



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101849840 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 06

(21) 申请号 201010158117. 4

(22) 申请日 2010. 03. 31

(30) 优先权数据

2009-085883 2009. 03. 31 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 金山侑子 神山直久

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

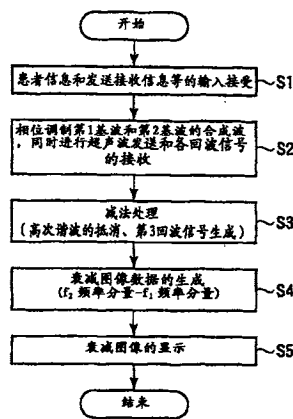
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波图像生成方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置以及超声波图像生成方法。采用合成了中心频率 f1 的基波和中心频率 f2 的基波的合成波, 针对各扫描线一边进行相位调制一边进行至少二次以上发送, 针对各扫描线接收与各发送相对应的回波信号。采用分别与这样取得的至少二次以上的发送相对应的回波信号, 通过针对各扫描线在回波信号之间进行减法处理, 提取高次谐波分量被抵消后的回波信号, 采用该提取出的回波信号中包含的 f1 频率分量、f2 频率分量, 针对扫描剖面的各位置计算信号强度的差 (或者在对数压缩前的情况下是信号强度的比)。进而, 采用计算出的信号强度的差, 生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示该信号强度的差的衰减图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

发送单元,将合成超声波针对被检体内的多个方向中的各个方向,使相位发生调制并且至少发送二次,该合成超声波至少合成了具有第1中心频率的第1超声波和具有与上述第1中心频率不同的第2中心频率的第2超声波;

超声波接收单元,从该被检体针对上述多个方向中的各个方向,接收分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号;

信号提取单元,针对上述多个方向中的各个方向,通过在分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号之间进行减法处理来抵消高次谐波之后,提取出与上述第1超声波相对应的第1回波信号和与上述第2超声波相对应的第2回波信号;

图像生成单元,采用上述第1回波信号和上述第2回波信号,生成表示在上述被检体内传播的超声波的衰减的衰减图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元通过采用了上述第1回波信号和上述第2回波信号的减法处理生成第3回波信号,

采用上述第3回波信号生成上述衰减图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

执行对上述第1回波信号在上述被检体内的衰减进行校正的第1校正处理,

通过对上述第2回波信号进行上述第1校正处理,生成上述衰减图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

显示单元,以规定的方式显示采用上述第1回波信号或者上述第2回波信号生成的表示上述被检体的组织结构的超声波图像和上述衰减图像。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元通过根据衰减的程度分配颜色来彩色显示上述衰减图像。

6. 一种超声波图像生成方法,是利用超声波诊断装置来执行的超声波图像生成方法,其特征在于,包括:

将合成超声波针对被检体内的多个方向中的各个方向,使相位发生调制并且至少发送二次,该合成超声波至少合成了具有第1中心频率的第1超声波和具有与上述第1中心频率不同的第2中心频率的第2超声波;

从该被检体针对上述多个方向中的各个方向,接收分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号;

针对上述多个方向中的各个方向,通过在分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号之间进行减法处理来抵消高次谐波之后,提取出与上述第1超声波相对应的第1回波信号和与上述第2超声波相对应的第2回波信号;

采用上述第1回波信号和上述第2回波信号,生成表示在上述被检体内传播的超声波的衰减的衰减图像。

7. 根据权利要求6所述的超声波图像生成方法,其特征在于:

在上述图像生成中,通过采用了上述第1回波信号和上述第2回波信号的减法处理生成第3回波信号,

采用上述第3回波信号生成上述衰减图像。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波图像生成方法,其特征在于:

在上述图像生成中,执行对上述第 1 回波信号在上述被检体内的衰减进行校正的第 1 校正处理,

通过对上述第 2 回波信号进行上述第 1 校正处理,生成上述衰减图像。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波图像生成方法,其特征在于,还包括:

以规定的方式显示采用上述第 1 回波信号或者上述第 2 回波信号生成的表示上述被检体的组织结构的超声波图像和上述衰减图像。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波图像生成方法,其特征在于:

在上述显示中,通过根据衰减的程度分配颜色来彩色显示上述衰减图像。

## 超声波诊断装置以及超声波图像生成方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及扫描生物体内而对脏器的断层图像进行图像化并对疾病等进行诊断的超声波诊断装置以及超声波图像生成方法。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置是显示生物体内信息的图像的装置,与 X 射线或 CT 诊断装置等其他的图像诊断装置相比,作为价格便宜且无辐射、非侵袭性地进行实时观测用的有用的装置被利用。超声波诊断装置的适用范围广,适用于从心脏等循环器官至肝脏、肾脏等腹部、末梢血管、妇产科、乳腺癌的诊断等。

[0003] 作为超声波诊断的对象被检体为生物体,生物体的组织具有固有的衰减特性。被发送到被检体的超声波一边衰减一边在生物体内传播,但是如果该衰减量大的话,会发生在途中无法接收到充足的回波信号的现象。并且,一般而言,回波信号强度由于衰减越往深部变得越小。因此,现在的超声波诊断装置大多情况下搭载有根据深度使增益变化的 STC(Sensitivity Time Control 灵敏度时间控制)的功能。进而,近几年,自动调整该 STC 的功能也在普及。这是对每个接收信号强度的深度(或者横方向)进行分析,以使接收信号变为一定的方式针对每个深度计算出系数的技术。

[0004] 如果由生物体衰减引起的回波信号的减弱变大的话,能够发生成为阻碍诊断信息的获得的主要原因的情况。然而,在这一方面,通过观察回波信号的减弱的情况而经常进行生物体组织的特征的观测。如果例如以肝脏为例,则可以推测出回波信号极端地减少的被检体的肝脏中包含了脂肪滴,是脂肪肝。有时肝硬化的情况也会出现同样的结果。

[0005] 但是,衰减特性还依赖于频率。因此,如果使用不同的发送接收频率的话,信号减弱的情况也将发生变化。当然,无论通过手动或者自动使 STC 发生变化,每个深度的亮度等级都发生变化。根据这些事情,认为在超声波图像诊断装置中最终取得的超声波图像数据受到生物体衰减以及 STC 对信号处理的影响。因此,一般来讲,只采用使用了显示图像的亮度变化,定量性地评价回波信号的衰减是困难的。该显示图像是使用超声波诊断装置所取得的。进而,在近几年的超声波诊断装置中,信号接收灵敏度飞跃性地提高,在几乎整个被检体中能够取得足够的视野深度。因此,操作者无法积极地察觉衰减的程度。

[0006] 为了解决这些问题,提出几个技术。例如在日本特开平 3-24868 号公报中公开了将频带不同的超声波脉冲向同一个方向分 2 次进行发送接收。该技术是因为生物体衰减量根据频率而不同,所以通过比较 2 个脉冲的衰减量可以类推介质的衰减常数。另外,在日本特开平 3-24868 号公报中公开了通过向同一个方向只进行一次的发送接收、提取出接收信号中包含的 2 个不同的频带分量、对那些各信号进行加权相加来对以往的断层图像附加衰减信息的技术。该技术为通过 1 次的发送接收就能够实现的简便的方法。

[0007] 如以上所述那样,以往的方法是利用频率越高则由超声波传播引起的衰减量就变得越大这一情况。然而,以往的方法因为没有考虑由传播引起的高次谐波的发生现象,所以无法准确并且简单地取得超声波的衰减量作为有效的诊断信息。

[0008] 即、发送至生物体内的超声波脉冲在传播的过程中波形发生失真,脉冲波形的高次谐波分量逐渐被增强。根据在该生物体内发生相当多的高次谐波分量增强的事实,暗示出单纯进行 2 个频率分量的比较是困难的。原因是某些频率分量在生物体内传播的过程中因生物体衰减而减弱,而另一方面因由其二分之一的频率分量产生的组织谐波而被增强。这样即使比较 2 个不同的频率分量,也难以推定准确的衰减量。

[0009] 另外,近几年正在开发着眼于在上述的生物体传播的过程中产生高次谐波的现象的影像化方法。这个被称为组织谐波成像 (THI :TissueHarmonic Imaging),只提取出由传播引起的高次谐波分量并将其影像化,取得对比度分辨率和空间分辨率优秀的超声波图像。

## 发明内容

[0010] 本发明是鉴于上述情况而被完成的,其目的在于:提供一种能够消除高次谐波分量的影响,恰当地评价在被检体内传播的超声波的衰减量的超声波诊断装置以及超声波图像生成方法。

[0011] 根据本发明的一种技术方案,提供一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

[0012] 发送单元,将合成超声波针对被检体内的多个方向中的各个方向,使相位发生调制并且至少发送二次,该合成超声波至少合成了具有第 1 中心频率的第 1 超声波和具有与上述第 1 中心频率不同的第 2 中心频率的第 2 超声波;

[0013] 超声波接收单元,从该被检体针对上述多个方向中的各个方向,接收分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号;

[0014] 信号提取单元,针对上述多个方向中的各个方向,通过在分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号之间进行减法处理来抵消高次谐波之后,提取出与上述第 1 超声波相对应的第 1 回波信号和与上述第 2 超声波相对应的第 2 回波信号;

[0015] 图像生成单元,采用上述第 1 回波信号和上述第 2 回波信号,生成表示在上述被检体内传播的超声波的衰减的衰减图像。

[0016] 根据本发明的另外一种技术方案,提供一种超声波图像生成方法,是利用超声波诊断装置来执行的超声波图像生成方法,其特征在于,包括:

[0017] 将合成超声波针对被检体内的多个方向中的各个方向,使相位发生调制并且至少发送二次,该合成超声波至少合成了具有第 1 中心频率的第 1 超声波和具有与上述第 1 中心频率不同的第 2 中心频率的第 2 超声波;

[0018] 从该被检体针对上述多个方向中的各个方向,接收分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号;

[0019] 针对上述多个方向中的各个方向,通过在分别与上述至少二次的发送相对应的回波信号之间进行减法处理来抵消高次谐波之后,提取出与上述第 1 超声波相对应的第 1 回波信号和与上述第 2 超声波相对应的第 2 回波信号;

[0020] 采用上述第 1 回波信号和上述第 2 回波信号,生成表示在上述被检体内传播的超声波的衰减的衰减图像。

## 附图说明

- [0021] 图 1 为示出与第 1 实施方式有关的超声波诊断装置的框图结构的图。
- [0022] 图 2 为示出与第 1 实施方式有关的衰减图像生成处理的流程的流程图。
- [0023] 图 3A、图 3B 为用于说明以往的超声波发送接收的图。
- [0024] 图 4A、图 4B 为用于说明步骤 S2 中第 1 基波和第 2 基波的合成波的图。
- [0025] 图 5 为用于通过具体的实测例子来说明步骤 S3 的减法运算的效果的图。
- [0026] 图 6 为示意性地示出进行步骤 S3 的减法处理时和不进行该减法处理时的同深度的回波信号的频谱的差的图。
- [0027] 图 7 为示出衰减图像的显示方式的一个例子的图。
- [0028] 图 8 为示出第 1、第 2、第 3 超声波图像 71 中的某一个和衰减图像 72 的并列显示的一个例子的图。
- [0029] 图 9 为示出彩色显示衰减图像时所采用的彩色比例尺的一个例子的图。
- [0030] 图 10 为示出与第 2 实施方式有关的衰减图像生成处理的流程的流程图。
- [0031] 图 11A、图 11B 为示出步骤 S14 中 f1 衰减校正前后的 f1 频率分量、f2 频率分量的例子的图。

## 具体实施方式

[0032] 以下,参照附图说明本发明的第 1 实施方式和第 2 实施方式。另外,在以下说明中,对具有大致相同功能以及结构的结构要素附加同一个符号,重复说明只在需要的情况下进行。

[0033] (第 1 实施方式)

[0034] 图 1 为示出与本实施方式有关的超声波诊断装置的框图结构的图。如该图所示那样,本超声波诊断装置主体 11 具备:超声波探头 12、输入装置 13、显示器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成单元 27、控制处理器 28、存储单元 29、其他接口单元 30。装置主体 11 中内置的超声波发送单元 21 以及接收单元 22 等有时是由集成电路等硬件构成,但也有时是软件上被模块化的软件程序。以下,针对各自的结构要素的功能进行说明。

[0035] 超声波探头 12 根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号产生超声波,具备将来自被检体的反射波变换成电信号的多个超声波振子、在该压电振子上设置的匹配层、以及防止超声波从该压电振子向后方传播的背衬材料等。如果从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射,作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅,依赖于发生反射的不连续面上的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲,在移动着的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波,由于多普勒效应而依赖移动体的超声波发送方向的速度分量,发生频移。

[0036] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具备:用于将来自操作员的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体 11 中的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。

[0037] 监视器 14 根据来自图像生成单元 25 的视频信号,将表示生物体内的形态学信息的图像、表示血流信息的图像、后述的衰减图像等显示出来。

[0038] 超声波发送单元 21 具备脉冲发生器 21A、发送延迟部 21B 及脉冲装置 21C。在脉

冲发生器 21A 中,以规定的速率频率  $f_r$  Hz (周期 ; $1/f_r$  秒) 反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,在发送延迟部 21B 中,将按照每个通道将超声波会聚成束状并决定发送指向性而所需的延迟时间提供给各速率脉冲。脉冲装置 21C 在基于该速率脉冲的定时,向探头 12 施加驱动脉冲。

[0039] 超声波接收单元 22 具备前置放大器 22A、A/D 变换器 (未图示)、接收延迟部 22B 及加法器 22C 等。在前置放大器 22A 中将通过探头 12 取入的回波信号按照每个通道进行放大。在接收延迟部 22B 中,对被放大的回波信号提供决定接收指向性所需的延迟时间。然后,在加法器 22C 中进行加法处理。通过该加法,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,利用接收指向性和发送指向性,形成超声波发送接收的综合波束。另外,超声波接收单元 22 执行后述的减法处理,提取出消除了高次谐波的影响的基波分量。

[0040] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接受回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,生成通过亮度的明暗来表现信号强度的数据。虽然未图示,但在 B 模式处理单元 23 中具备暂时性地存储回波信号的线存储器,能够进行任意的 2 个回波信号的加法、减法处理。来自 B 模式处理单元 23 的输出被发送到图像生成单元 25,在监视器 14 上作为通过亮度表示反射波强度的 B 模式图像显示出来。另外,B 模式处理单元 23 执行后述的差分处理等,生成衰减图像数据。

[0041] 多普勒处理单元 24 根据从接收单元 22 接收到的回波信号,对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量,并对多点求出平均速度、方差、能量等血流信息。所得到的血流信息被发送至图像生成单元 25,并且被作为平均速度图像、分散图像、能量图像、这些的组合图像在监视器 14 上彩色显示出来。

[0042] 图像生成单元 25 将超声波扫描的扫描线信号列变换成以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列,生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成单元 25 搭载有保存图像数据的存储器,例如诊断之后操作者能够调出检查中所记录的图像。另外,进入该图像生成单元 25 之前的数据,被称作“原始数据”。

[0043] 图像存储器 26 由保存从图像生成单元 25 接收到的图像数据的存储器构成。该图像数据在例如诊断之后操作者可以调出,也可以作为静止图像或者使用多张作为动画进行再生。并且,根据需要,图像存储器 26 存储:紧接超声波接收单元 22 之后的输出信号 (RF (Radio Frequency 射频) 信号)、通过接收单元 22 后的图像亮度信号、其他的原始数据、经由网络取得的图像数据等。

[0044] 控制处理器 28 为具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作的控制单元。控制处理器 28 从存储单元 29 读出用于执行后述的衰减图像生成功能等的控制程序,并执行与各种处理相关的运算和控制等。

[0045] 存储单元 29 保存着:后述的扫描序列、用于执行图像生成和显示处理的控制程序、诊断信息 (患者 ID、医师的意见等)、诊断协议 (protocol)、发送接收条件、用于实现后述的衰减图像生成功能的程序、以及其他数据组。另外,根据需要,也被使用于图像存储器 26 中的图像的保存等。存储单元 29 的数据可以经由接口单元 30 传输至外部周边装置。

[0046] 接口单元 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置 (未图示) 有关的接口。由该装置取得的超声波图像等的的数据、分析结果等,可以由接口单元 30 通过网络传输至其他装置。

[0047] (衰减图像生成功能)

[0048] 其次,针对与本实施方式有关的超声波诊断装置 1 具备的衰减图像生成功能进行说明。该功能是采用合成中心频率不同的至少 2 个基波的合成波,针对各扫描线一边进行相位调制(phase modulation)一边进行两次以上发送,针对各扫描线接收与各发送相对应的回波信号。采用分别与这样取得的至少两次以上的发送相对应的回波信号,通过针对各扫描线在回波信号之间进行减法处理,提取出高次谐波分量抵消了的回波信号,采用该提取出的回波信号生成表示在被检体内传播的超声波的衰减的图像(衰减图像)。

[0049] 图 2 为示出依照与本实施方式有关的衰减图像生成功能的处理(衰减图像生成功能)的流程的流程图。针对各步骤的处理的内容进行以下说明。

[0050] [患者信息和发送接收条件等的输入接受:步骤 S1]

[0051] 首先,控制处理器 28 经由输入装置 13 接受患者信息、发送条件和接收条件(发送接收条件)等的输入。在此,特别是输入像发送在较高频带包含多个频率分量的超声波脉冲那样的发送条件、在进行各扫描线上执行的相位调制同时的多次的超声波发送接收次数等。另外,在本实施方式中,为了具体说明,在进行各扫描线上执行的相位调制同时的超声波发送接收次数设为两次。然而,不仅仅拘泥于该例,操作者可以输入任意多次。

[0052] [进行相位调制同时的超声波发送接收:步骤 S2]

[0053] 其次,控制处理器 28 为了执行依照在步骤 S1 中输入的发送条件的超声波发送,控制超声波发送单元 21。从超声波发送单元 21 发送的超声波脉冲是为了良好地分析后述的衰减量的、在较宽频带上包含了多个频率分量的脉冲。例如,与具有将图 3A 所示那样的以往型的单一频率作为基本的波形的超声波脉冲相比,本步骤 S2 中发送的超声波脉冲波形采用如图 4A 所示那样的对 2 个不同的中心频率  $f_1$ 、 $f_2$  ( $f_1 < f_2$ ) 的基波进行线性相加(合成)所得到的合成超声波脉冲。根据具有这样波形的超声波脉冲,被发送的超声波脉冲的频带成为具有像具有宽频带的图 4B 那样的频谱的频带。另一方面,以往型的频带如图 3B 所示那样,为具有比在本步骤 S2 中采用的频带还狭窄的频带的频谱。超声波发送单元 21 为了波形的极性在第 1 次和第 2 次为反转(正负相反)而进行相位调制(即,使相位调制 180 度)上述的合成超声波脉冲,同时针对各扫描线进行两次超声波发送。

[0054] 另外,在本实施方式中,以采用对 2 个不同的中心频率  $f_1$ 、 $f_2$  的基波进行线性相加(合成)所得到的合成超声波脉冲的情况为例。然而,合成超声波脉冲不仅仅拘泥于该例,也可以通过对 3 个以上不同的中心频率的基波进行线性相加(合成)来生成。

[0055] [减法处理( $f_1$  频率分量、 $f_2$  频率分量的提取):步骤 S3]

[0056] 超声波接收单元 22 针对各扫描线在分别规定的定时接收与第 1 次的发送超声波相对应的回波信号(第 1 回波信号)和与第 2 次的发送超声波相对应的回波信号(第 2 回波信号),并且从一方减去另一方(例如从第 1 回波信号减去第 2 回波信号)。通过该减法处理抵消掉高次谐波,而且生成通过减法强调提取出  $f_1$  频率分量、 $f_2$  频率分量的回波信号(第 3 回波信号)。

[0057] 在本实施方式中,对由波形正负反转的 2 个脉冲产生的回波信号进行减法运算。这是特别为了消除由传播中的波形失真引起的高次谐波分量的生成的影响。即,在例如图 3A 所示的以往的超声波的发送接收中,在生物体内的传播中,中心频率  $f_1$  的基波的高次谐波分量在  $f_2$  的频带生成。由于非线性失真是随着传播而蓄积的,所以随着距离变远蓄积量

就越多。由此,  $f_2$  频率分量变为基于生物体衰减而发生的减少和根据高次谐波分量的蓄积而发生的增加混在一起的情况, 无法反映准确的衰减量。

[0058] 另一方面, 根据本步骤 S2 的减法得到的第 3 回波信号成为抵消掉由生物体内传播引起的 2 次高次谐波分量, 只残留下基波分量的回波信号。由此, 能够有效地提取出由生物体衰减引起的效果。

[0059] 图 5 表示与本步骤 S2 的减法相关的具体的实测例子。在该图中, 关于来自于具有 0.5dB/cm/MHz 的衰减的人体模型 (phantom) 的回波信号, 提取出 2MHz 频带分量和 4MHz 频带分量, 对每个观测深度运算其比值。与第 3 回波信号相当的通过运算得到的结果 55 观测出根据深度大致均匀 (直线的) 的增加, 衰减量成为与根据人体模型的标称值计算出的值大致相等的值。另一方面, 知道与以往的回波信号相当的结果 56 虽然随着进入深部, 信号比增加, 但是其增加的程度比第 3 回波信号的结果 55 小, 高次谐波的产生造成影响。

[0060] 另外, 当对由于波形正负反转的 2 个脉冲产生的回波信号进行加法运算, 发送超声波中所包含的基波信号被消除, 只提取出根据生物体内传播中的失真产生的非线性分量。该方法在组织谐波成像 (THI) 法中被广泛利用。

[0061] [ 衰减图像数据的生成 : 步骤 S4 ]

[0062] 其次, B 模式处理单元 23 使用 2 种以上的带通型滤波器, 从第 3 回波信号中提取  $f_1$  频率分量、 $f_2$  频率分量。并且, B 模式处理单元 23 采用提取出的  $f_1$  频率分量、 $f_2$  频率分量, 针对扫描剖面的各位置计算信号强度的差 (或者在对数压缩前的情况下是信号强度的比)。进而, 采用计算出的信号强度的差, 生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示该信号强度的差的图像数据 (衰减图像数据)。

[0063] 另外, 在本实施方式中, 以采用合成了  $f_1$  频率分量、 $f_2$  频率分量的合成超声波脉冲来进行超声波发送的情况为例子。然而, 在发送基于 3 种以上的频率分量的合成超声波脉冲, 采用从由此接收到的各回波信号得到的第 3 回波信号的情况下, 该信号差的计算可以利用通过不同的组合得到的信号比的平均值等。并且, 信号差既可以通过对数变换前的 RF 信号的除法取得, 也可以通过对数变换后的差分运算求出。

[0064] [ 衰减图像的显示 : 步骤 S5 ]

[0065] 其次, 图像生成单元 25 采用 B 模式处理单元 23 取得的衰减图像数据生成衰减图像。将生成后的衰减图像在图像合成单元 27 中与规定的信息合成, 并在监视器 14 上以规定的方式显示出来。

[0066] 在此, 说明衰减图像的特性。首先, 作为基本的原理, 频率越高, 在生物体内传播的回波信号的衰减量越大。因此, 例如图 6 中像 51 那样显示在近距离区域 (即, 离被检体表面近的区域) 中的某位置上的回波信号的频谱时, 能够像 52 那样示意性地显示在远距离区域 (即, 离被检体表面深的区域) 中的某位置上的回波信号的频谱。即, 因为高频带  $f_2$  的衰减量比低频带  $f_1$  大, 所以如果运算  $f_1$  频带和  $f_2$  频带的信号强度差, 则能够预测到在近距离部分差变小, 在远距离部分差变大。换言之, 图 6 与图 5 相对应, 在执行步骤 S3 的减法处理的情况下, 能够像图 6 的 52 所示那样准确地判定高次频波的衰减。另一方面, 在不进行步骤 S3 的减法处理的情况下, 则像图 6 的 51 所示那样过大评价了高次频波。因此, 根据采用作为  $f_1$  频率分量和  $f_2$  频率分量的差的衰减图像数据所生成的衰减图像, 能够以例如越深就变得越暗那样的形态来视觉化根据深度的超声波的衰减状况。另外, 当然衰减图像

依赖于生物体衰减的大小。因此,如果是像水那样衰减小的介质时,则  $f_1$  和  $f_2$  的差不管深度如何都几乎相同。

[0067] 图 7 为表示衰减图像的显示方式的一个例子的图。在该图的例子中,表示差的程度的比例尺 54 与衰减图像 53 一起被显示出来(在此,像频率  $f_2$  的超声波的衰减量越来越大、颜色越变浓那样来设定)。

[0068] 并且,图像生成单元 25 通过分别采用在 B 模式处理单元 23 中处理后的第 1 回波信号、第 2 回波信号,能够生成与中心频率  $f_1$  的基波相对应的第 1 超声波图像、与中心频率  $f_2$  的基波相对应的第 2 超声波图像。进而,采用对在 B 模式处理单元 23 中处理后的第 1 回波信号、第 2 回波信号进行加法运算的加法回波信号,也能够生成包含  $f_1$  频率分量和  $f_2$  频率分量的双方分量的第 3 超声波图像。这些超声波图像能够单独或者与衰减图像一起以规定的方式来显示。

[0069] 图 8 为示出第 1、第 2、第 3 超声波图像 71 中的某一个和衰减图像 72 的并列显示的一个例子的图。一般而言,校正衰减后的 B 模式断层图像适合于观察组织结构。因此,根据图 8 所示的显示方式,能够使用通常的超声波图像 71 对组织结构进行容易且迅速地观察,使用衰减图像 72 对与深度相对应的超声波的衰减情况进行容易且迅速地观察。

[0070] 另外,由于衰减图像希望更加强调显示衰减的情况,所以能够进行依赖于衰减量的彩色显示(即,根据衰减的程度分配颜色的显示)。在该情况下,优选同时显示表示如图 9 所示那样的衰减量和颜色的对应关系的彩色比例尺。在该彩色比例尺中,为了显示更定量性的信息,而还能够表示运算结果的数值。进而,不拘泥于该例,也可以重叠显示第 1、第 2、第 3 超声波图像的某一个和衰减图像。

[0071] (效果)

[0072] 根据如上所述的结构,能够得到以下的效果。

[0073] 根据本超声波诊断装置,采用合成中心频率  $f_1$  的基波和中心频率  $f_2$  的基波的合成波,针对各扫描线一边进行相位调制一边进行至少二次以上发送,针对各扫描线接收与各发送相对应的回波信号。采用分别与如此取得的至少二次以上的发送相对应的回波信号,通过针对各扫描线在回波信号之间进行减法处理,提取高次谐波分量被抵消后的回波信号,采用该提取出的回波信号中包含的  $f_1$  频率分量、 $f_2$  频率分量,针对扫描剖面的各位置,计算信号强度的差(或者在对数压缩前的情况下是信号强度的比)。进而,采用计算出的信号强度的差,生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示该信号强度的差的衰减图像。因此,能够生成消除了高次谐波的衰减图像,能够简便地进行例如肝脏内脂肪化的程度或者乳房脂肪组织和乳腺的比率等的评价。

[0074] 并且,能够以并列显示、重叠显示等期望的方式显示通常的超声波图像和衰减图像。因此,在图像观察时,能够使用通常的超声波图像对组织结构进行容易且迅速地观察,使用衰减图像对与深度相对应的超声波的衰减情况进行容易且迅速地观察。进而,能够进行根据衰减的程度的彩色显示,能够提供视认性高的衰减图像。

[0075] (第 2 实施方式)

[0076] 其次,说明本发明的第 2 实施方式。在与本发明有关的超声波诊断装置中,采用根据与第 1 实施方式相同的超声波发送接收取得的回波信号,通过针对各扫描线在回波信号之间进行减法处理,提取高次谐波分量被抵消后的回波信号。采用该提取出的回波信号,例

如通过对采用了 f2 频率分量的超声波图像也来执行对采用了 f1 频率分量的超声波图像所执行的衰减校正（或者通过对采用了 f1 频率分量的超声波图像也来执行对采用了 f2 频率分量的超声波图像所执行的衰减校正），生成衰减图像。另外，在以下中，为了具体地进行说明，以对采用了 f2 频率分量的超声波图像也来执行对采用了 f1 频率分量的超声波图像所执行的 f1 衰减校正的情况为例进行说明。

[0077] 图 10 为示出与第 2 实施方式有关的衰减图像生成处理的流程的流程图。针对各步骤的处理的内容进行以下说明。另外，由于该图中步骤 S11 ~ 步骤 S13 的各处理与图 2 中所示的步骤 S1 ~ 步骤 S3 的各处理是实质上相同的，所以以下针对步骤 S14 ~ 步骤 S16 的各处理的内容进行说明。

[0078] [与 f1 频率分量对应的 f1 衰减校正：步骤 S14]

[0079] 其次，B 模式处理单元 23 使用 2 种以上的带通型滤波器，从第 3 回波信号中提取 f1 频率分量、f2 频率分量。并且，B 模式处理单元 23 针对提取出的 f1 频率分量校正 f1 频率分量在被检体内的衰减，取得用于使 f1 频率分量的强度成为一定的函数（衰减校正函数） $g(x, y)$ ，使用该衰减校正函数  $g(x, y)$  执行用于使 f1 频率分量的强度成为一定的处理（f1 衰减校正）。并且，B 模式处理单元 23 使用校正后的 f1 频率分量，生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示该信号强度的差的图像数据（校正 f1 频率分量图像数据）。进而，B 模式处理单元 23 对提取出的 f2 频率分量，使用衰减校正函数  $g(x, y)$  执行衰减校正，使用校正后的 f2 频率分量，生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示信号强度的差的图像数据（校正 f2 频率分量图像数据）。

[0080] 在此，说明校正 f2 频率分量图像的特性。一般而言，由于在生物体内传播的回波信号频率越高越衰减，所以作为高频的 f2 频率分量在被检体内比 f1 频率分量衰减的情况正如图 6 所示的那样。因此，f2 频率分量的强度如图 11A 上部所示那样深度（距离）越深与 f1 频率分量的强度之差变得越大。并且，对 f2 频率分量进行用于使 f1 频率分量的强度成为一定的 f1 衰减校正之后，校正后的 f2 频率分量如图 11A 下部所示那样相对于通过强度一定的虚线所示的 f1 频率分量按照被检体的物质中特有的衰减常数（图的例子中是 0.5）进行衰减。使用具有这样的特性（f1 衰减）的校正后的 f2 频率分量生成的校正 f2 频率分量图像成为针对扫描剖面的各位置通过亮度显示该信号强度的差的图像、即衰减图像本身。

[0081] 被检体在其物质中具有固有的衰减常数。根据本方法，能够将这样的被检体固有的衰减常数量化。

[0082] [衰减图像的显示：步骤 S15]

[0083] 其次，图像生成单元 25 采用 B 模式处理单元 23 取得的衰减图像数据生成衰减图像。将生成后的衰减图像在图像合成单元 27 中与规定的信息合成，并在监视器 14 上以规定的方式显示出来。对于显示方式，与第 1 实施方式是相同的。

[0084] 根据以上所述的结构，采用合成中心频率分别为 f1、f2 的两个超声波波形的合成波，针对各扫描线一边进行相位调制一边进行至少二次以上发送，针对各扫描线接收与各发送相对应的回波信号。采用分别与这样取得的至少二次的发送相对应的回波信号，通过针对各扫描线在回波信号之间进行减法处理，提取高次谐波分量被抵消后的回波信号，例如通过对采用了 f2 频率分量的超声波图像也来执行对采用了 f1 频率分量的超声波图像所

执行的 f1 衰减校正,生成衰减图像。因此,能够生成消除了高次谐波影响的衰减图像,能够简便地进行例如肝脏内脂肪化的程度或者乳房脂肪组织和乳腺的比率等的评价。

[0085] 另外,本发明并不限于上述实施方式原样,在实施阶段,在不脱离其宗旨的范围内可以对构成要素变形并具体化。例如,与各实施方式有关的各功能通过将执行该处理的程序安装于工作站等计算机上并在存储器上展开该程序来实现。这时,使计算机能够执行该方法的程序也可以在磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等的记录介质上保存、分布。

[0086] 另外,通过上述实施方式中展示的多个结构要素的恰当组合可以形成各种各样的发明。例如,可以从实施方式所示的所有结构要素中消除几个结构要素。甚至,也可以恰当组合不同实施方式涉及的结构要素。

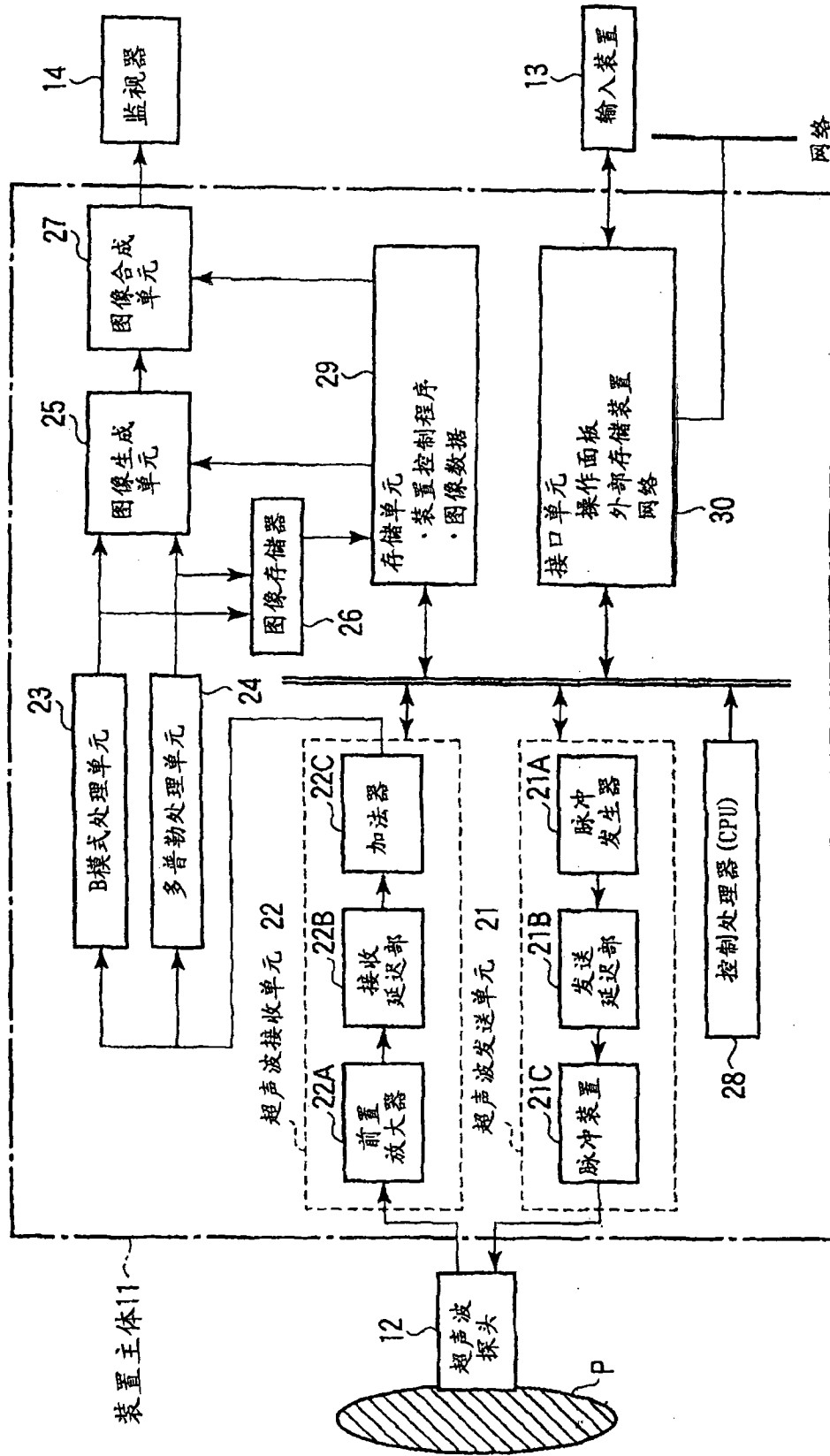


图 1

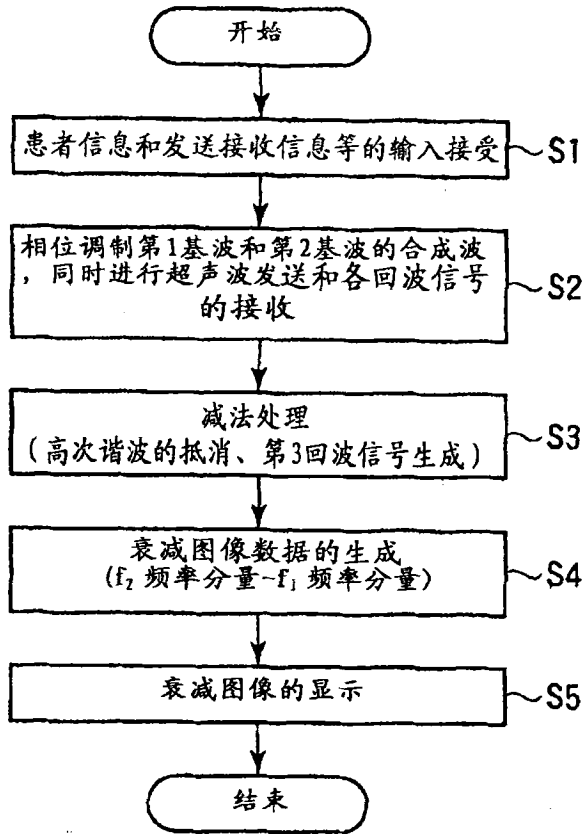


图 2



图 3A

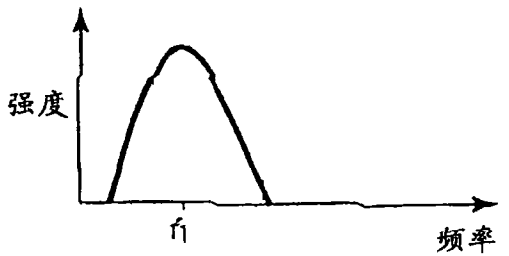


图 3B



图 4A

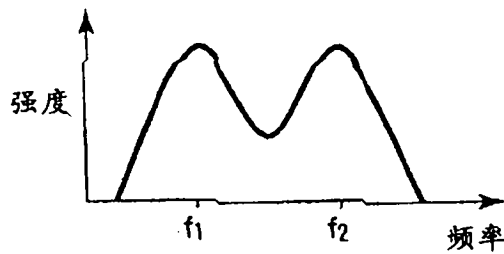


图 4B

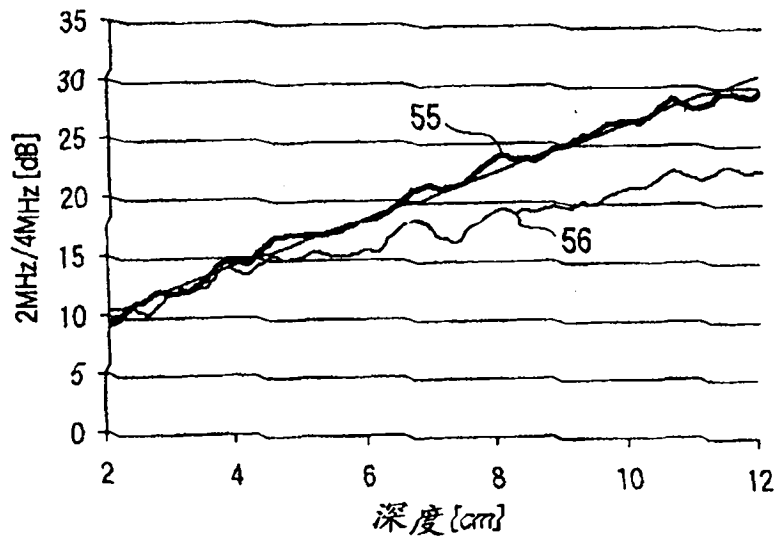


图 5

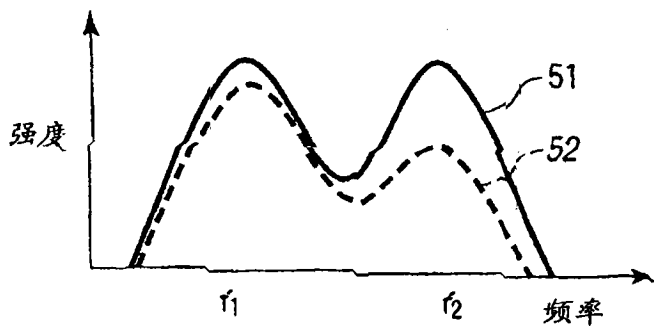


图 6

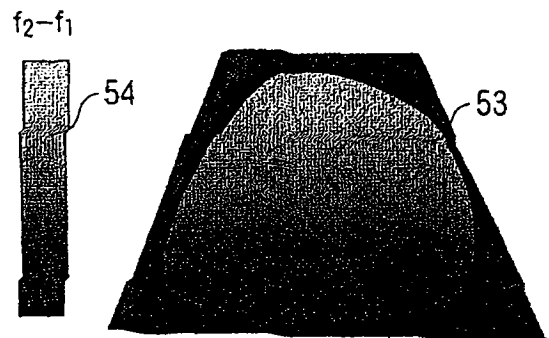


图 7

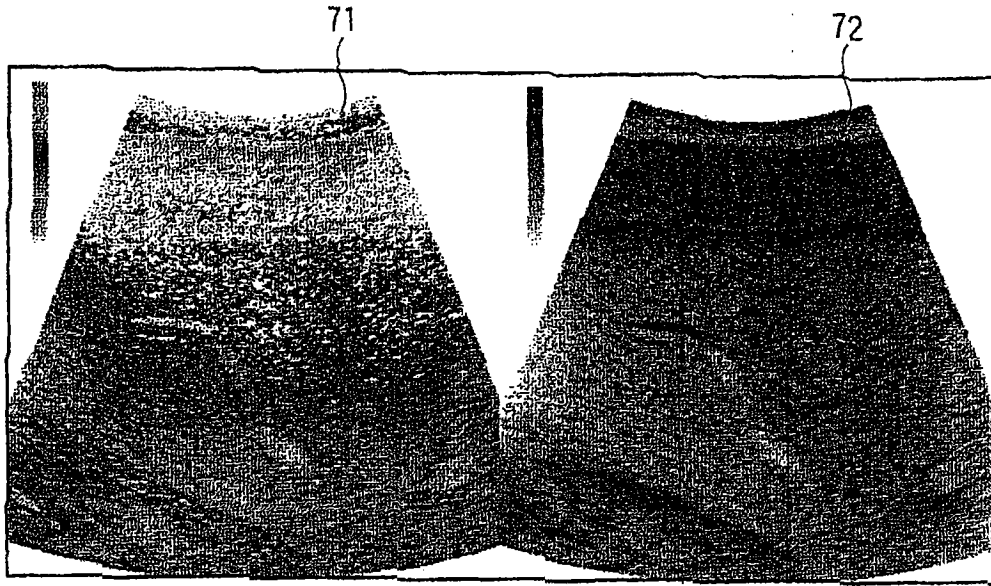


图 8



图 9

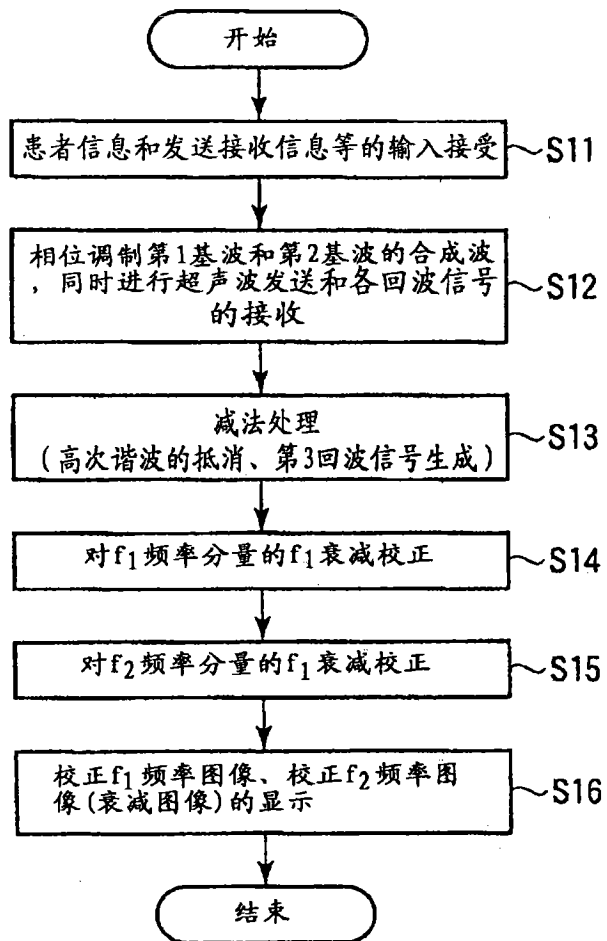


图 10

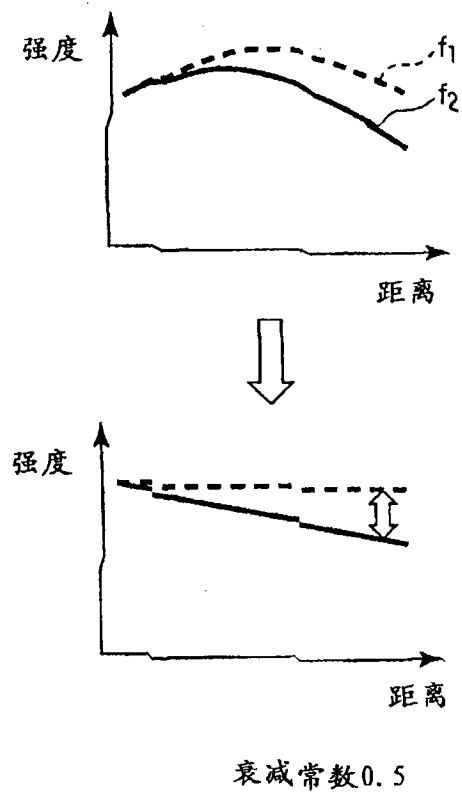


图 11A

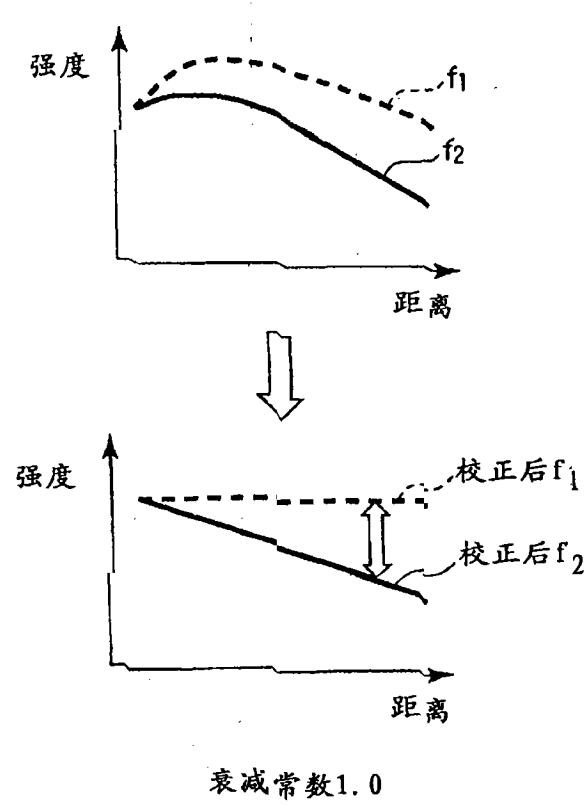


图 11B

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像生成方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101849840A</a>	公开(公告)日	2010-10-06
申请号	CN201010158117.4	申请日	2010-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	金山侑子 神山直久		
发明人	金山侑子 神山直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52071 G01S7/52033 G01S15/8952 A61B8/14 G01S15/8963		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2009085883 2009-03-31 JP		
其他公开文献	CN101849840B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置以及超声波图像生成方法。采用合成了中心频率 $f_1$ 的基波和中心频率 $f_2$ 的基波的合成波，针对各扫描线一边进行相位调制一边进行至少二次以上发送，针对各扫描线接收与各发送相对应的回波信号。采用分别与这样取得的至少二次以上的发送相对应的回波信号，通过针对各扫描线在回波信号之间进行减法处理，提取高次谐波分量被抵消后的回波信号，采用该提取出的回波信号中包含的 $f_1$ 频率分量、 $f_2$ 频率分量，针对扫描剖面的各位置计算信号强度的差(或者在对数压缩前的情况下是信号强度的比)。进而，采用计算出的信号强度的差，生成针对扫描剖面的各位置通过亮度表示该信号强度的差的衰减图像。

