



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104640506 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201380001735. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 09. 18

A61B 8/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2013. 12. 18

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2013/075207 2013. 09. 18

(87) PCT国际申请的公布数据
W02015/040710 JA 2015. 03. 26

(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 川岸哲也

(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 高科

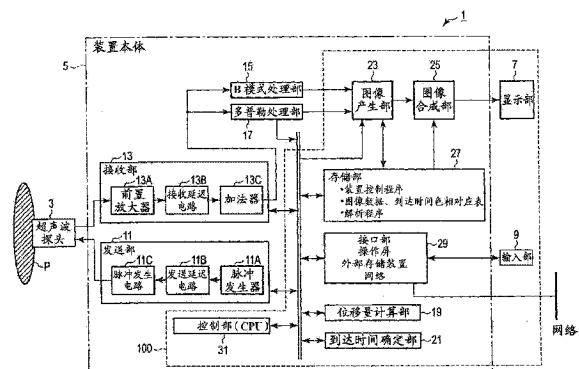
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用
图像处理办法

(57) 摘要

根据本实施方式的超声波诊断装置(1), 包
括: 超声波探头(3)、经由超声波探头(3) 向第 1
区域发送在被检体内产生剪切波的第 1 超声波,
向上述被检体内的第 2 区域发送第 2 超声波的发送部(11); 基于第 2 超声波产生接收信号的接收部(13); 用接收信号计算伴随着剪切波的向第 2 区域的传播的组织位移量的位移量计算部(19); 基于与第 2 区域的各位置有关的位移量的时间变化确定剪切波到达各位置的到达时间的到达时间确定部(21); 以及基于到达时间和根据到达时间预先设定的像素值产生根据到达时间分配了像素值的剪切波到达图像的图像产生部(23)。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,具有多个振子;

发送部,经由上述超声波探头向第 1 区域发送在被检体内产生剪切波的第 1 超声波,向上述被检体内的第 2 区域发送第 2 超声波;

接收部,基于上述第 2 超声波产生接收信号;

位移量计算部,用上述接收信号计算伴随着上述剪切波向上述第 2 区域传播的组织的位移量;

到达时间确定部,基于与上述第 2 区域的各位置有关的上述位移量的时间变化确定上述剪切波到达上述各位置的到达时间;以及

图像产生部,基于上述到达时间和根据上述到达时间预先设定的像素值产生根据上述到达时间分配了上述像素值的剪切波到达图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

上述到达时间确定部基于上述位移量中的最大位移量确定上述到达时间。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

上述到达时间确定部基于上述位移量的时间变化中的极大值中的最大的位移量确定上述到达时间。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

上述到达时间确定部基于上述位移量的时间变化中的最大的时间变化确定上述到达时间。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

上述位移计算部作为上述位移量计算沿远离上述超声波探头的方向的位移量。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,还包括:

输入部,向上述第 2 区域输入由操作者指定的指定区域,

上述到达时间确定部确定以上述指定区域中的到达时间为基准对上述各位置处的到达时间进行修正后得到的修正到达时间,

上述图像产生部基于上述修正到达时间和上述像素值产生对上述剪切波到达图像中的像素值进行修正后得到的剪切波到达修正图像。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,还包括:

速度计算部,用上述各位置处的到达时间计算上述各位置处的剪切波的传播速度,

上述图像产生部基于计算出的上述传播速度和根据上述传播速度预先设定的像素值产生根据上述各位置处的上述传播速度分配了上述像素值的剪切波传播速度图像。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,还包括:

输入部,向上述第 2 区域输入由操作者指定的指定区域;以及

速度计算部,用上述指定区域内的各位置处的上述到达时间计算在上述指定区域内传播的剪切波的传播速度。

9. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,还包括:

输入部,向上述第 2 区域输入由操作者指定的指定区域;以及

速度计算部,用在上述指定区域内传播的剪切波的传播速度计算上述指定区域内的弹性模量。

10. 一种医用图像处理装置,包括:

存储部,存储接收信号;

位移量计算部,用上述接收信号计算传播到被检体内的各位置处的剪切波造成的组织位移量;

到达时间确定部,基于与上述各位置有关的上述位移量的时间变化确定上述剪切波到达上述各位置的到达时间;以及

图像产生部,基于上述到达时间和根据上述到达时间预先设定的像素值产生根据上述到达时间分配了上述像素值的剪切波到达图像。

11. 一种医用图像处理方法,包括:

存储接收信号;

用上述接收信号计算传播到被检体内的各位置处的剪切波造成的组织位移量;

基于与上述各位置有关的上述位移量的时间变化确定上述剪切波到达上述各位置的到达时间;以及

基于上述到达时间和根据上述到达时间预先设定的像素值产生根据上述到达时间分配了上述像素值的剪切波到达图像。

超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及通过扫描被检体内而把被检体内部的脏器图像化并诊断被检体的疾病等的超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法。

背景技术

[0002] 在超声波诊断中,超声波诊断装置仅通过从体表触抵接声波探头这么简单的操作就可以实时地显示心脏的搏动、胎儿的活动的样子。而且,超声波诊断装置因安全性高而反复地用于检查。而且,超声波诊断装置的系统的规模比 X 射线诊断装置、X 射线计算机断层摄影(Computed Tomography:以下称为 CT)装置、磁共振成像装置(Magnetic Resonance Imaging:以下称为 MRI)等其它医用图像诊断装置小。因此,超声波诊断装置还具有通过向床侧移动而可以容易地在检查中使用等的简便性。另外,超声波诊断装置由于没有像使用了 X 射线的医用图像诊断装置等那样的对被检体的照射的影响,也被使用在产科、居家医疗等中。

[0003] 近年来,具有评价被检体内的组织的硬度的功能的超声波诊断装置十分普及。作为硬度的评价方法大致分两种。第一种是,通过用超声波探头从体表按压和释放被检体内的组织,根据按压和释放时观测的断面内的各点的畸曲的大小把被检体内的组织的相对硬度可视化的方法。第二种是,通过从体表向组织赋予声辐射力、机械振动,随时间变化地观测断面内的各点中的组织的位移。具体地,是通过求出由声辐射力、机械振动产生的剪切波(shear wave)的传播速度,求出诊断对象组织的弹性模量的方法。

[0004] 在第一种方法中,有局部的畸曲的大小依赖于操作者移动超声波探头的大小的特征。另外,在第一种方法中,操作者关注的区域(以下称为关注区域)的硬度评价通过与关注区域的周边的区域(以下称为周边区域)的硬度比较而进行。即,在第一种方法中,关注区域的硬度是与周边区域的硬度比较的相对硬度。

[0005] 在第二种方法中,可以求出关注区域的绝对的弹性模量。具体地,第二种方法,一般地,时序地取得因产生的剪切波通过而造成的被检体内的各位置处的组织的位移。另外,有时除了剪切波造成的组织的位移以外在组织的位移中包含被检体的体动造成的组织整体的位移,所以一般执行消除组织整体的位移的处理。然后,推定各位置处的位移变成最大的时间作为剪切波到达的到达时间。基于推定的到达时间和从剪切波产生位置到各位置的距离,求出在被检体内传播的剪切波的传播速度。

[0006] 但是,在组织整体的移动的方向和速度像短时间变化的那样的不规则时,不能正确地消除组织整体的位移。另外,由于关注区域的位置和组织的硬度,剪切波造成的组织的位移很微小,不能精度良好地推定到达时间。而且,在组织的边界面剪切波被反射、折射时,和在关注区域存在剪切波不传播的血管时,会有错误地求出到达时间的可能性。

[0007] 在不能正确地消除组织整体的位移时,或剪切波被反射、折射时,或在关注区域存在有剪切波不传播的区域时,从剪切波的产生位置到关注区域的各位置的剪切波的到达时间成为从到达时间的整体的趋势偏离的点。因此,从整体的趋势偏离的点在剪切波的传播

速度的计算过程中被排除,或被判断为算不出剪切波的传播速度,而以不被绘图的方式输出。因此,还提出了示出针对计算出的剪切波的传播速度的可靠性的程度的方法。

[0008] 但是,有在剪切波的传播速度等的计测结果为未输出时,操作者不能具体地知道计测结果为未输出的理由的问题。而且,即使在剪切波的传播速度等的计测结果为输出时,也存在操作者不能具体地知道计测结果是具有何种程度的可靠性的结果的问题。另外,计测结果低时,还存在如果改变与计测有关的区域,则操作者不能判断是否得到有可靠性的计测结果的问题。因此,操作者盲目地设定关心区域,根据求出的计测结果(数值)、触诊和其它临床所见综合地判断,判断求出的数值是否妥当。从以上可知,在现有的超声波诊断装置中,存在如果操作者不预先对被检体内的组织的硬度进行一定程度的分析,则不能判断上述方法获得的计测结果的妥当性的问题。

发明内容

[0009] (发明要解决的问题)

[0010] 希望有即使操作者不能预测被检体内的组织的硬度时,也可以直观地、容易地把握计测结果的妥当性的显示方法。例如,操作者只要可以确认作为硬度计测的一次信息的剪切波在被检体内怎样传播(例如,像操作者期待的那样在方位(Lateral,横向)方向上均匀地传播,产生剪切波的反射和折射,或剪切波带有某种趋势地传播等)就可以。作为操作者确认剪切波的传播的样子的方法,有例如以动画显示剪切波的传播的样子的方法,但在临床中,每次计测时需要显示确认剪切波的传播的动画并确认剪切波的传播的时间,所以有不实用的问题。

[0011] 本实施方式的目的,在于,提供能够以检查者能够简便地确认的方式把被检体内产生的剪切波的传播可视化的超声波诊断装置。

[0012] (用来解决问题的方案)

[0013] 根据本实施方式的超声波诊断装置,包括:具有多个振子的超声波探头;经由上述超声波探头,向第1区域发送在被检体内产生剪切波的第1超声波,向上述被检体内的第2区域发送用于观测预先确定的位置上的位移的第2超声波的发送部;基于上述第2超声波产生接收信号的接收部;用上述接收信号,计算伴随着上述剪切波向上述第2区域的传播的组织位移量的位移量计算部;基于与上述第2区域的各位置有关的上述位移量的时间变化,确定上述剪切波到达上述各位置的到达时间的到达时间确定部;以及基于上述到达时间和根据上述到达时间预先设定的像素值,产生根据上述到达时间分配上述像素值的剪切波到达图像的图像产生部。

[0014] (发明的效果)

[0015] 如果采用本实施方式,则能够以检查者能够简便地确认的方式把被检体内产生的剪切波的传播可视化。

附图说明

[0016] 图1是示出根据实施方式1的超声波诊断装置的构成的一例的构成图。

[0017] 图2是示出根据实施方式1的、示出与位移量观测扫描功能有关的处理的步骤的流程图的一例的图。

[0018] 图 3 是根据实施方式 1 的、把与产生剪切波的第 1 超声波有关的扫描线和与用来得到第 1、第 2 接收信号的第 2 超声波有关的扫描线与关心区域一起示出的图。

[0019] 图 4 是示出根据实施方式 1 的、示出与剪切波到达图像产生功能有关的处理的步骤的流程图的一例的图。

[0020] 图 5 是示出根据实施方式 1 的、在有关心区域的位置组织位移量的时间变化的一例的图。

[0021] 图 6 是示出根据实施方式 1 的、在有关心区域的位置除去了被检体的体动造成的组织位移量的位移量的时间变化的一例的图。

[0022] 图 7 是示出根据实施方式 1 的、在有关心区域的位置组织位移量的时间变化的一例的图。

[0023] 图 8 是示出根据实施方式 1 的、在有关心区域的位置除去了被检体的体动造成的组织位移量的位移量的时间变化的一例的图。

[0024] 图 9 是根据实施方式 1 的、把产生的剪切波到达图像的一例与示出与剪切波到达时间对应的色相的图例的彩色映像表(color map)的一例一起示出的图。

[0025] 图 10 是示出根据实施方式 1 的变形例的、示出与剪切波到达修正图像产生功能有关的处理的步骤的流程图的一例的图。

[0026] 图 11 是根据实施方式 1 的变形例的、把剪切波到达修正图像的一例与剪切波到达图像的一例一起示出的图。

[0027] 图 12 是示出根据实施方式 2 的超声波诊断装置的构成的一例的构成图。

[0028] 图 13 是示出根据实施方式 2 的、示出剪切波传播速度图像产生处理的步骤的流程图的一例的图。

[0029] 图 14 是示出根据实施方式 2 的第 1 变形例的、在位于 4 个不同的扫描线上的同一深度的 4 点处,远离超声波探头的方向的位移随时间的变化的一例的图。

[0030] 图 15 是示出根据实施方式 2 的第 1 变形例的、在位于 4 个不同的扫描线上的同一深度的 4 点处,剪切波的到达时间与到剪切波的产生位置的距离的关系的一例的图。

[0031] (附图标记说明)

[0032] 1:超声波诊断装置;3:超声波探头;5:装置本体;7:显示部;9:输入部;11:发送部;13:接收部;15:B 模式处理部;17:多普勒处理部;19:位移量计算部;21:到达时间确定部;22:速度计算部;23:图像产生部;25:图像合成部;27:存储部;29:接口部;31:控制处理器(CPU);100:医用图像处理装置;101:医用图像处理装置

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图说明根据本实施方式的超声波诊断装置。另外,在以下的说明中,对具有基本相同的构成的构成要素赋予相同的附图标记,只在必要时进行重复说明。

[0034] (实施方式 1)

[0035] 图 1 是示出根据实施方式 1 的超声波诊断装置 1 的构成的构成图。像该图所示的那样,超声波诊断装置 1 具有:超声波探头 3;装置本体 5;显示部 7;以及与装置本体 5 连接的用来把来自操作者的各种指示、命令、信息取入装置本体 5 的输入部 9。而且,本超声波诊断装置 1 也可以经由后述的接口部 29 连接以心电图仪、听诊器、脉波计、呼吸传感器为代表的

未图示的生物体信号计测部和网络。

[0036] 超声波探头 3 具有 : 多个压电振子、匹配层、和在多个压电振子的背面侧设置的背衬部件。多个压电振子是压电陶瓷等的声电可逆变换元件。多个压电振子并排安装在超声波探头 3 的前端。以下, 说明一个压电振子构成一个信道的情况。压电振子响应从后述的发送部 11 供给的驱动信号而产生超声波。如果超声波经由超声波探头 3 发送到被检体 P, 则被发送的超声波(以下称为发送超声波)在被检体内的生物体组织中的声阻抗的不连续面处被反射。压电振子接收被反射的超声波, 产生回波信号。回波信号的振幅取决于以与超声波的反射有关的不连续面为边界的声阻抗的差。另外, 发送超声波在移动的血流和心脏壁等的表面处被反射了时的回波信号的频率因多普勒效应而与移动体(血流和心脏壁的表面)的超声波发送方向的速度分量相关地发生偏移。

[0037] 以下, 说明超声波探头 3 为用一维阵列进行二维扫描的探头的情况。另外, 超声波探头 3 也可以是使一维阵列在与多个振子的排列方向正交的方向上摆动而执行三维扫描的机械四维探头。另外, 超声波探头 3 不限于机械四维探头, 也可以是二维阵列探头。

[0038] 为了高效地对被检体 P 进行超声波的收发, 在多个压电振子的超声波发射面侧设置匹配层。背衬部件防止超声波向压电振子的后方传播。

[0039] 装置本体 5 具有 : 发送部 11、接收部 13、B 模式处理部 15、多普勒处理部 17、位移量计算部 19、到达时间确定部 21、图像产生部 23、图像合成部 25、存储部 27、接口部 29 和控制部(中央运算处理装置 : Central Processing Unit, 以下称为 CPU) 31。

[0040] 发送部 11 具有 : 脉冲发生器 11A、发送延迟电路 11B 和脉冲发生电路 11C。脉冲发生器 11A 以预定的速度频率 f_r Hz (周期 : $1/f_r$ 秒) 反复产生用来形成发送超声波的速度脉冲。产生的速度脉冲按信道数分配, 送到发送延迟电路 11B。

[0041] 发送延迟电路 11B 针对多个信道的每一个使发送超声波收缩成束状, 且对各速度脉冲赋予为了确定发送指向性所需的延迟时间(以下称为发送延迟时间)。发送超声波的发送方向或发送延迟时间(以下称为发送延迟模式)存储在后述的存储部 27 中。在后述的利用 CPU3 发送超声波时参照在存储部 27 中存储的发送延迟模式。

[0042] 脉冲发生电路 11C 在基于该速度脉冲的定时, 针对超声波探头 3 的每一个振子施加电压脉冲(驱动信号)。由此, 超声波束被发送给被检体。

[0043] 以下, 详述产生剪切波的第 1 超声波的发送。发送部 11 经由超声波探头 3 向后述的第 1 区域发送在被检体内产生剪切波的推式脉冲(第 1 超声波)。发送部 11 在发送第 1 超声波的前后, 向后述的第 2 区域发送第 2 超声波。为了得到在第 1 区域产生的剪切波造成的组织位移量, 利用发送部 11 发送第 2 超声波。具体地, 发送部 11 在经由后述的输入部 9 输入的关注区域(Region Of Interest : 以下称为 ROI)或操作者关注的区域(以下称为关注区域)等的预定区域的方位方向的边界附近(以下称为第 1 区域), 以使焦点(以下称为剪切波产生位置)为预先设定的深度的方式, 发送推式脉冲。换言之, 剪切波产生位置设置在例如在预定区域外且在预定区域附近的扫描线上。预先设定的深度为例如预定区域的平均深度。

[0044] 推式脉冲的频率与在 B 模式和多普勒模式中发送的超声波的频率基本相同。推式脉冲的波数比在 B 模式和多普勒模式中发送的超声波的波数多。具体地, 发送部 11 利用后述的 CPU31 从存储部 27 读出例如用来在第 1 区域的深度方向的中点使超声波收缩成束状

的发送延迟模式(以下称为剪切波产生发送延迟模式)。发送延迟电路 11B 把剪切波产生发送延迟模式造成的发送延迟时间赋予各速度脉冲。脉冲发生电路 11C 在基于该速度脉冲的定时针对每一个振子施加用来发生推式脉冲的驱动信号。

[0045] 发送部 11 在发送第 1 超声波的前后,对预定区域(第 2 区域)发送第 2 超声波。

[0046] 接收部 13 具有:前置放大器 13A、未图示的模拟数字(Analog to digital,以下称为 A/D)变换器、接收延迟电路 13B 和加法器 13C。接收部 13 基于第 2 超声波和剪切波造成的反射波产生接收信号。

[0047] 前置放大器 13A 针对每个信道把经由超声波探头 3 取入的来自被检体 P 的回波信号放大。A/D 变换器把放大的接收回波信号变换成数字信号。

[0048] 接收延迟电路 13B 对变换成数字信号的接收回波信号赋予为了确定接收指向性所需的延迟时间(以下称为接收延迟时间)。回波信号的接收方向或接收延迟时间(以下称为接收延迟模式)被存储到后述的存储部 27 中。由后述的 CPU31 参照在存储部 27 中存储的接收延迟模式。加法器 13C 把被赋予了延迟时间的多个回波信号相加。通过该相加,接收部 13 产生强调了来自与接收指向性对应的方向的反射分量的接收信号(也称为 RF(射频)信号)。利用该发送指向性和接收指向性确定超声波收发的综合的指向性。利用该综合的指向性确定超声波束(所谓的“超声波扫描线”)。具体地,接收部 13 接收与剪切波造成的物理的组织位移有关的第 2 超声波的反射波。

[0049] B 模式处理部 15 具有未图示的包络线检波器、对数变换器等。包络线检波器对从接收部 13 输出的接收信号执行包络线检波。包络线检波器把进行了包络线检波的信号输出到后述的对数变换器。对数变换器对进行了包络线检波的信号进行对数变换,相对地强调弱的信号。B 模式处理部 15 基于被对数变换器强调了的信号,产生各扫描线和各超声波收发中的每个深度的信号值(B 模式数据)。

[0050] 另外,在超声波探头 3 为机械四维探头时、为二维阵列探头时,B 模式处理部 15 也可以产生三维 B 模式数据,该三维 B 模式数据由与被扫描区域中的方位(Azimuth)方向、高度(Elevation)方向、深度方向(以下称为距离(Range)方向)分别对应地排列的多个信号值构成。距离方向是扫描线上的深度方向。方位方向是例如沿一维超声波振子的排列方向的电子扫描方向。高度方向是一维超声波振子的机械的摆动方向。另外,三维 B 模式数据也可以是使多个像素值或多个亮度值等沿扫描线与方位方向、高度方向、距离方向分别对应地排列得到的数据。另外,三维 B 模式数据也可以是与在被扫描区域中预先设定的 ROI 有关的数据。另外,B 模式处理部 15 也可以产生体数据来代替三维 B 模式数据。以下,把由 B 模式处理部 15 产生的数据总称为 B 模式数据。

[0051] 多普勒处理部 17 具有:未图示的混相器、低通滤波器(Low Pass Filter:以下称为 LPF)、速度/色散/功率运算器件等。混相器使具有与发送频率相同的频率 f_0 的基准信号与从接收部 17 输出的接收信号相乘。通过该相乘,得到多普勒偏移频率 f_d 的分量的信号和具有 $(2f_0+f_d)$ 的频率分量的信号。LPF 去除来自混相器的具有两种频率分量的信号中的、高频分量 $(2f_0+f_d)$ 的信号。多普勒处理单元 142 通过去除高频分量 $(2f_0+f_d)$ 的信号,产生具有多普勒偏移频率 f_d 的分量的多普勒信号。

[0052] 另外,多普勒处理部 17 也可以使用正交检波方式产生多普勒信号。此时,接收信号(RF 信号)被正交检波而变换成 IQ 信号。多普勒处理单元 142 通过对 IQ 信号进行复数

傅里叶变换而产生具有多普勒偏移频率 f_d 的分量的多普勒信号。多普勒信号是例如血流、组织、造影剂造成的多普勒分量。

[0053] 速度 / 色散 / 功率运算器件具有未图示的 MTI (Moving Target Indicator, 活动目标显示) 滤波器、LPF 滤波器、自相关运算器等。另外, 也可以取代自相关运算器而具有互相关运算器。MTI 滤波器对产生的多普勒信号除去脏器的呼吸性移动、搏动性移动等造成的多普勒分量(杂波分量)。为了从多普勒信号抽出与血流有关的多普勒分量(以下称为血流多普勒分量)而使用 MTI 滤波器。为了从多普勒信号抽出与组织的移动有关的多普勒分量(以下称为组织多普勒分量)而使用 LPF。

[0054] 自相关运算器对血流多普勒分量和组织多普勒分量算出自相关值。自相关运算器基于算出的自相关值算出血流和组织的平均速度值、色散值、多普勒信号的反射强度(功率)等。速度 / 色散 / 功率运算器件基于基于多个多普勒信号的血流和组织的平均速度值、色散值、多普勒信号的反射强度等, 产生预定区域的各位置处的彩色多普勒数据。以下, 把多普勒信号和彩色多普勒数据总称为多普勒数据。

[0055] 以下, 说明利用自相关运算器计算组织多普勒分量的相位差的处理(以下称为自相关处理)。首先, 对一个扫描线方向, 以预定的脉冲重复频率(Pulse Repetition Frequency; 以下称为 PRF) 多次(n 次)收发超声波。然后, 利用接收部 13 产生多个(n 个)接收信号。从与多个接收信号分别对应的多个多普勒信号抽出多个组织多普勒分量。对组织多普勒分量附加表示一个扫描线方向的深度和收发次数的编号作为附带信息。

[0056] 自相关运算器对一个扫描线方向的相同深度处的多个(n 个)组织多普勒分量执行自相关处理。具体地, 基于第 i ($1 \leq i \leq n-1$) 个组织多普勒分量 $TD(i)$ 和第 $(i+1)$ ($2 \leq i+1 \leq n$) 个组织多普勒分量 $TD(i+1)$, 计算组织多普勒分量的相位差。更详细地, 自相关运算器通过对 $TD(i)$ 与 $TD(i+1)$ 的复数共轭积 $TD(i) \times TD^*(i+1)$ 执行复数傅里叶变换, 计算 $TD(i)$ 与 $TD(i+1)$ 的相位差。该计算相位差的步骤从 $i=1$ 重复计算到 $i=n-1$ 。即, 用因一个扫描线方向上的 n 次超声波的收发产生的 n 个接收信号, 针对每一个 $1/PRF$ 和每一个深度计算 $(n-1)$ 个相位差。另外, 也可以在每次产生组织多普勒分量时进行相位差的计算。相位差与每一个 $1/PRF$ 和每一个深度的组织位移量对应。通过累积从第 1 个到第 i 个相位差, 可以求出以第 1 个组织多普勒分量作为基准的第 i 个组织位移量。

[0057] 另外, 也可以取代自相关处理而利用由未图示的互相关运算器进行的互相关处理进行相位差的计算。互相关处理是例如计算第 1 次超声波的收发造成的组织多普勒分量与第 2 次以后的超声波的收发造成的组织多普勒分量的相位差的处理。即, 互相关处理是以第 1 次超声波的收发造成的组织多普勒分量为基准来计算相位差的处理。

[0058] 互相关运算器对一个扫描线方向的相同深度处的多个(n 个)组织多普勒分量执行互相关处理。具体地, 基于第 1 个组织多普勒分量 $TD(1)$ 和第 j ($2 \leq j \leq n$) 个的组织多普勒分量 $TD(j)$ 计算组织多普勒分量的相位差。更详细地, 互相关运算器通过对 $TD(1)$ 与 $TD(j)$ 的复数共轭积 $TD(1) \times TD^*(j)$ 执行复数傅里叶变换, 计算 $TD(1)$ 与 $TD(j)$ 的相位差。该计算相位差的步骤从 $j=2$ 重复计算到 $j=n$ 。即, 针对一个扫描线方向上的 n 次超声波的收发, 针对每一个 $1/PRF$ 和每一个深度计算 $(n-1)$ 个相位差。互相关运算器的相位差示出以第 1 个组织多普勒分量为基准的第 j 个组织多普勒分量的相位。即, 由互相关运算器输出的相位差示出以第 1 个组织多普勒分量为基准的组织位移量。

[0059] 位移量计算部 19 基于推式脉冲发送之前由自相关器得到的组织位移量(以下称为第 1 位移数据)、和推式脉冲发送之后由自相关运算器得到的组织位移量(以下称为第 2 位移数据)中的第 n 次超声波收发即将结束时的组织位移量(第 n 次、第(n-1)次等),针对第 2 区域中的每一个深度把与被检体的体动有关的组织位移量(以下称为体动位移量)近似化。位移量计算部 19 通过从第 1、第 2 位移数据减去近似得到的体动位移量,计算伴随着剪切波的传播的组织位移量(以下称为剪切波传播数据)。另外,剪切波传播数据也可以是沿扫描线方向远离超声波探头 3 的方向上的组织位移量。

[0060] 以下,为了具体地说明,在推式脉冲发送之前对预定区域内的一个扫描线执行的超声波的收发次数(以下称为推式脉冲前收发次数)为 15 次。另外,在推式脉冲发送之后对预定区域内的一个扫描线执行的超声波的收发次数(以下称为推式脉冲后收发次数)n 为 65 次。

[0061] 具体地,位移量计算部 19 基于与推式脉冲前收发次数(15 次)有关的第 1 位移数据、和分别与推式脉冲后收发次数(65 次)中的第 64 次和第 65 次对应的多个位移量,在与第 1、第 2 位移数据有关的超声波的整个收发期间,用例如 2 次多项式对体动位移量的时间变化进行近似。以下,把表示体动位移量的时间变化的数据称为体动位移数据。针对预定区域内的各位置(即,预定区域内的每一个扫描线和每一个深度)产生体动位移数据。位移量计算部 19 通过从第 1、第 2 位移数据减去体动位移数据,计算出剪切波造成的组织位移量的时间变化的剪切波传播数据。针对预定区域内的各位置产生剪切波传播数据。位移量计算部 19 把剪切波传播数据输出到后述的到达时间确定部 21。位移量计算部 19 通过以上的处理计算与预定区域内的各位置对应的剪切波传播数据。

[0062] 到达时间确定部 21 基于剪切波传播数据中的组织位移量的时间变化,确定到达预定区域内的各位置的剪切波的到达时间(以下称为剪切波到达时间)。具体地,到达时间确定部 21 针对预定区域内的各位置,以推式脉冲的发送开始时或推式脉冲的发送结束时为时刻 0,确定与剪切波传播数据中的组织位移量的最大值对应的时间作为剪切波到达时间。到达时间确定部 21 把与预定区域内的各位置处的到达时间有关的数据(以下称为到达时间数据)输出到后述的图像产生部 23。

[0063] 另外,到达时间确定部 21 也可以确定与剪切波传播数据中的组织位移量的时间变化中的最大时间变化对应的时间,作为剪切波到达时间。另外,到达时间确定部 21 也可以把以推式脉冲的发送开始时或推式脉冲的发送结束时为基准而偏离了预定时间的时刻作为 0,确定与剪切波传播数据中的组织位移量的最大值对应的时间作为剪切波到达时间。

[0064] 另外,到达时间确定部 21 也可以基于剪切波传播数据中的组织位移量的时间变化中的极大值中的最大位移量确定到达时间。具体地,到达时间确定部 21 抽出剪切波传播数据中的组织位移量的时间变化中的、取极大值的数据。例如,在剪切波传播数据的波形具有多个峰时,也存在多个取极大值的点。到达时间确定部 21 抽出这些极大值中的、具有最大位移量的极大值。到达时间确定部 21 基于具有该极大值的位移量确定到达时间。

[0065] 图像产生部 23 具有:未图示的数字扫描转换器(Digital Scan Converter:以下称为 DSC)和图像存储器。图像产生部 23 对 DSC 执行坐标变换处理(再次取样)。坐标变换处理是例如把由 B 模式数据、多普勒数据和到达时间数据构成的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的视频格式的扫描线信号列的处理。图像产生部 23 通过

坐标变换处理生成作为显示图像的超声波图像。具体地,图像产生部 23 基于 B 模式数据产生 B 模式图像。图像产生部 23 基于多普勒数据产生平均速度图像、色散图像、功率图像等的多普勒图像。

[0066] 图像产生部 23 基于到达时间数据和在后述的存储部 27 中存储的到达时间色相对应表,产生在预定区域的各位置处根据到达时间分配了色相的剪切波到达图像。到达时间色相对应表是例如色相与到达时间的值的对应表。例如,到达时间为 0 时的色相是蓝色。色相例如伴随着到达时间的增大而以从蓝到蓝绿、绿、黄绿、黄、橙、红的顺序变化,最大到达时间被定义为红色。另外,在实施方式中,作为例子示出了分配色相的例子,但分配的参数不限于色相,只要是用来定义像素值的参数,什么都可以。例如,也可以在生成灰阶的剪切波到达图像时,到达时间色相对应表中没有色相而分配黑白的亮度值,产生在预定区域的各位置处根据到达时间分配了亮度值的灰阶的剪切波到达图像。

[0067] 图像存储器存储与产生的超声波图像(B 模式图像、平均速度图像、色散图像、功率图像、剪切波到达图像)对应的数据(以下称为图像数据)。利用经由后述的输入部 9 进行的操作者的指示读出在图像存储器中存储的图像数据。图像存储器是例如,保存与刚要定格(freeze)之前的多个帧对应的超声波图像的存储器。通过连续显示(电影显示)在该电影存储器(cine-memory)中存储的图像,也可以在后述的显示部 7 上显示超声波活动图像。

[0068] 图像合成部 25 把各种参数的文字信息和刻度等合成到超声波图像。图像合成部 25 把合成后的超声波图像输出到后述的显示部 7。图像合成部 25 产生将剪切波到达图像在 B 模式图像上定位并重叠的重叠图像。图像合成部 23 把产生的重叠图像输出到显示部 7。

[0069] 存储部 27 存储:聚焦深度不同的多个接收延迟模式、多个发送延迟模式、多个剪切波产生发送延迟模式、本超声波诊断装置 1 的控制程序、诊断规程、收发条件等的各种数据群、诊断信息(患者 ID、医师观察等)、由接收部 13 产生的接收信号、由 B 模式处理部 15 产生的 B 模式数据、由多普勒处理部 17 产生的多普勒数据、预定区域内的各位置处的第 1、第 2 位移数据、体动位移数据、剪切波传播数据、到达时间数据、到达时间色相对应表、B 模式图像、平均速度图像、色散图像、功率图像、剪切波到达图像、与剪切波到达图像的产生有关的算法(以下称为剪切波到达图像产生算法)等。另外,上述的图像存储器也可以设置在存储部 27 中。

[0070] 接口部 29 是与输入部 9、网络、未图示的外部存储装置和生物体信号计测部有关的接口。由装置本体 5 得到的超声波图像等的数据和解析结果等可以经由接口部 29 和网络转送到其它装置。另外,接口部 29 也可以经由网络下载由未图示的其它医用图像诊断装置取得的与被检体有关的医用图像。

[0071] CPU31 基于由操作者经由输入部 9 输入的对 B 模式、多普勒模式和剪切波到达图像显示模式的选择、帧频、被扫描深度、发送开始和结束,读出在存储部 27 中存储的发送延迟模式、接收延迟模式、剪切波产生发送延迟模式和装置控制程序,根据它们控制装置本体 5。例如,CPU31 从存储部 27 读出剪切波到达图像产生算法。CPU31 根据读出的剪切波到达图像产生算法,控制发送部 11、多普勒处理部 17、位移量计算部 19 和到达时间确定部 21。剪切波到达图像显示模式是产生剪切波到达图像,执行显示的模式。

[0072] 具体地,如果经由输入部 7 被输入剪切波到达图像显示模式,则为了对预定区域

内的扫描线方向发送用来得到第 1 位移数据的超声波, CPU31 控制发送部 11。为了产生第 1 位移数据, CPU31 控制多普勒处理部 17。

[0073] 然后, 为了产生推式脉冲, CPU31 把从存储部 27 读出的剪切波产生发送延迟模式输出到发送部 11。为了对预定区域内的扫描线方向发送用来得到第 2 位移数据的超声波, CPU31 控制发送部 11。为了产生第 2 位移数据, CPU31 控制多普勒处理部 17。为了基于第 1、第 2 位移数据产生体动位移数据, CPU31 控制位移量计算部 19。为了基于第 1、第 2 位移数据和体动位移数据产生剪切波传播数据, CPU31 控制位移量计算部 19。为了基于剪切波传播数据产生到达时间数据, CPU31 控制到达时间确定部 21。为了基于从存储部 27 读出的到达时间色相对应表和到达时间数据产生剪切波到达图像, CPU31 控制图像产生部 23。

[0074] 显示部 7 基于来自图像合成部 25 的输出, 显示 B 模式图像和多普勒图像等的超声波图像、剪切波到达图像、重叠图像等。另外, 显示部 7 也可以对显示的图像执行亮度、对比度、动态容限、 γ 修正等的调整和彩色映像表的分配。

[0075] 输入部 9 与接口部 29 连接, 把来自操作者的各种指示、命令、信息、选择、设定取入装置本体 5。输入部 9 具有未图示的轨迹球、开关按钮、鼠标、键盘等的输入器件。输入器件检测在显示画面上显示的光标的坐标, 把检测到的坐标输出到后述的 CPU31。另外, 输入器件也可以是以覆盖显示画面的方式设置的触摸命令屏。此时, 输入部 9 以电磁感应式、电磁失真式、感压式等的坐标读取原理检测触摸指示的坐标, 把检测到的坐标输出到 CPU31。另外, 如果操作者操作输入部 9 的结束按钮或定格按钮, 则超声波的收发结束, 装置本体 5 成为暂时停止状态。

[0076] 输入部 9 通过操作者的指示输入关心区域或操作者关注的预定区域。输入部 9 输入利用操作者的指示选择的模式。

[0077] (位移量观测扫描功能)

[0078] 位移量观测扫描功能是与用来取得伴随着剪切波的传播的组织位移量的扫描步骤有关的功能。以下, 说明与位移量观测扫描功能有关的处理(以下称为位移量观测扫描处理)。

[0079] 图 2 示出位移量观测扫描处理的步骤的流程图。图 3 是在位移量观测扫描处理中, 把产生剪切波的扫描线(以下称为剪切波产生扫描线) 53 和与用来观测剪切波造成的组织位移量的超声波的收发有关的扫描线(以下称为观测扫描线) 54、55、56、57, 与关心区域(或关注区域) 52 一起示意地示出的示意图。

[0080] 在向被检体 P 发送超声波之前, 利用操作者经由输入部 9 进行的指示设定关心区域 52(步骤 Sa1)。此时, 示出观测扫描线的编号的变量 k 被初始化。另外, 也可以取代关心区域 52 而设置操作者关注的区域。对关心区域 52 内的第 k 个扫描线(例如 54)多次(例如 15 次)收发第 2 超声波, 每次收发超声波时产生第 1 接收信号(步骤 Sa2)。然后, 基于关心区域 52 的位置, 从存储部 27 读出剪切波产生发送延迟模式。用读出了的剪切波产生发送延迟模式对关心区域 52 附近的预定的扫描线 54 发送推式脉冲(第 1 超声波)(步骤 Sa3)。发送推式脉冲之后, 对第 k 个扫描线(例如 54)多次(例如 65 次)收发超声波(第 2 超声波), 每次收发超声波时产生第 2 接收信号(步骤 Sa4)。在整个关心区域即扫描线 55 到 57 中, 只要没有产生第 1、第 2 接收信号(步骤 Sa5), k 就加一(步骤 Sa6)。然后, 重复步骤 Sa2 到步骤 Sa4 的处理。

[0081] 位移量观测扫描处理是,对关心区域 52 内的多个观测扫描线的每一个,重复进行如下处理:在发送推式脉冲之前为了产生第 1 接收信号而收发超声波,然后,发送推式脉冲,在推式脉冲发送之后为了产生第 2 接收信号而进行超声波收发。即,位移量观测扫描处理是用一个推式脉冲执行针对一个扫描线的超声波收发的扫描处理。另外,也可以在发送一个推式脉冲之后,通过多个扫描线执行超声波收发。另外,也可以执行所谓的同时并列接收,即在发送一个推式脉冲之后发送 1 次超声波,执行针对多个扫描线方向的接收。

[0082] (剪切波到达图像产生功能)

[0083] 剪切波到达图像产生功能是产生用色相示出预定区域的各位置处的剪切波到达时间的剪切波到达图像的功能。以下,说明根据剪切波到达图像产生功能的处理(以下称为剪切波到达图像产生处理)。

[0084] 图 4 是示出剪切波到达图像产生处理的步骤的一例的流程图。

[0085] 通过针对一个扫描线的多次超声波的收发,用推式脉冲发送之前产生的多个第 1 接收信号执行自相关处理。利用自相关处理产生与预定区域内的各位置有关的第 1 位移数据(步骤 Sb1)。通过针对一个扫描线的多次超声波的收发,用推式脉冲发送后产生的多个第 2 接收信号执行自相关处理。通过自相关处理产生与预定区域内的各位置有关的第 2 位移数据(步骤 Sb2)。

[0086] 图 5 是示出在有关心区域的位置组织位移量的时间变化的一例的图。即,图 5 是汇总与有关心区域的位置有关的第 1、第 2 位移数据得到的图。图 5 的横轴与除去了推式脉冲的超声波的发送次数对应。图 5 的纵轴表示组织位移量。针对从 1 到 15 的发送次数的组织位移量与第 1 位移数据对应。与从 16 到 80 的发送次数对应的组织位移量与第 2 位移数据对应。图 5 中的位移量是以针对第 1 次超声波的发送次数的组织位移量作为基准的位移量。即,图 5 中的位移量与由自相关处理产生的相位差的累积值、或由互相关处理产生的相位差对应。

[0087] 图 5 示出组织因被检体的体动而在一个方向(靠近超声波探头 3 的方向)上大致等速地移动的情况。因被检体的体动,不能识别剪切波的传播造成的组织的位移。

[0088] 基于第 1 位移数据和第 2 位移数据中的第 n 次超声波收发即将结束时的组织位移量(第 n 次、第(n-1)次等),产生示出被检体的体动位移量的体动位移数据(步骤 Sb3)。通过从第 1、第 2 位移数据减去体动位移数据,产生示出剪切波造成的组织位移量的时间变化的剪切波传播数据(步骤 Sb4)。基于剪切波传播数据,确定从剪切波的产生位置到达与剪切波传播数据对应的关心区域内的各位置的剪切波到达时间(步骤 Sb5)。

[0089] 图 6 是示出从图 5 所示的组织位移量除去了被检体的体动造成的位移量的位移量的时间变化(剪切波传播数据)的一例的图。图 6 的横轴与除去了推式脉冲的超声波的发送次数对应。图 6 的纵轴表示组织位移量。图 6 的纵轴的刻度和符号与图 5 的纵轴不同。即,图 6 的纵轴表示远离超声波探头的方向,是与图 5 中的纵轴的符号相反的负。另外,剪切波造成的组织位移量的位数与体动造成的组织位移量的位数不同。

[0090] 像图 6 所示的那样,在剪切波通过后(第 22 次的发送次数附近),组织位移量的绝对值最大。到达时间确定部 21 在图 6 中确定组织位移量的绝对值为最大的图中的 48 的时间(发送次数)作为剪切波到达时间。另外,在确定组织位移量的时间变化为负的最的时间作为剪切波到达时间时,到达时间确定部 21 把发送次数 16 的附近确定为剪切波到达时

间。

[0091] 图 7 是示出在有与图 5 不同的关心区域的位置,组织位移量的时间变化的一例的图。图 7 的纵轴示出远离超声波探头的方向,是与图 5 中的纵轴的符号相反的负。图 7 示出组织因被检体的体动而在一个方向(远离超声波探头 3 的方向)上大致等速地移动的情况。因被检体的体动,不能识别剪切波的传播造成的组织的位移。

[0092] 图 8 是示出从图 7 所示的组织位移量除去了被检体的体动造成的位移量的位移量的时间变化(剪切波传播数据)的一例的图。图 8 的纵轴和横轴与图 6 的纵轴和横轴分别相同。图 8 示出在得到剪切波传播数据的位置处,剪切波造成的组织位移量过小时或被检体的体动造成的组织位移量不规则时产生的剪切波传播数据的一例。到达时间确定部 21 确定发送次数 24 的附近作为剪切波到达时间。图 8 的曲线图与图 6 的曲线图不同,剪切波到达时间不明显。在得到图 8 那样的剪切波传播数据时,在剪切波到达图像中是与周围的色相相比例如大大不同的色相。

[0093] 基于确定的剪切波到达时间和到达时间色相对应表,产生根据剪切波到达时间分配了色相的剪切波到达图像(步骤 Sb6)。产生的剪切波到达图像与 B 模式图像重叠地显示在显示部 7 上。

[0094] 图 9 把产生的剪切波到达图像的一例与示出与剪切波到达时间对应的色相的图例的彩色映像表的一例一起示出的图。图 9 的(a)、(b)是示出在 B 模式图像上重叠剪切波到达图像得到的重叠图像的一例的图。图 9 的(a)、(b)中的圆表示关注区域(目标)。图 9 的(c)是示出图 9 的(a)、(b)的彩色映像表的图例的图。

[0095] 图 9 的(a)中的关注区域表示具有比关注区域的周围更柔软的组织区域。图 9 的(b)中的关注区域表示具有比关注区域的周围更硬的组织区域。图 9 的(a)、(b)都示出方位方向的色相的变化(由于图是淡色,所以是浓淡的变化)为面向图面时剪切波从左到右传播的样子。在图 9 的(a)中,在关注区域的下方区域显示斑点模样(马赛克模样)。即,在图 9 的(a)中,关注区域的下方区域示出例如像图 8 所示的那样,不能正确评价剪切波到达时间的区域。如果比较图 9 的(a)和图 9 的(b),则在图 9 的(a)的中央附近沿方位方向,色相(图中是浓淡)比图 9 的(b)更急剧地变化。因此,推定为在图 9 的(a)的中央附近,剪切波的传播速度慢,即,是比图 9 的(a)的关注区域周边的组织更柔软的组织。

[0096] 在图 9 的(b)的中央附近,沿方位方向,色相(图中是浓淡)比图 9 的(a)更缓慢地变化。因此,推定为在图 9 的(b)的中央附近,剪切波的传播速度快,即,是比图 9 的(b)的关注区域周边的组织更硬的组织。

[0097] (变形例)

[0098] 与实施方式 1 的不同之处在于,以利用操作者的指示在预定区域内指定的指定位置处的剪切波到达时间作为基准,确定对预定区域内的各位置处的剪切波到达时间进行修正后得到的修正到达时间,基于修正到达时间和到达时间色相对应表,产生对剪切波到达图像的色相进行修正后得到的剪切波到达修正图像。本变形例具有对用实施方式 1 产生的剪切波到达图像追加执行的处理。

[0099] 输入部 9 把由操作者指定的指定位置输入装置本体 5。

[0100] 到达时间确定部 21 以指定位置处的剪切波到达时间作为基准,确定对预定区域内的各位置处的剪切波到达时间进行修正后得到的修正到达时间。具体地,到达时间确定

部 21 通过从各位置处的剪切波到达时间减去指定位置处的剪切波到达时间,确定各位置处的修正到达时间。到达时间确定部 21 把确定了的修正到达时间输出到图像产生部 23。

[0101] 图像产生部 23 基于修正到达时间和到达时间色相对应表,产生对剪切波到达图像中的色相进行修正后得到的剪切波到达修正图像。具体地,图像产生部 23 用到达时间色相对应表确定与各位置处的修正到达时间的值对应的色相。图像产生部 23 通过把剪切波到达图像的各位置处的色相变更成与修正到达时间对应的色相,产生剪切波到达修正图像。

[0102] 图像合成部 25 通过把在 B 模式图像上重叠的剪切波到达图像更新成剪切波到达修正图像,产生对重叠图像的色相进行修正后得到的修正重叠图像。

[0103] 显示部 7 把显示的剪切波到达图像替换成剪切波到达修正图像进行显示。另外,显示部 7 在显示重叠图像时,也可以把显示的重叠图像替换成修正重叠图像进行显示。

[0104] (剪切波到达修正图像产生功能)

[0105] 剪切波到达修正图像产生功能是以指定位置处的剪切波到达时间作为基准确定对预定区域内的各位置处的剪切波到达时间进行修正后得到的修正到达时间,基于修正到达时间和到达时间色相对应表产生对剪切波到达图像的色相进行修正后得到的剪切波到达修正图像的功能。以下,说明根据剪切波到达修正图像产生功能的处理(以下称为剪切波到达修正图像产生处理)。

[0106] 图 10 是示出剪切波到达修正图像产生处理的步骤的一例的流程图。

[0107] 在显示部 7 上显示的剪切波到达图像的有关区域内,利用操作者的指示输入指定位置(或指定区域)(步骤 Sc1)。另外,指定位置可以是点,也可以是线段。作为指定位置的线段,是例如通过利用操作者的指示在关心区域中指定的位置与扫描线平行的线段。以指定位置处的剪切波到达时间作为基准,确定在各位置对剪切波到达时间进行修正后得到的修正到达时间(步骤 Sc2)。从存储部 27 读出到达时间色相对应表。基于读出的到达时间色相对应表和修正到达时间,产生对剪切波到达图像中的色相进行修正后得到的剪切波到达修正图像(步骤 Sc3)。

[0108] 图 11 是把剪切波到达修正图像与剪切波到达图像一起示出的图。图 11 (a)是示出由实施方式 1 产生的剪切波到达图像的图。图 11 (b)示出由本变形例产生的剪切波到达修正图像的图。在图 11 中,面向图面时剪切波从左方向向右方向传播。图 11 中的圆形的区域 91 表示比周边组织剪切速度快的区域。图 11 中的圆形的区域 92 表示比周边组织剪切速度慢的区域。

[0109] 在图 11 (a)中,在例如关注圆形的区域 92 地显示剪切波到达修正图像时,经由输入部 9 输入作为剪切波到达时间的基准的线段 90(即,剪切波到达时间为 0 的位置)。到达时间确定部 21 从 ROI 内的同一深度的位置处的剪切波到达时间减去线段 90(以下称为基准线)上的同一深度的位置处的剪切波到达时间。到达时间确定部 21 通过针对 ROI 内的各深度执行上述减法,确定修正到达时间。在到达时间为负时,到达时间确定部 21 使修正到达时间为 0。图像产生部 23 基于修正到达时间和到达时间色相对应表产生对剪切波到达图像的色相进行修正后得到的剪切波到达修正图像。

[0110] 图 11 (b)示出基于基准线上的剪切波到达时间对图 11 (a)的剪切波到达图像的色相进行修正后得到的剪切波到达修正图像的一例的图。像图 11 (b)所示的那样,在区域

92 中,方位方向的色相(图中是浓淡)急剧地变化。即,图 11 (b) 表示区域 92 中的剪切波的传播速度比区域 92 的周边区域慢。

[0111] 如果采用以上所述的构成,则可以得到以下的效果。

[0112] 如果采用本实施方式的超声波诊断装置 1,则可以基于除去了被检体的体动造成的组织位移量的组织的变量的时间变化,产生根据关心区域内的各位置处的剪切波到达时间分配了色相的剪切波到达图像。由此,可以把在被检体内产生的剪切波的传播的样子(例如,折射、反射等)作为一个图像可视化。由此,可以作为操作者用来把剪切波到达图像中的斑点模样的区域判断为因不能正确除去被检体的体动造成的位移量等而不能正确确定剪切波到达时间的区域的判断材料。另外,操作者可以在剪切波到达图像中从用来评价用来确定剪切波的传播速度的处理对象和组织的硬度的评价对象中除去斑点模样的区域。

[0113] 另外,如果采用本实施方式的超声波诊断装置 1,则可以抽出除去了被检体的体动造成的组织位移量的组织位移量的时间变化的极大值中的、具有最大位移量的值,基于该极大值具有的位移量确定到达时间,产生根据关心区域内的各位置处的剪切波到达时间分配了色相的剪切波到达图像。由此,例如,在位移量观测扫描处理中,即使超声波探头和被检体中的至少一个移动了时,也可以确定合适的到达时间。即,连续地产生整体移动时,有时表观上的组织位移量伴随着时间(发送次数)的经过而单调增加。此时如果简单地抽出最大位移量,则在单调增加的比例大时,会把因单调增加而增加的值作为最大位移量抽出。但是,使用因单调增加而增加的位移量,则使用产生了整体移动的时刻的位移量算出到达时间,作为结果会确定物理上不正确的到达时间。于是,通过抽出极大值中的具有最大位移量的值,基于该极大值具有的位移量确定到达时间,就可以不使用前面所述的由单调增加得到的最大值,而使用对于确定到达时间是合适的时刻的位移量。由此,在到达时间的确定中鲁棒性提高。

[0114] 根据以上可知,如果采用本实施方式,则操作者即使不把将各时刻的位移量映像化了的图像作为动画观察,也可以用一幅剪切波到达图像把握剪切波的传播的样子。另外,操作者通过在剪切波到达图像中观察方位方向的色相的变化的程度(色相的变化的缓急),可以定性地把握预定区域中的各位置处的剪切波的传播速度,即各位置处的组织的硬度。

[0115] 另外,如果采用本实施方式的变形例,则可以产生以操作者经由输入部 9 输入的指定位置处的剪切波到达时间作为基准,对剪切波到达时间的色相进行修正后得到的剪切波到达修正图像。由此,即使在操作者关注的关注区域从剪切波的产生位置离开时,也可以简便地显示在关注区域中传播的剪切波的样子。而且,如果采用本实施方式的变形例,则也可以把作为剪切波到达时间的基准的位置指定为线段。由此,在剪切波到达关注区域之前,即使因剪切波的传播速度的不均匀性或剪切波的折射等造成剪切波的波面紊乱,也可以把在关注区域中把波面的紊乱初始化。其结果,操作者可以直观地、容易地显示关注区域中的剪切波的传播的样子。

[0116] (实施方式 2)

[0117] 与实施方式 1 的不同之处在于,用预定区域(关心区域)内的各位置处的剪切波到达时间,计算预定区域内的各位置处的剪切波的传播速度,产生根据计算得到的传播速度分配了色相的剪切波传播速度图像。

[0118] 图 12 是示出根据实施方式 2 的超声波诊断装置的构成的一例的构成图。

[0119] 速度计算部 22 用预定区域内的各位置处的剪切波到达时间(到达时间数据)计算预定区域内的各位置处的剪切波的传播速度。具体地,速度计算部 22 在预定区域内的各位置处计算相邻的位置处的剪切波到达时间的差(以下称为到达时间差)。另外,速度计算部 22 同时计算相邻的位置间的距离。然后,速度计算部 22 计算预定区域内的各位置处的到达时间差的倒数与邻接的位置间的距离的积,作为剪切波传播速度。速度计算部 22 把预定区域的各位置处的剪切波传播速度的数据(以下称为传播速度数据)输出到图像产生部 23。

[0120] 图像产生部 23 基于传播速度数据和在存储部 27 中存储的传播速度色相对应表,产生在预定区域的各位置处根据剪切波的传播速度分配了色相的剪切波传播速度图像。传播速度色相对应表是例如传播速度的值与色相的对应表。例如,传播速度为 0 时的色相是蓝色。例如伴随着传播速度的增大,色相以从蓝到蓝绿、绿、黄绿、黄、橙、红的顺序变化,最大传播速度被定义为红色。

[0121] 图像合成部 25 产生使剪切波传播速度图像在 B 模式图像上定位地重叠的传播速度重叠图像。图像合成部 25 把传播速度重叠图像或剪切波传播速度图像输出到显示部 7。

[0122] 存储部 27 存储传播速度数据、传播速度色相对应表、剪切波传播速度图像、传播速度重叠图像、与剪切波传播速度图像的产生有关的算法(以下称为剪切波传播速度图像产生算法)等。

[0123] CPU31 基于由操作者经由输入部 9 输入的剪切波传播速度图像显示模式的选择,读出存储部 27 中存储的发送延迟模式、接收延迟模式、剪切波产生发送延迟模式和装置控制程序,根据它们控制装置本体 5。例如 CPU31 从存储部 27 读出剪切波传播速度图像产生算法。CPU31 根据读出的剪切波传播速度图像产生算法控制速度计算部 22、图像产生部 23 等。剪切波传播速度图像显示模式是执行产生、显示剪切波传播速度图像的模式。

[0124] 具体地,如果经由输入部 9 输入剪切波传播速度图像显示模式,则 CPU31 控制速度计算部 22 以基于到达时间数据产生传播速度数据。CPU31 控制图像产生部 23,以基于传播速度数据和从存储部 27 读出的传播速度色相对应表,产生剪切波传播速度图像。

[0125] 显示部 7 基于来自图像合成部 25 的输出显示剪切波传播速度图像、传播速度重叠图像等。

[0126] (剪切波传播速度图像产生功能)

[0127] 剪切波传播速度图像产生功能是产生以色相示出预定区域(第 2 区域)的各位置处的剪切波的传播速度的剪切波传播速度图像的功能。以下,说明产生剪切波传播速度图像的功能的处理(以下称为剪切波传播速度图像产生处理)。

[0128] 图 13 是示出剪切波传播速度图像产生处理的步骤的一例的流程图。

[0129] 基于预定区域内的各位置处的剪切波到达时间,计算各位置处的剪切波的传播速度(步骤 Sd1)。基于各位置处的传播速度和传播速度色相对应表,产生在预定区域的各位置处根据剪切波的传播速度分配了色相的剪切波传播速度图像(步骤 Sd2)。

[0130] (第 1 变形例)

[0131] 与实施方式 2 的不同之处在于,计算利用操作者的指示在预定区域内指定的指定区域内的剪切波的平均传播速度(以下称为区域内平均传播速度),显示区域内平均传播速度。

[0132] 输入部 9 向装置本体 5 输入由操作者在预定区域内指定的指定区域。

[0133] 速度计算部 22 基于指定区域内的各位置处的剪切波到达时间和从剪切波产生位置到指定区域内的各位置的距离,计算区域内平均传播速度。例如,速度计算部 22 基于在指定区域内且在不同的扫描线上的同一深度的位置处的多个剪切到达时间和从剪切波产生位置到各位置的距离,通过线性回归分析计算区域内平均传播速度。

[0134] 图像产生部 23 与剪切波到达图像一起产生显示区域内平均传播速度的图像。

[0135] 图 14 是纵轴为位移量、横轴为时间地画出指定区域内的不同的 4 个扫描线上的同一深度的各位置处的剪切波传播数据得到的图。图 14 中的曲线 64、65、66、67 分别表示作为项的扫描线上的同一深度中的剪切波传播数据。图 14 中的曲线 64、65、66、67 例如与图 3 中的扫描线 54、55、56、57 对应。到达时间确定部 21 针对图 14 的曲线 64、65、66、67 分别确定远离超声波探头的方向(图 14 中的负的位移量)的最大值的时间,作为剪切波到达时间。

[0136] 图 15 是示出剪切波到达时间与到剪切波产生位置的距离的关系的一例的图。图 15 中的点 74 表示针对对图 14 中的曲线 64 确定的剪切波到达时间的到剪切波产生位置的距离。图 15 中的点 75 表示针对对图 14 中的曲线 65 确定的剪切波到达时间的到剪切波产生位置的距离。图 15 中的点 76 表示针对对图 14 中的曲线 66 确定的剪切波到达时间的到剪切波产生位置的距离。图 15 中的点 77 表示针对对图 14 中的曲线 67 确定的剪切波到达时间的到剪切波产生位置的距离。图 15 中的直线 78 是由使用了点 74、75、76、77 的线性回归分析确定的近似直线。速度计算部 21 计算线性回归分析得到的直线的斜率,作为区域内平均传播速度。

[0137] (第 2 变形例)

[0138] 与实施方式 2 中的第 1 变形例的不同之处在于,用计算得到的区域内平均传播速度计算指定区域内的平均弹性模量。

[0139] 速度计算部 22 用计算得到的区域内平均传播速度计算平均弹性模量(杨氏模量)。具体地,速度计算部 22 以区域内平均传播速度(v_s (m/s))的平方(v_s^2)的 3 倍($3 \times v_s^2$)计算平均弹性模量(E (kPa))。即,速度计算部 22 计算用的公式为 $E=3 \times v_s^2$ 。

[0140] 图像产生部 23 与剪切波到达图像一起产生用来表现平均弹性模量的图像。

[0141] 显示部 7 与剪切波到达图像一起显示用来表现平均弹性模量的图像。

[0142] 如果采用以上所述的构成,则可以得到以下的效果。

[0143] 如果采用本实施方式的超声波诊断装置 1,则用预定区域(关心区域)内的各位置处的剪切波到达时间计算预定区域内的各位置处的剪切波的传播速度,可以产生根据计算得到的传播速度分配了色相的剪切波传播速度图像。由此,可以把在被检体内产生的剪切波的传播速度的空间的分布可视化。另外,操作者,在剪切波的传播速度变成有杂音地不均匀的区域,可以判断为剪切波的传播没有顺利实现。而且,在剪切波到达图像上,指定剪切波传播的区域或正确实现了剪切波的传播的区域,作为用来解析剪切波的平均传播速度和平均弹性模量的区域,可以计算剪切波的平均传播速度和平均弹性模量。由此,可以提高对于剪切波的平均传播速度和平均弹性模量等的定量的解析结果的可靠性。

[0144] 另外,作为实施方式 1 的变形例,在用医用图像处理装置 100 实现本超声波诊断装置 1 的技术思想时,具有例如图 1 的构成图中的虚线内的构成要素。另外,医用图像处理装置 100 也可以在存储部 27 中存储第 1、第 2 位移数据来执行以后的处理。此时不需要位移量计算部 19。另外,医用图像处理装置 100 也可以在存储部 27 中存储剪切波传播数据来执

行以后的处理。此时不需要位移量计算部 19 和到达时间确定部 21。

[0145] 另外,作为实施方式 2 的变形例,在用医用图像处理装置 101 实现本超声波诊断装置 1 的技术思想时,具有例如图 12 的构成图中的虚线内的构成要素。另外,在医用图像处理装置 101 中,也可以读入从超声波诊断装置 1 输出的剪切波到达图像的数据等来执行上述处理。

[0146] (实施方式 3)

[0147] 与实施方式 1、2 的不同之处在于,多次执行与多个观测扫描线的每一个对应地发送的推式脉冲的发送次数。作为具体例,说明针对在第 1 区域内深度不同的多个焦点发送多个推式脉冲的情况。

[0148] 发送部 11 在第 1 区域内发送与深度不同的多个焦点分别对应的多个推式脉冲。通过发送多个推式脉冲,在多个焦点的每一个处产生剪切波。在第 2 区域中,传播由在多个焦点处分别产生的剪切波重叠得到的重叠剪切波。发送部 11 例如在第 1 区域内对深度不同的 4 个焦点分别发送推式脉冲。具体地,在图 2 的步骤 Sa3 中,发送部 11 对 4 个焦点的每一个发送推式脉冲。

[0149] 由多普勒处理部 17 的自相关器或互相关器得到的第 2 位移数据具有重叠剪切波造成的组织位移量。

[0150] 位移量计算部 19 通过从第 1、第 2 位移数据减去体动位移数据,计算示出重叠剪切波造成的组织位移量的时间变化的重叠剪切波传播数据。

[0151] 到达时间确定部 21 基于重叠剪切波传播数据中的组织位移量的时间变化,确定剪切波到达时间。具体地,到达时间确定部 21 针对预定区域内的各位置,以任一个推式脉冲的发送开始时刻或任一个推式脉冲的发送结束时刻作为时刻 0,确定与重叠剪切波传播数据中的组织位移量的最大值对应的时间,作为剪切波到达时间。到达时间确定部 21 把预定区域内的各位置处的到达时间数据输出到图像产生部 23。另外,可以在任一个推式脉冲的发送开始时刻或发送结束时刻,任意选择剪切波到达时间的基准时刻。

[0152] 如果采用以上所述的构成,则可以得到以下的效果。

[0153] 如果采用本实施方式的超声波诊断装置 1,则可以基于除去了被检体的体动造成的组织位移量的组织的变量的时间变化,产生根据关心区域内的各位置处的重叠剪切波的剪切波到达时间分配了色相的剪切波到达图像。由此,可以把在被检体内产生的剪切波的传播的样子(例如,折射、反射等)作为一个图像可视化。

[0154] 经由网络与医用图像处理装置 100、101 连接的超声波诊断装置在超声波检查中执行数据的取得和保存即可。本医用图像处理装置 100、101 可以用于在超声波检查后仔细观察剪切波到达图像。即,在进行超声波检查的检查者和解析由超声波诊断装置产生的医用图像的解析者不同时,显现出本实施方式的效果。即,解析者可以在超声波检查后,利用剪切波到达图像确认剪切波是否像解析者所希望的那样传播。解析者可以基于剪切波到达图像计算预定区域内的组织的弹性模量。因此,可以提高例如作为解析结果的弹性模量的可靠性。另外,还可以避免靠检查者的主观确定解析的范围的情况,可以减少误诊的可能性。

[0155] 而且,实施方式中的各功能也可以通过把执行该处理的程序安装到工作站等的计算机中并把它们在存储器上展开来实现。此时,也可以把能够使计算机执行该方法的程序

保存到磁盘(硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等的存储媒体中并分发。

[0156] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式都是作为例子提出的,并非用来限定本发明的范围。这些新的实施方式可以以其它的各种方式实施,在不脱离发明的主要构思的范围内,可以进行各种省略、改写、变更。这些实施方式及其变形都包含在发明的范围和主要构思内,且包含在权利要求书记载的发明及其等价的范围内。

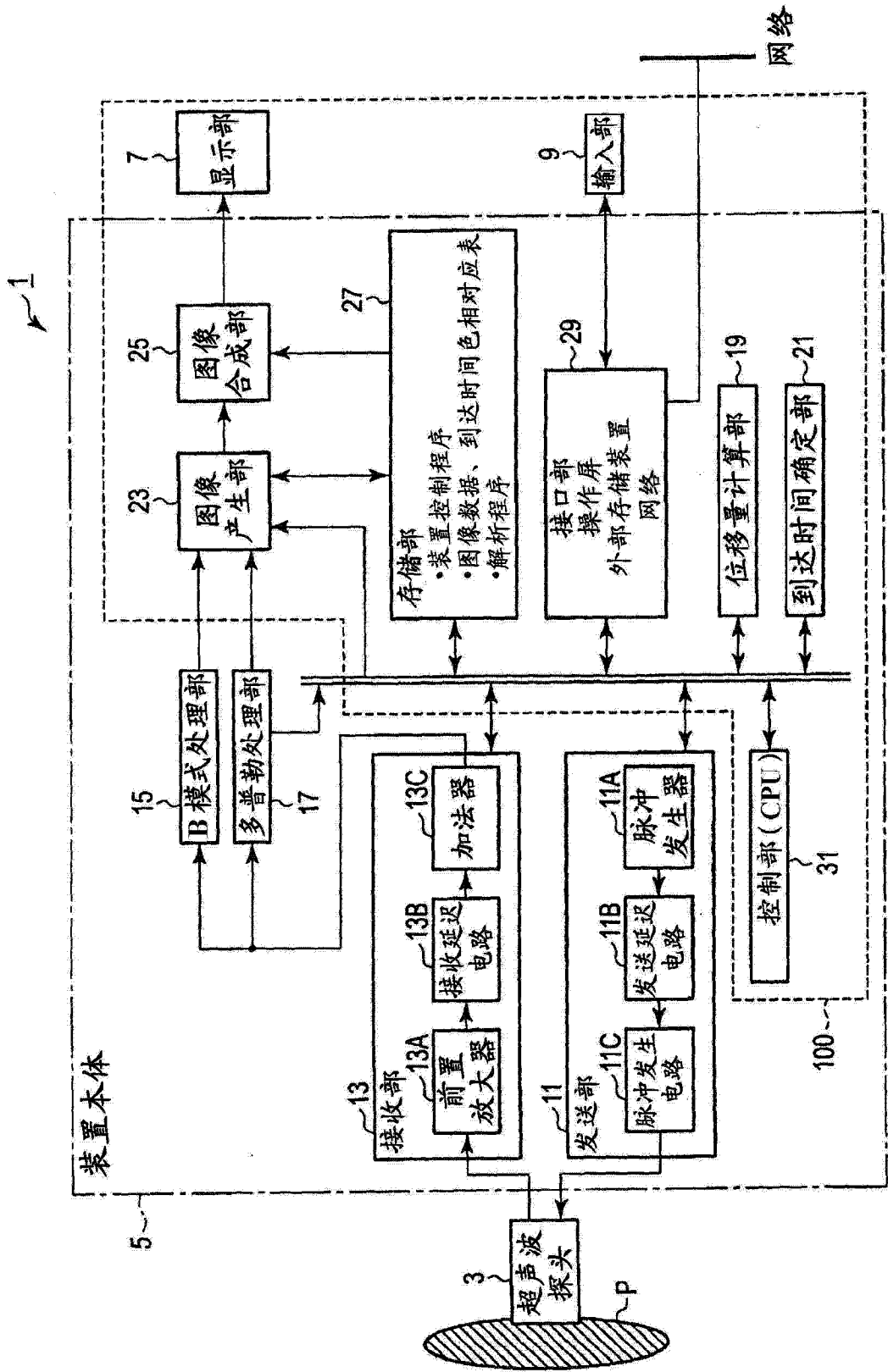


图 1

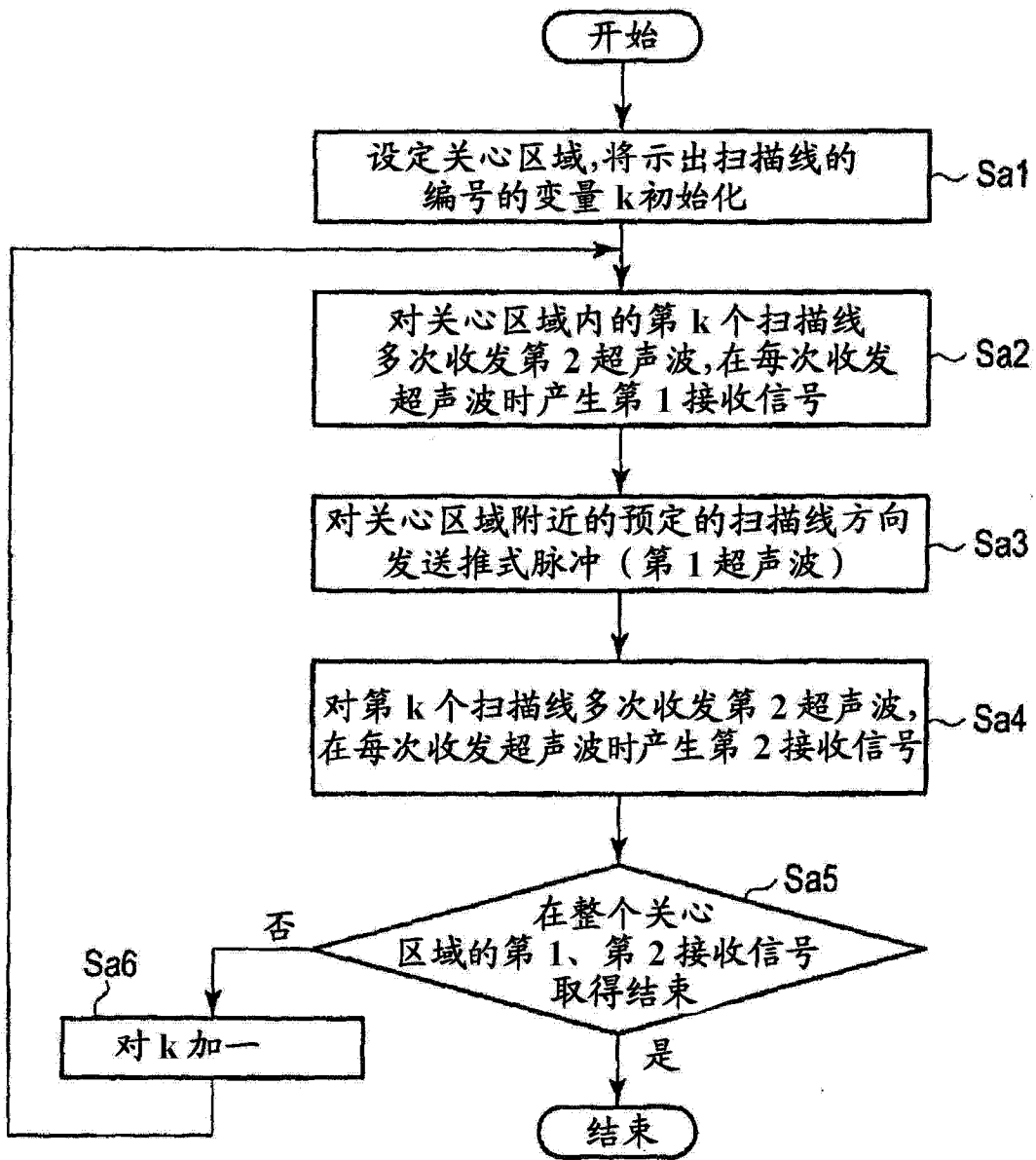


图 2

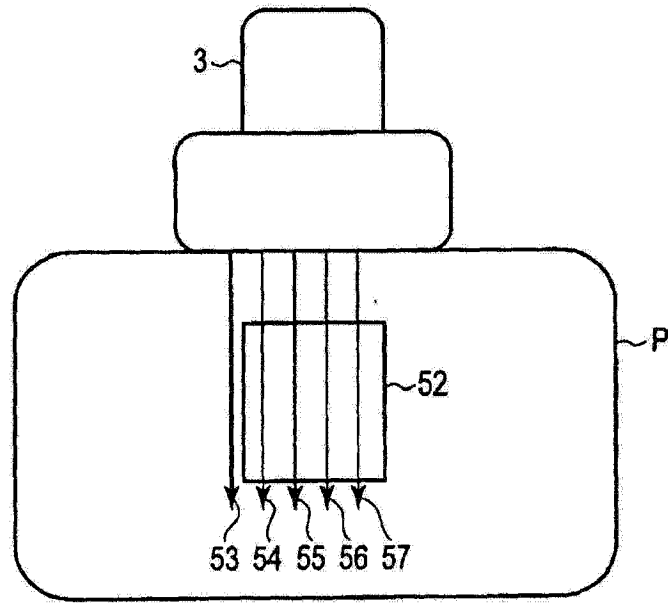


图 3

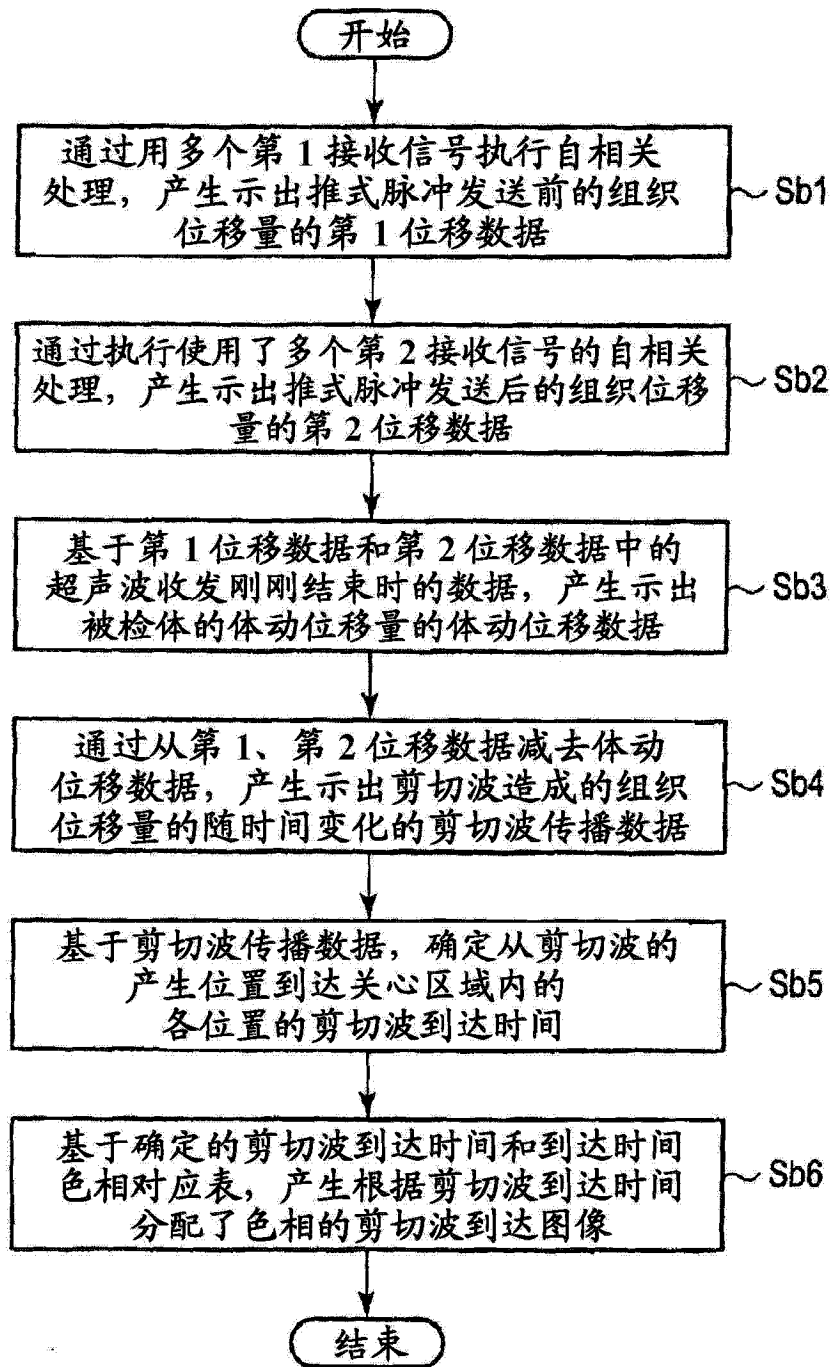


图4

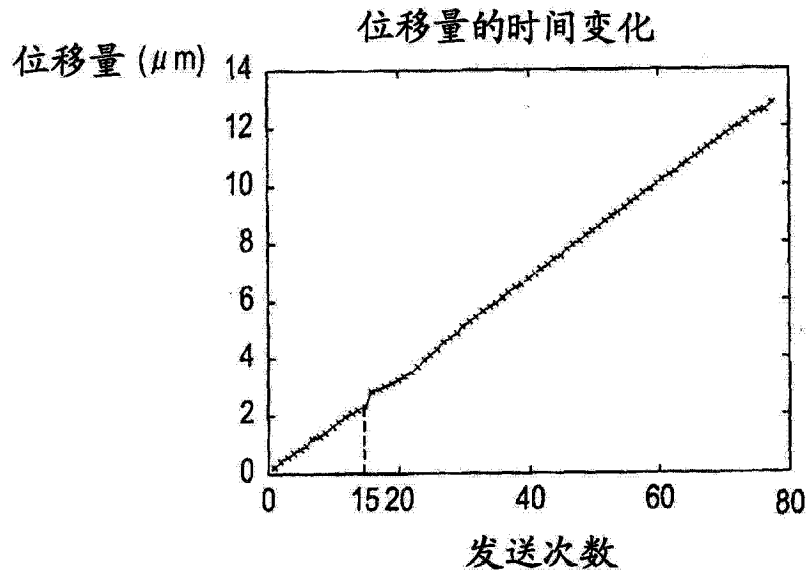


图 5

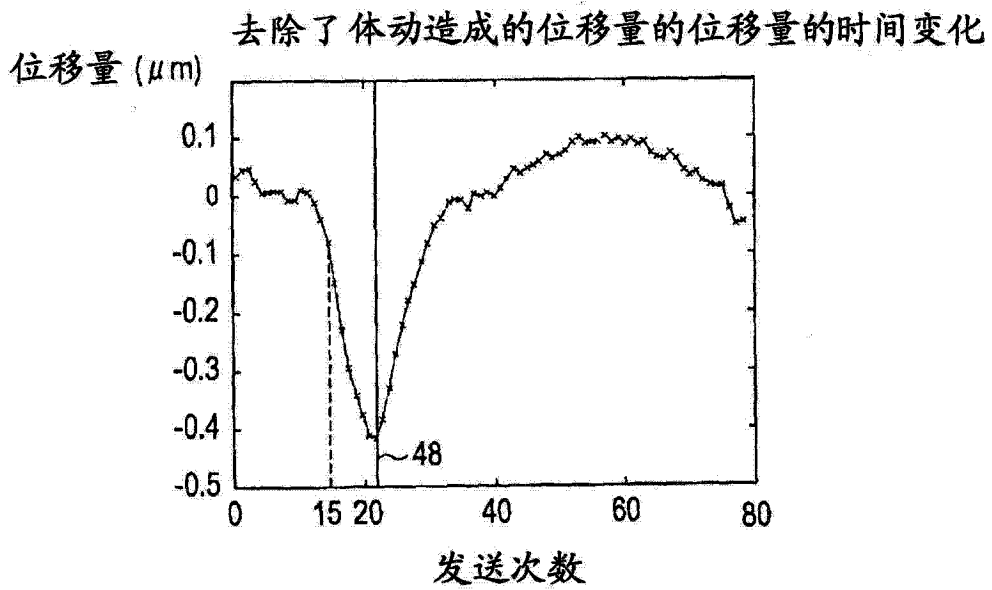


图 6

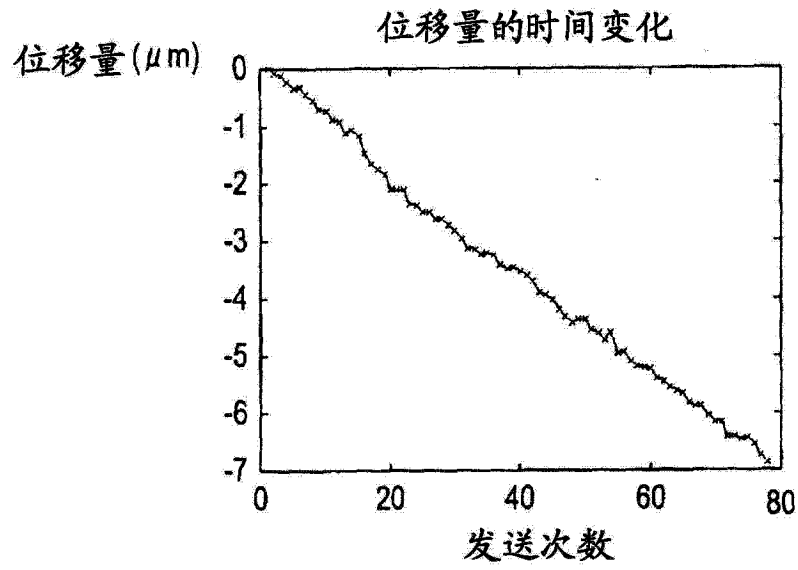


图 7

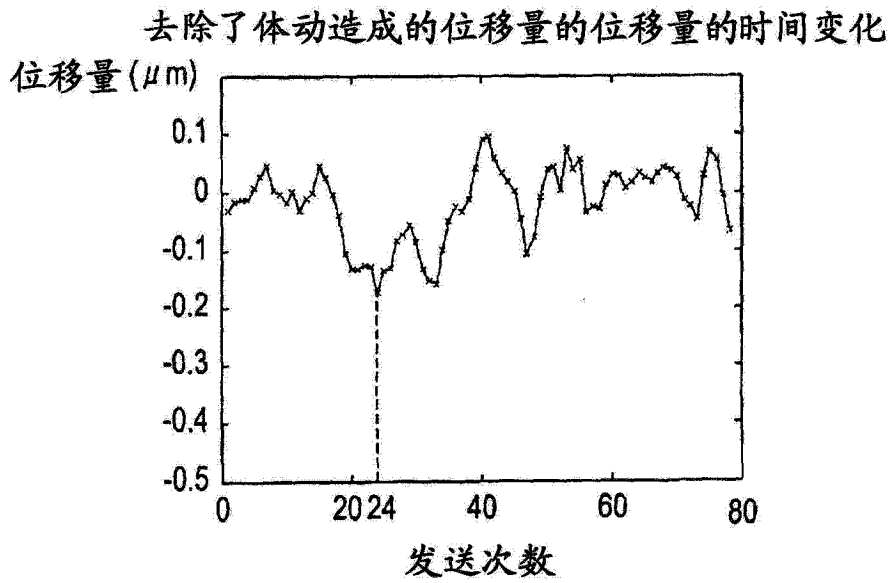


图 8

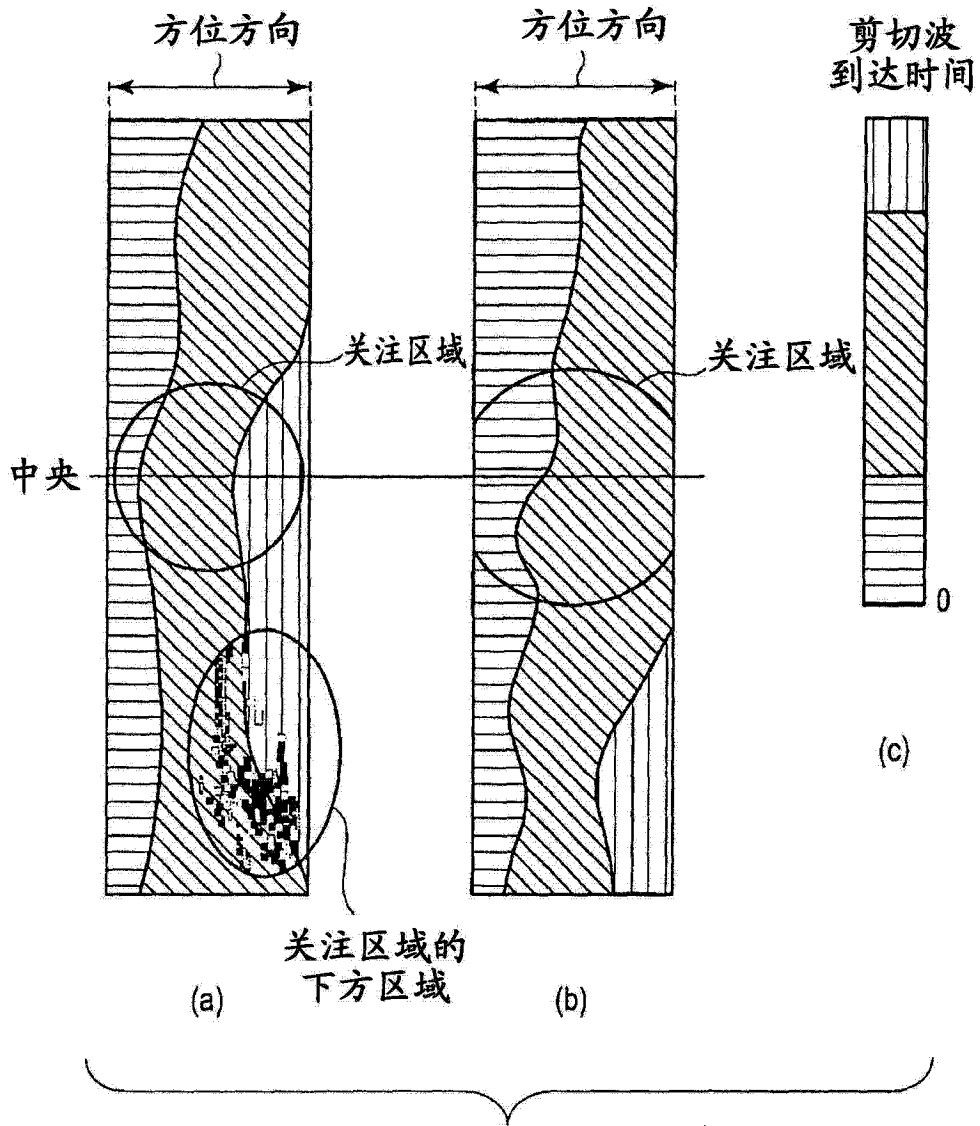


图 9

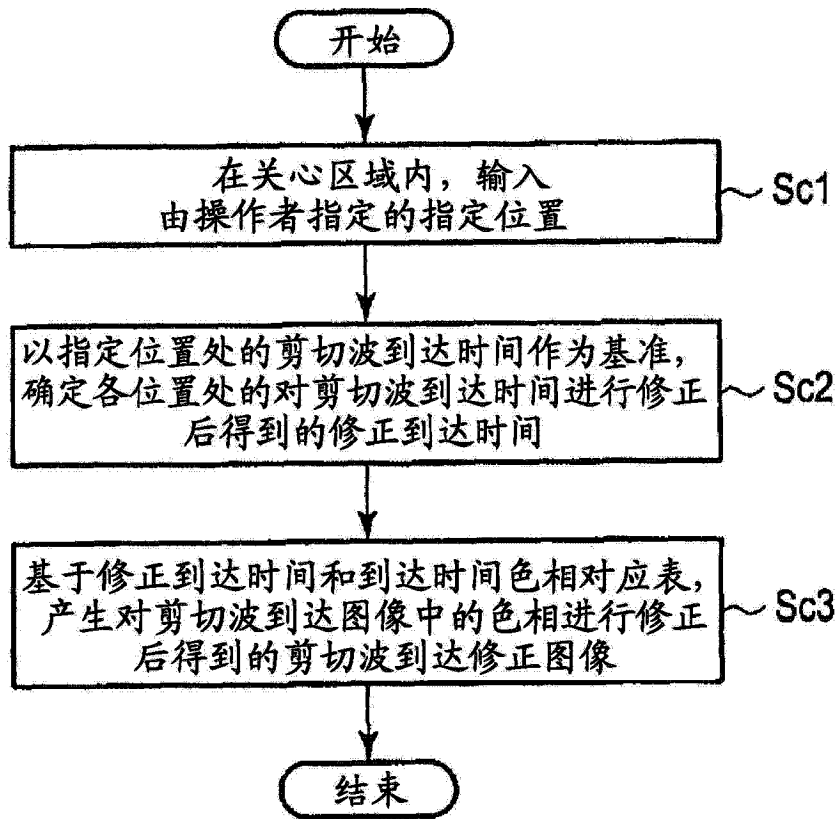


图 10

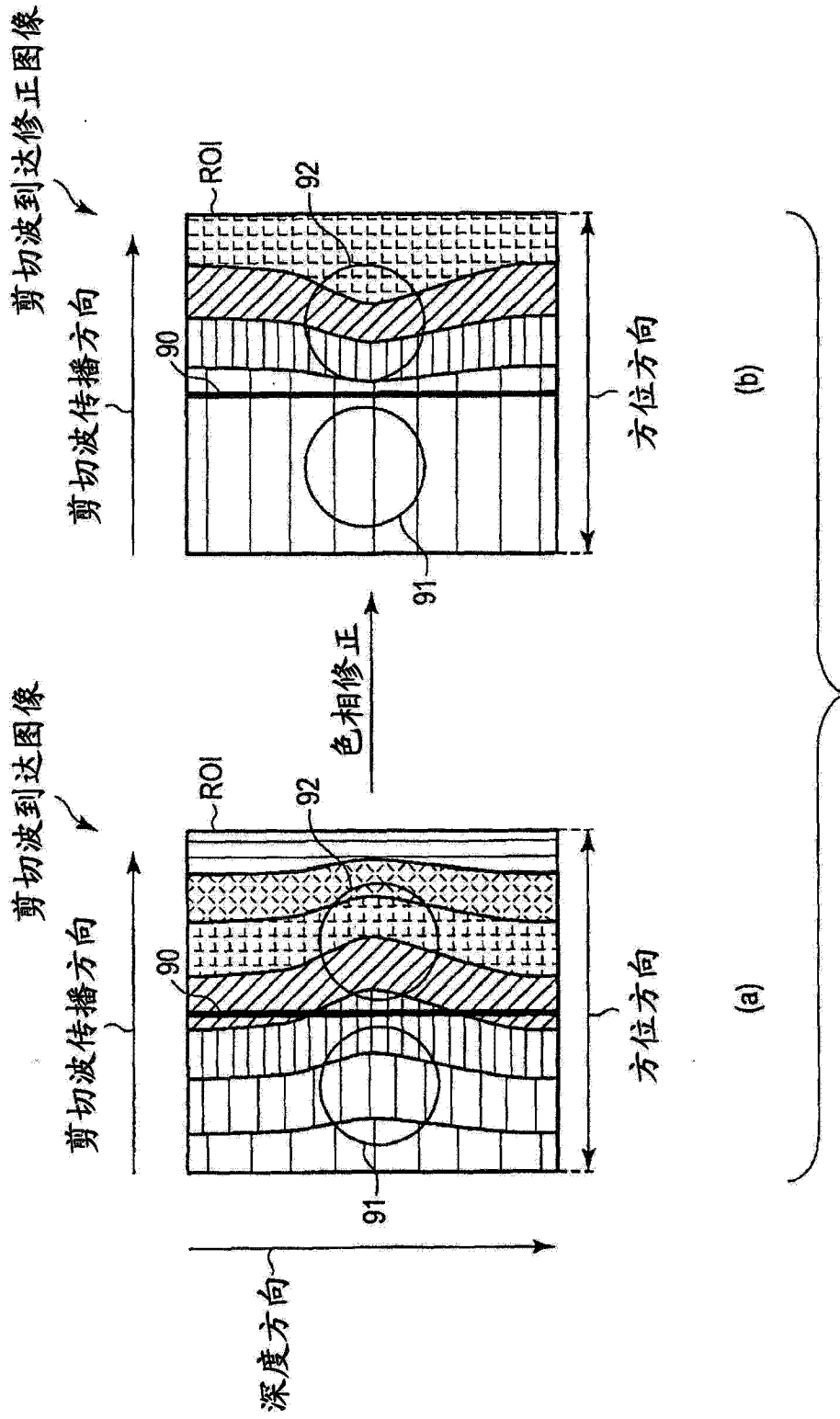


图 11

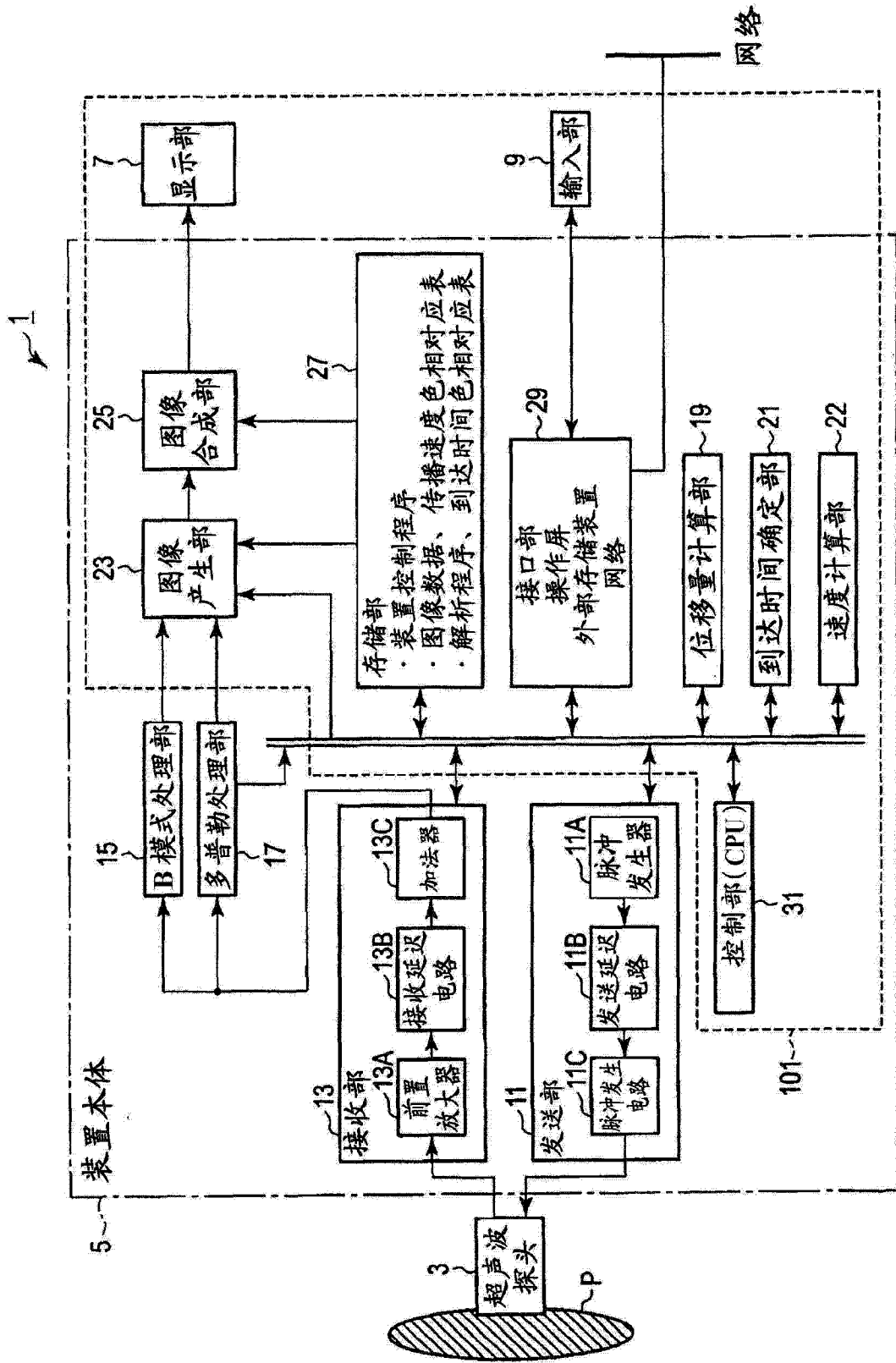


图 12

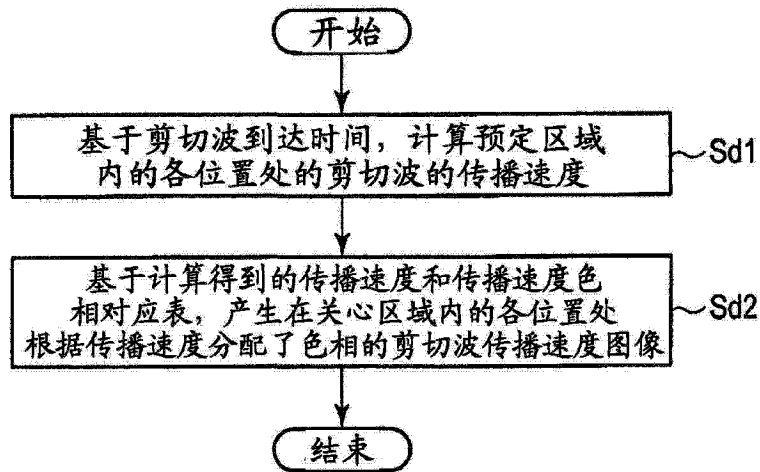


图 13

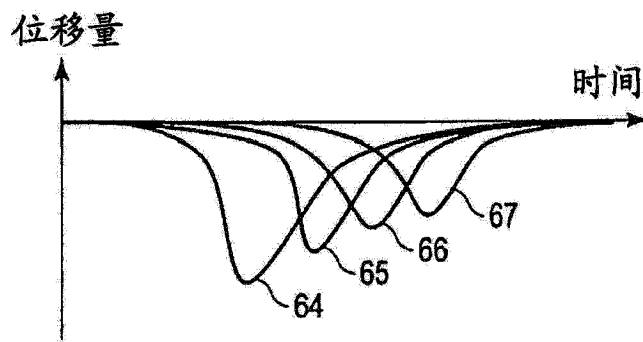


图 14

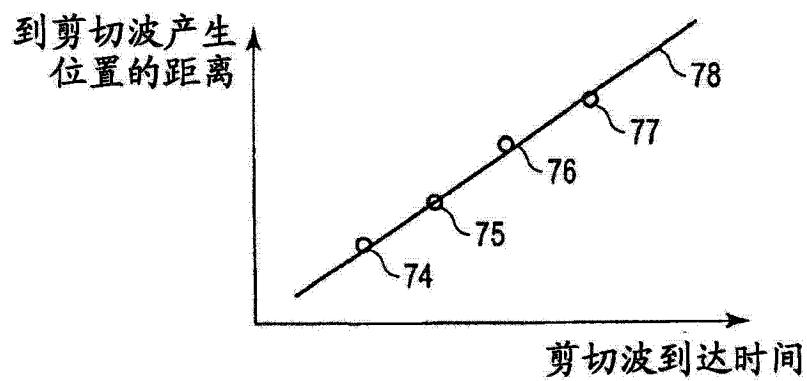


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN104640506A	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201380001735.X	申请日	2013-09-18
[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 川岸哲也		
发明人	金山侑子 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/469 A61B8/485 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52095 G01S15/8915 G01S15/8979 G06T7/0012		
代理人(译)	高科		
其他公开文献	CN104640506B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本实施方式的超声波诊断装置(1)，包括：超声波探头(3)、经由超声波探头(3)向第1区域发送在被检体内产生剪切波的第1超声波，向上述被检体内的第2区域发送第2超声波的发送部(11)；基于第2超声波产生接收信号的接收部(13)；用接收信号计算伴随着剪切波的向第2区域的传播的组织位移量的位移量计算部(19)；基于与第2区域的各位置有关的位移量的时间变化确定剪切波到达各位置的到达时间的到达时间确定部(21)；以及基于到达时间和根据到达时间预先设定的像素值产生根据到达时间分配了像素值的剪切波到达图像的图像产生部(23)。

