



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105073194 B

(45)授权公告日 2018.04.03

(21)申请号 201380073981.6

(22)申请日 2013.02.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105073194 A

(43)申请公布日 2015.11.18

(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/KR2013/001669 2013.02.28

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/133208 KO 2014.09.04

(73)专利权人 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 金大升 金明德
全哲焕

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 瞿卫军 张晶

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

(56)对比文件

CN 102834060 A,2012.12.19,

CN 102342850 A,2012.02.08,

WO 2012002421 A1,2012.01.05,

Junjie Yua et al..<Focal shift and axial dispersion of binary pure-phase filters in focusing systems>.<Proceedings of Conference 7848 Holography , Diffractive Optics and Applications> .2009,(第7848期),1-12.

审查员 姚宗妮

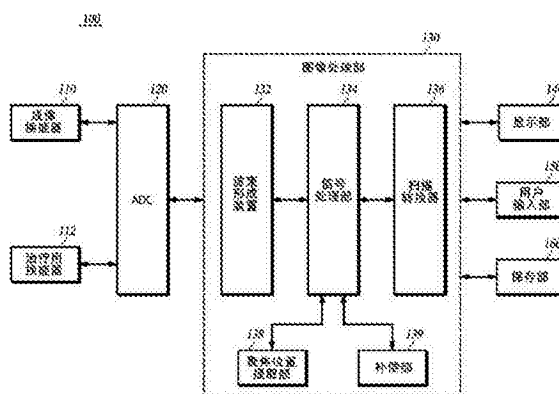
权利要求书3页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置

(57)摘要

本发明提供一种焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置。本发明提供一种当发送高强度聚焦超声波时,为了避免产生对象体的焦点位置与实际超声波聚焦位置之间的误差,向对象体(患者的患处)发送小于预置输出值的高强度超声波,并利用其反射信号来补偿焦点位置的焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置。



1. 一种超声波医疗装置,其特征在于,包括:

成像换能器,向对象体发送第一成像超声波,并接收从所述对象体反射的第一回拨信号来形成第一接收信号;

信号处理部,基于所述第一接收信号形成第一成像图像,并通过显示部输出所述第一成像图像;

用户输入部,输入所述第一成像图像上的焦点位置信息;

治疗用换能器,向对应于所述焦点位置信息的焦点位置发送小于预置输出值的高强度超声波;

聚焦位置提取部,利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息,其中,所述第二成像图像是根据在所述高强度超声波到达所述焦点位置时发送的第二成像超声波来形成;以及

补偿部,根据所述焦点位置信息和所述实际聚焦位置信息来提取补偿值后,在所述焦点位置信息中反映所述补偿值。

2. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述成像换能器是在所述高强度超声波到达所述焦点位置时向所述对象体发送所述第二成像超声波,并接收对应所述第二成像超声波而反射的第二回拨信号来形成第二接收信号,所述信号处理部是根据所述第二接收信号来形成所述第二成像图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述治疗用换能器具有小于预置比的占空比,并且发送具有超过预置临界值的脉冲幅度的所述高强度超声波。

4. 根据权利要求3所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述治疗用换能器以预置次数反复发送所述高强度超声波。

5. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述信号处理部是从以预置角度即 0° 至 360° 旋转的所述成像换能器接收第一回拨信号,或者,从以二维换能器阵列体现的成像换能器接收所述第一回拨信号,并且根据所接收的第一回拨信号来将所述第一成像图像形成为三维图像。

6. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述聚焦位置提取部是提取所述第二成像图像的灰度变化量最大的位置,并判断所述变化量最大的位置为所述实际聚焦位置信息。

7. 根据权利要求6所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述聚焦位置提取部是在所述第二成像图像为二维图像的情况下,将二维坐标值判断为所述实际聚焦位置信息 (x_1, z_1) ,在所述第二成像图像为三维图像的情况下,将三维坐标值判断为所述实际聚焦位置信息 (x_1, y_1, z_1) 。

8. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述补偿部是当所述第二成像图像为二维图像时,根据二维坐标的所述焦点位置信息 (x, z) 与所述实际聚焦位置信息 (x_1, z_1) 之间的差 $(x-x_1, z-z_1)$ 来生成所述补偿值 $(\Delta x, \Delta z)$,或者,当所述第二成像图像为三维图像时,根据三维坐标的所述焦点位置信息 (x, y, z) 与所述实际聚焦位置信息 (x_1, y_1, z_1) 之间的差 $(x-x_1, y-y_1, z-z_1)$ 来生成所述补偿值 $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ 。

9. 根据权利要求8所述的超声波医疗装置,其特征在于,所述补偿部是当所述第二成像图像为二维图像时,生成在二维坐标的所述焦点位置信息 (x, z) 中反映了所述补偿值 $(\Delta x,$

Δz) 的补偿位置信息 $(x + \Delta x, z + \Delta z)$, 或者, 当所述第二成像图像为三维图像时, 生成在三维坐标的所述焦点位置信息 (x, y, z) 中反映了所述补偿值 $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ 的所述补偿位置信息 $(x + \Delta x, y + \Delta y, z + \Delta z)$ 。

10. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置, 其特征在于, 所述用户输入部是在所述第二成像图像为二维图像的情况下, 接收二维坐标值 (x, z) 的所述焦点位置信息, 在所述第二成像图像为三维图像的情况下, 接收三维坐标值 (x, y, z) 的所述焦点位置信息。

11. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置, 其特征在于, 所述治疗用换能器包括:
第一换能器, 向所述焦点位置发送第一频率的小于预置输出值的第一高强度超声波;
第二换能器, 向所述焦点位置发送第二频率的小于预置输出值的第二高强度超声波;
以及

第N换能器, 向所述焦点位置发送第N频率的小于预置输出值的第N高强度超声波。

12. 根据权利要求11所述的超声波医疗装置, 其特征在于, 所述治疗用换能器包括: 只由所述第一换能器形成的第一群、只由所述第二换能器形成的第二群及只由所述第N换能器形成的第N群。

13. 根据权利要求11所述的超声波医疗装置, 其特征在于, 所述治疗用换能器由所述第一换能器、所述第二换能器及所述第N换能器随机排列而形成。

14. 一种焦点补偿方法, 其特征在于, 超声波医疗装置补偿焦点的方法包括以下步骤:
形成第一接收信号, 向对象体发送第一成像超声波, 并接收从所述对象体反射的第一回拨信号来形成第一接收信号;

处理第一图像, 基于所述第一接收信号来形成第一成像图像, 并通过显示部输出所述第一成像图像;

输入焦点位置, 输入所述第一成像图像上的焦点位置信息;

发送高强度超声波, 向对应于所述焦点位置信息的焦点位置发送小于预置输出值的高强度超声波;

提取实际聚焦位置, 利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息, 其中, 所述第二成像图像是根据在所述高强度超声波到达所述焦点位置时发送的第二成像超声波来形成; 以及

补偿, 根据所述焦点位置信息和所述实际聚焦位置信息来提取补偿值后在所述焦点位置信息中反映所述补偿值。

15. 根据权利要求14所述的焦点补偿方法, 其特征在于,

所述实际聚焦位置提取步骤包括:

形成第二接收信号, 在所述高强度超声波到达所述焦点位置时向所述对象体发送所述第二成像超声波, 并接收对应所述第二成像超声波而反射的第二回拨信号来形成第二接收信号; 以及

处理第二图像, 根据所述第二接收信号来形成所述第二成像图像。

16. 根据权利要求14所述的焦点补偿方法, 其特征在于, 所述高强度超声波的发送步骤包括: 发送具有小于预置比的占空比且具有超过预置临界值的脉冲幅度的所述高强度超声波。

17. 根据权利要求14所述的焦点补偿方法, 其特征在于, 所述聚焦位置提取步骤包括:

提取所述第二成像图像的灰度变化量最大的位置,并判断所述变化量最大的位置为所述实际聚焦位置信息。

18.根据权利要求14所述的焦点补偿方法,其特征在于,所述补偿步骤包括:当所述第二成像图像为二维图像时,根据二维坐标的所述焦点位置信息 (x, z) 与所述实际聚焦位置信息 (x_1, z_1) 之间的差 $(x-x_1, z-z_1)$ 来生成所述补偿值 $(\Delta x, \Delta z)$,或者,当所述第二成像图像为三维图像时,根据三维坐标的所述焦点位置信息 (x, y, z) 与所述实际聚焦位置信息 (x_1, y_1, z_1) 之间的差 $(x-x_1, y-y_1, z-z_1)$ 来生成所述补偿值 $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ 。

19.根据权利要求18所述的焦点补偿方法,其特征在于,所述补偿步骤包括:当所述第二成像图像为二维图像时,生成在二维坐标的所述焦点位置信息 (x, z) 中反映了所述补偿值 $(\Delta x, \Delta z)$ 的补偿位置信息 $(x+\Delta x, z+\Delta z)$,或者,当所述第二成像图像为三维图像时,生成在三维坐标的所述焦点位置信息 (x, y, z) 中反映了所述补偿值 $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ 的所述补偿位置信息 $(x+\Delta x, y+\Delta y, z+\Delta z)$ 。

焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置,更为具体地,涉及一种通过向对象体(患者的患处)聚焦小于预置输出值的高强度超声波,并利用其反射的信号,来确认对象体的焦点位置与实际的超声波聚焦位置之间产生偏差时,补偿与该偏差相应的焦点位置的距离的焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置。

背景技术

[0002] 需要指明的是,下面将要说明的内容仅仅提供本实施例相关的背景信息,并非构成现有技术。

[0003] 高强度聚焦超声波(HIFU:High-Intensity Focused Ultrasound)一般用于如癌、肿瘤、病变等生体组织的治疗(处理)。即,利用高强度超声波的治疗方式是利用向某一处集中发送高强度超声波而产生的热,使相关生体组织坏死的方式。此时,要通过调节来避免高强度超声波伤害健康的生体组织,而且,利用高强度超声波的治疗(处理)可避免手术的剖开过程。

[0004] 利用高强度超声波的治疗方式是向要治疗的生体组织发送用于获得图像的超声波,并利用其反射的回波信号获得图像,之后向该生体组织发送高强度超声波,此时,当超声波医疗装置所要治疗的焦点位置与实际的高强度超声波所聚焦的位置之间出现偏差时,存在脱离所要治疗的焦点位置的生体组织受损的问题。

发明内容

[0005] (一)要解决的技术问题

[0006] 本实施例主要为了提供一种通过向对象体(患者的患处)聚焦小于预置输出值的高强度超声波,并利用其反射的信号,来确认到对象体的焦点位置与实际的超声波聚焦位置之间产生偏差时,用于补偿与该偏差相应的焦点位置的距离的焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置。

[0007] (二)技术方案

[0008] 根据本实施例的一个方面,提供一种超声波医疗装置,其特征在于,包括:成像换能器,向对象体发送第一成像超声波,并接收从所述对象体反射的第一回拨信号来形成第一接收信号;信号处理部,基于所述第一接收信号形成第一成像图像,并通过显示部输出所述第一成像图像;用户输入部,输入所述第一成像图像上的焦点位置信息;治疗用换能器,向对应于所述焦点位置信息的焦点位置发送小于预置输出值的高强度超声波;聚焦位置提取部,利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息,其中,所述第二成像图像是根据在所述高强度超声波到达所述焦点位置时发送的第二成像超声波来形成;以及补偿部,根据所述焦点位置信息和所述实际聚焦位置信息来提取补偿值后,在所述焦点位置信息中反映所述补偿值。

[0009] 而且,根据本实施例的另一个方面,提供一种焦点补偿方法,其特征在于,超声波

医疗装置补偿焦点的方法包括以下步骤:形成第一接收信号,向对象体发送第一成像超声波,并接收从所述对象体反射的第一回拨信号来形成第一接收信号;处理第一图像,基于所述第一接收信号来形成第一成像图像,并通过显示部输出所述第一成像图像;输入焦点位置,输入所述第一成像图像上的焦点位置信息;发送高强度超声波,向对应于所述焦点位置信息的焦点位置发送小于预置输出值的高强度超声波;提取实际聚焦位置,利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息,其中,所述第二成像图像是根据在所述高强度超声波到达所述焦点位置时发送的第二成像超声波来形成;以及补偿,根据所述焦点位置信息和所述实际聚焦位置信息来提取补偿值后在所述焦点位置信息中反映所述补偿值。

[0010] (三) 有益效果

[0011] 如上所述,根据本实施例,当聚焦高强度超声波时,可向对象体(患者的患处)聚焦小于预置输出值的高强度超声波,并利用其反射的信号来执行预定位,而且,当对象体的焦点位置与实际的超声波聚焦位置之间产生误差时,能够补偿与该误差相应的焦点位置的距离。即,根据本实施例,由于高强度超声波具有高能量,为利用准确的焦点,将不伤害人体组织的程度的高强度超声波发送到焦点位置来执行预定位,而当焦点位置与实际聚焦位置之间出现偏差时,具有无需物理移动,可采用电子补偿值来进行补偿。

[0012] 而且,根据本实施例,当治疗用换能器通过已设置的焦点位置信息来发送用于治疗的高强度超声波时,若焦点位置信息与实际聚焦位置信息之间出现偏差,则脱离所要治疗的焦点位置信息的生体组织(对象体)会受损,因此,具有能够通过补偿焦点位置信息与实际聚焦位置信息之间的偏差来准确治疗所要治疗的位置的效果。

附图说明

[0013] 图1是概括示出本实施例的超声波医疗装置的框图。

[0014] 图2是示出本实施例的小于预置输出值的高强度超声波的示意图。

[0015] 图3是用于说明本实施例的成像图像上的焦点位置信息的示意图。

[0016] 图4是用于说明本实施例的焦点补偿方法的流程图。

[0017] 图5是用于说明本实施例的焦点位置信息与实际聚焦位置信息之间的偏差的示意图。

[0018] 图6是示出本实施例的超声波医疗装置形成三维成像图像的过程的示意图。

[0019] 图7是示出本实施例的由多个群形成的治疗用换能器的示意图。

具体实施方式

[0020] 下面,参照附图对本实施例进行详细说明。

[0021] 本实施例中所记载的第一成像超声波是指成像换能器110为了获得图像而向对象体发送的超声波。另外,本实施例中所记载的第二成像超声波是指成像换能器110在高强度超声波通过治疗用换能器112到达焦点位置时向对象体发送的超声波。即,成像换能器110为了识别高强度超声波到达焦点位置的时间点,通过成像换能器110与治疗用换能器112之间的一种同步,由治疗用换能器112将小于预置输出值的高强度超声波发送到焦点位置时,成像换能器110可根据高强度超声波的到达时间点来向对象体发送第二成像超声波。即,这种同步可根据成像换能器110与焦点位置之间的距离信息、治疗用换能器112与焦点位置之

间的距离信息、第一成像超声波和第二成像超声波及高强度超声波在对象体的媒质内移动的移动速度信息来设置。

[0022] 本实施中记载的图像是包括B-模式图像或C-模式图像的概念。即，B-模式图像为灰度图像，是表示对象体的运动的图像模式，C-模式图像是指彩色流动图像模式。另外，BC-模式图像(BC-Mode Image)为利用多普勒效应(Doppler Effect)表示血液流动或对象体的运动的图像模式，同时提供B-模式图像和C-模式图像，是指将血液流动和对象体的运动信息和解剖信息同时提供的模式，即，B-模式为灰度图像，是指表示对象体的运动的图像模式，C-模式为彩色流动图像，是指表示血液流动或对象体的运动的图像模式。另外，本发明中记载的超声波医疗装置100虽然可同时提供B-模式图像(B-Mode Image)和彩色流动图像(Color Flow Image)即C-模式图像(C-Mode Image)，但是，为了便于说明，在本发明中假设超声波医疗装置100所提供的图像为B-模式图像。

[0023] 图1是概括示出本实施例的超声波医疗装置的框图。

[0024] 本实施例的超声波医疗装置100包括成像换能器110、治疗用换能器112、模拟数字转换器120、图像处理部130、显示部140、用户输入部150及保存部160。本实施例中虽然记载成超声波医疗装置100只包括成像换能器110、治疗用换能器112、模拟数字转换器120、图像处理部130、显示部140、用户输入部150及保存部160，但这仅仅是对本实施例的技术思想的例示性说明，只要是本实施例所属的技术领域的普通技术人员，在不超出本实施例的本质上的特征的范围，能够对包括在超声波医疗装置100的组成部分进行多种修改和变形。

[0025] 成像换能器110包括成像换能器阵列，且向对象体发送第一成像超声波或第二成像超声波，并接收由对象体反射的第一回波信号或第二回波信号。这种换能器是指通过将模拟电信号转换成超声波并发送到对象体，且将由对象体反射的回波信号转换成模拟电信号，且由多个换能器元件(Transducer Element)结合而形成。这种成像换能器110包括多个1D(Dimension)、1.25D、1.5D、1.75D或二维换能器阵列(Transducer Array)。例如，当成像换能器110包括1D、1.25D、1.5D、1.75D换能器阵列时，1D、1.25D、1.5D、1.75D换能器阵列可以按照预置的角度(0°至360°)旋转(Rotation)的同时向对象体发送第一成像超声波或第二成像超声波，并接收由对象体反射的第一回波信号或第二回波信号来形成第一接收信号或第二接收信号。另外，当成像换能器110包括二维换能器阵列时，不用另进行旋转，可通过二维换能器阵列来向对象体发送第一成像超声波或第二成像超声波，并接收由对象体反射的第一回波信号或第二回波信号来形成第一接收信号或第二接收信号。这种成像换能器110通过适当地延迟输入到各换能器的脉冲(Pulse)的输入时间来沿着发送扫描线(Scanline)向对象体发送聚焦的超声波束(Beam)。另外，由对象体反射的第一回波信号或第二回波信号分别以不同的接收时间输入到各换能器，且各换能器将输入的第一回波信号或第二回波信号向波束形成装置132输出。

[0026] 成像换能器110是通过向对象体发送第一成像超声波并接收由对象体反射的第一回波信号来形成第一接收信号。另外，本实施例的成像换能器110是在高强度超声波到达焦点位置的时间点将第二成像超声波发送给对象体，并接收对应第二成像超声波而反射的第二回波信号来形成第二接收信号。即，当小于预置输出值的高强度超声波到达焦点位置时，焦点位置的相应人体组织虽不会被伤害，但会受小于预置输出值的高强度超声波的压力或相应组织的密度发生变化。此时，由于在高强度超声波到达焦点位置的时间点向对象体发

送第二成像超声波,并接收相应反射的第二回拨信号,最终能够检测出受小于预置输出值的高强度超声波的压力或相应组织的密度发生变化的位置。即,当高振幅的声压(高强度超声波)被照射到焦点位置时,媒质会瞬间受压,导致密度、音速发生变化,并且因声阻抗的差而被反射。在此,成像换能器110为了识别高强度超声波到达焦点位置的时间点,通过成像换能器110与治疗用换能器112之间的一种同步,由治疗用换能器112将小于预置输出值的高强度超声波发送到焦点位置时,成像换能器110可根据高强度超声波的到达时间点来向对象体发送第二成像超声波。即,这种同步可根据成像换能器110与焦点位置之间的距离信息、治疗用换能器112与焦点位置之间的距离信息、第一成像超声波和第二成像超声波及高强度超声波在对象体的媒质内移动的移动速度信息来设置。

[0027] 治疗用换能器112包括高强度换能器阵列,并向对象体的特定区域发送小于预置输出值的高强度超声波或发送用于治疗(相当于预置的输出值)的高强度超声波。这种治疗用换能器112向对应于焦点位置信息的焦点位置发送小于预置输出值的高强度超声波。即,治疗用换能器112具有小于预置比的占空比(Duty Ratio),并且向对象体发送具有超过预置临界值的脉冲幅度(Pulse Amplitude)的高强度超声波。例如,治疗用换能器112可发送用于治疗的高强度超声波和用于预定位(Pre-Targeting)的高强度超声波。即,治疗用换能器112可以不伤害人体组织(对象体)的程度微弱地(使具有小于预置比的占空比(例如,约5%以下))发送用于预定位的高强度超声波,或者以高强度超声波能够治疗人体组织的程度强烈地(使具有预置比的占空比(例如,约10%))发送。此时,治疗用换能器112按预置的次数反复向对象体发送小于预置输出值的高强度超声波。例如,意味着治疗用换能器112通过向对象体反复发送小于预置输出值的高强度超声波约‘两次’来执行预定位。在此,优先地,小于预置输出值的高强度超声波的反复次数约‘两次’,但并不限于于此。

[0028] 下面,对治疗用换能器112的运行过程进行说明。治疗用换能器112向通过用户输入部150调节的特定位置发送高强度超声波(小于预置输出值的高强度超声波或相当于预置输出值的高强度超声波)。在此,用户首先通过成像换能器110向对象体发送第一成像超声波,接收由对象体反射的第一回拨信号而形成第一接收信号,并通过基于所述第一接收信号所生成的第一成像图像来决定对象体的特定区域(对应于焦点位置信息的焦点位置)。在此,用户为了决定特定区域(对应于焦点位置信息的焦点位置),可通过向用户输入部150输入对应于特定区域的位置值或调节如操纵杆(Joystick)等的方向键来决定相应位置。可通过上述方法向如癌组织、肿瘤组织、病变组织等对象体的特定区域发送高强度超声波。在此,治疗用换能器112可制造成圆形形状,其形状优先为中央形成有成像换能器110的形状,但其形状并不一定限于于此。

[0029] 另外,治疗用换能器112可分为多个群。即,治疗用换能器112包括高强度换能器阵列,高强度换能器阵列可区分为第一换能器、第二换能器、第N换能器,所述第一换能器向对象体的特定区域发送第一频率(Fundamental Frequency)的小于预置输出值的第一高强度超声波,所述第二换能器向对象体的特定区域发送第二频率(Second Frequency)的小于预置输出值的第二高强度超声波,第N换能器向对象体的特定区域发送第N频率(N Frequency)的小于预置输出值的第N高强度超声波。这种治疗用换能器112可形成只由第一换能器形成的第一群、只由第二换能器形成的第二群及只由第N换能器形成的第N群。而且,治疗用换能器112可由第一换能器、第二换能器及第N换能器随机(Random)排列形成。此时,

治疗用换能器112可将多个高强度超声波按照加载的比例值组合并发送到对象体的特定区域,或者分别利用多个群将小于预置输出值的高强度超声波发送到对象体的特定区域。

[0030] 模拟数字转换器120通过包括在成像换能器110或治疗用换能器112的换能器将已被转换的模拟电信号转换成电数字信号。另外,图1虽示出了模拟数字转换器120位于换能器(成像换能器110或治疗用换能器112)与波束形成装置132之间,但并不限于此,只要是本实施例所属技术领域的普通技术人员,在不超出本实施例的本质特征的范围内可进行多种修改来适用位于超声波医疗装置100内其他模块之间的方式。

[0031] 图像处理部130利用由成像换能器110形成的基于对应于第一成像超声波的第一回拨信号而形成的第一接收信号来生成第一成像图像。另外,图像处理部130利用由成像换能器110形成的基于对应于第二成像超声波的第二回拨信号而形成的第二接收信号来生成第二成像图像。

[0032] 另外,图像处理部130可通过用户输入部150的操作或命令来在第一成像图像上设置兴趣区(Region Of Interest,ROI)。这种图像处理部130从以预置角度(0° 至 360°)旋转的成像换能器接收第一回拨信号,或者,从以二维换能器阵列(2D Transducer Array)体现的成像换能器110接收第一回拨信号,并且根据所接收的第一回拨信号来将第一成像图像形成为三维图像。另外,图像处理部130从以预置角度(0° 至 360°)旋转的成像换能器接收第二回拨信号,或者,从以二维换能器阵列体现的成像换能器110接收第二回拨信号,并且根据所接收的第二回拨信号来将第二成像图像形成为三维图像。

[0033] 这种图像处理部130包括波束形成装置(Beamformer)132、信号处理部(Processing)134、扫描转换器(Scan Converter)136、聚焦位置提取部138及补偿部139。波束形成装置132对通过包括在成像换能器110的各换能器接收的第一回拨信号和第二回拨信号进行聚焦来生成作为原始数据(Raw Data)的帧数据。这种波束形成装置132基于通过数字转换器120转换的电数字信号来形成接收聚焦信号(Receive Focusing Signal)。而且,考虑到从对象体到达成像换能器110、治疗用换能器112的各换能器的时间,波束形成装置132对各电数字信号施加适当的延迟,之后通过合算来形成接收聚焦信号。即,波束形成装置132是在成像换能器110发送第一成像超声波或第二成像超声波,或者治疗用换能器112发送高强度超声波时,通过调节成像换能器110和治疗用换能器112内的各换能器的驱动时间来将超声波聚焦到对应于焦点位置信息的焦点位置(特定位置)。而且,考虑到从对象体反射的第一回拨信号、第二回拨信号到达成像换能器110的各换能器的时间不同,波束形成装置132通过对成像换能器110的各第一成像超声波信号和第二成像超声波信号施加延迟时间来聚焦第一回拨信号和第二回拨信号。这种波束形成装置132包括对应于成像换能器110的成像波束形成装置和对应于治疗用换能器112的治疗用波束形成装置,成像波束形成装置和治疗用波束形成装置可分别由发送波束形成装置和接收波束形成装置来体现。

[0034] 信号处理部134是通过由波束形成装置132生成的帧数据信号进行数字信号处理来生成第一成像图像或第二成像图像。即,信号处理部134是基于从成像换能器110接收的第一接收信号来形成第一成像图像,并使第一成像图像通过显示部140输出。而且,信号处理部134是基于从成像换能器110接收的第二接收信号来形成第二成像图像,并使第二成像图像通过显示部140输出。扫描转换器136将第一成像图像或第二成像图像转换成规定的扫描线表示形式的、用于显示部140的数据形式。即,扫描转换器136起到将第一成像图像或

第二成像图像信号转换成实际显示在显示部140的数据形式的作用。

[0035] 本实施例的聚焦位置提取部138是利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息,其中,所述第二成像图像是根据在高强度超声波到达焦点位置时被发送的第二成像超声波而形成的。即,成像换能器110在由治疗用换能器112发送的小于预置输出值的高强超声波到达焦点位置时向对象体发送第二成像超声波,并接收对应于第二成像超声波而反射的第二回拨信号来形成第二接收信号。之后,信号处理部134根据第二接收信号来形成第二成像图像,此时,聚焦位置提取部138是利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息。在此,聚焦位置提取部138提取第二成像图像的灰度(Gray-Scale)变化量最大的位置,以确认第二成像图像的变化量,并判断变化量最大的位置为实际聚焦位置信息。在此,灰度是从白色(White)到黑色(black)之间的灰色的渐进阶段的范围,是亮度之差的尺度,数字图像是各像素值表示一个样本图,且只传送照度(Luminous Intensity)信息。此时,当第二成像图像为二维图像时,聚焦位置提取部138将二维坐标值判断为实际聚焦位置信息(x_1, z_1),当第二成像图像为三维图像时,将三维坐标值判断为实际聚焦位置信息(x_1, y_1, z_1)。

[0036] 本实施例的补偿部139是根据焦点位置信息和实际聚焦位置信息来提取补偿值后在焦点位置信息中反映补偿值。此时,补偿部139是当第二成像图像为二维图像时,根据二维坐标的焦点位置信息(x, z)与实际聚焦位置信息(x_1, z_1)之间的差($x-x_1, z-z_1$)来生成补偿值($\Delta x, \Delta z$),或者,当第二成像图像为三维图像时,根据三维坐标的焦点位置信息(x, y, z)与实际聚焦位置信息(x_1, y_1, z_1)之间的差($x-x_1, y-y_1, z-z_1$)来生成补偿值($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)。而且,补偿部139是当第二成像图像为二维图像时,生成在二维坐标的焦点位置信息(x, z)中反映了补偿值($\Delta x, \Delta z$)的补偿位置信息($x+\Delta x, z+\Delta z$),或者,当第二成像图像为三维图像时,生成在三维坐标的焦点位置信息(x, y, z)中反映了补偿值($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)的补偿位置信息($x+\Delta x, y+\Delta y, z+\Delta z$)。即,当治疗用换能器112通过由用户输入部150设置的焦点位置信息来发送用于治疗的高强度超声波时,若焦点位置信息(x, y, z)与实际聚焦位置信息(x_1, y_1, z_1)之间出现偏差,则脱离所要治疗的焦点位置信息的生体组织(对象体)可能会受损伤。因此,本实施例的补偿部139可通过确认焦点位置信息(x, y, z)与实际聚焦位置信息(x_1, y_1, z_1)之间的差来补偿相应的差($\Delta x, \Delta y, \Delta z$),从而准确治疗所要治疗的位置。

[0037] 显示部140将通过图像处理部130接收的第一成像图像或第二成像图像以B-模式或C-模式图像输出。用户输入部150接收由用户操作或输入的指令(Instruction)。在此,用户指令可以是用于控制超声波医疗装置100的控制指令等。而且,用户输入部150接收第一成像图像上的焦点位置信息。即,当第一成像图像为二维图像时,用户输入部150接收二维坐标值(x, z)的焦点位置信息,当第一成像图像为三维图像时,用户输入部150接收三维坐标值(x, y, z)的焦点位置信息。而且,用户输入部150可通过用户的操作或指令来在第一成像图像上设置R01。保存部160作为用于保存驱动超声波医疗装置100所需的各种数据的保存装置,执行保存第一成像图像、第二成像图像等中一个以上的信息的功能。而且,保存部160保存利用成像换能器110而形成的第一接收信号或第二接收信号。

[0038] 图2是示出本实施例的小于预置输出值的高强度超声波的示意图。

[0039] 如图2所示,本实施例的小于预置输出值的高强度超声波是指其具有小于预置比的占空比且具有超过预置临界值的脉冲幅度。即,治疗用换能器112可发送用于治疗的高强

度超声波和用于预定位的高强度超声波。治疗用换能器112可以不伤害人体组织(对象体)的程度微弱地(使具有小于预置比的占空比(例如,约5%以下))发送用于预定位的高强度超声波。另外,治疗用换能器112可以能够治疗人体组织的程度强烈地(使具有预置比的占空比(例如,约100%))发送用于治疗的高强度超声波。即,图2示出治疗用换能器112在发送高强度超声波时,以高强度超声波不伤害人体组织(对象体)的程度微弱地(使具有小于预置比的占空比(例如,约5%以下))发送。此时,治疗用换能器112可向对象体的特定区域(焦点位置信息相应的焦点位置)以预置的次数反复发送被以不伤害人体组织(对象体)的程度微弱地(使具有小于预置比的占空比(例如,约5%以下))设置的高强度超声波。即,治疗用换能器112通过向对象体以预置次数(约‘2次’)反复发送小于预置输出值的高强度超声波来执行预定位。

[0040] 如图2所示,优选地,被以不伤害人体组织(对象体)的程度微弱地(使具有小于预置比的占空比(例如,约10%))设置的高强度超声波具有约3MPa以上的脉冲幅度,但并不限定于此。在此,MPa是声压(Acoustic Pressure)单位,声压可通过声强度(Acoustic Intensity)(单位W/cm²)来表示。即,若将3MPa的声压换算成声强度,可为580W/cm²。而且,当治疗人体组织(对象体)时,由于‘能量’为‘功率×时间’,要想降低伤害,就得减少时间,因此可将占空比设置成很小(例如,约5%以下)。

[0041] 图3是示出用于说明本实施例的成像图像上的焦点位置信息的示意图。

[0042] 在本实施例中,由超声波医疗装置100向对象体发送第一成像超声波或第二成像超声波,并通过接收从对象体反射的第一回拨信号或第二回拨信号来形成第一接收信号或第二接收信号,之后基于第一接收信号或第二接收信号来生成第一成像图像或第二成像图像后,通过显示部140来输出所生成的第一成像图像或第二成像图像。此时,由超声波医疗装置100生成的第一成像图像或第二成像图像优选为三维图像,但并不一定限定于此。即,当包括在超声波医疗装置100的成像换能器110为二维换能器阵列时,在接收对应于由二维换能器阵列(即,2D Transducer Array)发送的第一成像超声波的第一回拨信号后,可根据所接收的第一回拨信号来将第一成像图像形成为三维图像。另外,当包括在超声波医疗装置100的成像换能器110为二维换能器阵列时,在接收由二维换能器阵列发送的对应于第二成像超声波的第二回拨信号后,可根据所接收的第二回拨信号,将第二成像图像形成为三维图像。

[0043] 但是,当包括在超声波医疗装置100的成像换能器110不是二维换能器阵列,而是1D、1.25D、1.5D及1.75D换能器阵列时,将1D、1.25D、1.5D及1.75D换能器阵列以预置角度(0°至360°)旋转的同时向对象体发送第一成像超声波或第二成像超声波,并接收从对象体反射的各第一回拨信号或第二回拨信号,之后可根据所接收的各第一回拨信号或第二回拨信号,将第一成像图像或第二成像图像形成三维图像。如上所述,当第一成像图像或第二成像图像形成为三维图像时的坐标如图3所示可被识别为(x、y、z)。当然,若不是二维换能器阵列,而是1D、1.25D、1.5D及1.75D换能器阵列时,可将第一成像图像或第二成像图像形成为二维图像,这种情况下坐标可被识别为(x、z)。

[0044] 图4是用于说明本实施例的焦点补偿方法的流程图。

[0045] 超声波医疗装置100的成像换能器110向对象体发送第一成像超声波,并接收从对象体反射的第一回拨信号来形成第一接收信号(S410)。超声波医疗装置100的信号处理部

134是基于第一接收信号来形成第一成像图像,且通过显示部140输出第一成像图像(S420)。

[0046] 超声波医疗装置100的用户输入部150是输入第一成像图像上的焦点位置信息(S430)。在步骤S430中,用户输入部150是在第一成像图像为二维图像的情况下,可接收二维坐标值(x、z)的焦点位置信息,在第一成像图像为三维图像时,可接收三维坐标值(x、y、z)的焦点位置信息。

[0047] 超声波医疗装置100的治疗用换能器112是向对应于焦点位置信息的焦点位置发送小于预置输出值的高强度超声波(S440)。在此,小于预置输出值的高强度超声波具有小于预置比的占空比,且具有超过预置临界值的脉冲幅度。即,小于预置输出值的高强度超声波是指高强度超声波不伤害人体组织(对象体)的程度(使具有小于预置比的占空比(例如,约5%以下))的高强度超声波。

[0048] 超声波医疗装置100的成像换能器110是在高强度超声波到达焦点位置时,通过治疗用换能器112向对象体发送第二成像超声波,并接收对应于第二成像超声波而反射的第二回拨信号来形成第二接收信号(S450)。超声波医疗装置100的信号处理部134是根据第二接收信号来形成第二成像图像(S460)。

[0049] 超声波医疗装置100的聚焦位置提取部138是利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息(S470)。在步骤S470中,超声波医疗装置100的聚焦位置提取部138提取第二成像图像的灰度变化量最大的位置,并将变化量最大的位置判断为聚焦位置信息。此时,超声波医疗装置100的聚焦位置提取部138是在第二成像图像为二维图像的情况下,将二维坐标值判断为实际聚焦位置信息(x_1, z_1),在第二成像图像为三维图像的情况下,将三维坐标值判断为实际聚焦位置信息(x_1, y_1, z_1)。

[0050] 超声波医疗装置100的补偿部139是根据焦点位置信息和实际聚焦位置信息来提取补偿值后在焦点位置信息中反映补偿值(S480)。在步骤S480中,超声波医疗装置100的补偿部139在第二成像图像为二维图像的情况下,根据二维坐标的焦点位置信息(x、z)与实际聚焦位置信息(x_1, z_1)之间的差($x-x_1, z-z_1$)来生成补偿值($\Delta x, \Delta z$),或者,在第二成像图像为三维图像的情况下,根据三维坐标的焦点位置信息(x、y、z)与实际聚焦位置信息(x_1, y_1, z_1)之间的差($x-x_1, y-y_1, z-z_1$)来生成补偿值($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)。然后,超声波医疗装置100的补偿部139是在第二成像图像为二维图像的情况下,生成在二维坐标的焦点位置信息(x、z)中反映了补偿值($\Delta x, \Delta z$)的补偿位置信息($x+\Delta x, z+\Delta z$),或者,在第二成像图像为三维图像的情况下,生成在三维坐标的焦点位置信息(x、y、z)中反映了补偿值($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)的补偿位置信息($x+\Delta x, y+\Delta y, z+\Delta z$)。

[0051] 图4中虽记载为依次执行步骤S410至步骤S480,但这仅仅是举例说明本实施例的技术思想,只要是本实施例所属技术领域的普通技术人员就都能够在不超出本实施例的本质特性的范围内,进行如通过改变图4中所记载的顺序来执行或并列执行步骤S410至步骤S480中的一个以上的步骤等多种修改和变形,图4并不受序列顺序的限定。

[0052] 如上所述,图4中记载的本实施例的焦点补偿方法可记录在能够通过程序实现且用计算机来读取的记录装置中。记录用于实现本实施例的焦点补偿方法的程序且可通过计算机读取的记录装置包括可通过计算机系统读取的存储有数据的所有类型的记录装置。这种可通过计算机来读取的记录装置有ROM、RAM、CD-ROM、磁带、软盘、光盘、光学数据存储装

置等,而且,还包括载波(例如,通过网络的传送)形式的实现。而且,由于能通过计算机来读取的记录装置被分散到网络连接的计算机系统,因此可通过分散方式来保存并执行计算机能够读取的编码。而且,本实施例所属技术领域的程序员能够容易地推导出用于实现本实施例的功能性(Functional)程序、代码及代码段。

[0053] 图5是用于说明本实施例的焦点位置信息与实际聚焦位置信息之间的偏差的示意图。

[0054] 如图5所示,超声波医疗装置100的用户输入部150是输入第一成像图像上的焦点位置信息。即,用户输入部150是在第一成像图像为三维图像的情况下,接收三维坐标值(x、y、z)的焦点位置信息,且第一成像图像上的对应于三维坐标值(x、y、z)的位置如图5所示用‘+’来表示。超声波医疗装置100的治疗用换能器112向对象体的对应于焦点位置信息的焦点位置(图5(a)中示出的‘+’位置)发送小于预置输出值的高强度超声波。此时,超声波医疗装置100通过治疗用换能器112向治疗对象(对象体)发送小于预置输出值的高强度超声波来增强反射信号(第二回拨信号)。即,当高振幅的声压(高强度超声波)被照射到焦点位置时,媒质会瞬间受压,导致密度、音速发生变化,并且因声阻抗的差而被反射。

[0055] 之后,超声波医疗装置100的成像换能器110是在小于预置输出值的高强度超声波到达焦点位置时,向对象体发送第二成像超声波。超声波医疗装置100的成像换能器110通过接收对应第二成像超声波而反射的第二回拨信号来形成第二接收信号。超声波医疗装置100的信号处理部134形成基于第二接收信号的第二成像图像。超声波医疗装置100的聚焦位置提取部138是利用第二成像图像的变化量来提取实际聚焦位置信息(图5(a)中示出的‘●’位置)。

[0056] 超声波医疗装置100的聚焦位置提取部138是提取第二成像图像的灰度的变化量最大的位置(图5(a)中示出的‘●’位置),将变化量最大的位置判断为实际聚焦位置信息(x_1 、 y_1 、 z_1)。即,超声波医疗装置100是通过聚焦位置提取部138提取(图5中示出的‘●’位置)在将第二回拨信号的变化量中在被设置在第二成像图像上的R01中灰度变化量最大的位置并识别为图像上的实际焦点位置信息(x_1 、 y_1 、 z_1)。

[0057] 超声波医疗装置100的补偿部139是根据焦点位置信息(图5(a)中示出的‘+’位置)和实际聚焦位置信息(图5(a)中示出的‘●’位置)来提取补偿值后在焦点位置信息中反映补偿值。然后,如图5(b)所示,超声波医疗装置100的补偿部139是在第二成像图像为三维图像的情况下,根据三维坐标的焦点位置信息(x、y、z)与实际聚焦位置信息(x_1 、 y_1 、 z_1)之间的差($x-x_1$ 、 $y-y_1$ 、 $z-z_1$)来生成补偿值(Δx 、 Δy 、 Δz)。即,如图5(b)所示,超声波医疗装置100的补偿部139在第二成像图像为三维图像的情况下,生成在三维坐标的焦点位置信息(x、y、z)中反映了补偿值(Δx 、 Δy 、 Δz)的补偿位置信息($x+\Delta x$ 、 $y+\Delta y$ 、 $z+\Delta z$)。

[0058] 图6是示出本实施例的超声波医疗装置形成三维成像图像的过程的示意图。

[0059] 在本实施例中,由超声波医疗装置100向对象体发送第一成像超声波或第二成像超声波,并通过接收从对象体反射的第一回拨信号或第二回拨信号来形成第一接收信号或第二接收信号,之后基于第一接收信号或第二接收信号来生成第一成像图像或第二成像图像后,通过显示部140来输出所生成的第一成像图像或第二成像图像。

[0060] 此时,由超声波医疗装置100生成的第一成像图像或第二成像图像优选为三维图像,但并不一定限定于此。即,当包括在超声波医疗装置100的成像换能器110为二维换能器

陈列时,在接收对应于由二维换能器阵列发送的第一成像超声波的第一回拨信号后,可根据所接收的第一回拨信号来将第一成像图像形成为三维图像,或者,在接收对应于第二成像超声波的第二回拨信号后,可根据所接收的第二回拨信号,将第二成像图像形成为三维图像。但是,当包括在超声波医疗装置100的成像换能器110不是二维换能器阵列,而是1D、1.25D、1.5D及1.75D换能器阵列时,可通过如图3所示的方式来形成三维图像。

[0061] 即,如图6所示,将1D、1.25D、1.5D及1.75D换能器阵列以预置角度(0℃至360℃)旋转的同时向对象体发送第一成像超声波,并接收从对象体反射的各第一回拨信号,之后可根据所接收的各第一回拨信号,将第一成像图像形成为三维图像,或者,向对象体发送第二成像超声波,并接收从对象体反射的各第二回拨信号,之后可根据所接收的各第二回拨信号,将第二成像图像形成为三维图像。例如,在与治疗用换能器112呈水平(Horizontal)、垂直(Vertical)的方向上,利用成像换能器110向对象体发送第一成像超声波或第二成像超声波,并接收从对象体反射的各第一回拨信号或第二回拨信号,之后可根据所接收的各第一回拨信号或第二回拨信号,将第一成像图像或第二成像图像形成为三维图像。

[0062] 图7是示出本实施例的由多个群形成的治疗用换能器的示意图。

[0063] 由于人体(对象体)的内部组织不均匀,通过透射不同的人体组织来到达所设置的焦点位置信息的各声波的相位会不同,因此可将包括在治疗用换能器112的高强度换能器阵列分为多个(至少两个以上)群。此时,超声波医疗装置100利用治疗用换能器112来向治疗对象(对象体)发送小于预置输出值的高强度超声波。

[0064] 此时,也可利用被分为多个群的高强度换能器阵列来向治疗对象(对象体)发送小于预置输出值的高强度超声波,从而能够在治疗对象(人体组织)未被伤害的状态下接收第二回拨信号。之后,超声波医疗装置100可在多个群中采用优化算法来补正相位。此时,可采用焦点位置信息中反射信号最强时的相位,并通过所采用的优化算法来采用多种解集合中的最佳值。

[0065] 下面,根据图7对治疗用换能器112进行说明。即,如图7所示,治疗用换能器112可根据发送到对应于对象体焦点位置信息的焦点位置的小于预置输出值的第一高强度超声波、小于预置输出值的第二高强度超声波及小于预置输出值的第N高强度超声波来形成特定群或在治疗用换能器112内被随机排列。这种治疗用换能器112可将多个高强度超声波按照加载的比例值组合并发送到对象体的特定区域,或者将小于预置输出值的高强度超声波发送到对象体的特定区域。

[0066] 而且,治疗用换能器112向通过用户输入部150来调节的特定位置(对应于焦点位置信息的焦点位置)发送高强度超声波。在此,可通过基于第一接收信号生成的第一成像图像来决定对象体的特定区域,其中,第一接收信号是用户(即,手术操作员)首先通过成像换能器110来向对象体发送第一成像超声波,并接收从对象体反射的第一回拨信号来形成的。在此,用户(手术操作员)为了决定特定区域,可通过将对应于特定区域的位置值输入到用户输入部150或对如操纵杆等的方向键进行调节来决定相应位置。可通过所述方法来向如癌组织、肿瘤组织、病变组织等的对象体的特定区域发送小于预置输出值的高强度超声波。在此,如图7所示,治疗用换能器112可制造成圆形形状,其形状优选为中央形成有成像换能器110的形状,但并不一定限定于此。

[0067] 即,治疗用换能器112可根据控制部的控制将多个高强度超声波按照加载的比例

值组合并发送到特定区域。如图7所示,这种治疗用换能器112包括:第一换能器,向对象体的特定区域发送第一频率的小于预置输出值的第一高强度超声波;第二换能器,向对象体的特定区域发送第二频率的小于预置输出值的第二高强度超声波;以及第N换能器,向对象体的特定区域发送第N频率的小于预置输出值的第N高强度超声波。在此,第一换能器、第二换能器及第N换能器指的是物理性质实际相同的换能器,但在本实施例中为了便于说明,区分为第一换能器、第二换能器及第N换能器。

[0068] 更为具体地,如图7所示,治疗用换能器112包括只由第一换能器形成的第一群、只由第二换能器形成的第二群及只由第N换能器形成的第N群。另外,如图7所示,治疗用换能器112可由第一换能器、第二换能器及第N换能器随机排列而形成。

[0069] 以上的说明只是举例说明了本实施例的技术思想,只要是本实施例所属领域的普通技术人员,在不超出本实施例的本质特征的范围内可进行多种修改和变形。因此,本实施例的保护范围需通过权力要求来解释,且与此相同的范围内的所有技术思想应解释为包括在本实施例的权利要求范围内。

[0070] 附图说明标记

[0071]	100:超声波医疗装置	110:成像换能器
[0072]	112:治疗用换能器	120:模拟数字转换器
[0073]	130:图像处理部	132:波束形成装置
[0074]	134:信号处理部	136:扫描转换器
[0075]	138:聚焦位置提取部	139:补偿部
[0076]	140:显示部	150:用户输入部
[0077]	160:保存部	

[0078] CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATION

[0079] 若本申请将2013年2月28日在韩国申请的专利申请号第10-2013-0021931号,根据美国专利法119(a)条(35U.S.C§119(a))主张优先权,则其所有内容以参考文献的形式包括在本专利申请中。若本申请对于美国之外的其他国家,也以相同的理由主张优先权时,其所有内容以参考文献的形式包括在本专利申请中。

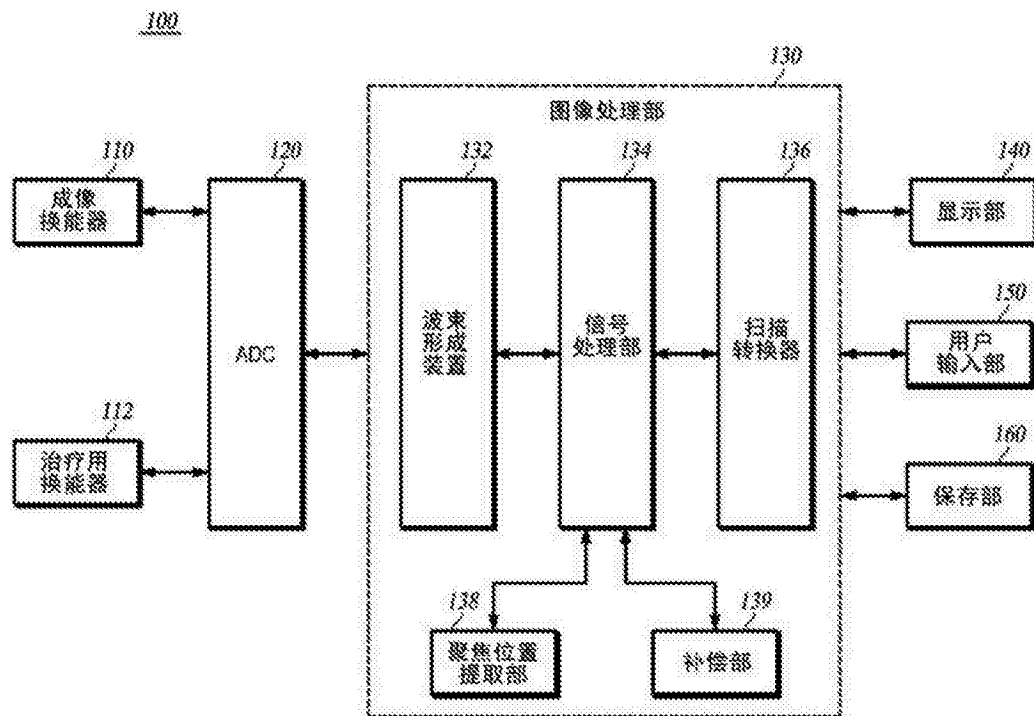


图1

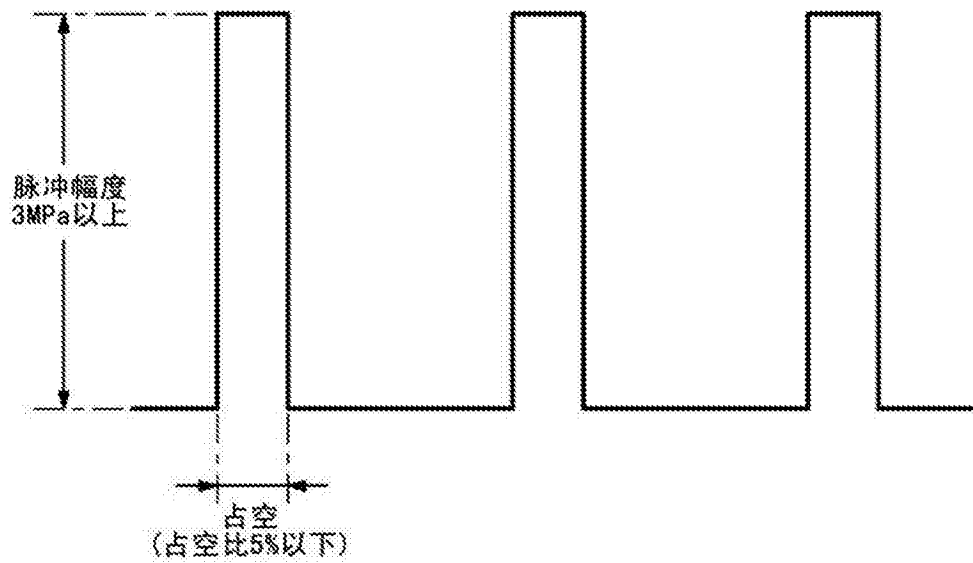


图2

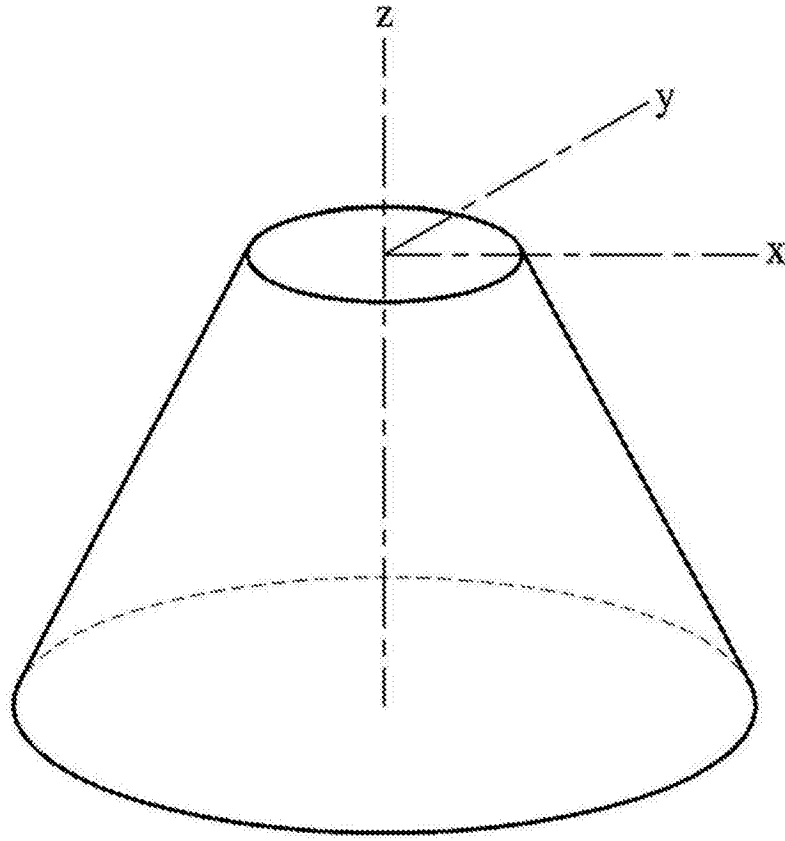


图3

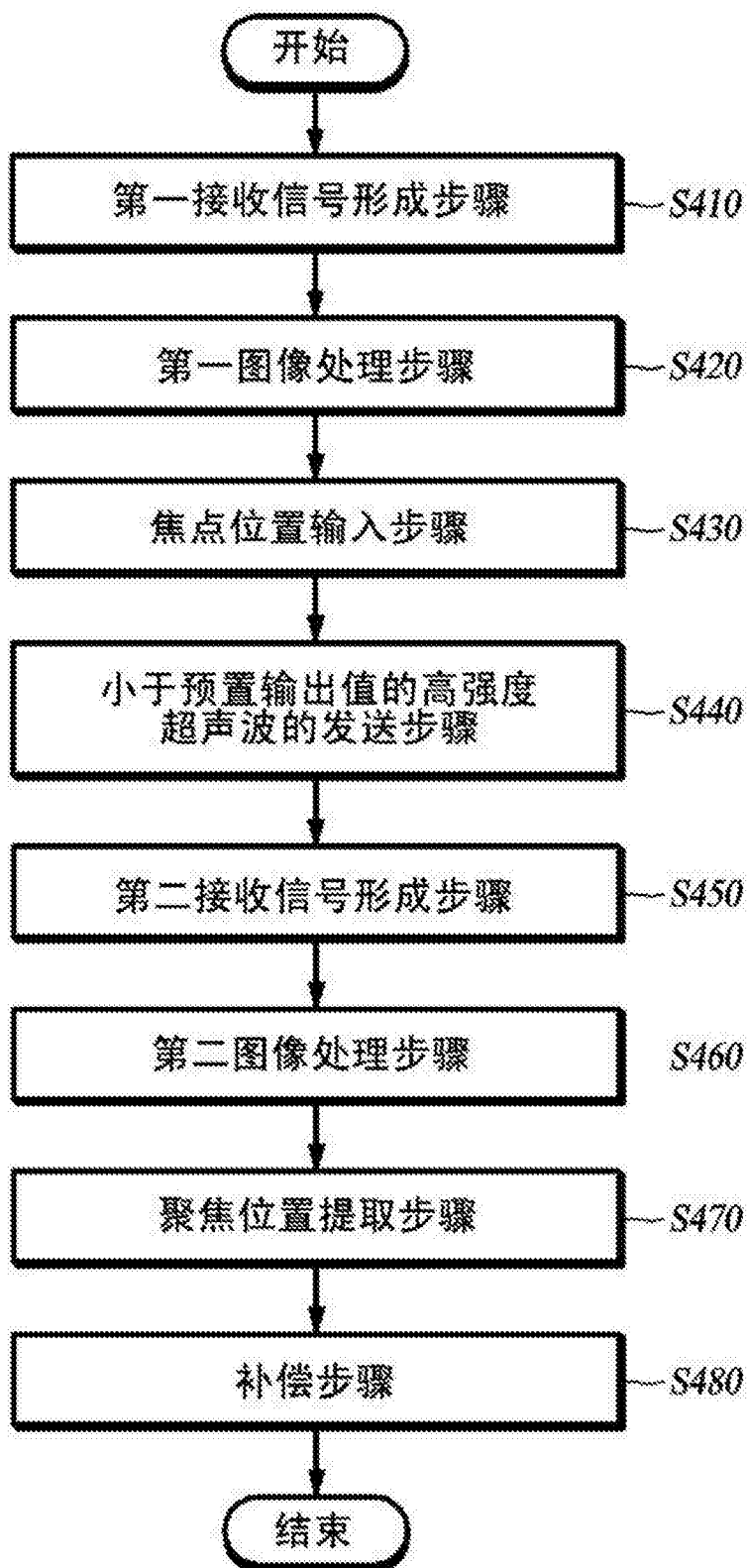


图4

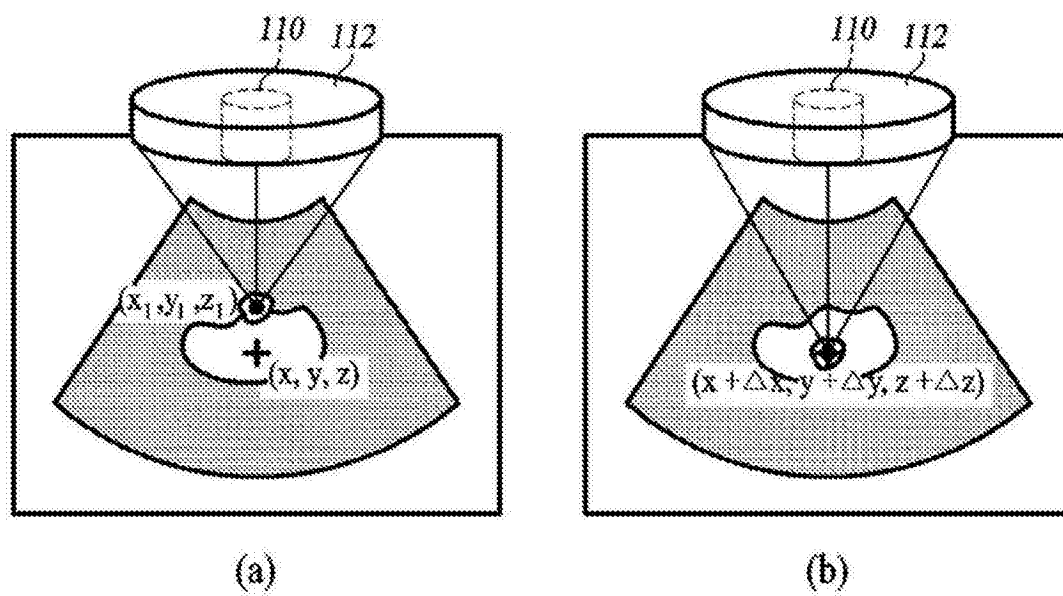


图5

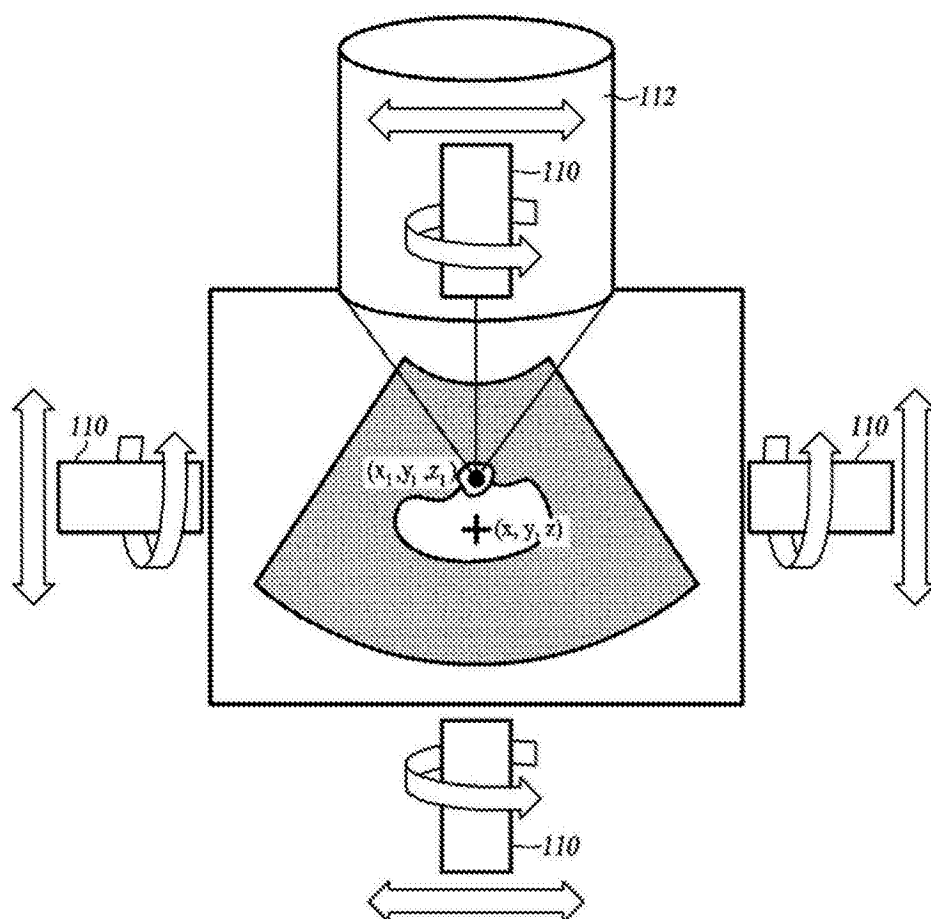


图6

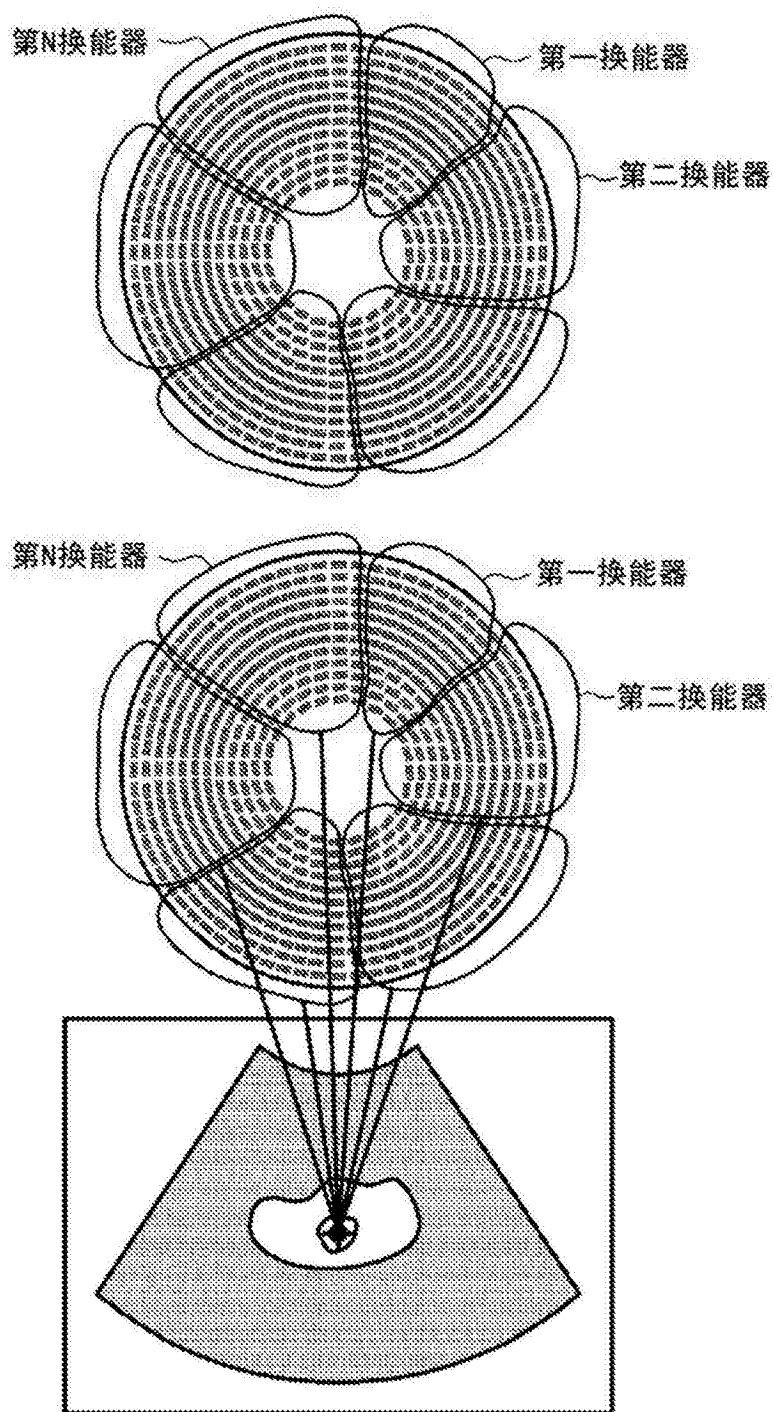


图7

专利名称(译)	焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置		
公开(公告)号	CN105073194B	公开(公告)日	2018-04-03
申请号	CN201380073981.6	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 金大升 金明德 全哲焕		
发明人	孙健豪 姜国珍 金大升 金明德 全哲焕		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/00 A61B8/14 A61B18/00 G01S15/89		
代理人(译)	张晶		
其他公开文献	CN105073194A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置。本发明提供一种当发送高强度聚焦超声波时，为了避免产生对象体的焦点位置与实际超声波聚焦位置之间的误差，向对象体(患者的患处)发送小于预置输出值的高强度超声波，并利用其反射信号来补偿焦点位置的距离的焦点补偿方法和用于焦点补偿的超声波医疗装置。

