



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024795 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680052557.7

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.07.05

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/069905 2016.07.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/008089 JA 2018.01.11

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 广岛美咲 田中智彦 田中千鹤枝

池田贞一郎

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李国华

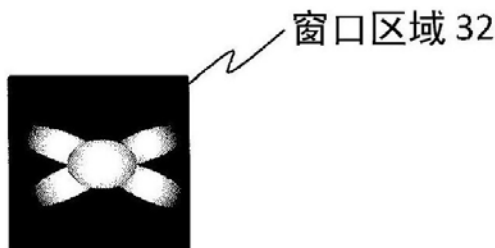
权利要求书3页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

频谱解析装置、频谱解析方法以及超声波摄像装置

(57)摘要

使频谱解析的精度提升,进而使表示生物体的组织性状的信息的可靠性提升。对接收信号设定成为频率谱解析的对象的操作区域以及窗口区域。对窗口区域的多个接收信号进行加权,进行加权后的窗口区域的接收信号的频率谱解析。在假定从多个振子发送的超声波在所述被检体内波动传播,到达与所述操作区域对应的所述被检体内的对象区域从而被反射,进而在被检体内波动传播从而到达了多个振子的情况下,使用与在窗口区域的接收信号中产生的强度分布对应的权重分布来进行加权。



1. 一种频谱解析装置,具备:

区域设定部,其对通过从排列的多个振子对被检体发送并且用所述多个振子接收在所述被检体反射或透过的超声波而在时间序列上分别得到的接收信号的调相加法运算后的接收信号,设定成为所述接收信号的频率谱解析的对象的运算区域以及包含该运算区域的窗口区域;和

频谱提取部,其对所述窗口区域的多个所述接收信号进行加权,进行加权后的所述窗口区域的所述接收信号的频率谱解析,

在假定从所述多个振子发送的超声波在所述被检体内波动传播,到达与所述运算区域对应的所述被检体内的对象区域从而反射或透过,进而在所述被检体内波动传播从而到达所述多个振子的情况下,所述频谱提取部使用与所述窗口区域的所述接收信号中产生的强度分布对应的权重分布来进行所述加权。

2. 根据权利要求1所述的频谱解析装置,其中,

所述频谱解析装置还具有:

权重运算部,其通过运算来求取所述权重分布,

所述权重运算部具有:

发送波束运算部,其算出假定从所述多个振子发送的超声波在所述被检体内传播从而到达所述对象区域的情况下的所述对象区域中的所述超声波的强度分布;

接收波束运算部,其算出在假定从受到给定的强度分布的超声波的照射的所述对象区域发出的超声波在所述被检体内传播从而到达所述振子而被接收的情况下所述多个振子所输出的接收信号的所述窗口区域中的强度分布;

合成部,其通过将所述发送波束运算部算出的强度分布和所述接收波束运算部算出的强度分布合成来求取在所述窗口区域的所述接收信号中产生的强度分布;和

权重算出部,其基于在所述窗口区域的所述接收信号中产生的强度分布来求取所述权重分布。

3. 根据权利要求1所述的频谱解析装置,其中,

所述频谱解析装置还具有接收波束形成器,所述接收波束形成器包含:

延迟加法运算部,其通过将多个所述振子的时间序列上的所述接收信号在以与给定的接收扫描线上的多个接收焦点的位置相应的延迟时间各自延迟后相加,来生成时间序列上的调相加法运算后接收信号;

检波部,其检测所述调相加法运算后接收信号的包络线,

所述区域设定部对所述检波部的检测前的所述调相加法运算后接收信号设定所述窗口区域,

所述频谱提取部对所述调相加法运算后接收信号进行加权。

4. 根据权利要求2所述的频谱解析装置,其中,

所述接收波束运算部将所述对象区域分割成多个子区域,对每个所述子区域算出所述窗口区域的所述接收信号的强度分布,

所述合成部将每个所述子区域的所述接收信号的强度分布相加,通过将相加后的所述接收信号的强度分布与所述发送波束运算部算出的强度分布合成,来求取在所述窗口区域的所述接收信号中产生的强度分布。

5. 根据权利要求2所述的频谱解析装置,其中,  
所述权重运算部还具有:  
窗口尺寸设定部,其按照所述频谱提取部所进行的所述频率谱解析的结果所期望的频率分辨率以及所述运算区域的大小来设定所述窗口区域的大小。
6. 根据权利要求1所述的频谱解析装置,其中,  
所述频谱提取部通过对经过所述加权的所述窗口区域的所述接收信号进行傅立叶变换来进行频谱解析。
7. 根据权利要求1所述的频谱解析装置,其中,  
从所述振子对所述被检体发送的超声波具有给定的中心频率以及给定的频带。
8. 根据权利要求1所述的频谱解析装置,其中,  
对配置于以所述接收信号的时间轴方向和所述多个振子的排列方向为轴的空间中的多个所述接收信号设定所述运算区域以及所述窗口区域,  
所述频谱提取部对所述窗口区域的所述接收信号进行二维或三维傅立叶变换。
9. 根据权利要求2所述的频谱解析装置,其中,  
所述频谱解析装置具备:  
权重存储部,其存储在所述振子的超声波的发送以及接收的每个预先确定的能够设定的条件下分别预先求得的所述权重分布,  
所述频谱提取部从所述权重存储部读出与发送到所述被检体并且由所述振子接收的超声波的发送以及接收的条件对应的所述权重分布,并且对所述窗口区域的所述接收信号进行加权。
10. 根据权利要求1所述的频谱解析装置,其中,  
所述频谱解析装置还具有:  
接受部,其从用户接受所述对象区域的设定,  
所述区域设定部具有运算区域算出部,所述运算区域算出部通过运算来求取与所述接受部接受到的所述对象区域对应的所述接收信号上的所述运算区域。
11. 一种频谱解析方法,包括:  
区域设定步骤,对通过从排列的多个振子对被检体发送并且用所述多个振子接收在所述被检体反射的超声波而在时间序列上分别得到的接收信号,设定成为所述接收信号的频率谱解析的对象的运算区域以及包含该运算区域的窗口区域;和  
频谱提取步骤,对所述窗口区域的多个所述接收信号进行加权,进行加权后的所述窗口区域的所述接收信号的频率谱解析,  
在所述频谱提取步骤中,在假定从所述多个振子发送的超声波在所述被检体内波动传播,到达与所述运算区域对应的所述被检体内的对象区域从而反射,进而在所述被检体内波动传播从而到达所述多个振子的情况下,使用与在所述窗口区域的所述接收信号中产生的强度分布对应的权重分布来进行所述加权。
12. 一种超声波摄像装置,具有:  
排列的多个振子;  
发送波束形成器,其使从所述振子对被检体发送超声波;  
频谱解析装置,其对通过用所述多个振子接收在所述被检体反射的超声波而得到的接

收信号进行频谱解析;和

生物体信息提取部,其基于该频谱解析装置的解析结果来算出所述被检体的生物体信息,

所述频谱解析装置是权利要求1~10中任一项所述的频谱解析装置。

## 频谱解析装置、频谱解析方法以及超声波摄像装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及解析基于超声波对被检体的送受波而得到的接收信号的频率谱的频谱解析装置、以及基于该频谱解析装置的频谱解析的结果取得表示被检体的组织性状的信息的超声波摄像装置。

### 背景技术

[0002] 过去,已知超声波诊断装置,对生物体组织发送超声波波束,接收其反射波(回波信号)并进行解析,生成诊断像等。近年来,在超声波诊断装置中,不仅谋求诊断像的生成,还谋求对血管、各种脏器等生物体的组织性状进行诊断,因此提出测定针对生物体的物理量(以下称作生物体物理量)的超声波诊断装置。作为生物体物理量,例如能举出生物体组织的声衰减率、声速、血流、生物体组织的移动速度量、散射特征量等。并且为了测定生物体物理量,有利用生物体物理量所引起的纵波传播波(超声波载波)的频谱变化的技术。

[0003] 作为这样的超声波诊断装置的示例,例如在专利文献1中公开了如下那样的生物体组织性状诊断装置:在回波信号的多个位置分别设定门(窗口区域),通过对门内的回波信号进行快速傅立叶变换处理来获得频率特性,从而对生物体组织性状进行诊断。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:JP特开2001-170046号公报

### 发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 但是存在如下问题:在门(窗口区域)内的回波信号中不仅包含从与门位置对应的生物体内的对象区域发出的超声波的频谱信息,还包含从对象区域的周围区域发出的超声波的频谱信息。为此,对窗口区域的回波信号实施频谱解析而得到的解析结果,除了包含关于生物体内的对象区域的信息以外,还包含周围区域的信息,因此表示对象区域的组织性状的信息的分辨率降低。

[0009] 本发明鉴于上述情况而提出,目的在于使频谱解析的精度提升,进而使表示生物体的组织性状的信息的可靠性提升。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 为了解决上述课题,本发明提供以下的手段。

[0012] 本发明的一个方式的频谱解析装置具备:区域设定部,其对通过从排列的多个振子对被检体发送并且用所述多个振子接收在被检体反射或透过的超声波而在时间序列上分别得到的接收信号的调相加法运算后的接收信号,设定成为接收信号的频率谱解析的对象的操作区域以及包含该操作区域的窗口区域;和频谱提取部,其对窗口区域的多个接收信号进行加权,进行加权后的窗口区域的接收信号的频率谱解析。在假定从多个振子发送的超声波在被检体内波动传播,到达与操作区域对应的被检体内的对象区域从而反射或透

过,进而在被检体内波动传播从而到达多个振子的情况下,频谱提取部使用与窗口区域的接收信号中产生的强度分布对应的权重分布来进行所述加权。

[0013] 发明效果

[0014] 根据本发明,能够提升频谱解析的精度,进而能够提升表示生物体的组织性状的信息的可靠性。

## 附图说明

[0015] 图1是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波摄像装置的概略构成的立体图。

[0016] 图2是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波摄像装置的概略构成的框图。

[0017] 图3的(a)~(e)是表示基于超声波的收发的接收信号的处理过程和对接收信号设定的运算区域以及窗口区域的说明图。

[0018] 图4是表示一个实施方式的权重运算部的构成的框图。

[0019] 图5是表示一个实施方式的频谱解析部的构成的框图。

[0020] 图6是表示一个实施方式的波动权重的示例的图。

[0021] 图7是在一个实施方式中说明运算区域和子区域的图。

[0022] 图8是表示现有的针对窗口区域的权重的示例的说明图。

[0023] 图9表示一个实施方式的频谱的总能量中的来自对象区域30的各位置的超声波的频谱能量率,是比较对窗口区域进行了现有的加权的情况、和进行了本发明的一个实施方式所涉及的超声波摄像装置中的加权的情况的图表。

[0024] 图10是表示在一个实施方式的B模式像上设定的生物体物理量的运算像素的示例的图。

[0025] 图11是表示一个实施方式的生物体物理量图的图。

[0026] 图12是表示一个实施方式所涉及的超声波摄像装置中的频谱解析中所用的权重分布的决定处理的流程图。

[0027] 图13是表示一个实施方式所涉及的超声波摄像装置中的频谱解析处理的流程图。

## 具体实施方式

[0028] 以下参考附图来说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波摄像装置。

[0029] 图1是表示本实施方式所涉及的超声波摄像装置(超声波收发装置)的概略构成的立体图。超声波摄像装置2具备进行接收信号的频率谱解析的频谱解析部(频谱解析装置)17,该接收信号是基于对被检体1的超声波的送受波而在时间序列上分别得到的,除了取得并显示所谓B模式图像以外,还通过发送超声波脉冲并解析从被检体1得到的接收信号来取得表示组织性状的生物体物理量。

[0030] 为此超声波摄像装置如图2所示那样具备:超声波探头10、接受来自操作者的输入的控制台11、控制部12、发送波束形成器13、送受分离电路(T/R:Transmit/Receive)14、接收波束形成器15、频谱解析部17、生物体物理量映射部18、图像处理部19以及图像显示部20。

[0031] 控制台11由开关群、键盘等构成,接受来自操作者的输入。控制部12除了将超声波

发送开始指令等通知给发送波束形成器13以外,还进行各部的控制。另外,控制部12对发送波束形成器13设定发送脉冲设定值(发送信号波形的中心频率、频带、振幅和发送脉冲的时间宽度(发送脉冲中所含的载波波形的周期数))、发送中所用的开口的坐标、发送波束的设定值(发送焦点位置)等。发送波束形成器13基于从控制部12接收到的发送脉冲设定值以及发送波束的设定值来生成发送信号,对应于发送焦点位置在有助于发送的振子的区域即开口内的每个振子使发送信号延迟,经由送受分离电路14分别输出到超声波探头10的发送开口内的振子(换能器)。

[0032] 超声波探头10具备排列多个振子而成的电声变换器阵列。振子由将电信号(电压波形)变换成机械应力信号(声压波形)的压电体等构成。发送开口是向给定的方向照射超声波的振子的区域,由1个以上的振子构成。振子基于从送受分离电路14提供的发送信号分别被驱动,由此向被检体1发送超声波。通过发送开口内的1个以上的振子发送超声波,从而将会聚于发送焦点的超声波脉冲即发送波束照射到被检体1内部。另外,发送焦点除了位于被检体1内的情况以外,还可以虚拟地位于被检体1的外侧(相对于超声波的发送方向在超声波探头的近前侧)。

[0033] 照射到被检体1内部的发送波束在被检体1内被反射,或透过被检体1内,从而被超声波探头10的振子接收。在接收透过被检体1的超声波的情况下,使用圆环形状的超声波探头10、或者夹着被检体1相向配置的一对超声波探头10。在以下的说明中,以用超声波探头10接收在被检体1内反射的超声波的情况为例进行说明。

[0034] 照射到被检体1内部的发送波束如图3的(a)所示那样,因被检体1内的反射体而反射以及后向散射等,由此产生回波100,到达超声波探头10。超声波探头10的多个振子将回波的声压波形变换成电压波形来分别生成多个接收信号103,生成的接收信号103被输出到接收波束形成器15。

[0035] 如图2所示那样,接收波束形成器15具备延迟加法运算部151、检波部152以及存储器153,在对多个接收信号利用未图示的A/D变换电路进行A/D变换后,在延迟加法运算部151中如图3的(a)、(b)、(c)所示那样,在以与给定的接收扫描线102上所设定的接收焦点101的位置相应的延迟时间来使接收信号103各自延迟后进行相加,从而生成调相加法运算后接收信号104。检波部152如图3的(d)所示那样,检测调相加法运算后接收信号104的包络线。包络线检测后的接收信号105的振幅与在接收焦点101产生的回波的强度对应。

[0036] 另外,在摄像范围内以给定的间隔设定多个接收扫描线102,在接收扫描线102上以给定的间隔设定多个接收焦点101,因此延迟加法运算部151对各个接收扫描线102上的多个接收焦点101依次将接收信号103进行延迟相加,如图3的(e)所示那样,按每个接收扫描线102生成调相加法运算后接收信号104。检波部152对时间序列上的调相加法运算后接收信号104依次进行包络线检波,检测接收扫描线102上的多个接收焦点101的回波强度。进而接收波束形成器15将生成的调相加法运算后接收信号104以及检波后的接收信号105存储于存储器153。

[0037] 图像处理部19从接收波束形成器15的存储器153按每个接收扫描线102接受包络线检波后的各接收焦点101的回波强度,生成超声波图像(例如B模式像)。生成的超声波图像显示于图像显示部20。在用于图像处理部19生成超声波图像的处理中例如包含对数压缩处理等。

[0038] 在此,在接收波束形成器15接收的接收信号103以及接收波束形成器中生成的调相加法运算后接收信号104的波形中,除了包含用于生成B模式图像的振幅信息(强度信息)以外,还包含超声波的发送信号波形经过传播过程的频率衰减、相位旋转、作为它们的重叠的波形即载波波形的信息。在该载波波形的信息中包含在超声波的传播过程中产生的频率变化、相位旋转等波形的变化信息、和超声波在被检体传播时的时间信息。载波波形的信息表示传播介质(被检体1)的信息。为此在本实施方式中,频谱解析部17进行从接收波束形成器15得到的接收信号的频谱解析,进一步提取被检体1的信息。

[0039] 这时,由于若从被检体1内的任意的反射点来看,超声波的发送以及接收分别具有指向性(发送指向性和接收指向性),通过超声波的收发以及散射体的反射的卷积运算,到达超声波探头10时的超声波产生以点扩散函数表征的给定的扩散。为此,在超声波探头10检测到的接收信号成为重叠了在被检体1的多个反射点被反射、以点扩散函数分别扩散的超声波的信号。换言之,在振子输出的接收信号中,除了包含所期望的反射点的频谱信息以外,还重叠包含从周围各种点发出的频谱信息。

[0040] 在本实施方式中,如图3的(e)所示那样,设定窗口区域32包围与被检体1的所期望的对象区域30对应的接收信号的运算区域31,对窗口区域32内的接收信号进行加权,由此除去(减少)接收信号中所含的来自对象区域30的周围的信号。由此能高精度地提取对象区域30中的频谱信息。以下更详细地对此进行说明。

[0041] 频谱解析部17具备区域设定部171、权重运算部172和频谱提取部173。

[0042] 区域设定部171对从振子在时间序列上分别得到的接收信号设定成为频率谱解析的对象的运算区域31和包含运算区域的窗口区域32。在此,成为设定运算区域31以及窗口区域32的对象的接收信号如图3的(e)那样,是在接收波束形成器15的延迟加法运算部151中生成的调相加法运算后接收信号104。

[0043] 区域设定部171如图3的(e)所示那样,对多个调相加法运算后接收信号104设定进行频谱解析的运算区域31、和围绕运算区域31而设定的窗口区域32。即,区域设定部171对配置于以深度方向(距探针表面的距离)和多个振子的排列方向为轴的二维空间的多个调相加法运算后接收信号104设定运算区域31以及窗口区域32。运算区域31的位置以及大小基于超声波的传播速度以及对象区域30的位置以及大小由区域设定部171用预先确定的运算方法进行运算来确定,使得与发送波束在被检体1内的希望取得表示生物体的组织性状的信息的对象区域30中反射而产生的回波100到达振子而产生的接收信号的范围对应。对象区域30的位置以及大小经由控制台11以及控制部12从用户接受。

[0044] 另外,也可以对用户能设定的多种类的位置以及大小的对象区域30预先通过运算来分别求取对应的运算区域31的位置以及大小,将运算结果存放在区域设定部171内的存储器41。在该情况下,区域设定部171从存储器41读出与经由控制台11以及控制部12从用户接受的对象区域30对应的运算区域31的位置以及大小,并对调相加法运算后接收信号104进行设定。

[0045] 如图4所示那样,区域设定部171具有窗口尺寸设定部42。窗口尺寸设定部42将位于运算区域31的外侧的窗口区域32的深度方向的大小 $\Delta Z$ 以及振子的排列方向的大小 $\Delta W$ (参考图3的(e))给予接收波束运算部52。窗口尺寸设定部42基于所期望的频率分辨率和被检体1内的超声波的声速 $c$ ,通过运算来求取窗口区域32的深度方向的大小 $\Delta Z$ ,使得在运算

区域31得到所期望的频率分辨率。例如窗口尺寸设定部42按照式(1)进行计算,式(1)表示根据傅立叶变换中的时间窗口的长度与所期望的频率分辨率的关系而导出的空间窗口的长度 $\Delta Z$ 与频率分辨率的关系。

[0046] [数式11]

$$[0047] \quad \Delta Z = \frac{1}{2} \cdot \frac{c}{\Delta F} \quad \dots(1)$$

[0048] 其中,c是声速值, $\Delta F$ 是所期望的频率分辨率。

[0049] 另一方面,窗口尺寸设定部42将关于振子的排列方向位于运算区域31的外侧的窗口区域32的大小设为 $\Delta W$ 进行求取,使得与 $\Delta Z$ 同样地得到所期望的频率分辨率。 $\Delta W$ 和 $\Delta Z$ 都是空间方向,关于 $\Delta W$ ,与式(1)同样的关系也成立,因此例如按照表示 $\Delta W$ 与频率分辨率的关系的式(2)来进行计算。

[0050] [数式2]

$$[0051] \quad \Delta W = \frac{1}{2} \cdot \frac{c}{\Delta F} \quad \dots(2)$$

[0052] 频谱提取部173如图5所示那样具有权重乘法运算部55、傅立叶变换部56和频谱变换部57。权重乘法运算部55对包含窗口区域32的多个调相加法运算后接收信号104进行加权。傅立叶变换部56以及频谱变换部57进行加权后的窗口区域31的调相加法运算后接收信号104的频率谱解析,将其结果的波数谱和频率谱分别发送到生物体物理量映射部18。这时,假定从多个振子发送的超声波(发送波束)在被检体1内波动传播,到达与运算区域31对应的被检体1内的对象区域30并被反射,进而在被检体1内波动传播到达多个振子,在该情况下,权重乘法运算部55使用与在窗口区域32的调相加法运算后接收信号104中产生的强度分布对应的权重分布(例如参考图6)来进行加权。在本实施方式中,将考虑这样的波动传播确定的权重分布称作“波动权重”。

[0053] 通过如此地对窗口区域32内的调相加法运算后接收信号104使用波动权重进行加权,能除去(减少)调相加法运算后接收信号104中所含的在对象区域30的周边区域产生的回波的接收信号。因而在加权后的频谱解析中,能高精度地求取:在从振子传播到对象区域30的路径中在超声波(发送波束)中产生的频谱变化;在对象区域30中的反射、散射中产生的频谱变化;以及在从对象区域30传播到振子的路径上在超声波(回波)中产生的频谱变化。

[0054] 权重运算部172通过运算来求取频谱提取部173的权重乘法运算部55用在加权中的波动权重。权重运算部172如图4所示那样具有发送波束运算部51、接收波束运算部52、合成部53和权重算出部54。

[0055] 发送波束运算部51算出假定从多个振子发送的超声波在被检体1内传播从而到达对象区域30的情况下的对象区域30中的超声波的强度分布。

[0056] 假定从受到预先确定的给定的强度分布的超声波的照射的对象区域30发出的超声波在被检体内传播从而到达振子而被接收,在该情况下,接收波束运算部52算出调相加法运算后接收信号104的窗口区域32中的强度分布。

[0057] 合成部53通过将发送波束运算部51算出的强度分布和接收波束运算部52算出的

强度分布进行合成,来求取在窗口区域32的调相加法运算后接收信号104中产生的强度分布。权重算出部54基于在合成部53所求得的窗口区域32的调相加法运算后接收信号104中产生的强度分布来确定权重分布。以下使用数式对其具体说明。

[0058] 在假定从振子发送的超声波到达包含对象区域30的摄像区域的情况下,发送波束运算部51例如通过式(3)来运算摄像区域中的超声波的强度、即对象区域30内的位置(x、z)上的发送波束声场 $A_{tx}(x, z)$ 。

[0059] [数式3]

$$[0060] \quad A_{tx}(x, y) = \left| \sum_M w_{tx}(m) / r \int P(f) \exp\{j2\pi f(t - r/c - \tau(m))\} df \right| \quad \dots(3)$$

[0061] 其中,m是发送开口的编号,M是发送开口的振子的数量, $w_{tx}$ 是赋予发送开口的开口权重,P(f)是表征发送波形的频率f的频谱的函数,c是声速值,r是由以下的式(4)给出的用于发送的发送开口的振子与对象区域30内的点(x,z)的距离, $\tau$ 是发送开口的发送时延迟时间,t是时间。

[0062] [数式4]

$$[0063] \quad r = \sqrt{(x - x_e(m))^2 + (z - z_e(m))^2} \quad \dots(4)$$

[0064] 其中, $x_e(m)$ 以及 $z_e(m)$ 是第m个发送元件的x坐标以及z坐标。

[0065] 在假定从受到预先确定的给定的强度分布的超声波的照射的对象区域30发出的超声波在被检体1内传播从而到达振子而被接收的情况下,接收波束运算部52通过以下的式(5)来运算多个振子输出的调相加法运算后接收信号104的窗口区域32中的强度分布、即窗口区域32内的位置(x、z)上的接收波束声场 $A_{rx}(x, z)$ 。

[0066] [数式51]

$$[0067] \quad A_{rx}(x, z) = \left| \sum_M w_{rx}(m) / r \int P'(f) \exp\{j2\pi f(t - r/c)\} df \right| \quad \dots(5)$$

[0068] 其中,m是接收开口的编号,M是接收开口的振子数量, $P'(f)$ 是表征接收波形的频率f的频谱的函数,其例如根据发送波形的频谱P(f)和接收的脉冲响应来计算、设定。 $w_{rx}$ 是赋予接收开口的开口权重,r是与所述式(3)同样计算的接收振子与对象区域30内的点(x,z)的距离,c是声速值,t是时间。

[0069] 另外,接收波束运算部52在算出接收波束声场 $A_{rx}(x, z)$ 时,如图7所示那样,将运算区域31分割成多个(1个)子区域31-i( $i=1, 2, \dots, I$ ),对每个子区域31-i使用式(5)来运算接收波束声场 $A_{rx}(x(i), y(i))$ 。子区域31-i的尺寸例如设定为子波长程度的大小。所谓子波长,是与发送脉冲的波长同等或其以下的长度。

[0070] 然后,合成部53通过求取发送波束运算部51算出的发送波束声场 $A_{tx}(x, z)$ 与接收波束运算部52算出的每个子区域31-i的接收波束声场 $A_{rx}(x(i), z(i))$ 之积来进行合成,求取在窗口区域32的接收信号104中产生的信号强度分布 $A_w$ 。具体按照以下的式(6)进行计算。

[0071] [数式6]

$$[0072] \quad A_w = A_{tx} \times \sum_I A_{rx}(x(i), z(i)) \quad \dots(6)$$

[0073] 其中,  $i$  是子区域的编号。

[0074] 权重算出部54基于窗口区域32中的信号的强度分布  $A_w$  来决定对窗口区域32的权重。所述权重例如按照以下的式(7)来决定。即,在对信号强度分布  $A_w$  的分贝值  $A_{wdB}$  加上预先确定的常数即分贝下限值  $G$  所得的  $(A_{wdB}+G)$  的值为0以上的位置,将  $(A_{wdB}+G)$  乘以预先确定的系数  $\alpha$  而得到的值  $\alpha(A_{wdB}+G)$  设定为权重  $W_w$ , 在  $(A_{wdB}+G)$  的值不足0的位置,设定权重  $W_w=0$ 。

[0075] 接下来,权重算出部54对区域设定部171确定的窗口区域32的区域外设定权重  $W=0$ , 对窗口区域32的区域内设定  $W=W_w$ , 并将权重  $W$  给予频谱提取部173。按照该设定,如后述那样,通过权重乘法运算部55(图5)将调相加法运算后的接收信号104和  $W$  相乘,来仅提取位于窗口区域32的区域内的调相加法运算后的接收信号104,对窗口区域32的区域内的接收信号104赋予波动权重  $W_w$ 。

[0076] [数式7]

$$[0077] \quad W_w = \alpha(A_{wdB}+G) \quad (A_{wdB}+G \geq 0) \quad \dots(7)$$

$$[0078] \quad W_w = 0 \quad (A_{wdB}+G < 0)$$

[0079] 其中,  $A_{wdB}$  是强度分布  $A_w$  的分贝值,  $G$  是预先确定的分贝下限值,  $\alpha$  是预先确定的比例常数的系数。

[0080] 通过如式(7)那样对窗口区域32设定权重  $W_w$ , 基于考虑了从超声波探头10(振子)到对象区域30的波动传播、和从对象区域30中的反射等以及从对象区域30到超声波探头10的波动传播而求得的窗口区域32的信号强度,对信号强度大到给定的下限值  $G$  以上的点赋予与信号强度相应的权重,对信号强度不足下限值  $G$  的点赋予权重零。即,通过用根据式(7)求得的图6那样的波动权重对窗口区域32内的接收信号104进行加权,能除去或减少窗口区域32内的接收信号104所含的从对象区域30的周边区域传播的接收信号。

[0081] 因此,与使用一般对窗口区域32的频谱解析中所用的图8那样中心部的权重最大、越靠近周边部则权重越小的权重(例如Hann权重等)的情况比较,通过使用本实施方式的波动权重,能如图9那样提取从被检体1内的对象区域30传播的接收信号。因而通过之后的频谱提取,能精度良好地提取从对象区域30传播的接收信号的频谱。

[0082] 图9表示一个实施方式的频谱的总能量中的来自窗口区域32中的各位置的超声波的频谱能量率,是比较对窗口区域32进行了现有的加权的情况、和进行了基于波动传播的加权的情况的图表。在图9中,若将在对象区域30散射、被接收的信号的分量定义为信号,将在对象区域30以外散射、被接收的信号定义为噪声,则在进行了基于波动传播的加权的情况下,由于通过使用所述波动权重,与进行了现有的加权的情况相比,进行加权,使得将来自对象区域30的接收信号强度、即所述信号的强度大的区留下,将所述信号强度弱、即所述噪声分量大的区域去除,因此SN比(Signal to noise ratio,信噪比)提升,即能得到频谱提取的精度提升的效果。

[0083] 另外,权重运算部172可以每当设定超声波的发送以及接收的条件时,通过运算来算出权重分布。另外,权重运算部172可以是具备权重存储部的构成,权重存储部用于存储按超声波的发送以及接收的预先确定的能够设定的每个条件预先通过运算而求得的权重分布。在权重运算部172具备权重存储部的情况下,频谱提取部173从权重存储部读出与超

声波的发送以及接收的条件对应的权重分布,对窗口区域32的所述接收信号进行加权。

[0084] 频谱提取部173的傅立叶变换部56进行权重乘法运算部55使用波动权重进行过加权的窗口区域31的调相加法运算后接收信号104的频率谱解析。即,傅立叶变换部56通过对窗口区域32的调相加法运算后接收信号104进行二维乃至三维的FFT(Fast Fourier Transform,快速傅立叶变换)等的傅立叶变换来获得波数谱。

[0085] 在频谱变换部57中,通过对波数谱数据例如进行利用了频率与波数的关系式即分散关系的数式的内插处理,从而变换成频率谱。频谱提取部173的傅立叶变换部56以及频谱变换部57将波数谱以及频率谱作为频谱信息输出到生物体物理量映射部18。

[0086] 在图10示出生物体物理量的运算像素的示例,在图11示出生物体物理量图的示例。生物体物理量映射部18如图2所示那样具备生物体物理量提取部181以及映射部182。生物体物理量提取部181按预先确定的生物体物理量的每个运算像素并且按发送波束的每个发送,存储从频谱提取部173取得的波数谱以及频率谱。运算像素如图10那样以所期望的分辨率设定在诊断所用的超声波图像(B模式像)上的一部分或全部。

[0087] 生物体物理量提取部181通过公知的运算方法,根据每个运算像素的波数谱以及频率谱等频谱信息,来算出声衰减率、声速、血流等生物体的移动速度量、散射特征量等生物体物理量当中所期望的生物体物理量。例如衰减率能够使用按每个运算像素存储的频率谱,通过求取深度方向的频率分量的振幅或强度的差分来进行计算。也可以按照多个发送来求取差分,算出发送间的差分的平均值,基于差分的平均值来算出衰减率。另外,例如血流的移动速度,基于频率谱的相位分量的变化来运算。

[0088] 映射部182通过按照生物体物理量提取部181中算出的生物体物理量的大小分配浓淡或色相,并按每个运算像素进行配置,从而如图11那样生成生物体物理量图。在是血流矢量的情况下,也可以映射为表示矢量的箭头。生物体物理量图可以单独显示在图像显示部20,也可以与图像处理部19生成的超声波图像(B模式像)重叠来显示在图像显示部20。

[0089] 频谱解析部17、生物体物理量映射部18中所含的各部的功能,通过控制部12所具有的未图示的CPU(Central Processing Unit,中央处理器)读入并执行预先存放在ROM(Read Only Memory,只读存储器)等存储器中的程序,从而作为软件来实现。另外,也可以将频谱解析部17以及生物体物理量映射部18的各部的功能的一部分或全部通过ASIC(application specific integrated circuit,专用集成电路)那样的定制IC或FPGA(field-programmable gate array,现场可编程门阵列)那样的可编程IC等硬件来实现。

[0090] 以下按照图12以及图13的流程图来说明在本实施方式所涉及的超声波摄像装置中由频谱解析部17进行的对接收信号的频谱解析处理。

[0091] 首先按照图12来说明频谱解析所用的权重的决定处理。

[0092] 在步骤S11,设定区域设定部171进行频谱解析的对象区域即运算区域、和围绕运算区域设定的窗口区域。具体地,区域设定部171从控制部12接收与被检体1中由用户设定的对象区域30的位置以及大小相关的信息,对其考虑声速,用预先确定的运算方法算出调相加法运算后接收信号104上的运算区域31的位置以及大小。或者,基于与对象区域30的位置以及大小相关的信息,区域设定部171从内置的存储器41读出预先求得的运算区域31的位置以及大小。进而,区域设定部171的窗口尺寸设定部42从控制部12接收进行频谱解析时的所期望的频率分辨率,基于式(1)来算出窗口区域32的大小以及位置。

[0093] 在步骤S12中,权重运算部172的发送波束运算部51运算并算出发送强度分布即发送波束声场 $A_{tx}$ (发送侧声场)。具体地,权重运算部172从控制部12接收发送脉冲设定值(中心频率、频带等)、发送开口坐标、发送波束设定值(聚焦焦点)等信息,使用这些信息,按照上述的式(2)来算出发送波束声场 $A_{tx}$ 。

[0094] 在接下来的步骤S13中,权重运算部172的接收波束运算部52运算并算出接收强度分布即接收波束声场 $A_{rx}$ (接收侧声场)。具体地,权重运算部172从控制部12接收接收脉冲设定值、接收开口坐标、接收波束设定值(接收聚焦焦点等),使用这些信息,按照上述的式(5)来运算并算出运算区域31中的接收波束声场 $A_{rx}$ 。权重运算部172的合成部53在接下来的步骤S14中,使用已经算出的发送波束声场 $A_{tx}$ 和接收波束声场 $A_{rx}$ ,按照式(6)来运算并取得运算区域31中的调相加法运算后接收信号104的强度分布 $A_w$ 。

[0095] 权重运算部172的权重算出部54在步骤S15中基于强度分布 $A_w$ 来运算并决定对于窗口区域的权重 $W_w$ 。具体地,权重算出部54使用运算区域32中的接收信号的强度分布 $A_w$ ,按照上述的式(7)来决定对于窗口区域32的接收信号的权重分布(波动权重)。权重算出部54使用对窗口区域32的权重 $W_w$ 来决定对全区域的权重 $W$ 。具体地,权重算出部54通过窗口区域32外为 $W=0$ ,窗口区域32内为 $W=W_w$ 来进行决定。

[0096] 接下来,按照图13来说明使用了按照图12的流程图算出的波动权重的频谱解析处理。

[0097] 频谱提取部173的权重乘法运算部55在步骤S22中对调相加法运算后接收信号104的整体乘以由权重运算部172算出的波动权重,来进行加权。

[0098] 在步骤S23中,频谱提取部172的傅立叶变换部56通过对经过加权的调相加法运算后接收信号104进行傅立叶变换来算出波数谱。在步骤S24中,频谱变换部57将波数谱变换成频率谱并提取。

[0099] 根据本实施方式所涉及的超声波摄像装置,由于考虑通过从超声波探头10到达对象区域30的超声波信号的传播、从对象区域30到达超声波探头10的超声波信号的传播而产生的超声波信号的扩散以及强度分布来对接收信号进行加权,因此能精度良好地提取对象区域30的频谱。而且,通过使用如此以频谱解析得到的波数或频率谱,能提升表示生物体的组织性状的信息的可靠性。

[0100] 附图标记的说明

[0101] 10 超声波探头

[0102] 11 控制台

[0103] 12 控制部

[0104] 13 发送波束形成器

[0105] 14 送受分离电路

[0106] 15 接收波束形成器

[0107] 17 频谱解析部

[0108] 18 生物体物理量映射部

[0109] 19 图像处理部

[0110] 20 图像显示部

[0111] 151 延迟加法运算部

- [0112] 152 检波部
- [0113] 153 存储器
- [0114] 171 区域设定部
- [0115] 172 权重决定部
- [0116] 173 频谱提取部
- [0117] 181 生物体物理量提取部
- [0118] 182 映射部。

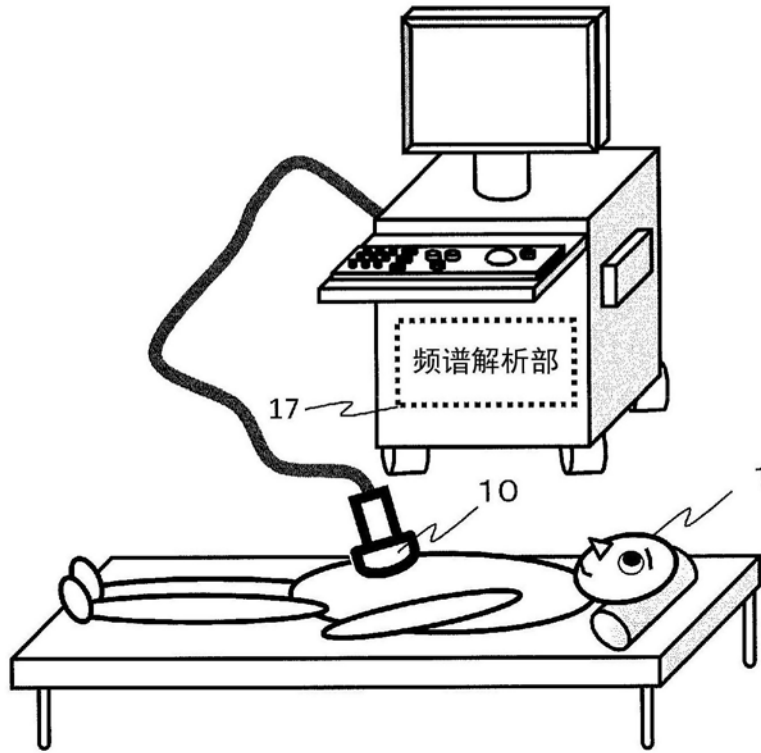


图1

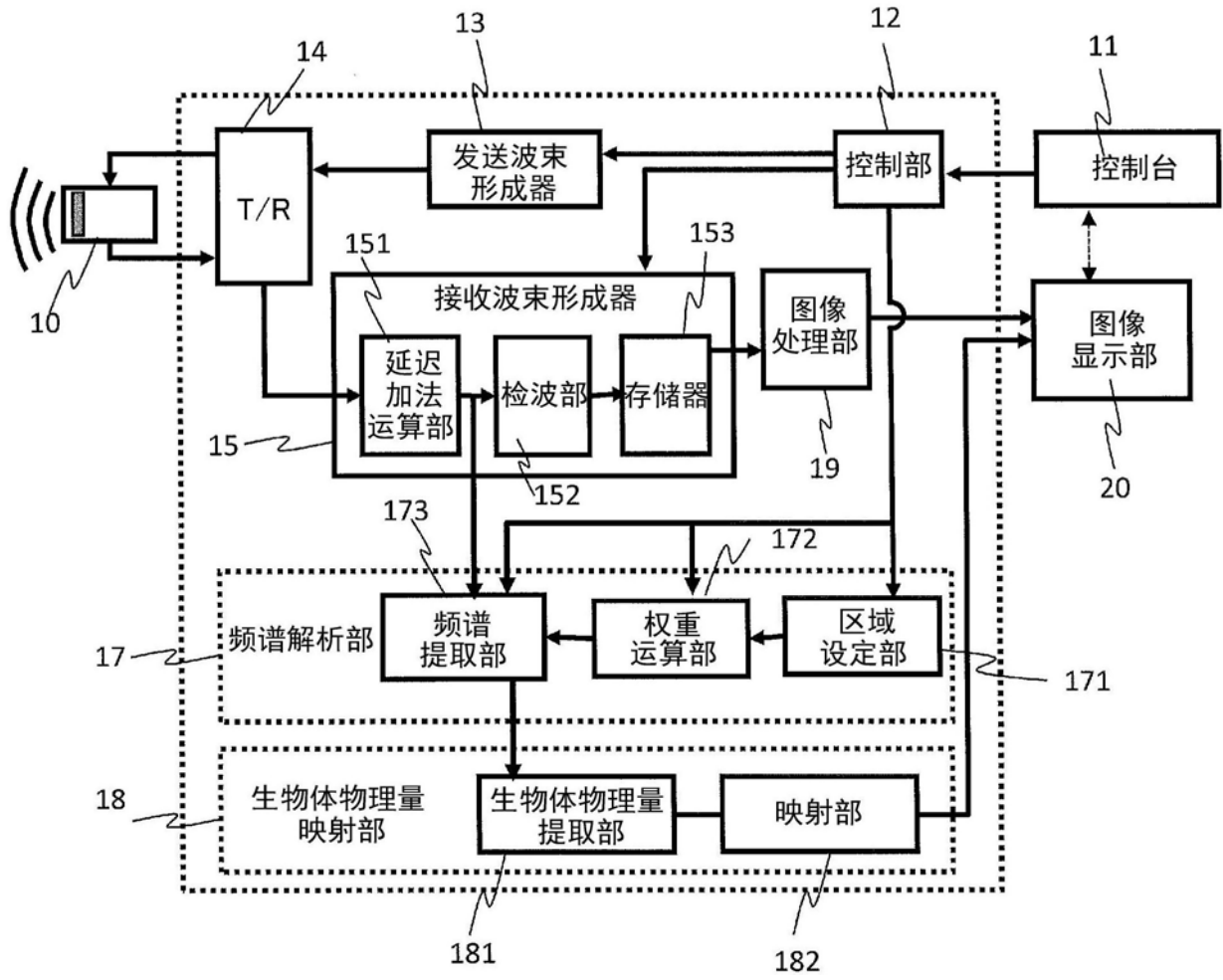


图2

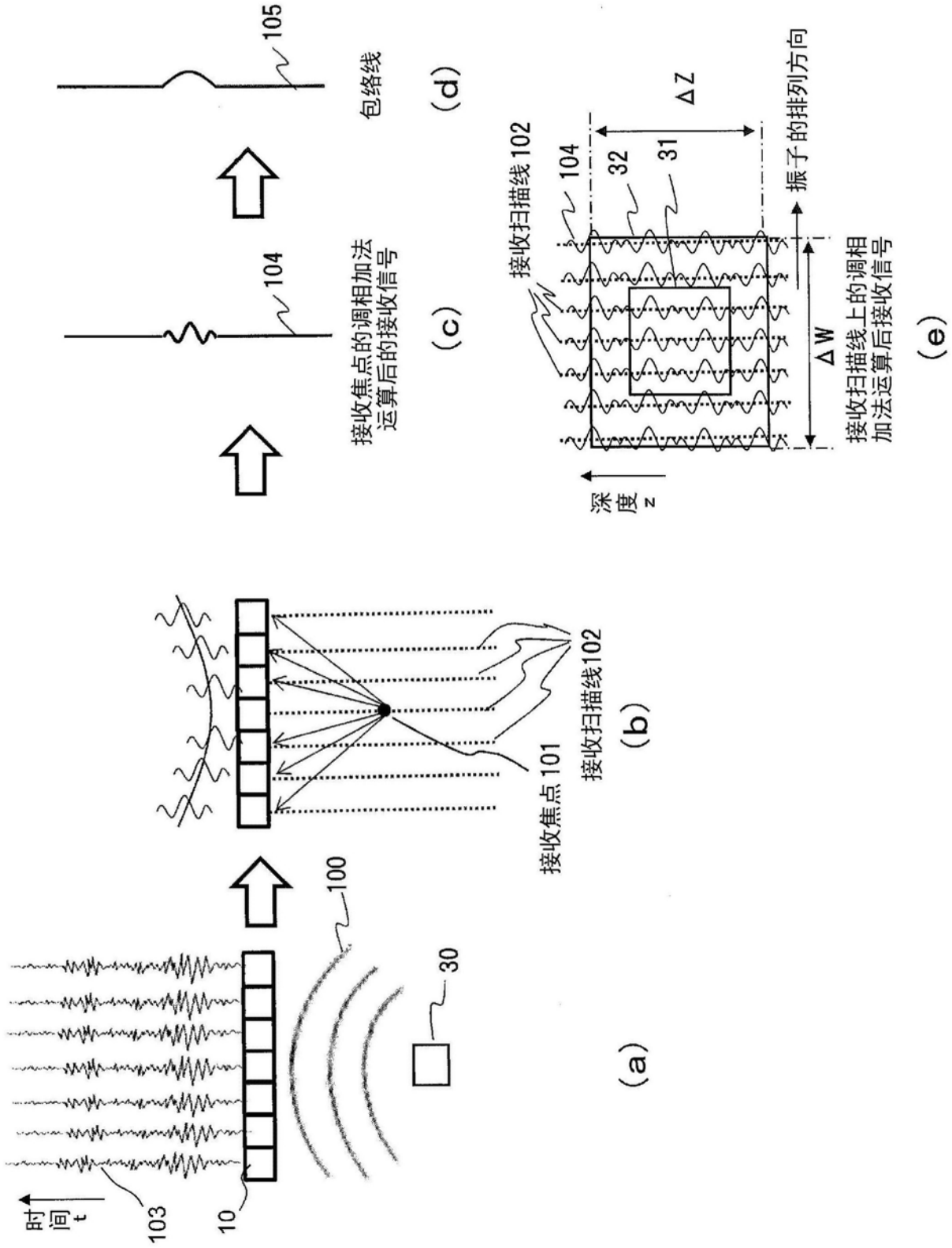


图3

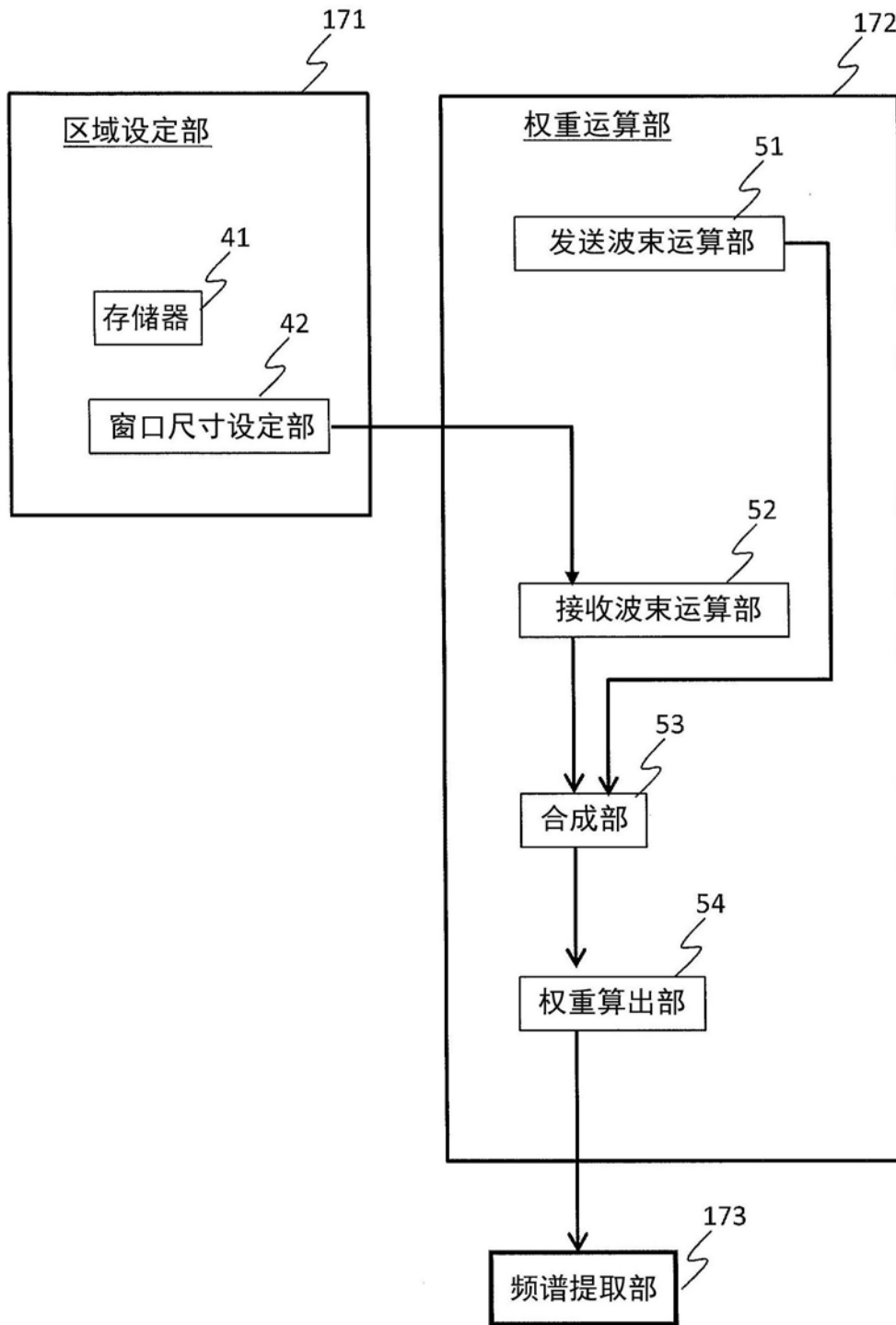


图4

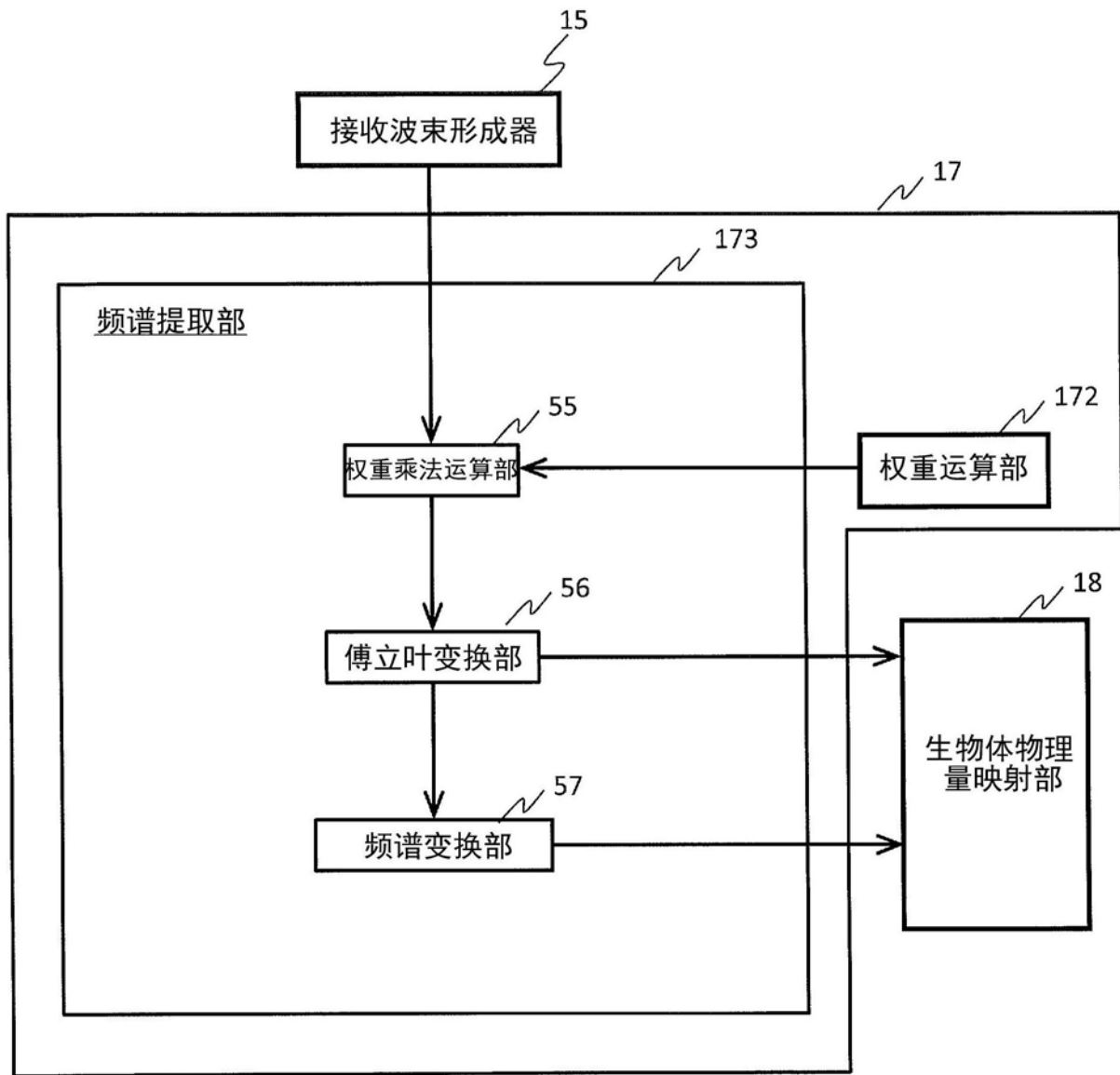


图5

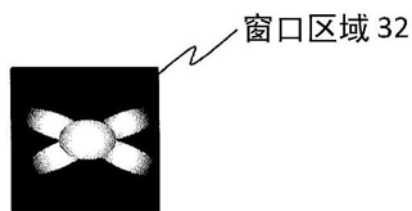


图6

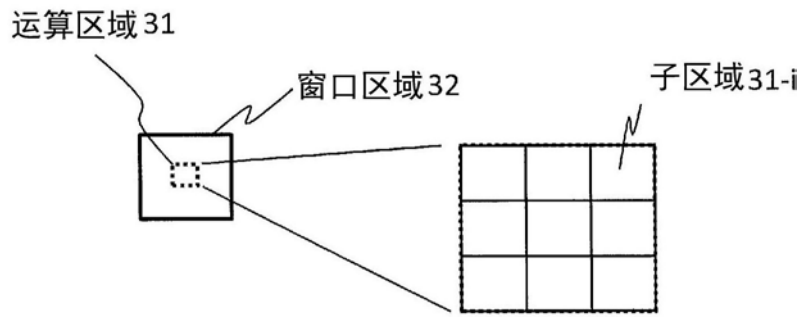


图7

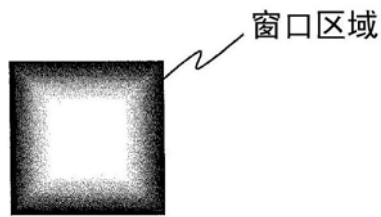


图8

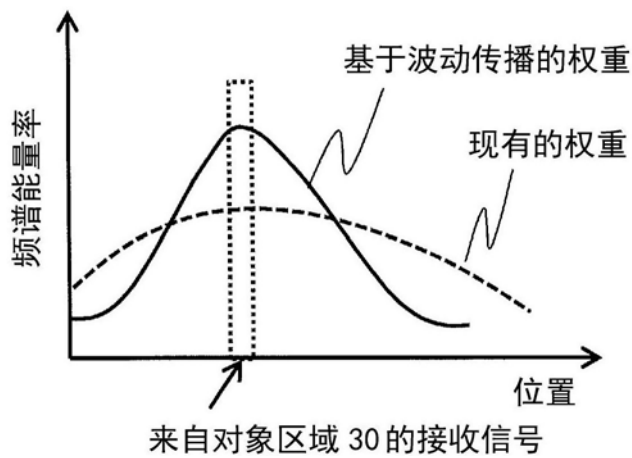


图9

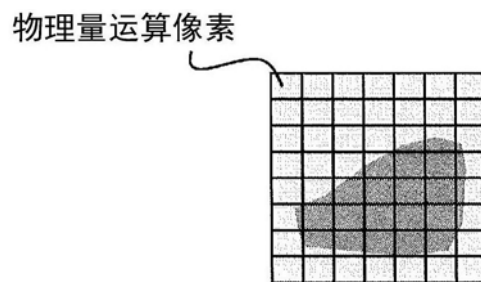


图10

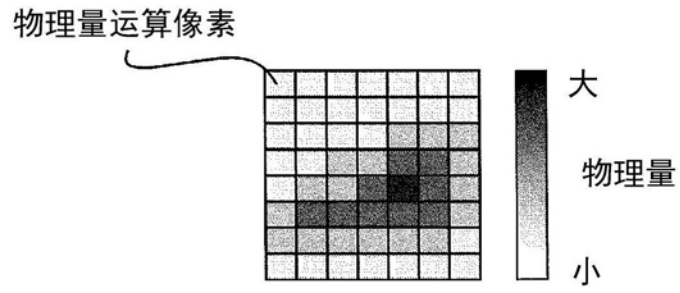


图11

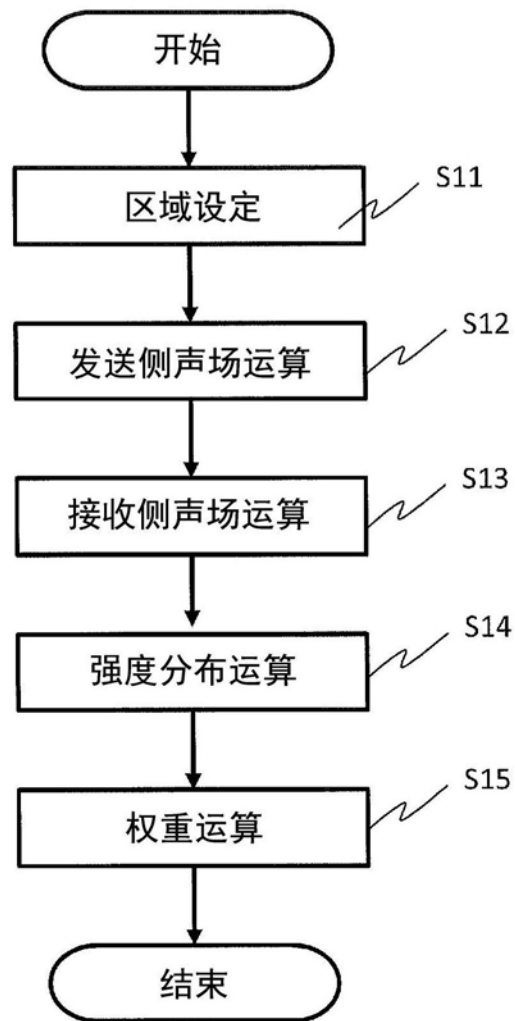


图12

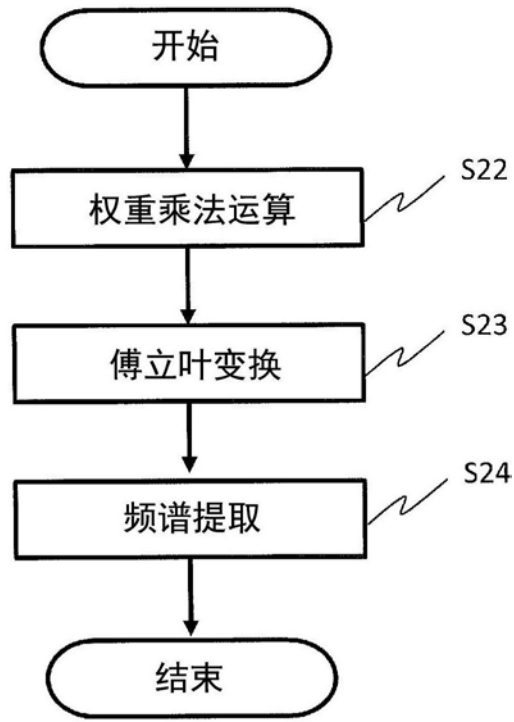


图13

专利名称(译)	频谱解析装置、频谱解析方法以及超声波摄像装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN108024795A</a>	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201680052557.7	申请日	2016-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	广岛美咲 田中智彦 田中千鹤枝 池田贞一郎		
发明人	广岛美咲 田中智彦 田中千鹤枝 池田贞一郎		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/7257 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52026 G01S7/52036 G01S7/52046 G01S7/52066 G16H50/30 A61B8/145 G06T7/0012 G06T2207/10132		
代理人(译)	李国华		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

使频谱解析的精度提升，进而使表示生物体的组织性状的信息的可靠性提升。对接收信号设定成为频率谱解析的对象的运算区域以及窗口区域。对窗口区域的多个接收信号进行加权，进行加权后的窗口区域的接收信号的频率谱解析。在假定从多个振子发送的超声波在所述被检体内波动传播，到达与所述运算区域对应的所述被检体内的对象区域从而被反射，进而在被检体内波动传播从而到达了多个振子的情况下，使用与在窗口区域的接收信号中产生的强度分布对应的权重分布来进行加权。

