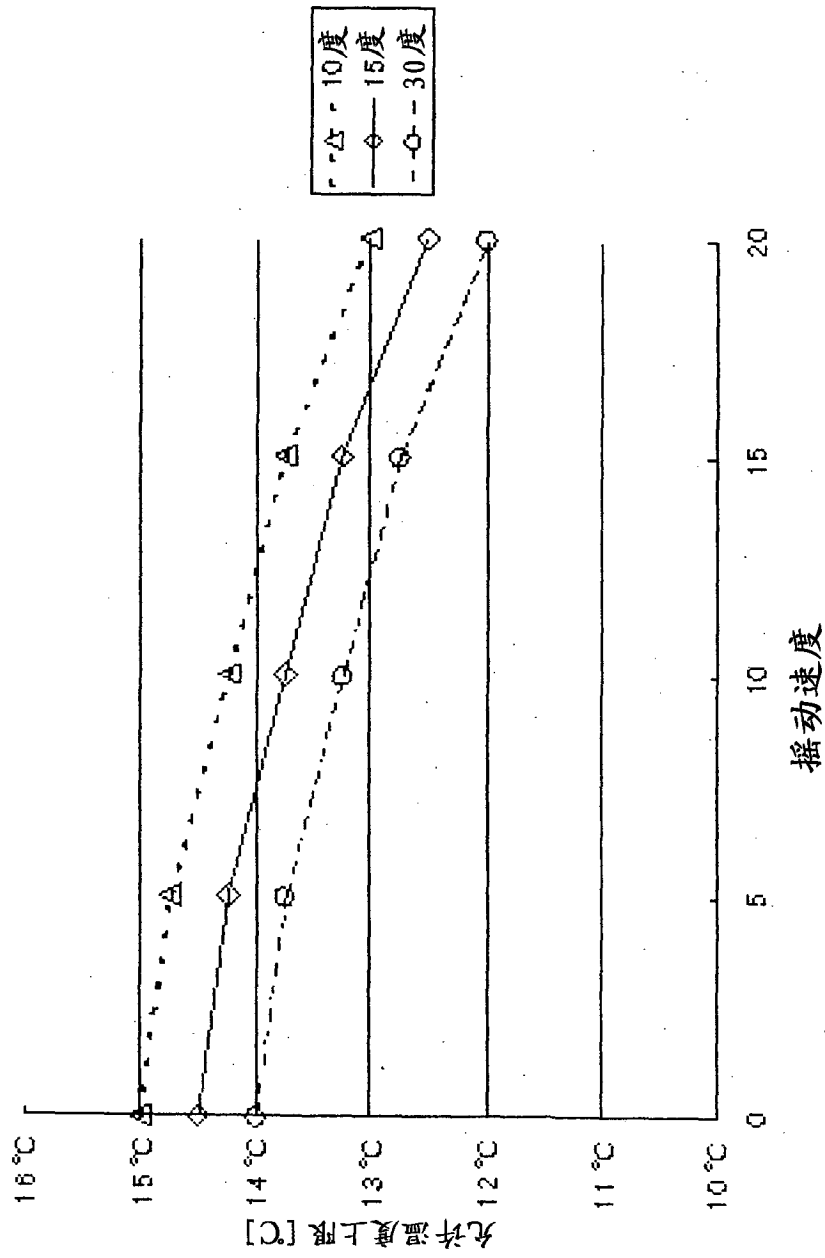


图 9

摇动速度	10度	15度	30度
0	15 °C	14.5 °C	14 °C
5	14.75 °C	14.25 °C	13.75 °C
10	14.25 °C	13.75 °C	13.25 °C
15	13.75 °C	13.25 °C	12.75 °C
20	13 °C	12.5 °C	12 °C

图 10

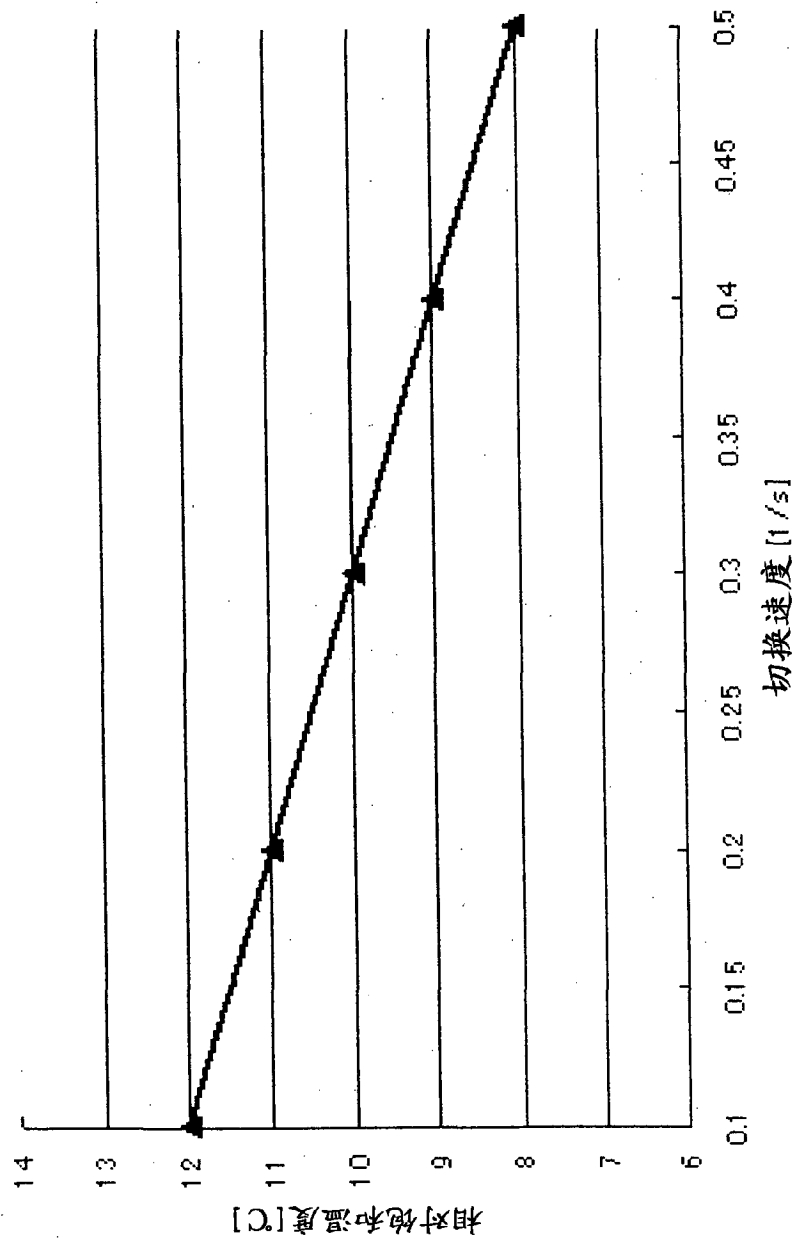


图 11

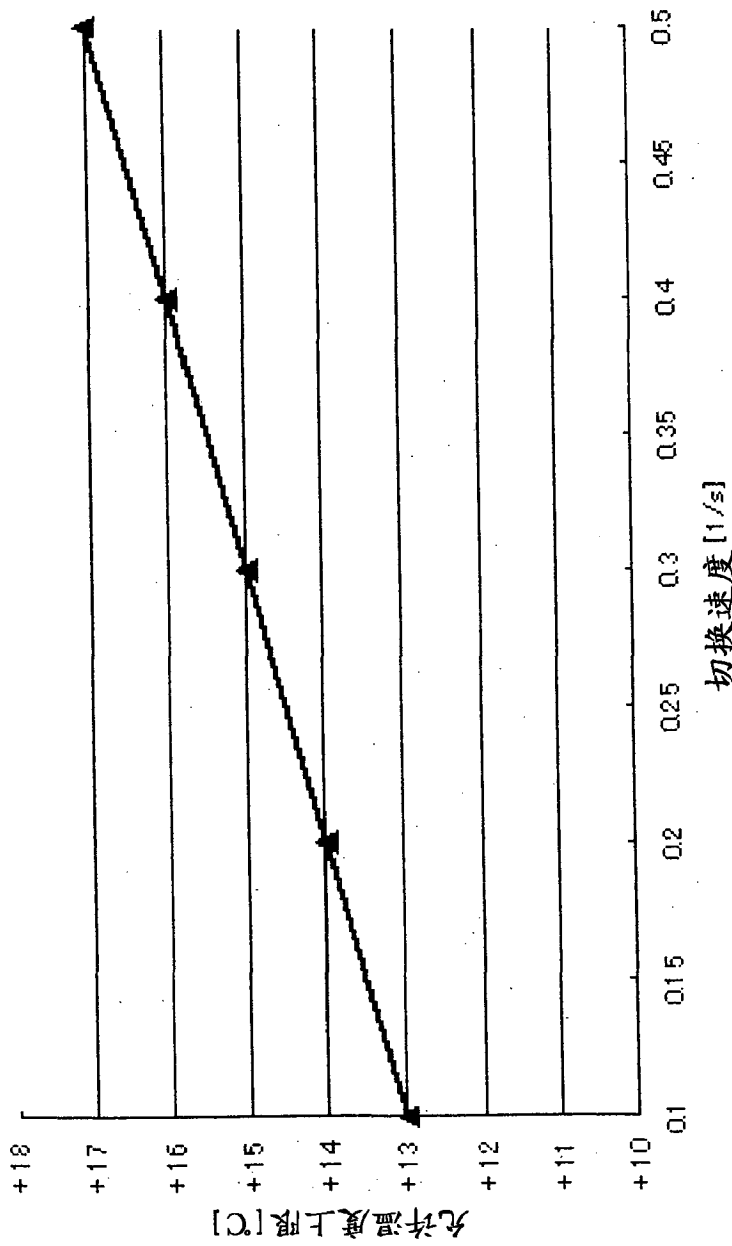


图 12

切换速度	°C
0.1	13
0.2	14
0.3	15
0.4	16
0.5	17

图 13

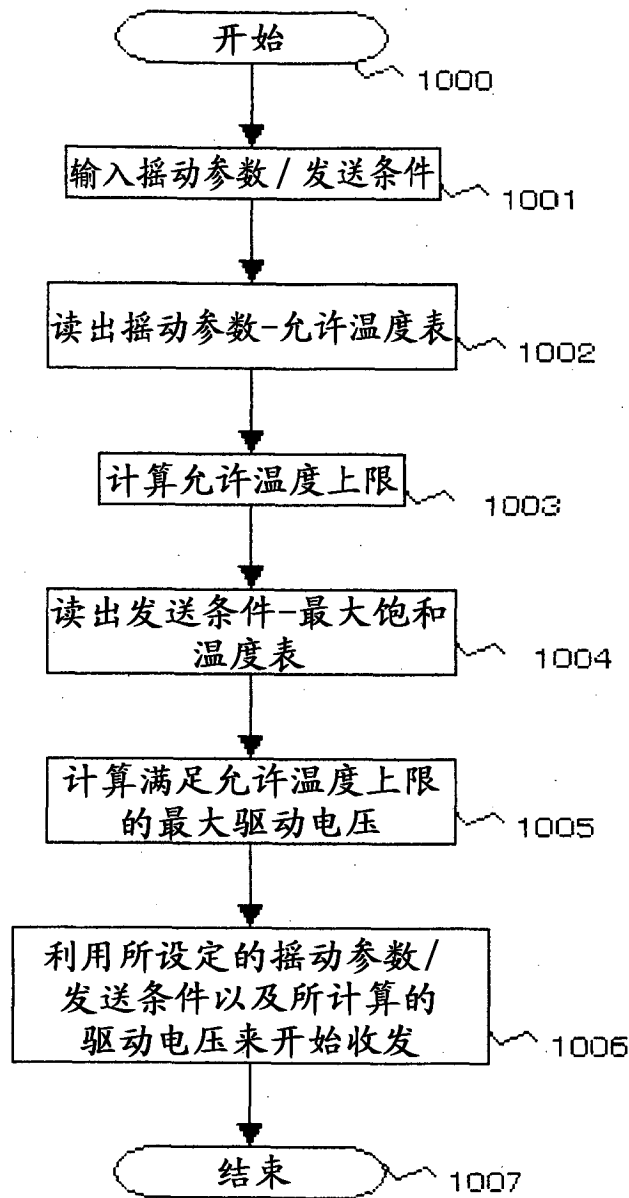


图 14

摇动速度	10度	15度	30度
0	+10 °C	+10.5 °C	+11 °C
5	+10.3 °C	+10.8 °C	+11.3 °C
10	+10.8 °C	+11.3 °C	+11.8 °C
15	+11.3 °C	+11.8 °C	+12.3 °C
20	+12 °C	+12.5 °C	+13 °C

图 15

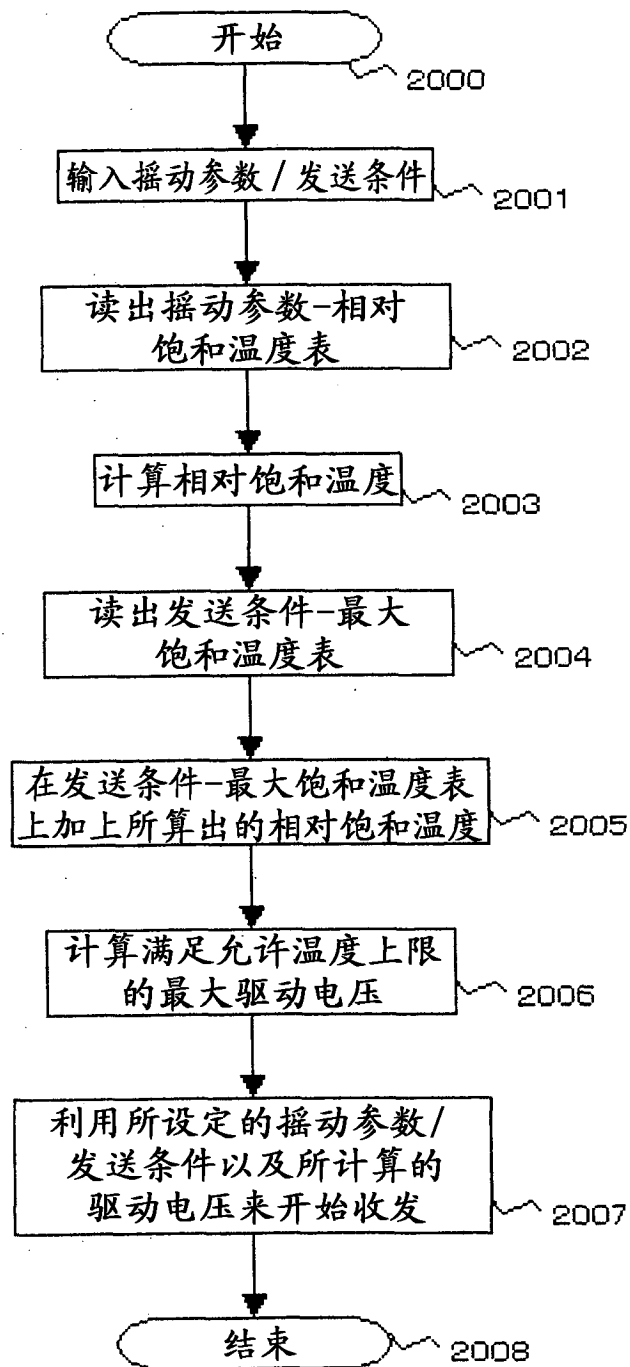


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波探头驱动电压设定方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102188260A</a>	公开(公告)日	2011-09-21
申请号	CN201110059593.5	申请日	2011-03-11
[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	阿部仁人 今村智久		
发明人	阿部仁人 今村智久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/4461 G01S7/5208 A61B8/4455 A61B8/546 G01S7/52079 G01S15/8993 G01S15/8918 G01S7/5205 G01S15/894 G01S15/8925 A61B8/08		
优先权	2010056750 2010-03-12 JP		
其他公开文献	CN102188260B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置和超声波探头驱动电压设定方法，个别地预测从多个热源产生的温度变化，适当地设定超声波探头的动作参数。通过在超声波诊断装置内独立地存储或修正针对成为热源的每个部分的设定的、相对于气温的相对温度，能够使超声波探头表面上的相对于气温的相对温度和对超声波振子的发送驱动电压最佳化。能够控制比现有的发送驱动电压更大的发送驱动电压，并且能够控制可提高诊断能力的比现有的发送驱动电压更大的发送驱动电压。

