



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105188847 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201380074031. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 02. 28

A61N 7/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

10-2013-0021974 2013. 02. 28 KR

A61B 8/14(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2013/001671 2013. 02. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/133210 KO 2014. 09. 04

(71) 申请人 爱飞纽医疗器械贸易有限公司

地址 韩国京畿道

(72) 发明人 孙健豪 姜国珍 金大昇 金明德

全哲焕

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司

公司 11283

代理人 陈潇潇 肖冰滨

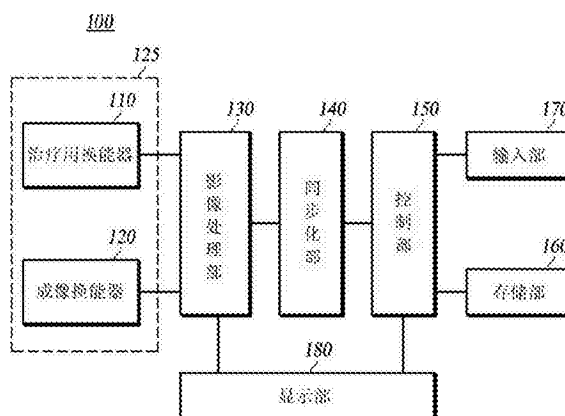
权利要求书2页 说明书14页 附图13页

(54) 发明名称

焦点位置的确认方法及用于其的超声波医疗装置

(57) 摘要

本发明公开一种焦点位置的确认方法及用于其的超声波医疗装置,所述焦点位置的确认方法及用于其的超声波医疗装置用于确认高强度聚焦超声的焦点位置。本发明提供的焦点位置的确认方法及用于确认所述焦点位置的超声波医疗装置通过使高强度超声波和成像超声波的生成时刻同步化,从而利用对于传送有被同步化的成像超声波和高强度超声波的焦点位置的反射信号,最终预定位 (Pre-Targeting) 高强度超声波的位置。



1. 一种超声波医疗装置,其特征在于,该超声波医疗装置包括:

成像换能器,该成像换能器包括多个换能器元件,多个所述换能器元件能够向对象体发送成像超声波;

多个治疗用换能器,多个所述治疗用换能器能够向与所述对象体的特定焦点位置信息相对应的焦点位置发送高强度超声波;

同步化部,该同步化部能够同步所述成像换能器和所述治疗用换能器的发送时刻,以使所述成像超声波和所述高强度超声波在相同时刻到达所述焦点位置;以及

影像处理部,该影像处理部在所述成像超声波和所述高强度超声波被同步化而发送后,能够根据由所述成像换能器接收的回波信号来生成成像的影像。

2. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述同步化部按照所述成像换能器的多个所述换能器元件的扫描线形成所述高强度超声波的多个虚拟通道,能够根据多个所述虚拟通道的位置、多个所述治疗用换能器的各个通道的位置和所述焦点位置(以下,将多个所述虚拟通道和多个所述治疗用换能器的各个通道统称为“多个治疗用通道”)来确定多个治疗用通道的发送时刻。

3. 根据权利要求2所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述同步化部仅对所述成像换能器的多个所述换能器元件中的与经过所述焦点位置的扫描线相对应的换能器元件形成多个所述虚拟通道。

4. 根据权利要求2所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述同步化部仅对所述成像换能器的多个所述换能器元件中的与最接近所述焦点位置的扫描线相对应的换能器元件形成多个所述虚拟通道。

5. 根据权利要求2所述的超声波医疗装置,其特征在于,基于由多个所述治疗用通道所发送的超声波到达所述焦点位置为止所需的到达时间信息(T_i)和所述到达时间信息(T_i)中的最大到达时间信息($\text{Max}(T_i)$),所述同步化部能够分别计算出多个所述治疗用通道的延迟时间信息(τ_i),并且所述同步化部分别利用所述延迟时间信息(τ_i)来确定多个所述治疗用通道的发送时刻。

6. 根据权利要求5所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述同步化部能够通过由所述最大到达时间信息($\text{Max}(T_i)$)分别减去所述到达时间信息(T_i),分别计算出多个所述治疗用通道的所述延迟时间信息(τ_i)。

7. 根据权利要求5所述的超声波医疗装置,其特征在于,对于多个所述治疗用通道中的与所述最大到达时间信息($\text{Max}(T_i)$)相对应的多个治疗用通道的发送时刻,所述同步化部分别采用所述延迟时间信息(τ_i)来确定剩余多个治疗用通道的发送时刻。

8. 根据权利要求5所述的超声波医疗装置,其特征在于,根据所述成像超声波和所述高强度超声波在所述对象体的介质内移动的移动速度信息(C)、与所述焦点位置相对应的焦点位置坐标值(f_x, f_y, f_z)、和与多个所述治疗用通道相对应的通道坐标值($e_{x_i}, e_{y_i}, e_{z_i}$),所述同步化部能够分别计算出所述到达时间信息(T_i)。

9. 根据权利要求8所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述同步化部能够计算出直角坐标系上的所述焦点位置坐标值(f_x, f_y, f_z)与所述通道坐标值($e_{x_i}, e_{y_i}, e_{z_i}$)之间的距离差信息,并且所述同步化部能够将由所述距离差信息除以所述移动速度信息(C)的值分别识别为所述到达时间信息(T_i)。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述同步化部能够将对于形成多个所述虚拟通道的多个所述换能器元件中位于中央的换能器元件的坐标识别为多个所述虚拟通道的通道坐标值。

11. 根据权利要求 2 所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述同步化部反复进行形成一个所述虚拟通道的步骤直至形成有一帧成像的影像为止,以使得在所述高强度超声波的一个周期内形成一个扫描线的一部分成像的影像。

12. 一种焦点位置的确认方法,该焦点位置的确认方法为用于在超声波医疗装置的成像的影像中表现出焦点位置的方法,其中,所述超声波医疗装置包括:成像换能器,所述成像换能器包括能够发送成像超声波的多个换能器元件;治疗用换能器,所述治疗用换能器能够发送高强度超声波,其特征在于,所述焦点位置的确认方法包括:

同步化步骤,该同步化步骤能够使所述成像换能器和多个所述治疗用换能器的发送时刻同步化,以使得所述成像超声波和所述高强度超声波在相同时刻到达所述焦点位置;以及

影像处理步骤,该影像处理步骤在所述成像超声波和所述高强度超声波被同步化而发送后,能够根据由所述成像换能器接收的回波信号来生成所述成像的影像。

13. 根据权利要求 12 所述的焦点位置的确认方法,其特征在于,所述同步化步骤包括:按照所述成像换能器的多个所述换能器元件的扫描线形成所述高强度超声波的多个虚拟通道,根据多个所述虚拟通道的位置、多个所述治疗用换能器的各个通道的位置和所述焦点位置(以下,将多个所述虚拟通道和多个所述治疗用换能器的各个通道统称为“多个治疗用通道”),确定多个所述治疗用通道的发送时刻的步骤。

14. 根据权利要求 13 所述的焦点位置的确认方法,其特征在于,所述同步化步骤包括:仅对所述成像换能器的多个所述换能器元件中的与经过所述焦点位置的扫描线相对应的换能器元件形成多个所述虚拟通道的步骤。

15. 根据权利要求 13 所述的焦点位置的确认方法,其特征在于,所述同步化步骤包括:仅对所述成像换能器的多个所述换能器元件中的与最接近所述焦点位置的扫描线相对应的换能器元件形成多个所述虚拟通道的步骤。

16. 根据权利要求 13 所述的焦点位置的确认方法,其特征在于,所述同步化步骤包括:基于多个所述治疗用通道所发送的超声波到达所述焦点位置为止所需的到达时间信息(T_i)和所述到达时间信息(T_i)中的最大到达时间信息($\text{Max}(T_i)$),分别计算出多个所述治疗用通道的延迟时间信息(τ_i),并且分别利用所述延迟时间信息(τ_i)来确定多个所述治疗用通道的发送时刻的步骤。

17. 根据权利要求 16 所述的焦点位置的确认方法,其特征在于,所述同步化步骤包括:根据所述成像超声波和所述高强度超声波在所述对象体的介质内移动的移动速度信息(C)、与所述焦点位置相对应的焦点位置坐标值(f_x, f_y, f_z)、和与多个所述治疗用通道相对应的通道坐标值($e_{x_i}, e_{y_i}, e_{z_i}$),分别计算出所述到达时间信息(T_i)的步骤。

18. 根据权利要求 17 所述的焦点位置的确认方法,其特征在于,所述同步化步骤包括:计算出直角坐标系上的所述焦点位置坐标值(f_x, f_y, f_z)与所述通道坐标值($e_{x_i}, e_{y_i}, e_{z_i}$)之间的距离差信息,并将由所述距离差信息除以所述移动速度信息(C)的值分别识别为所述到达时间信息(T_i)的步骤。

焦点位置的确认方法及用于其的超声波医疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确认焦点位置的方法及用于确认所述焦点位置的超声波医疗装置。更详细地,涉及通过使高强度超声波和成像超声波(이미징 초음파)的生成时刻同步化,从而利用对于传送有被同步的成像超声波和高强度超声波的焦点位置的反射信号,最终预定位(Pre-Targeting, 예비 표적화)高强度超声波的位置的焦点位置的确认方法及用于确认所述焦点位置的超声波医疗装置。

背景技术

[0002] 这一部分所述的内容仅仅用于提供本实施例的背景信息,并不用于构成以往技术。

[0003] 超声波为所具有的频率超过音频的声波。由于超声波具有高能量,并且是一种波动形式,因而可以通过调节焦点而使超声波集中到一个点。由于人体组织在 60℃至 85℃的温度下坏死,因而可以通过加大超声波的强度并集中于一个点来向相应组织供给热或机械能,从而去除相应组织。这种治疗方法被称作高强度聚焦超声(High Intensity Focused Ultrasound :HIFU,以下称为高强度超声波)治疗。

[0004] 在利用这种高强度聚焦超声的情况下,相比于外科手术及化疗不存在剖腹等手术过程,从而可以实现减少患者外伤的非侵入性治疗(Non Invasive Treatment)。

[0005] 另一方面,由于在利用高强度超声波治疗时,以对患者的待治疗部位进行破坏或变性为前提进行治疗,因而若不精确控制焦点,则有可能导致受治疗部位以外的部分受到破坏或变性。因此,在利用高强度超声波治疗前或在治疗过程中需要准确确认高强度超声波的聚焦点(聚焦位置)。

发明内容

[0006] 技术问题

[0007] 本实施例的目的在于,提供一种焦点位置的确认方法及用于确认所述焦点位置的超声波医疗装置,所述焦点位置的确认方法及用于其的焦点位置的超声波医疗装置通过使高强度超声波和成像超声波的生成时刻同步化,从而利用对于传送有被同步的成像超声波和高强度超声波的焦点位置的反射信号,最终预定位高强度超声波的位置。

[0008] 问题解决方法

[0009] 根据本实施例的一个方面提供一种超声波医疗装置,其中,该超声波医疗装置包括:成像换能器(이미징 트랜스듀서),所述成像换能器包括多个换能器元件,多个所述换能器元件能够向对象体发送成像超声波;多个治疗用换能器,所述多个治疗用换能器能够向与所述对象体的特定焦点位置信息相对应的焦点位置发送高强度超声波;同步化部,该同步化部能够同步所述成像换能器和所述治疗用换能器的发送时刻,以使得所述成像超声波和所述高强度超声波在相同时刻到达所述焦点位置;以及影像处理部,该影像处

理部在所述成像超声波和所述高强度超声波被同步化而发送后,能够根据由所述成像换能器接收的回波信号来生成成像的影像。

[0010] 根据本实施例的另一方面提供一种焦点位置的确认方法,该焦点位置的确认方法为用于在超声波医疗装置的超声波影像中表现出焦点位置的方法,其中,所述超声波医疗装置包括:成像换能器,该成像换能器包括能够发送成像超声波的多个换能器元件;治疗用换能器,所述治疗用换能器能够发送高强度超声波,所述焦点位置的确认方法包括:同步化步骤,该同步化步骤能够使所述成像换能器和多个所述治疗用换能器的发送时刻同步化,以使得所述成像超声波和所述高强度超声波在相同时刻到达所述焦点位置;以及影像处理步骤,该影像处理步骤在所述成像超声波和所述高强度超声波被同步化而发送后,能够根据由所述成像换能器接收的回波信号来生成所述成像的影像。

[0011] 发明效果

[0012] 如上所述,根据本实施例,通过使高强度超声波和成像超声波的生成时刻同步化,从而利用传送有已同步的成像超声波和高强度超声波的焦点位置的反射信号,最终可以确认焦点位置以用于预定位高强度超声波的位置。

[0013] 即,根据本实施例,可以通过使高强度超声波和成像超声波的发生时刻同步化,从而获得显现有高强度超声波的焦点位置的超声波影像,由此可以在焦点位置不准确的情况下自动校准焦点位置。

[0014] 另外,根据本发明一个实施例,不仅可以在治疗前确认焦点位置,而且还可以在治疗过程中确认焦点位置。

附图说明

[0015] 图 1 为简略示出根据本实施例的超声波医疗装置的结构框图;

[0016] 图 2 为简略示出根据本实施例的影像处理部的结构框图;

[0017] 图 3 为用于说明本实施例中所使用的排列型换能器的波束形成过程的例示图;

[0018] 图 4 为用于说明本实施例中所使用的排列型换能器的接收方面的指向性的例示图;

[0019] 图 5 为用于说明本实施例的换能器部根据同步化部的控制来生成超声波的过程的例示图;

[0020] 图 6 为示出根据本实施例的虚拟通道和治疗用通道的图;

[0021] 图 7 为用于说明实际采用根据本实施例的接收方面的指向性的过程的例示图;

[0022] 图 8 为根据本实施例的显现有焦点的成像图像(이미징 영상)和成像换能器所接收的焦点方向的接收信号的图表;以及

[0023] 图 9 为用于说明根据本实施例的高强度超声波焦点位置的确认方法的流程图。

具体实施方式

[0024] 以下,参照附图对本发明进行详细地说明。

[0025] 本实施例公开为了确认(预定位)高强度超声波的聚焦位置而以脉冲形态发送高强度超声波,并通过成像换能器 120 接收脉冲形态的反射波来进行影像化的方法。本实施例中所记载的“扫描线(ScanLine)”是指成像换能器 120 发送并接收成像超声波的区域,并

与通过发送并接收一次超声波而生成的图像区域相同。

[0026] 图 1 为简略示出根据本实施例的超声波医疗装置的结构框图。

[0027] 超声波医疗装置 100 包括换能器部 125、影像处理部 130、同步化部 140、控制部 150、存储部 160、输入部 170 及显示部 180。

[0028] 换能器部 125 起到将所输入的电信号转换成超声波,或将超声波转换成电信号的作用。换能器部 125 包括贴附或设于支撑部(未图示)的治疗用换能器 110 和成像换能器 120。

[0029] 治疗用换能器 110 起到根据由影像处理部 130 输入的控制信号来周期性地产生高强度超声波并向患处(焦点位置)发送所产生的所述高强度超声波的作用。为了确认焦点位置 510,根据本实施例的治疗用换能器 110 以不破坏受治疗部位组织的范围内的强度产生脉冲形态的高强度超声波。但是,在控制部 150 确认焦点位置位于准确的位置的情况下,治疗用换能器 110 可以向焦点位置连续地发送用于治疗的高强度超声波。治疗用换能器 110 被控制为将高强度超声波集中于焦点位置 510。另一方面,由于设置在治疗用换能器 110 的换能器元件所需快速且精确地控制超声波的方向的必要性小,因而治疗用换能器 110 并非必须是排列型换能器,但为了精确控制或易于变更焦点位置,也可以将排列型换能器用作治疗用换能器 110。

[0030] 其中,“排列型换能器(Transducer Array)”是指根据电信号生成或接收超声波的被排列的多个换能器。由此,在排列型换能器中,用于生成超声波的每个个体均为独立的换能器,但是在此为了与排列型换能器进行区分,作为用于生成超声波的每个个体的用语可以称为换能器元件(Transducer Element)。排列型换能器可以通过调节各个换能器元件的超声波生成时间来变换超声波的生成方向,此时,可以通过划分换能器元件组件来负责互不相同的扫描线,从而生成影像(이미지)。

[0031] 成像换能器 120 根据由影像处理部 130 输入的控制信号来产生成像超声波,并向指定方向发送所述成像超声波。另外,接收从上述的指定方向射入的反射波并将其转换成电信号,从而向影像处理部 130 传送上述电信号。为了生成待生成超声波影像的区域的二维(2D)影像,成像换能器 120 沿着直线发送成像超声波并接收返回的反射波,从而对于一次成像超声波发送、接收一条直线影像。将以如上所述的方式通过发送并接收一次成像超声波来生成影像的区域称作扫描线。通过反复进行向各个扫描线依次发送成像超声波并收集数据的过程,从而获得一帧影像。

[0032] 影像处理部 130 起到生成用于生成成像超声波及治疗用超声波的电信号的作用,或起到将由回波信号转换的电信号转换成影像信号的作用。具体地,影像处理部 130 接收根据同步化部 140 的控制而实现同步化的超声波发生信号,并使该超声波发生信号生成为根据超声波的方向预设的各个换能器元件的超声波发生信号,并向各个换能器元件输入所述预设的各个换能器元件的超声波发生信号。另外,影像处理部 130 可以将通过各个换能器元件接收超声波而生成的电信号转换成单一的电信号,并可以将所转换的信号转换成影像信号。

[0033] 简单介绍影像处理部 130 生成成像的影像(이미징 영상)的方法如下,首先作为超声波影像的对象的区域根据成像超声波的传送方向分为多个扫描线。利用成像换能器

120 沿着各个扫描线传送成像超声波。成像换能器 120 接收由其所传送的成像超声波的回波信号。此时,基于传送时刻和接收时刻之间的时间来特定位置,并在此获得各个扫描线的亮度影像(밝기 영상, B 超影像)。成像换能器 120 通过反复进行上述步骤来获得多个扫描线的影像。通过影像处理部 130 显示出上述多个扫描线来制作出一个帧,从而生成成像的影像。因此,显示于成像的影像上的物体的位置通常根据成像换能器 120 传送成像超声波的时刻和成像换能器 120 接收反射的成像超声波的时刻之间的时间来决定。但是,显示于成像的影像上的物体的位置原本根据成像超声波通过物体发生反射后直至由成像换能器 120 接收所反射的成像超声波为止所需的时间来决定。只是,由于上述时间可以替换为将从成像换能器 120 生成成像超声波直到接收反射回来的成像超声波为止所需的时间平均划分为两个时间段,因此,可以以成像换能器 120 传送成像超声波的时刻和成像换能器 120 接收反射回来的成像超声波的时刻之间的时间为基准来显示影像。

[0034] 以下,对于同步化部 140 同步成像超声波和高强度超声波到达特定位置(焦点位置)的时刻的步骤进行说明。即,由于通过同步化部 140 所进行的同步化,使得成像超声波和高强度超声波从各自通过物体发生反射后直至由换能器接收反射回来的回波信号为止所需的时间相同,从而即使同时显示由治疗用换能器 110 和成像换能器 120 所生成的超声波的影像,也使得特定位置(焦点位置)的坐标显示一致。

[0035] 同步化部 140 起到同步治疗用换能器 110 和成像换能器 120 的超声波生成时刻的作用。具体说明如下,同步化部 140 通过输入部 170 或控制部 150 输入由治疗用换能器 110 生成的高强度超声波所要集中的区域。同步化部 140 控制(同步化)换能器部 125,使得高强度超声波和成像超声波同时到达所述焦点位置。在此,同步化是指根据各个换能器的位置与焦点位置之间的距离计算超声波的移动时间,从而同步超声波的发生时刻。另一方面,同步化的方法可以设置为根据每个扫描线而有所不同。在扫描线经过已设定(기 설정)的焦点位置或扫描线在已设定的范围以内的情况下,同步化部 140 进行同步化并扫描,而对剩余区域则可以在未进行同步化的情况下扫描,或可以生成超声波生成时刻被调节的同步化信号,以使得治疗用换能器 110 不生成超声波,同时使得成像换能器 120 发生超声波。

[0036] 根据本实施例的高强度超声聚焦装置 100 的有利之处在于,无需进行其他处理只通过对控制部 150 的操作就可以获得在现有超声波影像中显示有高强度超声波焦点位置的影像。在本实施例的控制部 150 的功能中,以单独的同步化部 140 来体现用于执行作为本实施例的特定功能的同步化的部分。但是,若能够体现出相同的功能,则应解释为属于本发明的权利范围,而与同步化部 140 的单独体现与否无关。

[0037] 同步化部 140 按成像换能器 120 的各个换能器元件的扫描线形成有高强度超声波的多个虚拟通道(Virtual Channel)610,并可以根据多个虚拟通道 610 的位置、多个治疗用换能器 110 的各个通道的位置和焦点位置(以下,将多个虚拟通道 610 和多个治疗用换能器 110 的各个通道统称为“多个治疗用通道 620”),确定多个治疗用通道 620 的发送时刻。此时,优选将虚拟通道 610 为多个通道(至少一个以上的通道),但并不限于此,也可以通过一个通道来实现。

[0038] 同步化部 140 可以仅对成像换能器 120 的多个换能器元件中的与经过焦点位置的扫描线相对应的换能器元件形成有多个虚拟通道 610。

[0039] 同步化部 140 可以仅对成像换能器 120 的多个换能器元件中的与最接近所述焦点位置的扫描线相对应的换能器元件形成有多个虚拟通道 610。

[0040] 同步化部 140 可以基于多个治疗用通道 620 所发送的超声波（成像超声波和高强度超声波）到达焦点位置为止所需的到达时间信息 T_i 和到达时间信息 T_i 中的最大到达时间信息 $\text{Max}(T_i)$ ，分别计算出多个治疗用通道 620 的延迟时间信息 τ_i ，并且分别利用延迟时间信息 τ_i 来确定多个治疗用通道 620 的发送时刻。

[0041] 同步化部 140 可以通过最大到达时间信息 $\text{Max}(T_i)$ 分别减去到达时间信息 T_i ，来分别计算出对于多个治疗用通道 620 的延迟时间信息 τ_i 。

[0042] 同步化部 140 可以对多个治疗用通道 620 中的与最大到达时间信息 $\text{Max}(T_i)$ 相对应的多个治疗用通道 620 的发送时刻分别应用延迟时间信息 τ_i 来确定剩余多个治疗用通道 620 的发送时刻。

[0043] 同步化部 140 可以根据成像超声波和高强度超声波在对象体的介质内进行移动的移动速度信息 C 、与焦点位置相对应的焦点位置坐标值 f_x, f_y, f_z 、与多个所述治疗用通道 620 相对应的通道坐标值 $e_{x_i}, e_{y_i}, e_{z_i}$ ，分别计算出到达时间信息 T_i 。

[0044] 同步化部 140 可以计算出直角坐标系 (Rectangular Coordinate System) 上的焦点位置坐标值 f_x, f_y, f_z 与通道坐标值 $e_{x_i}, e_{y_i}, e_{z_i}$ 之间的距离差信息，并将对距离差信息除以移动速度信息 C 的值分别识别为上述到达时间信息 T_i 。

[0045] 同步化部 140 可以将形成多个虚拟通道 610 的多个换能器元件中的位于中央的换能器元件的坐标识别为多个所述虚拟通道 610 的通道坐标值。

[0046] 同步化部 140 可以重复执行形成一个虚拟通道 610 的步骤直至形成一帧成像的影像为止，使得在高强度超声波的一个周期 (Cycle) 内形成一个扫描线的一部分成像的影像。

[0047] 本实施例的一个特征是，同步化部 140 可以将延迟时间作为媒介来对治疗用换能器 110 和成像换能器 120 的超声波生成时间进行同步化，从而将焦点位置显示于成像的影像中。此时，与成像换能器 120 的扫描方向无关地可以由成像换能器 120 接收从焦点位置 510 返回的高强度超声波的回波信号。但是，在成像换能器 120 为排列型换能器的情况下，当扫描方向朝向焦点位置时，从焦点返回的高强度超声波的回波信号显示为强信号，当扫描方向并不朝向焦点位置时，从焦点返回的高强度超声波的回波信号显示为噪音，而在本发明中这并不构成问题。对此，通过图 3 和图 4 在后面进行描述。

[0048] 控制部 150 对超声波医疗装置 100 的整体功能进行控制，并起到接收使用人员通过输入部 170 输入的焦点位置的信息的功能，或起到基于成像的影像来重新调整治疗用换能器 110 的方向的功能。另外，控制部 150 还可以向存储部 160 存储已生成的成像的影像，并可以输出所存储的成像的影像。

[0049] 显示部 180 输出并显示由影像处理部 130 生成的影像信号。存储部 160 可以存储由影像处理部 130 生成的成像的影像或可以存储与特定焦点位置 510 相对应的各个换能器的调整值。换能器的调整值可以为各个换能器的转向角或超声波发生时刻信息。

[0050] 图 2 为简略示出根据本实施例的影像处理部的结构框图。

[0051] 影像处理部 130 包括波束形成器部 250、信号处理部 260 以及扫描变换器 270。波束形成器部 250 主要起到如下功能：即，通过在具有多个换能器元件的排列型换能器对适

合于相应换能器的电信号进行延迟,从而转换成适合于各个换能器元件的电信号的作用,或者对在各个换能器元件中转换的电信号进行延迟并合计而计算成相应换能器的功率值的作用。波束形成器部 250 包括发送波束形成器 230 及接收波束形成器 240。

[0052] 发送波束形成器 230 通过调节向换能器部 125 输入的电信号的延迟时间的大小,从而生成用于向各个换能器或排列型换能器的换能器元件输入的电信号,并向各个换能器或排列型换能器的换能器元件进行输入上述电信号。发送波束形成器 230 包括第一发送波束形成器 210 和第二发送波束形成器 220。

[0053] 第一发送波束形成器 210 与治疗用换能器 110 相连接。若在治疗用换能器 110 并非为排列型换能器的情况下,则第一发送波束形成器 210 可以向治疗用换能器 110 输入根据同步化部 140 的控制而在准确的时间生成超声波的单一信号。若在治疗用换能器 110 为排列型换能器的情况下,则第一发送波束形成器 210 在功能上实际与第二发送波束形成器 220 相似。

[0054] 第二发送波束形成器 220 与成像换能器 120 相连接。在成像换能器 120 为如上所述的排列型换能器的情况下,第二发送波束形成器 220 可以对根据同步化部 140 的控制而在准确的时间生成超声波的单一信号进行分割并延迟,从而生成符合各个换能器元件的电信号,并向成像换能器 120 输入上述电信号。

[0055] 接收波束形成器 240 聚集由各个换能器元件接收的电信号并将其转换成单一的影像信号用电信号。由于在作为成像换能器 120 的排列型换能器中,多个换能器元件分别将超声波转换成电信号,由此各个电信号根据各个超声波的路径来形成相互不同的形态。接收波束形成器 240 采用以下方法来将不同形态的电信号转换成一个影像用电信号。该方法为通过用于补偿基于不同路径而产生的路径差的延迟时间,将不同形态的电信号转换成相位相同的电信号并进行重叠的方法。参照图 3 和图 4 来说明第二发送波束形成器 220 和接收波束形成器 240 的详细工作方法。

[0056] 信号处理部 260 为将回波信号转换成所需信号的模块。通过成像换能器 120 输入的电信号作为脉冲波的反射波以波动的形态输入到成像换能器 120。若影像为多普勒影像,则将上述电信号转换成根据多普勒效应公式计算出的信号,若影像为 B 超影像,则将上述电信号转换成将振幅变换为亮度的信号。

[0057] 扫描变换器 270 将成像的影像转换成可以用于预定扫描线显示形式的显示部 180 的数据形式。所述扫描变换器部 270 执行如下操作,即,在发送并接收成像超声波期间,存储影像以用于观察和记录,并将由各个扫描线接收的电信号转换成可以在显示部 180 中显示的影像数据。

[0058] 图 3 为用于说明本实施例中所使用的排列型换能器的波束形成过程的例示图。

[0059] 换能器部 125 的换能器是指将电信号转换成机械能或将机械能转换成电信号的装置。由于通过利用压电元件来实现换能器部 125 的换能器,因此,换能器部 125 的换能器可以同时具有将电信号转换成机械能的功能和将机械能转换成电信号的功能。

[0060] 换能器部 125 的排列型换能器是指使多个换能器元件紧贴地排列的换能器元件组件。换能器元件通常由压电元件来实现,实际上起到生成超声波或接收超声波的作用。由于排列型换能器的换能器元件可以分别接收或生成不同的信号,因此,所述排列型换能器的换能器元件独立工作。发送波束形成器 230 可根据换能器元件的位置不同地对用于生成

超声波的电信号进行延迟 (Time Delay), 来向排列型换能器的各个换能器元件进行输入, 从而控制超声波的移动方向。

[0061] 图 3a 为示出换能器部 125 的排列型换能器向左侧方向生成超声波的方法的图。通过发送波束形成器 230 将电信号转换成根据各个换能器元件的位置被适当延迟的信号, 所述电信号用于生成由同步化部 140 实现同步的成像超声波或高强度超声波。各个换能器元件生成符合所接收信号的超声波, 但是根据惠更斯原理可以将各个换能器元件视为波源, 由此产生具有相当于信号被延迟的时间程度的路径差的平面波。如图 3 所示, 当将相同介质中的超声波的速度设定为 C , 则通过数学公式 1 来表示超声波发生换能器元件之间的时间的延迟值 Δt_t 和路径差 Δl_t 的关系式。此时, 通常 C 被假设成与频率无关并且声音在软组织中的传播速度为恒定且为 1540m/s。

[0062] 数学公式 1

[0063]
$$\Delta t_t = \frac{\Delta l_t}{C}$$

[0064] 换言之, 当在换能器部 125 的排列型换能器传送超声波时, 由于根据传送方向和换能器元件的位置存在路径差, 因此基于以与路径差相对应地对超声波发生信号进行延迟后的信号而生成超声波。另一方面, 不仅在生成超声波时存在路径差, 而且在接收超声波时也根据接收方向而存在这种路径差。由此, 换能器部 125 的排列型换能器在接收超声波时, 根据路径差对由各个换能器元件根据方向所接收的信号进行时间延迟, 从而换能器部 125 的排列型换能器以发生相长干涉的信号的方式接收超声波。

[0065] 图 3b 为示出换能器部 125 的排列型换能器从左侧方向接收超声波的过程的图。回波信号通过接收波束形成器 240 被转换成根据各个换能器元件的位置适当地延迟的信号, 并合计所述延迟的信号。优选地, 由于影像为一个而所计算出的影像信号也应为一个, 但是由于排列型换能器的多个换能器元件接收根据位置存在路径差的多个超声波, 由此生成多个信号。延迟回路 310 通过以符合路径差的方式对各个信号进行延迟并使各个信号同步化。合计回路 320 通过合成已同步的多个信号而转换成发生相长干涉的单一信号。

[0066] 换言之, 由于排列型换能器根据发送方向来确定反射波的入射角, 由此采用与入射角相应的时间延迟宽度, 从而将射入的信号合成为被相长干涉的信号。

[0067] 通常, 由于超声波设备并不设想超声波从互不相同的方向同时射入的情况, 因此在超声波的接收方面并不考虑指向性, 但由于相长干涉所需的时间延迟宽度根据入射角的不同而相异, 因此从预料不到的方向射入的入射波将不会发生相长干涉, 由此超声波的接收具有指向性。

[0068] 以下, 本实施例中所使用的指向性 (Directivity) 是指尤其对于排列型换能器将超声波转换为电信号的情况, 将从特定方向接收的超声波显著地转换成电信号, 并将从剩余方向接收的超声波检测为噪音的现象。

[0069] 图 4 为用于说明本实施例中所使用的排列型换能器的接收方面的指向性的例示图。

[0070] 图 4 中分别示出当在图 3 中所示的向左侧方向发送超声波并接收反射波的过程中, 从与所接收的超声波的接收方向相对称的右侧方向接收其他超声波时所生成的电信

号。此时,将左侧方向定义为①方向,并将右侧方向定义为②方向。

[0071] 如结合图 3b 所进行的说明,在从①方向接收的超声波中,越是靠近左侧的换能器元件,就越是扩大所接收的超声波的延迟宽度,并将两侧的换能器元件所接收的信号转换成相同的信号后,通过合成上述信号来放大成单一信号。但是,在从②方向接收的超声波中,虽然左侧换能器元件比右侧换能器元件较晚地生成信号,但如从①方向接收的超声波相同,越是靠近左侧的换能器元件,就越是扩大所接收的超声波的延迟宽度来进行转换,因此将无法基于路径差来进行补偿。由此,由于并不通过延迟时间来转换成相同信号,因而不发生相长干涉,而是被合成为分散的信号。在以相同的宽度 D 间距、相同的角度入射而生成 ΔL 程度的路径差的情况下,生成 Δt 程度的时间差,由此可知,在超声波从①方向射入的情况下,通过使从左侧射入的信号延迟 Δt 程度而同步成具有相同时刻,但在超声波从②方向射入的情况下,因相同的延迟而使信号时刻相隔有 $2\Delta t$ 程度。由此,在排列型换能器中,按入射角,可通过延迟时间来得到补偿的入射角的信号将发生相长干涉,同时通过时间延迟无法得到补偿的入射角的信号将在时间轴上广泛扩展而被检测为噪音。

[0072] 图 5a 为示出根据本实施例的通过同步化部控制的换能器部生成超声波的状态的图。

[0073] 如结合图 1 所进行的说明,换能器部 125 包括治疗用换能器 110 和成像换能器 120。由于成像换能器 120 需扫描已设定的区域的影像,因此以成像换能器 120 所处的点为基准,以扇形形式从一侧末端线 530 至另一侧末端线 570 为止按照各个扫描线进行扫描。

[0074] 治疗用换能器 110 以治疗位置作为焦点位置 510 来生成超声波,在连续生成超声波的情况下,由于导致成像换能器 120 难以识别影像,由此所述治疗用换能器 110 周期性地生成脉冲信号。此时,根据治疗用换能器 110 的位置,在从治疗用换能器 110 至焦点位置 510 为止的距离上产生路径差。为了使高强度超声波同时到达焦点位置 510,需要对上述路径差进行补偿而生成超声波。附图中示出在上述情况下的路径差和对上述路径差进行补偿而生成超声波的时间间隔。选定距离焦点位置 510 最远的治疗用换能器 110 的超声波路径和其他治疗用换能器 110 的超声波路径。通过焦点位置 510 与距离焦点位置 510 最远的治疗用换能器 110 之间的距离减去焦点位置 510 与其他治疗用换能器 110 之间的距离,则可以计算出路径差,而在其他治疗用换能器 110 中产生考虑到超声波经过上述路径差所需的时间而进行延迟的超声波。若通过这种方式调节治疗用换能器 110 发生超声波的时刻,则由治疗用换能器 110 发生的所有超声波将同时到达焦点位置 510。采用相同的方式来调节由成像换能器 120 发生超声波的时刻。由于高强度超声波和由成像换能器 120 生成的超声波在同一介质中速度相同,因此通过相同的延迟也可以使高强度超声波和由成像换能器 120 生成的超声波到达焦点位置 510 的时刻相同。由此,在焦点位置 510 发生反射的由治疗用换能器 110 生成的超声波和在焦点位置 510 发生反射的由成像换能器 120 生成的超声波到达成像换能器 120 的时刻被调整为相同的时刻。

[0075] 图 5a 示出将成像换能器 120 布置在中央位置并以线性对称的方式将治疗用换能器 110 的换能器部 125 布置在成像换能器 120 的两侧的图。当焦点位于成像换能器 120 的下方时,位于换能器部 125 的两端的治疗用换能器 110 将成为位于距离焦点位置 150 最远的位置的治疗用换能器 110。以此为基准,同步化部 140 通过控制波束形成部 250 来调节剩余治疗用换能器 110 和成像换能器 120 的超声波的发生时刻。虽然与以哪个治疗用换能

器 110 作为基准无关,但是由于波束形成器使用延迟回路,因此将对以最先发生超声波的“距离焦点最远的换能器”作为基准来确定延迟宽度的方法进行说明。对以距离焦点最远的换能器为基准来确定相邻的换能器的延迟宽度的方法进行说明如下,以在从各个换能器至焦点位置 510 为止的距离中最长的距离为基准,位于距离更短的位置的换能器将产生与上述基准相差的程度的路径差。由于需要以超声波经过相应路径差所需的时间程度延迟传送超声波才可以使超声波的到达时刻相同,由此,通过根据各个换能器计算出的路径差除以超声波的速度来当作用于延迟相应换能器的超声波的发生时刻的延迟时间 τ 。以上,对以路径差的长度为基准来计算延迟时间信息的方法进行了说明。

[0076] 以从各个换能器到达焦点位置 510 为止所需的时间为基准对延迟时间信息进行说明如下。

[0077] 由于距离焦点位置 510 最近的换能器比距离焦点位置 510 最远的换能器在与焦点位置之间的距离上更短,因此距离焦点位置 510 最近的换能器发生超声波的时间需要比距离焦点位置 510 最远的换能器发生超声波的时间晚。通过上述路径差除以成像超声波和高强度超声波的移动速度 C ,则可以计算出延迟时间信息 τ 。

[0078] 在此,分别计算出超声波从各个换能器到达焦点为止所需的时间,并可以计算出超声波的发送延迟时间信息 τ ,从而以超声波从换能器到达焦点为止所需的时间最长的换能器(距离焦点位置最远的换能器)为基准,使得在剩余换能器所发生的超声波到达焦点的时刻相同。

[0079] 首先,以焦点位置 510 和换能器的三维坐标为基准来计算出直线距离,并通过上述直线距离除以超声波的速度而可以计算出超声波从第 i 换能器到达焦点位置为止所需的时间 T_i 。换言之,可以通过数学公式 2 来计算出超声波从第 i 换能器到达焦点位置为止所需的时间 T_i 。

[0080] 数学公式 2

[0081]

$$T_i = \frac{1}{C} \times \sqrt{(f_x - e_{x_i})^2 + (f_y - e_{y_i})^2 + (f_z - e_{z_i})^2}$$

[0082] 此时, T_i 为超声波从第 i 换能器到达焦点位置 510 为止所需的时间(以下称为各个换能器的到达时间信息), C 为成像超声波和高强度超声波在介质内的移动速度信息, f_x 为焦点位置坐标值的 x 轴坐标, f_y 为焦点位置坐标值的 y 轴坐标, f_z 为焦点位置坐标值的 z 轴坐标, e_{x_i} 为第 i 治疗用通道坐标值的 x 轴坐标, e_{y_i} 为第 i 治疗用通道坐标值的 y 轴坐标, e_{z_i} 为第 i 治疗用通道坐标值的 z 轴坐标。在此,以直角坐标系上的坐标表示三维坐标。

[0083] 由于计算出超声波从各个换能器到达焦点位置 510 为止所需的时间,因此,可以通过以距离焦点位置 510 最远的换能器的超声波发生时刻为基准,并以延迟的延迟时间信息 τ 程度的形态表现出已同步的超声波发生时刻,从而使得超声波从各个换能器同时到达焦点位置 510。

[0084] 此时,可以通过数学公式 3 来表示各个换能器的延迟时间信息。

[0085] 数学公式 3

[0086] $\tau_i = \text{Max}(T_i) - T_i$

[0087] 此时, τ_i 为以距离焦点位置 510 最远的换能器的超声波发生时刻为基准, 第 i 换能器的超声波发生时刻的相对延迟时间, $\text{Max}(T_i)$ 为根据数学公式 2 计算出的多个 T_i 中的具有最大值的最大到达时间信息, T_i 为超声波从第 i 换能器到达焦点位置 510 为止所需的到达时间信息。

[0088] 由此, 同步化部 140 可以通过如上所述的方法按照各个换能器分别计算出延迟时间信息 τ , 从而控制波束形成器部 250 并生成超声波。

[0089] 当然, 成像换能器 120 并非必须位于中间, 并且各个换能器无需位于相同平面上或成像换能器 120 无需位于中心, 治疗用换能器 110 也无需左右对称。只要是使同步化部 140 布置成对各个换能器进行同步化而可以使能够体现作为本发明中所提出的主要特征的高强度超声波和成像超声波同时到达焦点位置 510, 并且可以由同步化部 140 执行控制, 则任何形式均属于本发明的权利范围。

[0090] 本说明中表示了成像换能器 120 通过与高强度超声波进行同步化来扫描一个扫描线的方法。由于成像换能器 120 需要对相当于一帧的扫描线进行全部扫描才能形成一帧, 因此可以通过反复进行按不同的扫描线发送并接收被同步化的超声波的步骤, 从而得到一帧影像。

[0091] 此时, 对于距离焦点位置 510 最近的扫描线, 成像换能器 120 将接收从距离焦点位置 510 最近的位置反射的高强度超声波的回波信号, 但是对于脱离焦点位置 510 的扫描线, 根据接收方面的指向性, 从焦点位置 510 的附近反射的高强度超声波的回波信号在上述脱离焦点位置 510 的扫描线上被检测为噪音。因此, 可以通过反复进行以下步骤来得到一帧成像的影像, 即, 与经过焦点位置 510 的扫描线相对应的成像换能器 120 或与经过焦点位置 510 附近的扫描线相对应的成像换能器 120 通过发送并接收与治疗用换能器 110 同步化的成像超声波和高强度超声波而进行扫描, 并且与从焦点位置 510 脱离较大的扫描线相对应的成像换能器 120 通过发送并接收未与治疗用换能器 110 同步化的超声波而进行扫描。此时, 通过发送并接收未同步化的超声波 (成像超声波和高强度超声波) 而进行扫描的步骤包括在治疗用换能器 110 未进行工作期间扫描的步骤。

[0092] 图 5b 为示出根据本实施例的球形聚焦形态的换能器部 125 的图。

[0093] 在多个换能器布置在球形表面上并以球的中心作为焦点的情况下, 所有换能器与焦点位置 510 之间的距离相同, 因此所有换能器被控制成在相同时刻发生超声波。当然, 由于成像换能器 120 依次对已设定的区域进行扫描, 由此扫描方向持续变换, 并且治疗用换能器 110 朝向作为已设定的焦点位置 510 的固定方向发生超声波。

[0094] 另外, 如上所述, 成像换能器 120 的换能器元件可以为排列型换能器。成像换能器 120 可以按照各个扫描线使用特定换能器元件组件来进行扫描。图 5b 示出排列型换能器, 该排列型换能器包括与第一扫描线 530 相对应的第一换能器元件组件 535、与第二扫描线 540 相对应的第二换能器元件组件 545、与第三扫描线 550 相对应的第三换能器元件组件 555、与第四扫描线 560 相对应的第四换能器元件组件 565 以及与第五扫描线 570 相对应的第五换能器元件组件 575。

[0095] 从制作与扫描线相对应的成像的影像方面出发, 各个换能器元件组件全部以如独立的成像换能器 120 的方式工作, 在各个换能器元件组件中, 在一个扫描时间仅有一个相邻的换能器元件组件工作。此时, 如图 5a 所示, 与经过焦点位置 510 的扫描线或经过最接

近焦点位置 510 的扫描线相对应的换能器元件组件应在与治疗用换能器 110 同步化的时刻传送成像超声波,并且为了实现同步化,应该特定换能器元件组件的位置。这是由于,只有存在特定位置,同步化部 140 才可以计算出治疗用换能器 110 和换能器元件组件对于焦点位置 510 的路径差。

[0096] 由于各个换能器元件组件以如独立的成像换能器 120 的方式工作,因此将各个换能器元件组件的位置定义为换能器元件组件的中心点。由此,第一换能器元件组件 535 的位置为第一换能器元件中心点 537,第二换能器元件组件 545 的位置为第二换能器元件中心点 547,第三换能器元件组件 555 的位置为第三换能器元件中心点 557,第四换能器元件组件 565 的位置为第四换能器元件中心点 567,第五换能器元件组件 575 的位置为第五换能器元件中心点 577。通过将上述位置视为数学公式 2 的治疗用通道的坐标值来进行同步化。

[0097] 此时,如图 5b 所示,经过焦点位置 510 的扫描线限于第三扫描线 550 或比较接近焦点位置 510 的第二扫描线 540 和第四扫描线 560 来进行同步化。

[0098] 当然,虽然排列型换能器根据分辨率来确定扫描线的数量,并且排列型换能器通常包括 128 个以上的扫描线,但在图 5b 中,为了便于说明,假设排列型换能器包括五个扫描线。换言之,在实际情况中,扫描线的数量或换能器元件组件的数量并不限于图 5b 中所示的数量,相比于五个可以采用多个。

[0099] 图 6 为示出根据本实施例的虚拟通道和治疗用通道的图。

[0100] 图 6a 为示出根据本实施例的球形聚焦形态的换能器部中的虚拟通道 610 的图。在此,虚拟通道 610 优选为多个通道(至少一个以上的通道),但并不限于此,也可以由一个通道来实现。

[0101] 由于当在成像换能器 120 发生成像超声波时,需要生成被同步化的超声波,因此需要特定超声波生成时刻。同步化部 140 按成像换能器 120 的各个扫描线来识别为虚拟通道 610。

[0102] 图 6b 为示出根据本实施例的球形聚焦形态的换能器部中的治疗用通道的图。通过同步化部 140 控制治疗用换能器 110,使得高强度超声波同时到达焦点位置,其中将各个控制对象称作多个治疗用通道 620。将在图 6a 中所进行说明的虚拟通道 610 识别为多个治疗用通道 620 的一种,并以如控制多个治疗用通道 620 的方式来根据焦点位置处与治疗用通道的位置信息之间的距离差信息,对成像超声波的到达时刻和高强度超声波的到达时刻进行同步化。通过这种方法也可以得到与在图 5a 中所示的结构及方法相同的效果。

[0103] 换言之,虚拟通道 610 为包括在用于使高强度超声波聚焦的多个治疗用通道 620 的通道。若多个治疗用通道 620 为用于控制多个高强度超声波同时到达焦点位置 510 并使高强度超声波聚焦的通道,则虚拟通道 610 为用于控制成像超声波与高强度超声波同时到达焦点位置 510,并在成像的影像中的准确位置上显示从焦点位置 510 返回的高强度超声波的反射波的通道。

[0104] 图 6c 为示出本实施例的各个换能器元件组件的虚拟通道的图。

[0105] 如结合图 5b 所进行的说明,成像换能器 120 可以为排列型换能器,排列型换能器可以按各个扫描线指定换能器元件组件而进行扫描。与图 5b 相同,在图 6c 中示出对于五个扫描线构成换能器元件组件的成像换能器 120。

[0106] 在虚拟通道 610 中,在将成像换能器 120 划分为多个换能器元件组件的情况下,由于各个换能器元件组件传送成像超声波的时刻各不相同,因此还应该单独定义用于确定多个所述换能器元件组件的成像超声波传送时刻的虚拟通道。由此,将分别与第一换能器元件组件 535、第二换能器元件组件 545、第三换能器元件组件 555、第四换能器元件组件 565 以及第五换能器元件组件 575 相对应的虚拟通道分别独立地设定为第一虚拟通道 630、第二虚拟通道 640、第三虚拟通道 650、第四虚拟通道 660 以及第五虚拟通道 670。此时,如图 5b 所示,在各个虚拟通道的同步化中所需的虚拟通道 630、640、650、660、670 的坐标值分别为各个换能器元件的中心点 537、547、557、567、577。

[0107] 此时,也可以以扫描线经过焦点位置 510 的位置或最接近焦点位置 510 的位置为基准来确定是否进行同步化。

[0108] 图 7 为用于说明实际采用根据本实施例的接收方面的指向性过程的例示图。

[0109] 当成像换能器 120 生成朝向与焦点位置 510 的方向不同的超声波 730 时,反射波 740 从与焦点位置 510 的方向不同的方向返回。但是,由于治疗用换能器 110 也发生超声波,因此也将有从焦点位置 510 返回的反射波 720。但是上述两个反射波的入射角不相同。如结合图 3 所进行的说明,排列型换能器使接收波束形成器 160 对各个信号进行延迟,从而仅使得从射出超声波的方向接收的超声波产生相长干涉,从而当在成像换能器 120 生成朝向与焦点位置 510 的方向不同的超声波 730 时,从焦点位置 510 反射的反射波并不被以相长干涉的方式接收,而是被检测为广泛扩散的噪音。相反,当在成像换能器 120 发生朝向焦点位置 510 方向的超声波 710 时,焦点位置 510 方向的超声波 710 的反射波和高强度超声波在焦点位置 510 的反射波在相同的时刻从焦点位置 510 一同进行反射。由此,从焦点位置 510 反射的反射波 720 将被接收为产生相长干涉的信号,由于上述信号的路径与成像换能器 120 所生成的焦点位置 510 方向的超声波 710 的反射波的路径相同,从而在成像的影像上也将显示在准确的位置。

[0110] 图 8 的 (a) 部分示出在不发生高强度超声波期间所生成的成像的影像。

[0111] 即,一帧成像的影像由多个扫描线构成。在成像的影像的多个扫描线中,经过治疗用换能器 110 中所设定的焦点位置 510 的扫描线以对照组扫描线 810 来图示。

[0112] 图 8 的 (b) 部分示出在发生高强度超声波期间所生成的成像的影像。

[0113] 在图 8 的 (b) 部分中,高强度超声波的经过焦点位置 510 的扫描线以实验组扫描线 820 来图示。并且,以与图 8 的 (a) 部分中所示的经过治疗用换能器 110 中所设定的焦点位置 510 的对照组扫描线 810 相对应的方式示出了实验组扫描线 820。

[0114] 在图 8 的 (a) 部分中,由于在焦点位置 510 也未检测出其他回波信号,因此在经过治疗用换能器中所设定的焦点位置 510 的对照组扫描线 810 上,以黑色显示出焦点位置 510,但是在图 8 的 (b) 部分中,由于在明亮的部分 830 检测出强的回波信号,从而在高强度超声波的经过焦点位置 510 的实验组扫描线 820 上,以白色显示出焦点位置 510。由此可以确认焦点位置 510。

[0115] 图 8 的 (c) 部分为示出根据是否生成高强度超声波而由成像换能器从经过焦点位置的扫描线接收的超声波的强度的图表。

[0116] 在治疗用换能器 110 不发送高强度超声波的情况下,在经过治疗用换能器 110 中所设定的焦点位置 510 的对照组扫描线 810 的焦点位置 510 上未表现出特别的强度变化。

在治疗用换能器 110 生成高强度超声波而使高强度超声波集中在焦点位置并生成回波信号的情况下,在高强度超声波的经过焦点位置 510 的实验组扫描线 820 的焦点位置 510 上检测出高的回波信号。由此,可以在超声波影像中确认焦点的位置。

[0117] 图 9 为示出根据本实施例的高强度超声波焦点位置的确认及重新调整的方法的流程图。

[0118] 发送高强度超声波和成像超声波(步骤 S910)。在受治疗的部位调整焦点的状态下以脉冲形态反复向受治疗的部位发送高强度超声波,此时,调整超声波生成时刻以使得高强度超声波同时到达焦点位置 510,并且同步成像超声波的生成时刻,从而当在朝向焦点位置 510 的方向生成成像超声波时,成像超声波与高强度超声波同时到达焦点位置 510。只要不重新调整焦点位置 510,则治疗用换能器 110 朝向固定的方向生成超声波,但是成像换能器 120 为了扫描已设定的区域而改变方向。虽然高强度超声波可以供给强度为相当于能够破坏受治疗部位的组织的程度的能量,但是为了确认焦点位置,在发送高强度超声波的步骤(步骤 S910)中,可以生成强度为相当于不能够对组织产生影响的程度的较弱的超声波。当然,若在治疗过程中确认焦点位置,则可以将连续波形态的高强度超声波改变为脉冲形态来进行发送。

[0119] 成像换能器 120 接收反射信号(步骤 S920)。成像换能器 120 虽然接收自身所发送的超声波的反射波,但也还接收高强度超声波的反射波。此时,成像换能器 120 采用仅对发送方向的反射波补偿路径差的接收波束形成方法,因此从未发送超声波的方向接收到的超声波将被检测为噪音。对于在焦点位置 510 反射并被接收的高强度超声波的回波信号,只在成像换能器 120 向焦点方向发送超声波的情况下才被接收为明确的信号(Peak)。

[0120] 将所接收的信号转换成 B 超影像(S930)。在此,通过将信号的振幅转换为亮度,来将所接收的信号转换为 B 超形式。由于成像换能器 120 一次接收对于一个方向的反射波,因此通过聚集多个方向的反射信号来生成一帧的影像。B 超影像可以显示。

[0121] 确认焦点位置 510 是否准确(步骤 S940)。换言之,确认焦点位置是否与目标患处的位置相一致。由于在成像的影像中所检测出的反射波大于所发送的超声波的区域为高强度超声波的反射波集中的区域,从而可以找到高强度超声波的焦点位置 510。由此,可以确认该焦点位置 510 是否与目标患处相一致,并且在不一致的情况下,可以对焦点位置 510 进行补偿(步骤 S950)。

[0122] 在焦点位置 510 准确的情况下,快速进行高强度超声波治疗(步骤 S960)。若判断为焦点位置 510 准确,则通过提高高强度超声波的强度来开始进行实际治疗或通过将高强度超声波转换成连续波来继续进行治疗。

[0123] 以上说明仅仅属于例示性地说明本实施例的技术思想,本实施例所属技术领域的普通技术人员可以在不脱离本实施例的本质特性的范围内对本实施例进行多种修改和变形。因此,本实施例并不用于限定本实施例的技术思想,而是用于说明本实施例的技术思想,本实施例的技术思想的范围并不限于这些实施例。本实施例的保护范围应由随附的权利要求范围来解释,并且应解释为,在与权利要求范围等同的范围内的所有技术思想均属于本实施例的权利范围。

[0124] 附图标记的说明

[0125] 110 :治疗用换能器

120 :成像换能器

[0126]	125 :换能器部	130 :影像处理部
[0127]	140 :同步化部	150 :控制部
[0128]	160 :存储部	170 :输入部
[0129]	180 :显示部	210 :第二发送波束形成器
[0130]	220 :第一发送波束形成器	230 :发送波束形成器
[0131]	240 :接收波束形成器	250 :波束形成器部
[0132]	260 :信号处理部	270 :扫描变换器
[0133]	310 :延迟回路	320 :合计回路
[0134]	510 :焦点位置	610 :虚拟通道
[0135]	620 :治疗用通道	

[0136] 相关申请的交叉引用

[0137] 本专利申请根据美国专利法 119(a) 条 (35 U.S.C. § 119(a)) 要求于 2013 年 02 月 28 日在韩国申请的专利申请号为第 10-2013-0021974 号的优先权,其全部内容作为参考文献结合在本申请中。并且,本申请同样以相同的理由对美国以外的国家要求优先权,其全部内容以参考文献结合在本申请中。

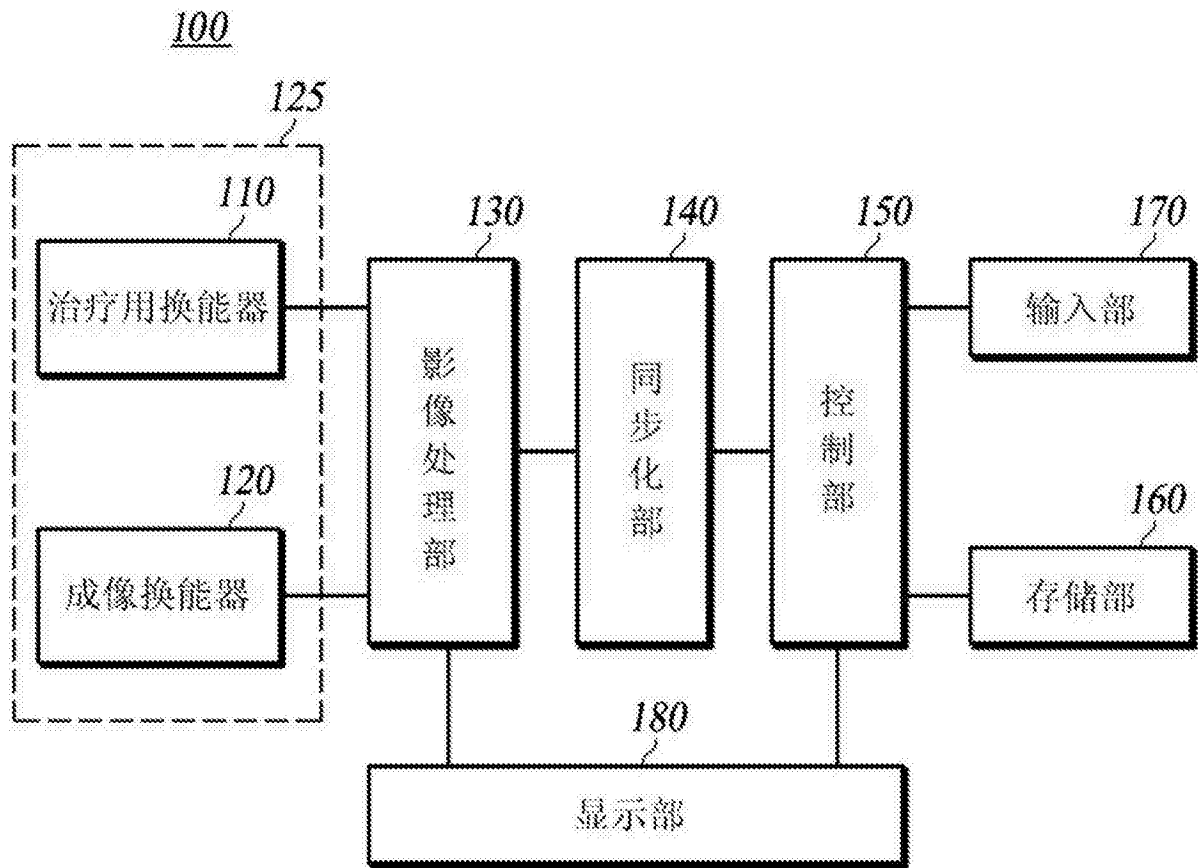


图 1

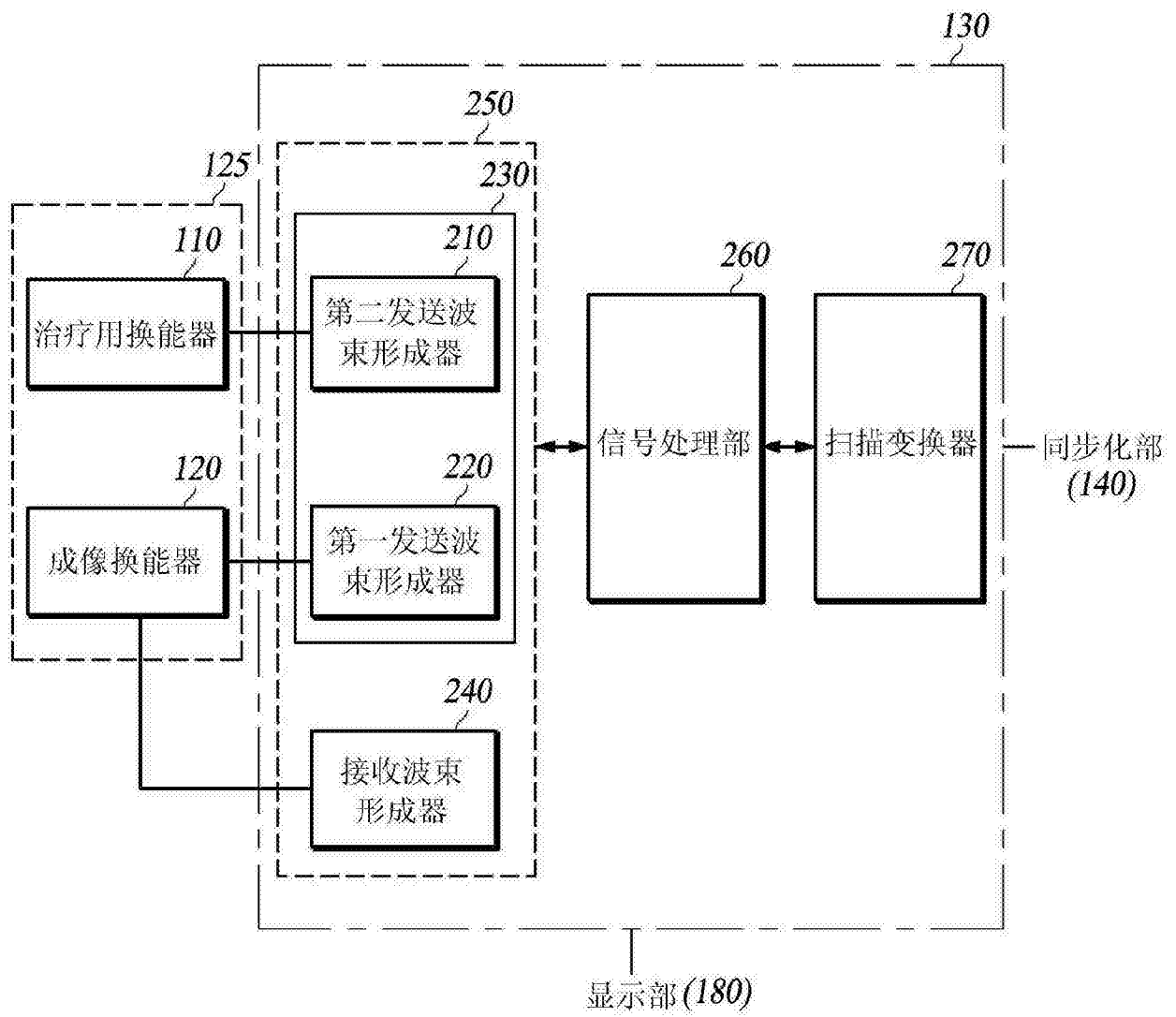


图 2

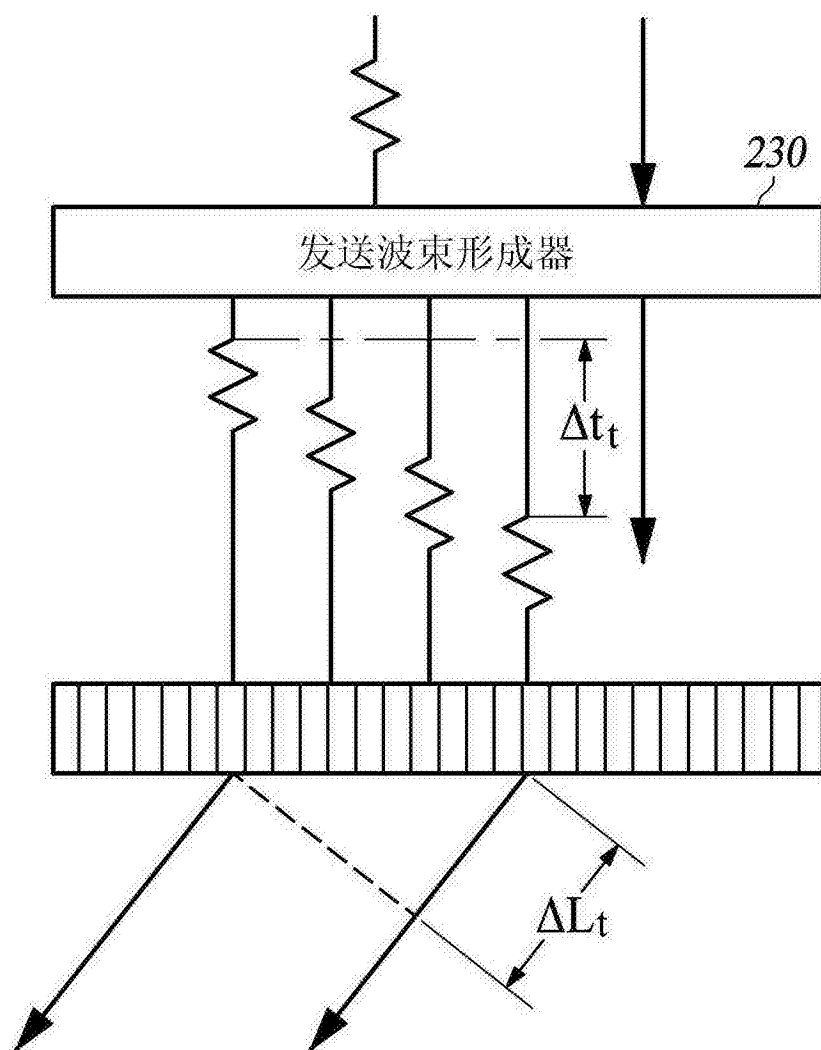


图 3a

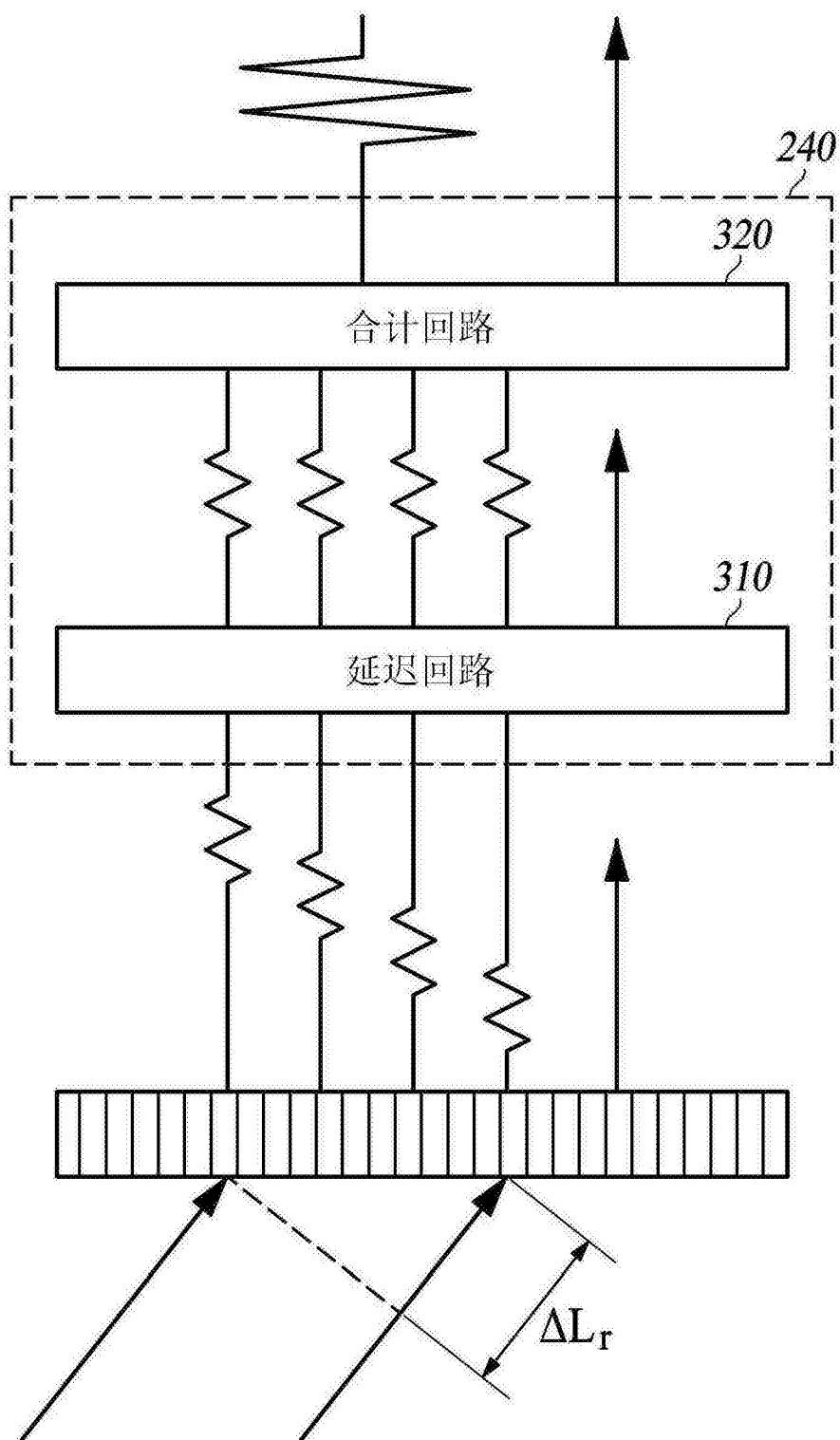


图 3b

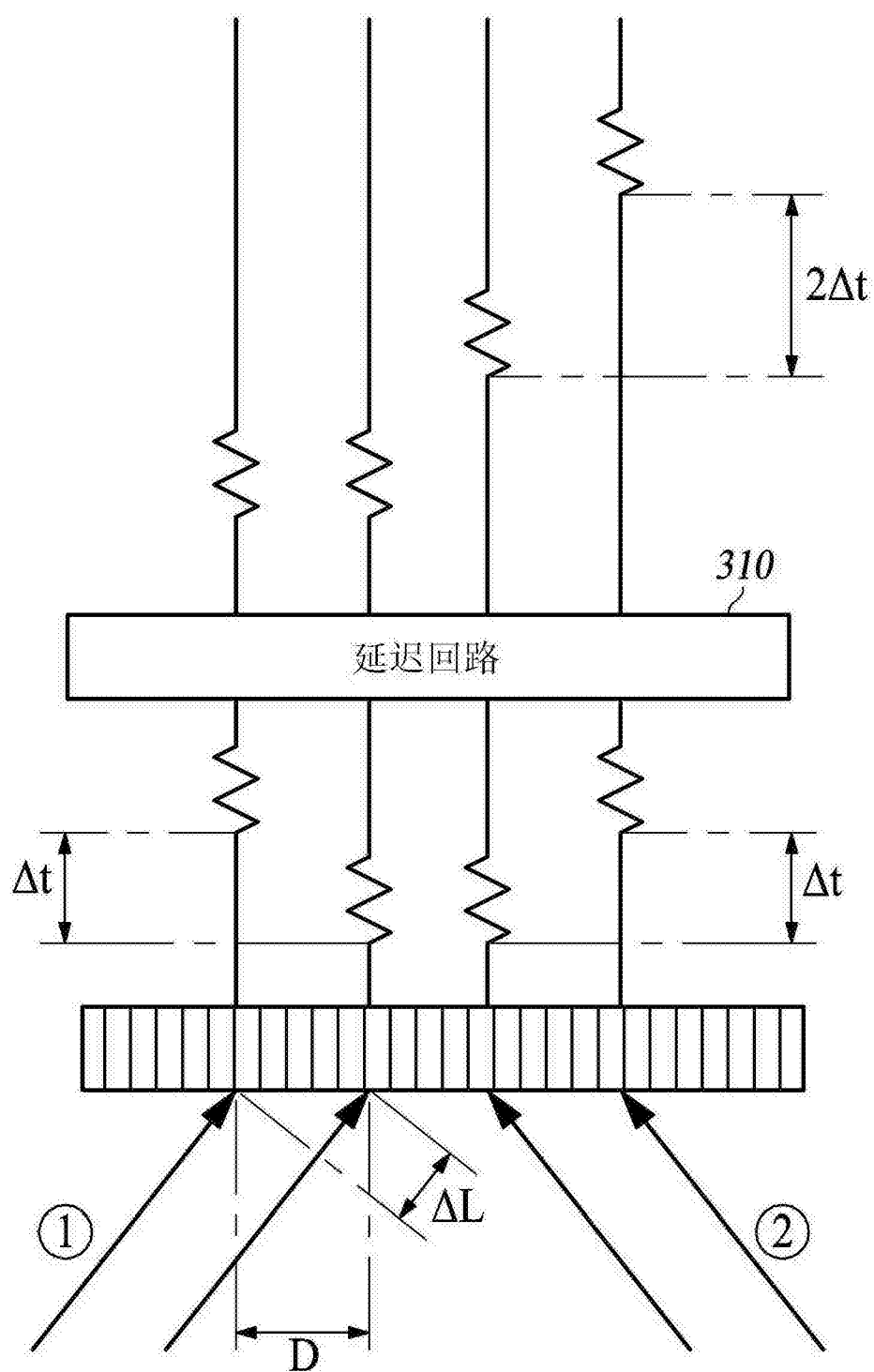


图 4

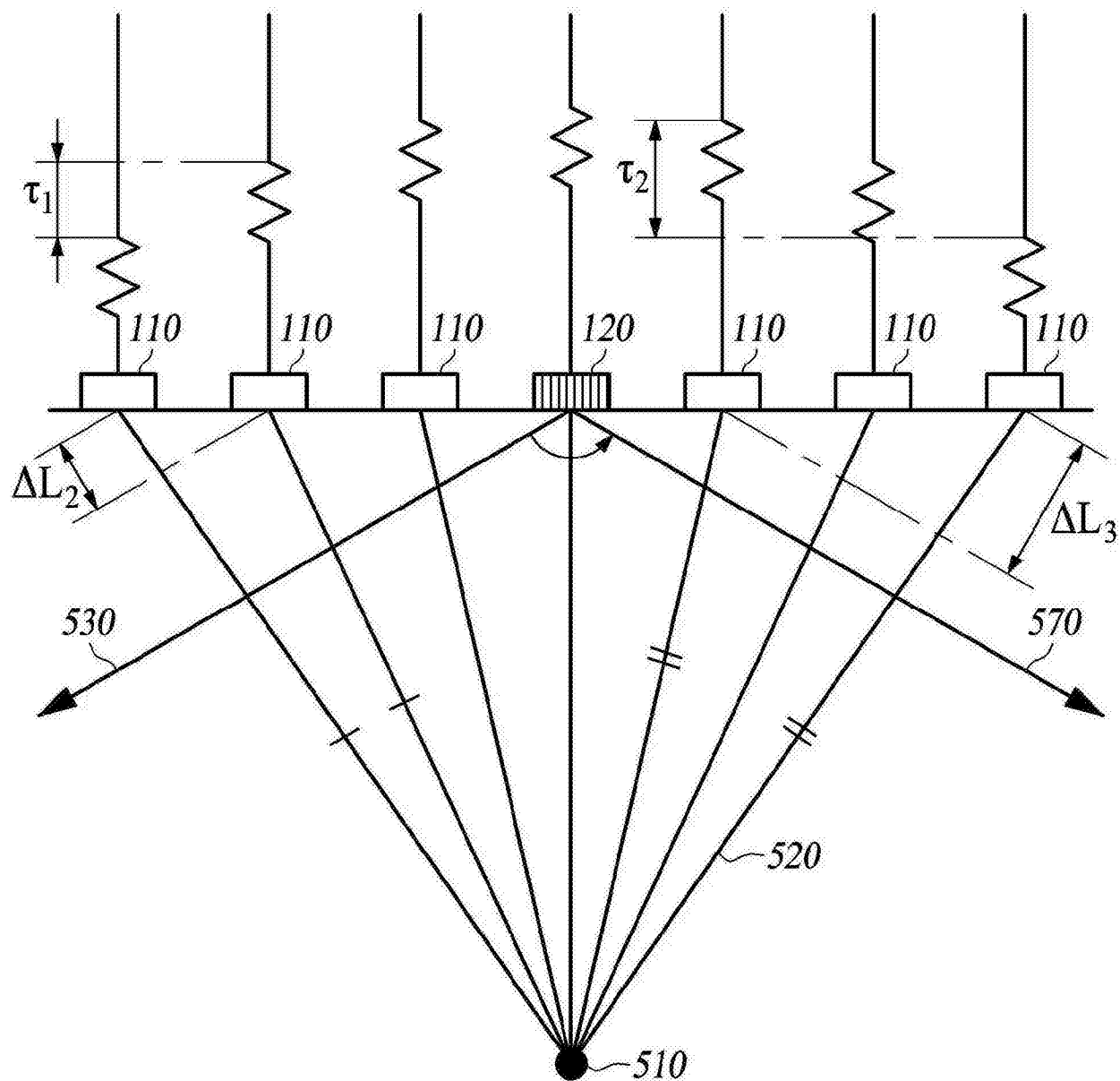
125

图 5a

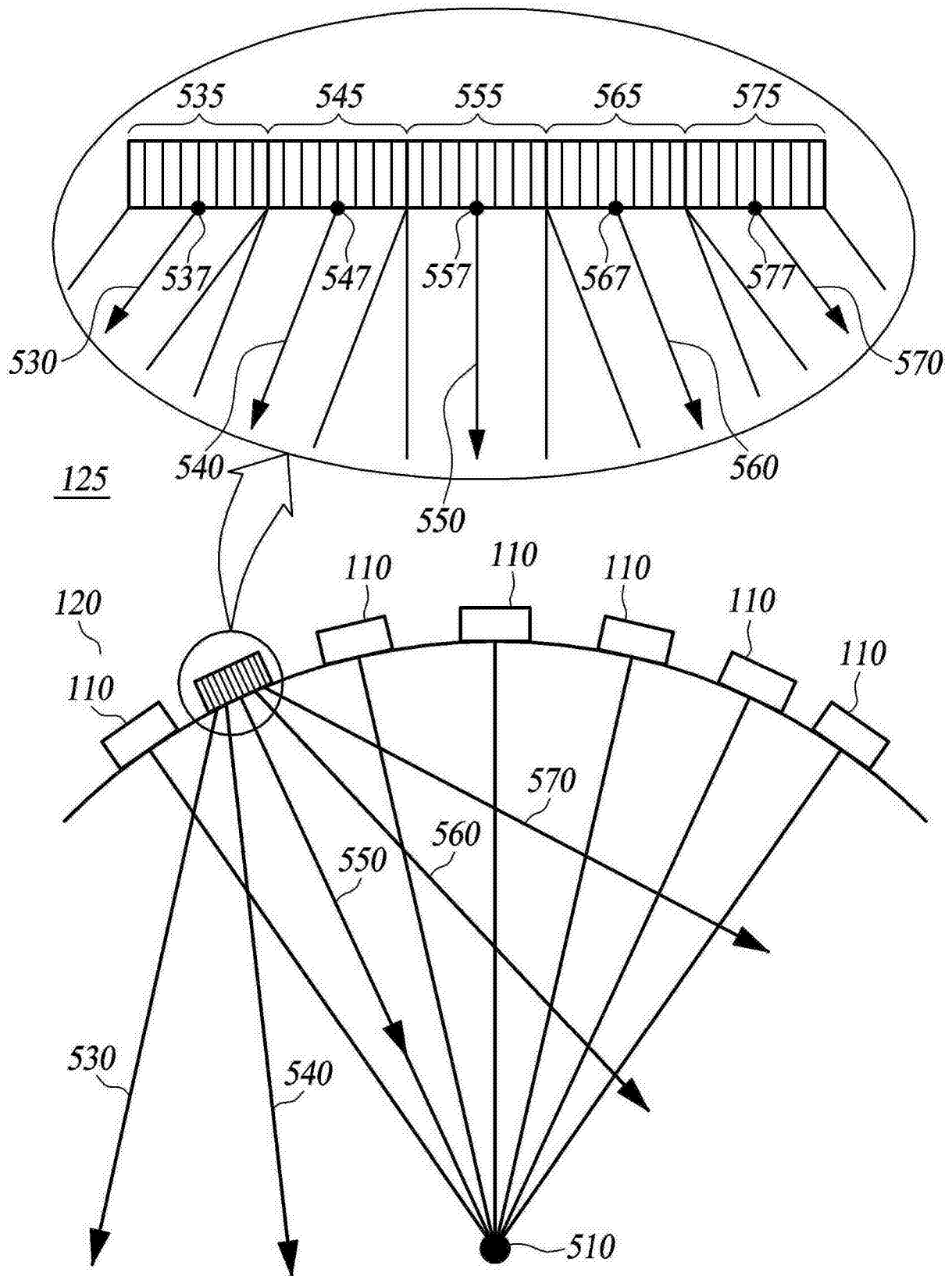


图 5b

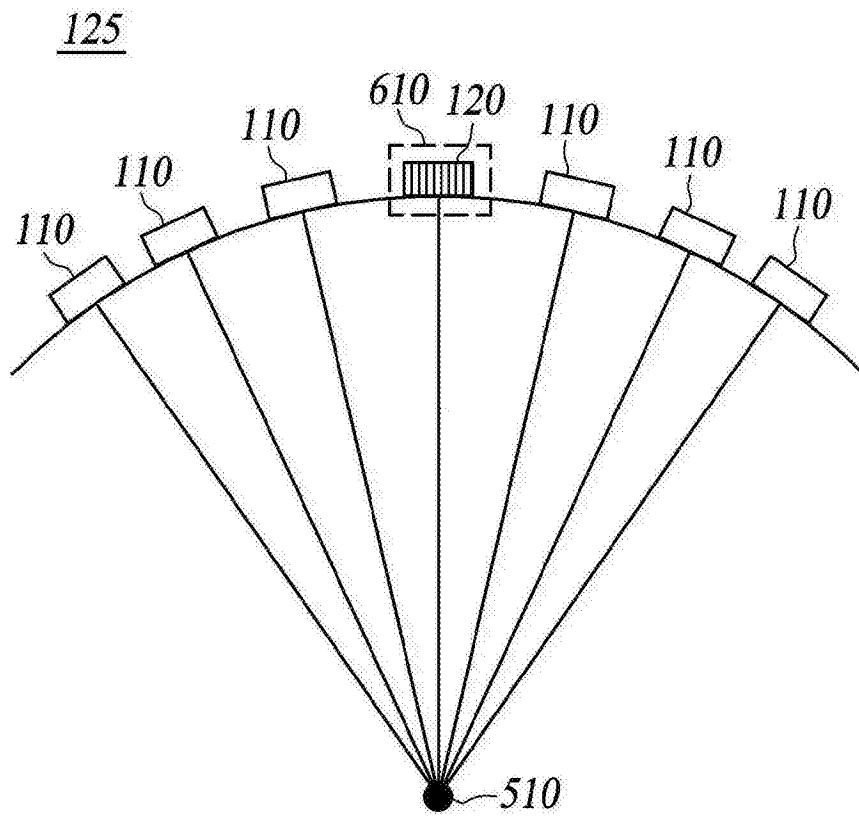


图 6a

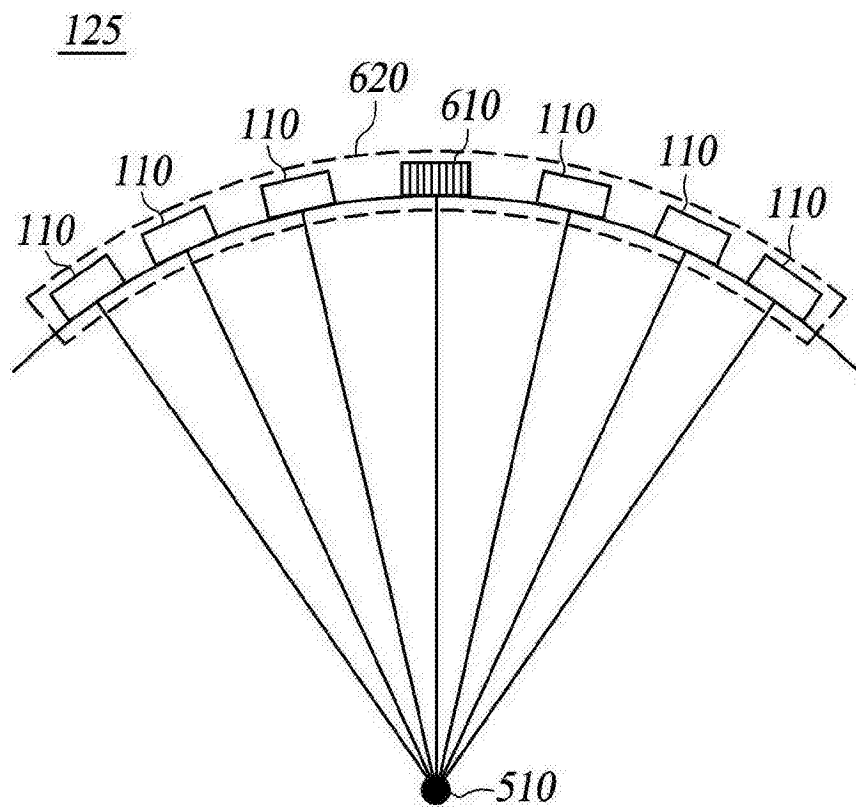


图 6b

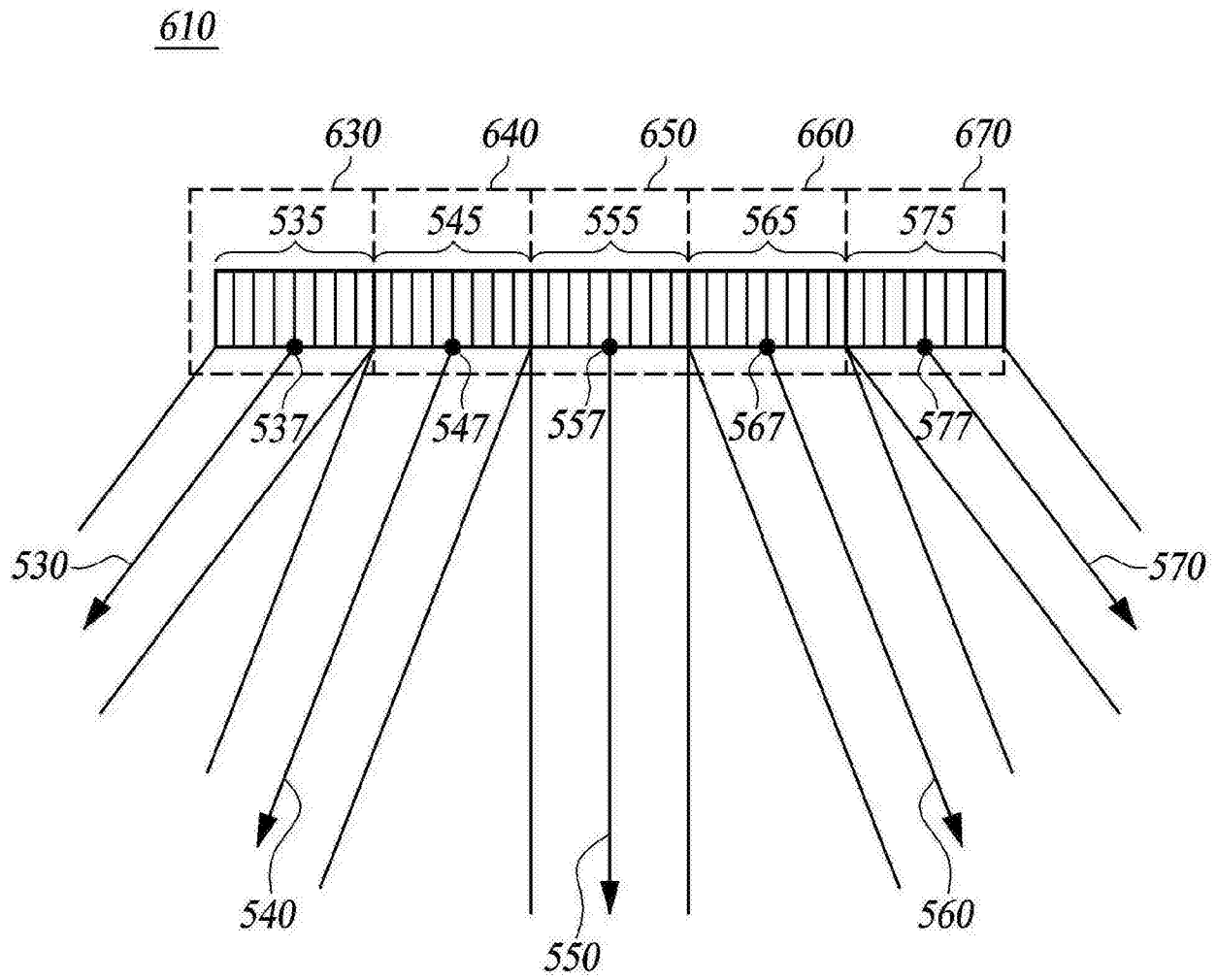


图 6c

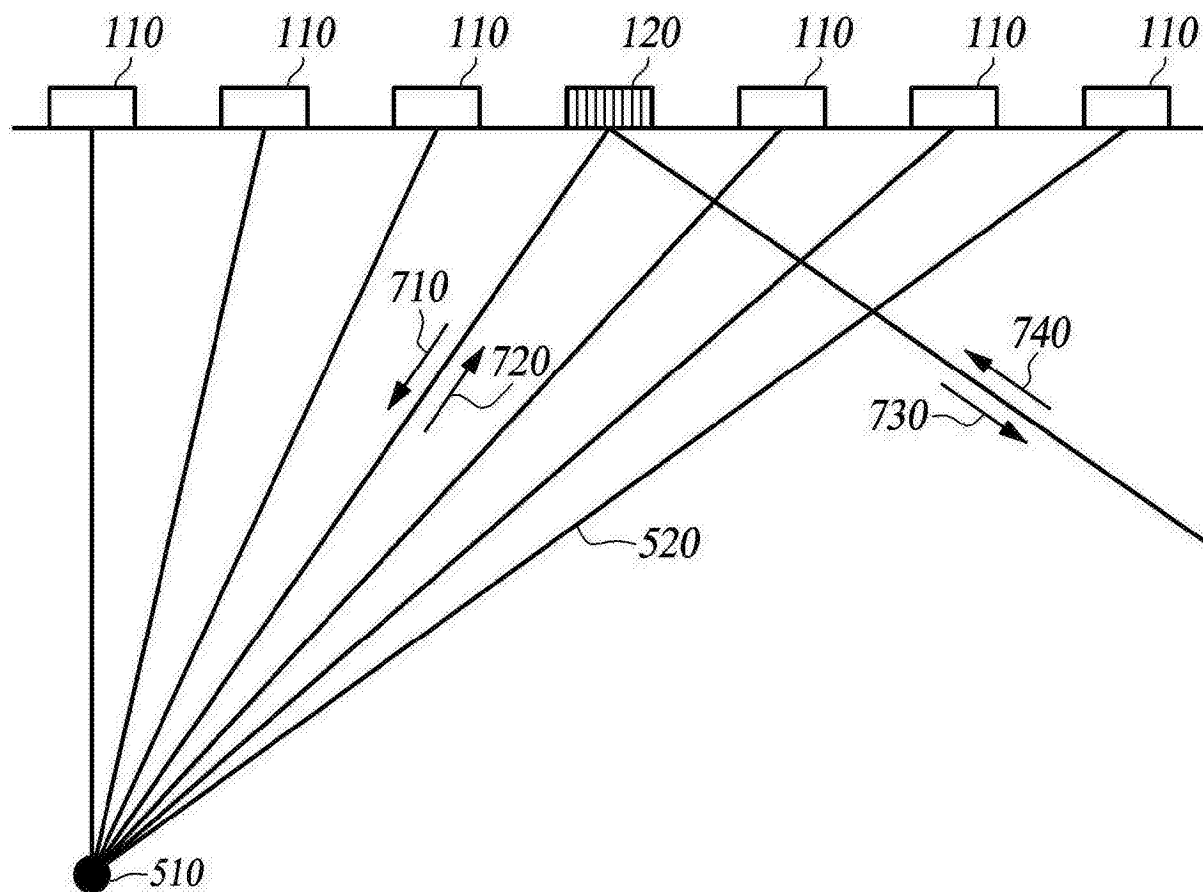
125

图 7

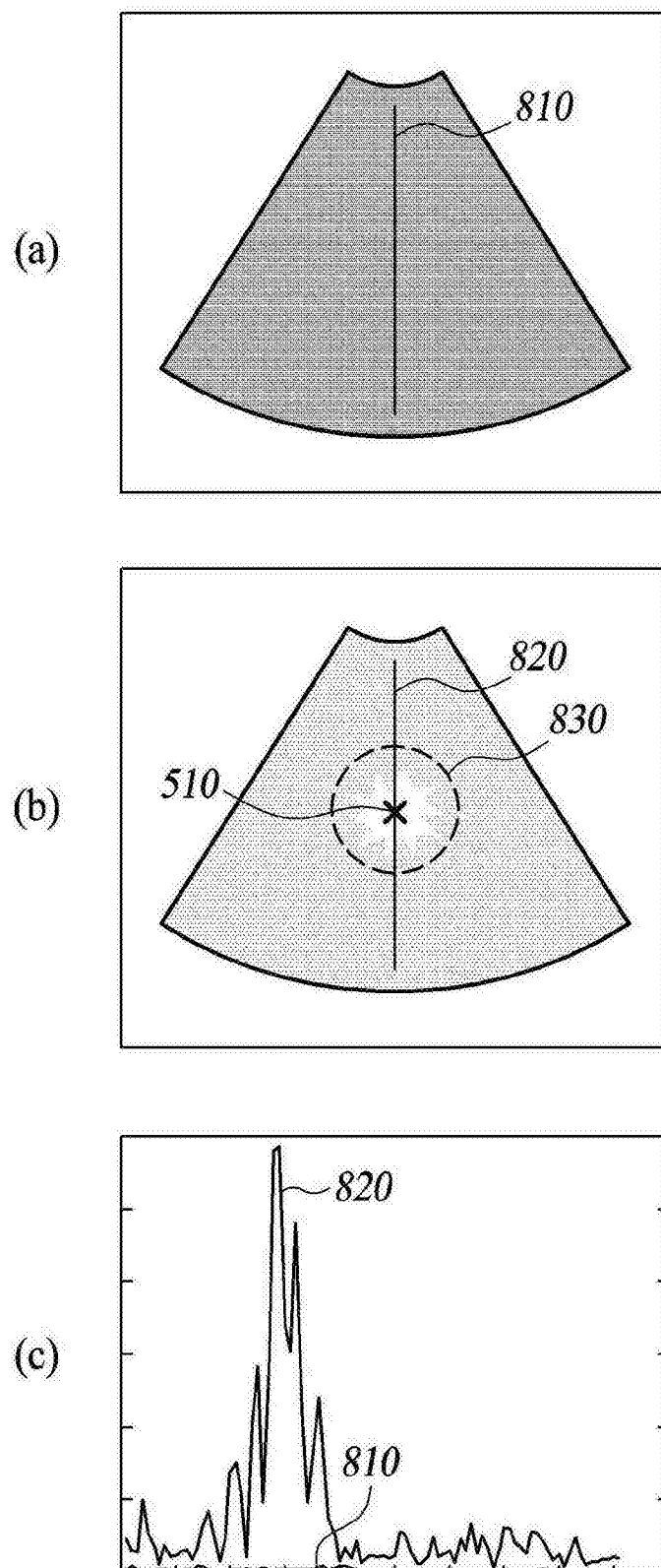


图 8

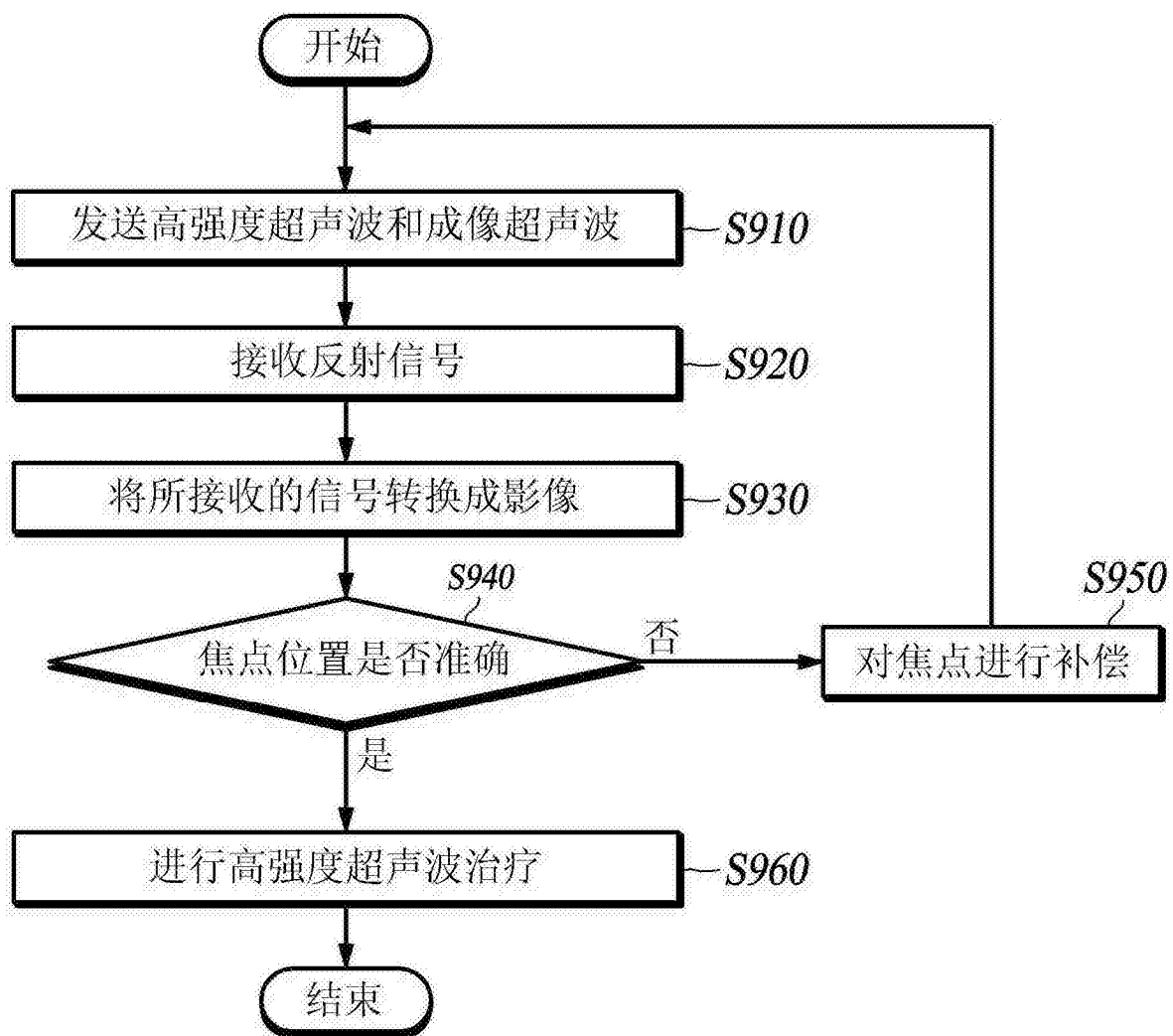


图 9

专利名称(译)	焦点位置的确认方法及用于其的超声波医疗装置		
公开(公告)号	CN105188847A	公开(公告)日	2015-12-23
申请号	CN201380074031.5	申请日	2013-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
[标]发明人	孙健豪 姜国珍 金大昇 金明德 全哲焕		
发明人	孙健豪 姜国珍 金大昇 金明德 全哲焕		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/00 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/481 A61B8/5207 A61B2090/378 A61N7/02 A61N2007/0052 A61N2007/0078 A61N2007/0095 G01N29/0654 G01N29/262 G01N2291/02475 G01S7/5202 G01S7/52063		
代理人(译)	陈潇潇		
优先权	1020130021974 2013-02-28 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种焦点位置的确认方法及用于其的超声波医疗装置，所述焦点位置的确认方法及用于其的超声波医疗装置用于确认高强度聚焦超声的焦点位置。本发明提供的焦点位置的确认方法及用于确认所述焦点位置的超声波医疗装置通过使高强度超声波和成像超声波的生成时刻同步化，从而利用对于传送有被同步化的成像超声波和高强度超声波的焦点位置的反射信号，最终预定位(Pre-Targeting)高强度超声波的位置。

