



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200310120258.7

[43] 公开日 2005 年 6 月 15 日

[11] 公开号 CN 1626040A

[22] 申请日 2003. 12. 10

[21] 申请号 200310120258.7

[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

[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

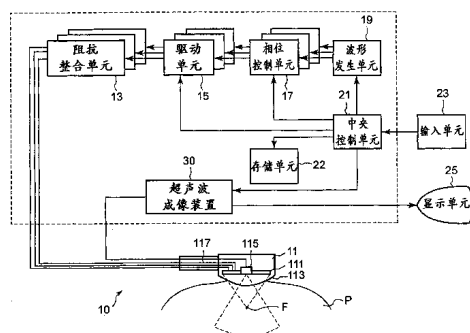
代理人 吴丽丽

权利要求书 4 页 说明书 19 页 附图 15 页

[54] 发明名称 超声波照射装置及超声波照射方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声波照射装置及超声波照射方法，能够使焦点连续地移动到任意位置，并可在所希望的位置上恰当地照射超声波。本发明的超声波照射装置，可用合适的焦点尺寸且不论焦点距离如何都大致均等的焦点尺寸，以大致均等的能量恰当地照射超声波。为此，本发明的超声波照射装置具备：具有发生超声波的多个超声波发生元件的超声波发生元件组(111)；以及对此多个超声波发生元件组(111)的各自，以各超声波发生元件(111)均具有预定初始相位的形态供给被给予预定特性的驱动信号的信号供给单元(13、15、17、19、21、22)。



1. 一种超声波照射装置，其特征在于，具备：
超声波发生装置，具有发生超声波的多个超声波发生元件；以及

信号供给装置，对上述多个超声波发生元件的各自，以各超声波发生元件均具有预定初始相位的形态供给被给予预定特性的驱动信号。

2. 根据权利要求1所述的超声波照射装置，其特征在于：
决定上述各超声波发生元件的预定初始相位以使从上述多个超声波发生元件所发生的超声波形成至少一个焦点。

3. 根据权利要求2所述的超声波照射装置，其特征在于：
上述至少一个焦点被形成在从上述超声波发生装置的中心轴上偏离的位置。

4. 根据权利要求3所述的超声波照射装置，其特征在于：
上述至少一个焦点基于上述预定特性在上述超声波发生装置的中心轴的周围移动。

5. 根据权利要求2所述的超声波照射装置，其特征在于：
上述至少一个焦点基于上述预定特性在上述超声波发生装置的中心轴上移动。

6. 根据权利要求2所述的超声波照射装置，其特征在于：
上述至少一个焦点基于上述预定特性在上述超声波发生装置的中心轴上以外直线地移动。

7. 根据权利要求2所述的超声波照射装置，其特征在于：
还具备焦点指定装置，用于指定上述至少一个焦点的位置；以及

计算装置，基于由该焦点指定装置所指定的焦点的位置，计算上述各超声波发生元件的预定初始相位，

上述信号供给装置，将由该计算装置所计算的上述各超声波发

生元件的初始相位给予上述驱动信号。

8. 根据权利要求1所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述信号供给装置对上述多个超声波发生元件的各自包含延迟电路, 上述各超声波发生元件的预定初始相位由该各延迟电路所给予。

9. 根据权利要求1所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述信号供给装置包含,

存储对上述多个超声波发生元件的各自所供给的上述驱动信号的存储装置; 和

通过在预定定时从该存储装置读出上述驱动信号, 将上述各超声波发生元件的预定初始相位给予上述驱动信号的读出装置。

10. 根据权利要求1所述的超声波照射装置, 其特征在于:

还具备焦点指定装置, 用于指定上述至少一个焦点的位置;

上述超声波发生装置, 通过依照由上述焦点指定装置所指定的焦点的位置限制在超声波照射中使用的上述超声波发生元件的数目, 来控制上述所指定的焦点的大小以及在该焦点上照射超声波的能量的至少一方。

11. 根据权利要求1所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述预定特性具有周期性。

12. 根据权利要求11所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述预定特性可按周期单位进行变更。

13. 根据权利要求1所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述信号供给装置包含调制装置, 上述驱动信号是由该调制装置所调制的信号。

14. 根据权利要求13所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述调制具有周期性。

15. 根据权利要求13所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述调制是相位调制。

16. 根据权利要求13所述的超声波照射装置, 其特征在于:

对利用上述调制装置的调制所供给的调制波的周期比上述超声波发生元件的反共振频率的倒数还要大。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述调制波的周期为上述反共振频率的倒数的 50 倍以上。

18. 根据权利要求 1 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述驱动信号是正弦波。

19. 根据权利要求 1 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述驱动信号是三角波。

20. 根据权利要求 1 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述驱动信号是将为形成上述至少一个焦点中第 1 焦点而对上述各超声波发生元件给予第 1 预定初始相位的信号, 和为形成第 2 焦点而对上述各超声波发生元件给予第 2 预定初始相位的信号合成后的信号。

21. 根据权利要求 1 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述多个超声波发生元件被设置成平面状。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述多个超声波发生元件是其外边形成多角形的排列。

23. 根据权利要求 21 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述多个超声波发生元件是其外边形成圆形的排列。

24. 根据权利要求 23 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述多个超声波发生元件采取在上述圆形的圆周方向上有规则地交互排列第 1 组和第 2 组的结构, 对上述第 1 组中所包含的超声波发生元件以具有将第 1 相位相加到上述各超声波发生元件的预定初始相位后得到的相位的形态供给上述驱动信号, 对上述第 2 组中所包含的超声波发生元件以具有将第 2 相位相加到上述各超声波发生元件的预定初始相位后得到的相位的形态供给上述驱动信号。

25. 根据权利要求 23 所述的超声波照射装置, 其特征在于:

上述多个超声波发生元件采取在上述圆形的圆周方向上有规则地交互排列第 1 组和第 2 组的结构, 对上述第 1 组中所包含的超声波

发生元件以作为上述各超声波发生元件的预定初始相位具有第 1 相位的形态供给上述驱动信号，对上述第 2 组中所包含的超声波发生元件以作为上述各超声波发生元件的预定初始相位具有第 2 相位的形态供给上述驱动信号。

26. 一种超声波照射方法，其特征在于：

对多个超声波发生元件的各自，以各超声波发生元件均具有预定初始相位的形态供给被给予预定特性的驱动信号；

基于所供给的驱动信号从上述多个超声波发生元件发生超声波。

超声波照射装置及超声波照射方法

技术领域

本发明涉及例如在医疗诊断等中所使用的，朝对象照射超声波的超声波照射装置及超声波照射方法。

背景技术

在对患者实施医学治疗的情况下，根据疾病的不同有时进行切除等外科治疗。例如在癌症治疗中，外科的切除术为主要的治疗法。这样的外科治疗，大多会很大地损伤其内脏器官原本具有的功能和外观上的形态，在肉体和精神上对患者造成很大的负担。从而，即使延长了生命，但对患者来说却留下很大的负担。另一方面，虽然例如利用抗癌剂给药的药物治疗等已经发达，但其副作用却成为很大的问题。

在这样的现状下，在近年的医疗领域中，患者的术后生活的质量（Quality of Life: QOL）的提供已得以重视，被称为最少侵害治疗（Minimally Invasive Treatment: MIT）的治疗法引人注目。作为其代表性的例子，列举出体外冲击波结石破碎装置的实用化、加热癌细胞导致坏死的湿热疗法。

前者的体外冲击波结石破碎装置，是从体外朝体内的结石照射利用强有力的超声波的冲击波，不用进行外科手术地对结石进行破碎治疗的装置。此装置，对泌尿器科系结石的治疗法带来很大的变化。

另外，后者的湿热疗法，是利用肿瘤组织和正常组织的热敏感性的不同，通过利用超声波等将患部加热到 42.5℃ 以上并维持来有选择地使癌细胞杀死的治疗法。特别是，考虑对活体内深部的肿瘤，利用深入度高的超声波能量的方法（例如，参照专利文献 1）。

另外，进一步发展上述湿热疗法，还考虑利用凹面形状的压

电元件使已发生的超声波聚焦到患部进行加热，使该患部热变形坏死的治疗方法（例如，参照专利文献 2）。在此治疗方法中，通过使超声波的能量聚焦，仅将宽度 1~3mm 程度的受局限的区域加热到 60℃ 以上，可在数秒内导致热变形坏死。此技术，被认为主要适应于肝肿瘤、脑肿瘤、泌尿器科系的肿瘤以及妇科领域的肿瘤。

在上述湿热治疗法等中使用的超声波装置，由于一般由超声波敷抹器的几何形状和频率来决定焦点位置和尺寸，所以有难以使用的情况。为了解决此使用困难，最近提案出利用相控阵的焦点位置控制方法，和进而应用其来控制焦点尺寸的方法（例如，参照专利文献 3、专利文献 4）。

相控阵是通过使用多个超声波发生元件以及可进行相位控制的驱动源，通过电子控制来形成超声波焦点或者变更位置的办法。另外，还公开了通过对相邻的超声波发生元件组交互地给予相位差进行驱动来达到焦点尺寸的扩大，通过调整相位差来变更焦点扩大率的办法（例如，参照专利文献 5）。另外，还有将超声波发生源的中心轴上的压力维持于零来变更焦点尺寸的控制法（例如，参照专利文献 6）。

但是，根据上述各办法，虽然可在某种程度变更焦点尺寸，但不能充分地扩大焦点。另外，在上述各办法中，焦点跟前侧的声场的能量就对焦点峰值能量相对地变大。其结果，在重叠多个焦点对宽广区域照射超声波的情况下，有时对焦点区域以外也给予超声波的影响。进而，因焦点距离的不同焦点尺寸和能量就会变化，有未能达到均匀的照射条件等问题。

另一方面，在以往的相控阵等方法中在变更焦点位置时，每次都必须进行驱动源中的相位切换控制。为此，就存在因切换而引起的时间损耗和在患部的灼烧上可能会产生不均之类的问题。

【专利文献 1】

日本专利申请公开特开昭 61-13955 号公报

【专利文献 2】

美国专利第 5150711 号公报

【专利文献 3】

日本专利申请公开特开平 6-78930 号公报

【专利文献 4】

日本专利第 2036277 号公报

【专利文献 5】

日本专利申请公开特开平 6-78930 号公报

【专利文献 6】

日本专利第 2036277 号公报

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而完成的，目的是提供一种超声波照射装置及超声波照射方法，能够使焦点连续地移动到任意位置，并可在所希望的位置上恰当地照射超声波。另外，其目的是提供一种超声波照射装置及超声波照射方法，可用合适的焦点尺寸且不论焦点距离如何都大致均等的焦点尺寸，以大致均等的能量恰当地照射超声波。

为了达到上述目的，本发明的第 1 技术方案提供一种超声波照射装置，其特征在于具备：具有发生超声波的多个超声波发生元件的超声波发生装置；以及对上述多个超声波发生元件的各自，以各超声波发生元件均具有预定初始相位的形态供给被给予预定特性的驱动信号的信号供给装置。

另外，为了达到上述目的，本发明的第 2 技术方案提供一种超声波照射方法，其特征在于：对多个超声波发生元件的各自，以各超声波发生元件均具有预定初始相位的形态供给被给予预定特性的驱动信号；基于所供给的驱动信号从上述多个超声波发生元件发生超声波。

根据这样的结构，就能够实现一种超声波照射装置及超声波照射方法，能够使焦点连续地移动到任意位置，并可在所希望的位置上恰当地照射超声波。另外，就能够一种实现超声波照射装置及超声波

照射方法，不论焦点距离如何都可用合适且大致均等的焦点尺寸，以大致均等的能量恰当地照射超声波。

附图说明

图 1 是有关本发明第 1 实施形式的超声波治疗装置的方块结构图。

图 2 是用于说明有关本发明实施形式的超声波发生元件组的结构的图。

图 3 是用于说明有关本发明实施形式的超声波的焦点移动的概念图。

图 4 是表示有关本发明实施形式的假定了活体内的旋转焦点的能量分布的第 1 仿真结果的图。

图 5 是表示有关本发明实施形式的假定了活体内的旋转焦点的能量分布的第 2 仿真结果的图。

图 6 是有关本发明第 2 实施形式的超声波照射装置的方块结构图。

图 7 是有关本发明实施形式的超声波敷抹器的变形例的图。

图 8 是有关本发明第 3 实施形式的超声波照射装置的方块结构图。

图 9 是表示有关本发明实施形式的环形阵列方式的超声波敷抹器的图。

图 10 是表示有关本发明实施形式的将焦点设为距被测体表面 90mm 的位置时的给予超声波发生元件的驱动信号波形的相位延迟值的图。

图 11 是表示有关本发明实施形式的向环形阵列方式的超声波敷抹器的第 1 相位延迟给予方法的图。

图 12 是表示有关本发明实施形式的图 11 所示的相位延迟时的超声波照射的焦点上的照射形状的图。

图 13 是表示有关本发明实施形式的图 12 所示的照射形状情况

下的照射方法的变形例的图。

图 14 是表示有关本发明实施形式的向环形阵列方式的超声波敷抹器的第 2 相位延迟给予方法的图。

图 15 是表示按各焦点位置汇总了从内侧开始计数的进行驱动的环数、驱动功率以及此时的焦点尺寸的表的图。

图 16 是用于说明有关本发明的第 3 实施形式的效果的图。

具体实施方式

下面，按照附图对本发明的第 1 至第 3 实施形式进行说明。此外，在下面的说明中，对具有大致相同的功能及结构的结构要素，附加相同标记，仅在必要的情况下进行重复说明。

(第 1 实施方式)

首先，一边参照图 1 一边说明有关本实施形式的超声波治疗装置的结构。图 1 示出本超声波治疗装置 10 的方块结构图。如该图所示那样，超声波治疗装置 10 具备超声波敷抹器 11、阻抗整合单元 13、驱动单元 15、相位控制单元 17、波形发生单元 19、中央控制单元 21、存储单元 22、输入单元 23、显示单元 25 和超声波成像装置 30。

超声波敷抹器 11 具有超声波发生元件组 111、耦合材料 113、诊断用超声波探针 115 和电缆 117。

超声波发生元件组 111，由二维阵列状排列的多个超声波发生元件（例如，压电（piezo）元件）组成，根据从驱动单元 15 经由阻抗整合单元 13 所供给的电能，朝活体 P 内部放射被指定的频率区域的超声波。

超声波发生元件组 111，如图 2 所示那样，为了配置诊断用超声波探针 115 而成为开有四角形状的孔的形状。还可使用此诊断用超声波探针 115 的振子组。但是，在本实施形式中，设该诊断用超声波探针 115 的振子组不作为治疗用超声波发生用元件来使用。

此外，超声波发生元件组 111 形成的形状，即多个超声波发生

元件形成的外缘（外边）除图 2 所示的四角形以外，还可以是四角形以外的多角形或后述的圆形、及其他椭圆形等，依照各超声波发生元件的形状和排列任何形状都可以。

耦合材料 113，配置于超声波发生元件组 111 的表面，对超声波发生元件组 111 和活体 P 的声阻抗进行整合以使超声波效率良好地向活体 P 进行传播。另外，耦合材料 113 还同时具有用于隔断由超声波发生元件组 111 所发生的热，使其不向活体 P 传导的隔热效果。

诊断用超声波探针 115，是对被测体 P 发生用于生成超声波图像的超声波，并从该被测体 P 接收反射波用的装置。诊断用超声波探针 115 由压电振子、声透镜、声阻抗整合层、封装材料等组成。

阻抗整合单元 13，对每个超声波发生元件进行设置，对从驱动单元 15 输入的电信号的阻抗进行整合。

驱动单元 15 对每个超声波发生元件进行设置，对从相位控制单元 17 输入的信号的波形进行放大。所放大的信号，由阻抗整合单元 13 进行阻抗整合，并经由电缆 117 以预定的振幅、初始相位等被施加（供给）到各超声波发生元件。

相位控制单元 17，对每个信道（每个超声波发生元件）调整波形发生单元 19 发生的驱动信号的初始相位以使焦点（图 1 中为焦点 F）形成在所指定的位置上，并将该信号输出到各个驱动单元 15。

波形发生单元 19，基于中央控制单元 21 的控制，按照来自输入单元 23 的下述输入，以预定的频率、形状发生将施加于超声波发生元件组 111 的驱动信号波形。此外，在波形发生单元 19 中，也可以使用通常的模拟振荡电路和 PLL 电路构成振荡电路，通过门电路的组合来进行信号频率和波形控制。另外，也可以如在第 2 实施形式中将说明那样，数字地进行波形合成，使用 DA 转换器以及低通滤波器进行波形合成。另外，也可以是使用 VF 转换器的结构。

中央控制单元 21，基于由操作者所输入的焦点位置、焦点尺寸以及焦点压力等，从存储单元 22 读出用于设定所指定的焦点位置等的关联信息（初始相位信息、输出电平信息、超声波发生元件组 111

中的使用超声波发生元件数等)。中央控制单元 21, 按照此关联信息来控制相位控制单元 17、驱动单元 15 等。

存储单元 22, 存储有包含按照后述的式 (1), 预先所计算的每个超声波发生元件的初始相位的上述关联信息等。

输入单元 23, 具有用于将来自操作者的各种指示/命令/信息取入到装置的鼠标和跟踪球、方式切换开关、TCS: Touch Command - Screen、键盘等。

显示单元 25 是由 CRT 等组成的监视器, 显示由超声波成像装置 30 所生成的, 表示被测体组织形状的超声波图像。

超声波成像装置 30, 将超声波从诊断用超声波探针 115 发送给被测体 P, 基于接收到的反射波生成被测体 P 的体内组织的超声波图像。所生成的超声波图像被显示于显示单元 25, 被用于超声波照射位置的确定、确认等。

在上面的结构中, 阻抗整合单元 13、驱动单元 15、相位控制单元 17、波形发生单元 19、中央控制单元 21 以及存储单元 25 构成信号供给装置。

接着, 一边参照图 3 一边说明从超声波发生元件组 111 构成的面的中心开始在同一面上垂直轴(下面, 称为中心轴)的周围使焦点旋转的方法。图 3 是用于说明超声波的焦点移动的图, 示出以该中心为原点在 xy 平面内配置了超声波敷抹器 11 的超声波发生元件组 111 的空间坐标系。这里 z 轴就相当于上述中心轴。

考虑以下情况, 如图 3 所示那样, 当使从超声波发生元件组 111 的各超声波发生元件所照射的超声波在点 $F(x, 0, z)$ 形成焦点时, 从将自原点 $O(0, 0, 0)$ 的距离设为 R_a 的任意超声波发生元件 $A(x_a, y_a, z_a)$ 进行将点 F 设为焦点的超声波照射。这样即使将焦点的位置设为 $y=0$, 也不丧失一般性。此外, 为说明方便设 $A(x_a, y_a, z_a)$ 为超声波发生元件 A 的重心坐标。

若设 x 轴和 R_a 矢量的夹角为 θ , 则 x_a 和 y_a 能够使用 R_a 和 θ 如下面那样进行表示。

$$x_a = R_a \cdot \cos\theta$$

$$y_a = R_a \cdot \sin\theta$$

根据此和余弦定理，点 A 和点 F 之间的距离 L，就能够如下面那样进行表示。

$$L = (R_a^2 + x^2 + z^2 - 2 \cdot x \cdot R_a \cdot \cos\theta)^{1/2}$$

对此进行麦克劳林展开，得到

$$L = M (1 - x \cdot R_a / M^2 \cdot \cos\theta),$$

$$\text{其中, } M^2 = R_a^2 + x^2 + z^2.$$

此式意味着，如果使 θ 变化，则变得与维持点 A 和 x 轴的关系不变以原点 O 为中心使超声波发生元件 111 旋转实质上等同。例如，如果以同样的角速度 ω 使 θ 变化，则与照射超声波的超声波发生元件组 111 各自按角速度 ω 以原点 O 为中心进行旋转的情况变得等价。从而，就与根据来自超声波发生元件组 111 各自的超声波照射而决定的焦点 F 绕 z 轴旋转相对地变得等价。

更具体来讲，如果设 L 的最大值为 $L_{\max}$ ，并从该 $L_{\max}$ 减去各超声波发生元件的 L 用超声波的波长 λ 相除，则应给予各超声波发生元件的初始相位如下面那样被导出。

$$\begin{aligned} \Phi &= (L_{\max} - L) \cdot 2\pi / \lambda \\ &= (M_{\max} - M + x \cdot R_a_{\max} / M_{\max} + x \cdot R_a / M \cdot \cos\theta) \cdot 2\pi / \lambda \end{aligned}$$

为使焦点旋转，即随时间使焦点的位置变化，设

$$\Phi t = \{M_{\max} - M + x \cdot R_a_{\max} / M_{\max} + x \cdot R_a / M \cdot \cos(\theta + \omega \cdot t)\} \times 2\pi / \lambda.$$

若将此导入驱动波形 V，则 V 能够使用正弦波如下面那样进行表示。

$$V = \sin(\omega_0 \cdot t + \Phi t) \quad (1)$$

上式是相位调制的公式。由此，通过对各超声波发生元件，在基本角频率（基本角速度） ω_0 的超声波中以由点 A 和点 F 决定的相位量相应给予初始相位并以旋转频率（角速度） ω 进行相位调制，就

能够使焦点 F 绕 Z 轴旋转。该旋转速度由 ω 所决定，另外最终的焦点尺寸由 x 所决定。从而，如果通过本方法使 x 变化为各种各样，就能够形成各种尺寸的焦点。在本超声波照射装置 10 中，通过中央控制单元 21 基于本方法来控制相位控制单元 17，就实现各种各样的焦点尺寸。

此外，具有基于上述式 (1) 的驱动波形 V 的驱动信号可通过调制的施加方法给予周期性，也就是，可一边绕 z 轴描绘同一轨迹一边使焦点 F 移动（旋转），通过按周期改变实质的初始相位的给予方法，或者改变调制的施加方法，就可根据需要照射位置也就是焦点 F 的位置移动到完全不同的地点等。

另外，并不将驱动波形 V 限定于正弦波。例如，依照三角波等其他的焦点 F 的移动方法等来决定驱动波形 V 即可。焦点 F 的移动方法除圆形之外还考虑例如椭圆形或直线的移动。在直线的情况下还考虑上述中心轴上的移动，还考虑中心轴上的移动以外的任意空间中的直线移动。

那么，能够容易地想象以下情况，若在式 (1) 中 x 的值增大则 z 轴周围的超声波能量密度将降低。在此情况下，将 x 分成 x_1 和 x_2 两种（或者在此以上），根据式 (1) 生成具有对应于各自的相位的驱动信号波形。通过以重合了此两种（或者在此以上）驱动信号波形的波形（合成信号），来驱动各个超声波发生元件，就可一次形成多个焦点。并且，若以相同的 ω 使所形成的多个焦点旋转，则能够构成多个环状的焦点形状。此外，这时通过对重合设置振幅比，就能够遍及合成焦点的全部区域内使能量密度大致均等。

这样给予超声波发生元件组 111 的各超声波发生元件的驱动信号（驱动波形 V），还包含不采取调制内容、调制方式进而调制这种形态这样的形式的情况，通过设成被给予了预定的特性的驱动信号，就可持有各种形态轨迹使根据从超声波发生元件组 111 所照射的超声波而决定的焦点的移动得以实现。

图 4 和图 5 是表示，在图 3 所示的系统中，将初始焦点 F 设定

成 (0,0,60) 和 (4,0,60) 两点, 将重合的振幅比设定成 0.07: 1 情况下假定了活体内的旋转焦点的能量分布的仿真结果的图。图 4 表示 xy 平面, 图 5 表示 xz 平面。

此外, 最大能量密度是峰值能量密度的 30% 以上的区域, 通过超声波照射温度上升到 60℃ 以上的情况在试验上已得以确认。另外, 即使其间内存在于狭窄范围的不足 30% 的区域中通过热传导也上升到 60℃ 以上的情况得以解释。

另外, 超声波发生元件组 111 一般都持有尖锐的共振特性。例如, 在作为超声波发生元件使用了压电元件的情况下, Q 通常为 100~2000 左右。从而, 相对于压电元件的共振频率, 就不能使用于焦点移动的频率转换太大。

由于这样的理由, 最好焦点的旋转频率相对于超声波频率 (压电元件的共振频率) 为低频。具体来讲, 如果使其成为共振频率的 1/50 以下, 则能够将从电功率向超声波能量的变换功率的降低抑制到数%。换言之, 使决定上述焦点的旋转频率的驱动波形 V 的周期比超声波发生元件 (压电元件) 的共振频率或者反共振频率的倒数还要大为好。并且, 考虑最好此周期为反共振频率的倒数的 50 倍以上。

进而, 最好相对于因超声波频率造成的相位变化, 因旋转焦点造成的声场的变化速度充分小。具体来讲, 最好旋转声场频率为照射到活体内的治疗或者诊断用的超声波频率的 1/10 以下。

但是, 由于实际使用的超声波频率为数百 kHz 以上, 故旋转频率为数十 kHz 以下。若考虑这一点, 则考虑因上述 Q 造成的影响一方是支配性的。

根据上述结构, 通过控制供给超声波发生元件组 111 的驱动信号波形的相位并对超声波发生元件组 111 的每个超声波发生元件给予预定的初始相位, 例如就可在超声波发生元件组 111 的中心轴上以外的位置决定焦点。通过将此各初始相位的状态作为始点对各超声波发生元件给予相同的驱动信号波形就可在该驱动信号的供给中维持基于上述初始相位的焦点, 同时通过将此驱动信号设成施加了预定的相位

调制的信号就可依照此相位调制的内容使上述所维持的焦点移动。进而，通过将此相位调制的内容设成周期性的内容（周期性地反复固定的调制内容）就可绕上述中心轴使上述焦点进行旋转。另外，通过虽然相同周期性但调制的办法，可实现直线的往复移动等，如上述那样实现各种焦点移动。

另外，在本方法中，如果旋转对应于焦点的旋转半径的振子大小和分割数以形成理想的焦点，则极大区域不会发生。相对于此，在以往，因声场的扰乱造成的散焦的原理，在焦点尺寸扩大率上有界限。从而，根据有关本实施形式的方法，就能够将对应于超声波照射对象的恰当尺寸的焦点设定到恰当的位置。

（第2实施形式）

接着，对上述第2实施形式进行说明。有关第2实施形式的超声波照射装置10，对实现相控阵的电系统软件地进行了变更，数字地创建信号。由此，就能够提供扩展性高的系统。

图6是有关第2实施形式的超声波照射装置10的概略结构。如图6所示那样，本超声波照射装置10具备超声波敷抹器11、阻抗整合单元13、驱动单元15、D/A转换器26、中央控制单元21、输入单元23、显示单元25、波形存储单元27、波形计算单元28、和超声波成像装置30。

波形存储单元27，是存储以某间隔对信号波形进行了采样后的数据串的存储器，由EEPROM等可改写非易失性存储器，或者SRAM、DRAM等构成。由波形计算单元28所计算的波形信号，被临时存储在波形存储单元27中，依次读出它们利用相控阵方式的超声波照射就得以实现。

波形计算单元28，基于式（1）对每个超声波发生元件（每个Ra）计算基本信号波形，生成数据串。数据串的长度是基本波形的一个周期和旋转频率的一个周期的最小公倍数的时间宽。在本实施形式中，设基本波形的频率为1MHz，以周期的1/10的时间间隔，即100ns进行采样。

在利用波形计算单元 28 和波形存储单元 27（下面称波形决定系统）的波形决定的方法中，例如有以下三种。第 1 方法，对每个 Ra 设置波形计算单元 28，各波形计算单元 28 生成每个超声波发生元件（每个 Ra）的基本波形。第 2 方法，在将波形计算单元 28 的地址空间设为 16 位的情况下，使已采样的波形数据存储在低位地址 11 位中，使 Ra 的数据存储在高位 5 位中，生成对每个 Ra 均不同的基本波形。第 3 方法，组合了第 1 方法和第 2 方法。此外，在第 2 方法的情况下，如果旋转频率为 5kHz 以上则能够存储全部数据。另外，如果以 1mm 对 Ra 进行标准化，则 ΔRa 可存储至 32mm。

在本超声波照射装置中，可采用第 1 至第 3 方法中的任何一个。在通过上述第 1 方法或者第 2 方法构筑了波形计算单元 28 的情况下，在来自波形存储单元 27 的波形信息的读出中，需要用超声波发生元件 111 的数目去除 100ns 程度的读出速度。例如，在使用 100 个超声波发生元件 111 的情况下，需要数据的读出和设定速度为 1ns 的设备。另一方面，在通过第 3 方法构筑了波形计算单元 28 的情况下，就能够将所必需的数据的读出和设定速度比第 1 或者第 2 方法情况降低。设在本实施形式中，从缓和设备的性能条件的观点出发采用第 3 方法来决定波形。

本超声波照射装置 10，通过以下过程来决定每个超声波发生元件的波形，使照射超声波的焦点移动。

首先，将超声波发生元件组 111，以原点为中心分割成 Ra 近似的多个组。例如，设每隔 1mm 对 Ra 进行组划分，假定波形存储单元 27 的每一个，存储 4 种（2 位）组的基本波形。在此情况下，如果图 2 形状的超声波发生元件组 111 的外形为 60mm，内孔的一边为 16mm，则能分成 34 个组，需要 9 个波形存储器 27。在当前情况下，从波形存储单元 27 读出和接着向后续的 D/A 转换器 26 写入所需要的时间为 25ns，能够利用一般的个别 IC。

此外，如果能进行 ASIC 化，直接数字合成的构筑等，则可进一步实现动作的高速化。另外，如图 7(a) 所示那样，如果除去诊

断用超声波发生元件组 70，在圆周上排列超声波发生元件组 111，则能够使组数降低，使组划分更为简便。其结果，就能够简化装置结构，能够实现成本的削减。此外，图 7(b) 是图 7(a) 的 A-A 的截面图。

在上面所述的结构中，也能够实现与第 1 实施形式同样的效果。另外，通过采用数字的结构，就能够提供扩展性高的系统。

(第 3 实施形式)

第 3 实施形式，对即使在通过相控阵在照射方向（深度方向）上使焦点移动的情况下，也可使焦点尺寸和焦点峰值压力大致均等的超声波照射装置 50 进行说明。由此，焦点深度变化，就能够通过大致均等的焦点尺寸和焦点峰值压力来照射超声波，就能够实现如计划那样的治疗。

图 8 是表示有关本实施形式的超声波照射装置 50 的结构的图。如该图所示那样，超声波照射装置 50 具备，超声波敷抹器 40、阻抗整合单元 13、驱动单元 15、相位控制单元 17、波形发生单元 19、中央控制单元 21、存储单元 22、输入单元 23、显示单元 25、和超声波成像装置 30。

超声波敷抹器 40，具有通过相控阵方式进行驱动的超声波发生元件组（压电元件组）119。为了具体地进行说明，设超声波敷抹器 40 通过环形阵列方式来照射超声波。

超声波发生元件 119 被排列成以诊断用超声波探针 115 为中心描绘同心圆，形成环状振子（环孔）。

另外，超声波发生元件 119，也在方位角方向进行多等分，例如像图 9 所示那样通过设顶点角度为 30 度的扇形被 12 等分。

此外，由本超声波敷抹器 40 也能够实现在第 1 实施形式中所述的旋转焦点。在此情况下，给予焦点形成的影响在方位角方向上作为栅瓣产生。但是，由于在旋转焦点中还包含栅瓣进行旋转，故对于所积分的最终超声波的能量密度栅瓣的影响在结果上就变小。从而，能够形成合适的旋转焦点。

另外，图 8 所示的焦点 F 的位置，取决于超声波照射中所使用的超声波发生元件组 119 的几何形状。进而，在环形阵列方式中，通过控制各环状的超声波发生元件的驱动相位，就能够使焦点在环孔的中心轴（即，超声波敷抹器 40 的中心轴）上移动。在这里，设超声波发生元件 119 的开口径为 100mm，设诊断用超声波探针 115 的插入用孔径为 24mm，环孔数为 15，共振频率为 1MHz。

此外，即使在具有图 7 (a)、(b) 所示那样的平板环形状的超声波敷抹器 40 的情况下，超声波敷抹器 40 也能够通过调整驱动各环的相位，近似圆弧状地备齐发生超声波的波面，能够使超声波的波面聚焦到超声波敷抹器 40 的中心轴周围的某一点，实质上使该焦点进行旋转。另外，还能够使超声波的波面聚焦到超声波敷抹器 40 的中心轴上的某一点，形成焦点使其在中心轴上移动。

接着，对本超声波照射装置 50 的动作进行说明。本超声波照射装置 50，当使焦点在照射方向上移动的情况下，能够通过两个方法使焦点尺寸和焦点峰值压力大致均等。下面，对这两个方法个别进行说明，但也可组合两者来利用。

首先，对第 1 方法进行说明。第 1 方法通过控制各超声波发生元件的驱动信号波形的相位，来控制焦点位置和焦点尺寸。图 10 示出在设焦点为距超声波发生元件组 119 的表面 90mm 位置的情况下，给予各超声波发生元件（在图 10 的情况为以不同的半径分割了被排列成圆弧状的超声波发生元件组 119 的 15 个环（从 NO.1 到 NO.15）的每个环的例子）的驱动信号波形的相位延迟值。这样，被给予各超声波发生元件的初始相位也可以通过对相位给予延迟而实质上实现。此外，该图中记载的各延迟值，是根据两种基准所导出的数值。

第 1 基准是利用环孔沿超声波敷抹器 40 的中心轴的焦点位置变更用的延迟值。第 2 基准是例如在日本专利申请公开特开平 06-78930 中所公开的焦点扩大用的延迟值。

即，首先决定焦点位置设定用的第 1 延迟量。能够通过在此第 1

延迟量上相加焦点扩大用的第 2 延迟量，来决定上述延迟量。在这里，使用图 9 所示的环形阵列。具体来讲，仅对如图 11 所示那样在 12 等分的区域中每两个区域的用斜线所示的区域（1101、1102、1105、1106、1109 和 1110）内给予进行了线性相加的延迟量（例如 图 10 的 A）。对图 11 没有附加斜线的区域（1103、1104、1107、1108、1111 和 1112）仅给予上述第 1 延迟量（例如 图 10 的 B）。此外，焦点扩大用的第 2 延迟量，按各焦点位置（焦点深度）预先进行计算，并存储在未图示的存储器中。从而，即使在通过环孔沿超声波敷抹器 40 的中心轴变更了焦点的情况下，也能够进行控制使得在变更后的焦点位置和变更前的焦点位置上，焦点尺寸同样。

图 12 是表示以图 11 所示的形态给予了相位延迟量时的焦点 F 上的照射形状的图。如该图所示那样相对中心在其周围形成六个照射环，与通常的焦点相比较利用周围的照射环的部分的焦点上的焦点尺寸相应较大（照射范围广）。在这种情况下，通过将上述延迟量作为初始相位，例如对驱动信号连续地施加相位调制，就可如图 12 的箭头所示那样还包含中央的照射环使各照射环绕相同焦点的中心进行旋转。通过此旋转，在不旋转的情况下各照射环之间的照射能量低的地方也均等地得以照射，在比通常大的尺寸的焦点下也可实现没有不均的超声波照射。

最好是在这样焦点位置被变更的情况下，在对应焦点的位置等上显示标记等以使操作者能够把握焦点位置或区域尺寸。例如考虑在显示单元 25 上用 × 记号、具有椭圆形、反三角形的顶点形状的标记等来表示作为治疗用超声波焦点相当的位置或者区域，可识别位置或者区域的结构。另外，也可以通过消息或者附加颜色来区别变更前和变更后的焦点的位置。

进而，最好是在由操作者变更焦点位置的情况下，操作者用在输入单元 23 中所设置的光笔或鼠标、跟踪球、滑杆、操纵杆等指示设备，在显示单元 25 的画面上指示变更目标的焦点位置的结构。另外，也可以是通过输入单元 23 具有的键盘输入数值，或者拖动在显

示单元 25 的画面上所显示的焦点标记，移动至希望的位置来设定焦点位置的结构。

最好是这些输入设备，设置在超声波敷抹器 40 的任意位置，例如保持超声波敷抹器 40 时的指尖的部位，以使在操作超声波敷抹器 40 时还能够一边简便地进行操作。

此外，也可以在超声波发生元件组 119 的中心轴上以外的位置决定具有图 12 所示那样的多个环的焦点，如在第 1 实施形式中所述那样使其绕超声波发生元件组 119 的中心轴进行旋转。如前所述那样可通过相位调制使驱动信号旋转。由此，如图 13 所示那样可使焦点尺寸比较大的焦点，即具有比较宽的照射区域连续地绕上述中心轴进行旋转。由此，尽管同样使其旋转但因狭窄的宽度而不需要变更焦点反复照射，故可提高照射效率、缩短照射时间、回避因照射造成的灼烧不均等。

此外，在图 13 所示的超声波照射中可比图 11 那样的区域的划分（斜线部和非斜线部）例如使其像图 14 所示那样的对 12 等分的每个区域不同还要精度更好地实现照射。越进行细化就越好。

接着，对第 2 方法进行说明。第 2 方法，通过控制环形阵列的驱动超声波发生元件数，就可进行使焦点尺寸均等保持不变的焦点位置的变更。

一般焦点尺寸纵横都与超声波发生源的开口径成反比例变小。另外，随着焦点位置靠近超声波发生源，焦点尺寸有变小的倾向。从而，通过使超声波发生源的开口径变狭窄至焦点位置靠近超声波发生源程度，就能够将焦点尺寸控制到恰当的大小。

此外，若使超声波发生源（超声波发生元件组 119）的开口径变狭窄则输出总面积变少，照射超声波的能量就变小。但是，如果焦点位置靠近超声波发生源（即，活体内的浅位置），则由于超声波的传播距离变短活体中的损失变少，故能够照射可充分达到目的的超声波。

另外，焦点能量，可通过调整超声波发生元件组 119 的驱动功

率来进行变更。从而，也可以是在使焦点位置移动的情况下，与上述超声波发生源的开口径的控制一起，还同时调整超声波发生元件组 119 的驱动功率的结构。

图 15 是表示按各焦点位置汇总了从内侧开始计数的进行驱动的环数（由超声波发生元件组 119 构成的环数）、驱动功率以及此时的焦点尺寸的表的图。其中，驱动功率，调整成各焦点位置上的峰值能量大致同样，且以 120mm 位置上的驱动功率进行标准化来表示。另外，由于若驱动环数为 5 以下则焦点形成变得困难，故在焦点位置 60mm 的情况下，将环数设为 5 采用焦点位置与其他焦点位置的情况最近的数据。

如从图 15 可明白那样，可知如果焦点距离近就相应减少驱动环数，随着焦点位置变远就增加驱动环数，就得到大致同样的焦点尺寸。此外，驱动环数，例如通过调整使得不论在哪个焦点位置开口径/焦点距离的比都大致同等，就能够适当地进行决定。

那么，如果根据上述内容，则在照射对象位于活体内的浅位置的情况下，开口径就变得狭窄。为此有时驱动环数就变少，焦点不能很好地形成。为了解决这种问题，还可以进一步分割环形阵列的内侧环进行利用，使得即便在想设定的最浅焦点位置焦点也能够恰当地形成。在此情况下，如果用模拟开关等，切换使用环的组合和驱动单元 15，则不需要使驱动单元 15 的数目增加。

例如，考虑超声波照射装置 50 具有 15 个驱动单元 15 的情况。在由此超声波照射装置 50 使焦点形成在深位置的情况下，组合若干个环形阵列的内侧环，以环数 15 使其动作。另一方面，在使焦点形成在浅位置的情况下，以对环形阵列的内侧环进行电分割使最大 15 的开口径狭窄的环使其动作。

此外，在本实施形式中，设环数为 15 用例子进行了说明，当然，环数不需要是 15，只要是在该深度形成焦点的环数即可。通过这样动态地使驱动环数和开口径进行变化，就可从焦点浅的部分到深的部位，通过环孔实现使尺寸均等的焦点移动。

另外，在本实施形式中，对分割环数形成焦点的方法进行了叙述。相对于此，通过将开口径/焦点距离设成比目标值大，且并用在第1实施形式中所述的电子焦点扩大方法，也能够实现同样的效果。

根据以上所述的结构，通过控制驱动信号波形的相位延迟值，或者控制驱动环数，则即便在使焦点移动的情况下，也能够使焦点尺寸和焦点峰值压力大致均等。其结果，不论焦点处于怎样的深度，都能够通过大致均等的焦点尺寸和焦点峰值压力照射超声波，能够实现如计划那样的治疗。

图16是表示在通过以往的办法照射超声波的情况下所得到的焦点位置和焦点尺寸的表，是用于说明有关本超声波照射装置50的效果的图。该图的焦点位置和焦点尺寸，通过仿真进行计算。

如图16所示那样，可知在根据第1行所示的各延迟值对各环进行了驱动的情况下，在超声波敷抹器40的中心轴上，距超声波发生元件组119的表面60mm的地点形成焦点。此时，焦点尺寸如图16所记载那样为1.4mm。

另外，在根据第2行所示的各延迟值对各环进行了驱动的情况下，焦点在超声波敷抹器40的中心轴上距超声波发生元件组119的表面90mm的位置，以2.0mm的尺寸形成。

进而，在根据第3行所示的各延迟值对各环进行了驱动的情况下，焦点在超声波敷抹器40的中心轴上距超声波发生元件组119的表面120mm的位置，以2.6mm的尺寸形成。

这样，在以往的办法中，若使焦点的深度变化，则焦点尺寸也进行变化。相对于此，根据有关本实施形式的超声波照射装置50，如图15所示那样，即便在使焦点移动的情况下，也能够使焦点尺寸和焦点峰值压力大致均等。

以上，基于实施形式对本发明进行了说明，但只要是本领域的技术人员，则在本发明的思想的范畴内，能想到各种变形例和修正例，可理解为关于这些变形例和修正例也属于本发明的范围。例如像下面所示的(1)~(3)那样，在不变更其要旨的范围内可进行各种

变形。

(1) 在第 3 实施形式中, 也可以把在焦点位置移动时使焦点尺寸大致相同设成缺省的设定, 可由操作者任意地变更焦点尺寸。此功能, 能够通过第 1 实施形式所述的变更延迟值的方法, 或者第 2 实施形式所述的变更驱动环数的方法, 或者组合了它们的方法中, 从缺省值增减延迟量、驱动环数、它们两者而实现。

(2) 图 15 所示的延迟值遍及数百 nS ~ 数十 μ S, 但在超声波输出是连续波的情况下, 也可以考虑相位进行 1 次旋转的情况对延迟量进行调整以成为同一相位。例如, 在照射频率为 1MHz 的超声波的情况下, 周期就成为 1 μ S。从而, 图 16 的第 1 行第 1 列所示的 10.4 μ S 的延迟值, 就具有与连续波照射的情况的 0.4 μ S 的延迟量相同的含义。另外, 有时相位量的刻纹也进行量化。

(3) 近年来, 例如对癌症、血管病等导入遗传因子进行治疗的遗传因子导入治疗法引人注目。在此方法中, 如何高效率地将遗传因子导入细胞内极其重要。通过近年的研究, 人们已明白超声波对遗传因子导入效率的改善非常有效。根据本超声波照射装置, 由于能够任意地控制照射超声波的焦点的位置、尺寸, 所以在此遗传因子治疗中也能够期待实际的利益。

另外, 只要可能各实施形式也可以适当组合来进行实施, 在此情况下就得到其进行了组合的效果。进而, 在上述实施形式中包含各种阶段的发明, 通过所公开的多个构成要素的适当组合就能抽取出各种发明。例如, 即使从实施形式所公开的全部构成要素删除几个构成要素, 在本发明要解决的课题栏中所述的课题也能够解决, 在得到发明的效果栏中所述的效果的至少一个的情况下, 删除了此构成要素的结构就可作为发明被抽取出。

根据以上本发明, 就能够实现能使焦点连续地移动到任意位置, 并可在所希望的位置上恰当地照射超声波的超声波照射装置。另外, 就能够实现不论焦点距离如何都可用合适且大致均等的焦点尺寸, 以大致均等的能量恰当地照射超声波的超声波照射装置。

图1

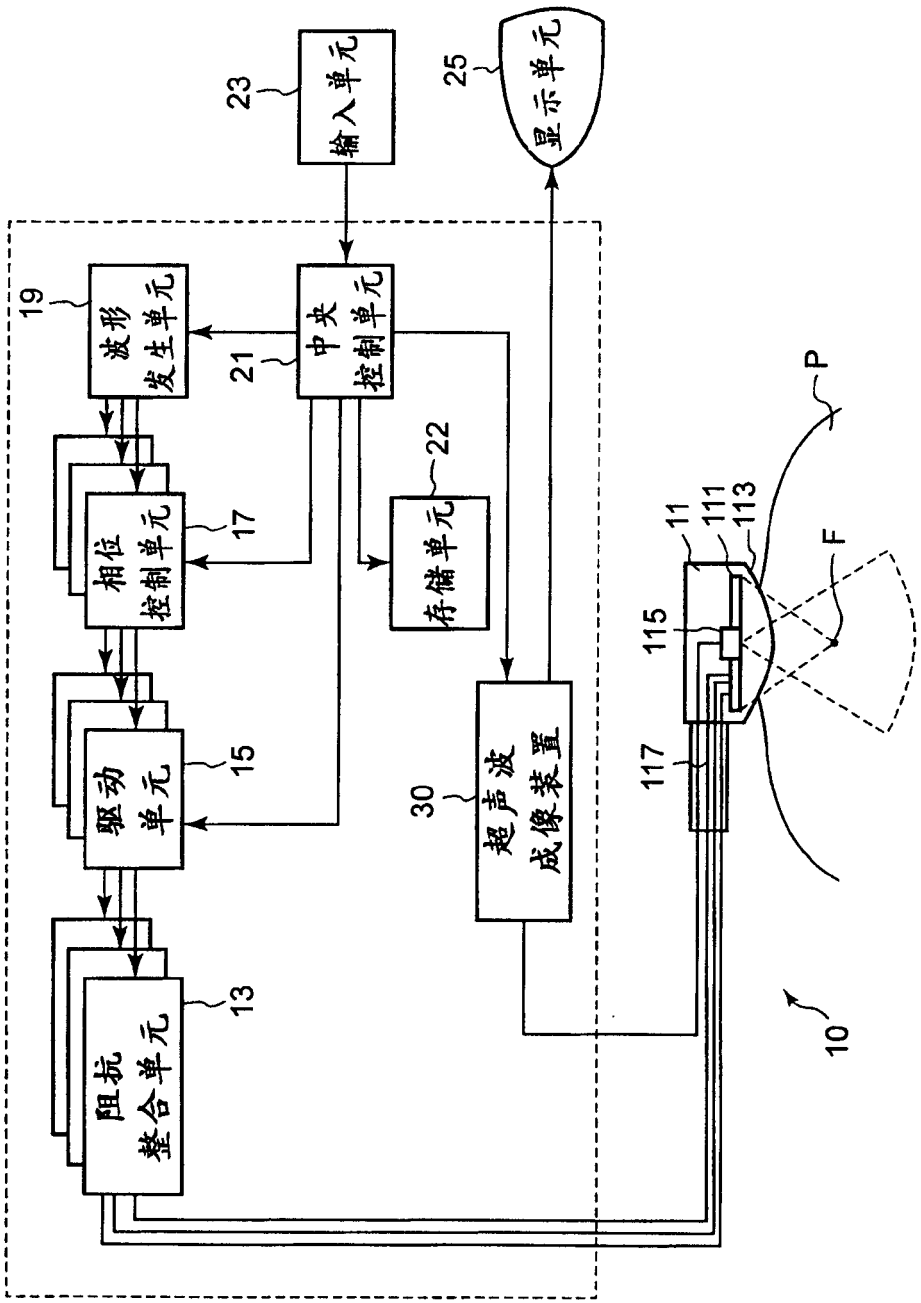


图 2

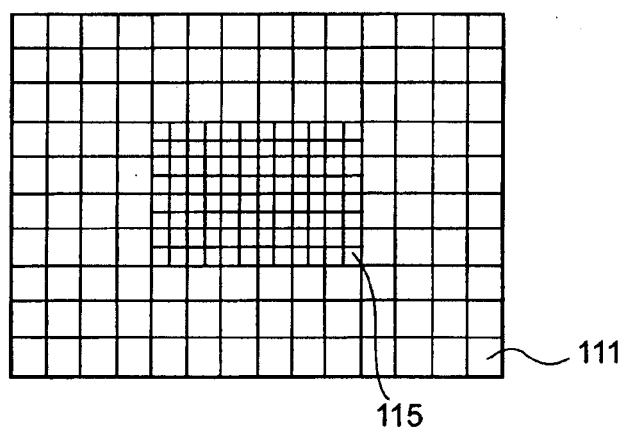


图 3

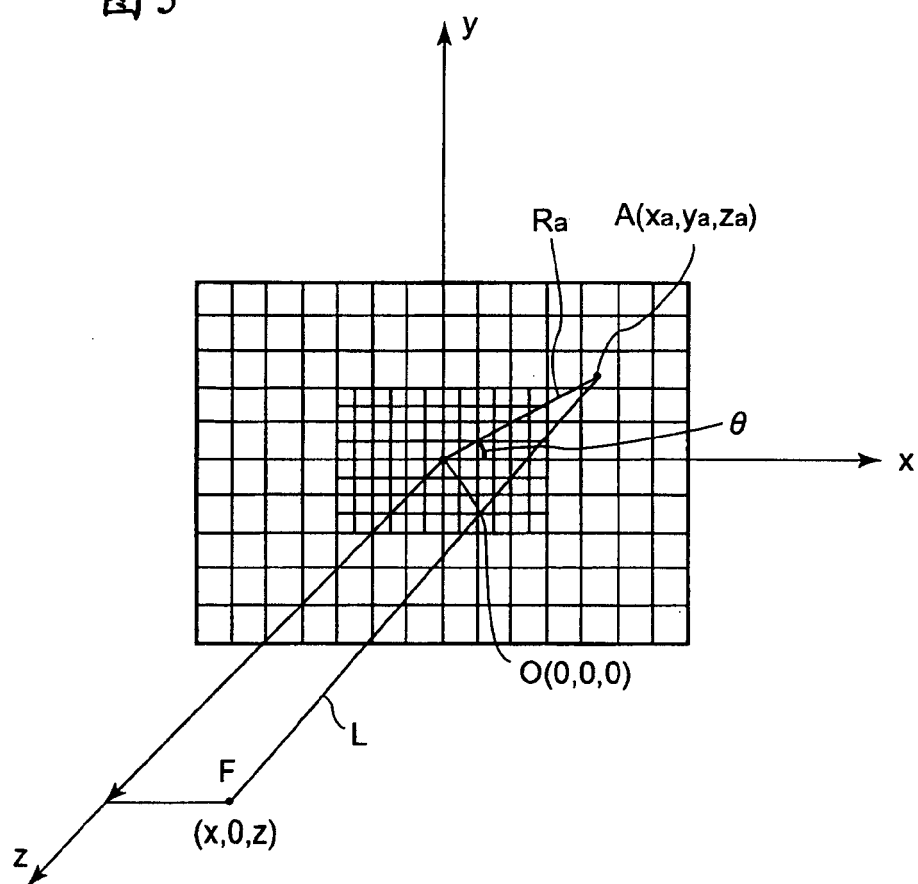


图 4

外形 60×60mm 元件大小 3×3mm 内孔形状 16×16mm
 平板二维阵列振子、设定焦点 (0, 0, 60) 和 (4, 0, 60)
 输出振幅比 0.07: 1、超声波频率 1MHz、旋转频率 10kHz

能量分布

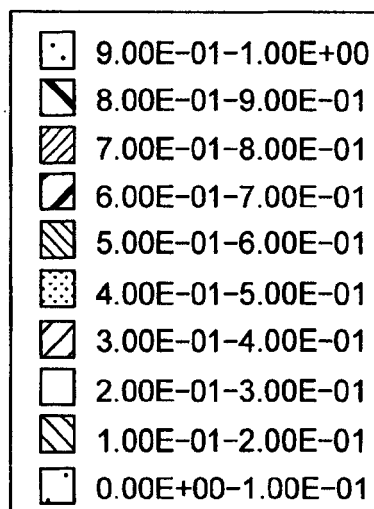
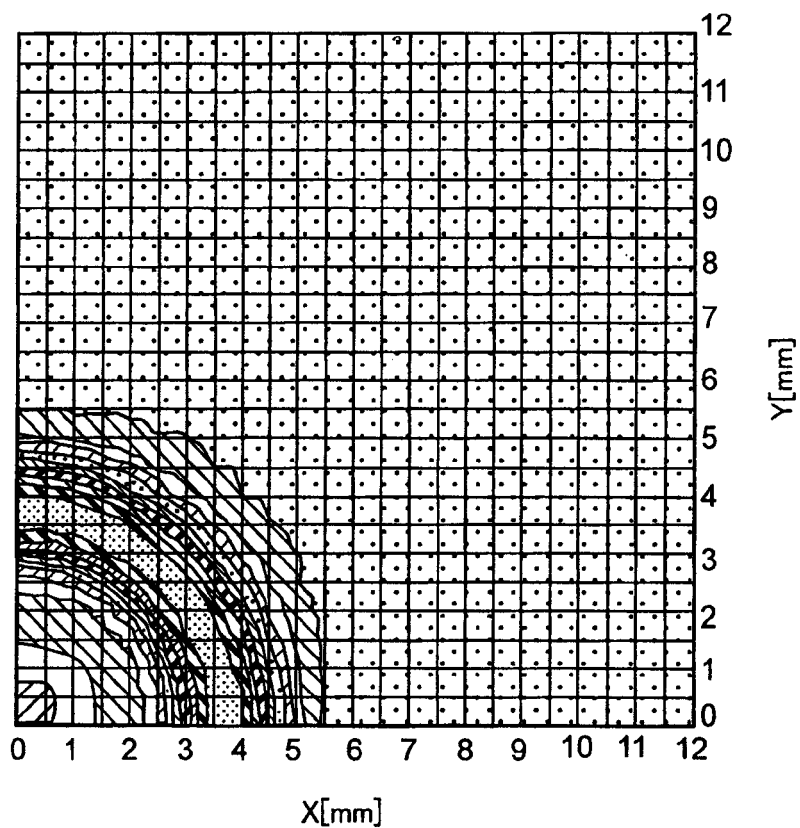


图 5

外形 60×60mm 元件大小 3×3mm 内孔形状 16×16mm
 平板二维阵列振子、设定焦点 (0, 0, 60) 和 (4, 0, 60)
 输出振幅比 0.07: 1、超声波频率 1MHz、旋转频率 10kHz

能量分布

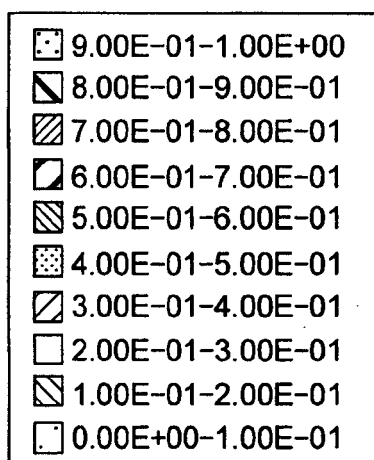
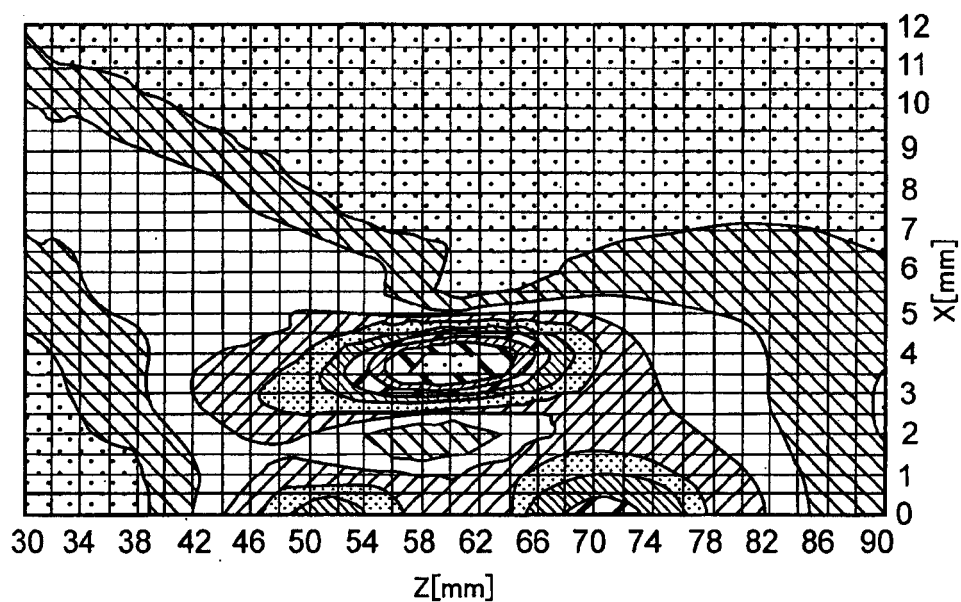


图6

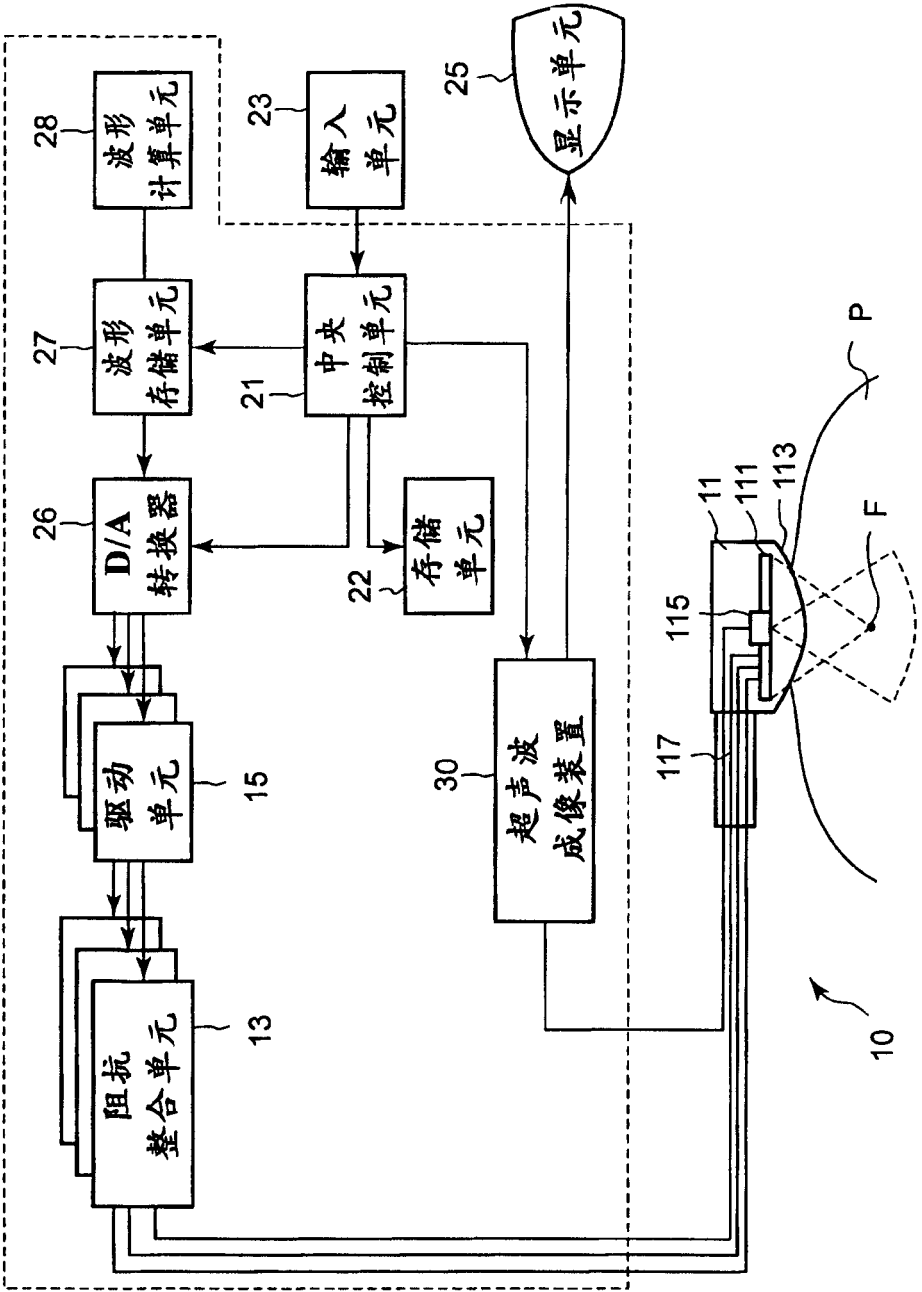


图 7

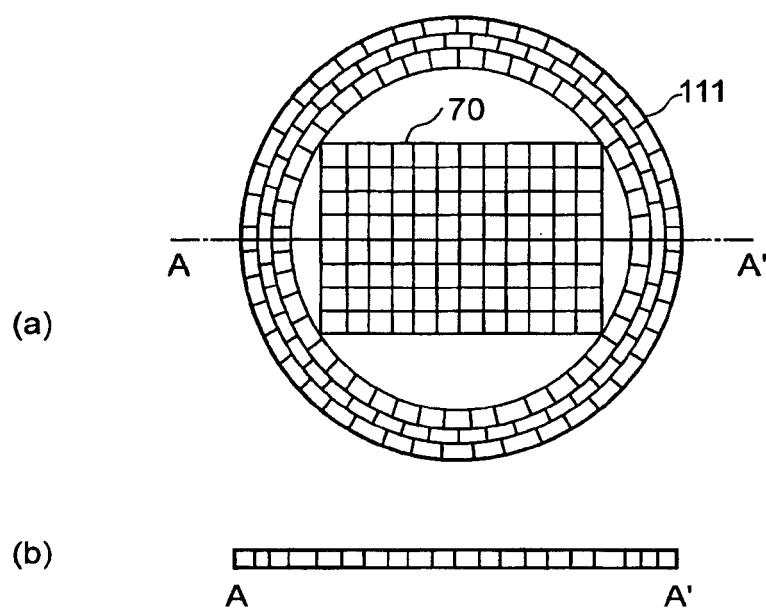


图8

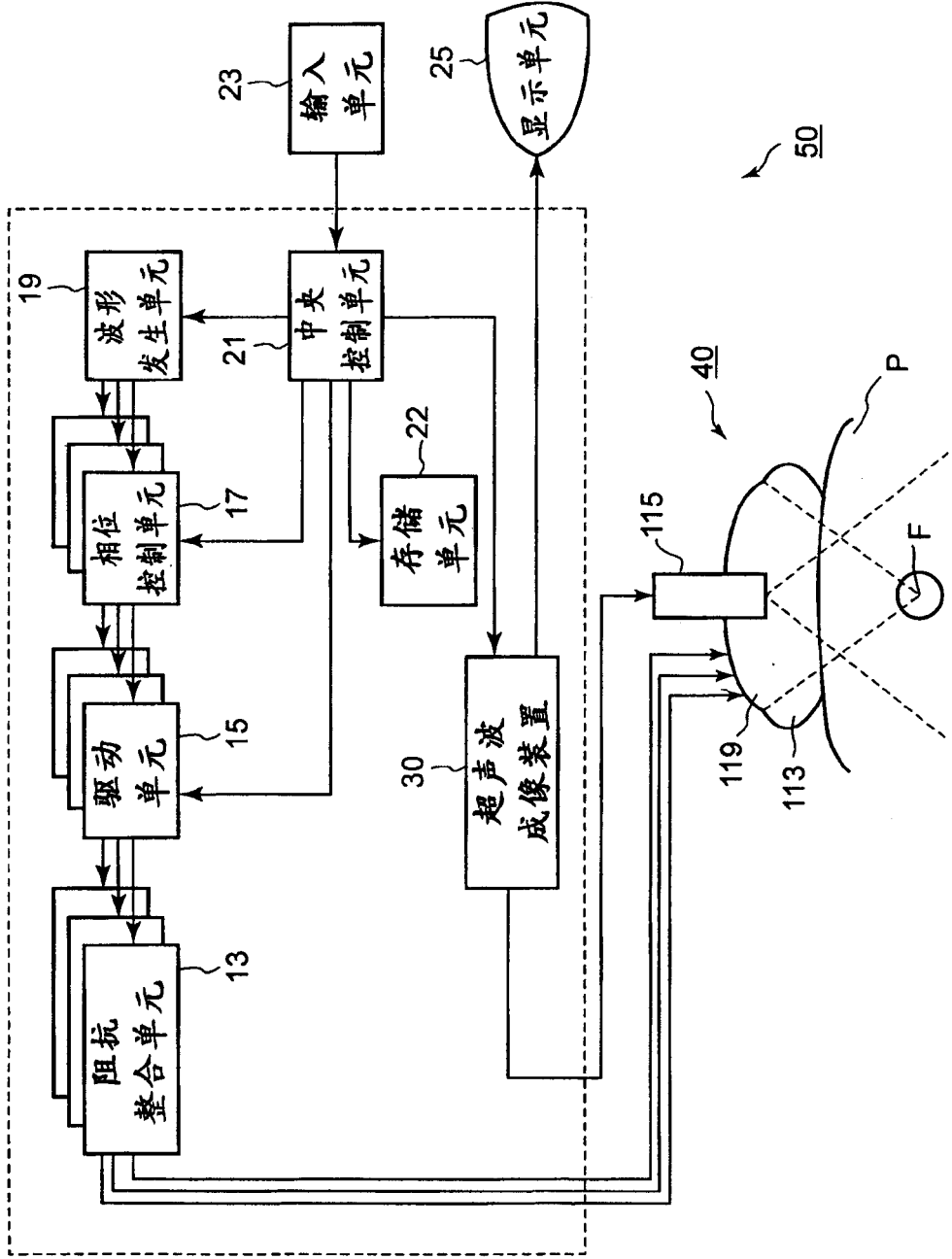


图9

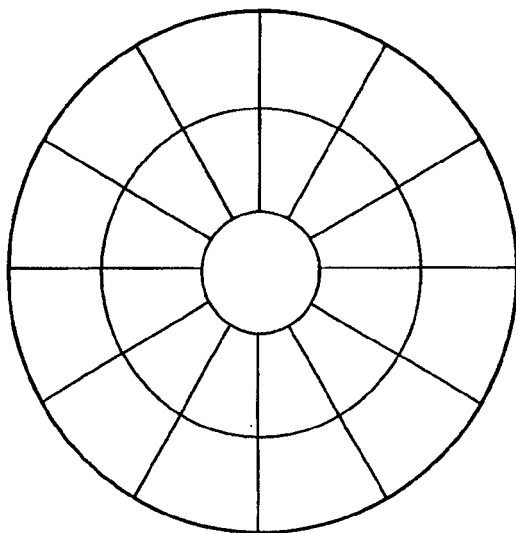


图10

焦点位置设定成 90mm

	NO.1	NO.2	NO.3	NO.4	NO.5	NO.6	NO.7	NO.8	NO.9	NO.10	NO.11	NO.12	NO.13	NO.14	NO.15
A	7.69	7.12	6.56	6.02	5.46	4.91	4.38	3.84	3.31	2.79	2.28	1.76	1.24	0.736	0.225
B	7.47	6.90	6.34	5.79	5.24	4.69	4.16	3.62	3.08	2.57	2.05	1.53	1.01	0.511	0.00

单位是 μ 秒

焦点位置	焦点尺寸
90mm	2.34mm

图 11

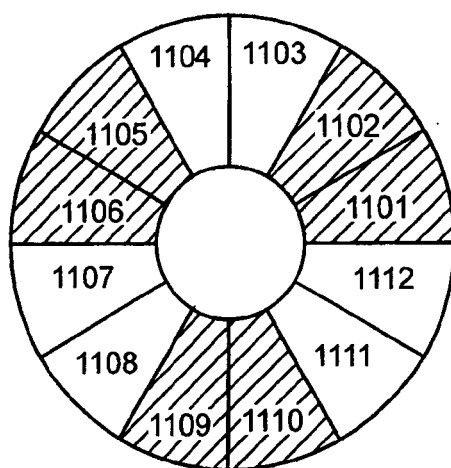


图 12

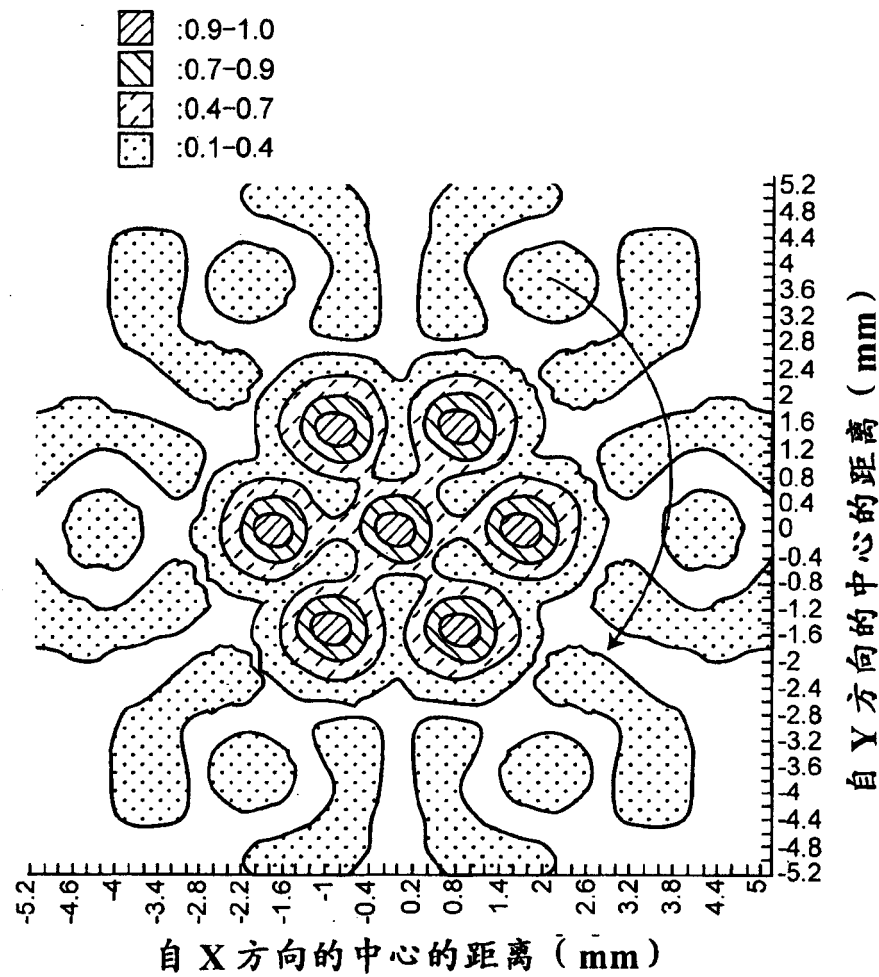


图13

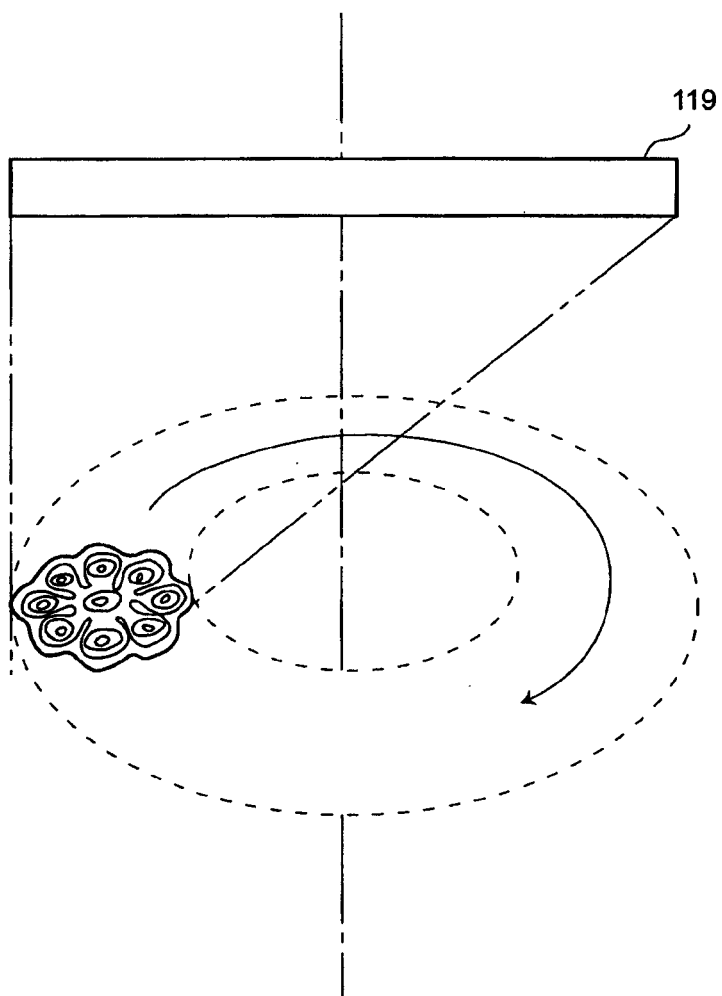


图14

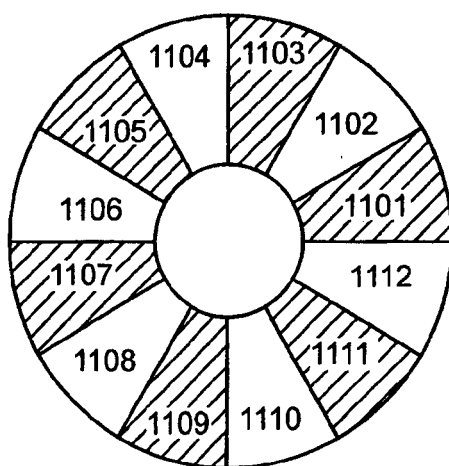


图15

焦点位置	驱动环数	焦点尺寸	驱动功率
60mm	5	2.1mm	18.2
90mm	7	2.7mm	3.28
120mm	15	2.6mm	1

图16

焦点位置	NO.1	NO.2	NO.3	NO.4	NO.5	NO.6	NO.7	NO.8	NO.9	NO.10	NO.11	NO.12	NO.13	NO.14	NO.15
60mm	10.4	9.60	8.77	7.99	7.20	6.42	5.67	4.92	4.17	3.46	2.76	2.05	1.35	6.81	0.00
90mm	7.47	6.90	6.34	5.79	5.24	4.69	4.16	3.62	3.08	2.57	2.05	1.53	1.01	0.511	0.00
120mm	5.74	5.32	4.89	4.48	4.06	3.64	3.23	2.82	2.40	2.00	1.61	1.20	0.794	0.402	0.00

单位是 μ 秒

焦点位置	焦点尺寸
60mm	1.4mm
90mm	2.0mm
120mm	2.6mm

专利名称(译)	超声波照射装置及超声波照射方法		
公开(公告)号	CN1626040A	公开(公告)日	2005-06-15
申请号	CN200310120258.7	申请日	2003-12-10
[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	石桥义治		
发明人	石桥义治		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	吴丽丽		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波照射装置及超声波照射方法，能够使焦点连续地移动到任意位置，并可在所希望的位置上恰当地照射超声波。本发明的超声波照射装置，可用合适的焦点尺寸且不论焦点距离如何都大致均等的焦点尺寸，以大致均等的能量恰当地照射超声波。为此，本发明的超声波照射装置具备：具有发生超声波的多个超声波发生元件的超声波发生元件组(111)；以及对此多个超声波发生元件组(111)的各自，以各超声波发生元件(111)均具有预定初始相位的形态供给被给予预定特性的驱动信号的信号供给单元(13、15、17、19、21、22)。

