(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 104093452 B
(45)授权公告日 2017.10.20

(21)申请号 201280047734.4
(22)申请日 2012.01.13
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104093452 A
(43)申请公布日 2014.10.08
(30)优先权数据
10-2011-0099172 2011.09.29 KR
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.03.28
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2012/000339 2012.01.13
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2013/047960 KO 2013.04.04
(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 宋泰庚 刘亮模 张珍镐 宋在禧
(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.
A61N 7/00(2006.01)
A61N 7/02(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
A61B 18/00(2006.01)
(56)对比文件
US 2010036292 A1,2010.02.11,
US 2010036292 A1,2010.02.11,
US 6425867 B1,2002.07.30,
CN 101252970 A,2008.08.27,
CN 101879077 A,2010.11.10,
US 2007167774 A1,2007.07.19,
审查员 李珊珊

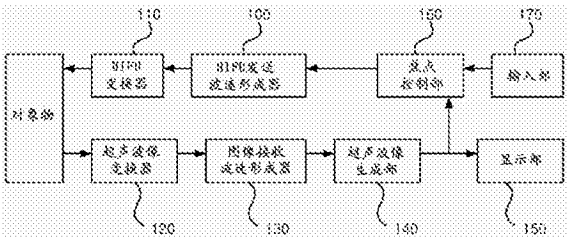
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

超声波像系统及超声波像生成方法

(57)摘要

本发明涉及超声波像系统，其特征在于，包括：HIFU发送波束形成器，其对具有同时属于超声波像变换器频率响应带和HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号进行发送、聚集、延迟；HIFU变换器，其向对象物发送被发送、聚集、延迟的HIFU发送信号；超声波像变换器，其接收从对象物收到的超声波信号；图像接收波束形成器，其对所接收到的超声波信号进行接收、聚集、延迟来生成合成波束；以及超声波像生成部，其根据所生成的合成波束来生成超声波像，通过预先掌握HIFU能被聚集的位置，从而能够防止通过HIFU手术使不期望的部位坏死的现象。



CN 104093452 B

1.一种超声波像系统,包括:

HIFU发送波束形成器,其对具有同时属于超声波像变换器频率响应带和HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号进行发送、聚集、延迟;

HIFU变换器,其向对象物发送上述发送、聚集、延迟的HIFU发送信号;

超声波像变换器,其接收从上述对象物收到的超声波信号;

图像接收波束形成器,其对上述接收到的超声波信号进行接收、聚集、延迟而生成合成波束;以及

超声波像生成部,其根据上述生成的合成波束来生成超声波像,

其中,上述HIFU发送信号具有上述超声波像变换器的中心频率。

2.根据权利要求1所述的超声波像系统,其中,

上述图像接收波束形成器和上述超声波像生成部所使用的中心频率与上述HIFU发送信号的频率相同。

3.根据权利要求1所述的超声波像系统,其中,

根据上述HIFU发送信号来产生谐波分量的情况下,利用上述HIFU发送信号的中心频率或者上述谐波分量来生成上述超声波像。

4.根据权利要求1所述的超声波像系统,其中,

与上述超声波像系统生成扫描线的时刻同步地向对象物发送上述HIFU发送信号。

5.根据权利要求1所述的超声波像系统,其中,

与上述超声波像系统生成帧的时刻同步地向对象物发送上述HIFU发送信号。

6.一种超声波像生成方法,包括:

对具有同时属于超声波像变换器频率响应带和HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号进行发送、聚集、延迟的步骤;

向对象物发送上述发送、聚集、延迟的HIFU发送信号的步骤;

接收从上述对象物收到的超声波信号的步骤;

对上述接收到的超声波信号进行接收、聚集、延迟而生成合成波束的步骤;以及

根据上述生成的合成波束来生成超声波像的步骤,

其中,上述HIFU发送信号具有上述超声波像变换器的中心频率。

7.根据权利要求6所述的超声波像生成方法,其中,

在生成合成波束的步骤中以及在生成超声波像的步骤中所使用的中心频率与上述HIFU发送信号的频率相同。

8.根据权利要求6所述的超声波像生成方法,其中,

根据上述HIFU发送信号来产生谐波分量的情况下,利用上述HIFU发送信号的中心频率或者上述谐波分量来生成上述超声波像。

9.根据权利要求6所述的超声波像生成方法,其中,

与生成扫描线的时刻同步地向对象物发送上述HIFU发送信号。

10.根据权利要求6所述的超声波像生成方法,其中,

与生成帧的时刻同步地向对象物发送上述HIFU发送信号。

超声波像系统及超声波像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波像系统，具体地涉及能够预先掌握HIFU(HIGH INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND,高强度聚焦超声)能聚集的位置来防止通过HIFU手术使不期望的部位坏死的用于获取HIFU聚焦图像的超声波像系统及利用该系统的超声波像生成方法。

背景技术

[0002] 超声波是一种如下所述的声波，其振动频率非常高，达到17,000至20,000Hz以上，其是不能用人类的耳朵来辨认的不能听到的声振动，是在每一秒钟振动2万次以上的声波。即，超声波不是电场或频谱(spectrum)，而是声波。最近，使用基于这种超声波的治疗的范围逐渐扩大。

[0003] 已知人体组织在其部位的温度达到60～85摄氏度时坏死。高强度聚焦超声波(High Intensity Focused Ultrasound,HIFU)治疗是一种利用这种现象来将超声波能聚集在一点(焦点)从而利用热凝固(Thermal Coagulation)以及机械能(Cavitation)使癌组织坏死的技术。随着超声波治疗的发展，为了有效地治疗多种疾病尤其是肿瘤(Tumor)，特定的超声波治疗尤其是HIFU用于破坏性剂量(Damaging dose)。

[0004] 与现有的外科手术以及化学疗法(Chemotherapy)相比，HIFU治疗能够更加减小患者的外伤且实现非侵入性治疗(Noninvasive treatment)。从而，HIFU的临床应用得到了快速的发展。这种症状包括肝癌(Liver cancer)、骨肉瘤(Bone sarcoma)、乳腺癌(Breast cancer)、胰腺癌(Pancreas cancer)、肾癌(Kidney cancer)、软组织肿瘤(Soft tissue tumor)以及盆腔肿瘤(Pelvic tumor)。

[0005] 超声波肿瘤治疗装置通常采用球形聚集(Sphere focusing)。从所有点发射的超声波向着球形的中心，并成为被聚集的超声波。超声波治疗装置上的发射器(Emitter)从肢体的外部向肢体的内部发射超声波，其在释放以及传送期间被聚集，从而形成高能量聚集点。从而，高强度以及连续的超声波能应用于患者(Subject)的靶区(Target region)。

[0006] 在聚集点产生的过度的热效果(65～100℃)、空化效果(Cavitation effect)、机械效果以及声波化学效果用于选择性地使发生病变的组织产生凝固性坏死(Coagulative necrosis)，并且阻止肿瘤的扩散(Proliferation)、侵入(Invasion)以及转移(Metastasis)。

[0007] 为了在应用HIFU治疗的期间成功治疗(Treatment)，聚集点的准确、安全且有效的定位(Localization)成为必须条件，并且需要进一步提高用于定位靶(Target)的操作的便利性。由此，能够在不损伤重要的血管以及器官的情况下，通过HIFU信号来实施手术，此时必须确认能够提高HIFU手术的稳定性以及准确性的HIFU治疗信号的准确的焦点。

[0008] 然而，当用于HIFU手术的高强度超声波能聚集在不期望的部位的情况下，存在使非病变部位的其他组织坏死的问题。

发明内容

[0009] 从而，本发明所要解决的第一课题在于，提供一种能够利用不对人体产生影响的范围的超声波能来预先掌握HIFU能(energy)被聚集的位置的超声波像系统。

[0010] 本发明所要解决的第二课题在于，提供一种预先掌握HIFU能被聚集的位置，从而能够防止通过HIFU手术使不期望的部位坏死的超声波像生成方法。

[0011] 另外，本发明所要解决的另一课题在于，提供一种存储用于在计算机上执行上述方法的程序的计算机能够读取的存储介质。

[0012] 为了解决上述第一课题，本发明提供一种超声波像系统，包括：HIFU发送波束形成器，其对具有同时属于超声波像变换器频率响应带和HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号进行发送、聚集、延迟；HIFU变换器，其向对象物发送上述发送、聚集、延迟的HIFU发送信号；超声波像变换器，其接收从上述对象物接收到的超声波信号；图像接收波束形成器，其对上述接收的超声波信号进行接收、聚集、延迟而生成合成波束；以及超声波像生成部，其根据上述生成的合成波束来生成超声波像。

[0013] 根据本发明的一实施例，优选地，上述HIFU发送信号具有上述超声波像变换器的中心频率。另外，优选地，上述图像接收波束形成器和上述超声波像生成部所使用的中心频率与上述HIFU发送信号的频率相同。

[0014] 根据本发明的另一实施例，根据上述HIFU发送信号来产生谐波分量的情况下，能够利用上述HIFU发送信号的中心频率或者上述谐波分量来生成上述超声波像。

[0015] 根据本发明的再一实施例，能够与上述超声波像系统生成扫描线的时刻同步地向对象物发送上述HIFU发送信号。

[0016] 另外，还能够与上述超声波像系统生成帧的时刻同步地向对象物发送上述HIFU发送信号。

[0017] 为了解决上述第二课题，本发明提供一种超声波像生成方法，包括：对具有同时属于超声波像变换器频率响应带和HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号进行发送、聚集、延迟的步骤；向对象物发送上述发送、聚集、延迟的HIFU发送信号的步骤；接收从上述对象物接收到的超声波信号的步骤；将上述接收到的超声波信号接收、聚集、延迟而生成合成波束的步骤；以及根据上述生成的合成波束生成超声波像的步骤。

[0018] 为了解决另一课题，本发明提供一种存储用于在计算机上执行上述方法的程序的计算机能够读取的存储介质。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明，能够利用不对人体产生影响的范围的超声波能来预先掌握HIFU能被聚集的位置。另外，根据本发明，预先掌握HIFU能被聚集的位置，从而能够防止通过HIFU手术使不期望的部位坏死的情况。

附图说明

[0021] 图1是根据本发明的一个优选实施例的超声波像系统的构成图。

[0022] 图2是表示根据本发明的一个实施例的超声波像系统的HIFU变换器110和超声波像变换器120的频率响应的图。

[0023] 图3是根据本发明的一个优选实施例的超声波像生成方法的流程图。

[0024] 优选实施方式

[0025] 为了便于理解，在说明本发明的具体内容之前，首先描述本发明所要解决的课题的解决方案的概要内容或核心技术思想。

[0026] 根据本发明的一个实施例的超声波像系统包括：HIFU发送波束形成器，其将具有同时属于超声波像变换器频率响应带与HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号发送、聚集、延迟；HIFU变换器，其向对象物发送上述发送、聚集、延迟的HIFU发送信号；超声波像变换器，其从上述对象物接收超声波信号；图像接收波束形成器，其将上述接收的超声波信号接收、聚集、延迟来生成合成波束；以及超声波像生成部，其根据上述生成的合成波束来生成超声波像。

[0027] 下面，参照附图，详细说明本发明所属技术领域的技术人员能够容易地实施本发明的优选实施例。但是，所属技术领域的技术人员能够容易理解，这些实施例用于进一步具体说明本发明，而并不用于对本发明的范围加以限制。

具体实施方式

[0028] 参照附图，并根据本发明的优选实施例，详细说明用于解决本发明所要解决的课题的解决方案的发明构成。首先需要在此加以说明的是，在对附图的构成元素赋予附图标记时，即使位于不同的附图中，但是对相同的构成元素还是赋予相同的附图标记，当说明该附图时，根据需要能够引用其他附图的构成元素。并且，详细说明本发明的优选实施例的动作原理时，在判断为对于与本发明相关的公知功能或构成的具体说明以及除此之外的各种内容会对本发明的宗旨加以混淆的情况下，省略其详细说明。

[0029] 此外，在说明书整体中，描述为某部分与另一部分“连接”时，不仅包括“直接连接”的情况，还包括在其之间设置有另一元件而“间接连接”的情况。在本说明书中，除非有特别加以说明的除外，单数词语还包括复数的情况。在说明书中所使用的“包括(comprises)”和/或“包括的(comprising)”并不排除所提及的构成元素、步骤、动作和/或元件包括一个以上的另一构成元素、步骤、动作和/或元件的存在或者增加。

[0030] 为了病变(Lesion)形成，需要发送具有高能的HIFU发送信号，因此，通常发送具有HIFU变换器的共振频率的HIFU发送信号。但是，在未确认准确的焦点位置而发送HIFU发送信号的情况下，可能会发生使不期望的组织坏死的情况。从而，在本发明中，想要提出一种在发送具有高能的HIFU发送信号之前，通过超声波像能够确认HIFU发送信号的焦点位置的方法。

[0031] 图1是根据本发明的一个优选实施例的超声波像系统的构成图。

[0032] 如图1所示，根据本实施例的超声波像系统由HIFU发送波束形成器(Beam former)100、HIFU变换器110、超声波像变换器120、图像接收波束形成器130、超声波像生成部140、显示部150、焦点控制部160以及输入部170构成。

[0033] 在对象物内，HIFU发送波束形成器100根据想要将HIFU发送信号聚集的位置，以每个HIFU变换器110为单位，将可变延迟时间应用于HIFU发送信号。尤其，优选地，HIFU发送波束形成器100将具有超声波像变换器120的中心频率的HIFU发送信号发送、聚集、延迟。

[0034] HIFU变换器110将被发送、聚集、延迟的HIFU发送信号发送到对象物，即病变部位。发送到对象物的HIFU发送信号发生后向散射(back scattering)。根据本发明的一实施例的HIFU发送信号，其频率应该同时在超声波像变换器120的频带与HIFU变换器的频带内。

[0035] 另外，尽量使HIFU发送信号脉冲的长度短(例如，5个周期以内)，以保证轴向分辨率。优选地，尽可能将HIFU发送信号脉冲的最大值(amplitude)设得短，以便不会对HIFU发送信号聚集位置的组织带来坏处。即，必须利用不会对人体产生影响的范围的超声波能(例如，200W/cm^2以下)来预先掌握HIFU能被聚集的位置。

[0036] 超声波像变换器120从对象物接收后向散射的超声波信号。

[0037] 图像接收波束形成器130以每个超声波像变换器120为单位，将可变延迟时间应用于所接收的超声波信号，从而生成合成波束。

[0038] 超声波像生成部140根据所生成的合成波束生成超声波像。

[0039] 使超声波像系统在图像以及信号处理过程中所使用的中心频率设为与HIFU发送信号的频率(f_0:基本频率)相同。

[0040] 另外，根据HIFU发送信号产生多种谐波分量(例如，$2f_0$，$3f_0$，$4f_0$，...)的情况下，不仅能够利用基本频率分量获得聚焦图像，而且还能够利用谐波分量来获得聚焦图像。

[0041] 显示部150显示所生成的超声波像。

[0042] 显示部150从超声波像生成部140接收信号来在画面中显示所生成的图像。显示部150可以是液晶显示器(LCD)、等离子显示面板(PDP)或者有机发光元件器件(OLED)等。

[0043] 焦点控制部160进行如下的控制，即，其根据超声波像生成部140所生成的超声波像，比较通过HIFU信号治疗的位置和原本想要治疗的目标位置，从而改变HIFU发送波束形成器100的HIFU信号发送聚集位置，即焦点。

[0044] 输入部170接收用户所输入的焦点改变信号，以便用户从显示部150判断通过HIFU信号治疗的位置和原本想要治疗的目标位置之差，来改变焦点。

[0045] 另一方面，用于根据HIFU发送信号形成超声波像的同步方法如下。

[0046] 第一，在超声波像系统生成扫描线的时刻，同步地向对象物发送HIFU发送信号的方法。

[0047] 这是一种每当超声波像系统生成扫描线时，发送HIFU发送信号并接收超声波信号后，利用这些信号来形成一个帧的HIFU聚焦图像的方法。HIFU聚焦图像是指，发送HIFU信号并接收超声波信号来聚集而成的图像。

[0048] 第二，在超声波像系统生成帧的时刻，同步地向对象物发送HIFU发送信号的方法。

[0049] 能够在向对象物发送一次HIFU发送信号后，形成超声波像所需的数量的扫描线来形成一个帧的HIFU聚焦图像。

[0050] 图2是表示根据本发明的一个实施例的超声波像系统的HIFU变换器110和超声波像变换器120的频率响应的图。

[0051] 在图2中示出了HIFU变换器110的频率响应和超声波像变换器120的频率响应。

[0052] 用于病变形成的HIFU发送信号的中心频率是1.1Hz，用于获取通常的超声波像的超声波发送信号的中心频率是3.3MHz。

[0053] 另外，将HIFU发送变换器110的共振频率设为1.1MHz，将超声波像变换器120的共振频率设为3.3MHz。

[0054] 从而，根据本发明的实施例的HIFU发送信号的频率同时包含在超声波像变换器120的频带与HIFU变换器的频带内，尤其优选频率在1.1MHz～3.3MHz区间。尤其，优选HIFU发送信号的频率为超声波像变换器120的中心频率，即3.3MHz。

[0055] 为了获取用于确认焦点位置的HIFU聚焦图像，需要发送具有与超声波像变换器120的中心频率(3.3MHz)相同的中心频率的HIFU发送信号。此时，由于HIFU变换器110的频率响应具有抑制3.3MHz的信号的性质，因此发送弱的HIFU发送信号。

[0056] 然后，利用超声波像变换器120接收超声波信号，并通过信号处理过程，从而能够得到超声波像。

[0057] 通常，为了获得超声波像，利用超声波像变换器来发送和接收具有与超声波像变换器的中心频率相同的中心频率的超声波信号。但是，根据本发明的一个实施例，其不同点在于，利用HIFU发送变换器110发送具有超声波像变换器120的中心频率的HIFU发送信号后，利用超声波像变换器120来接收超声波信号，由此获得HIFU聚焦图像。

[0058] 图3是根据本发明的一个优选实施例的超声波像生成方法的流程图。

[0059] 如图3所示，根据本实施例的超声波像生成方法由在图1所示的超声波像系统中根据时间序列处理的步骤构成。从而，在下面，即使省略了内容，但是关于图1所示的超声波像系统在上面的内容还适用于根据本实施例的超声波像生成方法。

[0060] 步骤300，超声波像系统将具有同时属于超声波像变换器频率响应带和HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号发送、聚集、延迟。

[0061] 在步骤310，超声波像系统将上述发送、聚集、延迟的HIFU发送信号发送给对象物。此时，优选发送具有与超声波像变换器120的中心频率(3.3MHz)相同的中心频率的HIFU发送信号。

[0062] 在步骤320，超声波像系统接收来自上述对象物的超声波信号。

[0063] 在步骤330，超声波像系统将上述接收的超声波信号接收、聚集、延迟来生成合成波束。

[0064] 在步骤340，超声波像系统根据上述生成的合成波束生成超声波像。上述超声波像包括彩色图像或者B模式图像。

[0065] 如图1所示，超声波像生成部140生成患者的治疗部位的超声波图像。为了生成治疗部位移动的连续的图像，超声波像生成部140能够使用视频编码解码器。

[0066] 另外，超声波像生成部140接收从治疗部位被反射过来的超声波信号，利用基于治疗经过的深度之差，提供治疗部位的空间以及时间变化，从而能够生成彩色视频信号。为了导出上述治疗部位的空间以及时间变化，测定平均多普勒频率或者平均相位值。将平均相位值作为变量，能够预先设定存储互相不同的彩色，在各个图像点上的平均相位值转换为根据该大小以及方向的颜色，从而显示在画面上。即，利用超声波多普勒系统，多普勒现象是指在声波源与接收方之间存在相对移动的情况下，所接收的声波的频率与该移动的速递成比例地变化的物理现象。实时调查基于被检测体内的治疗经过的深度差，并利用该深度差能够形成彩色图像。

[0067] 另一方面，在判断为基于治疗经过的深度差不大的图像点上，超声波像生成部140能够形成B模式图像。其中，B模式(Brigtness mode)是指将进入到人体的回波(echo)的大小以亮度显示于画面的模式，亮点意味着在人体内部有强反射体，暗点表示存在低回声(hypoechoic)区域。

[0068] 另外，超声波像生成部140能够生成将B模式图像以及彩色图像结合的集成图像信号。超声波像生成部140能够比较各个图像点的B模式图像信号和彩色图像信号，从而决定

选哪一种信号。例如，在彩色图像信号的功率比B模式图像信号大小的一定比率大的情况下，能够以选择彩色图像信号的方式执行。

[0069] 本发明的实施例能够以通过多种计算机方法来实施的程序指令方式体现并存储在计算机可读介质中。上述计算机可读介质能够包括单独的程序指令、数据文件、数据结构或其组合。存储在上述介质的程序指令可以是专门为了本发明而设计并构成的，或者计算机软件领域的技术人员所熟知的可使用的程序指令。计算机可读存储介质的例子包括硬盘、软盘以及磁带等磁介质(magnetic media)，CDROM、DVD等光存储介质(optical media)，光磁碟(floptical disk)等磁光介质(magneto optical media)以及只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、闪存等专门构成为存储并执行程序指令的硬件装置。程序指令的例子不仅包括通过编译器形成的机械代码，还包括能够使用解释器等通过计算机执行的高级语言代码。为了执行本发明的动作，上述的硬件装置能够构成为作为一个以上的软件模块来工作，反之亦然。

[0070] 如上所述，在本发明中，通过具体构成元素等特定内容和有限的实施例以及附图进行了说明，但是这仅是为了有助于从进一步的整体上理解本发明而提供的。本发明并不限于上述的实施例，所属技术领域的技术人员能够根据上述的说明对本发明实施多种修改以及变形。

[0071] 从而，本发明的思想并不局限于上述所说明的实施例。应理解为，不仅权利要求书包含在本发明的思想范围内，而且包括与该权利要求书等效或等价的变形例的所有方案均包括在本发明的思想范围内。

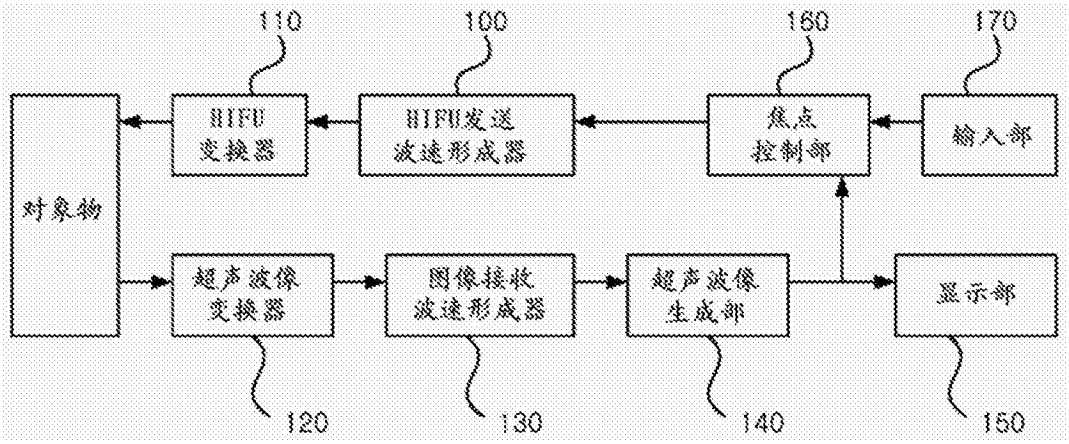

110
100
160
170
HIFU
变换器
HIFU发送
波速形成器
焦点
控制部
输入部
对象物
超声波像
变换器
图像接收
波速形成器
超声波像
生成部
显示部
120
130
140
150

图1

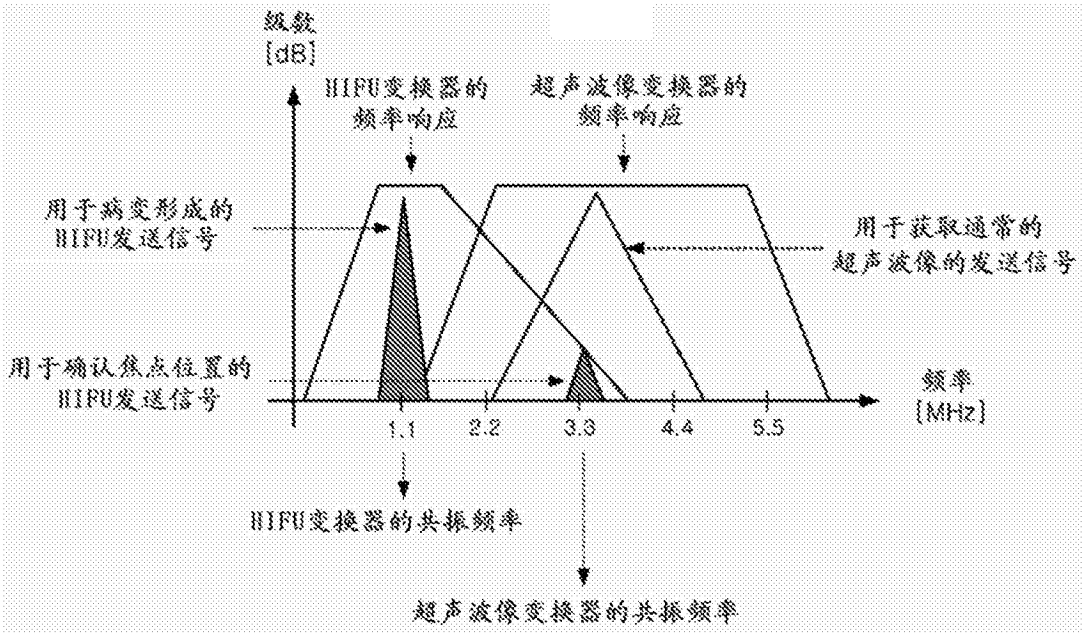

级数
[dB]
HIFU变换器的
频率响应
超声波像变换器的
频率响应
用于病变形成的
HIFU发送信号
用于获取通常的
超声波像的发送信号
用于确认焦点位置的
HIFU发送信号
频率
[MHz]
1.1
2.2
3.3
4.4
5.5
HIFU变换器的共振频率
超声波像变换器的共振频率

图2

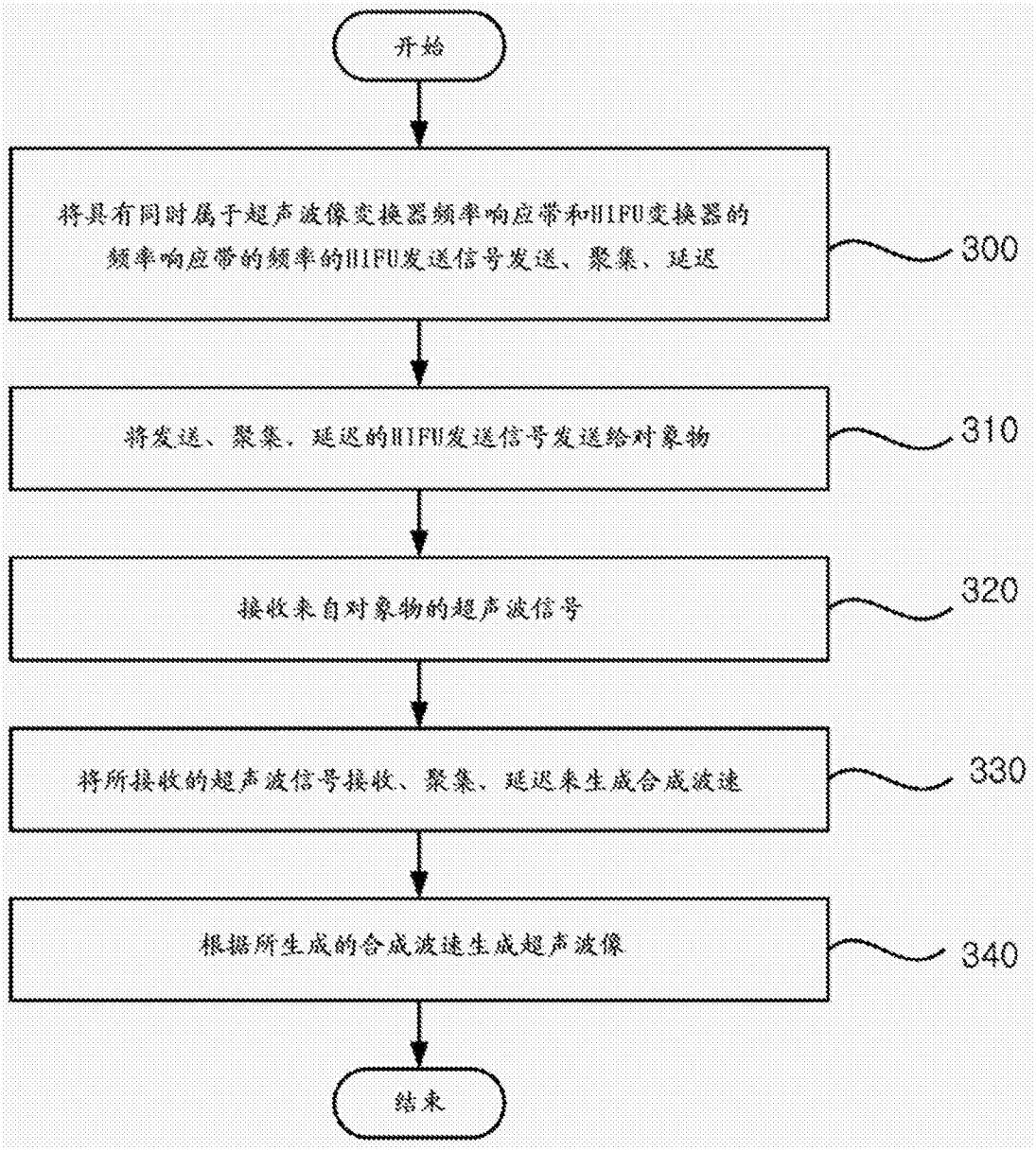

开始
将具有同时属于超声波像变换器频率响应带和HIFU变换器的频率响应带的频率的HIFU发送信号发送、聚集、延迟
300
将发送、聚集、延迟的HIFU发送信号发送给对象物
310
接收来自对象物的超声波信号
320
将所接收的超声波信号接收、聚集、延迟来生成合成波速
330
根据所生成的合成波速生成超声波像
340
结束

图3