



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135573 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680055988.9

(22)申请日 2016.09.23

(30)优先权数据

2015-187024 2015.09.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/078115 2016.09.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/051903 JA 2017.03.30

(71)申请人 国立大学法人东京大学

地址 日本东京

申请人 百合医疗科技株式会社

(72)发明人 东隆 中村弘文

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 齐雪娇 金玉兰

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

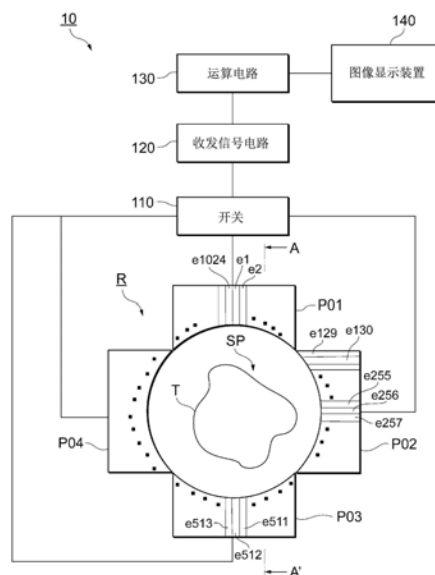
权利要求书3页 说明书14页 附图17页

(54)发明名称

超声波诊断系统及超声波诊断方法

(57)摘要

提供一种能够以对象物的移动作为矢量进行测定的超声波诊断系统及超声波诊断方法。具备：多个元件，其配置于被检体的周围，且进行超声波的发送和接收中的至少一个；控制部，其对多个元件进行控制；运算部，其基于从诊断对象反射的超声波的反射波而测定诊断对象的速度矢量，其中，控制部是以使至少配置于不同的2个区域的元件接收以相互不同的角度反射的反射波的方式进行控制，运算部基于以至少2个不同的角度反射的多个反射波来测定诊断对象的速度矢量。



1. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;

控制部,其以如下的方式对所述多个元件进行控制:通过所述多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对所述被检体内的诊断对象以第一角度发送超声波,通过所述多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以第二角度反射的所述超声波的反射波,通过所述多个元件中的配置于第三区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以与所述第二角度不同的第三角度反射的所述超声波的反射波;以及

运算部,其基于配置于所述第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于所述第三区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算所述诊断对象的速度矢量。

2. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;

控制部,其以如下的方式对所述多个元件进行控制:通过所述多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对所述被检体内的诊断对象以第一角度发送第一超声波,通过所述多个元件中的配置于所述第一区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以所述第一角度反射的所述第一超声波的反射波,通过所述多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,对所述诊断对象以第二角度发送第二超声波,通过所述多个元件中的配置于所述第二区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以所述第二角度反射的所述第二超声波的反射波;以及

运算部,其基于配置于所述第一区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于所述第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算所述诊断对象的速度矢量。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述运算部还具有测定速度矢量的模式和测定流量的模式,其中,测定所述速度矢量的模式测定在所述诊断对象中流动的流体的速度,

在测定所述速度矢量的模式中的进行所述超声波的发送的元件分布的第一范围、测定所述速度矢量的模式中的进行所述超声波的接收的元件分布的第二范围、测定所述流量的模式中的进行所述超声波的发送的元件分布的第三范围、以及测定所述流量的模式中的进行所述超声波的接收的元件分布的第四范围中,所述第一范围比所述第三范围小,或者所述第二范围比所述第四范围小。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述运算部具备身体移动去除过滤器,所述身体移动去除过滤器在进行测定所述速度矢量的模式中,针对每种所述速度矢量的速度成分设定不同的截止值。

5. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;

控制部,其以如下的方式对所述多个元件进行控制:通过所述多个元件中的至少配置于第一区域的元件,接收从所述被检体内的诊断对象反射的第一超声波的反射波,通过所述多个元件中的至少配置于第二区域的元件,接收从所述诊断对象反射的第二超声波的反射波;以及

运算部,其根据配置于所述第一区域的元件接收到的所述第一超声波的反射波进行第一图像的拍摄,根据配置于所述第二区域的元件接收到的所述第二超声波的反射波进行第

二图像的拍摄,对于所述第一图像和所述第二图像的各图像,对将图像按顺序排列而构成的矢量沿时间方向排列而得到的两个矩阵进行计算,对将所述两个矩阵沿与时间方向正交的方向排列而得到的第三矩阵进行计算,从所述第三矩阵提取所述诊断对象的血流信息。

6. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;

控制部,其以如下的方式对所述多个元件进行控制:通过所述多个元件中的至少配置于第一区域的元件,将第一超声波发送到所述被检体内的诊断对象,通过所述多个元件中的至少配置于第二区域的元件,将第二超声波发送到所述诊断对象;以及

运算部,其根据配置于所述第一区域的元件发送出的所述第一超声波的反射波进行第一图像的拍摄,根据配置于所述第二区域的元件发送出的所述第二超声波的反射波进行第二图像的拍摄,对于所述第一图像和所述第二图像的各图像,对将图像按顺序排列而构成的矢量沿时间方向排列而得到的两个矩阵进行计算,对将所述两个矩阵沿与时间方向正交的方向排列而得到的第三矩阵进行计算,从所述第三矩阵提取所述诊断对象的血流信息。

7. 根据权利要求5或6所述的超声波诊断系统,其特征在于,所述运算部具备过滤器,所述过滤器根据所述第三矩阵使身体移动和血流进行分离,去除身体移动。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断系统,其特征在于,去除所述身体移动的过滤器是奇异值分解或本征值分解。

9. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述运算部在接收所述反射波时针对每个接收焦点,设定独立的时间轴的设定,对于在不同的时间相位获取的信号之间的相互关联的运算,在相互关联的计算轴使用所述独立的时间轴。

10. 一种超声波诊断方法,其特征在于,是使用诊断装置而进行的超声波诊断方法,所述诊断装置具备配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个的多个元件,

所述超声波诊断方法具备以下步骤:

以如下的方式对所述多个元件进行控制的步骤:通过所述多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对所述被检体内的诊断对象以第一角度发送超声波,通过所述多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以第二角度反射的所述超声波的反射波,通过所述多个元件中的配置于第三区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以与所述第二角度不同的第三角度反射的所述超声波的反射波;以及

基于配置于所述第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于所述第三区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算所述诊断对象的速度矢量的步骤。

11. 一种超声波诊断方法,其特征在于,是使用诊断装置而进行的超声波诊断方法,所述诊断装置具备配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个的多个元件,

所述超声波诊断方法具备以下步骤:

以如下的方式对所述多个元件进行控制的步骤:通过所述多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对所述被检体内的诊断对象以第一角度发送第一超声波,通过所述多个元件中的配置于所述第一区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以所述第

一角度反射的所述第一超声波的反射波,通过所述多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,对所述诊断对象以第二角度发送第二超声波,通过所述多个元件中的配置于所述第二区域的元件的至少一部分,接收从所述诊断对象以所述第二角度反射的所述第二超声波的反射波;以及

基于配置于所述第一区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于所述第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算所述诊断对象的速度矢量的步骤。

12. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

多个元件,其配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个;

控制部,其以如下的方式对所述多个元件进行控制:从构成所述多个元件的一部分的元件对被检体内的诊断对象发送超声波,通过配置于从所述诊断对象反射的反射角度相互不同的区域的两个以上的开口,接收从所述诊断对象反射的所述超声波的反射波;以及

运算部,其基于构成所述两个以上的开口的元件组分别接收到的反射波来运算所述诊断对象的速度矢量。

13. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;

控制部,其以如下的方式对所述多个元件进行控制:从所述多个元件中的配置于第一区域的元件对被检体内的诊断对象发送第一超声波,通过配置于所述第一区域的元件接收从所述诊断对象反射的所述第一超声波的反射波,从所述多个元件中的配置于第二区域的元件对所述诊断对象发送第二超声波,通过配置于所述第二区域的元件接收从所述诊断对象反射的所述第二超声波的反射波;以及

运算部,其基于所述第一超声波的反射波和所述第二超声波的反射波来运算所述诊断对象的速度矢量。

超声波诊断系统及超声波诊断方法

对相关申请的交叉引用

本申请基于2015年9月24日申请的日本申请号(特愿)2015-187024号,将其记载内容援引于此。

技术领域

本发明涉及照射超声波而制成被检体的断层图像的超声波诊断系统及超声波诊断方法。

背景技术

利用非侵入性的超声波进行的诊断系统由于不需要将生物体直接切开而观察的外科手术,所以作为诊断被检体内部的信息的技术而在医疗领域中被广泛使用。

在以往的超声波诊断系统中,对被检体照射超声波,通过对从该被检体反射的反射波进行解析而制成被检体的断层图像。由于声音是疏密波,所以超声波的声压在该超声波的行进方向上边变动边传播。在超声波诊断中,接收通过被检体中存在的散射体进行散射而得到的回波信号。以往的超声波诊断系统通过测定由散射体的位置的时间变动导致的回波信号的变动,能够检测对象物的移动。

例如,在专利文献1中记载的诊断装置具备对跳动的血管垂直地发送超声波并接收反射回波的超声波探头,从反射回波中利用信号处理提取导致多普勒效应的频移的成分。在专利文献1记载的诊断装置中,将反射回波作为检测信号而运算血流速度。

现有技术文献

专利文献

专利文献1:日本特开平5-23335号公报

非专利文献

非专利文献1:IEEE Trans.Ultrason.Ferr.Freq.Contrl.,vol.45 No.3pp.837-851, 1998.

发明内容

技术问题

然而,在与超声波的行进方向正交的方向上对象物发生移动的情况下,与在行进方向上对象物发生移动的情况相比,回波信号的变化小。因此,在专利文献1记载的现有的超声波装置中,存在只能对与照射了超声波的方向相关的成分检测对象物的移动的问题。

作为以矢量进行多普勒血流测定的方法,提出了如非专利文献1所示的对收发信号的开口方向施加相位调变的方法、在一个线形或扇形等的探测器中设定二个角度不同的光束的方法等。然而,前者存在传输能量降低的问题。另外,后者存在这样的问题,即,由于即使在一个探测器内设定角度不同的光束,在深部处相互所呈的角度也会变小,因而诊断对象配置于深部的情况下,无法测定矢量。

因此,本发明鉴于上述情况,提供一种防止发送能量的降低,且与和对象物的位置关系无关地能够以对象物的移动作为矢量进行测定的超声波诊断系统及超声波诊断方法。

技术方案

本发明的预定的实施方式的超声波诊断系统具备:多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;控制部,其以如下的方式对多个元件进行控制:通过多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对被检体内的诊断对象以第一角度发送超声波,通过多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以第二角度反射的超声波的反射波,通过多个元件中的配置于第三区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以与第二角度不同的第三角度反射的超声波的反射波;以及运算部,其基于配置于第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于第三区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算诊断对象的速度矢量。

另外,本发明的预定的实施方式的超声波诊断系统具备:多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;控制部,其以如下的方式对多个元件进行控制:通过多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对被检体内的诊断对象以第一角度发送第一超声波,通过多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以第一角度反射的第一超声波的反射波,通过多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,对诊断对象以第二角度发送第二超声波,通过多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以第二角度反射的第二超声波的反射波;以及运算部,其基于配置于第一区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算诊断对象的速度矢量。

本发明的预定的实施方式的超声波诊断方法,使用诊断装置而进行,该诊断装置具备配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个的多个元件,该超声波诊断方法具备以下步骤:以如下的方式对多个元件进行控制的步骤:通过多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对被检体内的诊断对象以第一角度发送超声波,通过多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以第二角度反射的超声波的反射波,通过多个元件中的配置于第三区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以与第二角度不同的第三角度反射的超声波的反射波;以及基于配置于第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于第三区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算诊断对象的速度矢量的步骤。

另外,本发明的预定的实施方式的超声波诊断方法,使用诊断装置而进行,该诊断装置具备配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个的多个元件,该超声波诊断方法具备以下步骤:以如下的方式对多个元件进行控制的步骤:通过多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,对被检体内的诊断对象以第一角度发送第一超声波,通过多个元件中的配置于第一区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以第一角度反射的第一超声波的反射波,通过多个元件中配置于第二区域的元件的至少一部分,对诊断对象以第二角度发送第二超声波,通过多个元件中的配置于第二区域的元件的至少一部分,接收从诊断对象以第二角度反射的第二超声波的反射波;以及基于配置于第一区域的元件的至少一部分接收到的反射波和配置于第二区域的元件的至少一部分接收到的反射波来运算诊断对象的速度矢量的步骤。

另外,本发明的超声波诊断系统具备:多个元件,其配置于被检体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少一个;控制部,其以如下的方式对多个元件进行控制:从构成上述多个元件的一部分的元件对被检体内的诊断对象发送超声波,通过配置于从上述诊断对象反射的反射角度相互不同的区域的两个以上的元件接收从上述诊断对象反射的上述超声波的反射波;以及运算部,其基于上述两个以上的元件分别接收到的反射波来运算上述诊断对象的速度矢量。

并且,本发明的超声波诊断系统具备:多个元件,其配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个;控制部,其以如下的方式对多个元件进行控制:从上述多个元件中的配置于第一区域的元件对被检体内的诊断对象发送第一超声波,通过配置于上述第一区域的元件接收从上述诊断对象反射的上述第一超声波的反射波,从上述多个元件中的配置于第二区域的元件对上述诊断对象发送第二超声波,通过配置于上述第二区域的元件接收从上述诊断对象反射的上述第二超声波的反射波;运算部,基于上述第一超声波的反射波和上述第二超声波的反射波来运算上述诊断对象的速度矢量。

发明的效果

根据本发明,能够以对象物的移动作为矢量进行测定。

附图说明

图1是示意性地表示本发明的实施方式的超声波诊断系统的结构的图。

图2是图1所示的超声波诊断系统的AA' 截面图。

图3是示意性地表示使用了本发明的实施方式的环形阵列R的全开口的情况下的超声波的声压分布的图。

图4是示意性地表示本发明的实施方式的结构1上的超声波的收发的情况的图。

图5是表示本发明的实施方式的结构1上的血流的流速测定处理的流程的图表。

图6是示意性地表示本发明的实施方式的结构2上的超声波的收发的情况的图。

图7是表示本发明的实施方式的结构2上的血流的流速测定处理的流程的图表。

图8是表示本发明的实施方式的各数据包中接收的多普勒信号与血流速度之间的相关性的图。

图9是表示本发明的实施方式的焦点附近的收发信号的灵敏度的空间分布的图。

图10是示意性地表示本发明的实施方式的区分并提取出与身体移动不同的方向的低速血流的处理的图。

图11是示意性地表示本发明的实施方式的将多普勒图像进行复合的处理的图。

图12是示意性地表示本发明的实施方式的体细胞去除过滤器的应用例的一个例子的图。

图13表示对于散射体分布,将提供模拟了身体移动和血流的移动的128帧的空间分布数据在时间方向投影而得到的结果。

图14表示通过比较例的方法进行血流图像的显示而得的结果。

图15表示通过比较例的方法进行血流图像的显示而得的结果。

图16表示通过本发明的实施方式的体细胞去除的方法进行血流图像的显示而得的结果。

图17是两个身体移动处理法的比较说明图。

符号说明

10:超声波诊断系统

110:开关

120:收发信号电路

130:运算电路

140:图像显示装置

R:环形阵列

T:被检体

SP:插入部

e1~1024:元件

P01~04:凹面型振子

具体实施方式

以下,对本发明的一个实施方式进行详细地说明。应予说明,以下的实施方式是用于说明本发明的例示,其主旨并不是将本发明仅限于该实施方式。另外,本发明只要不脱离其要旨,就能够进行各种变形。并且,如果是本领域技术人员,就可以采用将以下所述的各要素置换为等价物而得到的实施方式,所述实施方式也包含于本发明的范围。另外,附图中的各种尺寸比率并不限于该图示的比率。

[实施方式]

本发明的一个实施方式的超声波诊断系统10构成为对人体等被检体照射超声波,使用被反射的反射波(以下,将从相对于同一场所在不同的时间获取的多个反射波解析而提取对象的时间变化成分的信号也称为“多普勒信号”)而对被检体内的组织、特别是对血流进行拍摄的系统。被检体是人体或其构成部位,可举出手、胳膊、脚、臀部、乳房等。在本实施方式的超声波诊断系统10中,能够测定被检体T内的血流的流量和流速。由于在产生了癌细胞的位置新形成了被称为新生血管的血管,所以血管的密度变高。超声波诊断系统10能够测定血流量和血流速而使测定结果图像化。医生通过确认超声波诊断系统10的拍摄图像,从而能够诊断恶性肿瘤(以下,将恶性肿瘤也称为“癌”)等病变。以下,参照图1对超声波诊断系统10的结构进行说明。

如图1所示,超声波诊断系统10具备环形阵列R、开关110、收发信号电路120、运算电路(运算部的一个例子)130、以及图像显示装置140。

环形阵列R由多个振子组合而构成,优选是直径80~500mm、更优选为直径100~300mm的环型形状的振子。另外,环形阵列R也可以采用直径可变的结构。在本实施方式中作为一个例子,是由4个凹面型振子P01~P04组合而成的直径200mm的环型形状的振子。该例中,各个凹面型振子P01~P04由256个短矩形压电元件(以下,仅称为“元件”)构成。构成振子的元件的个数没有限定,优选为1~1000个,更优选为100~500个。在本实施方式中,元件具有将电信号和超声波信号相互转换的功能。元件将超声波发送到被检体T,接收从被检体T反射的反射波(多普勒信号)而将电信号作为接收数据形成。应予说明,在本实施方式中,对各元件具备发送超声波的发送信号元件和接收超声波的接收信号元件这两者的功能进行说明,

但并不限于此。例如,各元件可以是发送信号元件和接收信号元件中的任一个,多个发送信号元件和多个接收信号元件可以分别配置成环状。另外,各元件也可以是具备发送信号元件和接收信号元件这两者的功能的元件,为发送信号元件及接收信号元件混合存在的结构。

图1中仅示出了一部分,但凹面型振子P01具有元件e1~e128、元件e897~e1024这256个元件。另外,凹面型振子P02具有元件e129~e384这256个元件,凹面型振子P03具有元件e385~e640这256个元件,凹面型振子P04具有元件e641~e896这256个元件。元件e1~e1024随着编号的升序沿环状顺时针地在插入部SP的周围以每约0.352度的等间隔设置。以下,对将配置有元件e1的位置设为0度,将按顺时针从元件e1到元件e512为止设为从0度至180度,将按逆时针从元件e1到元件e512为止设为0度至-180度进行说明。

在环形阵列R的中央设置有用于插入被检体T的插入部SP(直径没有限定,但直径70~490mm,更优选为直径90~290mm。在本实施方式中,作为一个例子,设为直径100mm左右)。在环形阵列R的内周侧,将被称为声学透镜的凸面透镜安装于表面。通过对环形阵列R的内周侧施加这样的表面加工,能够使各元件发送的超声波聚集在包含环形阵列R的平面内。应予说明,构成环形阵列R的元件个数、直径不限于图1。另外,在本实施例中,将各元件等间隔地配置为环状,但环形阵列R的形状不限于圆形,例如,可以是六边形、正方形、三角形等任意的多边形,可以是至少一部分包含曲线和/或圆弧的形状、其他任意的形状、或者这些形状的一部分(例如,半圆、圆弧)。即,环形阵列R能够概括为阵列R。另外,构成阵列R的各元件的配置优选是将被检体T的周围断续地包围至少90度或者包围90度以上这样的配置,但并不限于这些。另外,在本发明中,元件相对于被检体从各种角度发送乃至接收超声波是重点,多个元件配置于被检体的周围即可,也可以不构成为一个阵列。

环形阵列R介由开关110被安装于收发信号电路120。

收发信号电路120将控制信号(电信号)发送到环形阵列R的元件,并对超声波的收发进行控制。例如,收发信号电路120传送对元件发送的超声波的频率和/或大小、波的种类(连续波、脉冲波等)、后述的运算电路130为了测定血流的流量和/或流速而从元件收集的接收数据的个数(以下,收集的接收数据的个数,即用于运算的为了获得来自被检体T内的相同部位的数据的时间变化成分而进行多次收发信号中的收发信号的次数称为“数据包数”)的指示。在本实施方式中,作为一个例子,将数据包数设为8,收发信号电路120一次性发送使256个元件驱动的控制信号。

开关110分别连接到环形阵列R的1024个元件,使来自收发信号电路120的信号传递到任意的元件,使元件驱动(以下,将接收到控制信号的元件也称为“驱动元件”)。开关110对1024个元件中的被驱动的256个元件分配从收发信号电路120提供的控制信号。本实施方式超声波诊断系统10通过使用该开关110依次切换向收发信号电路120连接的驱动元件,从而实现构成环形阵列R的1024个元件的驱动。利用开关110进行的切换优选在数ms数量级以下进行。由此,超声波诊断系统10能够几乎实时地进行数据的收集。

运算电路130构成为:通过对元件接收到的多普勒信号进行解析,测定被检体T内的血流的流量和/或流速。另外,运算电路130可以使用测定出的流量和/或流速,生成被检体T的断层图像。图像显示装置140是显示运算电路130生成的拍摄图像的监视器。

图2是环形阵列R的AA' 截面图。作为一个例子,环形阵列R设置为在开有孔的床之下,床

的孔和插入部SP重叠。对于受检者而言,从床的孔将作为拍摄对象的身体的部位插入到插入部SP。

对环形阵列R而言,如果元件进行被收发信号电路120指定的数据包数的接收数据的接收,则沿着图2的箭头的方向上下变更收发信号的焦点位置,再次接收数据包数的接收数据。这样,通过移动焦点位置而反复扫描直到拍摄视野内的接收数据的收集(以下,将在移动焦点位置的同时收集接收数据也称为“扫描”)结束,能够制成圆形切片的二维的拍摄图像。

接下来,对这样构成的本实施方式的超声波诊断系统10的动作进行说明。

<血流量测定处理>

首先,对超声波诊断系统10的血流量测定处理进行说明。

这里,对通过使用由构成环形阵列R的全部或大致全部的元件构成的收发波面(以下全开口)进行超声波的收发,从而测定血流的流量的情况进行说明。本实施方式的收发信号电路120构成为能够同时控制的元件的个数为256。因此,利用开关110对元件每4次的驱动重复4次,超声波诊断系统10能够收集全开口的接收数据。

图3示意性地表示使用了环形阵列R的全开口的情况下的超声波的波形。等间隔地配置的各元件发送的超声波相互抵消,聚集在中心点。因此,通过使用环形阵列R的全开口的数据,也可以对被检体T的任意方向的移动进行检测,并且由于点响应函数宽度窄,因此能够制成分辨率高的拍摄图像。

运算电路130从元件接收到的多普勒信号制成拍摄图像。具体而言,运算电路130通过在数据包间获取信号的相互关联,计算血液的变化量,并测定流量。在计算流量的情况下,首先相对于从数据包间的信号的相互关联求得的在数据包内的检测速度,除去与身体移动速度对应的低速成分。将除去了该低速成分的相互关联值的大小作为该情况下的流量而使其空间的分布图像化。

流量的情况即使在没有与流动的方向相关的信息的状态下也具有充分有益的信息。因此,运算电路130能够组合测定出的流量和后述的流速的推断结果而进行图像提示。作为图像的提示方法,例如可举出具有与流量的大小呈比例的输出而设定过滤器,流量少的成分不显示的方法等。在具有与流量的大小呈比例的输出且过滤器适用于流速测定结果的情况下,使用分别适用于流速测定和流量测定的开口条件,交替地进行测定。在流量测定中开口极广,即用于发送或接收的元件的分布的广度被设定为极广,从而实现高的空间分辨率。另一方面,如以下详细说明,在流速测定中,由于按每种矢量的成分进行测定,所以需要使收发信号灵敏度的空间分布、即点响应函数具有各向异性。因此,优选限制开口,即限制用于发送或接收的元件的分布的广度。其结果为,在流速测定中使用的元件的集合成为流量测定中使用的元件的集合的一部分。或者,在流速测定中使用的元件数比在流量测定中使用的元件数少。其没有必要要在收发信号共同实现该条件,在发送和接收中的任一个,只要满足在流量测定与流速测定之间使用的元件数的大小关系或集合与部分集合之间的关系即可。

通过使用环形阵列R的全开口,能够检测到任一方向的移动,但相反由于会检测到任一方向的移动,所以无法确定被检体T的观察部中的血流的方向。因此,在本实施方式的超声波诊断系统10中,在进行流速的测定的情况下,限制开口而进行测定。

[0035] <血流的流速测定处理>

接下来,对血流速测定处理进行说明。在使用以往的多普勒信号而测定速度矢量的装置的情况下,仅能够检测血流的速度成分中的超声波的传播方向的移动。因此,在本实施方式的超声波诊断系统10中,通过合成对在不同的两个方向反射得到的多普勒信号进行解析而测定出的各方向的速度矢量,能够计算血流的流速。应予说明,在本实施方式中,对相互正交的两个方向的多普勒信号进行解析的情况进行说明,但用于解析的信号只要是反射角相互不同的多普勒信号即可,不限于正交的信号。

作为流速测定处理中的元件的超声波收发的控制方法,例如可举出结构1~2的两个方法。

1. 结构1

图4是示意性地表示结构1的超声波的收发的情况。结构1中,超声波诊断系统10从45度(第一角度的一个例子)的方向D1发送超声波,在以正交的0度(第二角度的一个例子)和90度(第三角度的一个例子)分别作为中心轴的两个方向上,接收多普勒信号。应予说明,这里,角度是指连结发送信号开口的中心部和发送焦点而得到的矢量与预先设定的基准线(例如,连结元件e0与元件e1024之间的位置与圆的中心而得到的直线)之间的角度。

图4的(A)是示意性地表示从45度的方向D1发送超声波,且接收以0度为中心轴的多普勒信号的情况的图。图4的(B)是示意性地表示从45度的方向D1发送超声波,且接收以90度为中心轴的多普勒信号的情况的图。

使用图5对结构1的超声波诊断系统10的处理流程的一个例子进行说明。

按数据包数,生成用于使收发信号电路120对预定的频率的超声波进行收发的控制信号。开关110以使配置于0~90度的位置的元件e1~256发送的超声波同时到达插入部SP的中点的方式依次传递控制信号而进行驱动。例如在聚集于几何学上的中心位置的情况下,从元件e1到e256为止将全部延迟时间设定为0而传递控制信号。按照提供控制信号的顺序,驱动元件发送超声波(S101)。

接下来,开关110相对于配置于-45度~135度的位置的元件e896~e1024、e1~e384传递控制信号,依次重复收发信号而接收多普勒信号(S102)。以元件e896~e1024、e1~e128在-45度~45度,e129~e384在45度~135度将多普勒信号在信号处理上分割成2个部分(S103)。应予说明,分割是指将特定的元件组的信号处理和其它的元件组的信号处理分离而分别并列地进行运算。在本实施方式中,将e896~e1024、e1~e128的信号处理与e129~e384的信号处理完全分离,并分别并列地运算。

对收发信号电路120生成的数据包次数的量的控制信号,重复S101~S103的处理直到开关110向元件的传递结束(S104:是)。如果收集数据包次数的量(在本实施方式中8个数据包的量)的接收数据,则运算电路130利用后述的流速计算处理,提取相位变化,计算0度和90度的位置的速度矢量。运算电路130通过合成计算出的0度和90度的速度矢量而推断血流的流速(S105)。

在拍摄视野内的扫描没有结束的情况下(S106:否),通过使提供给各元件的延迟时间的分布变化,从而使元件收发超声波的焦点位置移动(S107)。重复该S101~S107的处理直到拍摄视野内的扫描结束(S106:是)。另外,在进行三维的拍摄的情况下,通过进一步使环形阵列R沿上下方向移动,重复在此之前说明的操作,从而进行三维拍摄。

在这样的结构1的控制方法中,由于发送信号元件和接收信号元件在数据包内被切换,所以会在切换开关110时产生噪声。另一方面,在结构1的控制方法中,由于发送信号元件被固定,所以能够在不降低帧率(分辨率)的情况下进行扫描。

应予说明,作为结构1的控制方法,能够从某个开口(在阵列中进行收发信号的部分)进行超声波的发送,将其利用不同的开口接收,接下来,从与初始的发送不同的开口发送超声波,将其利用与初始的接收相同的开口接收。例如可以使用利用-45度~45度的开口进行超声波的发送,利用0~90度的开口接收,接着利用45度~135度的开口进行发送,再次利用0~90度的开口接收,将其交替地重复的方法。在该情况下,接收信号开口通常是相同的,因此能够在完全地获取一个发送波形之前在另一个的发送条件下的发送。由此,能够进行高速的拍摄。并且,例如通过以利用30~60度的开口发送超声波,利用60~120度的开口接收,利用120~150度的开口发送,再次利用60~120度的开口接收的方式,且发送信号元件和接收信号元件不重叠的方式,设定收发信号元件的开口,能够进行更高速的拍摄。

图9是表示计算基于接收信号开口的不同而对多普勒信号进行收发情况下的灵敏度的空间分布的结果的图。

图9的(a)、(b)是表示从45度的方向D1发送超声波,且在将0度(图9的(a))和90度(图9的(b))分别设为中心轴的2个方向上接收多普勒信号的情况下的灵敏度的空间分布(点响应函数)的图。在该情况下,图9的(a)和图9的(b)所示的点响应函数的倾斜之差所呈的角度没有变成90度。

另一方面,图9的(c)、(d)是表示从45度的方向D1发送超声波,在将正交的135度(图9的(c))和-45度(图9的(d))分别作为中心轴的2个方向上接收到多普勒信号的情况下的灵敏度的空间分布(点响应函数)的图。在该情况下,图9的(c)和图9的(d)所示的点响应函数的倾斜之差所呈的角度扩展到90度。由此,能够拍摄所谓的方向上的血流的速度矢量。如该一个例子,优选以使点响应函数的倾斜之差所呈的角度为90度的方式设定接收位置。

在以往的多普勒拍摄法中,超声波传播方向和模拟数字转换器的时间取样方法一致。在本发明中,在多个不同的传播方向的发送或接收的回波信号中,通过在时间轴取样的方向和各个传播方向不同的状态下合成,从而由于相互关联而定义在时间轴上的速度变得困难。因此,在本发明中,优选每个观测点设定独自的时间轴向,以在此时间轴上排列数据的方式,考虑发送信号元件位置和接收信号元件位置而进行获取接收回波数据的再排列。

2. 结构2

图6示意性地表示结构2的超声波的收发一个例子。在结构2中,例如,超声波诊断系统10在45度的方向D1上收发超声波,接着在135度的方向D2上收发超声波。图6的(A)是示意性地表示从45度的方向D1发送超声波,接收以45度为中心轴的多普勒信号的情况的图。图6的(B)是示意性地表示从135度的方向D2发送超声波,接收以135度为中心轴的方向的多普勒信号的情况的图。

使用图7对结构2的超声波诊断系统10的处理流程的一个例子进行说明。

按数据包次数,生成用于使收发信号电路120对预定的频率的超声波进行收发控制信号。开关110以使配置于0~90度的位置的元件e1~256发送的超声波同时到达插入部SP的中点的方式依次传递控制信号而进行驱动。具体而言,使用以发送焦点位置与元件位置之间的距离除以推断声速而得到的值为基础设定的延迟时间而传递控制信号。按照提供控

制信号的顺序,驱动元件发送超声波(S201)。另外,开关110对配置于0~90度的位置的元件e1~256传递控制信号,并接收多普勒信号(S202)。

如果接收结束,则接着开关110以配置于90~180度的位置的元件e257~512发送的超声波同时到达插入部SP的中点的方式,依次传递控制信号并进行驱动。具体而言,使用以发送焦点位置和元件位置的距离除以推断声速而得到的值为基础设定的延迟时间而传递控制信号。按照提供控制信号的顺序,驱动元件发送超声波(S203)。另外,开关110对配置于90~180度的位置的元件e257~512传递控制信号,并接收多普勒信号(S204)

重复S201~S204的处理直到开关110将收发信号电路120生成的数据包次数的量的控制信号传递到元件结束(S205:是)。

如果收集与数据包次数的量(在本实施方式中8个数据包的量)的接收数据,则运算电路130利用后述的流速计算处理,提取相位变化,并计算45度和135度的位置的速度矢量。运算电路130通过合成计算出的45度和135度的速度矢量而推断血流的流速(S206)。在拍摄视野内的扫描没有结束的情况下(S207:否),使环形阵列R上下移动,使元件收发超声波的焦点位置移动(S208)。重复该S201~S208的处理直到拍摄视野内的扫描结束(S207:是)。

这样,在结构2的控制方法中,由于发送信号元件和接收信号元件在数据包内不被切换,所以能够减少因开关处理导致的噪声产生。另一方面,由于切换发送信号元件而需要进行2次发送处理,所以拍摄图像的帧频(分辨率)有时会下降。

目前为止,关于通过对用于超声波的发送的元件和用于接收的元件这两者进行限定而对发送和接收一起缩小开口进行聚焦的情况进行了说明。然而,在超声波的发送中,可以使用不缩小光束(开口),在接收中在多个不同的位置同时聚焦的高速拍摄方法。例如,通过将发送光束宽度设定为接收光束宽度的10倍左右宽,其宽度中形成十个接收光束,能够将全拍摄时间加速十倍。作为更具体的设定方法,由于发送光束宽度和接收光束宽度分别与开口宽度呈反比例,所以在将发送光束宽度设定为接收光束宽度的10倍的情况下,将用于发送的元件的个数设定为用于接收的元件的个数的1/10即可。在多普勒拍摄中,利用拍摄的高速化,能够设计更加界限分明的身体移动去除过滤器,由此能够描绘接近身体移动的低速血流。

在上述1.和2.中对具体的结构的一个例子进行了说明,但本发明是根据相对于被检体位于不同的角度的元件接收到的各多普勒信号,能够进行矢量合成而计算速度矢量的发明,因此还能够采用如下的结构。即,一种超声波诊断系统,具备:多个元件,其配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个;控制部,其以如下的方式对多个元件进行控制,即,从构成多个元件的一部分的元件对被检体内的诊断对象发送超声波,通过配置于来自诊断对象的反射角度相互不同的区域的2个以上的元件接收从诊断对象反射的超声波的反射波;以及运算部,其基于2个以上的元件分别接收到的反射波,运算诊断对象的速度矢量。系统的具体的控制方法的一个例子只要与上述1.至2.相同即可。

并且,本发明是利用2个位置的元件接收从2个位置的元件对被检体照射而得的超声波的反射波,从这2个位置的元件接收到的各个多普勒信号,能够进行矢量合成而计算速度矢量的发明,因此能够采用以下的结构。即,一种超声波诊断系统,具备:多个元件,其配置于被检体的周围且进行超声波的发送和接收中的至少一个;控制部,其以如下的方式对多个元件进行控制,即,从多个元件中的配置于第一区域的元件对被检体内的诊断对象发送第

一超声波,利用配置于第一区域的元件接收从诊断对象反射的第一超声波的反射波,从多个元件中配置于第二区域的元件对诊断对象发送第二超声波,利用配置于第二区域的元件接收从诊断对象反射的第二超声波的反射波;以及运算部,其基于第一超声波的反射波和第二超声波的反射波,运算上述诊断对象的速度矢量。系统的具体的控制方法的一个例子与上述1.至2.相同即可。

3.流速计算处理

接下来,对基于运算电路130的流速计算处理进行说明。

运算电路130基于接收到的多普勒信号对血流的速度矢量进行解析。图8的(A)表示接收信号元件接收到的8数据包的量的多普勒信号的波形。图8的(A)的图的横轴表示在各数据包中元件发送超声波之后的相对的经过时间。图8的(B)的图是对图8的(A)的各数据包的多普勒信号的基准时间的振幅进行描绘而得到的图。由于声音是正弦函数的波形,所以数据包间的基准时间的相位的变化(图8的(B)的图的倾斜度)表示血流的速度。

运算电路130基于由图8的(B)所示的图计算出的速度和接收到多普勒信号的方向,针对元件接收到的多普勒信号的每个方向计算速度矢量。通过合成计算得到的速度矢量,能够推断血流的速度矢量。

这样,根据本实施方式的超声波诊断系统10,能够与血流的方向无关地测定流速。

血流能够以矢量进行测定能够构建以下所述的新的身体移动去除过滤器,能够实现低速的血流分布的可视化也是其重要的优点之一。低速血流的可视化与提高描绘出围绕肿瘤的肿瘤新生血管的可能性、肿瘤检测灵敏度的提高、和/或增加用于鉴别肿瘤的信息相关。

在仅检测以往的超声波传播方向的速度成分的多普勒法中,为了区别由呼吸和/或跳动等导致的生物体组织的移动和血流,使用速度范围的过滤器。在以往的方法中,比某个阈值慢的运动作为身体移动而从血流信号中去除,仅将比该阈值快的运动作为血流信号而显示。然而,在这样的以往的方法中,比设定的阈值慢的低速血流成分会全部被去除。另一方面,在本实施例的超声波诊断系统10中,由于作为信号具有矢量成分,所以即使在身体移动和低速血流下速度相同的情况下,在方向不同时能够对其进行区别。

图10是示意性地表示区别并提取出身体移动和低速血流的处理的图。在图10中实线的箭头表示与身体移动相关的速度矢量,虚线的箭头表示与低速血流相关的速度矢量。

图10的(a)表示身体移动和血流的速度矢量的分布。运算电路130从与身体移动相关的速度矢量检测身体移动的方向。接下来,运算电路130对于与血流相关的速度矢量,分解为相对于检测到的身体移动的方向并行的成分和垂直的成分(图10的(b)、(c)-1、(c)-2)。从与分解得到的低速血流相关的速度矢量的成分中的与身体移动并行的方向的成分,去除与身体移动成分存在的速度范围内的低速血流相关的速度矢量(图10的(d)(e))。

图10的(f)表示使与将速度与身体移动相同的低速血流去除之后的血流相关的矢量再次分布而得到的状态。图10的(f)-1表示其中的与身体移动并行的成分,图10的(f)-2表示与身体移动垂直的成分。通过合成图10的(f)-1、(f)-2所示的成分,能够获取与去除了身体移动的低速血流相关的速度矢量(图10的(g))。这样,在本实施方式的超声波诊断系统10中,在身体移动和低速血流下矢量的方向不同的情况下,能够区别身体移动和低速血流而处理。并且,在本实施方式的超声波诊断系统10中,关于与身体移动不同方向的低速血流的垂直于身体移动的成分,由于不利用过滤器,所以能够保存更多的低速血流信号。

用于去除身体移动的速度截止值的设定方法可以通过如下的方法实现。如图10的(a)所示,身体移动在广泛的范围内是相同的矢量,血流在每个局部不同。特别是在此变为课题的低速血流由于是在细血管内流通的血流,所以在每个局部,血管的走向变化,因此血流的速度矢量在每个局部的变化大。因此,将空间上共用的速度矢量成分作为身体移动而处理,将空间上与其他的场所相关性低的速度矢量成分作为血流而处理,设定能够将它们有效地分离的截止值。

图11是示意性地表示对多普勒图像进行复合处理的情况的图。如图11所示,通过对来自多方向的多普勒图像进行复合,能够防止依赖于血管的走向而从一个方向拍摄时血管结构被不连贯地可视化的情况。

应予说明,图11中所示的处理是在通常的超声波断层图像拍摄中,使从以包围拍摄对象区域的方式设定的多个不同方向收发信号而合成(复合)拍摄到的图像(例如断层图像)的方法进行发展而得的方法。对于断层图像拍摄中的复合而言,能够抑制存在于对象物内的界面和/或散射体的反射率的角度依赖性的效果。

4. 其他的身体移动去除方法(奇异值分解)

在上述的1.~3.的说明中,进行与由两个方向的速度推断步骤和针对每种速度成分分解身体移动和血流而进行去除身体移动的步骤构成的例子相关的说明。这里,关于由身体移动和血流构成的移动,对同时使用两个方向的信息,去除身体移动的方法进行说明。

首先,为了增加信号处理的自由度,进行与有关获取信号的控制方法的变更相关的说明。在上述的1.~3.的实施例中使用了如下的方法:空间上分割拍摄区域,针对每个分割出的区域,使超声波聚集而进行发送(图5的S107、图7的S207),接着对仅在预定的数据包次数(8~10的程度:图5的S104、图7的S205)而确定的发送焦点重复收发信号。关于血流空间分布的动态拍摄,拍摄速度相对于空间分割数(发送焦点位置的数量)与数据包数的积,大致为反比例(这是由于大致存在在不同的发送条件期间,能够插入数据包的情况。该情况下能够以比空间分割数与数据包数之积的倒数快的拍摄速率进行测定)。

通常通过增加数据包数而提高信号处理方法的设计自由度。在维持总的拍摄时间的状态下用于增加数据包数的一个方法是减少空间分割数。如果共同减少发送和接收的焦点数,则导致空间分辨率的降低,但接收焦点能够使与多个不同的接收焦点位置相关的信号处理并列地进行。因此,在放大发送光束的聚集区域,减少与发送焦点相关的空间分割数,维持与接收焦点相关的空间分割数的状态下,增加数据包数。具体而言,数据包数可使用64~512的程度的值等。在该处理中,图5、图7是去除了S107、S207的控制流程。

这样针对放大数据包数,且结合空间二维和时间维度而成的总计三维的身体组织的身体移动成分和血流成分所包含的数据,在本发明的身体移动去除的方法中,利用矩阵运算,进行区别身体移动的特征和血流的特征,仅去除身体移动成分。作为矩阵运算,多种多样的方法针对二维矩阵所构成的情况多,所以为了灵活运用这样至此为止的发现,将总计三维的数据压缩为二维数据较为有利。

使用图12对将上述的二种三维数据压缩为一个二维数据的方法进行说明。结合上述的空间二维度和时间维度而成的总计三维的数据是由两个方向成分构成的矢量信息。换言之,需要将二种三维数据压缩为一个二维数据。作为为此的第一步骤的一个例子,如图12所示,利用被称为卡索拉蒂(Casorati)矩阵的方法(详细而言参照文献:IEEE

Trans.Ultrason.Ferr.Freq.Contrl.,vol.34No.11pp.2271-2285,2015.),关于像素空间 xy ,例如在将超声波传播方向设为 x 方向时,在 x 方向上每1列地切出并重新排列,由此转换为 xy 行 $\times$ 1列的1维,构成该新的 xy 压缩而成的空间1维和时间1维这二维矩阵。这里将空间设为1维是为了便于跟踪各个像素的时间变化成分。另外,在 x 方向上每1列地切出是因点响应函数的相位的空间斜度在 x 方向上陡峭而为了相对于 x 方向灵敏度高地检测到移动。(如果在 y 方向上每1列地提取,则在卡索拉蒂矩阵中,由于会不连续的移动,所以在进行本征值分解时不利。)

接下来,关于将本发明的特征的任意的2个方向的A方向(图12的(A)(1))和B方向(图12的(A)(2))这两种的Casorati矩阵汇总在一个矩阵的操作,示出多个例子进行说明。

1.构成为通过减少点响应函数的各向异性(图3),在回波信号包含二个方向的移动成分,并构成一个空间vs时间的二维卡索拉蒂矩阵。

2.将A方向vs时间和B方向vs时间这两个二维卡索拉蒂矩阵在空间维度方向(图12的(B)的纵向)上连结,如图12的(B)所示,构成一个卡索拉蒂矩阵。(作为该方法的小的布置,还有如图12的(B)所示在上半部分和下半部分,排列方向A和方向B是不同的,以变成条纹的方式交替插入方向A和方向B的再排列法等。)

对于利用这些方法构成的二维的卡索拉蒂矩阵所包含的身体移动和血流的分解,能够应用相对于卡索拉蒂矩阵的协方差矩阵的奇异值分解、非负值矩阵因子分解等的主要成分分析等领域中广泛使用的方法等。

以下,作为一个例子,与使用了卡索拉蒂矩阵的协方差矩阵的奇异值分解的例子相关地进行说明。运算电路130制成与经过时间对应的多个图像。运算电路130将制成的多个图像(由像素 x 、像素 y 、时间 t 构成的三维数据)转换成纵向为像素成分(xy :空间分布)且横向为时间成分(t :时间分布)的二维的矩阵(以下,也被称为“数据S”)。即,转换后,1张图像数据由1行矢量表示。

接下来,运算电路130对数据S进行奇异值分解,计算奇异值矩阵。另外,运算电路130基于计算出的奇异值矩阵,通过计算与数据S相关的协方差矩阵 SS^* 、 S^*S 的本征值 λ_i ,从而分别计算相对于协方差矩阵 SS^* 的本征值 λ_i 的本征矢量 u_i 以及相对于协方差矩阵 S^*S 的本征值 λ_i 的本征矢量 v_i 。应予说明,“ S^* ”是S的转置矩阵。此时,可以认为本征矢量 u_i 表示数据S的空间分布的成分,本征矢量 v_i 表示数据S的空间分布的时间变化。对该本征矢量 u_i 、 v_i 而言,各个 λ_i 的值大的成分($i=1$ 附近)具有信号强度大且相干性高这样的性质。该性质与来自身体组织的信号的特征类似。因此,认为通过从数据S去除 λ_i 的值大的成分,能够去除身体组织的信号。应予说明,关于去除的 λ_i 的值大的成分, i 可取值的范围能够设定为1以上 $\sim$ 任意的值。

在本实施方式中,通过对图11所示的复合后的图像进行奇异值分解,能够更为有效地去除身体移动。

图12是示意性地表示本实施方式的去身体移动的方法的图。

图12的(A)示意性地表示从方向A按照每预定的时间拍摄到的多个图像和从方向B按照每预定的时间拍摄到的多个图像。这样在从2个方向拍摄图像的情况下,对于2个方向各自的拍摄图像进行奇异值分解,能够进行身体移动成分的去除。

另一方面,在图12所示的去身体移动的方法中,通过从多个方向依次对多普勒信号

进行收发而从拍摄到的图像制成与上述的数据S的1列相当的矢量数据。具体而言,在图12的(B)的例子中,将在时间 t 根据从方向A收发到的多普勒信号而得到的图像 (n_{AX}, n_{AY}, t) 和根据在距离从方向A收发到的时间 t 为预定的时间 Δt 以内从方向B收发到的多普勒信号而得到的图像 $(n_{BX}, n_{BY}, t + \Delta t)$ 视为根据在相同的时间收发到的信号而得到的图像,生成数据S中的1列的量的矢量数据 $(n_{AX} \times n_{AY} + n_{BX} \times n_{BY})$ 。通过与经过时间对应地生成多个这样的矢量数据,构成在横向上具有多列的时间成分的数据S。运算电路130对该矩阵数据S进行奇异值分解。由此,能够获得仅从1个方向拍摄到的图像而无法获得的身体移动的信息,能够更有效地去除身体移动成分。

以上,关于两个方向成分的例子进行了说明。然而,如果考虑环形阵列的特征,则如图11所示灵活运用3个方向以上的信息也有益。特别是在低速血流变成对象的情况下,由于拍摄速度的制约小,所以能够获取更多的帧数。通过进行3个方向以上的超声波接收,从3个方向以上的卡索拉蒂矩阵进行向一个卡索拉蒂矩阵的再排列,能够适用与目前为止进行了说明的方法相同的处理。

参照图13乃至图15,对于从上述中进行了说明的两个正交的 directions 的回波成分去除身体移动而提取血流成分的方法,针对其有效性,以下使用具体的计算结果进行说明。首先,计算模型针对散射体分布,提供模拟了移动和血流的移动,其适用用于获取超声波回波信号的点响应函数的二维卷积运算。

作为点响应函数,有与方向A对应的点响应函数和与方向B对应的点响应函数(任一形状变为图4、图6所示的一组形状)。图13表示针对散射体分布,将提供模拟了身体移动和血流的移动的128帧的空间分布数据投影到时间方向的结果。这里,为了说明,将模拟身体移动的散射体的个数设为2的6次方个,将模拟血流的散射体的个数也设为2的6次方个,将各个亮度比设为1而可视化,但在以下的实际的计算中,设定为将模拟身体移动的散射体的个数设为2的12次方个,将模拟血流的移动的散射体的个数设为2的10次方个,使血球的亮度变成身体组织的亮度的1/10。布置为:血流在拍摄面内流动为圆环状,身体移动沿着一个方向按照正弦波(sin波)进行速度变化(以128帧为1个周期。振幅为像素空间的像素间隔的40倍)。

图14和图15表示通过比较例的方法进行血流图像的显示的结果。图14是通过以往的方法(在频率空间应用巴特沃斯滤波器),分别在方向A和方向B进行去除身体移动,进行血流图像的显示而得的结果。如图14所示,能够确认血流信息没有全部显示。接着,图15是作为从以往的方法能够容易地类推的方法,在每个方向(这里为方向A和方向B)上进行奇异值分解的结果。其结果可知,虽然圆环状的血流分别被描绘出,但身体移动的影响也大,圆形以渗出放大的方式成像。

图16是表示通过本实施方式的去身体移动的方法进行显示血流图像的结果。根据图16能够确认的是,根据本实施方式的去身体移动的方法,没有因身体移动而导致的渗出,仅提取出血流信号。应予说明,图15中如果预先了解血流的空间分布形状,则能够识别血流和因身体移动而导致的渗出,但在临床现场,血流的空间分布不是已知的,因此难以区别渗出和真实信息。因此,优选图16所示的方法。

在以上的说明中,3的身体移动去除方法是着眼于构成像素的一点或每个将划分空间划分而得到的区域而计算速度矢量的方法。另一方面,4的身体移动去除的方法是通过汇总

使用了相互方向不同的点响应函数的拍摄到的两个图像而构成矩阵,进行去除身体移动处理,从而着眼于两个方向成分的空间分布而进行处理的方法。参照图17对各个方法进行详细说明。

图17的(A)对应于3的去除身体移动的方法。连接收发信号开口的中心(可以是开口的两端的元件的各坐标 xy 的平均值,也可以是重心等)点与着眼点而成的线段成为符合的测定中的矢量成分。在发送或接收或这两者,以聚集于着眼点的方式构成开口。图像由多个着眼点构成,因此该着眼点以分布在空间上的方式,通过进行所谓的焦点扫描而构成断层图像。

另一方面,图17的(B)对应于4的去除身体移动的方法。通过缩小发送信号开口,使发送时不形成焦点。如此在接收时,通过和与多个接收焦点对应的并列处理组合,能够一次性地对多个观测点进行拍摄。通过将发送信号开口设定于环上的两处不同的位置,能够进行点响应函数的方向不同的二个拍摄。(在这种情况下,连接各个着眼于点与开口中心点而成的线段的倾斜度严格来说不是恒定的。其结果,图的点响应函数的旋转角度严格来说也不同,这里以表示为大致恒定的概略图进行说明)这样进行两个(或两个以上)拍摄并合成,计算卡索拉蒂矩阵的协方差矩阵,进行奇异值分解,由此进行去除身体移动。

应予说明,优选以在发送中通过使开口变窄来缓和聚集,在接收中通过扩展开口来加强向各个接收焦点的聚集的方式,在发送和接收中操作为非对称的理由如下所述。关于超声波的发送,若一次发送则在获取回波数据后变更发送条件是困难的,在一次发送中为了将能量传递到整个拍摄域,需要使开口变窄。关于接收,如果在接收信号元件编号的信息残存的状态下保持回波数据,则同时能够进行与多个不同接收焦点相关的数据处理。通过这样的发送和接收的特征不同而产生操作的非对称性。

在图17的(B)的方法中,也优选利用在多次不同的发送信号开口条件下获取的回波信号的合成或拍摄数据的合成,进行空间分辨率或对比度分辨率高的拍摄。在该情况下,将用于一个拍摄的至少一个以上的构成多个开口的元件的并集称为区域。在上述的方向A和方向B的数据获取中,以彼此的区域不一致的方式设定开口的并集。

[其他的实施方式]

以上,对本发明的实施方式进行了说明,但本发明并不限于已叙述的实施方式,基于本发明的技术思想能够进行各种变形和变更。

在已叙述的实施方式中,元件发送的超声波是脉冲多普勒,虽然对各元件具备发送信号元件和接收信号元件这两者的功能进行了说明,但并不限于此。例如,元件发送的超声波也可以是连续波多普勒。在该情况下,发送信号元件和接收信号元件优选由分别的元件构成。

另外,例如,超声波诊断系统10可以对拍摄视野内交替地实施进行血流的流量测定的数据包(以全开口进行收发信号)和进行流速测定的数据包(以限制开口进行收发信号)而扫描。

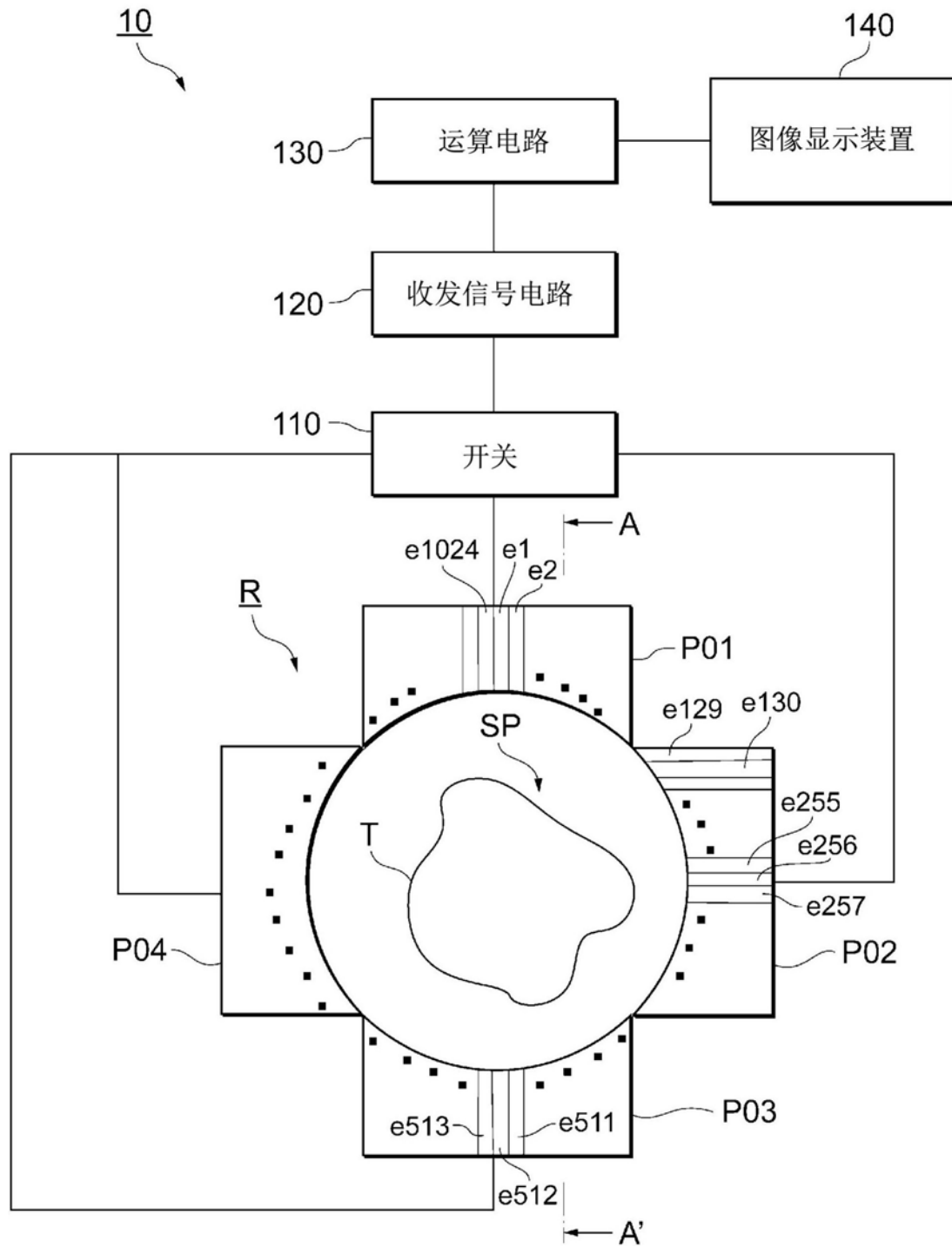


图1

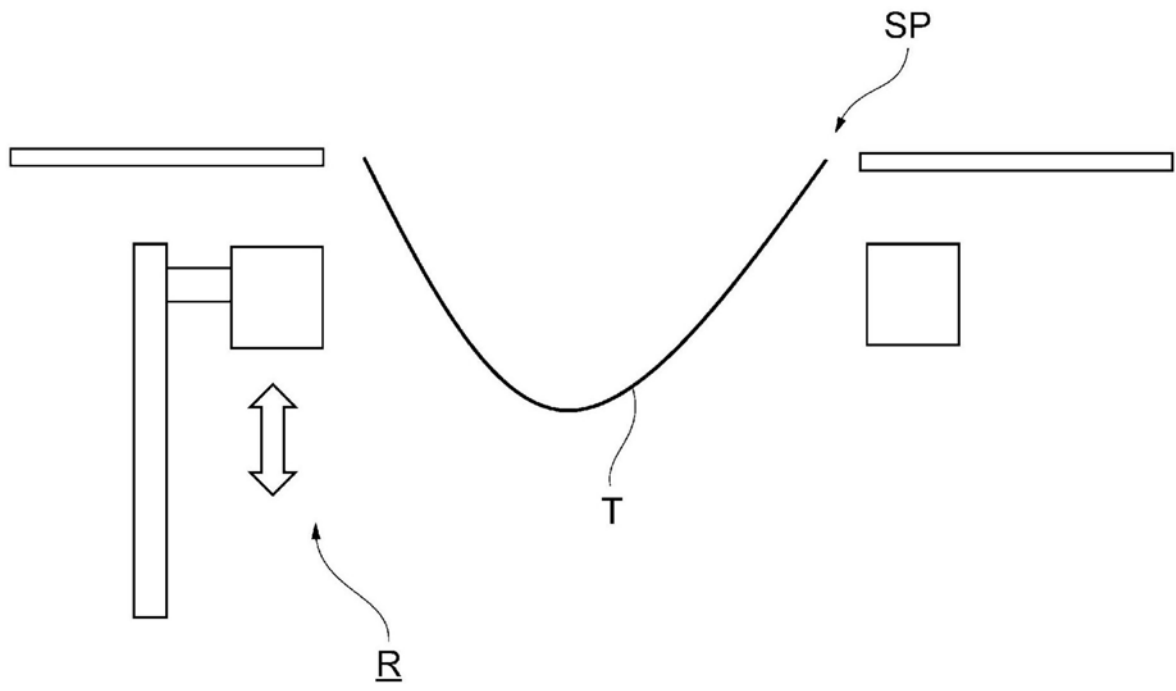


图2

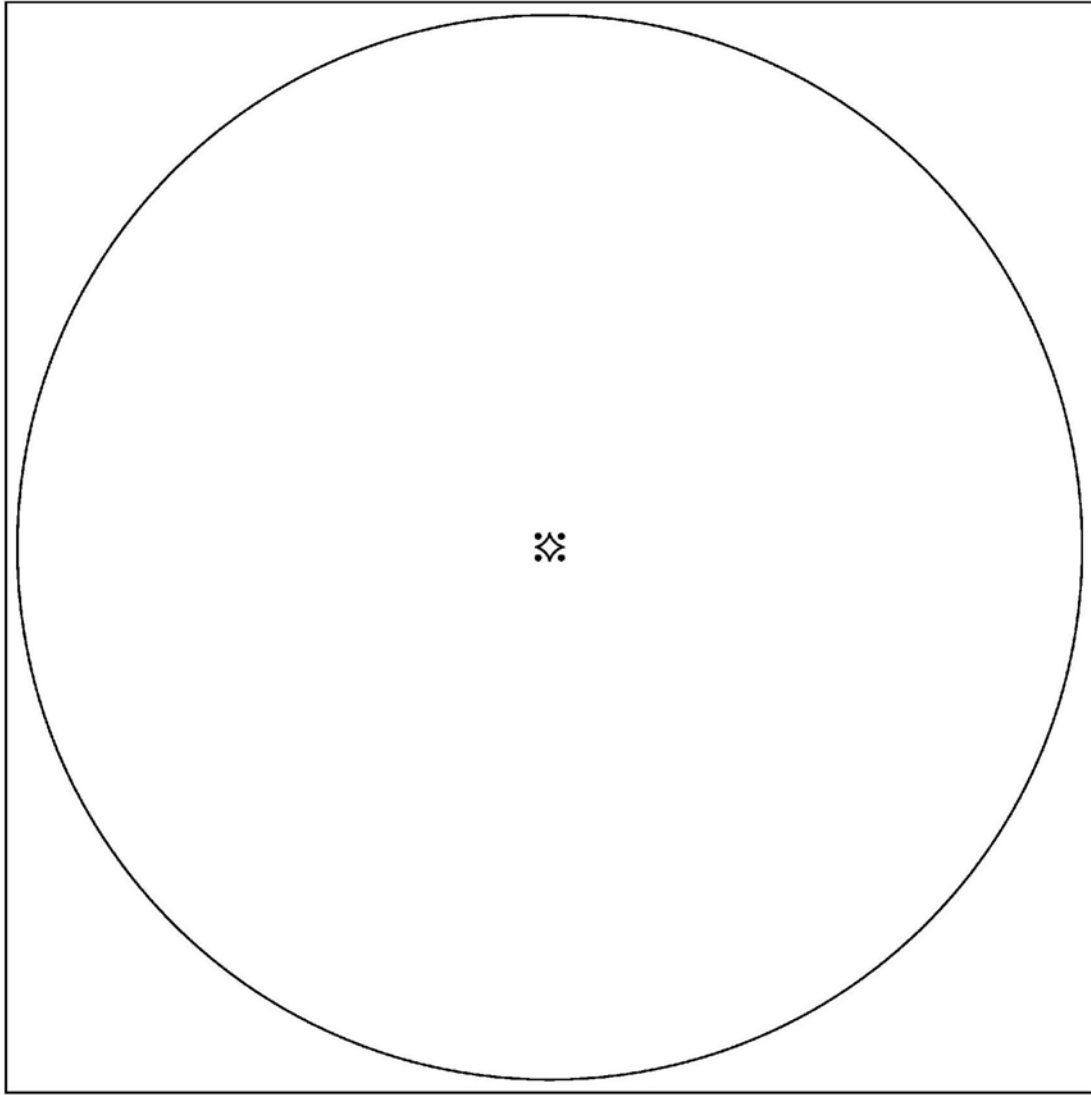


图3

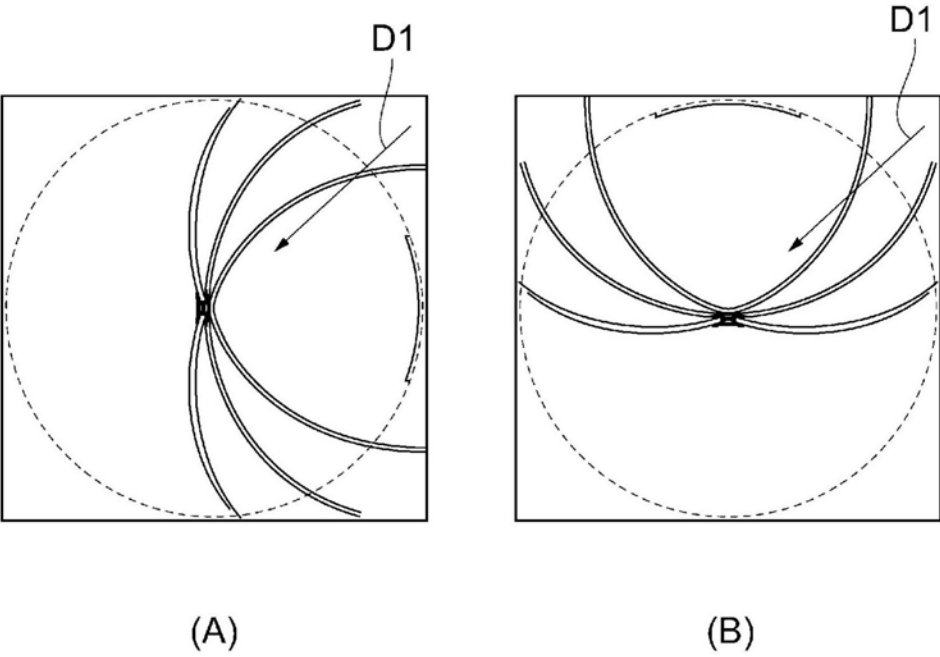


图4

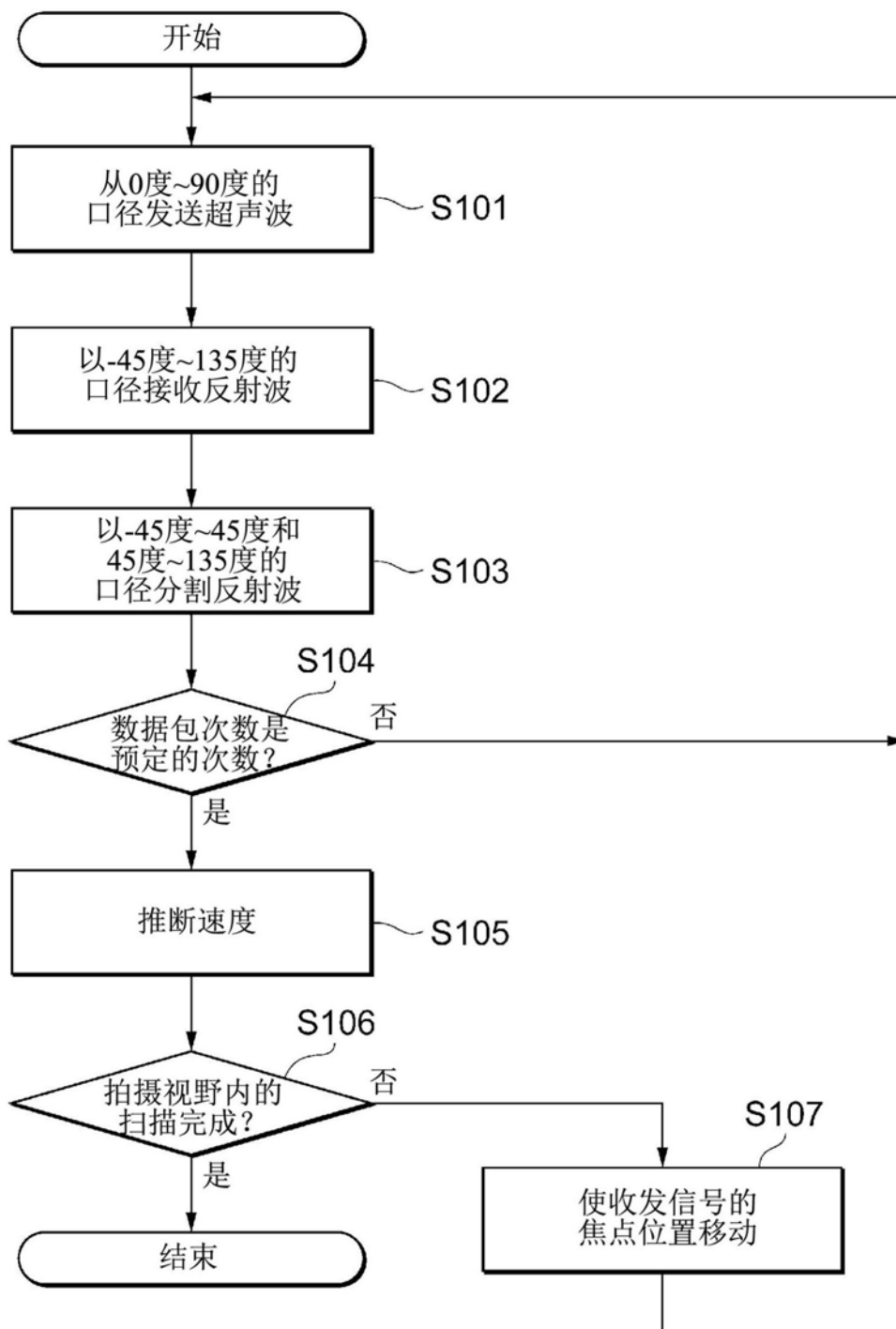


图5

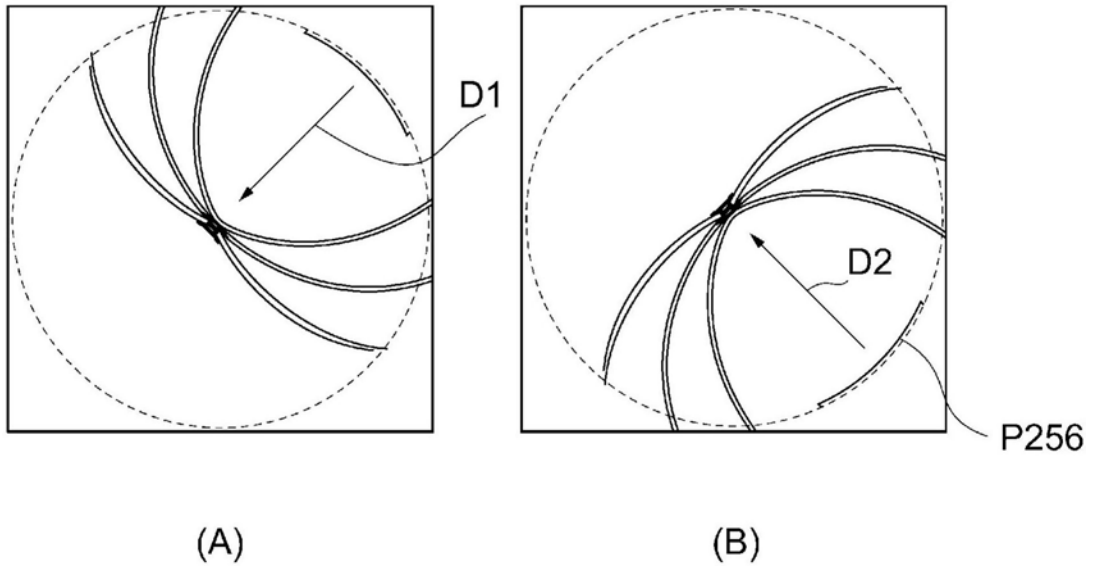


图6

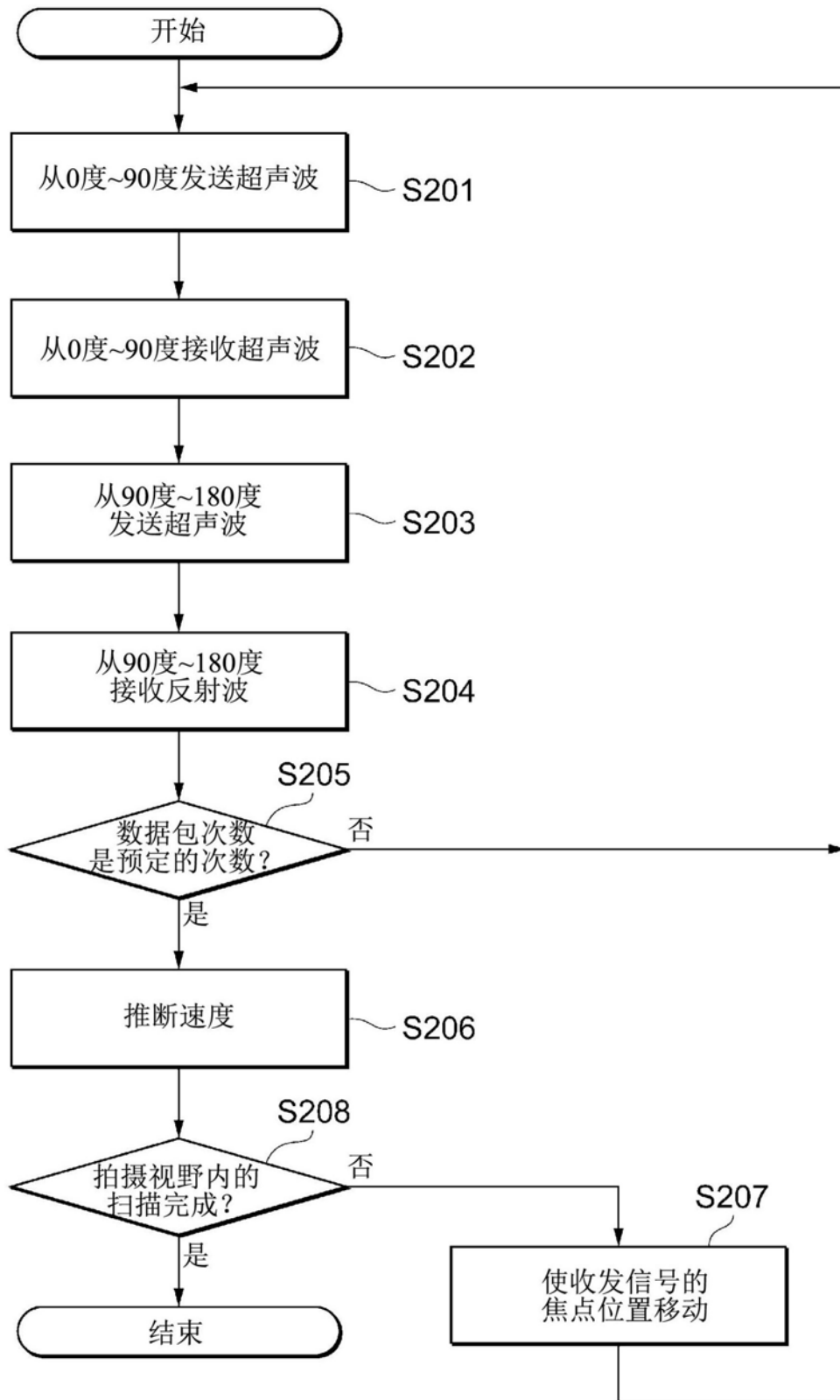


图7

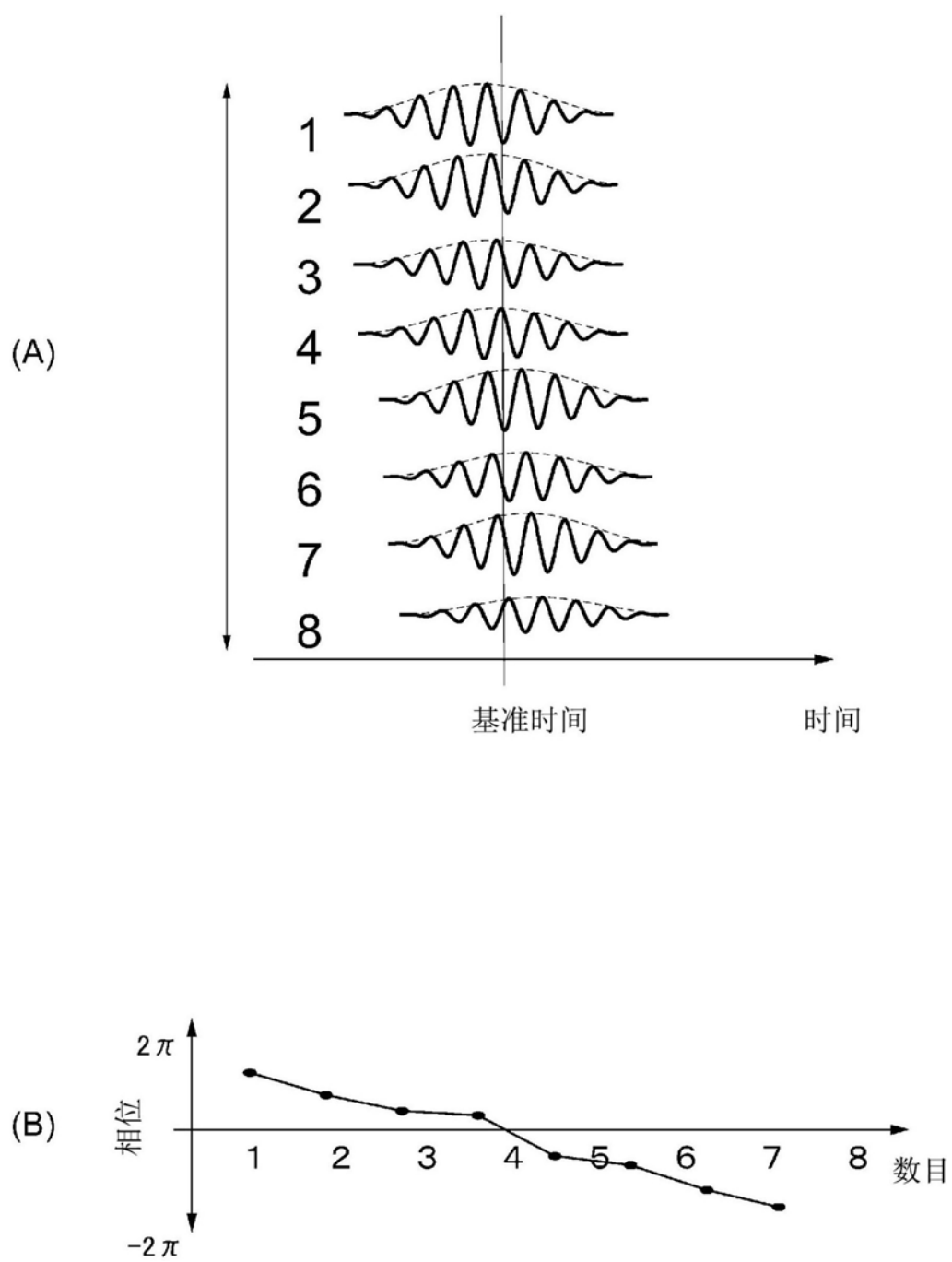


图8

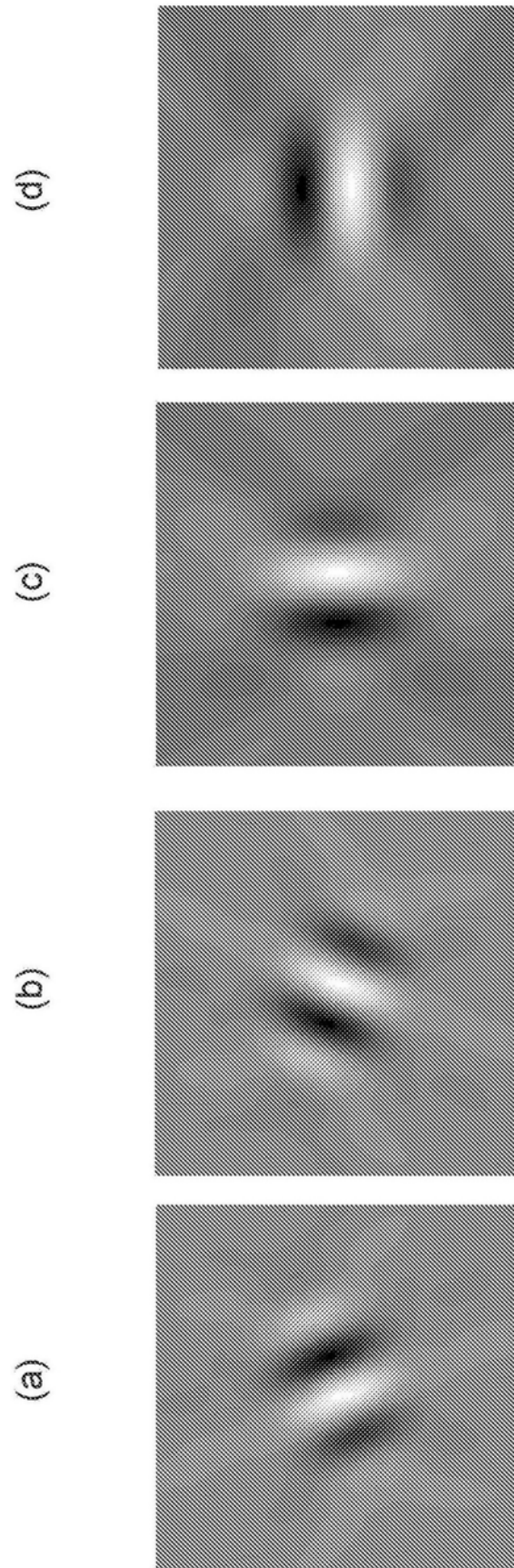


图9

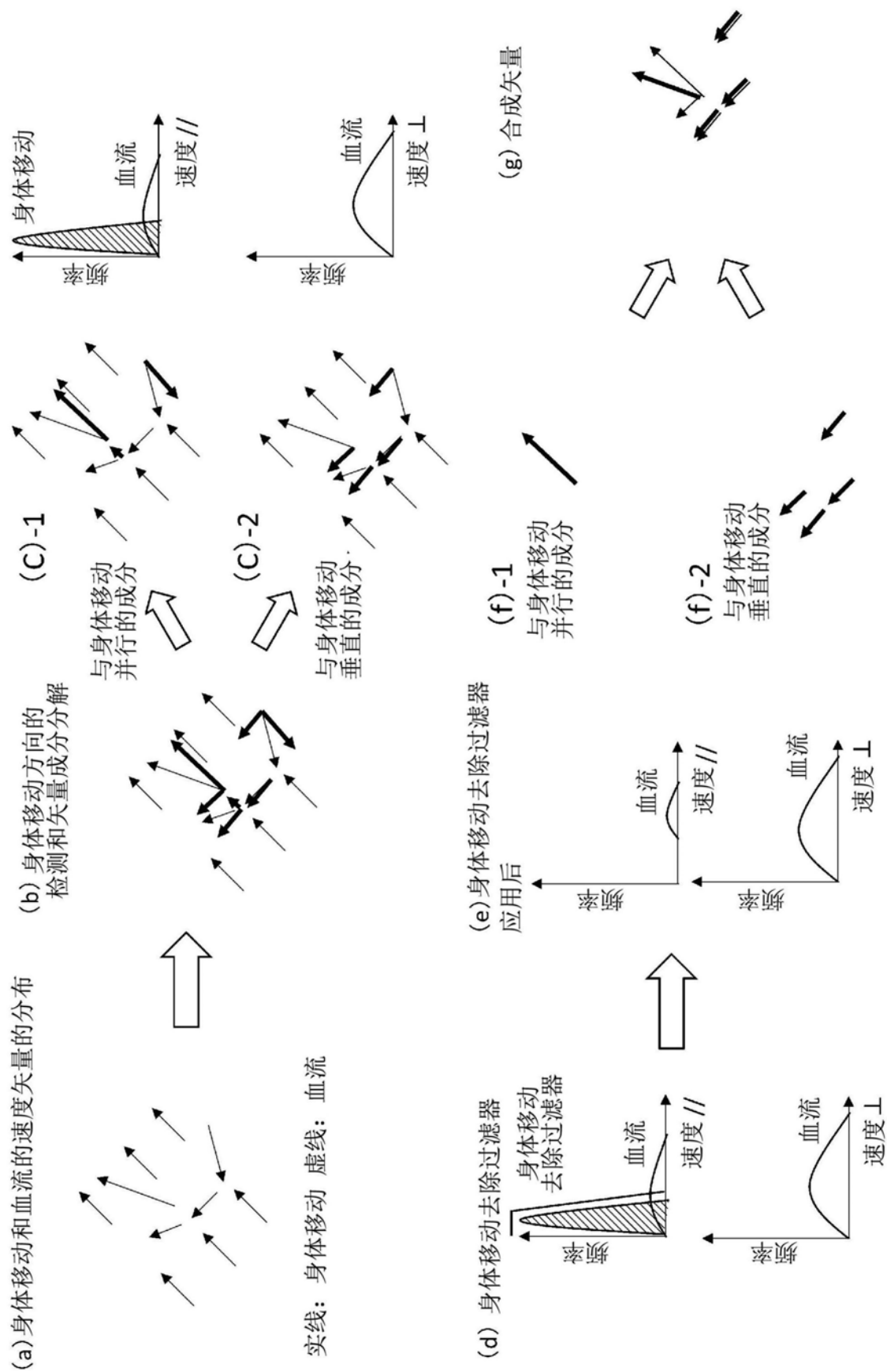


图10

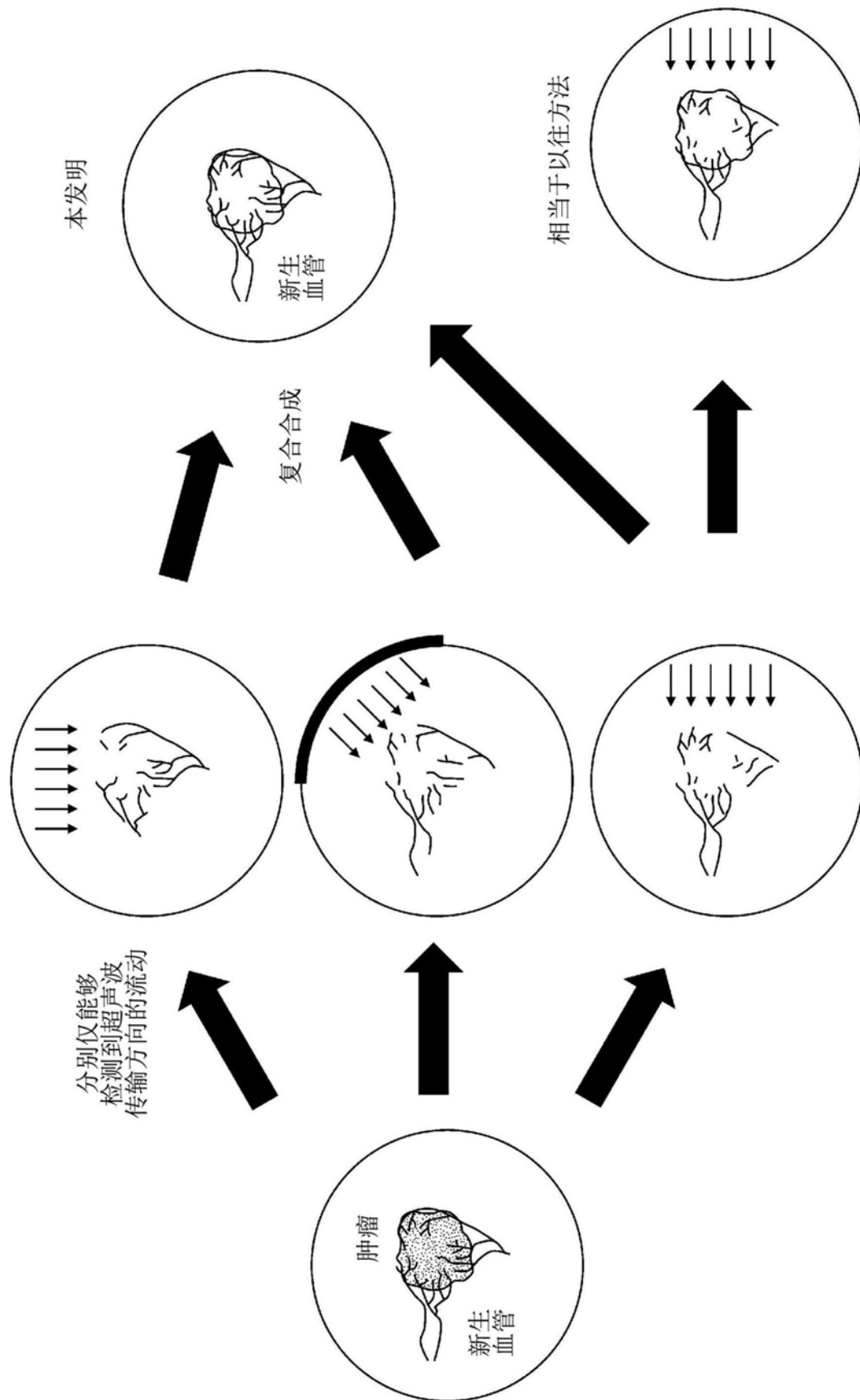


图11

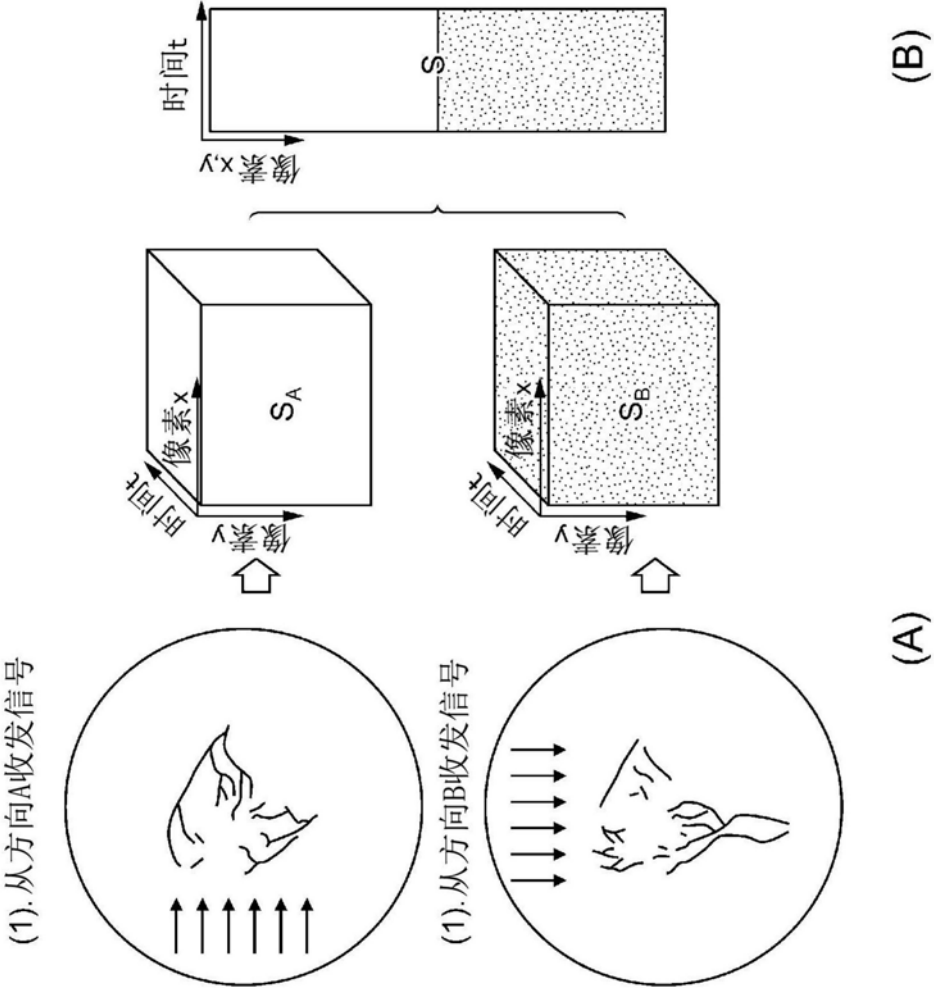


图12

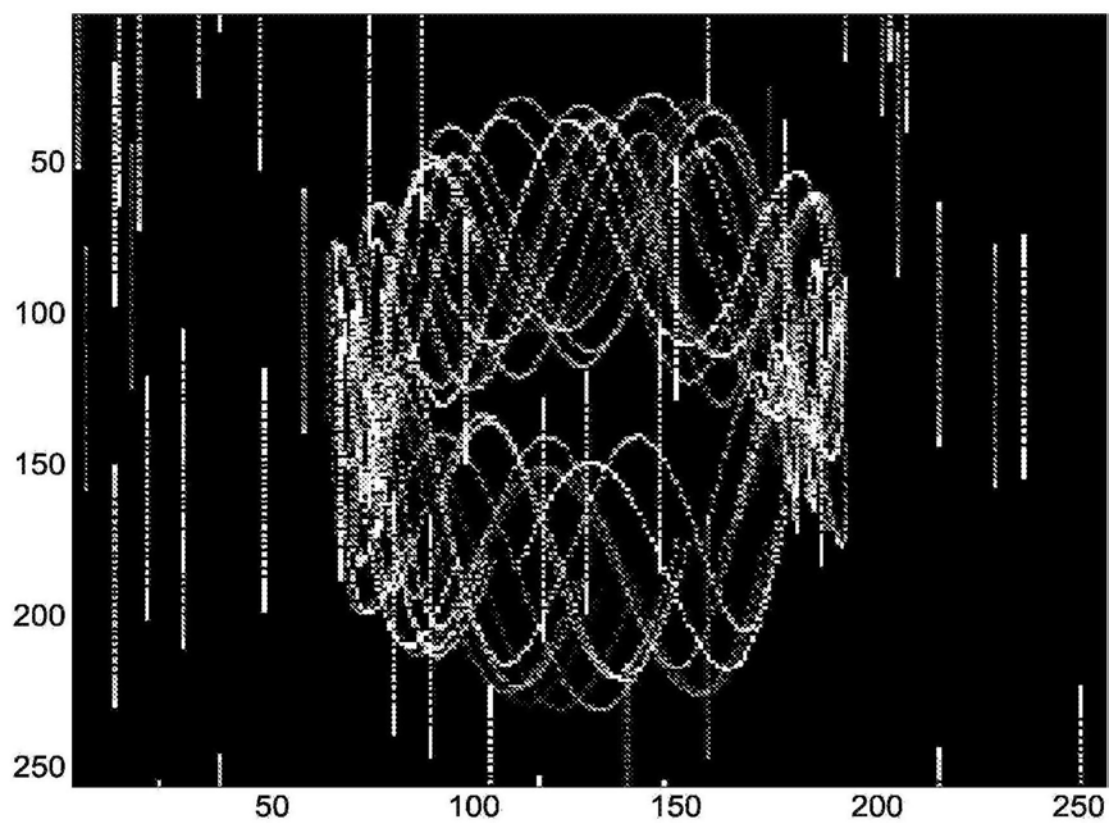


图13

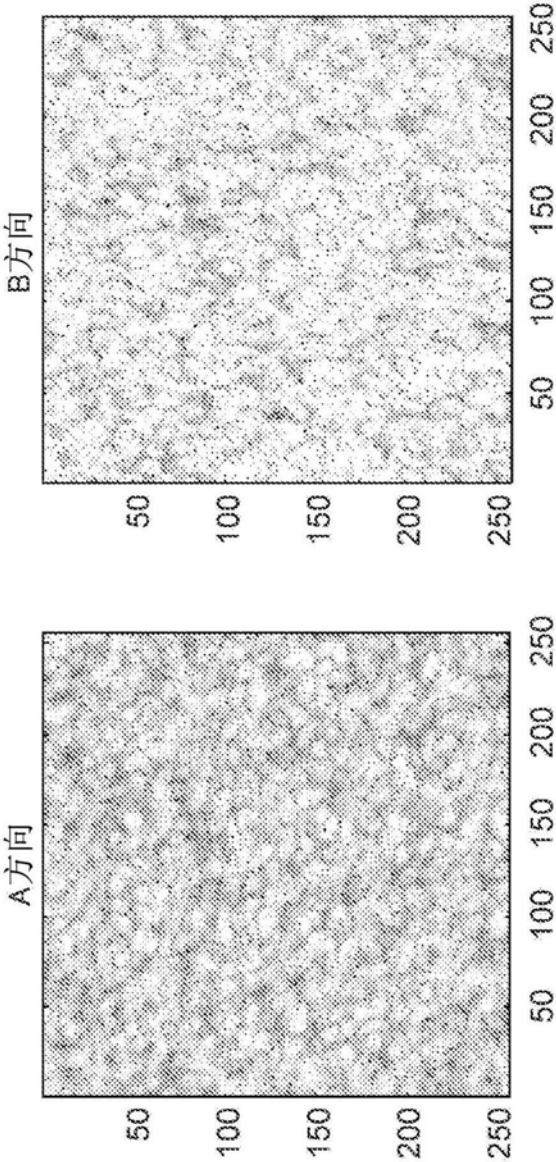


图14

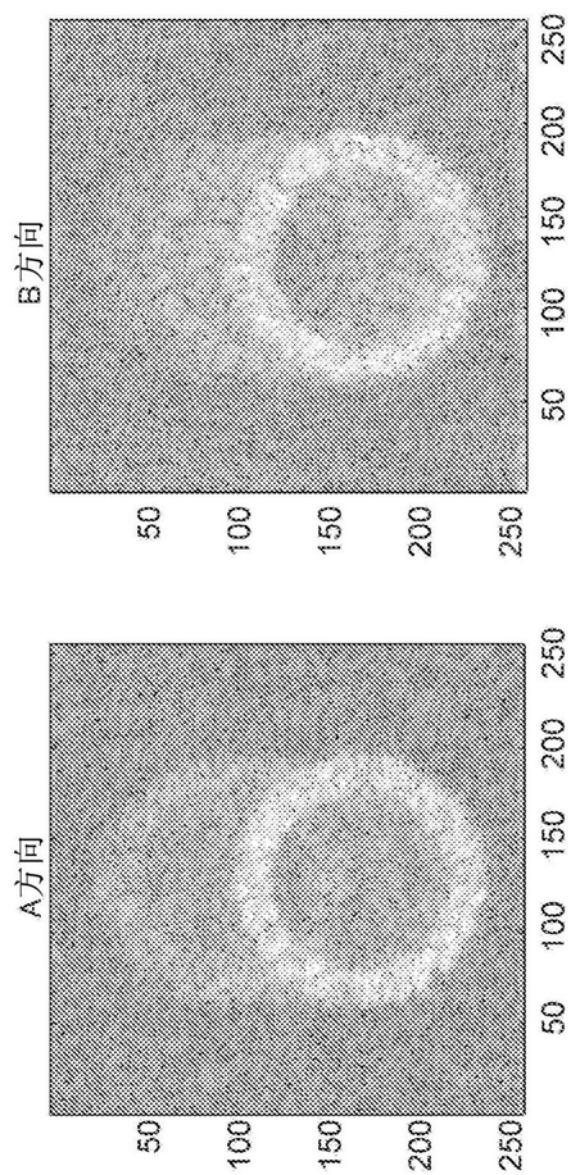


图15

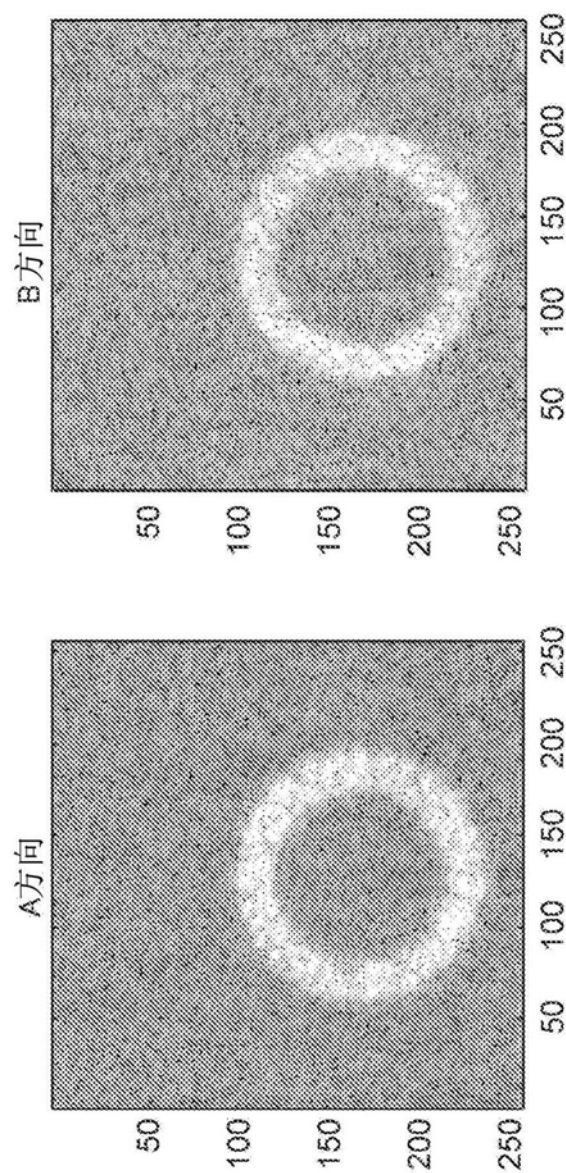


图16

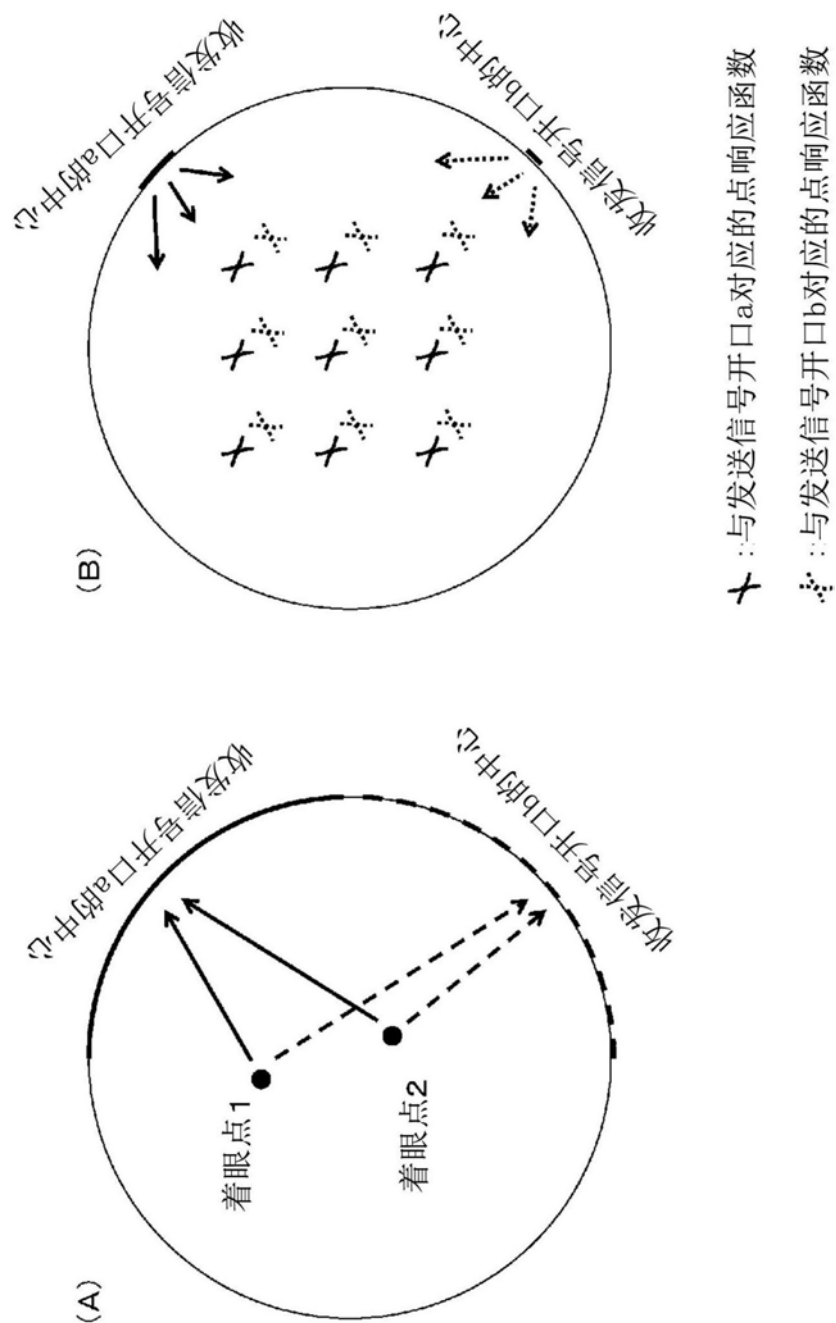


图17

专利名称(译)	超声波诊断系统及超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN108135573A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680055988.9	申请日	2016-09-23
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学		
[标]发明人	东隆 中村弘文		
发明人	东隆 中村弘文		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/0891 A61B8/15 A61B8/406 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/54 A61B8/56		
代理人(译)	金玉兰		
优先权	2015187024 2015-09-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够以对象物的移动作为矢量进行测定的超声波诊断系统及超声波诊断方法。具备：多个元件，其配置于被检体的周围，且进行超声波的发送和接收中的至少一个；控制部，其对多个元件进行控制；运算部，其基于从诊断对象反射的超声波的反射波而测定诊断对象的速度矢量，其中，控制部是以使至少配置于不同的2个区域的元件接收以相互不同的角度反射的反射波的方式进行控制，运算部基于以至少2个不同的角度反射的多个反射波来测定诊断对象的速度矢量。

