



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102292627 A

(43) 申请公布日 2011.12.21

(21) 申请号 201080005318.9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.06.04

GOIN 21/17 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006.01)

2009-137481 2009. 06. 08 JP

A61B 10/00 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

G01N 29/00 (2006.01)

2011.07.22

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/JP2010/059509 2010.06.04

(87) PCT申请的公布数据

W02010/143591 JA 2010.12.16

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

申请人 奥林巴斯株式会社

(72)发明人 五十岚诚 印南岳晴

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

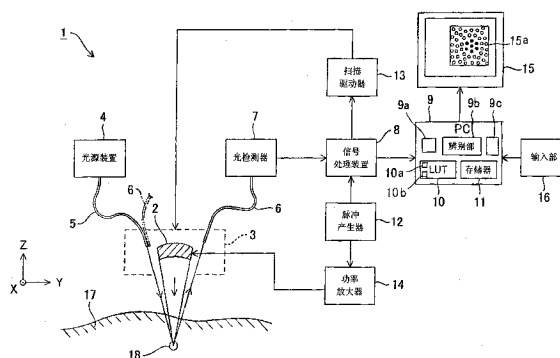
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 5 页

(54) 发明名称

生物体观测装置

(57) 摘要

生物体观测装置向生物体内部的规定区域照射超声波,并且向照射了超声波的规定区域照射规定频率的光,对包含在规定区域内的生物体构成物质处的由于超声波振动而发生了频率偏移的散射光进行检测。根据散射光的检测信号中的频率偏移量来计算生物体构成物质的速度信息,根据速度信息计算生物体构成物质的密度,利用计算出的密度的值来进行生物体构成物质的状态辨别。



1. 一种生物体观测装置,其特征在于,具有:

超声波照射单元,其向生物体内部的规定区域照射超声波;

光照射单元,其向照射了上述超声波的规定区域照射规定频率的光;

检测单元,其将包含在上述规定区域内的生物体构成物质作为光散射物质,检测在超声波振动状态下频率相对于所照射的上述光的上述规定频率发生了偏移的散射光;

信号处理单元,其进行如下信号处理:根据由上述检测单元检测出的散射光的检测信号中的频率偏移量,计算上述生物体构成物质的速度信息;

密度信息计算单元,其根据上述速度信息,计算上述规定区域内的上述生物体构成物质的密度信息;以及

辨别单元,其利用作为所计算出的上述密度信息的密度值,来进行上述生物体构成物质的状态辨别。

2. 根据权利要求1所述的生物体观测装置,其特征在于,

为了上述密度信息计算单元根据上述速度信息计算上述密度信息,该生物体观测装置还具有将在构成生物体的多个脏器、特定的部位预先测量出的速度信息和与测量出的该速度信息相对应的密度信息相关联地进行保存的密度信息保存单元。

3. 根据权利要求2所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述密度信息保存单元还保存用于辨别关于上述生物体构成物质是正常组织还是病变组织的组织性状的密度信息的阈值。

4. 根据权利要求3所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述辨别单元根据所计算出的上述密度值是否超过上述阈值的比较结果,来进行与该比较结果对应的上述生物体构成物质是正常组织还是病变组织的辨别。

5. 根据权利要求4所述的生物体观测装置,其特征在于,

还具有扫描单元,该扫描单元使上述超声波照射单元和上述光照射单元在规定的扫描范围内进行扫描。

6. 根据权利要求4所述的生物体观测装置,其特征在于,还具有:

扫描单元,其使上述超声波照射单元和上述光照射单元在规定的扫描范围内进行扫描;以及

图像处理单元,其进行如下处理:用于在显示单元中以图像信息来显示在上述扫描范围内扫描的规定区域内的各扫描位置处的上述密度信息和上述辨别单元利用上述阈值得到的辨别结果的信息。

7. 根据权利要求5所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述检测单元检测使来自上述超声波振动状态下的上述规定区域附近的散射光与由没有发生超声波振动的部分的上述光的反射光或散射光形成的参照光发生干涉而得到的干涉光成分。

8. 根据权利要求6所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述检测单元检测使来自上述超声波振动状态下的上述规定区域附近的散射光与由没有发生超声波振动的部分的上述光的反射光或散射光形成的参照光发生干涉而得到的干涉光成分。

9. 根据权利要求5所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述超声波照射单元向上述规定区域以脉冲状照射上述超声波。

10. 根据权利要求 5 所述的生物体观测装置,其特征在于,

还具有输入部,该输入部输入用于确定构成上述规定区域的生物体脏器或生物体部位的密度与超声波的速度之间的关系的信息。

11. 根据权利要求 3 所述的生物体观测装置,其特征在于,

还具有保存部,该保存部保存构成上述规定区域的生物体脏器或生物体部位的正常组织的情况下的细胞核变肥大时的肥大率的信息。

12. 根据权利要求 5 所述的生物体观测装置,其特征在于,

还具有保存部,该保存部保存构成上述规定区域的生物体脏器或生物体部位的正常组织的情况下的细胞核变肥大时的肥大率的信息。

13. 根据权利要求 11 所述的生物体观测装置,其特征在于,

在由上述辨别单元辨别为所计算出的上述密度值超过上述阈值的情况下,参照上述保存部的肥大率的信息,来由显示单元显示肥大率的信息。

14. 根据权利要求 5 所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述光照射单元向上述规定区域照射激光。

15. 根据权利要求 5 所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述光照射单元向上述规定区域照射发生干涉的距离短的低干涉性光。

生物体观测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用超声波照射时的光散射信息来观测生物体的组织性状的生物体观测装置。

背景技术

[0002] 作为生物体断层成像技术,提出了光 CT、光学相干层析成像技术 (Optical Coherence Tomography) (以下 OCT) 等各种技术。利用近红外光 (700nm ~ 1200nm) 的光 CT 能够获得生物体粘膜下几 cm 的断层图像。

[0003] 但是,光 CT 的空间分辨率限制为大致几 mm,难以得到清晰的断层图像。OCT 虽然能够实时地获取具有几 μm 水平的空间分辨率的断层图像,但是较大的问题是可观察深度浅至 2mm 左右。

[0004] 另一方面,如日本特开 2008-170363 号公报那样提出了一种用于通过向生物体照射超声波和光来以比光 CT 高一位左右的空间分辨率获得粘膜深部 (几 cm) 的断层图像的“超声波光调制断层成像技术 (以下 UMOT)”。

[0005] 在非专利文献 (C. Kim, K. H. Song, L. V. Wang, “Sentinel lymph node detection ex vivo using ultrasound-modulated optical tomography,” J. Biomed. Opt., VOL. 13, 020507, 2008) 中, Kim 等通过检测利用超声波调制得到的照射光,成功实现了粘膜下几 cm 的前哨淋巴结 (sentinel lymph node) 的可视化。

[0006] 但是,该非专利文献只是公开了专用于光吸收物体的成像的技术。因此,在该技术中,针对如正常组织、癌组织那样的非吸收物体难以得到清楚的对比度。

[0007] 另一方面,在日本特开 2000-197635 号公报中公开了一种向乳房组织等内部照射可见光 / 近红外光的同时会聚超声波来产生光散射波的系统以及方法。该公报对照射了超声波的区域中的光散射波的振幅和相位进行记录并制作成图像。

[0008] 另外,在日本特开 2001-208729 号公报中公开了如下一种检测单元:向检查对象物入射表面弹性波,并且照射激光,由激光收发器接收反射光,并通过信号处理装置检测所照射的激光与反射光的频率差。

[0009] 该检测单元根据入射的激光的频率与来自检查对象物的反射光的频率的频率差来测量检查对象物的表面的 (表面弹性波的) 振动速度,来检测检查对象物的缺陷。

[0010] 日本特开 2001-208729 号公报的现有装置针对检查对象物的表面,利用与根据缺陷的有无、大小而发生变化的表面弹性波的振动速度的分布相应的基于多普勒效应产生的频率差,来检测检查对象物的表面的微小的裂纹等缺陷。

[0011] 但是,在代替上述现有装置的表面弹性波而照射超声波来想要进行生物体内部的组织是正常组织还是病变组织那样的组织性状的辨别的情况下,不能期望如上述缺陷有无的情况那样超声波的振动速度有很大变化。

[0012] 另外,在生物体的情况下,需要考虑其生物体构成物质根据脏器的种类等的不同而针对超声波的声音特性也会发生变化。

[0013] 因此,针对生物体的情况,上述现有装置难以根据基于多普勒效应产生的频率差的信息直接进行性状辨别。

[0014] 另外,在想要如现有装置那样利用多普勒效应的情况下,没有建立关于将基于多普勒效应的振动速度如何应用于生物体的情况下的例如正常组织和病变组织的辨别的规范(辨别规范)。

[0015] 因此,期望一种能够进行生物体内部的想要进行诊断或者检查的脏器等是正常组织(健康组织)还是如癌那样的病变组织的组织性状的辨别的观测装置。

[0016] 在这种情况下,期望也容易地掌握进行包括组织性状的情况的状态辨别时的辨别规范。也就是说,当容易地掌握该辨别规范时,易于适当地利用其辨别结果。反过来说,如果难以掌握辨别规范,则在得到了辨别结果的情况下,也难以判断要考虑该辨别结果到什么程度,从而难以适当地利用。

[0017] 本发明是鉴于上述的点而完成的,其目的在于提供一种能够利用超声波照射时的光散射信息来进行生物体构成物质的状态辨别的生物体观测装置。并且,其目的还在于提供一种能够利用容易掌握的辨别规范进行生物体的组织性状的辨别的生物体观测装置。

发明内容

[0018] 用于解决问题的方案

[0019] 本发明的生物体观测装置的特征在于,具有:超声波照射单元,其向生物体内部的规定区域照射超声波;光照射单元,其向照射了上述超声波的规定区域照射规定频率的光;检测单元,其将包含在上述规定区域内的生物体构成物质作为光散射物质,检测在超声波振动状态下频率相对于所照射的上述光的上述规定频率发生了偏移的散射光;信号处理单元,其进行如下信号处理:根据由上述检测单元检测出的散射光的检测信号中的频率偏移量,计算上述生物体构成物质的速度信息;密度信息计算单元,其根据上述速度信息,计算上述规定区域内的上述生物体构成物质的密度信息;以及辨别单元,其利用作为所计算出的上述密度信息的密度值,来进行上述生物体构成物质的状态辨别。

附图说明

[0020] 图1是表示本发明的第一实施方式所涉及的生物体观测装置的结构框图。

[0021] 图2是表示用于根据速度信息计算密度信息的参照数据的图。

[0022] 图3是表示第一实施方式的处理内容的流程图。

[0023] 图4是表示本发明的第二实施方式所涉及的生物体观测装置的结构框图。

[0024] 图5是表示第二实施方式的变形例所涉及的生物体观测装置的结构框图。

具体实施方式

[0025] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0026] (第一实施方式)

[0027] 如图1所示,本发明的第一实施方式的生物体观测装置1具有作为产生超声波的超声波产生单元的超声波换能器2。

[0028] 该超声波换能器2被安装在作为对规定的扫描范围进行扫描的扫描单元的扫描

部 3 中。此外,扫描部 3 例如构成为具备沿正交的两个方向进行扫描的两个压电元件等。另外,该超声波换能器 2 例如图 1 所示那样被形成为凹面形状。凹面具有使射出的超声波会聚的功能。此外,并不限于形成凹面形状的情况,也可以使用声透镜来使射出的超声波会聚。

[0029] 照射由该超声波换能器 2 产生的超声波使其会聚于局部区域 18,该局部区域 18 是生物体 17 的内部的要进行组织性状(组织的性质或状态)的辨别的脏器等的关心区域内的规定区域。

[0030] 该超声波换能器 2 形成向作为规定区域的局部区域 18 照射超声波的超声波照射单元。

[0031] 该局部区域 18 的生物体构成物质通过聚焦的超声波的照射而局部地进行超声波振动。此外,通过由扫描部 3 进行扫描,局部区域 18 的中心位置(也称为关心位置)在关心区域的扫描范围内进行移动。

[0032] 另外,该生物体观测装置 1 具有由产生规定频率 f 的光的激光二极管等构成的光源装置 4,该光源装置 4 所产生的光入射到作为导光部的光纤 5 的一端部。

[0033] 光纤 5 引导被入射的光并从作为另一端部的前端部射出该光。该前端部也配置在上述扫描部 3 中的例如与超声波换能器 2 的一侧(图 1 中是左侧)相邻的位置上。

[0034] 从该光纤 5 的前端部射出的光被照射到作为生物体 17 的规定区域的局部区域 18。该光纤 5 的前端部形成向生物体 17 的内部的规定区域照射规定频率的光的光照射单元。

[0035] 局部区域 18 中的进行超声波振动的(处于超声波振动状态的)生物体构成物质作为使所照射的光发生散射的光散射物质而发挥功能,由于该光散射物质所产生的散射光通过基于超声波振动的速度的多普勒效应而相对于散射前的光的频率 f 发生偏移、即发生频率偏移。

[0036] 另外,与扫描部 3 中的超声波换能器 2 的另一侧(图 1 中右侧)相邻地配置光纤 6 的前端部,照射到局部区域 18 的光的散射光入射至该光纤 6 的前端部。

[0037] 在这种情况下,在将如上述那样照射的光的频率设为 f 、将生物体构成物质的超声波振动的速度(具体地说是在进行了超声波振动的情况下的超声波振动周期内的平均速度、或者在进行了超声波振动的情况下其强度最大的速度)设为 v 的情况下,散射光的频率偏移量 Δf 近似地表示成(1)式。

[0038]
$$\Delta f = f \cdot v / (c - v) \approx f \cdot v / c \quad (1)$$

[0039] 在此, c 是光速,进行了 $c \gg v$ 的近似。另外,在(1)中,进行了如下近似:超声波的传输方向与入射光(照射光)及散射光的方向所形成的角非常小。当形成后述的如图 4 那样的配置的结构时,成为更好的近似。

[0040] 该光纤 6 将入射到其前端部的光引导至由发光二极管等构成的光检测器 7。该光检测器 7 将接收(检测)发生频率偏移的散射光并进行光电变换后的电信号作为检测信号输出到信号处理装置 8。

[0041] 也就是说,光检测器 7 形成对发生了频率偏移的散射光进行检测的检测单元。此外,也可以不使用光纤 6 而由光检测器 7 直接接收(检测)散射光。此外,进行根据发生了频率偏移的散射光实际计算该频率偏移量的信号处理的是信号处理装置 8。

[0042] 上述信号处理装置 8 形成如下的信号处理单元:根据散射光的检测信号,例如通

过傅立叶变换的信号处理来检测(1)式的频率偏移量 Δf ,根据该频率偏移量 Δf 计算作为生物体构成物质(光散射物质)的速度信息的超声波振动的速度 v 。因而,该信号处理装置8还具备频率偏移量的计算单元的功能。

[0043] 该信号处理装置8将计算出的速度 v 的信息输出到个人计算机(简记为PC)9。该PC9具有由作为该PC9内部的信息存储单元的例如快闪存储器形成的查找表(简记为LUT)10。在该LUT10中,在生物体17的多个脏器、特定部位等处预先测量出的上述速度 v 的信息和与该速度 v 的信息对应的密度 ρ 的信息预先被保存为相关联的速度-密度变换信息。

[0044] 并且,通过手术操作者指定实际照射超声波来测量散射光的局部区域18是哪个脏器,能够根据与该脏器的情况对应的速度 v 的信息从LUT10读出与该速度 v 的信息对应的密度 ρ 的信息。

[0045] 也就是说,在根据基于多普勒效应产生的频率偏移量 Δf 计算出超声波振动的速度 v 的情况下,通过利用关于构成计算出该速度的局部区域18的生物体构成物质是哪个脏器或生物体部位的信息,能够计算出(相比于速度 v)与该生物体构成物质的性状更密切相关的密度 ρ 的信息。

[0046] PC9的密度算出部9a形成通过利用保存在LUT10中的速度-密度变换信息来根据速度 v 的信息计算密度 ρ 的信息的密度信息计算单元。另外,LUT10形成用于根据速度信息计算密度信息的作为密度信息保存单元的速度-密度变换信息保存单元。

[0047] PC9利用保存在LUT10中的信息,根据速度信息计算密度信息,来将该密度信息与作为计算出密度信息的局部区域18中的中心位置的关心位置的信息相关联地保存到例如PC9内部的存储器11中。PC9将密度 ρ 的值保存到存储器11中的例如与关心位置对应的地址的存储单元中。

[0048] 可知作为构成生物体17的生物体构成物质的生物体组织的细胞在从正常组织的状态变为如癌组织那样的病变组织的情况下,细胞核(也简称为核)变肥大。

[0049] 因此,从统计上认为在正常组织的情况和癌组织的情况中,作为物性值的密度 ρ 的值发生变化。更具体地说,认为与正常组织的情况相比,病变组织由于核的肥大而密度 ρ 增大。

[0050] 在本实施方式中,在例如设置于LUT10内的阈值信息保存部10a中保存有用针对构成生物体17的多个各脏器、特定部位根据正常组织的情况和作为病变组织的癌组织的情况下的密度 ρ 的分布来辨别两组织的性状的密度 ρ 的阈值 ρ_{th} 。该阈值信息保存部10a不限于设置在LUT10内的情况,也可以保存到其它的存储单元中。

[0051] 图2表示保存在LUT10中的信息的部分概要。如图2所示,在作为脏器的例如肝脏和胰腺的情况下,将预先测量出的数据以表现速度 v 与密度 ρ 的关系的方式制作成表格保存到LUT10中。

[0052] 此外,在LUT10中保存有例如图2的表示分别用○表示的位置处的速度 v 与密度 ρ 的关系的数据。如图2所示,在各脏器中,速度 v 与密度 ρ 的关系具有能够大致用一次函数近似的关系。此外,代替制作成表格的LUT10,也可以将上述一次函数的信息用作为了根据速度 v 计算密度 ρ 而参照的信息。此外,用于近似速度 v 与密度 ρ 的关系的函数不限于利用一次函数的近似。

[0053] 另外,在本实施方式中,如图 2 所示,与正常组织的情况相同地,在病变组织的情况下,也预先测量并调查速度 v 与密度 ρ 的关系,根据其测量结果设定了用于辨别两组织的密度 ρ 的阈值 ρ_{th} 。所设定的阈值 ρ_{th} 例如被保存在阈值信息保存部 10a 中。

[0054] 从测量结果统计得出,在密度 ρ 超过阈值 ρ_{th} 的情况下,如用黑圆表示的那样是病变组织的可能性变高。另外,该阈值 ρ_{th} 根据脏器的不同而不同。

[0055] PC 9 通过利用保存在 LUT 10 的阈值信息保存部 10a 中的密度 ρ 的阈值 ρ_{th} 的信息来由比较器进行比较,来辨别计算出密度信息的位置的生物体构成物质是正常组织还是病变组织的组织性状。

[0056] 并且,PC 9 在密度为该阈值 ρ_{th} 以上的情况下,辨别为是病变组织的可能性高,在密度小于该阈值 ρ_{th} 的情况下,辨别为是正常组织的可能性高。

[0057] 也就是说,该 PC 9 的辨别部 9b 具有作为辨别单元的功能,该辨别单元利用密度信息进行生物体构成物质是正常组织还是病变组织的组织性状的辨别(包括这种情况的生物体构成物质的状态辨别)。

[0058] 这样,在本实施方式中,通过从超声波振动的速度 v 的信息变换为密度信息,与速度 v 的信息的情况相比,容易进行组织性状的辨别,并且手术操作者容易掌握进行该辨别的辨别规范(具体地说是相对于正常组织时的密度的值偏移得越大则是病变组织的可能性越高的辨别规范)。

[0059] 因此,手术操作者在得到该辨别结果的情况下,容易地从该辨别规范掌握应该将该辨别结果作为参考的程度,从而易于适当地进行诊断等。

[0060] 如图 1 所示的上述信号处理装置 8 例如与从脉冲产生器 12 产生的高频脉冲(相差规定时间的状态)同步地向扫描驱动器 13 输出使其进行扫描的扫描控制信号,其中,该脉冲产生器 12 产生用于产生脉冲状超声波的电信号。

[0061] 脉冲产生器 12 产生用于使超声波换能器 2 产生脉冲状的超声波的高频脉冲,该高频脉冲被功率放大器 14 放大并被施加到超声波换能器 2。超声波换能器 2 根据被施加的高频脉冲射出脉冲状的超声波。

[0062] 此外,该高频脉冲是包含使超声波换能器 2 以规定频率进行超声波振动的几个周期的正弦波的脉冲。超声波换能器 2 以该正弦波的频率进行超声波振动,从凹面的射出面射出该超声波。

[0063] 该情况下的频率例如是几 MHz 到几十 MHz 左右。提高该频率能够提高空间分辨率。但是在提高了频率的情况下,生物体 17 内部的衰减也变大。

[0064] 此外,在图 1 中,示意性地示出了将超声波换能器 2 与生物体 17 的表面分离的配置状态,但是在像这样分离配置的情况下,在超声波换能器 2 与生物体 17 之间插入有未图示的(以较少的损失)传递超声波的超声波传递部件或者超声波传递介质。也可以不插入超声波传递部件等,而从生物体 17 的表面向其内部射出超声波。

[0065] 另外,脉冲产生器 12 将高频脉冲延迟后输出到信号处理装置 8。延迟的时间、即延迟时间是在从超声波换能器 2 射出脉冲状的超声波之后该超声波到达局部区域 18 的时间的程度。

[0066] 换言之,信号处理装置 8 被输入延迟了该延迟时间的高频脉冲的时刻为被输入在局部区域 18 发生多普勒偏移并由光检测器 7 检测出的散射光的检测信号的时刻。

[0067] 并且,信号处理装置 8 根据该检测信号计算速度信息并输出到 PC 9,并且向扫描驱动器 13 输出使扫描部 3 进行扫描的扫描控制信号(用于使扫描部 3 移动到下一个关心位置的信号)。

[0068] 扫描驱动器 13 接收该扫描控制信号来将由压电元件等形成的扫描部 3 移动一步。此外,扫描部 3 例如能够沿着 XY 平面、即水平面以覆盖二维的扫描范围的方式进行扫描。此外,不限于 XY 平面,也可以在 XZ 平面或者 YZ 平面上进行扫描。

[0069] 因而,对信号处理装置 8 输入在局部区域 18 上的超声波照射以及光照射的位置(关心位置)一点一点地被移动(扫描)的状态下的散射光的检测信号。

[0070] 上述 PC 9 将从信号处理装置 8 输入的速度 v 的速度信息变换为密度 ρ 的密度信息且与关心位置 R (扫描位置)相对应地保存到存储器 11 中,并且将其作为图像输出到作为显示单元的监视器 15。

[0071] 另外,PC 9 在将密度信息保存到存储器 11 中的情况下,还保存该密度信息是否为阈值 ρ_{th} 以上的辨别结果的信息。并且,PC 9 具有作为图像处理单元的图像处理部 9c 的功能,该图像处理部 9c 进行通过作为显示单元的监视器 15 以图像的方式显示存储器 11 的信息的处理。

[0072] PC 9 在进行图像处理的情况下,进行如根据密度的值 ρ 例如用黑白色的亮度值显示密度信息那样的处理,并且在密度信息为阈值 ρ_{th} 以上的情况下,进行例如用红色显示密度信息的处理。此外,不限于用红色显示的情况,也可以用其它颜色显示。也就是说,PC 9 进行如下图像处理:对扫描范围中的各扫描位置的密度信息附加作为辨别单元的辨别结果的信息的辨别信息来显示在监视器 15 上。

[0073] 手术操作者能够获知在以图像的方式显示于监视器 15 的信息中用与黑白色的显示不同的颜色(具体例为红色)显示的部分是病变组织的可能性高,通过关注该部分并进行诊断,来容易进行有效的诊断。

[0074] 此外,在 PC 9 上连接有由键盘、鼠标等构成的输入部 16,手术操作者在实际要进行脏器的组织性状的辨别的情况下,从输入部 16 输入用于指定该脏器或者部位的信息。

[0075] 如上所述,在本实施方式中,具有在作为构成生物体 17 的生物体构成物质的、种类不同的脏器、特定的部位等处通过测量预先调查速度信息与密度信息的关系而得到的速度-密度变换信息,通过利用该速度-密度变换信息,在要进行所期望的脏器的组织性状的辨别的情况下,也能够通过计算出其密度信息来进行辨别。

[0076] 接着,根据本实施方式的生物体观测装置 1,参照图 3 说明包括生物体 17 的组织性状的辨别的生物体观测的动作。

[0077] 在最初的步骤 S1 中,手术操作者指定生物体 17 的想要进行诊断或检查的脏器或部位。

[0078] 在这种情况下,手术操作者也可以从生物体观察装置 1 中预先准备的生物体 17 的脏器、部位的一览中选择相应的脏器、部位。

[0079] 通过该处理,在计算出超声波振动的速度 v 的情况下,即使根据脏器的种类的不同而对超声波的声音特性不同,也能够适当地变换为相对应的密度信息。此外,该处理并不限于最初进行的情况。

[0080] 在接下来的步骤 S2 中,例如信号处理装置 8 将表示扫描位置的参数 k 设置为初始

值 $k = 1$ 。在此,参数 k 例如包含作为水平面上的扫描范围的 X 方向的扫描范围的参数和 Y 方向的扫描范围的参数。

[0081] 在接下来的步骤 S3 中,光源装置 4 的光经过光纤 5 照射至生物体 17 的局部区域 18 内的作为初始设定的扫描位置的关心位置 $R_k (= R_1)$ 。该关心位置 R_k 简略地表示 $R_k(x_k, y_k, z_k)$ 的三维坐标。

[0082] 如步骤 S3 所示那样光源装置 4 所发出的光例如能够利用激光。此外,该激光可以是连续光也可以是脉冲光。

[0083] 另外,如步骤 S4 所示,根据来自脉冲产生器 12 的例如以规定周期产生的高频脉冲,超声波换能器 2 射出脉冲状的超声波。射出的超声波会聚于关心位置 R_k (的局部区域 18)。

[0084] 在该关心位置 R_k ,生物体组织构成物质进行超声波振动,激光由于进行了该超声波振动的生物体组织构成物质而发生散射。

[0085] 在将照射到生物体组织构成物质的激光的频率设为 f 的情况下,频率偏移了频率偏移量 $\Delta f_k (= \Delta f_1)$ 的散射光(散射激光)经过光纤 6 被光检测器 7 所检测,光检测器 7 的检测信号被输出到信号处理装置 8。

[0086] 脉冲产生器 12 从将高频脉冲经过功率放大器 14 输出到超声波换能器 2 时起经过相当于脉冲状的超声波到达关心位置 R_k 的时间的延迟时间后,对信号处理装置 8 输出作为散射光的检测信号取入指示的高频脉冲。

[0087] 如步骤 S5 所示,与该高频脉冲同步地,信号处理装置 8 取入来自光检测器 7 的检测信号,测量其频率偏移量 Δf_k 。

[0088] 在这种情况下,信号处理装置 8 通过设置在该信号处理装置 8 内部的例如高速傅立叶变换电路(FFT)对输入的检测信号进行傅立叶变换,来从检测信号的强度的时间序列数据 $I(t)$ 变换为频率序列数据 $I(f)$ 。

[0089] 并且,信号处理装置 8 根据检测信号的强度的频率序列数据 $I(f)$,计算其强度为峰的频率偏移量 Δf_k 。

[0090] 另外,如步骤 S6 所示,信号处理装置 8 利用(1)式根据频率偏移量 Δf_k 计算关心位置 R_k 处的生物体构成物质的速度 $v_k (= v_1)$ 。并且,信号处理装置 8 将计算出的速度 v_k 的信息输出到 PC 9。

[0091] 如步骤 S7 所示,PC 9 参照 LUT 10 根据速度 v_k 的信息计算相对应的密度 $\rho_k (= \rho_1)$ 。然后,将计算出的密度 ρ_k 的信息与关心位置 R_k (也可以是参数 k) 的信息一起保存到 PC 9 内的存储器 11 中。

[0092] 另外,如步骤 S8 所示,PC 9 还将作为密度 ρ_k 是否为阈值 ρ_{th} 以上的辨别结果的信息的辨别信息 D_k 保存到存储器 11 中。

[0093] 在接下来的步骤 S9 中,信号处理装置 8 辨别扫描是否结束。信号处理装置 8 在扫描未结束的情况下,如步骤 S10 所示那样将参数 k 变更设定为 $k+1$ 。

[0094] 通过该参数 k 的变更设定,信号处理装置 8 对扫描驱动器 13 输出使扫描部 3 例如沿水平方向(上的 X 方向)移动一步的信号。然后,如步骤 S11 所示那样,扫描驱动器 13 将扫描部 3 例如沿水平方向(具体地说是水平方向上的 X 方向)移动一步。

[0095] 在该处理之后,返回步骤 S3 的处理。在步骤 S3 中,关心位置 R_k 变为 R_2 ,对该关心

位置 $R_k (= R_2)$ 进行同样的处理。这样,例如当针对 X 方向完成了规定的扫描范围的扫描时,对 Y 方向也进行同样的扫描。

[0096] 这样,当 X 方向和 Y 方向、即二维的规定的扫描范围的扫描结束时,在步骤 S9 之后转移到步骤 S12 的处理。

[0097] 在该步骤 S12 中,PC 9 读出保存在存储器 11 中的规定的扫描范围内的密度 $\rho_1 \sim \rho_n$ (将扫描步数设为 $n-1$ 的情况下) 的信息和辨别信息 $D_1 \sim D_n$, 在监视器 15 的显示画面上将规定的扫描范围内的密度信息和该辨别信息显示为图像。

[0098] 在这种情况下,根据辨别信息 $D_1 \sim D_n$, 当密度 ρ_k 小于阈值 ρ_{th} 时,例如该位置的密度 ρ 的亮度值用黑白色显示,但是当密度 ρ_k 为阈值 ρ_{th} 以上时,该位置的密度用红色显示。

[0099] 图 1 表示将扫描范围的密度 $\rho_1 \sim \rho_n$ 以图像的方式显示在监视器 15 的显示画面上的显示信息 15a 的概要。在扫描范围的中央附近计算出阈值 ρ_{th} 以上的密度,因此用红色(图中是黑圆)显示,在其它部分计算出小于阈值 ρ_{th} 的密度,因此用黑白色(图中是白圆)显示。

[0100] 手术操作者能够从在监视器 15 上显示为图像的信息获知用红色显示的部分是病变组织的可能性高,通过关注该部分进行诊断,能够进行有效的诊断。

[0101] 这样,根据本实施方式,能够利用超声波照射时的光散射信息来进行生物体的组织性状的辨别。

[0102] 在这种情况下,根据照射了超声波的局部区域的生物体构成物质的光散射信息,检测该生物体构成物质的振动速度,计算与该振动速度相对应的生物体构成物质的密度信息。

[0103] 并且,在本实施方式中,利用该密度信息的阈值 ρ_{th} , 来进行该生物体构成物质是正常组织还是病变组织的组织性状的辨别,因此手术操作者容易地掌握组织性状的(基于密度信息的值的)辨别规范,因而能够有效地进行适当地利用该辨别结果的诊断。

[0104] 此外,在进行生物体组织是正常组织还是病变组织的辨别的情况下,代替利用一个阈值 ρ_{th} 进行辨别,例如也可以利用多个阈值 ρ_{th1} 、 ρ_{th2} (例如 $\rho_{th1} < \rho_{th2}$) 进行辨别,在阈值 ρ_{th2} 以上的情况下,进一步用与阈值 ρ_{th1} 以上的情况不同的颜色进行显示。此外,手术操作者在阈值 ρ_{th2} 以上的情况下,容易地判断为该生物体组织是病变组织的可能性更高。

[0105] 这样,能够提高生物体组织是正常组织还是病变组织的辨别结果的信息的可靠性。

[0106] 另外,在如上所述那样利用多个阈值 ρ_{th1} 、 ρ_{th2} 进行判断的情况下,作为阈值 ρ_{th2} , 也可以设定为与构成生物体组织的细胞核从正常组织的状态变肥大而成为癌组织的程度对应的值。

[0107] 另外,也可以将构成生物体组织的细胞核为正常组织的状态下的密度 ρ 设定为基准值(例如 1), 将与细胞核从该基准值的状态变肥大的比例相应的肥大率 Ep 的信息例如作为肥大化信息制作成肥大化信息保存部 10b 预先保存到 LUT 10 中。然后,在辨别部 9b 进行辨别的情况下,进行是否超过阈值 ρ_{th} 的状态辨别,除了辨别结果的信息以外,还可以参照肥大化信息保存部 10b 的肥大率 Ep 的信息来显示细胞核的肥大化的信息。在这种情

况下,也可以仅在超过阈值 ρ_{th} 的情况下显示肥大率 E_p 的信息。这样,手术操作者能够将细胞核的肥大率 E_p 的值用作进行诊断时的诊断规范。

[0108] (第二实施方式)

[0109] 接着,参照图 4 说明本发明的第二实施方式。图 4 表示第二实施方式的生物体观测装置 1B 的结构。该生物体观测装置 1B 基本上是在第一实施方式的生物体观测装置 1 中附加了提高信噪比 (S/N) 的单元而得到的结构。

[0110] 光源装置 4b 的光被入射到光纤 5a 的一端,在该光纤 5a 的中间设置有光耦合器 21,由该光纤 5a 引导的光经光耦合器 21 被分支为向扫描部 3 侧延伸的光纤 5b 和向参照镜 22 侧延伸的光纤 5c。

[0111] 光纤 5b 的前端部与第一实施方式同样地被安装在扫描部 3 中。但是,在图 4 的本实施方式中,将该光纤 5b 的前端部例如配置成与设置在超声波换能器 2 的中心部处的开口 23 相对。

[0112] 并且,该光纤 5b 将来自光源装置 4b 的光从其前端部向局部区域 18 射出,并且在局部区域 18 发生散射的散射光被入射到前端部。

[0113] 因而,该光纤 5b 兼具第一实施方式的光纤 5 和光纤 6 的功能。入射到该光纤 5b 的前端部的散射光从光耦合器 21 引导至向光检测器 7 引导光的光纤 5d。

[0114] 另外,从光源装置 4b 通过光纤 5a 引导的光经过光耦合器 21 也被引导至光纤 5c。引导到该光纤 5c 的光被与该光纤 5c 的前端相对置的参照镜 22 所反射,从而再次返回到光耦合器 21。

[0115] 在这种情况下,将从光耦合器 21 引导至光纤 5c 侧的光被参照镜 22 反射而成为参照光返回到光耦合器 21 的光路长度(参照光用光路长度)与从光耦合器 21 引导至光纤 5b 侧的光在局部区域 18 处发生散射(而成为测量对象的测量光)再次经过光纤 5b 返回到光耦合器 21 的光路长度(测量光用光路长度)设定成几乎一致。

[0116] 另外,在本实施方式中,光源装置 4b 是低干涉性光源装置,由该光源装置 4b 发出的光例如是低干涉性的光。该低干涉性的光是当上述光路长度差例如相差几十 μm 左右以上时不再发生干涉的相干长度(coherent length)短的光。

[0117] 因而,来自光源装置 4b 的低干涉性的光经过光纤 5a 分支到光纤 5b 和光纤 5c,经过光纤 5b 在局部区域 18 侧发生散射而再次入射到光纤 5b 的光中只有来自符合如下情况的局部区域 18 内附近的散射光与参照光发生干涉:光路长度与参照用光路长度几乎相等。

[0118] 如第一实施方式所说明的那样,散射光由于多普勒效应而从(散射前照射的)光的频率 f 偏移了频率偏移量 Δf ,因此干涉光是用该频率偏移量 Δf 进行外差检波而得到的光。

[0119] 该干涉光经过光纤 5d 被光检测器 7 所接收并进行光电变换后成为检测信号而输入到信号处理装置 8。

[0120] 另外,在本实施方式中,从超声波换能器 2 向局部区域 18 照射超声波来使局部区域 18 内的生物体构成物质进行超声波振动的方向与向该局部区域 18 内的生物体构成物质照射光来检测其散射光的情况下的光的照射及检测的方向所形成的角大致为 0、即两个方向大致一致。

[0121] 因此,(1) 式成为比第一实施方式的情况更好的近似。此外,在第一实施方式的情

况下,也可以像这样设为使两个方向大致一致的结构。例如,也可以设为与图 1 中的光纤 5 的前端部相邻地如用两点划线表示的那样配置光纤 6 的前端部的结构。

[0122] 信号处理装置 8 例如第一实施方式那样计算外差检波而得到的检测信号中的成为峰的频率,根据该频率计算速度 v 。

[0123] 其它结构与第一实施方式相同,省略其说明。

[0124] 另外,在第一实施方式中是检测散射光,取而代之,本实施方式是检测进行外差检波而得到的干涉光,由此进行与第一实施方式相同的动作。因此,省略本实施方式的动作的说明。

[0125] 本实施方式通过使散射光与未发生基于超声波振动的频率偏移的参照光发生干涉,来检测频率偏移量 Δf 程度的信号频带的干涉光,因此能够简单地计算高精度的频率偏移量 Δf 。

[0126] 另外,干涉光的信号频带与第一实施方式的情况相比是非常低的频带,因此能够利用比第一实施方式低的低速的信号处理装置。除此之外,还具有与第一实施方式相同的效果。

[0127] 接着,参照图 5 说明本实施方式的变形例的生物体观测装置 1C。该生物体观测装置 1C 是在图 4 所示的生物体观测装置 1B 中不具有生成参照光的光纤 5c 和参照镜 22 的结构。

[0128] 另外,在本变形例中,代替图 4 所示的生物体观测装置 1B 中的光源装置 4b,而采用了光源装置 4c。

[0129] 该光源装置 4c 例如产生激光二极管 (LD) 的激光或者发光二极管 (LED) 的 LED 光。

[0130] 在图 4 的第二实施方式中,形成了使散射光与被不同于散射光侧的参照镜 22 反射的参照光发生干涉的结构。在这种情况下,为了选择性地仅与来自局部区域 18 附近的散射光发生干涉,而将参照光用光路长度设定为测量光用光路长度的值,并且使用了相干长度非常短的低干涉性光源。

[0131] 与此相对,本变形例使用产生相干长度比低干涉性光源的低干涉性光长的光的 LD 等光源,来检测来自局部区域 18 附近的散射光与该局部区域 18 的周围部分的散射光之间的干涉光。

[0132] 也就是说,在局部区域 18 的周围部分中,由于偏离于会聚的超声波的焦点位置,因此在该周围部分发生散射的散射光是不产生频率偏移量 Δf 的散射光。

[0133] 并且,从照射了聚焦的超声波的局部区域 18 也向光纤 5b 入射发生了频率偏移的散射光与不发生频率偏移的散射光发生干涉得到的干涉光。然后,光检测器 7 检测该干涉光成分作为检测信号。

[0134] 针对由光检测器 7 检测到的检测信号的信号处理与图 4 的情况大致相同。但是,代替图 4 的步骤 S4,而根据干涉光成分的检测信号中的频率高的检测信号成分来计算该频率偏移量 Δf 。

[0135] 根据本变形例,通过比图 4 的情况更简单的结构,能够获得几乎相同的作用效果。

[0136] 此外,本发明也可以是将上述实施方式变形后的结构。例如也可以是第一实施方式的信号处理装置 8 包含 PC 9 的功能的结构。另外,在这种情况下,也可以是在信号处理装置 8 内设置保存有按照图 3 所示的流程的处理过程使生物体观测装置 1 进行动作的控制

程序的控制程序保存部的结构。另外,也可以是 PC 9 包含信号处理装置 8 的功能的结构。

[0137] 另外,也可以使扫描部 3 为能够三维地进行扫描的结构。另外,也可以设为选择设定三维的任意平面来能够进行包括生物体 17 的组织性状的辨别的观测。在这种情况下,利用图 4 的结构,在沿深度方向进行扫描的情况下,只要参照镜 22 也与深度方向的扫描连动地进行移动即可。

[0138] 对此,当代替图 4 的结构而利用图 5 的结构时,有如下优点:不需要参照镜 22 的移动,控制系统的结构也可以简单地实现。

[0139] 此外,将上述实施方式等部分地组合等来构成的实施方式也属于本发明。

[0140] 本申请是以 2009 年 6 月 8 日在日本申请的 2009-137481 号为主张优先权的基础进行申请的,上述的公开内容被本申请说明书、权利要求书引用。

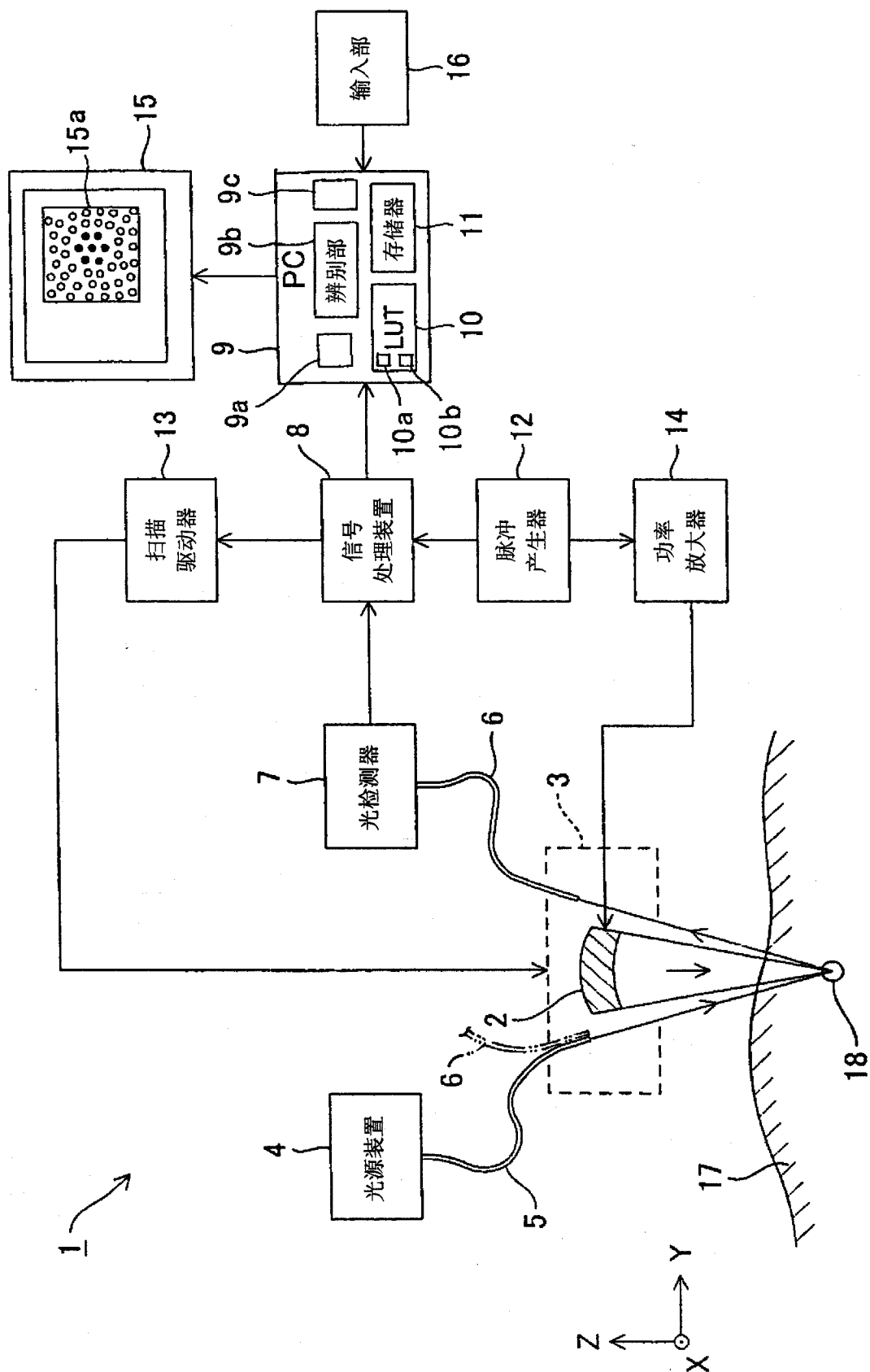


图 1

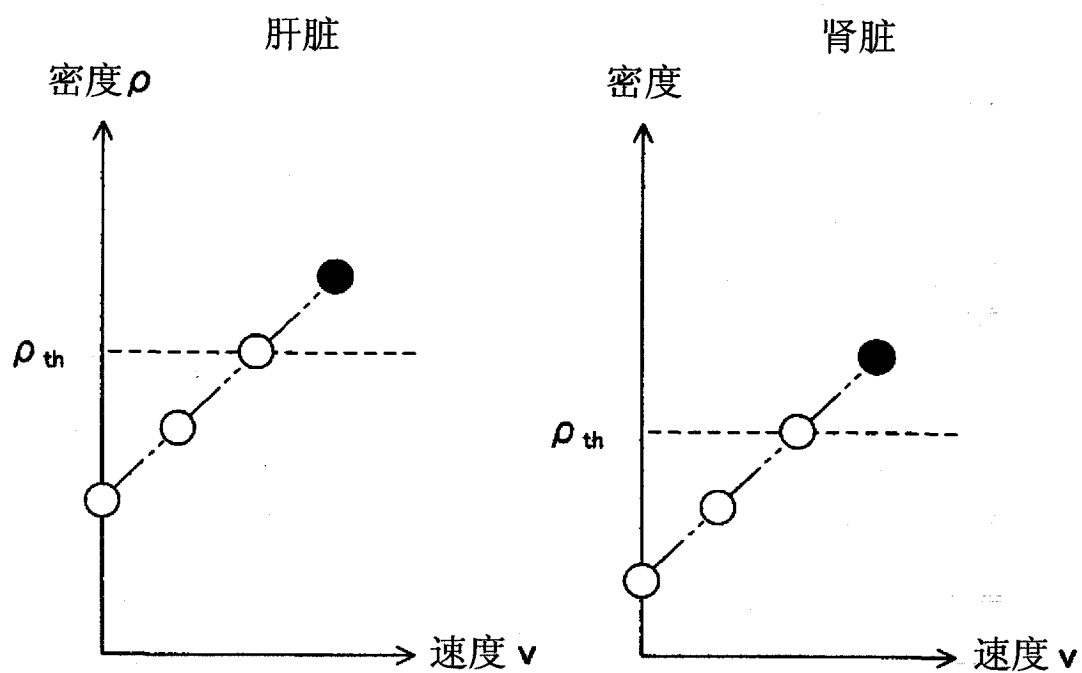


图 2

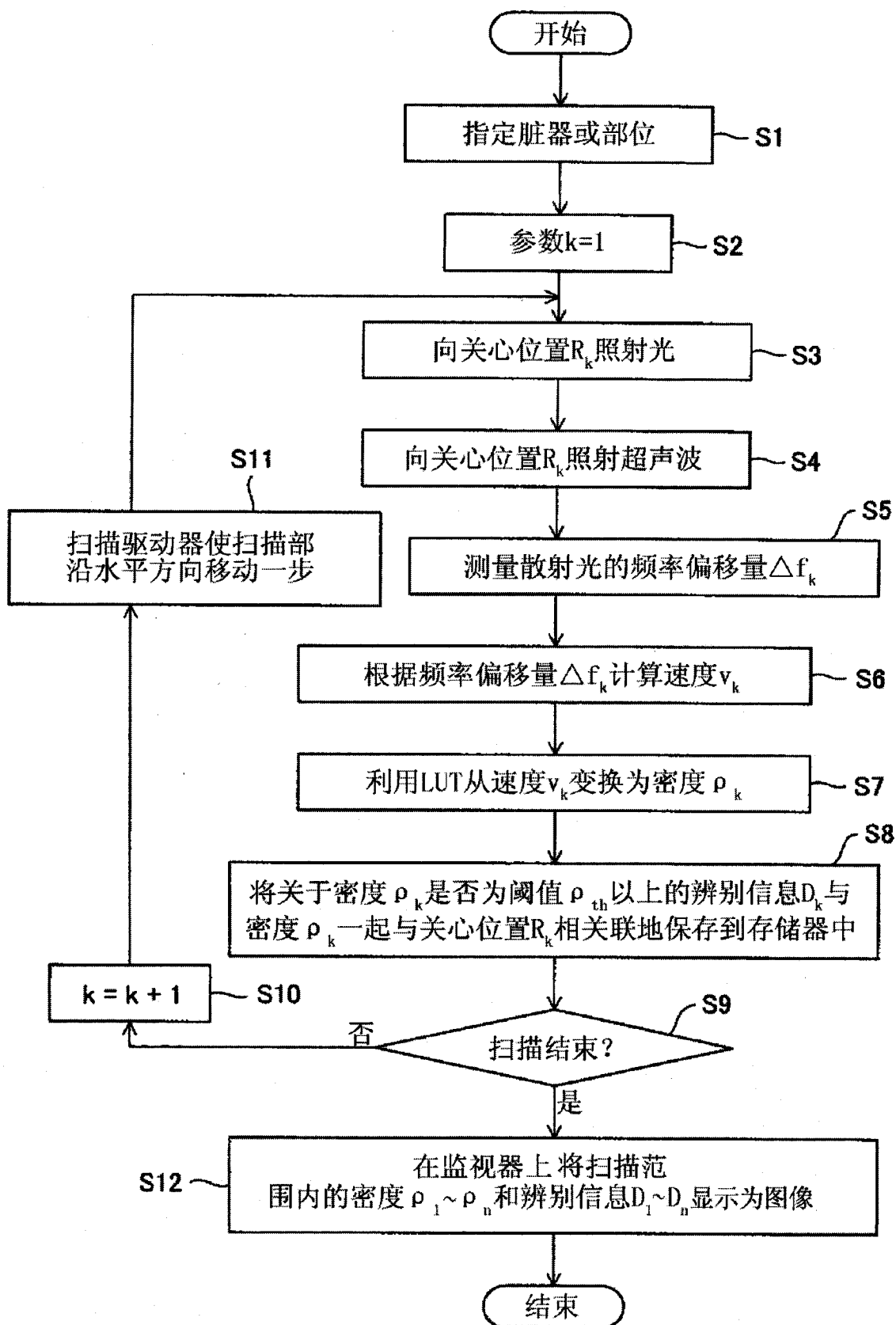


图 3

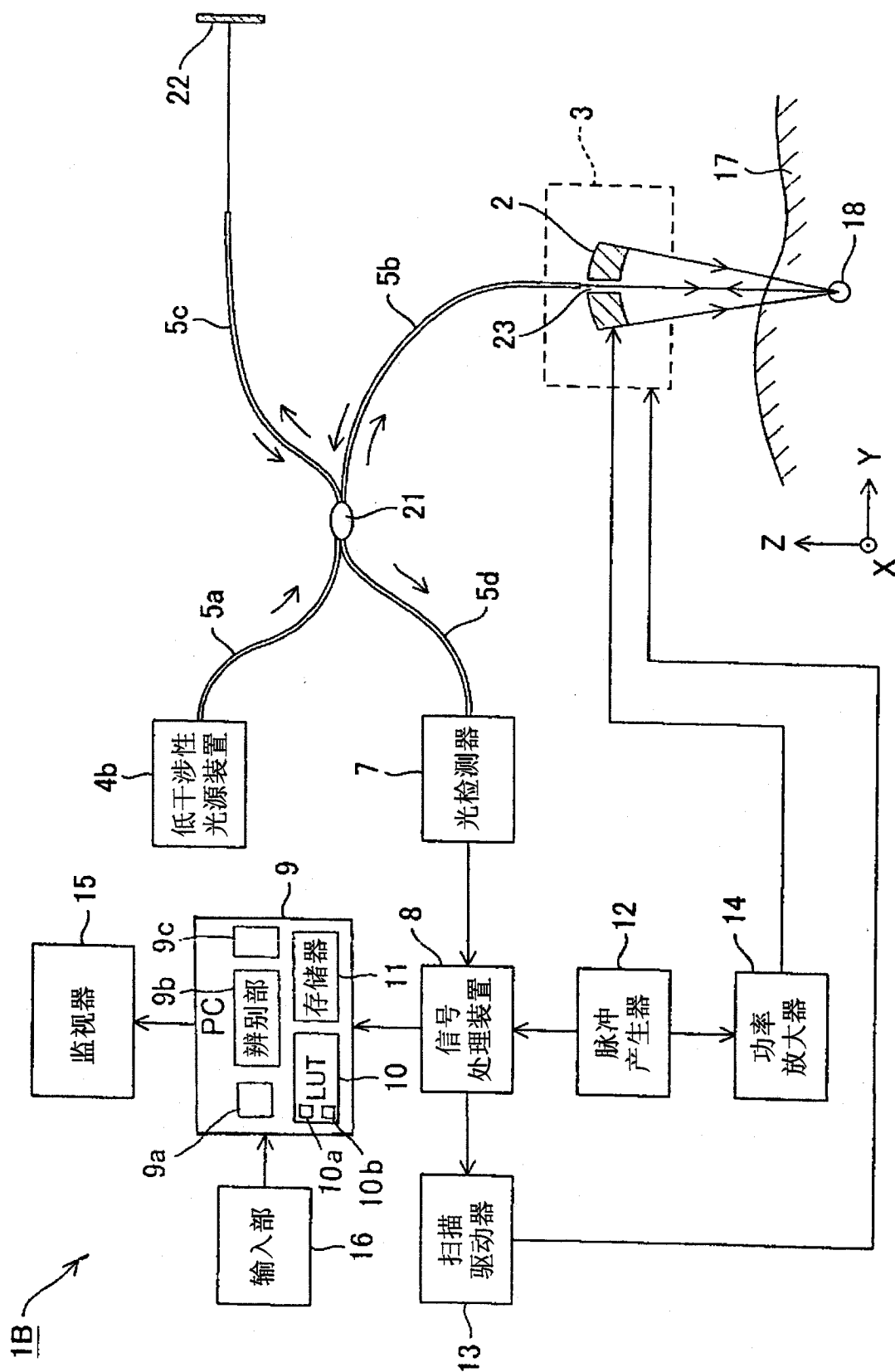


图 4

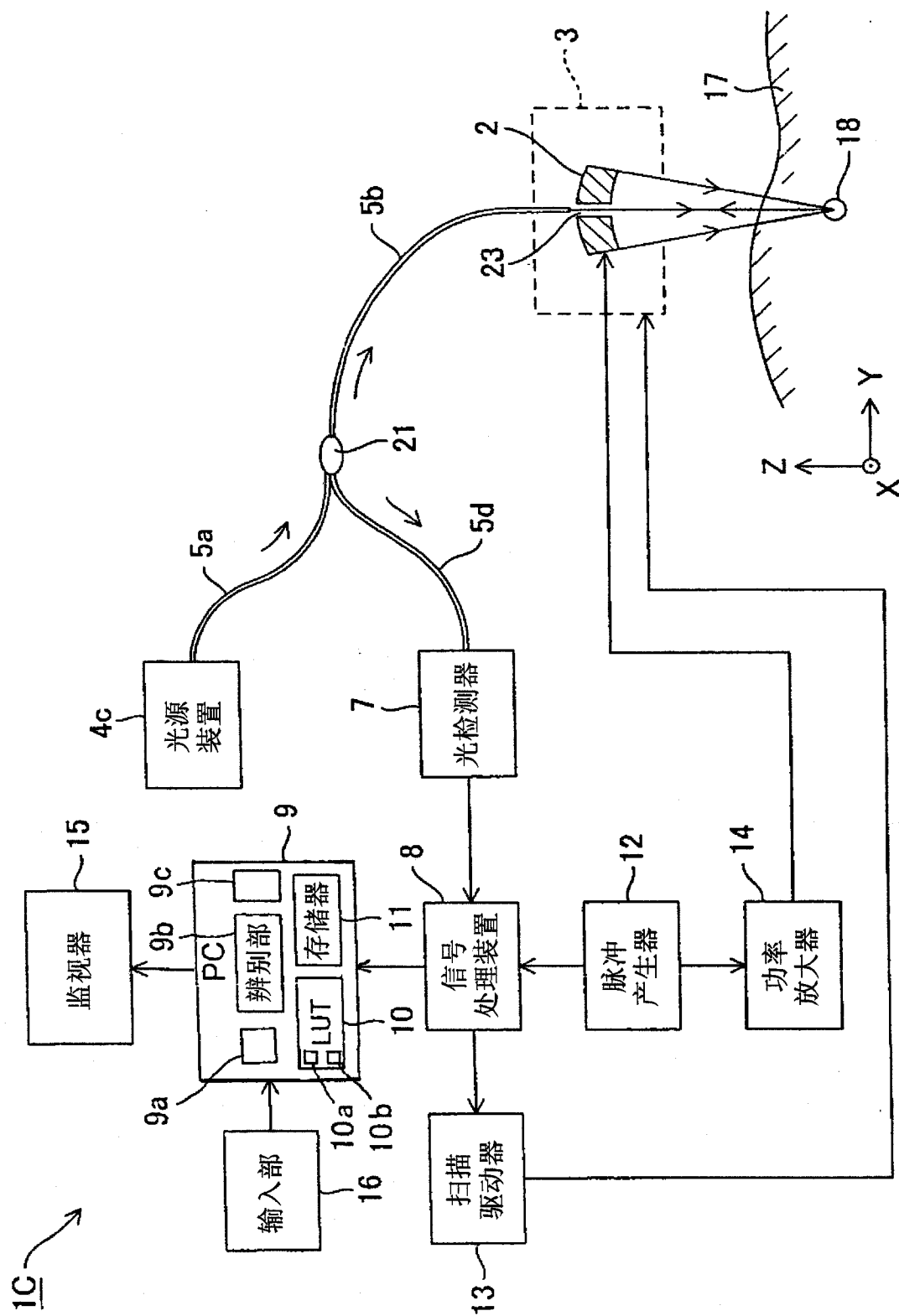


图 5

专利名称(译)	生物体观测装置		
公开(公告)号	CN102292627A	公开(公告)日	2011-12-21
申请号	CN201080005318.9	申请日	2010-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	五十岚诚 印南岳晴		
发明人	五十岚诚 印南岳晴		
IPC分类号	G01N21/17 A61B8/08 A61B10/00 G01N29/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/0066 G01N21/1717 G01N21/49 A61B5/0097 G01S15/8968 A61B5/418 A61B8/08 A61B5/415		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2009137481 2009-06-08 JP		
其他公开文献	CN102292627B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

生物体观测装置向生物体内部的规定区域照射超声波，并且向照射了超声波的规定区域照射规定频率的光，对包含在规定区域内的生物体构成物质处的由于超声波振动而发生了频率偏移的散射光进行检测。根据散射光的检测信号中的频率偏移量来计算生物体构成物质的速度信息，根据速度信息计算生物体构成物质的密度，利用计算出的密度的值来进行生物体构成物质的状态辨别。

