



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102949212 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 06

(21) 申请号 201210289175. X

(22) 申请日 2012. 08. 14

(30) 优先权数据

10-2011-0082426 2011. 08. 18 KR

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72) 发明人 崔基浣 孔栋建 徐宗范

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

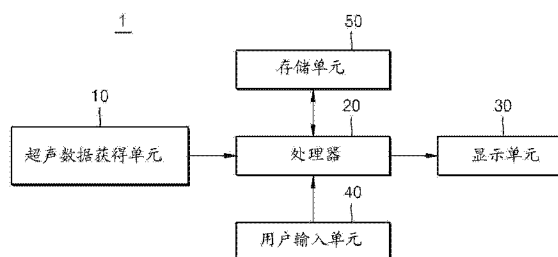
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

(54) 发明名称

产生超声影像的方法和使用该方法的超声系统

(57) 摘要

一种产生超声影像和方法和使用该方法的系统,该方法包括:获得照射在器官上的超声的回声信号;计算回声信号相对于参考回声信号的改变量;通过使用根据温度变化而改变的器官的衰减系数的改变量从回声信号的改变量确定器官的温度;以及产生包括关于温度的信息的超声影像。



1. 一种产生超声影像的方法,包括:
获得来自照射在器官上的超声信号的回声信号;
计算回声信号相对于参考回声信号的改变量;
使用根据温度变化而改变的器官的衰减系数的改变量,从回声信号的改变量确定器官的预定区域的温度;以及
产生包括关于确定的温度的信息的超声影像。
2. 如权利要求1所述的方法,其中参考回声信号是当器官处于参考温度时来自照射在器官上的超声信号的回声信号。
3. 如权利要求1所述的方法,其中从之前的回声信号的改变量确定器官的衰减系数的改变量,之前的回声信号的改变量是向器官照射超声的超声探测器中器官的该预定区域之前的区域的回声信号的改变量。
4. 如权利要求3所述的方法,其中器官的衰减系数的改变量与相对于之前的回声信号的改变量的标准偏差成比例。
5. 如权利要求4所述的方法,其中相对于器官的衰减系数的改变量与之前的回声信号的改变量之间的标准偏差的比例程度取决于器官的类型。
6. 如权利要求1所述的方法,其中确定器官的温度的步骤包括:
根据器官的衰减系数的改变量和回声信号的改变量计算器官的背向散射系数的改变量;以及
使用背向散射系数,确定器官的温度。
7. 如权利要求1所述的方法,其中通过从温度数据库读取被映射到器官的背向散射系数的改变量的器官的温度来确定器官的温度,其中在温度数据库中器官的背向散射系数的改变量与器官的温度相互映射。
8. 如权利要求1所述的方法,其中回声信号是其中超声被器官背向散射并且由向器官照射超声的超声探测器接收的信号。
9. 如权利要求1所述的方法,其中器官的衰减系数的改变量取决于器官的类型。
10. 如权利要求1所述的方法,其中超声影像包括与器官的温度对应的亮度。
11. 如权利要求1所述的方法,进一步包括:
向器官照射超声信号;以及
从器官接收回声信号。
12. 一种非暂时性计算机可读记录介质,其上记录有用于执行如权利要求1所述的方法的程序。
13. 一种超声系统,包括:
超声数据获得单元,用于向器官照射超声和接收来自器官的预定区域回声信号;以及
处理器,用于计算回声信号相对于参考回声信号的改变量,并且使用根据温度变化而改变的器官的衰减系数的改变量,从回声信号的改变量确定器官的预定区域的温度。
14. 如权利要求13所述的超声系统,其中参考回声信号是当器官处于参考温度时照射在器官上的超声的回声信号。
15. 如权利要求13所述的超声系统,其中从之前的回声信号的改变量确定器官的衰减

系数的改变量,之前的回声信号的改变量是向器官照射超声的超声探测器中器官的该预定区域之前的区域的回声信号的改变量。

16. 如权利要求 15 所述的超声系统,其中器官的衰减系数的改变量与相对于之前的回声信号的改变量的标准偏差成比例。

17. 如权利要求 16 所述的超声系统,其中相对于器官的衰减系数的改变量与之前的回声信号的改变量之间的标准偏差的比例程度取决于器官的类型。

18. 如权利要求 13 所述的超声系统,其中处理器根据器官的衰减系数的改变量和回声信号的改变量计算器官的背向散射系数的改变量,并且从背向散射系数确定器官的温度。

19. 如权利要求 13 所述的超声系统,其中超声的回声信号是被器官背向散射并且由向器官照射超声的超声探测器接收的信号。

20. 如权利要求 13 所述的超声系统,进一步包括显示单元,用于显示包括关于器官的温度的信息的超声影像。

21. 如权利要求 13 所述的超声系统,进一步包括存储单元,用于根据超声探测器与处于参考温度的器官之间的距离存储包括参考回声信号的强度的参考回声信号数据库。

产生超声影像的方法和使用该方法的超声系统

技术领域

[0001] 本公开涉及产生超声影像的方法和使用所述方法的超声系统。

背景技术

[0002] 随着医疗科学的发展,相对于诸如剖腹手术、微创手术的创伤手术还开发出肿瘤的局部区域治疗。此外,随着无创伤手术技术的进展,已经出现了伽玛刀、射波刀(cyber knife)、高强度聚焦超声波(HIFU)刀等。特别地,HIFU刀对人体无害并且已被广泛地使用作为环保的治疗。

[0003] 在使用HIFU刀的HIFU治疗中,向肿瘤部位照射HIFU辐射以便导致病灶毁坏或肿瘤组织的坏死,从而消除肿瘤。

[0004] 已经研究监视是否由于超声引发肿瘤坏死的方法。当由于超声治疗引发肿瘤坏死时,具有肿瘤的器官的温度通常上升。于是,超声系统可以确定是否由于具有肿瘤的器官的温度变化引发肿瘤坏死。然而,当超声在具有肿瘤的器官的温度发生变化的区域中前进时,具有肿瘤的器官的背向散射系数和衰减系数根据具有肿瘤的器官的温度而改变。因此,在超声影像中可能出现错误影像,其在比具有肿瘤的器官的温度发生改变的区域更深的区域中即便没有实际的温度变化也示出温度变化。

发明内容

[0005] 提供产生包括用于确定肿瘤坏死的温度信息的超声影像的方法和使用所述方法的超声系统。

[0006] 还提供其上记录有用于执行所述方法的程序的计算机可读记录介质。

[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,一种产生超声影像的方法包括:获得照射在器官上的超声的回声信号;计算回声信号相对于参考回声信号的改变量;通过使用根据温度变化而改变的器官的衰减系数的改变量从回声信号的改变量确定器官的温度;以及产生包括关于温度的信息的超声影像。

[0009] 参考回声信号可以是当器官处于参考温度时照射在器官上的超声的回声信号。

[0010] 可以从之前的回声信号的改变量确定器官的衰减系数的改变量,之前的回声信号的改变量是向器官照射超声的超声探测器中器官的点之前的点的回声信号的改变量。

[0011] 器官的衰减系数的改变量可以与相对于之前的回声信号的改变量的标准偏差成比例。

[0012] 器官的衰减系数的改变量与相对于之前的回声信号的改变量的标准偏差之间的比例程度可以取决于器官的类型。

[0013] 确定器官的温度的步骤可以包括:根据器官的衰减系数的改变量和回声信号的改变量计算器官的背向散射系数的改变量;以及从背向散射系数确定器官的温度。

[0014] 通过从温度数据库读取被映射到器官的背向散射系数的改变量的器官的温度来确定器官的温度,其中在温度数据库中器官的背向散射系数的改变量与器官的温度相互映射。

[0015] 超声的回声信号可以是其中超声被器官背向散射并且由向器官照射超声的超声探测器接收的信号。

[0016] 器官的衰减系数的改变量可以取决于器官的类型。

[0017] 超声影像可以包括与器官的温度对应的亮度。

[0018] 该方法可以进一步包括:向器官照射超声;以及从器官接收回声信号。

[0019] 根据本发明的另一方面,一种超声系统包括:超声数据获得单元,用于向器官照射超声和从器官接收超声的回声信号;以及处理器,用于计算回声信号相对于参考回声信号的改变量,并且通过使用根据温度变化而改变的器官的衰减系数的改变量从回声信号的改变量确定器官的温度。

[0020] 参考回声信号可以是当器官处于参考温度时照射在器官上的超声的回声信号。

[0021] 可以从之前的回声信号的改变量确定器官的衰减系数的改变量,之前的回声信号的改变量是向器官照射超声的超声探测器中器官的点之前的点的回声信号的改变量。

[0022] 器官的衰减系数的改变量可以与相对于之前的回声信号的改变量的标准偏差成比例。

[0023] 器官的衰减系数的改变量与相对于之前的回声信号的改变量的标准偏差之间的比例程度可以取决于器官的类型。

[0024] 处理器可以根据器官的衰减系数的改变量和回声信号的改变量计算器官的背向散射系数的改变量,并且可以从背向散射系数确定器官的温度。

[0025] 超声的回声信号可以是被器官背向散射并且由向器官照射超声的超声探测器接收的信号。

[0026] 超声系统可以进一步包括显示单元,用于显示包括关于器官的温度的信息的超声影像。

[0027] 超声影像可以包括与器官的温度对应的亮度。

附图说明

[0028] 通过结合附图的以下实施例的描述,这些和/或其它方面将变得明了和更容易理解,其中:

[0029] 图1是根据本发明的实施例的超声系统的结构的框图;

[0030] 图2是图1所示的超声系统的超声数据获得单元的框图;

[0031] 图3是图1所示的超声系统的处理器的结构的框图;

[0032] 图4是说明根据本发明的实施例的从回声信号的改变量确定器官的温度的操作的流程图;以及

[0033] 图5(a)和5(b)分别是根据现有技术产生的包括温度信息的超声影像和根据本发明的实施例产生的包括温度信息的超声影像。

具体实施方式

[0034] 现在将详细介绍在附图中示出其示例的实施例,其中相同引用数字始终表示相同元件。为此,本实施例可以具有不同的形式并且不应当被解读为限于这里阐述的描述。因此,下面通过参考附图描述各实施例仅仅用于解释本说明书的各方面。

[0035] 图 1 是根据本发明的实施例的超声系统 1 的框图,图 2 是图 1 所示的超声系统 1 的超声数据获得单元 10 的框图,图 3 是图 1 所示的超声系统 1 的处理器 20 的框图。超声系统 1 被用于向患者体内出现的肿瘤照射超声,产生具有肿瘤的器官的超声影像用于诊断目的,并且确定治疗是否已经成功。如图 1 所示,超声系统 1 包括超声数据获得单元 10、处理器 20、和显示单元 30。超声系统 1 可以进一步包括用户输入单元 40 和存储单元 50。

[0036] 超声数据获得单元 10 通过向器官发送超声信号和从器官接收反射的超声信号(即,回声信号)而获得超声数据。根据本发明,超声数据获得单元 10 可以获得回声信号的强度。

[0037] 参照图 2,超声数据获得单元 10 包括传输信号形成单元 110、包括多个换能器元件(未显示)的超声探测器 120、波束形成器 130、以及超声数据形成单元 140。

[0038] 传输信号形成单元 110 考虑多个换能器元件(未显示)的位置和聚焦点而形成传输信号。在当前实施例中,超声影像包括 B 模式(亮度模式)影像、D 模式(多普勒模式)影像、C 模式(彩色多普勒模式)影像、弹性影像、三维(3D)超声影像等。随着传输信号形成单元 110 顺序地且重复地形成传输信号,形成多个传输信号。

[0039] 当通过传输信号形成单元 110 将传输信号提供给超声探测器 120 时,超声探测器 120 将传输信号转换为超声信号,向器官发送超声信号,并从器官接收反射的超声回声信号,从而形成接收信号。接收信号是模拟信号。超声探测器 120 根据由传输信号形成单元 110 顺序地提供的传输信号而顺序地且重复地发送和接收超声信号,从而形成多个接收信号。超声探测器 120 可以包括 3D 机械探测器、二维(2D)阵列探测器等。

[0040] 波束形成器 130 模数转换由超声探测器 120 提供的接收信号。此外,波束形成器 130 接收并且考虑超声探测器 120 的换能器元件的位置和聚焦点而聚焦经数字转换的接收信号以便形成聚焦信号。

[0041] 超声数据形成单元 140 通过使用由波束形成器 130 提供的聚焦信号而形成超声数据。超声数据形成单元 140 可以对聚焦信号执行用于形成超声数据的各种信号处理,例如,增益控制、滤波等。

[0042] 处理器 20 根据发送超声信号的时间与接收超声回声信号的时间之间的时间差获得关于超声探测器 120 与产生回声信号的器官之间的距离的信息。此外,处理器通过根据回声信号相对于参考回声信号的改变量确定产生超声回声信号的器官的温度而产生包括温度信息的超声影像。处理器 20 可以包括多个逻辑门的阵列或通用微处理器和其中存储可以由微处理器执行的程序的存储器的组合。然而,本发明不限于此,并且可以使用不同的硬件实现处理器 20。

[0043] 为了产生包括温度信息的超声影像,处理器 20 可以包括:信号改变量计算单元 210,其计算回声信号相对于参考回声信号的改变量;系数改变量计算单元 220,其根据回声信号的改变量计算器官的背向散射系数的改变量和器官的衰减系数的改变量;温度确定单元 230,其根据器官的背向散射系数的改变量确定产生回声信号的地方的温度;以及影像产生单元 240,其产生包括温度信息的超声影像。

[0044] 用户输入单元 40 接收用户的输入信息。用户输入单元 40 可以包括控制面板、键盘、鼠标等。显示单元 30 显示由处理器 20 产生的包括温度信息的超声影像。可以将温度信息显示为亮度。

[0045] 为了解释方便,现在将在下面描述使用处理器 20 利用信号强度确定器官的温度的操作。

[0046] 首先,传输信号形成单元 110 可以产生具有强度 I_0 的超声信号,而超声探测器 120 可以向器官发送超声信号。

[0047] 接着,超声信号朝处于离超声探测器 120 距离 z 的器官移动,然后被散射回来。可以由公式 1 表示被背向散射并且由超声探测器 120 接收的超声回声信号的强度 $I_s(z, T)$:

[0048] 【公式 1】

$$[0049] \quad I_s(z, T) = \eta(z, T) I_0 \exp\left(-\int_0^{z-\Delta z} \alpha(z, T) dz\right)$$

[0050] 其中, $\eta(z, T)$ 是点 z 处的器官的背向散射系数, $\alpha(z, T)$ 是点 z 处的器官的衰减系数, Δz 是定义点 z 所在的窗口区域的大小, T 是超声信号在发送之后被接收的时间。

[0051] 器官的背向散射系数 $\eta(z, T)$ 和器官的衰减系数 $\alpha(z, T)$ 根据超声探测器 120 与器官之间的距离而改变。

[0052] 存储单元 50 可以包括参考回声信号数据库,其中存储根据超声探测器 120 与处于参考温度 T_R 的器官之间的距离的参考回声信号的强度。可以根据器官在参考回声信号数据库中存储参考回声信号。

[0053] 下面的公式 2 表示超声信号前进到处于参考温度 T_R 的点 z 之后被背向散射的参考回声信号的强度 $I_s(z, T_R)$, 点 z 是其中超声信号离超声探测器 120 的距离为 z 的区域。这里,参考温度 T_R 可以是用于治疗的超声照射在器官上之前器官的温度。即,参考回声信号的强度可以对应于用于治疗的超声照射在器官上之前通过用于诊断目的超声测量的回声信号。

[0054] 【公式 2】

$$[0055] \quad I_s(z, T_R) = \eta(z, T_R) I_0 \exp\left(-\int_0^{z-\Delta z} \alpha(z, T_R) dz\right)$$

[0056] 信号改变量计算单元 210 计算点 z 处接收的回声信号相对于参考回声信号的改变量。接收的回声信号的改变量 $CBE(z, T)$ 可以由公式 3 表示 :

[0057] 【公式 3】

$$[0058] \quad CBE(z, T) = \frac{I_s(z, T)}{I_s(z, T_R)}$$

$$[0059] \quad = \frac{\eta(z, T)}{\eta(z, T_R)} \exp\left(-\int_0^{z-\Delta z} (\alpha(z, T) - \alpha(z, T_R)) dz\right)$$

$$[0060] \quad = \frac{\eta(z, T)}{\eta(z, T_R)} \exp\left(\int_0^{z-\Delta z} \Delta\alpha(\zeta, T) d\zeta\right)$$

[0061] 如公式 3 中定义的,回声信号的改变量可以是器官的背向散射系数的改变量和器官的衰减系数的改变量的两倍。此外,器官的背向散射系数和衰减系数可以相互独立。

[0062] 当假定无论温度如何变化器官的衰减系数都恒定时,点 z 处的回声信号的改变量与器官的背向散射系数的改变量相同,如下面的公式 4 定义:

[0063] 【公式 4】

$$[0064] \quad CBE'(z, T) = \frac{I_s(z, T)}{I_s(z, T_R)} = \frac{\eta(z, T)}{\eta(z, T_R)}$$

[0065] 根据当假定无论温度如何变化器官的衰减系数都恒定时的经验结果,器官的背向散射系数的改变量可以如下面的公式 5 定义:

[0066] 【公式 5】

$$[0067] \quad \frac{\eta(T)}{\eta(T_R)} = \frac{\left(\frac{\rho_m c(T)_m^2 - \rho_s c(T)_s^2}{\rho_s c(T)_s^2} \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{3\rho_s - 3\rho_m}{2\rho_s + \rho_m} \right)^2}{\left(\frac{\rho_m c(T_R)_m^2 - \rho_s c(T_R)_s^2}{\rho_s c(T_R)_s^2} \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{3\rho_s - 3\rho_m}{2\rho_s + \rho_m} \right)^2}$$

[0068] 其中, ρ 是密度, $c(T)$ 是超声的速度,下标 m 和 s 分别表示器官和器官中的散射体。超声的速度 $c(T)$ 可以由温度函数指示。于是,器官的温度可以通过器官的背向散射系数的改变量确定。公式 5 在理论上表示器官的背向散射系数的改变量与器官的温度之间的关系,因而可以通过实验更精确地获得,并且可以存储与通过实验获得的器官的背向散射系数的改变量匹配的温度并且在以后使用。

[0069] 器官的衰减系数根据温度变化而改变,如公式 3 定义。根据经验结果,点 ζ (其中 $0 < \zeta < z$) 处的器官的衰减系数的改变量 $\Delta \alpha(\zeta, T)$ 可以如下面公式 6 定义:

[0070] 【公式 6】

$$[0071] \quad \Delta \alpha(\zeta, T) = -k \text{std}(\log(CBE(\zeta, T)))$$

[0072] 其中, $\text{std}(\log(CBE(\zeta, T)))$ 是相对于点 ζ 处回声信号的改变量的标准偏差,而 k 是比例常数。 k 值可以通过实验确定并且取决于器官的类型。

[0073] 如公式 6 定义的,器官的衰减系数 $\Delta \alpha(\zeta, T)$ 的改变量可以与相对于点 ζ 处回声信号的改变量的标准偏差成比例。即,当器官中没有温度改变时,相对于回声信号的改变量的标准偏差是 0。于是,根据温度改变的器官的衰减系数的改变量是 0。然而,随着器官的温度改变增加,相对于回声信号的改变量的标准偏差增加。于是,器官的衰减系数的改变量根据标准偏差增加。

[0074] 因此,系数改变量计算单元 220 根据相对于回声信号的改变量的标准偏差来计算器官的衰减系数的改变量。

[0075] 如上所述,由于基于相对于回声信号的改变量的标准偏差而确定器官的衰减系数的改变量,所以在点 z 处背向散射的回声信号的改变量可以由公式 7 表示:

[0076] 【公式 7】

$$[0077] \quad CBE(z, T)$$

$$[0078] \quad = \frac{\eta(z, T)}{\eta(z, T_R)} \exp\left(\int_0^{z-\Delta z} \Delta \alpha(\zeta, T) d\zeta\right)$$

$$[0079] \quad = \frac{\eta(z, T)}{\eta(z, T_R)} \exp\left(-k \int_0^{z-\Delta z} \text{std}(\log(CBE(\zeta, T))) d\zeta\right)$$

[0080] 因此,系数改变量计算单元 220 可以根据在点 z 处背向散射的回声信号的改变量与在点 z 之前的点处回声信号的改变量之间的标准偏差来计算在点 z 处的器官的背向散射系数的改变量。器官的背向散射系数的改变量可以由公式 8 表示:

[0081] 【公式 8】

$$[0082] \quad \frac{\eta(z, T)}{\eta(z, T_R)}$$

$$[0083] \quad = CBE(z, T) \exp\left(\int_0^{z-\Delta z} \Delta\alpha(\zeta, T) d\zeta\right)$$

$$[0084] \quad = CBE(z, T) \exp\left(k \int_0^{z-\Delta z} std(\log(CBE(\zeta, T))) d\zeta\right)$$

[0085] 温度确定单元 230 可以根据通过将公式 5 应用于使用公式 8 计算的器官的背向散射系数的改变量而获得的点 z 处的器官的背向散射系数的改变量来确定点 z 处的器官的温度。

[0086] 一旦通过使用公式(5)从器官的背向散射系数的改变量确定器官的温度,就可以产生负荷(load)。于是,可以在存储单元 50 中存储温度数据库,其中器官的背向散射系数的改变量与器官的温度相互映射。因此,系数改变量计算单元 220 根据回声信号的改变量计算器官的背向散射系数的改变量,并且温度确定单元 230 可以通过从温度数据库读取被映射到器官的背向散射系数的改变量的器官的温度来确定器官的温度。

[0087] 影像产生单元 240 产生包括关于器官的每个点的温度的信息的超声影像。通过使用超声信号产生超声影像的方法对本领域普通技术人员是显而易见的,因此这里将不提供其详细说明。影像产生单元 240 可以通过将关于器官的每个点的温度的信息添加到前述的超声影像来产生包括温度信息的超声影像。可以将温度信息表示为亮度等。

[0088] 图 4 是说明根据本发明的实施例的从回声信号的改变量确定器官的温度的操作的流程图。

[0089] 首先,超声数据获得单元 10 向器官照射超声信号。超声数据获得单元 10 在操作 S410 从器官接收回声信号。回声信号被器官中的散射体背向散射并且由超声探测器 120 接收。

[0090] 处理器 20 的信号改变量计算单元 210 在操作 S420 计算回声信号相对于参考回声信号的改变量。参考回声信号可以是当器官处于参考温度时接收的回声信号。回声信号的改变量可以表示为回声信号的强度。处理器 20 的系数改变量计算单元 220 在操作 S430 根据在器官的该点之前的点的回声信号的改变量计算器官的衰减系数的改变量,并且在操作 S440 根据器官的衰减系数的改变量和器官的回声信号的改变量计算器官的背向散射系数的改变量。然后,温度确定单元 230 在操作 S450 根据器官的背向散射系数的改变量确定器官的温度。最后,影像产生单元 240 在操作 S460 产生包括关于器官的温度的信息的超声影像。

[0091] 图 5(a) 和 5(b) 分别是根据现有技术产生的包括温度信息的超声影像和根据本发明的实施例产生的包括温度信息的超声影像。在区域 510 中发生温度改变。然而,如图 5(a) 所示,由于根据现有技术没有根据温度改变的用于器官的系数的补偿,在超声影像中

会出现错误影像,其中在比具有肿瘤的器官的温度改变发生的区域 510 更深的区域 520 中即便没有实际的温度改变也出现温度改变。

[0092] 然而,当根据温度改变补偿器官的系数时,如图 5(b) 所示,可以消除在比发生温度改变的区域 510 更深的区域 520 中出现的错误影像。于是,可以从包括温度信息的超声影像确定是否发生肿瘤坏死以及组织是否正常。

[0093] 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。此外,在本发明的实施例中使用的数据的结构可以通过使用几个单元而记录在计算机可读记录介质上。计算机可读记录介质的示例包括磁存储介质(例如,ROM、软盘、硬盘等)、光记录媒体(例如,CD-ROM、或 DVD)、存储介质等。

[0094] 如上所述,根据本发明的实施例的一个或多个以上实施例,通过使用根据温度变化而改变的器官的衰减系数的改变量确定器官的温度以使得可以清楚地检查肿瘤坏死以及正常组织的安全。

[0095] 虽然已经参考其优选实施例具体示出和描述本发明,但是本领域技术人员不难理解,这里可以在形式和细节上进行各种改变而不背离由所附权利要求限定的本发明的精神和范围。优选实施例应仅考虑为描述的意义而非用于限制的目的。因此,本发明的范围不是由本发明的具体描述限定而是由所附权利要求限定,并且在该范围内的全部变化将被解读为包括在本发明中。

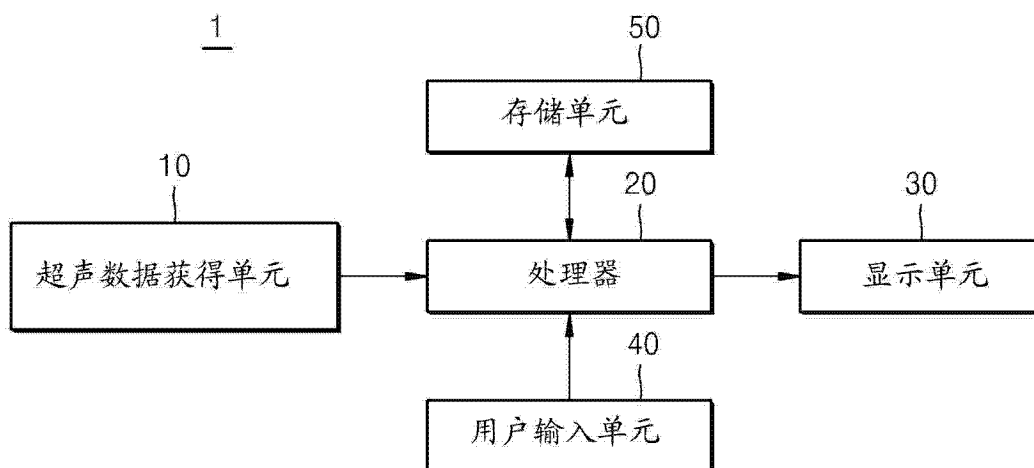


图 1

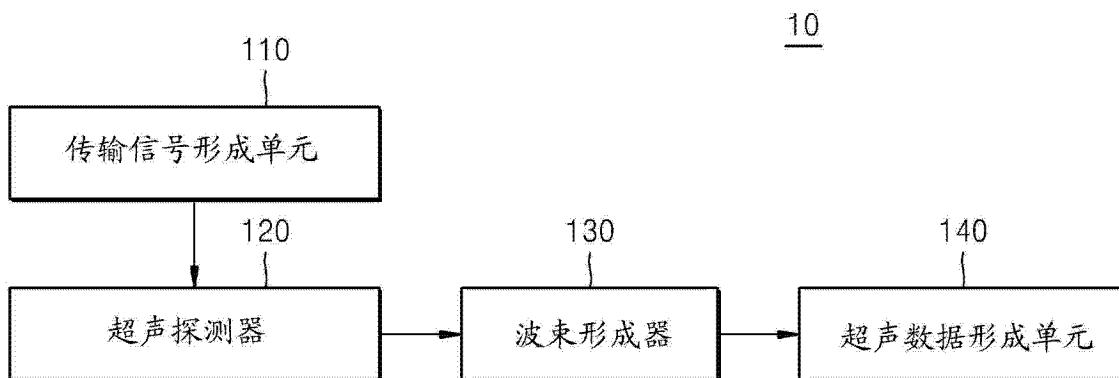


图 2

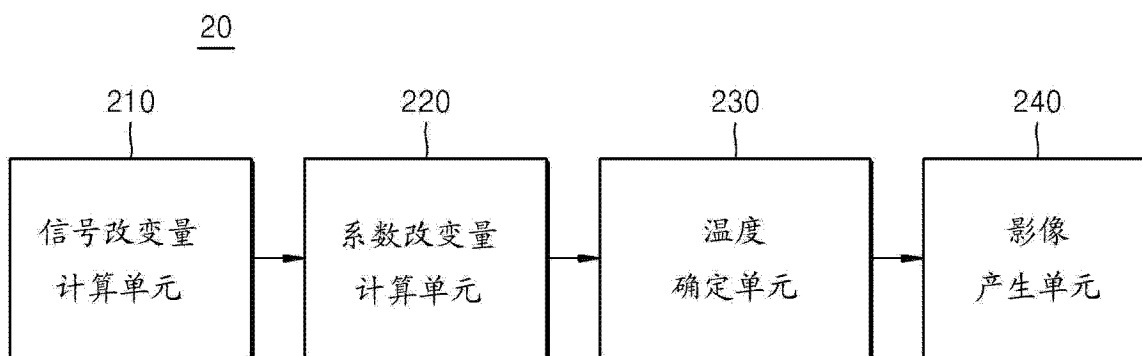


图 3

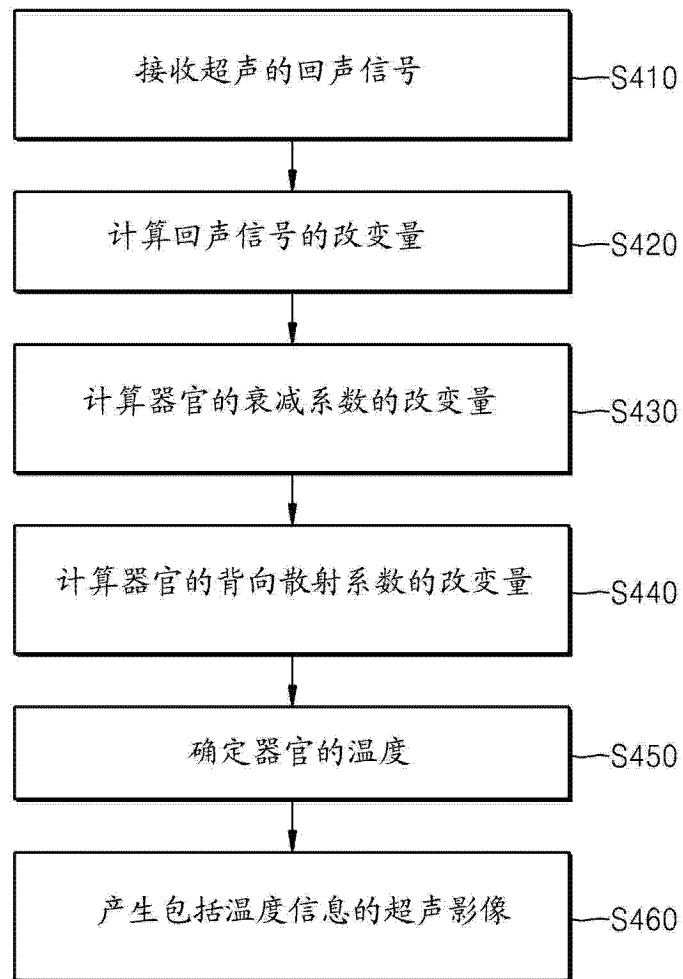


图 4

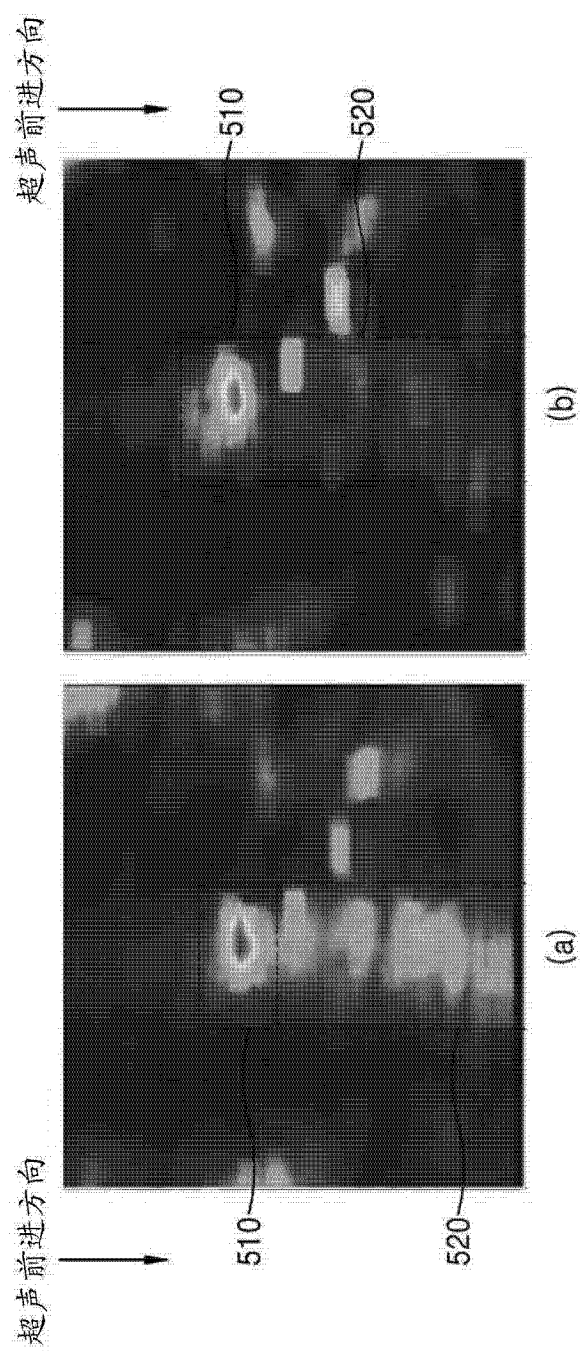


图 5

专利名称(译)	产生超声影像的方法和使用该方法的超声系统		
公开(公告)号	CN102949212A	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	CN201210289175.X	申请日	2012-08-14
[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	崔基浣 孔栋建 徐宗范		
发明人	崔基浣 孔栋建 徐宗范		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01K11/02 A61N7/02 G01K11/22 A61B5/01 A61B8/5223 G16H50/30		
代理人(译)	邵亚丽		
优先权	1020110082426 2011-08-18 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种产生超声影像和方法和使用该方法的系统，该方法包括：获得照射在器官上的超声的回声信号；计算回声信号相对于参考回声信号的改变量；通过使用根据温度变化而改变的器官的衰减系数的改变量从回声信号的改变量确定器官的温度；以及产生包括关于温度的信息的超声影像。

