

[51] Int. Cl.



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 200580019173.7

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 17/22 (2006.01)

A61F 7/00 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

H04R 17/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009 年 5 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 100490755C

[22] 申请日 2005.6.9

[21] 申请号 200580019173.7

[30] 优先权

[32] 2004. 6. 11 [33] JP [31] 174214/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/010613 2005.6.9

[87] 国际公布 WO2005/120373 日 2005.12.22

「85」进入国家阶段日期 2006.12.11

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 石田一成 沓田纯 马场博隆

[56] 参考文献

US2003/0216648A1 2003.11.20

JP8 - 84740A 1996.4.2

CN1342503A 2002.4.3

JP5 - 76538A 1993. 3. 30

审查员 张红梅

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 王旭

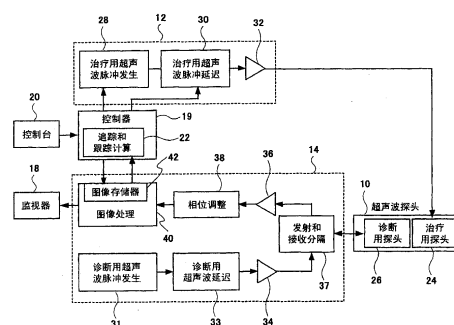
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 8 页

[54] 发明名称

超声波治疗装置

[57] 摘要

一种超声波治疗装置，其包含追踪和跟踪计算单元 22，追踪和跟踪计算单元 22 在超声波治疗之前在显示在监视器 18 上的包含受治疗者病变部分的受关注区域的断层图像 50 上设置治疗区域 52 并在治疗区域 52 之外设置参考点 54，基于其后连续采取的超声断层图像的图像数据追踪参考点 54 的位置，基于所追踪的参考点的移动的位置 54' 计算和估计由于例如受治疗者身体运动引起的移动的治疗区域 52 并输出指令用于校正从治疗用探头 24 朝向受治疗者的治疗区域 52' 发射的治疗用超声波束焦点的位置，以便跟随计算和估计的移动的治疗区域 52'。使用追踪和跟踪计算单元 22，治疗区域 52 的位置每一时间被精确计算和估计，以及基于计算和估计，治疗用超声波束的焦点的位置实时跟随治疗区域的移动并被校正。



1. 一种超声波治疗装置，包括：向受治疗者的治疗区域发射治疗用超声波束的治疗用探头；用于向治疗用探头提供用于发射治疗用超声波束的驱动信号的装置；用于通过向受治疗者发射和从受治疗者接收诊断用超声波束连续获得包含受治疗者治疗区域的受关注区域的超声断层图像的装置；用于显示所获得的超声断层图像的装置；以及用于在显示在显示装置上的超声断层图像上设置治疗区域的输入装置，其特征在于，超声波治疗装置还包含追踪和跟踪计算装置，该追踪和跟踪计算装置跟踪由于受治疗者的身体运动造成的至少一个通过输入装置设置在显示在显示部分上的断层图像上、设置在治疗区域以外的参考点的移动，用于基于连续获得的断层图像的图像数据确定治疗区域，根据追踪的移动的参考点计算和估计治疗区域移动的位置并向驱动信号提供装置输出指令用于改变和校正治疗用探头内各变换器的延迟数量，以使从治疗用探头发射的治疗用超声波束的焦点跟随治疗区域计算和估计的移动的位置。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置，其特征在于从追踪和跟踪计算装置输出至驱动信号提供装置的治疗用超声波束焦点的校正指令是用于改变和校正治疗用探头内各变换器延迟数量的指令。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置，其特征在于参考点设置在不与治疗用超声波束的发射声线重叠的位置。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置，其特征在于参考点设置在远离设置的治疗区域预定距离的位置。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置，其特征在于参考点设置在其中包含参考点的参考区域的像素值分布模式与参考区域以外的区域的像素值分布模式不同的位置。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置，其特征在于参考点设置在至少一个分割的区域，每一个分割的区域通过参照治疗区域中

心点将治疗区域以外的区域分割成为多个区域而形成。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置, 其特征在于当设置一个参考点时, 超声断层图像被穿经治疗区域中心的声线分成两部分并且该一个参考点设置在分割的区域之一, 当设置两个参考点时, 两个参考点分别设置在两个区域, 当设置三个参考点时, 超声断层图像被该声线和穿经治疗区域中心垂直于该声线的直线分成四部分并且第三参考点设置在远离治疗探头的下方侧两部分中任一个, 以及当设置四个参考点时, 第三和第四参考点分别设置在下方侧两个区域。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置, 其特征在于参考点位于包含至少一部分走行在断层图像内的血管的区域内。

9. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置, 其特征在于追踪和跟踪计算装置优先存储参考点的选择法则, 以及当治疗区域通过输入装置设置时, 追踪和跟踪计算装置基于存储的参考点选择法则自动设置参考点。

10. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置, 其特征在于追踪和跟踪计算装置优先存储参考点的选择法则, 以及每次当由输入装置设置的治疗区域被更新和扩展时, 追踪和跟踪计算装置基于存储的参考点选择法则自动设置新的参考点。

11. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置, 其特征在于追踪和跟踪计算装置基于出现在靠近治疗区域的超声断层图像上、与治疗用超声波束向治疗区域发射的进展相关的变黑的部分计算和估计治疗区域移动的位置。

12. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置, 其特征在于超声断层图像采取装置包含用于检测受关注区域内组织的弹性系数的装置, 以及追踪和跟踪计算装置追踪和检测与治疗用超声波束向治疗区域发射的进展相关的弹性系数改变的区域的位置, 该弹性系数被弹性系数检测装置检测, 以及治疗区域移动的位置基于所追踪和检测的弹性系数改变区域的位置被计算和估计。

13. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置，其特征在于追踪和跟踪计算装置通过对比围绕各参考点的预定范围内的像素值分布模式与超声断层图像内的像素值分布模式分别追踪和检测各参考点的位置。

14. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置，其特征在于追踪和跟踪计算装置控制驱动信号提供装置以便在至少一个参考点的移动量超出预定的阈值时终止治疗用超声波束的发射。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波治疗装置，其特征在于追踪和跟踪计算装置控制驱动信号提供装置以便在至少一个参考点的移动量稳定在预定阈值内时或在至少一个参考点的位置返回初始位置的预定范围内时重新开始治疗用超声波束的发射。

16. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置，其特征在于还包含温度测量装置，其测量治疗区域和附近健康组织的温度，以及驱动信号提供装置被控制以便在健康组织至少来自温度测量装置的温度超出预定阈值时终止治疗用超声波束的发射。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波治疗装置，其特征在于驱动信号提供装置被控制以便在健康组织至少来自温度测量装置的温度达到预定阈值内时重新开始治疗用超声波束的发射。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波治疗装置，其特征在于驱动信号提供装置被控制以调整治疗用超声波束的发射间隔，这样健康组织来自温度测量装置的温度保持在预定阈值内。

19. 根据权利要求 3 到 8 中任一个所述的超声波治疗装置，其特征在于设置在显示在显示装置上的超声断层图像上的治疗区域被显示为第一颜色，以及治疗用超声波束参考点分别被显示为第二颜色。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波治疗装置，其特征在于：在治疗用超声波束的预定时间发射之后，第一颜色的色彩改变。

超声波治疗装置

技术领域

本发明涉及超声波治疗装置，尤其涉及即使由于受治疗者身体的运动引起该治疗区域移动也适于正确地向受治疗者的治疗区域照射超声波束的超声波治疗装置。

背景技术

超声波治疗装置是这样的装置，其中通过向受治疗者的受关注区域发射和从受治疗者的受关注区域接收超声波束而连续采取超声断层图像（在此以下将被称为断层图像），参考采取的图像，当治疗用超声波束的焦点与病变部分（例如，肿瘤）的治疗区域相匹配时，发射治疗用超声波束以及用发射的治疗用超声波束的能量（例如，热量）治疗病变部分。

在这样的超声波治疗装置中，为了使治疗区域的生物组织变性（例如，凝结和坏死），连续数秒钟（例如，2~10秒）向治疗区域发射治疗用超声波束。此外，为了使整个病变部分变性，整个病变部分被分为多个治疗区域，治疗用超声波束以预先确定的次序发射至多个被分割的治疗区域。再者，考虑到对病变部分周围健康生物组织的影响，治疗用超声波束的发射间隔被设置地相对较长。因此，治疗用超声波束的治疗时间相对被延长。

当治疗时间被延长时，病变部分可能由于身体运动例如受治疗者的呼吸在治疗期间移动，并可引起治疗用超声波束的焦点和治疗区域间的差异。为了减少这种差异，如所披露的，例如，在 JP-A-5-76538 中，治疗前采取的病变部分断层图像的图像数据和治疗期间采取的病变部分的断层图像被比较并通过模板匹配程序被参考，基于图像模式的一致度检测到病变部分的移动，根据检测到的病变部分的移动，治疗用超声变换器被例如活塞机械移动，这样使焦点和移动的病变部分一致。

然而，如所披露的，例如，在 JP-A-5-76538 中，当机械移动治疗用超

声变换器时，由于驱动机构的反应特性，超声变换器的移动方向和速度被限制在预先确定的范围内，因此作为结果，治疗用超声波束的焦点某些时候不能跟随治疗区域的移动，可能引起治疗用超声波束的焦点与治疗区域之间的差异。

本发明的任务是提供超声波治疗装置，该超声波治疗装置正确追踪由于例如受治疗者身体运动的受治疗者治疗区域生物组织的移动，并使治疗用超声波束的焦点实时跟踪受治疗者治疗区域生物组织的移动。

发明内容

根据本发明的超声波治疗装置具有以下特征：在治疗之前通过诊断用探头获得图像，除了通过使用例如鼠标的指向设备在显示在监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注诊断区域的断层图像上设置治疗区域外，在治疗区域以外任何位置设置用于确定包括具有面积的参考区的治疗区域位置的参考点，基于断层图像的图像数据和在设置参考点之后、在治疗期间连续由诊断用探头获得并显示在监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注诊断区域的断层图像的图像数据，跟踪设置的参考点的移动，基于所跟踪参考点移动的位置计算和估计受治疗者治疗区域移动的位置，以及即将从治疗用探头发射的治疗用超声波束的焦点在每一时间被校正以便跟踪计算和估计的受治疗者治疗区域移动的位置。

更具体地，根据本发明的超声波治疗装置，其具有向受治疗者的治疗区域发射治疗用超声波束的治疗用探头、用于向发射治疗用超声波束的治疗用探头提供驱动信号的装置、用于通过向受治疗者发射和从受治疗者接收超声波束连续获得超声断层图像的装置以及显示所采取的断层图像的显示部分，特征为包含追踪和跟踪计算装置，该装置跟踪至少一个设置在显示部分上的断层图像上的参考点例如由于身体运动的移动，用于基于连续获得的断层图像确定受试者治疗区域的位置，基于所追踪的参考点的移动计算和估计治疗区域移动的位置并输出指令用于校正治疗用超声波束的焦点，以与治疗区域移动的位置相匹配。

根据本发明，在基于参考点的移动确定移动的治疗区域的坐标位置后，仅通过改变提供给治疗用探头内各超声变换器的超声驱动信号的延迟数

量以使治疗用超声波束偏转和朝向确定的治疗区域的坐标位置发射，治疗用超声波束的焦点可被校正并实时追踪治疗区域的移动。

如果如在现有超声波治疗设备中一样设置仅局限于治疗区域，当治疗区域的生物组织被治疗用超声波束变性并改变了组织特征，图像数据（例如治疗区域的亮度）改变以及由于身体运动的治疗区域的移动有时不能基于图像数据被精确检测到。因此，在本发明中，用于确定治疗区域的参考点设置在治疗区域以外，例如，在远离治疗区域预定距离的位置。从而，即使治疗区域的图像数据已被治疗用超声波束改变，由于参考点远离治疗区域设置，参考点的图像数据几乎不被治疗用超声波束影响，因此，设置的治疗区域的移动可基于未变化的图像数据被精确追踪。

此外，根据本发明，当某一参考点的移动量超出设定的数量或当多个设置的参考点各自的移动方向和移动量的差异超过设定的范围时，那么被判断为错误的检测，因为由于身体运动的移动通常在有限的范围内，这样用于终止治疗用超声波束发射的指令被输出。因此，当参考点的移动被错误检测时，由于治疗用超声波束的发射被自动终止，可避免治疗用超声波束对健康生物组织可能的照射，并且装置的安全性被增强。再者，在自动发射终止后，当满足预先设定的条件时，放射重新开始。

附图说明

图 1 是根据本发明的超声波治疗装置的实施例的方框图；

图 2 是阐述根据本发明的超声波治疗装置的超声波治疗顺序的流程图；

图 3A 是在超声波治疗之前显示在根据本发明的超声波治疗装置监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注区域的超声断层图像的示意图，和阐述根据本发明的受治疗者治疗区域和用于确定该治疗区域的参考点的图，两者都设置在断层图像上；

图 3B 是在超声波治疗期间某时刻显示在根据本发明的超声波治疗装置监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注的相同区域的超声断层图像的示意图，和用于阐述例如由于身体运动的治疗区域的移动和先前设置的参考点；

图 4A 和 4B 是在超声波治疗前和在超声波治疗期间显示在根据本发明的超声波治疗装置监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注的相同区域的超声断层图像的示意图，和用于阐述与治疗进展相关治疗区域的扩大相一致的参考点的变换的示意图；

图 5A 是用于阐述当在超声波治疗之前在显示在根据本发明的超声波治疗装置监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注区域的超声断层图像上设置一个或两个参考点的方法的示意图；

图 5B 是用于阐述当在超声波治疗之前在显示在根据本发明的超声波治疗装置监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注区域的超声断层图像上设置三个或四个参考点的方法的示意图；

图 6A、6B、6C 和 6D 是用于阐述将被设置在治疗区域以外、包含一个或多个参考点的参考区域，所述治疗区域在超声波治疗之前设置在显示在根据本发明的超声波治疗装置监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注区域的超声断层图像上；

图 7 是在超声波治疗期间显示在根据本发明的超声波治疗装置监视器上的包含受治疗者病变部分的受关注区域的超声断层图像的例子，和用于阐述显示在远离与超声波治疗进展相关的治疗用超声波探头的治疗区域后方的变黑或带阴影部分的图；

图 8 是流程图，阐述当参考点移动超出阈值时治疗用超声波束的发射停止以及其后当满足重新开始条件时重新开始发射治疗用超声波束，该流程图将被加至如图 2 所示的流程图中。

本发明的最佳实施方式

参考图 1 至图 8 阐述应用本发明的超声波治疗装置的实施例。图 1 是应用本发明的超声波治疗装置的方框图。如图 1 中所示，超声波治疗装置例如包含超声波探头 10、治疗用超声波发射部分 12、断层图像摄像部分 14、监视器 18 和控制部分 19，超声波探头 10 向受治疗者发射治疗用超声波束和诊断用超声波束，治疗用超声波发射部分 12 向超声波探头 10 提供治疗用超声驱动信号，断层图像摄像部分 14 作为用于向超声波探头 10 提供诊断用超声驱动信号和用于基于从超声波探头 10 接收的反射超声信

号连续获得断层图像的装置，监视器 18 作为用于显示由图像摄像部分 14 连续获取的断层图像的装置，控制器 19 用于控制这些各自的部分。此外，控制部分 19 具有追踪和跟踪计算部分 22，作为用于向治疗用超声波发射部分输出校正治疗用超声波束焦点的指令的装置，其方式是至少一个参考点 54、58、60 的移动基于此后在超声波治疗期间连续获得的断层图像的图像数据被追踪，参考点 54、58、60 是为了确定治疗区域 52 由控制台 20 设置在如图 3A 中所示的在超声波治疗之前显示在监视器 18 上的断层图像 50 上的，断层图像 50 包含内部器官和受关注区域的它的病变部分，根据所追踪的移动治疗区域的位置被计算和估计以及治疗用超声波束的焦点跟踪计算和估计的移动的治疗区域。再者，在本实施例中，尽管是追踪和跟踪计算部分 22 执行控制部分功能的例子，本发明不限制于此。另外，控制台 20 包含指向设备例如鼠标。

超声波探头 10 具有治疗用探头 24 和诊断用探头 26，治疗用探头 24 通过排列多个用于向受治疗者发射治疗用超声波束的转换器而构成，诊断用探头 26 通过排列多个用于向受治疗者发射和从受治疗者接收诊断用超声波束的转换器而构成。尽管治疗用探头 24 和诊断用探头 26 通过排列在一行而整体形成，两者都可以以堆叠方式形成。要点是如果两者都以治疗用超声波探头 24 和诊断用超声波探头 26 的相关部分可被握住的方式形成就是满意的。另外，尽管本实施例中的治疗用探头 24 和诊断用探头 26 使用多个变换器沿圆周的內面一维放置的凸面类型，本发明不限制于此，以及例如，因此也可使用例如线性类型和扇形类型。

治疗用超声波发射部分 12 具有治疗用超声波脉冲发生部分 28、治疗用超声延迟部分 30 和放大部分 32，治疗用超声波脉冲发生部分 28 产生治疗用超声驱动信号，治疗用超声延迟部分 30 向从治疗用超声波脉冲发生部分 28 输出的超声驱动信号进行聚集处理（focusing process），放大部分 32 放大从治疗用超声延迟部分 30 输出的超声驱动信号并输出至治疗用探头 24 内的各变换器。

断层图像摄像部分 14 具有诊断用超声波脉冲发生部分 31、诊断用超声延迟部分 33 和放大部分 34，诊断用超声波脉冲发生部分 31 产生诊断用超声驱动信号，诊断用超声延迟部分 33 向从诊断用超声波脉冲发生部

分 31 输出的超声驱动信号进行聚集处理, 放大部分 34 放大从诊断用超声延迟部分 33 输出的超声驱动信号并通过发射和接收分隔部分 37 输出至诊断用探头 26 内的各变换器。断层图像摄像部分 14 还具有另一个放大部分 36、相位调整部分 38 和图像处理部分 40, 放大部分 36 通过发射和接收分隔部分 37 接收从诊断用探头 26 输出的反射回声信号并将其放大, 相位调整部分 38 相位调整被放大部分 36 放大的反射回声信号的相位并将其相加 (add the same), 图像处理部分 40 基于从相位调整部分 38 相位调整和相加的 (added) 反射回声信号重建断层图像并将其输出到监视器 18 上。图像处理部分 40 还包含图像存储器 42, 其连续储存重建的断层图像。

自此以下将阐述这样组成的超声波治疗装置的操作。首先, 超声波探头 10 接触身体表面或在剖腹术手术过程中接触内部器官的表面。随后, 诊断用超声驱动信号从图像摄像部分 14 提供给诊断用探头 26。通过提供的超声驱动信号被输入至诊断用探头 26 内的各变换器, 超声波束从各变换器被朝向受治疗者的受关注区发射。从受治疗者的受关注区反射的回声被诊断用探头 26 内的各变换器接收。图像摄像部分 14 基于接收的反射回声信号重建受治疗者受关注区的二维断层图像。重建的断层图像被储存在图像存储器 42 内。在响应来自控制部分 19 的控制指令被读出后, 储存的断层图像被显示在监视器 18 上, 例如, 以图 3A 中所示的扇形形状。通过重复这些过程, 多个断层图像被以预先确定的间隔采取以及采取的断层图像被显示在监视器 18 上, 例如, 30 帧/秒。

接下来, 在超声波治疗之前, 治疗区域 52 和将设置在治疗区域以外用于确定治疗区域的参考点 54、58 和 60 通过控制台 20 被设置在显示在监视器 18 上的断层图像 50 上。治疗用超声波束的焦点由控制部分 19 基于所设置治疗区域的坐标数据确定。另外, 通过从控制部分 19 向治疗用超声波脉冲发生部分 28 输出指令, 治疗用超声驱动信号由治疗用脉冲发生部分 28 产生。根据之前确定的焦点, 产生的超声驱动信号各自被治疗用超声延迟部分 30 对即将输入至治疗用探头 24 内各变换器的每一超声驱动信号提供适当的延迟。通过向治疗用探头 24 内的各变换器输入适当延迟的各超声驱动信号, 治疗用探头 24 的焦点被朝向治疗区域 52 定向, 以及在频带例如 2MHz~4MHz 的超声波束被从治疗用探头 24 偏转和发射至

治疗区域。通过发射的超声能量（例如，热量），治疗区域内的生物组织被加热和烧灼并获得治疗（例如通过坏死和凝结）。以这种方式，病变部分被 HIFU（高密度聚焦超声）治疗。此外，治疗用超声的频带可被适当改变（例如，500kHz）。

在这样的超声波治疗期间，焦点和治疗区域之间的差异有时可由于身体运动例如受治疗者的呼吸导致的病变部分的移动引起，或由于被操作者的手握持的超声波探头的位置移动引起。本实施例的追踪和跟踪计算部分 22 精确检测治疗用超声波束的焦点和治疗区域之间的这样的差异并校正治疗用超声波束的焦点以使治疗用超声波束实时跟踪治疗区域内生物组织的移动。

此处以下，本实施例的追踪和跟踪计算部分 22 将参考图 2、3A 和 3B 被详细阐述。首先，治疗区域 52 和参考点 54 通过控制台 20 设置在显示在监视器 18（S102）上的断层图像 50 上。例如，治疗区域 52 可通过使用鼠标在断层图像 50 上设计即将被治疗的范围被设置。另外，根据由鼠标设计的点的预定范围可被自动设置为治疗区域 52。当治疗用超声波束形成的超声波束（治疗束、此后将被称为 T 束）以预定的时间发射一次时，治疗区域的设置范围也可被设置，例如，根据被所发射超声波束凝结和坏死的生物组织的体积。然后，参考点 54 通过控制台 20 被设置以位于治疗区域的外部区域，例如，在远离治疗区域 52 5mm 的位置。

此外，对应于治疗区域 52 的图像区域可通过叠置第一色彩标志被显示。除了第一色彩标志外，治疗用超声波束的焦点可通过叠置第二色彩标志被显示。从而，治疗区域和焦点之间的差异可被可视地掌握。

随后，显示屏上治疗区域 52 和参考点 54 的坐标数据响应鼠标指示的设置被计算（S104）。治疗用超声波束的焦点基于计算的治疗区域 52 的坐标位置设置（S106）。治疗用超声延迟部分 30 设置将提供给治疗用探头 24 内各个变换器的超声驱动信号的各自的延迟数量，以使治疗用超声波束在相同时间到达设置的焦点。根据设置的延迟数量的治疗用超声波束从治疗用探头 24 发射至治疗区域 52（S108）。发射的治疗用超声波束会聚到焦点并向治疗区域提供相当强的超声能量。

当治疗用超声波束的发射超出预先设定的时间或当从控制台 20 输入

终止指令时,治疗用超声波束的发射被终止(S110)。此外,当治疗用超声波束发射至治疗区域超过预先确定的时间,估计治疗区域52的治疗已经完成,如果采用例如改变代表治疗区域52的第一色彩标志的方法,治疗的完成可被可视地掌握。

在治疗用超声波束发射期间,追踪和跟踪计算部分22连续从图像存储器42(S112)读出断层图像51。

基于从图像存储器42连续读出的断层图像51的图像数据和之前的断层图像50(S114)的图像数据追踪参考点54。例如,在断层图像50上包含参考点54的区域被划出。划出的区域,即,参考区域的范围通过控制台20设置或在预先确定的范围自动设置。通过在划出的区域、即参考区域56的范围和断层图像51的图像模式(例如,亮度、分布模式)之间的比较,从断层图像51提取出追踪区域56',其显示与区域56最高图像一致度的、相同大小的区域。参考点54的移动向量(例如移动方向和移动量)通过使用获得的坐标位置而确定。通过使用确定的移动向量获得治疗区域52移动的坐标(即,治疗区域52'的坐标位置)。此外,作为确定图像一致度的方法,应用例如块匹配方法和SAD(绝对不同的总和)的方法。

图6A、6B、8C和6D是示出划出的区域即包含一个或多个参考点的参考区域的不同形状的图,图6A举例说明沿着治疗区域52外周的条形参考区域,图6B举例说明包含治疗区域和它的附近的面具区域以及围绕该面具区域外周的参考区域,其中由虚线指示的外周区域的范围是任意的以及整个除外面具区域的断层图像可以是参考区域。图6C举例说明包含至少一部分平行于断层图像走行的血管的参考区域,图6D举例说明其中包含垂直于断层图像走行的血管的横截面的参考区域。如从上述可以理解的,选择的包含参考点的参考区域的大小不特别限制。

治疗用超声波束的焦点被追踪和跟踪计算部分22基于治疗区域52'(S116)的坐标位置校正。校正的新焦点作为校正的数据被输入至治疗用超声延迟部分30,以及治疗用超声波束基于输入的焦点(S108)被偏转和发射。通过以预先确定的时间安排重复这些程序S108~S116,例如,在断层图像被接受的时间,治疗用超声波束的焦点跟随治疗区域52的移动被精确校正。

根据本实施例，由于治疗区域 52 移动的坐标位置可根据参考点 54 的移动被确定，当治疗区域 52 移动的坐标位置根据参考点 54 的移动被计算和估计以及治疗用超声波束被偏转和朝向计算和估计的移动的坐标位置发射，治疗用超声波束的焦点可实时跟踪治疗区域 52 的移动。即，通过实时或在预定的时间监测参考点 54 的移动向量，治疗区域 52 的移动被精确检测并基于该检测可精确校正治疗用超声波束的焦点。

此外，在本实施例中，参考点 54 设置在治疗区域 52 以外并远离治疗区域预定的距离，例如，被治疗用超声波束的发射一次凝结和坏死的范围，更具体地，5mm。从而，即使当治疗区域内的生物组织被凝结和坏死，由于包含参考点 54 的区域 56 的图像数据不改变，参考点 54 的移动可基于图像数据被准确追踪。

优选将参考点设置在无治疗用超声波束的声线重叠的位置。另外，优选在参考区域内选择像素值分布模式的特征性区域和在选择的区域内设置参考点。例如，作为特征性区域，列举显示局部最大或局部最小像素值分布的区域和包含例如象血管的特征性内部器官的区域以及诸如囊膜的将由于其内聚积的水被变黑或变暗的区域。

此外，当自动设置参考点时，如上述具有预先确定的预先法则的选择标准提前储存在追踪和跟踪计算部分 22 内。因此，每次当治疗区域被设置时，参考区域被追踪和跟踪计算部分 22 自动设置。

此外，当参考点 54 的移动量超出设置值（阈值）时，可从追踪和跟踪计算部分 22 向例如治疗用超声波发射部分 12 内的治疗超声波脉冲发生部分 28 输出终止治疗用超声波束发射的指令。从而，当参考点 54 的移动被检测到移动超出阈值，治疗用超声波束的发射自动终止，因此可避免治疗用超声波束向健康生物组织的可能发射以及装置的安全性被提高。此外，根据环境设置值可被可变地设置。

图 8 是将被加在图 2 中 S114 和 S116 之间的流程图，用于阐述当参考点的移动超出阈值时终止治疗用超声波束的发射的序列和其后重新开始发射的序列。即，当在 S117 判断为满足如上所述终止治疗用超声波束的条件时，治疗用超声波束的发射在 S118 终止。随后，在 S119，判断重新开始治疗用超声波束发射的条件是否，例如参考的移动量是否对于预先确

定的时间持续稳定在预先确定的范围或判断参考点的移动量是否返回预先确定的范围，以及判断条件被满足后，在 S120 实施返回用于重新开始治疗用超声波束发射的必需程序。

此处以上参考实施例阐述了本发明，然而，本发明不限制于此。例如，由于治疗区域 52 的范围作为治疗用超声波束的燃烧区域可预先被掌握，参考区域 54 可在治疗区域之外被自动设置而不是人工设置参考点 54。从而，由于参考点 54 仅通过设计治疗区域 52 而自动设置，增强了本装置的易使用性。

另外，如图 3A 中所示，可设置除参考点 54 之外的多个参考点例如参考点 58 和 60。在这个例子中，基于各参考点的平均移动向量或通过乘以权重系数确定的复合向量，获得治疗区域的移动的坐标位置（即，治疗区域 52' 的坐标位置）。以这种方式，由于对参考点移动的错误检测引起的焦点的可能错误设置可被大大减少。

图 5A 和 5B 是用于阐述当在治疗区域 52 附近设置 1~4 个参考点时取决于参考点的数目确定参考点的设置位置的方法的图示。图 5A 示出当设置一个或两个参考点时的例子，断层图像被穿经治疗区域 52 中心的声线（为虚线）分成两部分，当设置一个参考点时，参考点设置在两者中任一区域内，当设置两个参考点时，参考点在两个区域都分别设置。优选地，参考区域设置在治疗区域 52 的上方侧（靠近探头侧）。

图 5B 示出设置三个或四个参考点时的例子，断层图像被穿经治疗区域 52 中心的声线（为虚线）和垂直于该声线的直线分成四个部分，第三参考点设置在下方侧（远离探头侧）两者中任一区域，当设置四个参考点时，第三和第四参考点在下方两个区域都分别设置。优选地，这些参考点以等角设置。

另外，当设置多于四个参考点时，参考点以同样方法设置。即，通过使用治疗区域的中心作为参考，治疗区域 52 取决于将设置的参考点的数目被分割以及各参考点设置在各个分割的区域之外。

当治疗用超声波束向治疗区域的发射进展时，治疗区域开始被凝结和坏死，低信号区域的变黑部分 70 与凝结和坏死的区域相关出现在与治疗用探头相对的区域，如图 7 所示。这是因为超声波束在凝结和坏死区域的

边界上被反射而不穿透凝结和坏死区域。因此，通过应用这个现象，断层图像上在声线方向上的变黑区域 70 被检测和跟踪，以及紧靠变黑区域前方代表治疗区域的区域由于例如身体运动引起的位置移动被计算，与治疗区域基于追踪参考点的移动位置的计算同时进行并与之结合，从而，治疗区域检测的精确性被进一步提高。

另外，当生物组织被发射的治疗用超声波束凝结和坏死时，该组织变硬，因此，当凝结和坏死的边缘区域基于生物组织的弹性系数直接被检测和追踪，生物组织的弹性系数如所披露的，例如在 JP-A-2000-60853 中，以及由于例如身体运动引起的治疗区域位置移动被计算，与治疗区域基于追踪参考点的移动位置的计算同时进行并与之结合，从而，治疗区域检测的精确性被进一步提高。

再者，通过追踪参考点的治疗区域移动位置的计算可结合紧靠变黑区域前方的区域的移动位置和凝结坏死变硬区域的移动位置的计算并行实施。

另外，在以上实施例的阐述中，对参考点 54 的追踪通过对比在超声波治疗之前参考点 54 在其上设置的断层图像和此后连续获得的断层图像 51 的图像数据而实施，然而，参考点 54 可通过对比与初始设置的参考点 54 相关的连续两个断层图像被追踪。

另外，考虑到治疗用超声波束（T 束）发射一次时的可治疗范围（例如，体积），存在某一局限（例如， $4\sim 10\text{mm}^3$ ），因此，当病变部分在广泛区域内延伸时（例如，几个 cm^3 ），病变部分被分成多个治疗区域以及治疗用超声波束（T 束）被发射至每一分割的治疗区域。在这样的情况下，可被治疗用超声波束的一次发射治疗的发射区域被提前凝结以及病变部分根据预定范围的计算的发射区域被自动分成多个较小治疗区域。从而，由于可防止例如发射区域的重叠和可避免毗邻发射区域之间出现裂隙，可防止超出必要的治疗用超声波束的对生物组织的发射和避免出现遗漏治疗部分。

图 4A 和 4B 是用于阐述设置在治疗区域外的参考点与治疗区域的更新和扩展相关的自动更新。图 4A 对应于图 3A。当在治疗区域 52 的治疗完成之后将治疗区域扩展至随后的区域 52' 时，之前设置的参考点 54、58 和

60 根据与治疗区域扩展相关的预定法则自动改变为参考点 54'、58'和 60'。

此外，当向相同治疗区域多次发射治疗用超声波束时，由于发射的治疗用超声波束的能量可能对除了病变部分的健康组织产生不利影响，优选从治疗用超声波束发射终止开始至随后的发射重新开始适当设置发射等待时间。从而，由于在发射等待时间推移期间健康组织的温度降低，治疗用超声波束的能量对健康组织的不利影响可被减少。

设置治疗用超声波束的发射等待时间（发射间隔）时，本发明的超声波治疗装置可与温度检测装置联合被使用，以这样的方式，当温度检测装置检测到除了病变部分的健康组织的温度降低至低于预定值时，治疗用超声波束的发射可被重新开始。例如，核磁共振成像（MRI）设备可作为温度检测装置被使用，以及使用 MRI 设备获得包含治疗区域和围绕该区域的健康组织的横截面的温度分布图像，以及基于温度分布图像上像素的温度变化可控制发射的终止和重新开始。从而，由于发射等待时间被适当和自动调整，装置的有效性和安全性被提高。此处，在温度分布图像内，例如，对应于高温组织的像素被以红色示出以及取决于温度的降低颜色从红色到蓝色逐渐改变。另外，由于优选温度分布图像实时更新，将 MRI 图像的空间分辨率抑制为相当低以及根据环境缩短脉冲序列中 RF 发射脉冲的重复时间（TR）。另外，通过使用 MRI 设备监测围绕病变部分的健康组织的温度改变而实施的治疗用超声波束发射终止和重新开始的控制，是与图 8 的流程图相关被阐述、当追踪的参考点的移动超出阈值时执行的治疗用超声波束发射终止和重新开始的控制并行实施的。

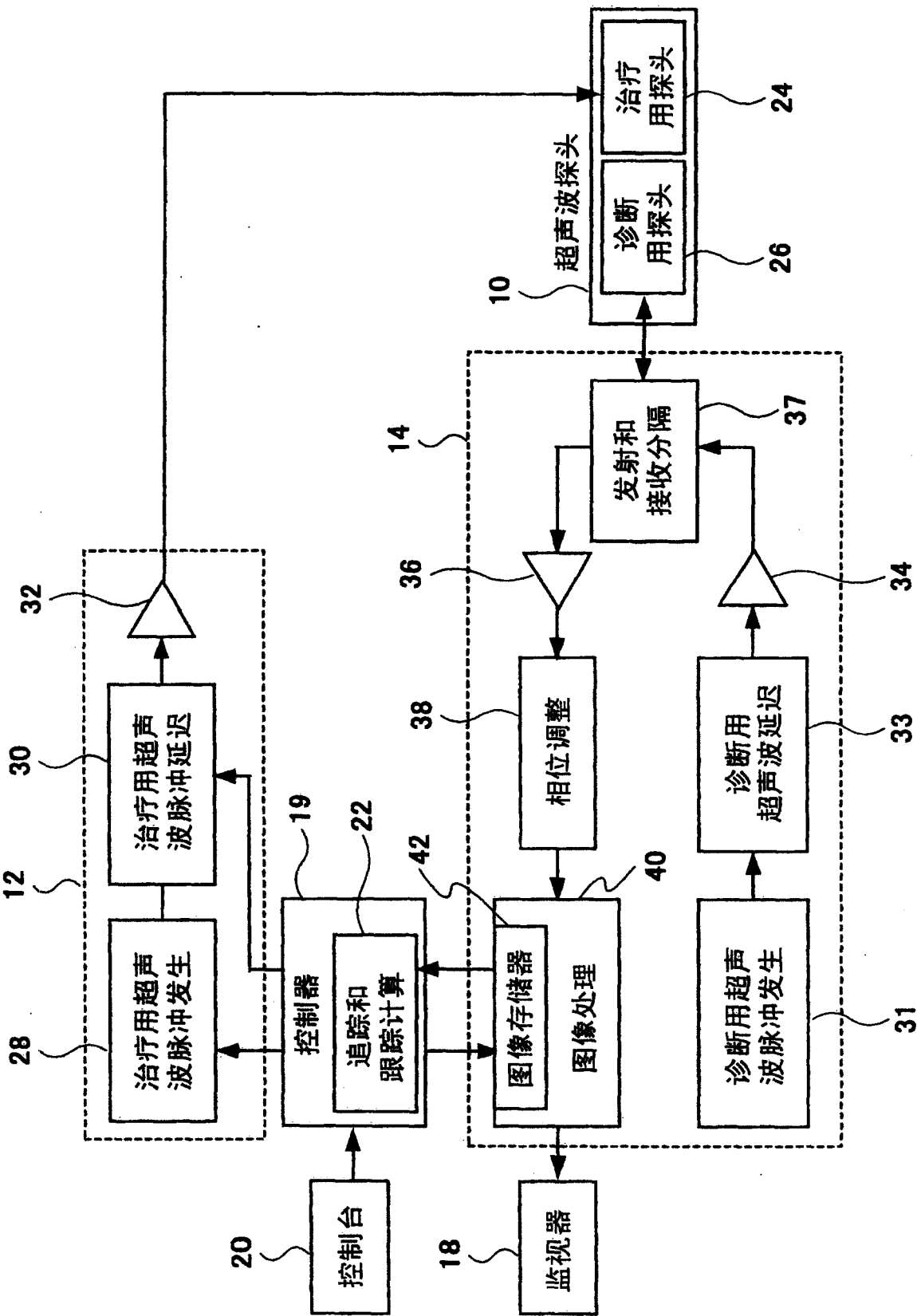


图 1

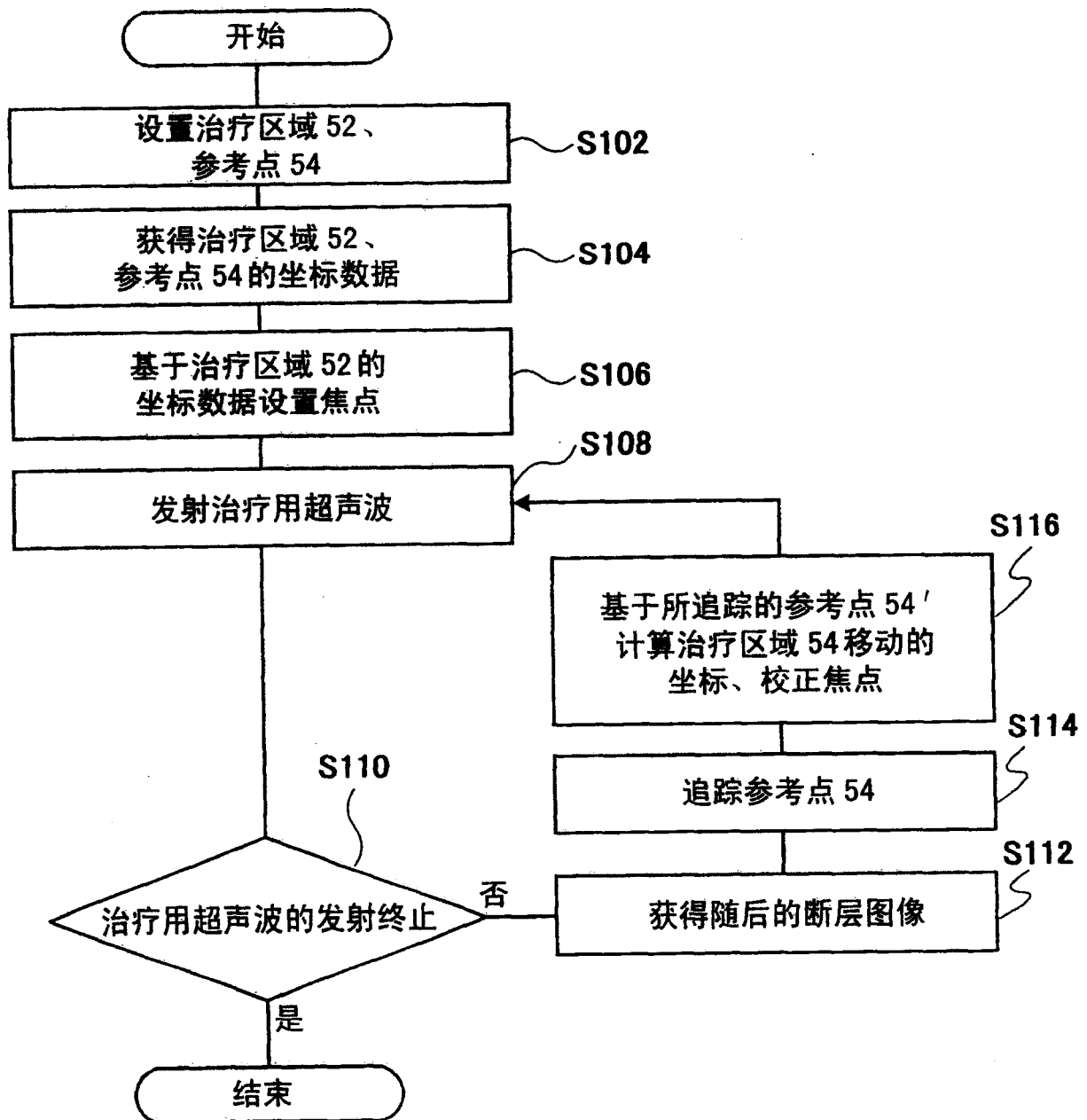


图 2

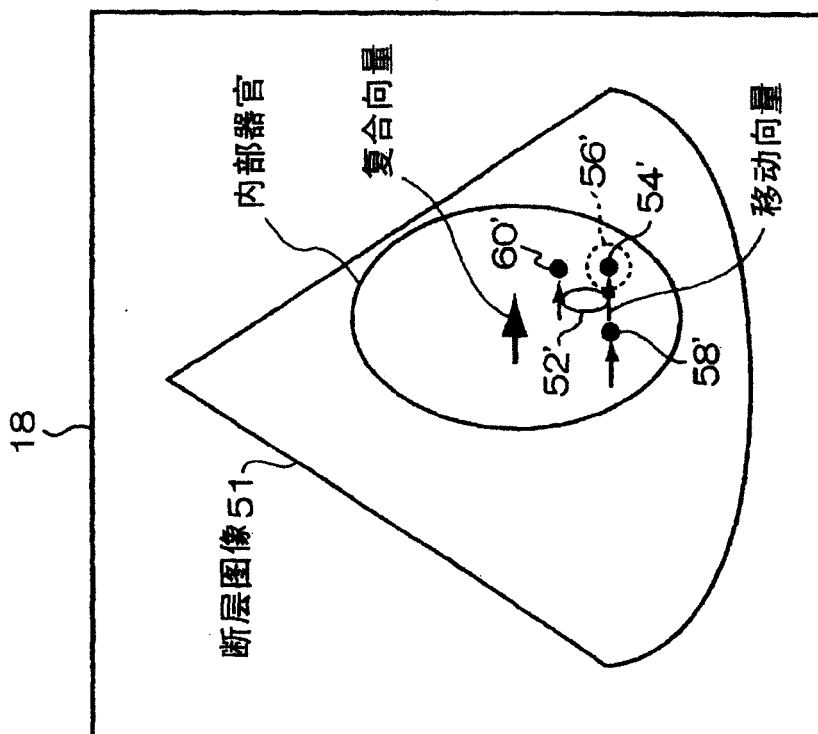


图 3B

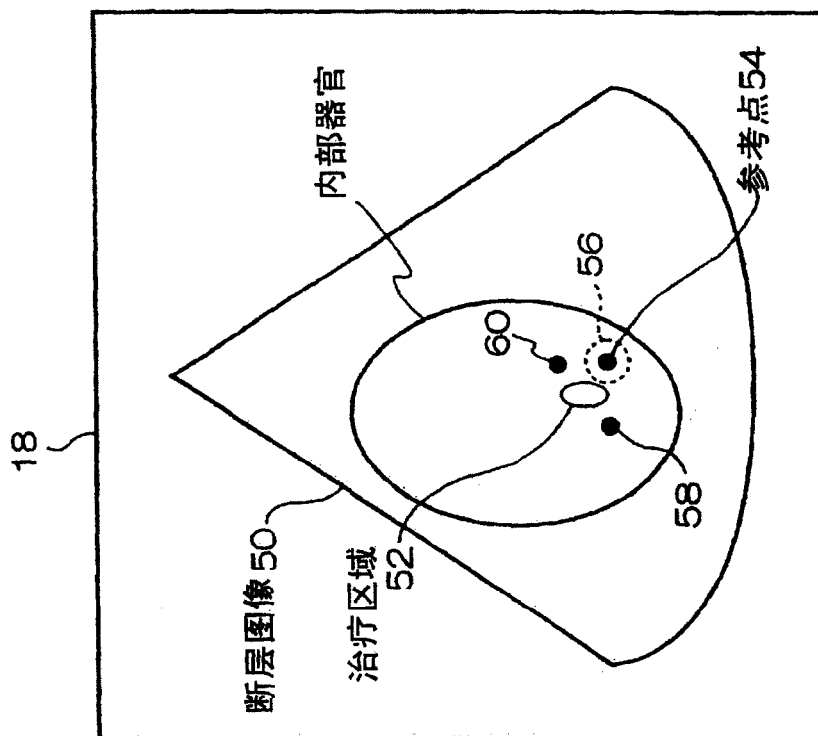
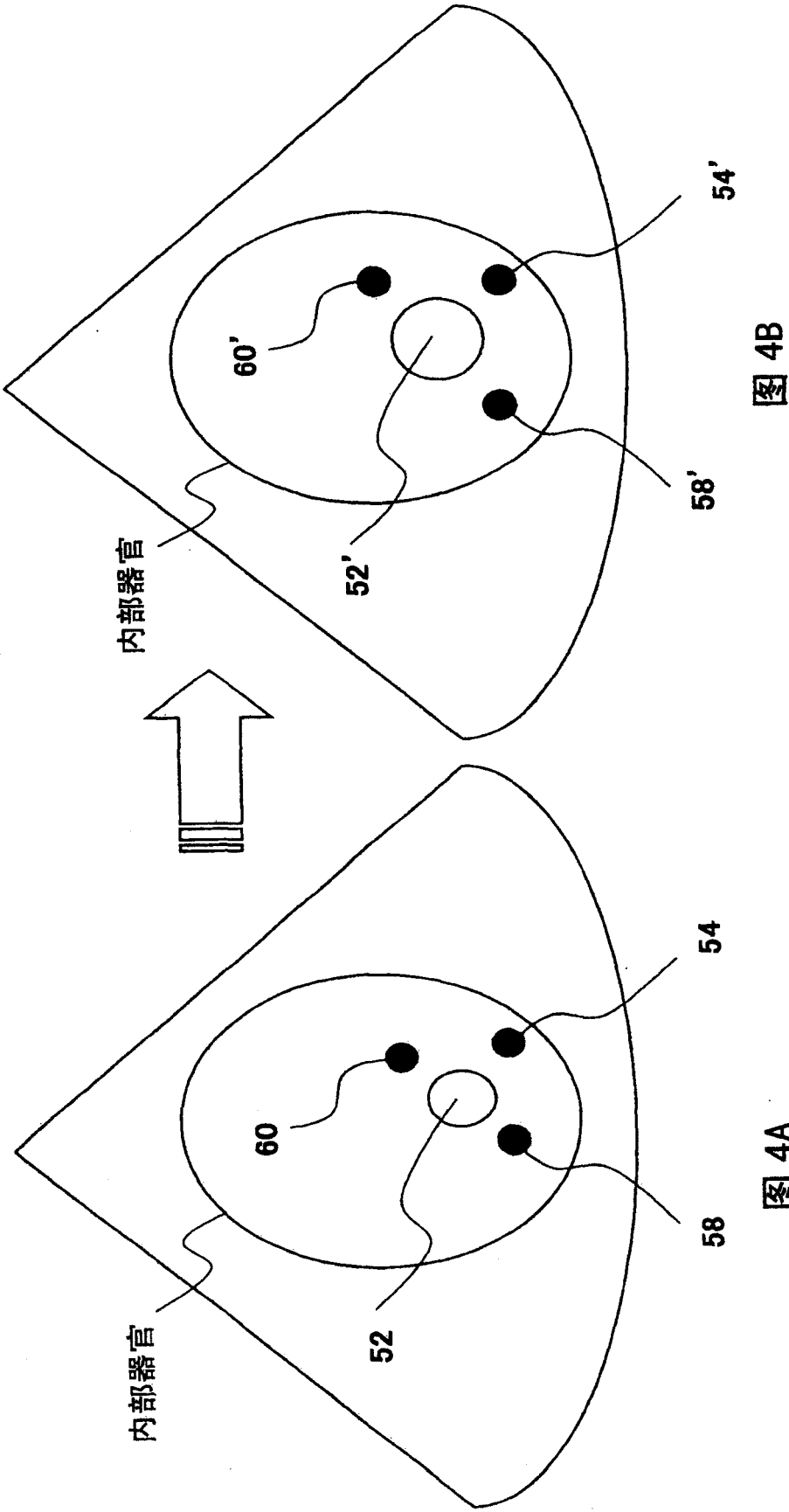


图 3A



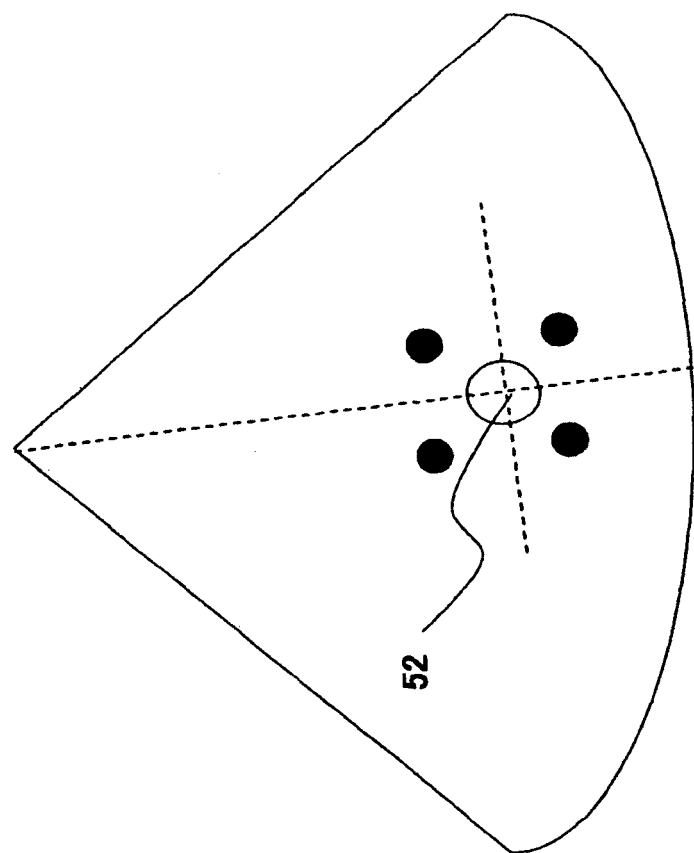


图 5B

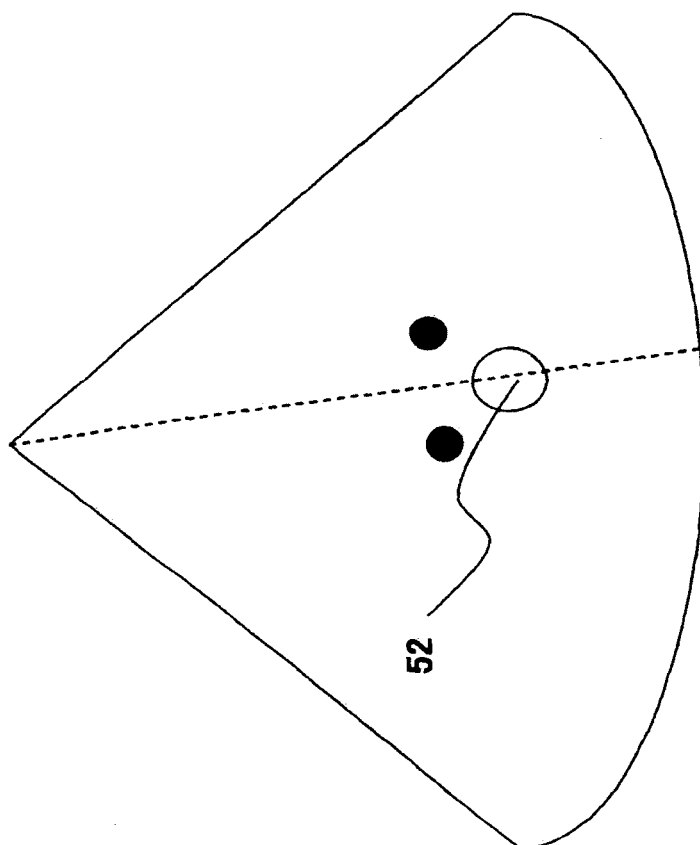


图 5A

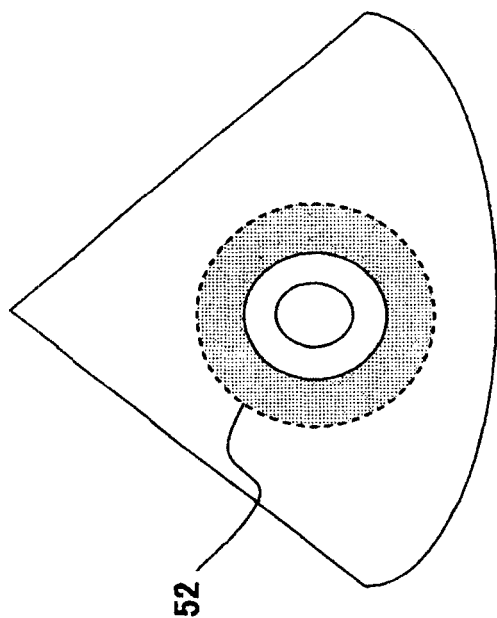


图 6B

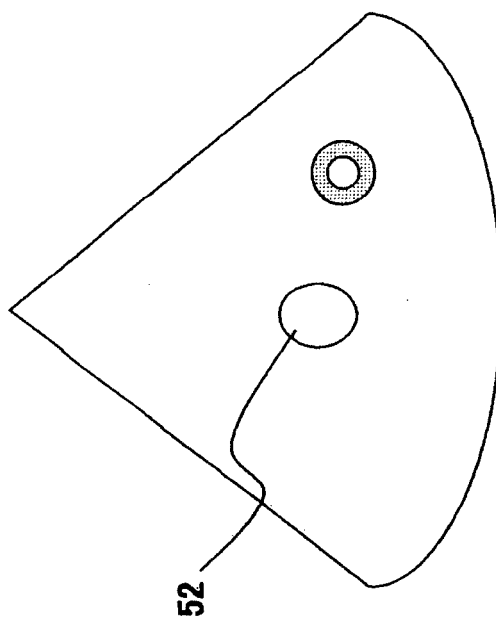


图 6D

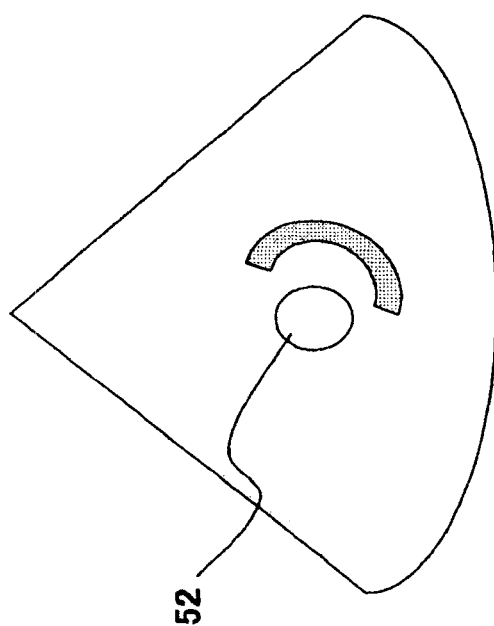


图 6A

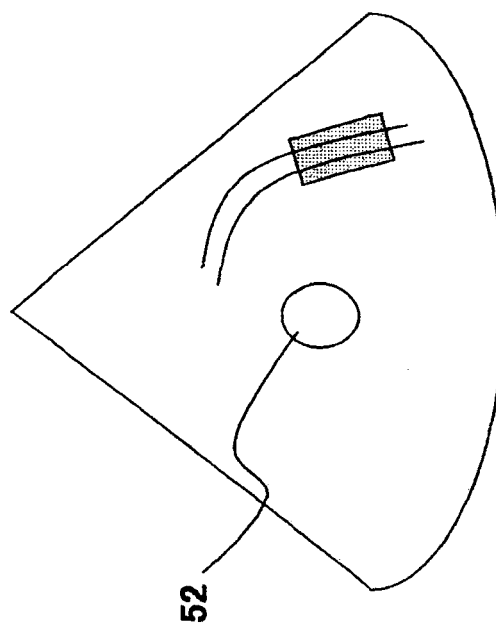
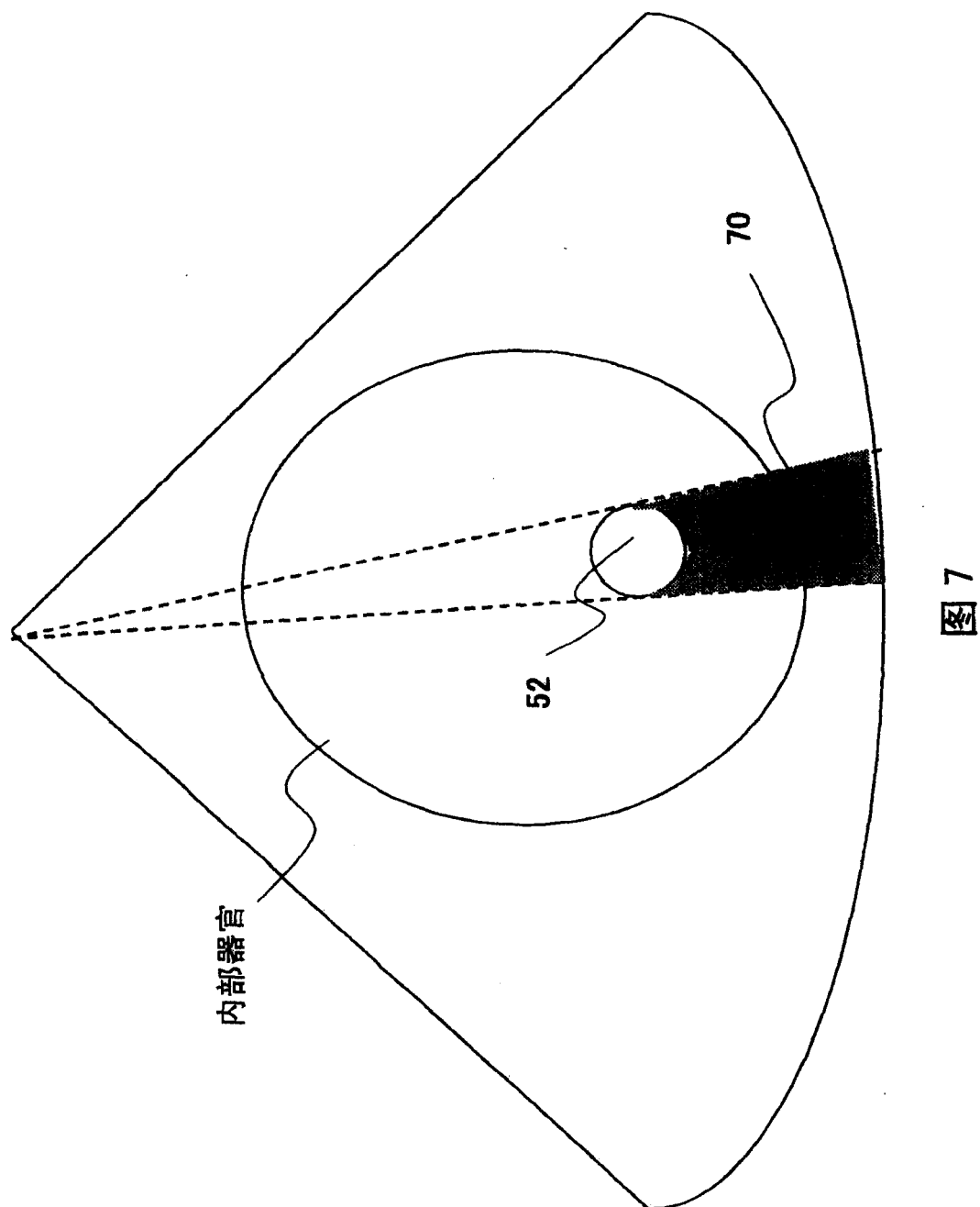


图 6C



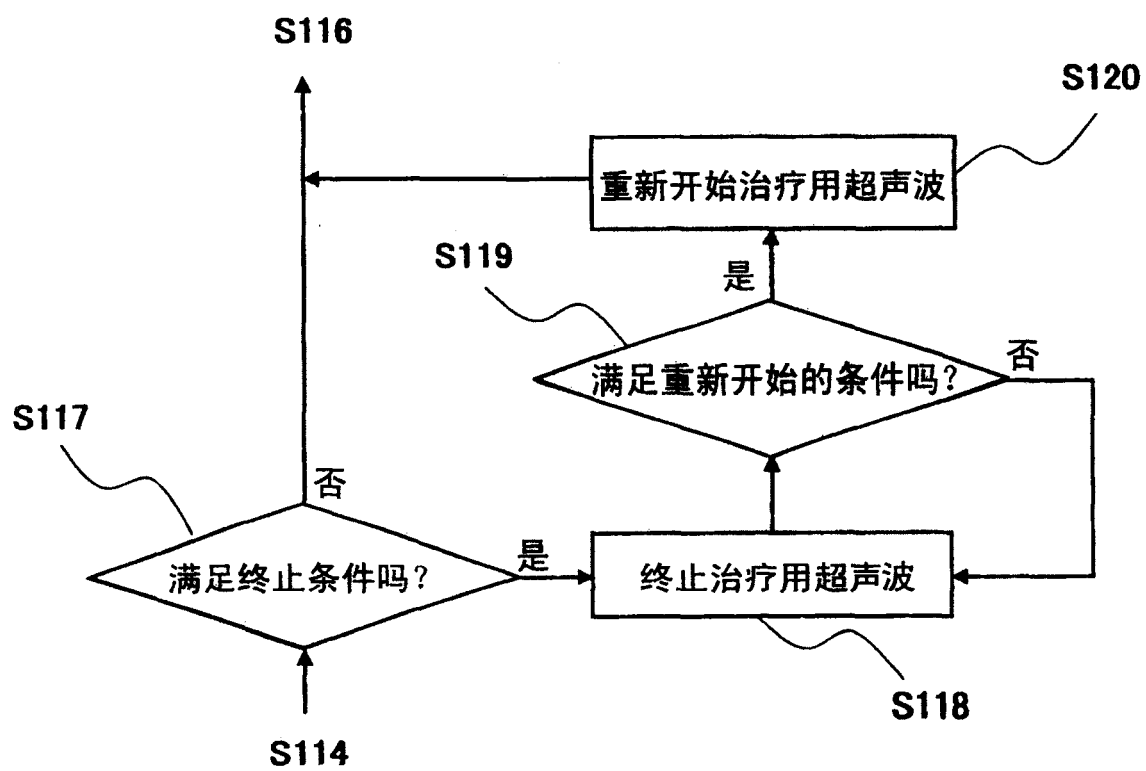


图 8

专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	CN100490755C	公开(公告)日	2009-05-27
申请号	CN200580019173.7	申请日	2005-06-09
[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	石田一成 洼田纯 马场博隆		
发明人	石田一成 洼田纯 马场博隆		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/08 A61B17/22 A61F7/00 G06T1/00 H04R17/00 A61B19/00 A61N7/02		
CPC分类号	A61N7/02 A61B8/08 A61B2019/5276 A61B19/50 A61B17/2256 A61B34/10 A61B2090/378		
代理人(译)	王旭		
审查员(译)	张红梅		
优先权	2004174214 2004-06-11 JP		
其他公开文献	CN1968656A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波治疗装置，其包含追踪和跟踪计算单元22，追踪和跟踪计算单元22在超声波治疗之前在显示在监视器18上的包含受治疗者病变部分的受关注区域的断层图像50上设置治疗区域52并在治疗区域52之外设置参考点54，基于其后连续采取的超声断层图像的图像数据追踪参考点54的位置，基于所追踪的参考点的移动的位置54'计算和估计由于例如受治疗者身体运动引起的移动的治疗区域52并输出指令用于校正从治疗用探头24朝向受治疗者的治疗区域52'发射的治疗用超声波束焦点的位置，以便跟随计算和估计的移动的治疗区域52'。使用追踪和跟踪计算单元22，治疗区域52的位置每一时间被精确计算和估计，以及基于计算和估计，治疗用超声波束的焦点的位置实时跟随治疗区域的移动并被校正。

