



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102740765 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201180007827. X

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22) 申请日 2011. 01. 31

利商标事务所 11038

代理人 康建忠

(30) 优先权数据

2010-022892 2010. 02. 04 JP

(51) Int. Cl.

2011-010534 2011. 01. 21 JP

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 07. 31

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/052453 2011. 01. 31

(87) PCT申请的公布数据

W02011/096551 EN 2011. 08. 11

(71) 申请人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 大石卓司

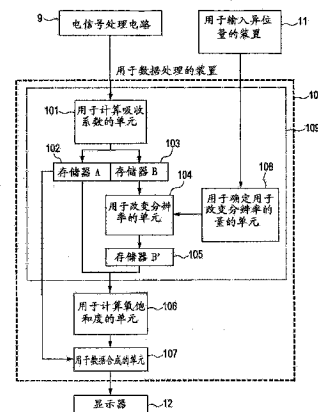
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 9 页

(54) 发明名称

光声装置及其用于获取生物功能信息的方法

(57) 摘要

计算氧饱和度时测量期间的位置偏移的不利效果可通过下述装置减小,所述装置具有:声波检测器,其用于接收对象内部的声波,并且用于将所述声波转换为信号;和处理装置(10),其用于使用从所述信号得出的吸收系数分布来得出生物功能信息,其中,所述处理装置包括:第一单元(109),其用于从与第一波长的光对应的信号得出第一数据,并且从与第二波长的光对应的信号得出第二数据,所述第一数据示出第一吸收系数分布,所述第二数据示出第二吸收系数分布;和第二单元(106),其用于使用所述第一数据和所述第二数据来得出所述生物功能信息,并且其中,所述第二数据具有比所述第一数据低的图像空间分辨率。



1. 一种用于获取生物功能信息的装置,包括:声波检测器,其用于接收当对象被具有不同波长的多个光照射时所产生的多个声波,并且用于将所述多个声波转换为与所述多个光对应的多个信号;和处理装置,其用于使用多个吸收系数分布来得出所述对象内部的生物功能信息,所述多个吸收系数分布从所述多个信号得出并且分别与所述多个信号对应,其中,

所述处理装置包括:

第一单元,其用于从与具有第一波长的光对应的信号得出第一数据,并且从与具有与所述第一波长不同的第二波长的光对应的信号得出第二数据,所述第一数据示出与所述第一波长的光对应的第一吸收系数分布,所述第二数据示出与所述第二波长的光对应的第二吸收系数分布;和

第二单元,其用于使用所述第一数据和所述第二数据来得出所述生物功能信息,并且其中,

所述第二数据具有比所述第一数据低的图像空间分辨率。

2. 根据权利要求1所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第一单元包括:

第三单元,其用于得出示出与所述第一波长的光对应的所述第一吸收系数分布的所述第一数据和示出与所述第二波长的光对应的吸收系数分布的第三数据;和

第四单元,其用于降低所述第三数据的图像空间分辨率以得出所述第二数据。

3. 根据权利要求2所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第一单元包括第五单元,其用于确定用于改变所述第三数据的图像空间分辨率的量,以使得当所述第三数据的图像空间分辨率降低所述量时,与所述第一数据中的光吸收体图像对应的区域被包括在与所述第二数据中的光吸收体图像对应的区域中。

4. 根据权利要求3所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第五单元使用位置偏移量与用于改变图像空间分辨率的量之间的关系来确定用于改变图像空间分辨率的量,所述关系事先针对用于改变图像空间分辨率的每种方法被制备。

5. 根据权利要求2至4中的任何一个所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第四单元通过空间滤波器的卷积来降低所述第三数据的图像空间分辨率。

6. 根据权利要求1至5中的任何一个所述的用于获取生物功能信息的装置,包括第六单元,其用于合成所述第一数据、所述第三数据和第四数据之一与所述第二单元得出的生物功能信息,以仅得出关于所述对象在与其图像空间分辨率不降低的数据中的光吸收体图像对应的区域中的信息,所述第四数据被从与具有第三波长的光对应的信号得出并且示出与具有第三波长的光对应的第三吸收系数分布。

7. 根据权利要求1所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第一单元包括:

第七单元,其用于将与所述第二波长的光对应的信号的分辨率降低到小于与具有第一波长的光对应的信号的分辨率,以获取与具有第二波长的光对应的第一降低信号;和

第八单元,其用于从与具有第一波长的光对应的信号得出示出与具有第一波长的光对应的所述第一吸收系数分布的所述第一数据,并且从所述第一降低信号得出示出与具有第二波长的光对应的所述第二吸收系数分布的所述第二数据。

8. 根据权利要求7所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第一单元包括第

九单元,其用于确定用于改变与所述具有第二波长的光对应的信号的分辨率的量,以使得当与所述具有第二波长的光对应的信号的分辨率降低所述量时,与所述第一数据中的光吸收体图像对应的区域将被包括在所述第二数据中的光吸收体图像中。

9. 根据权利要求8所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第九单元使用位置偏移量与用于改变分辨率的量之间的关系来确定用于改变与所述具有第二波长的光对应的信号的分辨率的量,所述关系事先针对用于改变与所述具有第二波长的光对应的信号的分辨率的每种方法被制备。

10. 根据权利要求7至9中的任何一个所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第七单元通过对从所述声波检测器输出的时序信号进行处理来降低与所述具有第二波长的光对应的信号的图像空间分辨率。

11. 根据权利要求7至10中的任何一个所述的用于获取生物功能信息的装置,包括第十单元,其用于合成所述第一数据和第四数据之一与由所述第二单元得出的生物功能信息,以仅得出关于对象在与其图像空间分辨率不降低的数据中的光吸收体图像对应的区域中的信息,所述第四数据从与具有第三波长的光对应的信号得出并且示出与所述具有第三波长的光对应的第三吸收系数分布。

12. 根据权利要求6或11所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第六单元或所述第十单元在其图像空间分辨率不降低的吸收系数分布中执行下述处理,所述处理用于将所述生物功能信息的在空间坐标中的值仅代入具有等于或大于预定阈值的值的相同空间坐标的像素或体素,并且使所述生物功能信息的值在具有低于所述阈值的值的空间坐标中为零。

13. 根据权利要求6、11或12中的任何一个所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,所述第六单元或所述第十单元得出图像数据,在所述图像数据中,其图像空间分辨率不改变的吸收系数分布的值和所述生物功能信息的值中的每一个对应于色调、饱和度和亮度中的彼此不同的至少一种颜色属性。

14. 根据权利要求1至13中的任何一个所述的用于获取生物功能信息的装置,其中,与所述多个光对应的所述多个信号包括通过使用多个声波检测器来检测并转换当所述对象被具有某一波长的光照射时所产生的声波而得出的多个信号。

15. 一种用于通过如下操作获取生物功能信息的方法:通过声波检测器,接收当对象被具有不同波长的多个光照射时所产生的声波,并且将所述声波转换为与所述多个光对应的多个信号;以及使用多个吸收系数分布来得出生物功能信息,所述多个吸收系数分布从所述多个信号计算出并且分别与所述多个信号对应,所述方法包括以下步骤:

从当所述对象被具有第一波长的光照射时所产生的声波得出第一数据,所述第一数据示出与所述具有第一波长的光对应的第一吸收系数分布;

从当所述对象被具有第二波长的光照射时所产生的声波得出第二数据,所述第二数据示出与所述具有第二波长的光对应的第二吸收系数分布,并且具有比所述第一数据低的图像空间分辨率;以及

使用所述第一数据和所述第二数据来得出所述生物功能信息。

16. 一种用于使计算机可执行根据权利要求14所述的用于获取生物功能信息的方法的每个步骤的程序。

光声装置及其用于获取生物功能信息的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于获取生物功能信息的装置、用于获取生物功能信息的方法和用于实现该方法的程序。

背景技术

[0002] 使用 X 射线和超声之一的成像装置用在需要非破坏性测试的许多领域(诸如医学领域)中。特别在医学领域中,使用超声回波的诊断含有无创伤的优点,因此在许多情况下被使用。重要的是得出活体内的生物功能信息(即,生理信息)以用于发现发病部位(诸如癌症)。但是在使用 X 射线或超声回波的常规诊断中,仅得出活体内的形状信息。因此,光声层析成像(photoacoustic tomography, PAT)(光成像技术之一)被提出作为可使生物功能信息成像的新型无创伤诊断方法。

[0003] 在 PAT 中,体内信息通过下述方式成像,即用从光源产生的脉冲光照射对象,并且检测从吸收传播的光的能量的活体组织产生的并且在对象内扩散的声波(通常,超声)。与对象内部的光学性质相关的信息可通过下述方式而被使得三维可视,即,检测在对象周围的多个地方接收的声波的时间变化,并且从数学上分析(即,重构)所得出的信号。当使用该方法检测对象内的初始压力生成的分布时,可得出关于光学性质分布(诸如,光吸收系数分布)的信息。

[0004] 使用 PAT 检测生物功能信息的例子包括氧饱和度的测量。

[0005] 氧饱和度是与氧结合的血红蛋白相对于血液中的总血红蛋白量的含量。心肺功能是否正常地工作可通过检测氧饱和度来测量。另外,氧饱和度是用于区分肿瘤的良性/恶性的指示符,因此被预期作为恶性肿瘤的高效率发现的量度。

[0006] 近红外光用于氧饱和度的测量。近红外光具有易于透射通过构成活体的大部分的水、同时易于被血液中的血红蛋白吸收的性质。活体中的血红蛋白包括两种状态:不与氧结合的脱氧血红蛋白和与氧结合的氧合血红蛋白,并且各状态下的光吸收谱不同。因此,氧饱和度可通过下述方式被找到,即,使用具有近红外区中的不同波长的脉冲光来执行多次测量,并且对所计算的光吸收系数进行比较操作。换句话说讲,当活体被近红外光照射时,除了作为活体的形状信息的血管图像之外,作为生物功能信息的氧饱和度也可被成像。

[0007] 然而,在通过该方法获取生物功能信息时,必需将对同一个地方执行的多次测量中的结果进行比较操作,因此当由于活体移动等而导致测量位置不匹配时,可能得出误导的结果。

[0008] 关于多次测量的比较的问题,如专利文献 1 中所公开的这样的技术已被提及。在专利文献 1 的技术中,提取图像之间的对于图像中的特定区域测量的运动矢量。然后,基于该矢量来执行图像的调整(诸如,变焦、旋转和移位)以校正位置偏移(即,位置调整),并且比较多个图像。

[0009] 引文列表

[0010] 专利文献

[0011] PTL 1 :日本专利申请公开 No. 2007-215930

发明内容

[0012] 技术问题

[0013] 然而,图像之间的位置调整仍将留有如下所示的问题。

[0014] 第一个问题是运动矢量的提取涉及低鲁棒性。在图像之间的位置调整中,在将被比较的多个图像上找出被推测为同一个地方的点或结构(称为特征结构),并且基于该点或该结构来提取运动矢量。然而,因为活体是有弹性的并且以复杂的方式变形,所以即使可识别出特征结构,但是由于其变形,在另一个图像中可能不能提取出该特征结构。另外,当在图像中不能识别出特征结构时,运动矢量的提取将变得更困难。

[0015] 第二个问题是难以完全匹配所有像素。仅通过代表点(诸如特征结构)得出运动矢量,因此,插值对于其它区域的位置的调整是必要的。然而,因为活体是有弹性的,所以难以在插值区域中逐个像素地调整多个图像之间的位置。

[0016] 鉴于以上问题,本发明的目的是提供一种可获取生物功能信息(诸如氧饱和度)的技术,通过该技术,即使在比较多次测量的结果时发生位置偏移,图像之间的位置调整也不是必要的。

[0017] 问题的解决方案

[0018] 在本发明的一方面,用于获取生物功能信息的装置,包括:声波检测器,其用于接收当对象被具有不同波长的多个光照射时所产生的多个声波,并且用于将所述多个声波转换为与所述多个光对应的多个信号;和处理装置,其用于使用多个吸收系数分布来得出所述对象内部的生物功能信息,所述多个吸收系数分布从所述多个信号得出并且分别与所述多个信号对应,其中,所述处理装置包括:第一单元,其用于从与具有第一波长的光对应的信号得出第一数据,并且从与具有与所述第一波长不同的第二波长的光对应的信号得出第二数据,所述第一数据示出与所述具有第一波长的光对应的第一吸收系数分布,所述第二数据示出与所述具有第二波长的光对应的第二吸收系数分布;和第二单元,其用于使用所述第一数据和所述第二数据来得出所述生物功能信息,并且其中,所述第二数据具有比所述第一数据低的图像空间分辨率。

[0019] 在本发明的另一方面,用于通过下述方式获取生物功能信息的方法:通过声波检测器,接收当对象被具有不同波长的多个光照射时所产生的多个声波,并且将所述声波转换为与所述多个光对应的多个信号;使用多个吸收系数分布来得出生物功能信息,所述多个吸收系数分布从所述多个信号得出,并且分别与所述多个信号对应,所述方法包括以下步骤:从当所述对象被具有第一波长的光照射时所产生的声波得出第一数据,所述第一数据示出与所述具有第一波长的光对应的第一吸收系数分布;从当所述对象被具有第二波长的光照射时所产生的声波得出第二数据,所述第二数据示出与所述具有第二波长的光对应的第二吸收系数分布,并且具有比所述第一数据低的图像空间分辨率;以及使用所述第一数据和所述第二数据来得出所述生物功能信息。

[0020] 在本发明的又一方面,用于使得计算机可执行用于获取生物功能信息的方法的每个步骤的程序包括执行以下步骤:从当对象被具有第一波长的光照射时所产生的声波得出第一数据,所述第一数据示出与所述具有第一波长的光对应的第一吸收系数分布;从当所

述对象被具有第二波长的光照射时所产生的声波得出第二数据,所述第二数据示出与所述具有第二波长的光对应的第二吸收系数分布,并且具有比所述第一数据低的图像空间分辨率;以及使用所述第一数据和所述第二数据来得出所述生物功能信息。

[0021] 本发明的有益效果

[0022] 通过根据本发明的用于获取生物功能信息的装置和方法,即使对象的位置偏移在测量期间发生,也可以以微小的误差计算氧饱和度。

[0023] 从以下参照附图对示例性实施例的描述,本发明的另外的特征将会变得清晰。

附图说明

[0024] 图 1 是示出根据本发明的一个实施例的装置的构造的示意图。

[0025] 图 2 是示出根据本发明的一个实施例的装置的数据处理流程的示意图。

[0026] 图 3 是示出根据本发明的一个实施例的装置的操作的流程图。

[0027] 图 4A、图 4B 和图 4C 是示出本发明的概念的示意图。

[0028] 图 5 是示出根据本发明的一个实施例的装置的数据处理流程的示意图。

[0029] 图 6 是示出当位置偏移没有发生时的氧饱和度的示意图。

[0030] 图 7 是示出当位置偏移发生时的氧饱和度的示意图。

[0031] 图 8 是当位置偏移发生时通过应用本发明计算的氧饱和度的示意图。

具体实施方式

[0032] 将参照附图来描述本发明。以下将描述氧饱和度的测量。但是将通过本发明的光声成像装置测量的生物功能信息不限于氧饱和度,还可测量血红蛋白总量等。只要可通过用具有不同波长的至少两个或更多个光照射对象以检测在该对象内产生的声波之间的差异来得出对象内部的生物功能信息,本发明的生物功能信息获取(光声成像装置)就可用于任何生物功能信息的测量。

[0033] 本发明不限于具有以下构造的单个装置。本发明还可通过使用用于实现本实施例中所述的功能的方法实现和通过下述处理来实现,在所述处理中,用于实现这些功能的软件(计算机程序)通过网络和各种存储介质之一被供给系统和装置之一,该系统和装置之一的计算机(或 CPU、MPU 等之一)读取并执行该程序。

[0034] 实施例 1

[0035] 图 1 示出本发明的光声成像的第一实施例。将基于图 1 来描述用于实现本发明的示例性模式。

[0036] 本实施例中的光声成像装置包括:光源 1,其用具有单个波长的光 2 照射对象 3;光学设备 4(诸如透镜),其将来自光源 1 的光 2 引向对象 3;声波检测器 7,其检测当光吸收体 5 吸收在对象 3 内部传播并扩散的光的能量时所产生的声波 6,并且将声波 6 转换为电信号;控制装置 8,其使得声波检测器 7 可进行扫描;电信号处理电路 9,其执行电信号的放大、数字转换等;用于数据处理的装置 10,其构造关于体内信息的图像(产生图像数据);用于输入异位量(misdisplacement)的装置 11,其输入所述对象的位置偏移量;和显示器 12,其显示所述图像。光源 1 可输出至少两个或更多个波长的光 2。

[0037] 将参照图 1 和图 3 来描述实现方法。具有波长 λ (第一波长)的光 2 被脉动,并且

对象被脉冲光 2 照射 (S1)。当该光 2 在对象内部传播并扩散并且被光吸收体 5 吸收时,该吸收体的温度由于脉冲光的吸收而升高。吸收体的体积膨胀由于温度升高而发生,因此,从光吸收体 5 激发声波 6。所产生的声波 6 被与对象声学耦合的声波检测器 7 接收,并且被转换为电信号 (S2)。声波检测器可与对象声学耦合,并且形状保持构件 (诸如一直保持对象的形状的压缩板) 可设置在对象与声波检测器之间。声波检测器 7 可由控制装置 8 控制,并且可在机械地在对象的表面上移动的同时测量各个地方的声波 6。多于两个的声波检测器可同时用于检测在单次照射时所产生的声波。所检测的电信号被电信号处理电路 9 (诸如放大器和模数转换器) 转换为数字信号,然后被用于数据处理的装置 10 (诸如 PC) 对于具有波长 A 的光在对象内、在该对象被该光照射的部位处的吸收系数分布 A (第一吸收系数分布) 重构 (S3)。对于使用具有波长 B (第二波长) 的光的情况,也执行以上操作,以得出波长 B 在对象内、在该对象被该光照射的部位处的吸收系数分布 B (第二吸收系数分布) (S4 至 S6)。此外,如稍后所述的,在用于数据处理的装置 10 中执行计算氧饱和度的内部处理,该内部处理基于在用具有波长 A 的光照射时光吸收体 5 的位置与在用具有波长 B 的光照射时光吸收体 5 的位置之间的位置偏移值,这些位置被输入到用于输入异位量的装置 11 (S7 至 S9)。吸收系数分布 C、D 等也可使用具有不同波长 C、D 等的更多的光来计算,从而使用吸收系数分布 C、D 等来得出氧饱和度。最后,所得出的氧饱和度被叠加在吸收系数分布上 (S10),并且在显示器 12 上显示结果 (S11)。

[0038] 图 2 和图 3 显示用于实现本发明的用于数据处理的装置 10 的内部处理。用于数据处理的装置 10 包括用于得出吸收系数的单元 109 (第一单元)、作为用于得出生物功能信息的单元的、用于计算氧饱和度的单元 106 (第二单元) 和用于合成 (composing) 的单元 107 (第六单元 / 第十单元)。单元 109 包括用于计算吸收系数的单元 101 (第三单元 / 第八单元)、用于改变分辨率的单元 104 (第四单元 / 第七单元) 和用于确定用于改变分辨率的量的单元 108 (第五单元 / 第九单元)。

[0039] 首先,在使用具有波长 A 的光的测量中,在单元 101 中通过重构从电信号处理电路 9 发送的数字信号来计算示出吸收系数分布 A 的数据 (S3),并且将所计算的示出吸收系数分布 A 的数据 (第一数据) 存储在存储器 A102 中。另外,对于使用具有波长 B 的光的测量,类似地,计算示出吸收系数分布 B 的数据 (第三数据) (S6),并且将该数据存储在存储器 B103 中。接着,将使用具有波长 A 的光进行测量时光吸收体 5 的位置与使用具有波长 B 的光进行测量时光吸收体 5 的位置之间的位置偏移量输入到用于输入异位量的装置 11,并且在单元 108 中基于位置偏移值来确定用于改变分辨率的量 (S7)。单元 104 将存储在存储器中的、示出吸收系数分布的数据之中的至少一个数据中的图像空间分辨率降低所确定的用于改变分辨率的量,从而得出降低之后的吸收系数分布 (S8)。在本发明中,在计算关于对象的信息 (诸如氧饱和度) 时使用图像空间分辨率被降低为的数据 (第二数据)。

[0040] 虽然在本说明书中,主要在三维数据处理中解释本发明,但是本发明可应用于二维图像数据 (像素数据) 和三维图像数据 (体素数据) 这二者。本发明中的图像空间分辨率是图像空间中的分辨率,而不是根据声波检测器 7 的元件的大小而确定的分辨率。在本说明书中,三维图像数据中的空间分辨率被称为体素空间分辨率,二维图像数据中的空间分辨率被称为像素空间分辨率。另外,体素空间分辨率和像素空间分辨率一起被定义为图像空间分辨率。在图 2 中,存储在存储器 B103 中的、示出吸收系数分布 B (在被具有波长 B 的

光照射时可计算的吸收系数分布)的数据的图像空间分辨率降低。然而,多个吸收系数分布之中的任何数据的图像空间分辨率可降低。另外,虽然在图 2 中仅降低了单个吸收系数分布的图像空间分辨率,但是也可降低多于两个的吸收系数分布。

[0041] 当位置偏移在使用具有波长 A 的光的测量与使用具有波长 B 的光的测量之间发生时,通常,如图 4A 所示,同一光吸收体的图像不能被比较,并且不能得出正确的氧饱和度。然而,当图像空间分辨率被降低以明显增大光吸收体的至少一个图像的大小(也就是说,增加与光吸收体对应的体素的数量)时,如图 4B 所示那样创建其中合成了光吸收体的两个图像的部分,因此,可避免由于位置偏移而导致的光吸收体的值与除光吸收体之外的地方的值之间的误导比较操作。换句话讲,在图 2 和图 3 中,通过降低示出吸收系数分布 B 的数据的图像空间分辨率,示出吸收系数分布 A 的数据中的光吸收体图像被包括在其分辨率降低的示出吸收系数分布 B 的数据中的光吸收体图像中。

[0042] 此时,因为从其分辨率改变的图像计算氧饱和度,所以得出包括光吸收体的周边的宽区域中的氧饱和度。然而,在生物功能信息(诸如氧饱和度)的成像中,因为所得出的值(的绝对值)示出肿瘤的良性/恶性等,所以多个光中的每个的吸收程度的定量化(quantitativeness)比其图像分辨率(该图像分辨率在诸如血管图像的形状信息的成像中是重要的)更重要。因此,即使通过降低分辨率来得出氧饱和度并且它是光吸收体图像(分辨率降低之前的吸收系数分布中的光吸收体图像)中的氧饱和度和光吸收体图像的周边中的氧饱和度的平均值,所得出的氧饱和度的实用价值仍然很大。另外,在本发明中,可在后一步骤中识别光吸收体实际存在的地方(也就是说,可提高分辨率)(S10)。因此,即使在该阶段以分辨率为代价来计算氧饱和度,只要定量化程度足够高,实用价值也很大。

[0043] 此时用于改变图像空间分辨率的量(降低程度)根据输入到用于输入异位量的装置 11 的位置偏移量或者用于分辨率降低处理的方法来确定。在诸如活体的弹性物体中,即使某一特定地方的位置偏移被精确地掌握,相同位置偏移量也不能总是应用于其它地方。因此,当尝试通过位置调整来精确地对齐图像时,对于体素的相当多次的位置偏移量的测量将变得必要。然而,在本发明中,通过降低图像空间分辨率来创建其中光吸收体图像被合成的部分,因此,没有必要掌握每个体素的位置偏移量。然而,为了创建其中光吸收体图像被合成的部分,降低图像空间分辨率之后的光吸收体图像必须被放大大于实际位置偏移的量。因此,虽然输入到用于输入异位量的装置 11 的位置偏移量可以是粗略值,但是使用肯定大于实际位置偏移量的值。

[0044] 用于相对于位置偏移量改变图像空间分辨率的量被确定为使得其分辨率不降低的吸收系数分布中的光吸收体图像至少被包括(当所有吸收系数分布的分辨率降低时,分辨率降低之前的任何一个吸收系数分布被包括)在降低之后的吸收系数分布中的光吸收体图像的区域中,而不管其图像空间分辨率被改变的吸收系数分布的数量如何。此时,可对于其图像空间分辨率将被降低的每个吸收系数分布独立地确定用于改变图像空间分辨率的量,或者可对于其图像空间分辨率将被降低的所有吸收系数分布同等地确定用于改变图像空间分辨率的量。用于得出位置偏移量的方法没有特别限制,可用任何公知的方法来得出位置偏移量。位置偏移量可从机械测量或者来自图像的测量来得出,并且输入可以是手动的或自动的。将相对于位置偏移量改变的图像空间分辨率的量对于用于改变分辨率的各方法不同。因此,位置偏移量与用于改变分辨率的量之间的关系可事先针对用于改变分辨率

的每种方法获得,并且被制备为表格或关系(relation),并且用于改变分辨率的量可使用这个事先制备的表格或关系来确定。

[0045] 用于降低图像空间分辨率的方法没有限制,并且图像空间分辨率的降低可以例如通过空间滤波器(诸如数字滤波器)的卷积来实现。在该方法中,计算量不大,并且实际上可扩展到三维。使用降低分辨率的滤波器(诸如运动平均滤波器或高斯滤波器)作为滤波器。体素数据中的光吸收体图像的大小可通过改变滤波器的大小来调整。此时,有必要执行调整,以使得如图 4B 所示那样光吸收体图像彼此重叠。因此,在单元 108 中,测量光吸收体图像之间的位置偏移量,并且对于每种类型的滤波器,基于所测量的光吸收体图像之间的位置偏移量来确定为了使光吸收体图像彼此重叠而使滤波器的大小改变的量。

[0046] 经过分辨率降低处理的吸收系数分布存储在临时存储器 B' 105 中。当多个吸收系数分布的分辨率降低时,将每个吸收系数分布存储在不同的临时存储器中。接着,在作为用于计算生物功能信息的单元的、用于计算氧饱和度的单元 106 中,使用其分辨率降低的至少一个吸收系数分布来得出氧饱和度(S9)。此时,其图像空间分辨率降低的吸收系数分布用于被用于获得氧饱和度的多个吸收系数分布中的至少一个。只要使用其图像空间分辨率降低的吸收系数分布中的至少一个或更多个,就可使用其图像空间分辨率降低的两个或更多个吸收系数分布来获得氧饱和度,或者所使用的所有吸收系数分布可以是其图像空间分辨率降低的吸收系数分布。然而,这里同样,其分辨率不降低的吸收系数分布中的光吸收体图像应该包括在其分辨率降低的吸收系数分布中的光吸收体图像的区域中。稍后将描述用于计算氧饱和度的方法。

[0047] 因为使用其分辨率降低的吸收系数分布,所以所得出的氧饱和度是包括光吸收体图像的周边的区域的值。因此,在单元 107 中,所得出的关于对象的信息(比如,氧饱和度)如图 4C 所示那样与其图像空间分辨率不降低的吸收系数分布合成,并且仅光吸收体图像(分辨率不降低的情况下的光吸收体图像)的区域被提取(S10)。在图 2 中,对于用于合成的吸收系数分布,可使用示出其分辨率不降低的吸收系数分布 A 的数据。可替换地,可存储示出其图像空间分辨率不降低的吸收系数分布 B 的另一数据,并且使用所存储的示出吸收系数分布 B 的数据来执行合成。另外,可使用示出波长 C(第三波长)(而不是波长 A 或波长 B)的吸收系数(第三吸收系数)分布的数据(第四数据)来执行合成。

[0048] 用于仅提取光吸收体图像的区域的方法没有特别限制。例如,可通过下述方式在其图像空间分辨率不降低的吸收系数分布中仅提取光吸收体的部分,即,事先确定表示光吸收体所存在的位置的吸收系数的体素的阈值,并且执行阈值处理。换句话讲,可通过下述方式来仅提取光吸收体的部分,即,将空间坐标的氧饱和度的值仅代入其图像空间分辨率不降低的吸收系数分布中具有等于或大于预定阈值的值的相同体素,并且使氧饱和度在其图像空间分辨率不降低的吸收系数分布中具有低于阈值的值的部分中为零。此外,在二维数据中,可通过下述方式来仅提取光吸收体的部分,即,将空间坐标中的氧饱和度的值仅代入其像素空间分辨率不降低的吸收系数分布中具有等于或大于阈值的值的相同像素。

[0049] 此时,还可以的是,还同时提取其对于光吸收体的位置的图像空间分辨率不改变的吸收系数分布,并且使得氧饱和度的值和吸收系数分布的值可对应于色调、饱和度和亮度中的、彼此不同的至少一种颜色属性,以得出空间数据(图像数据)。例如,可对于每个体素根据氧饱和度的值来确定色调并且根据吸收系数分布的值来确定饱和度,以执行绘制。

[0050] 显示器 12 显示该结果 (S11)。

[0051] 接下来,将描述用于计算氧饱和度的方法。当主要的光吸收体是脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白时,如公式 (1) 所示,通过使用具有波长 λ 的光的测量而得出的吸收系数 $\mu_a(\lambda)$ 是脱氧血红蛋白的吸收系数 $\mu_{Hb}(\lambda)$ 与脱氧血红蛋白的丰度比 (abundance ratio) C_{Hb} 的乘积和氧合血红蛋白的吸收系数 $\mu_{HbO_2}(\lambda)$ 与氧合血红蛋白的丰度比 C_{HbO_2} 的乘积之和。 $\mu_{Hb}(\lambda)$ 和 $\mu_{HbO_2}(\lambda)$ 是具有确定值的物理性质并且事先通过其它方法测量。公式 (1) 中的未知项是 C_{Hb} 和 C_{HbO_2} 这两个。因此,通过使用具有不同波长的光来执行至少两次测量,可对联立方程进行求解来计算 C_{Hb} 和 C_{HbO_2} 。当执行更多次测量时,可以例如通过使用最小二乘法进行拟合来得出 C_{Hb} 和 C_{HbO_2} 。

$$[0052] \quad \mu_a(\lambda) = C_{Hb} \cdot \mu_{Hb}(\lambda) + C_{HbO_2} \cdot \mu_{HbO_2}(\lambda) \quad \dots \quad (1)$$

[0053] 氧饱和度 SO_2 是氧合血红蛋白在总血红蛋白中的比率,因此,根据公式 (2) 计算。

$$[0054] \quad SO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{Hb} + C_{HbO_2}} \quad \dots \quad (2)$$

[0055] 实施例 2

[0056] 将使用图 2 和图 5 来描述作为取代实施例 1 中所述的空间滤波器的措施的、用于对通过声波检测器得出的信号设置频带限制以降低所得出的吸收系数分布的图像空间分辨率并获得第二数据的方法。

[0057] 将描述作为不同点的、用于实现本发明的用于数据处理的装置 10 的内部处理,其余的装置构造与实施例 1 的装置构造类似。在单元 101 中使用从电信号处理电路 9 发送的并且在使用波长 λ 进行测量时所获得的数字信号来计算吸收系数分布 A 。另一方面,在单元 108 中基于从用于输入异位量的装置 11 得出的值来确定用于改变将被降低的数字信号的分辨率的量。用于改变分辨率的量如实施例 1 中那样确定。将相对于异位量改变的数字信号的分辨率的量对于用于改变分辨率的每种方法不同。因此,位置偏移量与用于改变分辨率的量之间的关系可事先针对用于改变分辨率的每种方法获得,并且被制备为表格或关系,并且用于改变分辨率的量可使用该事先制备的表格或关系来确定。

[0058] 在单元 104 中通过对从电信号处理电路 9 发送的时序数字信号进行处理来降低所得出的吸收系数分布的图像空间分辨率。在单元 104 中,信号的分辨率根据用于改变分辨率的量来降低,以得出降低信号 (reduced signal) (第一降低信号)。换句话说,在与具有多个波长的光对应的信号之中,与具有至少一个波长的光对应的信号的分辨率比与具有与所述至少一个波长不同的波长的光对应的其它信号的分辨率降低得多,以得出与具有所述至少一个波长的光对应的降低信号。具体地讲,例如,其图像空间分辨率通过限制信号频带而被降低的光吸收体图像彼此叠加。可替换地,降低信号还可通过对在多个位置处得出的声波检测器的信号求和并且使用求和信号作为一个地方的信号来计算,并且可降低图像空间分辨率。在以上处理方法中,仅对时序信号执行信号处理,三维空间中的处理不是必要的。因此,整个过程中的处理量小。将相对于位置偏移量改变的数字信号的分辨率的量对于用于改变分辨率的每种方法不同。因此,位置偏移量与用于改变分辨率的量之间的关系可事先针对用于改变分辨率的每种方法获得,并且被制备为表格或关系,并且用于改变分辨率

的量可使用该事先制备的表格或关系来确定。通过在单元 101 中使用经过处理的信号来计算示出吸收系数分布的数据,得出下述数据,该数据示出其分辨率与当使用处理之前的信号时所计算的示出吸收系数分布的数据相比降低的吸收系数分布。如实施例 1 中那样,计算下述吸收系数分布,在这些吸收系数分布中,使用具有波长 A 和波长 B 的光的测量中的至少一个的分辨率通过上述方法被降低,示出所计算的吸收系数分布的数据存储在存储器 A102 和存储器 B103 中,并且在用于计算氧饱和度的单元 106 中使用这两个示出所计算的吸收系数分布的数据来计算氧饱和度的平均强度。还可使用具有不同波长 C、D 等的更多的光来计算氧饱和度。其处理也与实施例 1 的处理类似。接着,在单元 107 中合成示出其图像空间分辨率不降低的吸收系数分布的数据与氧饱和度的强度,并且在显示器 12 上显示结果。

[0059] 例子 1

[0060] 针对下述情况中的每一种,对氧饱和度的计算进行仿真:在使用多个光的测量之间的光吸收体的位置偏移没有发生的情况、位置偏移发生并且不执行对位置偏移的处理的情况、以及位置偏移发生并且实行实施例 1 的情况。

[0061] 直径为 2mm、其中混合 40% 的氧合血红蛋白和 60% 的脱氧血红蛋白以模拟血液的球形光吸收体被放置在对象中心处,并且被 800nm 和 850nm 的光照射,并且其信号通过仿真被得出。吸收系数分布分别使用这两个信号来得出。在不移位两个吸收系数分布的情况下计算氧饱和度,并且在图 6 中示出该氧饱和度。球形光吸收体的部分的浓度为 0.4,所计算的氧饱和度为 40%。以这种方式,对于当位置偏移没有发生时的氧饱和度,氧合血红蛋白的浓度被正确地计算。

[0062] 为了比较,将描述位置偏移发生并且没有特定执行对位置偏移的处理的情况。当 800nm 和 850nm 的吸收系数分布垂直移位 2mm 时,通过不降低分辨率的常规方法得出的氧饱和度如图 7 所示。以这种方式,当位置偏移发生时,氧饱和度不能被正确地计算。

[0063] 当位置偏移发生时实行实施例 1 的处理的结果在图 8 中示出。这里,800nm 和 850nm 两者的吸收系数分布的体素空间分辨率通过运动平均滤波器的卷积降低 7 倍,并且使用这些结果来计算氧饱和度。此外,仅对于具有等于或大于其体素空间分辨率不降低的 800nm 的吸收系数分布中的最大值的 50% 的值的体素显示所计算的氧饱和度。结果,球形光吸收体的部分的浓度为大约 0.4,所计算的氧饱和度为 40%。表明,通过使用本发明,即使位置偏移发生,也可以以微小的误差计算氧饱和度。另外,与常规方法相比,此时计算时间的增加是可忽略的。

[0064] 例子 2

[0065] 将描述下述例子,在该例子中,执行与例子 1 的仿真类似的仿真,并且用于对在多个位置处得出的声信号求和并且使用求和信号作为一个地方的信号的方法用作用于降低吸收系数分布的体素空间分辨率的方法。

[0066] 通过用 800nm 和 850nm 的光照射其中混合 40% 的氧合血红蛋白和 60% 的脱氧血红蛋白的光吸收体而产生的声信号通过仿真来得出。此时,用于得出声信号的探头包括 100×100 个侧边为 2mm 的方形元件,这些方形元件以其之间没有间隙的方式排列。假定位置偏移在对 800nm 和 850nm 的测量期间发生,则吸收体的位置在对 800nm 和 850nm 的仿真期间垂直移位 2mm。

[0067] 对于 800nm 和 850nm 的光这二者, 5×5 个元件的信号被求和,并且被认为是一个

虚拟元件的信号,并且得出 20×20 个虚拟元件的信号。因此,当使用虚拟元件的信号时,与使用每个元件计算吸收系数的情况相比,体素空间分辨率提高 5 倍。对使用虚拟元件得出的 800nm 和 850nm 的吸收系数分布进行比较操作,以计算氧饱和度。仅显示其值等于或大于在使用每个元件得出的信号被求和之前的 800nm 的吸收系数分布中的最大值的 50% 的体素的氧饱和度。所显示的体素的氧饱和度为大约 40%。以这种方式,即使位置偏移发生,也通过对所述信号进行处理来使光吸收体图像叠加,并且也以微小的误差计算氧饱和度。与常规方法相比,此时的计算时间的增加是可忽略的。

[0068] 虽然已参照示例性实施例描述了本发明,但是要理解本发明不限于所公开的示例性实施例。权利要求的范围应被给予最宽泛的解释,以涵盖所有这样的修改以及等同的结构和功能。

[0069] 本申请要求于 2010 年 2 月 4 日提交的日本专利申请 No. 2010-022892 和于 2011 年 1 月 21 日提交的日本专利申请 No. 2011-010534 的权益,这些日本专利申请的全文通过引用并入本文。

[0070] 标号列表

[0071] 1 光源

[0072] 2 光

[0073] 3 对象

[0074] 4 光学设备

[0075] 5 光吸收体

[0076] 6 声波

[0077] 7 声波检测器

[0078] 8 控制装置

[0079] 9 电信号处理电路

[0080] 10 用于数据处理的装置

[0081] 11 用于输入异位量的装置

[0082] 12 显示器

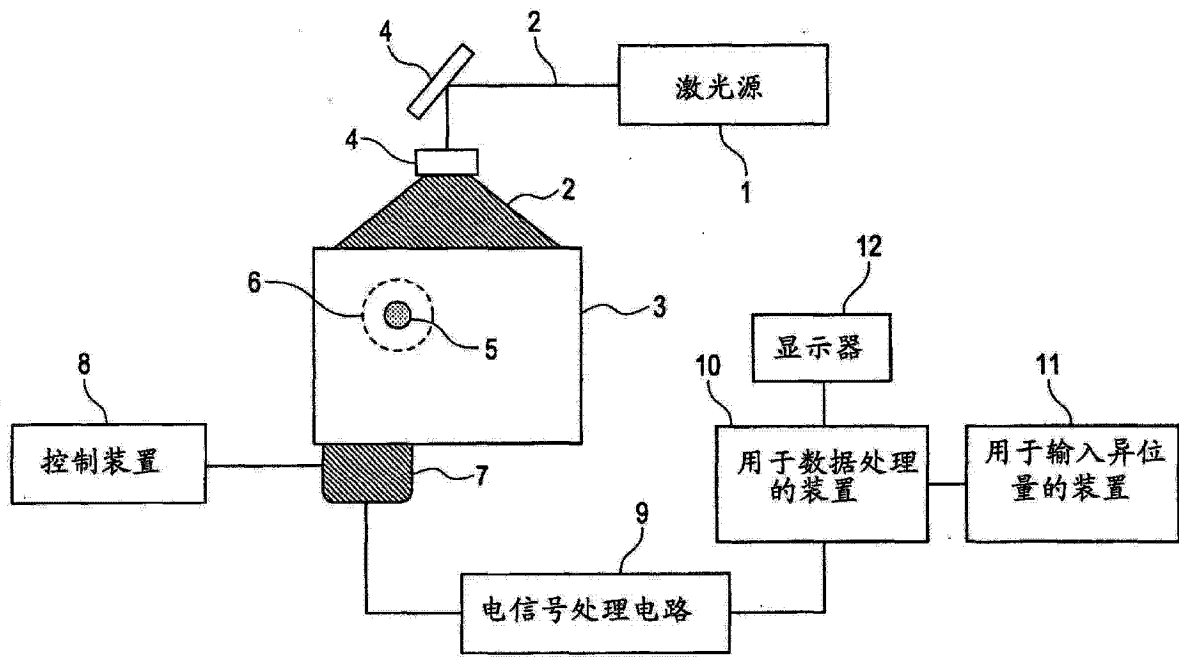


图 1

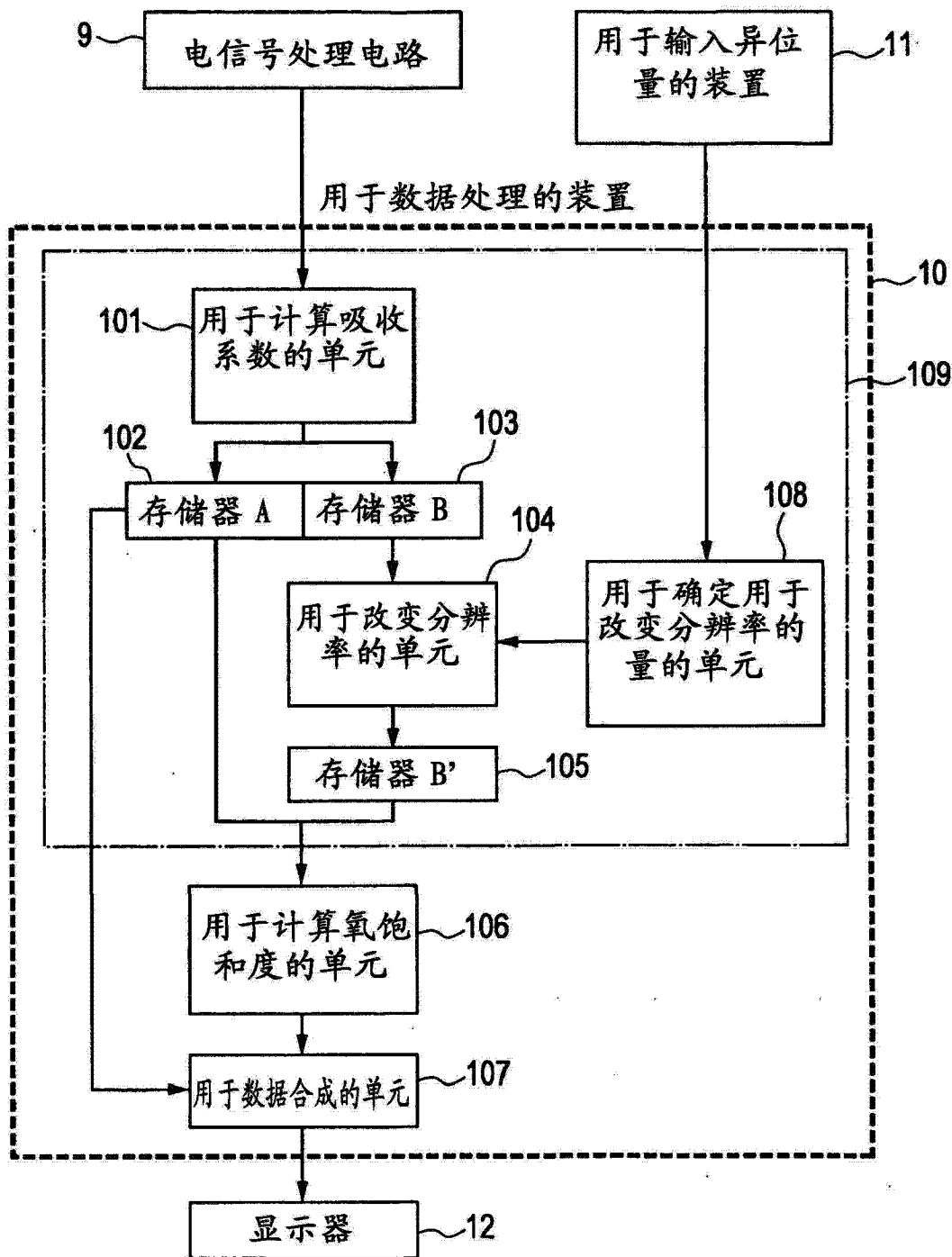


图 2

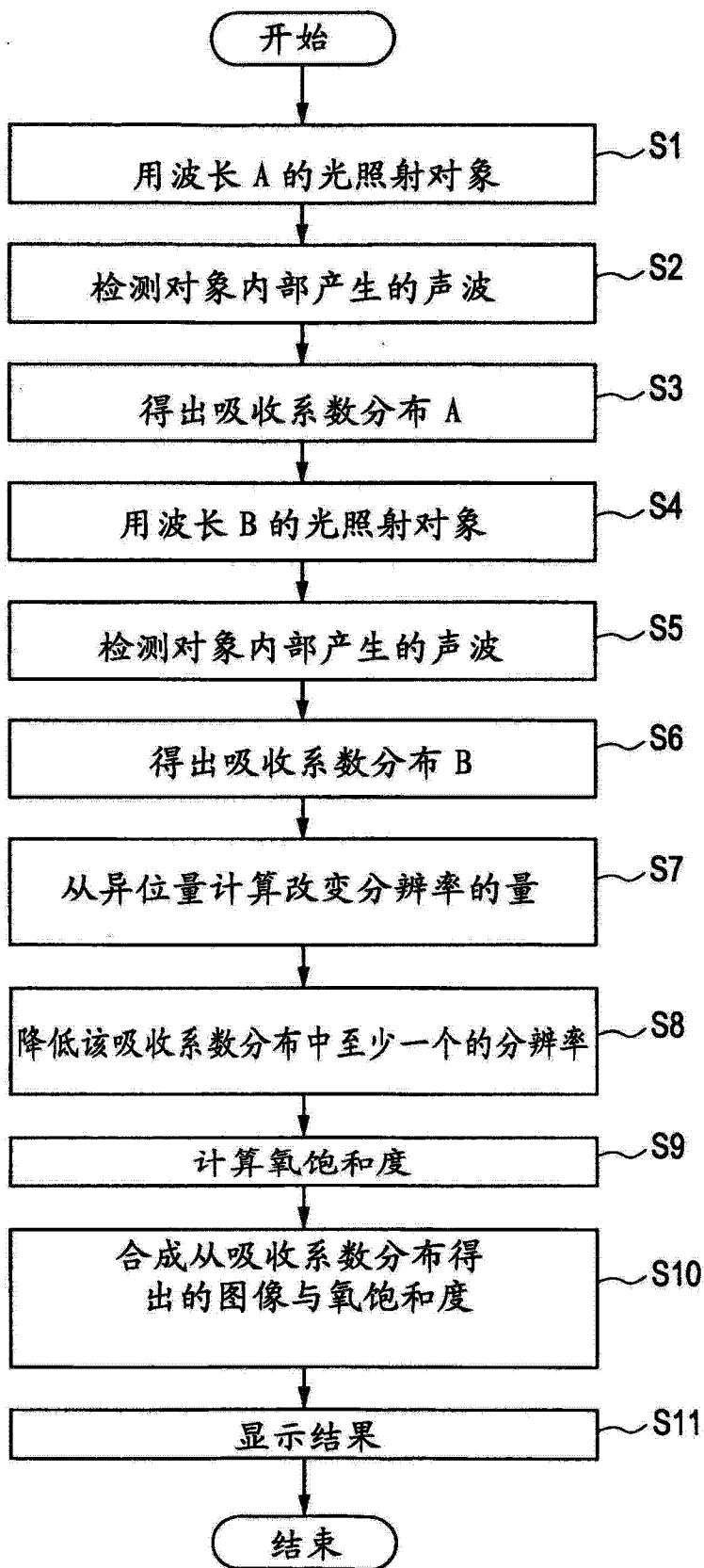
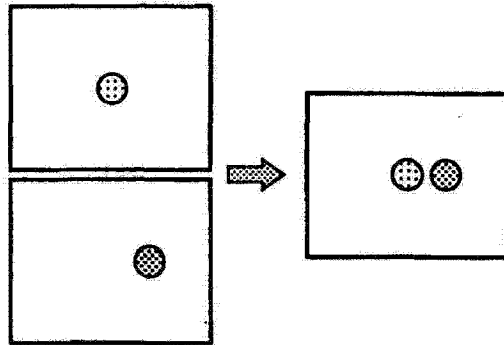


图 3

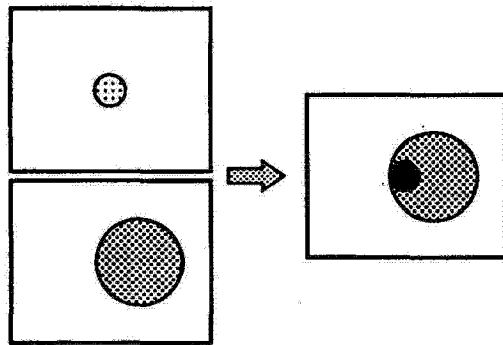
(吸收系数的)
分布A



(吸收系数的)
分布B

图 4A

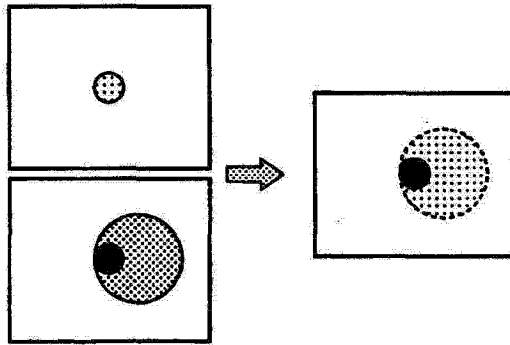
(吸收系数的)
分布A



(吸收系数的)
分布B

图 4B

(吸收系数的)
分布A



氧饱和度

图 4C

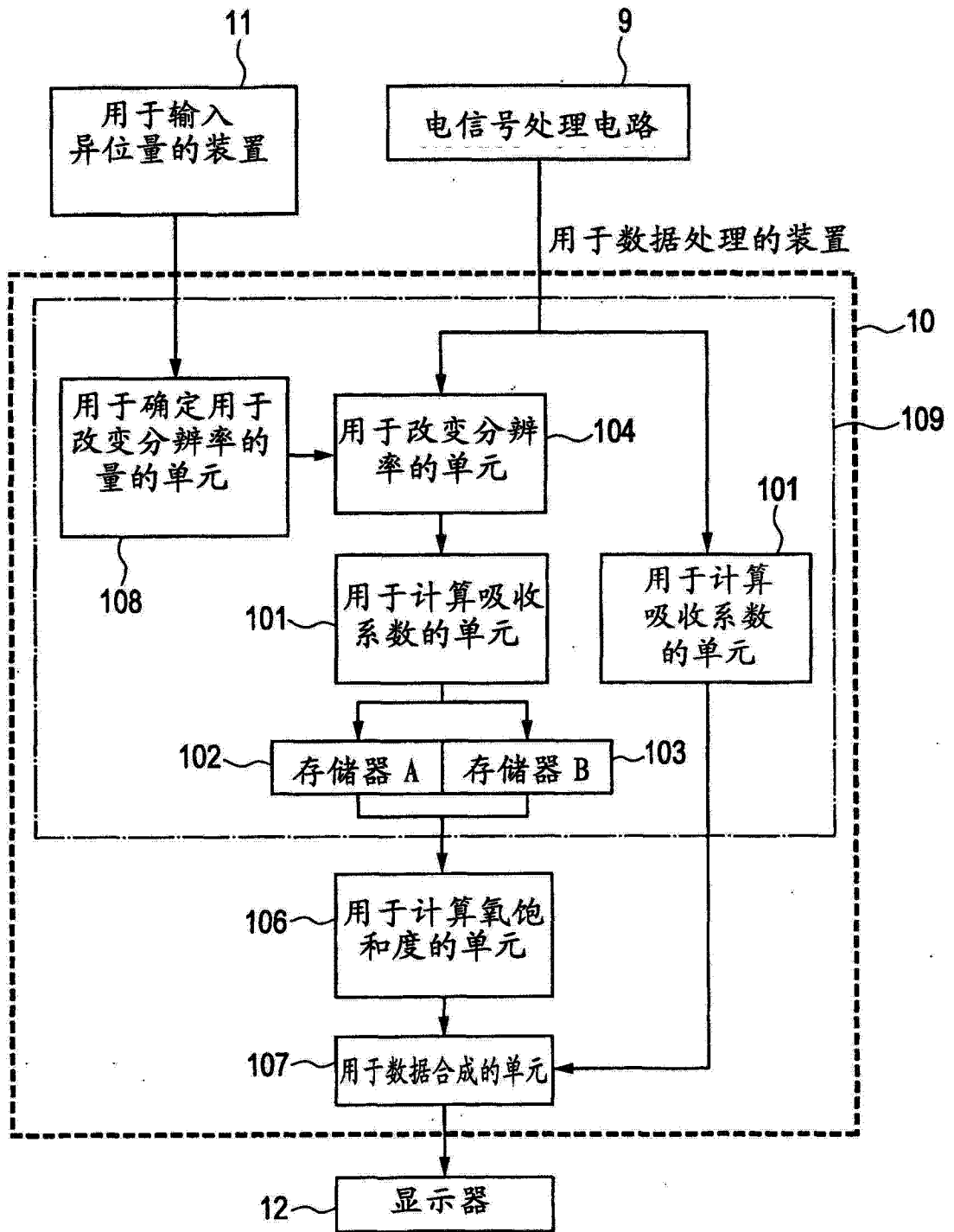


图 5

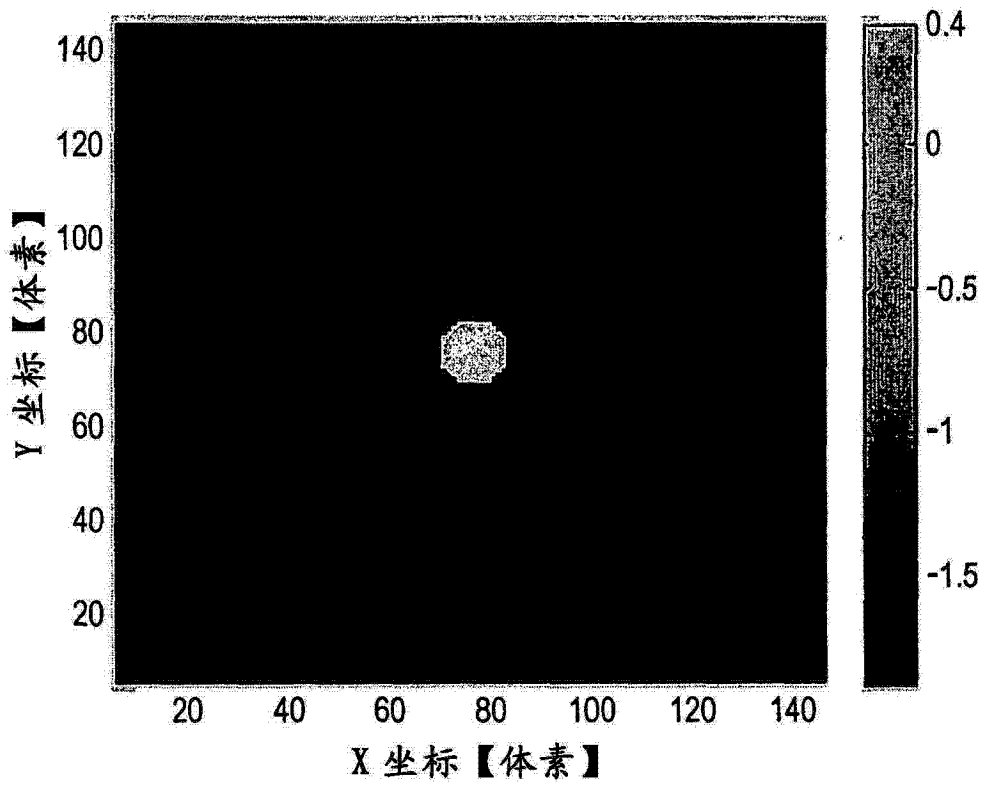


图 6

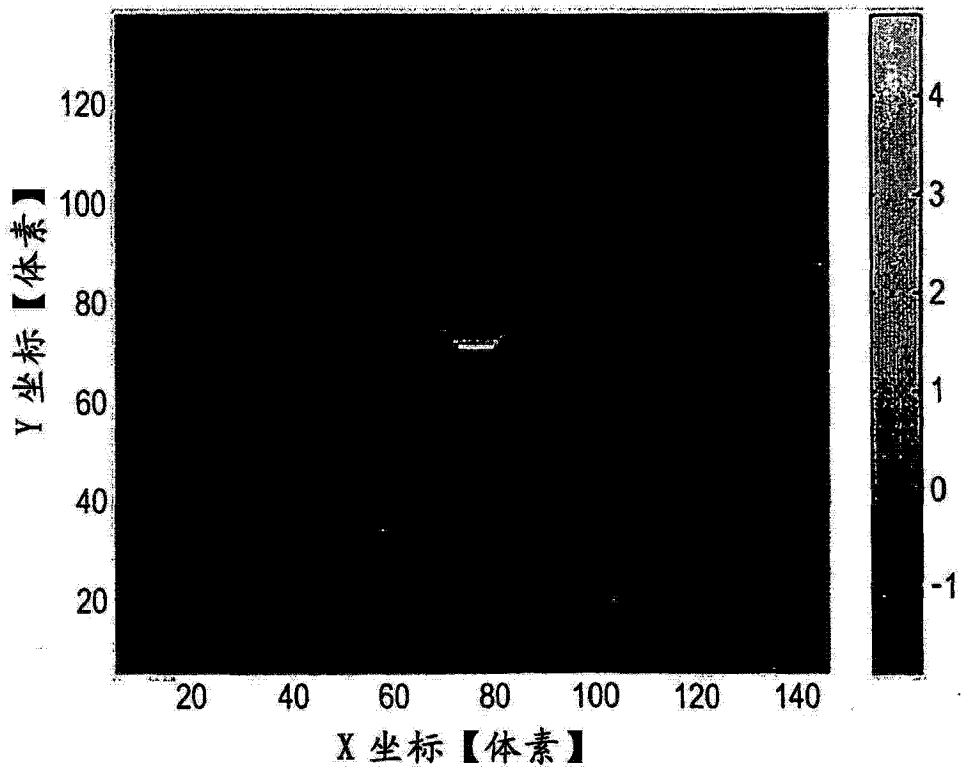


图 7

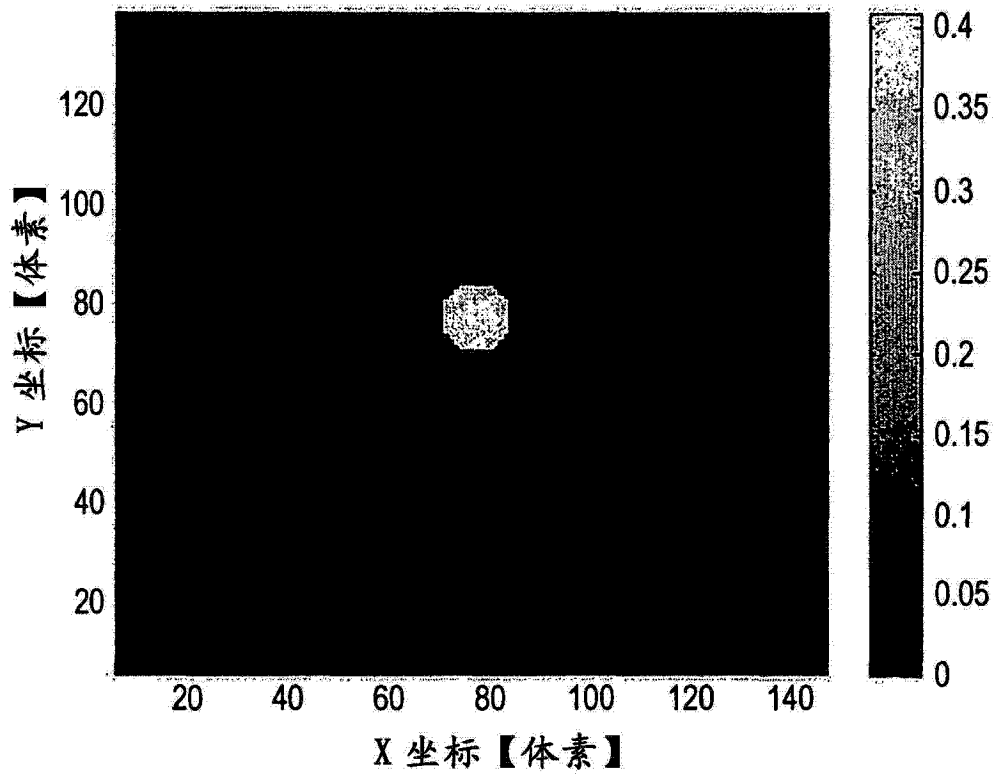


图 8

专利名称(译)	光声装置及其用于获取生物功能信息的方法		
公开(公告)号	CN102740765A	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	CN201180007827.X	申请日	2011-01-31
[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	大石卓司		
发明人	大石卓司		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/0261 A61B5/0095 A61B5/0073		
代理人(译)	康建忠		
优先权	2010022892 2010-02-04 JP 2011010534 2011-01-21 JP		
其他公开文献	CN102740765B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

计算氧饱和度时测量期间的位置偏移的不利效果可通过下述装置减小，所述装置具有：声波检测器，其用于接收对象内部的声波，并且用于将所述声波转换为信号；和处理装置（10），其用于使用从所述信号得出的吸收系数分布来得出生物功能信息，其中，所述处理装置包括：第一单元（109），其用于从与第一波长的光对应的信号得出第一数据，并且从与第二波长的光对应的信号得出第二数据，所述第一数据示出第一吸收系数分布，所述第二数据示出第二吸收系数分布；和第二单元（106），其用于使用所述第一数据和所述第二数据来得出所述生物功能信息，并且其中，所述第二数据具有比所述第一数据低的图像空间分辨率。

