(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103079475 B
(45)授权公告日 2016.09.07

(21)申请号 201180042789.1

(22)申请日 2011.07.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103079475 A

(43)申请公布日 2013.05.01

(30)优先权数据
10-2010-0065325 2010.07.07 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.03.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2011/004951 2011.07.07

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2012/005515 KO 2012.01.12

(73)专利权人 西江大学校产学协力团
地址 韩国首尔

(72)发明人 张珍镐 宋泰庚

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227
代理人 舒艳君 李洋

(51)Int.Cl.
A61B 8/10(2006.01)

(56)对比文件
US 6949071 B1,2005.09.27,
CN 1788685 A,2006.06.21,
CN 101472520 A,2009.07.01,
US 6949071 B1,2005.09.27,
JP 特开平6-339464 A,1994.12.13,
CN 201333056 Y,2009.10.28,
CN 201496728 A,2009.08.05,
Hyung Ham Kim.etc.Design of 20 MHz Convex Array Transducers for High Frequency Ophthalmic Imaging.《2007 IEEE Ultrasonics Symposium》.2007,88-91.
Hyung Ham Kim.etc.20 MHz/40 MHz Dual Element Transducers for High Frequency Harmonic Imaging.《IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics,and Frequency Control》.2008,第55卷(第12期),2683-2691.
Hyung Ham Kim.etc.Fabrication of 20 MHz Convex Array Transducers for High Frequency Ophthalmic Imaging.《2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings》.2009,1130-1133.

审查员 郑亮

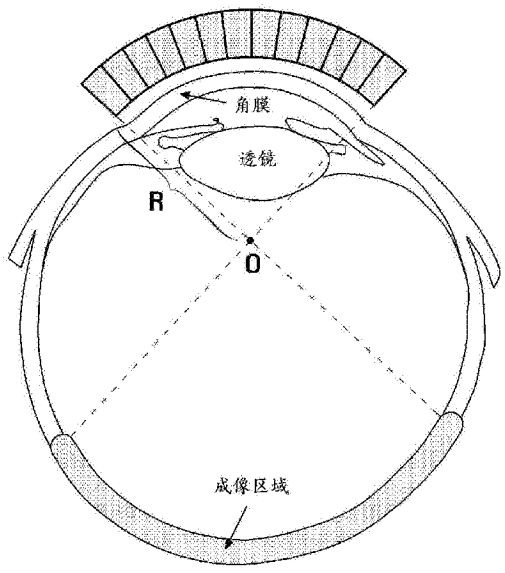
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法

(57)摘要

本发明涉及利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，将由一个以上的超声波换能器构成的凹面形态阵列置于角膜上，利用通过凹面形态阵列收发的超声波，生成超声波图像，然后显示生成的超声波图像，其中，凹面形态阵列的聚焦点在玻璃体上，通过使凹面形态阵列的凹面形态与角膜的形态一致，从而将超声波折射最小化，将超声波能量的损失最小化，最终有效地对后眼部进行超声波图像化。



CN 103079475 B

1.一种利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，包括：

将由一个以上的超声波换能器构成的凹面形态阵列置于角膜上的步骤；

利用通过上述凹面形态阵列收发的超声波，来生成超声波图像的步骤；以及

显示上述生成的超声波图像的步骤，

该利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法的特征在于，上述凹面形态阵列的聚焦点在玻璃体上，

上述凹面形态阵列的曲率与上述角膜的曲率相同。

2.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

在上述凹面形态阵列位于眼皮上的情况下，上述凹面形态阵列的聚焦点在上述眼球的玻璃体上。

3.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

上述超声波图像为眼球的后眼部的图像。

4.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

在上述生成超声波图像的步骤中，以合成孔径技术生成扫描线，利用上述生成的扫描线来生成超声波图像。

5.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

在上述生成超声波图像的步骤中，以频率复合成像技术生成扫描线，利用上述生成的扫描线来生成超声波图像。

6.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

在上述生成超声波图像的步骤中，以谐波成像技术生成扫描线，利用上述生成的扫描线来生成超声波图像。

7.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

在上述生成超声波图像的步骤中，以在收发编码脉冲后通过压缩来提高信噪比的编码激励方法来生成扫描线，利用上述生成的扫描线来生成超声波图像。

8.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

通过变更上述凹面形态阵列的曲率来变更上述凹面形态阵列的聚焦点。

9.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

通过上述凹面形态阵列发送的超声波垂直通过上述角膜。

10.根据权利要求1所述的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，

上述凹面形态阵列的曲率越大，上述凹面形态阵列的聚焦点越接近上述凹面形态阵列。

11.一种利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，包括：

将由一个以上的超声波换能器构成的凹面形态阵列置于对象物体上的步骤；

通过光声成像技术发生超声波，并利用通过上述凹面形态阵列接收的超声波来生成超声波图像的步骤；以及

显示上述生成的超声波图像的步骤；

其中，上述对象物体的曲率与上述凹面形态阵列的曲率相同。

利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，更具体地涉及通过使凹面形态阵列的凹面形态与角膜的形态一致，从而将超声波折射最小化，将超声波能量的损失最小化，最终能够对后眼部进行超声波图像化的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法。

背景技术

[0002] 高频超声波(high frequency ultrasound)是具有现有超声波的工作频率范围即、2-10MHz的10倍以上的工作频率的超声波(20-100MHz以上)。

[0003] 眼科用图像是应用高频(HF)超声波图像技术的领域之一。35MHz～100MHz范围的高频超声波用于包含经常出现睫状体(ciliary body)、瘤(tumor)和囊肿(cyst)的晶状体悬韧带(zonular fiber)及在青光眼(glaucoma)研究中重要的由虹膜和角膜的结合角度形成的前房(anterior chamber)的前眼部(anterior segment)的诊断。

[0004] 7MHz～20MHz范围的超声波用于在黄斑部退化(macular degeneration)、视网膜脱离(detached retina)及视网膜静脉闭塞(retina vein occlusion)等后极部(posterior pole)的病理诊断中在临床上重要的后眼部(posterior segment)图像化。

[0005] 现有超声波的空间分辨率(spatial resolution)为数毫米，但在使用高频超声波的情况下，可以提高到数十微米以下。

[0006] 目前通过机械地移动高频单一换能元件获取图像，从而用于眼部的青光眼(glaucoma)、黄斑部退化(macular degeneration)及视网膜脱离(detached retina)的诊断等。但使用单一换能元件无法获得如2-D彩色血流图(Color Flow Image)等超声波功能性图像，因此无法诊断出作为导致失明的第二大原因的视网膜静脉闭塞(retina vein occlusion)等疾病。

[0007] 因此，为了获得高的空间分辨率，需要高的工作频率，但因随着频率的增加而超声波衰减的性质，导致利用高频进行的后眼部的超声波图像化变得困难。

[0008] 在眼科用超声波图像中，重要问题之一就是因眼部的前眼部(anterior segment)中的折射而产生的超声波能量的损失。这是由于发送至眼球的超声波因圆形形态的眼球结构而在前眼部中形成大的折射。因此，线性形态或凸形形态的现有的超声波换能器阵列无法有效地传递超声波到眼球的后眼部(posterior segment)或接收由后眼部发出的超声波。

[0009] 即，在利用线性排列换能元件或凸形(convex)排列换能元件来生成眼部视网膜图像的情况下，因眼部的圆形形态，在角膜和透镜上产生高的发送超声波折射，由此造成在所需区域内无法获得高分辨率图像的问题。

发明内容

[0010] 由此，本发明需要解决的技术问题是提供一种利用凹面形态阵列的超声波图像生

成方法，其为了使来自凹面形态阵列的超声波垂直地入射于眼部的角膜，通过使阵列的凹面形态与角膜的形态一致，从而将超声波折射最小化，将超声波能量的损失最小化，最终有效地对后眼部进行超声波图像化。

[0011] 本发明为了解决上述问题，提供利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，包括：将由一个以上的超声波换能器构成的凹面形态阵列置于角膜上的步骤；利用通过上述凹面形态阵列收发的超声波，生成超声波图像的步骤；以及，显示上述生成的超声波图像的步骤；并且，上述凹面形态阵列的聚焦点在玻璃体上。

[0012] 根据本发明的一实施例，优选地，在上述凹面形态阵列位于眼皮上的情况下，上述凹面形态阵列的聚焦点也在上述眼球的玻璃体上。

[0013] 并且，上述超声波图像能够是眼球的后眼部或视网膜的图像。

[0014] 根据本发明的再一实施例，上述生成超声波图像的步骤能够是以合成孔径技术生成扫描线并利用上述生成的扫描线生成超声波图像的步骤。

[0015] 并且，上述生成超声波图像的步骤能够是以频率复合成像技术或谐波成像技术生成扫描线并利用上述生成的扫描线生成超声波图像的步骤。

[0016] 并且，上述生成超声波图像的步骤能够是以在收发编码脉冲后通过压缩提高信噪比(SNR)的编码激励方法(coded excitation)生成扫描线并利用上述生成的扫描线生成超声波图像的步骤。

[0017] 根据本发明的另一实施例，上述凹面形态阵列的聚焦点能够通过变更上述凹面形态阵列的曲率而被变更。上述凹面形态阵列的曲率越大，上述凹面形态阵列的聚焦点越接近上述凹面形态阵列。

[0018] 并且，优选地，上述凹面形态阵列的曲率与上述角膜的曲率相同。

[0019] 并且，通过上述凹面形态阵列发送的超声波，垂直通过上述角膜。

[0020] 根据本发明的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，为了使凹面形态阵列的超声波垂直地入射于眼部的角膜，通过使凹面形态阵列的凹面形态与角膜的形态一致，由此将超声波折射最小化，将超声波能量的损失最小化，最终能够实现后眼部的超声波图像化。并且，根据本发明，通过将超声波换能元件设计为凹面形态，能够确保所需图像宽度的同时，还能够获得高分辨率解剖图像以及作为功能性图像的2D彩色血流图。

附图说明

[0021] 图1是表示凹面形态阵列被置于眼球的状态的图。

[0022] 图2是表示在收发超声波时对波束(Beam)进行集束的情况下用于计算时间延迟的图。

[0023] 图3是表示根据本发明的一实施例的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法的流程图。

具体实施方式

[0024] 根据本发明一实施例的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法，其特征在于，包括：将由一个以上的超声波换能器构成的凹面形态阵列置于角膜上的步骤，利用通过上述凹面形态阵列收发的超声波，生成超声波图像的步骤，以及，显示上述生成的超声波图像

的步骤;上述凹面形态阵列的聚焦点在玻璃体上。

[0025] 用于实施发明的实施方式

[0026] 以下将通过优选实施例,对本发明进行更详细的说明。而本发明所属技术领域的普通技术人员皆知,这些实施例仅仅是用于更加具体地说明本发明,本发明的范围并不受其限制。同时,如果判断为本发明相关公知功能或结构的具体说明以及其他各事项对本发明的要旨造成不必要的混淆导致本发明的要旨不明确,则将省略其详细说明。

[0027] 在眼科用超声波图像中,尤其对于后眼部图像(眼部的视网膜图像),为了获得高的空间分辨率,需要高的工作频率,但因随着频率的增加而超声波衰减的性质,导致很难实现后眼部的超声波图像化,由于来自阵列的超声波入射于眼部的角膜会引起折射,因此为了解决很难获得后眼部的超声波图像的问题,以下将详细说明根据本发明的一实施例的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法。

[0028] 图1是表示凹面形态阵列被置于眼球的状态的图。

[0029] 参照图1,可知凹面形态阵列的曲率中心O位于眼球内,眼球由玻璃体填充。并且,凹面形态阵列由一个以上的超声波换能器构成。

[0030] 通常情况下,凹面形态阵列位于眼皮上,因此考虑到眼皮的厚度,优选地,使曲率中心O在玻璃体上。

[0031] 主要由水构成的玻璃体(vitreous humor)填充着的眼球内存在凹面形态阵列曲率的中心时,能够解决因残响(reverberation)导致的问题。

[0032] 在解析凹面形态阵列换能器的束流图形时,可视为具有固定聚焦点的线性阵列来进行解析。这是由于凹面形态阵列换能器的物理形态,使得发送的超声波集束于曲率的中心。

[0033] 因此,凹面形态阵列的侧方向和轴方向波束宽度,在其深度上与具有相同大小的子孔径的线性阵列的波束宽度相似。但凹面形态阵列和线性阵列的差别在于各个扫描线的排列。

[0034] 即,由线性阵列形成的平面为四角平面,而由凹面形态阵列形成的图形平面为扇形(fan)形态。

[0035] 因此,需要将接收的扫描线显示于显示器的扫描转换过程。这种扫描转换过程可在显示区域的位置超出曲率的中心时,通过与扇形扫描系统中使用的扫描转换相似的方法来实现。

[0036] 图2是表示在收发超声波时对波束进行集束的情况下用于计算时间延迟的图。

[0037] 参照图2,子孔径(Sub-aperture)由4个元件构成,虚线表示聚焦点所在的扫描线。扫描线始于($x_0[SL]$,$z_0[SL]$)并相对于Z轴倾斜φ_{SL}。第i个阵列元件以黑色区别,位于($x_0[i]$,$z_0[i]$),相对于z轴倾斜θ_i。

[0038] 在发送或接收超声波集束波束时,凹面形态用于计算构成子孔径的各元件的延迟时间。

[0039] 固定发送集束时,在各元件中的延迟时间可通过以下数学式1计算得出。

[0040] 数学式1

[0041] $$\Delta t_{SL} = \frac{\sqrt{(x_F - x_0[i])^2 + (z_F - z_0[i])^2} - \sqrt{(x_F - x_0[SL])^2 + (z_F - z_0[SL])^2}}{c}$$

[0042] 其中，c是超声波速度，(x_F, z_F)是焦点深度的位置，$(x_0[i], z_0[i])$是阵列的第i个元件的位置。

[0043] 并且，$(x_0[SL], z_0[SL])$表示曲率的中心位于(0,R)，并相对轴方向的轴z倾斜φ_{SL}角度的扫描线的开始位置。

[0044] 各个扫描线倾斜φ_{SL}角度，各元件的位置可通过曲率半径R和角度θ_i表现，因此根据数学式1，将扫描线相对曲率中心旋转φ_{SL}后，简化成为以下的数学式2。

[0045] 数学式2

[0046] $$\Delta t_{ZF} = \frac{z_F}{c} - \frac{\sqrt{x_0'[i]^2 + (z_F - z_0'[i])^2}}{c}$$

[0047] 其中，

[0048] $$x_0'[i] = R \cdot \sin(\theta_i - \varphi_{LS})$$

[0049] $$z_0'[i] = R \cdot [1 - \cos(\theta_i - \varphi_{LS})]$$

[0050] 动态接收波束形成中的延迟时间，可通过将z_F作为对应像素点的参数计算得出。

[0051] 以下，为了在关注区(region of interest)获得最佳的空间分辨率，尤为重要的是确定元件的间距和高度的大小，因此下面将说明决定间距的方法。

[0052] 元件之间的间距被选择为：由两个相邻的扫描线之间的空间表现系统的分辨单元时足够狭窄。

[0053] 由凹面形态阵列生成的图像为扇形形态，在设计凸形形态阵列时使用的选择标准上经过稍微修改就能用于凹面形态阵列的设计。

[0054] 凸形形态阵列的间距P满足下列数学式3。

[0055] 数学式3

[0056] $$P \le 0.61 \frac{R \cdot f_\# \cdot \lambda}{z} = \sqrt{0.61R \cdot \frac{\lambda}{N}}$$

[0057] 其中，$f_\#$为光圈值(F-number)，λ为波长，z为图像深度。如果一个子孔径由N个元件构成，则$f_\#$能够以z/N·P表现。

[0058] 由于凹面形态阵列将扇形形态的图像形成在平面向曲率中心后方，因此在数学式3中的图像深度应代替z修改为z-R。因此，在凹面形态阵列的情况下，数学式3能够修改为以下数学式4。

[0059] 数学式4

[0060] $$P \le \sqrt{0.61 \frac{z \cdot R}{z - R} \cdot \frac{\lambda}{N}}$$

[0061] 在数学式3修改为数学式4的过程中，即便$f_\#$包含z参数，对$f_\#$没有影响。

[0062] 参照数学式3和数学式4，可知凹面形态阵列比凸面形态阵列具有更大的间距。

[0063] 在应用具有低敏感度的小尺寸的阵列元件的高频应用设备中，尤其，具有更大的元件之间的间距就是凹面形态阵列相比凸面形态阵列所具有的优点。

[0064] 图3是表示根据本发明的一实施例的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法的流程图。

[0065] 在步骤310中，将凹面形态阵列置于角膜上。通常，优选地，凹面形态阵列置于眼皮

上,凹面形态阵列的曲率与角膜的曲率相同。

[0066] 并且,由于使凹面形态阵列的曲率的原点在玻璃体上,因此所有发送的超声波从物理层面将集束于一点。这种特征能够最小化残响,确保足够大的图像宽度。

[0067] 在步骤320中,通过凹面形态阵列收发超声波并生成超声波图像。

[0068] 环类型的同心形态的双元件换能器以20MHz/40MHz谐波成像技术和频率复合成像技术生成超声波图像,尤其是后眼部超声波图像。并且,还能够使用应用40MHz角度针传感器(angled needle transducer)的旋转扫描方法(rotational scanning method)或合成孔径技术。

[0069] 频率复合成像技术(frequency compound imaging)是指将分别以不同角度显示的图像合成为一个图像的实时图像技术。谐波成像技术是指利用当超声波通过组织(tissue)时发生的谐波频率的方法。

[0070] 多普勒频谱和彩色血流成像(color flow imaging)如B-模式成像在后眼部图像生成过程中起到重要作用。

[0071] 为了这种多普勒频谱和彩色血流成像,作为用于利用超声波的眼科用图像装置的一般设备,相比机械地移动(translation)的单一元件或环形阵列,更需要电子移动的高频阵列。

[0072] 并且,能够以将编码脉冲向对象物体收发后通过压缩来提高信噪比(SNR)的编码激励方法(coded excitation)生成扫描线,并利用生成的扫描线生成超声波图像。此时,编码脉冲能够使用啁啾序列(Chirp Sequence)或巴克序列(Barker Sequence),但不限于此。

[0073] 在步骤330中,显示生成的超声波图像。

[0074] 根据本发明的再一实施例,不限定于凹面形态阵列的曲率中心O位于如玻璃体般主要由水构成的人体部位的情况,不论凹面形态阵列的曲率中心O位于任何部位,均可适用于对象物体的表面为凹面形态的情况。

[0075] 此时,优选地,凹面形态阵列的曲率中心O和对象物体的表面的曲率中心O相同,但也适用于存在规定范围内的误差的情况。

[0076] 在凹面形态阵列的曲率中心O位于如玻璃体般主要由水构成的人体部位的情况下,如上所述,能够解决因残响(reverberation)导致的问题。但在获取心脏的超声波图像的情况下,凹面形态阵列的曲率中心O位于肋骨,导致残响严重,无法获取所需的图像。

[0077] 根据本发明的另一实施例,通过不发送超声波而在人体内生成超声波,能够解决残响问题。为此,采用光声成像技术(Photoacoustic imaging,PAI)。

[0078] 光声成像技术是指通过将激光脉冲发送到人体内,在人体内生成超声波,通过超声波换能元件接收上述产生的超声波而获得图像的技术。根据这种光声成像技术,无需发送超声波,如采用光声成像技术并将本发明实施例的凹面形态阵列换能元件用于超声波接收,则不仅能够最小化因接收能量的折射导致的损失,并且能够有效地接收在人体内产生的超声波。

[0079] 利用光声成像技术的本发明的实施例的利用凹面形态阵列的超声波图像生成方法,能够应用于乳房癌的诊断或淋巴结癌的诊断等。

[0080] 以上,在本发明中,通过具体结构要素等特定事项和限定实施例及附图进行了说明,但其仅仅是为了帮助更加全面地理解本发明,本发明所属技术领域的普通技术人员能

够由以上述的记载进行各种修改及变形。因此，本发明的思想不局限于所说明的实施例，权利要求书以及与该权利要求书等同或等价的变形均应视为属于本发明思想的范畴。

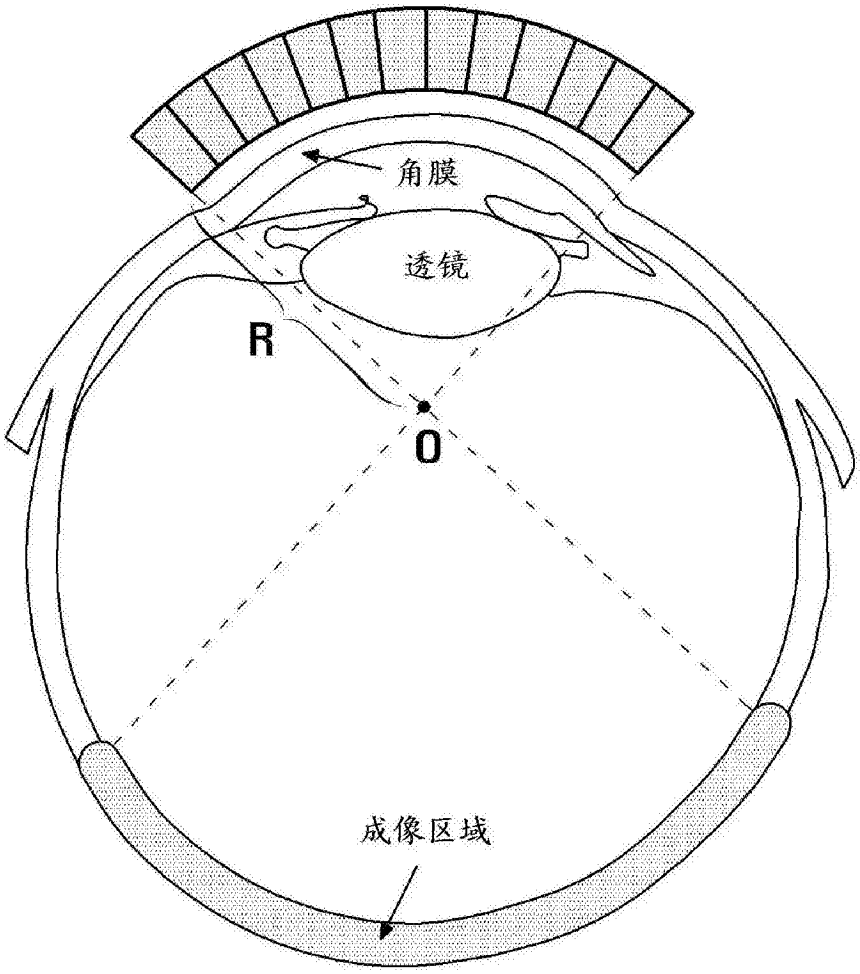


图1

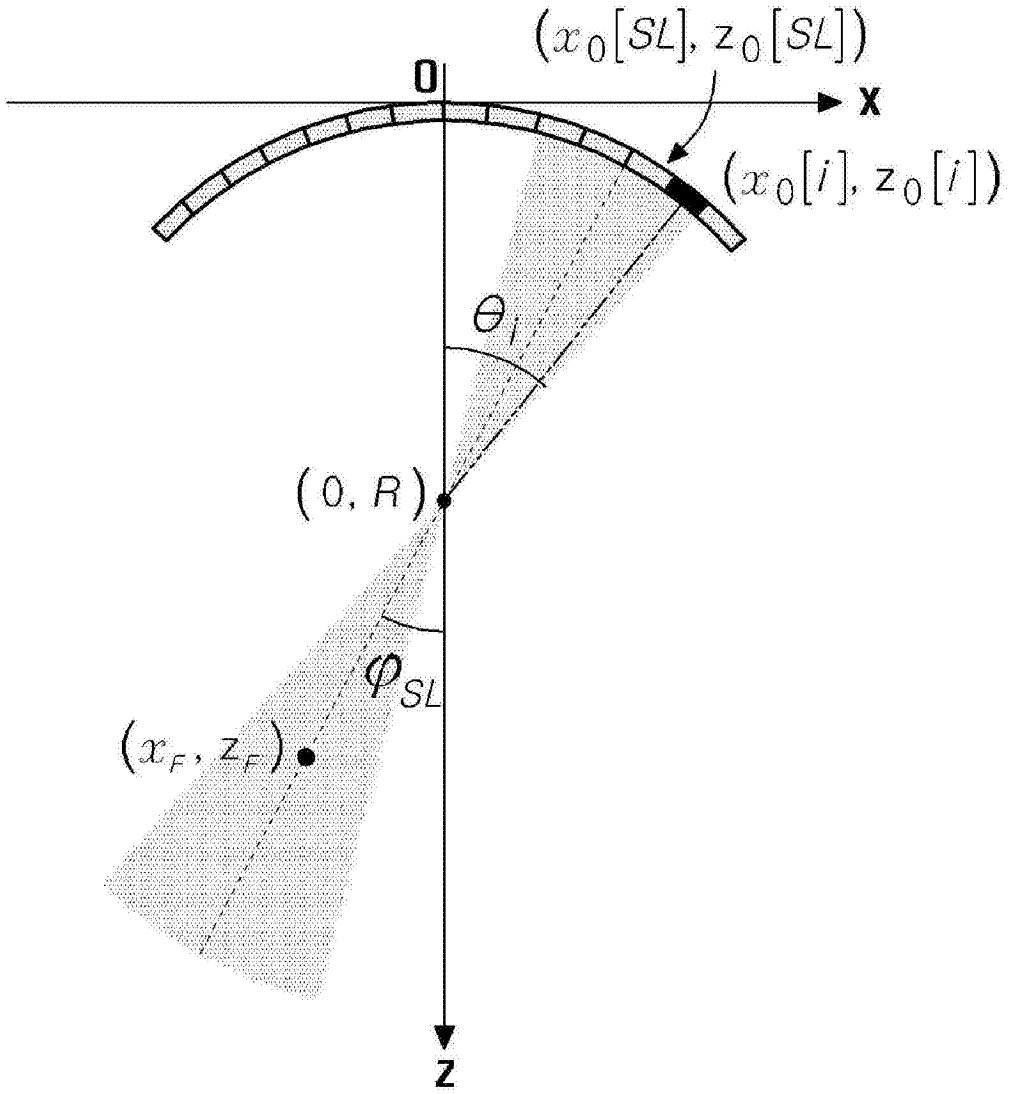


图2

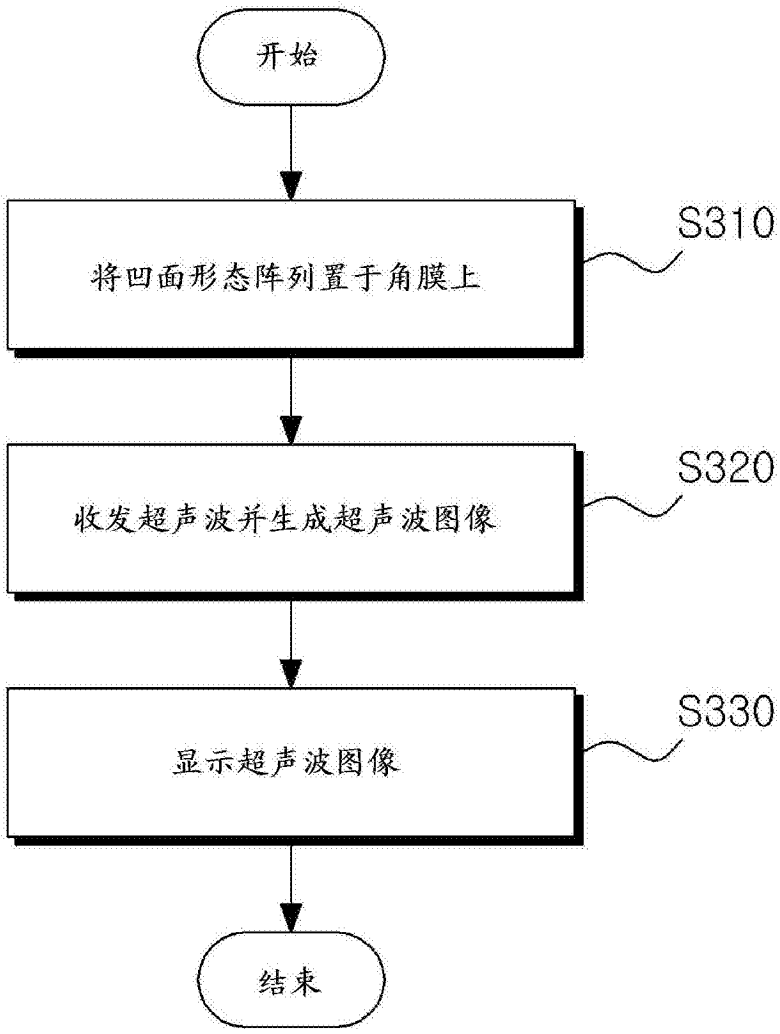


图3