



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102439418 B

(45) 授权公告日 2013. 12. 11

(21) 申请号 201080007931. 4

A61B 10/00(2006. 01)

(22) 申请日 2010. 06. 02

G01N 29/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2009-141414 2009. 06. 12 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 08. 15

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/059339 2010. 06. 02

(87) PCT申请的公布数据

W02010/143572 JA 2010. 12. 16

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

(72) 发明人 印南岳晴 五十岚诚

(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

(51) Int. Cl.

G01N 21/17(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0010108 A1, 2005. 01. 13, 全文.

CN 101002670 A, 2007. 07. 25, 全文.

US 2007/0187632 A1, 2007. 08. 16, 全文.

US 2009/0091746 A1, 2009. 04. 09, 全文.

W0 2007/115200 A2, 2007. 10. 11, 全文.

EP 2016891 A1, 2009. 01. 21, 全文.

CN 101403739 A, 2009. 04. 08, 全文.

审查员 任晓峰

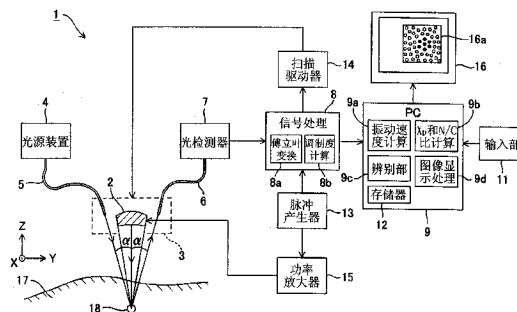
权利要求书3页 说明书14页 附图6页

(54) 发明名称

被检体信息分析装置以及被检体信息分析方法

(57) 摘要

被检体信息分析装置具有:光检测器,其从被照射第一频率的超声波的被检体中的检查对象部位接收作为对于第二频率的照射光的散射光的经频率调制的光;信息提取部,其提取经频率调制的光中的频移了第一频率的整数倍的特定频率的信息;以及特征信息生成部,其根据所提取的特定频率的信息来生成与构成检查对象部位的组织结构的组成比率有关的特征信息。



1. 一种被检体信息分析装置,其特征在于,具备:

受光单元,其从被照射第一频率的超声波和第二频率的照射光的被检体中的检查对象部位接收作为对于上述照射光的散射光的经频率调制的光;

信息提取单元,其提取上述经频率调制的光的信息中的频移了上述第一频率的整数倍的特定频率的信息;以及

特征信息生成单元,其使用通过上述信息提取单元提取出的上述特定频率的信息生成表示构成上述检查对象部位的结构组织由细胞核和细胞质组成时的上述细胞核所占的体积的比例的体积分数或者细胞核/细胞质比的计算值,来作为与上述结构组织的组成比率有关的特征信息。

2. 根据权利要求1所述的被检体信息分析装置,其特征在于,

上述信息提取单元进一步使用上述经频率调制的光的信息中的频移了上述第一频率的整数倍的至少两个不同的特定频率的强度信息,来计算用于生成上述特征信息的上述经频率调制的光的调制度 m ,

$m = \cos \alpha \cdot v_{\max} / (f_{\text{US}} \cdot \lambda_0)$,在此, f_{US} 表示上述超声波的上述第一频率, λ_0 表示入射到上述检查对象部位的光的波长, α 表示入射到上述检查对象部位的光的前进方向和上述超声波的前进方向所形成的角度, $v_{\max}$ 表示通过上述超声波被引起振动的构成上述检查对象部位的粒子的振动速度的最大值。

3. 根据权利要求1所述的被检体信息分析装置,其特征在于,还具备:

扫描单元,其对被照射上述第一频率的超声波、并且被照射上述第二频率的照射光的上述检查对象部位进行扫描;以及

显示处理单元,其将构成被扫描的各扫描位置的上述检查对象部位的结构组织的上述体积分数或者上述细胞核/细胞质比的计算值显示为图像。

4. 根据权利要求1所述的被检体信息分析装置,其特征在于,

上述受光单元由接收干涉光的干涉光受光单元构成,该干涉光是使作为来自上述超声波会聚而照射的上述检查对象部位的上述散射光的经频率调制的光与反射上述照射光而不伴随频率调制的参照光发生干涉而得到的光。

5. 根据权利要求1所述的被检体信息分析装置,其特征在于,

上述受光单元由接收干涉光的干涉光受光单元构成,该干涉光是使作为来自上述超声波会聚而照射的上述检查对象部位的上述散射光的经频率调制的光与来自上述检查对象部位的周围中几乎没有照射超声波的部分的几乎不伴随频率调制的散射光发生干涉而得到的光。

6. 根据权利要求2所述的被检体信息分析装置,其特征在于,

上述信息提取单元根据上述调制度 m 的信息来计算被照射上述超声波的状态下的构成上述结构组织的上述细胞核的振动速度的最大值。

7. 一种被检体信息分析装置,其特征在于,具有:

光照射单元,其向被检体内的检查对象部位照射规定频率的光;

受光单元,其从被照射第一频率的超声波而进行超声波振动的上述检查对象部位接收作为上述光的散射光的经频率调制的光;

信息提取单元,其通过光学方式或者电方式提取上述经频率调制的光的信息中的频移

了上述第一频率的整数倍的特定频率的信息；以及

辨别单元，其根据使用上述信息提取单元提取出的上述特定频率的信息计算出的与构成上述检查对象部位的结构组织的组成比率有关的特征信息，来辨别上述结构组织的性状，

其中，使用上述信息提取单元提取出的上述特定频率的信息计算出的上述特征信息是表示上述结构组织由细胞核和细胞质组成时的上述细胞核所占的体积的比例的体积分数或者细胞核 / 细胞质比的计算值。

8. 根据权利要求 7 所述的被检体信息分析装置，其特征在于，

还具有超声波照射单元，该超声波照射单元照射上述第一频率的超声波使得超声波沿着规定的超声波传送轴到达上述被检体内的上述检查对象部位，

上述受光单元接收通过向上述检查对象部位照射上述第一频率的超声波而对上述规定频率的光进行频率调制得到的光。

9. 根据权利要求 7 所述的被检体信息分析装置，其特征在于，

上述辨别单元通过将上述特征信息的计算值与预先计算的阈值进行比较来辨别上述结构组织的性状。

10. 根据权利要求 8 所述的被检体信息分析装置，其特征在于，还具有：

扫描单元，其对被上述光照射单元照射规定频率的光、并且被上述超声波照射单元照射第一频率的超声波的上述检查对象部位进行扫描；以及

显示处理单元，其将辨别构成被扫描的各扫描位置的上述检查对象部位的结构组织中的组织性状而得到的辨别结果的信息显示为图像。

11. 根据权利要求 7 所述的被检体信息分析装置，其特征在于，

上述受光单元由接收干涉光的干涉光受光单元构成，该干涉光是使作为来自上述超声波会聚而照射的上述检查对象部位的上述散射光的经频率调制的光与反射上述光的不伴随频率调制的参照光发生干涉而得到的光。

12. 根据权利要求 7 所述的被检体信息分析装置，其特征在于，

上述受光单元由接收干涉光的干涉光受光单元构成，该干涉光是使作为来自上述超声波会聚而照射的上述检查对象部位的上述散射光的经频率调制的光与来自上述检查对象部位的周围中几乎没有照射超声波的部分的几乎不伴随频率调制的散射光发生干涉而得到的光。

13. 根据权利要求 7 所述的被检体信息分析装置，其特征在于，

上述信息提取单元进一步使用上述经频率调制的光的信息中的频移了上述第一频率的整数倍的至少两个不同的特定频率的强度信息，来计算用于计算上述特征信息的上述经频率调制的光的调制度 m ，

$m = \cos \alpha \cdot v_{\max} / (f_{\text{US}} \cdot \lambda_0)$ ，在此， f_{US} 表示上述超声波的上述第一频率， λ_0 表示入射到上述检查对象部位的光的波长， α 表示入射到上述检查对象部位的光的前进方向和上述超声波的前进方向所形成的角度， $v_{\max}$ 表示通过上述超声波被引起振动的构成上述检查对象部位的粒子的振动速度的最大值。

14. 根据权利要求 13 所述的被检体信息分析装置，其特征在于，

上述信息提取单元根据上述调制度 m 的信息来计算被照射上述超声波的状态下的构

成上述结构组织的上述细胞核的振动速度的最大值。

15. 一种被检体信息分析方法,其特征在于,具备:

受光步骤,通过受光单元从被照射第一频率的超声波和第二频率的照射光的被检体中的检查对象部位接收作为对于上述照射光的散射光的经频率调制的光;

信息提取步骤,通过信息提取单元从上述经频率调制的光的信息中提取频移了上述第一频率的整数倍的特定频率的信息;

体积分数计算步骤,通过体积分数计算单元根据通过上述信息提取步骤提取出的上述特定频率的信息计算表示构成上述检查对象部位的结构组织的两种组织中的一个组织所占的体积的比例的体积分数,来作为与上述结构组织的组成比率有关的特征信息;以及

显示步骤,通过显示单元显示上述结构组织由细胞核和细胞质组成时算出的细胞核/细胞质比,来作为用于根据通过上述体积分数计算步骤计算出的上述体积分数来辨别上述结构组织的组织性状的特征信息。

16. 根据权利要求 15 所述的被检体信息分析方法,其特征在于,

在上述信息提取步骤中,根据上述经频率调制的光的信息中的频移了上述第一频率的整数倍的至少两个不同的特定频率的强度信息,来提取用于计算上述体积分数的上述经频率调制的光的调制度 m 的信息,

$m = \cos \alpha \cdot v_{\max} / (f_{\text{US}} \cdot \lambda_0)$, 在此, f_{US} 表示上述超声波的上述第一频率, λ_0 表示入射到上述检查对象部位的光的波长, α 表示入射到上述检查对象部位的光的前进方向和上述超声波的前进方向所形成的角度, $v_{\max}$ 表示通过上述超声波被引起振动的构成上述检查对象部位的粒子的振动速度的最大值。

被检体信息分析装置以及被检体信息分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种接收来自被照射超声波的被检体中的检查对象部位的散射光来进行生成用于辨别组织性状的特征信息等的分析的被检体信息分析装置以及被检体信息分析方法。

背景技术

[0002] 近年来,作为实现生物体的光断层成像的技术,提出了光学 CT、光学相干断层扫描法 (Optical Coherence Tomography :下面称作 OCT)、光声影像断层扫描法等各种技术。

[0003] 例如,在日本特开 2008-170363 号公报中公开了如下的分析装置以及方法:对作为被检体的生物体照射超声波和光,通过检测在生物体粘膜内部因光和超声波的相互作用所产生的散射光的多普勒频移量,检测作为正常组织和癌组织的特征信息的散射系数的差异。

[0004] 在上述公报的现有例中,通过光检测器来检测来自被检体的通过超声波振动得到的调制光、即超声波调制光,分析所检测出的信号的频率、波长来获得多普勒频移量,并将它们转换为散射系数。因而,为了描绘出微小的散射系数的差异,需要分析对于频率分辨率来说微小的多普勒频移量的变化。

[0005] 在上述现有例中,为了提高频率分辨率,必须提高信号检测的采样速率。在这种情况下,导致在描绘出微小的散射系数的差异的信号处理中耗费时间。另外,在提高采样率的情况下,需要以更高的速度(高的频率)来进行精度高的信号处理,为此导致需要更昂贵的装置。

[0006] 因此,希望出现不需要提高频率分辨率就能够生成构成检查对象部位的结构组织的特征信息、或能够进行是正常组织还是病变组织等的组织性状的辨别等的分析的被检体信息分析装置及其方法。

[0007] 在这种情况下,作为结构组织的特征信息,希望是适于通过该特征信息来诊断或者辨别结构组织是正常组织还是病变组织等的信息、或者在诊断时有效利用的与结构组织的组织比率有关的信息。

[0008] 本发明是鉴于上述的点而完成的,其目的在于提供一种不需要对经频率调制的光设置高的频率分辨率就能够实现与被检体中的检查对象部位的结构组织的组成比率有关的特征信息的生成等的被检体信息分析装置以及被检体信息分析方法。

发明内容

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 本发明的一个方式所涉及到的被检体信息分析装置,其特征在于,具备:受光单元,其从被照射第一频率的超声波和第二频率的照射光的被检体中的检查对象部位接收作为上述照射光的散射光的经频率调制的光;信息提取单元,其提取上述经频率调制的光中的频移了上述第一频率的整数倍的特定频率的信息;以及特征信息生成单元,其根据通过上

述信息提取单元提取出的上述特定频率的信息生成与构成上述检查对象部位的结构组织的组成比率有关的特征信息。

[0011] 另外,本发明的一个方式所涉及的被检体信息分析装置,其特征在于,具有:光照射单元,其向被检体内的检查对象部位照射规定频率的光;受光单元,其从被照射第一频率的超声波而进行超声波振动的上述检查对象部位接收作为上述光的散射光的经频率调制的光;信息提取单元,其通过光学方式或者电方式提取上述经频率调制的光中的频移了上述第一频率的整数倍的特定频率的信息;以及辨别单元,其根据使用通过上述信息提取单元提取出的上述特定频率的信息计算出的与构成上述检查对象部位的结构组织的组成比率有关的特征信息,来辨别上述结构组织的性状。

[0012] 另外,本发明的一个方式所涉及的被检体信息分析方法,其特征在于,具备:受光步骤,通过受光单元从被照射第一频率的超声波和第二频率的照射光的被检体中的检查对象部位接收作为上述照射光的散射光的经频率调制的光;信息提取步骤,通过信息提取单元从上述经频率调制的光的信息中提取频移了上述第一频率的整数倍的特定频率的信息;体积分数计算步骤,通过体积分数计算单元根据通过上述信息提取步骤提取出的上述特定频率的信息计算表示构成上述检查对象部位的结构组织的两种组织中的一个组织所占的体积的比例的体积分数,来作为与结构组织的组成比率有关的特征信息;以及显示步骤,通过显示单元显示用于根据通过上述体积分数计算步骤计算出的上述体积分数来辨别上述结构组织的组织性状的特征信息。

附图说明

[0013] 图 1 是表示本发明的第一实施方式所涉及的生物体信息分析装置的结构框图。

[0014] 图 2 是表示体积分数和核 / 细胞质比 (N/C 比) 的关系的图。

[0015] 图 3 是第一实施方式的动作说明用的时序图。

[0016] 图 4 是表示第一实施方式的处理过程的代表例的流程图。

[0017] 图 5 是表示本发明的第二实施方式所涉及的生物体信息分析装置的结构框图。

[0018] 图 6 是表示第二实施方式的处理过程的代表例的流程图。

[0019] 图 7 是表示第二实施方式的变形例所涉及的生物体信息分析装置的结构框图。

具体实施方式

[0020] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0021] (第一实施方式)

[0022] 在说明本发明的实施方式之前,说明其原理。

[0023] 当使超声波朝向被检体内部的检查对象部位入射时,与超声波的传播相应地对构成被检体内部的检查对象部位的粒子(在后述的实施方式中是构成生物体组织的细胞核)引起振动。能够以 (1) 式来表示时刻 t 的粒子的振动速度 $v(t)$ 。

[0024]
$$v(t) = v_{\max} \cos(\omega_{\text{US}} t) \quad (1)$$

[0025] 在此, $v_{\max}$ 是粒子的振动速度的最大值, ω_{US} 是超声波的角频率。另一方面,当使光向被检体内部入射时,通过上述粒子发生散射。并且,所入射的光受到基于粒子振动的多普勒效应,与入射的光相比散射光的角频率 $\omega(t)$ 发生变化,能够以 (2) 式来表示该角频率

$\omega(t)$ 。

$$[0026] \quad \omega(t) = \omega_0 \cdot c / (c - v(t) \cdot \cos \alpha) = \omega_0 \cdot c / (c - v_{\max} \cos(\omega_{\text{US}} t) \cdot \cos \alpha) \approx \omega_0 [1 + v_{\max} \cos(\omega_{\text{US}} t) \cdot \cos \alpha / c] \quad (2)$$

[0027] 在此, ω_0 是入射的光的角频率, c 是被检体中的光速度, α 是光和超声波的前进方向所形成的角度, 在 (2) 式的最后进行 $v_{\max} \ll c$ 这样的近似。

[0028] 受到多普勒效应的散射光的强度 I 如 (3) 式那样进行频率调制。

[0029]

$$I = I_0 \cos[\theta(t)] = I_0 \cos[\int \omega(t) dt] = I_0 \cos[\omega_0 t + (\omega_0 / \omega_{\text{US}}) \cdot (v_{\max} \cdot \cos \alpha / c)$$

[0030]

$$\cdot \sin(\omega_{\text{US}} t) + \varphi_0] = I_0 \cos[\omega_0 t + m \cdot \cos(\omega_{\text{US}} t) + \varphi_1]$$

[0031]

$$= I_0 \sum_L J_L(m) \cos[(\omega_0 + L \omega_{\text{US}}) t + L \pi / 2 + \varphi_1] \quad (3)$$

[0032] 在此, I_0 是光的强度的振幅, $\theta(t)$ 是光的相位, φ_0 以及 φ_1 是初始相位, $J_L(m)$ 是第一种贝赛尔 (Bessel) 函数, L 是整数, 另外 $\sum_L$ 表示将 Σ 的右边取 L 从 $-\infty$ 至 $+\infty$ 变化时的总和。

[0033] 另外, m 是调制度, 以 (4) 式来表示。

$$[0034] \quad m = (\omega_0 / \omega_{\text{US}}) \cdot (v_{\max} \cdot \cos \alpha / c) = \cos \alpha \cdot v_{\max} / (f_{\text{US}} \cdot \lambda_0) \quad (4)$$

[0035] 在此, $f_{\text{US}} (= \omega_{\text{US}} / 2\pi)$ 是超声波的频率, λ_0 是入射光的波长。

[0036] 从 (3) 式可知, 经频率调制得到的散射光的光谱具有入射光的角频率 ω_0 、从该角频率 ω_0 频移了超声波的角频率 ω_{US} 的整数倍即角频率 $L \omega_{\text{US}}$ 的角频率, 能够根据不同的多个光谱的强度信息计算调制度 m 。

[0037] 在这种情况下, 只要具有在原理上比超声波的角频率 ω_{US} 程度高的频率分辨率, 就能够计算调制度 m 。因而, 在本实施方式中不需要高的频率分辨率, 就能够计算调制度 m 。此外, 如后述那样超声波的频率 f_{US} 通常广泛使用几 MHz ~ 几十 MHz 的频率范围内的频率。

[0038] 另外, 通过计算调制度 m , 能够计算 (4) 式中的粒子的振动速度的最大值 $v_{\max}$ 。

[0039] 另一方面, 利用密度 ρ 、声速 V_{US} 、超声波强度 I_{US} , 能够以 (5) 式来表示振动速度的最大值 $v_{\max}$ 。

$$[0040] \quad v_{\max} = (2I_{\text{US}} / (\rho V_{\text{US}}))^{1/2} \quad (5)$$

[0041] 并且, 在假定了对于悬浮液的 Urick 的模型的情况下, 以 (6) 式来表示悬浮液中的声速 V_{US} 。

$$[0042] \quad (V_{\text{US}, v} / V_{\text{US}})^2 = [1 + X_p (K_p^{-1} - K_v^{-1}) / K_v^{-1}] [1 + X_p (\rho_p - \rho_v) / \rho_v] \quad (6)$$

[0043] 在此, $V_{\text{US}, v}$ 是介质的声速, X_p 是作为介质中的粒子所占的组成比率的体积分 (或者体积占有率, 也简单称作占有率), ρ 是在介质中粒子以体积分 X_p 存在时的密度, K 是体积弹性模量, 对粒子和介质分别附加下标 p 和 v 来区别。

[0044] 此外, 假定粒子和介质如后述那样由构成作为生物体中的检查对象部位的结构组织的细胞的细胞核和细胞质组成。因而, 上述体积分 X_p 在下面的实施方式中成为与细胞核在细胞的体积中所占的体积的比例相对应的组成比率的信息。

[0045] 另外, 如下面的 (7) 式那样, 密度 ρ 表示为将如下值相加得到的值: 粒子的体积分

数 X_p 乘以粒子的密度 ρ_p 得到的值；从 1 减去粒子的体积分数 X_p 得到的值乘以介质的密度 ρ_v 而得到的值。

$$[0046] \quad \rho = X_p \rho_p + (1 - X_p) \rho_v \quad (7)$$

[0047] (为了说明后述的因病变组织中的细胞核的肥大化引起的变化)在粒子的半径从 r 变化为 r' 的情况下,粒子所占的体积分数从(8)式所示的 X_p 向(9)式所示的 X'_p 变化。

[0048] 但是,近似为粒子及其周围的介质的物性值没有变化。

$$[0049] \quad X_p = N_o \cdot 4\pi r^3 / (3 \cdot V) \quad (8)$$

$$[0050] \quad X'_p = N_o' \cdot 4\pi r'^3 / (3 \cdot V) \quad (9)$$

[0051] 在此, V 表示超声波会聚而局部地照射的超声波照射区域(检查对象部位 18 的局部区域)的体积, N_o 、 N_o' 表示粒子半径变化前后的该超声波照射区域 V 中的粒子数。

[0052] 在粒子的半径从 r 变化为 r' 的情况下,声速从 V_{us} 向 V'_{us} 变化,密度从 ρ 向 ρ' 变化。并且,根据(5)式,由于粒子的半径的差异,粒子的振动速度的最大值从 v_{max} 向 v'_{max} 变化。

[0053] 因而,根据(4)式,由于粒子的半径的差异,调制度 m 不同,因此通过测量不同的多个 L 时的 $J_L(m)$ 来计算其调制度 m ,能够进一步根据所计算的调制度 m 计算构成被检体(中的超声波照射区域)的粒子(或者作为表示粒子状的特性的粒子状结构物的)的体积分数。

[0054] 此外,如后述的(13)式那样调制度 m 是能够通过测量多个 L 的值、例如 $L = 0.1$ 的两个整数值的 $J_L(m)$ 的强度来进行计算。

[0055] 从以上的说明可知,通过检测利用超声波进行频率调制的光(即,超声波调制光)并计算其调制度 m ,能够将被检体内部的粒子状结构物的体积分数 X_p 或者体积分数变化 ΔX_p 的分布进行图像化。

[0056] 在生物体中将正常组织和作为病变组织的癌组织进行了比较的情况下,由于癌组织化而引起细胞、细胞核(也简单地称作核)的肥大化等。特别是,一般已知,与正常细胞相比,在癌细胞中,比细胞质相比核增大的比率高,换句话说核/细胞质比(简记为 N/C 比)增大。

[0057] 因此,作为检查对象部位(或者诊断对象部位)的结构组织的细胞组织中构成其细胞的核和细胞质的组成比率的特征信息、即 N/C 比的值成为用于辨别或者诊断该细胞组织是正常组织还是病变组织的性状的有力信息。因而,在本实施方式中,如下面说明那样,计算 N/C 比。

[0058] 当将正常组织和癌组织的 N/C 比分别设为 $(N/C)_n$ 、 $(N/C)_d$ 时,能够如(10)式、(11)式那样表示它们。

$$[0059] \quad (N/C)_n = (3\pi^{1/2}X_p/4)^{2/3} \quad (10)$$

$$[0060] \quad (N/C)_d = (3\pi^{1/2}X'_p/4)^{2/3} \quad (11)$$

[0061] 在此,假定立方体形状的细胞,将该细胞的一边的长度设为 d (其体积为 $u_o = d^3$),将该细胞内的核的半径设为 r (体积为 $u_i = 4\pi r^3/3$),将超声波照射区域中的细胞数、即核的个数设为 $N = V/u_o$,将体积分数设为 $X_p = u_i/u_o$ 。

[0062] 于是, N/C 比为 $N/C = \pi r^2/d^2$,因此如上述(10)、(11)式那样求出 N/C 比。

[0063] 据此,关于超声波调制光的调制度 m ,正常组织、癌组织各自的调制度 m_n 、 m_d 成为不

同的值。

[0064] 因而,通过计算超声波调制光的调制度 m ,能够计算作为构成被检体内部中的检查对象部位的结构组织的特征信息的 $(N/C)_n$ 、 $(N/C)_d$ 来进行图像化。此外,也可以代替 $(N/C)_n$ 、 $(N/C)_d$,而将密切相关的体积分数 X_p 计算为特征信息并进行图像化。

[0065] 另外,在计算用于计算特征信息的调制度 m 的情况下,需要测量超声波调制光的特定频率的光谱强度的信息。

[0066] 如从上述的说明可知,超声波调制光的光谱中的例如其基波和二次谐波的间隔为所照射的超声波的频率 f_{us} ,不会为了计算调制度 m 而要求高的频率分辨率。只要在原理上具有比超声波的频率 f_{us} 程度高的频率分辨率,就能够计算调制度 m 。

[0067] 因而,本实施方式的装置以及方法如上述那样具有解决现有例中的问题点的优点。

[0068] 接着,说明被检体的光的吸收(将其吸收系数设为 μ_a)对散射光检测的影响。在被检体吸收光的情况下,如(12)式那样表示散射光的强度,该(12)式是将没有考虑吸收的(3)式进行变形而得到的。

[0069]

$$I = I_0 \exp(-\mu_a D) \Sigma_L J_L(m) \cos[(\omega_0 + L \omega_{us})t + L\pi/2 + \phi_1] \quad (12)$$

[0070] 在此, D 是超声波调制光在被检体内部传输的距离。根据该(12)式,吸收的影响仅对强度的振幅部分产生影响。

[0071] 因此,在(12)式的右边的光谱成分中,例如通过如(13)式那样比较 $L = 0$ 以及 $L = 1$ 的 0 次成分 $I_{f=0}$ 和 1 次成分 $I_{f=f_{us}}$,能够去除吸收的影响来计算调制度 m 。

$$[0072] \quad I_{f=f_{us}}/I_{f=0} = I_0 \exp(-\mu_a D) J_1(m) / I_0 \exp(-\mu_a D) J_0(m)$$

$$[0073] \quad = J_1(m)/J_0(m) \approx m/2 \quad (13)$$

[0074] 在此,最右边成为在 $m \ll 1$ 时成立的近似。

[0075] 另外,图 2 表示以曲线表示(10)式的图。在此,横轴是体积分数 X_p ,纵轴是 N/C 比,是对不同的多个 d (细胞的一边的长度)以曲线来表示其关系式而得到的图。

[0076] 具体地说,示出:在设为 $d = 10 \mu m$ 、 $15 \mu m$ 、 $20 \mu m$ 大的细胞的情况下,能够不依赖于它们的大小(曲线重叠)而根据体积分数 X_p 唯一地计算 N/C 比。

[0077] 接着参照图 1 来说明作为本发明的被检体信息分析装置的第一实施方式的生物体信息分析装置 1 的结构。

[0078] 该生物体信息分析装置 1 具有作为超声波照射单元(超声波产生单元)的超声波换能器 2。

[0079] 该超声波换能器 2 例如照射(产生)第一频率(具体地说是上述频率 f_{us})的超声波,使得超声波沿着规定的超声波传送轴到达作为被检体的(例如体腔内的)生物体 17 内的检查对象部位(或者分析对象部位)18。

[0080] 该超声波换能器 2 安装在作为扫描单元的扫描部 3 中,通过扫描部 3 来扫描(移动)超声波会聚而照射的检查对象部位 18。该扫描部 3 在安装有超声波换能器 2 的例如扫描台上安装有例如沿两个方向扫描的压电元件。

[0081] 检查对象部位 18 的生物体结构组织中的主要是粒子或者作为粒子状结构物的核通过会聚(聚焦)的超声波的照射而如(1)式那样局部地进行超声波振动。

[0082] 另外,该生物体信息分析装置 1 具有产生第二频率(具体地说是频率 $f_0 = \omega_0 / (2\pi)$) 的光的光源装置 4。该光源装置 4 例如由适于产生单一频率的光的例如激光二极管等构成。在这种情况下,从光源装置 4 发射的光为激光。

[0083] 由该光源装置 4 产生的光入射到作为导光部的光纤 5 的一个端部。该光纤 5 将入射的光进行导光来从其前端部发射。

[0084] 该前端部也被配置在上述扫描部 3 中的与例如超声波换能器 2 的一侧相邻的位置上。此外,从光纤 5 射出的光的前进方向与超声波的前进方向所形成的角度为 α 。

[0085] 从该光纤 5 的前端部射出的光照射在作为生物体 17 内的局部区域的检查对象部位 18。该光纤 5 的前端部形成对生物体 17 的内部的检查对象部位 18 照射规定频率的光的光照射单元。此外,通过扫描部 3 的移动来对该检查对象部位 18 进行扫描。

[0086] 在检查对象部位 18 的局部区域中(主要是核)进行超声波振动的结构组织作为使照射(入射)的光发生散射的光散射物质而发挥功能。通过基于超声波振动的多普勒效应,由该光散射物质引起的散射光成为频率从散射前的光的频率 f_0 被调制的光。

[0087] 另外,与扫描部 3 中的超声波换能器 2 的另一侧相邻地配置光纤 6 的前端部。

[0088] 在该光纤 6 的前端部中,入射被照射在检查对象部位 18 的光的散射光。以 (2) 式、或者 (3) 式来表示作为入射在该光纤 6 中的散射光的经频率调制的光。此外,入射在光纤 6 中的光的入射角也被设定为 α 。

[0089] 该光纤 6 将入射在其前端部中的光导光到由发光二极管等构成的光检测器 7 中。该光检测器 7 接收(检测)作为散射光的经频率调制的光,将作为对接收的光进行光电转换而得到的电信号的检测信号输出到信号处理装置 8。

[0090] 即,光检测器 7 形成接收作为来自检查对象部位 18 的散射光的经频率调制的光的受光单元。此外,也可以不使用光纤 6 而由光检测器 7 直接接收散射光。在这种情况下,只要将光检测器 7 安装在扫描部 3 即可。

[0091] 上述信号处理装置 8 具有傅立叶变换电路 8a,该傅立叶变换电路 8a 对散射光的检测信号进行放大并进行 A/D 变换之后进行傅立叶变换。

[0092] 该信号处理装置 8 为了提取特定频率的强度信息,通过傅立叶变换电路 8a 的傅立叶变换来分离为光谱强度。

[0093] 散射光的强度 I 通过傅立叶变换被分离(提取)为如 (3) 式的右边所示那样在频率轴上从光的频率 f_0 的位置频移了超声波的频率 f_{us} 的整数倍 ($L = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$) 的频率位置(但是在 0 的情况下没有频移)处分别具有 $I_0 J_L(m)$ 的强度的特定频率的强度的信息。此外,当考虑吸收的影响时附加共用因子。

[0094] 即,该傅立叶变换电路 8a 具有以电方式提取频移了超声波的频率 f_{us} 的整数倍的特定频率的信息的信息提取单元的功能。此外,在第二实施方式中,形成利用光学干涉以光学方式提取频移了超声波的频率 f_{us} 的整数倍的特定频率的信息的信息提取单元。

[0095] 作为提取特定频率的信息、或者与此相关的信息的信息提取单元,也能够视作傅立叶变换电路 8a、计算(下面说明的)调制度 m 的调制度计算部 8b、计算(与该调制度 m 相关的)振动速度的最大值 v_{max} 的振动速度计算部 9a 中的至少一个。

[0096] 该信号处理装置 8 具有根据特定频率的强度的信息计算(作为特定频率的信息的)调制度 m 的调制度计算部 8b 的功能。

[0097] 该调制度计算部 8b 通过例如 (13) 式所示那样计算与散射光的强度 I 中的 $L = 0$ 以及 $L = 1$ 的光谱强度相当的 0 次成分 $I_{f=0}$ 和 1 次成分 $I_{f=f_{US}}$ 之比来计算调制度 m 。

[0098] 不限于根据 $L = 0$ 以及 $L = 1$ 的 0 次成分 $I_{f=0}$ 和 1 次成分 $I_{f=f_{US}}$ 之比计算调制度 m , 也可以使用其它 L 的值 (例如 $L = 2, 3$ 等) 来计算调制度 m 。此外, 为了去除吸收的影响来计算调制度 m , 希望使用至少两个不同的 L 的值。

[0099] 该信号处理装置 8 将计算出的调制度 m 的信息输出到个人计算机 (简记为 PC) 9。此外, 不限于信号处理装置 8 计算作为特定频率的信息的调制度 m 的情况, 也可以设为 PC 9 计算调制度 m 的结构。即, 也可以设为 PC 9 具备信号处理装置 8 的功能的结构。

[0100] 该 PC 9 使用调制度 m 的信息、通过操作者从输入部 11 输入的 (1) 式中的光和超声波的前进方向所形成的角度 α 、光的波长 λ_0 、超声波的频率 f_{US} 等的信息, 来计算 (4) 式的对应于粒子的核的振动速度的最大值 v_{max} 。即, PC 9 具有计算振动速度的最大值 v_{max} 的振动速度计算部 9a 的功能。

[0101] 此外, PC 9 例如内置有存储器 12, 保存从输入部 11 等输入的角度 α 、光的波长 λ_0 、超声波的频率 f_{US} 等的信息。而且, PC 9 通过参照保存在该存储器 12 中的信息, 根据从信号处理装置 8 输入的调制度 m 计算振动速度的最大值 v_{max} 。此外, PC 将输入的调制度 m 、计算出的振动速度的最大值 v_{max} 也保存在存储器 12 中。

[0102] 另外, PC 9 对计算出的振动速度的最大值 v_{max} 利用 (5) 式的关系, 使用 (6) 式、(7) 式来进行以细胞核所占的体积分数 X_p 为参数的拟合 (fitting)。

[0103] PC 9 通过该拟合来计算成为通过 (5) 式得到的振动速度的最大值 v_{max} 时与作为检查对象部位 18 的结构组织的细胞组织的组成比率有关的特征信息、即核的体积分数 X_p 。

[0104] 另外, PC 9 在计算体积分数 X_p 之后, 使用该体积分数 X_p 的计算值来计算核和细胞质的组成比率的特征信息、即 N/C 比。

[0105] 即, PC 9 具有计算作为特征信息的体积分数 X_p 以及 N/C 比的体积分数和 N/C 比计算部 (在图 1 中简记为 X_p 和 N/C 比计算) 9b。该体积分数和 N/C 比计算部 9b 具有生成与检查对象部位 18 的结构组织的组成比率有关的特征信息的特征信息生成单元的功能。

[0106] 此外, 本实施方式中的体积分数和 N/C 比计算部 9b 是以计算体积分数 X_p 以及 N/C 比的结构来示出的, 但是不限于该结构, 也可以设为只具备计算体积分数的体积分数计算部的结构或者只具备计算 N/C 比的 N/C 比计算部的结构。

[0107] 另外, 如图 1 所示, 信号处理装置 8 例如与从脉冲产生器 13 产生的高频脉冲 (以偏移了规定时间的状态) 同步地向扫描驱动器 14 输出用于扫描的扫描控制信号, 该脉冲产生器 13 产生用于产生脉冲状超声波的超声波驱动信号。

[0108] 脉冲产生器 13 产生用于从超声波换能器 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 15 进行放大后施加到超声波换能器 2。超声波换能器 2 通过所施加的高频脉冲射出脉冲状的超声波。

[0109] 此外, 该高频脉冲是如图 3 所示那样包含使超声波换能器 2 以频率 f_{US} 进行超声波振动的例如几周期左右的正弦波的脉冲。超声波换能器 2 以该正弦波的频率 f_{US} 进行超声波振动, 从凹面状的射出面沿着超声波传送轴射出该脉冲状的超声波。

[0110] 这种情况下的超声波的频率 f_{US} 是例如几 MHz 到几十 MHz 左右。提高该频率 f_{US} 的情况下, 更能够提高空间分辨率。但是, 在生物体 17 的情况下, 如果提高频率, 则生物体 17

内部的衰减也变大。

[0111] 此外,在图 1 中,示意性地以将超声波换能器 2 从生物体 17 的表面分开的配置状态来示出,在这样分开配置的情况下,在未图示的超声波换能器 2 和生物体 17 之间插入(以少的损失)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。

[0112] 另外,脉冲产生器 13 将延迟高频脉冲得到的图 3 所示的定时脉冲输出到信号处理装置 8。该延迟时间是从超声波换能器 2 射出脉冲状的超声波之后该超声波到达检查对象部位 18 的时间程度。在图 3 中以 T_d 来表示该时间。

[0113] 换句话说,信号处理装置 8 被输入延迟了该延迟时间的脉冲的时刻为在(通过扫描来移动的)检查对象部位 18 中通过超声波振动进行调制的光通过光检测器 7 被检测为散射光的检测信号的时刻。即,该脉冲具有对检测信号进行检测的定时脉冲的功能。

[0114] 而且,信号处理装置 8 从该定时脉冲的例如上升沿的时刻取入检测信号,进一步进行傅立叶变换等的信号处理(图 3 中表述为信号处理),计算调制度 m 并输出到 PC 9。

[0115] 另外,当结束计算调制度 m 的信号处理(或者检测信号的取入)时,信号处理装置 8 向扫描驱动器 14 输出图 3 所示的扫描控制信号(用于向下一个检查对象部位 18 移动的信号)。

[0116] 扫描驱动器 14 接收该扫描控制信号并输出使扫描部 3 移动 1 步的驱动信号。此外,扫描部 3 例如能够沿着 XY 平面、即水平面进行扫描使得覆盖 2 维的扫描范围。此外,不限于 XY 平面,也可以设为能够在 XZ 平面或者 YZ 平面进行扫描。

[0117] 因而,在信号处理装置 8 中,输入作为被进行超声波照射以及光照射的局部区域的检查对象部位的位置(还称作扫描位置)一点点移动(扫描)的状态下的散射光的检测信号。

[0118] 上述 PC 9 根据从信号处理装置 8 输入的调制度 m ,将作为检查对象部位 18 的扫描位置处的结构组织的特征信息的体积分数 X_p 及 N/C 比与检查对象部位 18 的扫描位置相关联地存储在存储器 12 中,并且在作为显示单元的监视器 16 上输出为图像。

[0119] 此外,在本实施方式中,说明了计算作为特征信息的体积分数 X_p 和 N/C 比这两者的情况,但是也可以只计算一个。另外,在显示为图像的情况下也不限于将两者显示为图像的情况,也可以只显示一个。另外,也可以将手术操作者等所选择的一个或者两者显示为图像。

[0120] 另外,在 PC 9 的存储器 12 中,通过表格化等来保存针对细胞组织的性质或者状态、即(细胞)组织性状不同的脏器、或者部位中的正常组织和病变组织的情况预先计算的用于根据体积分数 X_p 、或者 N/C 比辨别两组织的阈值 X_{th} 、 $(N/C)_{th}$ 的信息。此外, X_{th} 表示体积分数 X_p 的情况下的阈值, $(N/C)_{th}$ 表示 N/C 比的情况下的阈值。

[0121] 而且,PC 9 的作为辨别单元的辨别部 9c 使用保存在该存储器 12 中的用于辨别两组织的特征信息的阈值 X_{th} 、或者 $(N/C)_{th}$ 来辨别实际测量的检查对象部位 18 的结构组织的性状。

[0122] 在这种情况下,辨别部 9c 通过比较器等将根据通过检测来自检查对象部位 18 的散射光所计算得到的调制度 m 等来计算出的作为特征信息的体积分数 X_p 、或者 N/C 比与作为为了进行辨别而预先计算的参照信息的阈值 X_{th} 、或者 $(N/C)_{th}$ 进行比较,根据比较结果进

行是正常组织还是病变组织的组织性状的辨别。

[0123] 具体地说,PC 9 的辨别部 9c 在体积分数 X_p 小于阈值 X_{th} 时辨别为正常组织,当体积分数 X_p 为阈值 X_{th} 以上时辨别为病变组织。

[0124] 同样地,辨别部 9c 在 N/C 比小于阈值 $(N/C)_{th}$ 时辨别为正常组织,当 N/C 比为阈值 $(N/C)_{th}$ 以上时辨别为病变组织。

[0125] 另外,PC 9 的辨别部 9c 将该辨别结果的信息(还称作辨别信息)附加或者关联在上述存储器 12 中的作为特征信息的体积分数 X_p 、或者 N/C 比上来进行存储。

[0126] 而且,PC 9 在监视器 16 上将保存于存储器 12 中的特征信息显示为图像的情况下,PC 9 进行还附加显示该辨别结果的信息的处理。即,PC 9 的图像显示处理部 9d 具有对特征信息还附加与该特征信息有关的辨别结果的辨别信息并显示为图像的显示处理单元的功能。

[0127] 在这种情况下,PC 9 的图像显示处理部 9d 在特征信息小于阈值的情况下,例如以单色(monochrome)的亮度值来显示该特征信息,并且在特征信息为阈值以上的情况下,例如以红色进行着色来进行显示。此外,在进行着色的情况下,不限于红色。

[0128] 即,PC 9 进行对扫描范围内的各检查对象部位 18(扫描位置)的特征信息附加辨别结果的信息并由监视器 16 进行显示的图像显示处理。

[0129] 手术操作者能够从在监视器 16 上显示为图像的信息获知例如以红色显示的部分为病变组织的可能性高,通过注意该部分进行诊断,容易进行有效的诊断。

[0130] 接着,参照图 4 来说明本实施方式的生物体信息分析装置 1 的动作、换句话说被检体信息分析方法的作为第一实施方式的生物体信息分析方法的处理过程。在最初的步骤 S1 中,手术操作者进行初始设定。

[0131] 在该初始设定中,手术操作者指定生物体 17 中的要进行诊断或者检查的脏器(或者部位)、或输入调制度 m 、振动速度的最大值 v_{max} 、体积分数 X_p 等的计算所需的信息。输入的信息例如保存在存储器 12 中,保持这些信息并根据需要来参照这些信息。

[0132] 在这种情况下,也可以设为手术操作者能够从生物体信息分析装置 1 中预先准备的信息的一览中选择相应的信息来进行。

[0133] 在下一个步骤 S2 中,例如信号处理装置 8 将表示检查对象部位 18 的扫描位置的参数 k 设为初始值 $k = 1$ 。在此,参数 k 包含例如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。

[0134] 在下一个步骤 S3 中,光源装置 4 的光经过光纤 5 照射在生物体 17 的检查对象部位 18 内的初始设定的扫描位置 $R_k (= R_1)$ 。该扫描位置 R_k 是省略 $R_k(x, y, z)$ 中的 3 维的位置坐标来表示的。

[0135] 如步骤 S3 所示,光源装置 4 例如能够使用产生激光的激光二极管。此外,该激光既可以是连续光也可以是脉冲光。在图 3 中以连续光的情况来示出。

[0136] 另外,如步骤 S4 所示,根据来自脉冲产生器 13 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。射出的超声波会聚在扫描位置 R_k 、即各检查对象部位 18。

[0137] 在该扫描位置 R_k 中,生物体结构组织进行超声波振动,通过进行了该超声波振动的生物体结构组织,激光发生散射。

[0138] 如步骤 S5 所示,通过超声波振动进行了频率调制的散射光的光强度 I 是经过光纤 6 通过光检测器 7 来进行检测(接收)。光检测器 7 将检测出的检测信号输出到信号处理装置 8。

[0139] 换句话说,在该步骤 S5 的处理中,通过作为受光单元的光检测器 7 从被照射第一频率的超声波的生物体 17 的检查对象部位 18 接收作为对于第二频率的照射光的散射光的经频率调制的光。

[0140] 信号处理装置 8 与来自脉冲产生器 13 的定时脉冲同步地取入该检测信号并进行 A/D 变换后保存在信号处理装置 8 内的存储器中。

[0141] 另外,如步骤 S6 所示,该信号处理装置 8 内部的傅立叶变换电路 8a 从将散射光的光强度 I 的检测信号进行 A/D 变换得到的时间序列的强度数据 $I(t)$ 变换为频率数据 $I(f)$ 。在此, f 表示信号数据 $I(f)$ 是以频率为变量的信号数据。

[0142] 另外, I 和 $I(t)$ 除了模拟量或数字量的不同之外是相同的。傅立叶变换电路 8a 从强度数据 $I(t)$ 分离提取作为如 (3) 式的右边所示那样的频移了超声波的频率 f_{US} 的整数 L 倍的特定频率 Lf_{US} 的强度信息的光谱强度。因而,步骤 S6 的处理具有提取频移了超声波的频率 f_{US} 的整数 L 倍的特定频率的信息的信息提取步骤的功能。

[0143] 而且,如步骤 S7 所示,信号处理装置 8 的调制度计算部 8b 例如利用 (13) 式根据特定频率的强度信息计算作为特定频率的信息的调制度 m 。此外,不限于利用 (13) 式计算调制度 m 的情况。信号处理装置 8 将计算出的调制度 m 的信息输出到 PC 9。

[0144] 如步骤 S 8 所示,PC 9 使用该调制度 m 以及保存在存储器 12 中的角度 α 、光的波长 λ_0 、超声波的频率 f_{US} 等的信息,来计算 (4) 式的对应于粒子的核的振动速度的最大值 v_{max} 。

[0145] 另外,在下一个步骤 S9 中,PC 对计算出的振动速度的最大值 v_{max} 利用 (5) 式的关系,使用 (6) 式、(7) 式来进行以核所占的体积分数 X_p 为参数的拟合。

[0146] 而且,PC 9 根据在步骤 S9 中最好地拟合的参数的值计算作为与计算出的振动速度的最大值 v_{max} 相应的特征信息的核的体积分数 X_p 。

[0147] 此外,也可以预先以表方式准备在以满足 (5)、(6)、(7) 的关系的方式改变振动速度的最大值 v_{max} 、超声波强度 I_{US} 、声速 V_{US} 等的值的情况下拟合的体积分数 X_p 的值。在这种情况下,能够通过参照表来计算体积分数 X_p 的值。

[0148] 另外,PC 9 计算出体积分数 X_p 之后,使用该体积分数 X_p 来计算作为组成比率的特征信息的 N/C 比。即,PC 9 在步骤 S9 中根据特定频率的信息来计算作为检查对象部位 18 的结构组织的特征信息的体积分数以及 N/C 比。

[0149] 另外,如步骤 S10 所示,PC 9 将计算出的体积分数 X_p 及 N/C 比与扫描位置 R_k (或者参数 k) 相关联地保存(存储)在存储器 12 中。在这种情况下,PC 9 将辨别部 9c 的辨别结果的信息也保存在存储器 12 中。

[0150] 在下一个步骤 S11 中信号处理装置 8 判断扫描是否结束。在扫描没有结束的情况下,信号处理装置 8 如步骤 S12 所示那样将参数 k 变更为 $k+1$ 。

[0151] 通过该参数 k 的变更,信号处理装置 8 对扫描驱动器 14 输出例如向水平方向(中的 X 方向)移动 1 步的图 3 所示的扫描控制信号。

[0152] 而且,如步骤 S13 所示那样,扫描驱动器 14 对扫描部 3 的压电元件施加图 3 所示

的驱动信号,从而例如向水平方向(中的X方向)移动1步。

[0153] 该处理之后,返回到步骤S3的处理。在步骤S3中,扫描位置 R_k 成为 R_2 ,对该扫描位置 $R_k (= R_2)$ 进行相同的处理。由此,例如当对X方向结束了规定的扫描范围时,也对Y方向进行相同的扫描。

[0154] 由此,当X方向以及Y方向、即2维的规定的扫描范围的扫描结束时,转移到步骤S11的下一个步骤S14的处理。

[0155] 在该步骤S14中,PC 9读出保存在存储器12中的作为规定的扫描范围中的特征信息的体积分数 X_p 和N/C比的值的信息及其辨别信息。而且,在监视器16的显示画面上将与作为扫描范围中的特征信息的例如体积分数 X_p 或者N/C比的值相对应的亮度值及其辨别信息显示为图像。

[0156] 即,PC 9在步骤S14中根据计算出的体积分数 X_p 对作为用于辨别检查对象部位18的生物体结构组织的组织性状的特征信息的N/C比进行图像化显示之后,结束图4所示的处理。

[0157] 在将N/C比进行图像化显示的情况下,以单色来显示例如该位置处的密度 ρ 的亮度值,当阈值 ρ_{th} 以上时,以红色来显示该位置处的密度。

[0158] 图1表示在监视器16的显示画面上对扫描范围中的例如N/C比的亮度值附加其辨别信息来图像化的显示信息16a的概要。在扫描范围中的中央附近处计算出阈值 $(N/C)_{th}$ 以上的N/C比,因此以红色(在附图中以黑圆)来显示,在其它部分计算出小于 $(N/C)_{th}$ 的N/C比,因此以单色(在附图中以白圆)来显示。

[0159] 手术操作者能够从在监视器16上显示为图像的显示信息16a获知以红色显示的部分为病变组织的可能性高,通过注意该部分进行诊断,能够进行有效的诊断。

[0160] 这样,根据本实施方式,在检测超声波照射时的散射光的情况下,对于经频率调制的光不需要高的频率分辨率,能够生成作为与检查对象部位的结构组织的组成比率有关的特征信息的体积分数、核/细胞质比(N/C比)、或进行检查对象部位的结构组织的性状的辨别。

[0161] 另外,根据本实施方式,不需要高的频率分辨率,因此不会在信号处理中耗费时间,另外不需要昂贵的装置,能够生成作为与检查对象部位的结构组织的组成比率有关的特征信息的体积分数、核细胞质比(N/C比)、或进行检查对象部位的结构组织的性状的辨别。

[0162] 另外,根据本实施方式,通过将体积分数、N/C比进行图像化显示、或进一步附加显示辨别结果的信息,能够向手术操作者等提供容易进行有效的诊断的环境。

[0163] (第二实施方式)

[0164] 接着参照图5说明本发明的被检体信息分析装置的第二实施方式的生物体信息分析装置1B。图5表示第二实施方式的生物体信息分析装置1B的结构。该生物体信息分析装置1B基本上是在第一实施方式的生物体信息分析装置1中附加提高信噪比的单元而得到的结构。

[0165] 本实施方式中的光源装置4b的光入射到光纤5a的一端,在该光纤5a的途中设有光耦合器21,通过该光纤5a导光的光分支为在光耦合器21中向扫描部3侧延伸的光纤5b、以及向参照镜22侧延伸的光纤5c。

[0166] 光纤 5b 的前端部与第一实施方式同样地安装在扫描部 3。但是,在图 5 的实施方式例中,配置成该光纤 5b 的前端部与例如设在超声波换能器 2 中的中心部的开口 23 相对。

[0167] 而且,该光纤 5b 使来自光源装置 4b 的光从其前端部朝向检查对象部位 18 射出,并且在该光纤 5b 的前端部入射在检查对象部位 18 中散射的散射光。

[0168] 因而,该光纤 5b 兼具第一实施方式中的光纤 5 和光纤 6 的功能。入射在该光纤 5b 的散射光的一部分从光耦合器 21 入射到向光检测器 7 导光的光纤 5d。

[0169] 另外,从光源装置 4b 经过光耦合器 21 导光到光纤 5c 的光通过与该光纤 5c 的前端相对置的参照镜 22 进行反射,再次返回到光耦合器 21。

[0170] 在这种情况下,设定为如下:从光耦合器 21 导光到光纤 5c 侧的光被参照镜 22 反射而作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)、和从光耦合器 21 导光到光纤 5b 侧的光在检查对象部位 18 中发生散射而再次经过光纤 5b 返回到光耦合器 21(作为测量对象的测量光)的光路长度(测量光用光路长度)几乎一致。

[0171] 另外,在本实施方式中,由光源装置 4b 产生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。

[0172] 因而,来自光源装置 4b 的光经过光纤 5a 分支到光纤 5b 和光纤 5c,经过光纤 5b 在检查对象部位 18 侧发生散射并再次入射到光纤 5b 中的光中只有来自符合如下情况的该检查对象部位 18 附近的散射光与参照光发生干涉:光路长度与参照光用光路长度几乎相等。

[0173] 如第一实施方式中说明的那样,散射光具有如下光谱:如基于多普勒效应由(3)式表示那样,从(散射前的)光的角频率 ω_0 频移了超声波的角频率 ω_{US} 。与参照光进行光学干涉的干涉光成为两者中的共同的角频率 ω_0 之差的光成分、即 $\pm 1 \times \omega_{\text{US}}$ 、 $\pm 2 \times \omega_{\text{US}}$ 、 $\pm 3 \times \omega_{\text{US}}$ 、...的低频的外差检波的光。

[0174] 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。在第一实施方式中从通过光检测器 7 接收到的检测信号以电的方式提取了特定频率的信息。与此相对,在本实施方式中设为如下结构:通过与参照光发生干涉来以光学的方式提取特定频率的信息。即,作为本实施方式的受光单元的光检测器具有接收使散射光和参照光发生干涉而得到的光的干涉光接收单元的功能。此外,在后述的变形例中,以更简易的结构来形成具有类似的功能的干涉光受光单元。

[0175] 另外,在本实施方式中,从超声波换能器 2 向检查对象部位 18 照射超声波来使检查对象部位 18 内的生物体结构组织进行超声波振动的超声波的前进方向与进行光的照射及检测的方向所形成的角度 α 几乎为 0、即两者方向几乎一致。

[0176] 信号处理装置 8 例如第一实施方式那样通过外差检波的检测信号中的傅立叶变换来分离(变换)为频率数据,根据此时的特定频率的强度计算调制度 m 。

[0177] 其它结构与第一实施方式相同,省略其说明。

[0178] 另外,在第一实施方式中是检测散射光,取而代之(置换),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。图 6 表示本实施方式的动作、换句话说被检体信息分析方法的第二实施方式的生物体信息分析方法的处理过程的代表例的流程图。

[0179] 图 6 所示的流程图中,图 4 的流程图中的步骤 S5 的处理变更为如步骤 S25。在步

骤 S25 中,经频率调制的散射光与由参照镜 22 反射的参照光发生干涉,作为成为远低于光的频率 f_0 的频率成分的干涉光而被光检测器 7 所检测。而且,光检测器 7 将检测出的检测信号输出到信号处理装置 8。

[0180] 信号处理装置对充分低于第一实施方式的情况的信号带宽的检测信号与第一实施方式同样地如步骤 S6 所示那样进行傅立叶变换。在下一个步骤 S7 中计算调制度 m 。使用计算出的调制度 m 来进行下一个步骤 S8 等与图 4 所示的处理相同的处理。而且,在监视器 16 中以附加了辨别信息的状态显示 N/C 比的图像。

[0181] 本实施方式通过使散射光与光的频率 f_0 的参照光发生干涉,检测信号带宽充分低的干涉光成分,因此能够更高精度地计算作为特定频率的信息的调制度 m 。而且,能够根据该调制度 m 计算作为特征信息的体积分数 X_p 、 N/C 比。

[0182] 另外,干涉光的信号带宽成为充分低于第一实施方式的情况的带宽,因此能够使用比第一实施方式还低速的信号处理装置。除此之外,具有与第一实施方式相同的效果。

[0183] 接着,参照图 7 来说明本实施方式的变形例的生物体信息分析装置 1C。该生物体信息分析装置 1C 是在图 5 所示的生物体信息分析装置 1B 中不具有生成参照光的光纤 5c 以及参照镜 22 的结构。

[0184] 另外,在本变形例中,代替图 5 所示的生物体观测装置 1B 中的光源装置 4b 而采用光源装置 4c。

[0185] 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。

[0186] 在图 5 中的第二实施方式中,设为如下结构: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。在这种情况下,为了选择性地仅与来自检查对象部位 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充分短的低干涉性光源。

[0187] 与此相对,本变形例使用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,来检测来自检查对象部位 18 附近的散射光与该检查对象部位 18 的周围部分的散射光之间的干涉光。

[0188] 即,在检查对象部位 18 的周围部分中,由于偏离于会聚的超声波的焦点位置,因此在该周围部分中散射的散射光成为从入射光的频率 f 不伴随频移的散射光。即,由于周围部分几乎不进行超声波振动,在该周围部分中的散射光不伴随频移。

[0189] 而且,从聚焦了超声波的检查对象部位 18 经频率调制的散射光和不伴随频移的散射光发生干涉而得到的干涉光也入射到光纤 5b,光检测器 7 将该干涉光成分检测为检测信号。对于通过光检测器 7 所检测的检测信号的信号处理与图 5 的情况相同。

[0190] 根据本变形例,能够通过比图 5 的情况更简易的结构来获得大致相同的作用效果。

[0191] 此外,本发明也可以是将上述实施方式变形后的结构。例如,也可以设为第一实施方式中的信号处理装置 8 包含 PC 9 的功能的结构。

[0192] 另外,在这种情况下,也可以设为如下结构:在信号处理装置 8 内设置保存有按照图 4 所示的流程图的处理过程使生物体信息分析装置 1 进行动作的控制程序的控制程序保存部。另外,也可以设为 PC 9 包含信号处理装置 8 的功能的结构。

[0193] 另外,也可以使扫描部 33 为能够三维地进行扫描的结构。另外,也能够通过选择

设定 3 维中的任意的平面来进行包含生物体 17 的组织性状的辨别和分析、观测。在这种情况下,当使用图 5 的结构时,在深度方向上进行扫描的情况下参照镜 22 也与深度方向的扫描连动地进行移动。

[0194] 与此相对,当代替图 5 的结构而使用图 7 的结构时,有如下优点:不需要参照镜 22 的移动,控制系统的结构也简单。

[0195] 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。

[0196] 本申请是以 2009 年 6 月 12 日向日本申请的特愿 2009-141414 号作为优先权主张的基础来进行申请的,上述的公开内容被本申请说明书、权利要求、附图引用。

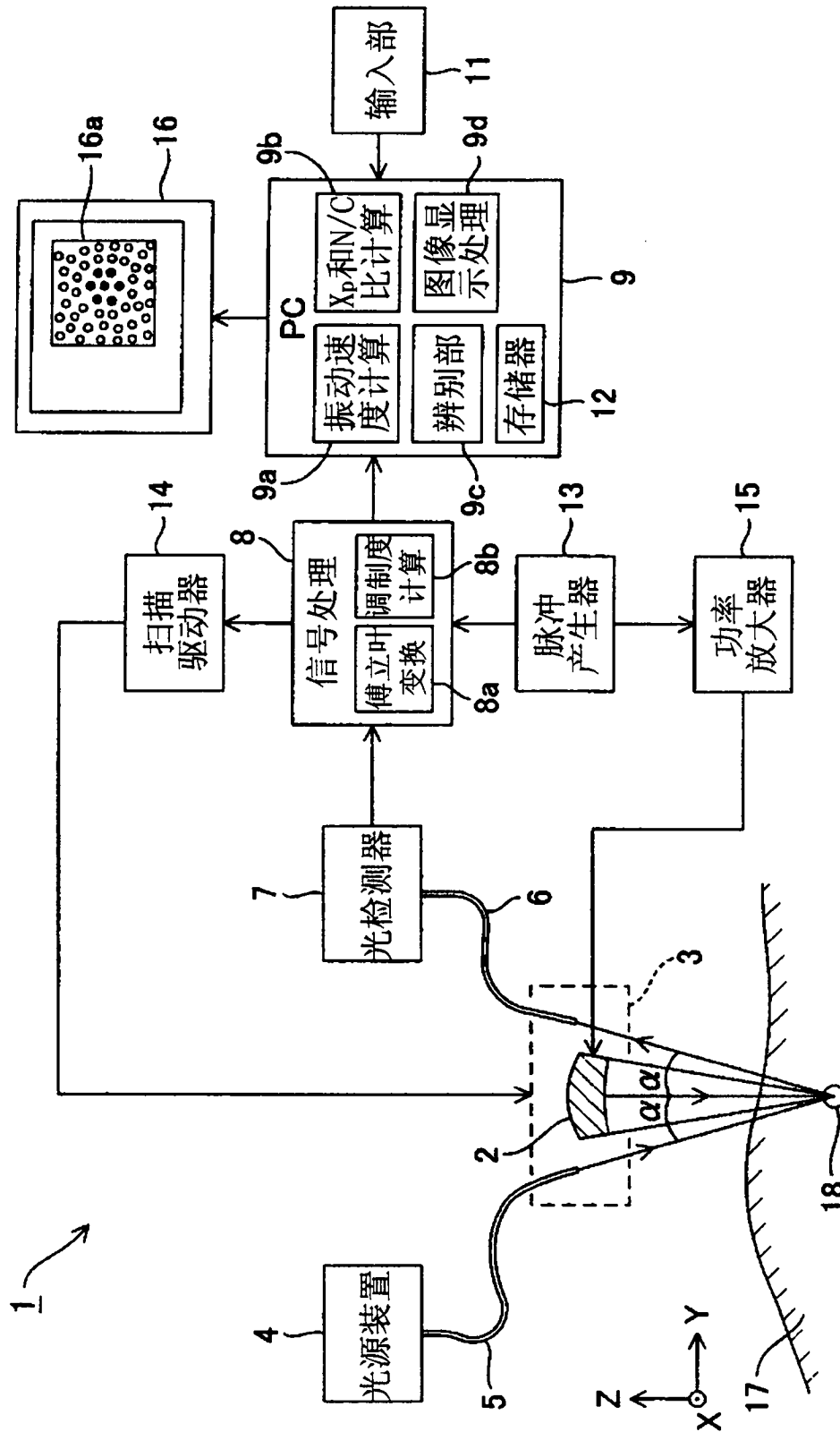


图 1

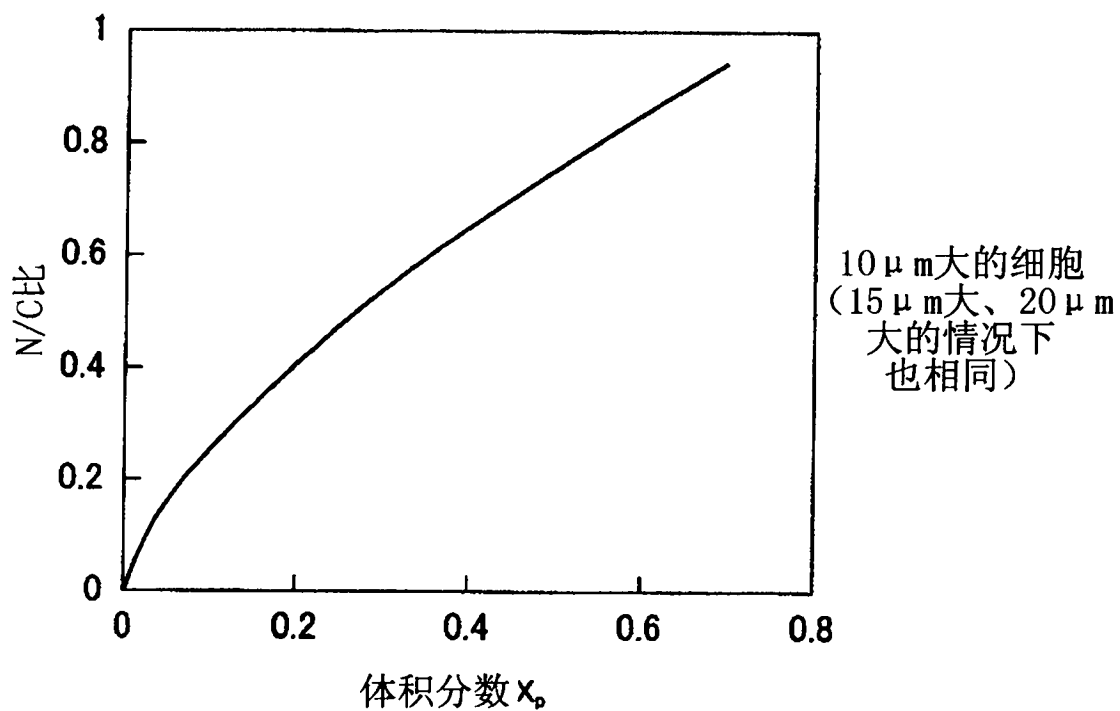


图 2

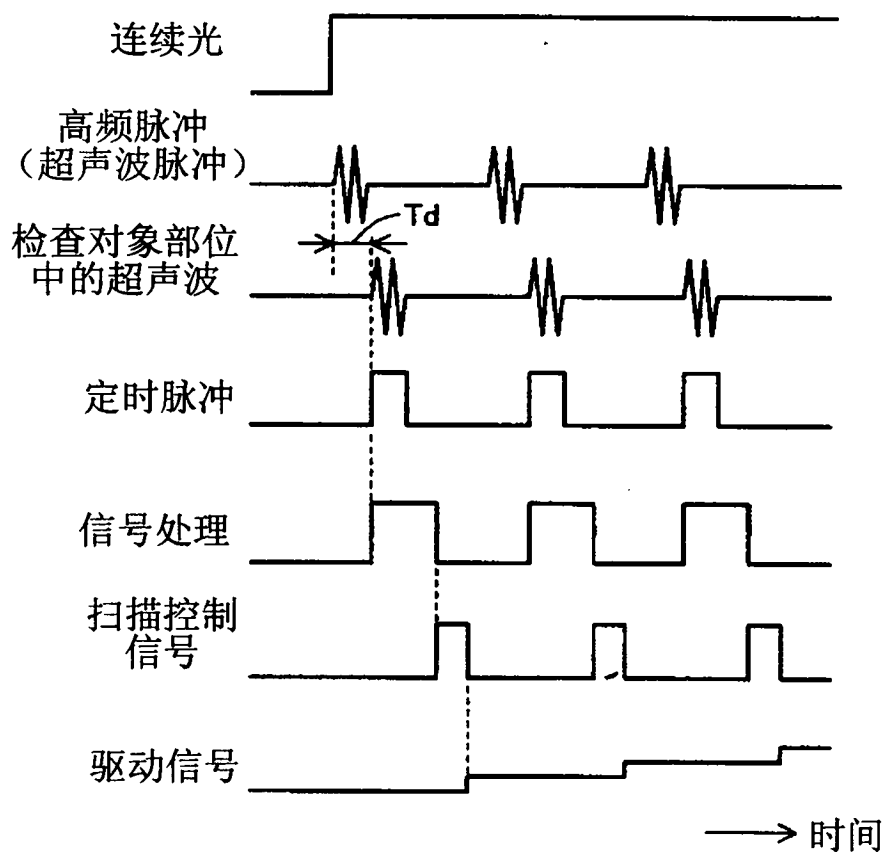


图 3

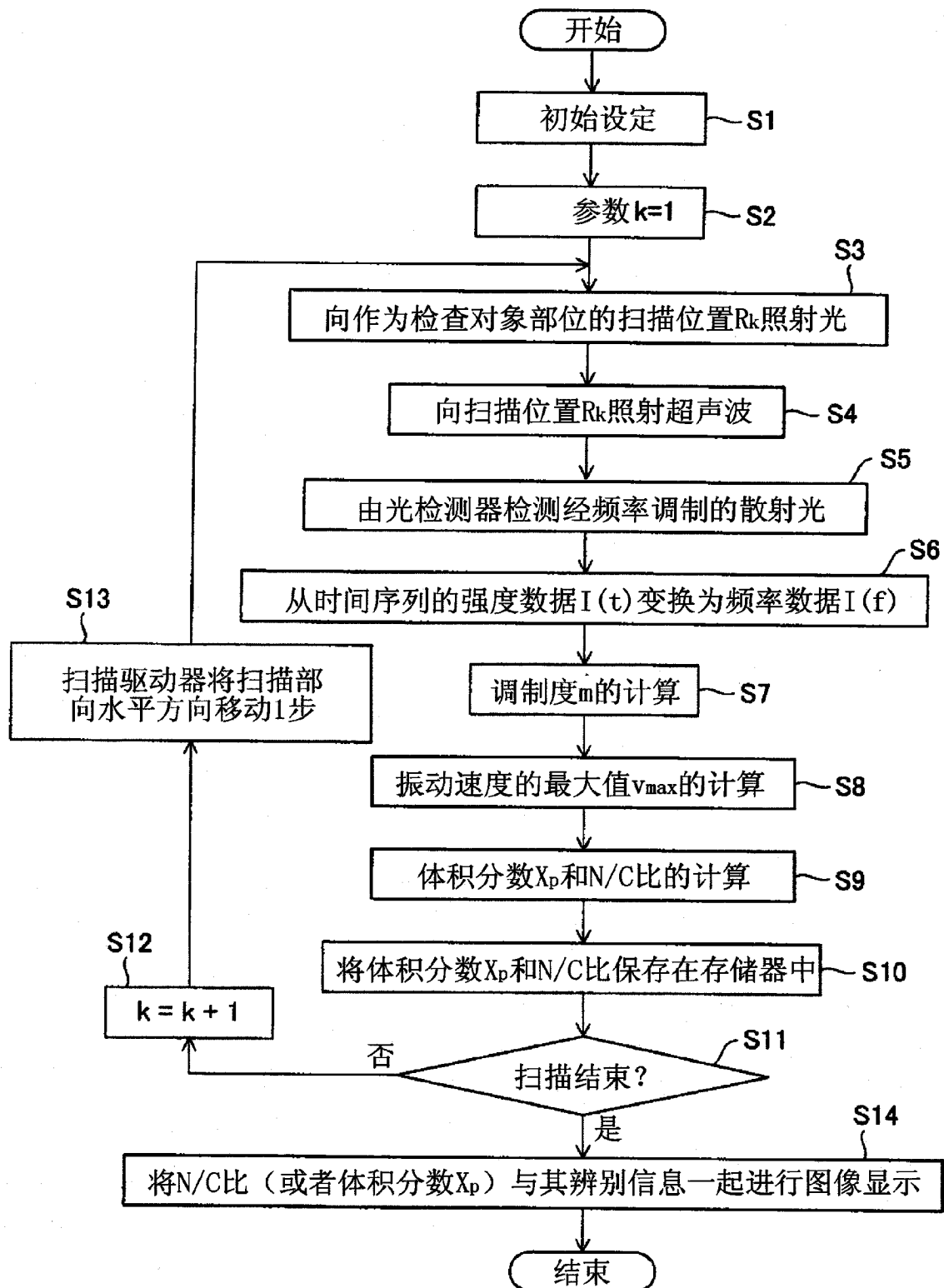


图 4

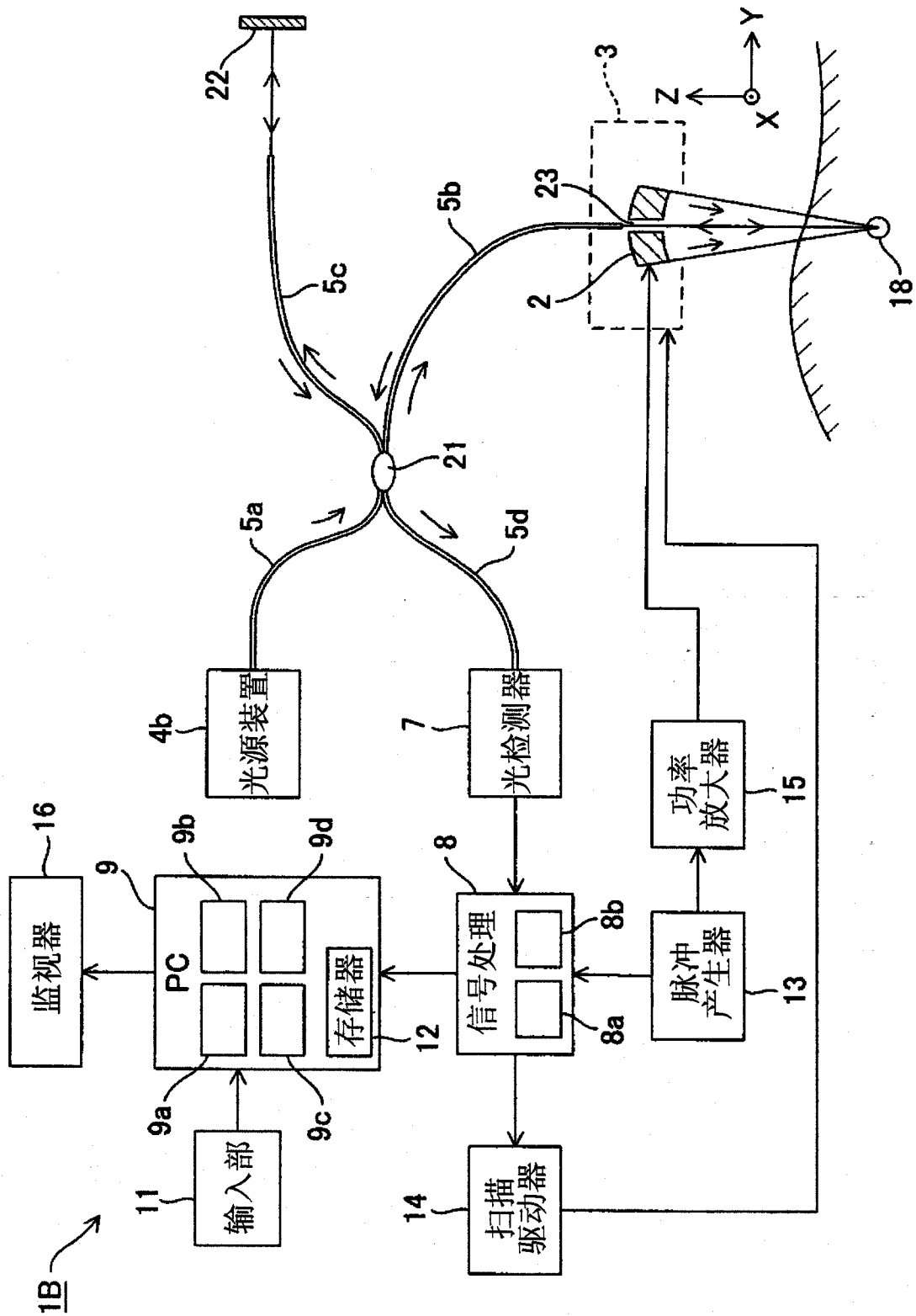


图 5

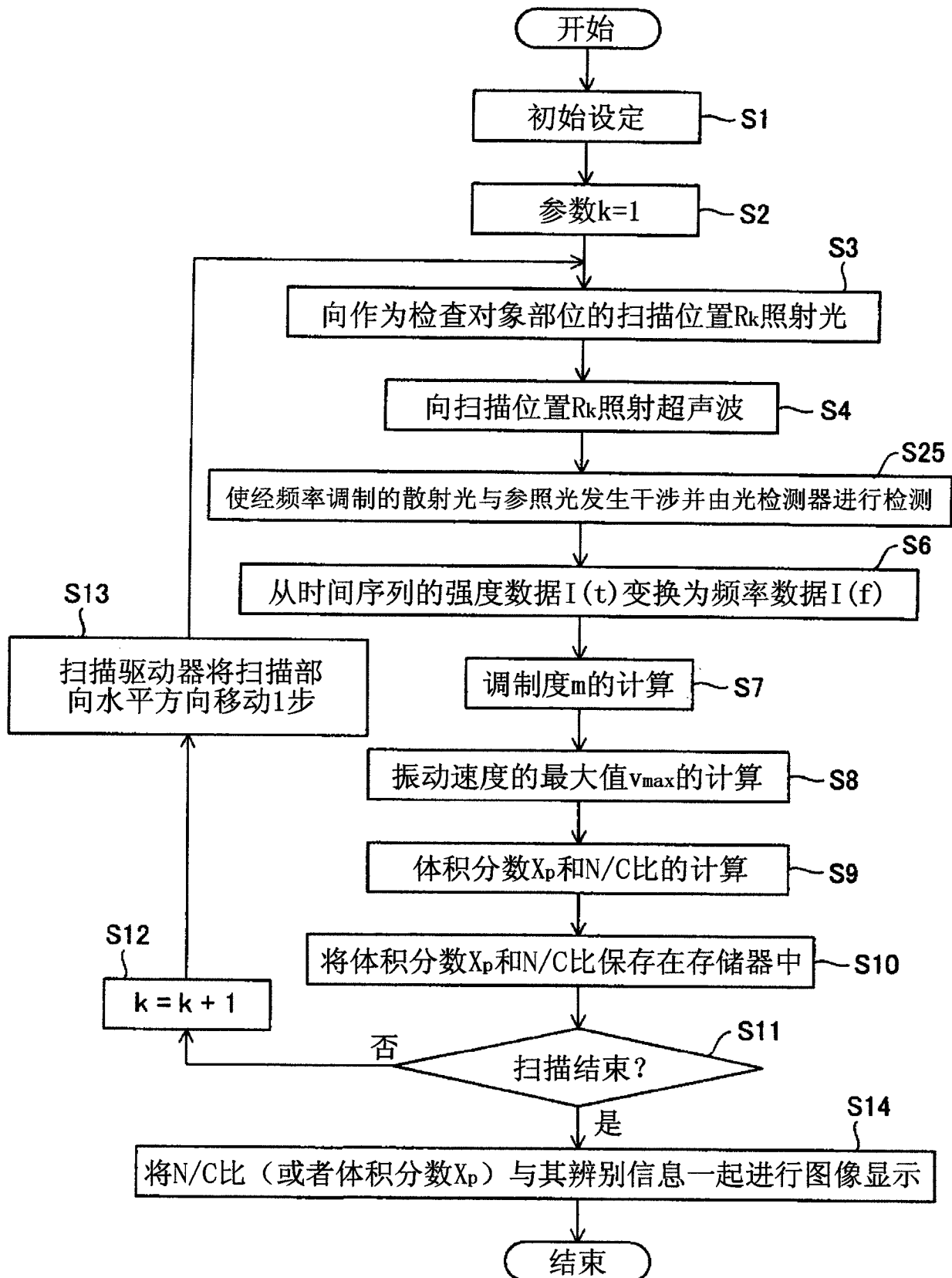


图 6

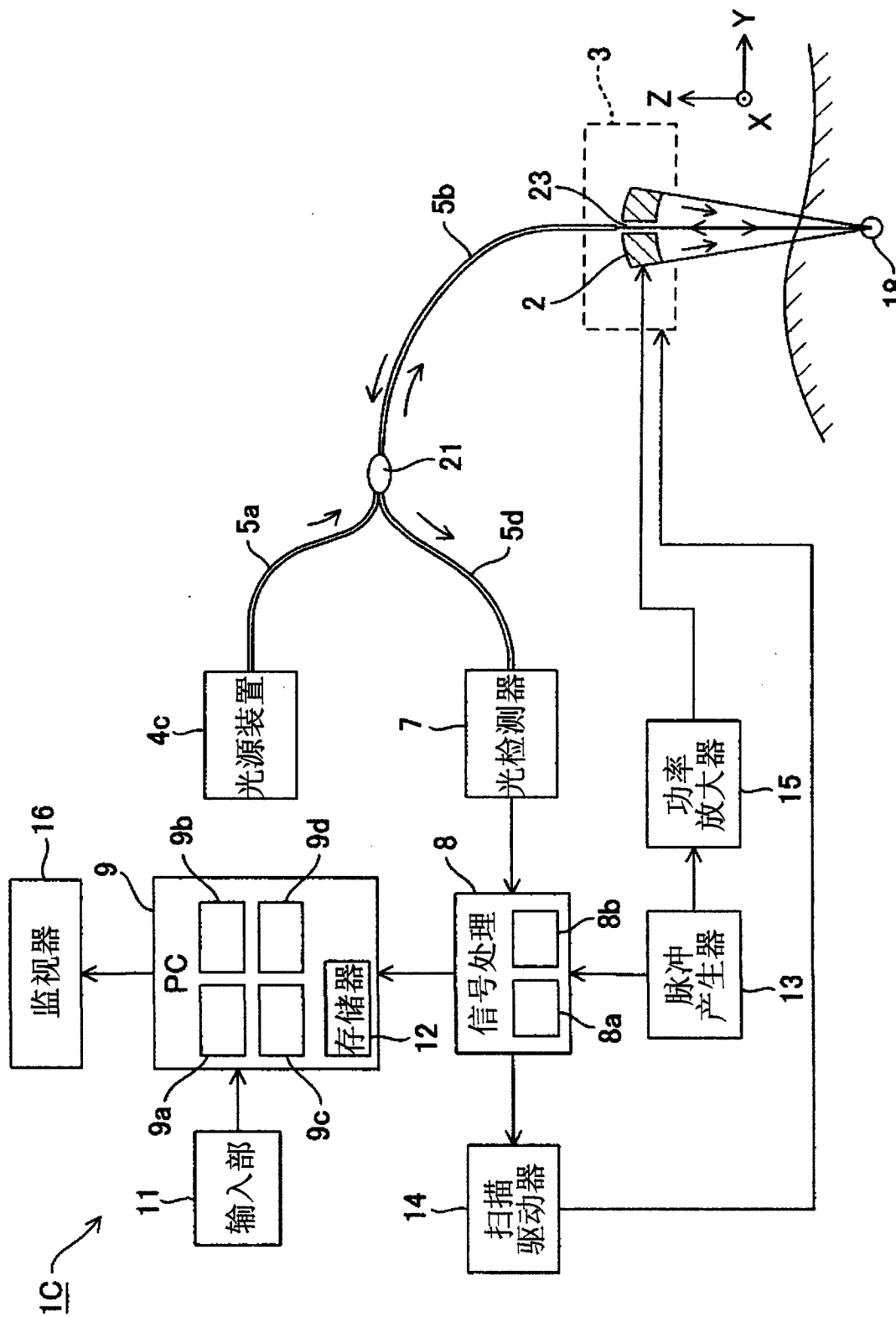


图 7

专利名称(译)	被检体信息分析装置以及被检体信息分析方法		
公开(公告)号	CN102439418B	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	CN201080007931.4	申请日	2010-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	印南岳晴 五十岚诚		
发明人	印南岳晴 五十岚诚		
IPC分类号	G01N21/17 A61B8/08 A61B10/00 G01N29/00		
CPC分类号	G01N21/49 A61B5/06 A61B5/7257 G01N21/1717 A61B5/0059 A61B5/0097 A61B8/0833 G01N29/2418		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	任晓峰		
优先权	2009141414 2009-06-12 JP		
其他公开文献	CN102439418A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

被检体信息分析装置具有：光检测器，其从被照射第一频率的超声波的被检体中的检查对象部位接收作为对于第二频率的照射光的散射光的经频率调制的光；信息提取部，其提取经频率调制的光中的频移了第一频率的整数倍的特定频率的信息；以及特征信息生成部，其根据所提取的特定频率的信息来生成与构成检查对象部位的结构组织的组成比率有关的特征信息。

