



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107809945 A

(43)申请公布日 2018.03.16

(21)申请号 201680035833.9

(22)申请日 2016.06.16

(30)优先权数据

2015-125787 2015.06.23 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/068585 2016.06.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/208647 EN 2016.12.29

(71)申请人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 梅泽孝太郎 大石卓司 中村喜子

(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 宋岩

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

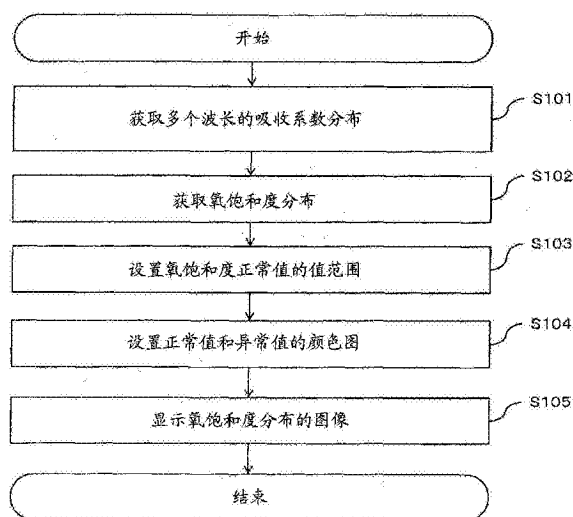
权利要求书2页 说明书17页 附图8页

(54)发明名称

装置和显示控制方法

(57)摘要

本发明采用了一种装置,该装置包括:第一获取单元,获取与氧饱和度分布有关的信息;确定单元,基于与氧饱和度分布有关的信息来确定在多个位置中的每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在从100%到大于100%的第一值的第一数值范围内还是被包括在大于第一值的第二数值范围内;以及显示控制单元,使显示单元基于确定结果来显示氧饱和度分布的图像,以便能够区分在每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在第一还是第二数值范围内。



1. 一种装置,包括:

第一获取单元,被配置为获取与氧饱和度分布有关的信息;

确定单元,被配置为基于与氧饱和度分布有关的信息来确定在多个位置中的每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在从100%到大于100%的第一值的第一数值范围内还是被包括在第二数值范围内,在所述第二数值范围中所包括的值大于第一值;以及

显示控制单元,被配置为基于确定单元的确定结果使显示单元显示氧饱和度分布的图像,以便能够区分在所述多个位置中的每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在第一数值范围内还是被包括在第二数值范围内。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为使显示单元将以下位置显示为氧饱和度为100%的位置:在该位置处氧饱和度的计算值被包括在第一数值范围内。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为防止显示单元显示如下位置的图像:在该位置处氧饱和度的计算值被包括在第二数值范围内。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为使显示单元用不同的色阶来显示第一数值范围和第二数值范围。

5. 根据权利要求4所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为将以下色阶指派给第一数值范围:在该色阶中颜色从在氧饱和度为100%的情况下指派的颜色起连续改变。

6. 根据权利要求5所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为在第一数值范围内指派所述色阶以使得在氧饱和度从100%达到第一值的同时色度连续地减小。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为在氧饱和度具有第一值的情况下以及在氧饱和度处于第二数值范围内的情况下将色度设置为0。

8. 根据权利要求5所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为在第一数值范围内使色调固定。

9. 根据权利要求4所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为将单一颜色指派给第二数值范围。

10. 根据权利要求1所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为使第一数值范围和第二数值范围中的一个数值范围闪烁。

11. 根据权利要求1所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为使显示单元显示如下注释:该注释提供对第一数值范围的区域和第二数值范围的区域中的至少一个区域的通知。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的装置,还包括第二获取单元,所述第二获取单元被配置为获取与基于用户的指令确定的第一值有关的信息。

13. 根据权利要求1至12中任一项所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为执行能够区分第三数值范围、第一数值范围和第二数值范围的

控制,在第三数字范围中氧饱和度不小于0%且不大于100%。

14.根据权利要求1至13中任一项所述的装置,其中,

显示控制单元被配置为提取血管部分的空间分布并且使显示单元显示血管部分的空间分布。

15.根据权利要求1至14中任一项所述的装置,还包括:

光照射单元,被配置为将光施加到被检体;以及

接收单元,被配置为接收从被施加光的被检体生成的声学波,由此输出信号,其中,

第一获取单元被配置为通过使用该信号来获取与氧饱和度分布有关的信息。

16.一种用于氧饱和度分布的图像的显示控制方法,包括以下步骤:使显示单元显示氧饱和度分布的图像,以便能够在对应于数值范围的位置与对应于第二数值范围的位置之间进行区分,在所述数值范围中氧饱和度的计算值从100%到大于100%的第一值,在第二数值范围中氧饱和度的计算值大于第一值。

17.根据权利要求16所述的显示控制方法,其中,

在使显示单元显示图像的步骤中,显示作为氧饱和度为100%的位置的以下位置:在该位置处氧饱和度的计算值被包括在从100%到第一值的第一数值范围内。

18.根据权利要求17所述的显示控制方法,其中,

在使显示单元显示图像的步骤中,不显示以下位置:在该位置处氧饱和度的计算值被包括在第二数值范围内。

19.一种非瞬时计算机可读存储介质,存储用于使信息处理装置执行根据权利要求16至18中任一项所述的显示控制方法的程序。

装置和显示控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及装置和显示控制方法。

背景技术

[0002] 在医学领域,最近进行了对作为关于生物体的生理信息的功能信息进行成像的研究。光声成像 (PAI) 是功能信息的成像技术之一。

[0003] 在光声成像中,从光照射单元 (光源) 生成的脉冲光被施加到被检体。当已经在被检体中传播和扩散的所施加的光的能量被被检体中的光吸收体 (例如,血管或皮肤) 吸收时,通过光声效应生成声学波 (以下称为光声波)。由转换元件从光声波转换而来的接收信号经历信息处理装置进行的分析处理,被检体内部的光学特性分布由此被获取。通过将光学特性分布转换成图像数据并显示该图像数据,获得对诊断等有用的信息。

[0004] 光学特性分布包括由光吸收生成的声压的分布 (初始声压分布) 和光的吸收系数分布。通过应用具有不同波长的多个脉冲光束来确定每个波长的光束的吸收系数,存在于被检体中的物质的浓度相关分布 (与物质的浓度有关的值的分布) 被获得。

[0005] 如非专利文献 (NPL) 1 所公开的,浓度相关分布包括相对于血液中的总血红蛋白的氧合血红蛋白含量的分布,即血液中的氧饱和度分布。这是基于以下方式确定的值:使用脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白之间的光吸收谱的差异来比较用不同波长测量的光谱而获取的相应含量。通过确定被检体中每个位置处的氧饱和度,获得氧饱和度分布。此外,在非专利文献 1 中,以与氧饱和度的值相对应的色调显示不小于 0% 且不大于 100% 的氧饱和度。

[0006] 引用列表

[0007] 非专利文献

[0008] NPL1:L.V.Wang, 等人的 “Photoacoustic Tomography: In Vivo Imaging from Organelles to Organs” Science, Vol. 335 (2012 年 3 月)

发明内容

[0009] 技术问题

[0010] 顺便提及,由于光声装置获得的特性信息分布的计算误差,存在在特性信息分布中计算出期望值以外的值的情况。在这些情况下,存在光声装置的诊断性能降低的可能性。

[0011] 本发明是鉴于上述问题而做出的。本发明的一个目的是提供一种即使在光声装置所获取的被检体的特性信息分布中包括意外值的情况下也防止诊断性能降低的技术。

[0012] 问题的解决方案

[0013] 本发明提供了一种装置,包括:

[0014] 第一获取单元,被配置为获取与氧饱和度分布有关的信息;

[0015] 确定单元,被配置为基于与氧饱和度分布有关的信息来确定在多个位置中的每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在从 100% 到大于 100% 的第一值的第一数值范围内还是被包括在其中所包括的值大于第一值的第二数值范围内;和

[0016] 显示控制单元,被配置为基于确定单元的确定结果使显示单元显示氧饱和度分布的图像,以便能够区分在所述多个位置中的每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在第一数值范围内还是被包括在第二数值范围内。

[0017] 本发明还提供了一种用于氧饱和度分布的图像的显示控制方法,包括以下步骤:使显示单元显示氧饱和度分布的图像,以便能够在对应于数值范围的位置与对应于第二数值范围的位置之间进行区分,在所述数值范围内氧饱和度的计算值从100%到大于100%的第一值,在第二数值范围内氧饱和度的计算值大于第一值。

[0018] 发明的有利效果

[0019] 根据本发明,可以提供即使在光声装置所获取的被检体的特性信息分布中包括意外值的情况下也防止诊断性能降低的技术。

[0020] 从以下参照附图对示例性实施例的描述中,本发明的其他特征将变得清楚。

附图说明

[0021] 图1A和图1B是示出光声装置的配置的示意图;

[0022] 图2是示出信号处理单元的操作的流程图;

[0023] 图3A至图3E是示出显示屏的示例的示意图;

[0024] 图4A和图4B是用于说明每个值范围的划分的视图;

[0025] 图5是示出显示屏的示例的示意图;并且

[0026] 图6是示出显示屏的示例的示意图。

具体实施方式

[0027] 以下,将参照附图描述本发明的优选实施例。然而,下面描述的每个组件的尺寸、材料、形状、相对布置等应当根据应用本发明的装置的配置和各种条件而适当地改变。因此,本发明的范围不限于以下描述。

[0028] 本发明涉及用于检测从被检体传播的声学波并且生成并获取关于被检体内部的特性信息的技术。因此,本发明被视为被检体信息获取装置或其控制方法,或者被检体信息获取方法或信号处理方法,或者显示控制方法。本发明还被视为用于使设置有诸如CPU和存储器之类的硬件资源的信息处理装置执行这些方法的程序或存储该程序的存储介质。存储介质可以是存储该程序的非瞬时计算机可读存储介质。

[0029] 本发明的被检体信息获取装置包括利用光声效应的装置(光声装置),该装置接收通过将光(电磁波)施加到被检体而在被检体中生成的声学波,并获取被检体的特性信息作为图像数据。本发明的特性信息是通过使用通过接收光声波而获得的接收信号来生成的并且对应于被检体中的多个位置中的每一个位置的特性值的信息。

[0030] 通过本发明获取的特性信息是反映光能吸收率的值。例如,由光照射生成的声学波的生成源、被检体中的初始声压、以及从初始声压导出的光能的吸收密度和吸收系数可被称为“基于光吸收的特性信息”。特性信息还包括构成组织的物质的浓度相关信息。

[0031] 浓度相关信息包括通过使用基于对应于多个波长的光吸收的特性信息来确定的与被检体中存在的物质的浓度有关的值。具体而言,浓度相关信息包括:氧饱和度,通过将吸收系数的强度等作为权重指派给氧饱和度而获得的值,总血红蛋白浓度,氧合血红蛋白

浓度,和脱氧血红蛋白浓度。另外,浓度相关信息可以包括:葡萄糖浓度,胶原浓度,黑色素浓度,以及脂肪或水的体积分数。基于被检体中每个位置处的浓度相关信息获得二维或三维的特性信息分布。分布数据可以作为图像数据生成。

[0032] 本发明中提到的声学波典型地是超声波,并且包括称为音波或声学波的弹性波。由探测器等从声学波转换来的电信号也被称为声学信号。然而,本说明书中对超声波或声学波的描述并不意图限制其弹性波的波长。由光声效应生成的声学波被称为光声波或光超声波。来源于光声波的电信号也被称为光声信号。

[0033] 注意,以下实施例中的光声装置的主要目的是例如对人类和动物的恶性肿瘤和血管疾病的诊断以及化疗的随访。因此,被检体包括生物体的一部分,具体包括人类和动物的部位(乳房、器官、循环器官、消化器官、骨骼、肌肉和脂肪),并且它们被假定为检查目标。此外,用作检查对象的物质包括血红蛋白和葡萄糖,并且还包括存在于身体中的水、黑色素、胶原蛋白和脂质。另外,该物质可以是任何具有特征性光吸收光谱的物质,诸如给予到身体内部的诸如ICG(吲哚菁绿)之类的造影剂。

[0034] 关于浓度相关信息,通常在期望值不小于0%且不大于100%(对应于第三数值范围的值)的范围内计算血液中的氧饱和度。然而,当在光声装置中获得的初始声压值或光的吸收系数值包括由噪声或重构伪影引起的计算误差时,存在期望值(0至100%)中不包括的值(意外值)被计算作为氧饱和度值的情况。在这些情况下,有时在存在测量目标(血管等)的位置处获得意外值。

[0035] 在光声装置所获取的被检体的特性信息分布中包括意外值的情况下,存在光声装置的诊断性能降低的可能性。另一方面,即使在测量目标的位置处也有可能获得意外值,因此存在期望甚至显示意外值的区域的情况。为此,在本发明中,将意外值分成异常值(对应于第二数值范围的值)和保留值(对应于第一数值范围的值),并且使与期望值、异常值和保留值相对应的区域的显示方法彼此不同。结果,可以防止诊断性能的降低。另外,还可以设置氧饱和度不小于0%且不大于100%的第三数值范围。显示控制单元执行能够区分第三数值范围、第一数值范围和第二数值范围的控制,由此可以进一步防止诊断性能的降低。

[0036] [第一实施例]

[0037] (整体装置配置)

[0038] 图1A是示出本实施例的光声装置的配置的示意图。该装置至少包括:光源1,包括接收光声波的转换元件3的探测器30,以及通过使用从转换元件3输出的接收信号来执行信号处理的信号处理单元40。此外,该装置还可以包括输入单元12和显示单元7。

[0039] 从光源1输出的光经由诸如光纤、反射镜或透镜之类的光传播构件(未示出)而被施加到被检体2。注意,光源1优选地能够在不同的时刻将具有彼此不同的波长的多个脉冲光束施加到被检体。所施加的光在被检体中传播和扩散,并被被检体中的光吸收体吸收。结果,通过光声效应从光吸收体生成光声波。例如,当光源能够施加具有两个波长的光束时,由具有第一波长的光束生成第一光声波,并且由具有第二波长的光束生成第二光声波。此时的每个光声波的声压具有与光吸收体的光吸收光谱相对应的值。每个生成的光声波在被检体中传播并到达转换元件3。注意,转换元件3被设置为在声学上匹配被检体。优选使用声学匹配材料,诸如水、凝胶或蓖麻油。

[0040] 多个转换元件3中的每一个接收光声波,将接收到的光声波转换为时间序列接收

信号,并且输出该接收信号。即,转换元件3通过接收第一光声波来输出时间序列的第一接收信号,并且通过接收第二光声波来输出时间序列的第二接收信号。输出的接收信号被输入到信号处理单元40。转换元件对应于本发明的接收单元。

[0041] 对于每个施加的脉冲光束,接收信号被顺序地输入到信号处理单元40。信号处理单元40基于被检体中的光吸收来生成诸如特性分布和浓度相关分布之类的分布。此外,信号处理单元40基于生成的分布来生成图像数据,并使显示单元7显示图像。另外,信号处理单元40经由输入单元12从用户(诸如医生或工程师之类的操作者)接收诸如区域设置之类的输入。

[0042] 注意,在光声装置是诸如光声显微镜之类的具有较小被检体作为检查目标的装置的情况下,探测器30的转换元件3的数量可以是一个。此外,在光声装置是具有诸如乳房之类的相对较大被检体作为检查目标的装置的情况下,优选地提供探测器30的多个转换元件3。

[0043] (信号处理单元的内部配置)

[0044] 接下来,将描述本实施例的信号处理单元40中的配置。信号处理单元40包括信号收集单元9、特性分布获取单元4、浓度相关信息获取单元5、显示方法设置单元6和显示控制单元8。

[0045] 信号收集单元9基于每个通道来收集从多个转换元件3中的每一个输出的时间序列模拟接收信号,并且执行信号处理,诸如接收信号的放大、模拟接收信号的AD转换以及数字化接收信号的存储。此外,信号收集单元9可以执行信号校正处理。

[0046] 通过使用从信号收集单元9输出的接收信号,特性分布获取单元4基于被检体中的光吸收来生成特性分布。注意,在以下描述中,将描述将吸收系数分布确定为基于光吸收的特性分布的示例。通过表达式(1)来确定被检体中给定位置(坐标 (i, I, k))处的吸收系数 μ_a 。

[0047] [数学1]

$$P = \Gamma \cdot \mu_a \cdot \Phi \quad \cdots (1)$$

[0049] 这里,P表示位置 (i, I, k) 处的初始声压(生成的声压), Γ 表示格鲁内森常数,并且 Φ 表示已经到达位置 (i, I, k) 的光量。

[0050] 注意,三维空间坐标上的位置 (i, I, k) 处的初始声压P是通过对从信号收集单元9输出的每个通道的接收信号进行图像重构来确定的。此时,可以使用探测器的带校正滤波器。对于图像重构,可以应用诸如通用反投影(UBP)和滤波反投影(FBP)之类的现有方法。此外,也可以使用延迟和求和处理。

[0051] 通过对被检体中的每个位置执行图像重构处理,可以获取初始声压分布。初始声压分布可以是对应于被检体中的给定区域的三维分布数据(体素的聚集数据),或者也可以是对应于其一个截面的二维分布数据(像素的聚集数据)。

[0052] 注意,在使用聚焦探测器的光聚焦光声显微镜或声聚焦光声显微镜的情况下,可以在不执行图像重构处理的情况下生成分布数据。具体而言,使用扫描机构(未示出)使探测器30和光照射点相对于被检体2移动,并且探测器30在多个扫描位置处接收光声波。随后,特性分布获取单元4对获得的接收信号执行相对于时间变化的包络检测,然后将每个光脉冲处的信号中的时间轴方向转换为深度方向,并将深度方向绘制在空间坐标上。通过在

每个扫描位置执行该处理,获得分布数据。

[0053] 基于以这种方式确定的初始声压分布,特性分布获取单元4通过使用表达式(1)来确定吸收系数分布。注意,格鲁内森常数可以被认为是恒定的。可以假设光量 Φ 在被检体中是恒定的,但是为了更精确地确定浓度相关信息,最好确定被检体中的光量分布。光量分布可以通过如下计算来获取:其中,从入射在被检体上的所施加的光的分布来考虑被检体中的光传播。更简单地说,光量分布可以从对应于被检体类型的模型计算中获得。因此,特性分布获取单元4针对从光照射单元(光源1)发射的多个波长中的每一个波长确定吸收系数分布,并将该吸收系数分布输出到浓度相关信息获取单元5。光照射单元(光源)对应于本发明的光照射单元。

[0054] 浓度相关信息获取单元5通过使用从特性分布获取单元4输出的针对各个波长确定的多个吸收系数分布来生成浓度相关分布。注意,在以下描述中,将描述其中将氧饱和度分布确定为浓度相关分布的示例。此时,浓度相关信息获取单元用作本发明的第一获取单元。特性分布获取单元和浓度相关信息获取单元的组合也可以被认为是本发明的第一获取单元。

[0055] 当假定除血红蛋白的光吸收以外的光吸收在波长 λ_1 和波长 λ_2 中的每一个中为可忽略地低时,通过使用氧合血红蛋白的摩尔吸收系数和脱氧血红蛋白的摩尔吸收系数将波长 λ_1 和波长 λ_2 的吸收系数表示为表达式(2)和表达式(3)。

[0056] [数学2]

$$[0057] \quad \mu_a(\lambda_1) = \varepsilon_{ox}(\lambda_1) C_{ox} + \varepsilon_{de}(\lambda_1) C_{de} \quad \dots (2)$$

$$[0058] \quad \mu_a(\lambda_2) = \varepsilon_{ox}(\lambda_2) C_{ox} + \varepsilon_{de}(\lambda_2) C_{de} \quad \dots (3)$$

[0059] 这里, $\mu_a(\lambda_1)$ 表示具有波长 λ_1 的光在位置(i,j,k)处的吸收系数, $\mu_a(\lambda_2)$ 表示具有波长 λ_2 的光在位置(i,j,k)处的吸收系数,并且其单位为 $[\text{mm}^{-1}]$ 。 C_{ox} 表示氧合血红蛋白的量 $[\text{mol}]$,并且 C_{de} 表示脱氧血红蛋白的量 $[\text{mol}]$ 。它们都被假定为表示位置(i,j,k)处的值。

[0060] $\varepsilon_{ox}(\lambda_1)$ 和 $\varepsilon_{de}(\lambda_1)$ 表示氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白在波长 λ_1 中的摩尔吸收系数 $[\text{mm}^{-1}\text{mol}^{-1}]$ 。 $\varepsilon_{ox}(\lambda_2)$ 和 $\varepsilon_{de}(\lambda_2)$ 表示氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白在波长 λ_2 中的摩尔吸收系数 $[\text{mm}^{-1}\text{mol}^{-1}]$ 。通过使用测量和文献值,可以预先获取 $\varepsilon_{ox}(\lambda_1)$ 、 $\varepsilon_{de}(\lambda_1)$ 、 $\varepsilon_{ox}(\lambda_2)$ 和 $\varepsilon_{de}(\lambda_2)$ 。因此,通过使用摩尔光吸收系数和 $\mu_a(\lambda_1)$ 和 $\mu_a(\lambda_2)$ 求解表达式(2)和表达式(3)的联立方程来确定 C_{ox} 和 C_{de} 。在所使用的波长的数量大的情况下,可以适当地使用最小二乘法。

[0061] 如表达式(4)所示,氧饱和度 SO_2 由氧合血红蛋白在总血红蛋白中的比率来定义。因此,氧饱和度 SO_2 由基于表达式(2)、(3)和(4)的表达式(5)表示。因此,浓度相关信息获取单元5可以通过使用表达式(5)基于摩尔光吸收系数和 $\mu_a(\lambda_1)$ 和 $\mu_a(\lambda_2)$ 来获取位置(i,j,k)处的氧饱和度 SO_2 。

[0062] [数学3]

$$[0063] \quad SO_2 = \frac{C_{ox}}{C_{ox} + C_{de}} \quad \dots (4)$$

$$[0064] \quad SO_2 = \frac{\frac{\mu_a(\lambda_2)}{\mu_a(\lambda_1)} \cdot \varepsilon_{de}(\lambda_1) - \varepsilon_{de}(\lambda_2)}{(\varepsilon_{ox}(\lambda_2) - \varepsilon_{de}(\lambda_2)) - \frac{\mu_a(\lambda_2)}{\mu_a(\lambda_1)} \cdot (\varepsilon_{ox}(\lambda_1) - \varepsilon_{de}(\lambda_1))} \dots (5)$$

[0065] 通过对每个位置执行这样的处理,可以获取被检体内部的氧饱和度分布。图3A至图3E示出了在从波长 λ_1 的吸收系数分布和波长 λ_2 的吸收系数分布获得氧饱和度分布的情况下的显示屏的示例。标号301(图3A)指示波长 λ_1 的吸收系数分布的图像,标号302(图3B)指示波长 λ_2 的吸收系数分布的图像,并且标号303(图3C)指示氧饱和度分布的图像。用可以显示氧饱和度的计算值的最大值的范围来表示图像303。即,图像303表示具有0%至150%的计算值的氧饱和度的分布。氧饱和度分布可以是与被检体中的给定区域相对应的三维分布数据(体素的聚集数据),或者也可以是与其一个截面相对应的二维分布数据(像素的聚集数据)。

[0066] 在图3A至图3E中,为了方便起见,将不存在吸收体的区域中的氧饱和度值设置为0%。通过使用吸收系数分布的比率来获得氧饱和度分布,并且当多个波长中的吸收系数分布相对正确时适当地确定氧饱和度分布。因此,吸收系数分布不需要被精确地确定为绝对值。

[0067] 另一方面,标号304(图3D)指示在对氧饱和度分布图像303执行强调血管区域的处理之后显示氧饱和度不小于0%且不大于100%的区域的图像。即,图像304是本发明的比较示例。当关注图像304的右上部分时,具有超过显示范围的值的血管图像不存在。

[0068] 此外,标号305(图3E)指示在对氧饱和度分布图像303执行强调血管区域的处理之后显示氧饱和度不小于0%且不大于120%的区域的图像。当关注图像305的右上部分时,由于图像304中的噪声引起的误差导致已经消失的血管的氧饱和度分布被显示。注意,在图像304和305中的每一个中,为了提高可视性,执行与其他部分相比强调血管部分的处理。这里,图像301或302中所示的吸收系数分布具有高于预定阈值的值的部分被确定为血管。此外,使被确定为没有血管的区域的区域的颜色与背景颜色相同。显示控制单元可提取血管部分的空间分布并使显示单元显示血管部分的空间分布。此时,通过将吸收系数指派给亮度,可以进行澄清。

[0069] 显示方法设置单元6设置用于在浓度相关信息获取单元5中确定的氧饱和度分布的图像显示方法。此时,可以执行基于来自输入单元12的输入信息的设置。将使用图4A描述浓度相关信息分布的在每个位置处的值。

[0070] “期望值(V_{in})”表示基于本发明的测量系统(装置配置和计算原理)通常预期的值的范围。在计算原理中,氧饱和度或物质浓度预计落在不小于0%且不大于100%的期望值的范围内。期望值被认为是由理想测量系统导出的理想浓度相关信息分布的值范围,因此期望值也可以被称为理想值。相反,小于0%或大于100%的值是“意外值(V_{out})”。

[0071] 这里,意外值包括“异常值(V_{ab})”和“保留值(V_{sus})”。异常值区域是这样的被检体区域:其中噪声等的影响被增加,使得在明显不是测量目标的部分(例如,血管以外的生物

组织)中不获得有效值。在图中,当该值大于110%时,该值是异常值。另一方面,保留值表示如下值的值范围的范围:该值可能是从不是测量目标的区域中获得的值,但是也可能是从测量目标(血管或血红蛋白)获得的值并且由于计算过程中的错误等而与期望值稍有偏差。在图中,当该值大于100%且不大于110%时,该值为保留值。

[0072] 指示保留值的位置被允许显示而不经过程掩蔽等,因此保留值也可以被称为允许值。此外,期望值与保留值结合的值范围是该值可能是正常值的范围,因此这些值可以被称为正常值。

[0073] 将描述提供保留值的原因。在装置中计算的吸收系数分布上,叠加了由噪声、重构伪影和背景光学常数引起的误差。因此,存在计算出的氧饱和度偏离期望值的情况。传统上,对于氧饱和度具有意外值的被检体中的位置,已经执行了以下处理:诸如通过掩模处理除去该值、使用与背景颜色相同的颜色进行显示、和向该位置赋予与值为100%的情况下的颜色相同的颜色(该值被取整到100%)之类的处理。然而,对于这种处理,用户无法确定其中出现噪声或重构伪像的部分。此外,存在由于氧饱和度的计算误差而计算出意外值的区域落入理想测量系统的期望值区域内的可能性。然而,对于上述的传统处理,这样的区域被一致地确定为异常值区域。

[0074] 然而,根据本发明的显示,保留值不与期望值或异常值混合,并且用户可以认出保留值区域。结果,可以通过用户的视觉检查或诸如模式识别之类的图像处理来确定保留值区域是否是测定目标,因此更准确的诊断被执行。可以将与期望值的显示系统相同的显示系统应用于作为确定的结果而被发现是期望值的区域。此时,超过100%的值可以被取整到100%。也就是说,在给定位置处计算出的氧饱和度的值对应于超过100%的保留值的情况下,该位置处的氧饱和度的值可被显示为100%。同样在这种情况下,执行显示以使得可以将计算出的氧饱和度的值与超过100%的异常值区分开来。例如,可以显示氧饱和度分布的图像,使得对具有超过100%的保留值的位置赋予亮度,并且对具有超过100%的异常值的位置不赋予亮度(位置不被显示)。或者,当最大氧饱和度值例如是108%时,可以将0到108%的值范围指派给色调,并且可以再次执行显示。此外,可以与其他异常值类似地重新显示被发现是异常值的区域。这种重新显示处理可以基于确定结果自动地执行,或者也可以基于来自用户的指令来执行。

[0075] 显示控制单元可以使显示单元以不同的色阶来显示不同的数值范围(例如,第一数值范围和第二数值范围)。此时,可以将颜色从在氧饱和度为100%的情况下指派的颜色起连续改变的色阶指派给第一数值范围。另外,此时,可以指派色阶,使得当氧饱和度在第一数值范围内从100%达到第一值时,色度连续地降低。另外,此时,在氧饱和度具有第一值的情况下并且在氧饱和度处于第二数值范围内的情况下,可以执行将色度设置为0的显示。此外,色调在第一数值范围内可以是固定的。

[0076] 此外,显示控制单元可以将单一颜色指派给第二数值范围。单一颜色的示例包括白色和黑色。

[0077] 此外,显示控制单元可以使第一数值范围和第二数值范围中的一个闪烁。

[0078] 另外,显示控制单元可以使显示单元显示注释,该注释提供对第一数值范围的区域和第二数值范围的区域中的至少一个的通知。

[0079] 注意,计算过程中的误差表示在浓度相关信息分布的每个位置处发生的计算误

差。其示例包括由噪声或重构伪像引起的误差和由背景光学常数引起的误差。背景光学常数包括被检体的平均吸收系数和等效散射系数。

[0080] 氧饱和度分布的期望值在 $(0 \leq V_{in} \leq 100\%)$ 的范围内。保留值的值范围是通过向估计值的值范围添加与计算误差对应的值而获得的。结果,当假定浓度相关信息分布的计算误差是 $\pm 10\%$ 时,保留值处于 $(-10 \leq V_{sus} < 0\%)$ 和 $(100 < V_{sus} \leq 110\%)$ 的范围内。然而,在本实施例中,小于 0% 的氧饱和度值不被认为是保留值,而是一致被认为是异常值。这是基于以下事实:根据经验规则,静脉血中包括一定量的氧合血红蛋白,因此血液中的氧饱和度不太可能具有在 0% 附近的值。注意,稍后将描述用于确定浓度相关信息分布的每个位置处的计算误差的详细方法。

[0081] 随后,将描述本实施例中的每个值范围的图像显示方法。通常,存在一种在不同的值范围内使用不同的颜色图的方法。例如,存在如下方法:该方法中,对期望值执行其中将 0 至 100% 指派给色谱的色调显示,通过使用单一颜色和明度的变化来显示保留值,并且不显示异常值。另外,存在如下方法:在该方法中,期望值区域和保留值区域中的一个的模式被设置为与另一个的模式不同的模式。另外,存在一种使其中的一个闪光并显示的方法。只要可以将各个值范围呈现给用户以便可以相互区分,则可以使用任何方法。此外,在这些显示中,期望值和保留值可被共同处理,并与异常值形成对比。

[0082] 本实施例的装置能够将浓度相关信息分布中的期望值、保留值和异常值中的至少一个与其它值区分开并显示出来。结果,有助于确定氧饱和度分布中发生噪音或伪影的部分。

[0083] 显示控制单元8基于诸如由特性分布获取单元4生成的吸收系数分布和由浓度相关信息获取单元5生成的氧饱和度分布之类的分布数据来生成要在显示单元7中显示的图像数据。具体地,显示控制单元8基于分布数据执行诸如亮度转换、失真校正和对数压缩之类的图像处理。另外,显示控制单元8执行显示控制,诸如与分布数据一起布置并显示各种显示项目。显示控制单元对应于本发明的显示控制单元。显示单元对应于本发明的显示单元。

[0084] (信号处理单元的处理流程)

[0085] 接下来,参照图2,将描述信号处理单元40的处理流程。该流程在如下状态下开始:其中,基于所施加的光的每个波长,接收信号从探测器顺序地输入到信号处理单元40中的信号收集单元9,并且诸如AD转换和放大之类的处理在信号收集单元9中被执行。

[0086] 在步骤S101中,特性分布获取单元4通过使用具有波长 λ_1 的光的接收信号来获取波长 λ_1 中的吸收系数分布,并且通过使用具有波长 λ_2 的光的接收信号来获取波长 λ_2 中的吸收系数分布。

[0087] 在步骤S102中,浓度相关信息获取单元5通过使用波长 λ_1 中的吸收系数分布和波长 λ_2 中的吸收系数分布来生成目标区域中的氧饱和度分布。注意,吸收系数分布中的部分区域可以被区域设置单元13设置为目标区域,并且与吸收系数分布的范围相同的范围也可以被设置为目标区域。用户经由输入单元12指定的范围可以被设置为目标区域。

[0088] 在步骤S103中,显示方法设置单元6设置由浓度相关信息获取单元5确定的用于氧饱和度分布的每个值范围的范围以及用于每个值范围的颜色图。这里,假定每个值范围的范围和颜色图都是在装置中预先设定的。这些设定值被存储在信号处理单元内部或外部的

存储装置(未示出)中。也可以经由输入单元12接收来自用户的指令。

[0089] 在本流程中,假定氧饱和度分布的期望值满足($0 \leq V_{in} \leq 100\%$),并且假定保留值满足($100 < V_{sus} \leq 110\%$)。这里,根据经验规则,基于氧饱和度不太可能具有在0%附近的值的事实,为了执行简单处理,在值小于0%的一侧不提供保留值。因此,小于0%或大于110%的值是异常值。注意,保留值的范围可以根据测量精度和目标误差范围而任意设置。

[0090] 在步骤S104中,设置用于期望值和保留值中的每一个的颜色图。设置在HSV颜色空间中的颜色图被转换成RGB颜色空间中的颜色图,并且RGB颜色空间中的颜色图被使用。HSV颜色空间是包括色调(Hue)、饱和度(Saturation(饱和度) • Chroma(色度))和值(Value(值) • Lightness(明度) • Brightness(亮度))这三种颜色分量的颜色空间,也被称为HSL颜色空间或HSB颜色空间。色调(H)表示颜色的种类(红色、蓝色、黄色等),并具有0至360的范围。这里,红色为0,绿色为120,蓝色为240,并且红色出现为360,所有色调都以这种方式表示。饱和度(S)表示颜色的鲜艳度,并具有0至100%的范围。随着饱和度下降,灰色变得明显。值(V)表示颜色的亮度,并具有0至100%的范围。另一方面,RGB颜色空间是使用红色(Red)、绿色(Green)和蓝色(Blue)这三种颜色表示的颜色空间。

[0091] 在氧饱和度具有期望值的范围内,使从蓝色(240)经由绿色(120)到红色(0)的色调(H)对应于氧饱和度值的0%至100%。这里,饱和度(S)被设置为100%。接下来,在意外值当中的保留值的范围内,色调保持红色(0),并且饱和度(S)从100%降低到0%。另外,在意外值当中的异常值的范围内,氧饱和度值不大于0%的范围被设置为蓝色(240),并且氧饱和度值不小于110%的范围被设置为白色。在两者中的任一个颜色图的情况下,归一化为100%的吸收系数强度代替该值(V),并且该值根据吸收系数强度的大小而改变。最后,将HSV颜色空间中针对设置的氧饱和度值的颜色图转换成RGB颜色空间中的颜色图,并存储RGB颜色空间中的颜色空间。利用该布置,可以为氧饱和度值的不同值范围提供不同的显示规则,使得可以将显示规则彼此区分开来。

[0092] 在步骤S105中,显示控制单元8基于在显示方法设置单元6中设置的颜色图来生成在浓度相关信息获取单元5中计算出的氧饱和度分布的图像数据,并将该图像数据显示在显示单元7中。

[0093] 因此,在本实施例中,通过基于被包括在作为成像目标的氧饱和度分布中的计算误差将值范围划分为期望值、保留值和异常值的值范围并根据值范围改变显示方法,变得可以确定异常值区域。

[0094] <修改1:要显示的信息的种类>

[0095] 注意,浓度相关分布不限于氧饱和度分布。浓度相关分布可以是任何分布,只要该分布是与通过使用基于多个波长的光吸收的特性分布确定的物质的浓度有关的值的分布即可。例如,浓度相关分布可以通过向氧饱和度、总血红蛋白浓度、氧合血红蛋白浓度、脱氧血红蛋白浓度、葡萄糖浓度、胶原浓度、黑色素浓度、脂肪或水的体积分数、体脂百分比等指派权重而获得的值的分布。

[0096] 另外,应用本发明的显示方法的目标可以是任何生物物质的存在量或指示生物成分的特性的特性值而不是浓度相关分布。换言之,本发明可适用于把由光声装置获得的任何值分成期望值(理想值)、保留值(允许值)和异常值的情况。例如,考虑基于计算方法的特性来假定给定成分的浓度处于(D_a 至 D_b)的范围内的情况,并且由于测量方法的特性可以发

生±15%的误差。此时,根据本发明的方法,在其中值对应于期望值±15%的范围内通过使用与期望值不同的显示方法执行图像显示。

[0097] 此外,在上述示例中,特性分布获取单元4已经获取吸收系数分布作为基于光吸收的特性分布,但是本实施例不限于此,并且特性分布也可以是声压分布(通常是初始声压分布)或光能吸收密度分布。例如,由于 μ_a 根据表达式(1)由 $P/(\Gamma \cdot \Phi)$ 表示,所以通过将表达式(5)中的 μ_a 替换为 $P/(\Gamma \cdot \Phi)$ 可以根据初始声压直接计算氧饱和度。也就是说,即使当特性分布获取单元4在已经确定初始声压分布之后暂时不确定吸收系数分布时,浓度相关信息获取单元5也可以根据关于初始声压分布的数据直接确定氧饱和度分布。

[0098] 测量目标区域不限于血管中的血液部分。测量目标区域也可以是血管壁、淋巴管、肌肉组织、乳腺组织、脂肪组织、诸如造影剂或分子标靶药剂之类的从外部注入的物质,或其集合体。

[0099] <修改2:显示方法>

[0100] 期望值、保留值和异常值的范围以及用于确定它们的预定阈值(th)不限于上述那些。此外,每个值范围可以根据操作者的规范或装置条件而改变。另外,每个值范围内的显示方法的使用是任意确定的。

[0101] 例如,存在一种在期望值和保留值中使用连续颜色图的方法。此外,存在一种使异常值的颜色图与图像的背景颜色相同的方法,并且存在一种将异常值的颜色图的饱和度(S)设置为0、将值(V)设置为0或将色调(H)设置为0的方法。通常,异常值区域以黑色显示。此外,假定颜色图的色调(H)和饱和度相对于氧饱和度值的变化线性地变化,但是也可以非线性地变化,只要该显示是用于示出氧饱和度变化的适当显示即可。此外,通过将其他值范围的颜色图所未使用的颜色用作异常值的颜色图,可以提高识别性。

[0102] 如图4B中的保留值2和保留值3所示,显示方法可根据偏离期望值的程度而改变。此外,在特性值小于0的情况下,可以提供保留值1。可以在存储装置中预先存储这些设定值,或者可以经由输入单元12接收来自用户的指令。另外,在图像的显示期间,用户可以经由输入单元12切换每一个值范围的范围、阈值、用于每一个值范围的显示方法等。

[0103] <修改3:血管强调处理>

[0104] 在将本发明应用于氧饱和度分布的显示的情况下,重要的是精确地确定血液的存在位置(即,血管的位置)以及向用户清楚地呈现该位置。为此,优选将本发明的显示方法与血管位置的强调技术或修整技术相结合。

[0105] 作为血管强调技术,例如存在这样一种方法:在该方法中,使得基于吸收系数分布被认为来源于血红蛋白的信号分量的强度高的位置被认为是血管的位置,并且该位置与使得强度低的位置相比被强调并显示。此外,作为用于确定血管位置的技术,存在一种基于初步拍摄的光声图像来确定血管位置的方法,并且存在一种提供用于通过其他方式(照相机、红外光照相机、超声回波装置等)进行测量的血管位置确定单元的方法。基于确定的血管位置通过血管修整显示或血管强调显示来实现给用户的清晰显示。相反,血管存在于其中氧饱和度具有异常值的部分中的可能性低,因此这样的区域可被设置为通过修整处理进行删除的对象。

[0106] <装置的优选配置>

[0107] 接下来,将描述本实施例的各个组成单元的具体示例。

[0108] (光源1)

[0109] 光源1优选是发射纳秒级到微秒级的脉冲光的脉冲光源。发射中的优选脉冲宽度大约不小于1纳秒且不大于100纳秒。此外,光的波长优选处于不小于400nm且不大于1600nm的范围内。当生物体的深部被成像时,被称为“生物体的窗口”(在生物体的背景组织中具有小吸收的波长带)的波长带是优选的。具体而言,波长带不小于700nm且不大于1100nm。另一方面,当生物体表面附近的血管被以高分辨率成像时,可见光区域是优选的。然而,也可以使用太赫兹波、微波和无线电波区域。

[0110] 作为特定光源1,激光装置是优选的。在通过使用具有多个波长的光束来确定物质浓度的情况下,使用波长可调激光器。此外,也可以使用在激光器之间进行切换的同时发射具有不同波长的光束的多个激光器。作为激光器,可以使用诸如固态激光器、气体激光器、染料激光器和半导体激光器之类的各种激光器。具体地,诸如Nd:YAG激光器或翠绿宝石激光器之类的脉冲激光器是优选的。此外,也可以使用利用Nd:YAG激光作为激发光的Ti:sa激光器和OP0(光学参量振荡器)激光器。作为光源也可以使用闪光灯、发光二极管等。

[0111] 从光源1输出的脉冲光由诸如光纤、透镜、反射镜或扩散器之类的传播光的构件(光学构件)引导到被检体。此外,当引导脉冲光时,可以通过使用这些光学构件来改变脉冲光的光斑形状或光密度。

[0112] (探测器30)

[0113] 探测器30包括一个或多个转换元件3。作为转换元件3,存在使用锆钛酸铅(PZT)等的压电性的压电元件、使用光的谐振的转换元件、以及诸如CMUT之类的电容转换元件。此外,只要转换元件能够接收声学波并将声学波转换为电信号,就可以使用任何转换元件。在提供多个转换元件3的情况下,优选布置转换元件3以将其布置在称为1D阵列、1.5D阵列、1.75D阵列或2D阵列的平面或曲面上。

[0114] 探测器30也可以被配置为相对于被检体机械地移动,并且探测器30也可以是由用户握住并移动的手持探测器30。在光声显微镜的情况下,探测器30优选为聚焦探测器,并且探测器30优选地沿着被检体的表面机械地移动。此外,所施加的光的照射位置和探测器30优选彼此同步地移动。在探测器30中,可以设置放大从转换元件3输出的模拟信号的放大器。在进行探测器的机械扫描的情况下,通过提供按压并保持被检体的板状保持构件或由将被检体保持在其间的两个板构成的保持构件,可以提高测量的稳定性。

[0115] 此外,可以使用如下探测器30:其中,多个转换元件3安装到半球形、球形冠、碗、杯等形状的支撑体的内壁。在该探测器30的情况下,可以形成其中多个转换元件的接收灵敏度高的方向所集中于的区域(高灵敏度区域)以提高图像的分辨率。在使用这种探测器的情况下,优选使用透射光和声学波的杯形保持构件来保持被检体。

[0116] (显示单元7)

[0117] 作为显示单元7,可以使用诸如LCD(液晶显示器)、CRT(阴极射线管)和有机EL显示器之类的显示器。注意,代替采用其中本实施例的被检体信息获取装置包括显示单元7的配置,显示单元7也可以被单独准备并连接到被检体信息获取装置。

[0118] (信号处理单元40)

[0119] 在信号收集单元9中,可以使用通常称为DAS(数据采集系统)的电路。具体地,信号收集单元9包括:放大接收信号的放大器,对模拟接收信号进行数字化的AD转换器,以及诸

如FIFO或RAM之类的存储接收信号的存储器。

[0120] 在特性分布获取单元4、浓度相关信息获取单元5、和显示方法设置单元6中,可以使用诸如CPU、MPU和GPU(图形处理单元)之类的处理器。此外,也可以使用诸如FPGA(现场可编程门阵列)芯片等的运算电路。注意,特性分布获取单元4和浓度相关信息获取单元5中的每一个可以由多个处理器和运算电路构成,而不是由一个处理器和一个运算电路构成。

[0121] 此外,特性分布获取单元4、浓度相关信息获取单元5和显示方法设置单元6中的每一个可以包括存储从信号收集单元9输出的接收信号的存储器。该存储器典型地由诸如ROM、RAM或硬盘之类的存储介质构成。注意,存储器可以由多个存储介质构成,而不是由一个存储介质构成。

[0122] 类似地,显示方法设置单元6可以由诸如CPU或GPU之类的处理器和诸如FPGA芯片之类的电路构成,或者通过组合多个处理器和电路而构成。此外,显示方法设置单元6可以包括存储接收信号、分布数据、显示图像数据和各种测量参数的存储器。该存储器通常由诸如一个或多个ROM、RAM和硬盘之类的存储介质构成。

[0123] 图1B是示出信号处理单元40的一个具体示例与外部装置之间的关系的示意图。信号处理单元40包括DAS 201、存储器202、CPU 203和GPU 204。DAS 201执行本实施例中的信号收集单元9的一个功能。从DAS 201传输的数字信号被存储在存储器202中。

[0124] CPU 203执行本实施例中的特性分布获取单元4、浓度相关信息获取单元5、显示控制单元8、和显示方法设置单元6的部分功能。具体而言,CPU 203经由系统总线200来控制各个配置块。此外,CPU 203可以对存储在存储器202中的数字信号执行诸如求和与校正之类的信号处理。另外,CPU 203再一次将信号处理之后的数字信号写入到存储器202中,并且数字信号被用于由GPU 204生成分布数据。

[0125] GPU 204执行本实施例中的特性分布获取单元4、浓度相关信息获取单元5、显示控制单元8和显示方法设置单元6的部分功能。具体而言,GPU 204通过使用已经经历CPU 203进行的信号处理并写入到存储器202中的数字信号来生成分布数据。此外,GPU 204可以通过向生成的分布数据应用诸如亮度转换、失真校正和目标区域的切除之类各种图像处理来生成图像数据。注意,也可以由CPU 203执行类似的处理。浓度相关信息计算单元和显示方法设置单元被认为对应于本发明的确定单元。然而,通过组合显示方法设置单元的部分功能和显示控制单元的功能,可以认为显示方法设置单元和显示控制单元对应于本发明的显示控制单元。此外,在信号处理单元40中,在单个信息处理装置或彼此协作的多个信息处理装置中工作的程序当中的多个预定模块可以被认为对应于本发明的确定单元和显示控制单元。

[0126] (输入单元12)

[0127] 输入单元12是用于接收来自用户的诸如数值范围指定、区域指定和显示方法的切换之类的各种指令并将其发送到信号处理单元的接口。作为输入单元,可以使用鼠标、键盘、轨迹球、触摸板、触摸笔、触摸面板显示器、命令行输入装置、语音输入装置等。输入单元对应于本发明的第二获取单元。

[0128] [示例1]

[0129] 以下,将描述更具体的示例。在本示例中,使用模拟乳房的人体模型作为被检体,通过由聚甲基戊烯制成的保持被检体的保持构件将光施加到被检体,并且探测器30通过保

持构件接收光声波。探测器30是具有频带为 $1\text{MHz} \pm 40\%$ 的多个转换元件的2D阵列探测器。

[0130] 在本示例中,首先,将具有797nm波长的脉冲光从光源1施加到被检体,并且由探测器30接收光声波。在放大和AD转换被执行之后,信号处理单元40基于接收信号通过使用通用背向投影来执行图像重构。随后,通过使用所确定的初始声压分布和光量分布以及格鲁内森常数来生成吸收系数分布。吸收系数分布的值是体素数据的形式,并且一个体素是边长为0.25mm的立方体。获得的吸收系数分布在长度上是200个体素,在宽度上是200个体素,并且在高度上是200个体素。

[0131] 接下来,将具有756nm波长的脉冲光从光源1施加到被检体,并且由探测器30接收光声波。信号处理单元40基于通过接收获得的接收信号通过使用通用背向投影来执行图像重构。随后,信号处理单元40通过使用所确定的初始声压分布和光量分布以及格鲁内森常数来生成吸收系数分布。

[0132] 信号处理单元40基于756nm的吸收系数分布和797nm的吸收系数分布来计算氧饱和度分布。通过使用各个波长的相应体素来执行氧饱和度的计算,并且与吸收系数分布类似,氧饱和度分布在长度上是200个体素,在宽度上是200个体素,并且在高度上是200个体素。

[0133] 将描述使用色调(H)和饱和度(S)的用于显示氧饱和度值的颜色图。低异常值(小于0%)以蓝色显示,期望值(0%至100%)以蓝色经由绿色至红色来显示,保留值(100至110%)以红色至白色来显示,并且高异常值(大于110%的值)以白色显示。从吸收系数分布的强度获得的权重替代值(V)。此时,用由操作者设置的值对吸收系数的值进行归一化,由此计算权重。由此,获得被认为是血管的区域和被认为包含大量血红蛋白的区域被强调并显示的效果。

[0134] 将描述用于将三维体素数据显示为与高度方向上的多个切片相对应的多个二维图像的方法。首先,在高度方向上扫描每个体素,从所扫描的体素中的氧饱和度值当中选择具有吸收系数值的最大权重的体素中的氧饱和度值,并将其显示为图像。然而,显示方法不限于此,并且可以使用各种现有的用于二维地显示三维体素数据的方法。

[0135] 在HSV颜色空间中表达的颜色图在显示时被转换成RGB颜色空间中的颜色图。颜色空间的转换取决于要使用的显示软件。当软件能够用HSV颜色空间中的颜色图进行显示时,执行HSV显示。此外,可以将HSV颜色空间中的颜色图转换为RGB颜色空间、sRGB颜色空间、RGBA颜色空间、CMY颜色空间、CMYK颜色空间、CMK颜色空间、HLS颜色空间等中的颜色图。

[0136] 这里,保留值被设置为100%至110%。然而,在预先在理论上已经知道氧饱和度的计算误差约为 $\pm 10\%$ 的情况下,可以将保留值的值范围设置为包括余量的100%至115%。在这种情况下,可以确定值大于110%的区域不可避免地是异常值区域。或者,如图4B所示,可以根据与期望值的偏离程度来提供多个保留值,并且可以通过使用不同规则来显示这些保留值。

[0137] 根据本示例,即使在由噪声、重构伪影或背景光学常数引起的计算误差被包括在吸收系数分布中并且诸如氧饱和度之类的浓度相关信息由此具有意外值的情况下,也可以显示图像,使得便于用户进行识别。

[0138] [第二实施例]

[0139] 将着重于与第一实施例不同的部分来描述第二实施例中的装置配置和处理流程。

[0140] 在本实施例的被检体信息获取装置中,由显示方法设置单元6为浓度相关信息分布的每个值范围设置的显示方法是不同的。具体而言,期望值区域、保留值区域和异常值区域被通过使用颜色闪烁和纹理图像彼此区分开并显示。在三个不同的区域中可以使用不同的显示。此外,两个区域(例如,期望值区域和保留值区域)可以被组合,并被显示为与异常值区域不同。

[0141] 本实施例的处理流程与第一实施例中直到图2中的步骤S103的处理流程相同。在S104中,执行如下颜色设置:其中所显示的颜色在每个设置的值范围内闪烁。在本实施例中,描述了仅异常值区域闪烁,但是其他值范围也可以闪烁,并且各个值范围可以依次闪烁。此外,期望值和保留值中只有一个可以闪烁,并且期望值和保留值可以交替地闪烁。

[0142] 另外,图5所示的用户界面可以被显示在显示屏上。用户可以通过使用输入单元12来选择闪烁区域。此时,可以选择闪烁/不闪烁,并通过使用复选框来选择闪烁显示区域。此外,通过在屏幕上用光标点击区域,可以使部分或全部目标区域闪烁。在图5中,使用直线来强调闪烁部分的周边,从而增加可视性。当选择闪烁时,屏幕上的目标区域的每个像素以允许操作员进行确定的速度闪烁。例如,在每1秒中每0.5秒交替地显示根据设置的颜色图进行的颜色显示和根据“其他显示方法”进行的颜色显示。

[0143] 在本实施例中,作为“其他显示方法”,使用其中饱和度(S)被设置为0%的颜色图。然而,可以自动选择所设置的颜色图的补色,或者也可以使用未在所设置的颜色图上使用的颜色。此外,其中饱和度(S)或值(V)被设置为0%或100%的颜色图可以用作其他颜色。另外,作为其他显示方法,可以显示任何图案,或者所设置的颜色图上的颜色的饱和度可以随着时间过去而减小并且颜色随着时间过去而变为所设置的其他颜色。

[0144] 随后,作为用于区分各个值范围的显示方法,将描述通过使用纹理图像来显示值范围之一的一部分的情况。纹理图像是用于通过使用视觉变化来人为地表达图像的纹理和图案的图案。例如,在通过使用纹理图像来表达异常值区域的情况下,通过仅在异常值区域部分中显示具有不同纹理的图案,可以将该部分与其他区域中的用统一颜色图表示的各区域区分开。

[0145] S105中和S105之后的处理与第一实施例中的处理相同。因此,在本实施例中,在显示方法设置单元6中设置的值范围的区域中,设置诸如闪烁之类的特殊显示方法。结果,便于用户确定该区域。

[0146] [第三实施例]

[0147] 第三实施例的被检体信息获取装置使用与第一和第二实施例中的每一个相同的装置配置,因此每个配置的详细描述将被省略。在下文中,将着重于与上述实施例不同的部分来描述信号处理单元40中的处理细节。

[0148] 本实施例的被检体信息获取装置即使在具有用作值范围的边界的不同阈值的多个区域存在于同一被检体中的情况下也能够适当地显示被检体图像。具体而言,该装置基于计算误差的因素在理论上计算每个区域的阈值。随后,该装置基于计算出的阈值自动设置每个值范围并显示它。

[0149] 在图2中的处理流程中,直到S102为止,执行与第一实施例相同的处理。随后,在S103中,在本实施例中确定氧饱和度分布的在每个位置处的计算误差。氧饱和度的计算误差包括由噪声引起的误差和由背景光学常数引起的误差。背景光学常数是检体的平均吸

收系数和等效散射系数,并且这些是预先确定的。

[0150] 首先,在下文中,将描述由噪声引起的氧饱和度的计算误差。这里,作为噪声,采用由系统噪声引起的误差。由系统噪声引起的氧饱和度的计算误差的计算流程如下。首先,测量装置的系统噪声,并且随后确定在假定血细胞为吸收体的情况下生成的声压的噪声信号强度比(SN比)。然后,根据初始声压分布的SN比来确定吸收系数分布或氧饱和度分布的计算误差。

[0151] 首先,在不放置被检体的情况下在装置中执行测量,并且重建获得的信号并生成初始声压分布。这里,一个体素是边长为0.25mm的立方体,并且初始声压分布的大小为200个体素长、200个体素宽和200个体素高。另外,代替执行实际测量,也可以通过如下仿真来生成噪声:在该仿真中,用由每个探测器观测到的系统噪声强度作为NEP(Noise Equivalent Pressure,噪声等价压力)来执行图像重构。

[0152] 接下来,确定在将血细胞假定为吸收体的情况下初始声压分布的在每个位置处的血细胞的生成声压。假定半径为1mm的血细胞作为吸收体。通过设置血液的格鲁内森常数、光量分布、以及半径为1mm的吸收系数值,从表达式(1)获得初始声压分布的在每个位置处的生成声压。这里,将血液的格鲁内森常数设置为0.2,并且根据光照射强度分布或被检体形状来计算光量分布。具体而言,通过求解光输送方程或光扩散方程进行计算来获得被检体的光量分布。注意,在光输送方程或光扩散方程中,可以使用在数值计算领域中已知的方法,诸如蒙特卡洛方法、差分法和有限元方法等。

[0153] 通过使用获得的信号和噪声的初始声压分布,根据表达式(1)计算吸收系数分布。根据信号的吸收系数分布和噪声的吸收系数分布来获得被检体的在每个位置处的吸收系数分布的SN分布。通过用两个波长来执行对被检体的每个位置处的吸收系数分布的SN分布的计算并用SN分布执行计算,获得氧饱和度的SN分布。通过计算氧饱和度的SN分布中每个位置处的氧饱和度值的方差,确定被检体的每个位置处的氧饱和度分布的计算误差。

[0154] 接下来,将描述由背景光学常数引起的氧饱和度的计算误差。这里,考虑通过使用仿真来计算由背景光学常数引起的氧饱和度的计算误差。背景光学常数的估计是通过使用背景光学常数的测量装置来执行的。在测量装置中,假定背景光学常数的估计误差被计算,并且假定该仿真中的估计误差为 $\pm 5\%$ 。在这种情况下,在背景光学常数的每个测量中,可以认为估计误差叠加在测量结果上。

[0155] 作为被检体,当一个体素是边长为0.25mm的立方体时,考虑长度为200个体素、宽度为200个体素、高度为200个体素的体数据。在整个体数据中,假定生物体的间质组织的平均散射系数和平均吸收系数(背景光学常数)被设置。在使用测量装置测量被检体并且所获取的背景光学常数等于平均散射系数和平均吸收系数的情况下,背景光学常数的测量误差是 $\pm 5\%$ 。因此,可以计算包括误差的背景光学常数的值范围。

[0156] 接下来,通过使用包括误差的背景光学常数来确定被检体的光量分布。也可以通过求解光输运方程或光扩散方程来获得光量分布。由此,可以获得被检体的吸收系数分布。

[0157] 通过用两个波长执行上述处理来计算氧饱和度分布。通过计算与背景光学常数的真实值的偏差,可以计算被检体区域中的氧饱和度分布的计算误差。通过使以这种方式获得的由噪声和背景光学常数引起的氧饱和度的计算误差相加,可以计算被检体的每个位置处的氧饱和度的计算误差。在使计算误差相加的情况下,期望执行被检体的每个位置处的

多个因素的误差的均方根,但是也可以适当地执行误差的相加。

[0158] 随后,在显示方法设置单元6中,设置被检体的每个位置处的阈值。这里,在显示单元7中显示二维图像(在被检体的长度、宽度和高度中的一个轴上的横截面图像或具有多个体素的厚度的图像)的情况下,存在阈值(或值范围)因被检体的位置而异的可能性。在这种情况下,例如,使用每个横截面图像中的最大阈值。

[0159] 在S104中和在S104之后的处理与第一实施例中的处理相同。

[0160] 因此,在本实施方式中,根据在计算出的浓度相关分布的每个位置处的浓度相关分布的计算误差来设置使浓度相关分布的各个值范围分开的阈值。结果,可以以高精度分开各个值范围。

[0161] [第四实施例]

[0162] 接下来,将着重于与上述实施例不同的部分来描述第四实施例。本实施例的被检体信息获取装置在浓度相关分布是血糖浓度分布的情况下计算每个位置处的血糖浓度分布的计算误差图。

[0163] 在图2中的处理流程中的S103中,直到计算出血糖浓度分布的每个位置处的误差为止的处理与第三实施例相同。由此,可以计算指示血糖浓度分布的每个位置处的误差的计算误差分布。通过在S104中将计算误差分布显示在显示单元7中,可以显示在被检体的每个位置处的血糖浓度分布的每个位置处的计算误差分布。此时,如图6所示,可以通过使用轮廓图来表达给定横截面中的血糖浓度分布的计算误差的百分比。此外,也可以使用其他绘图方法。

[0164] 因此,在本实施例中,通过使计算出的浓度相关分布的每个位置处的浓度相关分布的计算误差可视化,可以在计算出的浓度相关分布的每个位置处实现可靠性。

[0165] [第五实施例]

[0166] 接下来,将着重于与上述实施例不同的部分来描述第五实施例。本实施例的被检体信息获取装置选择性地显示浓度相关信息分布的期望值区域、保留值区域和异常值区域中的至少一个。这里,作为浓度相关分布,使用分子探针浓度分布。

[0167] 在图2中的处理流程中的S102中,计算浓度相关信息分布。在显示方法设置单元6中,根据凭经验获得的值范围(例如,0%至100%,100%至110%)来确定期望值和保留值的值范围。除上述值范围之外的值范围被确定为异常值的值范围。另外,在S104中,显示浓度相关信息分布的期望值区域、保留值区域和异常值区域中的至少一个。要显示的区域可以是预定的区域,并且可以根据使用输入单元12的指令来切换该区域。注意,对于显示目标以外的值范围,诸如如下显示方法的允许容易识别值范围的显示方法是优选的:其中,以与背景颜色相同的颜色来显示值范围。

[0168] 在本实施例中,可以容易地确定浓度相关信息分布的每个值范围的分布。具体地,通过使用根据经验规则等设定的值,变得可以在没有通过装置的计算处理的情况下显示浓度相关信息分布。

[0169] 根据本发明,即使在由噪声、重构伪影和背景光学常数引起的计算误差被包括在与计算出的被检体的光学特性有关的分布中的情况下,也可以确定诸如氧饱和度分布之类的浓度相关分布的异常值。结果,所显示的浓度相关分布的诊断性能被提高。

[0170] 其他实施例

[0171] 本发明的实施例也可以由读出并执行在存储介质(例如,非瞬时计算机可读存储介质)上记录的计算机可执行指令以执行本发明的上述实施例中的一个或多个实施例的功能的系统或装置的计算机来实现,以及通过由该系统或装置的计算机例如通过读出并执行来自存储介质的计算机可执行指令以执行上述实施例中的一个或多个实施例的功能来执行的方法来实现。计算机可以包括中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)或其他电路中的一个或多个,并且可以包括单独计算机或单独计算机处理器的网络。计算机可执行指令可以例如从网络或者存储介质被提供给计算机。存储介质可以包括例如硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、分布式计算系统的存储装置、光盘(诸如紧凑盘(CD)、数字多用途盘(DVD)或者蓝光盘(BD)™)、闪存设备、存储卡等中的一个或多个。

[0172] 尽管已经参考示例性实施例描述了本发明,但是将会明白,本发明不限于所公开的示例性实施例。所附权利要求的范围将被赋予最广泛的解释以包含所有这种修改以及等效的结构和功能。

[0173] 本申请要求于2015年6月23日提交的日本专利申请第2015-125787号的权益,因此其全部内容通过引用而合并于此。

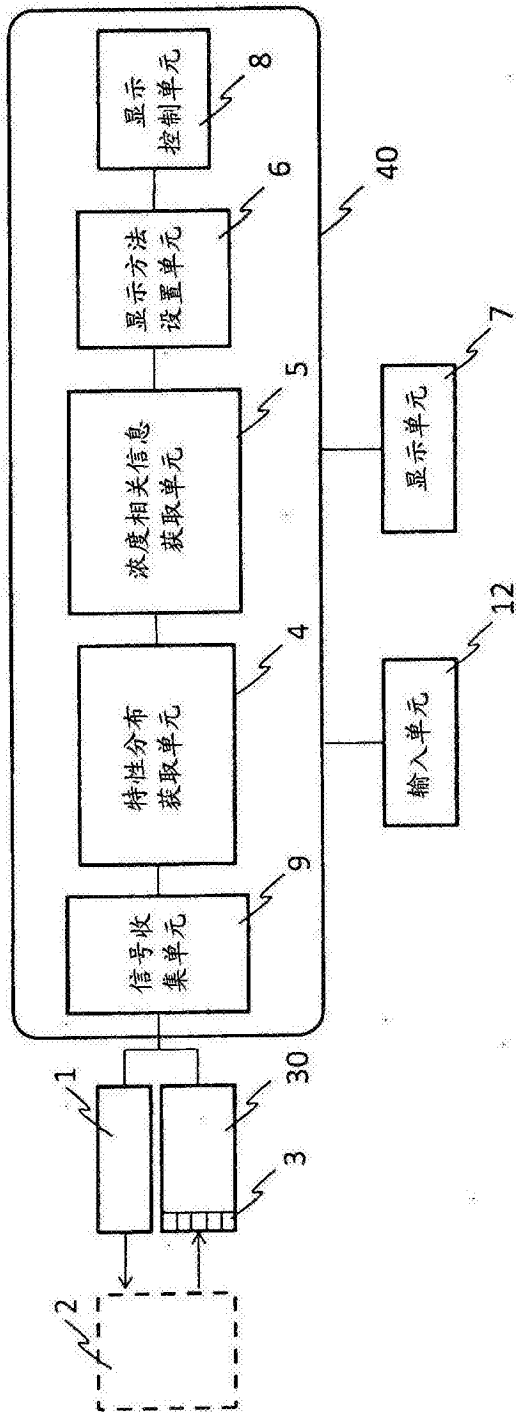


图1A

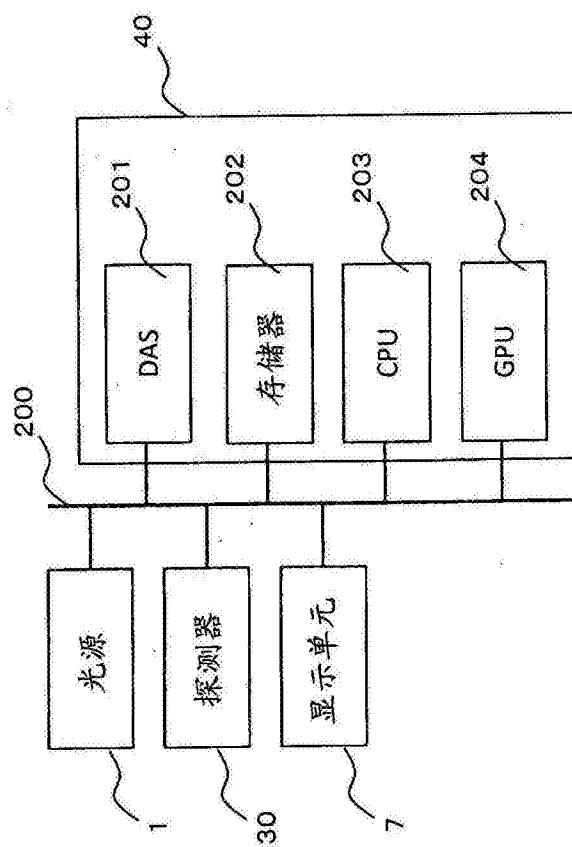


图1B

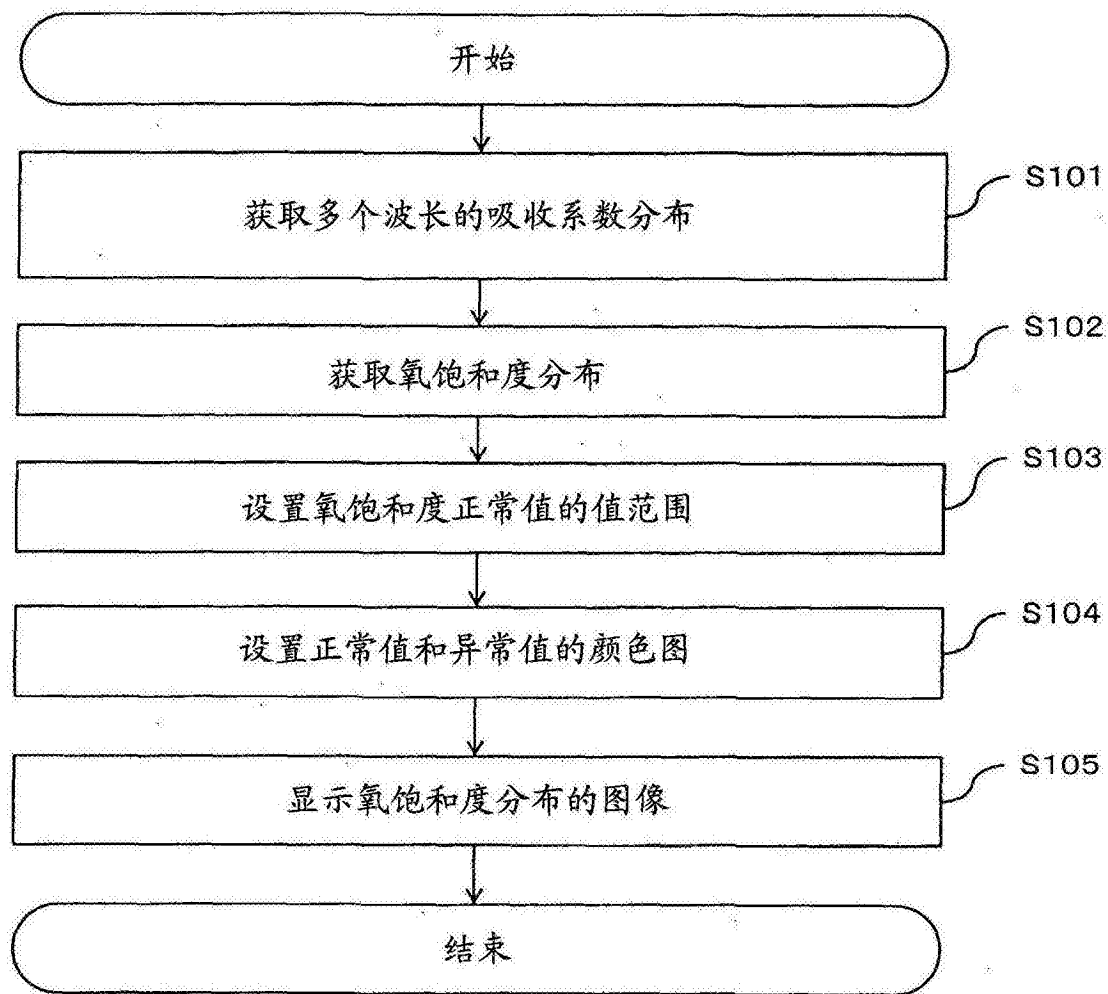


图2

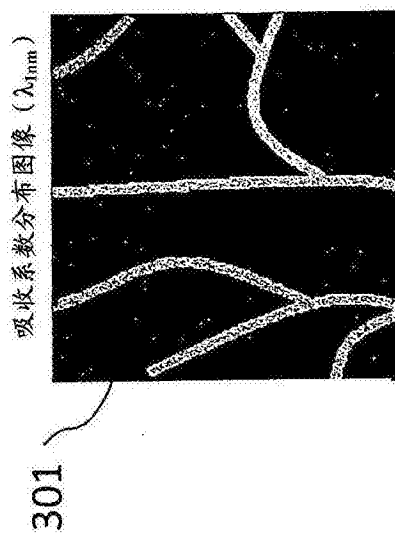


图3A

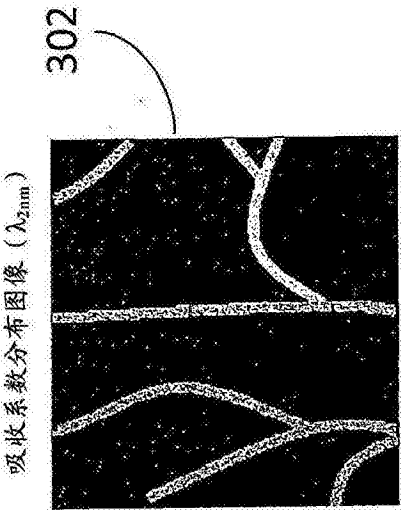


图3B

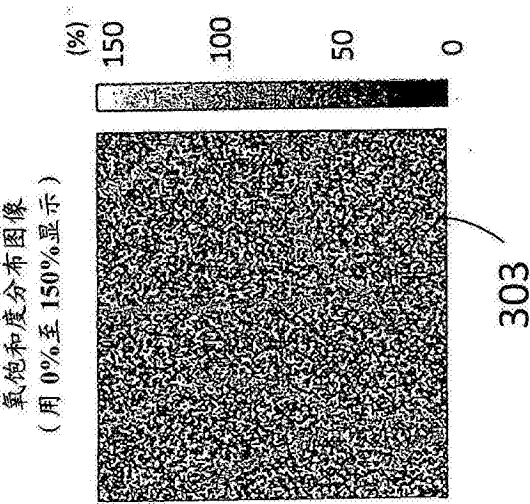


图3C

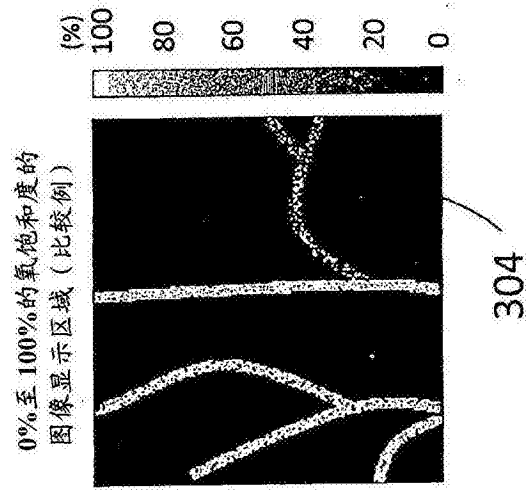


图3D

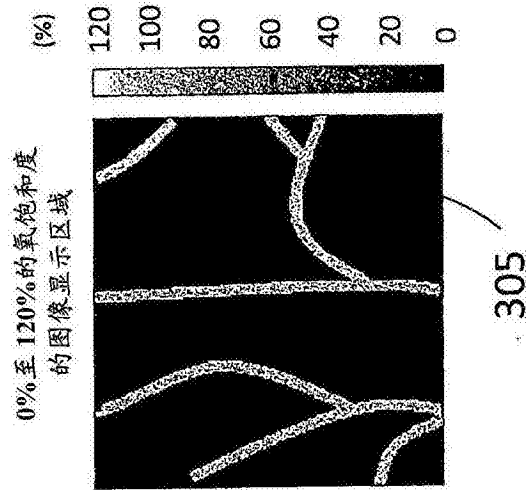


图3E

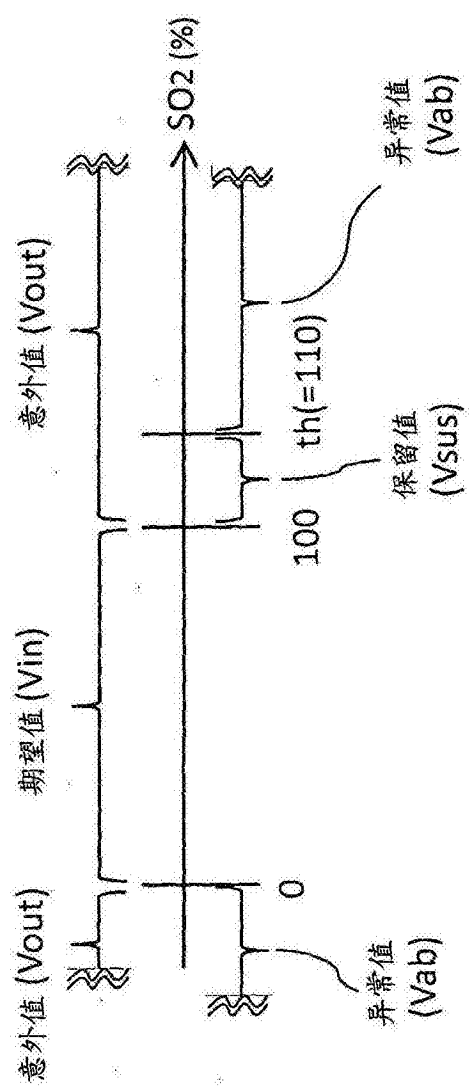


图4A

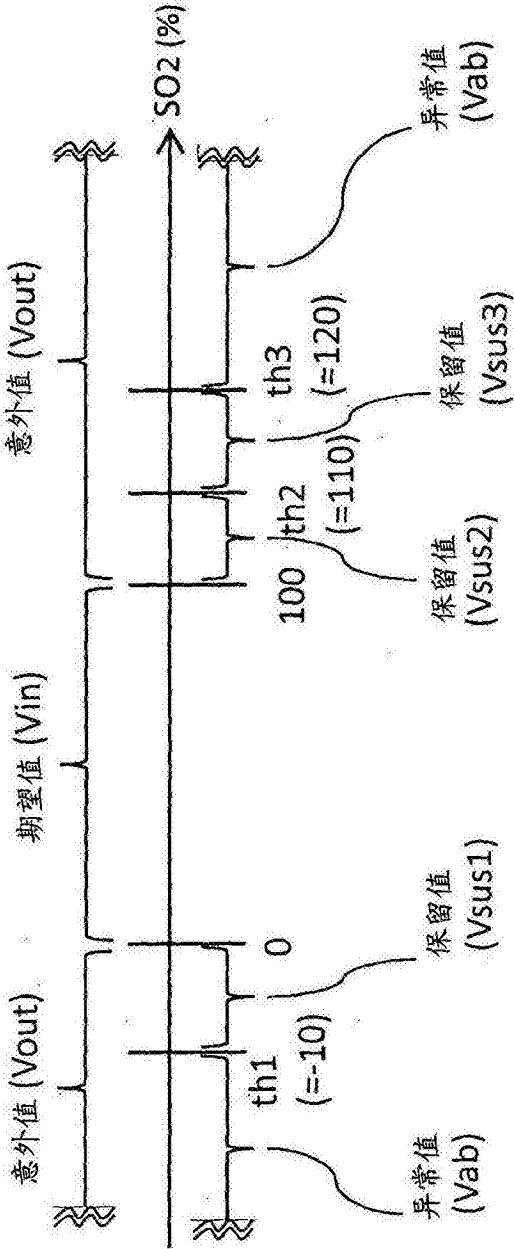


图4B

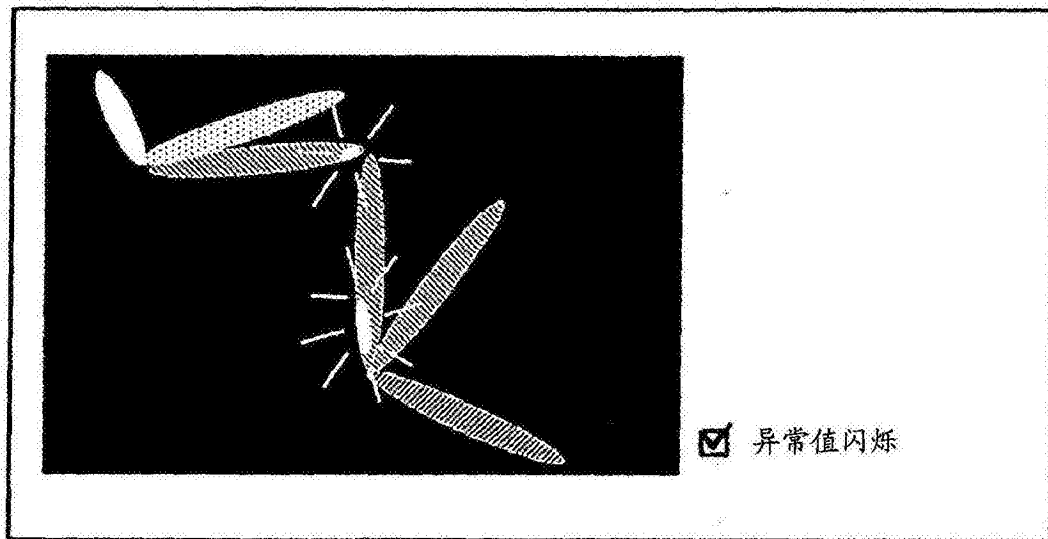


图5

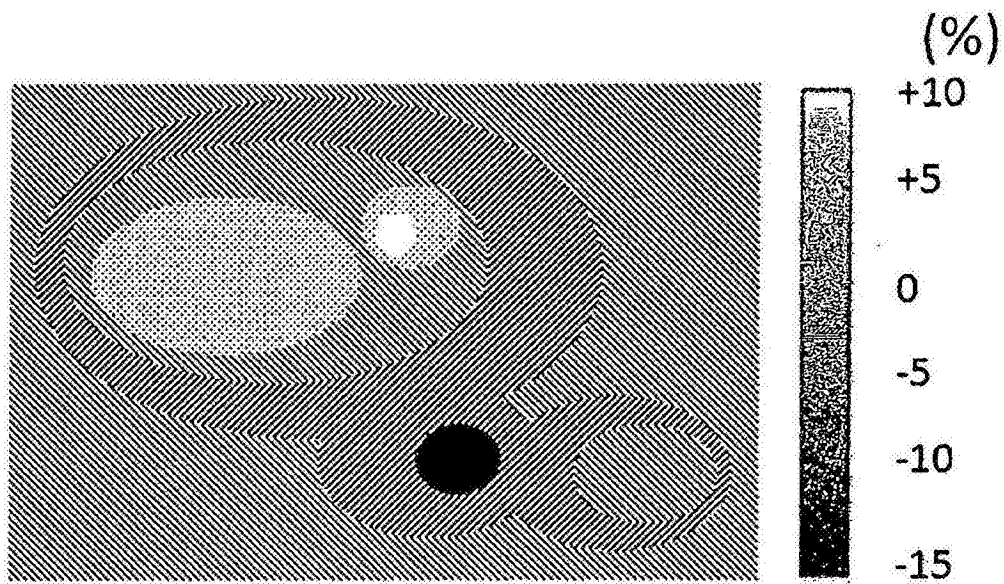


图6

专利名称(译)	装置和显示控制方法		
公开(公告)号	CN107809945A	公开(公告)日	2018-03-16
申请号	CN201680035833.9	申请日	2016-06-16
[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	梅泽孝太郎 大石卓司 中村喜子		
发明人	梅泽孝太郎 大石卓司 中村喜子		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0037 A61B5/0075 A61B5/0095 A61B5/14542 A61B5/489 A61B5/7203 A61B5/743 A61B8/085 A61B8/4483 G06T11/001 A61B5/7278 A61B2576/00 G06T2210/41		
代理人(译)	宋岩		
优先权	2015125787 2015-06-23 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明采用了一种装置，该装置包括：第一获取单元，获取与氧饱和度分布有关的信息；确定单元，基于与氧饱和度分布有关的信息来确定在多个位置中的每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在从100%到大于100%的第一值的第一数值范围内还是被包括在大于第一值的第二数值范围内；以及显示控制单元，使显示单元基于确定结果来显示氧饱和度分布的图像，以便能够区分在每一个位置处的氧饱和度的计算值是被包括在第一还是第二数值范围内。

