

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 17/22 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480003344.2

[45] 授权公告日 2007 年 12 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 100356895C

[22] 申请日 2004.1.29

[21] 申请号 200480003344.2

[30] 优先权

[32] 2003.1.31 [33] JP [31] 024252/2003

[32] 2003.10.10 [33] JP [31] 352464/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/000812 2004.1.29

[87] 国际公布 WO2004/066856 日 2004.8.12

[85] 进入国家阶段日期 2005.8.1

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

共同专利权人 慈惠大学

[72] 发明人 洼田纯 佐佐木明 古幡博

石田一成 梅村晋一郎 东 隆

浅房胜德

[56] 参考文献

CN1073453C 2001.10.24

JP8131454A 1996.5.28

US5694936A 1997.12.9

审查员 张莉平

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 李香兰

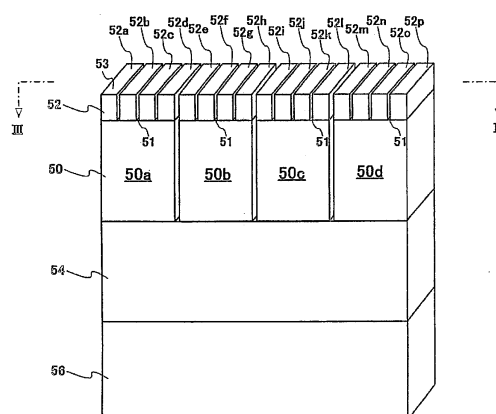
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 12 页

[54] 发明名称

超声波探针以及超声波装置

[57] 摘要

提供一种超声波探针，具备：治疗用振动器，其含有多个排列的第 1 诊断元件，向被检体发射治疗用超声波；诊断用振动器，其含有多个排列的第 2 振动元件，向所述被检体发射诊断用超声波，并接受由所述被检体反射的所述诊断用超声波，其中层叠着所述治疗用振动器和前述诊断用振动器。



1、一种超声波探针，其特征在于，具备：

治疗用振动器，其含有多个在超声波探针的纵长方向排列的第1振动元件，向被检体发射治疗用超声波；

诊断用振动器，其含有多个在超声波探针的纵长方向排列的第2振动元件，向所述被检体发射诊断用超声波，并接受由所述被检体反射的所述诊断用超声波；其中

通过在所述多个第1振动元件的各个超声波射出面上，至少层叠有所述多个第2振动元件中的2个，由此层叠着所述治疗用振动器和所述诊断用振动器。

2、根据权利要求1所述的超声波探针，其特征在于，

所述多个第1振动元件的行距和所述多个第2振动元件的行距的比为整数。

3、根据权利要求1所述的超声波探针，其特征在于，

还具备设置在所述多个第1振动元件之间的隔音材料；

所述多个第2振动元件，层叠在所述多个第1振动元件的超声波射出面以及所述隔音材料上；

所述多个第1振动元件的行距和所述多个第2振动元件的行距比不是整数。

4、根据权利要求1所述的超声波探针，其特征在于，

还具备背衬材料，其具有所述治疗用超声波的半波长厚度，配置在所述治疗用振动器的超声波射出面的相反侧。

5、根据权利要求1所述的超声波探针，其特征在于

还具备冷却部，其接合于所述治疗用振动器和所述诊断用振动器的至少一方。

6、根据权利要求5所述的超声波探针，其特征在于，

所述冷却部，覆盖着所述治疗用振动器和所述诊断用振动器中的至少一方的超声波射出面的相反侧和侧面中的至少一方。

7、根据权利要求5所述的超声波探针，其特征在于，
还具备金属箔，其在所述治疗用振动器和所述诊断用振动器中的至少一方的超声波射出面，连接于所述冷却部。

8、根据权利要求1所述的超声波探针，其特征在于，
所述超声波探针的超声波孔径D，根据：

$D=N \times p_2$ 算出，

其中，N为所述多个第2振动元件的数目， p_2 为所述多个第2振动元件的行距。

9、一种超声波装置，其特征在于，具备：

权利要求1中所述的超声波探针；

治疗用波发射部，其生成所述治疗用振动器的驱动信号；

诊断用波发射部，其生成所述诊断用振动器的驱动信号；

图像构成部，其基于由所述诊断用振动器接受的反射回声信号重新构成超声波像；和

检测机构，其根据所述治疗用超声波检测所述被检体的治疗状态；

所述治疗用波发射部，具有依据由所述检测机构检测的治疗状态输出警告情况的警告功能。

10、根据权利要求9所述的超声波装置，其特征在于，

所述治疗用波发射部，基于由所述检测机构检测的状态，控制所述治疗用振动器的驱动信号。

11、根据权利要求9所述的超声波装置，其特征在于，

所述检测机构，检测所述治疗用振动器和所述振动用振动器中的至少一方相关的温度，当在检测的温度超过设定值时，将该检测温度输出到所述治疗用波发射部。

12、根据权利要求9所述的超声波装置，其特征在于，

所述检测机构，基于由所述被检体产生的反射回声信号的多普勒偏移而检测血流信号，当在检测的血流信号超过设定值时，将该血流信号输出到所述治疗用波发射部。

13、根据权利要求12所述的超声波装置，其特征在于，

还具有注入控制部，其控制注入到所述被检体的血栓溶解剂的注入量，

所述注入控制部，基于由所述检测机构检测的血流信号，控制所述血栓溶解剂的注入量。

14、根据权利要求 9 所述的超声波装置，其特征在于，

所述治疗用波发射部，其生成所述治疗用振动元件的驱动信号，以避免由所述被检体内的部位反射的反射波和从所述治疗用振动器入射到所述被检体的入射波的干涉。

15、根据权利要求 14 所述的超声波装置，其特征在于，

所述治疗用波发射部，控制射出时间和休止时间后，由基本波形生成脉冲波和猝发波中的任何一方的所述驱动信号。

16、根据权利要求 14 所述的超声波装置，其特征在于，生成基于基本波形在时间轴方向上调制频率而构成的超声波的所述驱动信号。

17、根据权利要求 14 所述的超声波装置，其特征在于，

所述治疗用波发射部，生成所述驱动信号，使由所述治疗用振动器发射的超声波束的射出方向与由所述被检体内的部位所反射的反射波的方向不同。

超声波探针以及超声波装置

技术领域

本发明涉及一种适于进行超声波治疗的超声波探针以及超声波装置。

背景技术

在超声波装置中，通过与被检体的体表接触的诊断用探针使诊断用超声波射出，基于从被检体产生的反射回声信号重新构成超声波（例如断层像或者 M 模式像）。而且，通过治疗用探针将治疗用超声波射出到被检体上以对治疗部位进行无创治疗。

一般而言，在进行超声波治疗时，由于在通过超声波像确认治疗部位的同时使治疗用超声波发射出，因此诊断用探针和治疗用探针在被检体的体表并列而接触。（例如，参照特开平 5-220152 号公报）

然而，以往，若诊断用探针和治疗用探针在体表上并列接触，则依据两台探针接触位置的差别会导致诊断用超声波和治疗用超声波的扫描坐标会产生差异。并且，由于两台探针的接触位置由操作者任意决定，因而扫描坐标的差异是不一样的。因此，在每次治疗操作时，需求出两台探针的扫描坐标的差，另一方面基于由诊断用探针获得的超声波像而求出治疗部位的坐标位置，并将其坐标位置转换成治疗用探针的坐标系后将治疗用超声波射出到治疗部位。其结果，需要对治疗用探针和诊断用探针的操作加以注意，因此会产生使用不方便的问题。

专利文献：特开平 5-220152 号公报

发明内容

本发明的目的在于，实现一种适于超声波治疗的超声波探针以及超声波装置。

为解决上述课题，涉及本发明的超声波探针，其特征在于，具备：治

疗用振动器，其含有多个在超声波探针的纵长方向排列的第1振动器，将治疗用超声波射出到被检体；诊断用振动器，其含有多个在超声波探针的纵长方向排列的第2振动器，将诊断用超声波射出到上述被检体，并接受由上述被检体反射的上述诊断用超声波；其中，通过在上述多个第1振动元件的各个超声波射出面上，至少层叠有上述多个第2振动元件中的2个，由此层叠着上述治疗用振动器和上述诊断用振动器。

根据本发明，由于能够使来自治疗用振动器的治疗用超声波以及来自诊断用振动器的诊断用超声波的扫描坐标一致，因此能够提高治疗用超声波的照射位置的控制精度。而且，例如，能够使治疗用振动器的孔径的中心和诊断用振动器的孔径的中心一致。

而且，本发明的超声波装置，其特征在于，具备：上述超声波探针；治疗用波发射部，其生成上述治疗用振动器的驱动信号；诊断用波发射部，其生成上述诊断用振动器的驱动信号；图像构成部，其基于由上述诊断用振动器接受的反射回声信号重新构成超声波像；和检测机构，其根据上述治疗用超声波检测上述被检体的治疗状态；其中上述治疗用波发射部，具有警告功能，依据由上述检测机构检测的治疗状态从而输出警告功能。

根据本发明，由于能够根据治疗超声波检测治疗的进展情况等，通过治疗结束等时候或者发出警告声音，或者显示警告信息，从而操作者可停止超声波治疗，并改善超声波装置的使用情况。并且，还能够防止治疗用超声波过多地在治疗部分进行照射。

附图说明

图1是本发明的第1实施方式的超声波装置的构成图。

图2是示意表示本发明的第1实施方式的超声波探针的立体图。

图3是图2的沿III—III线的截面图。

图4是示意表示其他实施方式中超声波探针的立体图。

图5是表示超声波探针的动作的时间图。

图6是本发明的第2实施方式的超声波装置的构成图。

图7是本发明的第3实施方式的超声波装置的构成图。

图8是本发明的第4实施方式的超声波装置的构成图。

图9是示意表示本发明的第5实施方式的超声波探针的立体图。

图10是示意表示本发明的第5实施方式的超声波探针的其它例的立

体图。

图 11 是示意表示本发明的第 5 实施方式的超声波探针的另外其他例的立体图。

图 12 是本发明的第 7 实施方式的治疗用超声波发射单元的构成图。

图 13 是表示本发明的第 8 实施方式中的避免入射波和反射波的干涉的原理的说明图。

具体实施方式

（第 1 实施方式）

下面，关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 1 实施方式进行说明。本实施方式是在治疗用振动器的超声波发射面层叠了多个诊断振动器的超声波探针的一例。

如图 1 所示，超声波装置 1，由诊断用超声波单元 9、治疗用超声波发射单元 24、显示部 18、输入部 20、控制部 21 等构成。诊断用超声波单元 9，备有：具有诊断用波发射部的诊断用波收发部 12；以及含有断层像形成部 14 以及血流图像形成部 16 的图像构成部。治疗用超声波收发单元 24，备有：治疗用波收发部 25，和警报部 27 等。而且，连接着诊断用波收发部 12 和治疗用波收发部 25，与超声波探针 10。

诊断用波收发部 12，生成用于向超声波探针 10 发射诊断用超声波的驱动信号，同时接受从超声波探针 10 输出的反射回声信号。断层像形成部 14，基于反射回音信号重新构成断层像。血流图像形成部 16，根据反射回声信号的多普勒偏移求出血流速度从而重新构成血流像。

治疗发射部 25，生成用于将治疗用超声波射出到超声波探针 10 的驱动信号。警报部 27，具有警告功能，其根据输入指令或者发出蜂鸣声，或者显示警告信息。显示部 18，将断层像和血流像显示在显示器的显示画面上。输入部 20，具有键盘或鼠标等的指示器而形成。

超声波探针 10 是发射出诊断用和治疗用超声波的部件，其包含在耳机（headset）中。耳机 11 由超声波探针 10、并列有水袋 32a、32b、循环回路 36、以及包含散热部 34 的探针冷却部等而构成。水袋 32a、32b 形成为袋状，在其内部蓄有冷却介质（例如水）。另外，关于水袋 32a、32b，并

不限于袋形状。循环路 36，将水袋 32a、32b 内的水导进散热部 34。散热部 34，使导入的水散热为外部气体中。

以下就这样构成的超声波装置 1 的详细构成与动作同时进行说明。首先，将耳机 11 安装在被检体的头部。这样，耳机 11 的水袋 32a、32b，被固定在与被检体的头部表皮（例如太阳穴附近）接触的状态下。然后，超声波探针 10 与水袋 32a 的背面接触。

其次，将来自诊断用波收发部 12 的驱动信号提供给超声波探针 10。根据提供的驱动信号，诊断用超声波由超声波探针 10 向被检体射出。射出的诊断用超声波，通过头内部的生物组织或血流等被反射或散射。该诊断用超声波，作为反射回声信号通过超声波探针 10 而被接受。接受的反射回声信号，通过断层像形成部 14 作为断层像而重新构成。重新构成的断层像，显示在显示部 18 的监视器上。通过观察显示的断层像，就能够正确地特定治疗部位（例如脑血栓）的位置。

然后，断层像的治疗部位（例如脑血栓）的位置，通过从输入部 20 输入而设定。基于设定的脑血栓的位置坐标，通过治疗用（波）发射部 25 生成驱动信号。生成的驱动信号，提供给超声波探针 10 的治疗用波发射部 25。这样，将来自超声波探针 10 的治疗用超声波照射到脑血栓上，就能够无创溶解脑血栓。

若脑血栓溶解，则血管重新畅通后血液开始流动。诊断用超声波通过开始流动的血液作为发射回声信号被反射或者散射。其反射回声信号的多普勒偏移通过血流图像形成部而求出。基于求出的多普勒偏移重新构成血流像（例如 2 次多普勒血流像，脉冲多普勒 FFT 计测图像）并显示。

这样的超声波装置中，分开为诊断用探针和治疗用探针分别时，使两台探针并列与水袋 32a 接触。这种情况下，由于依据两台探针的接触位置差别，会产生诊断用超声波和治疗用超声波的扫描坐标的差异，因此在进行超声波治疗之际，需要对治疗用探针和诊断用探针的操作加以注意。对此，本实施方式中，通过采用使诊断用振动器和治疗用振动器层叠后形成一体化的超声波探针，就能够将治疗用超声波确切地照射在治疗部位上。

其次，关于超声波探针 10 进行详细说明。如图 2 所示，超声波探针 10，从被检体一侧开始依次层叠诊断用振动器 52、治疗用振动器 54、冷

却部 56 而构成。治疗用振动器 50 产生较低频率（例如约 500kHz）的超声波，诊断用振动器 52 产生较高频率（例如约 2MHz）的超声波。因此，由诊断用振动器 52 产生的超声波的一方，比由治疗用振动器 50 产生的超声波更难以穿透障碍物，因此诊断用振动器 52，层叠在治疗用振动器 50 的上面以距离被检体更近。

治疗用振动器 50 是排列多个振动元件 50a~50d 而形成的。各治疗用振动元件 50a~50d，是由正方形形状的压电陶瓷而形成的，与超声波射出面 51 的纵长方向平行并以等间隔配置的。配置的治疗用振动元件 50a~50d，将来自治疗用发送部 24 的驱动信号转换成机械振动，并向治疗部位（例如脑血栓）偏移发射治疗用的超声波。

诊断用振动器 52，由多个振动元件 52a~52p 排列而形成。各诊断用振动元件 52a~52p，由正方体形状的压电陶瓷而形成，比用于提高重新构成的断层像的分辨率的治疗用振动器 50 的振动元件 50a~50d 要小。然后，在每个超声波射出面 51 上分配有多个诊断用振动元件 52a~52p。例如，如图 2 所示，诊断用振动元件 52a~52d，分配在治疗用振动元件 50a 的超声波射出面 51 上。即，诊断用振动元件 52a~52d，使超声波射出面 53 的相反侧的面接合于治疗用振动元件 50a 的超声波射出面 51。并且，诊断用振动元件 52a~52d，在超声波射出面 51 的横向方向以相等间隔空着，并且与超声波射出面 53 的长轴方向平行而被配置。关于诊断用诊断元件 52e~52p 也同样。配置的各诊断用振动元件 52a~52p，将来自收发信号部 12 的例如脉冲状的电信号转换成机械振动后将振动用超声波对被检体偏转发射，同时接受由被检体发生的反射回声信号后将其转换成电信号的脉冲。

背衬材料 54，由具有治疗用超声波的半波长的厚度的低阻抗层等构成，设置为与治疗用振动元件 50a~50d 的超声波射出面的相反侧重叠。这样，在从治疗用振动元件 50 中射出的超声波中，向射出方向的相反侧发送的超声波，通过背衬材料 54 反射后向被检体前进。因此，能够高效率地将治疗用超声波向被检体射出。

而且，冷却部 56，设置在背衬材料 54 的背面，即与治疗用振动器 50 的超声波射出方向的相反侧重叠。冷却部 56，由珀尔帖元件等形成的，一旦有电流流动则根据珀尔帖效应吸收热后将其散热到外部气体。这样，就

能够抑制超声波探针 10 的温度上升。

关于这样的超声波探针 10 的尺寸的一例参照图 3 来说明。如图 3 所示，治疗用振动元件 50a~50d 的厚度 t_1 ，诊断用振动元件 52a~52p 的厚度 t_2 、治疗用振动元件 50a~50d 的行距 p_1 、以及诊断用振动元件 52a~52p 的行距 p_2 ，就设定为与根据下式（1）乃至（4）算出的值相近。

$$t_1 = \lambda_1 / 2 = c / 2f_1 \quad (1)$$

$$t_2 = \lambda_2 / 2 = c / 2f_2 \quad (2)$$

$$p_1 = cw / 2f_1 \quad (3)$$

$$p_2 = cw / 2f_2 \quad (4)$$

其中， f_1 为从治疗用振动器 50 射出的治疗用超声波的频率， λ_1 为治疗用超声波的波长， f_2 为由诊断用振动器 52 射出的诊断用超声波的频率， λ_2 为诊断用超声波的波长， c 为治疗用振动器 50 的厚度方向即超声波射出方向的纵波声速， cw 为水中或者生物中的声速。

本实施方式中，频率 f_1 为 500kHz，频率 f_2 为 2MHz。因此，若令声速 c 为 3.3mm/ μ s、声速 cw 为 1.538mm/ μ s，则根据式（1）乃至式（4），得出厚度 t_1 为 3.3mm、厚度 t_2 为 0.83mm、行距 p_1 为 1.54mm、行距 p_2 为 0.39mm。并且，若诊断用振动元件的数目为 64 个，则如图 3 所示的超声波探针 10 的行尺寸即超声波孔径 D ，为 $D = 64 \times p_2 = 24.6\text{mm}$ 。根据这样的尺寸，即使例如，将超声波穿透性较好的厚度较薄的颅骨开口部（例如太阳穴附近）限定在例如 30mm 方形，则超声波探针 10 的超声波的孔径 D 也会在该范围内。因此，能够减少因颅骨的厚度而引起的诊断用超声波以及治疗用超声波的能源损失。

上述例中，就令诊断用振动元件的数目为 64 个的超声波孔径 $D = 64 \times p_2 = 24.6\text{mm}$ 的情况作了说明，但诊断用振动元件的数目 N 也可以是任意的自然数，还可以使诊断用振动元件的数目 N 增加后超声波口径 $D = N \times p_2$ 变大，相反诊断用振动元件的数目 N 减少后超声波口径 D 变小。

并且，为提高声音效果，可使治疗用振动元件的间隔 d_1 以及诊断用诊断元件的间隔 d_2 尽可能变窄。

可根据效果和安全性观点来决定所利用的超声波的频率。例如，在治疗用超声波的超声波强度的临界值为 720mW/cm 时，为使生物组织的温

度上升在 2°C 以下，因此，频率 f_1 调整为 580kHz 以下。这样，就能够使表示超声波的热作用强度的指标的热指数 (TI) 的值为 2 以下。进而，频率 f_1 调整为 390 以上。这样，对于导致因血管内产生的气泡等而使组织细胞被破坏的起因的超声波的机械力学作用，就能够使作为表示其强度的指标的机械指数 (MI) 为 0.25 以下。

图 2 以及图 3 所示的实施方式中具有 4 个治疗用振动元件 50a~50d 和 16 个诊断用振动元件 52a~52p 的超声波探针 10 作了说明，关于各个振动元件的配置数目可以有适当的变更。如图 2 以及图 3 所示，若治疗用振动元件的行距与诊断用振动元件的行距比为整数，就能够将相位控制方式以及电路方式简单化。

如图 4 所示的实施方式中，配置有 4 个治疗用振动元件和 15 个诊断用振动元件，为形成埋入治疗用振动元件的间隙并作为诊断用振动元件的基座，因此设置有隔音材料 53。作为隔音材料 53 的材料例子，可举出将钨等细微的粒子或微球分散于环氧树脂中的材料。如图 4 所示，若其构成为治疗用振动元件的行距和诊断用振动元件的行距比为整数，则能够实现两者的栅格不会退缩的配置，因而能够控制得栅瓣 (grating lobe) 不会重叠。

其次，关于超声波探针 10 的动作参照图 5 进行说明。一般而言，若同时驱动治疗用振动器 50 和诊断用振动器 52，则从治疗用振动器 50 发出的治疗用超声波会被诊断用振动器 52 作为噪音接受。因此，本实施方式中，如图 5 所示，治疗用超声波束 (T 波束) 和诊断用超声波束 (D 波束)，会每隔一个设定时间交替地射出。另外，还可以适当地变更 T 波束和 D 波束的射出时间，就不会产生噪音了。

首先，来自诊断用振动器 52 的 D 波束 (例如频率 2MHz) 在例如 0.2 秒之内射出。在 D 波束射出后，来自治疗用振动器 50 的 T 波束 (例如频率 500kHz) 会在例如 3 秒内射出。通过反复这样的动作，由 D 波束形成断层像和 2 次血流图像，同时通过 T 波束形成治疗部位。另外，由于只要形成断层像或 2 次血流图像则可，因此 D 波束的射出时间，设定在例如 0.01~0.2 秒的范围内。另外，T 波束的射出时间，例如在 1~10 秒的范围内适宜设定。而且，为提高断层像的分辨率，可令 D 波束其形成为，例如

将波长为 $1/2 \sim 20$ 的脉冲波束结合在一起形成的脉冲串波以设定间隔发送。T 波束，其形成为将连续发射的超声波发射，以确保给定的机械指数。

根据本实施方式，由于能够使来自治疗用振动器 50 的 T 波束和来自诊断用振动器 52 的 D 波束的扫描坐标一致，因此能够提高治疗用超声波的照射位置的控制精度。因此，能够确保由 D 波束特定位置的治疗部位会被 T 波束照射。

而且，由于能够使治疗用振动器 50 的孔径的中心和诊断用振动器 52 的孔径的中心一致，而不需要进行个别的坐标转换等，因此控制机构能够简单化。

进而，通过电控制，使超声波探针 10 不能沿着被检体的体表移动，从而采用 D 波束重新构成断层像，同时采用 T 波束能够进行治疗部位进行治疗。因此，能够缩短治疗时间等提高超声波治疗的效率。例如，一旦发生脑梗塞，则从发病开始在短时间内需要溶解脑血栓，若根据本实施方式，就能够迅速并且正确地溶解脑血栓。

（第 2 实施方式）

关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 2 实施方式参照图 6 进行说明。本实施方式与第 1 实施方式的不同点在于血栓溶解后血液开始流动时，或者停止治疗用超声波，或者使治疗用超声波的振幅等变小。图 6 示出本实施方式的超声波装置的构成图。

一般而言，通过治疗用超声波将血栓溶解时，即使在血栓溶解后血液开始流动后恐怕也会有照射治疗用超声波的情况。因此，本实施方式中，如图 6 所示，设置有血流检测部 22。血流检测部 22 是对从治疗部位发生的反射回声信号的多普勒偏移信号的强度，即检测血流速度的部件，在检测出的血流速度超过设定值 (α) 时，向治疗用发射单元 24 输出控制指令。

例如，在判定为由血流检测部 22 检测的血流速度没有超过设定值 (α) 时，控制指令就不会输出到治疗超声波发射单元 24。因此，治疗用波发射部 25，维持或者增大治疗用超声波的能量（例如振幅或频率）。另一方面，在判定为检测的血流速度超过设定值时，将控制指令输出到治疗超声波发射单元 24，然后治疗用波发射部 25，就减少治疗用的超声波的能量或者

停止射出。这时，或者由警报部 27 发出警告声（例如蜂鸣声或者声音），或者将警告消息显示在显示部 18 上。

根据本实施方式，就能够检测血栓溶解后血液已开始流动的情况。这样，在血液开始流动时，减少治疗用超声波的振幅或频率等或者自动停止射出。因此，就能够防止治疗用超声波过多地照射治疗部位。

另外，在发出警告声音或者警告消息时，也可以由手动来停止治疗用超声波。而且，采用第 1 实施方式的超声波探针 10 对本实施方式进行了说明，但本发明的超声波装置，也能够适用于其诊断用探针和治疗用探针各自分开的情况。

（第 3 实施方式）

关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 3 实施方式，参照图 7 进行说明。本实施方式与第 1 实施方式的不同点在于，在超声波探针的温度上升比设定温度高时，或者减少治疗用超声波的频率或振幅，或者停止射出。图 7 表示本实施方式的超声波装置的构成图。

一般而言，在从超声波探针 10 射出诊断用以及治疗用超声波时，射出的超声波的能量的一部分在超声波探针 10 的内部将转换成热能量。因此，存在超声波探针 10 的温度会上升之虞。这里，本实施方式中，如图 7 所示，设置了温度检测部 28。温度检测部 28 是对超声波探针 10 的温度进行检测的，在检测的温度超过设定值时，向治疗用发射单元 24 输出控制指令。

例如，在判定为由温度检测部 28 检测的温度上升超过设定值（例如 2°C）时，将控制指令输出到治疗超声波发射单元 24。因此，治疗用波发射部 25，将维持或增大治疗用超声波的能量（例如振幅或频率）。另一方面，在判定为温度上升超过设定值时，将控制指令输出到治疗超声波发射单元 24，然后治疗用波发射部 25，就减少治疗用的能量或者停止射出。这时，或者由警报部 27 发出警告声（例如蜂鸣声或者声音），或者将警告消息显示在显示部 18。

根据本实施方式，就能够自动地对超声波探针 10 的温度上升进行抑制，避免由于温度上升而导致对生物组织产生的副作用。另外，代替对超

声波探针 10 的温度检测，可以检测图 1 的水袋 32a 的温度。总之，对治疗用振动器 50 或者诊断用振动器 52 相关的温度进行检测即可。

另外，在发出警告声音或者警告消息时，也可以由手动来停止治疗用超声波。而且，采用第 1 实施方式的超声波探针 10 对本实施方式进行了说明，但本实施方式的超声波装置，也能够适用于其诊断用探针和治疗用探针各自分开的情况。

（第 4 实施方式）

关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 4 实施方式参照图 8 进行说明。本实施方式与第 2 实施方式的不同点在于，通过治疗用超声波对梗塞部位进行治疗之时，同时并用血栓溶解剂，且在血栓溶解时，或者减少血栓溶解剂的注入量，或者停止。图 8 为本实施方式的超声波装置的构成图。

一般而言，在梗塞部位的血栓治疗中，对血栓照射治疗用超声波，同时将促进血栓溶解的血栓溶解剂注入到被检体。这时，存在即使在血栓溶解后血液开始流动后血栓溶解剂也会被注入到被检体之虞。

这里，本实施方式中，如图 8 所示，设置溶解剂注入控制单元 30。溶解剂注入控制单元 30，具有：注入控制部 31、运算部 29、警报部 33 等。注入控制部 31 是通过注射探针 26 对注入到被检体的血栓溶解剂的注入量进行控制的。运算部 29，基于来自血流检测部 22 的控制指令运算出注入被检体的血栓溶解剂的注入量。警报部 33，基于来自血流检测部 22 的控制指令，或者发出警告蜂鸣声，或者显示警告信息。

例如，在判定为由血流检测部 22 检测的血流速度没有超过设定值(α)时，控制指令不会输出到溶解剂注入控制单元 30。因此，注入控制部 31，维持或者增加血栓溶解剂的注入量。另一方面，在判定为检测的血流速度超过设定值(α)时，则将控制指令输出到溶解剂注入控制单元 30，然后注入控制部 31，基于由运算部 29 计算的注入量，减少血栓溶解剂的注入量或者停止注入动作。而且，或者由警告部 33 发出蜂鸣声或声音，或者在监视器 18 的显示画面上显示警告信息。

根据本实施方式，在血栓溶解后血流开始流动时，自动地减少或者停

止血栓溶解剂的注入量。因此，能避免因过剩的血栓溶解剂导致对生物组织产生的副作用。

另外，在发生警告声或者警告消息时，又可以手动停止血栓溶解剂的注入。而且，又可以在监视器 18 的显示画面上实时显示血栓溶解剂的注入量。这样，操作者就能够客观地把握血栓溶解剂的注入量。

而且，上面就采用第 1 实施方式的超声波探针 10 的本实施方式作了说明，但本实施方式的超声波装置，也能够适用于其诊断用探针和治疗用探针各自分开的情况。

（第 5 实施方式）

下面关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 5 实施方式，参照图 9 以及图 11 进行说明。本实施方式与第 1 实施方式不同点在于，将冷却部的设置位置为在治疗用振动器以及诊断用振动器的侧面。图 9 示出本实施方式的超声波探针。

如图 9 所示，冷却部 56a、56b，设置在治疗用振动器 50 以及诊断用振动器 52 的 2 个侧面。根据本实施方式，若使冷却部 56a、56b 中适宜流过电流，就能够将超声波探针 10 的热散热到外部气体。因此能够抑制使超声波探针 10 的温度上升在设定值（例如 2°C）以下，同时对于治疗部位在比较长时间内都可以连续照射超声波。其结果，能够缩短治疗时间等并提高治疗效率。

而且，关于冷却部 56，若可以将诊疗用振动器 50 或者诊断用振动器 52 冷却，则又可以设置在任意位置进行冷却。例如，如图 10 所示，可以设置冷却部 56c，以覆盖包围超声波探针 10 的周围的侧壁。

进而，除冷却部之外还能够同时共用金属箔。例如，如图 11 所示，在图 9 的诊断用振动器 52 的超声波射出面设置金属箔 60。而且，配置的金属箔 60，与冷却部 56a、56b 接触。这样，由诊断用振动器 52 发出的热，由金属箔 60 吸收。吸收的热，通过金属箔 60 导入到冷却部 56a、56b。导出的热，根据冷却部 56a、56b 的珀尔帖效应而散热。因此，能够抑制超声波探针 10 的温度上升。另外，金属箔 60 是将传导体（例如金属）的厚度为数 μm 的，由不会对超声波的射出产生影响的材料构成。

而且，因为诊断用振动器 52 的超声波射出面被金属箔 63 覆盖，所以使超声波探针 10 与被检体体表接触时，超声波探针 10 的温度没有直接传递到被检体。因此，避免了因超声波探针 10 的温度而导致对被检体产生的副作用。

（第 6 实施方式）

以下就关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 6 实施方式进行说明。本实施方式与第 1 乃至第 5 实施方式的不同点在于，因避免了对生物组织产生的副作用，因此能够将其作为猝发波的治疗用超声波发射。

例如，在治疗脑梗塞时，从超声波探针 10 向脑内入射的治疗用超声波，在前进方向的颅骨的内壁反射后便返回了。这是因为，颅骨比脑内部的生物组织其声音阻抗比较高。反射的治疗用超声波（以下为反射波）因与从超声波探针 10 向脑内入射的治疗用超声波（以下为入射波）重合而相互干涉，因此在脑内会产生驻波。当驻波局部具有比较大的强度（振幅）时，恐怕会对脑内的生物组织产生副作用。

这里，本实施方式中，治疗用波发射部 25，根据基本波形生成猝发波的驱动信号。通过将生成的驱动信号提供给治疗用振动器 50，就能够将猝发波从治疗用振动器 50 发射到被检体。这时，设定猝发波的射出时间比较短（例如 $10\mu\text{s}$ ），同时设定休止时间为比较长（例如 $100\mu\text{s}\sim 300\mu\text{s}$ ）。另外，1 个波长的持续时间为例如将 $2\mu\text{m}$ 的脉冲波结合一起的猝发波射出的时间。

例如，脑内在到反射波返回为止的时间为 $100\mu\text{s}$ 时，设定猝发波的休止时间为大于 $100\mu\text{s}$ 。另外，可通过输入部 20 预先设定，以适当变更猝发波的射出时间或休止时间，

根据本实施方式，在入射的猝发波 T_n 反射返回之后，入射接下来的猝发波 T_{n+1} 。因此，猝发波 T_n 和猝发波 T_{n+1} 没有重叠，所以能够避免对生物组织产生的副作用。

尤其，关于治疗用超声波，由于频率为例如 500kHz ，因此在脑内行进时的衰减比较小。因此，由于反射波和入射波的强度几乎相等，因此变

得干涉波的强度比较大。这点，根据本实施方式，能够避免治疗用超声波的反射波和入射波的干涉。

而且，关于诊断用超声波，由于一般情况下，频率设定为例如 2MHz 以上，因此在脑内行进过程中的衰减比较大。所以，生成的干涉波的强度比较小，但与治疗用超声波同样，可设定脉冲波或者猝发波的休止时间比较长。

还有，猝发波的射出时间为例如 10 μ s，然而也可以适当进行变更。总之，即使入射波和反射波有了相互干涉时，只要使干涉波的持续时间较短可避免对生物组织产生的副作用即可。

另外，以上就采用第 1 实施方式的超声波探针 10 作了说明，但本实施方式的超声波装置，也可适用于诊断用探针和治疗用探针与各自分开的情况。

（第 7 实施方式）

以下，关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 7 实施方式参照图 12 进行说明。本实施方式与第 6 实施方式的不同点在于，在射出时间的经过的同时，使治疗用超声波的频率也慢慢变大。图 12 为图 1 的治疗用波发射部 25 的构成图。

如图 12 所示，治疗用波发射部 24，由时钟脉冲发生器 70、调制信号发生器 72、相移电路 74a~74m（m 为自然数）、放大器（以下为放大器 76a~76m）等而构成。另外，相移电路 74a~74m，也可由延迟电路等形成。而且，m 为与构成超声波探针 10 的治疗用振动元件 50a~50m 的数目对应。

首先，通过时钟脉冲发生器 70 生成连续波的基本波形。生成的基本波形，通过相移电路 74a~74m 进行相位错开。然后，各基本波形，通过放大器 76a~76m 放大之后，作为驱动信号输入到治疗用振动器 50。通过输入的驱动信号，从治疗用振动器 50 射出治疗用超声波。随着射出时间的经过，通过调制信号发生器 72 生成调制信号。生成的调制信号输入到各相移电路 74a~74m。相移电路 74a~74m 根据输入的调制信号，调制使基本波形的频率变大。被调制的波形作为驱动信号输入到治疗用振动器

50。这样，频率较大的已调制的治疗用超声波从治疗用振动器 50 射出。例如，开始射出时 ($T=0$)，若超声波的频率为 f_0 ，波长为 λ_0 ，则通过调制信号发生器 72 生成调制信号，以使经过一定时间后 ($T=10\mu s$) 的超声波的频率为 $4f_0$ ，波长为 $\lambda_0/4$ 。这样的动作反复操作后，从治疗用振动器 50 射出的治疗用超声波，变成其频率在时间轴方向被调制的波。

根据本实施方式，即使例如在颅骨内反射波和入射波重合，重合的反射波和入射波的频率也不同。因此，因为反射波和入射波的干涉图没有固定，所以通过反射波和入射波发生干涉而能够抑制产生的干涉波的强度。

并且，关于改变频率的时间可以适当设定，但在本实施方式中，使治疗用超声波的干涉图很少也没有被固定的方式，射出的超声波能从脑的表明开始穿透颅骨内直至在脑内部行动为止的时间（例如 $10\mu s$ ），每隔一个该时间对治疗用超声波的频率进行调制。总之，只要基于基本波形，在时间轴方向对频率进行调制即可。

另外，关于频率的调制值可适当地进行设定。例如，改变频率使反射波和入射波的波长为 $1/4 \sim 1/2$ 交错时，入射波和反射波相互干涉相互抵消。因此，能够抑制更进一步抑制干涉波的强度变大。

还有，以上就采用第 1 实施方式的超声波探针 10 的本实施方式作了说明，但本实施方式的超声波装置，也可以适用于诊断用探针和治疗用探针各自分开的情况。

（第 8 实施方式）

下面关于适用本发明的超声波探针以及超声波装置的第 8 实施方式，参照图 12 以及图 13 进行说明。本实施方式与第 7 实施方式的不同点在于，使治疗用超声波的入射方向每隔一个设定时间错开。图 13 是表示治疗用超声波的入射波和反射波没有干涉之原理的说明图。

即，通过图 12 的治疗用波发射部 24 生成驱动信号时，每隔一个设定时间（例如 0.1 秒），将预先设定的延迟数据分别提供给相移电路 74a~74m。这样，由于从治疗用振动器 50 射出的超声波偏向，因此超声波波束的射出方向改变。另外，关于改变超声波波束的射出方向的角度 (θ)，可适当进行变更。

根据本实施方式，如图 13 所示，只要治疗用超声波的入射波的前进方向和反射波的前进方向，在同一直线上消失。即，入射波和反射波，因为方向是不同的，因此能够避免入射波和反射波的干涉。

另外，本实施方式中，设定了改变超声波的射出方向的设定时间为 0.1 秒，但也可以适当进行设定。例如若入射波和反射波重合而发生干涉，则通过干涉波在血管内会产生气穴（cavitation 气泡）。生成的气穴慢慢变大后被破坏。受破坏的气穴的影响恐怕会导致对生物组织产生副作用。因此，优选在产生气穴之前改变超声波的射出方向。

另外，上面就采用第 1 实施方式的超声波探针 10 的本实施方式作了说明，但本实施方式的超声波装置，也适用其诊断用探针和治疗用探针与各自分开的情况。

以上，基于第 1 乃至第 8 实施方式说明了本发明，但并不限于此。例如，除治疗脑梗塞的情况之外，治疗心肌梗塞也能够适用本发明的超声波探针以及超声波装置。在治疗心肌梗塞时，超声波探针与胸部连接，从胸部的肋骨的间隙朝向心脏的冠状动脉中产生的血栓射出诊断用和治疗用超声波。

而且，除溶解血栓之外，即使在溶解由在体内形成的无机物或盐类组成的异常固形物（例如结石）的情况下，也能够适用本发明的超声波探针和超声波装置。

另外，各种脑梗塞的治疗中都能够采用本发明的超声波探针以及超声波装置。例如，脑梗塞中，包括勒克瑙（Lucknow）梗塞、动脉粥样血栓性梗塞以及心源性栓塞等，所谓勒克瑙梗塞，是在脑的细动脉由于高血压而受损后，因其动脉受阻而在脑的深部形成的小的梗塞巢而导致的。动脉粥样血栓性梗塞，是因颈动脉或颅骨内比较大的动脉硬化（动脉粥样硬化）而使在动脉变狭窄，在该狭窄的位置上形成血栓后引起血流的闭塞而导致的。心源性脑栓塞，是因在心脏中形成的血块（血栓）剥落后流进脑的动脉中产生血流的闭塞而导致的。任何一种脑梗塞从发病开始在短时间内都需要溶解梗塞部位的血栓，若采用本发明的超声波探针以及超声波装置，则可以迅速且容易溶解血栓。

根据以上说明，本发明能够实现一种适合超声波治疗的超声波探针以及超声波装置。

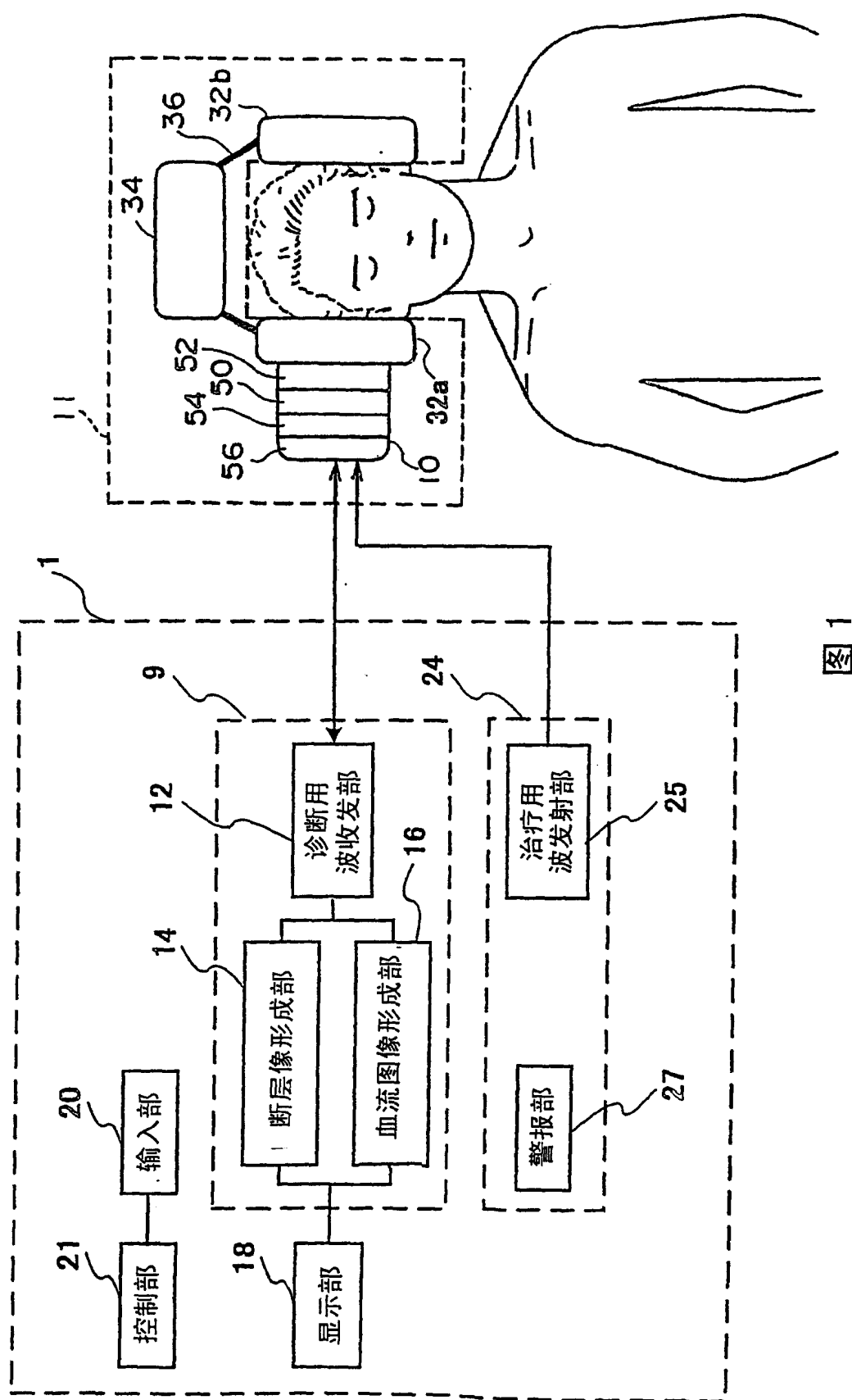


图1

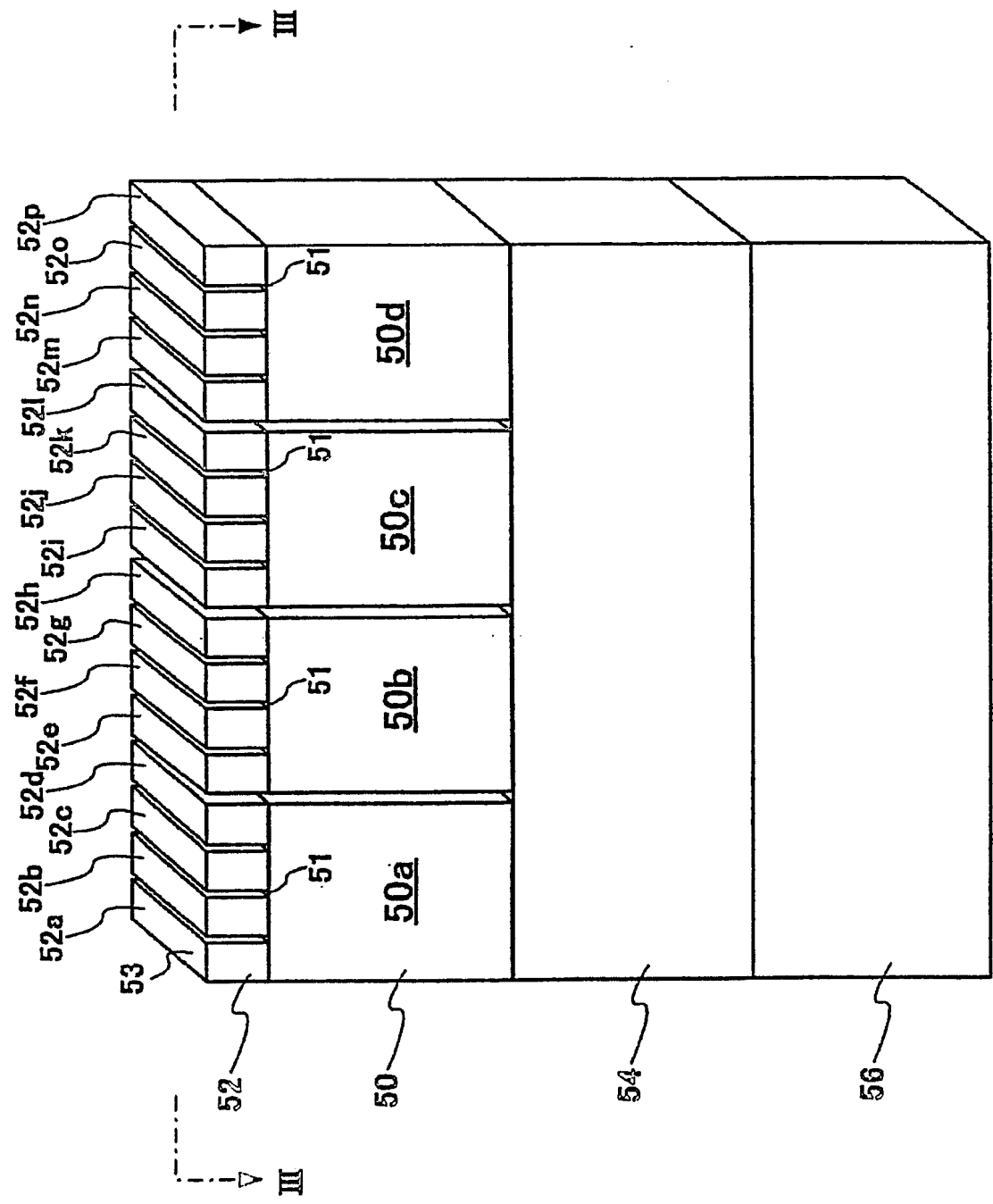


图 2

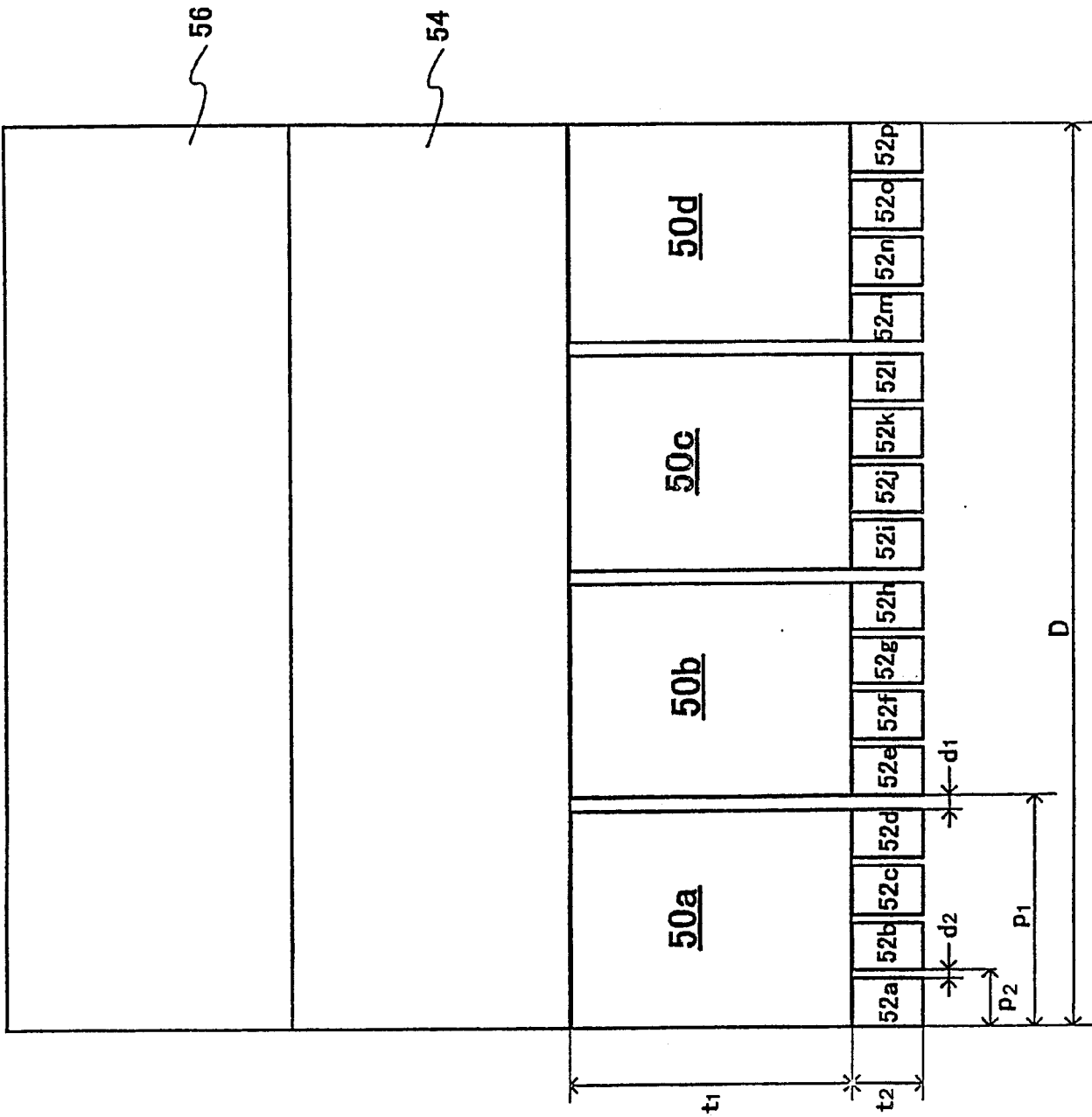


图 3

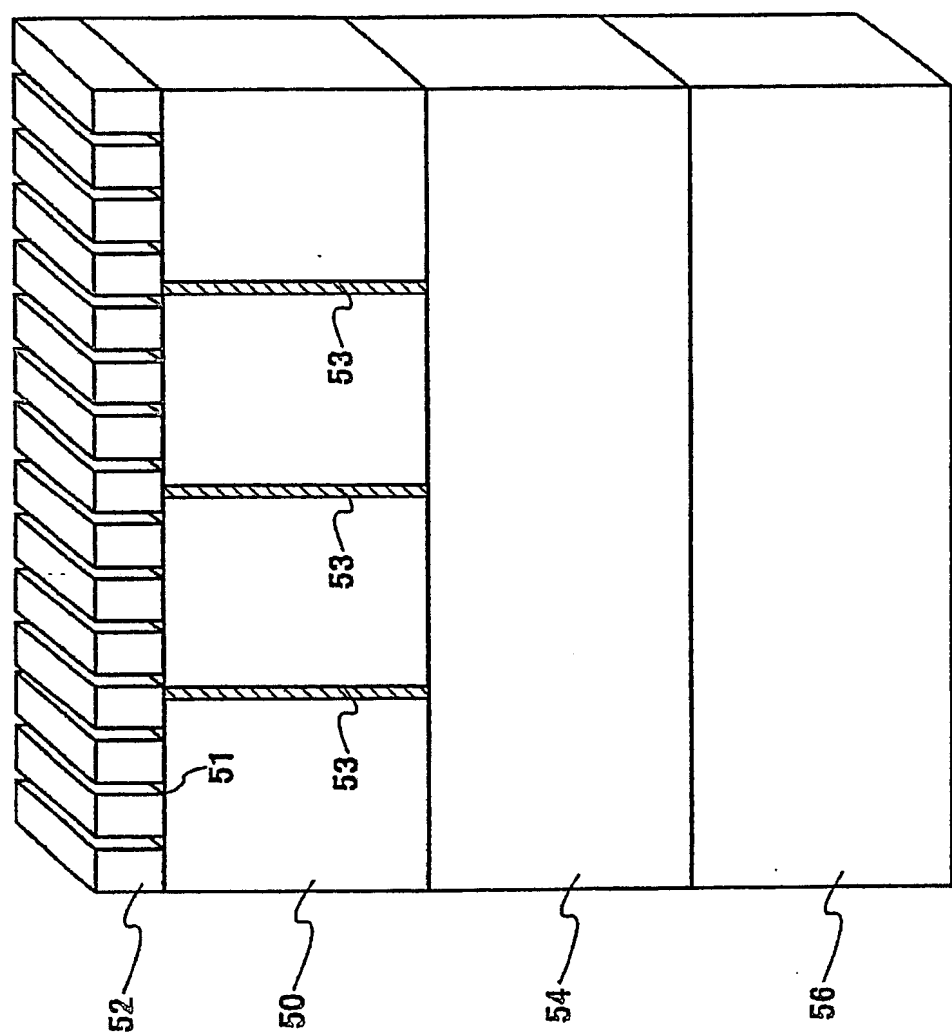
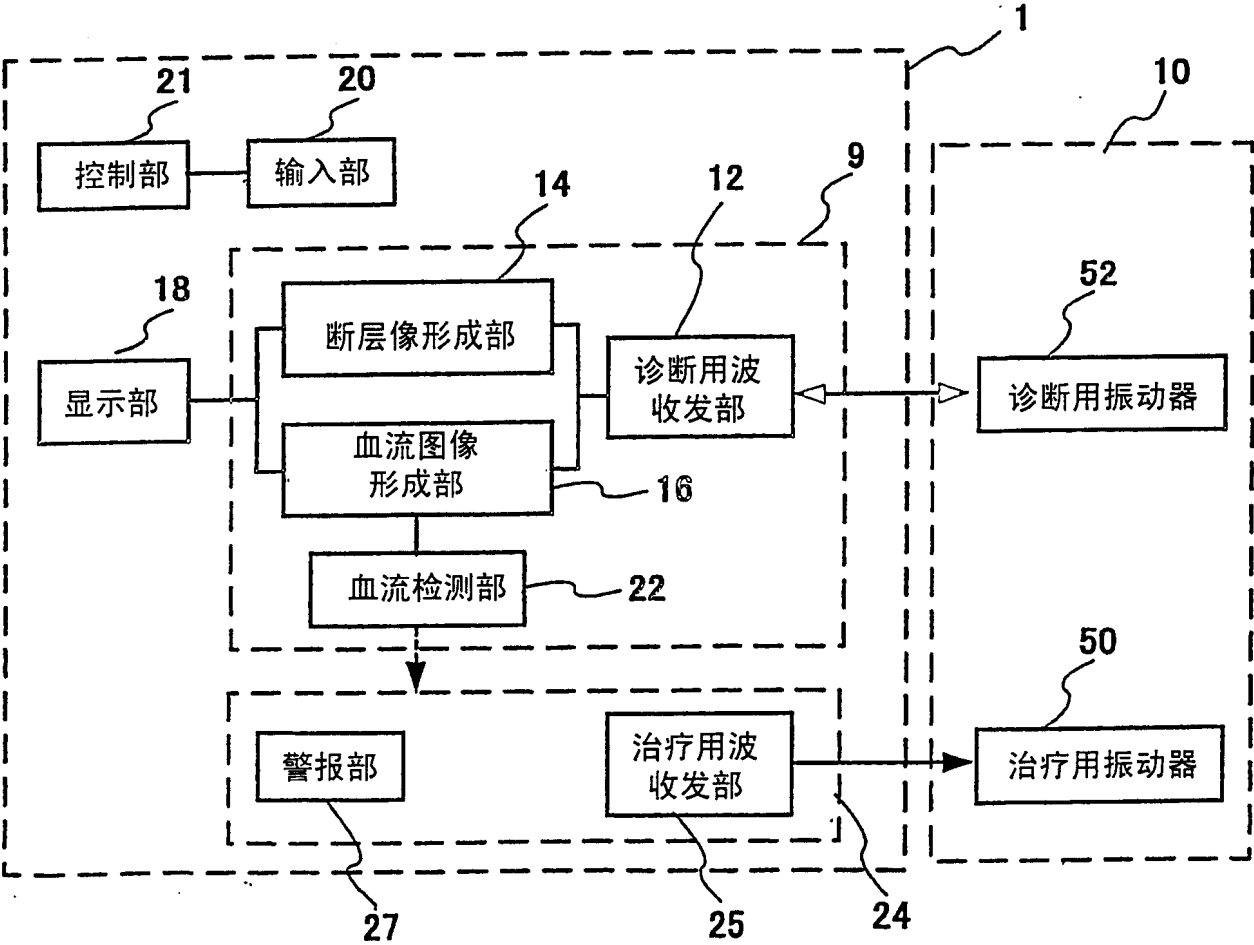
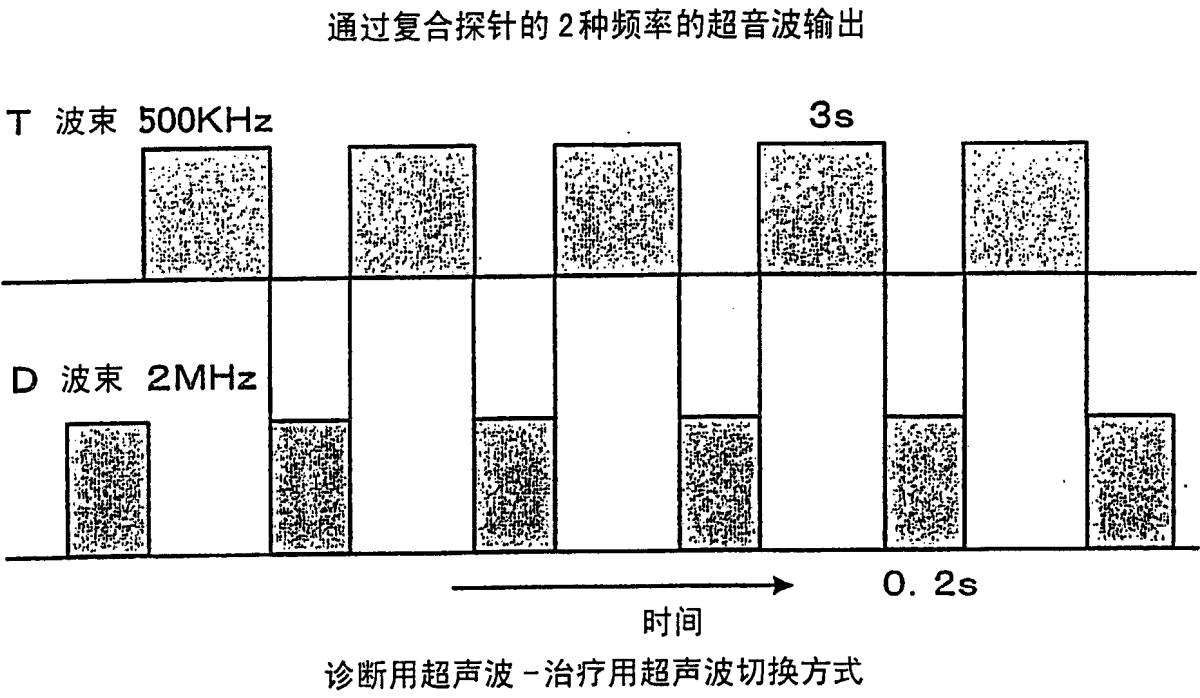


图 4



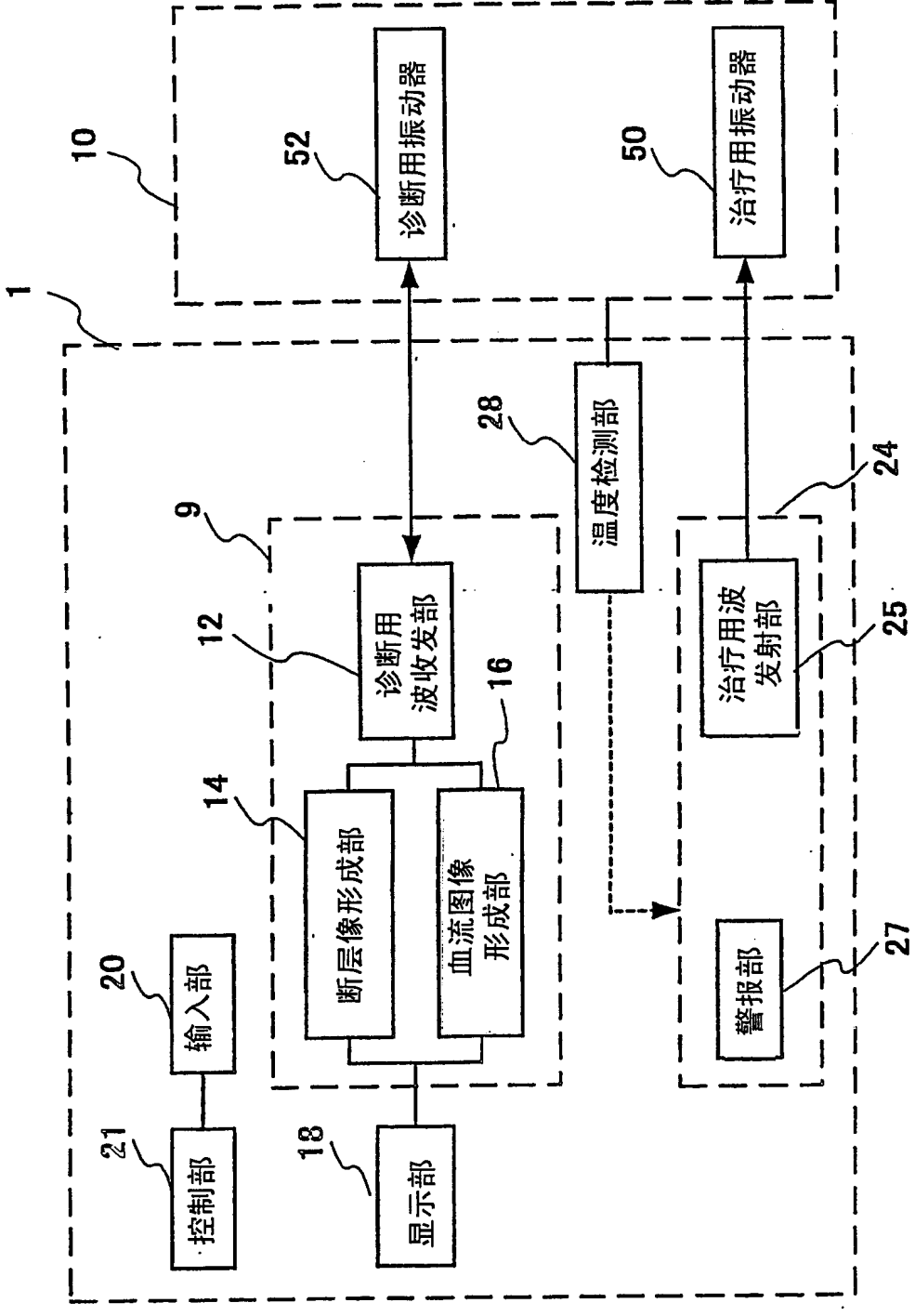


图 7

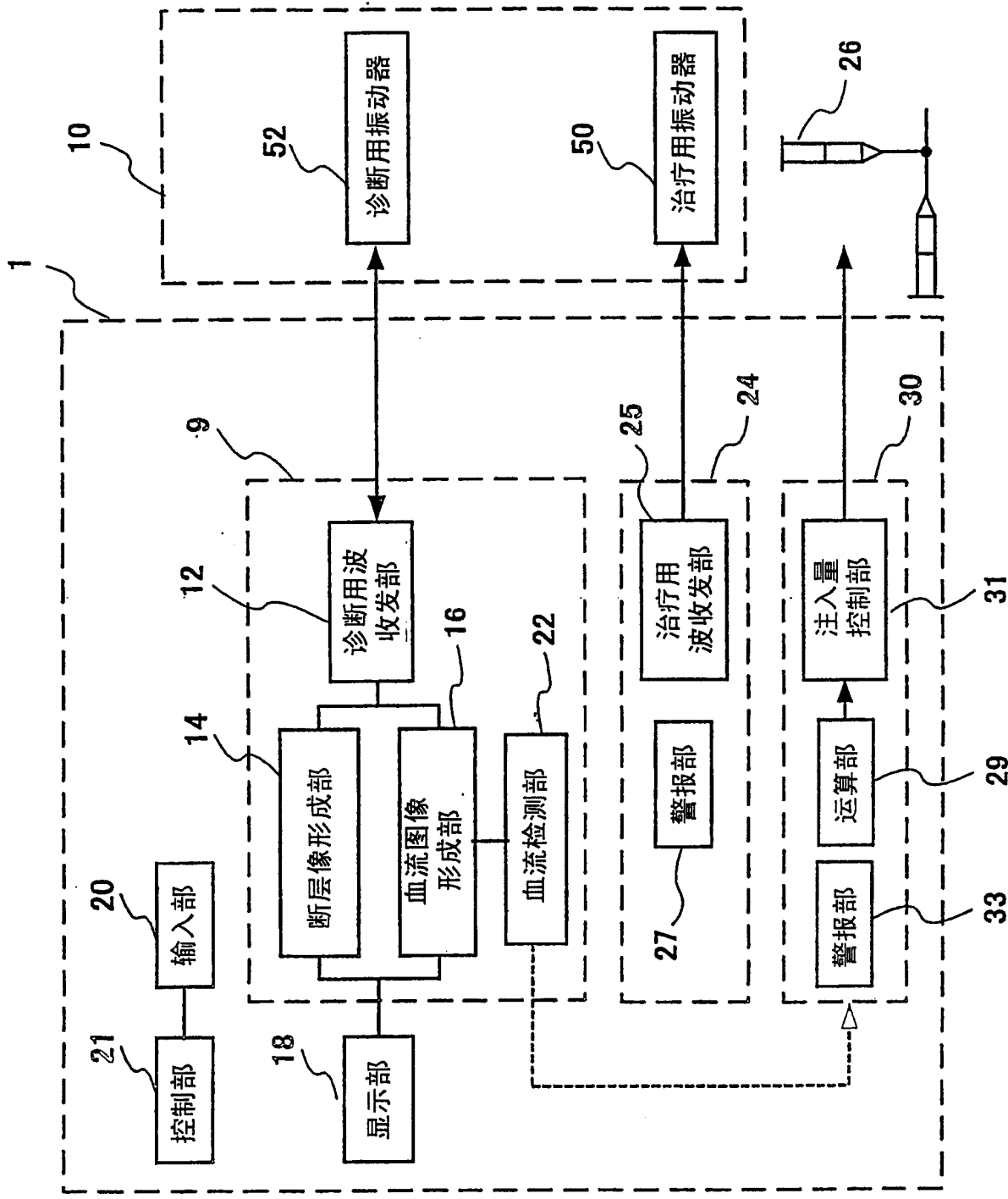
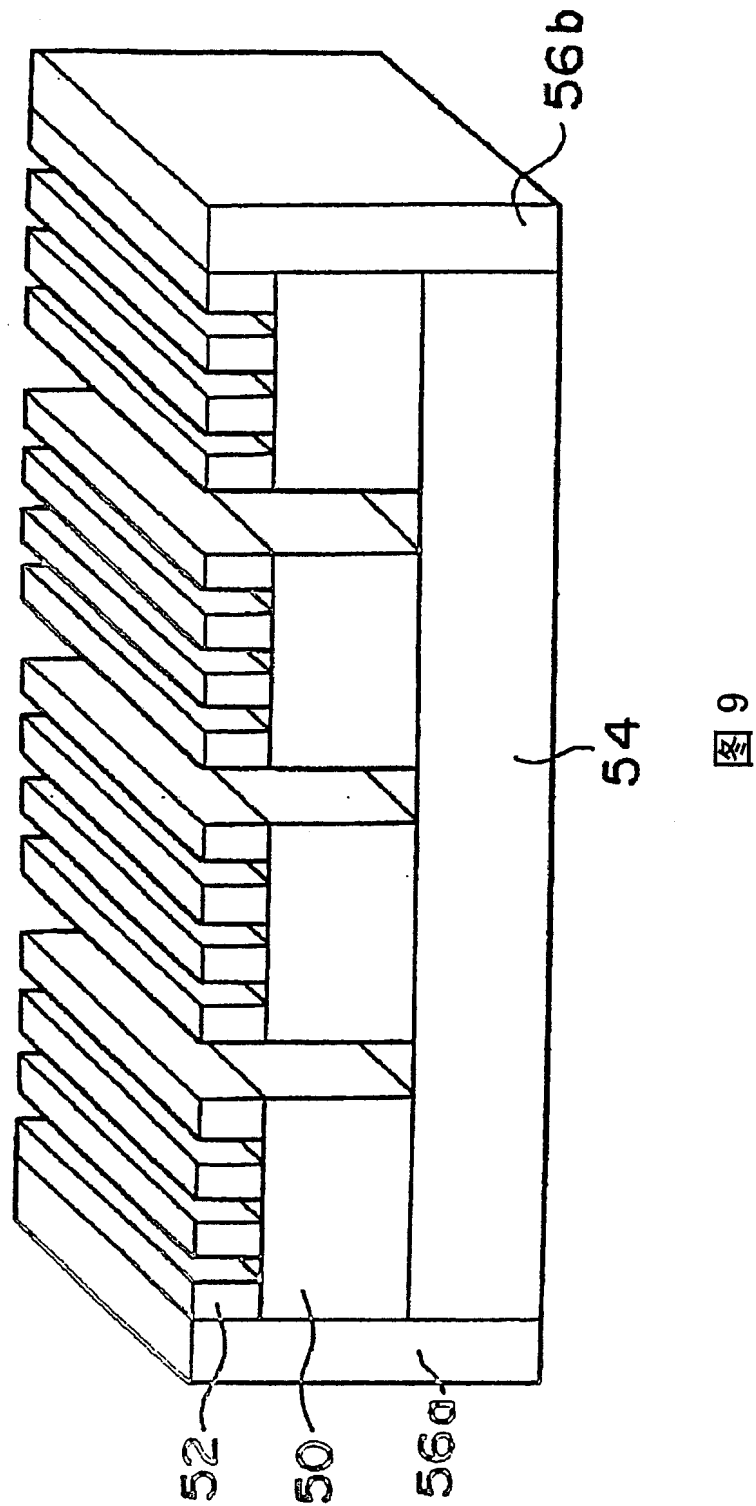


图 8



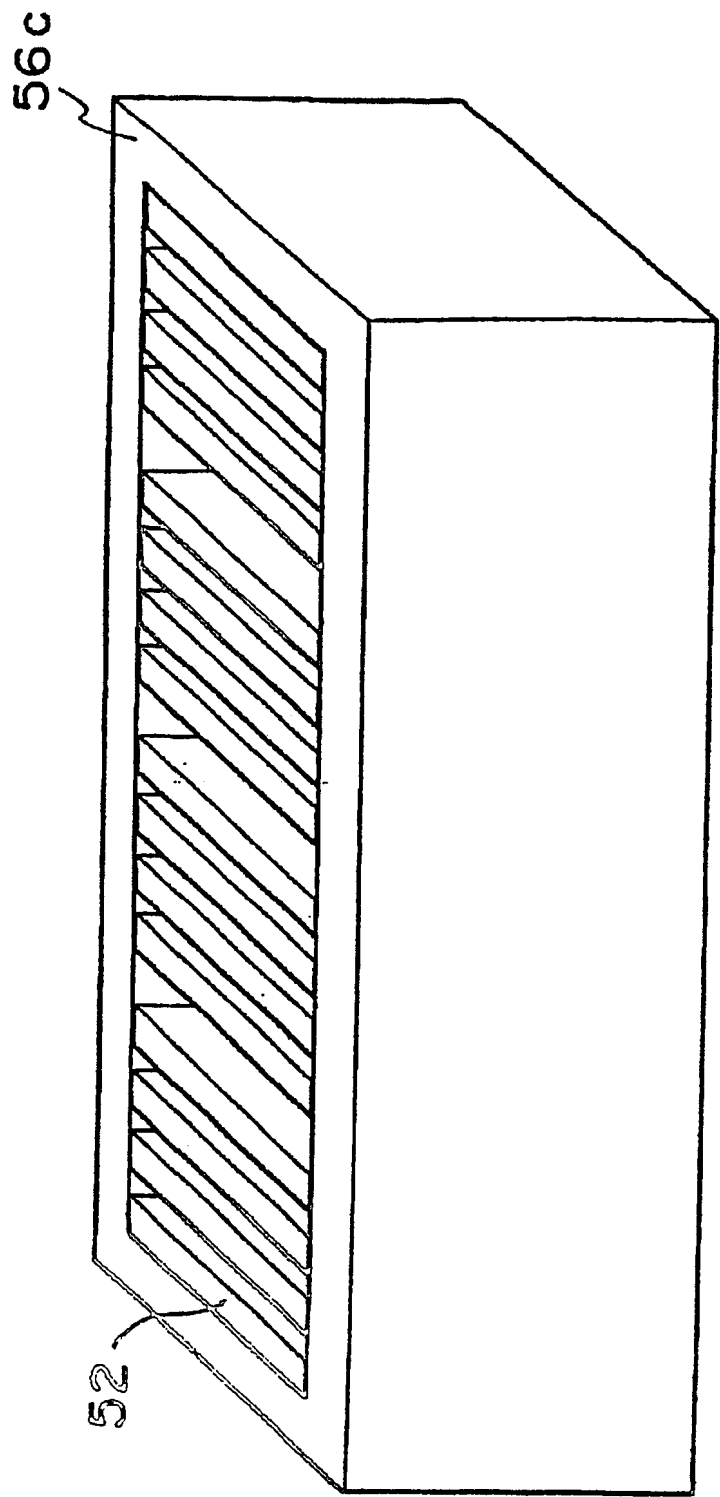


图 10

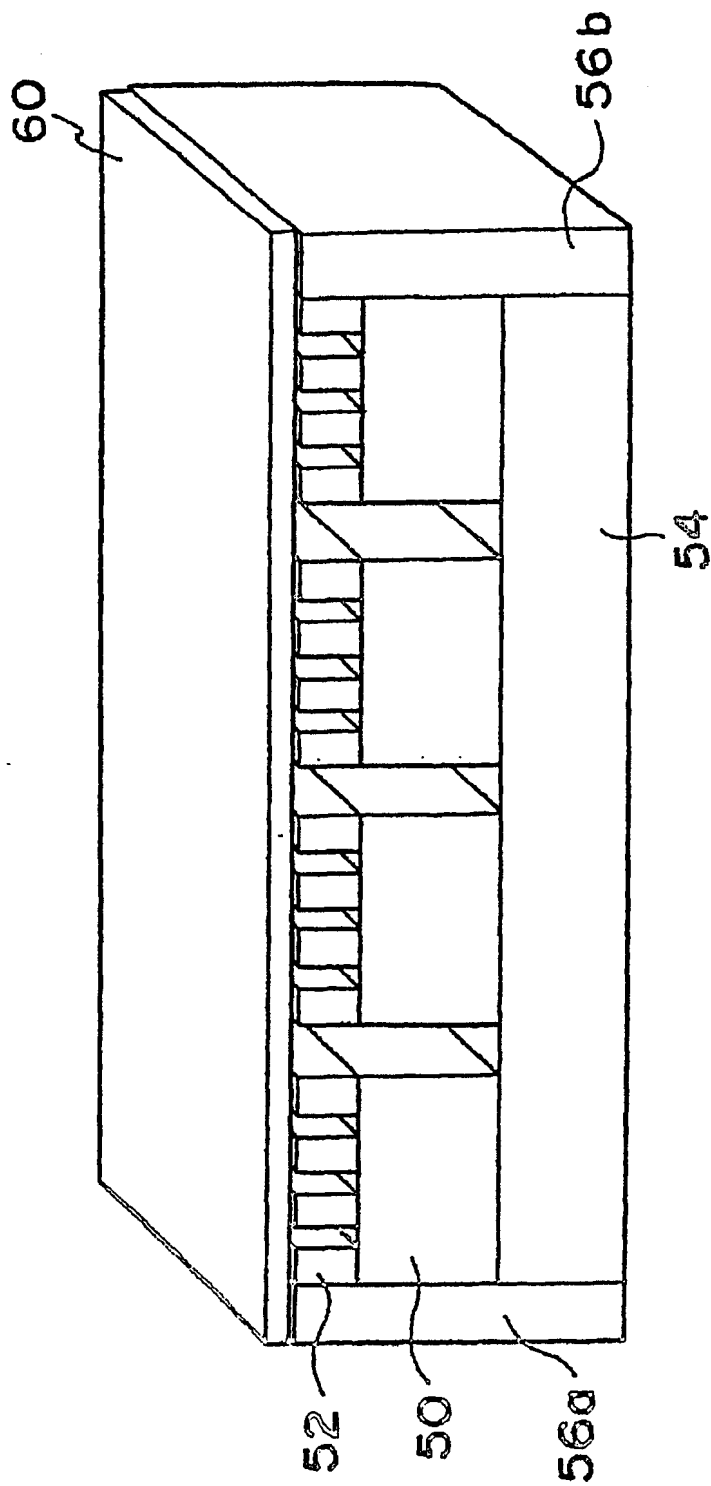


图 11

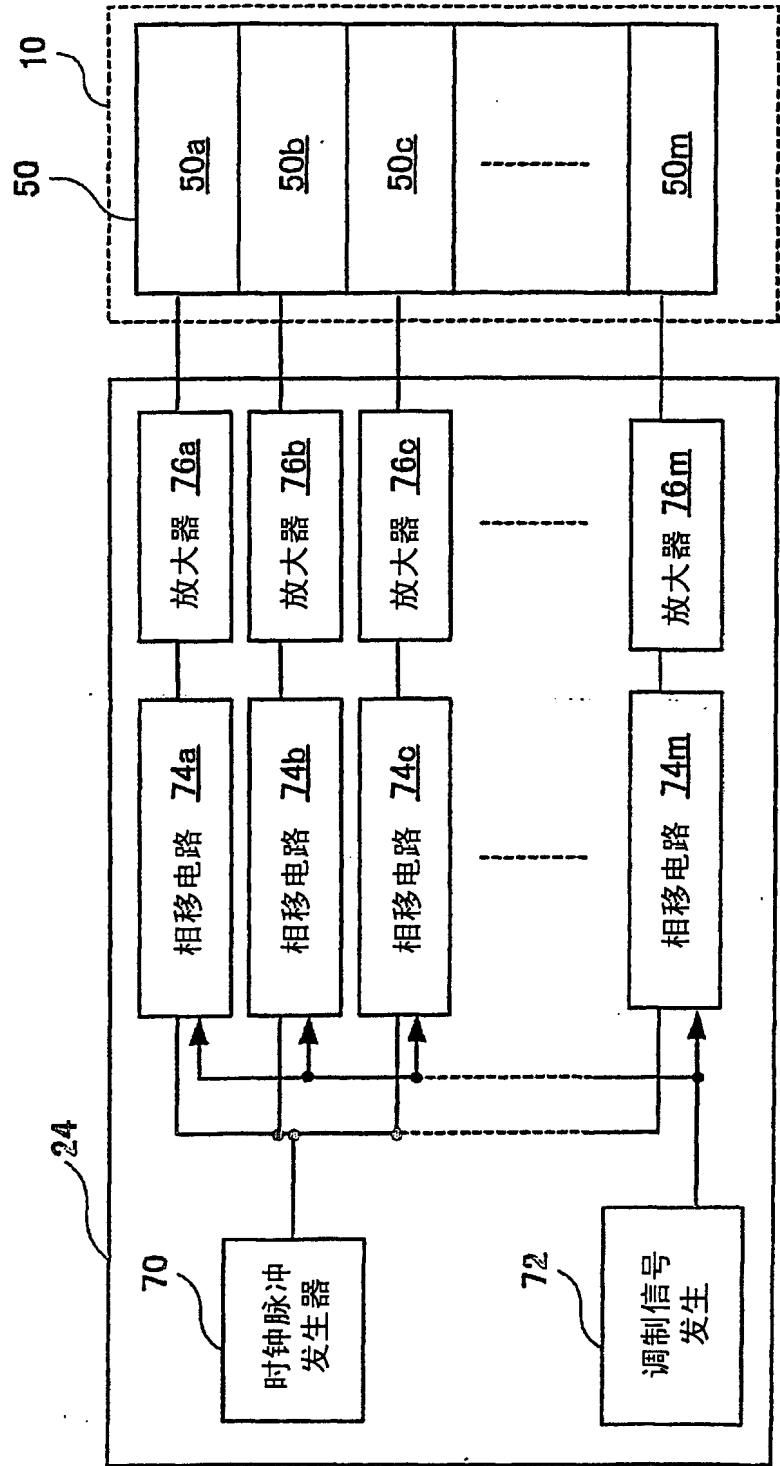


图 12

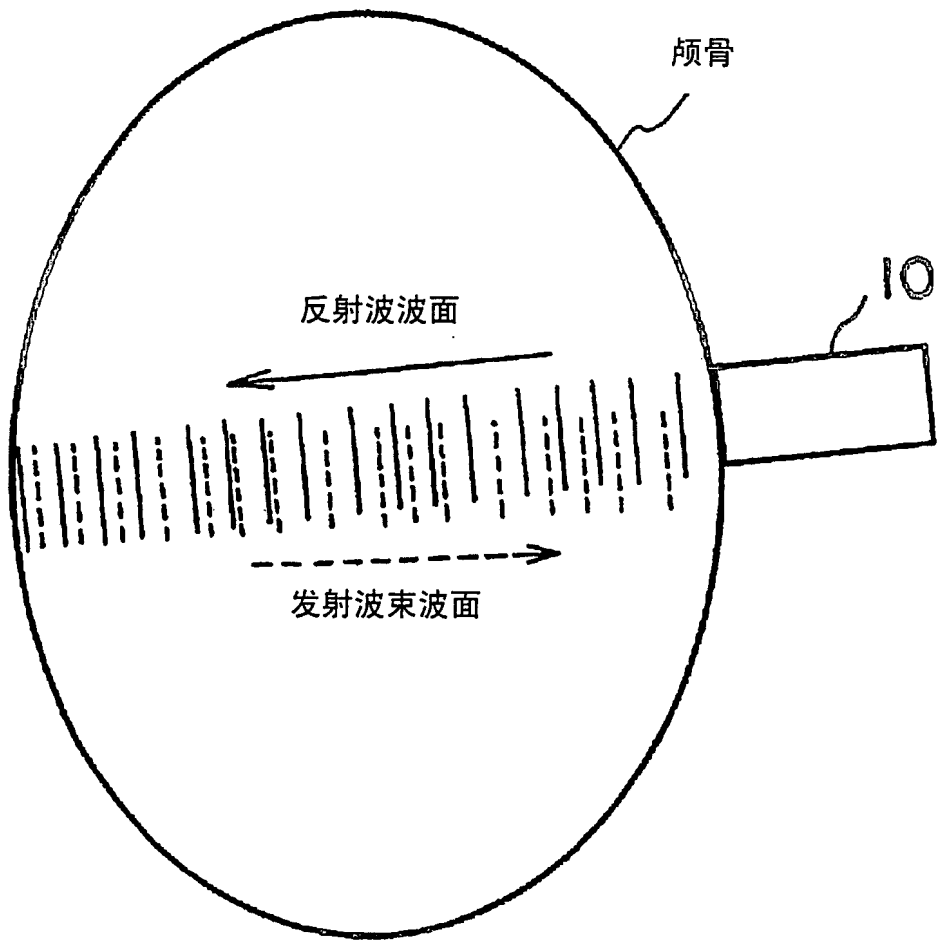


图 13

专利名称(译)	超声波探针以及超声波装置		
公开(公告)号	CN100356895C	公开(公告)日	2007-12-26
申请号	CN200480003344.2	申请日	2004-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	洼田纯 佐佐木明 古幡博 石田一成 梅村晋一郎 东隆 浅房胜德		
发明人	洼田纯 佐佐木明 古幡博 石田一成 梅村晋一郎 东隆 浅房胜德		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/22 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0808		
代理人(译)	李香兰		
审查员(译)	张莉平		
优先权	2003024252 2003-01-31 JP 2003352464 2003-10-10 JP		
其他公开文献	CN1744861A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波探针，具备：治疗用振动器，其含有多个排列的第1诊断元件，向被检体发射治疗用超声波；诊断用振动器，其含有多个排列的第2振动元件，向所述被检体发射诊断用超声波，并接受由所述被检体反射的所述诊断用超声波，其中层叠着所述治疗用振动器和前述诊断用振动器。

