



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102949208 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 06

(21) 申请号 201210114212. 3

(22) 申请日 2012. 04. 18

(30) 优先权数据

10-2011-0083051 2011. 08. 19 KR

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72) 发明人 赵俊基 崔基浣 孔栋建

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 侯广

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

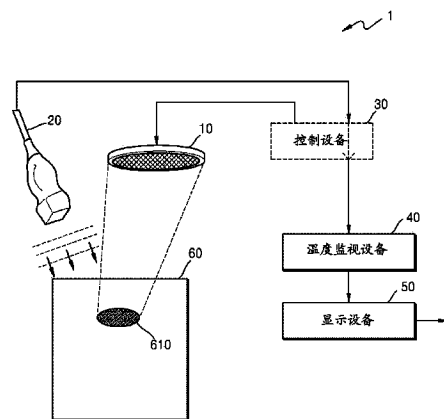
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波监视治疗部位温度的方法和设备及治疗和诊断系统

(57) 摘要

根据一种使用超声波监视温度的方法和设备, 获取照射到治疗部位的诊断超声波的回声信号, 从回声信号产生候选温度图像, 并且合并产生的候选温度图像, 结果产生最终温度图像。



1. 一种使用超声波监视温度的方法,该方法包括:  
获取照射到治疗部位的诊断超声波的回声信号;  
使用不同的温度确定方法从回声信号产生候选温度图像,以使得候选温度图像对应于每种温度确定方法;  
通过将温度确定方法的不同的准确度应用于产生的候选温度图像来合并产生的候选温度图像;以及  
基于合并产生最终温度图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中温度确定方法是通过对从回声信号中检测不同类型的波形变化来确定温度的方法。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中该不同类型的波形变化包括从包括回声信号的回声时间变化、幅度变化、和形状变化的组中选择的至少两个。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中温度确定方法在不同的温度范围中具有不同的准确度。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中通过合并由分别与候选温度图像的相同的位置对应的像素表示的温度信息来执行该合并。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中通过将基于准确度的不同的权重分别应用于产生的候选温度图像的温度信息来执行该合并。
7. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括分别基于温度确定方法的准确度计算包含在每个产生的候选温度图像中的温度信息的误差,  
其中通过使用包含在每个产生的候选温度图像中的温度信息和计算的误差计算最终温度信息而合并产生的候选温度图像来执行该合并。
8. 根据权利要求7所述的方法,进一步包括产生表示计算的误差的产生的候选温度图像的候选误差图像。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中该合并进一步包括通过合并包含在每个产生的候选误差图像中的误差信息来计算最终误差信息而合并产生的候选误差图像,以及通过使用最终误差信息产生最终误差图像。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中使用不同的颜色来显示候选误差图像和最终误差图像。
11. 根据权利要求9所述的方法,进一步包括显示从包括候选温度图像、候选误差图像、最终温度图像、和最终误差图像的组中选择的至少一个。
12. 根据权利要求11所述的方法,其中通过仅显示包含在从包括候选温度图像和最终温度图像的组中选择的至少一个中的治疗部位的温度信息、或包含在从包括候选误差图像和最终误差图像的组中选择的至少一个中的治疗部位的误差信息来执行该显示。
13. 一种存储用于执行根据权利要求1到12的任何一个所述的方法的计算机可读程序的计算机可读记录介质。
14. 一种使用超声波监视温度的设备,该设备包括:  
获取单元,其获取照射到治疗部位的诊断超声波的回声信号;  
候选温度图像产生单元,其使用不同的温度确定方法从获取的回声信号产生候选温度图像,以使得候选温度图像对应于每种温度确定方法;

合并单元,其通过将温度确定方法的不同的准确度应用于产生的候选温度图像来合并产生的候选温度图像;以及

最终温度图像产生单元,其基于合并结果产生最终温度图像。

15. 根据权利要求 14 所述的设备,其中温度确定方法是通过从回声信号中检测不同类型的波形变化来确定温度的方法。

16. 根据权利要求 15 所述的设备,其中该不同类型的波形变化包括从包括回声信号的回声时间变化、幅度变化、和形状变化的组中选择的至少两个。

17. 根据权利要求 14 所述的设备,其中合并单元合并由分别与候选温度图像的相同的位置对应的像素表示的温度信息。

18. 根据权利要求 14 所述的设备,其中合并单元通过将基于准确度的不同的权重分别应用于产生的候选温度图像的温度信息来合并产生的候选温度图像。

19. 根据权利要求 14 所述的设备,进一步包括候选误差图像产生单元,其分别基于温度确定方法的准确度计算包含在每个产生的候选温度图像中的温度信息的误差,并且产生表示计算的误差的产生的候选温度图像的候选误差图像,

其中合并单元通过使用包含在每个候选温度图像中的温度信息和计算的误差计算最终温度信息来合并候选温度图像。

20. 根据权利要求 19 所述的设备,其中合并单元进一步通过合并包含在每个产生的候选误差图像中的误差信息来计算最终误差信息而合并产生的候选误差图像,

其中该设备进一步包括最终误差图像产生单元,其通过使用计算的最终误差信息产生最终误差图像。

21. 根据权利要求 20 所述的设备,进一步包括显示控制单元,其控制显示设备以使得显示从包括候选温度图像、候选误差图像、最终温度图像、和最终误差图像的组中选择的至少一个。

22. 一种使用超声波进行治疗和诊断的系统,该系统包括:

治疗超声波设备,其对治疗部位照射治疗超声波;

诊断超声波设备,其对治疗部位照射诊断超声波并且接收诊断超声波的回声信号;

温度监视设备,其获取接收的回声信号,使用不同的温度确定方法从回声信号产生候选温度图像,以使得候选温度图像对应于每种温度确定方法,通过将温度确定方法的不同的准确度应用于产生的候选温度图像来合并产生的候选温度图像,并且基于合并产生最终温度图像;以及

显示设备,其显示从包括候选温度图像和最终温度图像的组中选择的至少一个。

23. 根据权利要求 22 所述的系统,其中所述温度确定方法是通过检测从包括回声信号的回声时间变化、幅度变化、和形状变化的组选择的回声信号的至少两种波形变化来确定温度的方法。

24. 根据权利要求 22 所述的系统,其中温度监视设备合并由分别与候选温度图像的相同的位置对应的像素表示的温度信息。

25. 根据权利要求 22 所述的系统,其中治疗超声波设备照射治疗超声波,直到产生的最终温度图像的治疗部位的温度到达预定水平为止。

## 超声波监视治疗部位温度的方法和设备及治疗和诊断系统

### 技术领域

[0001] 本公开涉及使用超声波监视治疗部位的温度的方法和设备、以及使用超声波进行治疗和诊断的系统。

### 背景技术

[0002] 随着医学的发展,已经相对于诸如剖腹手术、微创手术等的创伤手术开发了肿瘤的局部治疗。此外,作为无创伤手术,已经开发了伽玛刀、电脑刀(cyber knife)、高强度聚焦超声波(HIFU)刀等。特别地,最新的高HIFU刀已被广泛的使用,其利用超声波作为安全和环保的治疗。

[0003] 使用HIFU刀的HIFU治疗是通过作为对肿瘤进行HIFU照射的结果引起病灶毁坏或肿瘤组织坏死来消除和治疗肿瘤的手术。

### 发明内容

[0004] 提供用于在治疗肿瘤的同时实时监视肿瘤及其周边区域的温度的方法和设备。

[0005] 提供存储用于执行该方法的计算机可读程序的计算机可读记录介质。

[0006] 提供通过使用超声波治疗和诊断肿瘤的系统。

[0007] 另外的各方面将部分在随后的描述中阐述,部分将从描述中明了,或可以通过提供的实施例的实践来领会。

[0008] 根据本发明的一方面,一种使用超声波监视温度的方法包括:获取照射到治疗部位的诊断超声波的回声信号;使用不同的温度确定方法从回声信号产生候选温度图像,以使得候选温度图像对应于每种温度确定方法;通过将温度确定方法的不同的准确度应用于产生的候选温度图像来合并产生的候选温度图像;以及基于合并产生最终温度图像。

[0009] 根据本发明的另一方面,提供一种存储用于执行所述监视温度的方法的计算机可读程序的计算机可读记录介质。

[0010] 根据本发明的另一方面,一种使用超声波监视温度的设备包括:获取单元,其获取照射到治疗部位的诊断超声波的回声信号;候选温度图像产生单元,其使用不同的温度确定方法从获取的回声信号产生候选温度图像,以使得候选温度图像对应于每种温度确定方法;合并单元,其通过将温度确定方法的不同的准确度应用于产生的候选温度图像来合并产生的候选温度图像;以及最终温度图像产生单元,其基于合并结果产生最终温度图像。

[0011] 根据本发明的另一方面,一种使用超声波进行治疗和诊断的系统包括:治疗超声波设备,其对治疗部位照射治疗超声波;诊断超声波设备,其对治疗部位照射诊断超声波并且接收诊断超声波的回声信号;温度监视设备,其获取接收的回声信号,使用不同的温度确定方法从回声信号产生候选温度图像,以使得候选温度图像对应于每种温度确定方法,通过将温度确定方法的不同的准确度应用于产生的候选温度图像来合并产生的候选温度图像,并且基于合并产生最终温度图像;以及显示设备,其显示从包括候选温度图像和最终温度图像的组中选择的至少一个。

## 附图说明

[0012] 通过结合附图的以下实施例的描述,这些和 / 或其他方面将变得明了和更容易理解,其中:

[0013] 图 1 是根据本发明的实施例的使用超声波进行治疗和诊断的系统的示意图;

[0014] 图 2 是根据本发明的实施例的温度监视设备的框图;

[0015] 图 3A 和 3B 是用于描述确定温度的方法的图;

[0016] 图 4 示出根据本发明的实施例的候选温度图像;

[0017] 图 5 示出根据本发明的实施例的候选温度图像和最终温度图像中病灶的位置;

[0018] 图 6 示出由候选误差图像产生单元执行的产生候选误差图像的过程;

[0019] 图 7 示出根据本发明的实施例的候选误差图像;

[0020] 图 8 示出根据本发明的实施例的最终温度图像和最终误差图像;

[0021] 图 9 是说明与根据常规方法监视的温度比较的根据本发明的实施例的监视的温度的曲线图;以及

[0022] 图 10 是根据本发明的实施例的通过使用超声波监视温度的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0023] 现在将参考其示例在附图中示出的实施例,其中相同引用数字始终表示相同部件。对此,本实施例可以具有不同的形式并且不应被理解为限于这里阐述的描述。因此,下面仅通过参考附图描述各实施例以解释本说明书的各方面。

[0024] 图 1 是根据本发明的实施例的使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 的示意图。参考图 1,根据本发明的实施例的使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 包括治疗超声波设备 10、诊断超声波设备 20、控制设备 30、温度监视设备 40、和显示设备 50。

[0025] 图 1 中仅示出与该实施例具体关联的使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 的元件。然而,本领域普通技术人员不难理解,也可以包括通用的元件。

[0026] 使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 是涉及使用诊断超声波通过对肿瘤 60 的治疗部位 610 照射治疗超声波并且监视治疗的结果(诸如治疗部位 610 的温度)来治疗病人的肿瘤 60 的系统。即,使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 是涉及通过使用超声波使病人的肿瘤 60 坏死并通过实时监视结果来诊断病人的医疗系统。

[0027] 更具体地,根据使用超声波进行治疗和诊断的系统 1,如果在病人体内找到肿瘤 60,则通过使用治疗超声波设备 10 对肿瘤 60 的治疗部位 610 照射治疗超声波以形成损害,并且通过使用诊断超声波设备 20 获取治疗部位 610 的超声波图像,结果诊断该治疗是否成功。这样的损害是由病灶破坏或治疗部位 610 的组织的坏死造成的。

[0028] 此外,依照根据当前实施例的使用超声波进行治疗和诊断的系统 1,还使用诊断超声波设备 20 监视治疗部位 610 的温度变化。

[0029] 在使用诸如高强度聚焦超声波(HIFU)的治疗超声波的治疗中,当 HIFU 到达肿瘤 60 的一部分时,肿瘤 60 的该部分的温度由于来自 HIFU 的热能而立即提高到 70°C 以上。已知组织当暴露在大约 60°C 的温度达 100 毫秒时理论上被破坏。在这样的高温下肿瘤 60 周围的组织和脉管中出现凝结坏死。

[0030] 根据当前实施例,实时监视治疗部位 610 的温度变化。结果,可以通过准确地确定是否还需要进一步治疗、或治疗是否成功来高效率地执行超声波治疗。

[0031] 参考图 1,将分别描述使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 的元件的操作。

[0032] 治疗超声波设备 10 通过对肿瘤 60 的治疗部位 610 照射治疗超声波以使得治疗部位 610 的组织坏死来治疗病人。换句话说,治疗超声波设备 10 产生治疗超声波并且对病人的局部组织照射治疗超声波。

[0033] 根据当前实施例的治疗超声波可以是高强度聚焦超声波 (HIFU)。即,根据当前实施例的治疗超声波设备 10 是照射 HIFU(广泛地称为治疗超声波)的设备。照射 HIFU 的设备对本领域普通技术人员将是显然的,因此这里将省略其详细的说明。然而,本领域普通技术人员显然可知,治疗超声波设备 10 不限于照射 HIFU 的设备,并且也可以使用任何照射类似于 HIFU 的聚焦超声波的设备作为治疗超声波设备 10。

[0034] 也称为诊断探测器的诊断超声波设备 20 对治疗部位 610 照射诊断超声波,并且接收作为反射的诊断超声波的回声信号。对此,诊断超声波设备 20 一般对治疗部位 610 照射诊断超声波,并且接收反射的回声信号以便产生治疗部位 610 的超声波诊断图像。一般使用反射的回声信号产生超声波图像的过程对本领域普通技术人员将是显然的,因此这里将省去其详细说明。

[0035] 虽然根据当前实施例治疗超声波设备 10 和诊断超声波设备 20 是独立的设备,但本发明不限于此。治疗超声波设备 10 和诊断超声波设备 20 可以实现为一个设备中的单独的模块或实现为一个设备。即,治疗超声波设备 10 和诊断超声波设备 20 不限于任何一种配置。

[0036] 根据当前实施例,由诊断超声波设备 20 接收的回声信号还被用来监视治疗部位 610 以及治疗部位 610 周围的温度变化。换句话说,回声信号可以不仅用于产生超声波诊断图像,而且还可以监视治疗部位 610 的温度变化。

[0037] 背向散射能量改变 (CBE) 方法已经被用作确定温度的方法以使用超声波监视温度。简单地说,CBE 方法是通过检测超声波的回声信号中波的幅度变化来测量温度变化的方法。根据 CBE 方法,当超声波经过具有较高的温度的组织时,发生尾部伪像 (tail artifact) 现象,其中在组织处温度误差快速增加。因此,根据 CBE 方法,误差增加而且由于较低的空间分辨率而无法详细检测温度分布。

[0038] 回声移位 (ES) 方法也已经被用作确定温度的方法。简单地说,ES 方法是通过检测诊断超声波的回声信号的波的速度变化来测温度变化的方法。然而,根据 ES 方法,虽然可以相对准确地测量大约 36 到 43°C 的低温度范围,但是无法准确测量 43°C 以上的高温度范围。

[0039] 即,根据使用超声波监视温度的已知方法,能够准确地测量的温度范围是有限的,并且发生诸如尾部伪像的副作用。因此,在超声波治疗期间不能实时监视治疗部位 610 的宽的温度范围。

[0040] 然而,根据当前实施例的温度监测装置 40 通过合并各种温度确定方法来从诊断超声波的回声信号确定温度变化。此外,可以准确地监视温度。下文中,将更详细地描述根据当前实施例的温度监视设备 40 的操作和功能。

[0041] 图 2 是根据本发明的实施例的温度监视设备 40 的框图。参考图 2,温度监视设备

40 包括获取单元 410、图像产生单元 420、合并单元 430、和显示控制单元 440。图像产生单元 420 包括候选温度图像产生单元 4210、候选误差图像产生单元 4220、最终温度图像产生单元 4230、和最终误差图像产生单元 4240。

[0042] 在这方面,温度监视设备 40 可以是处理器。即,温度监视设备 40 可以包括多个逻辑门的阵列或通用微处理器与其中存储可以在通用微处理器中实现的程序的存储器的组合。此外,本领域普通技术人员将理解,温度监视设备 40 可以由其他形式的硬件实现。

[0043] 同时,图 2 仅示出与该实施例具体关联的使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 的元件。然而,本领域普通技术人员将理解,也可以包括通用的元件。

[0044] 获取单元 410 获取由诊断超声波设备 20(图 1)照射并且被人体的组织反射的诊断超声波的回声信号。对此,回声信号可以是波形信号。

[0045] 图像产生单元 420 产生包括治疗部位 610 及其周边区域的肿瘤 60(图 1)的温度图像或误差图像。对此,温度图像是使用不同亮度的不同的颜色显示治疗部位 610(图 1)及其周边区域的温度分布的图像。误差图像是映射到温度图像的像素并使用不同亮度的不同的颜色显示温度分布的误差的图像。

[0046] 候选温度图像产生单元 4210 使用不同的温度确定方法从获取单元 410 获取的回声信号产生候选温度图像以使得对应于每种温度确定方法。

[0047] 候选温度图像产生单元 4210 中使用的不同的温度确定方法分别是从小回声信号中检测多个不同类型的波形变化的方法。在这方面,不同类型的波形变化包括从如下组成的组中选择的至少两个:回声信号的回声时间变化、幅度变化、和形状变化。在这方面,回声信号的形状变化包括回声信号的频率变化或非线性变化。即,根据当前的实施例,通过合并多种温度确定方法而不是使用一种温度确定方法来监视温度。

[0048] 对此,使用诸如回声信号的回声时间变化的波形变化来确定温度的方法可以类似于上述的 ES 方法,使用诸如回声信号的幅度变化的波形变化来确定温度的方法可以类似于上述的 CBE 方法。

[0049] 图 3A 和 3B 是用于描述确定温度的方法的图。

[0050] 参考图 3A,候选温度图像产生单元 4210(图 2)检测从如下组成的组中选择的至少两种波形变化:回声信号 301 的回声时间变化、幅度变化、和形状变化。

[0051] 首先,将描述检测回声信号 301 的回声时间变化 303 的方法。

[0052] 在治疗超声波照射到治疗部位 302 之后,候选温度图像产生单元 4210(图 2)比较回声信号 301 和参考信号以检测回声信号 301 的回声时间变化 303。

[0053] 更具体地,候选温度图像产生单元 4210(图 2)在与参考信号比较之后检测回声信号 301 中是否出现延迟,并且接着检测回声信号 301 是否在延迟中变化。然后,候选温度图像产生单元 4210(图 2)通过将延迟的程度或回声时间变化的程度与预先存储的参考信息映射来确定温度。

[0054] 在这方面,仅示出回声时间变化 303 的波形的 3 个周期。然而,可能有超过 3 个周期的波形。因此,候选温度图像产生单元 4210(图 2)可以通过检测每个周期的回声时间变化 303 来检测治疗部位 302 及其周边区域的温度分布。候选温度图像产生单元 4210(图 2)通过使用基于回声时间变化 303 的检测的温度分布产生与回声时间变化 303 对应的候选温度图像。

[0055] 下一步,将描述检测回声信号 301 的幅度变化 304 的方法。

[0056] 在治疗超声波照射到治疗部位 302 之后,候选温度图像产生单元 4210(图 2)比较回声信号 301 与参考信号以检测回声信号 301 的幅度变化 304。

[0057] 更具体地,候选温度图像产生单元 4210(图 2)比较回声信号 301 与参考信号的幅度,结果检测变化。然后,候选温度图像产生单元 4210(图 2)将幅度变化的程度与参考信息的温度映射,结果确定温度。

[0058] 对此,仅示出幅度变化 304 的波形的 3 个周期。然而,可能有超过 3 个周期的波形。因此,候选温度图像产生单元 4210(图 2)可以通过检测每个周期的幅度变化 304 来检测治疗部位 302 及其周边区域的温度分布。候选温度图像产生单元 4210(图 2)通过使用基于幅度变化 304 的检测的温度分布产生与幅度变化 304 对应的候选温度图像。

[0059] 最后,将描述检测回声信号 301 的形状变化 305 的方法。该方法是频率移位 (FS) 方法。

[0060] 在治疗超声波照射到治疗部位 302 之后,候选温度图像产生单元 4210(图 2)比较回声信号 301 与参考信号以检测回声信号 301 的形状变化 305。

[0061] 更具体地,候选温度图像产生单元 4210(图 2)比较回声信号 301 与参考信号以检测回声信号 301 的波形中频率的变化,并且接着检测回声信号 301 的形状是否由于该变化而改变。然后,候选温度图像产生单元 4210(图 2)将形状变化的程度与参考信息映射,结果确定温度。

[0062] 对此,仅示出形状变化 305 的波形的 3 个周期。然而,可能有超过 3 个周期的波形。因此,候选温度图像产生单元 4210(图 2)可以通过检测每个周期的形状变化 305 来检测治疗部位 302 及其周边区域的温度分布。候选温度图像产生单元 4210(图 2)通过使用基于形状变化 305 的检测的温度分布产生与形状变化 305 对应的候选温度图像。

[0063] 图 3B 示出在治疗超声波的照射之前(加热之前)和治疗超声波的照射之后(加热之后)的回声信号。在治疗超声波的照射之后的回声信号包括波形 306 的回声移位、幅度变化、和形状变化,其中反映出治疗部位 302(图 3A)的温度变化。换句话说,如果温度改变,在回声信号中反映出至少一个波形的变化。当使用每种温度确定方法时,可以分别检测回声信号的波形变化。因此,可以检测与每种温度确定方法对应的温度图像。

[0064] 即,在治疗部位 302(图 3A)的温度改变的同时可以在回声信号中反映不同类型的波形变化。候选温度图像产生单元 4210(图 2)通过使用不同的温度确定方法产生与每种温度确定方法对应的多个候选温度图像。

[0065] 已经参考图 3A 和 3B 描述 3 种类型的温度确定方法。候选温度图像产生单元 4210(图 2)通过使用至少两种温度确定方法产生分别与每种温度确定方法对应的候选温度图像。

[0066] 图 4 示出根据本发明的实施例的候选温度图像。参考图 4,示出与每种温度确定方法对应的候选温度图像 401、402、和 403。即,图 4 示出对应于 CBE 方法的 CBE 图像 401、对应于 ES 方法的 ES 图像 402、和对应于 FS 方法的 FS 图像 403。通过候选温度图像产生单元 4210(图 2)产生这样的候选温度图像 401、402、和 403。此外,如上所述,候选温度图像产生单元 4210(图 2)产生图 4 所示的候选温度图像 401、402、和 403 的至少两个图像。

[0067] 利用多种颜色示出候选温度图像 401、402、和 403。在颜色参考信息 405 中,不同

的颜色根据它们的温度来映射。因此,候选温度图像 401、402、和 403 的像素的各种颜色根据颜色参考信息 405 指示不同的温度。虽然图 4 示出不同的颜色,然而本发明不限于此。候选温度图像 401、402、和 403 也可以显示为黑白图像,使用根据它们的温度的不同亮度来显示。

[0068] 候选温度图像 401、402、和 403 的每一个的像素显示与像素对应的身体中相同部位的温度信息。然而,在候选温度图像 401、402、和 403 的每一个中,虽然从相同治疗部位 610(图 1)及其周边区域获取温度图像,但是检测到不同的温度分布。具体地,在 CBE 图像 401 中,由于尾部伪像现象 404 导致误差增加。

[0069] 图 5 示出根据本发明的实施例的候选温度图像和最终温度图像中病灶的位置。图 5 中,病灶的位置指示照射治疗超声波的治疗部位。

[0070] 图 5 示出处于低温和高温的 CBE 图像和 ES 图像。图 5 还示出 CBE+ES 图像(或融合(fusion)图像),其是通过合并候选温度图像的温度信息产生的最终温度图像。现在更详细地描述最终温度图像。

[0071] 首先,在相同行中在 CBE 图像、ES 图像、以及 CBE+ES 图像中病灶的位置 501 没有差异。然而,当由于超声波治疗造成治疗部位的温度增加时,病灶的位置 502 在高温下准确地反映到 CBE 图像,但是病灶的位置 502 在高温下没有准确地反映到 ES 图像。然而,病灶的原始位置 502 在高温下准确地反映到 CBE+ES 图像。结果,在预定温度范围中治疗部位的温度可能未准确地反映在诸如 CBE 图像和 ES 图像的候选温度图像的每一个中。然而,如果使用诸如 CBE+ES 图像的最终温度图像,则与使用单个候选温度图像比较可以相对准确地显示温度分布。

[0072] 回来参考图 2,候选误差图像产生单元 4220 基于每种温度确定方法的准确度计算包含在每个候选温度图像中的温度信息的误差。然后,候选误差图像产生单元 4220 产生示出每个候选温度图像的计算误差的候选误差图像。对此,候选误差图像的每一个的像素值可以表示误差的绝对或相对尺寸或分布。

[0073] 图 6 示出由候选误差图像产生单元执行的产生候选误差图像的过程。参考图 6,每种温度确定方法在每个温度范围中具有不同的准确度。

[0074] 首先,将描述产生作为 ES 图像的候选误差图像的 ES-cov 图像 603 的过程。

[0075] 根据 ES 方法,误差随着治疗部位 610 的温度增加而增加(图 1)。该现象由于温度与 ES 误差之间的关系而是显然的,并且 ES 误差与归一化互相关(NCC)值之间的关系如曲线图 601 所示。曲线图 601 示出,随着 NCC 值接近 1,ES 方法的准确度增加(ES 误差减少),而且随着 NCC 值减少,ES 方法的准确度由于解相关而降低(ES 误差增加)。即,在高温下 ES 方法不准确。这里,本领域普通技术人员显然可知,曲线图 601 仅是说明性的以便于说明,并且曲线图 601 可以根据通过定量实验的结果获取的误差而改变。

[0076] 候选误差图像产生单元 4220(图 2)使用如上描述的曲线图 601 所示的 ES 方法的准确度计算包含在作为候选温度图像的 ES 图像中的温度信息的误差。然后,候选误差图像产生单元 4220(图 2)产生作为表示计算的误差的候选误差图像的 ES-cov 图像 603。

[0077] ES-cov 图像 603 的每一个像素的颜色值可以对应于误差的分布。即,使用根据误差的尺寸的不同的颜色显示诸如 ES-cov 图像 603 的候选误差图像。例如,在 ES-cov 图像 603 中,中央红色区域指示具有更多误差的区域,其他蓝色区域指示具有较少误差的区域。

[0078] 下一步,将描述产生作为 CBE 图像的候选误差图像的 CBE-cov 图像 604 的过程。

[0079] 如上所述,根据 CBE 方法,由于尾部伪像现象 605 造成误差发生。当诊断超声波在深度方向前进的同时经过高温的治疗部位 610(图 1)时发生尾部伪像现象 605。即,参考曲线图 602,随着深度增加,误差由于尾部伪像现象 605 而增加。这里,本领域普通技术人员显然可知,曲线图 602 仅是说明性的以便于说明,并且曲线图 602 可以根据通过定量实验的结果获取的误差而改变。

[0080] 候选误差图像产生单元 4220(图 2)使用如上描述的曲线图 602 所示的 CBE 方法的准确度计算包含在作为候选温度图像的 CBE 图像中的温度信息的误差。然后,候选误差图像产生单元 4220(图 2)产生作为表示计算的误差的候选误差图像的 CBE-cov 图像 604。

[0081] 如在 ES-cov 图像 603 中一样,CBE-cov 图像 604 的每一个像素的颜色值可以对应于误差的分布。即,使用根据误差的尺寸的不同的颜色显示诸如 CBE-cov 图像 604 的候选误差图像。例如,在 CBE-cov 图像 604 中,由尾部伪像现象 605 造成的 CBE 误差区域 606 被显示为具有不同于其他区域的颜色。

[0082] 图 7 示出根据本发明的实施例的候选误差图像。图 7 示出作为候选误差图像的 CBE-cov 图像 701、ES-cov 图像 702、和 FS-cov 图像 703。

[0083] 候选误差图像的像素的颜色对应于颜色参考信息 704 的颜色。颜色参考信息 704 的颜色值指示误差的分布和尺寸。因此,根据颜色参考信息 704 在每个像素中利用与误差的分布和误差的尺寸对应的颜色表示候选误差图像。然而,本领域普通技术人员显然可知,颜色参考信息 704 的颜色值可以根据使用环境而改变。

[0084] 再参考图 2,如以上参考图 6 所述,候选误差图像产生单元 4220(图 2)产生候选误差图像,其分别对应于由候选温度图像产生单元 4210(图 2)产生的候选温度图像。即,根据当前实施例,候选温度图像产生单元 4210(图 2)产生从由 ES-cov 图像、CBE-cov 图像、和 FS-cov 图像构成的组中选择的至少两个候选误差图像。

[0085] 合并单元 430 通过将温度确定方法的不同的准确度应用于候选温度图像产生单元 4210 产生的候选温度图像来合并候选温度图像。

[0086] 更详细地,合并单元 430 通过使用包含在每个候选温度图像中的温度信息和包含在每个候选误差图像中的误差信息计算最终温度信息(或融合温度信息)来合并候选温度图像。即,合并单元 430 合并通过每种温度确定方法检测的不同的温度信息,结果产生最终温度信息。

[0087] 此外,合并单元 430 进一步合并由候选误差图像产生单元 4220 产生的候选误差图像的每一个中包含的误差信息,结果产生最终误差信息。

[0088] 即,合并单元 430 通过合并候选温度图像计算最终温度信息,并且通过合并候选误差图像计算最终误差信息。对此,合并单元 430 合并由分别对应于候选温度图像的像素表示的温度信息。此外,合并单元 430 合并由分别对应于候选误差图像的像素表示的误差信息。这是因为与候选温度图像和候选误差图像对应的像素指示人体的相同的位置。

[0089] 合并单元 430 通过分别将由温度确定方法的准确度引起的权重应用于包含在每个候选温度图像中的温度信息来合并候选温度图像。

[0090] 例如,当合并单元 430 合并 CBE 图像和 ES 图像的候选温度图像时,合并单元 430 可以通过使用公式 1 和 2 执行合并过程。

[0091] 公式 1

$$[0092] \quad \frac{T_{Fusion}}{\sigma^2_{Fusion}} = \frac{T_{CBE}}{\sigma^2_{CBE}} + \frac{T_{ES}}{\sigma^2_{ES}}$$

[0093] 公式 2

$$[0094] \quad \sigma^2_{Fusion} = \frac{\sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{ES}}{\sigma^2_{CBE} + \sigma^2_{ES}}$$

[0095] 这里, T 是温度, 而  $\sigma^2$  是温度误差的分布。CBE 表示 CBE 方法, 而 ES 表示 ES 方法, 而 Fusion 表示 CBE+ES 方法。因此,  $\sigma^2_{Fusion}$  表示最终误差信息, 而  $T_{Fusion}$  表示最终温度信息。

[0096] 例如, 当合并单元 430 合并 CBE 图像和 ES 图像的候选温度图像时, 合并单元 430 可以通过使用公式 3 和 4 执行合并过程。

[0097] 公式 3

$$[0098] \quad \frac{T_{Fusion}}{\sigma^2_{Fusion}} = \frac{T_{CBE}}{\sigma^2_{CBE}} + \frac{T_{ES}}{\sigma^2_{ES}} + \frac{T_{FS}}{\sigma^2_{FS}}$$

[0099] 公式 4

$$[0100] \quad \sigma^2_{Fusion} = \frac{\sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{ES} \cdot \sigma^2_{FS}}{\sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{ES} + \sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{FS} + \sigma^2_{ES} \cdot \sigma^2_{FS}}$$

[0101] 这里, T 是温度, 而  $\sigma^2$  是温度误差的分布。CBE 表示 CBE 方法, 而 ES 表示 ES 方法, FS 表示 FS 方法, 而 Fusion 表示 CBE+ES+FS 方法。因此,  $\sigma^2_{Fusion}$  表示最终误差信息, 而  $T_{Fusion}$  表示最终温度信息。

[0102] 合并单元 430 通过使用以上公式合并候选温度图像或候选误差图像。然而, 当前实施例不限于以上公式, 并且本领域普通技术人员显然可知, 可以使用分别将不同的权重应用于温度确定方法的准确度的任何其他方法。

[0103] 最终温度图像产生单元 4230 基于合并单元 430 合并的最终温度信息产生最终温度图像。此外, 最终误差图像产生单元 4240 基于通过合并单元 430 合并的最终误差信息产生最终误差图像。

[0104] 结果, 最终温度图像表示合并通过不同的温度确定方法获取的多个候选温度图像的结果, 并且最终误差图像表示根据不同的温度确定方法的准确度合并多个候选误差图像的结果。

[0105] 图 8 示出根据本发明的实施例的最终温度图像和最终误差图像。图 8 示出通过合并作为候选温度图像的 CBE 图像、ES 图像、和 FS 图像产生的最终温度图像 801 (融合图像)、以及通过合并作为候选误差图像的 CBE-cov 图像、ES-cov 图像、和 FS-cov 图像产生的最终误差图像 802 (fusion-cov 图像)。

[0106] 当将候选误差图像与最终误差图像相比时, 与候选误差图像的误差比较, 最终误

差图像的整体误差减少。因此,当将候选温度图像与最终温度图像进行比较时,CBE 图像的尾部伪像现象在最终温度图像中减少。此外,虽然 ES 图像在高温下的病灶区域具有较低的位置准确度,病灶的位置准确度在最终温度图像中被补偿。这是因为从温度确定方法中仅仅合并具有高准确度的温度确定方法的结果。

[0107] 图 9 是说明与根据常规方法监视的温度比较的根据本发明的实施例的监视的温度的曲线图。图 9 示出在执行使用治疗超声波的治疗的同时治疗部位 610(图 1)的温度改变。根据 CBE 方法、ES 方法、和 FS 方法的每一个,在完成治疗的从大约 50°C 到大约 60°C 的温度范围中无法准确地检测温度变化(热电偶)。然而,根据当前实施例,在其中治疗开始和完成的从大约 36°C 到大约 58°C 的温度范围中通过融合方法可以准确地检测温度变化(热电偶)。同时,图 9 的曲线图仅说明仿真的结果,且当前实施例不限于图 9 的结果。

[0108] 再参考图 2,显示控制单元 440 控制显示设备 50 以使得候选温度图像、候选误差图像、最终温度图像、和最终误差图像的至少一个显示在显示设备 50 中(图 1)。即,显示控制单元 440 控制显示设备 50 以使得仅显示用户期望显示的图像。

[0109] 根据用户环境,显示控制单元 440 可以控制控制显示设备 50 以使得可以仅显示包含在候选温度图像或最终温度图像中的治疗部位 610(图 1)的温度信息。即,例如,可以仅显示根据图 9 所示的融合方法的温度变化的信息。此外,显示控制单元 440 可以控制显示设备 50 以使得可以仅显示包含在候选温度图像或最终温度图像中的治疗部位 610(图 1)的误差信息。

[0110] 如上所述,根据当前实施例的温度监视设备 40 提供通过合并来自不同的温度确定方法的结果产生的最终温度信息,而非使用一种温度确定方法,以使得可以准确地监视温度。

[0111] 再参考图 1,控制设备 30 控制治疗超声波设备 10 和诊断超声波设备 20 的功能和操作。

[0112] 根据本发明的另一实施例,控制设备 30 可以控制治疗超声波设备 10 以使得自动照射治疗超声波,直到由温度监视设备 40 产生的最终温度图像中治疗部位 610 的温度到达预定水平为止。

[0113] 即,当在最终温度图像中识别治疗部位 610 的位置时,温度监视设备 40 可以实时监视治疗部位 610 的温度变化。因此,控制设备 30 在不断接收监视治疗部位 610 的温度的结果的同时控制治疗超声波设备 10 以使得当治疗部位 610 的温度到达预定水平时终止治疗超声波的照射。在这方面,预定水平指示完成治疗的温度。

[0114] 作为显示由图像产生单元 420 产生的图像的设备的显示设备 50 显示从显示控制单元 440(图 2)接收的图像。用户可以在执行超声波治疗的同时通过识别由显示设备 50 显示的温度图像或误差图像来监视温度。显示设备 50 包括用于显示可视信息以便向用户报告信息的设备,例如,通用显示器、LCD 显示器、LED 显示器、和比例(scale)显示设备。

[0115] 图 10 是根据本发明的实施例的通过使用超声波监视温度的方法的流程图。参考图 10,根据当前实施例的使用超声波监视温度的方法包括由图 1 所示的使用超声波进行治疗和诊断的系统 1 或图 2 所示的温度监视设备 40 按顺序执行的操作。因此,上述针对图 1 和 2 给出的描述也适用于使用超声波的温度监视的方法,因此不会在此提供。

[0116] 在操作 1001 中,获取单元 410 获取照射到治疗部位的诊断超声波的回声信号。

[0117] 在操作 1002 中, 候选温度图像产生单元 4210 使用不同的温度确定方法从获取的回声信号产生候选温度图像, 以使得对应于每种温度确定方法。

[0118] 在操作 1003 中, 合并单元 430 通过将温度确定方法的不同的准确度应用于候选温度图像来合并候选温度图像。

[0119] 在操作 1004 中, 最终温度图像产生单元 4240 基于合并产生最终温度图像。

[0120] 如上所述, 根据本发明的上述实施例中的一个或多个, 可以提供准确的最终温度信息作为合并从不同的温度确定方法获取的结果的结果, 而非使用一种温度确定方法。具体地, 在执行超声波治疗的同时在高温下准确地监视治疗部位的温度, 因而可以高效率地执行超声波治疗, 例如, 可以减少治疗时间。此外, 由于使用治疗部位及其周边区域的温度图像执行超声波治疗, 故可以防止治疗部位的周边区域的正常组织被治疗超声波损害。

[0121] 同时, 本发明的实施例可以写成计算机程序, 并且可以在使用计算机可读记录介质执行程序的通用数字计算机中实现。计算机可读代码可以以各种方式记录 / 传送到介质上, 介质的示例包括记录介质, 诸如磁存储介质 (如, ROM, 软盘, 硬盘等) 和光记录介质 (如, CD-ROM, 或 DVD), 以及传输媒体, 诸如因特网传输媒体。

[0122] 应当理解, 这里描述的示范实施例应仅考虑为描述的含义而非限制的意图。每个实施例中特征或方面的描述通常应当考虑为可用于其他实施例中的其他类似的特征或方面。

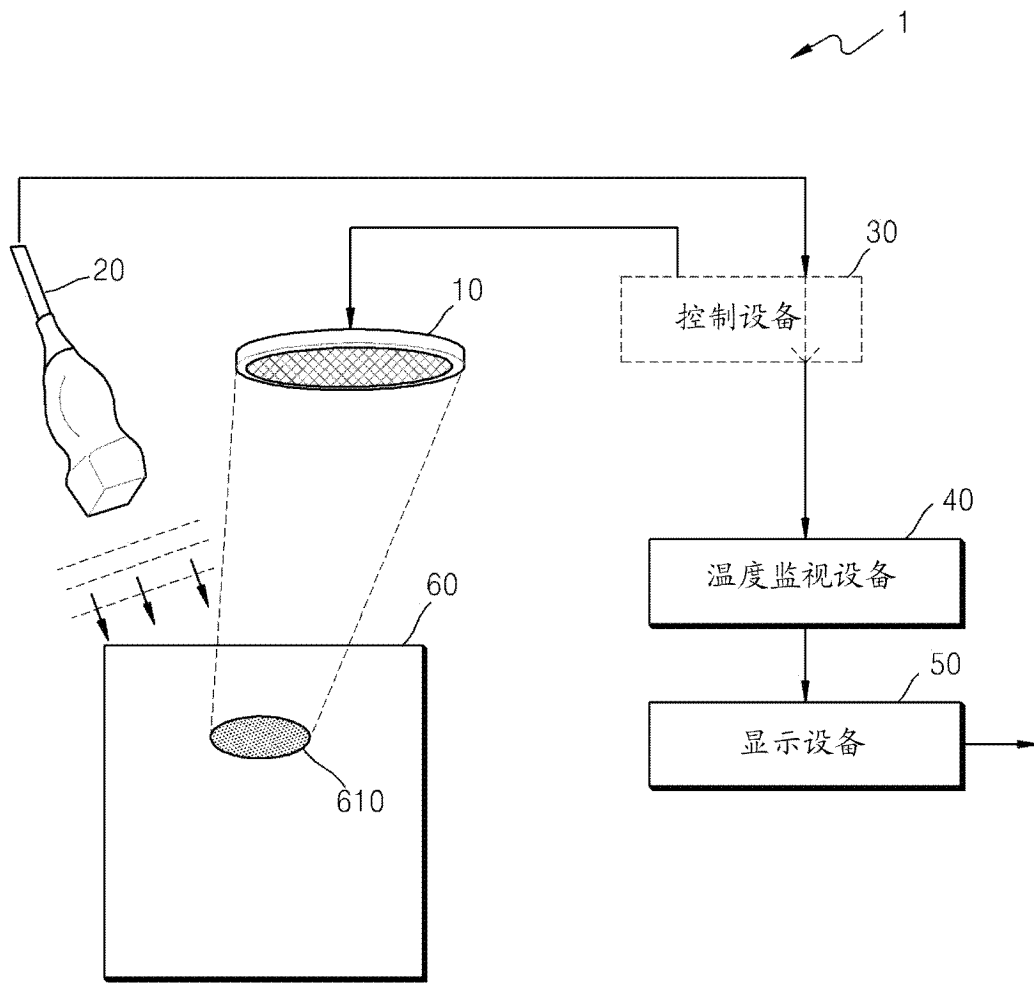


图 1

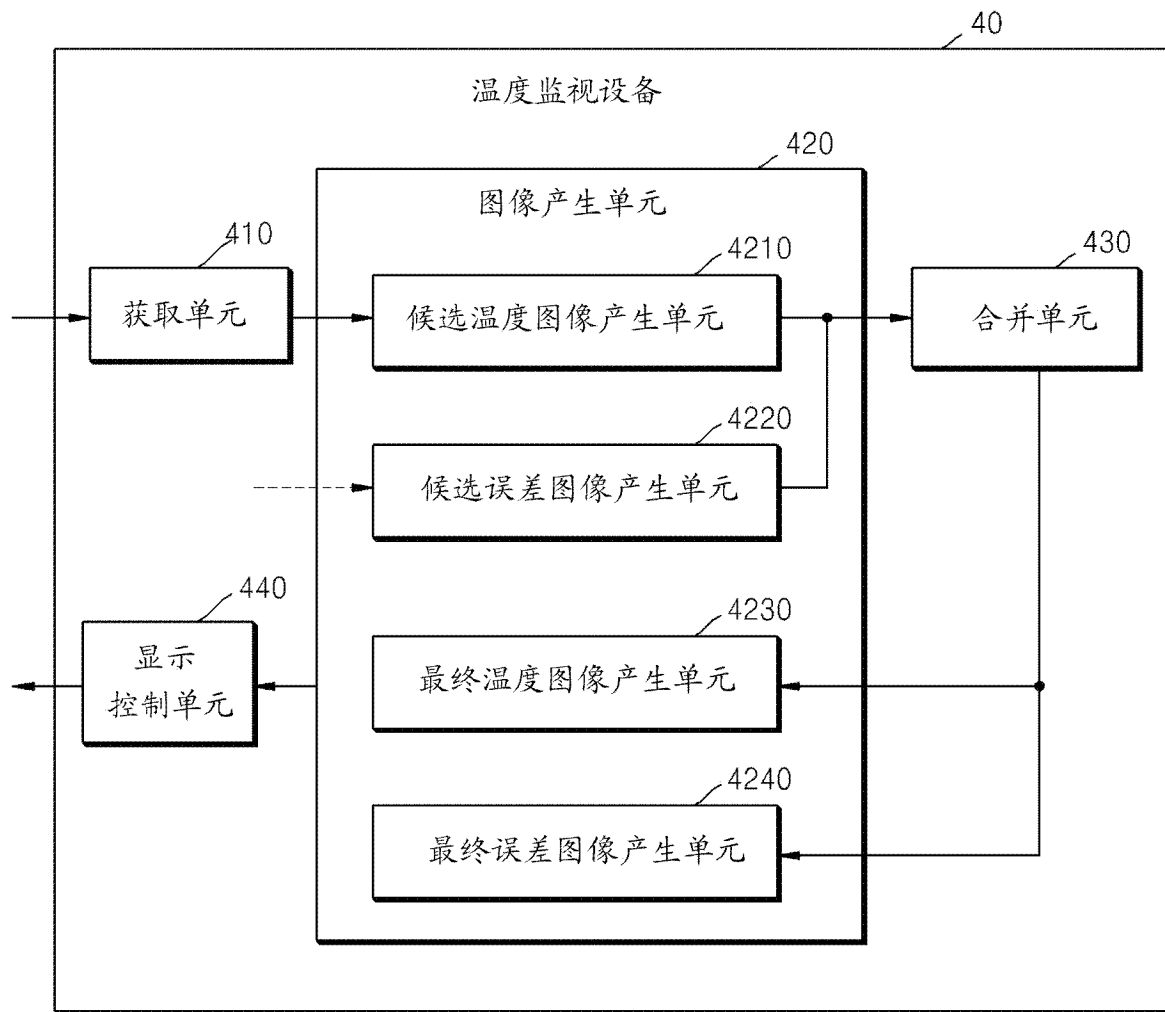


图 2

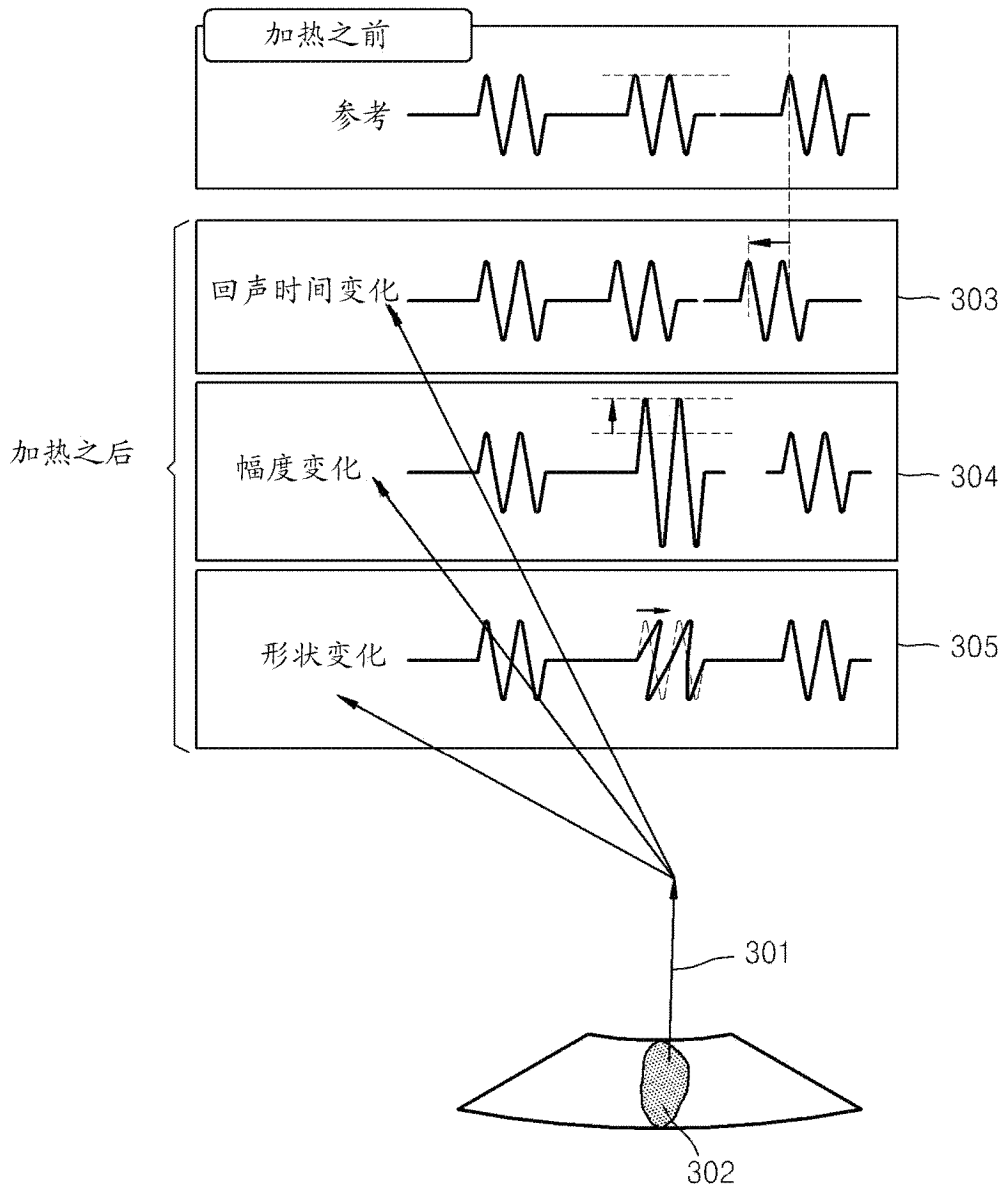


图 3A

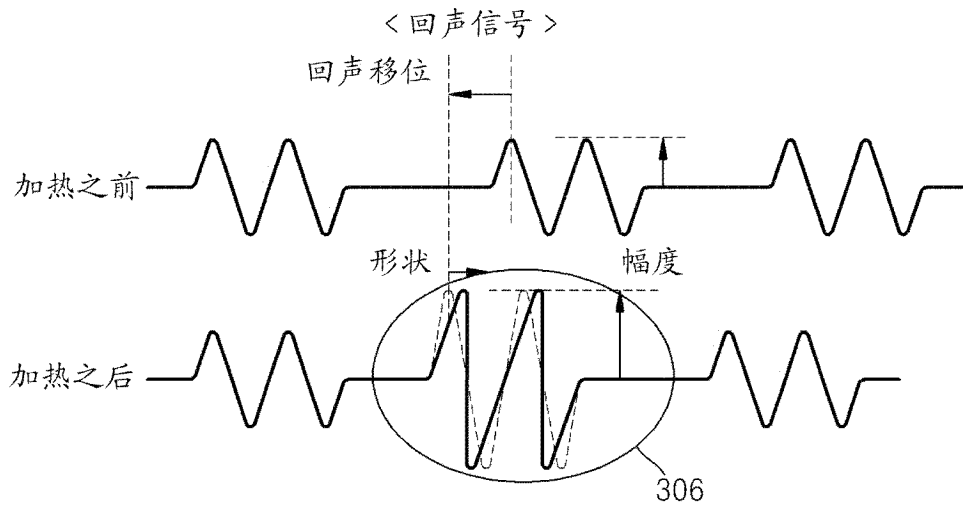


图 3B

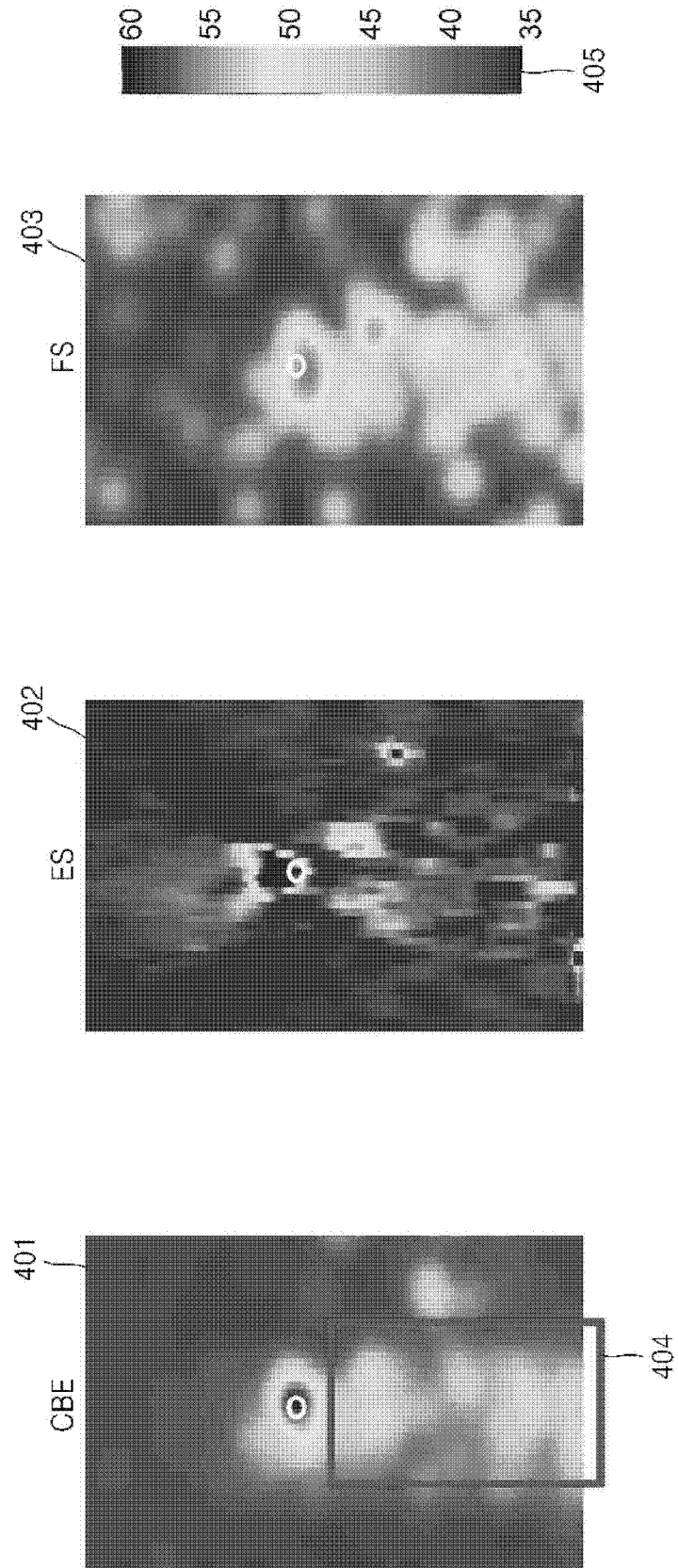


图 4

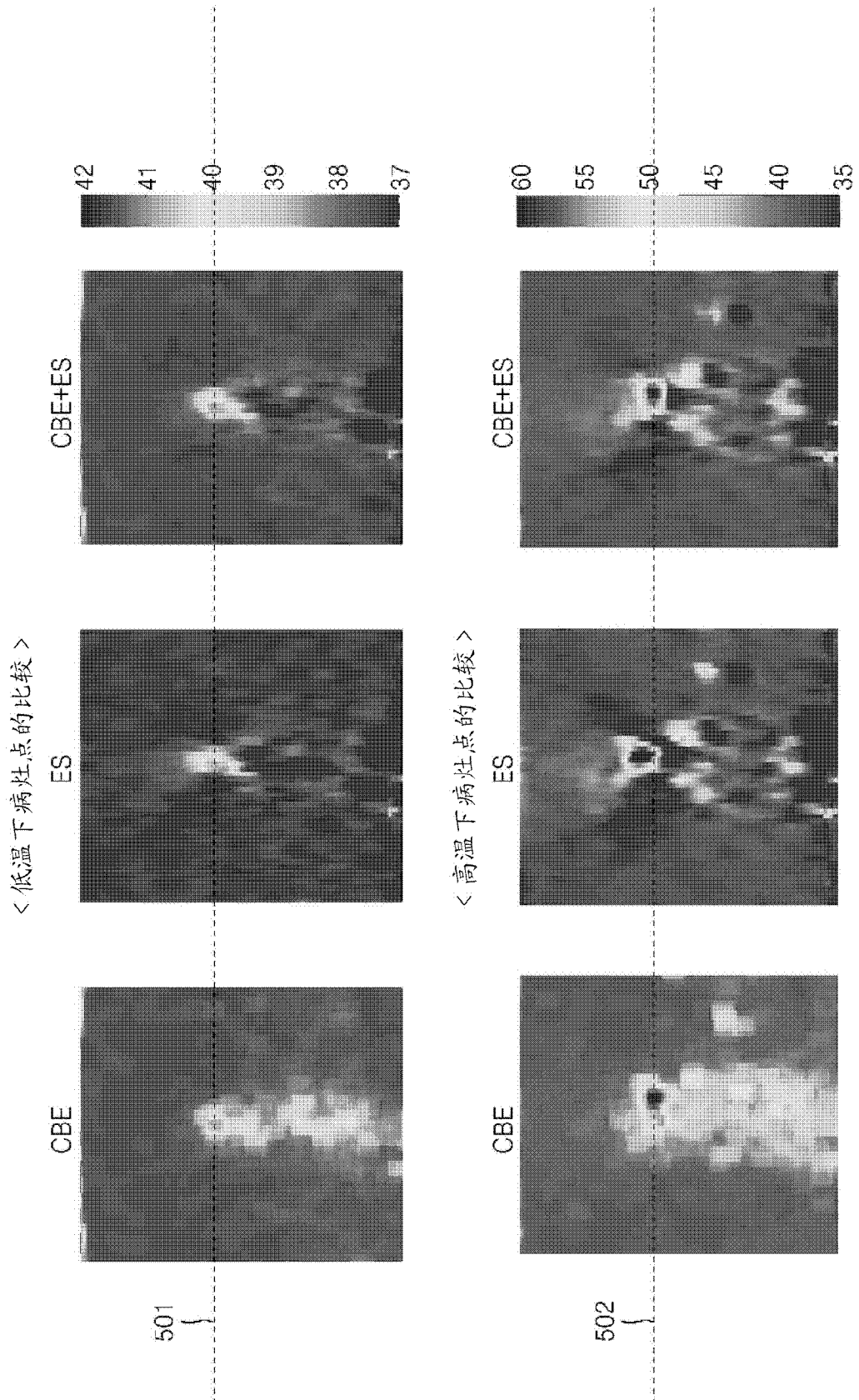


图 5

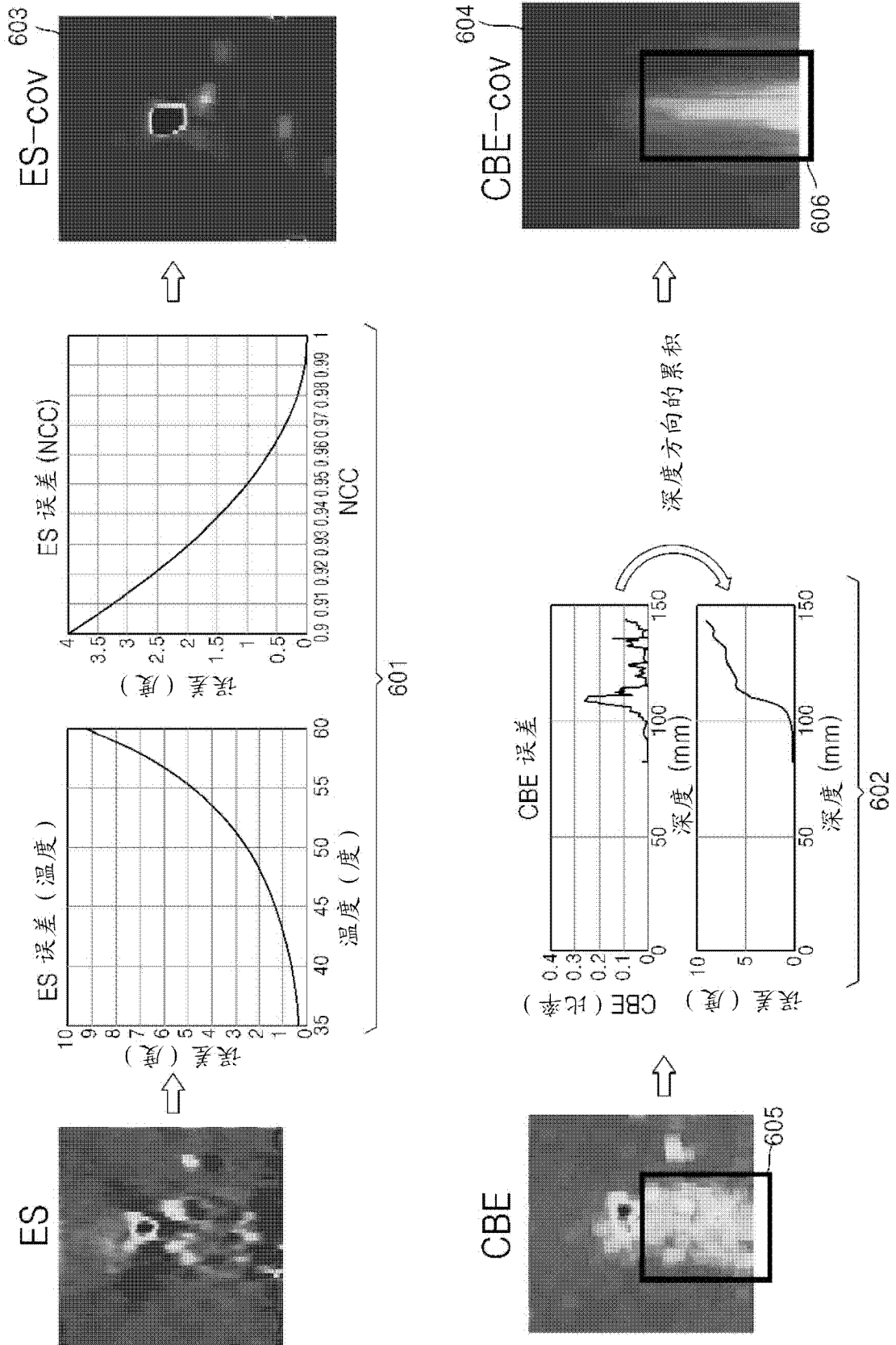


图 6

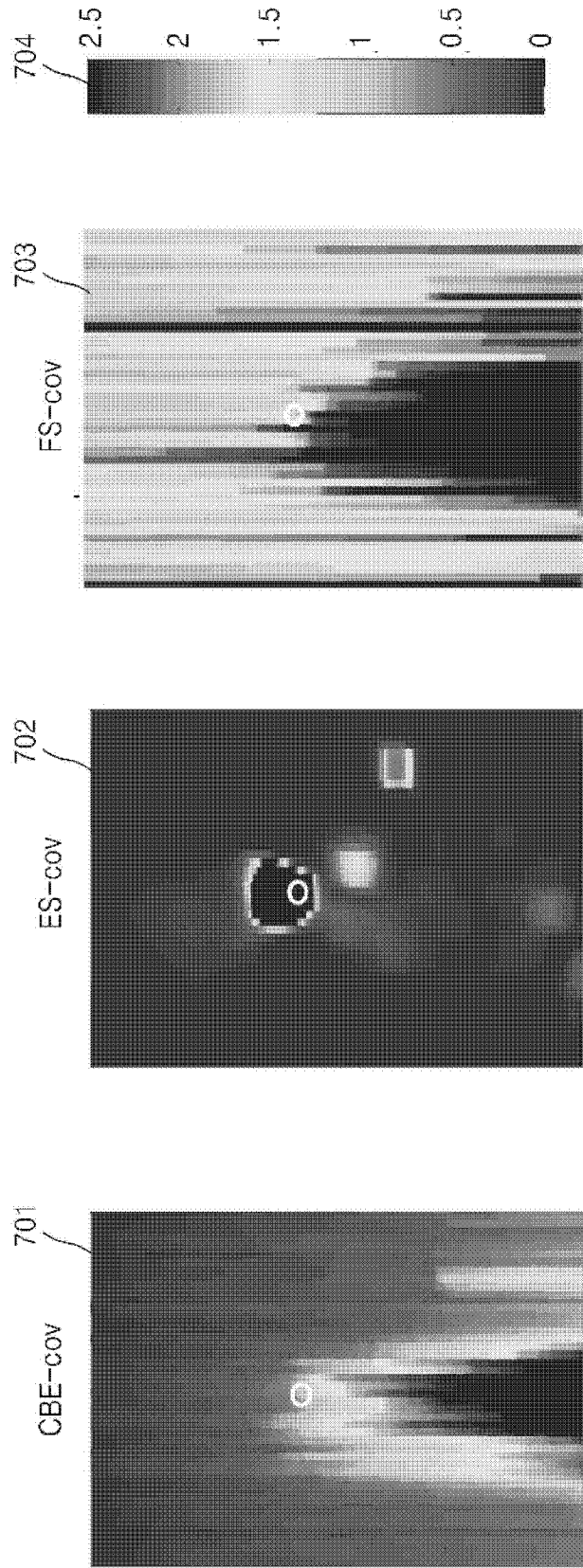


图 7

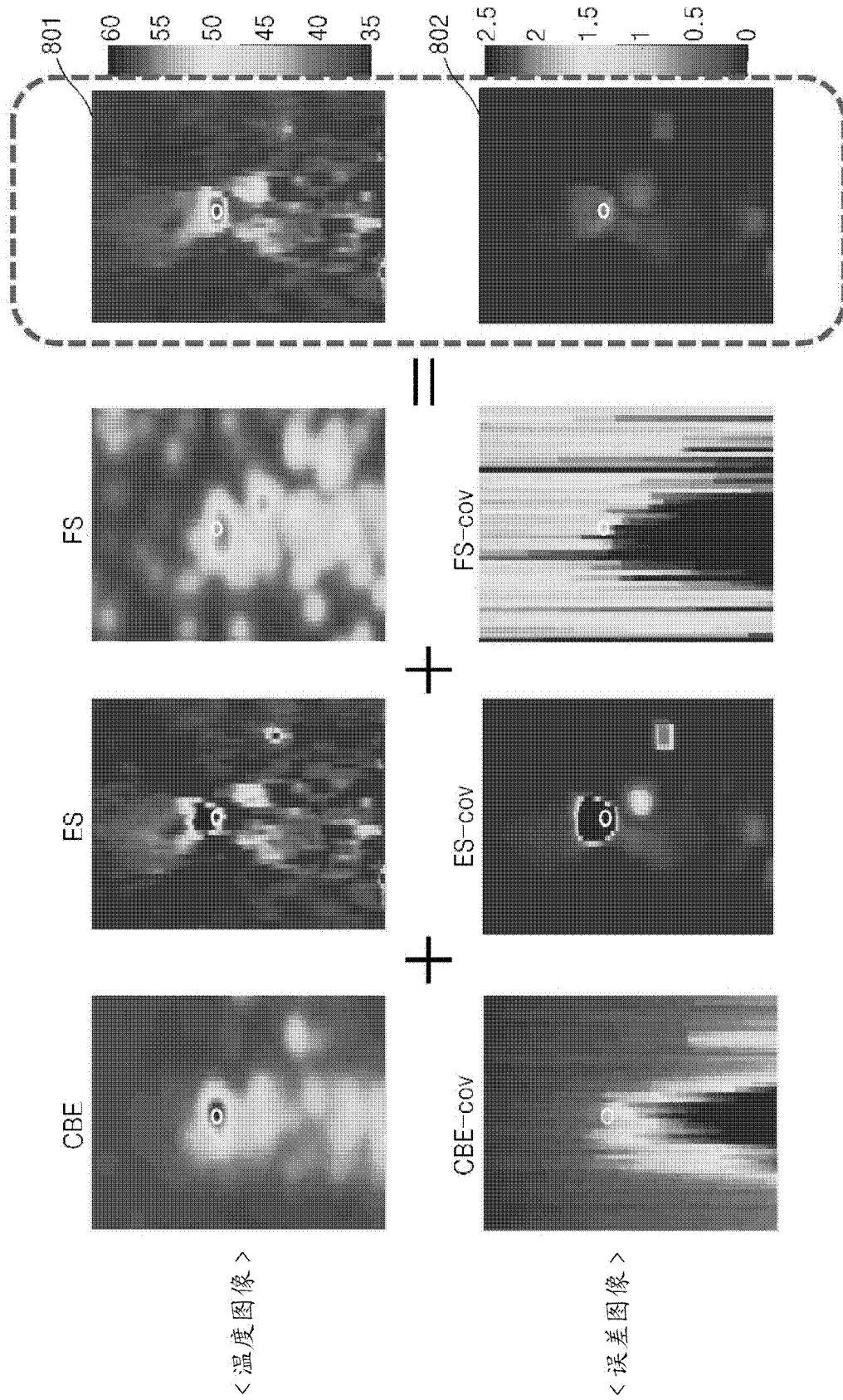


图 8

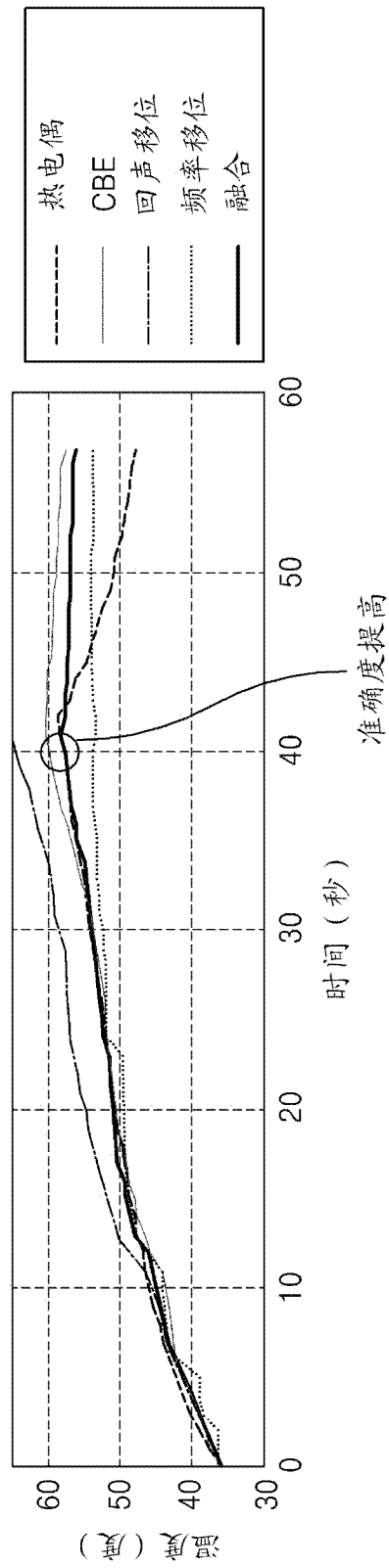


图 9

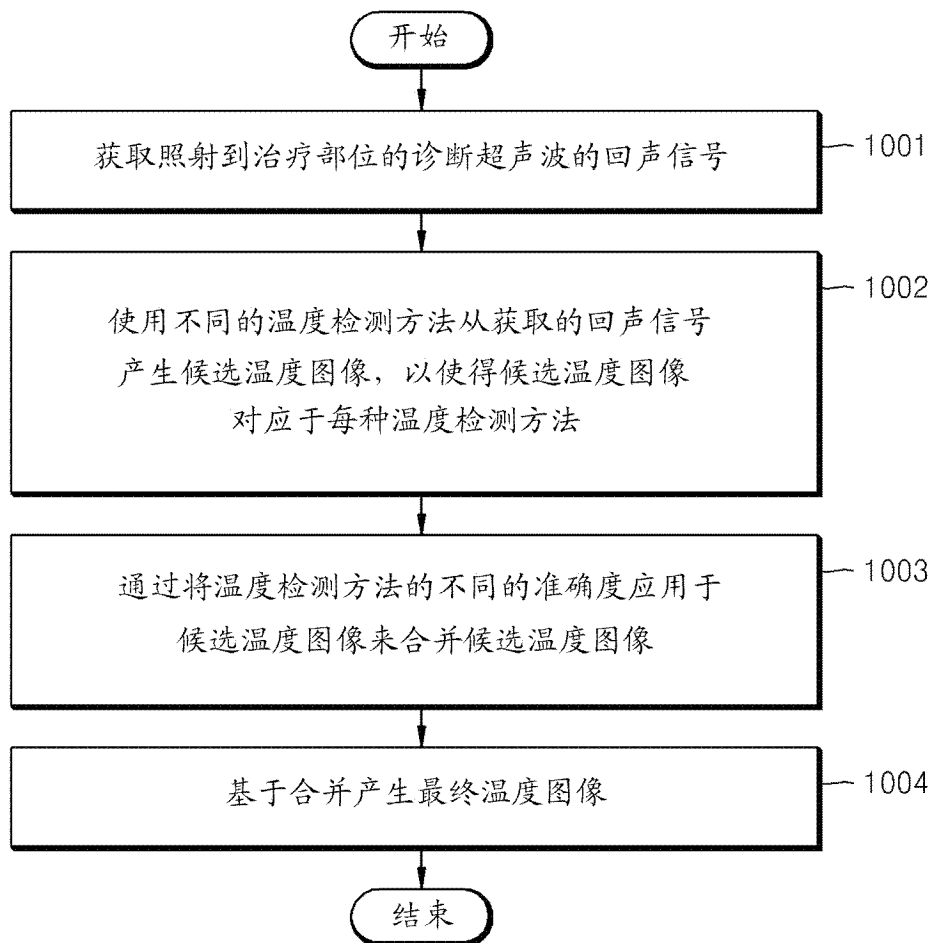


图 10

专利名称(译)	超声波监视治疗部位温度的方法和设备及治疗 and 诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102949208A</a>	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	CN201210114212.3	申请日	2012-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	赵俊基 崔基浣 孔栋建		
发明人	赵俊基 崔基浣 孔栋建		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61B2019/5276 A61B8/5246 G01K11/24 G01K11/22 A61B2018/00791 A61B5/01 A61B8/5223 A61B2090/378		
优先权	1020110083051 2011-08-19 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

根据一种使用超声波监视温度的方法和设备，获取照射到治疗部位的诊断超声波的回声信号，从回声信号产生候选温度图像，并且合并产生的候选温度图像，结果产生最终温度图像。

