



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103845075 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 11

(21) 申请号 201210506954. 0

(22) 申请日 2012. 11. 30

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 程刚 韩晓东 叶菁

迈克尔 . C. 麦克唐纳

克里斯多夫 . R. 哈扎德

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 周少杰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

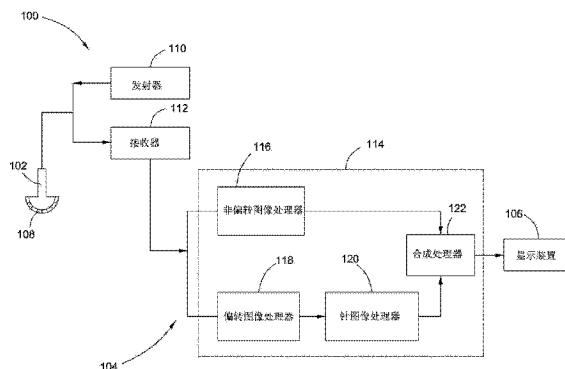
权利要求书2页 说明书6页 附图10页

(54) 发明名称

超声装置及超声成像方法

(57) 摘要

本发明揭示一种超声装置。该超声装置包括：弧阵探头，其包括若干用来发射超声信号的传感元件，每一组超声信号包括非偏转帧和相对于非偏转帧偏转的至少一个偏转帧；接收器，与弧阵探头连接，用来接收非偏转帧产生的非偏转回声帧和至少一个偏转帧产生的至少一个偏转回声帧；及图像处理装置，与接收器连接，用以处理非偏转回声帧产生非偏转图像，且处理至少一个偏转回声帧产生至少一帧针增强图像，并用以进一步将非偏转图像和针增强图像合成为合成图像。本发明还揭示一种超声成像方法。



1. 一种超声装置,其特征在于:所述超声装置包括:

弧阵探头,其包括若干用来发射超声信号的传感元件,每一组超声信号包括非偏转帧和相对于所述非偏转帧偏转的至少一个偏转帧;

接收器,与所述弧阵探头连接,用来接收所述非偏转帧产生的非偏转回声帧和所述至少一个偏转帧产生的至少一个偏转回声帧;及

图像处理装置,与所述接收器连接,用以处理所述非偏转回声帧产生非偏转图像,且处理所述至少一个偏转回声帧产生至少一帧针增强图像,并用以进一步将所述非偏转图像和所述至少一帧针增强图像合成为合成图像。

2. 如权利要求1所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括相对于所述弧阵探头的轴向左偏转的左偏转超声束和相对于所述弧阵探头的轴向右偏转的右偏转超声束。

3. 如权利要求1或2所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括平行于所述弧阵探头的轴偏转的竖直偏转超声束。

4. 如权利要求1所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括平行偏转的偏转超声束。

5. 如权利要求1所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括相对于所述弧阵探头的轴偏转不同角度的偏转超声束。

6. 如权利要求1所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括若干偏转超声束,所述非偏转帧包括若干非偏转超声束,所述偏转超声束的数目少于所述非偏转超声束的数目。

7. 如权利要求1所述的超声装置,其特征在于:所述至少一个偏转帧包括相对于所述弧阵探头的轴向左偏转的左偏转帧和相对于所述弧阵探头的轴向右偏转的右偏转帧。

8. 如权利要求1所述的超声装置,其特征在于:所述非偏转帧包括相对于所述弧阵探头的轴成不同角度传输的非偏转超声束。

9. 如权利要求1所述的超声装置,其特征在于:所述图像处理装置包括偏转图像处理器和与所述偏转图像处理器连接的针图像处理器,所述偏转图像处理器用来处理所述偏转回声帧产生偏转图像,所述针图像处理器用来从所述偏转图像中滤除非针图像来产生所述针增强图像。

10. 一种超声装置,其特征在于:所述超声装置包括:

弧阵探头,其包括若干用来发射超声信号的传感元件,每一组超声信号包括非偏转帧和相对于所述非偏转帧偏转的至少一个偏转帧;及

处理单元,与所述弧阵探头连接,用来:

接收所述超声信号产生的超声回声信号,

处理所述超声回声信号产生非偏转图像和至少一帧针增强图像,及

将所述非偏转图像和所述至少一帧针增强图像合成为合成图像。

11. 如权利要求10所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括相对于所述弧阵探头的轴向左偏转的左偏转超声束和相对于所述弧阵探头的轴向右偏转的右偏转超声束。

12. 如权利要求10或11所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括平行于所述弧阵探头的轴偏转的竖直偏转超声束。

13. 如权利要求10所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括平行偏转的偏转超声束。

14. 如权利要求 10 所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括相对于所述弧阵探头的轴偏转不同角度的偏转超声束。

15. 如权利要求 10 所述的超声装置,其特征在于:所述偏转帧包括若干偏转超声束,所述非偏转帧包括若干非偏转超声束,所述偏转超声束的数目少于所述非偏转超声束的数目。

16. 一种超声成像方法,其特征在于:所述超声成像方法包括以下步骤:

通过弧阵探头的传感元件发射超声信号,每一组超声信号包括非偏转帧和相对于所述非偏转帧偏转的至少一个偏转帧;

接收所述非偏转帧产生的非偏转回声帧和所述至少一个偏转帧产生的至少一个偏转回声帧;

处理所述非偏转回声帧产生非偏转图像,且处理所述至少一个偏转回声帧产生至少一帧针增强图像;及

将所述非偏转图像和所述至少一帧针增强图像合成为合成图像。

17. 如权利要求 16 所述的超声成像方法,其特征在于:所述偏转帧包括相对于所述弧阵探头的轴向左偏转的左偏转超声束和相对于所述弧阵探头的轴向右偏转的右偏转超声束。

18. 如权利要求 16 或 17 所述的超声成像方法,其特征在于:所述偏转帧包括平行于所述弧阵探头的轴偏转的竖直偏转超声束。

19. 如权利要求 16 所述的超声成像方法,其特征在于:所述偏转帧包括若干偏转超声束,所述非偏转帧包括若干非偏转超声束,所述偏转超声束的数目少于所述非偏转超声束的数目。

20. 如权利要求 16 所述的超声成像方法,其特征在于:所述产生至少一帧针增强图像的步骤包括:

处理所述偏转回声帧产生偏转图像;及

从所述偏转图像中滤除非针图像来产生所述针增强图像。

超声装置及超声成像方法

技术领域

[0001] 本发明有关一种超声装置及超声成像方法,尤其涉及一种探测探针的超声装置及超声成像方法。

背景技术

[0002] 超声成像技术广泛地在外科手术、麻醉等过程中用来引导探针插入人体组织内。在超声成像中弧阵探头经常用来发射超声信号来显示患者的组织和插入组织内的探针。弧阵探头发出的每一帧超声信号包括从不同角度发射进入组织的若干超声束。其中一些超声束到达探针被探针反射回来。一些从探针反射回来的回声超声束不在弧阵探头能够接收信号的角度范围内,该些回声超声束不能到达弧阵探头,因此导致探针部分可见。在超声图像中探针的图像往往为断开的直线,探针图像不清晰,如此很难准确判断探针的位置,尤其是探针的头部的的位置很难确定,从而很难引导探针到达预定的位置,往往会造成不必要的组织破坏,增加患者的不舒适感。

[0003] 因此,有必要提供一种超声装置及超声成像方法来解决上面提及的技术问题。

发明内容

[0004] 本发明的一个方面在于提供一种超声装置。该超声装置包括:弧阵探头,其包括若干用来发射超声信号的传感元件,每一组超声信号包括非偏转帧和相对于所述非偏转帧偏转的至少一个偏转帧;接收器,与所述弧阵探头连接,用来接收所述非偏转帧产生的非偏转回声帧和所述至少一个偏转帧产生的至少一个偏转回声帧;及图像处理装置,与所述接收器连接,用以处理所述非偏转回声帧产生非偏转图像,且处理所述至少一个偏转回声帧产生至少一帧针增强图像,并用以进一步将所述非偏转图像和所述至少一帧针增强图像合成为合成图像。

[0005] 本发明的另一个方面在于提供一种超声装置。该超声装置包括:弧阵探头,其包括若干用来发射超声信号的传感元件,每一组超声信号包括非偏转帧和相对于所述非偏转帧偏转的至少一个偏转帧;及处理单元,与所述弧阵探头连接,用来:接收所述超声信号产生的超声回声信号,处理所述超声回声信号产生非偏转图像和至少一帧针增强图像,及将所述非偏转图像和所述至少一帧针增强图像合成为合成图像。

[0006] 本发明的再一个方面在于提供一种超声成像方法。该超声成像方法包括以下步骤:通过弧阵探头的传感元件发射超声信号,每一组超声信号包括非偏转帧和相对于所述非偏转帧偏转的至少一个偏转帧;接收所述非偏转帧产生的非偏转回声帧和所述至少一个偏转帧产生的至少一个偏转回声帧;处理所述非偏转回声帧产生非偏转图像,且处理所述至少一个偏转回声帧产生至少一帧针增强图像;及将所述非偏转图像和所述至少一帧针增强图像合成为合成图像。

[0007] 本发明的超声装置及超声成像方法通过弧阵探头发射非偏转帧和偏转帧分别获得非偏转图像和针增强图像,并将非偏转图像和针增强图像合成在一起,从而可以获得探

针在身体组织内的清晰的图像。

附图说明

[0008] 通过结合附图对于本发明的实施方式进行描述,可以更好地理解本发明,在附图中:

[0009] 图 1 所示为本发明超声装置的一个实施例的模块图。

[0010] 图 2 所示为本发明超声装置的弧阵探头发射超声信号的一个实施例的示意图。

[0011] 图 3 所示为本发明弧阵探头发射超声信号的另一个实施例的示意图。

[0012] 图 4 所示为本发明弧阵探头发射超声信号的另一个实施例的示意图。

[0013] 图 5 所示为本发明弧阵探头发射超声信号的另一个实施例的示意图。

[0014] 图 6 所示为本发明弧阵探头发射超声信号的另一个实施例的示意图。

[0015] 图 7 所示为本发明弧阵探头发射超声信号的另一个实施例的示意图。

[0016] 图 8 所示为本发明弧阵探头发射超声信号的另一个实施例的示意图。

[0017] 图 9 所示为本发明超声成像方法的一个实施例的流程图。

[0018] 图 10 所示为一个实施例的非偏转图像。

[0019] 图 11 所示为一个实施例的针增强图像。

[0020] 图 12 所示为图 10 所示的非偏转图像与图 11 所示的针增强图像的合成图像。

具体实施方式

[0021] 除非另作定义,此处使用的技术术语或者科学术语应当为本发明所属领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。本发明专利申请说明书以及权利要求书中使用的“第一”“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性,而只是用来区分不同的组成部分。同样,“一个”或者“一”等类似词语也不表示数量限制,而是表示存在至少一个。除非另行指出,“前部”“后部”“下部”和/或“上部”等类似词语只是为了便于说明,而并非限于一个位置或者一种空间定向。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现在“包括”或者“包含”前面的元件或者物件涵盖出现在“包括”或者“包含”后面列举的元件或者物件及其等同,并不排除其他元件或者物件。“连接”或者“相连”等类似的词语并非限定于物理的或者机械的连接,而是可以包括电性的连接,不管是直接的还是间接的。“图像”等类似的词语并非限定于可视图像,而是可以包括用于图像显示的数据。

[0022] 图 1 所示为超声装置 100 的一个实施例的模块图。超声装置 100 用来成像身体组织并引导探针(未图示)进入身体组织。超声装置 100 包括弧阵探头 102、与弧阵探头 102 连接的处理单元 104 及与处理单元 104 连接的显示装置 106。弧阵探头 102 用来接触身体表皮(未图示)。弧阵探头 102 包括若干用来发射超声信号的传感元件 108。传感元件 108 向身体组织发射超声信号并接收来自身体组织的超声回声信号。每一组超声信号包括非偏转帧和相对于非偏转帧偏转的至少一个偏转帧。超声信号从身体内的结构,例如血液细胞、肌肉组织等,散射回来产生超声回声信号。

[0023] 处理单元 104 用来接收超声信号产生的超声回声信号,处理超声回声信号产生非偏转图像和至少一帧针增强图像,并将非偏转图像和针增强图像合成为合成图像。处理单元 104 包括连接于弧阵探头 102 的发射器 110、连接于弧阵探头 102 的接收器 112 及连接

于接收器 112 的图像处理装置 114。发射器 110 输出信号给弧阵探头 102 来激发弧阵探头 102 的传感元件 108 发射超声信号。接收器 112 接收来自弧阵探头 102 的超声回声信号并将其放大。超声回声信号包括非偏转帧产生的非偏转回声帧和偏转帧产生的至少一个偏转回声帧。

[0024] 图像处理装置 114 用来处理非偏转回声帧产生非偏转图像,且处理偏转回声帧产生至少一帧针增强图像,并用以进一步将非偏转图像和针增强图像合成为合成图像。图像处理装置 114 包括连接于接收器 112 的非偏转图像处理器 116、连接于接收器 112 的偏转图像处理器 118、与偏转图像处理器 118 连接的针图像处理器 120 及连接于非偏转图像处理器 116 和针图像处理器 120 的合成处理器 122。

[0025] 非偏转图像处理器 116 处理非偏转回声帧产生非偏转图像。非偏转图像可以是包含探针的身体组织的图像。偏转图像处理器 118 用来处理偏转回声帧产生偏转图像。偏转图像可以是包含探针的身体组织的图像。非偏转回声帧和偏转回声帧分别波束成形为 RF (Radio Frequency, 射频) 信号。RF 信号进一步解调为表示超声回声信号的 IQ (In-phase Quadrature, 同相正交) 数据。IQ 数据进一步被处理形成图像帧,用来合成和显示。在一个实施例中,非偏转图像处理器 116 和 / 或偏转图像处理器 118 可用来产生 RF 信号和 IQ 数据。在另一个实施例中,RF 信号和 IQ 数据由独立于非偏转图像处理器 116 和偏转图像处理器 118 的元件来产生。例如,波束成形器(未图示)用来产生 RF 信号,RF 处理器(未图示)用来处理 RF 信号产生 IQ 数据。

[0026] 针图像处理器 120 用来从偏转图像中滤除非针图像来产生针增强图像。非针图像包括组织图像、噪声图像等。针增强图像为仅有探针的图像。针图像处理器 120 可以包括一个或多个滤波器(未图示)来滤除非针图像。合成处理器 122 将非偏转图像和针增强图像合成为合成图像。合成图像为增强了的探针在组织中的图像。在此实施例中,非偏转图像和针增强图像空间上合成在一起。如此,探针的图像在合成图像中被增强且合成图像的质量没有降低。

[0027] 超声回声信号可以在超声扫描期间被实时处理。超声回声信号一旦被处理单元 104 接收就进行相应地处理。在其他一些实施例中,超声回声信号可以在超声扫描期间暂存在存储器(未图示)中,在稍滞后的时间或离线进行处理。显示装置 106 连接于合成处理器 122 且显示合成图像为可视图像。显示装置 106 显示的合成图像可以用来引导探针进入身体组织。

[0028] 在一个实施例中,超声装置 100 的元件之间可以通过有线或无线连接。例如,显示装置 106 可以无线连接至处理单元 104,从而显示装置 106 可以放置于离处理单元较远的地方。例如,显示装置 106 可以放置于急诊室或手术间,超声装置 100 的其他一些元件可以放置于另一个房间或楼里。

[0029] 图 2 所示为弧阵探头 102 向身体发射超声信号的一个实施例的示意图。弧阵探头 102 接触身体表皮 300,探针 200 插入身体内。图 1 所示的发射器 110 激励弧阵探头 102 发射超声信号。图 2 所示的一组超声信号包括非偏转帧 401 和偏转帧 403。非偏转帧 401 包括非偏转超声束 405,每一非偏转超声束 405 由弧阵探头 102 的传感元件 108 发射出。非偏转超声束 405 相对于弧阵探头 102 的轴 103 成不同角度传输,如此可以扫描较大的范围。非偏转帧 401 可扫描一扇形二维区域。在此实施例中,非偏转帧 401 可以是 B 模式帧。

[0030] 偏转帧 403 包括平行偏转的偏转超声束 407。在此实施例中,从弧阵探头 102 的角度看,探针 200 靠近弧阵探头 102 的左侧。以下提及的“左”和“右”均是从弧阵探头 102 的角度看的方位。偏转超声束 407 相对于弧阵探头 102 的轴 103 向左偏转。在另一个实施例中,探针 200 靠近弧阵探头 102 的右侧,且偏转超声束 407 相对于弧阵探头 102 的轴 103 向右偏转。探针 200 反射到达探针 200 的偏转超声束 407。

[0031] 较佳地,到达探针 200 的偏转超声束 407 与探针 200 之间成 90 度角,如此该些偏转超声束 407 产生的偏转回声束沿该些偏转超声束 407 的路线反射回来,因此来自探针 200 的偏转回声束可以全部被传感元件 108 接收,从而可以更完整地显示探针 200。偏转超声束 407 与探针 200 之间的角度接近 90 度也是可行的。在本实施例中,弧阵探头 102 交替地发射非偏转帧 401 和偏转帧 403。

[0032] 图 3 所示为弧阵探头 102 向身体发射超声信号的另一个实施例的示意图。在此实施例中,每一组超声信号包括非偏转帧 401 和偏转帧 410。偏转帧 410 包括若干偏转超声束 412,非偏转帧 401 包括若干非偏转超声束 405。此实施例的超声信号类似于图 2 所示的超声信号。图 3 所示的超声信号与图 2 所示的超声信号的区别之一为图 3 所示的偏转超声束 412 的数目少于非偏转超声束 405 的数目。非偏转超声束 412 数目的减少未降低针增强图像的图像质量。

[0033] 在此实施例中,偏转超声束 412 向探针 200 偏转,远离探针 200 的一个或多个传感元件 108 未发射偏转超声束 412。传感元件 108 越远离探针 200,偏转超声束 412 相对于相应的非偏转超声束 405 的偏转角度越大。偏转角度越大,偏转超声束 412 的超声脉冲信号越弱。靠近探针 200 的传感元件 108 用来发射信号较强的偏转超声束 412 来产生较强的偏转回声超声束,如此在基本不降低图像质量的前提下加快图像的获取速度。

[0034] 图 4 所示为弧阵探头 102 向身体发射超声信号的另一个实施例的示意图。每一组超声信号包括非偏转帧 401 和偏转帧 416。此实施例的超声信号类似于图 2 所示的超声信号。图 4 所示的超声信号与图 2 所示的超声信号的区别之一为图 4 所示的偏转帧 416 的偏转超声束 418 的数目少于非偏转帧 401 的非偏转超声束 405 的数目。此实施例中,偏转帧 416 的偏转超声束 418 的束密度较低,从而提高图像的获取速度。偏转超声束 418 的束密度可以是非偏转超声束 405 的束密度的一半或低于一半。

[0035] 图 5 所示为弧阵探头 102 向身体发射超声信号的另一个实施例的示意图。每一组超声信号包括非偏转帧 401 和偏转帧 420。偏转帧 420 包括相对于弧阵探头 102 的轴 103 向左偏转的左偏转超声束 422 和相对于弧阵探头 102 的轴 103 向右偏转的右偏转超声束 424。传感元件 108 相对于弧阵探头 102 的轴 103 对称排布。传感元件 108 包括排布于弧阵探头 102 的轴 103 左侧的左传感元件 130 和排布于弧阵探头 102 的轴 103 右侧的右传感元件 132。在此实施例中,左传感元件 130 发射左偏转超声束 422,右传感元件 132 发射右偏转超声束 424,如此左偏转超声束 422 和右偏转超声束 424 的脉冲信号都较强。此实施例的偏转帧 420 可以方便检测从弧阵探头 102 的左侧或右侧插入身体的探针 200。

[0036] 图 6 所示为弧阵探头 102 向身体发射超声信号的另一个实施例的示意图。每一组超声信号包括非偏转帧 401 和偏转帧 426。偏转帧 426 包括相对于弧阵探头 102 的轴 103 向左偏转的左偏转超声束 428、平行于弧阵探头 102 的轴 103 偏转的竖直偏转超声束 430 和相对于弧阵探头 102 的轴 103 向右偏转的右偏转超声束 432。此实施例中,左偏转超声束

428 平行偏转, 竖直偏转超声束 430 平行偏转, 且右偏转超声束 432 平行偏转。左偏转超声束 428 由部分左传感元件 130 发射。右偏转超声束 432 由部分右传感元件 132 发射。竖直偏转超声束 430 位于左偏转超声束 428 和右偏转超声束 432 之间。本实施例的偏转帧 426 可以扫描较大的范围, 从而有利于探测插入身体组织较深的探针 200, 可以较准确地探测到探针 200 的头部所到达的位置。

[0037] 图 7 所示为弧阵探头 102 向身体发射超声信号的另一个实施例的示意图。每一组超声信号包括非偏转帧 401、左偏转帧 436 和右偏转帧 440。左偏转帧 436 相对于弧阵探头 102 的轴 103 向左偏转。右偏转帧 440 相对于弧阵探头 102 的轴 103 向右偏转。本实施例中, 左偏转帧 436 的左偏转超声束 438 平行偏转, 右偏转帧 440 的右偏转超声束 438 平行偏转。在一些实施例中, 左偏转帧 436 可以是图 2 所示的偏转帧 403、图 3 所示的偏转帧 410 或图 4 所示的偏转帧 416, 且右偏转帧 440 可以具有左偏转帧 436 类似的特征。在一些实施例中, 超声信号可以进一步包括平行于弧阵探头 102 的轴 103 偏转的竖直偏转帧(未图示)。

[0038] 图 8 所示为弧阵探头 102 向身体发射超声信号的另一个实施例的示意图。每一组超声信号包括非偏转帧 401 和偏转帧 446。偏转帧 446 包括相对于弧阵探头 102 的轴 103 偏转不同角度的偏转超声束 448。在本实施例中, 偏转超声束 448 相对于相应的非偏转超声束 405 偏转相同的角度 θ 。角度 θ 可以是 15 度、30 度、45 度或根据实际应用的其他任一角度。偏转超声束 448 可以相对于非偏转超声束 405 向左偏转或向右偏转。在本实施例中, 偏转帧 446 可以扫描扇形二维区域。偏转帧 446 的扫描范围较大, 有利于探测插入身体组织较深的探针 200, 可以较准确地探测到探针 200 的头部所到达的位置。

[0039] 偏转帧的数目不固定, 可以根据实际应用确定。在一些实施例中, 超声信号可以包括一个或多个图 2 至图 8 所示的偏转帧 403、410、416、420、426、436、440 和 446, 和 / 或一个或多个其他形式的偏转帧。每一偏转帧产生的偏转回声帧可以被处理产生一帧针增强图像。图 2 至图 8 所示的偏转帧 403、410、416、420、426、436、440 和 446 的传输频率可以低于非偏转帧 401 的传输频率, 从而产生低衰减的较强的偏转回声超声束。

[0040] 图 9 所示为本发明超声成像方法 900 的一个实施例的流程图。超声成像方法 900 的主要动作列于图 9 的模块中, 模块的先后顺序和模块中动作的拆分不限于图 9 所示的方式。例如, 模块可以以不同的顺序执行; 一个模块中的动作可以与一个或多个其他的模块合并或者拆分为多个模块。

[0041] 超声成像方法 900 包括步骤 901~905。步骤 901 中, 通过弧阵探头的传感元件发射超声信号。每一组超声信号包括非偏转帧和相对于非偏转帧偏转的至少一个偏转帧。例如, 在图 1 中, 发射器 110 驱动弧阵探头 102 的传感元件 108 发射超声信号。每一组超声信号可以包括非偏转帧 401 和一个或多个图 2 至图 8 所示的偏转帧 403、410、416、420、426、436、440、446。

[0042] 步骤 902 中, 接收超声信号产生的超声回声信号, 超声回声信号包括非偏转帧产生的非偏转回声帧和偏转帧产生的至少一个偏转回声帧。例如, 非偏转帧 401 和图 2 至图 8 所示的偏转帧 403、410、416、420、426、436、440、446 从身体组织和 / 或插入身体的探针反射回来产生超声回声信号。图 1 所示的接收器 112 接收超声回声信号。

[0043] 步骤 903 中, 处理非偏转回声帧产生非偏转图像, 且处理偏转回声帧产生至少一帧针增强图像。例如, 在图 1 中, 非偏转图像处理器 116 处理非偏转回声帧产生非偏转图像,

偏转图像处理器 118 和针图像处理器 120 处理偏转回声帧产生针增强图像。一个偏转回声帧被处理产生一帧针增强图像。产生至少一帧针增强图像的步骤 903 包括处理偏转回声帧产生偏转图像及从偏转图像中滤除非针图像来产生针增强图像。例如,在图 1 中,偏转图像处理器 118 处理偏转回声帧产生偏转图像,针图像处理器 120 从偏转图像中滤除非针图像,只保留探针的图像,从而产生针增强图像。

[0044] 步骤 904 中,将非偏转图像和针增强图像合成为合成图像。例如,在图 1 中,合成处理器 122 将非偏转图像和针增强图像合成为合成图像,如此探针的图像增强且组织图像的质量未降低。步骤 905 中,显示合成图像。例如,图 1 所示的显示装置 106 显示合成图像为可视图像用来引导探针的插入。

[0045] 图 10 所示为一个实施例的非偏转图像。非偏转图像通过处理非偏转帧获得,非偏转帧可以是图 2 至图 8 所示的非偏转帧 401。在非偏转图像中,身体内的组织结构 11 显示清晰,插入身体内的探针 13 显示不清晰。为了便于说明,非偏转帧显示为可视图像。在一些实施例中,非偏转图像未显示,可以保存在存储器中。

[0046] 图 11 所示为一个实施例的针增强图像。针增强图像通过处理偏转帧获得,偏转帧可以是图 2 至图 8 所示的偏转帧 403、410、416、420、426、436、440、446 中的一个。在针增强图像中,只显示探针 15 且显示得较清晰。本实施例的针增强图像中探针 15 的背景为黑色。为了便于说明,针增强图像显示为可视图像。在一些实施例中,针增强图像未显示,可以存储在存储器内。在一些实施例中,利用一个或多个偏转帧获得一帧或多帧针增强图像。

[0047] 图 12 所示为图 10 所示的非偏转图像与图 11 所示的针增强图像的合成图像。合成图像通过空间上合成图 10 所示的非偏转图像和图 11 所示的针增强图像获得。在合成图像中,探针 17 通过合成图 10 所示的探针 13 和图 11 所示的探针 15 获得,图 12 所示的组织结构 11 为图 11 所示的组织结构 11。探针 17 和身体内的组织结构 11 都很清晰。合成图像可以用图 1 所示的显示装置 106 显示。

[0048] 虽然结合特定的实施方式对本发明进行了说明,但本领域的技术人员可以理解,对本发明可以作出许多修改和变型。因此,要认识到,权利要求书的意图在于涵盖在本发明真正构思和范围内的所有这些修改和变型。

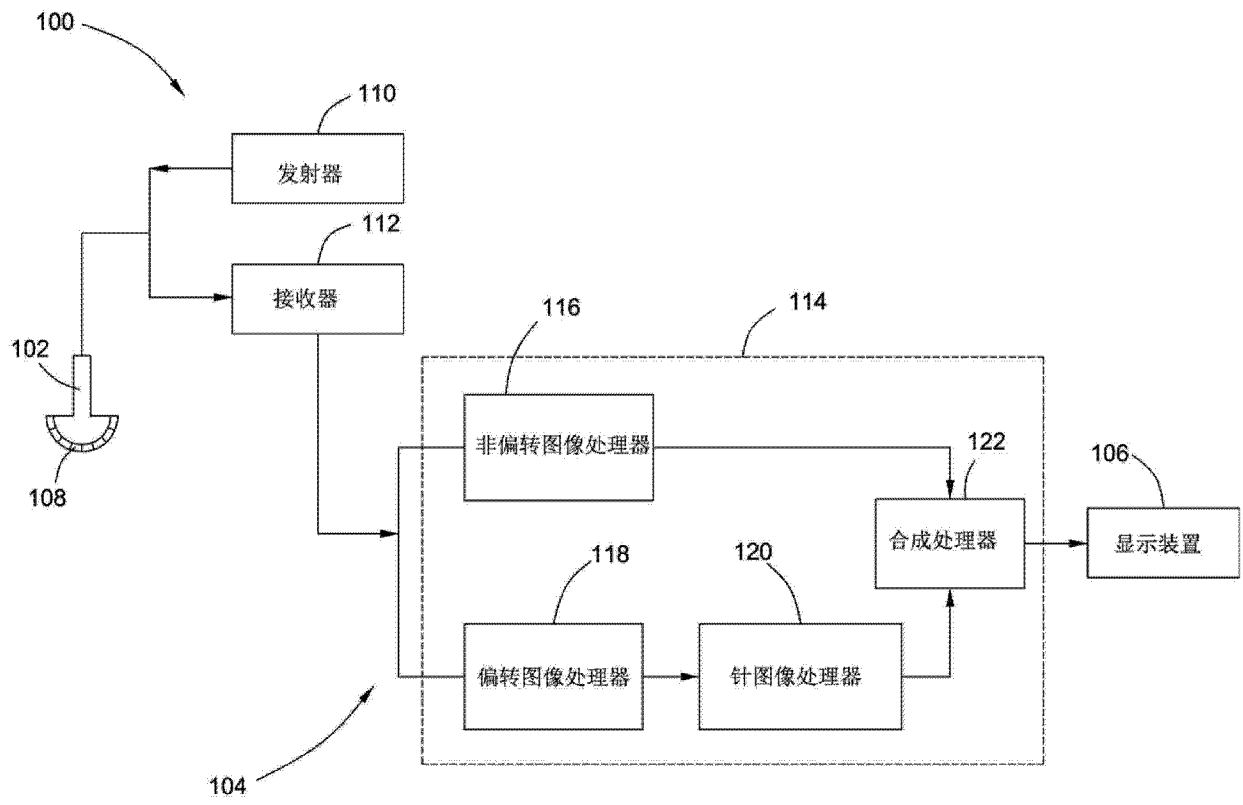


图 1

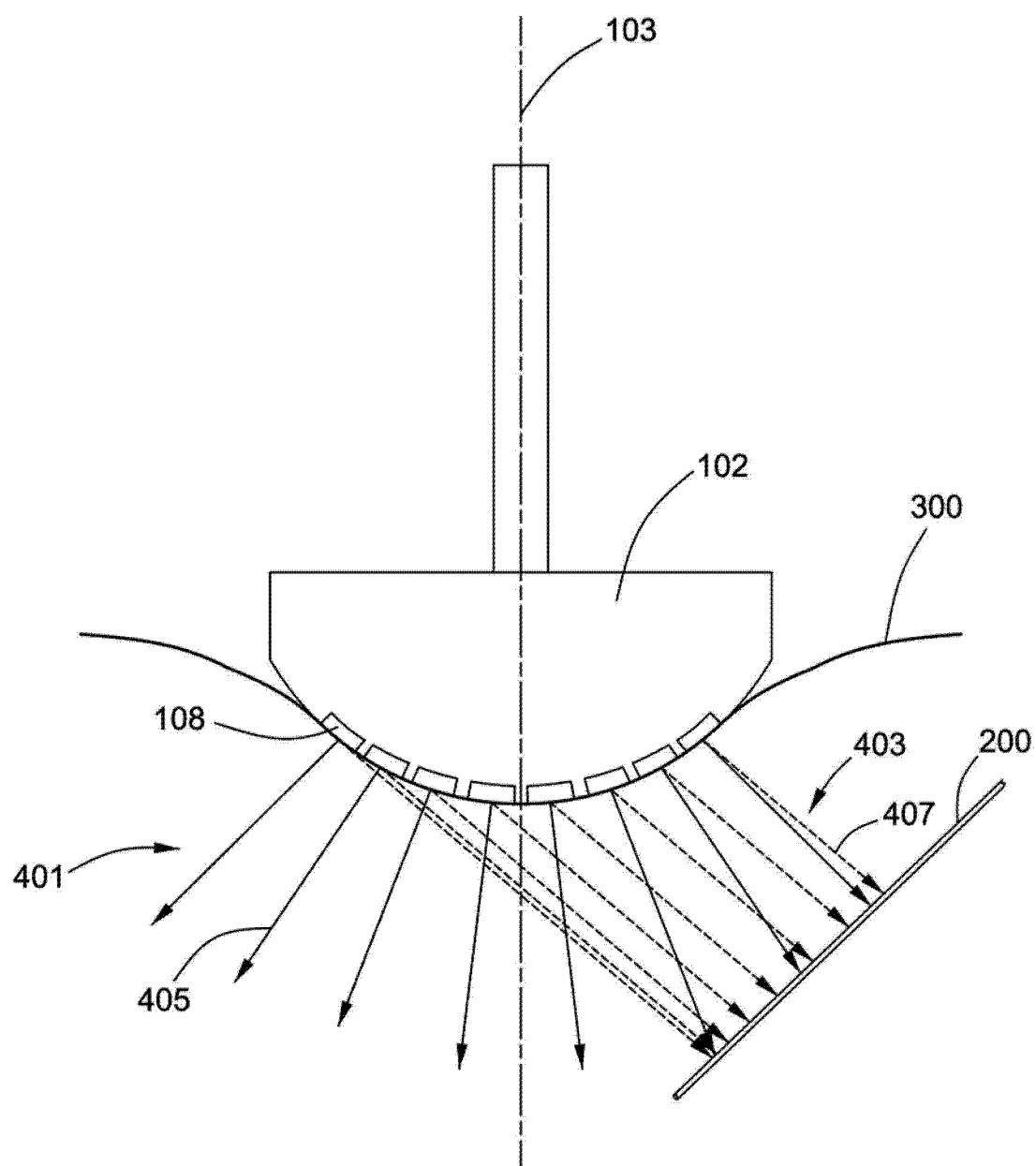


图 2

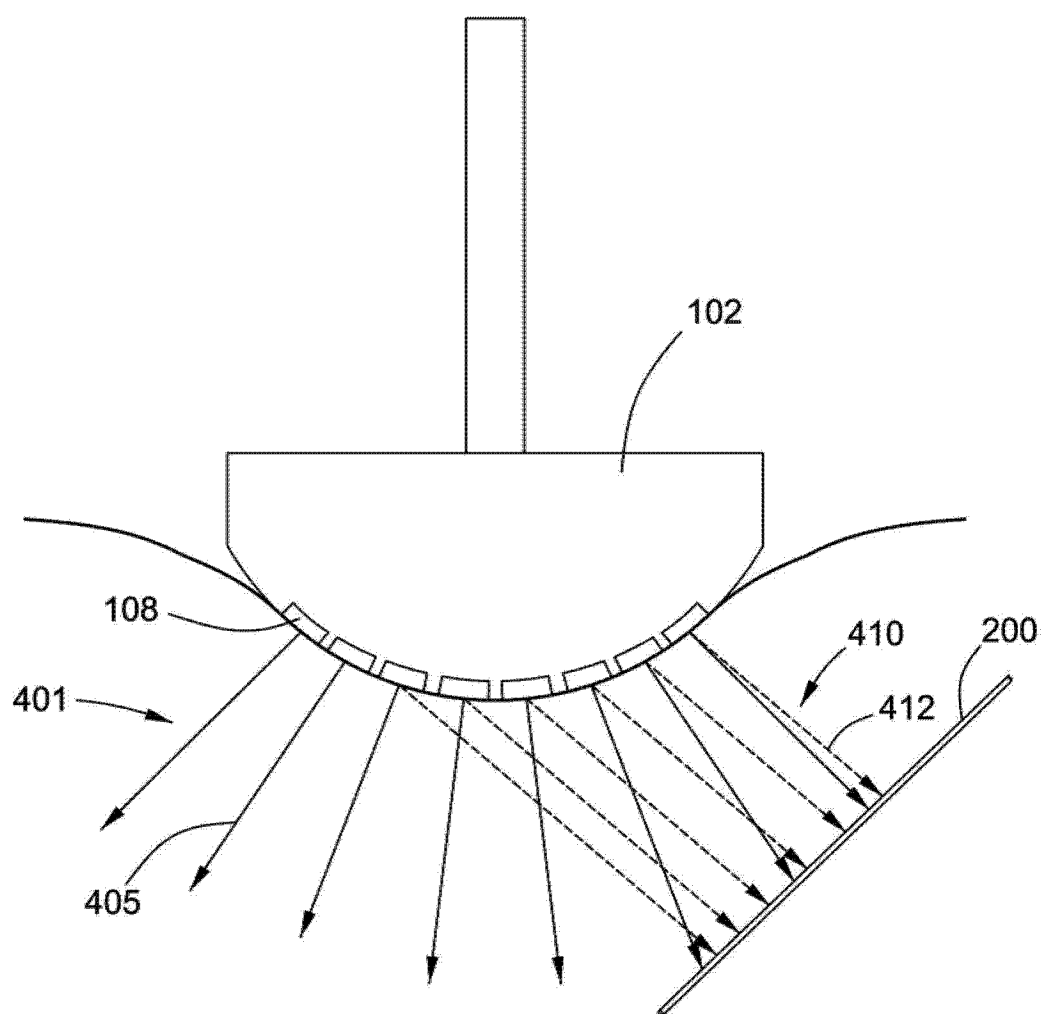


图 3

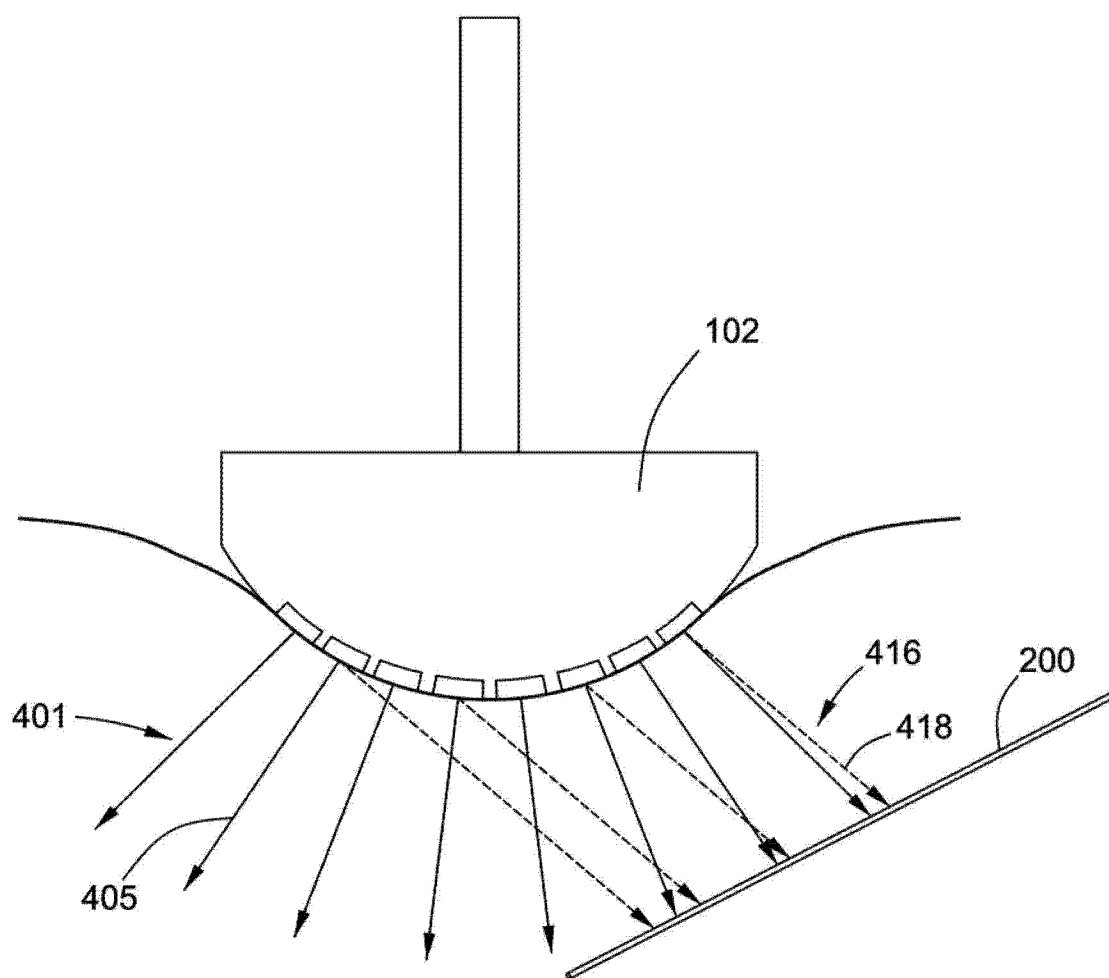


图 4

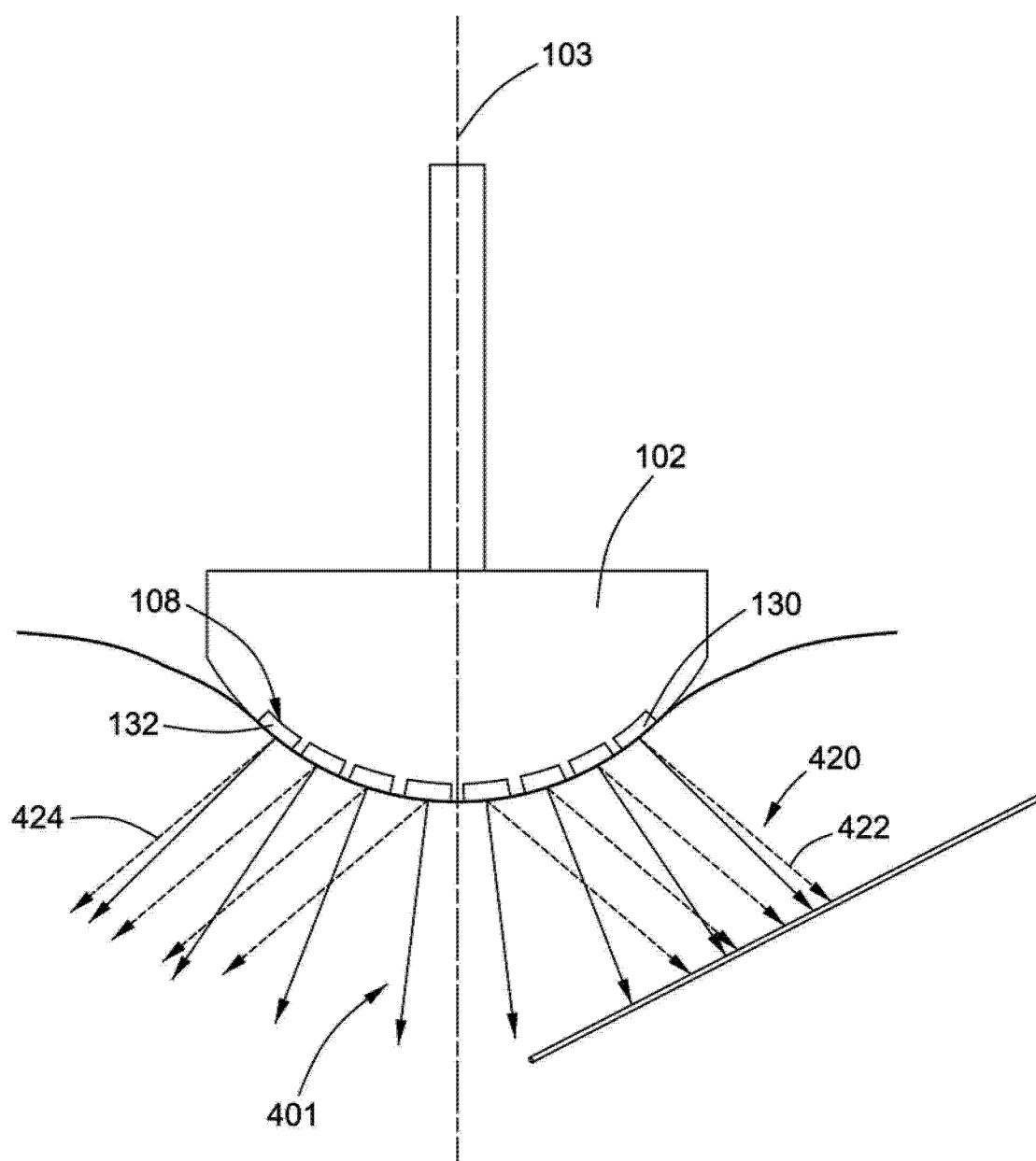


图 5

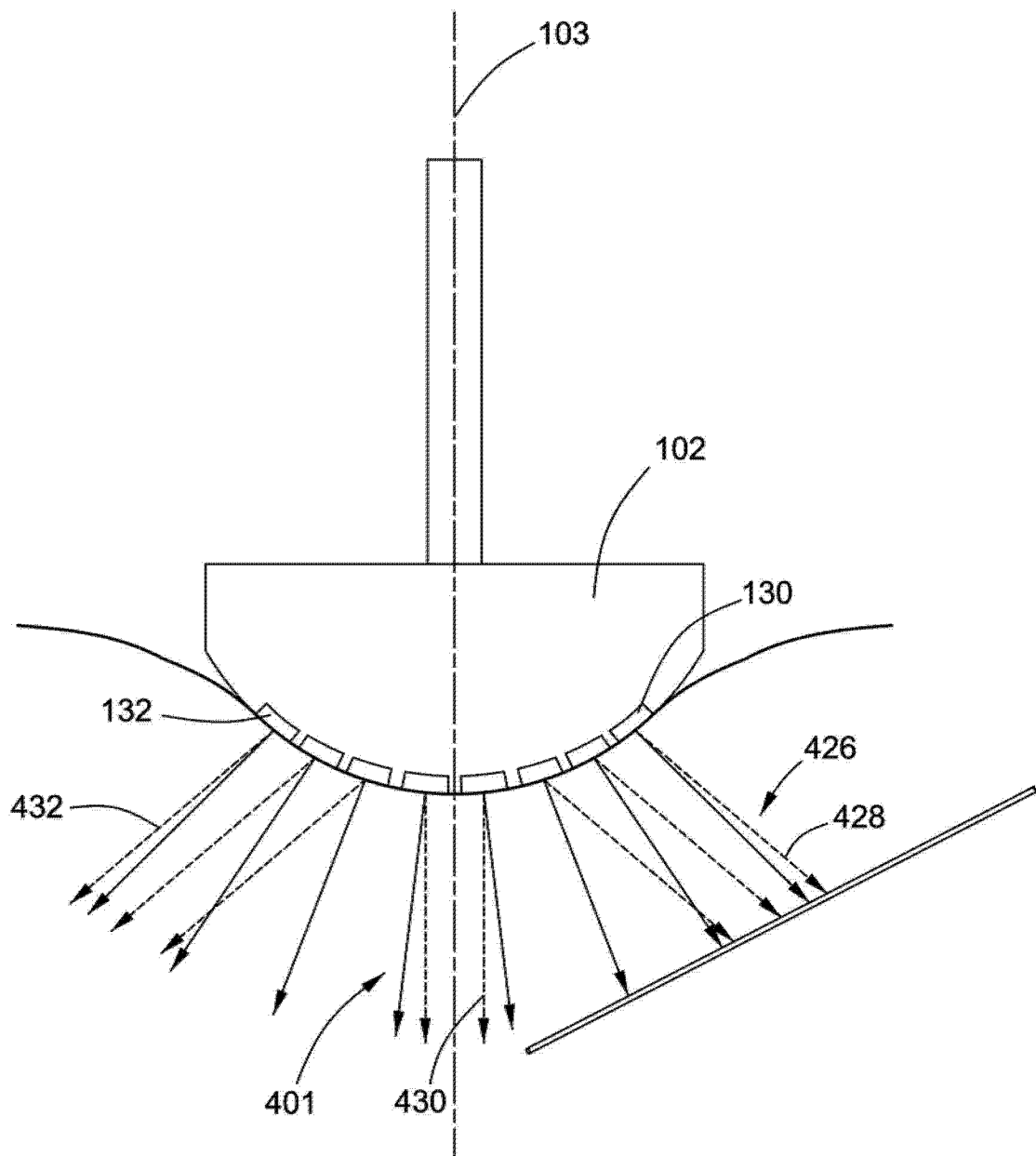


图 6

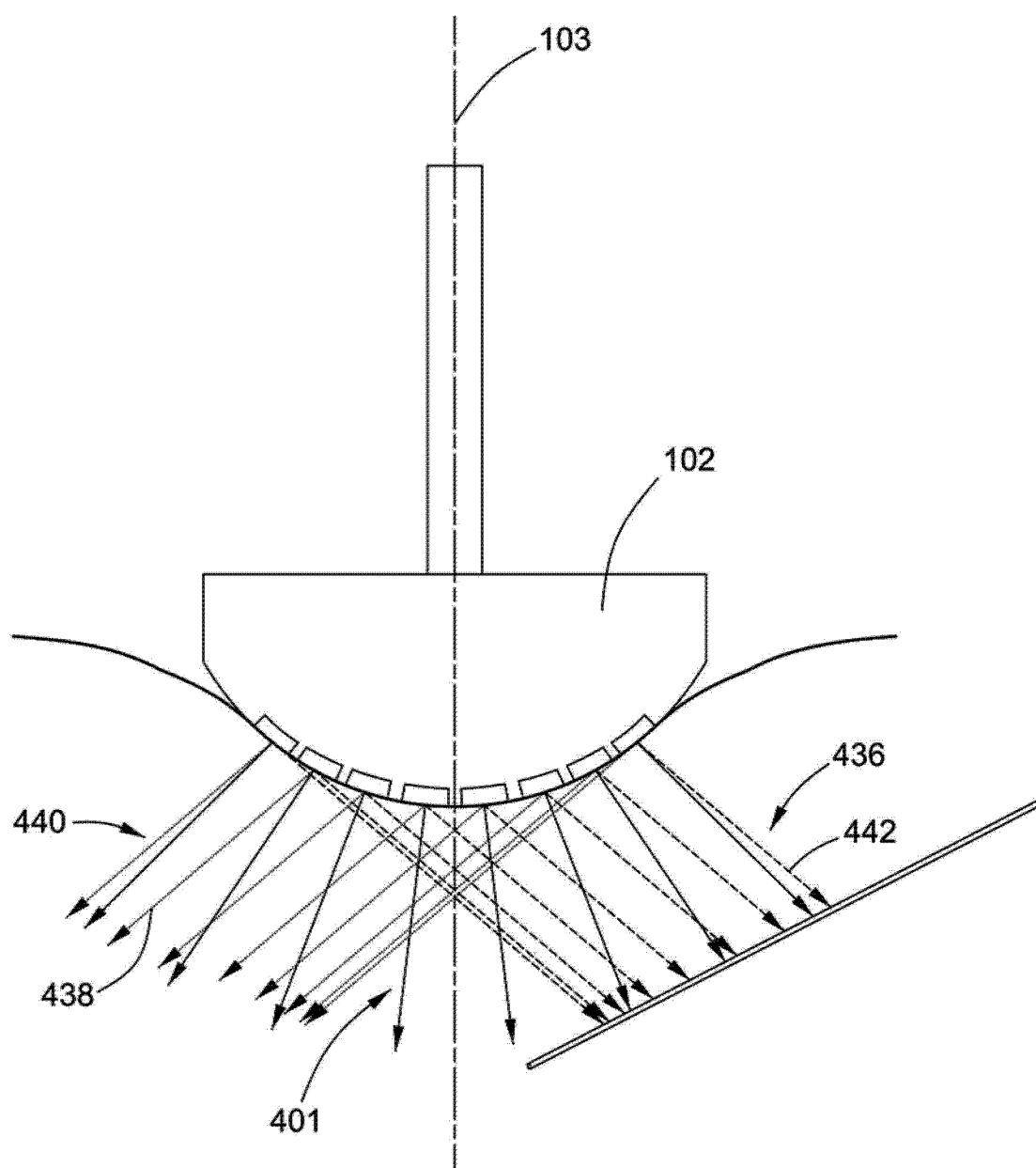


图 7

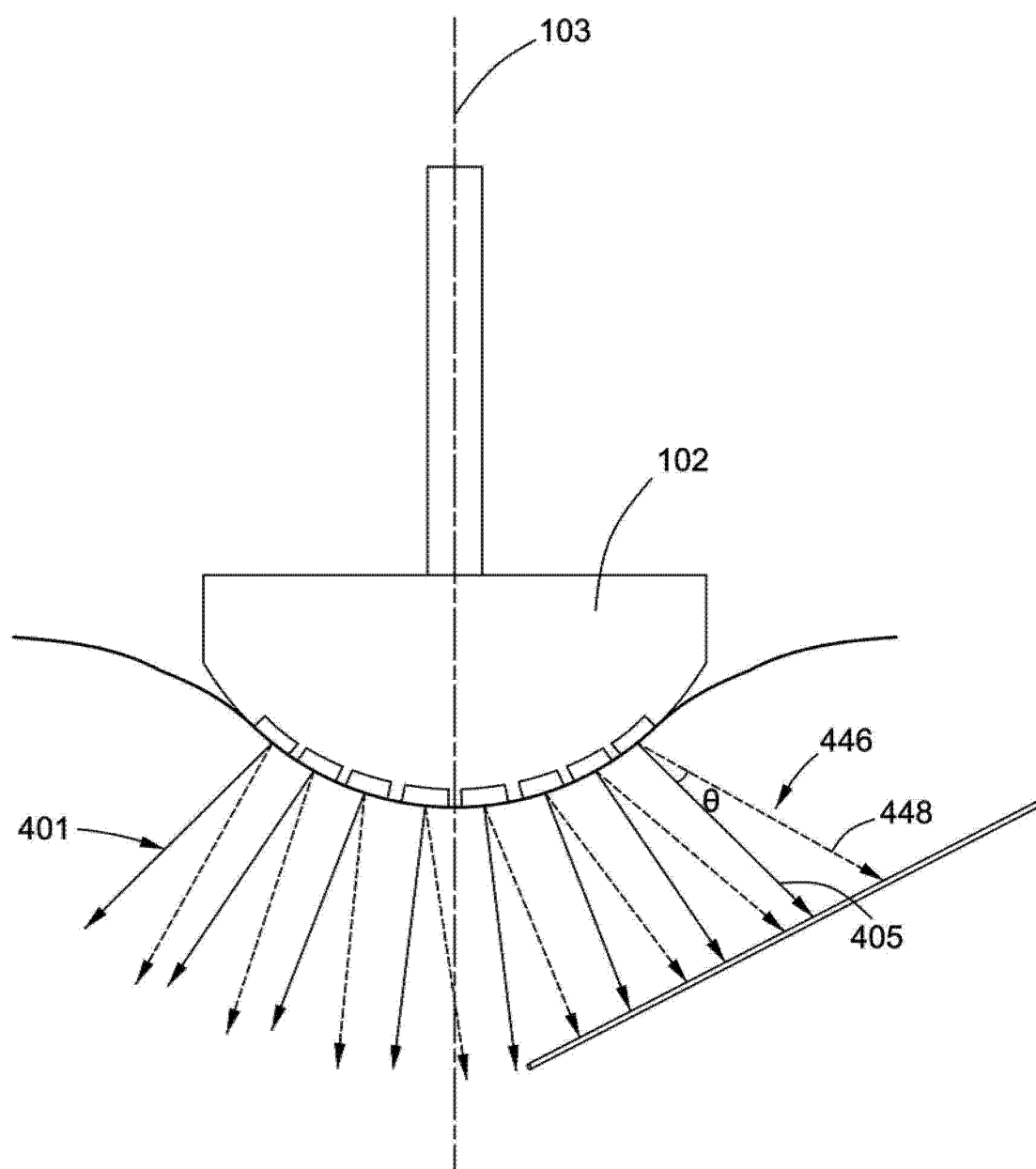


图 8

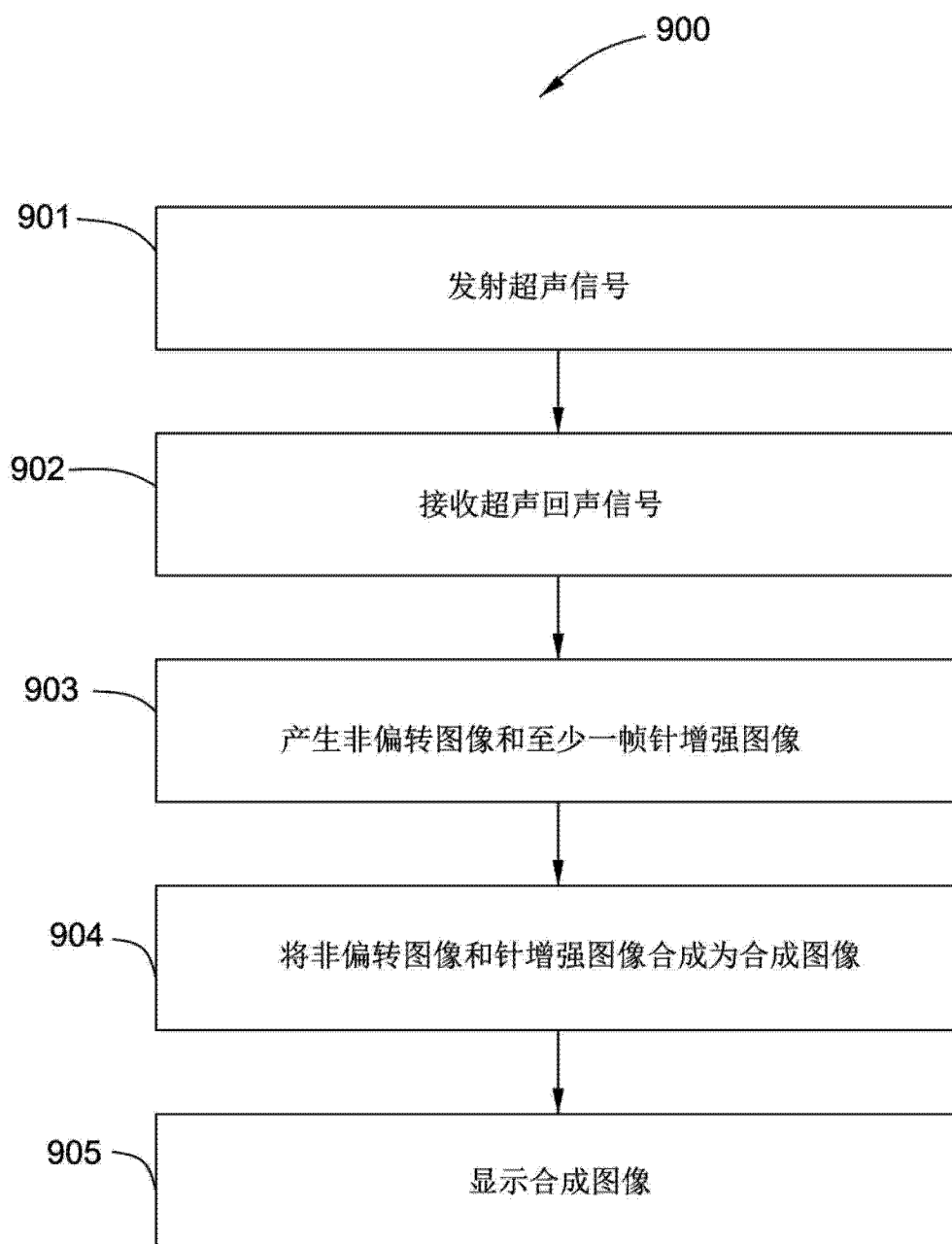


图 9

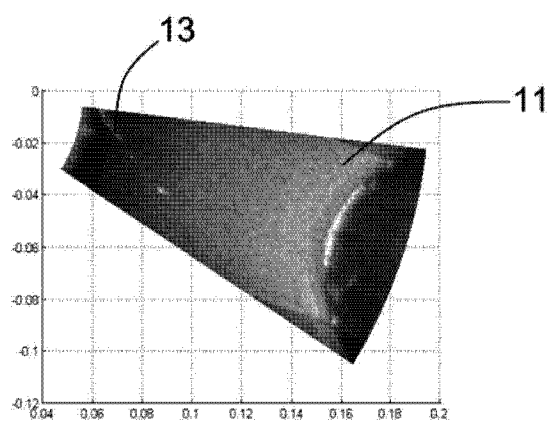


图 10

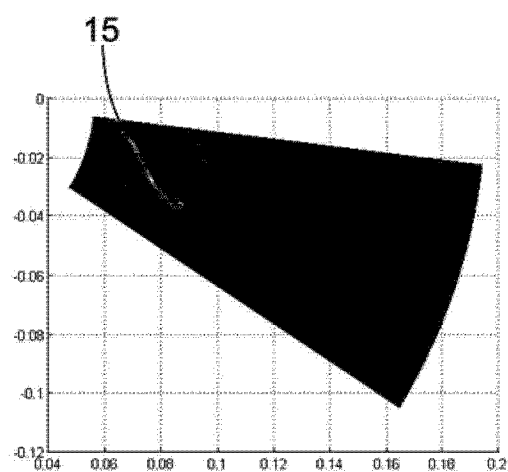


图 11

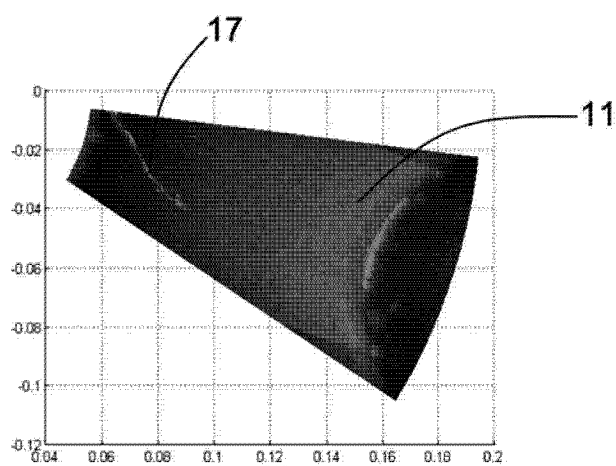


图 12

专利名称(译)	超声装置及超声成像方法		
公开(公告)号	CN103845075A	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	CN201210506954.0	申请日	2012-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	程刚 韩晓东 叶菁 迈克尔 C 麦克唐纳 克里斯多夫 R 哈扎德		
发明人	程刚 韩晓东 叶菁 迈克尔.C.麦克唐纳 克里斯多夫.R.哈扎德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4483 A61B8/5246		
代理人(译)	周少杰		
其他公开文献	CN103845075B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明揭示一种超声装置。该超声装置包括：弧阵探头，其包括若干用来发射超声信号的传感元件，每一组超声信号包括非偏转帧和相对于非偏转帧偏转的至少一个偏转帧；接收器，与弧阵探头连接，用来接收非偏转帧产生的非偏转回声帧和至少一个偏转帧产生的至少一个偏转回声帧；及图像处理装置，与接收器连接，用以处理非偏转回声帧产生非偏转图像，且处理至少一个偏转回声帧产生至少一帧针增强图像，并用以进一步将非偏转图像和针增强图像合成为合成图像。本发明还揭示一种超声成像方法。

