



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102920476 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201110230097. 1

US 6126599 A, 2000. 10. 03, 全文.

(22) 申请日 2011. 08. 11

US 6733458 B1, 2004. 05. 11, 摘要, 权利要求 17, 说明书第 5 栏第 25 行 -17 栏第 16 行, 附图 1, 3, 12-15C.

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

审查员 齐蓓蓓

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 徐燕 姚斌 邹耀贤 侯龙龙

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101617946 A, 2010. 01. 06, 全文.

CN 101843502 A, 2010. 09. 29, 全文.

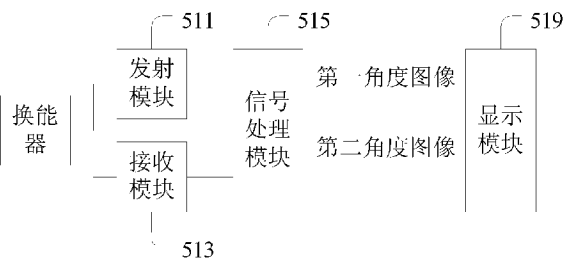
权利要求书4页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

一种超声成像方法及装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声成像方法及装置, 方法包括: 从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束, 第一角度为有利于接收介入性物体的超声回波的角度, 第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度; 接收从至少一个第一角度和至少一个第二角度反馈的回波信号, 包括至少一个第一角度回波信号和至少一个第二角度回波信号; 对接收到的回波信号进行信号处理后输出图像, 包括至少一个第一角度图像和至少一个第二角度图像; 对输出的图像进行显示。通过将第一角度向介入性物体的发射和从第二角度向待检测对象的发射交替进行, 既保证显示出介入性物体形成的图像, 又保证待检测对象形成的图像的质量不变差。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

发射步骤,从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,所述第一角度为有利于接收倾斜插入待检测对象的介入性物体的超声回波的角度,所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度;

接收步骤,接收从所述至少一个第一角度和所述至少一个第二角度反馈的回波信号,包括至少一个第一角度回波信号和至少一个第二角度回波信号;

信号处理步骤,对接收到的回波信号进行信号处理后输出图像,包括至少一个第一角度图像和至少一个第二角度图像;

显示步骤,对输出的图像进行显示;

在所述显示步骤之前还包括:合成处理步骤,用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出。

2. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

发射步骤,从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,所述第一角度用于对插入待检测对象中的介入性物体进行成像,所述第二角度用于对待检测对象进行成像;

接收步骤,接收从所述至少一个第一角度反馈的第一角度回波信号和从所述至少一个第二角度反馈的第二角度回波信号;

信号处理步骤,对接收到的第一角度回波信号和第二角度回波信号进行信号处理后输出第一角度图像和第二角度图像;

显示步骤,对输出的图像进行显示;

在所述显示步骤之前还包括:合成处理步骤,用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出。

3. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

第一角度成像步骤,以第一角度对待检测对象发射超声波束,接收待检测对象反馈的回波信号,并进行信号处理获得第一角度图像并输出,其中,该第一角度根据插入待检测对象中的介入性物体的倾斜角度获得;

第二角度成像步骤,以第二角度对待检测对象发射超声波束,接收待检测对象反馈的回波信号,并进行信号处理获得第二角度图像并输出;

显示步骤,对输出的图像进行显示;

在所述显示步骤之前还包括:合成处理步骤,用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出。

4. 如权利要求 1-3 任一项所述的方法,其特征在于,所述第一角度为使发射的超声波束垂直于或基本垂直于所述介入性物体的角度。

5. 如权利要求 1-3 任一项所述的方法,其特征在于,所述第一角度的角度值的获取方法包括:

读取用户在用户界面上选择的角度值;

或者,通过所述介入性物体所在的支撑架上的传感器来获取角度值;

或者,从多个角度进行发射,根据图像的特征选取从该多个角度中选择出最合适的那个角度的角度值。

6. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

第一角度图像获取步骤,从多个角度向插入介入性物体的待检测对象发射超声波束,接收从多个角度返回的回波信号,对回波信号进行处理后得到多个角度的图像,根据图像的特征,从该多个图像中选择出有利于显示倾斜插入待检测对象的介入性物体的至少一个图像,将选择出的图像作为第一角度图像输出;

第二角度图像获取步骤,从至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度,接收从所述至少一个第二角度反馈的至少一个第二角度回波信号,对接收到的至少一个第二角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第二角度图像;

显示步骤,对输出的图像进行显示;

在所述显示步骤之前还包括:合成处理步骤,用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出。

7. 如权利要求 1-3、6 任一项所述的方法,其特征在于,所述合成处理步骤包括:将所有所述至少一个第一角度图像进行复合以生成一帧复合后的第一角度图像,将所有所述至少一个第二角度图像进行复合以生成一帧复合后的第二角度图像,然后将复合后的第二角度图像与复合后的第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出。

8. 如权利要求 1-3、6 任一项所述的方法,其特征在于,所述将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像包括:

在所述第一角度图像上检测并分割出对应所述介入性物体的图像,其中,所述对应所述介入性物体的图像包括:所述介入性物体形成的介入图像或包含该介入图像的在预定范围内的图像;

将分割出的对应图像与所述第二角度图像进行叠加以得到新的合成图像。

9. 如权利要求 8 所述的方法,其特征在于,若所述介入性物体呈现为直线段或者是基本是直线段,检测出所述介入性物体包括:

对于所述第一角度图像中的每一个像素点,根据所述第一角度的角度值进行 Hough 变换得到 Hough 矩阵;

对于所述每一个像素点,根据权重映射函数对加权参考值进行映射,将所述加权参考值映射为预定范围之间的权重,将所述权重对所述 Hough 矩阵中对应于该像素点的位置进行加权计算;

找出加权后的 Hough 矩阵中的最大值,该值所对应的直线则为所述介入性物体所呈现出的直线段。

10. 如权利要求 9 所述的方法,其特征在于,

所述加权参考值为像素点的灰度值、梯度大小、梯度方向、偏转角度、进针位置中的任一种;

或者,所述加权参考值包括像素点的灰度值、梯度大小、梯度方向、所述第一角度的角度值,将所有加权参考值映射后得到的所有权重相乘得到一个总权重,该总权重即为所述权重。

11. 如权利要求 10 所述的方法,其特征在于,所述权重映射函数为:

$$y = y_{low} + \frac{y_{high} - y_{low}}{1 + e^{-4k(x-x_0)}} \text{ 或 } y = \begin{cases} x_0 \left(\frac{x}{x_0} \right)^k & x < x_0 \\ 1 - (1 - x_0) \left(\frac{1-x}{1-x_0} \right)^k & x \geq x_0 \end{cases}$$

式中, x 为加权参考值, $x \in [x_{min}, x_{max}]$, y_{high} 和 y_{low} 分别为预设定的映射值 y 的最大值和最小值; k 是阶数; $x_0 \in [0, 1]$ 。

12. 如权利要求 8 所述的方法, 其特征在于, 所述将分割出的对应图像与所述第二角度图像进行叠加以得到新的合成图像包括:

针对第二角度图像中的每一个像素点以及与该像素点一一对应的在分割出的对应图像中的每个像素点, 判断第二角度图像的像素点的像素值是否大于等于其在所述分割出的对应图像中的像素值, 如果是, 则将第二角度图像的像素点的像素值作为在新的合成图像中对应像素处的像素值, 如果不是, 则

利用所述权重映射函数对合成参考值进行计算以得到该合成参考值的合成权重;

根据所述合成权重对分割出的对应图像和所述第二角度图像进行加权, 公式为: $I(x, y) = I_{steer}(x, y) * weight(x, y) + I_{normal}(x, y) * (1 - weight(x, y))$, 式中, $I(x, y)$ 为新的合成图像在像素点 (x, y) 的像素值, $I_{steer}(x, y)$ 是所述分割出的对应图像在像素点 (x, y) 的像素值, $I_{normal}(x, y)$ 是所述第二角度图像在像素点 (x, y) 的像素值, $weight$ 是所述合成权重。

13. 如权利要求 12 所述的方法, 其特征在于, 所述合成参考值包括以下任一种: 像素点的灰度值、所述 Hough 矩阵中的值、所述分割出的对应图像中的像素点到所述介入图像的距离、所述分割出的对应图像投影后的灰度最大值;

或者, 所述合成参考值包括: 像素点的灰度值、所述 Hough 矩阵中的值、所述分割出的对应图像中的像素点到所述介入图像的距离、所述分割出的对应图像投影后的灰度最大值, 将所有合成参考值映射后得到的所有权重相乘得到一个总权重, 该总权重即为所述合成权重。

14. 一种超声成像装置, 其特征在于, 包括:

发射模块, 用于从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束, 所述第一角度为有利于接收倾斜插入待检测对象的介入性物体的超声回波的角度, 所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度;

接收模块, 用于接收从所述至少一个第一角度和所述至少一个第二角度反馈的回波信号, 包括至少一个第一角度回波信号和至少一个第二角度回波信号;

信号处理模块, 用于对接收到的回波信号进行信号处理后输出图像, 包括至少一个第一角度图像和至少一个第二角度图像;

显示模块, 用于对输出的图像进行显示;

所述装置还包括: 合成处理模块, 用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出到所述显示模块。

15. 一种超声成像装置, 其特征在于, 包括:

发射模块,用于从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,所述第一角度用于对插入待检测对象中的介入性物体进行成像,所述第二角度用于对待检测对象进行成像;

接收模块,用于接收从所述至少一个第一角度反馈的第一角度回波信号和从所述至少一个第二角度反馈的第二角度回波信号;

信号处理模块,用于对接收到的第一角度回波信号和第二角度回波信号进行信号处理后输出第一角度图像和第二角度图像;

所述装置还包括:合成处理模块,用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出到所述显示模块。

16. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

第一角度成像模块,用于以第一角度对待检测对象发射超声波束,接收待检测对象反馈的回波信号,并进行信号处理获得第一角度图像并输出,其中,该第一角度根据插入待检测对象中的介入性物体的倾斜角度获得;

第二角度成像模块,用于以第二角度对待检测对象发射超声波束,接收待检测对象反馈的回波信号,并进行信号处理获得第二角度图像并输出;

显示模块,对输出的图像进行显示;

所述装置还包括:合成处理模块,用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出到所述显示模块。

17. 如权利要求 14-16 任一项所述的装置,其特征在于,所述第一角度为使发射的超声波束垂直于或基本垂直于所述介入性物体的角度。

18. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

第一角度图像获取模块,用于从多个角度向插入介入性物体的待检测对象发射超声波束,接收从多个角度返回的回波信号,对回波信号进行处理后得到多个角度的图像,根据图像的特征,从该多个图像中选择出有利于显示倾斜插入待检测对象的介入性物体的至少一个图像,将选择出的图像作为第一角度图像输出;

第二角度图像获取模块,用于从至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度,接收从所述至少一个第二角度反馈的至少一个第二角度回波信号,对接收到的至少一个第二角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第二角度图像;

显示模块,用于对输出的图像进行显示;

所述装置还包括:合成处理模块,用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像并输出到所述显示模块。

一种超声成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,尤其涉及一种超声成像方法及装置。

背景技术

[0002] 现有超声成像系统的处理流程一般如图 1 所示:换能器将电信号转换为超声波,向人体发射声波束;换能器接收经过组织反射和散射的超声波束,转换为电信号;经过波束合成 120,信号处理 130 后,将处理后的数据进行 DSC(Digital Scan Conversion,数字扫描变换)变换 140 和图像处理 150;通过显示模块 160 显示处理后的图像。

[0003] 介入性超声技术是近年来随着超声医学发展而迅速发展起来的分支科学,主要是利用超声波传导束具有良好的指向性、高分辨率的二维图像显示、能够实时监测和无创性等技术优点,将超声作为穿刺定位的工具,在超声引导下(导向),将穿刺针、引流导管、输液管或药物等正确地插入或者注入所要达到的病灶、囊肿、体腔、管道和其他特定部位,间接达到使操作者能够在直视病灶或靶器官所在方位的情况下进行操作的效果,提高穿刺的准确性和安全性,从而根据穿刺目的和临床需要进行诊断或治疗。

[0004] 以穿刺针为例。在进行穿刺或麻醉时,穿刺针和探头表面呈一定的角度刺入人体组织。由于穿刺针的声阻抗大,超声波无法穿透穿刺针,从而形成一个反射界面。一般地,穿刺针的部位是一个强反射的回声,传统的超声成像系统的 B 模式沿垂直于探头表面的方向发射、接收。如图 2 所示,探头 10 发射的声束遇到穿刺针 20 后反射,根据反射定律,由于声束方向发生了改变,大部分的能量无法在探头的相同位置接收到。尤其是在穿刺针刺入的偏转角较大时,超声 B 图像上针的显示会变弱,不利于使用者的观察,从而不利于进行穿刺定位操作。

发明内容

[0005] 本发明实施方式要解决的技术问题是,提供一种超声成像方法及装置,能够既增强显示如穿刺针等介入性物体,又保证了图像的质量不会变差。

[0006] 根据本发明实施例的第一方面,提供一种超声成像方法,包括:发射步骤,从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,所述第一角度为有利于接收倾斜插入待检测对象的介入性物体的超声回波的角度,所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度;接收步骤,接收从所述至少一个第一角度和所述至少一个第二角度反馈的回波信号,包括至少一个第一角度回波信号和至少一个第二角度回波信号;信号处理步骤,对接收到的回波信号进行信号处理后输出图像,包括至少一个第一角度图像和至少一个第二角度图像;显示步骤,对输出的图像进行显示。

[0007] 根据本发明实施例的第二方面,提供一种超声成像方法,包括:第一角度图像获取步骤,从多个角度向插入介入性物体的待检测对象发射超声波束,接收从多个角度返回的回波信号,对回波信号进行处理后得到多个角度的图像,根据图像的特征,从该多个图像中选择出有利于显示倾斜插入待检测对象的介入性物体的至少一个图像,将选择出的图像作

为第一角度图像输出；第二角度图像获取步骤，从至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束，所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度，接收从所述至少一个第二角度反馈的至少一个第二角度回波信号，对接收到的至少一个第二角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第二角度图像；显示步骤，对输出的图像进行显示。

[0008] 根据本发明实施例的第三方面，提供一种超声成像装置，包括：发射模块，用于从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束，所述第一角度为有利于接收倾斜插入待检测对象的介入性物体的超声回波的角度，所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度；接收模块，用于接收从所述至少一个第一角度和所述至少一个第二角度反馈的回波信号，包括至少一个第一角度回波信号和至少一个第二角度回波信号；信号处理模块，用于对接收到的回波信号进行信号处理后输出图像，包括至少一个第一角度图像和至少一个第二角度图像；显示模块，用于对输出的图像进行显示。

[0009] 根据本发明实施例的第四方面，提供一种超声成像装置，包括：第一角度图像获取模块，用于从多个角度向插入介入性物体的待检测对象发射超声波束，接收从多个角度返回的回波信号，对回波信号进行处理后得到多个角度的图像，根据图像的特征，从该多个图像中选择出有利于显示倾斜插入待检测对象的介入性物体的至少一个图像，将选择出的图像作为第一角度图像输出；第二角度图像获取模块，用于从至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束，所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度，接收从所述至少一个第二角度反馈的至少一个第二角度回波信号，对接收到的至少一个第二角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第二角度图像；显示模块，用于对输出的图像进行显示。

[0010] 本发明实施例的有益效果在于：将从第一角度向介入性物体的发射和从第二角度向待检测对象的发射交替进行，既保证显示出介入性物体形成的图像，又保证待检测对象形成的图像的质量不变差。

附图说明

[0011] 图 1 是现有超声成像装置的原理性示意框图；

[0012] 图 2 是探头垂直组织发射时声波在穿刺针的界面反射的原理示意图；

[0013] 图 3 是探头垂直或基本垂直穿刺针发射时声波在穿刺针界面反射的原理示意图；

[0014] 图 4 是本发明超声成像方法（装置）中探头分别向介入性物体和待检测对象发射超声波束的方向示意图；

[0015] 图 5(a)、(b)、(c)、(d) 分别是本发明超声成像装置四种实施方式的原理性示意图；

[0016] 图 6(a)、(b)、(c)、(d) 分别是本发明超声成像方法四种实施方式的流程示意图；

[0017] 图 7(a)、(b) 分别是本发明超声成像方法一种实施方式中空间复合关闭与开启的示意图；

[0018] 图 8 是本发明超声成像方法一种实施方式中合成处理步骤的流程示意图；

[0019] 图 9(a)、(b) 分别是 Hough 变换的空间示意图；

[0020] 图 10(a)、(b) 分别是本发明超声成像方法实施方式中带权重 Hough 变换的流程示意图；

- [0021] 图 11(a)、(b) 分别是穿刺针在偏转发射、正常发射中成像的示意图；
- [0022] 图 11(c) 是将正常图像和偏转图像叠加后的示意图；
- [0023] 图 12 是正常图像与偏转图像叠加的算法流程示意图；
- [0024] 图 13 是合成区域中进行投影的示意图；
- [0025] 图 14 是在合成图像中加框后显示的示意图；
- [0026] 图 15 是本发明超声成像方法另一种实施方式中合成处理步骤的流程示意图。

具体实施方式

[0027] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0028] 首先对下面用到的一些术语或概念进行解释。

[0029] (1) 倾斜角度：是指介入性物体倾斜插入待检测对象时所形成的倾斜角，即介入性物体和待检测对象表面之间的夹角，如图 4 所示的 ϕ_1' 。

[0030] (2) 偏转角度：当介入性物体倾斜插入待检测对象时，超声波束的发射方向垂直或基本垂直于介入性物体表面时，如图 3 所示，介入性物体反馈的回波最强，基本垂直指超声波束的发射方向与介入性物体表面的夹角为 $90^\circ \pm \phi$ ， ϕ 为一较小的角度，例如 5° 或 10° 。为获得较强的介入性物体的超声回波，探头向介入性物体发射的超声波束与垂直于探头表面的超声波束之间具有一定范围的夹角，如图 4 所示的 ϕ_1 ，这里将 ϕ_1 称为第一角度，或称为偏转角度。

[0031] (3) 偏转发射：是指探头从第一角度向待检测对象（如病灶等特定部位）发射超声波束。第一角度是有利于接收倾斜插入待检测对象的介入性物体（如穿刺针）的超声回波的角度，也就是说，在偏转发射时，探头向介入性物体发射的超声波束垂直或基本垂直于介入性物体。根据基本的几何知识可知，此时 ϕ_1 等于或基本等于 ϕ_1' 。

[0032] (4) 偏转图像：是指从第一角度接收到的超声回波经信号处理后所得的第一角度图像。

[0033] (5) 正常角度：是指探头向待检测对象发射超声波束的方向与垂直于探头表面的方向所形成的夹角 ϕ_2 ，如图 4 所示，该夹角 ϕ_2 也称为第二角度。应理解，该夹角 ϕ_2 可以为 0° （即探头发射的超声波束垂直于待检测对象），也可以为一锐角。

[0034] (6) 正常发射：是指探头从第二角度向待检测对象发射超声波束。探头从第二角度发射超声波束是为了获得有利于接收待检测对象内部组织的超声回波。若探头从两个或两个以上第二角度向待检测对象发射超声波束，则，相当于是沿不同角度对待检测对象进行扫描，然后再将这些不同角度的图像对应的像素点进行叠加（即对图像的区域进行处理），形成一帧图像，这种成像方法称为空间复合成像。空间复合成像的目的是为了降低噪声，增强图像不同组织间的对比。这里将探头从多个不同的第二角度进行发射以成像的方式称为空间复合开启；若探头仅从一个第二角度进行发射以形成一帧图像，这种方式称为空间复合关闭。

[0035] (7) 正常图像：是指从第二角度接收到的超声回波经信号处理后所得的第二角度图像，包括空间复合开启所形成的一帧图像，也包括空间复合关闭时所得的一帧图像。

[0036] 本发明实施方式的总体思想是：将从第一角度向介入性物体的发射和从第二角度

向待检测对象的发射交替进行,从而,既保证显示出介入性物体形成的图像,又保证待检测对象形成的图像的质量不变差。

[0037] 图 5(a) 是本发明超声成像装置一种实施方式的原理性示意图,如图所示,包括:发射模块 511、接收模块 513、信号处理模块 515 和显示模块 519。该发射模块 511 用于从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,所述第一角度为有利于接收倾斜插入待检测对象的介入性物体的超声回波的角度,也就是说第一角度用于对插入待检测对象中的介入性物体进行成像,所述第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度,也就是说第二角度用于对待检测对象进行成像。接收模块 513 用于接收从至少一个第一角度反馈的第一角度回波信号以及接收从至少一个第二角度反馈的至少一个第二角度回波信号。信号处理模块 515 用于对接收到的至少一个第一角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第一角度图像以及对接收到的至少一个第二角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第二角度图像。显示模块 519 用于对输出的图像进行显示。

[0038] 图 5(a) 的一种变形实施方式包括:第一角度成像模块、第二角度成像模块和显示模块。该第一角度成像模块用于以第一角度对待检测对象发射超声波束,接收待检测对象反馈的回波信号,并进行信号处理获得第一角度图像并输出,其中,该第一角度根据插入待检测对象中的介入性物体的倾斜角度获得。该第二角度成像模块用于以第二角度对待检测对象发射超声波束,接收待检测对象反馈的回波信号,并进行信号处理获得第二角度图像并输出。显示模块用于对输出的图像进行显示。

[0039] 图 5(b) 为在图 5(a) 所示实施方式基础上产生的变形实施方式,如图所示,该实施方式的超声成像装置包括发射模块 521、接收模块 523、信号处理模块 525、合成处理模块 527 和显示模块 529。所述发射模块 521、接收模块 523、信号处理模块 525 分别类似于图 5(a) 所示实施方式的发射模块 511、接收模块 513、信号处理模块 515,合成处理模块 527 用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成处理以生成新的合成图像并输出。同样地,图 5(b) 的一种变形实施方式包括:第一角度成像模块、第二角度成像模块、合成处理模块和显示模块,各模块的功能描述同前述,在此不再重述。

[0040] 图 5(c) 为本发明超声成像装置另一种实施方式的原理性示意图,如图所示,包括:第一角度图像获取模块 531、第二角度图像获取模块 532、显示模块 539;其中,第一角度图像获取模块 531 用于从多个角度向插入介入性物体的待检测对象发射超声波束,接收从多个角度返回的回波信号,对回波信号进行处理后得到多个角度的图像,根据图像的特征,从该多个图像中选择出有利于显示倾斜插入待检测对象的介入性物体的至少一个图像,将选择出的图像作为第一角度图像输出;第二角度图像获取模块 532 用于至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度,接收从至少一个第二角度反馈的至少一个第二角度回波信号,对接收到的至少一个第二角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第二角度图像;显示模块 539 用于对输出的图像进行显示。

[0041] 图 5(d) 为在图 5(c) 所示实施方式基础上产生的变形实施方式,如图所示,该实施方式的超声成像装置包括第一角度图像获取模块 541、第二角度图像获取模块 542、合成处理模块 547 和显示模块 549。该第一角度图像获取模块 541、第二角度图像获取模块 542、显示模块 549 分别类似于图 5(c) 所示实施方式的第一角度图像获取模块 531、第二角度图像

获取模块 532、显示模块 539,合成处理模块 547 用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成处理以生成新的合成图像并输出。

[0042] 基于图 5(a)–图 5(d) 所述的各实施方式的超声成像装置,可得到对应的各实施方式的超声成像方法,详见后文。

[0043] 基于上述图 5(a) 所示超声成像装置的超声成像方法实施方式的流程如图 6(a) 所示,包括:发射步骤 S611、接收步骤 S613、信号处理步骤 S615、显示步骤 S619。其中,发射步骤 S611 包括:从至少一个第一角度发射超声波束(即偏转发射)和从至少一个第二角度发射超声波束(即正常发射),偏转发射与正常发射交替进行;接收步骤 S613 包括:接收从至少第一角度反馈的回波信号、和接收从至少一个第二角度反馈的回波信号;信号处理步骤 S615 包括:对接收到的至少一个第一回波信号进行信号处理后输出第一角度图像(即偏转图像)、和对接收到的至少一个第二回波信号进行信号处理后输出第二角度图像(即正常图像);显示步骤 S619 用于对输出的图像进行显示。

[0044] 同理,可以得到基于图 5(b) 所示超声成像装置的超声成像方法实施方式的流程,如图 6(b) 所示,包括:发射步骤 S621、接收步骤 S623、信号处理步骤 S625、合成处理步骤 S627、显示步骤 S629。其中,发射步骤 S621、接收步骤 S623、信号处理步骤 S625 分别类似于图 6(a) 所示实施方式的发射步骤 S611、接收步骤 S613、信号处理步骤 S615、显示步骤 S619,合成处理步骤 S627 用于将正常图像与偏转图像进行合成处理以生成新的合成图像并输出。

[0045] 为使介入性物体在偏转图像中的显示比较强,探头向介入性物体发射的角度(即第一角度)要垂直于或基本垂直于该介入性物体;由前述,第一角度的角度值为或基本为介入性物体向所述待检测对象插入时的倾斜角度值,因此,只要获知介入性物体向所述待检测对象插入时所形成的倾斜角度值,就可以得到偏转发射时第一角度的角度值(以下称为“偏转角度”)。可以采用以下几种方式之一来获得偏转角度。

[0046] 获取偏转角度的方式一:在用户界面上提供若干个角度,由用户来选择偏转角度。采用这种偏转角度获取时,用户选择的角度通常也是用户插入介入性物体的倾斜角度,或用户插入介入性物体的倾斜角度接近于其选择的角度。

[0047] 获取偏转角度的方式二:通过介入性物体所在的支撑架上的传感器来获取角度值。例如,在穿刺架的进针槽上放置一个传感器,通过该传感器获取进针的角度,从而,由该进针的角度即可得知偏转角度。可以理解,方式一和方式二为半自动方式。

[0048] 获取偏转角度的方式三:探头从多个角度进行发射,根据图像的特征选取从该多个角度中选择出最合适的那个角度的角度值。以所采用图像的特征为灰度值为例,假设多个角度分别为 ψ_a 、 ψ_b 、 ψ_c 、 ψ_d ,这些角度对应得到的图像分别为 I_a 、 I_b 、 I_c 、 I_d ,利用现有图像处理技术判断 I_a 、 I_b 、 I_c 、 I_d 中哪个图像中的介入性物体的灰度值最大,对应该灰度值最大的图像(如 I_c) 所对应的角度(如 ψ_c) 为最合适的角度。图像的特征还可以是其他的如图像梯度等,具体选择合适角度的过程与图像的特征为灰度值类似,在此不再重述。其中,这多个角度的发射方式可以是选择每隔一段合适的时间(可凭实验给出该时间间隔)进行发射,或者是每次发射都从多个角度进行发射。可以理解,方式三为自动方式。

[0049] 回到图 6,基于上述图 5(c) 所示超声成像装置的超声成像方法实施方式的流程如图 6(c) 所示,包括:第一角度图像获取步骤 S631、第二角度图像获取步骤 S632、显示步骤

S639 ;其中,第一角度图像获取 S631 包括:从多个角度向插入介入性物体的待检测对象发射超声波束,接收从多个角度返回的回波信号,对回波信号进行处理后得到多个角度的图像,根据图像的特征,从该多个图像中选择出有利于显示倾斜插入待检测对象的介入性物体的至少一个图像,将选择出的图像作为第一角度图像输出;第二角度图像获取步骤 S632 用于至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束,第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度,接收从至少一个第二角度反馈的至少一个第二角度回波信号,对接收到的至少一个第二角度回波信号进行信号处理后输出至少一个第二角度图像;显示步骤 S639 用于对输出的图像进行显示。

[0050] 这里,对于步骤 S631 中提及的从多个角度进行发射是指,假设多个角度分别为 ψa 、 ψb 、 ψc 、 ψd ,这些角度对应得到的图像分别为 Ia、Ib、Ic、Id,利用现有图像处理技术判断 Ia、Ib、Ic、Id 中哪个图像中的介入性物体的灰度值较大,对应该灰度值较大的图像(如 Ic)所对应的角度(如 ψc)为最合适的角度(也就是第一角度,或称偏转角度),而该图像(Ic)即为第一角度图像。其中,这多个角度的发射方式可以是选择每隔一段合适的时间(可凭实验给出该时间间隔)进行发射,或者是每次发射都从多个角度进行发射。

[0051] 同样可以得到基于图 5(d) 所示超声成像装置的超声成像方法实施方式的流程,如图 6(d) 所示,包括:第一角度图像获取步骤 S641、第二角度图像获取步骤 S642、合成处理步骤 S647、显示步骤 S649;其中,第一角度图像获取步骤 S641、第二角度图像获取步骤 S642、显示步骤 S649 分别类似于图 5(c) 所示实施方式的第一角度图像获取模块 531、第二角度图像获取步骤 S632、显示步骤 S639,合成处理步骤 S647 用于将第二角度图像与第一角度图像进行合成处理以生成新的合成图像并输出。

[0052] 一般地,偏转发射的深度和正常发射的深度相同。实际操作中还可以对偏转发射的发射频率使用低频、物理(或称为透镜)方向弱聚焦,从而得到合适的偏转图像。

[0053] 各实施方式中,进行偏转发射的目的是使对介入性物体的显示较强,改善垂直扫描时介入性物体在图像中的显示变弱,然而,偏转后的图像仍存在缺陷:一是探头下方的图像的有效区域变小,二是偏转后得到的图像除了针的部分显示增强外,组织的分辨率变差,偏转角越大,图像质量则越差,影响使用者对正常组织和病变组织的区分;因此,各实施方式中还增加了正常发射,正常发射可以得到待检测对象的正常图像,不会因受偏转发射影响而使得图像的有效区域变小。这样,通过将偏转发射和正常发射交替进行,则可达到既增强显示介入性物体形成的图像,又保证了正常图像的有效区域不会变小,图像质量不会变差。

[0054] 下面给出更为具体的实施例以对本发明超声成像方法与装置进行进一步说明。

[0055] 实施例一:

[0056] 本实施例中第一角度只有一个,第二角度也只有一个,也就是说,探头仅从一个第一角度和一个第二角度进行发射,此时空间复合关闭,如图 7(a) 所示,探头 70 不仅从第一角度 $\psi 1$ (如图所示的虚线)进行偏转发射,还从第二角度 $\psi 2$ (如图所示的实线)进行正常发射)。

[0057] 本实施例采用图 6(a) 所示流程,在发射步骤 S611 中,确定了偏转角度后,偏转发射和正常发射交替进行,可以先进行正常发射再进行偏转发射,或者反过来,即先进行偏转发射再进行正常发射。

[0058] 接收步骤 S613 中,接收偏转发射和正常发射反馈的回波信号,包括偏转回波信号(即第一方向回波信号)和正常回波信号(即第二方向回波信号)。

[0059] 信号处理步骤 S615 中,对接收到的回波信号进行信号处理后输出偏转图像(即第一角度图像)和正常图像(即第二角度图像),其中,信号处理可采用现有超声成像中涉及的信号处理,如模数转换、波束合成、正交调解、壁滤波、空间平滑等。

[0060] 在显示步骤 S619 中,对信号处理步骤 S615 输出的图像进行显示,即显示正常图像和偏转图像,由用户自行对比两幅图以及感知介入性物体在图像中的位置。本领域技术人员应理解,在显示前可以采用 DSC 分别对两幅图像处理后再显示。

[0061] 实施例二:

[0062] 本实施例中第一角度和第二角度仍分别为一个,类似于实施例一,空间复合仍然关闭。

[0063] 本实施例采用图 6(b) 所示流程,其中,发射步骤 S621、接收步骤 S623、信号处理步骤 S625 分别类似于实施例一中图 6(a) 的发射步骤 S611、接收步骤 S613、信号处理步骤 S615,在此不再重述。

[0064] 在合成处理步骤 S627 中,将正常图像和偏转图像进行合成处理以生成新的合成图像。具体而言,如图 8 所示,合成处理步骤 S800 包括:步骤 S830,在偏转图像上检测并分割出对应介入性物体的图像;步骤 S850,将分割出的对应图像与正常图像进行叠加,得到新的合成图像。这里先从偏转图像分割出介入性物体图像再与正常图像进行叠加,可以避免偏转图像中的组织图像影响正常图像中的组织图像。具体的叠加方法可参看后文。

[0065] 本实施例中,介入性物体为穿刺针,穿刺针在偏转图像中呈现为具有一定宽度的高亮的直线段或轻微的曲线段。以下以直线段为例对合成处理步骤 S800 进行详细描述。

[0066] 步骤 S830 中,在偏转图像上检测并分割出对应介入性物体的图像,对于本实施例而言,是要在偏转图像上检测并分割出直线段。检测方法有如下几种:

[0067] 检测方法一:采用现有图像处理技术中的 Hough 变换。

[0068] Hough 变换是一种应用广泛的直线检测方法,基本原理如下:

[0069] 在图像上建立一个直角坐标系,如图 9(a) 所示,原点在图像的左上角,x 轴正方向向左,y 轴正方向向下。过图像上任一个点 (x, y) 在该坐标系下的直线方程可写为:

$$[0070] \quad x \cos \theta + y \sin \theta = \rho \quad (1)$$

[0071] θ 和 ρ 与直线的关系如图 9(a) 所示,从原点向直线做垂线, θ 描述为 x 轴正方向顺时针旋转至垂线所成的角, $-90^\circ \leq \theta \leq 90^\circ$, ρ 的大小是原点到直线的距离。令图像 x 方向的长度为 I_{width} ,y 方向的长度为 I_{height} ,则

$$[0072] \quad -\sqrt{(I_{width}-1)^2 + (I_{height}-1)^2} \leq \rho \leq \sqrt{(I_{width}-1)^2 + (I_{height}-1)^2}$$

[0073] 过一个点有无数条直线,即对应无数个 θ 和 ρ ,从而可以构造一个新的参数空间,称为 $\theta-\rho$ 空间,或称为 Hough 空间。可以理解,图像上的一直线经过式 (1) 变换后对应于 $\theta-\rho$ 空间上的一点。如图 9(b) 所示。

[0074] 用 Hough 变换检测直线的算法如下:

[0075] (1) 如图 9(b) 所示,将 θ 和 ρ 通过采样,可以将 $\theta-\rho$ 空间量化成许多小格,构成 Hough 矩阵;

[0076] (2) 通过阈值处理将灰度图像转换成二值图像,根据上式(1)将二值图像上的值为1的各像素点 (x, y) 变换到 $\theta - \rho$ 空间,如在 $\theta = -90^\circ \sim 90^\circ$ 内以小格的步长计算各个 ρ 值,所得值落入某个小格内,便使该小格的累加计数器加1;

[0077] (3) 当图像中值为1的全部的点都变换后,对小格进行检验,计数值最大的小格,其 (θ, ρ) 值对应与图像中所求的直线。

[0078] 检测方法二:采用本实施例提出的带权重的 Hough 变换方法进行穿刺针的检测,其流程如图 10(a) 所示,针对图像中的每一像素点:

[0079] 步骤 S1001', 根据偏转角度(偏转角度的获取方法同实施例一)确定 $\theta - \rho$ 空间中的 θ 值的取值范围,根据 θ 计算相应的 ρ 值,然后在 $\theta - \rho$ 空间中找到对应的 θ 和 ρ 位置;

[0080] 步骤 S1002', 计算权重。在该位置,根据下式(2)对加权参考值进行计算,将所述加权参考值映射为预定范围之间的权重,这里,加权参考值是指可以用于作为权重的一个参数,包括像素点的灰度值、梯度大小、梯度方向、偏转角度、进针位置中的任一种。本实施例中将图像的灰度根据权重映射函数(S-curve)映射成为 $0 \sim 1$ 之间的权重 W_{gray} ,权重代表了该位置是穿刺针的可能性的的大小。

[0081] 本实施例中,权重映射函数如下:

$$[0082] \quad y = y_{low} + \frac{y_{high} - y_{low}}{1 + e^{-4k(x - x_0)}} \quad (2)$$

[0083] 其中, x 为加权参考值, $x \in [x_{min}, x_{max}]$,使用前可以先归一化到 $[0, 1]$ 区间; y_{high} 、 y_{low} 分别为预设定的映射值 y 的最大值和最小值; k 是阶数; $x_0 \in [0, 1]$,称为 break point(指所映射的曲线中最陡峭的点); k 和 x_0 均用于控制所映射的曲线的形状。

[0084] 其他实施例中,权重映射函数还可以如下:

$$[0085] \quad y = \begin{cases} x_0 \left(\frac{x}{x_0} \right)^k & x < x_0 \\ 1 - (1 - x_0) \left(\frac{1 - x}{1 - x_0} \right)^k & x \geq x_0 \end{cases}$$

[0086] 式中各参数的定义与前式中的参数定义相同。

[0087] 步骤 S1003', 将该权重加到 $\theta - \rho$ 空间对应的位置上。

[0088] 步骤 S1004', 当图像中所有像素点都完成上述步骤 S1001' - 步骤 S1003' 后,可以得到 Hough 矩阵的最大值,该值对应的 θ 、 ρ 所对应的直线则是具有最可能是穿刺针所在的直线。

[0089] 检测方法三:是对检测方法二的改进,首先对图像进行平滑,平滑的方法包括但不限于低通滤波、FIR、IIR、均值、中值、基于 PDE 的图像平滑等现有图像平滑方法。然后再对图像的每一像素点采用方法二进行穿刺针对应的直线段的检测。

[0090] 检测方法四:是对检测方法二或检测方法三的改进,以对检测方法三改进为例,如图 10(b) 所示,在针对图像的每一像素点采用检测方法二时:

[0091] 步骤 S1001, 对图像进行平滑,平滑方法采用现有图像平滑方法,在此不再赘述;

[0092] 步骤 S1002 与检测方法二的步骤 S1001' 相同；

[0093] 步骤 S1003, 与前述步骤 S1002' 类似, 只是, 加权参考值采用灰度、梯度大小、梯度方向 (或者结构方向), 进针方向 (即偏转角度), 进针位置等, 采用式 (2) 分别进行映射, 得到各权重 W_{gray} 、 W_{angle} 、 $W_{magnitude}$ 、 W_{inject_angle} 、 $W_{inject_position}$;

[0094] 步骤 S1004, 将步骤 S1003 中所有加权参考值各自映射后得到的所有权重相乘, 得到一个总权重。将该权重加到 $\theta - \rho$ 空间对应的位置上。

[0095] 步骤 S1005, 当图像中所有像素点完成上述步骤 S1001- 步骤 S1004 后, 可以得到 Hough 矩阵的最大值, 该值对应的 θ 、 ρ 所对应的直线则是具有最可能是穿刺针所在的直线。

[0096] 检测方法五: 本实施例中还可以基于穿刺针形状分割, 例如采用基于直线或曲线模型的拟合方法 (line-fitting)、radon 变换等。具体算法可参考现有图像处理技术中的图像分割算法。

[0097] 检测方法六: 本实施例中还可以采用基于特征的阈值分割方法。算法如下:

[0098] 1) 在图像的特征域上进行阈值分割, 变成二值图像, 图像的特征可以是图像的灰度或梯度等;

[0099] 2) 对二值图像进行形态学操作, 例如填充小空洞、去除小噪声等;

[0100] 3) 根据连通域的形状、灰度、位置等信息, 选取最符合穿刺针的特征的连通域, 即为分割后的穿刺针。

[0101] 本方法中所涉及的阈值分割、形态学等算法可参考现有图像处理技术, 在此不作描述。

[0102] 可以理解, 在偏转图像中, 由于探头是垂直或基本垂直于穿刺针发射的, 此时超声对穿刺针的显示是最强的, 如图 11(a) 所示, 穿刺针 1102 在偏转图像 1101 中特别清晰, 图示为实线; 而在正常图像中, 由于探头是沿垂直于探头表面的方向发射, 穿刺针 1102' 在正常图像 1101' 中会变弱, 如图 11(b) 所示, 图示为虚线。

[0103] 回到步骤 S830, 在检测到介入性物体 (本实施例中为穿刺针) 后, 分割出的对应介入性物体的图像 (以下称为分割偏转图像), 该分割偏转图像包括: 介入性物体形成的介入图像 (本实施例中穿刺针所形成的直线段)、和 / 或介入性物体形成的介入图像以及包含该介入图像的在预定范围内的图像。其中, 介入性物体形成的介入图像以及包含该介入图像的在预定范围内的图像具体而言是指, 利用步骤 S830 中的检测结果, 将穿刺针所在直线标定在偏转图像相应的位置上, 在该位置附近确定预定范围的像素区域, 如图 11(c) 所示的区域 1103, 该预定范围的大小可以根据经验值或者不同所需取得。

[0104] 回到图 8, 步骤 S850 中, 将分割偏转图像与正常图像进行叠加, 得到新的合成图像。应理解, 分割偏转图像与正常图像相叠加的区域即为合成区域, 即图 11(c) 所示的区域 1103, 其他区域为非合成区域。可以采用以下几种方法之一进行叠加 (以下仍以介入性物体为穿刺针为例进行说明)。

[0105] 叠加方法一:

[0106] 可以将分割偏转图像中直线段直接叠加在正常图像上的对应位置, 即将新的灰度值 (也就是偏转图像中直线段的灰度值) 代替正常图像在该位置的原值。此外, 为了予以区分, 可以在该直线段上覆盖一层透明的伪彩。

[0107] 叠加方法二：

[0108] 本方法将分割偏转图像和正常图像上与该分割偏转图像对应的区域进行加权处理,将加权后的结果代替正常图像在该区域的原值。具体而言,针对正常图像中的每一个像素点以及与该像素点一一对应的在分割偏转图像中的每个像素点,如图 12 所示,包括如下步骤：

[0109] 步骤 S1201,判断正常图像的像素点的灰度值是否大于或等于其对应偏转图像中的灰度值;如果是,则转步骤 S1202,如果不是,则转步骤 S1203;

[0110] 步骤 S1202,将该正常图像的像素点的灰度值作为在新的合成图像中对应像素处的灰度值;

[0111] 步骤 S1203,利用前述权重映射函数(即式(2))对合成参考值进行计算以得到该合成参考值的合成权重,这里,合成参考值是指可以用于作为权重的一个参数,包括以下任一种:像素点的灰度值、Hough 矩阵中的值、分割偏转图像中的像素点到介入图像的距离(本实施例中即指合成区域内的像素点到穿刺针所形成的直线段的距离)、分割偏转图像投影后的灰度最大值,具体权重计算如下:

[0112] A、对于合成参考值为像素点的灰度值,使用前述式(2)的权重映射函数来映射灰度值以得到权重值,灰度越大,权重越大,将该权重值作为合成权重;

[0113] B、对于合成参考值为 Hough 矩阵中的值时,根据前述步骤 S830 得到的 Hough 矩阵,使用前述式(2)的权重映射函数来映射 Hough 值,如果 Hough 值的权重小于预设阈值(根据经验值或统计数据设定),则使用正常图像的像素点的像素值作为在新的合成图像中对应像素处的像素值;否则,将该 Hough 值的权重值作为合成权重;

[0114] C、对于合成参考值为分割偏转图像中的像素点到介入图像时,在分割偏转图像中的每一像素点,计算其到检测出的直线段的距离,同样利用式(2)计算出该距离的权重,一般地,离直线段越近的点,其权重值越大,离直线段越远的点,其权重值越小,这样,在合成和非合成区域就会有平缓的过渡;

[0115] D、对于合成参考值为分割偏转图像投影后的灰度最大值时,如图 12 所示,在合成区域内,将合成区域沿垂直方向(如图 13 所示的垂直虚线方向)投影,此处为多列垂直方向,投影到每列垂直方向后得到灰度最大值,将该灰度最大值利用前述公式(2)映射为权重,灰度越大,权重越大;或者,另一种可选的方案是利用垂直方向上投影的连续性,判断穿刺针的针尖位置,对针体的位置赋予较大的权重,非针体的位置赋予很小的权重。

[0116] 步骤 S1204,根据合成权重对分割出的对应图像(即分割偏转图像)和正常图像进行合成,合成公式为:

$$[0117] \quad I(x, y) = I_{\text{steer}}(x, y) * \text{weight}(x, y) + I_{\text{normal}}(x, y) * (1 - \text{weight}(x, y)) \quad (3)$$

[0118] 式中, $I(x, y)$ 为新的合成图像在像素点 (x, y) 的像素值, $I_{\text{steer}}(x, y)$ 是所述分割出的对应图像在像素点 (x, y) 的像素值, $I_{\text{normal}}(x, y)$ 是正常图像在像素点 (x, y) 的像素值, weight 是所述合成权重。

[0119] 可以理解,分割偏转图像为介入性物体形成的介入图像时,该叠加方法二需要做稍微的修改。

[0120] 叠加方法三:

[0121] 该方法是对叠加方法二的改进,即针对正常图像中的每一个像素点以及与该像素

点一一对应的在偏转图像中的每个像素点,同样执行前述步骤 S1201、步骤 S1202,但在步骤 S1203 中,合成参考值包括:像素点的灰度值、Hough 矩阵中的值、分割偏转图像中的像素点到介入图像的距离、分割偏转图像投影后的灰度最大值,各合成参考值的权重计算方法与前述方法二相同,然后将所有合成参考值映射后得到的各个权重相乘得到一个总权重,该总权重即为合成权重;然后接着执行步骤 S1204。

[0122] 同样地,可以理解,分割偏转图像为介入性物体形成的介入图像时,该叠加方法三需要做稍微的修改。

[0123] 回到图 6(b),显示步骤 S629 中,对合成处理步骤 S627 后得到的新的合成图像进行显示。此外,在显示时,可以在合成图像上增加一个框,该框可以是梯形、三角形等,该框的主要目的是在于指示穿刺针的有效位置,穿刺针如果越过该框将得不到前述的加权处理。如图 14 所示,所增加的框为梯形,图中 1402 为图像上显示的穿刺针,1403 为穿刺目标(即待检测对象)。该框的显示方案还可以用其他形式替代,如覆盖一层透明的伪彩,显示一个指示穿刺针有效位置的棒形的框,和 / 或显示一个小框使穿刺目标位于该小框内,等。

[0124] 实际显示时,可以在屏幕上双图(即正常图像和偏转图像)双实时显示得到的合成图像和未进行合成处理过的正常图像,便于用户对比和发现增强图上的误增强部分。用户也可以控制界面只显示合成图像。本领域技术人员应理解,在显示前可以采用 DSC 分别对两幅图像处理后再显示。

[0125] 实施例三:

[0126] 本实施例中第一角度只有一个,第二角度为多个,也就是说,探头从一个第一角度和多个第二角度进行发射,即此时空间复合开启,如图 7(b) 所示,其中第一角度 ψ_1 为所示的虚线,多个第二角度 ψ_2_1 、 \dots ψ_2_n (n 为自然数) 为所示的实线。

[0127] 偏转角度的获取方法同实施例一,在此不再重述。

[0128] 本实施例仍采用图 6(a) 所示流程,在发射步骤 S611 中,确定了偏转角度后,偏转发射和正常发射交替进行。实施例中偏转发射位于所有正常发射之前或之后,也就是说,可以先进行所有的正常发射再进行偏转发射,或者反过来,即先进行偏转发射再进行所有的正常发射。可以理解,发射方式为先进行空间复合成像的发射然后再进行偏转发射(即从垂直或基本垂直于介入性物体的方向发射),或者为先偏转发射再进行空间复合成像的发射。或者,可以在偏转发射中做标记,这样可以将属于空间复合(即针对待检测对象的发射)与属于偏转发射(即针对介入性物体的发射)区分开。

[0129] 接收步骤 S613 类似于实施例一中的接收步骤 S613,在此不再重述。

[0130] 信号处理步骤 S615 中,由于采用空间复合开启,因此,在对从多个第二角度的发射、接收及相应的信号处理后,信号处理步骤 S615 后还有一个空间复合步骤(图未示出),用于对多个第二角度回波信号进行信号处理后的数据进行复合以形成一帧第二角度图像,具体复合方法可以采用现有的空间复合成像方法,在此不再重述。

[0131] 显示步骤 S619 类似于实施例一中显示步骤 S619,在此不再重述。

[0132] 实施例四:

[0133] 本实施例中第一角度只有一个,第二角度仍为多个,类似于实施例三,即此时空间复合仍然开启。

[0134] 本实施例仍采用图 6(b) 所示流程,其中,发射步骤 S621、接收步骤 S623、信号处理

步骤 S625 分别类似于实施例三中图 6(a) 的发射步骤 S611、接收步骤 S613、信号处理步骤 S615,在此不再重述。

[0135] 在合成处理步骤 S627 中,将正常图像和偏转图像进行合成处理以生成新的合成图像,在本实施例中是指,将所有第二角度图像进行复合以生成复合的第二角度图像,然后将复合的第二角度图像与第一角度图像进行合成以生成新的合成图像。如图 15 所示,合成处理步骤 S1500 包括:步骤 S1510,复合所有正常图像;步骤 S1530,在偏转图像上检测并分割出对应介入性物体的图像;步骤 S1550,将分割出的对应图像与复合后的正常图像进行叠加,得到新的合成图像。

[0136] 本实施例仍以介入性物体为穿刺针为例对合成处理步骤 S1500 进行描述。步骤 S1510 中采用现有的空间复合成像方法将本次发射中的所有第二角度图像进行复合以形成一帧第二角度图像(即空间复合后的正常图像,简称为正常图像);步骤 S1530 和 S1550 分别与实施例二中的步骤 S830 和 S750 相类似,在此不再重述。

[0137] 显示步骤 S629 与实施例一中的显示步骤 S619 相似,在此不再重述。

[0138] 实施例五:

[0139] 本实施例采用如图 6(c) 所示的流程,流程中各步骤所采用的处理过程可参考前述实施例一至实施例四中的相类似步骤的处理过程,在此不再重述。

[0140] 实施例六:

[0141] 本实施例采用如图 6(d) 所示的流程,流程中所采用的处理过程可参考前述实施例一至实施例四中的处理过程,在此不再重述。

[0142] 实施例七:

[0143] 本实施例是上述各实施例进行的改进。在获得第一角度后,以获得的第一角度进行发射,并在第一角度的基础上微调一个或多个角度后发射,这些角度对应的图像都视为第一角度图像,然后再从这些第一角度图像中择优选择或者采用类似空间复合的方法将这些第一角度图像进行叠加以复合成最终的一帧第一角度图像。而第二角度图像的获取方式可以采用前述六个实施例中任一方法得到。最后,将最终的第一角度图像和最终的第二角度图像进行合成处理,具体处理方法参见前述各实施例中的描述,在此不再重述。

[0144] 以上各个实施例中,通过在正常发射的同时,增加一次垂直或基本垂直于穿刺针的偏转发射,偏转角度可由用户选择;接收到的偏转发射信号经过信号处理后,形成一帧偏转图像,将偏转图像和正常图像进行合成,即可得到对穿刺针的局部合成处理的图像。如前述,进行偏转发射的目的是使对介入性物体的显示较强,而正常发射可以得到待检测对象的正常图像,而不会因受偏转发射影响而使得图像的有效区域变小;这样,通过将偏转发射和正常发射交替进行,则可达到既增强显示介入性物体形成的图像,又保证了正常图像的有效区域不会变小,图像质量不会变差。

[0145] 可以理解,本发明各实施方式及实施例的使用范围不仅限于穿刺针,还可以应用于:麻醉、适用于超声成像中对于扫描的某方向敏感的组织或介入性的物体。

[0146] 上述实施例只是本发明的举例,尽管为说明目的公开了本发明的最佳实施例和附图,但是本领域的技术人员可以理解:在不脱离本发明及所附的权利要求的精神和范围内,各种替换、变化和修改都是可能的。因此,本发明不应局限于最佳实施例和附图所公开的内容。

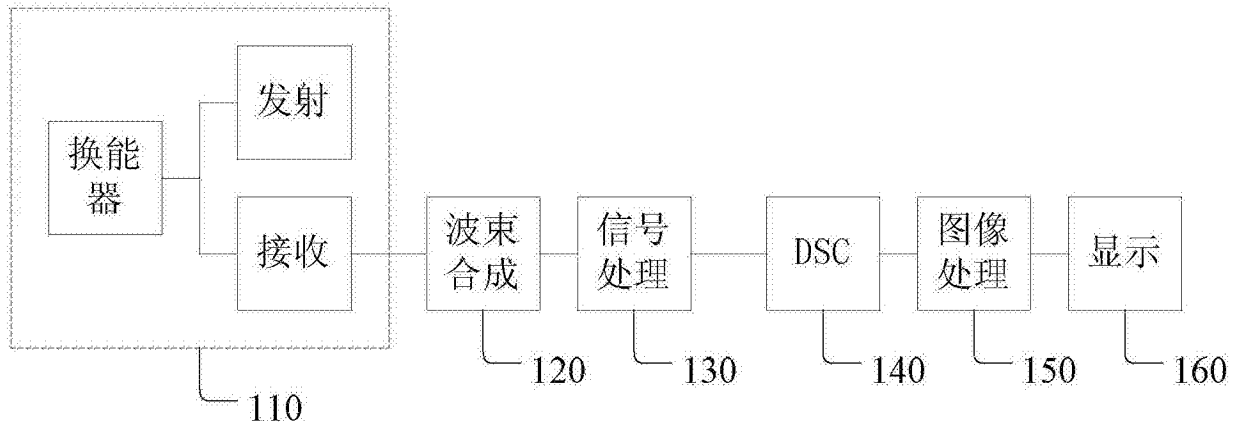


图 1

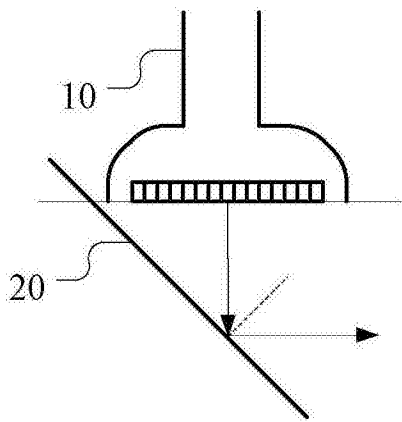


图 2

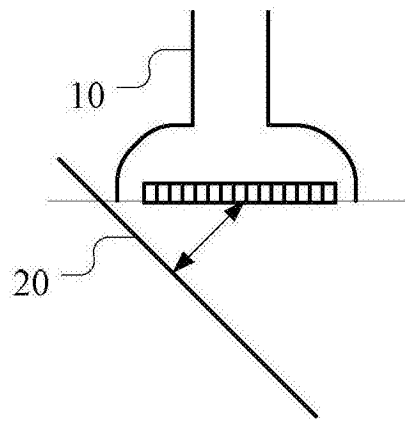


图 3

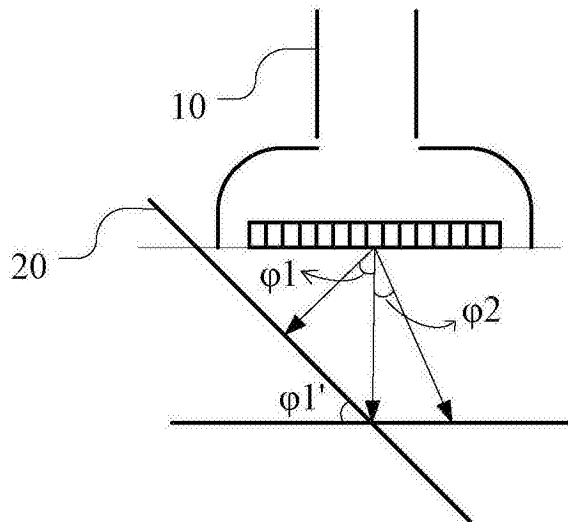


图 4

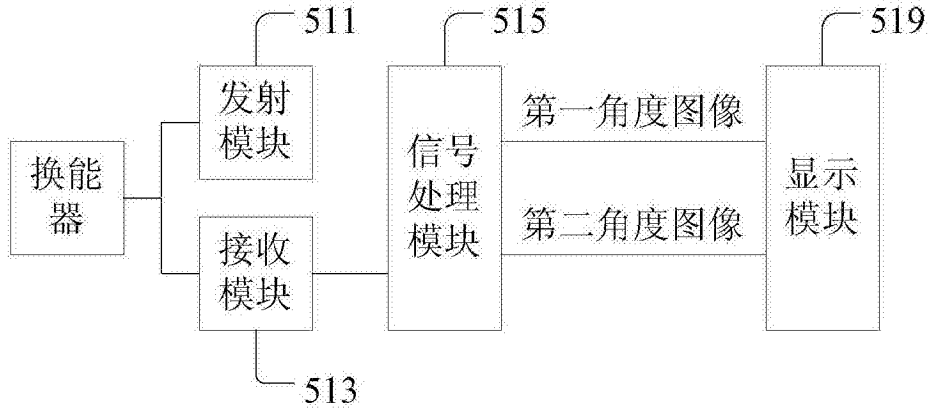


图 5(a)

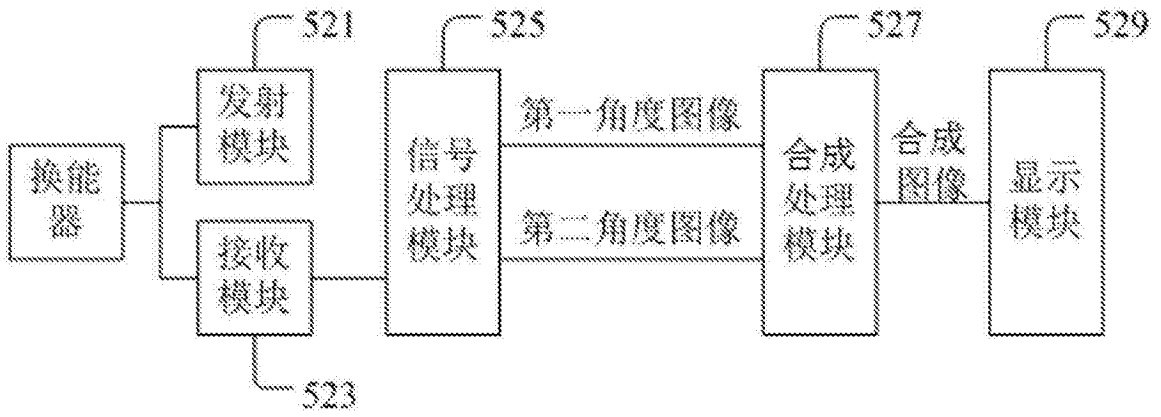


图 5(b)

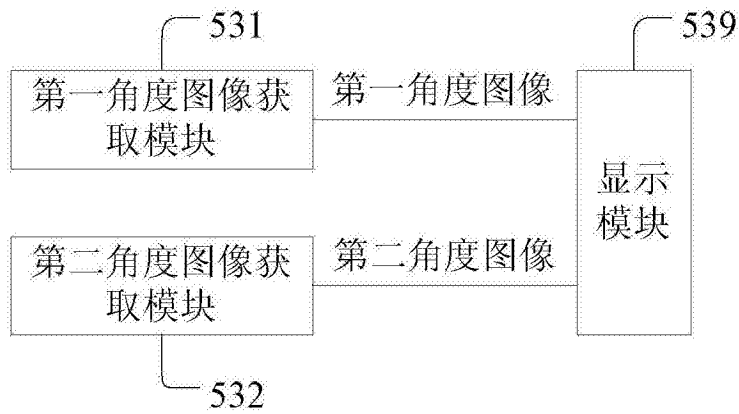


图 5(c)

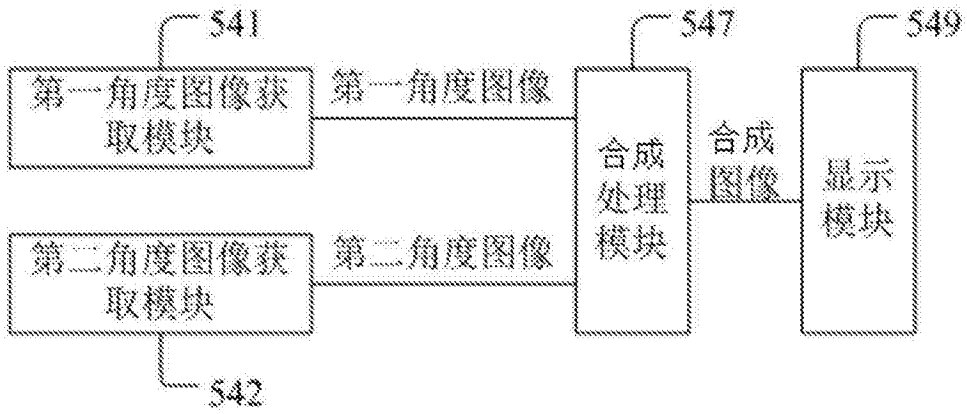


图 5 (d)

图 5

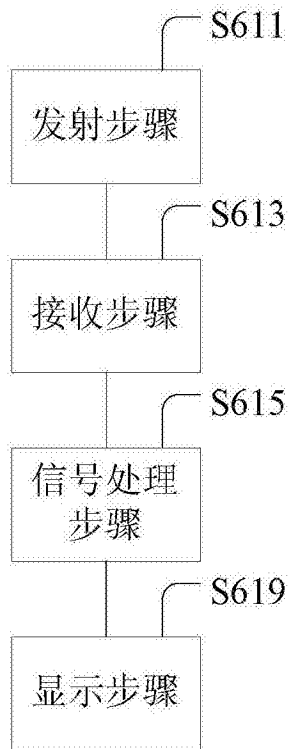


图 6(a)

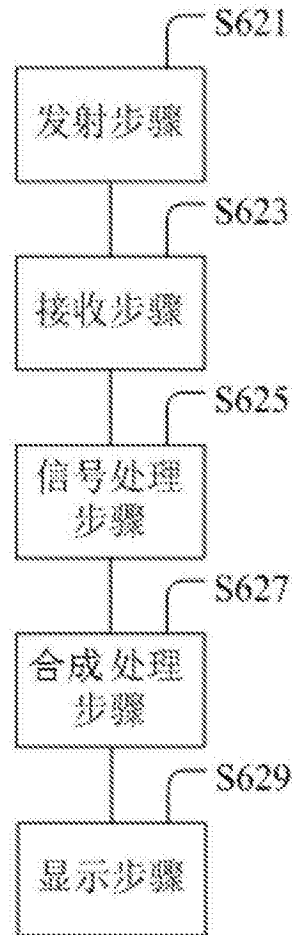


图 6(b)

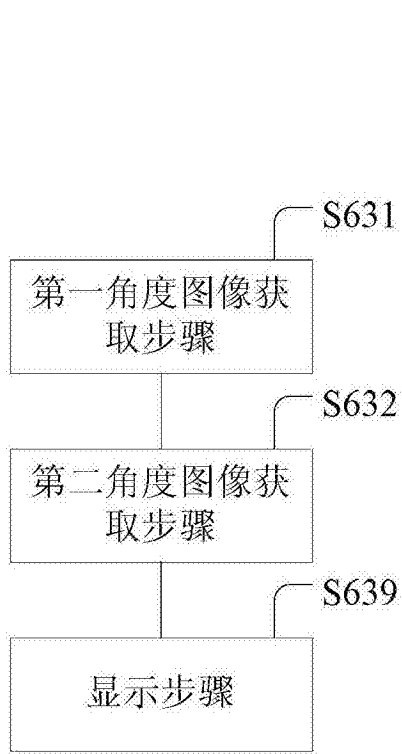


图 6 (c)

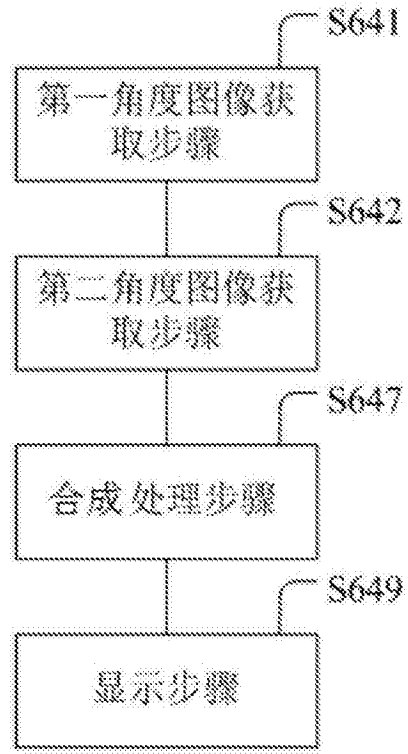


图 6 (d)

图 6

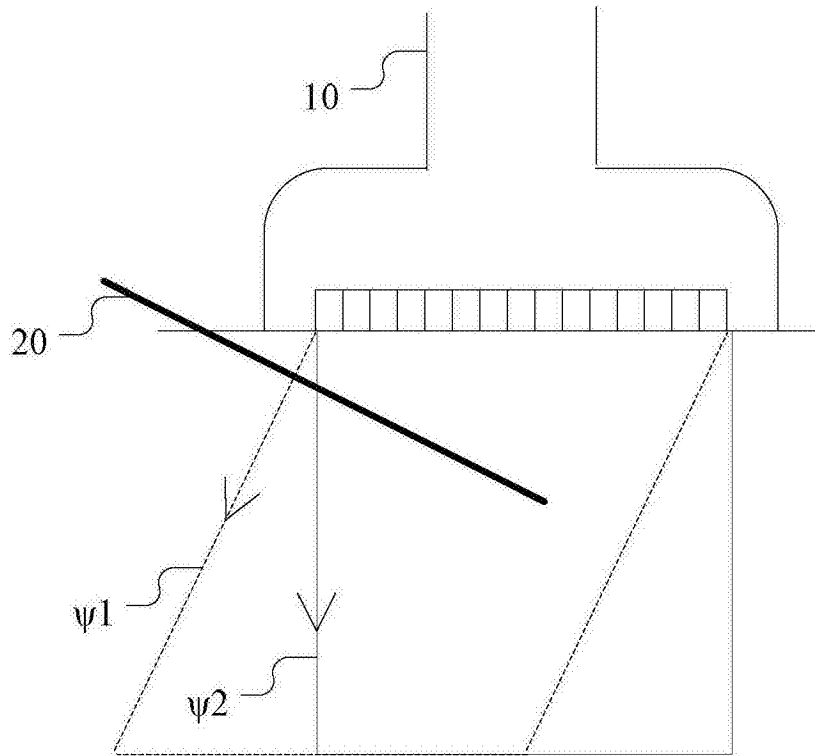


图 7(a)

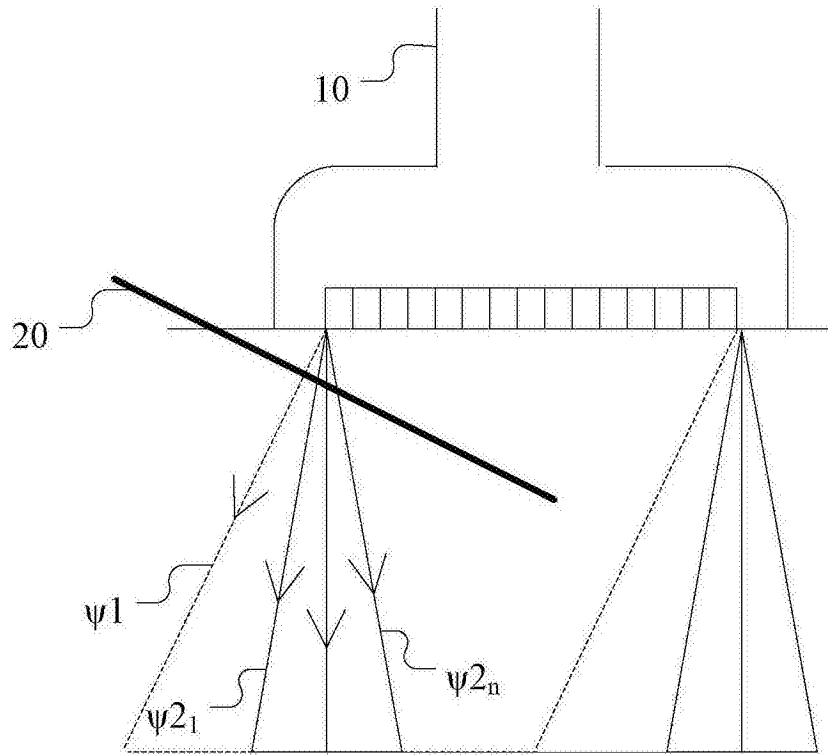


图 7 (b)

图 7

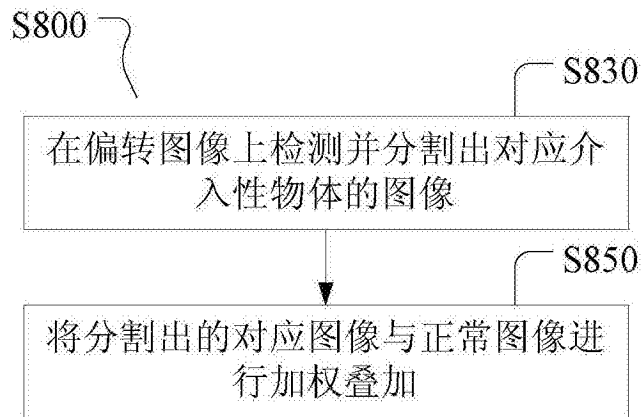


图 8

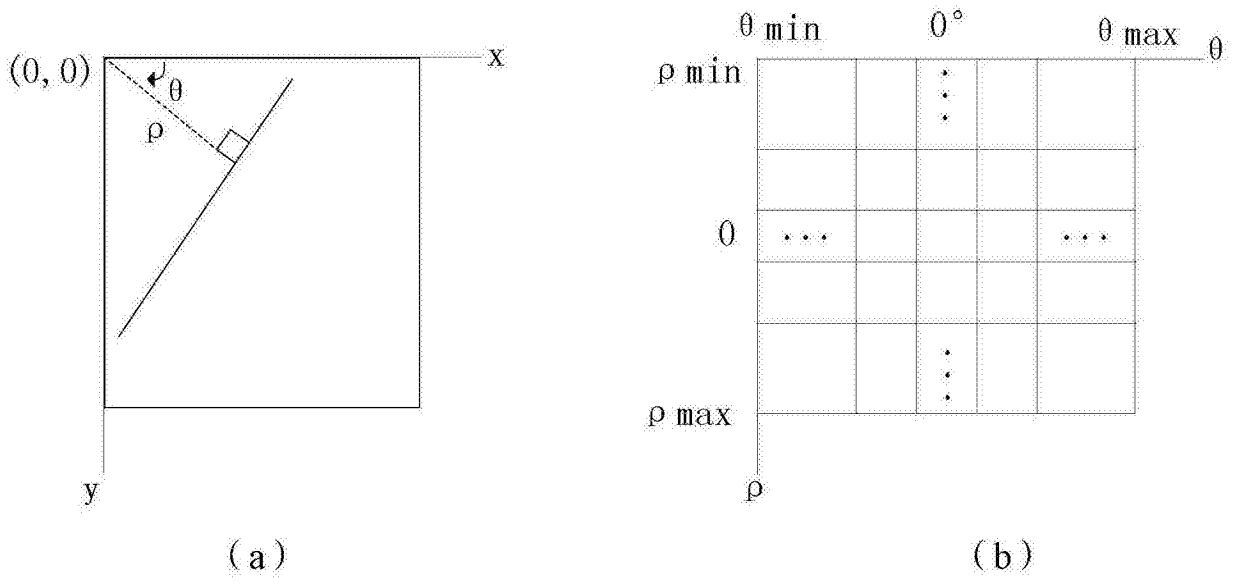


图 9

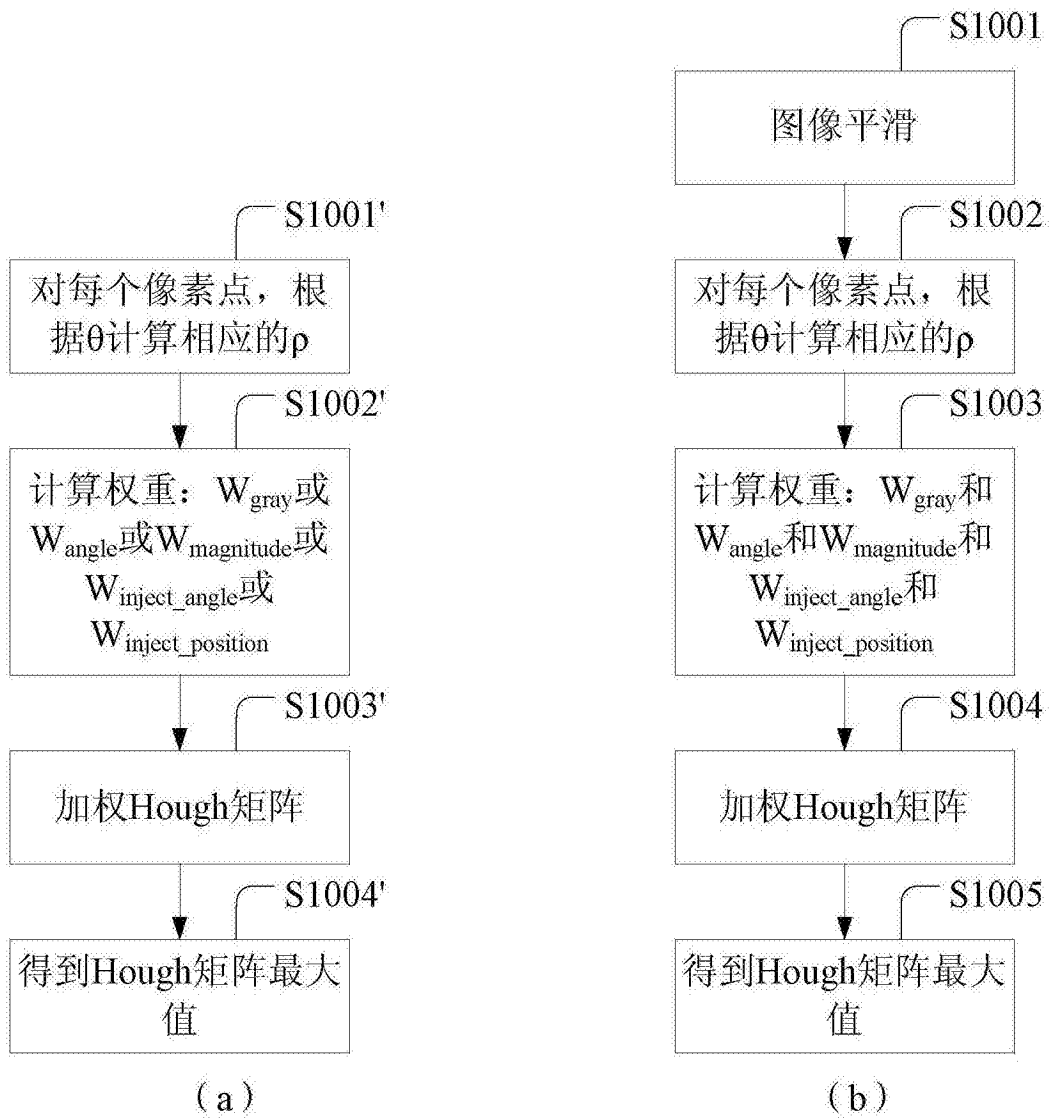


图 10

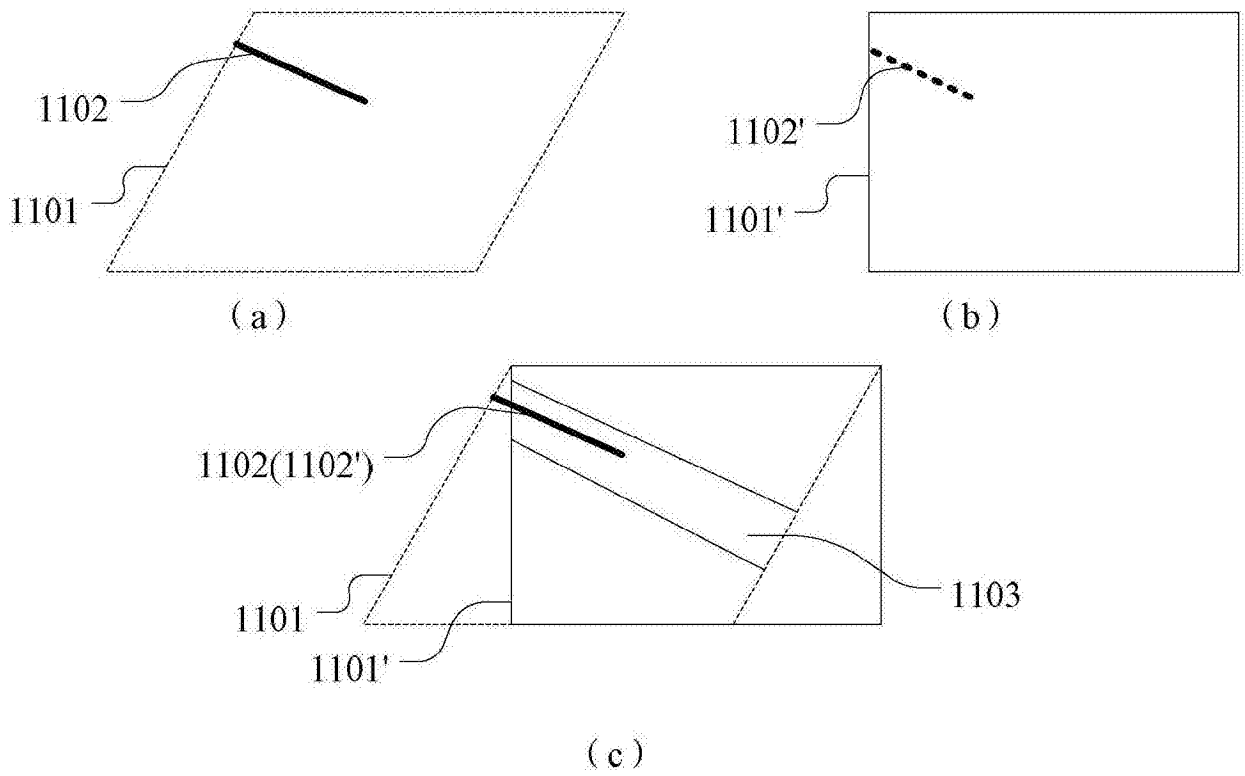


图 11

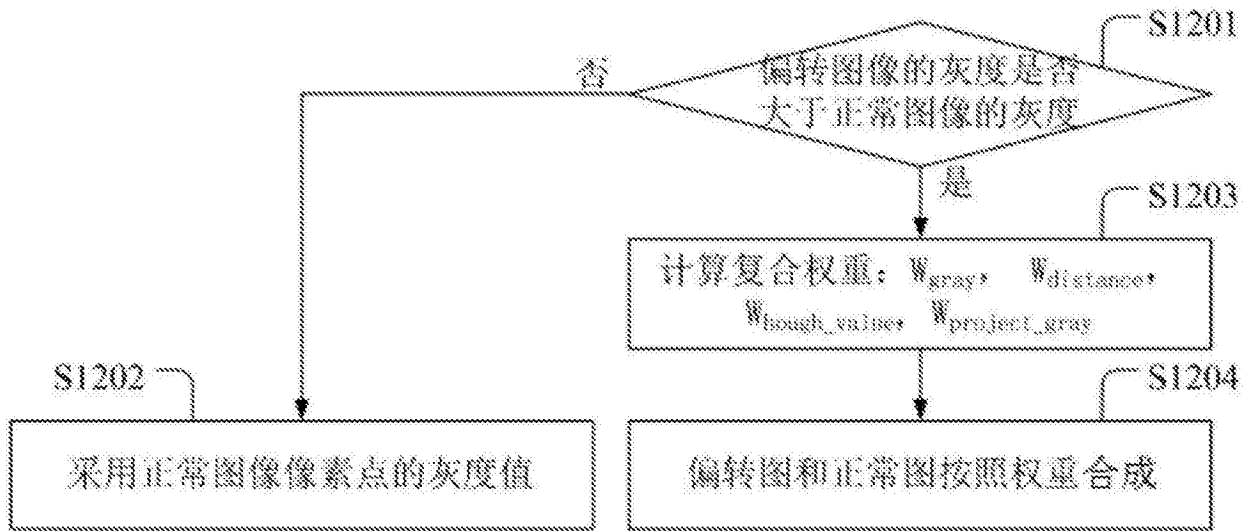


图 12

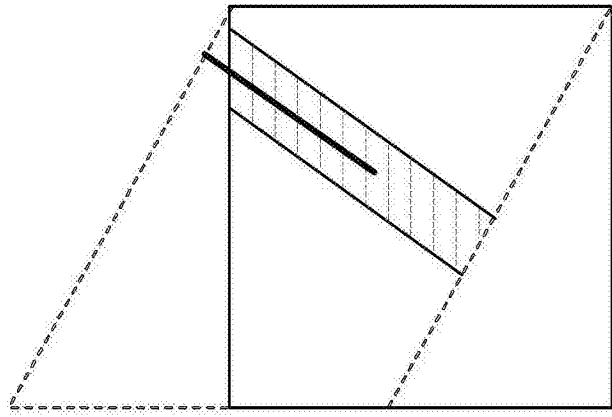


图 13

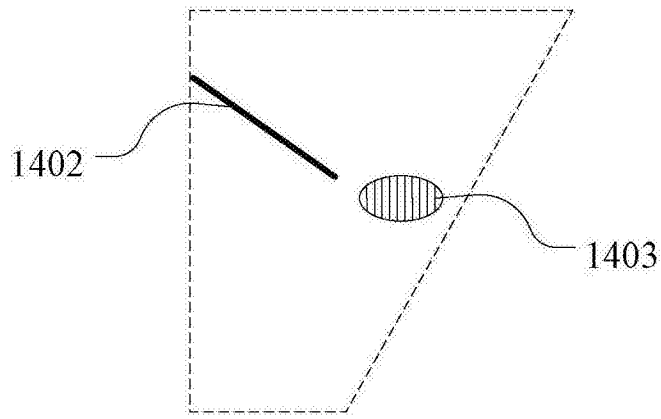


图 14

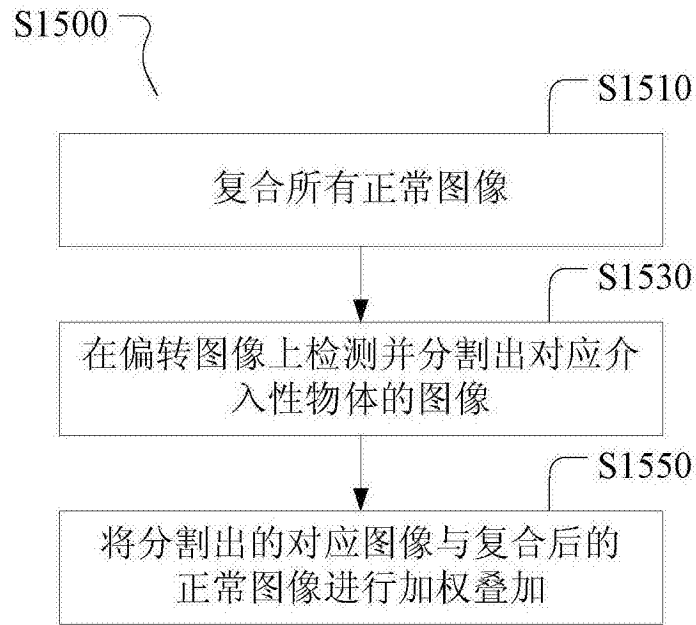


图 15

专利名称(译)	一种超声成像方法及装置		
公开(公告)号	CN102920476B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201110230097.1	申请日	2011-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	徐燕 姚斌 邹耀贤 侯龙龙		
发明人	徐燕 姚斌 邹耀贤 侯龙龙		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	郭燕		
其他公开文献	CN102920476A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像方法及装置，方法包括：从至少一个第一角度和至少一个第二角度向待检测对象发射超声波束，第一角度为有利于接收介入性物体的超声回波的角度，第二角度为有利于接收待检测对象内部组织的超声回波的角度；接收从至少一个第一角度和至少一个第二角度反馈的回波信号，包括至少一个第一角度回波信号和至少一个第二角度回波信号；对接收到的回波信号进行信号处理后输出图像，包括至少一个第一角度图像和至少一个第二角度图像；对输出的图像进行显示。通过将第一角度向介入性物体的发射和从第二角度向待检测对象的发射交替进行，既保证显示出介入性物体形成的图像，又保证待检测对象形成的图像的质量不变差。

