



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037632 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610187010.X

(22)申请日 2016.03.29

(30)优先权数据

2015-076149 2015.04.02 JP

(71)申请人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 古川幸生 浅尾恭史

(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 周博俊

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 3/10(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

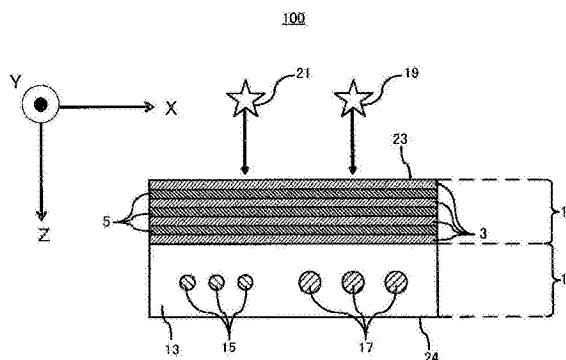
权利要求书1页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

体模

(57)摘要

本公开涉及一种体模,该用于评价被检体信息获取装置的体模包括:第一层,该第一层被基于光学相干断层的具有第一中心波长的光和基于光声断层的具有第二中心波长的光中的至少一个照射,该第一层具有拥有第一光散射系数的第一散射区域和与第一散射区域形成第一图案且拥有第二光散射系数的第二散射区域;以及第二层,该第二层与第一层一体化并且具有拥有第一光吸收系数的第一吸收区域和与第一光吸收区域形成第二图案且拥有第二光吸收系数的第二吸收区域。



1. 一种用于评价被检体信息获取装置的特性的体模,所述被检体信息获取装置具有光学相干断层功能和光声断层功能中的至少一个,其特征在于,所述体模包括:

第一层,所述第一层被基于光学相干断层功能的具有第一中心波长的光和基于光声断层功能的具有第二中心波长的光中的至少一个照射,并且所述第一层具有拥有第一光散射系数的第一光散射区域以及与第一光散射区域形成预定的第一图案且拥有与第一光散射系数不同的第二光散射系数的第二光散射区域;和

第二层,所述第二层与所述第一层一体化并且具有拥有第一光吸收系数的第一光吸收区域以及与第一光吸收区域形成预定的第二图案且拥有与第一光吸收系数不同的第二光吸收系数的第二光吸收区域。

2. 根据权利要求1所述的体模,其中,第二光吸收区域的光散射系数与第一光散射区域的光散射系数大致相同。

3. 根据权利要求1所述的体模,其中,所述第一层是通过层叠第一光散射区域和第二光散射区域形成的。

4. 根据权利要求1所述的体模,其中,第二光散射区域被嵌入第一光散射区域中。

5. 根据权利要求1所述的体模,其中,第二光吸收区域被嵌入第一光吸收区域中。

6. 根据权利要求4所述的体模,其中,多个第二光散射区域在与第一层的厚度方向大致正交的方向上以大致相等的间隔被设置。

7. 根据权利要求1所述的体模,其中,多个第二光吸收区域在与第二层的厚度方向大致正交的方向上以大致相等的间隔被设置。

8. 根据权利要求1所述的体模,其中,多个第二光吸收区域沿第二层的厚度方向以大致相等的间隔被设置。

9. 根据权利要求1~8中的任一项所述的体模,其中,

第一光散射区域与第一光吸收区域接触,以及,

当 Z_1 表示第一光散射区域的声学阻抗且 Z_3 表示第一光吸收区域的声学阻抗时, Z_1 和 Z_3 满足 $|(Z_1-Z_3)/(Z_1+Z_3)| \leq 0.05$ 。

10. 根据权利要求3所述的体模,其中,当 Z_1 和 Z_2 分别表示第一光散射区域和第二光散射区域的声学阻抗时, Z_1 和 Z_2 满足 $|(Z_1-Z_2)/(Z_1+Z_2)| \leq 0.05$ 。

11. 根据权利要求1~8中的任一项所述的体模,其中,

第一光散射区域与第一光吸收区域接触,以及

当 n_1 和 n_3 分别表示第一光散射区域的折射率和第一光吸收区域的折射率时, n_1 和 n_3 满足 $\{(n_1-n_3)/(n_1+n_3)\}^2 \leq 0.00001$ 。

12. 根据权利要求3所述的体模,其中,

当 n_1 和 n_2 分别是第一光散射区域的折射率和第二光散射区域的折射率时, n_1 和 n_2 满足 $\{(n_1-n_2)/(n_1+n_2)\}^2 \leq 0.00001$ 。

体模

技术领域

[0001] 本发明涉及用于具有光学相干断层功能和光声断层功能中的至少一个的装置的特性评价的体模(phantom)。

背景技术

[0002] 光学相干断层(OCT)被已知为用于非破坏性地获取活体组织(诸如皮肤和眼睛的视网膜)的断层图像的方法,并且已进入实用一段时间。在OCT中,光束使用偏转器二维地扫描视网膜,反射光和背散射光被测量,由此获取包含通过干涉计获取的侵入(垂直)方向上的信息的三维试验图像。

[0003] 另一已知的用于非破坏性地获取断层图像的方法是光声断层(PAT)。在PAT中,从光源产生的脉冲光照射到被检体上,从吸收在被检体内传播和扩散的脉冲光的能量的组织产生的声波被检测。这种产生光声波的现象被称为“光声效应”,通过光声效应产生的声波被称为“光声波”。诸如肿瘤和血管的试验部位常常相对于周边组织具有高的光能量吸收率,由此,这种部位与周边组织相比吸收更多的光并且瞬时膨胀。在该膨胀期间产生的光声波被探测器接收,由此获取电信号。通过数学分析和处理该电信号,可以获取代表通过光声效应在被检体内产生的光声波的声压分布的图像(以下,称为“PAT图像”或“光声图像”)。基于以这种方式获取的光声图像,可以获取被检体内的光学特性分布,特别是光学吸收系数分布。关于被检体内的光学特性分布(特别是光学吸收系数分布)的信息还可被用于诸如包含于血液中的葡萄糖和血红蛋白之类的被检体中的特定物质的定量的测量。

[0004] OCT适于重构光散射分布的图像,PAT适于重构光吸收分布的图像。同时测量活体中的这种不同的信息具有医学意义,在美国专利申请公开No.2012/0320368中公开了这种被检体信息获取装置。该文件公开了通过向测量目标(被检体)照射光以及检测其背散射光来获取OCT图像,以及通过检测通过照射光产生的光声波获取光声图像。

[0005] 为了理解被检体信息获取装置的特性,通常使用被称为“体模”的模拟活体的结构来评价被检体信息装置的特性,诸如分辨率。日本专利申请公开No.2011-235084公开了用于OCT的体模的例子。

发明内容

[0006] 为了评价具有OCT功能和PAT功能两者的被检体信息获取装置的特性,首先使用在日本专利申请公开No.2011-235084中公开的体模来评价与OCT的测量精度有关的特性。然后,使用专用于PAT装置的体模来评价与PAT的测量精度有关的特性。

[0007] 在这种情况下,可以检测两种特性,但是,由于体模针对各测量被交换,因此体模的位置可能偏移。作为结果,OCT图像和光声图像不能精确地重叠。此外,在一些情况下,当OCT装置和PAT装置被一体化时,可能出现机械误差。这种机械误差变为OCT图像和光声图像不能精确重叠的一个原因。此外,难以辩明OCT图像和光声图像不能精确重叠的原因是由于上述的误差、由于体模的交换或由于两者。即使已知误差和体模交换均是原因,各因素对

OCT图像和光声图像的偏移的贡献的比率也不能被确定。因此,如果分别使用单独的体模来评价特性,那么,由于以上的原因,校准精度仍受到限制。

[0008] 鉴于以上情况,本发明的目的是,提供可精确地校准具有OCT功能和PAT功能中的至少一个的被检体信息获取装置的体模。

[0009] 本发明在其一个方面中提供一种用于评价具有光学相干断层功能和光声断层功能中的至少一个的被检体信息获取装置的特性的体模,该体模包括:第一层,该第一层被基于光学相干断层功能的具有第一中心波长的光和基于光声断层功能的具有第二中心波长的光中的至少一个照射,该第一层具有拥有第一光散射系数的第一光散射区域和与第一光散射区域形成预定的第一图案且具有与第一光散射系数不同的第二光散射系数的第二光散射区域;以及第二层,该第二层与第一层一体化并且具有拥有第一光吸收系数的第一光吸收区域和与第一光吸收区域形成预定的第二图案且拥有与第一光吸收系数不同的第二光吸收系数的第二光吸收区域。

[0010] 如上所述,根据本发明,可以提供可以精确地校准具有OCT功能和PAT功能中的至少一个的被检体信息获取装置的体模。

[0011] 根据以下结合附图对示例性实施例的描述,本发明的其它特征将变得清晰。

附图说明

[0012] 图1是示出根据本发明的体模的例子1的断面图;

[0013] 图2是示出根据本发明的体模的例子2的断面图;

[0014] 图3是示出根据本发明的体模的例子3的断面图;

[0015] 图4是示出根据本发明的例子4的被检体信息获取装置的框图;

[0016] 图5是分辨率图;

[0017] 图6是示出使用本发明的体模的情况下的校准处理的流程图;

[0018] 图7是示出图6中的流程图中的步骤S13之后的步骤的流程图。

具体实施方式

[0019] 现在将参照附图详细描述本发明的实施例。相同的构成要素由相同的附图标记表示,并且其重复的描述被省略。本文以下描述的详细的计算式和计算过程等应根据应用本发明的装置的配置和各种条件适当地改变,并且并不意在将本发明的范围限于以下的描述。

[0020] 被检体信息获取装置包括利用光声效应的装置,该装置向被检体照射诸如近红外线的光(电磁波)、接收由此在被检体内产生的声波并且获取被检体信息作为图像数据(也被称为“图像信号”)。

[0021] 在以这种方式利用该光声效应的装置的情况下,要被获取的被检体信息的例子是:通过照射光产生的声波的产生源分布;被检体内的初始声压分布;从初始声压分布导出的光能量吸收密度分布或吸收系数分布;和构成组织的物质的浓度分布。物质的浓度分布为例如氧饱和度分布、总血红蛋白浓度分布和氧化/还原血红蛋白分布。

[0022] 可以获取作为多个位置处的被检体信息的特性信息作为二维或三维特性分布。可以产生特性分布作为代表被检体内的特性信息的图像数据。

[0023] 在本发明中,“声波”通常指的是超声波,并且包括称为“音波”和“超声波”的弹性波。通过光声效应产生的声波被称为“光声波”或“光致超声波”。声学检测器(例如,探测器(也被称为“换能器”))接收在被检体内产生或反射的声波。

[0024] 利用光学装置的被检体信息获取装置的其它例子是:前部照相机、眼底照相机和扫描激光检眼镜(SLO)。基于具体利用多波长光波干涉的光学相干断层(OCT)的光学相干断层装置(光学相干断层计)是可以以高分辨率获取被检体的断层图像的装置。

[0025] 基于OCT的光学相干断层装置是向样品照射作为低相干光的测量光并且使用干涉系统来测量从样品背散射的光的装置。基于OCT的光学相干断层装置被广泛用于视网膜等的眼科诊断,这是因为可以以高分辨率对将被用于检查的视网膜的断层图像进行成像。此外,OCT装置还被广泛用于后续观察,以密切监视术后状况和眼睛疾病的进展。

[0026] 图5表示分辨率图。作为用于评价作为拍摄二维表面的图像的光学系统(诸如照相机)的特性的分辨率(水平分辨率)(特性评价)的方法,以下方法是已知的。例如,拍摄具有图5所示的图案的分辨率图501。然后,测量与浓度对应的亮度。由此,计算调制传递函数(MTF)和对比度传递函数(CTF)以评价系统的分辨率。本发明不限于此,并且可以评价对比度而不是亮度。

[0027] 分辨率图通常具有从低频率变为超过在理论上从原始设计获取的系统的分辨率的高频率的图案。与各浓度范围(亮度)中的具有不同灰度的各情况对应,图案的浓度(亮度)包括零(白色)、最大浓度(黑色)、零和半色调的组合(灰色)以及半色调和最大浓度的组合等。

[0028] <例子1>

[0029] 图1是示出根据本发明的实施例的体模的例子1的断面图。例子1的体模100基本上由用于评价OCT的分辨率的结构1(以下被称为“结构1”)和用于评价PAT的分辨率的结构11(以下被称为“结构11”)构成。用于OCT的照射光21(以下被称为“光21”)和用于PAT的照射光19(以下被称为“光19”)在图1中的箭头方向(Z方向)上被照射到体模100的主面23。Z方向是体模的厚度方向,这对于其它例子来说是相同的。

[0030] 将首先描述作为第一层的结构1的构成。随着基于体模100内的光21的反射光和背散射光的强度增大,通过OCT获取的图像的亮度增大。因此,当光散射体以适当的浓度存在于被检体的预定区域中时,通过OCT获取的图像具有为非零值的亮度。在结构1中,光散射系数相对小的光散射区域3和光散射系数相对大的光散射区域5在Z轴方向上被交替层叠。由此可以获取如图5中的分辨率图中所示的Z方向上的断层图像。

[0031] 光散射区域3具有第一微粒以希望的浓度分散在第一透明介质中的结构,光散射区域5具有第二微粒以希望的浓度分散在第二透明介质中的结构。第一和第二透明介质分别相对于光21的中心波长 λ_{OCT} 和光19的中心波长 λ_{PAT} 具有90%或更高的透过率。光散射区域3和5是如下分别形成的:通过制备光硬化材料(例如,通过UV硬化树脂)、分散具有与光硬化材料不同的折射率的微粒、由此形成薄膜以及然后使膜硬化。可使用分散剂形成光散射区域3和5,以使得第一和第二微粒不凝集或析出。

[0032] 优选第一和第二微粒的微粒直径为中心波长 λ_{OCT} 或更大并且比光散射区域3和5的厚度小。如果第一和第二微粒的微粒直径明显比光21的中心波长 λ_{OCT} 小,则不以希望的强度产生散射,如果第一和第二微粒的微粒直径比光散射区域3和5的厚度大,则层的边界不变

为均匀的面(或曲面)。第一和第二微粒的材料具有与第一和第二透明介质的折射率不同的折射率,并且可以是胶乳、硅石微粒或氧化钛微粒等。根据实际皮肤细胞的特性等,第一和第二微粒的至少微粒尺寸或材料(折射率)可以相同或者可以不同。

[0033] 如果第一和第二微粒的浓度太低,那么将被获取的图像的S/N劣化,如果第一和第二微粒的浓度太高,那么光21的侵入深度减小。第一和第二微粒的微粒直径影响通过OCT获取的图像信号的信号强度。因此,优选第一和第二微粒的浓度被调整,从而使得在观察实际皮肤时获取的图像信号的信号强度和通过由OCT测量体模100获取的图像信号的信号强度变得大致相同。为了评价对比度最大的情况下的分辨率,光散射区域3的微粒浓度可被控制为零。在这种情况下,光散射区域3中的光透过率变为90%或更大。

[0034] 如果光散射区域3与光散射区域5之间的边界表面上的光的反射率太高,则在该边界表面上反射的反射光的强度变得太强。结果,该边界表面周围的区域的图像不能被清楚地重构。在这种情况下,第一和第二透明介质应以相同的方式被重构,使得第一透明介质的折射率与第二透明介质的折射率之间的差值(折射率差)变得接近零。然后,边界表面上的光的反射可减少。这是由于光的反射主要是基于折射率差产生的。第一微粒的成分和尺寸可以与第二微粒的成分和尺寸不同。在这种情况下,根据第一和第二透明介质的分子结构的不同,第一和第二微粒可以是不同的微粒,使得第一和第二微粒可很好地分散在第一和第二透明介质中。在这种情况下,为了使光散射区域3与光散射区域5之间的边界表面上的反射率最小化,优选如下地选择第一和第二微粒。优选选择第一和第二透明介质的材料以使得光散射区域3的折射率 n_1 与光散射区域5的折射率 n_2 之间的差值被最小化。基于光21从光散射区域3和5传播的反射光或背散射光的强度优选地具有与当光21照射到人皮肤时传播的反射光或背散射光的强度类似的值。换句话说,优选第一和第二微粒的浓度值满足该条件。如果第一和第二微粒的浓度值被设定为满足以上的条件,那么(反射光或背散射光的强度)/(光21的强度)的值变为约 10^{-5} 。因此,优选光散射区域3与光散射区域5之间的边界表面上的反射率比该值 10^{-5} 小。这意味着第一和第二透明介质的材料优选地被选择以满足下式(1):

$$[0035] \quad \{(n_1 - n_2) / (n_1 + n_2)\}^2 \leq 0.00001 \dots (1)$$

[0036] 这里, n_1 表示光散射区域3的折射率 n_1 , n_2 表示光散射区域5的折射率 n_2 。换句话说,第一和第二透明介质可由折射率差($|n_1 - n_2|$)变为0.63%或更小的材料构成。在通过OCT以这种方式获取的重构的图像中,光散射区域3与光散射区域5之间的边界表面上的正反射光(regular reflected light)的负面影响减小,并且噪声成分已被减小。这是由于通过OCT以这种方式获取的重构的图像已仅通过来自各光散射区域的背散射光产生。

[0037] 形成光散射区域3的透明介质的材料和形成光吸收区域13的透明介质的材料可被选择以满足下式(2):

$$[0038] \quad \{(n_1 - n_3) / (n_1 + n_3)\}^2 \leq 0.00001 \dots (2)$$

[0039] 这里, n_1 表示光散射区域3的折射率 n_1 , n_3 表示光吸收区域13的折射率 n_3 。

[0040] 形成光散射区域5的透明介质的材料和形成光吸收区域13的透明介质的材料可被选择以满足下式(3):

$$[0041] \quad \{(n_3 - n_2) / (n_3 + n_2)\}^2 \leq 0.00001 \dots (3)$$

[0042] 这里, n_2 表示光散射区域5的折射率 n_2 , n_3 表示光吸收区域13的折射率 n_3 。

[0043] 下面将描述作为第二层的结构11的配置。为了评价作为一个测量精度指标的分辨率,在PAT测量中,向作为结构1的光照射表面23的体模100的光照射表面23照射光19。光19透过结构1并到达结构11。在结构11中,到达的光19被光吸收区域15和17吸收,并且光吸收区域15和17热膨胀,由此产生声波。该声波可在光散射区域3与光散射区域5之间的边界表面上被反射。声波的这种反射减小由换能器接收的声波的强度,或者由于多次反射而在通过图像重构获取的光声图像上产生幻像(ghost image)。因此,优选光散射区域3和光散射区域5的声学阻抗值相等。此外,光散射区域3和光散射区域5之间的边界表面上的声波的反射率可被设定为5%或更小。从而声波的反射对光声图像的影响可基本上被忽略。这里,考虑第一透明介质和第一微粒的体积的平均声学阻抗(即光散射区域3的声学阻抗)被定义为声学阻抗 Z_1 。考虑第二透明介质和第二微粒的体积的平均声学阻抗(即光散射区域5的声学阻抗)被定义为声学阻抗 Z_2 。对于声学阻抗值 Z_1 和 Z_2 ,优选第一和第二透明介质和微粒的材料被选择为满足下式(4):

$$[(Z_1 - Z_2) / (Z_1 + Z_2)] \leq 0.05 \dots (4)$$

[0045] 这里, Z_1 和 Z_2 表示声学阻抗值 Z_1 和 Z_2 。由此,结构1中的声波的反射对光声图像的负面影响可被减小。

[0046] 当存在于被检体(在这种情况下,为体模100)内的光吸收区域的光吸收系数较大时,在通过被检体信息获取装置的光声测量中获取的光声图像的亮度较高。光声测量也被称为“光声断层(PAT)测量”。当在体模100内的要被成像的区域(感兴趣的区域)内存在具有适当浓度的光吸收体的光吸收区域时,光声图像的亮度具有特定值。具有已知的规则图案的光吸收体分布在结构11内。由此可获取与图5所示的分辨率图对应的断层图像。因此,在结构11中,具有适当浓度的光吸收区域15和17以事先已知的图案被嵌入。结构11由具有小的光吸收系数的光吸收区域13以及具有大的光吸收系数的光吸收区域15和光吸收区域17构成。光吸收区域15和17可以均为球体,在这种情况下,它们在与分辨率图对应的断层图像中的形状均为大致盘状。光吸收区域15和17可以均为圆柱状,在这种情况下,它们在与分辨率图对应的断层图像中的形状均为短边在X方向上且长边在Y方向上的大致矩形。在图1中,三个光吸收区域15沿X方向以大致相等的间隔被设置,该X方向是体模100的一个主面方向(与体模100的厚度方向大致正交的方向)。这对于光吸收区域17是相同的。体模100的主面23是其中法线方向是Z方向的光照射表面。体模100的后表面24是大致与主面23平行的面。这里设置的光吸收区域15的数量为三个,但该数量可以为一个、两个或更多个。

[0047] 光吸收区域13由其中以希望的浓度分散第一光吸收体的第三透明介质构成。光吸收区域15和光吸收区域17由其中以与希望的浓度分散且尺寸相互不同的第二光吸收体的第四透明介质构成。为了使光19更加均匀地到达光吸收区域15和17,优选通过以适当的浓度分散第三微粒来形成光吸收区域13。第三和第四透明介质相对于用于光声测量的光源的中心波长 λ_{PAT} 具有90%或更大的透过率。这里,通过在折射率与微粒不同的诸如UV硬化树脂(第三和第四透明介质)的光硬化材料中分散光吸收体(例如,染料)和微粒并然后使该光硬化材料硬化,来形成光吸收区域13、15和17。在这种情况下,可对光吸收区域13、15和17使用分散剂,使得光吸收体和微粒不凝集或析出。除了UV硬化树脂以外,第三和第四透明介质由聚氨酯或PVA(聚乙烯醇)等构成。分散在第三和第四透明介质中的微粒由例如胶乳、硅石微粒或氧化钛微粒等构成。光吸收区域15和17可形成为嵌入光吸收区域13中。

[0048] 如果光吸收区域15和17中的光吸收体的浓度太低,那么待被获取的图像的S/N劣化,如果光吸收区域13中的光吸收体的浓度太高,那么光19的侵入深度减小。因此,优选调整这些浓度值,使得当通过光声测量来测量实际人类皮肤时获取的重构图像信号的信号强度与通过由光声测量来测量体模100获取的图像信号的信号强度变得大致相同。在这种情况下,光吸收区域13的光吸收系数可被调整为与活体的脂肪层的光吸收系数相近,光吸收区域15和17的光吸收系数可被调整为与活体的血液的光吸收系数相近。光吸收区域13中的光吸收体的浓度可被设定为实质上为零。在这种情况下,光吸收区域13中的光19的透过率变为90%或更大。以这种方式制造的体模可评价当对比度处于最大值时的分辨率(特性)。

[0049] 通过结构1与结构11的接触形成的边界表面在一些情况下会反射光21,并且此时的反射光负面地影响OCT图像。此外,该边界表面在一些情况下还会反射在光声测量期间产生的声波,并且此时反射的声波负面地影响光声图像。因此,优选选择构成光吸收区域13的第三透明介质和第一透明介质的材料为满足下式(5):

$$[0050] \quad \{(n_1 - n_3) / (n_1 + n_3)\}^2 \leq 0.00001 \dots (5)$$

[0051] 这里, n_1 表示第一透明介质的折射率 n_1 , n_3 表示第三透明介质的折射率 n_3 。第三透明介质和第一透明介质的材料还可被选择为使得折射率 n_1 和第三折射率 n_3 变得大致相等。

[0052] 光吸收区域13的声学阻抗 Z_3 可大致与光散射区域3的声学阻抗 Z_1 相等。否则,可以满足下式(6):

$$[0053] \quad |(Z_1 - Z_3) / (Z_1 + Z_3)| \leq 0.05 \dots (6)$$

[0054] 这里, Z_1 表示光散射区域3的声学阻抗 Z_1 , Z_3 表示光吸收区域13的声学阻抗 Z_3 。由此,可以防止边界表面上的声波的反射,并且可以减小反射声波对光声图像的负面影响。

[0055] 本发明不限于此,并且相同的概念可被应用于光散射区域5和光吸收区域13被层叠以相互接触的情况。换句话说,光吸收区域13的声学阻抗 Z_3 可与光散射区域5的声学阻抗 Z_2 大致相等。否则,可以满足下式(7):

$$[0056] \quad |(Z_2 - Z_3) / (Z_2 + Z_3)| \leq 0.05 \dots (7)$$

[0057] 这里, Z_2 表示光散射区域5的声学阻抗 Z_2 , Z_3 表示光吸收区域13的声学阻抗 Z_3 。由此,可以防止光散射区域5与光吸收区域13之间的边界表面上的声波的反射,并且,可以减小反射声波对光声图像的负面影响。

[0058] 光散射区域3与光吸收区域13之间的光散射系数的差值超过一定值使得在OCT图像中出现由于结构1和结构11的边界表面导致的图像。如果由于边界表面导致的图像被有意显示,那么该差值应被设定为特定值或更大值。另一方面,如果由于边界表面导致的图像不被有意显示,那么该差值可被设定为实质上为零。

[0059] 如果使用如上面描述的那样配置的体模100,那么当执行OCT测量和PAT测量时,不需要交换体模。因此,当不能精确地层叠通过由OCT和PAT测量体模100获取的OCT图像和PAT图像时,其原因限于当一体化OCT装置和PAT装置时产生的机械误差。这意味着可通过对具有OCT功能和PAT功能的被检体信息获取装置执行机械或基于软件的调整来校准该被检体信息获取装置。本发明不限于此,本发明的体模还可被用于校准单独地具有OCT功能或PAT功能的被检体信息获取装置。

[0060] 通过使用如上面描述的那样配置的体模100来执行OCT测量和PAT测量,可以在不导致体模100的位置偏移的情况下、测量被检体信息获取装置的用于OCT测量的垂直方向(Z

方向)上的分辨率和用于PAT测量的水平方向(X方向)上的分辨率。因此,可对被检体信息获取装置执行机械或基于软件的调整。这意味着可针对用于OCT测量的垂直方向(Z方向)上的分辨率和用于PAT测量的水平方向(X方向)上的分辨率精确地校准具有OCT功能和PAT功能中的至少一个的被检体信息获取装置。

[0061] <例子2>

[0062] 图2是示出根据本发明的实施例的体模的例子2的断面图。与图1相同的构成要素由相同的编号表示,并且省略其描述。与例子1类似的构成要素由在第二和第三数位上具有与例子1相同的号码的200系列的号码表示,并且除非必要,否则省略其描述。在被检体信息获取装置的功能中,例子2的体模200与例子1的体模100之间的不同在于:用于评价PAT功能的分辨率的结构211被配置为使得垂直方向(Z方向)上的分辨率可被测量。体模200由层叠的用于评价OCT功能的分辨率的结构1和用于评价PAT功能的分辨率的结构211构成。结构211在光吸收区域13中具有光吸收区域215和光吸收区域217。光吸收区域215以相等的间隔在Z方向上被设置。光吸收区域217也以相同方式被设置。这些光吸收区域215和217的布置与例子1中的光吸收区域15和17的布置不同。光吸收区域215的成分和光吸收区域217的成分分别与光吸收区域15和17的成分相同。

[0063] 如例子1那样,在Z方向上向着体模200的主面23(即,向着结构1的主面23)照射光19和光21。

[0064] 使用如上面描述的那样配置的体模200,测量OCT功能的垂直方向(Z方向)上的分辨率和PAT功能的垂直方向(Z方向)上的分辨率。通过使用这些测量结果,可对具有OCT功能和PAT功能中的至少一个的被检体信息获取装置精确地校准OCT功能的垂直方向(Z方向)上的分辨率和PAT功能的垂直方向(Z方向)上的分辨率。将在例子4中描述其具体的校准方法。

[0065] <例子3>

[0066] 图3是示出根据本发明的实施例的体模的例子3的断面图,这里,与图1相同的构成要素由相同的编号表示,并且省略其描述。与例子1类似的构成要素由在第二和第三数位上具有与例子1相同的号码的300系列的号码表示,并且除非必要,否则省略其描述。在被检体信息获取装置的功能中,例子3的体模300与例子1的体模100之间的不同在于:用于评价OCT功能的分辨率的结构301被配置为使得水平方向(X方向)上的分辨率可被测量。体模300由层叠的用于评价OCT功能的分辨率的结构301和用于评价PAT功能的分辨率的结构11构成。结构301具有光散射区域307、309和313。

[0067] 光散射区域309以相等的间隔在X方向上被设置。这里的“间隔”指的是光散射区域309之间的距离。光散射区域313也以相同方式被设置。这些光散射区域309和313的布置与例子1中的光散射区域3和5的布置不同。光散射区域307的组成与例子1的光散射区域3的组成相同。光散射区域309的组成和光散射区域313的组成与例子1的光散射区域5的组成相同。光散射区域309和313可被嵌入光散射区域307中。但是,本发明不限于此,并且各组成可根据测量要求适当地改变。

[0068] 如例子1中的那样,向着体模300的主面23(即,向着结构301的主面23)照射光19和光21。

[0069] 使用如上面描述的那样配置的体模300,测量OCT功能的水平方向(X方向)上的分辨率和PAT功能的水平方向(X方向)上的分辨率。通过使用这些测量结果,可针对具有OCT功

能和PAT功能中的至少一个的被检体信息获取装置精确地校准OCT功能的水平方向(X方向)上的分辨率和PAT功能的水平方向(X方向)上的分辨率。将在例子4中描述其具体的校准方法。

[0070] 例子1、2和3的体模100、200和300具有适于评价具有OCT功能和PAT功能中的至少一个的被检体信息获取装置的分辨率的结构。但是,本发明不限于此,可通过设置例如用于光散射的微粒的浓度值相互不同的多个层,来构成可评价OCT功能的S/N的体模。此外,可通过设置光吸收体的浓度值相互不同的多个区域,来构成可评价PAT功能的S/N的体模。

[0071] 这里,用于评价OCT测量的测量精度(在这种情况下,为分辨率)的结构被设置在体模被光照射的一侧。这是由于,用于光声测量的光19在被检体中的侵入深度比用于OCT测量的光21的侵入深度深。此外,用于评价PAT测量的测量精度的结构被设置在用于评价OCT测量的测量精度的结构的后表面侧,即,在光照射侧的相反侧。各体模由在图1、图2和图3中的Z方向上层叠的、用于评价OCT测量的测量精度的结构和用于评价PAT测量的测量精度的结构构成。但是,本发明不限于此,用于评价PAT测量的测量精度的光吸收区域可被嵌入用于评价OCT测量的测量精度的结构中。体模可以是具有吸收光19并散射光21的单个区域的单个结构。

[0072] <例子4>

[0073] 图4是示出根据本发明的实施例的被检体信息获取装置的例子4的框图,这里,与图1相同的构成要素由相同的编号表示,并且省略其描述。本例子的被检体信息获取装置400(以下被称为“装置400”)具有执行OCT功能的装置403、执行PAT功能的装置405以及一体化和容纳装置403和装置405的壳体407。装置400还具有可在X方向上移动壳体407的X轴台架409、可在Y方向上移动壳体407的Y轴台架411以及连接X轴台架409、Y轴台架411和壳体407的支撑体413。通过该配置,装置403和装置405可使用X轴台架409和Y轴台架411沿XY面二维移动。

[0074] 匹配溶液455填充例子1的体模100与装置403和405之间的空间。匹配溶液455是可在装置403和405与体模100之间传播光和声波的液体,例如为水。容器456由侧壁451和薄膜453构成,并且容器456在由侧壁451和薄膜453创建的空间中保持匹配溶液455。薄膜453由传播光和声波的材料构成。但是,本发明不限于此,用于保持匹配溶液455的容器可具有不能明确地分开侧壁451(侧部)和薄膜453(基部)的形状,诸如碗状。

[0075] 装置403向体模100照射中心波长被设定为850nm的光。该光的波长谱的半宽度被设定为50nm。在这种情况下,通过计算而确定的相干函数的半宽度为约6 μm 。因此,用于评价OCT测量的测量精度(在这种情况下,为分辨率)的结构1的各层的层厚均被设定为6 μm 。

[0076] 装置405具有用于接收来自体模100的声波的中心频率为50MHz的聚焦型换能器。在这种情况下,装置405的分辨率在水平方向(X方向)上约为50 μm 且在垂直方向(Z方向)上约为30 μm ,但这依赖于焦距。因此,设置在用于评价PAT测量的测量精度的结构11中的光吸收区域的间隔被设定为允许评价OCT测量和PAT测量的测量精度(在这种情况下,为分辨率)的间隔。

[0077] 图6是示出针对校准处理使用根据本发明的例子1的体模100的情况下的、根据本发明的例子4的被检体信息获取装置400的校准处理的流程图。当向装置400供给电力时,流程开始。

[0078] 在步骤S1中,体模100被安装在设置在装置400中的被检体载台上,处理前进到步骤S2。在步骤S2中,装置403的发光端移动到首先向体模100照射光的光照射位置,处理前进到步骤S3。在步骤S3中,从装置403的发光端所移动到的光照射位置向体模100的表面照射用于OCT的光。通过该光照射,从体模100的光散射区域3和5产生背散射光,处理前进到步骤S5。在步骤S5中,该背散射光通过光电转换元件等被转换成电信号并且被输出,处理前进到步骤S7。在这种情况下,可针对光电转换元件使用由光电二极管等构成的光电转换电路。在步骤S7中,该电信号通过模拟/数字转换电路从模拟信号被转换成数字信号,通过该转换产生的数字信号被存储在事先设置在装置400中的存储器等中,处理前进到步骤S9。可针对该存储器使用各种存储器,诸如EEPROM、SRAM、DRAM、装置400的外部存储器或内部存储器。

[0079] 在步骤S9中,确定是否已经对所有的光照射位置执行了向存储器的该存储处理。如果确定还没有对所有的光照射位置执行向存储器的存储处理,那么装置403移动到下一光照射位置,并且处理返回到步骤S3。另一方面,如果确定已经对所有的光照射位置执行了向存储器的存储处理,那么处理前进到步骤S11。在步骤S11中,存储在存储器中的数字信号被读取。通过基于读取的数字信号执行图像重构,获取OCT图像信号,处理前进到步骤S13。“图像信号”用于在显示器等上显示图像,并且具有与“图像数据”相同的意思。

[0080] 图7是示出图6的流程图中的步骤S11之后的步骤中的处理的流程图。在步骤S13中,获取的OCT图像信号被存储在设置在装置400中的存储器中,处理前进到步骤S14。在步骤S14中,装置405的发光端移动到首先向体模100照射光的光照射位置,处理前进到步骤S15。在步骤S15中,从装置405的发光端所移动到的光照射位置向体模100的表面照射用于PAT的光。通过这种光照射,从体模100的光吸收区域15和17产生声波,处理前进到步骤S17。在步骤S17中,该声波被换能器等转换成电信号并且被输出,处理前进到步骤S19。在这种情况下,换能器可以由利用压电陶瓷(钛锆酸铅:PZT)的振荡器构成。换能器可由电容型电容微加工超声换能器(CMUT)或利用磁性膜的磁性MUT(MMUT)构成。换能器还可由利用压电薄膜的压电MUT(PMUT)构成。在步骤S19中,该电信号通过模拟/数字转换电路从模拟信号被转换成数字信号,通过该转换产生的数字信号被存储在事先设置在装置400中的存储器等中,处理前进到步骤S21。

[0081] 在步骤S21中,确定是否已经对体模100中的所有的光照射位置执行了向存储器的该存储处理。如果确定还没有对所有的光照射位置执行向存储器的存储处理,那么装置405移动到下一光照射位置,并且处理返回到步骤S15。另一方面,如果确定已经对所有的光照射位置执行了向存储器的存储处理,那么处理前进到步骤S23。在步骤S23中,存储在存储器中的数字信号被读取。通过基于读取的数字信号执行图像重构,获取PAT图像信号,处理前进到步骤S25。在步骤S25中,获取的PAT图像信号被存储在设置在装置400中的存储器中,处理前进到步骤S27。

[0082] 在步骤S27中,在通过PAT和OCT测量体模100之后构成图像时的理想图像信号被读取到装置400,处理前进到步骤S29。理想图像信号可事先存储在装置400中,或者可适当地由用户输入。分别对PAT和OCT设置理想图像信号。在步骤S29中,基于读取的理想图像信号来设定用于对准通过到目前为止的处理获取的OCT图像信号和PAT图像信号,处理前进到步骤S31。这些参数例如为壳体407的尺寸从设计值偏移时的偏移校正。在步骤S31中,基于在步骤S29中设定的参数对装置400的各配置执行机械或基于软件的调整,由此,装

置400被校准,处理流程结束。例如,在这里的步骤S31中使用的机械或基于软件的调整方法可以是以下方法。调整装置400的各配置(装置400的软件和各部分的参数)。然后,再次执行PAT测量和OCT测量。然后,获取图像信号并且将它们与理想图像信号相比较。重复从调整到比较的一系列的处理,直到比较结果落在预定的允许范围内。这些处理可由用户手动执行,或者可以由装置400自动执行。

[0083] 如果使用如上配置的体模100,那么不需要对OCT测量和PAT测量交换体模。因此,当通过由OCT和PAT测量体模100获取的OCT图像和PAT图像不能精确地重叠时,其原因限于在一体化OCT装置和PAT装置时产生的机械误差。这意味着可通过对具有OCT功能和PAT功能的被检体信息获取装置执行机械或基于软件的调整来校准该被检体信息获取装置。还可按相同的方式使用在其它例子中描述的其它体模。

[0084] 本发明的各种特性的实施例不限于上述的例子。例如,根据一个例子的体模的第一层可变为另一例子的第一层,一个例子的第二层可按相同的方式改变。此外,例子1的光吸收区域17可在Z方向上以大致相等的间隔被设置。然后,基于PAT功能的X方向上的分辨率和Y方向上的分辨率可被校准。此外,例子3的光散射区域309可在Z方向上以大致相等的间隔被设置。然后,基于OCT功能的X方向上的分辨率和Y方向上的分辨率可被校准。

[0085] 其它实施例

[0086] 本发明的实施例还可以通过如下的方法来实现,即,通过网络或者各种存储介质将执行上述实施例的功能的软件(程序)提供给系统或装置,该系统或装置的计算机或是中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)读出并执行程序的方法。

[0087] 虽然已参照示例性实施例说明了本发明,但应理解,本发明不限于公开的示例性实施例。所附权利要求的范围应被赋予最宽的解释以包含所有这种修改以及等同的结构和功能。

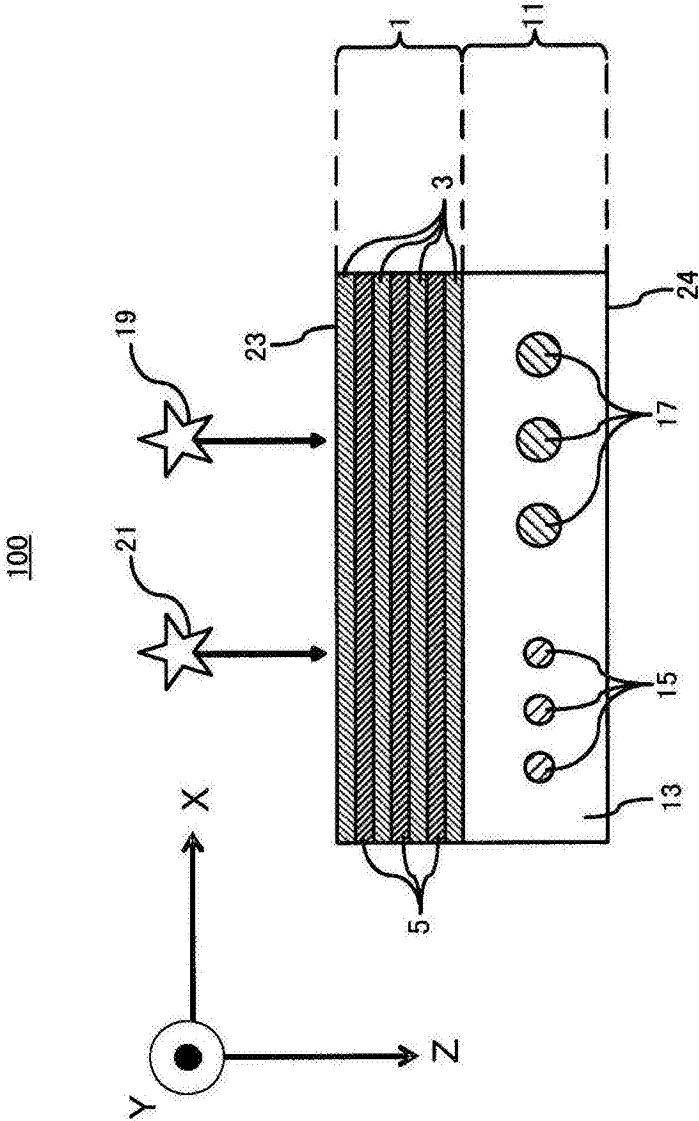


图1

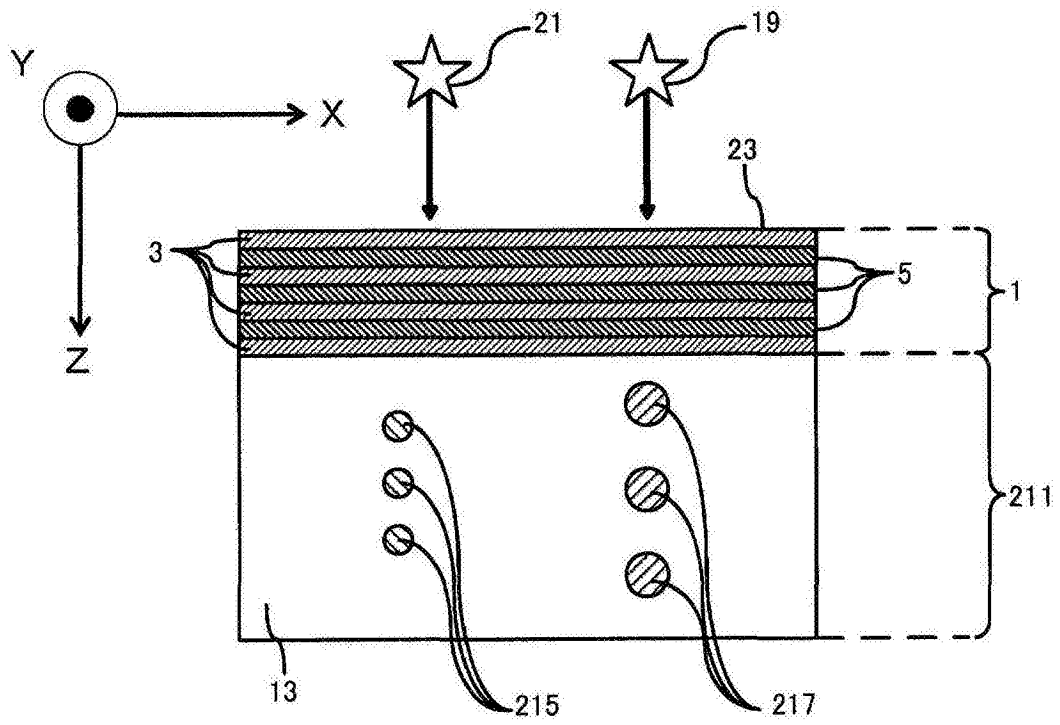
200

图2

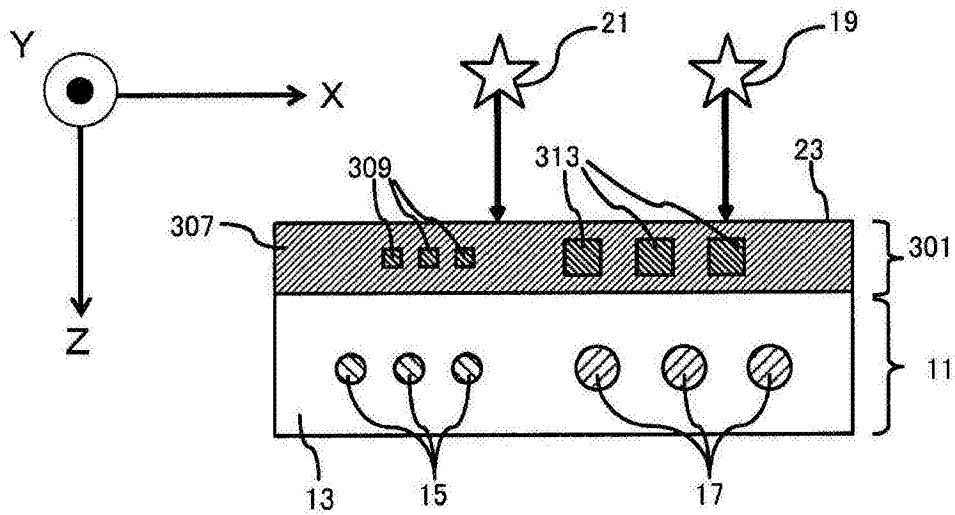
300

图3

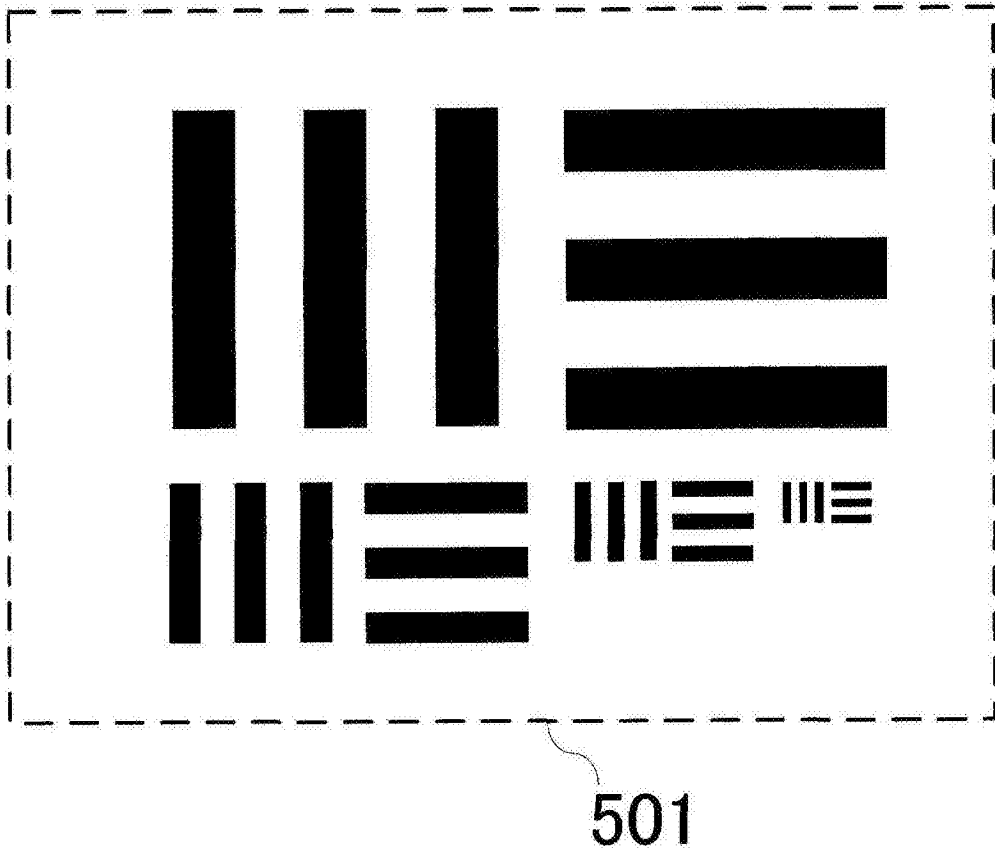


图5

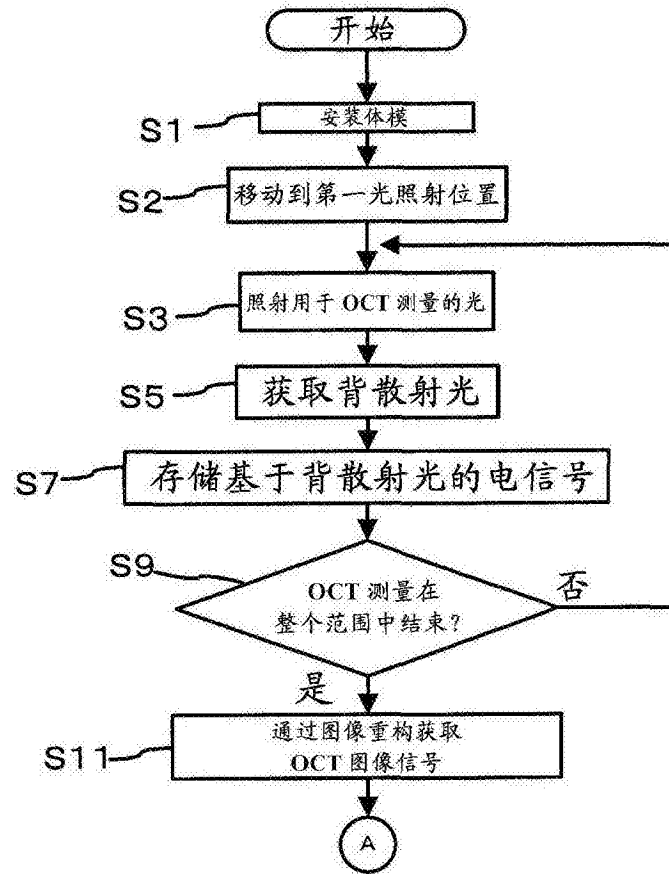


图6

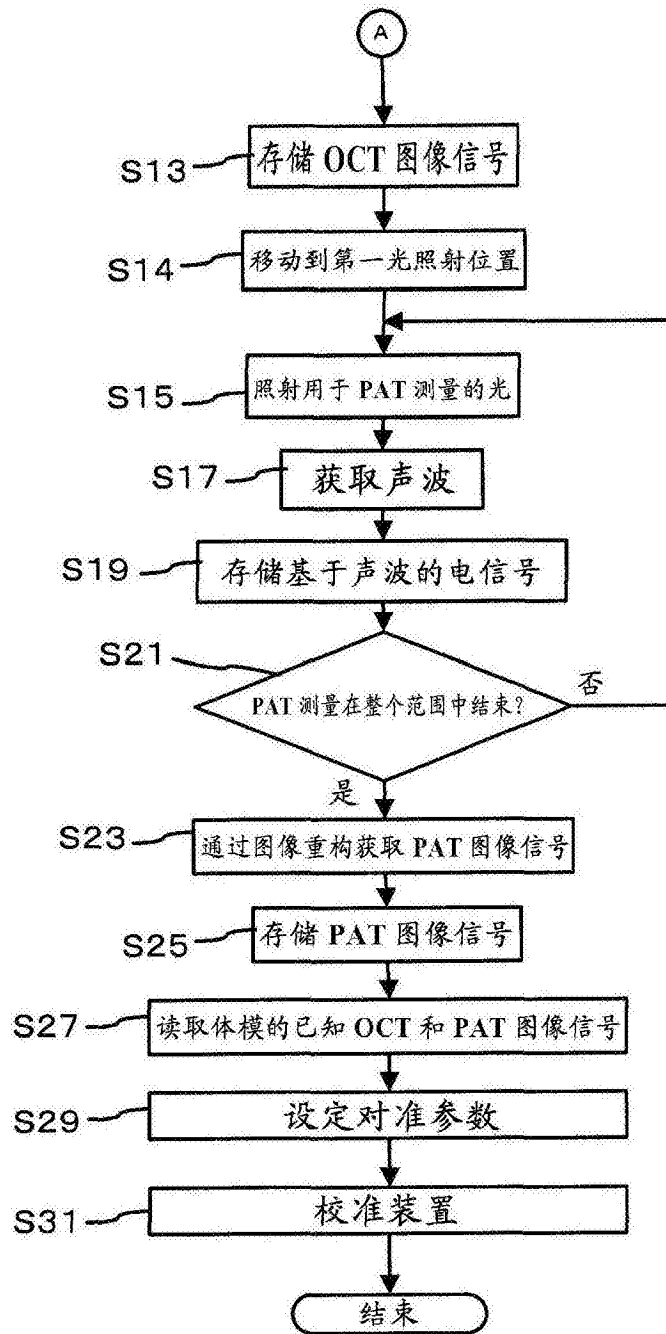


图7

专利名称(译)	体模		
公开(公告)号	CN106037632A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610187010.X	申请日	2016-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	古川幸生 浅尾恭史		
发明人	古川幸生 浅尾恭史		
IPC分类号	A61B5/00 A61B3/10 A61B8/00		
CPC分类号	G02B5/0263 G02B5/003 G02B5/0284 G02B5/0294 A61B5/0066 A61B3/102 A61B5/0095 A61B8/5261 A61B8/587		
优先权	2015076149 2015-04-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种体模，该用于评价被检体信息获取装置的体模包括：第一层，该第一层被基于光学相干断层的具有第一中心波长的光和基于光声断层的具有第二中心波长的光中的至少一个照射，该第一层具有拥有第一光散射系数的第一散射区域和与第一散射区域形成第一图案且拥有第二光散射系数的第二散射区域；以及第二层，该第二层与第一层一体化并且具有拥有第一光吸收系数的第一吸收区域和与第一光吸收区域形成第二图案且拥有第二光吸收系数的第二吸收区域。

