



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101371793 B

(45) 授权公告日 2010.12.08

(21) 申请号 200810214221.3

审查员 沈显华

(22) 申请日 2008.08.21

(30) 优先权数据

2007-214774 2007.08.21 JP

(73) 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 加藤生 齐藤考则

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 王岳 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

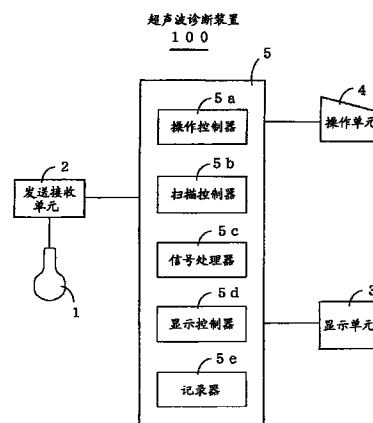
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波成像方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波诊断装置和超声波成像方法。一种超声波诊断装置,包括:强反差图象生成装置,依据与强反差图象传输脉冲相应的接收信号,该强反差图象生成装置发送各个强反差图象传输脉冲并创建强反差图象;第一基准图象生成装置,该第一基准图象生成装置使用与强反差图象传输脉冲相应的接收信号生成基准图象;第二基准图象生成装置,依据与基准传输脉冲相应的接收信号,该第二基准图象生成装置发送与强反差图象传输脉冲的频率不同的基准传输脉冲并生成基准图象;切换装置,该切换装置选择第一基准图象生成装置和第二基准图象生成装置的其中之一并且激活选中的那个;以及图像显示装置,该图像显示装置用并排或者重叠的形式显示强反差图象和基准图象。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

强反差图像生成装置,该强反差图像生成装置依据与强反差图像传输脉冲相应的接收信号发送各个强反差图像传输脉冲并创建强反差图像;

第一基准图像生成装置,该第一基准图像生成装置使用与强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成基准图像;

第二基准图像生成装置,该第二基准图像生成装置依据与基准传输脉冲相应的接收信号发送与强反差图像传输脉冲的频率不同的基准传输脉冲并生成基准图像;

切换装置,该切换装置选择第一基准图像生成装置和第二基准图像生成装置的其中之一并且激活选中的那个;以及

图像显示装置,该图像显示装置用并排或者重叠的形式显示强反差图像和基准图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,切换装置根据操作员的指令进行选择。

3. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,切换装置根据FOV进行选择。

4. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,切换装置根据传输焦点进行选择。

5. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,切换装置根据目标帧速率进行选择。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,第二基准图像生成装置依据FOV改变基准传输脉冲的频率。

7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,第二基准图像生成装置依据FOV改变基准传输脉冲的运行波长。

8. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,第二基准图像生成装置依据FOV改变基准传输脉冲的传输中的至少一个传输 f 值以及接收中的一个接收 f 值。

9. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,基准传输脉冲的频率高于强反差图像传输脉冲的频率。

10. 一种超声波成像方法,所述方法包括如下步骤:

发送各个强反差图像传输脉冲;

依据与强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成强反差图像;

使用与强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成第一基准图像;

发送与强反差图像传输脉冲的频率不同的基准传输脉冲;

依据与基准传输脉冲相应的接收信号生成第二基准图像;

选择第一基准图像和第二基准图像的其中之一;

用并排或者重叠的形式显示强反差图像和选择的基准图像。

超声波诊断装置和超声波成像方法

背景技术

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,更具体的,涉及一种能够优化强反差图像的帧速率和基准图像的质量之间的平衡的超声波诊断装置。

[0002] 已知的超声波诊断装置可以依据相应的接收信号发送各个强反差图像的传输脉冲,随后依据相应的接收信号发送各个基准传输脉冲并创建基准图像,还可以把强反差图像和基准图像结合起来并显示结合的结果(例如,参见专利文件 1 和专利文件 2)。

[0003] [专利文件 1] 日本未审专利公开号 No. 2002-045360

[0004] [专利文件 2] 日本未审专利公开号 No. 2003-052698

[0005] 在依据相应的接收信号发送各个基准传输脉冲并创建基准图像的超声波诊断装置中,可获得高图像质量的基准图像。然而,问题在于,因为强反差图像的帧速率由于基准传输脉冲的传输而降低,目前的装置不能适合强调强反差图像的帧速率时的情况。

[0006] 另一方面,如果不发送基准传输脉冲并且使用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号创建基准图像,则不会降低强反差图像的帧速率。但是,问题在于,与在基准传输脉冲的传输之后依据相应于基准传输脉冲的接收信号生成的基准图像相比,基准图像的图像质量降低了,其不能适合强调基准图像的质量时的情况。

发明内容

[0007] 希望有解决前文所述问题的技术方案。

[0008] 第一方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,其包括强反差图像生成装置,依据相应的接收信号,该强反差图像生成装置发送各个强反差图像传输脉冲并创建强反差图像,第一基准图像生成装置,该第一基准图像生成装置使用与相应强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成基准图像,第二基准图像生成装置,依据相应的接收信号,该第二基准图像生成装置发送与强反差图像传输脉冲的频率不同的基准传输脉冲并生成基准图像,切换装置,该切换装置选择第一基准图像生成装置和第二基准图像生成装置其中之一并且激活选中的那个,以及图像显示装置,该图像显示装置用并排或者重叠的形式显示强反差图像和基准图像。

[0009] 依据第一方面的超声波诊断装置,强反差图像的帧速率没有被降低,因为如果第一基准图像生成装置被选择,没有基准传输脉冲被发送。如果第二基准图像生成装置被选择则基准传输脉冲被发送,由此获得高质量的基准图像。也就是说,强反差图像的帧速率和基准图像的质量之间的平衡可以依据具体情况得到优化。

[0010] 第二方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,依据第一方面的超声波诊断装置中,切换装置根据操作员的指令进行选择。

[0011] 依据第二方面的超声波诊断装置能够依据操作员的决定进行切换,操作员决定是选择第一基准图像生成装置还是选择第二基准图像生成装置。

[0012] 第三方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,依据第一方面或者第二方面的超声波诊断装置中,切换装置根据 FOV 进行选择。

[0013] 当 FOV (表示可看到多深的指数) 显示为深时, 则没有强反差图像的帧速率的余量了。当 FOV 显示为浅时, 则存在强反差图像的帧速率的余量。因此, 依据第三方面的超声波诊断装置中, 对于第一基准图像生成装置和第二基准图像生成装置的选择是依据 FOV 自动进行的。

[0014] 第四方面, 本发明提供了一种超声波诊断装置, 依据第三方面的超声波诊断装置中, 当 FOV 大于或等于预置深度时, 切换装置选择第一基准图像生成装置, 而当 FOV 小于预置深度时, 切换装置选择第二基准图像生成装置。

[0015] 在依据第四方面的超声波诊断装置中, 当 FOV 深于例如 10cm 时, 第一基准图像生成装置被自动选择, 此时没有强反差图像的帧速率的余量了。因而有可能避免强反差图像的帧速率的降低。当 FOV 浅于例如 10cm 时, 第二基准图像生成装置被自动选择, 此时存在强反差图像的帧速率的余量了, 由此获得高质量的基准图像。

[0016] 第五方面, 本发明提供了一种超声波诊断装置, 依据第一方面或者第二方面的超声波诊断装置中, 切换装置根据传输焦点进行选择。

[0017] 当传输焦点显示为深时, 由于 FOV 通常也显示为深, 此时没有强反差图像的帧速率的余量。当传输焦点显示为浅时, 由于 FOV 通常也显示为浅, 此时存在强反差图像的帧速率的余量。因而, 在依据第五方面的超声波诊断装置中, 对于第一基准图像生成装置和第二基准图像生成装置的选择是依据传输焦点自动进行的。

[0018] 第六方面, 本发明提供了一种超声波诊断装置, 其中, 在依据第五方面的超声波诊断装置中, 当传输焦点大于或等于预置焦点深度时, 切换装置选择第一基准图像生成装置, 而当传输焦点小于预置焦点深度时, 切换装置选择第二基准图像生成装置。

[0019] 在依据第六方面的超声波诊断装置中, 当传输焦点深于例如 9cm 时, 第一基准图像生成装置被自动选择, 此时没有强反差图像的帧速率的余量了。因而有可能避免强反差图像的帧速率的降低。当传输焦点浅于例如 9cm 时, 第二基准图像生成装置被自动选择, 此时存在强反差图像的帧速率的余量了, 由此获得高质量的基准图像。

[0020] 在第七方面, 本发明提供了一种超声波诊断装置, 其中, 在依据第一方面或者第二方面的超声波诊断装置中, 切换装置根据目标帧速率进行选择。

[0021] 当目标帧速率 (最低期望的强反差图像帧速率) 显示为高时, 此时没有强反差图像的实际帧的余量。当目标帧速率显示为低时, 存在强反差图像的实际帧速率的余量。因而, 在依据第七方面的超声波诊断装置中, 对于第一基准图像生成装置和第二基准图像生成装置的选择是依据目标帧速率自动进行的。

[0022] 在第八方面, 本发明提供了一种超声波诊断装置, 其中, 在依据第七方面的超声波诊断装置中, 当选定第二基准图像生成装置且实际帧速率小于目标帧速率时, 切换装置选择第一基准图像生成装置, 而当实际帧速率大于或等于目标帧速率时, 尽管已选定第二基准图像生成装置, 切换装置也选择第二基准图像生成装置。

[0023] 在依据第八方面的超声波诊断装置, 计算第二基准图像生成装置被选中时的帧速率。当计算得到的实际帧速率小于目标帧速率时, 选择第一基准图像生成装置。而当计算得到的实际帧速率大于或等于目标帧速率时, 选择第二基准图像生成装置。因此, 当存在帧速率的余量时, 有可能可靠的确保目标帧速率并获得高质量的基准图像。

[0024] 在第九方面, 本发明提供了一种超声波诊断装置, 其中, 在依据第一至第八方面中

任一超声波诊断装置中,第二基准图像生成装置依据 FOV 改变基准传输脉冲的频率。

[0025] 如果基准传输脉冲的频率被设置为高,尽管此时分辨率得到了提升,但主体中的衰减也变大了。因此,在依据第九方面的超声波诊断装置中,基准传输脉冲的频率被设置为低以便防止在 FOV 的深位置上的衰减在 FOV 深的位置变大,从而抑制衰减。由于在 FOV 为浅的位置 FOV 中的衰减是低的,基准传输脉冲的频率被调高以便提升分辨率。

[0026] 在第十方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,其中,在依据第九方面的超声波诊断装置中,当 FOV 大于或等于预置深度时,第二基准图像生成装置把基准传输脉冲的频率设置为第一频率,当 FOV 小于预置深度时,第二基准图像生成装置把基准传输脉冲的频率设置为高于第一频率的第二频率。

[0027] 在依据第十方面的超声波诊断装置中,例如当 FOV 大于或等于 5cm 时,基准传输脉冲的频率被设置为例如 4MHz 以便阻止在 FOV 的深位置上的衰减变大,从而抑制衰减。由于在 FOV 小于例如 5cm 时 FOV 中的衰减低,基准传输脉冲的频率被设置为例如 5MHz,借以提升分辨率。

[0028] 在第十一方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,其中,在依据第一至第八方面中任一方面的超声波诊断装置中,第二基准图像生成装置依据 FOV 改变基准传输脉冲的运行波长。

[0029] 如果基准传输脉冲的运行波长(包含在整个脉冲中的波长)被设置为短,尽管此时分辨率得到了提升,获得主体中的深位置的能力也降低了。因此,在依据第十一方面的超声波诊断装置中,基准传输脉冲的运行波长被设置为长以便在 FOV 为深时避免获得深位置的能力的降低。由于在 FOV 为浅时,对获得深位置的能力降低的影响是小的,基准传输脉冲的运行波长被调短以提升分辨率。

[0030] 顺便说明,运行波长=波长*脉冲序列数目(包含在整个脉冲中的波长的频率)。

[0031] 在第十二方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,其中,在依据第十一方面的超声波诊断装置中,当 FOV 大于或等于预置深度时,其中,在第二基准图像生成装置把基准传输脉冲的运行波长设置为第一运行波长,当 FOV 小于预置深度时,第二基准图像生成装置把基准传输脉冲的运行波长设置为短于第一运行波长的第二运行波长。

[0032] 在依据第十二方面的超声波诊断装置中,例如当 FOV 大于或等于 5cm 时,基准传输脉冲的运行波长被设置为 2 倍波长以避免获得深位置的能力的降低。由于在 FOV 小于例如 5cm 时,对获得深位置的能力降低的影响是小的,基准传输脉冲的运行波长被设置成例如等于波长,从而提升分辨率。

[0033] 在第十三方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,其中,在依据第一至第八方面中任一方面的超声波诊断装置中,第二基准图像生成装置依据 FOV 改变在基准传输脉冲的传输中的至少一个传输 f 值以及在接收中的一个接收 f 值。

[0034] 如果处于基准传输脉冲被发送时的传输 f 值或者在其反射波的接收中的接收 f 值被增大,则焦点的深度变大但分辨率却降低。因此,在依据第十三方面的超声波诊断装置中,当 FOV 显示为深时,至少一个传输 f 值以及接收 f 值被增大以便扩展 FOV 中的聚焦范围。当 FOV 为浅时,至少一个传输 f 值以及接收 f 值被缩小以提升分辨率。

[0035] 在第十四方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,在依据第十三方面的超声波诊断装置中,当 FOV 大于或等于预置深度时,第二基准图像生成装置把在基准传输脉冲的

传输中的至少一个传输 f 值以及在其接收中的一个接收 f 值设置为第一传输 f 值或者第一接收 f 值,当 FOV 小于预置深度时,第二基准图像生成装置把在基准传输脉冲的传输中的至少一个 f 值以及在其接收中的一个接收 f 值设置为小于第一传输 f 值的第二传输 f 值或者小于第一接收 f 值的第二接收 f 值。

[0036] 在依据第十四方面的超声波诊断装置中,例如当 FOV 大于或等于 5cm 时,在基准传输脉冲的传输中的传输 f 值或者在其接收中的接收 f 值被增大以便扩展 FOV 中的聚焦范围。另一方面,例如当 FOV 小于 5cm 时,传输 f 值或者接收 f 值被缩小以提升分辨率。

[0037] 在第十五方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,其中,在依据第一至第十四方面中任一方面的超声波诊断装置中,基准传输脉冲的频率高于强反差图像传输脉冲的频率。

[0038] 在依据第十五方面的超声波诊断装置中,当使用传输脉冲的频率从而良好地保持对比敏感度时,基准传输脉冲的频率被设置成高于适合强反差图像的传输脉冲的频率,从而有可能提升基准图像的分辨率。

[0039] 在第十六方面,本发明提供了一种超声波诊断装置,其中,在依据第一至第十五方面中任一方面的超声波诊断装置中,基准传输脉冲的声压低于各个强反差图像的传输脉冲的声压。

[0040] 在依据第十六方面的超声波诊断装置中,由于基准传输脉冲的声压低于各个强反差图像的传输脉冲的声压,这可以防止对强反差图像施加不利影响。

[0041] 依据本发明的超声波诊断装置,强反差图像的帧速率和基准图像的质量之间的平衡可以依据具体情况得到优化。即,当强调的是强反差图像的帧速率时,因为如果第一基准图像生成装置被选择,则没有基准传输脉冲被发送,所以强反差图像的帧速率并不会降低。当强调的是基准图像的质量时,如果第二基准图像生成装置被选择,则没有基准传输脉冲被发送,由此获得高质量的基准图像。

[0042] 利用新的造影剂或化学药剂,本发明的超声波诊断装置可用于超声波成像。

[0043] 通过下文中附图所列示的对本发明具体实施方式的描述,本发明进一步的目的和优点是显而易见的。

附图说明

[0044] 图 1 是展示根据实施例 1 的超声波诊断装置的结构方框图。

[0045] 图 2 是展示根据实施例 1 的切换处理过程的流程图。

[0046] 图 3 是图 2 的后继流程图。

[0047] 图 4 是举例说明利用与强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成基准图像时传输声压和强反差图像传输脉冲的传输时间的时序图。

[0048] 图 5 是时序图,该时序图举例说明当基准传输脉冲被发送以及依据与基准传输脉冲相应的接收信号生成基准图像时的传输声压以及基准传输脉冲和强反差图像传输脉冲的传输时间。

[0049] 图 6 是根据实施例 2 的图 2 的后继流程图。

[0050] 图 7 是根据实施例 3 的图 2 的后继流程图。

具体实施方式

[0051] 通过附图所示的实施例,进一步详细的描述了本发明。顺带说明,本发明并不局限于实施例或被实施例限制。

[0052] < 实施例 1>

[0053] 图 1 是根据实施例 1 的超声波诊断装置 100 的结构说明图。

[0054] 超声波诊断装置 100 装备有超声波探头 1,驱动超声波探头 1 利用超声波束在主体内部进行扫描的发送接收单元 2,显示超声波图像等的显示单元 3,操作单元 4,用于操作员输入指令和数据,控制全部的控制单元 5。

[0055] 控制单元 5 包括操作控制器 5a,该操作控制器控制操作有关事项例如从操作单元 4 接收输入等等,扫描控制器 5b,该扫描控制器控制扫描有关事项,例如模式(例如 B 模式,CFM 模式等)变换,扫描参数改变等等,信号处理器 5c,该信号处理器执行对超声波探头 1 获得的各个反射波信号的处理,超声波图像的生成等等,显示控制器 5d,该显示控制器控制显示有关事项,例如显示单元 3 上的超声波图像和消息的显示等等,以及记录器 5e,该记录器记录超声波图像等。

[0056] 图 2 是显示超声波诊断装置 100 完成的切换或转换过程的流程图。

[0057] 在步骤 S1 中,如果切换设置未按操作员的指令进行,则切换处理跳转至步骤 S2。如果答案为是,则切换处理转至步骤 S5。

[0058] 在步骤 S2 中,如果切换设置并没有在 FOV 上进行,则切换处理跳转至步骤 S3。如果答案为是,则切换处理转至步骤 S6。

[0059] 在步骤 S3 中,如果切换设置并没有在传输焦点上进行,则切换处理跳转至步骤 S4。如果答案为是,则切换处理转至步骤 S7。

[0060] 在步骤 S4 中,如果切换设置并没有在目标帧速率上进行,则切换处理跳转至另外的未在图中例示的处理(例如错误处理)。如果答案为是,则切换处理转至步骤 S8。

[0061] 不管基准图像是否是采用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成,或者不管各个基准传输脉冲的发送以及依据相应的接收信号的基准图像的生成,是切换还是依据操作员输入指令作出的选择。切换处理都转至步骤 S11。

[0062] 当设置的 FOV 大于或等于预先在步骤 S6 设置的某个深度(例如 10cm),则基准图像采用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成。当设置的 FOV 小于预先设置的深度,则切换按以下方式进行:各个基准传输脉冲被发送并且基准图像依据相应的接收信号被生成。切换处理转至步骤 S11。

[0063] 当设置的传输焦点大于或等于预先在步骤 S7 设置的某个焦点深度(例如 9cm),则基准图像采用与强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成。当设置的传输焦点小于预先设置的焦点深度,切换按以下方式进行:基准传输脉冲被发送并且基准图像依据相应的接收信号被生成。切换处理转至步骤 S11。

[0064] 在步骤 S8,切换按以下方式进行:如果在关于设置的目标帧速率的基准传输脉冲被发送时,实际帧速率小于目标帧速率,则基准图像采用与强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成,然而如果实际帧速率大于或等于目标帧速率,即使在基准传输脉冲被发送时,则基准传输脉冲被发送并且基准图像依据相应的接收信号被生成。切换处理转至步骤 S11。

[0065] 如果在图 3 的步骤 S11 中,切换按照以下方式完成:基准图像采用与强反差图像传

输脉冲相应的接收信号生成,则处理终止。如果切换按照以下方式完成:基准传输脉冲被发送,则切换处理转至步骤 S12。

[0066] 如果 FOV 大于或等于在步骤 S12 预置的深度(例如 5cm),则切换处理转至步骤 S13。如果 FOV 小于预置的深度,则切换处理转至步骤 S14。

[0067] 在步骤 S13,基准传输脉冲的频率被假定为第一频率(例如 4MHz)。并且处理终止。

[0068] 在步骤 S14,基准传输脉冲的频率被假定为第二频率(例如 5MHz)。并且处理终止。

[0069] 图 4 是时序图,该时序图举例说明了利用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成基准图像时的传输声压以及强反差图像传输脉冲的传输时间。

[0070] 如以下情况:传输声压为 0.2MI 的强反差图像传输脉冲 M1 和强反差图像传输脉冲 M2 被成对地沿声线方向 L1 发送,其中 M2 通过转化强反差图像传输脉冲 M1 的传输波形的相位得到,之后,传输声压都为 0.2MI 的强反差图像传输脉冲 M1 和 M2 被成对地沿声线方向 L2 发送,...,只有强反差图像传输脉冲被发送而没有基准传输脉冲被发送。因此,帧速率不会因为基准传输脉冲的传输而衰减。然而,由于强反差图像传输脉冲 M1 和 M2 的频率受限于造影剂,利用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成的基准图像的质量受到不利影响。

[0071] 强反差图像传输脉冲 M1 和 M2 被成对地发送以便执行脉冲反相方法。即,与强反差图像传输脉冲 M1 相应的接收信号和与强反差图像传输脉冲 M2 相应的接收信号相加以便使以下成为可能:抑制关于组织等的线性响应信号以及从造影剂中有效地去掉非线性响应信号。

[0072] 将用于抽取基波分量的接收滤波器应用到与强反差图像传输脉冲 M1 相应的接收信号或者应用到与强反差图像传输脉冲 M2 相应的接收信号,由此来获得基准图像。接收滤波器可配置成宽波段。甚至可以通过对与强反差图像传输脉冲 M1 相应的接收信号和与强反差图像传输脉冲 M2 相应的接收信号执行减法,来获得基准图像。因而,这可能提高灵敏度。

[0073] 把强反差图像传输脉冲 M1 和 M2 的频率设置为例如 2MHz,使得可以适应最新开发的造影剂,例如, Sonazoid(DAIICHI 制药股份有限公司的商标)。

[0074] 图 5 是时序图,该时序图举例说明当基准传输脉冲被发送以及依据与基准传输脉冲相应的接收信号生成基准图像时的传输声压以及基准传输脉冲和强反差图像传输脉冲的传输时间。

[0075] 如以下情况:传输声压为 0.18MI 的基准传输脉冲 R 以及传输声压都为 0.2MI 的强反差图像传输脉冲 M1 和 M2 被成对地沿声线(ray)方向 L1 发送,之后,传输声压为 0.18MI 的基准传输脉冲 R 以及传输声压都为 0.2MI 的强反差图像传输脉冲 M1 和 M2 被成对地沿声线方向 L2 发送,...,基准传输脉冲以及强反差图像传输脉冲都被发送。由于基准传输脉冲 R 的频率并不受限于造影剂,依据与各个基准传输脉冲 R 相应的接收信号生成的基准图像的质量是令人满意的。然而,由于基准传输脉冲 R 的传输,帧速率降低了。

[0076] 将用于抽取基波分量的接收滤波器应用到与各个基准传输脉冲 R 相应的接收信号,由此来获得基准图像。接收滤波器可配置成宽波段。

[0077] 如果基准传输脉冲 R 的频率被设置成某频率(例如 3MHz 或更高),而该频率又高于强反差图像传输脉冲 M1 和 M2 的频率,则可以提高基准图像的分辨率。

[0078] 一种显示强反差图像和基准图像的方法,该方法包括以下变化。

[0079] (1) 只显示强反差图像。

[0080] (2) 只显示基准图像。

[0081] (3) 并排显示强反差图像和基准图像。

[0082] (4) 显示对强反差图像和基准图像进行相互重叠处理后的图像。

[0083] (5) 并排显示对强反差图像和基准图像进行相互重叠处理后的图像以及基准图像。

[0084] (6) 并排显示对强反差图像和基准图像进行相互重叠处理后的图像以及强反差图像。

[0085] (7) 并排显示对强反差图像和基准图像进行相互重叠处理后的图像,基准图像以及强反差图像。

[0086] 通过使用 LUT(查寻表)来获得对强反差图像和基准图像进行相互重叠处理后的图像的像素值,该 LUT 是输入各个基准图像的亮度值并且输出关于各个强反差图像的亮度值的 RGB 值。

[0087] 例如,如果对 LUT 的设定如下:输出与强反差图像的亮度值成比例的 R 值,输出与基准图像的亮度值成比例的 B 值,以及输出 G 值 = 0,如果各个像素中强反差图像的亮度值是低的并且基准图像的亮度值是高的,则各个像素被显示成蓝色;如果各个像素中强反差图像的亮度值是高的并且基准图像的亮度值是低的,则各个像素被显示成红色;如果各个像素中强反差图像和基准图像的亮度值都是高的,则各个像素被显示成紫色;如果各个像素中强反差图像和基准图像的亮度值都是低的,则各个像素被显示成黑色。

[0088] 根据实施例 1 的超声波诊断装置 100 具有如下效果:

[0089] (1) 当强调的是强反差图像的帧速率时,如果操作员按如下方式给出指令:使用与强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成基准图像(第一基准图像生成装置),则没有基准传输脉冲被发送,所以帧速率并不会降低。当强调的是基准图像的质量时,如果操作员按如下方式给出指令:基准传输脉冲被发送并且依据相应的接收信号生成基准图像(第二基准图像生成装置),则基准传输脉冲被发送,所以可以获得高质量的基准图像。

[0090] (2) 当不存在帧速率的余量时,可以按如下方式自动执行切换:使用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成基准图像(第一基准图像生成装置)。当存在帧速率的余量时,可以按如下方式自动执行切换:基准传输脉冲被发送并且依据相应的接收信号生成基准图像(第二基准图像生成装置)。

[0091] (3) 由于基准传输脉冲的频率是依据基准传输脉冲被发送的 FOV 自动变更,分辨率和衰减可以得到平衡。

[0092] <实施例 2>

[0093] 图 6 中的处理可以替代图 3 中的处理。

[0094] 图 6 的步骤 S11 中,如果切换按照以下方式完成:基准图像采用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成,则处理终止。如果切换按照以下方式完成:各个基准传输脉冲被发送,则切换处理转至步骤 S12。

[0095] 如果 FOV 大于或等于在步骤 S12 预置的深度(例如 5cm),则切换处理转至步骤 S13。如果 FOV 小于预先设置的深度,则切换处理转至步骤 S14。

[0096] 在步骤 S13, 各个基准传输脉冲的运行波长被设置为 2 倍波长 (脉冲序列的数目假定为 2)。处理终止。

[0097] 在步骤 S14, 各个基准传输脉冲的运行波长被设置为与波长相等 (脉冲序列的数目假定为 1)。处理终止。

[0098] 在实施例 2 中, 由于运行波长是依据基准传输脉冲被发送的 FOV 自动变更的, 所以图像质量和帧速率可以得到平衡。

[0099] < 实施例 3 >

[0100] 图 7 中的处理可以替代图 3 中的处理。

[0101] 图 7 的步骤 S11 中, 如果切换按照以下方式完成: 基准图像采用与各个强反差图像传输脉冲相应的接收信号生成, 则处理终止。如果切换按照以下方式完成: 各个基准传输脉冲被发送, 则切换处理转至步骤 S12。

[0102] 如果 FOV 大于或等于在步骤 S12 预置的深度 (例如 5cm), 则切换处理转至步骤 S13。如果 FOV 小于预先设置的深度, 则切换处理转至步骤 S14。

[0103] 在步骤 S13, 各个基准传输脉冲的传输 f 值被设置为 2。处理终止。

[0104] 在步骤 S14, 各个基准传输脉冲的传输 f 值被设置为 1。处理终止。

[0105] 在实施例 3 中, 由于 f 值是依据基准传输脉冲被发送的 FOV 自动变更的, 所以分辨率和模糊可以得到平衡。

[0106] 在不背离本发明的精神和范围的情况下, 可以对本发明的实施例作出各种变化。因此, 本说明书中的具体实施例应被视为示例性的而不是限制性的, 本发明的实际范围仅由权利要求来限定。

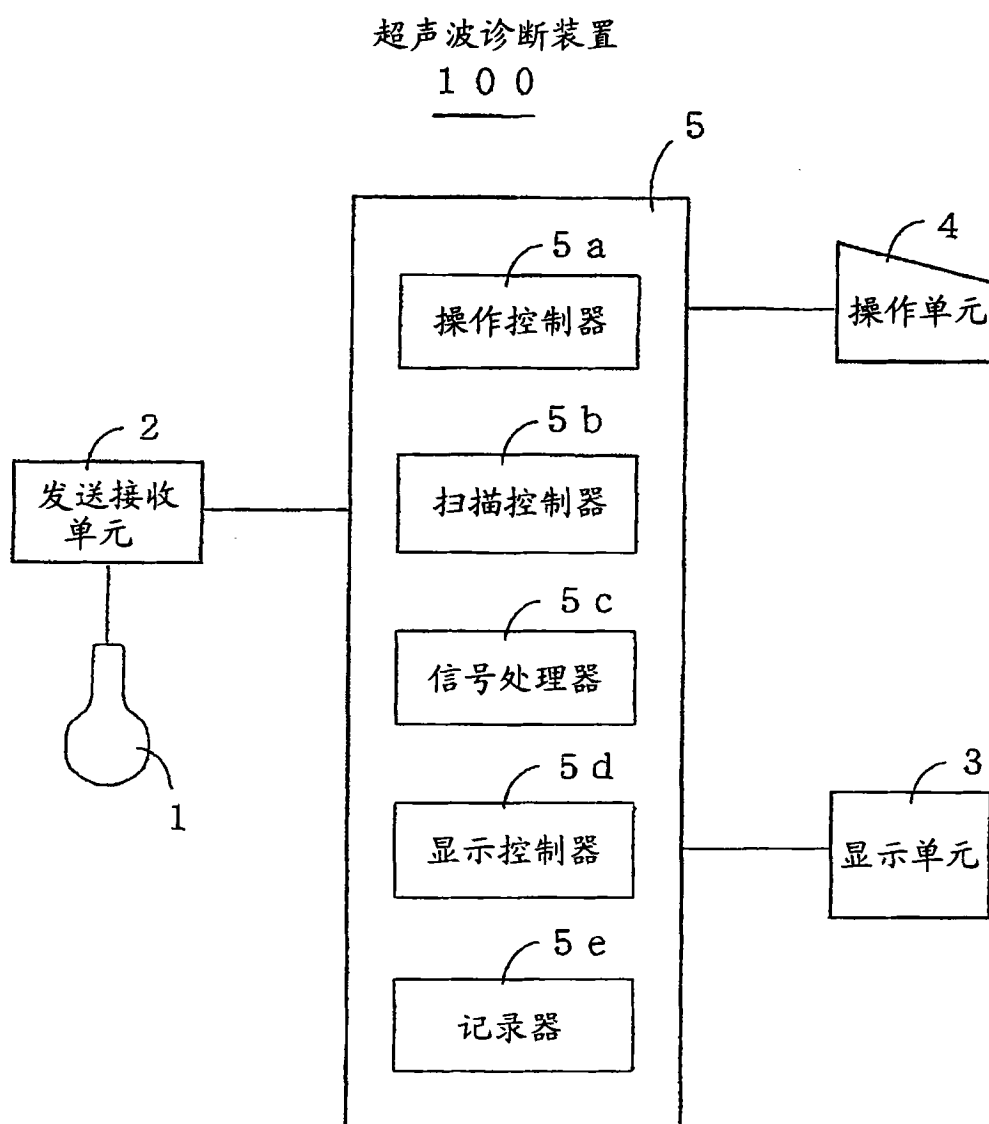


图 1

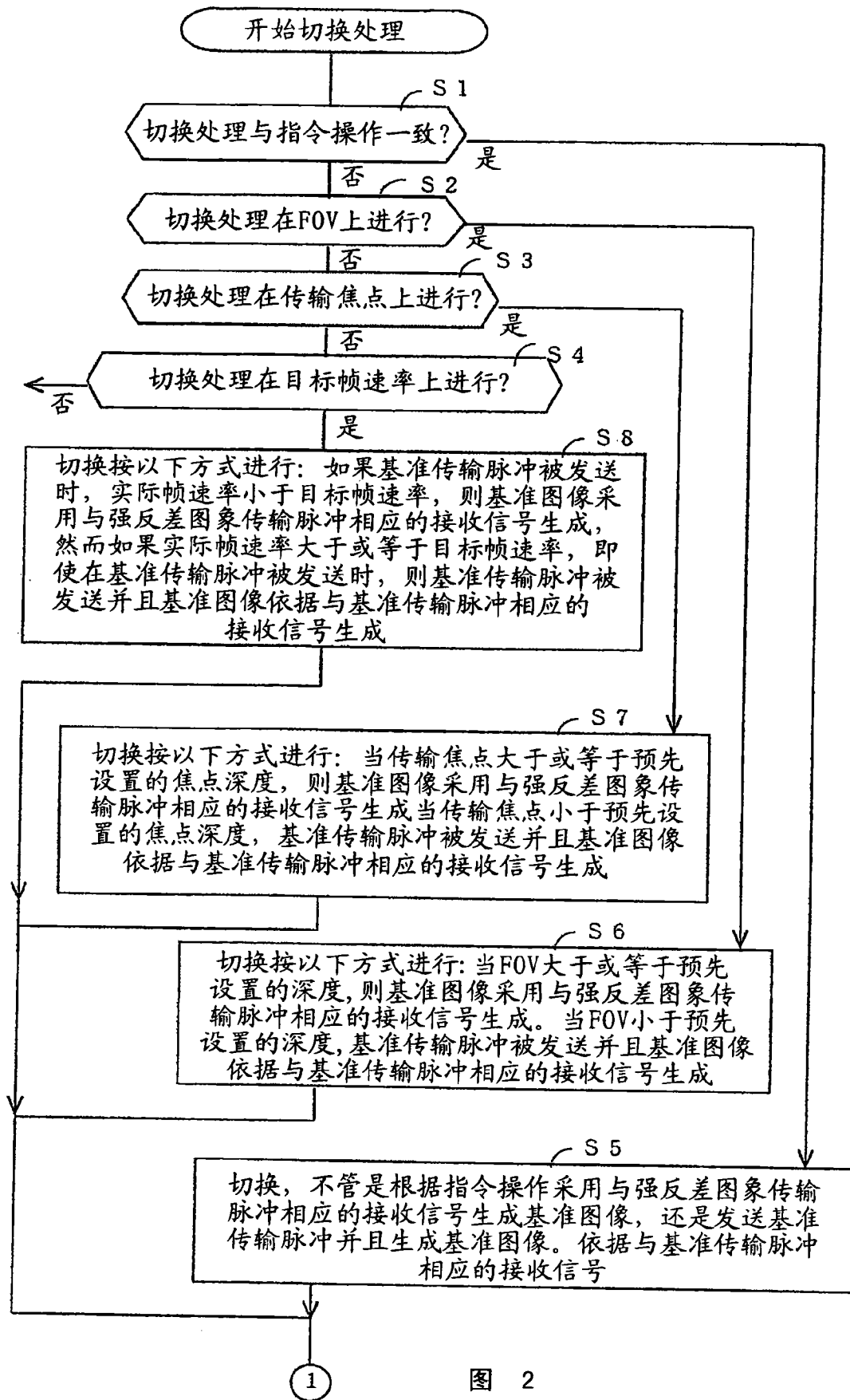


图 2

图 2

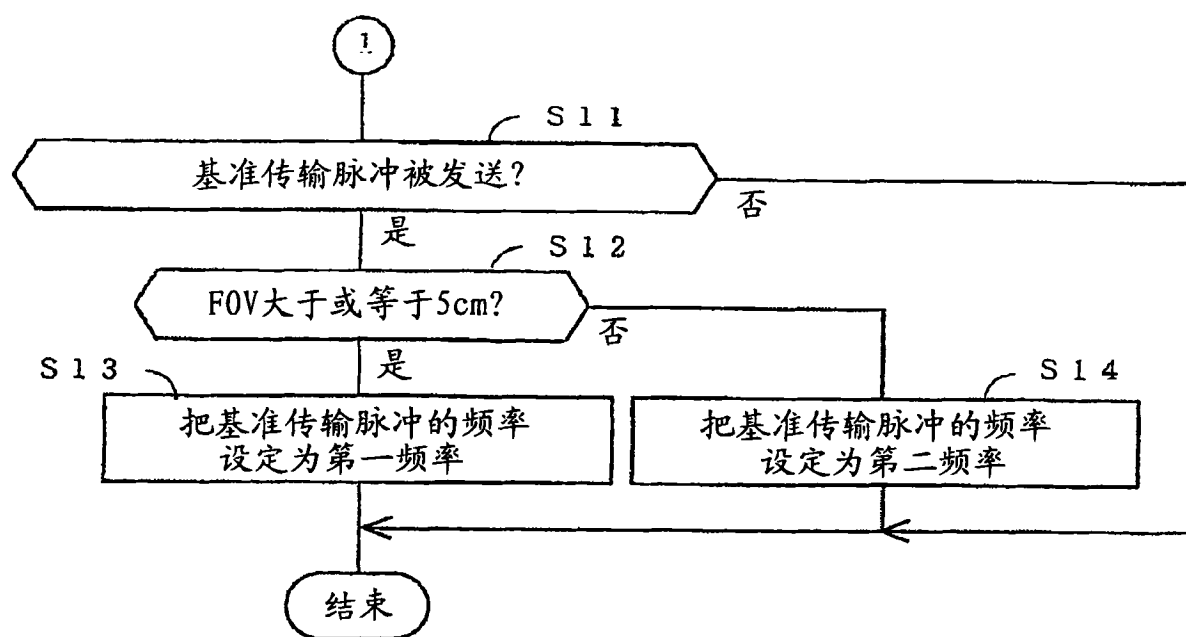


图 3

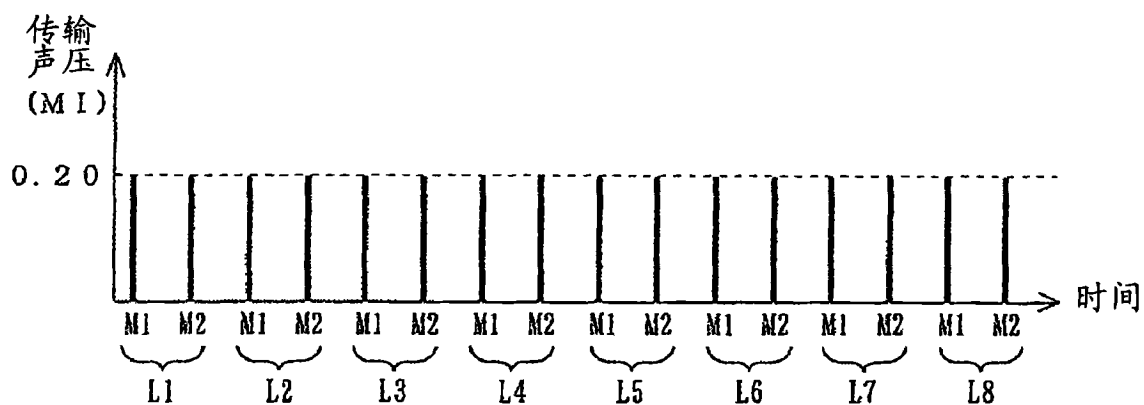


图 4

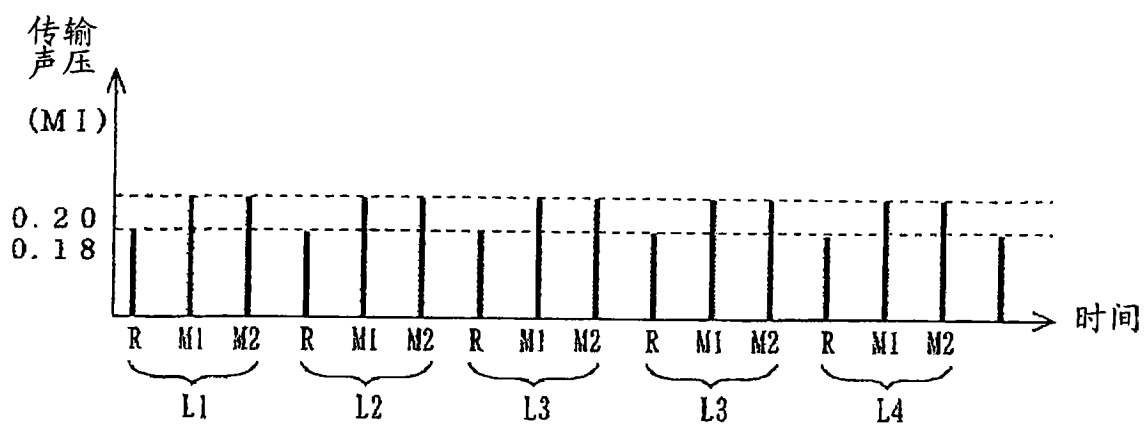


图 5

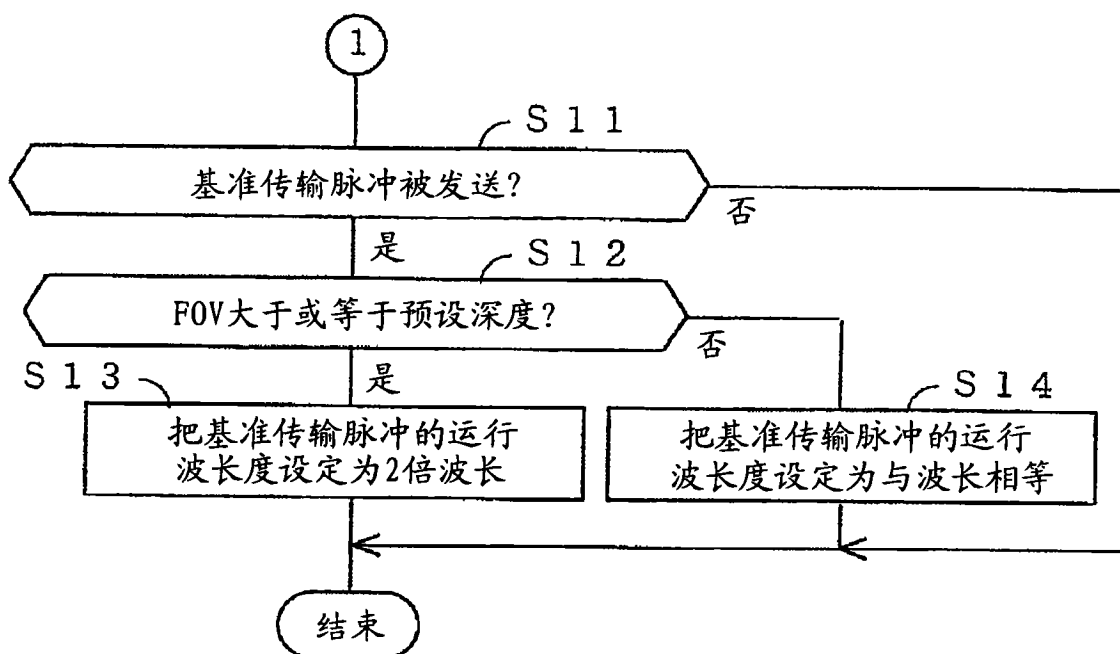


图 6

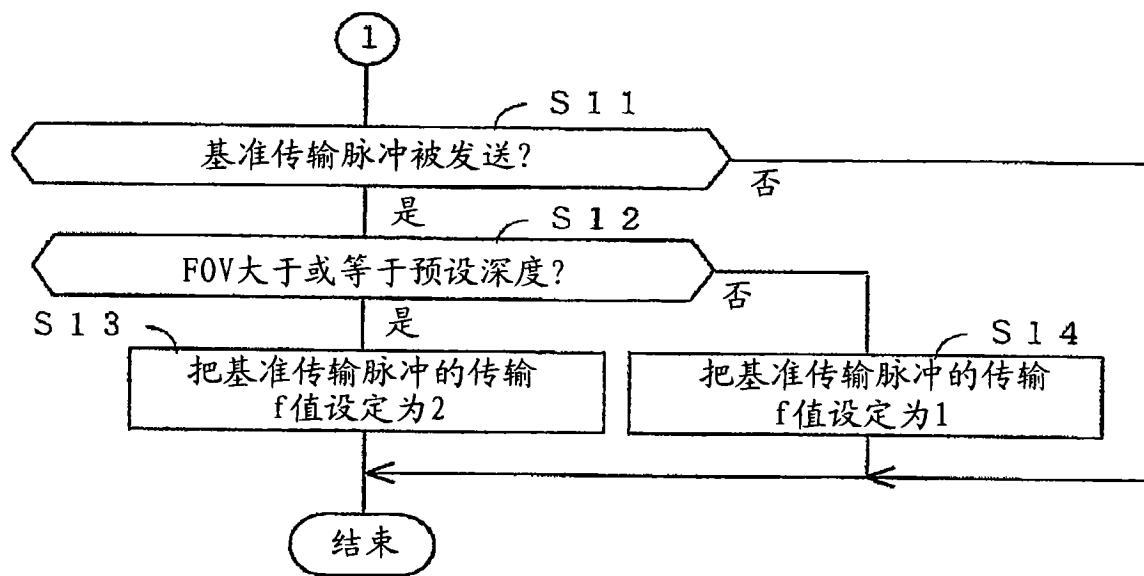


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波成像方法		
公开(公告)号	CN101371793B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200810214221.3	申请日	2008-08-21
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	加藤生 齐藤考则		
发明人	加藤生 齐藤考则		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/469 G01S15/8952 A61B8/00 G01S7/52046 A61B8/463 G01S15/102		
代理人(译)	王岳 刘春元		
审查员(译)	沉显华		
优先权	2007214774 2007-08-21 JP		
其他公开文献	CN101371793A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置和超声波成像方法。一种超声波诊断装置，包括：强反差图象生成装置，依据与强反差图象传输脉冲相应的接收信号，该强反差图象生成装置发送各个强反差图象传输脉冲并创建强反差图象；第一基准图象生成装置，该第一基准图象生成装置使用与强反差图象传输脉冲相应的接收信号生成基准图象；第二基准图象生成装置，依据与基准传输脉冲相应的接收信号，该第二基准图象生成装置发送与强反差图象传输脉冲的频率不同的基准传输脉冲并生成基准图象；切换装置，该切换装置选择第一基准图象生成装置和第二基准图象生成装置的其中之一并且激活选中的那个；以及图像显示装置，该图像显示装置用并排或者重叠的形式显示强反差图象和基准图象。

