

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61N 7/02 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610001576.5

[45] 授权公告日 2008年12月31日

[11] 授权公告号 CN 100446732C

[22] 申请日 2006.1.24

[21] 申请号 200610001576.5

[30] 优先权

[32] 2005.5.17 [33] JP [31] 2005-144367

[73] 专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

[72] 发明人 川畑健一 杉田奈巳 梅村晋一郎

[56] 参考文献

US5694936 1997.12.9

US5215680 1993.6.1

US2004/0039312A1 2004.2.26

审查员 李尹岑

[74] 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

代理人 郝庆芬

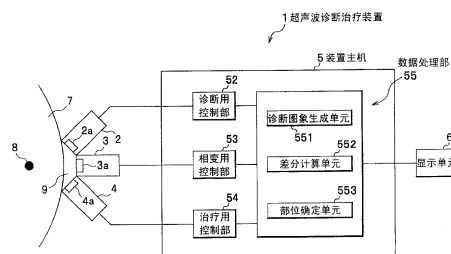
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 6 页

[54] 发明名称

超声波诊断治疗装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断治疗装置，其能够与相变型超声波造影剂的造影联动地进行治疗，其具备：相变用超声波照射单元(3)；诊断用超声波照射单元(2)；治疗用超声波照射单元(4)；检测超声波回声的回声检测单元(2)；经过相变用超声波照射单元(3)照射相变用超声波，使超声波造影剂引起相变的相变用控制单元(53)；使用由回声检测单元(2)检测出的超声波回声，检测超声波造影剂的相变的诊断用控制单元(52)；计算诊断用控制单元(52)检测出的相变的随时间性差分的差分计算单元(552)；确定产生差分的部位的部位确定单元(553)；对确定的部位，经过治疗用超声波照射单元(4)照射治疗用超声波的治疗用控制单元(54)。



1. 一种超声波诊断治疗装置，其特征在于，具备：

照射相变用超声波的第一超声波照射单元；

照射诊断用超声波的第二超声波照射单元；

照射治疗用超声波的第三超声波照射单元；

检测超声波回声的回声检测单元；

经过所述第一超声波照射单元照射所述相变用超声波、由此使液滴的相变型超声波造影剂引起相变的相变用控制单元；

与所述第二超声波照射单元的诊断用超声波的照射相对应、使用由所述回声检测单元检测出的所述超声波回声、检测所述液滴的相变型超声波造影剂的相变的诊断用控制单元；

计算所述诊断用控制单元检测出的相变的随时间性差分的差分计算单元；

确定产生所述差分的部位的部位确定单元；和

对所述确定的部位、经过所述第三超声波照射单元照射所述治疗用超声波的治疗用控制单元。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断治疗装置，其特征在于，

所述第一超声波照射单元构成为能够照射声强不同的至少两种超声波。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断治疗装置，其特征在于，

所述至少两种超声波含有前波和连续于该前波的后波，所述后波的声强是所述前波的  $1/4$  倍~1 倍。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断治疗装置，其特征在于，

所述相变用控制单元控制的相变用超声波的频率为  $0.5\text{MHz}$ ~ $10\text{MHz}$ 。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断治疗装置，其特征在于，

所述治疗用控制单元控制的治疗用超声波的频率为  $0.5\text{MHz}$ ~ $10\text{MHz}$ 。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断治疗装置，其特征在于，

所述治疗用控制单元控制的治疗用超声波的声强为  $1\text{W}/\text{cm}^2$ ~ $1000\text{W}/\text{cm}^2$ 。

## 超声波诊断治疗装置

### 技术领域

本发明涉及一种利用超声波的诊断治疗装置，尤其涉及一种利用了与相变型超声波造影剂组合使用的超声波的诊断治疗装置。

### 背景技术

X射线CT（计算机X射线断层造影术 Computer Tomography）装置、MRI（核磁共振成像 Magnetic Resonance Imaging）装置、超声波诊断装置等图象诊断医疗器械在医疗现场早已成为了必须的工具。它们是将生物体内的CT值、自旋弛豫时间、声阻抗的差异分别形成为图象，由于这些物理性质的差异主要是反映生物体结构（身体），所以叫做“形态成像”。相对于此，对于虽然在结构上为相同组织但在功能上处于不同状态的部位的形成图象叫做“功能成像”。

该功能成像中，例如对蛋白质、氨基酸、核酸等生物体构成分子的存在状态进行可视化多被称为“分子成像”。分子成像由于有望应用到阐明如产生、分化这样的生命现象和疾病的诊断治疗，所以成为了目前最受瞩目的研究领域之一。

作为几乎专门用于这种分子成像的图象诊断医疗器械，可以举出PET（正电子发射层析 X射线摄影法 Positron Emission Tomography）装置和光成像装置。前者是在临床上作为用于对肿瘤的扩散情况或进程（阶段）进行分类的工具而广泛使用，此外，后者是在药品开发等领域作为使用小动物的无侵袭药物动态解析工具而广泛使用。

另外，上述的首要用途为形态成像的MRI或超声波诊断装置这种医疗器械，也在进行着旨在用作为分子成像的研究开发。

并且，超声波诊断装置由于具有其他医疗器械不具有的如下优点：1）实时性优异；2）由于小型而对有关在手术室内使用的限制小；3）不仅是诊断还可以用作为治疗工具，所以有望作为除了大型医院也可以使用的诊断治疗

综合工具。

这里，使用超声波的治疗方法大体上可以分为两种。

一种是加热凝固治疗，通过聚焦超声波并照射，在数秒的短时间将对象部位升温到蛋白质变性温度（约 65℃），来治疗对象部位。该加热凝固治疗为使用大于或等于 1kW/cm<sup>2</sup> 的高强度聚焦超声波（High Intensity Focused Ultrasound（HIFU））的治疗，因此多被称为 HIFU 治疗。

但是，HIFU 治疗由于只靠超声波的聚焦性来得到照射部位选择性，所以如果因移动身体等而导致照射位置变乱，则会使大于或等于 1kW/cm<sup>2</sup> 的高强度超声波照射到治疗对象以外。因此，期待一种同时具有超声波的聚焦以外的部位选择性的治疗法。

另一种使用超声波的治疗方法是采用（声）气孔作用（cavitation）的治疗。气孔原本是因超声波而生成气泡核，该气泡生长并压缩破坏的现象。如果产生气孔，则在最后的气泡压缩破坏的阶段，产生数千度的高温和数百大气压的高压，所以可以利用其治疗对象部位。进而，也可以利用通过气孔被活化的叫做声化学活性物质的化学物质，更加有效地治疗对象部位（例如参照专利文献 1）。

不管是利用哪一种超声波的治疗方法，都优选减少超声波的照射量，以减轻被检测体的负担。因此，为了局限照射范围，要求能够正确识别肿瘤的方法。

在一般的化学和放射线治疗的领域中，揭示有利用能够与抗体或配体等生物体构成分子选择性结合的“分子探头”，检测肿瘤，并进行治疗的方法（例如参照非专利文献 1）。这些肿瘤识别方法还被利用于在超声波诊断治疗中使用的超声波造影剂。

另外，已知如果存在被用作为超声波造影剂的微泡，则照射超声波时的表观吸收常数增高（例如参照非专利文献 2）。如果能够将微泡只局限于目标部位，则可以利用该现象选择性地加温，所以在加热凝固治疗中可以减少超声波的照射量。

另外，在超声波的照射部位存在微泡相当于气孔过程途中的生长气泡阶段，因此通过在该状态照射超声波，可以省略气孔生成所必须的核生成这一

步骤。因此，已知如果存在微泡，则气孔生成所必须的声强下降（例如参照非专利文献3）。即，如果能够将微泡只局限于目标部位，则可以利用该现象，减少根据气孔作用进行治疗时的超声波的照射量。

但是，微泡受到其尺寸的制约，只能存在于血管中，而难以限制在组织中的特定部位。

因此，揭示有在投入生物体时为纳米尺寸的液滴，根据超声波照射产生相变而生成微泡的相变型超声波造影剂（例如参照非专利文献4）。如果是纳米尺寸的液滴，则可以在肿瘤等组织中移动，进而通过附加所述的分子探头，可以赋予组织选择性。通过使用这种相变型造影剂，可以实现组织选择性高的超声波造影。

这里，为了稳定地引起这种相变型超声波造影剂的相变，已知需要超过通常超声波诊断装置中使用的上限声强  $0.72\text{W}/\text{cm}^2$  的声强（例如参照非专利文献4）。

另外，作为使用超声波的新型诊断医疗器械，揭示有放射压成像（例如参照非专利文献5）。在非专利文献5中，提出了使用以往超声波诊断装置所限制的声强以上的超声波进行诊断的诊断医疗器械。

通过组合所述的相变型超声波造影剂和超声波治疗，可以将微泡限制在对象部位，减少超声波治疗时的超声波照射量。

专利文献 1：国际公开第 98/01131 号小册子

非专利文献 1：Allen（2002）Nature Rev. Cancer 2： 750 - 763

非专利文献 2：Holt 等（2001）Ultrasound Med. Biol. 27： 1399 - 1412

非专利文献 3：Holland 等（1990）J. Acoust. Soc. Am. 88： 2059 - 2069

非专利文献 4：Kawabata 等（2004）Proc. 4<sup>th</sup> Intern. Symp. Ultrasound Contrast Img. 92

非专利文献 5：Alizad 等（2004）IEEE Trans. Medical Imag. 23： 1087 - 1093

如上所述，使用相变型超声波造影剂进行造影时，生成微泡，所以不仅是诊断还可以应用于治疗。

但是，以往的超声波治疗装置无法与来自相变型超声波造影剂的微泡联

动地开始治疗，所以存在难以进行十分必要的超声波照射的问题。

另外，如果如上所述从相变型超声波造影剂生成微泡，则虽然可以减少气孔所必要的超声波照射量，但从相变型超声波造影剂生成微泡时，存在必须照射较高强度的超声波的问题。

因此，本发明的课题为提供能够与相变型超声波造影剂的造影联动地进行治疗的装置。

#### 发明内容

为了解决上述课题，本发明的装置是一种超声波诊断治疗装置，其特征在于，具备照射相变用超声波的第一超声波照射单元；照射诊断用超声波的第二超声波照射单元；照射治疗用超声波的第三超声波照射单元；检测超声波回声的回声检测单元；经过所述第一超声波照射单元照射所述相变用超声波，使超声波造影剂引起相变的相变用控制单元；与所述第二超声波照射单元的相变用超声波的照射对应，使用由所述回声检测单元检测出的所述超声波回声，检测所述超声波造影剂的相变的诊断用控制单元；计算所述诊断用控制单元检测出的相变的随时间性差分的差分计算单元；确定产生所述差分的部位的部位确定单元；对所述确定的部位，经过所述第三超声波照射单元照射所述治疗用超声波的治疗用控制单元。

通过这样的结构，可以使相变用超声波脉冲和治疗用超声波脉冲的照射联动，减少超声波的照射量。

根据本发明，可以提供能够与相变型超声波造影剂的造影联动地进行治疗的装置。

#### 附图说明

图1是表示本实施方式的超声波诊断治疗装置的结构方框图。

图2是表示本实施方式的相变用超声波脉冲的波形的图。

图3是用于说明使用本实施方式的超声波诊断治疗装置，诊断治疗被检测体的方法的一例的流程图。

图4是对改变相变用超声波脉冲的波形时造影剂相变的不同点进行验证的示意图。

图5是表示在实施例2中，显示在显示单元上的诊断图象的一例的图。

图6是表示照射治疗用超声波脉冲后的肿瘤切片的图。

图中,1是超声波诊断治疗装置;2是诊断用探头(第二超声波照射单元、回声检测单元);3是相变用探头(第一超声波照射单元);4是治疗用探头(第三超声波照射单元);5是装置主机;6是显示单元;7是被检测体;8是对象部位;52是诊断用控制部;53是相变用控制部;54是治疗用控制部;55是数据处理部;551是诊断图象生成单元;552是差分计算单元;553是部位确定单元。

### 具体实施方式

下面,参照适当的附图详细地说明用于实施本发明的最佳方式(以下叫做“实施方式”)。

图1是表示本实施方式的超声波诊断治疗装置的结构方框图。如图1所示,超声波诊断治疗装置1包括:诊断用探头2、相变用探头3、治疗用探头4、装置主机5、显示单元6。

然后,对含有对象部位8的被检测体7,投入规定的相变型超声波造影剂(以下叫做“造影剂”)。该造影剂通过照射后述的相变用超声波脉冲,至少其一部分发生从液体到气体的相变,并不特别限制该造影剂的组成。

这里,“被检测体”是指根据本实施方式的超声波诊断治疗装置1的诊断治疗对象,只要是其内部具有能够引起造影剂相变的构成,则可以是任意的物体。例如被检测体7可以是动植物(包括人)的生物体组织、或者是保持在容器内的溶液等。

#### <诊断用探头>

诊断用探头2是对被检测体7的对象部位8照射诊断用超声波脉冲,并接收对应于该诊断用超声波脉冲的超声波回声,以诊断被检测体7。

诊断用探头2被构成为包含将电信号转换成振动、还可将振动转换成电信号的振动子2a。该振动子2a可以利用例如磁致伸缩谐振子或压电谐振子等。另外,为了诊断被检测体7的规定范围,优选排列多个振动子2a,将对应于各自振动子2a的多个扫描线显示在显示单元6。这里,振动子2a优选排列成平面或凸面,以能够诊断广泛的范围。

并且,诊断用探头2连接在装置主机5。

### <相变用探头>

相变用探头 3 是对被检测体 7 的对象部位 8 照射相变用超声波脉冲，以使投入到被检测体 7 的造影剂引起相变。

相变用探头 3 的结构可以是与上述的诊断用探头 2 相同的结构。这里，振动子 3a 优选排列成平面或凹面（当一个振动子时形成为平面或凹面），以聚焦超声波。

并且，相变用探头 3 连接在装置主机 5。

### <治疗用探头>

治疗用探头 4 是对被检测体 7 的对象部位 8 照射治疗用超声波脉冲，以治疗被检测体 7。

治疗用探头 4 的结构也可以是与上述的诊断用探头 2 相同的结构。这里，振动子 4a 优选排列成平面或凹面（当一个振动子时形成为平面或凹面），以聚焦超声波。

并且，治疗用探头 4 连接在装置主机 5。

另外，上述的各探头 2~4 通常是经声耦合材料 9 放置在被检测体 7 上，以灵敏地发送和接收超声波脉冲。

### <装置主机>

装置主机 5 进行针对与从被检测体 7 收集的超声波回声对应的电信号（以下叫做“回声信号”）的处理、关于发送和接收超声波的控制、关于超声波图象显示等的控制。

如图 1 所示，装置主机 5 包含：诊断用控制部 52、相变用控制部 53、治疗用控制部 54、数据处理部 55。

这里，装置主机 5 的各部 52~55 包含：CPU（中央处理器）、由 ROM 或 RAM 等形成的存储器、硬盘等。所述的装置主机 5 内的各部 52~55，相当于存储器或硬盘中储存的程序或数据。这样，CPU 通过在存储器读取程序并进行计算处理，实现各处理。

另外，各部 52~54 还具备未图示的放大电路或 A/D 转换电路等。

诊断用控制部 52，与诊断用探头 2 电连接，进行关于发送和接收诊断用超声波的控制。



然后，诊断用控制部 52 构成为能够发送和接收可由通常的超声波诊断装置使用的大约 2~10MHz 左右频率和  $0.72\text{W}/\text{cm}^2$  或其以下的声强的超声波。

这里，说明诊断用控制部 52 进行关于发送和接收诊断用超声波的控制的步骤。

首先，诊断用控制部 52 生成对应于诊断用超声波脉冲的电信号（可以适当叫做“脉冲信号”），发送到诊断用探头 2。

尤其是当诊断用控制部 52 为反向脉冲模式（Pulse inversion mode）时，诊断用控制部 52 产生能够与规定的主波一起将反相主波照射到一个扫描线上的脉冲信号，发送到诊断用探头 2。

然后，诊断用控制部 52 接收来自诊断用探头 2 的回声信号。

尤其是反向脉冲模式的情况，超声波回声中包含的主波和高频波中，主波由反相主波被抵消，导致诊断用探头 2 主要接收高频波。如果被检测体 7 含有体积变化的成分，则容易产生该高频波。从而，反向脉冲模式与一般用于超声波诊断的 B 模式相比，更适宜检测出被检测体 7 内部的气体。这里，本实施方式的诊断用控制部 52，只要是能够检测相变，则并不限于反向脉冲模式。

另外，本实施方式的诊断用控制部 52，有可能除了对应于诊断用超声波脉冲的回声信号外，还会接收对应于相变用或治疗用超声波脉冲的回声信号，导致诊断图象的精度下降。因此，诊断用控制部 52 也可以设置如用来限制规定频域以外的频率或电压的滤波器。

然后，诊断用控制部 52，将接收到的回声信号通过未图示的放大电路放大，并通过 A/D 转换电路以适合于信号处理的采样频率进行采样，转换成数字信号。

然后，对应于该回声信号的数字信号被输出到数据处理部 55。

相变用控制部 53，与相变用探头 3 电连接，进行关于发送相变用超声波的控制。相变用控制部 53 构成为能够照射如下超声波，该超声波是从 0.5~10MHz 的范围选出的单一频率，或者在从 0.5~5MHz 的范围选出的基本频率上叠加该基本频率倍数的频率的超声波，该超声波的声强在  $0.5\sim 10\text{W}/\text{cm}^2$  范围。

相变用控制部 53 是生成对应于相变用超声波脉冲的电信号，发送到相变用探头 3。

当相变用超声波脉冲照射到投入被检测体 7 的造影剂，造影剂就会发生从液体到气体的相变。当所述诊断用控制部 52 为反向脉冲模式时，能够更鲜明地检测到这种造影剂的相变。

这里，相变用超声波脉冲，为了防止对被检测体 7 过度照射超声波，优选在能够对造影剂引起相变的范围内尽量减小声强。

另外，可以知道，为了引起由相变生成的气孔，就需要大的能量，但为了维持暂时生成的气孔，而并不需要像引起时那样的能量。如果为了维持气孔而减少能量，则能够对被检测体 7 减少超声波照射量，减轻被检测体 7 的负担。

图 2 是表示本实施方式的相变用超声波脉冲的波形的图，(a) 是用于说明超声波脉冲的波形的图，(b) 是用于说明连续的超声波脉冲的示意图。图 2 (a)、(b) 中，横轴表示时间，纵轴表示超声波脉冲的声强。如图 2 (a) 所示，相变用超声波脉冲由前波和后波构成。前波是用来引起造影剂的相变，后波是用来维持所引起的造影剂的相变。另外，如图 2 (b) 所示，为了更有效地引起造影剂的相变，优选对 10ms 的超声波脉冲设置 50ms 的间隔。

这里，用于引起相变的前波的声强，如上述的非专利文献 4 所示，要想稳定地引起，优选大于或等于  $0.72\text{W}/\text{cm}^2$  但至少为  $0.1\text{W}/\text{cm}^2$  的声强，就可以引起相变。

另外，维持相变所需的后波的声强，优选为前波的 1 倍~1/4 倍范围的声强。该后波的声强是由后述的实施例 1 规定的。

另外，回到图 1，相变用控制部 53 包含用于扫描相变用超声波脉冲（尤其是其焦点）的未图示的超声波脉冲扫描单元。该超声波脉冲扫描单元可以是例如机械性移动相变用探头 3 的结构，也可以是通过控制脉冲信号只控制照射的超声波束方向的结构。

治疗用控制部 54，与治疗用探头 4 电连接，控制治疗用超声波的发送。

治疗用控制部 54，生成对应于治疗用超声波脉冲的电信号，发送到治疗用探头 4。治疗用控制部 54，构成为能够照射如下超声波，该超声波是从  $0.5\sim$

10MHz 的范围选出的单一频率,或者在从 0.5~5MHz 的范围选出的基本频率上叠加该基本频率倍数的频率的超声波,该超声波的声强可以从 1~1000W/cm<sup>2</sup> 范围选择的任意值。

如上所述,根据超声波的治疗方法大体上可以分为加热凝固治疗和根据气孔作用的治疗两种。

根据本实施方式的治疗用控制部 54,可以供给用于在任何情况都可以照射适当声强的超声波脉冲的电信号。

一般来讲,加热凝固治疗的超声波,声强越高越有效,但在本实施方式中,由于利用微泡,所以即使是例如声强小于或等于 1000W/cm<sup>2</sup> 的超声波脉冲,也可以起到充分的治疗效果。

另外,即使用由一个频率构成的超声波脉冲也能够充分地进行气孔的生成,但如在国际公开第 94/06380 号小册子中所示,已知如果叠加两个频率的超声波脉冲,则可以更有效地生成。本实施方式可以构成为照射叠加两个频率的超声波脉冲,因此即使是更低的声强的超声波脉冲也可以起到充分的治疗效果。

另外,治疗用控制部 54 包含用于移动治疗用超声波脉冲(尤其是其焦点)的未图示的超声波脉冲移动单元。该超声波脉冲移动单元,可以构成为例如机械性移动治疗用探头 4,也可以构成为通过控制脉冲信号只控制被照射超声波束方向。

数据处理部 55,对基于由诊断用控制部 52 得到的回声信号的数字数据进行处理,并向所述的相变用控制部 53、治疗用控制部 54 提供控制信息。

数据处理部 55 包含例如诊断图象生成单元 551、差分计算单元 552、部位确定单元 553。

诊断图象生成单元 551 根据基于超声波回声的数字信号,进行用于生成反向脉冲模式断层图象等诊断图象的处理。诊断图象生成单元 551 的诊断图象的生成处理,可以采用超声波图象诊断领域中公知的方法进行。

然后,根据诊断图象生成单元 551 生成的诊断图象,被输出到差分计算单元 552。

差分计算单元 552,将相变用超声波脉冲照射前和照射后的诊断图象中

的亮度分别进行数值化，并计算其差分。

然后，由差分计算单元 552 计算出的差分，被输出到部位确定单元 553。

部位确定单元 553，将由差分计算单元 552 计算出的差分，通过与事先设定的阈值进行比较，确定发生相变的部位。

具体讲，当差分超过规定阈值时，看作是产生了相变，确定其部位。而没有超过阈值时，则看作是没有产生相变。

然后，由部位确定单元 553 确定的部位的信息，被输出到显示单元 6，并且被输出到所述的相变用控制部 53 和治疗用控制部 54。

#### <超声波诊断治疗方法>

接着，参照图 3 说明使用本实施方式的超声波诊断治疗装置 1，诊断治疗被检测体 7 的方法的一例。

首先，超声波诊断治疗装置 1 的诊断用控制部 52，得到被检测体 7 的对象部位（诊断区域）8 的对应于诊断用超声波脉冲的超声波回声的电信号，并转换成数字信号（步骤 S01）。

接着，超声波诊断治疗装置 1 的数据处理部 55，通过诊断图象生成单元 551，根据该数字信号来制作对象部位 8 的诊断图象（相变前），向相变用控制部 53 通知制作诊断图象（相变前）（步骤 S02）。

然后，超声波诊断治疗装置 1 的相变用控制部 53，收到制作诊断图象（相变前）的通知，便在对象部位 8 开始扫描相变用超声波脉冲（步骤 S03）。

这里，包括生成诊断图象的区域地进行相变用超声波脉冲的扫描。

然后，超声波诊断治疗装置 1 的数据处理部 55，根据诊断图象生成单元 551，相变用超声波脉冲每扫描一次（焦点每移动一次）就制作诊断图象（相变后）（步骤 S04）。

接着，超声波诊断治疗装置 1 的数据处理部 55，根据差分计算单元 552，每扫描一次就对诊断图象比较相变前和相变后，计算亮度差分（步骤 S05）。

然后，超声波诊断治疗装置 1 的数据处理部 55，由部位确定单元 553，比较亮度的差分 and 阈值（步骤 S06）。

如果亮度的差分不超过阈值（在步骤 S06 为 No），则超声波诊断治疗装置 1 的相变用控制部 53 就将相变用超声波脉冲的焦点移向未照射的部位（步

骤 S10)。

如果亮度的差分超过阈值（在步骤 S06 为 Yes），则超声波诊断治疗装置 1 的相变用控制部 53 就将相变用超声波脉冲的声强降低到 1 倍~1/4 倍（步骤 S07）。

然后，超声波诊断治疗装置 1 的数据处理部 55，通过部位确定单元 553 来确定亮度差分超过阈值的部位（与照射中的相变用超声波脉冲的焦点一致的情况多）（步骤 S08）。

接着，超声波诊断治疗装置 1 的治疗用控制部 54，对该确定的部位照射治疗用超声波脉冲（步骤 S09）。

然后，超声波诊断治疗装置 1 的相变用控制部 53，将相变用超声波脉冲的焦点移向尚未照射的部位（步骤 S10）。

如上所述，本实施方式中，可以得到如下的效果。

由于构成为使相变用超声波脉冲和治疗用超声波脉冲的照射联动，所以可以减少超声波的照射量。

另外，通过将相变用超声波脉冲构成为前波和声强低于该前波的后波，能够在抑制对被检测体 7 过度照射超声波的同时，确认对象部位 8 而进行治疗。

这里，本发明并不限于上述的实施方式，在其技术方案涉及的范围内可以进行各种变更。

例如，在所述的实施方式中，通过计算相变用超声波脉冲照射前后的诊断图象的亮度差分来确定治疗用超声波脉冲的照射部位，但确定治疗用超声波脉冲的照射部位的方法并不限于上述的方法。例如，也可以用回声信号的电平（level）来计算出差分，确定照射部位。或者计算出对应于该回声信号的数字信号的差分，来确定照射部位。另外，相变用超声波脉冲的照射前后，优选比较诊断用超声波脉冲的中心频率的偶数高谐波成分之间。

这里，不管是任何情况，都可以将产生信号差分的部位图象化，显示在显示单元 6。

另外，也可以不将诊断用探头 2、相变用探头 3、治疗用探头 4 制成分别独立的结构，而是兼用。此时，可以通过控制各自对应的控制部 52~54 发送

的脉冲信号的发送定时来实现。

### 实施例

#### <实施例 1>

在实施例 1 中验证改变相变用超声波脉冲的波形时的造影剂的相变。

本实施例中，造影剂使用所述非专利文献 4 中公开的乳液型。

图 4 是验证改变相变用超声波脉冲的波形时的造影剂的相变的图。(a)~(d)，虽然相变用超声波脉冲前波的声强相同为  $4\text{W}/\text{cm}^2$ ，但后波被改变成规定的声强。这里，超声波频率在前波和后波都是  $3.4\text{MHz}$ 。

如图 4 (a) ~ (c) 所示，如果对于前波的  $4\text{W}/\text{cm}^2$ ，后波为大于或等于  $1\text{W}/\text{cm}^2$ ，则即使后波的超声波强度低于前波，也可以检测出相变。另一方面如图 4 (d) 所示，如果对于前波的  $4\text{W}/\text{cm}^2$ ，后波为  $0.5\text{W}/\text{cm}^2$ ，则无法检测出相变。

即，根据本发明，显示出当后波声强处于前波声强的 1 倍~1/4 倍的范围时，可以维持造影剂的相变状态。

#### <实施例 2>

在实施例 2 中，使用本实施方式的超声波诊断治疗装置进行实际的诊断治疗。

诊断治疗对象是小鼠皮下移植 Colon26 肿瘤。

造影剂使用所述非专利文献 4 中公开的乳液型。

另外，诊断用超声波脉冲使用  $7.5\text{MHz}$ ，相变用超声波脉冲使用  $3.4\text{MHz}$ 、 $4\text{W}/\text{cm}^2$  (10ms ON, 50ms OFF)，治疗用超声波脉冲使用  $3.4\text{MHz}$ 、 $50\text{W}/\text{cm}^2$  (10ms ON, 50ms OFF)。在本实施例中，没有进行相变用超声波的扫描。

图 5 是表示在本实施例中，显示在显示单元 6 上的诊断图象的一例的图，(B1) 和 (B4) 是用于普通超声波诊断的 B 模式诊断图象，(P1)、(P2)、(P3)、(P4) 是本实施方式的反向脉冲模式的诊断图象。

另外，在图 5 中，用白色正方形表示的区域是，通过相变用超声波脉冲的照射，观测到造影剂相变的部位。

第一阶段的 (B1) 和 (P1) 都是在投入造影剂 15 分钟后，照射相变用超声波脉冲前的诊断图象。

第二阶段的（P2）是照射相变用超声波脉冲过程中的诊断图象。（P2）的被白色正方形包围的照射部位的亮度比（P1）高。

第三阶段的（P3）是照射治疗用超声波脉冲过程中的诊断图象。这里，开始照射相变用超声波 3 秒后在停止的同时开始对同一部位照射该治疗用超声波脉冲。

（P3）的照射部位的亮度，亮度变化要比（P2）显著。这是因为，根据治疗用超声波脉冲，即使微泡破裂，其破裂时的信号也能够被检测到诊断图象。

第四阶段的（B4）和（P4）都是照射 60 秒治疗用超声波脉冲后停止时的诊断图象。

将（B4）与上述的（B1）比较，通过照射治疗用超声波，在诊断图象上可以观察到明显的组织变化。

图 6 是表示照射治疗用超声波脉冲后的肿瘤切片的图。在图 5 的（P4）所示的亮度变化部位，可以观察得到肿瘤的坏死。

这里，虽然未图示，但作为治疗用超声波脉冲，用 0.5 和 1.0MHz 频率（声强分别为  $10\text{W}/\text{cm}^2$ ）进行与实施例 2 同样的研究后，结果是得到了与实施例 2 同样的肿瘤坏死效果。

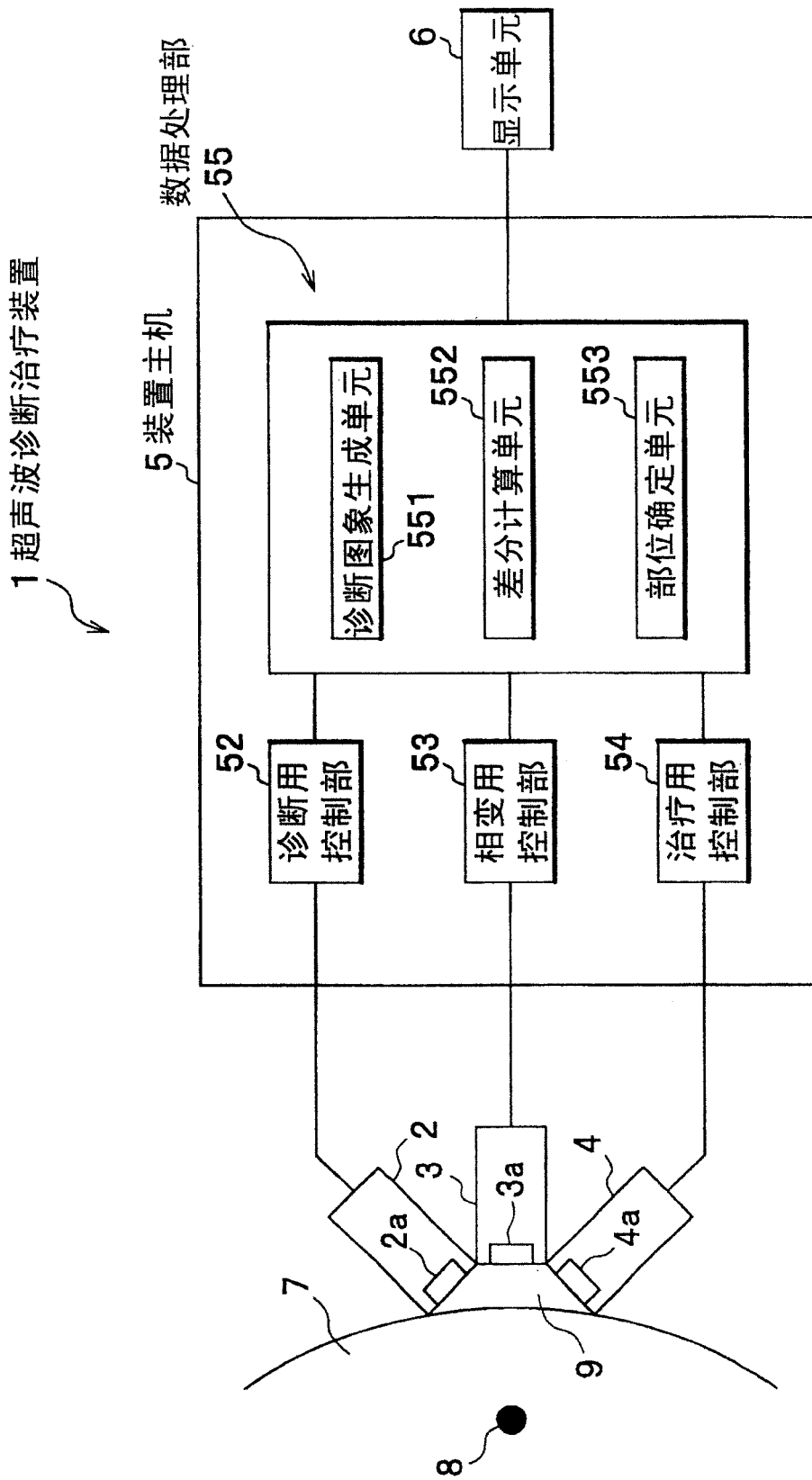
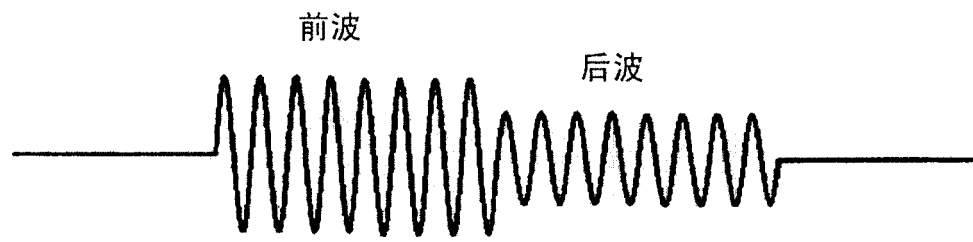


图 1



(a)



(b)

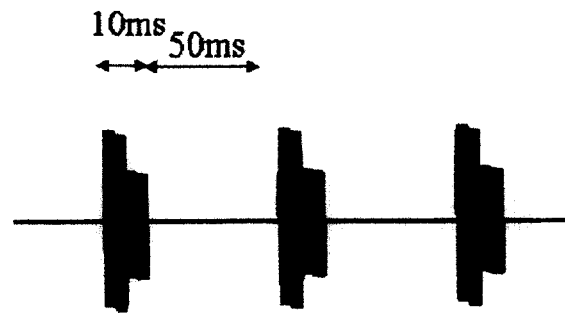


图 2

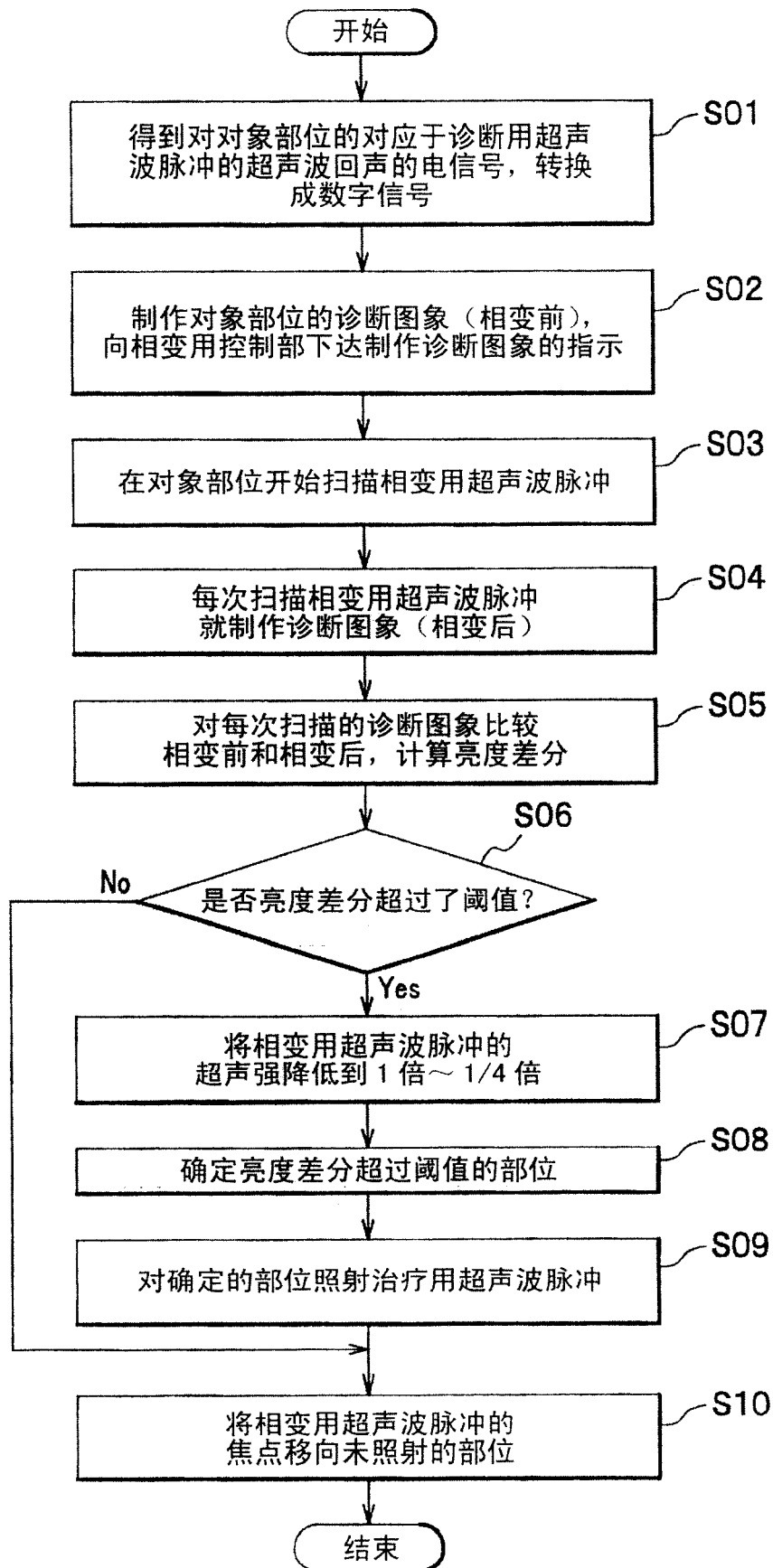


图 3

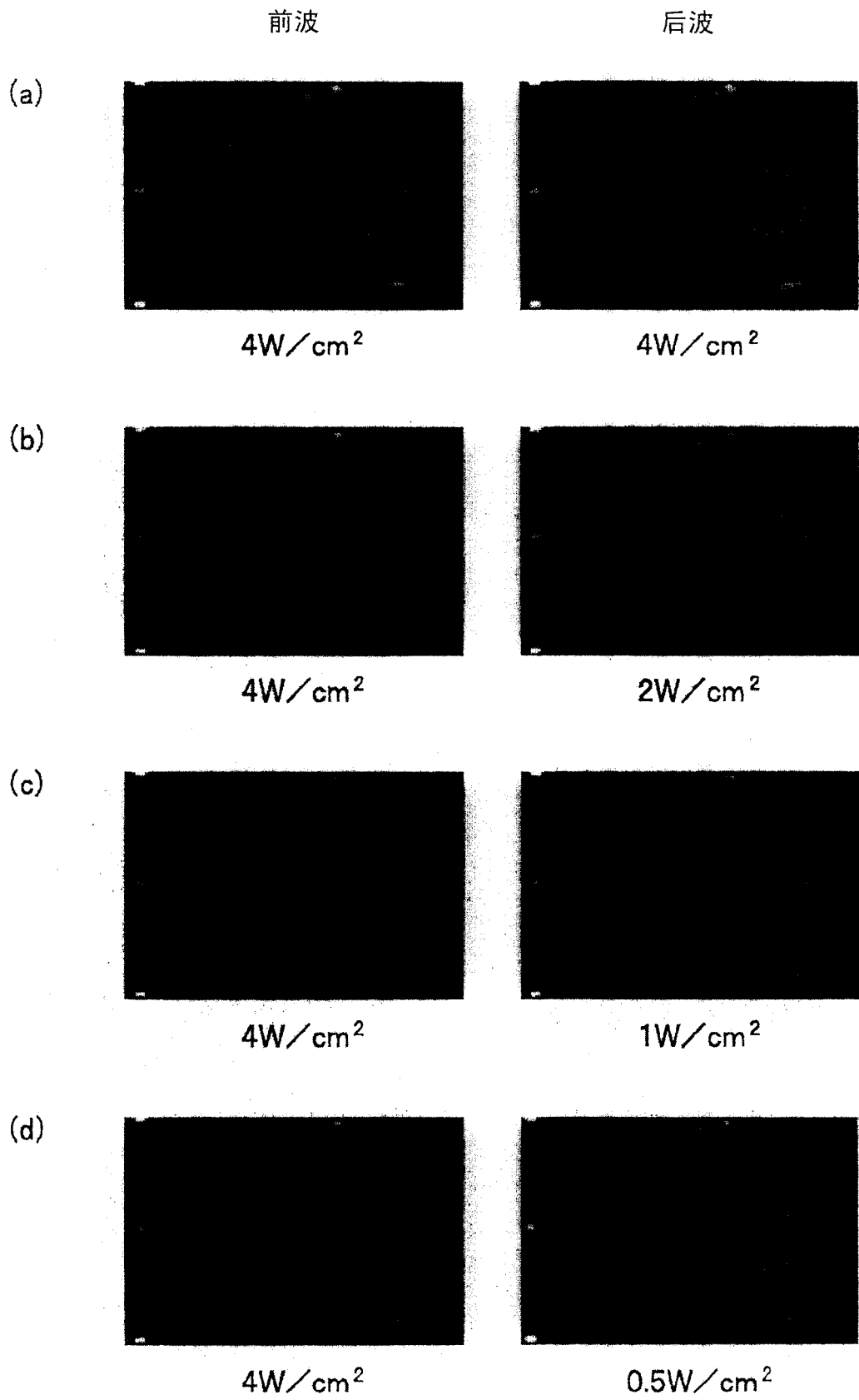


图 4

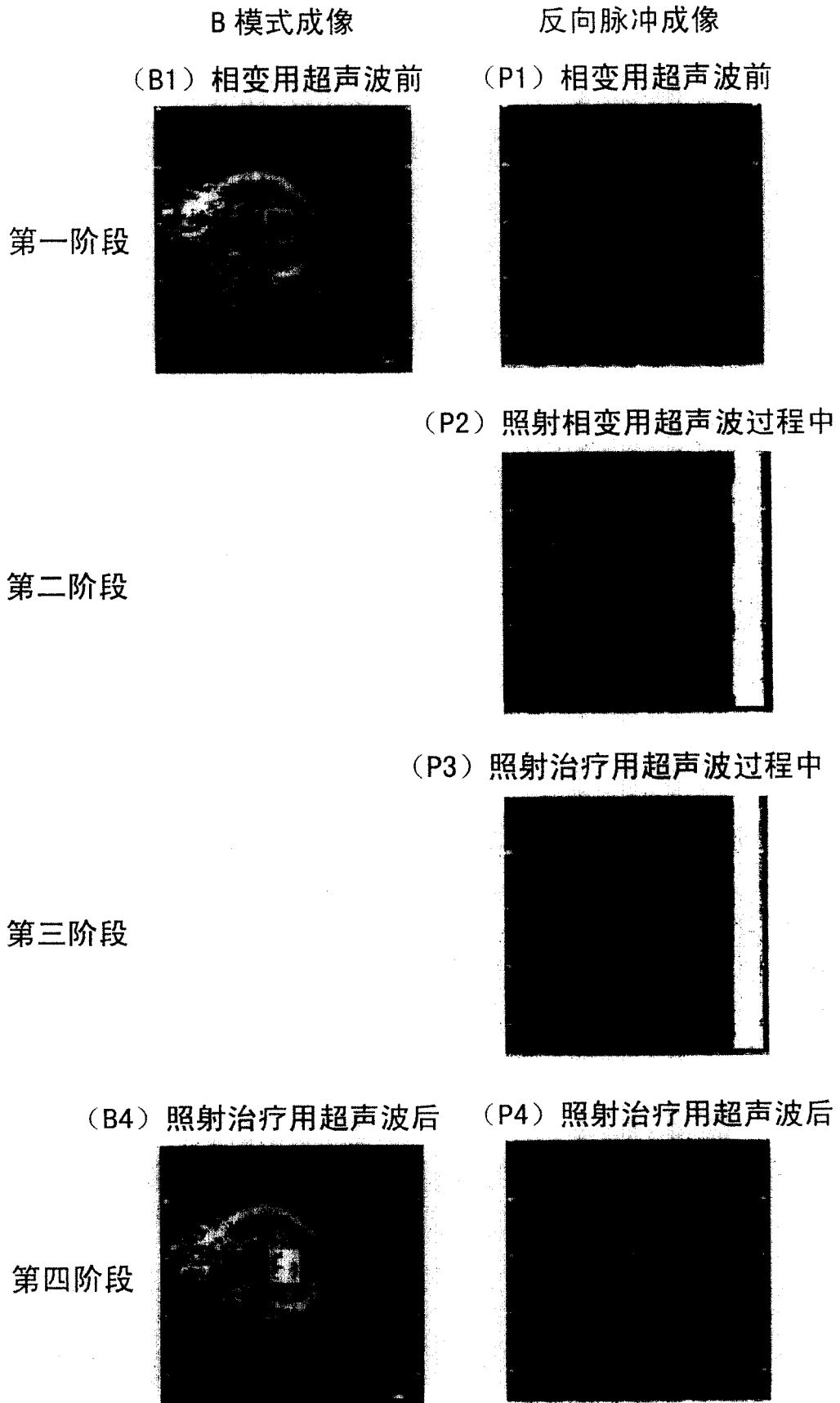


图 5



图 6

专利名称(译)	超声波诊断治疗装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100446732C</a>	公开(公告)日	2008-12-31
申请号	CN200610001576.5	申请日	2006-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	川畑健一 杉田奈巳 梅村晋一郎		
发明人	川畑健一 杉田奈巳 梅村晋一郎		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/02 A61B17/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/481 A61B2090/378 A61N7/02		
优先权	2005144367 2005-05-17 JP		
其他公开文献	CN1864636A		
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治疗装置，其能够与相变型超声波造影剂的造影联动地进行治疗，其具备：相变用超声波照射单元(3)；诊断用超声波照射单元(2)；治疗用超声波照射单元(4)；检测超声波回声的回声检测单元(2)；经过相变用超声波照射单元(3)照射相变用超声波，使超声波造影剂引起相变的相变用控制单元(53)；使用由回声检测单元(2)检测出的超声波回声，检测超声波造影剂的相变的诊断用控制单元(52)；计算诊断用控制单元(52)检测出的相变的随时间性差分的差分计算单元(552)；确定产生差分的部位的部位确定单元(553)；对确定的部位，经过治疗用超声波照射单元(4)照射治疗用超声波的治疗用控制单元(54)。

