



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105188559 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201380075588. 0

(22) 申请日 2013. 02. 28

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2015. 10. 14

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2013/001670 2013. 02. 28

(87) PCT国际申请的公布数据
W02014/133209 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 全哲焕

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283

代理人 肖冰滨 谢鑫

(51) Int. Cl.
A61B 8/14(2006. 01)
A61N 7/00(2006. 01)

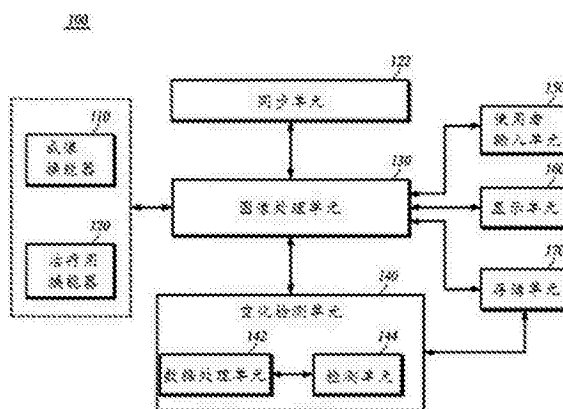
权利要求书3页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

检测空化的方法及超声医疗设备

(57) 摘要

本发明揭示一种检测空化的方法及超声医疗设备。本发明所提供检测空化的方法及超声医疗设备,对成像用超声及高强度超声聚焦于待测体(患者患处)而产生的反射信号进行处理,当确认到产生空化时,通过对反射信号进行数据处理检测产生空化的位置。



1. 一种超声医疗设备,包括:
成像换能器,向待测体发射成像用超声,并接收从所述待测体反射的第一回波信号;
治疗用换能器,向所述待测体的聚焦位点发射高强度超声;
数据处理单元,对由所述聚焦位点所反射的第二回波信号获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分以生成各时分数据,再将所述各时分数据变换为频域以生成结果数据;
以及
检测单元,根据所述结果数据各自所包含的频率成分检测空化的位置。
2. 根据权利要求 1 所述的超声医疗设备,其特征在于,
所述检测单元,包括:
合计处理单元,对每个所述结果数据合计各频率信号大小以计算出合计结果值;
对比单元,将根据所述第一回波信号已设定的临界值和所述合计结果值分别进行对比,以分别生成对比结果值;以及
映射单元,将所述对比结果值映射到关心区域,以检测空化的位置。
3. 根据权利要求 2 所述的超声医疗设备,其特征在于,
所述合计处理单元将所述结果数据各自所包含的所述频率成分按频带进行划分,以计算出按照所述频带的所述合计结果值。
4. 根据权利要求 3 所述的超声医疗设备,其特征在于,
所述合计处理单元将所述结果数据各自所包含的所述频率成分中只对各高频的信号大小进行合计的高频合计结果值或者只对各低频的信号大小进行合计的低频合计结果值识别为所述合计结果值。
5. 根据权利要求 4 所述的超声医疗设备,其特征在于,
所述对比单元将所述高频合计结果值与所述已设定的临界值分别进行对比以生成高频对比结果值,所述映射单元将所述高频对比结果值映射到所述关心区域以检测所述空化的位置。
6. 根据权利要求 4 所述的超声医疗设备,其特征在于,
所述对比单元将所述低频合计结果值与所述已设定的临界值分别进行对比以生成低频对比结果值,所述映射单元将所述低频对比结果值映射到所述关心区域以检测所述高强度超声的聚焦位置。
7. 根据权利要求 2 所述的超声医疗设备,其特征在于,
所述映射单元利用所述合计结果值的累计数据来确认根据时间推移的所述空化的产生量。
8. 根据权利要求 1 所述的超声医疗设备,其特征在于,
所述数据处理单元,包括:
数据获取单元,按发射所述成像用超声的扫描线进行划分,以获取关于各所述扫描线的所述各扫描线数据;
数据变换单元,将所述各扫描线数据按所述已设定的时间进行划分,以分别生成所述时分数据,并将时间区域的所述时分数据利用频率分析分别变换为频域数据;以及
滤波处理单元,滤除所述频域数据中包含的高强度频率成分,以分别生成所述结果数据。

9. 根据权利要求 8 所述的超声医疗设备,其特征在于,

所述数据变换单元利用快速傅里叶变换将所述时分数据分别变换为所述频域数据。

10. 根据权利要求 8 所述的超声医疗设备,其特征在于,

所述滤波处理单元利用具有锯齿形窗口的滤波器从所述频域数据滤除主频率成分及谐波频率成分中的至少一个频率成分,以生成各自的所述结果数据。

11. 根据权利要求 1 所述的超声医疗设备,还包括:

同步单元,用于使所述成像用超声和所述高强度超声的发射同步,以使所述成像用超声及所述高强度超声到达所述聚焦位点的时刻相同。

12. 根据权利要求 1 所述的超声医疗设备,还包括:

图像处理单元,利用所述第一回波信号生成接收信号,基于所述接收信号形成诊断图像,并通过所具备的显示单元输出所述诊断图像;以及

使用者输入单元,用于输入在所述诊断图像用于设定关心区域的关心位置信息,且用于输入在所述关心区域内用于设定所述聚焦位点的聚焦位置信息。

13. 一种超声医疗设备检测空化的方法,包括:

第一回波信号接收过程,向待测体发射成像用超声,并接收从所述待测体反射的第一回波信号;

高强度超声发射过程,向所述待测体的聚焦位点发射高强度超声;

数据处理过程,对由所述聚焦位点所反射的第二回波信号获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分以分别生成时分数据,并生成将所述时分数据各自变换为频域的结果数据;以及

检测过程,根据所述结果数据各自所包含的频率成分检测空化的位置。

14. 根据权利要求 13 所述的检测空化的方法,其特征在于,

所述检测过程,包括:

合计处理过程,计算出对每个所述结果数据合计各频率信号大小的合计结果值;

对比处理过程,对根据所述第一回波信号已设定的临界值和所述合计结果值分别进行对比,以分别生成对比结果值;以及

映射过程,将所述对比结果值映射到关心区域,以检测空化的位置。

15. 根据权利要求 13 所述的检测空化的方法,其特征在于,

所述数据处理过程,包括:

数据获取过程,按发射所述成像用超声的扫描线进行划分,以获取关于所述各扫描线的所述各扫描线数据;

数据变换过程,将所述各扫描线数据按所述已设定的时间进行划分,以分别生成所述时分数据,再将时间区域的所述时分数据分别变换为频域数据;以及

滤波处理过程,滤除所述频域数据中包含的高强度频率成分,以分别生成所述结果数据。

16. 根据权利要求 13 所述的检测空化的方法,还包括:

图像处理过程,利用所述第一回波信号生成接收信号,基于所述接收信号形成诊断图像;以及

聚焦位点设定过程,接收在所述诊断图像上用于设定关心区域的关心位置信息以设定

关心区域,并接收聚焦位置信息在所述关心区域内设定所述聚焦位点。

检测空化的方法及超声医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种检测空化的方法及超声医疗设备。更具体地,本发明涉及一种对成像用超声以及高强度超声聚焦于待测体(患者患处)而产生的反射信号进行处理,藉以检测产生空化的位置的方法及超声医疗设备。

背景技术

[0002] 该部分记载内容仅仅是为了给本发明提供背景技术信息,而不是为了实现现有技术。

[0003] 通常情况下,高强度聚焦超声(HIFU:High-Intensity Focused Ultrasound)用于癌、肿瘤、病变等活体组织的治疗。即,高强度超声治疗方式是集中发射高强度超声于一点,利用产生的热效导致目标活体组织坏死的方式。应该注意的是,需要避免高强度超声对健康的活体组织的破坏,而且高强度超声治疗可以避免手术留下的创伤。

[0004] 现有的高强度超声治疗方式是向需要治疗的活体组织发射用来获取图像的超声,通过活体组织反射的回波信号来获取图像后,向该活体组织发射高强度超声。然而,此时由于高强度超声的影响可能会出现空化(Cavitation)导致的组织破坏现象。这种空化是指当活体组织暴露于高强度超声时,负压区(Negative Part)导致的低气压使细胞内的水分变为气相(Gaseous Phase)而产生微小气泡(Microbubble),微小气泡增大至引起共振现象的程度后会爆裂产生冲击波(Shock Wave),进而破坏周围活体组织的现象。然而,无法准确地检测出产生这种空化的位置,因此避免不了超声治疗部位的活体组织受损伤。

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 本发明的主要目的在于提供一种对成像用超声以及高强度超声聚焦于待测体(患者患处)而产生的反射信号进行处理,藉以检测产生空化的位置的方法及其超声医疗设备。

[0007] 技术方案

[0008] 本发明一方面提供一种超声医疗设备,包括:成像换能器,向待测体发射成像用超声,并接收从所述待测体反射的第一回波信号;治疗用换能器,向所述待测体的聚焦位点发射高强度超声;数据处理单元,对由所述聚焦位点所反射的第二回波信号获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分以生成各时分数数据,再将所述各时分数数据变换为频域以生成结果数据;以及检测单元,根据所述结果数据各自所包含的频率成分检测空化(Cavitation)的位置。

[0009] 本发明另一方面提供一种超声医疗设备检测空化的方法,包括:第一回波信号接收过程,向待测体发射成像用超声,并接收从所述待测体反射的第一回波信号;高强度超声发射过程,向所述待测体的聚焦位点发射高强度超声;数据处理过程,对由所述聚焦位点所反射的第二回波信号获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分以分别生成时分数数据,

并生成将所述时分数据各自变换为频域的结果数据；以及检测过程，根据所述结果数据各自所包含的频率成分检测空化的位置。

[0010] 有利效果

[0011] 如上所述，根据本发明，通过对成像用超声以及高强度超声聚焦于待测体（患者患处）而产生的反射信号进行处理，可以检测出空化的产生量及产生位置，而且可以进行病变（Lesion）的稳定治疗及温度测量。另外，根据本发明，利用高强度超声进行治疗时，可以实时检测出产生空化的位置，从而避免因空化而耽误（Delay）治疗。

[0012] 此外，根据本发明，通过检测出空化的位置，可以增加高强度超声发射到待测体的时间，由此可以缩短治疗活体组织的时间。而且，根据本发明，可以准确地检测出产生空化的位置，能够避免或者预防超声治疗部位的活体组织因空化而受损伤。

附图说明

[0013] 图 1 是示意性地示出本发明实施例的超声医疗设备的方框结构图。

[0014] 图 2 是示意性地示出本发明实施例的超声医疗设备中包含的空化检测单元的方框结构图。

[0015] 图 3 是说明本发明实施例的超声医疗设备中用于检测空化的方法的流程图。

[0016] 图 4 是说明本发明实施例的超声医疗设备的成像用超声及治疗用超声收发操作的示例图。

[0017] 图 5 是说明本发明实施例的第一回波信号及第二回波信号的图。

[0018] 图 6 是说明本发明实施例的超声医疗设备中对用于检测空化位置的数据进行处理的操作的图。

[0019] 图 7 是说明本发明实施例的超声医疗设备中按频率大小划分结果数据并计算出各自的合计结果值的操作的图。

具体实施方式

[0020] 下面，参照附图详细说明本发明实施例。

[0021] 本发明实施例中涉及的诊断图像可包括 B-模式图像和 C-模式图像等。其中，B-模式图像是指显示待测体活动的图像模式，即灰阶图像。C-模式图像是指彩色血流图像模式。此外，BC-模式图像（BC-Mode Image）是指利用多普勒效果（Doppler Effect）显示血流或者待测体活动的图像模式，作为同时提供 B-模式图像与 C-模式图像的模式，与血流和待测体活动信息一起提供解剖学信息的图像模式。即，B-模式为灰阶图像，是指显示待测体活动的图像模式，C-模式为彩色血流图像，是指显示血流或者待测体活动的图像模式。此外，本发明实施例中涉及的超声医疗设备 100 虽然可同时提供 B-模式图像（B-Mode Image）和彩色血流图像（Color Flow Image）的 C-模式图像（C-Mode Image），但是为了便于说明本发明，假设超声医疗设备 100 提供的图像为 B-模式图像。

[0022] 本发明实施例中涉及的第一回波信号是指发射的成像用超声从待测体反射后接收到的回波信号，第二回波信号是指成像用超声及高强度超声到同一时刻反射的回波信号。

[0023] 图 1 是示意性地示出本发明实施例的超声医疗设备的方框结构图。

[0024] 本实施例的超声医疗设备 100 包括成像换能器 110、治疗用换能器 120、同步单元 122、图像处理单元 130、空化检测单元 140、使用者输入单元 150、显示单元 160 及存储单元 170。虽然在本实施例中仅涉及超声医疗设备 100 包括成像换能器 110、治疗用换能器 120、同步单元 122、图像处理单元 130、空化检测单元 140、使用者输入单元 150、显示单元 160 及存储单元 170,但这是示例性地说明本实施例的技术思想而已,在不脱离本实施例本质的范围内,所属领域的技术人员可以对超声医疗设备 100 所包括的构件进行各种修改及变形。

[0025] 成像换能器 110 包含成像用换能器阵列,向待测体发射成像用超声,并接收从待测体反射的第一回波信号。这种换能器是指将电模拟信号变换为成像用超声信号传送到待测体,再将从待测体反射的第一回波信号变换成电模拟信号,并由多个换能器元件 (Transducer Element) 结合而成的换能器。这种成像换能器 110 通过适当延迟输入到各换能器的各脉冲 (Pulse) 的输入时间,将聚焦超声束 (Beam) 沿着发射扫描线 (Scanline) 向待测体发射。此外,从待测体反射的超声回波信号具有不同的接收时间,并输入到各换能器,各换能器将输入的超声回波信号向波束形成器 (未图示) 输出。

[0026] 成像换能器 110 向待测体发射成像用超声,并接收从待测体发射的第一回波信号,以形成接收信号。而且,当治疗用换能器 120 向关心区域 (ROI:Region Of Interest) 的聚焦位点 (设定于待测体的关心区域中对应于聚焦位置信息的地点) 发射高强度超声时,成像换能器 110 接收对应于成像用超声及高强度超声的被反射的第二回波信号。其中,第二回波信号是指成像用超声及高强度超声到同一时刻反射的回波信号。

[0027] 治疗用换能器 120 包含高强度换能器阵列,向待测体的聚焦位点发射高强度超声。这种治疗用换能器 120 向已设定的关心区域内的聚焦位点 (设定于待测体的关心区域中对应于聚焦位置信息的地点) 发射高强度超声。其中,关心区域是指在基于通过成像换能器 110 向待测体发射成像用超声并接收从待测体反射的第一回波信号而形成的接收信号所形成的诊断图像内,通过使用者输入单元 150 来设定的区域,聚焦位点是指欲通过治疗用换能器 120 向关心区域内发射高强度超声的位置坐标值,即对应于由使用者输入单元 150 输入的聚焦位置信息的地点。其中,治疗用换能器 120 可以制作成圆形,而且成像换能器 110 位于中间的结构比较理想,但是并不局限于此。

[0028] 同步单元 122 使成像换能器 110 及治疗用换能器 120 产生并发射超声的时刻同步,以接收第二回波信号。更具体地,同步单元 122 根据用于生成诊断图像的从待测体反射的第一回波信号,计算出聚焦位点和成像换能器 110 之间的距离,藉以使成像用超声及高强度超声的发射时刻同步,进而使高强度超声及成像用超声同时到达聚焦位点。

[0029] 图像处理单元 130 利用成像换能器 110 以对应于成像用超声的成像用超声回波信号为基础形成的接收信号来生成诊断图像,并将诊断图像通过显示单元 160 输出。而且,图像处理单元 130 通过使用者输入单元 150 的操作或者指令可在诊断图像上设定关心区域。

[0030] 这种图像处理单元 130 可包括波束形成器、信号处理单元及扫描变换单元 (Scan Converter Unit) 等,波束形成器对通过成像换能器 110 所具备的各换能器接收的第一回波信号或者第二回波信号进行聚焦。而且,鉴于从待测体到达成像换能器 110 及治疗用换能器 120 的各换能器的时间,波束形成器在电数字信号上加上延迟后进行合计,从而可以形成接收聚焦信号。

[0031] 即,在成像换能器 110 发射成像用超声或者治疗用换能器 120 发射高强度超声时,

波束形成器通过控制成像换能器 110 和治疗用换能器 120 所包含的各换能器的驱动时间,将超声聚焦于聚焦位点。从待测体反射的第一回波信号或者第二回波信号到达成像换能器 110 的各换能器的时间不同,有鉴于此,波束形成器对成像换能器 110 及治疗用换能器 120 的成像用超声或者高强度超声加上时间延迟,对第一回波信号或者第二回波信号进行聚焦。这种波束形成器由对应于成像换能器 110 的成像用波束形成器和对应于治疗用换能器 120 的治疗用波束形成器组成,而成像用波束形成器由发射波束形成器和接收波束形成器组成,治疗用波束形成器优选由发射波束形成器组成,但是并不局限于此。

[0032] 信号处理单元将通过波束形成器聚焦的第一回波信号或者第二回波信号处理为数字信号以生成诊断图像。扫描变换单元将诊断图像变换为具有规定的扫描线显示方式的显示单元 160 中使用的数据形式。即,扫描变换器起到将诊断图像信号变换为实际显示在显示单元 160 的数据形式的作用。

[0033] 此外,图像处理单元 130 还可以将对应于检测单元 140 检测到的空化产生位置的关心区域覆盖 (Overlay) 在诊断图像 (例如,B 模式图像等) 上,并通过显示单元 160 输出。此时,空化产生位置可在关心区域上用基于对比结果值的色彩浓度来表示。

[0034] 空化检测单元 140 利用将由第二回波信号获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分生成时分数据并将各时分数据变换为频域的结果数据来检测空化的位置。

[0035] 空化检测单元 140 包括数据处理单元 142 及检测单元 144。

[0036] 数据处理单元 142 从图像处理单元 130 接收第二回波信号 (成像换能器 110 接收的信号) 并以将成像用超声发射到关心区域的扫描线 (Scanline) 为基准进行划分,从而获取各扫描线数据。其中,各扫描线数据可以是振幅数据。在这种各扫描线数据获取过程中,数据处理单元 142 优选将各扫描线数据变更为针对相位成分的数据 (例如,I、Q 数据),以对其进行时分处理,但是并不局限于此。还可以对获取的各扫描线数据 (例如,振幅数据) 立即进行时分处理,无需将各扫描线数据变更为针对相位成分的数据。

[0037] 数据处理单元 142 将获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分生成多个时分数据,再将划分的各时分数据利用频率分析变换为频域数据,并滤除频域数据中包含的高强度频率成分以生成结果数据。其中,频域数据可利用快速傅里叶变换 (FFT:Fast Fourier Transform) 等获取。而且,数据处理单元 142 可利用具有锯齿 (Saw) 形窗口的滤波器 (Saw 滤波器) 等从频域数据滤除主频率成分及谐波 (Harmonic) 频率成分,从而获取结果数据。

[0038] 检测单元 144 对从数据处理单元 142 接收的每个结果数据合计 (Summing) 各频率信号大小以计算出合计结果值,将计算出的合计结果值与已设定的临界值进行对比以生成对比结果值。即,检测单元 144 就关心区域的多个结果数据计算出对各结果数据的合计结果值,并针对将关心区域按扫描线进行时分的各区域,将根据第一回波信号设定的临界值与各自的合计结果值进行对比以生成对比结果值。而且,检测单元 144 通过以时分区域为基准映射 (mapping) 对应于各时分区域的对比结果值,可以检测出在关心区域产生空化的位置,所述时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的区域。

[0039] 使用者输入单元 150 接收使用者的操作或输入指令 (Instruction)。其中,使用者指令可以是用于控制超声医疗设备 100 的成像用超声及高强度超声的设定指令以及用于

设定关心区域或者聚焦位点的位置坐标值的设定指令等。

[0040] 为了在诊断图像上设定关心区域,使用者可以将关心位置信息输入到使用者输入单元 150 或者通过操纵杆 (Joystick) 等方向键或鼠标等的调整来设定关心区域。由此,超声医疗设备 100 可向癌组织、肿瘤组织、病变组织等待测体的关心区域发射高强度超声。而且,使用者输入单元 150 接收所输入的聚焦位置信息,以设定用于向关心区域内发射高强度超声的聚焦位点。显示单元 160 将通过图像处理单元 130 接收的成像图像以 B- 模式或 C- 模式图像输出。存储单元 170 是存储超声医疗设备 100 的驱动所需的各种数据的存储装置,用于存储基于第一回波信号而形成的接收信号、根据第一回波信号来设定的临界值等。

[0041] 图 2 示意性地示出本发明实施例的超声医疗设备中包含的空化检测单元的方框结构图。

[0042] 本实施例的空化检测单元 140 包括数据处理单元 142 及检测单元 144。其中,数据处理单元 142 包括数据获取单元 210、数据变换单元 220 及滤波处理单元 230,检测单元 144 包括合计处理单元 240、对比单元 250 及映射单元 260。

[0043] 数据获取单元 210 获取关于成像换能器 110 所接收的第二回波信号的数据。其中,第二回波信号是指成像用超声及高强度超声到同一时刻反射的回波信号。

[0044] 本实施例的数据获取单元 210 从图像处理单元 130 接收第二回波信号并将成像用超声以关心区域的扫描线 (Scanline) 为基准进行划分,以获取各扫描线数据。

[0045] 数据变换单元 220 将获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分生成多个时分数据,再将划分的各时分数据利用频率分析变换为频域数据。其中,数据优选以一定时间间隔进行划分,一定时间间隔是指对应于待测体的深度 (Depth) 的间隔。

[0046] 数据变换单元 220 优选利用快速傅里叶变换 (FFT:Fast Fourier Transform) 将时间区域的时分数据利用频率分析变换为频域数据,但是并不局限于此。如果可将时间区域的数据变换为频域数据,就可以使用拉普拉斯变换 (Laplace Transform) 等任何频率变换。其中,快速傅里叶变换的方式简而言之就是在对离散傅里叶变换 (Discrete Fourier Transform) 进行计算时,为减少运算次数而创作的运算法则,离散傅里叶变换利用根据傅里叶变换求出近似值的公式。快速傅里叶变换是公知的变换运算法则,因此省略其详细说明。

[0047] 滤波处理单元 230 对数据变换单元 220 中形成的频域数据进行滤波,以去除 (滤除) 规定频率成分而生成结果数据。

[0048] 本实施例的滤波处理单元 230 去除对应于频域数据中包含的高强度超声的高强度频率成分以生成结果数据。此时,高强度频率成分包括主频率成分 (例如,高强度超声为 1MHz 时,1MHz 的频率) 及谐波 (Harmonic) 频率成分 (高强度超声为 1MHz 时,1MHz 的倍数的频率)。其中,主频率成分是指对应于高强度超声的回波信号的频率成分,谐波频率成分是指高强度超声回波信号的倍数的频率成分。另外,滤波处理单元 230 优选利用具有锯齿形窗口的滤波器来滤除高强度频率成分,但是并不局限于此,只要能滤除特定频率成分,任何形式的滤波器都可以利用。其中,具有锯齿形窗口的滤波器能够以与图 6 (b) 的锯齿形相同的形式进行滤波。

[0049] 滤波处理单元 230 将生成的结果数据传送到检测单元 144。其中,结果数据包含针对成像用超声的频率成分、针对空化信号及噪声信号等的频率成分。

[0050] 合计处理单元 240 对从数据处理单元 142 接收的每个结果数据合计 (Summing) 各频率信号大小以计算出合计结果值。合计处理单元 240 就关心区域的多个结果数据计算出对各数据的合计结果值,以便能够利用该多个合计结果值确认是否产生空化。

[0051] 合计处理单元 240 优选对一个结果数据计算出一个合计结果值,但是并不局限于此。还可将结果数据以频带为基准进行划分并计算出根据各频带的多个合计结果值,例如将结果数据以高频带及低频带为基准进行划分以生成合计结果值时,可以计算出对高频带所包含的高频大小进行合计的高频合计结果值以及对低频带所包含的低频大小进行合计的低频合计结果值。合计处理单元 240 将计算出的高频合计结果值与已设定的临界值进行对比以生成对比结果值,使得可以根据生成的对比结果值检测出空化产生的位置。而且,合计处理单元 240 将低频合计结果值与已设定的临界值进行对比以生成对比结果值,使得可以根据生成的对比结果值检测出高强度超声的聚焦位置,由此还可以确认病变 (Lesion) 的状态及位置。

[0052] 对比单元 250 将合计处理单元 240 中计算出的合计结果值与已设定的临界值进行对比以生成对比结果值。

[0053] 本实施例的对比单元 250 针对将关心区域按扫描线进行时分的各区域,将根据第一回波信号设定的临界值与合计处理单元 240 中计算出的各自的合计结果值进行对比以生成对比结果值。其中,对比结果值是指合计结果值与已设定的临界值之差,对比结果值为规定值以上时,可以判断为产生空化。

[0054] 映射单元 260 利用对比单元 250 中生成的对比结果值来检测空化的产生量及产生位置等。更具体地,映射单元 260 通过以时分区域为基准映射对应于各时分区域的对比结果值,可以检测出在关心区域产生空化的位置,所述时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的区域。其中,产生空化的位置优选在关心区域上用基于对比结果值大小的色彩浓度来表示,但是并不局限于此,也可以用数值等来表示。

[0055] 另外,映射单元 260 还可以利用合计处理单元 240 中计算出的合计结果值累计而成的累计数据来确认根据时间推移的空化产生量。

[0056] 此外,映射单元 260 从对比单元 250 接收基于频带的多个对比结果值时,还可以进行基于频带的多次映射。例如,映射单元 260 从对比单元 250 接收针对高频的对比结果值及针对低频的对比结果值时,通过将针对高频的对比结果值以时分区域为基准映射到各时分区域,可以检测出产生空化的位置,所述时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的区域。而且,通过将针对低频的对比结果值以时分区域为基准映射到各时分区域,可以检测出高强度超声的聚焦位置,所述时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的区域。由此,也可以确认病变的状态及位置。

[0057] 图 3 是说明本发明实施例的超声医疗设备中用于检测空化的方法的流程图。

[0058] 超声医疗设备 100 向待测体发射成像用超声,接收从待测体反射的第一回波信号,并基于生成的接收信号生成诊断图像 (S310)。

[0059] 超声医疗设备 100 通过使用者的操作或者输入在诊断图像内设定关心区域 (S312),向设定于关心区域的聚焦位点发射高强度超声 (S320)。

[0060] 超声医疗设备 100 接收第二回波信号,并由第二回波信号获取各扫描线数据 (S330)。其中,第二回波信号是指成像用超声及高强度超声到同一时刻反射的回波信号。

[0061] 超声医疗设备 100 将各扫描线数据以一定间隔的已设定的时间为基准进行划分,以生成多个时分数据 (S340)。

[0062] 超声医疗设备 100 将步骤 S340 中生成的多个时分数据中的各时分数据变换为频域数据,并生成从频域数据去除(滤除)高强度频率成分的结果数据 (S350)。

[0063] 超声医疗设备 100 对结果数据合计各频率信号大小以计算出合计结果值 (S360),再将计算出的合计结果值与已设定的临界值进行对比以生成对比结果值,其中已设定的临界值是将关心区域按扫描线进行划分并对各扫描线进行时分的区域的临界值 (S370)。

[0064] 超声医疗设备 100 根据对比结果值确认是否产生空化 (S380),经步骤 S380 确认的结果,若产生空化,则超声医疗设备 100 将对对比结果值映射到步骤 S312 中设定的关心区域,以检测出空化的位置 (S390)。即,在步骤 S390 中,超声医疗设备 100 以时分区域为基准映射对应于时分区域的对比结果值,检测出在关心区域产生空化的位置,所述时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的区域。

[0065] 而且,经步骤 S380 确认的结果,若没有产生空化,则超声医疗设备 100 获取步骤 S330 的数据。

[0066] 图 3 中示出按照步骤 S310 至步骤 S390 的顺序进行,但这只是例示本发明一实施例的技术思想而已,本发明所属领域的技术人员在不脱离本发明一实施例的本质特征的范围内,可以进行各种修改及变形,例如改变图 3 所示的顺序或者并行实施步骤 S310 至步骤 S390 中的一个以上步骤,因此图 3 不限于时间序列的顺序。

[0067] 图 4 是说明本发明实施例的超声医疗设备的成像用超声及治疗用超声收发操作的示例图。

[0068] 超声医疗设备 100 利用成像换能器 110 将成像用超声传送到待测体,并接收从待测体反射的第一回波信号,从而生成诊断图像。

[0069] 超声医疗设备 100 接收使用者输入的包含 (x, y, z) 坐标值的关心位置信息,以在诊断图像上设定关心区域。其中,关心区域优选为癌组织、肿瘤组织、病变组织等要治疗的区域,但是并不局限于此,也可以是根据所输入的关心位置信息设定的四边形、圆形、椭圆形等区域。另外,超声医疗设备 100 为了检测空化,将关心区域沿着向待测体发射成像用超声的扫描线以第一扫描线 410、第二扫描线 420 及第 n 扫描线等进行划分。

[0070] 例如,超声医疗设备 100 获取对应于第一扫描线 410 的数据,将关于第一扫描线 410 的数据按一定间隔的待测体深度 (Depth) 即一定间隔的已设定的时间进行划分,从而可以生成用于检测空化位置的结果数据。对于这种数据处理,通过图 5 更具体地进行说明。

[0071] 图 5 是说明本发明实施例的第一回波信号及第二回波信号的图。

[0072] 如图 5 所示,超声医疗设备 100 在没有发射高强度超声的状态下,发射成像用超声,利用从关心区域反射的第一回波信号来获取关于第一扫描线 410 的第一扫描线数据 502。此时,超声医疗设备 100 将第一扫描线数据 502 以一定时间间隔进行划分以生成多个临界数据 512、522、532,对各临界数据计算出临界值,所述临界值是将各临界数据变换为频域后合计各频率信号大小的值。

[0073] 另外,超声医疗设备 100 利用高强度超声发射到聚焦位点时反射的第二回波信号

来获取关于第一扫描线 410 的第二扫描线数据 500。此时,超声医疗设备 100 将第二扫描线数据 500 以与第一扫描线数据 502 相同的时间间隔进行划分以生成多个时分数据 510、520、530,对各时分数据计算出合计结果值,所述合计结果值是将各时分数据变换为频域后进行合计的。

[0074] 超声医疗设备 100 将属于同一区域的第一扫描线数据 502 的临界值与第二扫描线数据 500 的合计结果值进行对比,藉以计算出对比值。例如,将关于第一扫描线数据 502 的临界数据 512 的临界值与关于第二扫描线数据 500 的时分数据 510 的合计结果值进行对比,藉以计算出关于第一扫描线 410 的同一位置的对比值。然后,超声医疗设备 100 利用对比值来确认在第一扫描线 410 是否产生空化,并将对比值映射到关心区域,从而可以检测出产生空化的位置。

[0075] 虽然图 5 中示出超声医疗设备 100 在关心区域中的一个扫描线上检测空化的产生量及产生位置,但是在多个扫描线上也可以通过相同的过程检测空化的产生量及产生位置。

[0076] 图 6 是说明本发明实施例的超声医疗设备中对用于检测空化位置的数据进行处理的操作的图。

[0077] 图 6 是示出对时分区域中的一个区域的数据进行处理而生成的结果数据的图,其中时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的区域。

[0078] 图 6a 示出将超声医疗设备 100 由第二回波信号获取的各扫描线数据按已设定的时间进行划分的时分数据的图,图 6b 是将图 6a 的时分数据利用快速傅里叶变换变换为频域数据的图,图 6c 是示出图 6b 中去除(滤除)高强度频率成分的结果数据的图。图 6d 是根据结果数据中包含的频率成分示出产生空化的位置的示例图。

[0079] 超声医疗设备 100 将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并将由针对扫描线的第二回波信号获取的如图 6a 所示的扫描线数据按已设定的时间进行划分,再将所划分的多个时分数据中的一个数据 510 利用快速傅里叶变换变换为如图 6b 所示的频域数据。超声医疗设备 100 将频域数据利用具有锯齿形窗口的滤波器进行滤波,从而生成去除对应于高强度超声的高强度频率成分的如图 6c 所示的结果数据。

[0080] 超声医疗设备 100 对每个结果数据合计各频率信号大小以计算出合计结果值,并将计算出的合计结果值与已设定的临界值进行对比,再将对比结果值以时分区域为基准映射到各时分区域,从而如图 6d 所示可以检测出在关心区域产生空化的位置,所述时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的区域。其中,产生空化的位置可在关心区域上用基于对比结果值大小的色彩浓度来表示,但是并不局限于此,也可以用数值等来表示。

[0081] 图 7 是说明本发明实施例的超声医疗设备中按频率大小划分结果数据并计算出各自的合计结果值的操作的图。

[0082] 图 7a 是与图 6c 的结果数据相同的图,用于生成结果数据的过程已示于图 6 中,因此省略对同一过程的说明。

[0083] 图 7a 是示出对时分区域中的一个区域的数据进行处理而生成的结果数据的图,其中时分区域是将设定于待测体的关心区域按扫描线进行划分,并对各扫描线进行时分的

区域。

[0084] 如图 7a 所示,超声医疗设备 100 将结果数据以频带为基准进行划分,可以划分成第一频带数据 710、第二频带数据 720 及第 n 频带数据。超声医疗设备 100 对以频带为基准被划分的各频带数据中包含的各频率信号大小进行合计,以计算出合计结果值。超声医疗设备 100 可以利用由各时分区域的结果数据计算出的合计结果值来生成图 7b 所示的针对关心区域的合计结果数据 712、722。例如,超声医疗设备 100 对属于和第一频带数据 710 相同的低频带频率的低频信号大小进行合计,以计算出合计结果值,并利用该合计结果值来生成针对关心区域的第一合计结果数据 712。超声医疗设备 100 利用第一合计结果数据 712 可以检测出高强度超声的聚焦位置,由此也可以确认病变的状态及位置。

[0085] 另外,超声医疗设备 100 对属于和第二频带数据 720 相同的高频带频率的高频信号大小进行合计,以计算出合计结果值,通过累计该合计结果值可以生成针对关心区域的第二合计结果数据 722。超声医疗设备 100 利用第二合计结果数据 722 可以确认空化的产生量,而且通过将第二合计结果数据 722 映射到关心区域可以检测出产生空化的位置。超声医疗设备 100 只利用高频带频率检测空化的产生量及产生位置时,可以减少要运算的数据的量,因此可以缩短检测时间。

[0086] 以上仅例举说明了本发明的技术思想,在不脱离本发明本质的范围内,所属技术领域的人员可以进行各种修改和变形。因此,本发明公开的实施例并不是为了限制本发明的技术思想而是用于说明本发明,本发明的技术思想并不限于此。本发明的保护范围应以权利要求书的内容为准,与其等同的所有技术思想均包含在本发明的保护范围之内。

[0087] 附图标记说明

| | | | |
|--------|-------------|-------------|--------------|
| [0088] | 100: 超声医疗设备 | 110: 成像换能器 | 120: 治疗用换能器 |
| [0089] | 122: 同步单元 | 130: 图像处理单元 | 140: 空化检测单元 |
| [0090] | 142: 数据处理单元 | 144: 检测单元 | 150: 使用者输入单元 |
| [0091] | 160: 存储单元 | 170: 显示单元 | 210: 数据获取单元 |
| [0092] | 220: 数据变换单元 | 230: 滤波处理单元 | 240: 合计处理单元 |
| [0093] | 250: 对比单元 | 260: 映射单元 | |

[0094] 相关申请的交参引用

[0095] 本申请要求于 2013 年 02 月 28 提交韩国专利局,申请号为第 10-2013-0021951 号的韩国专利申请的优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

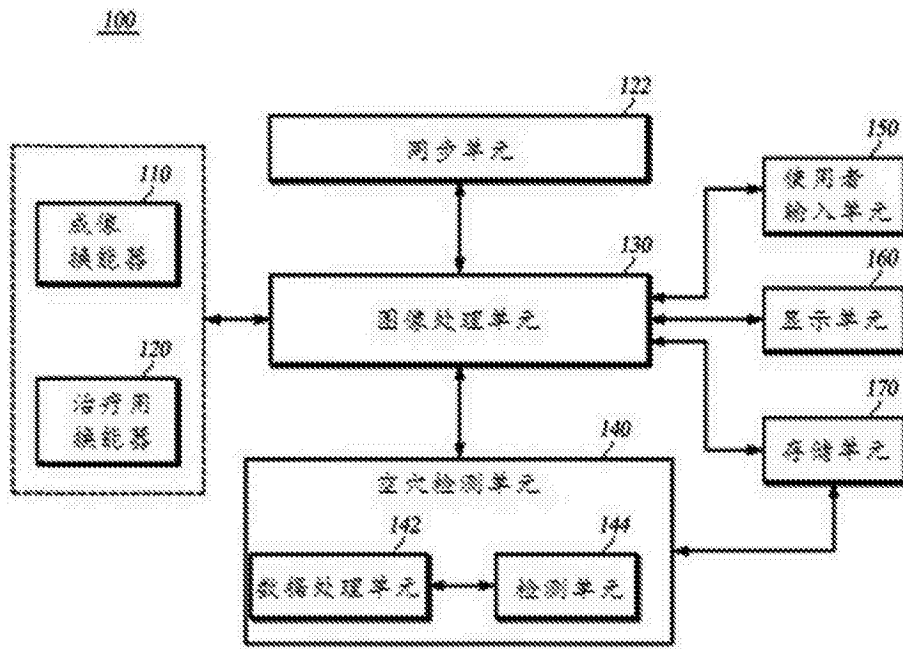


图 1

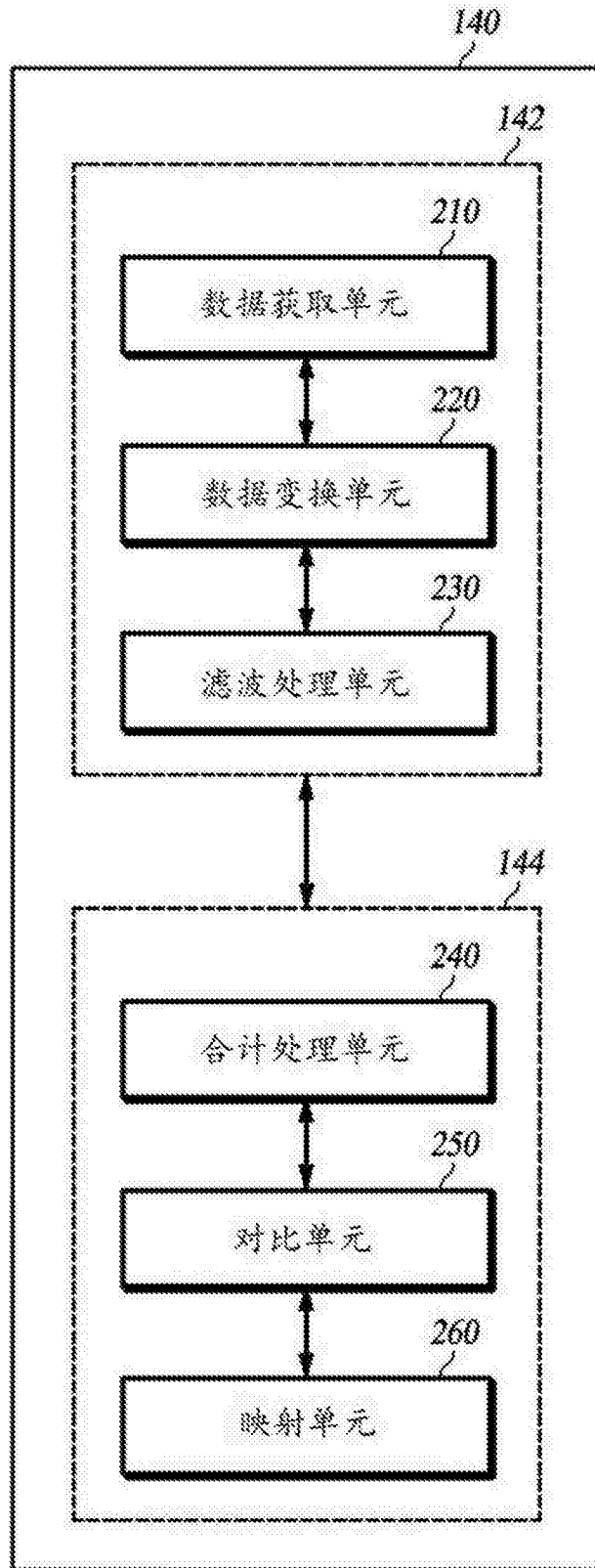


图 2

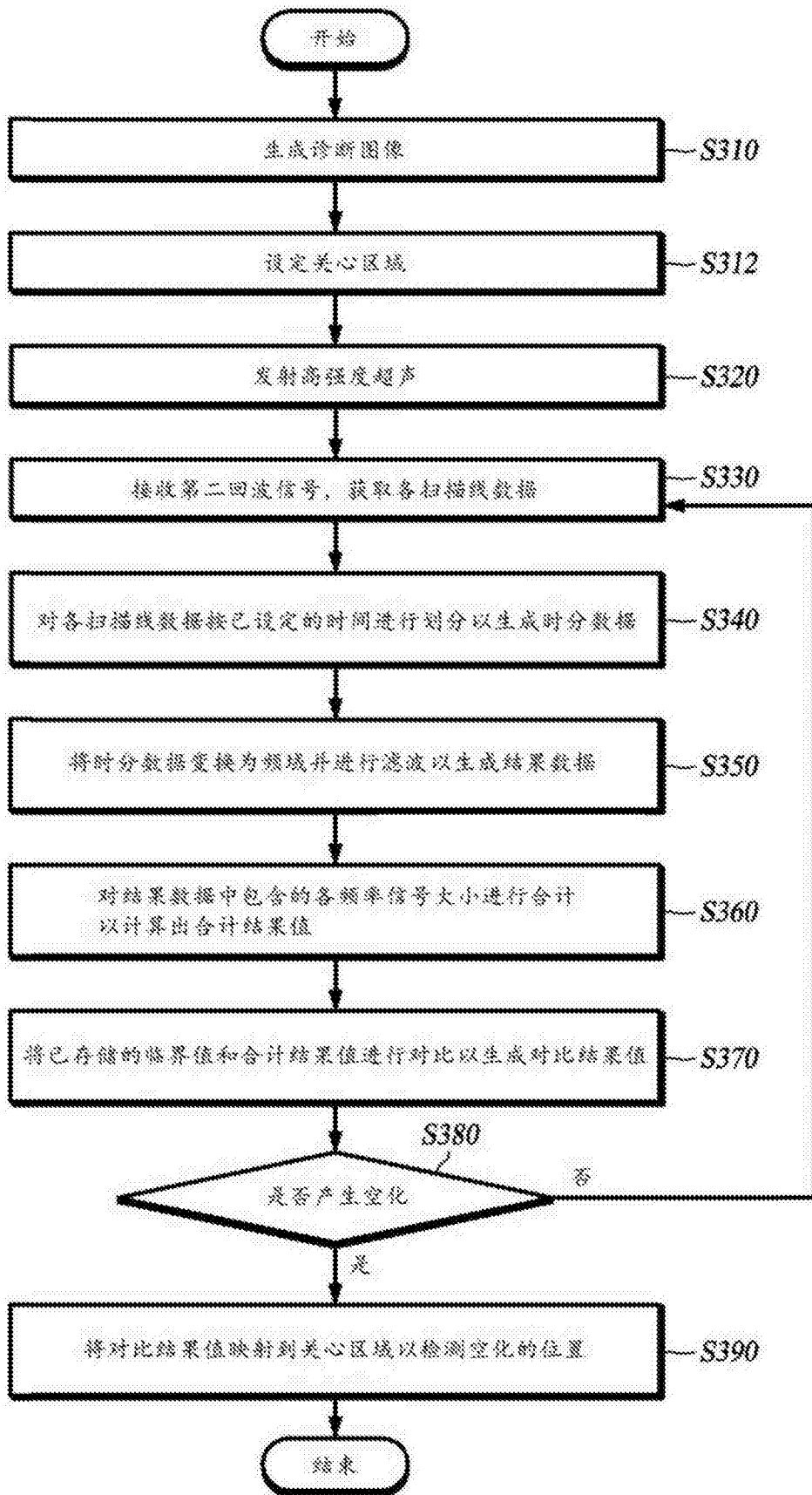


图 3

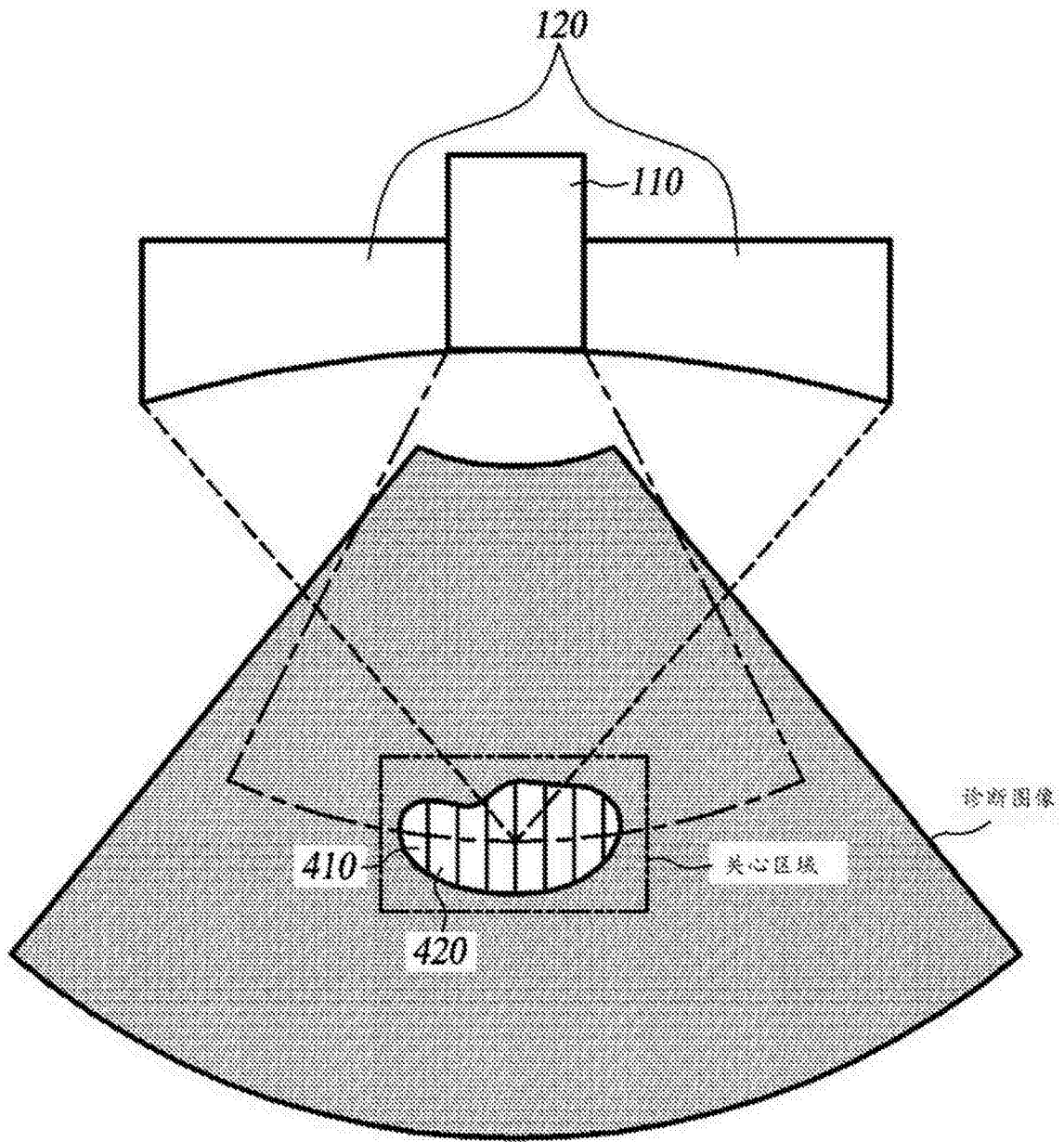


图 4

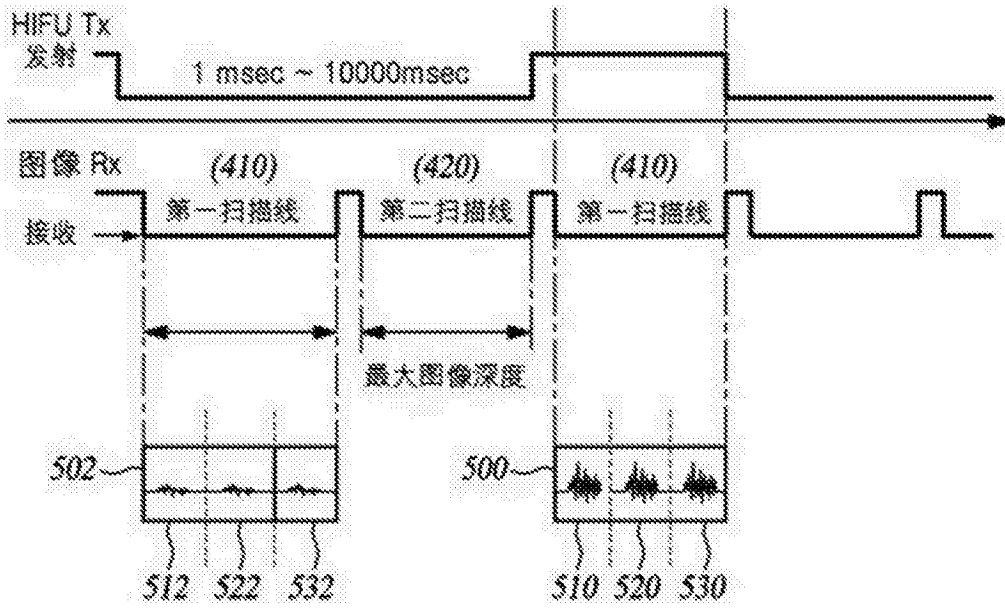
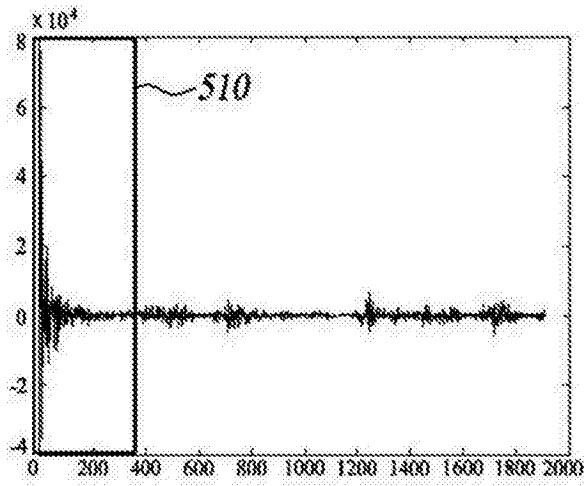
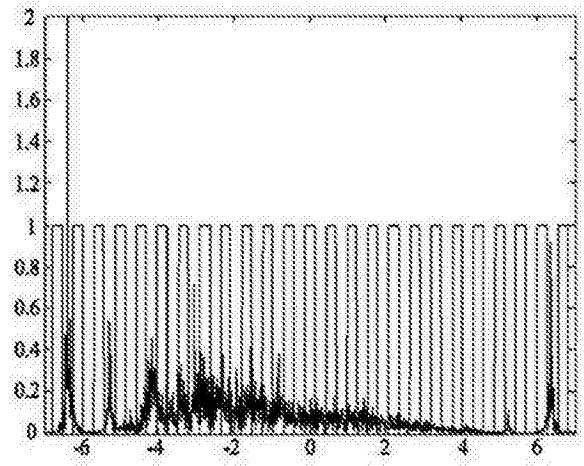


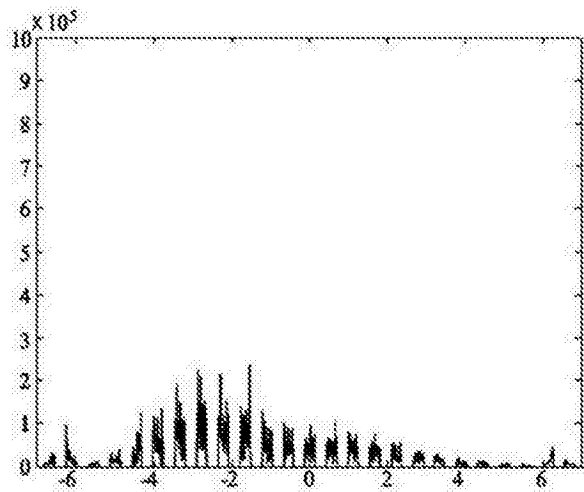
图 5



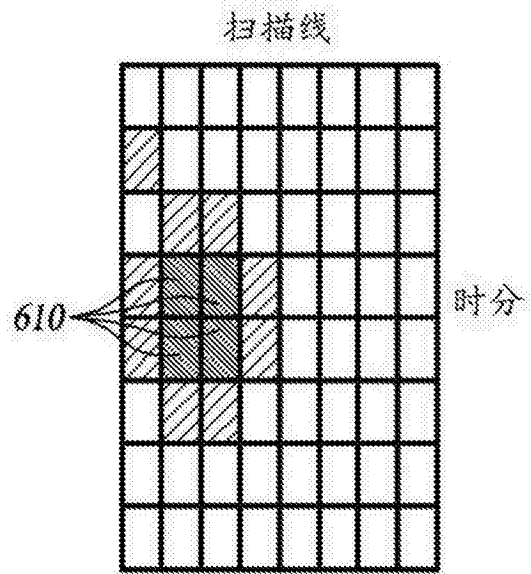
a



b



c



d

图 6

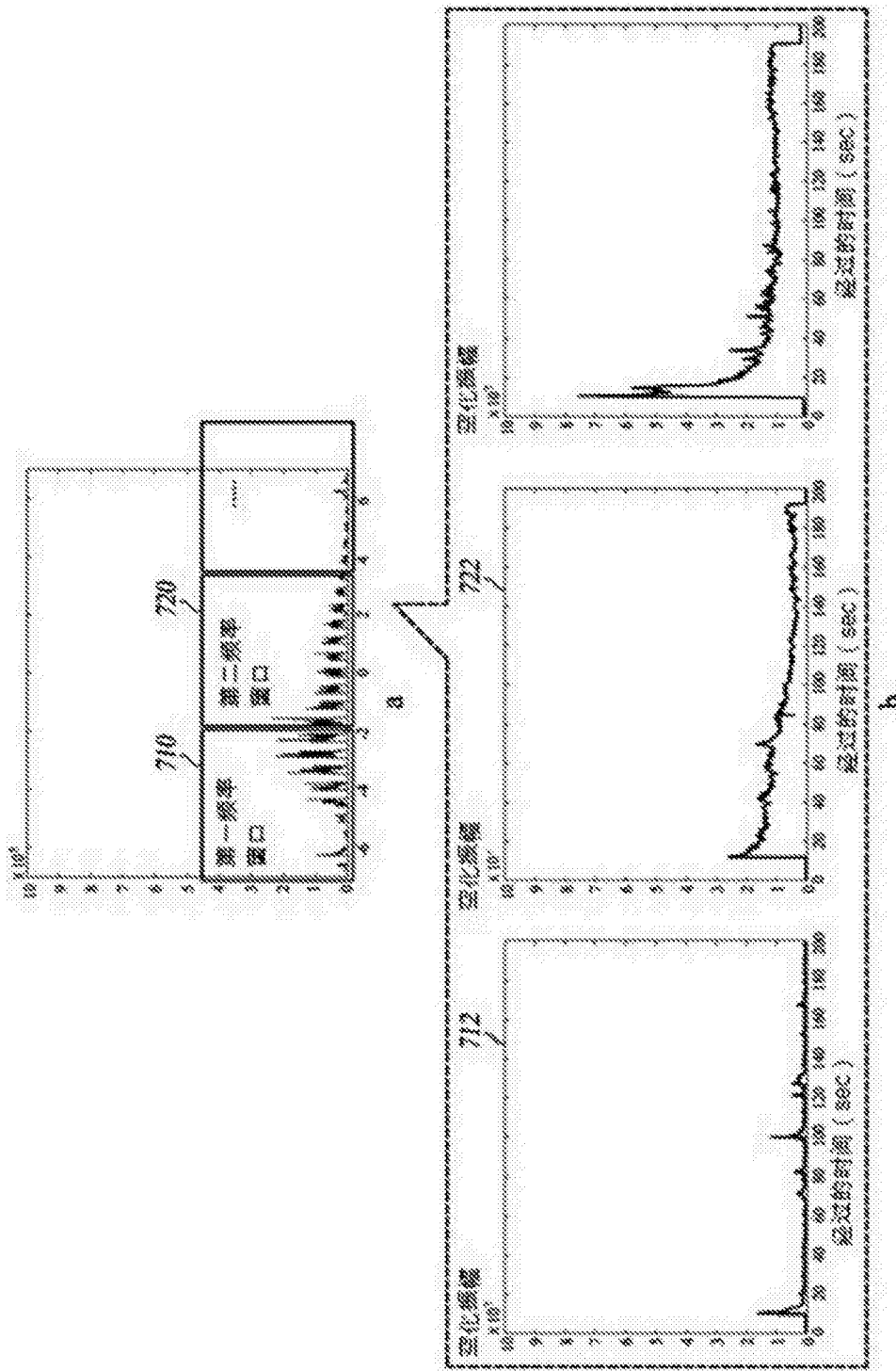


图 7

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 检测空化的方法及超声医疗设备 | | |
| 公开(公告)号 | CN105188559A | 公开(公告)日 | 2015-12-23 |
| 申请号 | CN201380075588.0 | 申请日 | 2013-02-28 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 爱飞纽医疗器械贸易有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 爱飞纽医疗器械贸易有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 爱飞纽医疗器械贸易有限公司 | | |
| [标]发明人 | 孙健豪 姜国珍 金大昇 全哲焕 | | |
| 发明人 | 孙健豪 姜国珍 金大昇 全哲焕 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 A61N7/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/14 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5246 A61N7/02 A61N2007/0039 | | |
| 代理人(译) | 谢鑫 | | |
| 优先权 | 1020130021951 2013-02-28 KR | | |
| 其他公开文献 | CN105188559B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明揭示一种检测空化的方法及超声医疗设备。本发明所提供检测空化的方法及超声医疗设备，对成像用超声及高强度超声聚焦于待测体(患者患处)而产生的反射信号进行处理，当确认到产生空化时，通过对反射信号进行数据处理检测产生空化的位置。

