



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103096810 A

(43) 申请公布日 2013.05.08

(21) 申请号 201280002830.7

代理人 徐殿军 蒋巍

(22) 申请日 2012.07.09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

2011-156120 2011.07.14 JP

2011-156121 2011.07.14 JP

A61B 8/00 (2006.01)

G01J 5/00 (2006.01)

G01N 29/00 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013.03.12

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/004426 2012.07.09

(87) PCT申请的公布数据

W02013/008447 JA 2013.01.17

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 楠龟弘一 伊藤达男 堀中博道

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

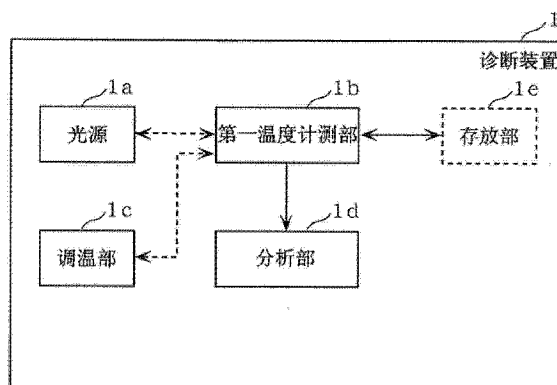
权利要求书3页 说明书25页 附图15页

(54) 发明名称

分析装置以及分析方法

(57) 摘要

一种对被检体的状态进行分析的分析装置(1),包括:调温部(1c),通过对被检体进行冷却,来降低被检体的温度;光源(1a),通过使光照射到被检体,对由调温部(1c)冷却了的被检体的至少一部分进行加热;第一温度计测部(1b),计测因光源(1a)的加热而发生的被检体的温度变化;以及分析部(1d),根据被检体的温度变化,来分析被检体的状态。例如,第一温度计测部(1b)具有超声波探头(102a),将超声波脉冲发送给被检体,并接收所述超声波脉冲在所述被检体的反射波,根据超声波探头(102a)所接收的反射波的信号,计测被检体的温度。



1. 一种分析装置,对被检体的状态进行分析,包括:
调温部,通过对所述被检体进行冷却,来降低所述被检体的温度;
光源,通过使光照射到所述被检体,对由所述调温部冷却了的所述被检体的至少一部分进行加热;
第一温度计测部,计测因所述光源的加热而发生的所述被检体的温度变化;以及
分析部,根据所述被检体的温度变化,来分析所述被检体的状态。
2. 如权利要求 1 所述的分析装置,
所述第一温度计测部具有:
超声波探头,将超声波脉冲发送到所述被检体,并接收来自所述被检体的所述超声波脉冲的反射波;以及
超声波分析部,根据所述超声波探头所接收的所述反射波的信号,计测所述被检体的温度;
所述分析装置进一步具备存放部,该存放部将所述超声波探头所接收的所述反射波的信号存放到存储部;
所述超声波分析部,根据被存放在所述存储部的所述反射波的信号,来计测所述被检体的温度。
3. 如权利要求 1 所述的分析装置,
所述第一温度计测部具有超声波探头,
在所述光源对所述被检体进行加热时,该超声波探头接收所述被检体发出的超声波脉冲;
所述分析部根据所述被检体的温度变化和所述超声波探头所接收的所述超声波脉冲的强度,对所述被检体的状态进行分析。
4. 如权利要求 1 所述的分析装置,
所述第一温度计测部为辐射温度计。
5. 如权利要求 1 至 4 的任一项所述的分析装置,
所述调温部具有:
热吸收部,被配置在与所述被检体接触的位置,用于从所述被检体吸收热量;
热交换部,被配置成与所述热吸收部接触,包括珀尔帖元件;
驱动电源,将用于驱动所述热交换部的驱动电力供给到所述热交换部;以及
散热部,被配置成与所述热交换部接触,该散热部具有对由所述热交换部从所述被检体吸收的热量进行散热的散热片。
6. 如权利要求 1 至 4 的任一项所述的分析装置,
所述调温部具有热吸收部,该热吸收部被配置在所述被检体与所述光源近的面上,由使所述光透过的材料构成,并从所述被检体吸收热量;
所述光源使光透过所述热吸收部而照射到所述被检体。
7. 如权利要求 5 所述的分析装置,
所述分析装置将生物体作为所述被检体;
所述分析装置具备第二温度计测部,该第二温度计测部对所述热吸收部的温度进行计测;

所述调温部,进一步,根据所述第二温度计测部所计测的所述热吸收部的温度,调节所述驱动电力,以使所述热吸收部的温度被控制在 -4°C 以上且 30°C 以下的温度范围内。

8. 如权利要求 1 至 7 的任一项所述的分析装置,

所述光源使含有多个波长成分的光照射到所述被检体,所述多个波长成分的光的波长互不相同。

9. 如权利要求 3 所述的分析装置,

所述光源使连续波激光与短脉冲光以互不相同的定时照射到所述被检体,所述短脉冲光具有 0.2 纳秒以上且 330 纳秒以下的脉冲宽度。

10. 如权利要求 1 至 9 的任一项所述的分析装置,

所述分析装置进一步具备多模光导纤维,该多模光导纤维用于引导由所述光源生成的光;

所述多模光导纤维具有卷绕部分,该卷绕部分是所述多模光导纤维一部分卷绕一圈以上而形成的。

11. 如权利要求 2 或 3 所述的分析装置,

所述分析装置还具备声速热变化部件,该声速热变化部件被配置在所述超声波探头与所述被检体之间,声阻抗为 $(1.0 \text{ 至 } 1.4) \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ 、或者 $(1.6 \text{ 至 } 2.25) \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ 。

12. 如权利要求 1 至 11 的任一项所述的分析装置,

所述第一温度计测部具有:

光导纤维,含有纤维光栅;以及

反射特性计测部,通过将所述纤维光栅的反射波的峰值波长与规定波长的反射率的至少一方作为反射特性来进行计测,从而来计测所述被检体的温度。

13. 如权利要求 1 所述的分析装置,

所述分析装置进一步具备水槽,该水槽储存含有防腐剂的、用于冷却所述被检体的水;

所述调温部,进一步,对所述水槽内的水的温度进行调节。

14. 如权利要求 2 或 3 所述的分析装置,

所述超声波探头具备含有水晶、铌酸锂或钽酸锂的压电体。

15. 如权利要求 1 至 14 的任一项所述的分析装置,

所述分析装置将生物体作为所述被检体,

所述光源使具有 1100nm 以上且 1300nm 以下的波长的光照射到所述被检体;

所述分析部计测所述生物体内的规定的部位的脂肪浓度,以作为所述被检体的状态。

16. 如权利要求 1 至 15 的任一项所述的分析装置,

所述调温部还通过对所述被检体进行加热,来使所述被检体的温度上升。

17. 如权利要求 16 所述的分析装置,

所述调温部具有微波发信源,该微波发信源通过将微波照射到所述被检体,来对所述被检体进行加热。

18. 如权利要求 2 所述的分析装置,

所述超声波探头,

在所述光源将所述光照射到所述被检体之后,将超声波脉冲发送到所述被检体,并接

收作为所述反射波的第一反射波，

在所述光源正在将所述光照射到所述被检体时，将超声波脉冲发送到所述被检体，并接收作为所述反射波的第二反射波，

所述超声波分析部，

分别根据所述第一反射波的信号以及所述第二反射波的信号，将所述被检体的温度作为所述第一温度以及所述第二温度来进行计测。

19. 如权利要求 2 所述的分析装置，

所述超声波探头，在所述光源将所述光照射到所述被检体之后，接收作为来自所述被检体的反射波的第一反射波以及第二反射波，

所述超声波分析部，分别根据所述第一反射波的信号以及所述第二反射波的信号，将所述被检体的温度作为所述第一温度以及所述第二温度来计测。

20. 如权利要求 18 或 19 所述的分析装置，

所述超声波探头在接收了所述第一反射波之后的 20 秒以内，接收所述第二反射波。

21. 如权利要求 18 或 19 所述的分析装置，

所述超声波探头将波形互不相同的两个超声波脉冲发送到所述被检体，接收所述第一反射波以及所述第二反射波，以作为该两个超声波脉冲的反射波。

22. 一种分析方法，对被检体的状态进行分析，该分析方法包括：

调温步骤，通过对所述被检体进行冷却，来降低所述被检体的温度；

加热步骤，通过使光照射到所述被检体，对在所述调温步骤被冷却的所述被检体的至少一部分进行加热；

第一温度计测步骤，对在所述加热步骤被加热发生的所述被检体的温度变化进行计测；以及

分析步骤，根据所述被检体的温度变化，来分析所述被检体的状态。

分析装置以及分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及分析被检体的状态的分析装置以及分析方法。

背景技术

[0002] 对生物体组织内部的吸光特性进行计测的分光计测装置,能够利用不同的物质的不同的吸光特性(光的波长与吸收率的关系),来计测各种成分的浓度分布,能够利用于多方面的医疗诊断等。例如,分光计测装置对体内的氧合血红蛋白的浓度分布和脱氧血红蛋白的浓度分布进行计测,从而能够判断随着肿瘤的成长的新血管生成以及血红蛋白的氧饱和度等,并用于诊断。并且,分光计测装置能够计测血管内的斑块中所包含的脂肪的浓度,被用于斑块的性状(脂肪度)的诊断。

[0003] 以往曾经开发了用于计测生物体组织内的局部的吸光特性的装置(例如,专利文献 1 以及专利文献 2)。

[0004] 在专利文献 1 所公开的装置,将特定的波长的光照射到生物体组织,通过求出照射时与非照射时的生物体内的声速变化,从而求出各个部位的光的吸收率。并且,通过以同样的方式来求出多个波长的光的吸收率,从而能够求出生物体内的各个区域的吸收的光谱分布(吸光特性)。

[0005] 并且,在专利文献 2 公开的装置,将脉冲光照射到生物体组织内,通过对生物体组织进行瞬间地加热,根据由基于光能而产生的光声效应所发生的弹性波,从而能够计测局部区域的吸光特性。

[0006] (现有技术文献)

[0007] (专利文献)

[0008] 专利文献 1 美国专利申请公开第 2010/0043557 号说明书

[0009] 专利文献 2 美国专利第 5840023 号说明书

[0010] 然而,在上述这种以特定的波长的光来对被检体进行加热,并将因各个部位的吸光特性的不同而产生的温度上升量的不同,作为声速的变化或弹性波的能量来计测的分析装置中所存在的问题是,由于被检体内的光吸收率与评价的物理量(声速的变化量与弹性波的能量)的关系发生变化,因此被检体的状态的计测精确度降低。

发明内容

[0011] 因此,本发明鉴于上述的问题,目的在于提供一种能够对被检体的状态进行高精度地分析的分析装置等。

[0012] 为了达成上述的目的,本发明的一个实施方式所涉及的分析装置对被检体的状态进行分析,包括:调温部,通过对所述被检体进行冷却,来降低所述被检体的温度;光源,通过使光照射到所述被检体,对由所述调温部冷却了的所述被检体的至少一部分进行加热;第一温度计测部,计测因所述光源的加热而发生的所述被检体的温度变化;以及分析部,根据所述被检体的温度变化,来分析所述被检体的状态。

[0013] 并且,这些所有的或具体的实施方式不仅能够以系统、方法、集成电路、计算机程序或计算机能够读取的 CD-ROM 等记录介质来实现,而且能够通过将系统、方法、集成电路、计算机程序以及记录介质进行任意组合来实现。

[0014] 通过本发明,能够提供一种通过提高光吸收率与计测的物理信息的关联性,从而高精度地对被检体内的光吸收率的分布进行计测,并能够高精度地对所需的成分的浓度分布进行计测的分析装置。

附图说明

[0015] 图 1A 示出了实施方式 1 所涉及的分析装置的概略构成的第一个例子。

[0016] 图 1B 是实施方式 1 所涉及的分析装置的功能方框图。

[0017] 图 1C 是示出实施方式 1 所涉及的分析装置的工作的流程图。

[0018] 图 2 示出了实施方式 1 所涉及的分析装置的概略构成的第二个例子。

[0019] 图 3 示出了实施方式 1 所涉及的分析装置的概略构成的第三个例子。

[0020] 图 4 示出了实施方式 1 所涉及的分析装置的概略构成的第四个例子。

[0021] 图 5 示出了实施方式 1 所涉及的分析装置的概略构成的第五个例子。

[0022] 图 6 示出了实施方式 2 所涉及的光照射装置的概略构成的第一个例。

[0023] 图 7 示出了实施方式 2 所涉及的光照射装置的概略构成的第二个例子。

[0024] 图 8 示出了实施方式 3 所涉及的分析装置的概略构成的一个例子。

[0025] 图 9 示出了实施方式 4 所涉及的分析装置的概略构成的一个例子。

[0026] 图 10 示出了实施方式 5 所涉及的分析装置的概略构成的一个例子。

[0027] 图 11 是用于说明被检体的温度变化中的课题的图。

[0028] 图 12 示出了实施方式 5 所涉及的分析装置中的被检体的温度变化的一个例子。

[0029] 图 13 示出了实施方式 5 所涉及的分析装置中的被检体的温度变化的另外的一个例子。

[0030] 图 14 是以往的分光计测装置的概略构成的图。

[0031] 图 15 是以往的其他的光分光计测装置的概略构成的图。

具体实施方式

[0032] (成为本发明的基础的见解)

[0033] 本发明的发明人员针对在“背景技术”中所记载的分光计测装置等,发现了以下的问题。

[0034] 对生物体组织内部的吸光特性进行计测的分光计测装置,通过利用不同的物质的不同的吸光特性(光的波长与吸收率的关系),从而能够计测各种成分的浓度分布,并用于多方面的医疗诊断等。例如,分光计测装置通过对体内的氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的浓度分布进行计测,从而能够判断随着肿瘤的成长的新血管的生成以及血红蛋白的氧饱和度等,并应用于诊断。并且,分光计测装置能够计测血管内的斑块中所包含的脂肪的浓度,并应用于斑块的性状(脂肪度)的诊断。

[0035] 这样的装置能够利用针对生物体组织的波长为透过特性高的 600nm 至 1500nm 波长左右的近红外线光。但是,透过生物体组织的光由于构成生物体的数十 μm 大小的细胞

在被反复地较强的散射的同时被传播,因此成为多重散射光(漫射光)。由于这种漫射光的所有的光传播路径都不能确定,因此很难得到生物体组织内的局部的吸光特性。

[0036] 以往的技术中开发了一种计测生物体组织内的局部的吸光特性的装置(例如,专利文献 1 以及专利文献 2)。

[0037] 在专利文献 1 所公开的装置中,通过将特定的波长的光照射到生物体组织,并求出照射时与非照射时的生物体内的声速变化,从而求出各个部位的光的吸收率。并且,能够以同样的方式求出多个波长的光的吸收率,并求出生物体内的各个区域的吸光的光谱分布(吸光特性)。

[0038] 图 14 是专利文献 1 所公开的利用了分光特性的超声波计测装置(分光计测装置)的概略图。

[0039] 图 14 的分光计测装置具备光源 101 和超声波计测装置 102。以下对它们的工作进行说明。

[0040] (1)[超声波声速计测工程(第一次)]:利用超声波计测装置 102 来计测生物体 104 的内部结构。超声波计测装置 102 具备:超声波探头 102a、计测装置主体 102b、以及用于对这两者进行连接的电缆 102c。计测装置主体 102b 通过电缆 102c,来发送用于使超声波探头 102a 振动的电信号。在超声波探头 102a 生成的超声波脉冲被照射到生物体 104,在生物体 104 内的各个部位反射的超声波脉冲再次在超声波探头 102a 内被转换为电信号,并被发送给计测装置主体 102b。(超声波脉冲的反射发生在密度或声速不同的部分的交界处。)在计测装置主体 102b 存储来自超声波探头 102a 的电信号。

[0041] (2)[开始选择光加热工程]:利用具备激光光源 101a 以及用于将激光光源 101a 所生成的激光的光导入到生物体的光导纤维 101b 的光源 101,使选择加热光 105 照射向生物体 104。

[0042] (3)[超声波声速计测工程(第二次)]:再次与(1)同样,利用超声波计测装置 102 来计测生物体 104 的内部结构。

[0043] (4)[声速变化计算工程]:对在(1)以及(3)得到的来自生物体 104 的反射的超声波脉冲波形(电信号)进行比较,求出(2)的工程的前后的生物体 104 内各个部位的声速变化量。

[0044] 在此,选择加热光 105 可以按照用途来选择最佳的波长的光。

[0045] 例如,在想要计测血管内的斑块 106 中所包含的脂肪的浓度的情况下,利用脂肪的吸收率高的波长为 1200nm 左右的选择加热光。

[0046] 脂肪的浓度越高,选择加热光的吸收率就越高,声速的变化量也增大,因此通过对斑块 106 被照射选择加热光前后的声速进行比较,从而能够求出脂肪的浓度分布。

[0047] 并且,在专利文献 2 公开的装置中,将脉冲光照射到生物体组织内,并通过对生物体组织进行瞬间地加热,从而能够根据由光能而产生的光声效应所发生的弹性波,来计测局部的区域的吸光特性。

[0048] 专利文献 2 的装置如图 15 的概略图所示,具备脉冲光源 1501 和超声波计测装置 102。

[0049] 以下对它们的工作进行说明。

[0050] (1)[光声波生成工程]:利用具备脉冲激光光源 1501a 以及将脉冲激光光源

1501a 所生成的脉冲激光的光导入到生物体的光导纤维 1501b 的脉冲光源 1501, 使选择加热脉冲光 1503 照射向生物体 104。据此, 在针对选择加热脉冲光 1503 的光吸收率高的部分会发生瞬间地发热, 伴随着温度的上升的瞬间膨胀而产生超声波 (弹性波)。

[0051] (2) [光声波计测工程]: 在具备超声波探头 102a 的超声波计测装置 102 接收生物体 104 内的光声波, 通过求出光声波的发生位置和发生能量, 从而能够求出生物体内的光吸收率高的部分。

[0052] 与专利文献 1 的情况 (图 14 的情况) 相同, 例如在作为选择加热脉冲光 1502 而采用了波长为 1200nm 的脉冲光的情况下, 能够根据弹性波的能量和发生位置, 来求出脂肪度高的血管内的斑块 106 的位置和脂肪度。

[0053] 并且, 上述的分光计测装置也能够展开到生物体以外的应用中 (气体成分分析或混入到食品等中的异物的检查)。并且, 如专利文献 1 和 2 所示, 除了利用了超声波的例子之外, 也探讨了通过热电偶以及辐射温度计等, 来计测因光加热而发生的温度上升的例子。

[0054] 然而, 在像上述这样的以特定的波长的光对被检体进行加热, 将因各个部位的吸光特性的不同而发生的不同的温度上升量, 作为声速的变化或弹性波的能量来计测的分析装置中出现的问题是, 由于被检体内的光吸收率与评价的物理量 (声速的变化量或弹性波的能量) 的关系发生变化, 从而导致被检体的状态的计测精确度降低。

[0055] 因此, 本发明鉴于上述的问题, 目的在于提供一种能够对被检体的状态进行高精度地分析的分析装置等。

[0056] 为了达成上述的目的, 本发明的一个实施方式所涉及的分析装置对被检体的状态进行分析, 包括: 调温部, 通过对所述被检体进行冷却, 来降低所述被检体的温度; 光源, 通过使光照射到所述被检体, 对由所述调温部冷却了的所述被检体的至少一部分进行加热; 第一温度计测部, 计测因所述光源的加热而发生的所述被检体的温度变化; 以及分析部, 根据所述被检体的温度变化, 来分析所述被检体的状态。

[0057] 据此, 能够通过对被检体进行冷却, 使被检体的温度分布几乎成为均一的状态, 在这种状态下由光源对被检体的一部分进行局部加热。并且, 根据对被加热了的部位的温度与没有加热时的该部位的温度的温度差, 能够分析该部位的状态。即, 能够通过冷却使温度分布均一, 从而能够高精度地获得因加热而产生的温度上升。并且, 通过进行冷却来使加热前的被检体的温度降低, 从而能够使因加热而产生的温度上升幅度增大。而且, 能够通过冷却来抑制被检体内的血流, 并能够抑制被检体内的热量的移动。这样, 能够得到详细的反映了该部位的状态的信息。因此, 能够高精度地分析被检体的状态。

[0058] 并且, 例如, 所述第一温度计测部具有: 超声波探头, 将超声波脉冲发送到所述被检体, 并接收所述超声波脉冲在所述被检体的反射波; 以及超声波分析部, 根据所述超声波探头所接收的所述反射波的信号, 计测所述被检体的温度; 所述分析装置进一步具备存放部, 该存放部将所述超声波探头所接收的所述反射波的信号存放到存储部; 所述超声波分析部, 根据被存放在所述存储部的所述反射波的信号, 来计测所述被检体的温度。

[0059] 据此, 能够利用超声波的反射波的特性来计测被检体的温度。并且, 通过从多次接收的超声波的反射波中来计测被检体的温度, 从而能够高精度地对被检体的状态进行分析。

[0060] 并且, 例如, 所述第一温度计测部具有超声波探头, 在所述光源对所述被检体进行

加热时,该超声波探头接收从所述被检体发生的超声波脉冲;所述分析部根据所述被检体的温度变化和所述超声波探头所接收的所述超声波脉冲的强度,对所述被检体的状态进行分析。

[0061] 据此,随着光照射而对该部位进行的加热,在被检体发生的超声波由超声波探头接收。该超声波的强度依照该部位的状态而发生变化。因此,除了利用被检体的温度变化之外,还利用随着加热而从被检体发生的超声波中得到的信息,从而能够以更高的精确度来对被检体的状态进行分析。

[0062] 并且,例如,所述第一温度计测部为辐射温度计。

[0063] 据此,通过以不接触被检体的方式来获得被检体的温度,从而能够获得被检体的状态。

[0064] 并且,例如,所述调温部具有:热吸收部,被配置在与所述被检体接触的位置,用于从所述被检体吸收热量;热交换部,被配置成与所述热吸收部接触,包括珀尔帖元件;驱动电源,将用于驱动所述热交换部的驱动电力供给到所述热交换部;以及散热部,被配置成与所述热交换部接触,该散热部具有散热片,用于对由所述热交换部从所述被检体吸收的热量进行散热。

[0065] 据此,能够高效率地对被检体进行冷却。通过高效率地对被检体进行冷却,从而能够以更高的精确度来对被检体的状态进行分析。

[0066] 并且,例如,所述调温部具有热吸收部,该热吸收部被配置在所述被检体与所述光源近的面上,由透过所述光的材料构成,并从所述被检体吸收热量;所述光源使光透过所述热吸收部而照射到所述被检体。

[0067] 据此,通过从由光照射而被加热的部位吸收热量,从而能够使从该部位向周边移动的热量减少。因此,能够抑制该部位以外的部位的温度上升,从而能够以更高的精确度对被检体的状态进行分析。

[0068] 并且,例如,所述分析装置将生物体视为所述被检体;所述分析装置具备第二温度计测部,该第二温度计测部对所述热吸收部的温度进行计测;所述调温部,进一步,根据所述第二温度计测部所计测的所述热吸收部的温度,调节所述驱动电力,以使所述热吸收部的温度被控制在 -4°C 以上且 30°C 以下的温度范围内。

[0069] 据此,能够作为被检体对生物体的状态进行分析。通过在该温度范围进行计测,从而能够减少给生物体带来的不好的影响,并且能够获得正确的状态。

[0070] 并且,例如,所述光源使含有多个波长成分的光照射到所述被检体,所述多个波长成分的光的波长互不相同。

[0071] 据此,能够以与光的波长相对应的多个观点来获得生物体的状态。

[0072] 并且,例如,所述光源使连续波激光(CW:continuous wave laser)与短脉冲光以互不相同的定时照射到所述被检体,所述短脉冲光具有 0.2 毫微秒以上且 330 毫微秒以下的脉冲宽度。

[0073] 据此,能够根据从因光照射而发生的温度上升,以及因光照射而在被检体发生的超声波这双方得到的信息,来获得被检体的状态。因此,能够以更高的精确度对被检体的状态进行分析。

[0074] 并且,例如,所述分析装置进一步具备多模光导纤维,该多模光导纤维用于引导由

所述光源生成的光;所述多模光导纤维具有卷绕部分,该卷绕部分是所述多模光导纤维的一部分卷绕一圈以上而形成的。

[0075] 据此,能够使从光源发出的光均一化后照射到被检体。这样,被光照射的位置的温度能够均一地上升。因此,能够以更高的精确度对被检体的状态进行分析。

[0076] 并且,例如,所述分析装置还具备声速热变化部件,该声速热变化部件被配置在所述超声波探头与所述被检体之间,声阻抗为 $(1.0 \text{ 至 } 1.4) \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ 、或者 $(1.6 \text{ 至 } 2.25) \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ 。

[0077] 据此,通过计测超声波脉冲经过声速热变化部件的时间,从而能够获得被检体的温度。

[0078] 并且,例如,所述第一温度计测部具有:光导纤维,含有纤维光栅;以及反射特性计测部,通过将所述纤维光栅的反射波的峰值波长与规定波长的反射率的至少一方作为反射特性来进行计测,从而来计测所述被检体的温度。

[0079] 据此,通过监视反射具有纤维光栅的光导纤维的光的波长,从而能够获得被检体的温度。

[0080] 并且,例如,所述分析装置进一步具备水槽,该水槽储存含有防腐剂的、用于冷却所述被检体的水;所述调温部,进一步,对所述水槽内的水的温度进行调节。

[0081] 据此,能够通过被储存在水槽的水来使被检体均一地冷却。

[0082] 并且,例如,所述超声波探头具备含有水晶、铌酸锂或钽酸锂的压电体。

[0083] 据此,通过利用使用了作为透明的压电体材料的水晶、铌酸锂、钽酸锂等块状的透明压电材料的超声波探头,从而还能够将热吸收部配置到因光照射而被加热的部位。这样,能够使从该部位向周边移动的热量减少。从而,能够抑制该部位以外的部位的温度上升,以更高的精确度来对被检体的状态进行分析。

[0084] 并且,例如,所述分析装置将生物体视为所述被检体,所述光源使具有 1100nm 以上且 1300nm 以下的波长的光照射到所述被检体;所述分析部计测所述生物体内的规定的部位的脂肪浓度,以作为所述被检体的状态。

[0085] 据此,通过使生物体的脂肪容易吸收的的波长的光照射到生物体,从而能够获得生物体的脂肪浓度,以作为被检体的状态。

[0086] 并且,例如,所述调温部还通过对所述被检体进行加热,来使所述被检体的温度上升。

[0087] 据此,通过对被检体进行均一地加热,从而能够使被检体的温度分布均一。

[0088] 并且,例如,所述调温部具有微波发信源,该微波发信源通过将微波照射到所述被检体,来对所述被检体进行加热。

[0089] 据此,通过由微波来对被检体进行均一加热,从而能够使被检体的温度分布均一。

[0090] 并且,例如,所述超声波探头,在所述光源将所述光照射到所述被检体之后,将超声波脉冲发送到所述被检体,并接收作为所述反射波的第一反射波,在所述光源正在将所述光照射到所述被检体时,将超声波脉冲发送到所述被检体,并接收作为所述反射波的第二反射波,所述超声波分析部,分别根据所述第一反射波的信号以及所述第二反射波的信号,将所述被检体的温度作为所述第一温度以及所述第二温度来进行计测。

[0091] 据此,针对由光照射而被加热的部位,根据加热过程中和加热结束后的被检体的

温度,能够获得被检体的状态。在加热结束后,通过热量从该部位移向周边,从而使温度急剧下降,温度的变化量增大。据此,由于加热过程中与加热结束后的温度差较大,因此能够更加详细地获得被检体的状态。

[0092] 并且,例如,所述超声波探头,在所述光源将所述光照射到所述被检体之后,接收作为来自所述被检体的反射波的第一反射波以及第二反射波,所述超声波分析部,分别根据所述第一反射波的信号以及所述第二反射波的信号,将所述被检体的温度作为所述第一温度以及所述第二温度来计测。

[0093] 据此,针对由光照射而被加热的部位,根据加热结束后至少被计测了两次的被检体的温度,能够获得被检体的状态。在加热结束后,由于热量从该部位移向周边,温度急剧下降,因此温度的变化量较大。据此,由于加热过程中与加热结束后的温度差较大,因此能够更详细地获得被检体的状态。

[0094] 并且,例如,所述超声波探头在接收了所述第一反射波之后的 20 秒以内,接收所述第二反射波。

[0095] 据此,通过在没有个人差异的能够停止呼吸的 20 秒以内的时间中对被检体的温度进行两次计测,从而能够抑制因呼吸而造成的测定误差的发生。

[0096] 并且,例如,所述超声波探头将波形互不相同的两个超声波脉冲发送到所述被检体,接收所述第一反射波以及所述第二反射波,以作为该两个超声波脉冲的反射波。

[0097] 据此,能够对离被检体的表面浅的部位与深的部位均进行温度的计测。这样,能够更详细地获得被检体的状态。

[0098] 另外,这些所有的或具体的实施方式不仅能够由系统、方法、集成电路、计算机程序或计算机能够读取的 CD-ROM 等记录介质来实现,而且能够将系统、方法、集成电路、计算机程序或记录介质进行任意组合来实现。

[0099] 在此,进一步对问题的原因进行详细的讨论。

[0100] 在以往的以特定的波长的光来对被检体加热,并将因各个部位的吸光特性的不同而发生的不同的温度上升量,作为声速的变化或弹性波的能量来计测的分光计测装置中出现的的问题是,由于被检体内的光吸收率与评价的物理量(声速的变化量或弹性波的能量)的关系会因被检体的状态而发生变化,因此导致计测精确度降低。

[0101] 例如,虽然各个部位的吸光特性(光吸收率)与发热量成正比,但光吸收率与温度上升量就未必如此。由于被检体的结构或材料构成的不同,而热容量或热传导率就会不同,因此从发热多的部分向发热少的部分的热的移动量也就不同。也就是说,即使是发热量特别多的(光吸收率高的)部分,若热向周围的移动大,则与周围的温度差也会减小。

[0102] 并且,由于被检体的材料组成也会导致声速的温度变化率不同,因此像专利文献 1 那样根据声速的变化量来求出光吸收率的分光计测装置,其计测精确度就会降低。

[0103] 而且,由于被检体的材料组成也对导致体积膨胀率、热容量或声速不同,因此也不能一意地决定弹性波的能量与温度上升量的关联性。

[0104] 因此,在本发明通过以下的方法来实现高精度的分析装置。

[0105] (1) 通过分析装置具有能够求出引起计测精确度的降低的上述的关联性之中的至少一个关联性的功能,从而能够期待分析结果的高精确度化。

[0106] (2) 通过分析装置能够抑制引起计测精确度的降低的上述的关联性之中的至少一

个关联性的不均一（例如，采样间的不均一、或位置的不均一等），从而能够期待分析结果的高精确度化。

[0107] 以下参照附图对本发明的一个实施方式所涉及的分析装置进行说明。

[0108] 并且，以下将要说明的实施方式均为本发明的一个具体的例子。在以下的实施方式中所示的数值、形状、构成要素、构成要素的设置位置以及连接形态、步骤、步骤的顺序等均是本发明的一个例子，本发明并非受这些所限。并且，对于以下的实施例中的构成要素之中的、示出最上位概念的独立权利要求所没有记载的构成要素，能够作为任意的构成要素来说明。

[0109] 并且，对于相同的构成要素采用相同的符号，并会有省略详细说明的情况。

[0110] （实施方式 1）

[0111] 本实施方式所示出的分析装置的例子是，将人体或动物等生物体作为被检体，通过对因血流而产生的热的移动进行抑制，来提高光吸收率与温度上升量的关联性，以更高的精确度来求出被检体内的光吸收率的分布。

[0112] 图 1A 示出了本实施方式所涉及的分析装置 1 的概略构成的第一个例子。图 1B 是实施方式 1 所涉及的分析装置的功能方框图。

[0113] 如图 1A 所示，分析装置 1 具备光源 101、超声波计测装置 102、以及被检体接触部 103。

[0114] 如图 1B 所示，分析装置 1 具备作为功能块的光源 1a、第一温度计测部 1b、调温部 1c、分析部 1d、以及存放部 1e。

[0115] 光源 1a 通过将光照射到被检体，从而对由调温部 1c 而被冷却了的被检体的至少一部分进行加热。光源 1a 相当于图 1A 的光源 101。

[0116] 第一温度计测部 1b 对因光源 1a 的加热而发生的被检体的温度变化进行计测。第一温度计测部 1b 相当于图 1A 的超声波计测装置 102。

[0117] 调温部 1c 对被检体进行冷却，从而使被检体的温度降低。调温部 1c 相当于图 1A 的被检体接触部 103。

[0118] 分析部 1d 根据被检体的温度变化来分析被检体的状态。

[0119] 存放部 1e 将超声波计测装置 102 所接收的信号存放到存储部（未图示）。

[0120] 图 1C 是示出本实施方式所涉及的分析装置 1 的工作的流程图。

[0121] (1) [开始生物体冷却工程 (S101)]：分析装置 1 通过将使生物体成为低温的状态的被检体接触部 103 与生物体 104 接触，从而使生物体 104 的温度降低。

[0122] (2) [超声波声速计测工程（第一次）(S102)]

[0123] (3) [选择光加热工程（开始）(S103)]

[0124] (4) [超声波声速计测工程（第二次）(S104)]

[0125] (5) [声速变化计算工程 (S105)]

[0126] 对生物体冷却工程进行详细说明。本实施方式所涉及的分析装置 1 首先对作为被检体的生物体进行冷却，来抑制因血流产生的热的移动。

[0127] 分析装置 1 在生物体被充分冷却之后，对由选择加热光照射时与非照射时的被检体内的声速进行计测。接着，分析装置 1 对被计测的声速进行比较，根据因光照射而产生的声速变化，来求出各个部位的光吸收率，从而能够计测成分浓度的分布。

[0128] 并且,在此与以往的例子同样,将要说明的分析装置 1 为,将波长范围在 1100nm 以上、1300nm 以下的、其中最好为 1200nm 左右的波长的选择加热光 105 照射到生物体 104,并计测血管内的斑块(血管内斑块)106 的脂肪度(脂肪浓度)。

[0129] 脂肪组织对 1200nm 左右的波长的光吸收率较高。由于生物体 104 内的脂肪浓度高的部分能够吸收大量的 1200nm 左右的波长的光,因此能够示出比脂肪浓度低的部分的温度上升多。包括超声波在内的声波均是按照媒质的温度变化而传播速度发生变化的。因此,分析装置 1 如以上所述,通过对由选择加热光照射时与非照射时的超声波探头 102a 所接收的超声波脉冲信号进行比较,从而能够根据生物体 104 内部的声速变化来求出光吸收率的高度,并求出脂肪浓度。

[0130] 在图 14 所示的以往的分光计测装置 14 中,尤其是在选择加热光 105 的光吸收率高的血管内斑块 106 所产生的热,会通过血流传播到周围。因此,斑块 106 的温度上升量(声速变化量)会因血流的多与少而发生变化,从而很难求出正确的光吸收率。

[0131] 对此,在本实施方式所涉及的分析装置 1 中,通过对生物体进行冷却,从而能够抑制血流量,这样就能够抑制因血流而产生的热的传播,因此能够抑制光吸收率与温度上升量的关联性(比例系数)的不均一。

[0132] 也就是说,提供了一种比起以往的构成而言能够以更高的精确度来对光吸收率的分布进行计测,并且能够以更高的精确度来计测成分的浓度的分析装置。

[0133] 以下对本实施方式的分析装置 1 的构成进行详细的说明。

[0134] 首先,作为将从激光光源 101a 射出的激光导入到生物体的单元,虽然采用了光导纤维,不过也可以替代光导纤维而采用透镜或镜子等光学系统。其中尤其是在采用光导纤维的情况下,能够使导光单元更加小型轻量,因此是优选的方式。

[0135] 并且,作为光源 101 除了激光光源以外,也可以采用 LED 或带有波长滤波器等能够生成特定的波长的光的光源,在将光导纤维用作导光单元的情况下,光源最好是采用激光光源。通过将激光光源用作光源,从而能够实现功耗更低的分析装置。

[0136] 并且,光导纤维最好是采用多模光导纤维。并且,光导纤维最好是具有至少一周以上的卷绕部分 101c。这样,能够实现使光的照射更加均一,并且以更高的精确度来对生物体内的成分分布进行计测的分析装置。

[0137] 并且,被检体接触部 103 的材料最好为,由铁、铝或铜等金属构成的材料,以及金刚石或石墨等热传导率高的材料。这样,能够以更高的速度来降低生物体 104 的温度。因此,分析装置能够提高计测速度。

[0138] 并且,为了扩大被检体接触部 103 与生物体 104 的接触面积,被检体接触部 103 最好是具备与生物体相应的凹凸形状。这样,能够进一步提高计测的速度。

[0139] 并且,调温部除了被检体接触部 103 之外,还可以具备:从被检体接触部 103 吸收热的珀尔帖元件或压缩器等热交换部 107、用于驱动热交换部 107 的驱动电源 108、对由热交换部 107 从被检体接触部 103 吸收的热进行散热的散热部 109。

[0140] 另外,在调温部不具备热交换部 107,而采用了热容量大的被检体接触部 103 的构成的情况下,能够在不具备热交换部、驱动电源、散热部等部件的状态下得到更大的冷却效果。因此,优选这种能够实现更廉价的分析装置的构成。

[0141] 另外,在通过由驱动电源 108 驱动的热交换部 107,使被检体接触部 103 的热移动

到散热片,或者组合了风扇与散热片的散热部 109,从而能够期待着实现更轻量且精确度更高的分析装置。

[0142] 并且,最好是将热敏电阻等温度计测部 110(也称为第一温度计测部)设置在被检体接触部,利用与由温度计测部 110 计测的被检体接触部的温度有关的信息,来控制驱动电源 108。这样能够使生物体 104 的温度成为更适于计测的温度,并且能够抑制每次计测的生物体 104 的温度的不均一,因此能够期待着实现再现性更高的计测。

[0143] 并且,也可以是图 2 所示的分析装置 2,利用光透过率高的被检体接触部 201,使选择加热光 105 通过被检体接触部 201 而照射到生物体 104。

[0144] 在图 1A 的分析装置 1 中,由于被检体接触部 103 没有被要求采用光透过性高的材料,因此能够选择铜或铝等廉价且热传导率高的材料,因此能够期待着实现廉价的装置。

[0145] 另外,在图 2 的分析装置 2 中,由于光的强度较高,因此温度容易上升,这样能够从作为血流容易增加的部分的选择加热光 105 照射面来夺取生物体的热,从而能够进一步使生物体内的温度均一地降低。因此,在从光照射面付近到生物体深部,能够使被检体全体的血流量均一地降低。即,能够在更广的范围内高精度地计测成分浓度。

[0146] 在图 2 的分析装置 2 中,被检体接触部 201 最好是采用热阻高、且选择加热光 105 的透过率高的石英或金刚石等材料。尤其是金刚石的热传导率较高,是本实施方式优选的被检体接触部材料。

[0147] 并且,图 2 的分析装置 2 也与分析装置 1 同样,由于具备温度计测部 110,从而实现了再现性高的计测。

[0148] 并且,在从选择加热光照射面来进行冷却的情况下,最好是采用透明的温度计测部,并且最好采用辐射温度计。据此,不论生物体与被检体接触部的接触(接触热阻)关系如何,都能够计测生物体的表面温度。而且还有应答迅速的优点。

[0149] 通过这种构成,能够使选择加热光 105 更均一地照射到生物体,从而能够以更高的精确度来对成分浓度的分布进行计测。

[0150] 并且,如图 3 所示的分析装置 3,通过在超声波探头 102a 与生物体 104 之间插入被检体接触部 301,从而能够比图 2 的分析装置 2 更均一地对生物体 104 内部进行冷却。因此,由于能够对整体区域进行均一地冷却,从而能够实现以高的精确度来进行计测的分析装置。

[0151] 并且,图 3 的分析装置 3 与图 1A 的分析装置 1 同样,由于具备热敏电阻等温度计测部,因此能够实现再现性高的计测。

[0152] 但是,在图 3 的分析装置 3 中,最好是将能够通过温度变化而声速发生变化的声速热变化部件 302,设置在从超声波探头 102a 辐射出的超声波脉冲所经过的位置。

[0153] 这样,在超声波计测装置 102 只要对超声波脉冲通过声速热变化部件 302 的时间进行计测,就能够求出被检体接触部 301 的温度。

[0154] 作为声速热变化部件 302 最好是采用能够随着温度变化而声速变化大的材料。作为声速热变化部件 302 的材料例如能够使用,橡胶或树脂等材料。这种材料能够实现廉价且轻量的超声波探头。

[0155] 并且,作为声速热变化部件 302 的材料,最好是采用玻璃转化点接近于常温的材料,这样能够随着温度变化而声速变化加大,从而能够以更高的精确度来进行计测。

[0156] 但是,在生物体与超声波探头之间具备声速热变化部件的情况下,最好是采用与生物体和超声波探头具有不同的声阻抗的材料。尤其是最好采用 $1.4 \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$ 以下,或者 $1.6 \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$ 以上的材料。

[0157] 据此,在声速热变化部件与生物体的分界面,以及与超声波探头的分界面,能够发生大的超声波脉冲的反射,从而能够高精度地对温度进行计测。

[0158] 并且,最好是将反射抑制到一定程度以下。因此,声速热变化部件的声阻抗最好为 $(1.0 \text{ 至 } 1.4) \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$,或者 $(1.6 \text{ 至 } 2.25) \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$,从而能够实现更高的敏感度的超声波探头。

[0159] 例如,能够将聚乙烯、硅石以及丙烯的混合物等用作声速热变化材料。这比采用热敏电阻或辐射温度计的情况更能够实现廉价的温度计测方法,从而能够提供廉价的分光计测装置。

[0160] 并且,更优选的是,如图 4 所示那样,在照射选择加热光 105 的区域内具备具有纤维光栅 401 的光导纤维。

[0161] 纤维光栅 401 能够被设计成按照光栅周期而任意波长的光的反射率增高。并且,由于纤维光栅 401 的温度发生变化,因此光栅部分的折射率也发生变化,从而反射的光的波长发生变化。

[0162] 也就是说,能够将监视反射的光的波长用于温度计测方法。

[0163] 并且,通过将纤维光栅 401 用于温度计测方法,从而能够将温度计测部设置在光或超声波通过的部分,因此能够以更高的精确度来进行温度的调整。即,能够减轻因每次计测时的温度不均一而造成的计测不均一。

[0164] 即使在图 2 至 4 的构成中,也最好是通过由驱动电源 108 驱动的热交换部 107,将被检体接触部的热移动到散热片或组合了风扇与散热片的散热部 109,从而能够实现更轻量的分析装置。

[0165] 并且,尤其最好是具备由珀尔帖元件构成的热交换部以及仅有散热片的散热部。在这种情况下,能够实现振动较少的且能够高精度地进行计测的分析装置。

[0166] 并且,最好是将热敏电阻等温度计测部设置在被检体接触部,利用与由温度计测部计测的被检体接触部的温度相关的信息,来控制驱动电源 108。在这种情况下,能够使生物体 104 的温度成为更适于计测的温度,并且,能够抑制每次计测的生物体 104 的温度的不均一,从而能够实现再现性更高的计测。

[0167] 并且,本实施方式的分析装置最好是具备对激光光源 101a 的驱动电流以及选择加热光 105 的出力进行监视的单元,并且最好是在开始了向生物体的光加热之后,增加给热交换部 107 的驱动电流,使冷却效果增大。据此,能够使更大输出功率的选择加热光 105 照射到生物体 104,从而能够实现具有更高精确度的分析装置。

[0168] 并且,最好是将由超声波计测装置在计测生物体内部结构时的被检体接触部的温度控制在 -4°C 以上。这样,能够防止被检体的皮肤的冻伤。

[0169] 并且,更好的是将被检体接触部的温度控制在 15°C 以上。在这种情况下,由于能够将所需的氧供给到细胞,因此即使是长时间的计测,也不会感到因体温下降而带来的疲劳。

[0170] 并且,最好是将被检体接触部的温度控制在 25°C 以下。在这种情况下,能够实现不受每个人的体温的差的影响的生物体冷却。

[0171] 并且,如图 2 所示,在透过被检体接触部 201 来照射选择加热光 105 的情况下,最好是将被检体接触部的温度控制在室温以上。这样,能够防止在被检体接触部发生凝露,并能够抑制因凝露而造成的照向生物体 104 的选择加热光 105 的照射不均一性。即,能够实现再现性高的光照射,并且能够抑制每次计测的精确度的不均一。

[0172] 并且,如图 2 所示,在透过被检体接触部 201 来照射选择加热光 105 的情况下,最好是将被检体接触部的温度设定在 30℃ 以下。由于这样能够抑制因皮肤表面的出汗而造成的照向生物体 104 的选择加热光 105 的照射不均一性,因此能够实现再现性高的光照射,并能够抑制每次计测的精确度的不均一。

[0173] 并且,由于能够防止因人种、性别、湿度等而造成的发汗温度的个人差异的影响,因此最好是在计测了成为被检体的生物体的发汗温度之后,将被检体接触部 201 的温度调节成不超过上述计测的温度。

[0174] 并且,通过利用使用了透明的压电材料的超声波探头,从而能够使光以及超声波从同一个位置照射到生物体。通过利用使用了作为透明的压电体材料的水晶、铌酸锂、钽酸锂等块状的透明压电材料的超声波探头,从而能够使超声波探头以及在生物体的接触面的光照射双方同时以廉价的方法来实现。据此所具有的优点是,生物体的超声波探头附近的光强度能够更加均一且强大,从而能够以更高的精确度且更高的灵敏度进行计测。

[0175] 并且,通过利用使用了 ZnO(氧化锌)或 AlN(氮化铝)等单晶薄膜技术的透明压电材料,从而能够实现更加小型的分析装置。

[0176] 并且,更好的是采用利用具有优良的透光特性的 ITO(Indium tin oxide,氧化铟)等透明电极,并将电压施加到压电材料的超声波探头,从而能够以更高的敏感度和更高的精确度来计测成分浓度。

[0177] 并且,更好的是利用氧化锌系或镁构成的透明电极,这样,能够以廉价且高敏感度及高精度来计测成分浓度。

[0178] 并且,也可以是如图 5 所示的分析装置,即,将水槽 501 内放入水 502,将来自选择加热光 105 以及超声波探头 102a 的超声波照射到被放置在水槽 501 中的生物体 104,再次由超声波探头 102a 来计测在生物体 104 内反射的超声波。

[0179] 在图 5 的构成中,通过调节水 502 的温度,从而能够冷却生物体 104。

[0180] 并且,为了能够调节水 502 的温度,最好是像图 1A 所示那样具备调温部。这样能够更自由地调节温度,从而能够抑制计测的不均一。

[0181] 并且,更好的是将水 502 的温度设定在 15℃ 以上,这是因为需要维持能够将必要的氧供给到生物体内的血流量,这样即使是进行长时间的计测,也不会因体温降低而感到疲劳。

[0182] 并且,水 502 的温度最好在 25℃ 以下,这样能够在不受体温的个人差异的影响的状态下,对生物体进行冷却。

[0183] 并且,在此虽然是将水放入到了水槽 501 内,不过也可以不必是水。但是,希望是粘性比较低的液体。在粘性比较低的液体中,能够通过对流而产生的热的移动来进行效果良好的生物体的冷却,因此能够进行高精度的成分浓度的计测。

[0184] 除了水以外,例如也可以是乙醇。由于乙醇的杀菌效果较高,因此无需防腐剂,而且,通过汽化热放出到大气中的热比较多,从而分析装置能够以更少的能量来将被检体调

节成低温。

[0185] 并且,在利用水的情况下,能够实现廉价的分析装置。并且,水的折射率、声阻抗均与生物体为同等程度,因此最好是采用水,这样能够使光和超声波均高效率地进行照射。并且,也能够在不将超声波探头 102a 直接按压生物体的状态下进行计测,这样,因超声波探头的按压而导致的生物体的形状的变形也就不会发生。即使在与过去的计测结果的比较中,也能够进行高精度的比较,因此最好是利用水。

[0186] 并且,在利用水的情况下,最好是混入有防腐剂的水,这样能够实现再现性高的成分浓度的计测。

[0187] 并且,更好的是利用混入有表面活性剂的水,这样能够抑制在生物体表面产生气泡,从而能够进行更高的精确度的成分浓度的计测。

[0188] 并且,在以本实施方式的分析装置对生物体内的成分浓度进行计测的情况下,最好是采用以下的条件来进行计测。

[0189] 例如,通过摄取尼古丁,能够进一步使血流量降低。因此,最好是在摄取了尼古丁之后的状态下进行分光计测,这样能够进一步进行高精度地计测。

[0190] 并且,更优选的是,在因吸烟或被动吸烟而摄取尼古丁的情况下,在摄取了尼古丁之后的一个半小时以内由分析装置进行分光计测。由于能够在因尼古丁造成血流量降低的状态下进行计测,因此能够进行高精度地成分浓度计测。

[0191] 并且,通过利用戒烟帖来摄取尼古丁,这样能够使局部的血流降低。因此,能够以摄取少量的尼古丁来进行高精度地成分浓度计测,从而更适用于未成年的年轻人等。

[0192] 并且,也可以采用消炎镇痛剂或电刺激等方法来使血流量降低。

[0193] 虽然采用吸烟或被动吸烟来降低血流量是一种比较廉价的实现方法,但是需要对血流的降低量进行调整。因此最好是利用镇痛剂或电刺激等方法,这样能够进行更高的精确度的成分浓度计测,从而能够进行更高精确度地计测。

[0194] 另外,由于咖啡因具有使血流增加的作用,因此最好是在在摄取咖啡因后的 15 分钟以内,或者,摄取咖啡因后的 30 分钟以后来进行成分浓度计测,这样能够进一步进行高精度地成分浓度计测。

[0195] 并且,最好是在对进行成分浓度计测的部位或其周边部位进行加压后的状态下,进行成分浓度计测。由于能够通过加压来抑制血流,因此能够进行更高精确度地成分浓度计测。

[0196] 综上所述,在本实施方式中示出了根据声速的温度变化量来求光的吸收率的分析装置,在图 15 所示的以往的例子的根据弹性波的能量来求光的吸收率的分析装置中也是同样,通过以对作为被检体的生物体进行冷却后的状态来进行成分浓度的计测,从而能够抑制因血流而造成的热的移动,因此能够进行更高精确度地成分浓度计测。

[0197] 并且,通过将图 1A、图 2、图 3 以及图 4 所示的分析装置的激光光源 101a 替换为脉冲激光光源 301a,能够实现根据弹性波的能量来求光的吸收率的分析装置,能够以同样的构成来实现同样的效果。

[0198] 并且,虽然没有进行图示,在具备能够驱动脉冲光和 CW(continuous wave laser: 连续波激光)光这两者的光源的分析装置中,或者在具备脉冲光源以及 CW 光源这两个光源的分析装置中,能够对因光加热而产生的温度上升量进行声速变化和弹性波能量这双方的

计测,因此能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0199] 并且,最好是采用能够对脉冲光的光强度进行调节的脉冲光源。在这种情况下,由于能够求出非线性吸光特性,因此能够进行更高精确度地成分浓度计测。

[0200] 并且,在本实施方式中虽然示出了对脂肪的浓度进行计测的分析装置的例子,不过并非受限于此,也能够适用于应用了光加热现象的所有的成分浓度计测。例如也能够实现利用波长为 650nm 至 800nm 的光,来对血红蛋白的氧饱和度(氧合血红蛋白的浓度与脱氧血红蛋白的浓度的比)进行计测的分析装置。并且,能够适用于癌与良性肿瘤的判断以及烫伤的深度诊断中。

[0201] 并且,在对脂肪的浓度进行计测的情况、以及对血红蛋白的浓度或氧饱和度进行计测的情况等任一种情况中,最好是利用能够生成多个波长的光的光源,来求出多个波长的光的吸收率,这样能够进行更高精确度地成分浓度计测。

[0202] 并且,在根据弹性波能量来计测用于癌的性状诊断的血红蛋白氧饱和度的用途中,脉冲光的脉冲宽度(输出的所有中值宽度)最好在 $0.33\mu s$ 以下,这样能够得到在癌的性状诊断中所需要的分辨率。

[0203] 并且,在根据弹性波能量来计测血管内斑块的脂肪度的用途中,脉冲光的脉冲宽度最好为不足 $0.07\mu s$,这样能够得到血管内斑块的性状诊断中所需要的分辨率。

[0204] 并且,脉冲光的脉冲宽度最好在 $0.2ns$ 以上。在这种情况下,能够发生生物体的透过率更高的超声波,从而能够计测更深的部位的成分浓度。

[0205] 并且,本实施方式也能够适用于不以生物体为对象的分析装置。例如,能够适用于被混入到食品中的异物的计测等。

[0206] 并且,在本实施方式中虽然示出了以超声波来计测由光进行的加热的分析装置,不过,本发明的分析装置并非必须利用超声波。例如,在以热电偶来对光加热的温度变化进行温度计测、以及利用辐射温度计来对光加热的温度变化进行计测的分析装置,也能够以同样的构成来实现同样的效果。

[0207] 并且,由于通过利用热电偶能够进行更廉价的成分浓度计测,因此最好是采用热电偶。

[0208] 并且,由于通过利用辐射温度计能够以非接触的方式来进行成分浓度的计测,因此最好是采用辐射温度计。

[0209] 并且,在本实施方式所示的利用了因温度上升而发生声速变化的分析装置中,利用能够良好的进入到生物体内的廉价的方法的超声波,来计测由光进行的加热。因此优点是,即使在生物体内部,也能够实现具有良好的位置分辨率的廉价的成分浓度(分布)计测。

[0210] 并且,在将因温度上升而发生的膨胀用作弹性波能量来进行计测的分析装置中,能够更明显地检测出光吸收率的差(膨胀率的差),因此能够进行廉价且高对比度的成分浓度(分布)计测。

[0211] 并且,在本实施方式中的图 3 以及图 4 中,示出了在超声波探头与被检体(生物体)之间具备被检体接触部的构成,不过也可以是将超声波探头与生物体的接触面本身作为被检体接触部,来吸收生物体的热。

[0212] (实施方式 2)

[0213] 本发明如实施方式 1 所示,虽然在利用了光加热现象的分析装置中有效,不过在利用了光加热的其他的装置中也能够发挥效果。

[0214] 在此,以对癌组织进行加热来使癌组织坏死的癌治疗为目的的光照射装置(热疗)为例进行说明。

[0215] 首先,对热疗进行说明。

[0216] 例如周知的那样,癌组织与正常组织相比对热比较弱,因此通过加热到 46℃,经过若干分钟后就能够使癌组织坏死。但是,在 46℃ 的情况下,正常组织的一部分也会坏死。

[0217] 因此,更优选的是仅对癌组织进行选择性的加热。例如,假设若能够将正常组织抑制到 42℃,而仅对癌组织加热到 46℃,从而能够在不损坏正常组织的情况下仅使癌组织坏死。

[0218] 以下对仅使癌组织的温度有选择性地升高的光照射装置 2 进行说明。

[0219] 图 6 示出了本实施方式所涉及的光照射装置 6 的概略构成的第一个例子。

[0220] 图 6 的光照射装置 6 与实施方式 1 的分析装置 1 同样,具备光源 101 和被检体接触部 103。与实施方式 1 同样,在被检体接触部 103 吸收生物体 603 的热,在使生物体 603 的温度降低的状态下,使由光源 101 生成的选择加热光 602 照射到生物体 603。在此,在本实施方式中,生物体 603 是乳房或前列腺等具有癌组织 601 的部位。

[0221] 光源 101 生成对癌组织的光吸收率高于对正常组织的光吸收率的光。例如,利用生成波长为 600nm 到 800nm 的选择加热光 602 的激光光源或 LED。

[0222] 据此,选择加热光 602 能够有选择性地对生物体 603 内的癌组织 601 进行加热。

[0223] 通常,从癌组织 601 流向其周边部的血流所产生的大量的热被传递,因而造成周边部的温度也上升。但是,在本实施方式所涉及的光照射装置 6 中,通过使生物体的温度降低,从而具有能够抑制血流量的效果,从而能够更好地有选择性的仅使癌组织 601 的温度上升。据此,在使癌组织 601 坏死的同时,能够减少正常组织的坏死的数量。

[0224] 图 7 示出了本实施方式所涉及的光照射装置的概略构成的第二个例子(光照射装置 7)。

[0225] 图 7 的光照射装置 7 与图 6 的光照射装置 6 同样,是以癌治疗为目的的光照射装置。

[0226] 图 7 的光照射装置 7 具备光源 101 和被检体接触部 201。光照射装置 7 以被检体接触部 201 来吸收生物体 603 的热,在使生物体 603 的温度降低的状态下,使由光源 101 生成的选择加热光 602 照射到生物体 603。

[0227] 在此,与图 6 的光照射装置 6 不同,在图 7 的光照射装置 7 中,选择加热光 602 透过被检体接触部 201 而照射到生物体 603。因此,在光照射装置 7 中,被检体接触部 201 最好由能够使选择加热光 602 透过的部件构成。例如,作为被检体接触部 201,通过采用像丙烯酸系的树脂或石英基岩这种光透过率高的材料,从而能够使选择加热光 602 高效率地照射到生物体 603,因此能够实现更低的功耗。

[0228] 并且,作为被检体接触部 201,通过采用像金刚石这种透明且热传导率高的材料,从而能够进一步提高对生物体 603 的冷却效果,因此能够进一步减少正常组织的坏死。

[0229] 并且,与图 6 同样,被检体接触部 201 最好是具备热交换部 107、驱动电源 108、以及散热部 109。据此,能够进一步减少正常组织的坏死。

[0230] 在图 6 的光照射装置 6 中所优选的构成是, 由于对于被检体接触部 103 没有要求透光性的强度, 因此能够选择铝或铜等廉价且热传导率高的材料, 从而实现了廉价的光照射装置。

[0231] 另外, 图 7 的光照射装置 7 由于能够从生物体内的光强度高且温度容易上升的光照射面, 来夺取生物体的热, 因此能够使生物体内的温度更加均一。因此, 能够降低从光照射面付近到被检体深部的所有区域的血流量。尤其是在使光照射面付近的癌组织坏死的情况下为优选的构成。并且, 由于光照射的面与在被检体接触部 201 被冷却的面为同一个方向, 因此也能够适用于被检体较厚的 (大的) 生物体部分, 因此, 光照射装置 7 较为理想。

[0232] 并且, 除此之外, 通过具有与为了控制生物体内的血流量的实施方式 1 的分析装置 1 相同的构成, 因此在本实施方式的光照射装置 7 中, 更能够有选择地使癌组织坏死, 因此, 光照射装置 7 较为理想。

[0233] (实施方式 3)

[0234] 在本实施方式中, 在以特定的波长的光对被检体进行加热, 将因各个部位的吸光特性的不同而造成的温度上升量的不同作为声速的变化来计测的分析装置中, 目的在于抑制因各个部位的材料组成或构成比的不同, 而温度变化与声速变化之间的比例系数就会不同所造成的计测精确度的降低。

[0235] 例如, 声速、温度变化、声速变化之间的比例系数 (声速温度变化系数) 因物质而不同。

[0236] 在水中传播的声速为, 在 24℃ 时为 1483m/s, 在 37℃ 时为 1530m/s。据此, 声速温度变化系数为 3.6m/s/℃。对此, 例如, 在脂肪组织内传播的声速为, 在 24℃ 时为 1476m/s, 在 37℃ 时为 1412m/s。据此, 声速温度变化系数为 -4.9m/s/℃。

[0237] 并且, 对于生物体内的各种脏器, 按照水分或脂肪等浓度, 而各自的声速或声速温度变化系数不同。

[0238] 因此, 例如在以计测生物体内的脂肪浓度分布为目的, 将与实施方式 1 同样的 1200nm 左右的波长的光照射到生物体, 以超声波探头来计测各个部位的声速的变化的分析装置中, 即使温度变化与脂肪浓度分布成比例, 声速变化也不会与温度变化成比例。即, 按照脂肪以外的成分的构成比例, 声速温度变化系数会因部位而受到的影响不同。

[0239] 因此, 在本实施方式中所示的分析装置的例子是, 通过求出被检体内的声速温度变化系数, 从而能够求出更高精确度的光吸收率, 因此能够以更高精确度来计测所希望的成分浓度分布。

[0240] 图 8 示出了本实施方式所涉及的分析装置 8 的概略构成的例子。

[0241] 图 8 所示的分析装置 8 具备: 光源 101、超声波计测装置 102、被检体接触部 801、热交换部 107、以及驱动电源 108。

[0242] 不过, 在本实施方式所涉及的分析装置 8 中采用与实施方式 1 不同的计测方法。

[0243] 本实施方式所涉及的分析装置 8 预先使超声波探头 102a 和被检体接触部 801 接触到生物体 104, 在这种状态下按照以下的顺序进行计测。

[0244] (1) [超声波声速计测工程 (第一次)]

[0245] (2) [均一加热 / 开始冷却] : 利用驱动电源 108, 由热交换部 107 开始对生物体 104 进行加热 (或冷却) 。

[0246] (3) [超声波声速计测工程 (第二次)]

[0247] (4) [开始进行选择光加热]

[0248] (5) [超声波声速计测工程 (第三次)]

[0249] (6) [计算声速变化 (第一次)] :对从 (1) 与 (3) 得到的从生物体 104 反射的超声波脉冲波形 (电信号) 进行比较,来求 (2) 的工程的前后的生物体 104 内的各个部位的声速变化量。

[0250] (7) [计算声速变化 (第二次)] :对从 (3) 与 (5) 得到的从生物体 104 反射的超声波脉冲波形 (电信号) 进行比较,来求 (2) 的工程的前後的生物体 104 内各个部位的声速变化量。

[0251] (8) [计算温度上升量] :根据 (6) 的结果来求生物体 104 内的各位置的声速温度变化系数,并根据 (7) 的结果和声速温度变化系数来求生物体 104 内的各位置的温度上升量。

[0252] 在本实施方式所涉及的分析装置 8 中,如以上所示,至少执行三次超声波声速计测。

[0253] 首先,如 (1) 至 (3)、(6) 所示,对采用了被检体接触部 801、驱动电源 108、热交换部 107 来对生物体 104 加热时以及非加热时 (或,冷却时以及非冷却时) 的从生物体 104 内反射的超声波脉冲信号进行比较。利用了上述的加热 (冷却) 方法的生物体 104 的温度变化,由于与生物体 104 内的各个部位的组成或组成的浓度无关,因此,能够对生物体 104 内的各个部位的温度进行均一地加热 (冷却)。

[0254] 也就是说,对均一非加热 (均一非冷却) 时且非选择加热时的超声波声速计测 (第一次)、与均一加热 (均一冷却) 时且非选择加热时的超声波声速计测 (第二次) 的生物体 104 内的各个部位的声速进行比较,从而求出声速温度变化系数。

[0255] 接着,如 (3) 至 (5)、(7) 所示,对均一加热 (均一冷却) 时且选择加热光照射时的超声波声速计测 (第二次)、与均一加热 (均一冷却) 时且选择加热光非照射时的超声波声速计测 (第三次) 的从生物体 104 内反射的超声波脉冲信号进行比较。通过照射特定波长的光,来产生与所需的材料浓度相应的发热 (温度上升) 分布,从而能够根据各个部位的温度变化来求出声速变化。

[0256] 这样,由于本实施方式所涉及的分析装置 8 具备求出声速温度变化系数的单元 (工序),从而能够根据选择加热光照射时或非照射时的声速变化,来算出更接近于实际状况的温度上升量分布,从而能够进行更高精确度的成分浓度的检测。

[0257] 在此,最好是具备像热敏电阻或热电偶等温度计测部 110 这种计测生物体 104 的温度的单元。在这种情况下,由于能够以更高的精确度来求出声速变化系数,因此能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0258] 并且,由于对于实施方式 1 所示的、使温度计测单元以及加热冷却单元接触生物体的位置以及各自的构成材料进行了改进,因此在本实施方式中也能够实现同样的效果。

[0259] 并且,即使在本实施方式中也是将波长为 1100nm 以上且 1300nm 以下的光,其中最好是将 1200nm 左右的波长的选择加热光 105 照射到生物体 104,这样能够计测血管内斑块 106 的脂肪度。

[0260] 并且,虽然均一加热以及均一冷却均能够达到本实施方式的效果,不过最好是采

用均一冷却的方法,通过进行均一冷却也能够达到对血流进行抑制的实施方式 1 所示的效果。

[0261] 以下对本实施方式所涉及的分析装置 8 的构成进行详细说明。

[0262] 与实施方式 1 相同,作为将从激光光源 101a 射出的激光导入到生物体的单元,虽然采用了光导纤维,不过也可以替代光导纤维而采用透镜或镜子等光学系统。其中尤其是在采用光导纤维的情况下,能够使导光单元更加小型轻量,因此是优选的方式。

[0263] 并且,作为光源 101 除了激光光源之外,还能够采用 LED 或具有波长滤波器的灯等能够生成特定的波长的光的光源。在作为导光单元采用了光导纤维的情况下,作为光源最好是采用激光光源。这样能够实现更低功耗的分析装置。

[0264] 并且,光导纤维最好是采用多模光导纤维,并且,光导纤维最好是具有至少被卷绕一周以上的卷绕部分 101c。这样,能够实现更均一的光照射,因此能够实现以更高的精确度进行生物体内的成分浓度计测的分析装置。

[0265] 并且,被检体接触部 801 的材料最好为,由铁、铝或铜等等金属构成的材料,以及金刚石或石墨等热传导率高的材料。这样,能够以更高的速度来降低生物体 104 的温度。因此,分析装置具有能够提高计测速度的优点。

[0266] 并且,为了扩大被检体接触部 801 与生物体 104 的接触面积,因此被检体接触部 801 最好是具有与生物体相对应的凹凸形状,这样能够进行更高速的计测。

[0267] 并且,也可以是如在实施方式 1 利用图 2 所进行的说明那样,利用光透过率高的被检体接触部,使选择加热光 105 透过被检体接触部来照射到生物体 104。

[0268] 据此,由于光的强度较高,因此温度容易上升,这样能够从作为血流容易增加的部分的选择加热光 105 照射面来夺取生物体的热,从而能够进一步使生物体内的温度均一地降低。因此,在从光照射面付近到生物体深部,能够使被检体全体的血流量均一地降低。即,能够在更广的范围内高精度地计测成分浓度。

[0269] 但是,在图 8 的分析装置 8 中,由于没有要求被检体接触部 801 需要具有高的透光性,因此能够选择像铜或铝这种廉价且热传导率高的材料,以及能够实现廉价的装置之处是具有优点的构成。

[0270] 作为光透过率高的被检体接触部,最好是采用热阻高、且选择加热光 105 的透过率高的石英或金刚石等材料。尤其是金刚石的热传导率较高,是本实施方式优选的被检体接触部材料。

[0271] 并且,与图 8 的构成同样,通过具备温度计测部,从而能够进一步实现再现性高的计测。并且,在从选择加热光照射面进行冷却的情况下,最好是透明的温度计测部,并且最好是利用辐射温度计。据此,能够在不受生物体与被检体接触部的接触(接触热阻)的影响下,来计测生物体的表面温度,因此具有应答速度快的优点。

[0272] 由于能够更加均一地使选择加热光 105 照射到生物体,从而能够进行更高精确度的成分浓度的分布计测。

[0273] 并且,如在实施方式 1 利用图 3 所示那样,最好是采用在超声波探头 102a 与生物体 104 之间插入被检体接触部的构成,这样能够进一步对生物体 104 内进行均一地加热或冷却,从而能够实现以更高的精确度来进行计测的分析装置。

[0274] 并且,与图 8 的构成同样,最好是具备热敏电阻等温度计测部,这样能够实现再现

性高的计测。

[0275] 并且,如在实施方式 1 利用图 3 所示那样,最好是将通过温度变化而声速发生变化的声速热变化部件,设置在从超声波探头 102a 辐射出的超声波脉冲能够经过的位置。

[0276] 这样,在超声波计测装置 102 只要对超声波脉冲经过声速热变化部件 302 的时间进行计测,就能够求出被检体接触部的温度。

[0277] 作为声速热变化部件的例子,与实施方式 1 同样,最好是采用在温度发生变化时声速变化大的材料。作为声速热变化部件的材料,例如最好是采用橡胶或树脂等材料,这样能够实现廉价且轻量的超声波探头。

[0278] 并且,作为声速热变化部件的材料,最好是采用玻璃转化点接近于常温的材料,这样能够随着温度变化而声速变化加大,从而能够以更高的精确度来进行计测。

[0279] 但是,在生物体与超声波探头之间具备声速热变化部件的情况下,最好是采用与生物体和超声波探头具有不同的声阻抗的材料。尤其是最好采用 $1.4 \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$ 以下,或者 $1.6 \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$ 以上的材料。

[0280] 据此,在声速热变化部件与生物体的分界面,以及与超声波探头的分界面,能够发生大的超声波脉冲的反射,从而能够高精度地对温度进行计测。

[0281] 并且,最好是将反射抑制到一定程度以下。因此,声速热变化部件的声阻抗最好为 $(1.0 \text{ 至 } 1.4) \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$,或者 $(1.6 \text{ 至 } 2.25) \times 10^6 \text{kg/m}^2\text{s}$,从而能够实现更高的敏感度的超声波探头。

[0282] 例如,能够将聚乙烯、硅石以及丙烯的混合物等用作声速热变化材料。

[0283] 这比采用热敏电阻或辐射温度计的情况更能够实现廉价的温度计测方法,从而能够提供廉价的分析装置。

[0284] 并且,更优选的是,如在实施方式 1 利用图 4 所示的那样,在照射选择加热光的区域内具备具有纤维光栅的光导纤维。通过对反射的光的波长进行监视,从而能够作为温度计测方法来应用。

[0285] 并且,通过将纤维光栅用于温度计测方法,从而能够将温度计测部设置在光或超声波通过的部位,因此能够以更高的精确度来进行温度的调整。即,能够减轻因每次计测时的温度不均一而造成的计测不均一。

[0286] 并且,最好是将由超声波计测装置在计测生物体内部结构时的被检体接触部的温度控制在 -4°C 以上。这样,能够防止被检体的皮肤的冻伤。

[0287] 并且,更好的是将被检体接触部的温度控制在 15°C 以上。在这种情况下,由于能够将所需的氧供给到细胞,因此即使是长时间的计测,也不会感到因体温下降而带来的疲劳。

[0288] 并且,最好是将被检体接触部的温度控制在 25°C 以下。在这种情况下,能够实现不受每个人的体温的差的影响的生物体冷却。

[0289] 并且,在透过被检体接触部来照射选择加热光的情况下,最好是将被检体接触部的温度控制在室温以上。这样,能够防止在被检体接触部发生凝露,并能够抑制因凝露而造成的照向生物体 104 的选择加热光 105 的照射不均一性。即,能够实现再现性高的光照射,并且能够抑制每次计测的精确度的不均一。并且,在这种情况下,最好是将被检体接触部的温度设定在 30°C 以下。由于这样能够抑制因皮肤表面的发汗而造成的照向生物体 104 的选择加热光 105 的照射不均一性,因此能够实现再现性高的光照射,并能够抑制每次计测的

精确度的不均一。

[0290] 并且,由于能够防止因人种、性别、湿度等而造成的发汗温度的个人差异的影响,因此最好是在计测了成为被检体的生物体的发汗温度之后,将被检体接触部 201 的温度调节成不超过上述计测的温度。

[0291] 并且,通过利用使用了透明的压电材料的超声波探头,从而能够使光以及超声波从同一个位置照射到生物体。通过利用使用了作为透明的压电体材料的水晶、铌酸锂、钽酸锂等块状的透明压电材料的超声波探头,从而能够使超声波探头以及在生物体的接触面的光照射双方同时以廉价的方法来实现。因此,所具有的优点是,生物体的超声波探头付近的光强度能够更加均一且强大,从而能够以更高的精确度且更高的灵敏度进行计测。

[0292] 并且,通过利用使用了 ZnO 或 AlN 等单晶薄膜技术的透明压电材料,从而能够实现更加小型的分析装置。

[0293] 并且,更好的是采用利用具有优良的透光特性的 ITO 等透明电极,并将电压施加到压电材料的超声波探头,从而能够以更高的敏感度和更高的精确度来计测成分浓度。

[0294] 并且,更好的是利用氧化锌系或镁构成的透明电极,这样,能够以廉价且高敏感度及高精度来计测成分浓度。

[0295] 并且,最好是像在实施方式 1 利用图 5 所示的那样,向被设置在水槽内的控制了温度的水中的生物体照射选择加热光,并利用超声波探头进行超声波脉冲的收发,这样能够进一步将生物体全体的温度保持为均一,从而能够以更高的精确度来计测声速温度变化系数,并能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0296] 并且,更好的是将水的温度设定在 15℃ 以上,这是因为需要维持能够将必要的氧供给到生物体内的血流量,这样即使是进行长时间的计测,也不会因体温降低而感到疲劳。

[0297] 并且,水的温度最好在 25℃ 以下,这样能够在不受体温的个人差异的影响的状态下,对生物体进行冷却。

[0298] 并且,在此虽然利用了水,不过也可以不必是水。但是,希望是粘性比较低的液体。在粘性比较低的液体中,能够通过对流而产生的热的移动来进行效果良好的生物体的冷却,因此能够进行高精度的成分浓度的计测。

[0299] 除了水以外,例如也可以是乙醇。由于乙醇的杀菌效果较高,因此无需防腐剂。

[0300] 并且,在利用水的情况下,能够实现廉价的分析装置。并且,水的折射率、声阻抗均与生物体为同等程度,因此最好是采用水,这样能够使光和超声波均高效率地进行照射。并且,也能够在不将超声波探头 102a 直接按压生物体的状态下进行计测,这样,因超声波探头的按压而导致的生物体的形状的变形也就不会发生。即使在与过去的计测结果的比较中,也能够进行高精度的比较,因此最好是利用水。

[0301] 并且,在利用水的情况下,最好是混入有防腐剂的水,这样能够实现再现性高的成分浓度的计测。

[0302] 并且,更好的是利用混入有表面活性剂的水,这样能够抑制在生物体表面产生气泡,从而能够进行更高的精确度的成分浓度的计测。

[0303] 并且,在本实施方式中虽然示出了对脂肪的浓度进行计测的分析装置的例子,不过并非受限于此,也能够适用于应用了光加热现象的所有的成分浓度计测。例如也能够实现利用波长为 650nm 至 800nm 的光,来对血红蛋白的氧饱和度(氧合血红蛋白的浓度与脱

氧血红蛋白的浓度的比) 进行计测的分析装置。并且, 能够适用于癌与良性肿瘤的判断以及烫伤的深度诊断中。

[0304] 并且, 在对脂肪的浓度进行计测的情况、以及对血红蛋白的浓度或氧饱和度进行计测的情况等任一种情况中, 最好是利用能够生成多个波长的光的光源, 来求出多个波长的光的吸收率, 这样能够进行更高精确度地成分浓度计测。

[0305] 并且, 本实施方式也能够适用于不以生物体为对象的分析装置。例如, 能够适用于被混入到食品中的异物的计测、以及包含在气体中的成分浓度检测等应用中。

[0306] 并且, 在本实施方式中虽然示出了以超声波来计测由光进行的加热的分析装置, 不过, 本发明的分析装置并非必须利用超声波。例如, 在以利用辐射温度计来对光加热的温度变化进行计测的分析装置中, 也能够抑制因材料组成的不同而辐射谱不同的、由辐射温度计计测的计测误差。因此, 最好是利用辐射温度计, 这样能够实现非接触式的成分浓度计测。

[0307] 并且, 在本实施方式所示的利用了因温度上升而发生声速变化的分析装置中, 利用能够良好的进入到生物体内的廉价的方法的超声波, 来计测由光进行的加热。因此优点是, 即使在生物体内部, 也能够实现具有良好的位置分辨率的廉价的成分浓度计测。

[0308] 并且, 在本实施方式中, 示出了在超声波探头与被检体(生物体)之间具备被检体接触部的构成, 不过也可以是具有将超声波探头与生物体的接触面本身作为被检体接触部, 来对生物体进行加热(冷却)的功能的多种构成。

[0309] 并且, 在本实施方式中, 通过具备能够抑制实施方式 1 所示的血流的单元的构成, 从而能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0310] (实施方式 4)

[0311] 在本实施方式中示出的例子是, 与实施方式 3 同样, 在以特定的波长的光对被检体进行加热, 将因各个部位的光吸收率的不同而带来的温度上升量的不同作为声速的变化来计测的分析装置中, 因各个部位的材料组成或构成比, 而温度变化与声速变化之间的比例系数不同而造成的计测精确度的降低得到了抑制。

[0312] 并且, 与实施方式 3 同样, 对进行了均一加热与没有进行均一加热的超声波声速计测结果进行比较, 来求声速温度变化系数, 这样能够根据选择加热光照射时与非照射时的声速变化, 来计测更接近于实际状况的温度上升量分布(成分浓度分布)(在本实施方式中不能进行均一冷却。)

[0313] 但是, 在本实施方式中与实施方式 3 的均一加热方法不同。

[0314] 如图 9 所示, 在本实施方式的分析装置中, 通过将在微波发信源 901 发生的微波照射到生物体 104, 从而能够进行均一加热。

[0315] 微波与作为选择加热光而被使用的近红外光(波长 600nm 至 1500nm)相比, 因生物体 104 内的各个部位的材料组成的吸收率的差异小, 能够作为均一加热方法。

[0316] 例如, 在将生物体作为被检体的情况下, 最好是将水的吸收率高的 2.45GHz 周边的微波照射到生物体, 具体而言, 最好是将 2 至 3GHz 的微波照射到生物体, 这样能够实现均一加热。

[0317] 并且, 最好是将 3 至 7GHz 或 1 至 2GHz 的微波照射到生物体, 这样, 与照射 2 至 3GHz 的微波的情况相比, 能够对生物体的更深部进行均一加热。

[0318] 本实施方式的分析装置能够以与实施方式 3 同样的操作来进行高精度的成分浓度计测。

[0319] 并且,像本实施方式中的利用了微波的均一加热方法,即使在根据图 15 所示的弹性波的能量来进行成分浓度计测的分光计测装置中,也能够实现高精度度。

[0320] 在图 9 的分析装置中,通过对光源与微波源进行共同的脉冲驱动,来对由选择加热脉冲光照射产生的弹性波与由脉冲微波照射产生的弹性波的能量发生位置进行比较,能够应用于抑制因各个部位的材料组成或构成比而造成的、因发热而产生的温度上升率与膨胀率的不同所发生的弹性波与光吸收率的比例系数的不均一(计测精确度的低下)。

[0321] 并且,在本实施方式中,由于具备实施方式 1 所示的具有能够抑制血流的单元的构成,因此能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0322] 并且,尤其是作为具有实施方式 1 的对被检体进行冷却的单元的分析装置,从而能够以更高功率的微波来照射生物体,因此能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0323] (实施方式 5)

[0324] 在图 14 所示的分光计测装置中,如图 11 所示那样,在超声波声速计测(第一次)1101 之后,由选择加热光照射开始进行选择光加热 1102。之后,生物体 104 内的斑块 106 的温度 1105 充分上升,通过进行均衡的发热与散热,从而以温度在时间上的变化小的定时来进行超声波声速计测(第二次)1103。

[0325] 但是,发热与散热成为均衡状态的时间较长,在从超声波声速计测(第一次)1101 到超声波声速计测(第二次)1103 之间会发生生物体 104 与超声波探头 102a 的位置偏移等,从而导致了计测精确度的降低。

[0326] 在本实施方式中,以特定的波长的光对被检体进行加热,将各个部位的光吸收率的不同而产生的温度上升量的不同作为声速的变化来进行计测,在这种分析装置中能够缩短计测时间。

[0327] 图 10 示出了本实施方式的分析装置 10 的概略构成。

[0328] 如图 10 所示,本实施方式所涉及的分析装置 10 具备光源 101、超声波计测装置 102、以及信号传输线 1001。

[0329] 并且,即使是图 10 的分析装置 10,也与以往的例子同样,照射 1100nm 以上且 1300nm 以下的波长,更好的是将 1200nm 左右的波长的选择加热光 1202 照射到生物体 104,来计测血管内斑块 106 的脂肪度(脂肪浓度)。

[0330] 通过以超声波计测装置 102 对由光源 101 进行的选择加热光 1002 的照射时与非照射时的生物体 104 内的各个部位的声速进行计测以及比较,从而能够求出生物体 104 内的声速变化(温度变化)。据此,能够求出生物体 104 内的所需要的成分浓度分布。

[0331] 尤其是在本实施方式的分析装置 10 中,以信号传输线 1001 来连接光源 101 与超声波计测装置 102,这样能够对选择加热光 1002 照射到生物体 104 的定时、与通过对生物体 104 的超声波脉冲的收发而产生的生物体 104 内的声速进行计测的定时,进行更正确地调节。

[0332] 作为本实施方式所涉及的分析装置 10,例如图 12 所示,最好是能够缩短从超声波声速计测(第一次)1201(或选择光加热 1102 的开始)到超声波声速计测(第二次)1202 为止的时间。据此,能够抑制因生物体与超声波探头的位置偏移而造成的计测精确度的降

低,从而能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0333] 并且,更好的是如图 13 所示,在选择光加热 1102 即将结束之前执行超声波声速计测(第一次)1301,在选择光加热 1102 刚刚结束之后执行超声波声速计测(第二次)1302。在选择光加热 1102 刚刚开始之后,斑块 106 以外的部分(周边部)的温度 1304 也同样上升,这与选择光加热 1102 刚刚结束之后的斑块 106 的温度 1305 的降低相比,由于周边部的温度 1304 的降低较少,因此通过以图 13 所示的定时来进行超声波声速计测,从而能够进行更高对比度的成分浓度计测。

[0334] 并且,如图 12 或图 13 所示,以斑块 106 的温度 1205(或 1305)的时间变化大的定时来进行超声波声速计测的情况下,作为超声波探头 102a 最好是采用凸面形电子扫描型、扇形电子扫描型、线性电子扫描型、或振子被排列成二维的超声波探头。在这种情况下,通过进行高速地超声波声速计测,从而能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0335] 并且,在凸面形电子扫描型或扇形电子扫描型的情况下,最好是对超声波束方向进行非连续地改变,来辐射超声波脉冲,这样能够通过进行更高速的超声波声速计测,来实现更高精确度的成分浓度计测。

[0336] 并且,如图 12 或图 13 所示,在选择光加热 1102 的刚刚开始之后以及刚刚结束之后进行超声波声速计测的情况下,由于斑块 106 的大小以及斑块 106 周边的血流量的不同,因此温度 1205(或 1305)的变化的时间常数也就不同。因此,最好是在超声波声速计测(第二次)1202 或 1302 开始后的 10 秒以内进行超声波声速计测(第三次)1203、1303。据此,能够求出各个斑块的时间常数,从而能够进行更高精确度的成分浓度计测。

[0337] 并且,最好是超声波声速计测(第二次)与超声波声速计测(第三次)的超声波束扫描方向相反,这样更能够进行高精度度的成分浓度计测。

[0338] 并且,最好是在超声波声速计测(第二次)与超声波声速计测(第三次)振荡不同波形的超声波脉冲,这样能够从浅的部分到深的部分进行更高的分辨率的成分浓度计测。

[0339] 并且,在将人体作为被检体的分析装置中最好是,在 20 秒以内执行多次超声波声速计测,其中至少对两次的超声波声速计测的结果进行比较,来求出声速变化分布。20 秒是不受个人差的影响的憋住呼吸的时间,能够抑制因呼吸造成的测定误差。

[0340] 并且,在本实施方式中虽然举例示出了对斑块的脂肪度进行计测的分析装置,以进行其他的成分浓度计测或成分浓度分布计测为目的的分析装置也能够以同样的构成来实现同样的效果。

[0341] 并且,也可以对实施方式 1、3、4、5 所记载的构成进行组合,这样能够成为效果高的构成。

[0342] 以上示出的本发明的分析装置以及光照射装置仅为本说明书的一个构成例子,在不超出本发明的主旨的范围内的各种变形均可。

[0343] 并且,上述的各个实施方式中的各个构成要素可以由专用的软件构成,也可以由执行适于各个构成要素的软件程序来实现。各个构成要素可以通过 CPU 或处理器等的程序执行部,读出并执行被记录在硬盘或半导体存储器等记录介质的软件程序来实现。在此,实现上述的各个实施方式的分析装置等的软件是如下的程序。

[0344] 即,该程序能够使计算机执行用于分析被检体的状态的分析方法中所包含的步骤,这些步骤包括:调温步骤,通过对所述被检体进行冷却,来使所述被检体的温度降低;

加热步骤,通过使光照射到所述被检体,来对在所述调温步骤被冷却的所述被检体的至少一部分进行加热;第一温度计测步骤,通过在所述加热步骤进行的加热,来计测所述被检体的温度变化;以及分析步骤,根据所述被检体的温度变化来分析所述被检体的状态。

[0345] 以上根据实施方式对本发明的一个或多个实施例所涉及的分析装置进行了说明,不过本发明并非受这些实施方式所限。在不超出本发明的主旨的范围内,在本实施例的基础上的本领域技术人员所能够想到的各种变形,或者对不同的实施例中的构成要素进行的组合而构成的实施方式均可以包括在本发明的一个或多个实施方式的范围内。

[0346] 本发明所涉及的分析装置能够应用于肝脏的脂肪浓度计测、血管内斑块的性状诊断、肿瘤的性状诊断或气体的成分分布计测等。是提高这些计测的精确度的有效方法。

[0347] 符号说明

- [0348] 1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10 分析装置
- [0349] 1a, 101 光源
- [0350] 1b, 110 第一温度计测部
- [0351] 1c 调温部
- [0352] 1d 分析部
- [0353] 1e 存放部
- [0354] 6, 7 光照射装置
- [0355] 101a 激光光源
- [0356] 101b, 1501b 光导纤维
- [0357] 101c 光导纤维的卷绕部分
- [0358] 102, 1502 超声波计测装置
- [0359] 102a 超声波探头
- [0360] 102b 计测装置主体
- [0361] 102c 电缆
- [0362] 103, 201, 301, 801 被检体接触部
- [0363] 104, 603 生物体
- [0364] 105, 602, 1002 选择加热光
- [0365] 106 斑块
- [0366] 107 热交换部
- [0367] 108 驱动电源
- [0368] 109 散热部
- [0369] 302 声速热变化部件
- [0370] 401 纤维光栅
- [0371] 501 水槽
- [0372] 502 水
- [0373] 601 癌组织
- [0374] 901 微波发信源
- [0375] 1001 信号传输线
- [0376] 1101 超声波声速计测(第一次)

- [0377] 1102 选择光加热
- [0378] 1103 超声波声速计测（第二次）
- [0379] 1104, 1204, 1304 周边部的温度
- [0380] 1105, 1205, 1305 斑块的温度
- [0381] 1201 超声波声速计测（第一次）
- [0382] 1202 超声波声速计测（第二次）
- [0383] 1203 超声波声速计测（第三次）
- [0384] 1301 超声波声速计测（第一次）
- [0385] 1302 超声波声速计测（第二次）
- [0386] 1303 超声波声速计测（第三次）
- [0387] 1501 脉冲光源
- [0388] 1501a 脉冲激光光源
- [0389] 1502 选择加热脉冲光

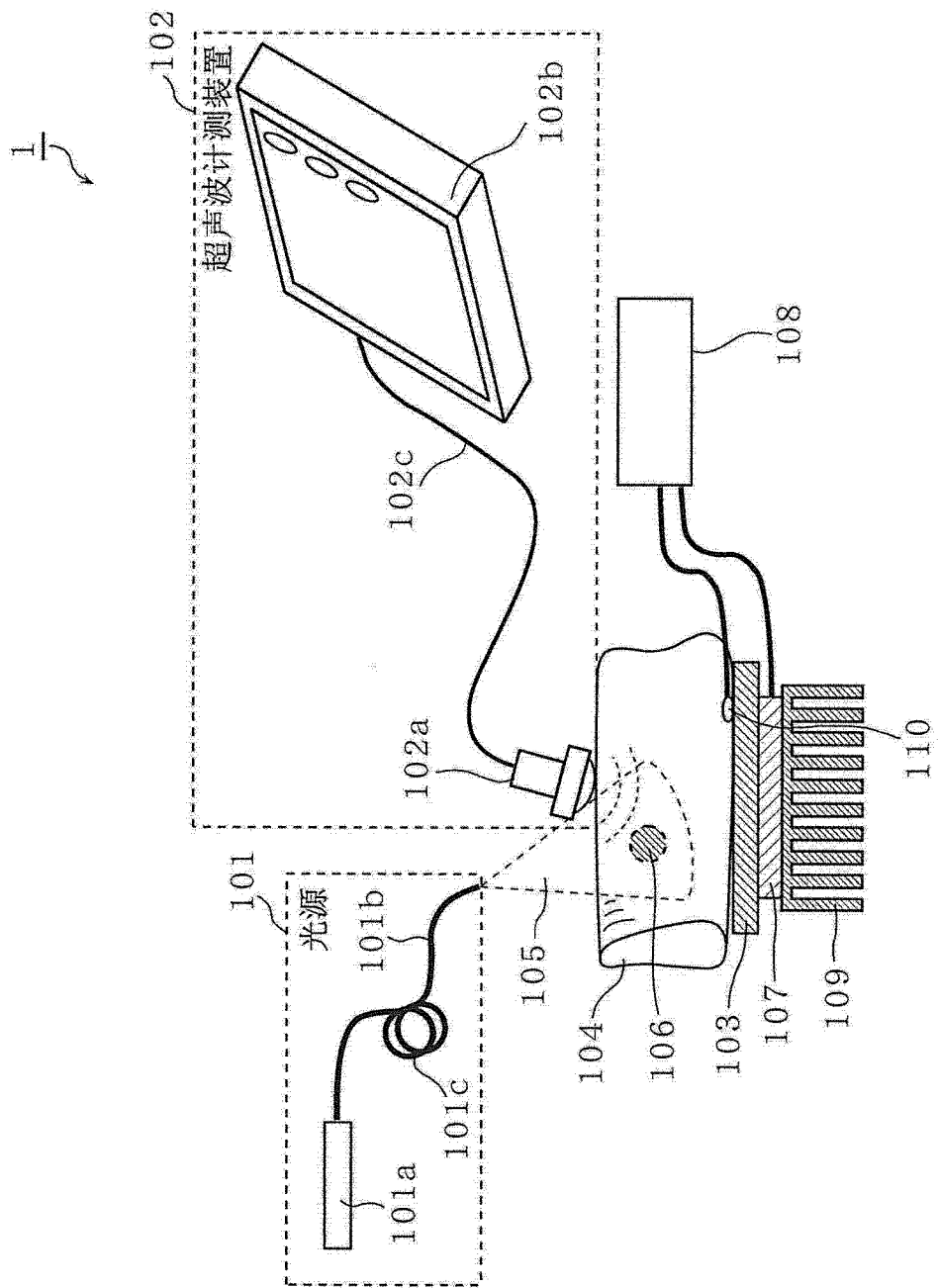


图 1A

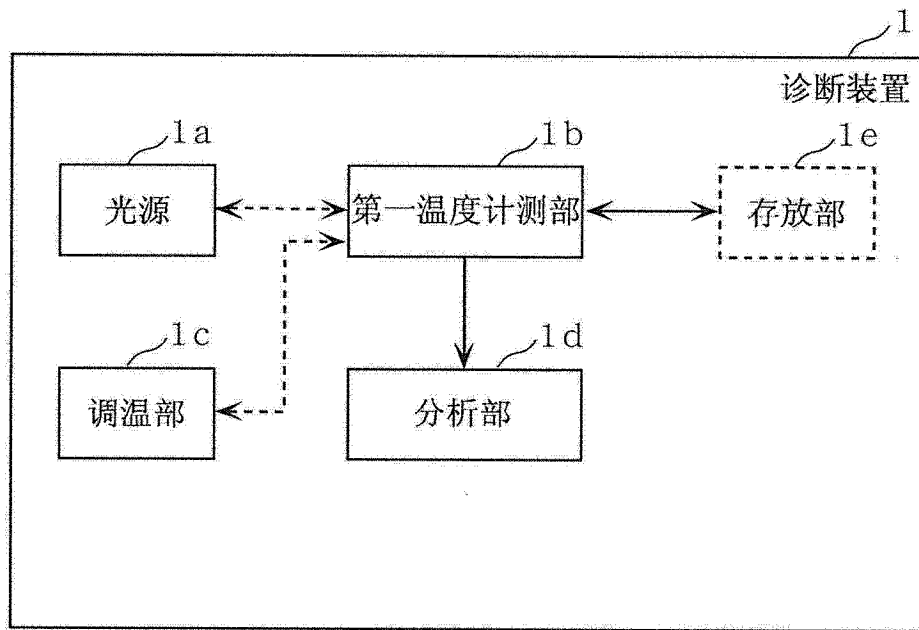


图 1B

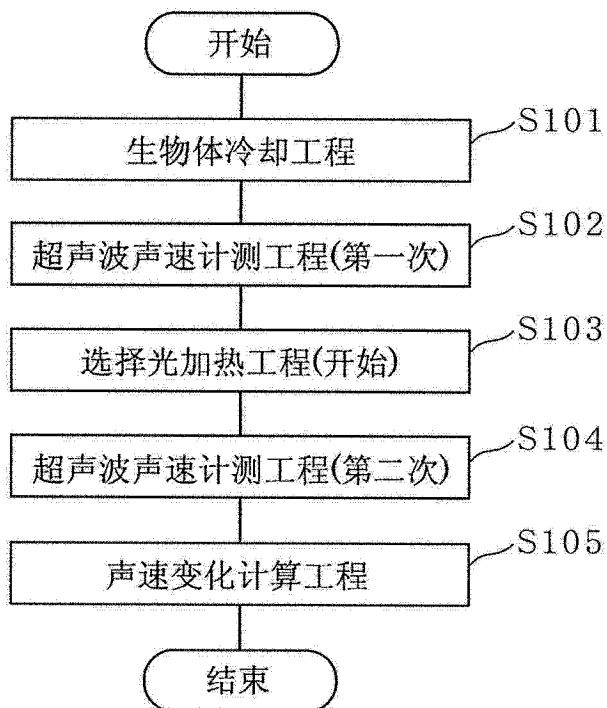


图 1C

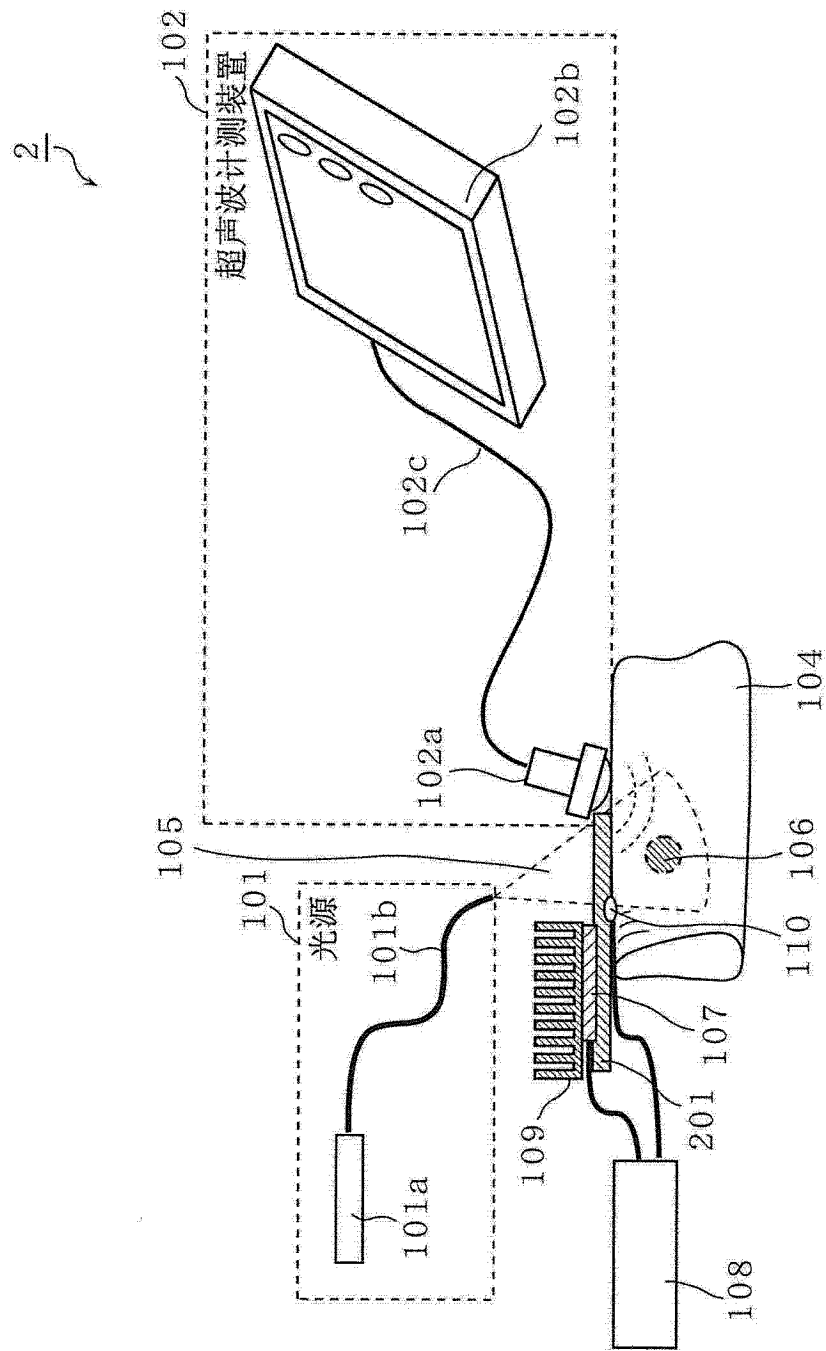


图 2

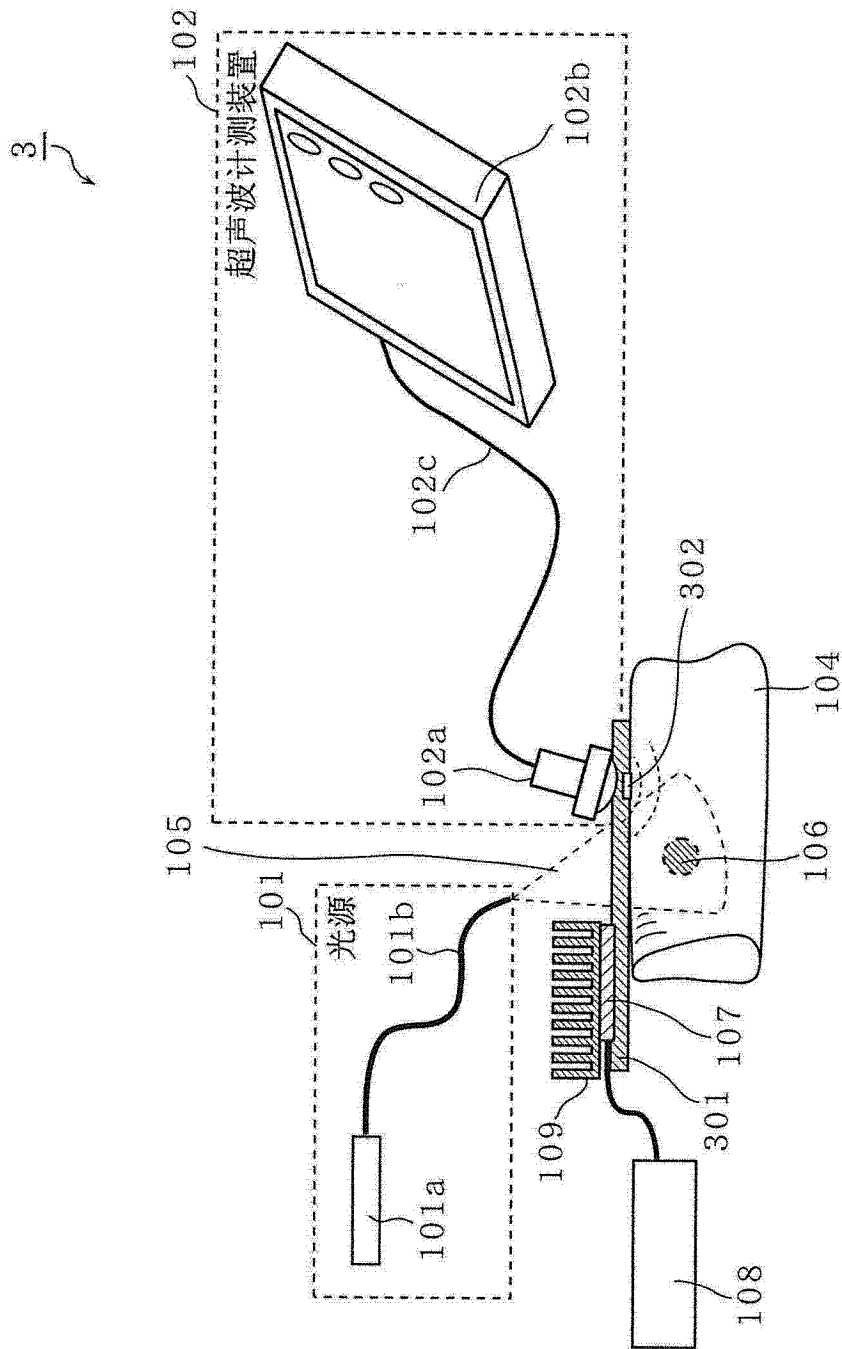


图 3

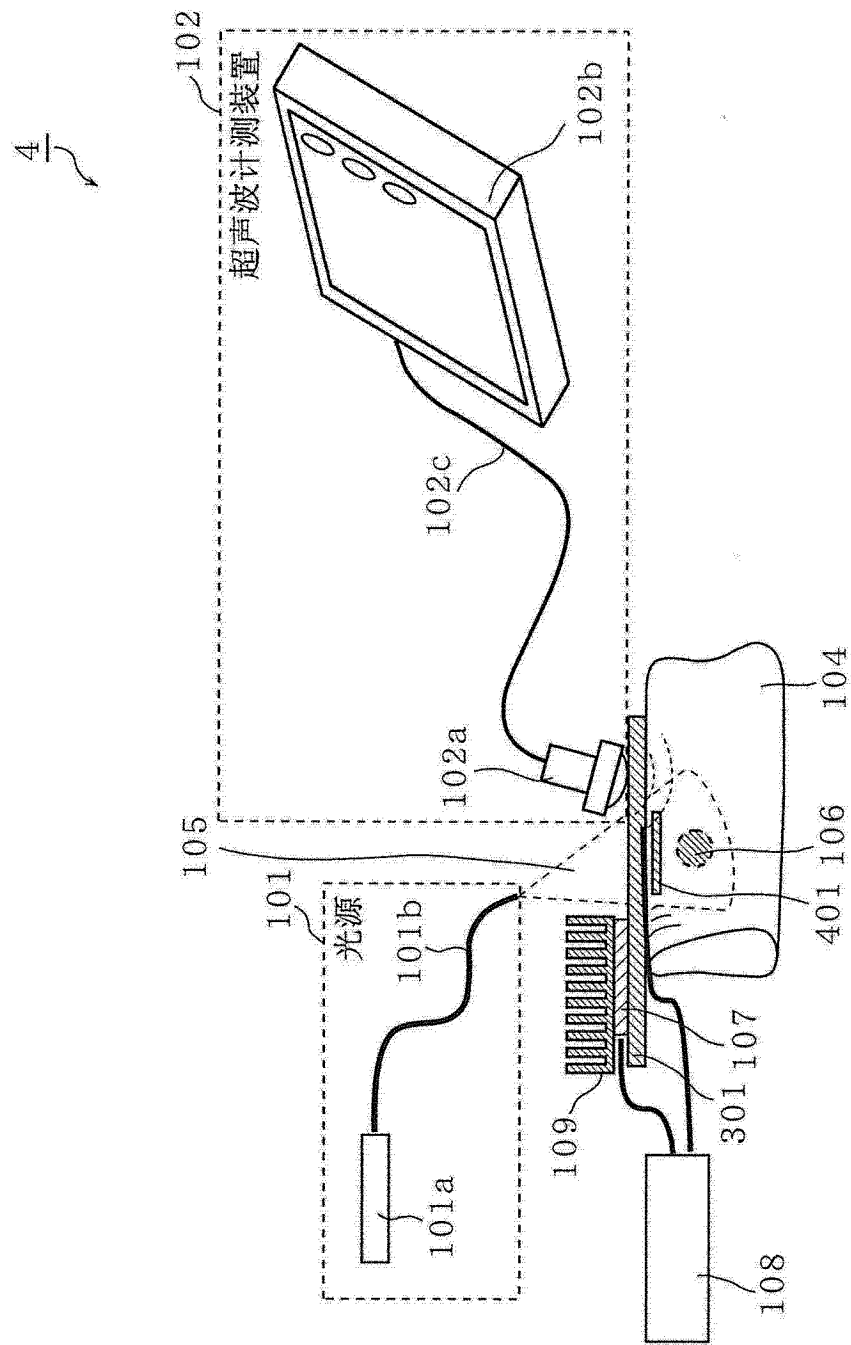


图 4

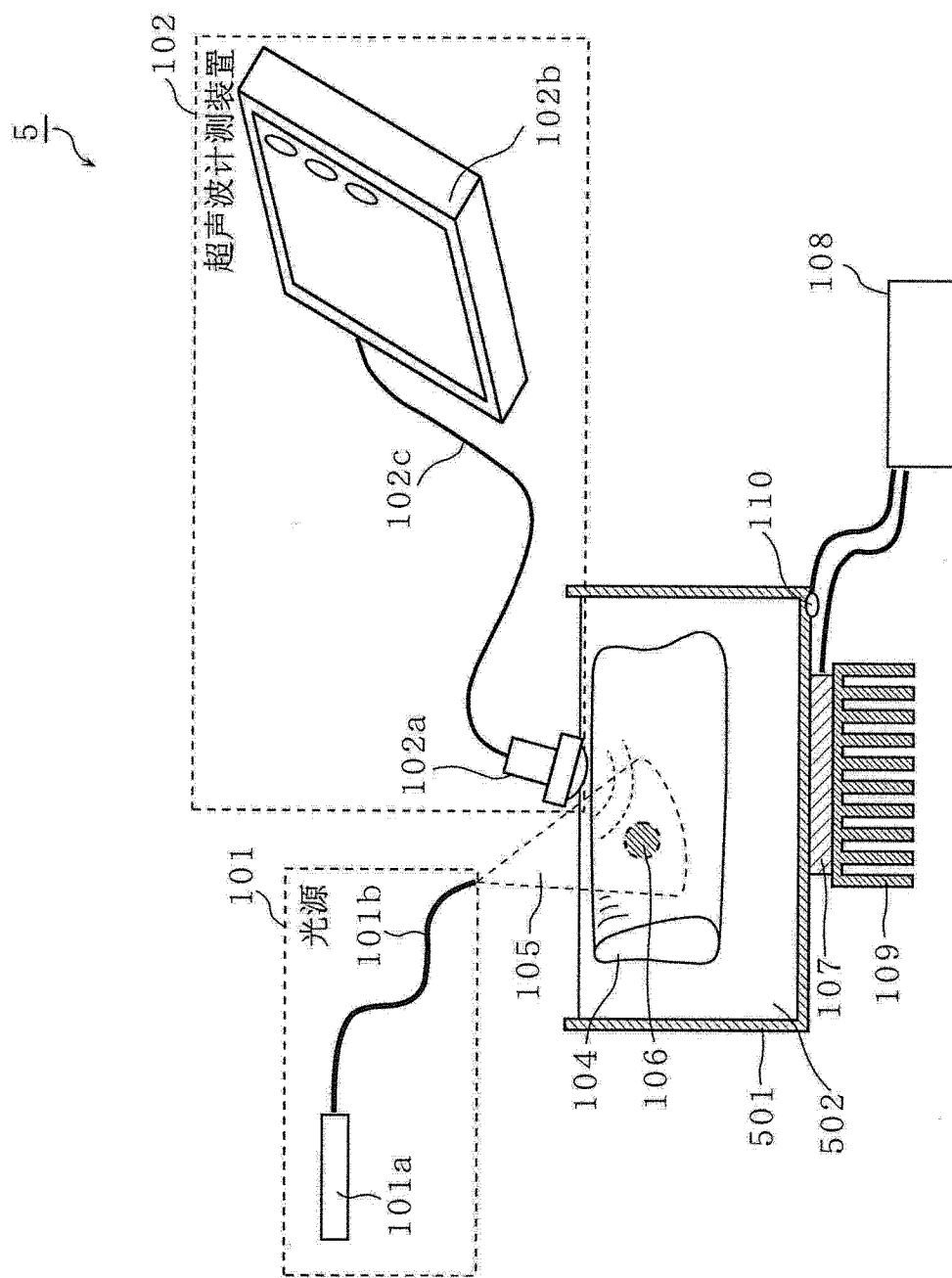


图 5

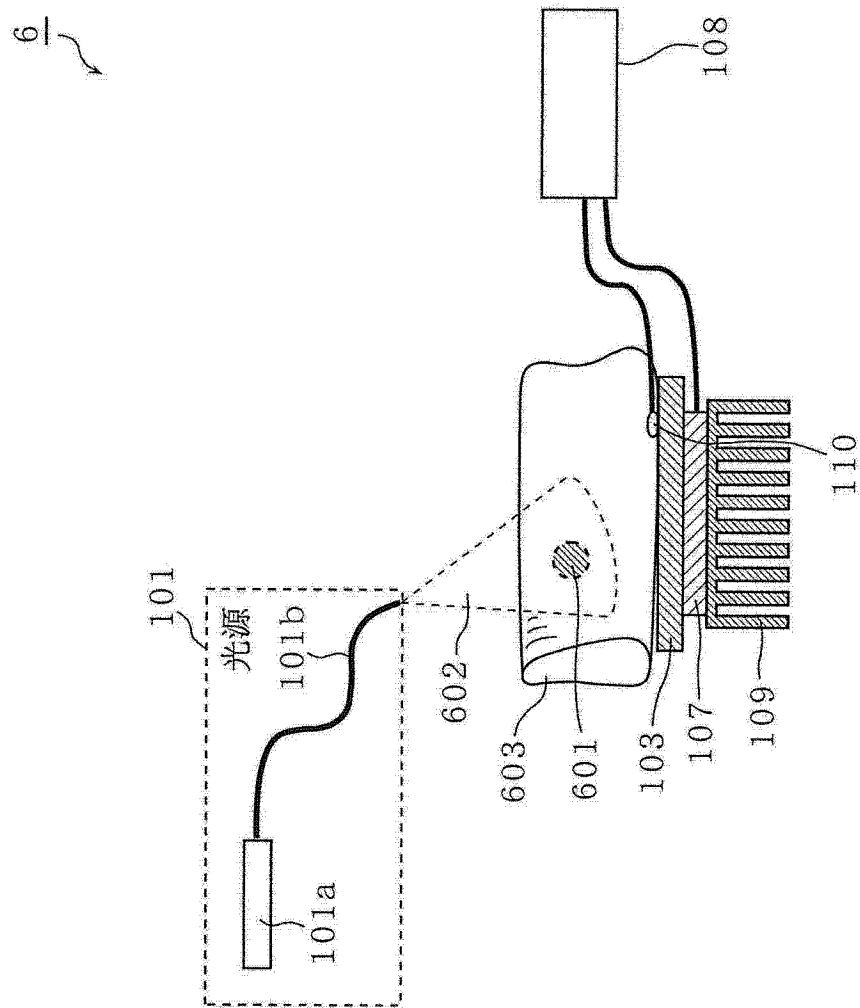


图 6

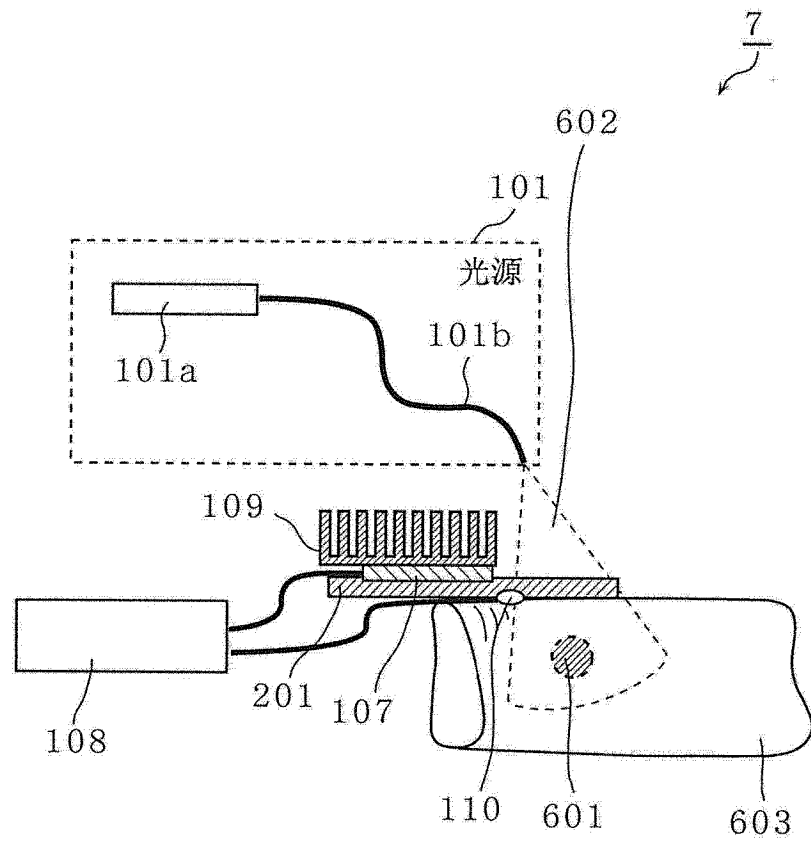


图 7

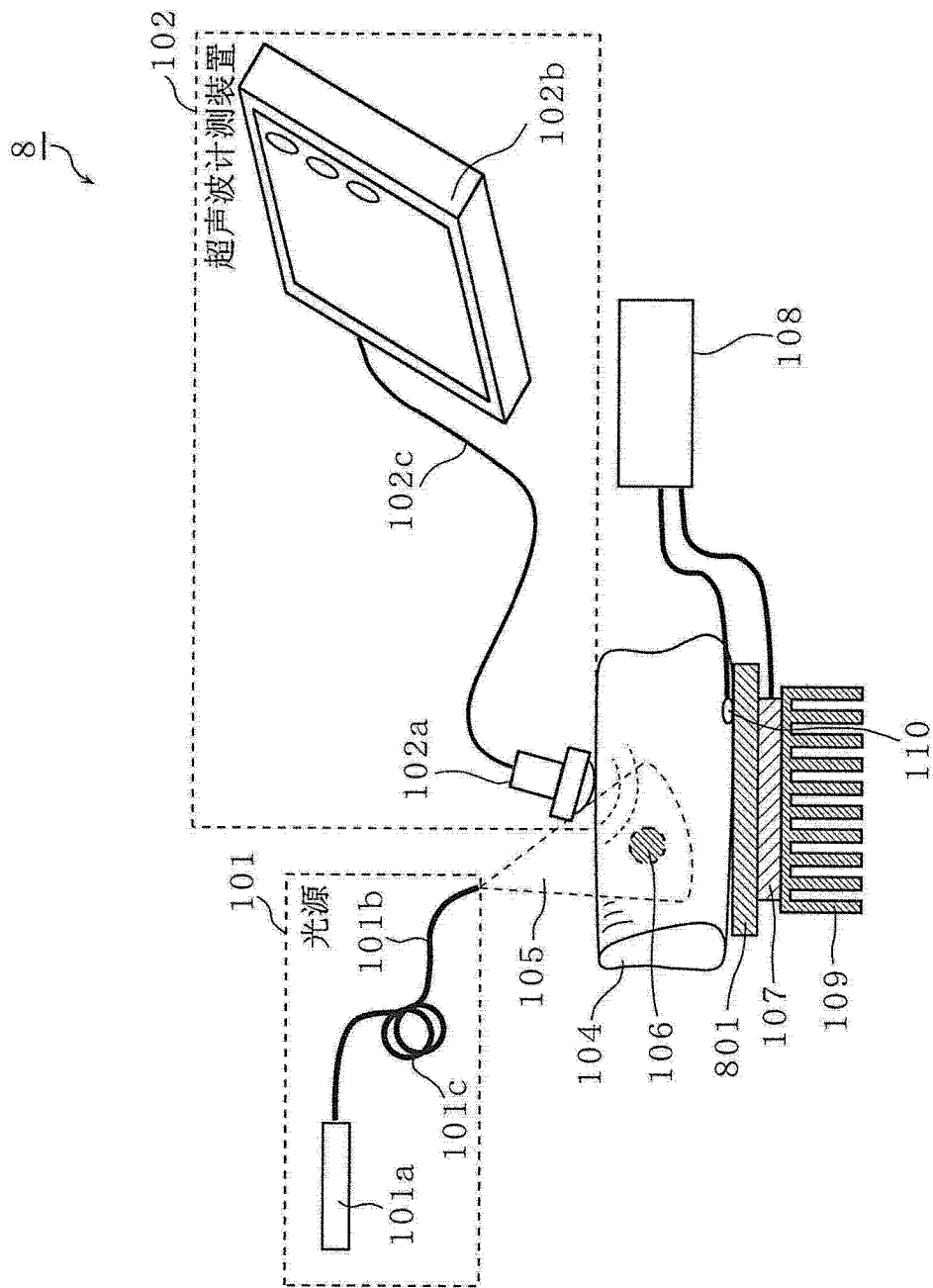


图 8

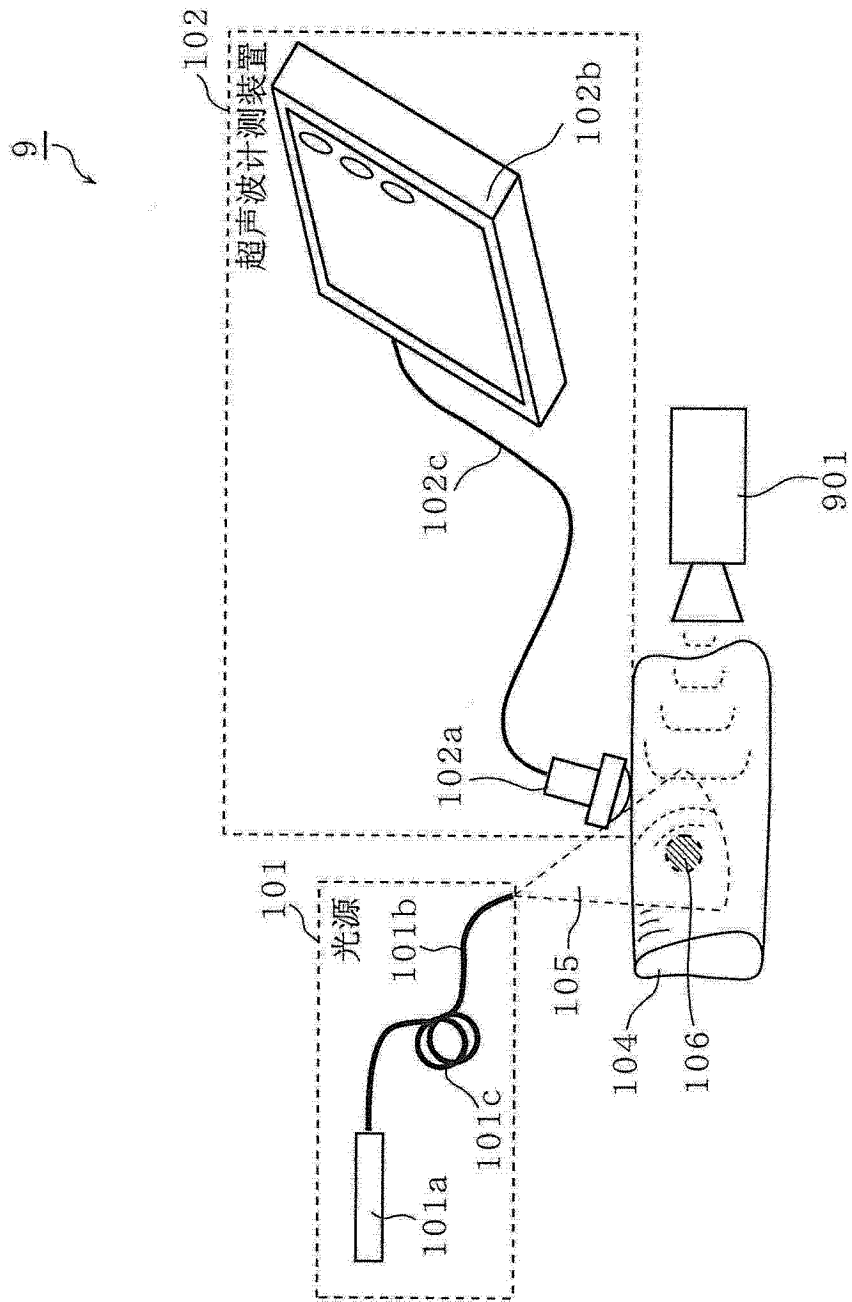


图 9

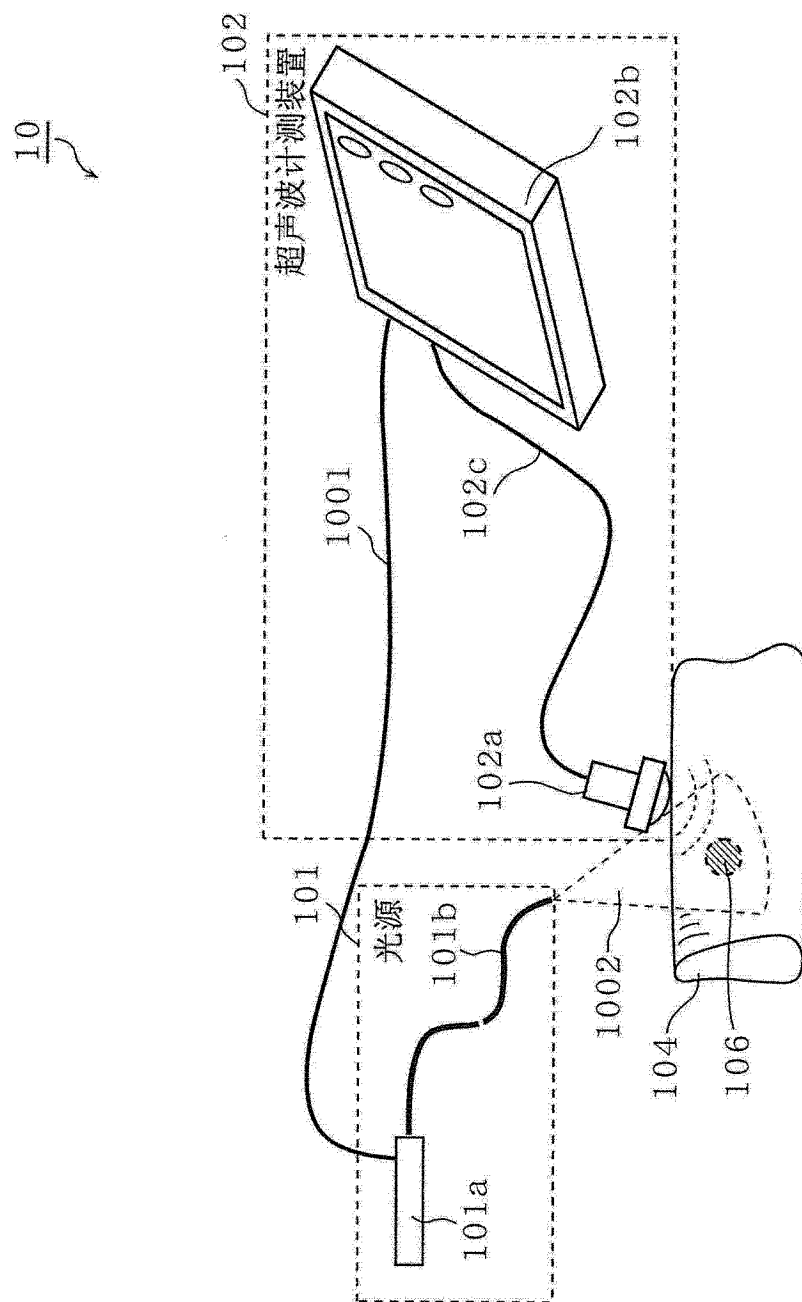


图 10

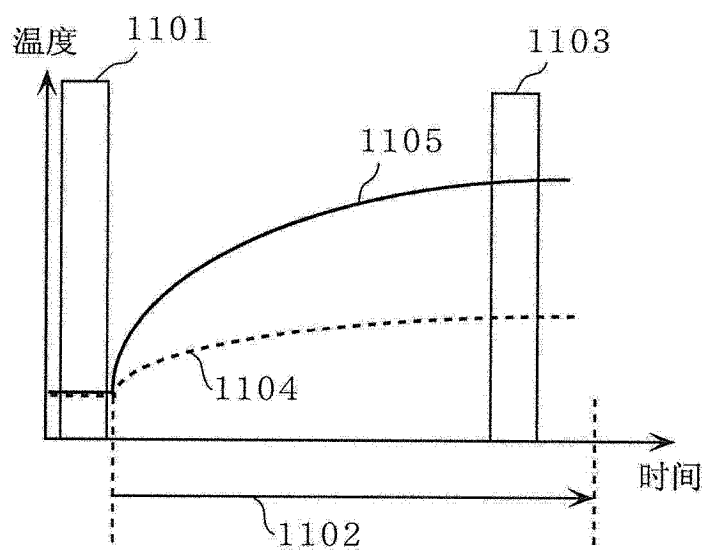


图 11

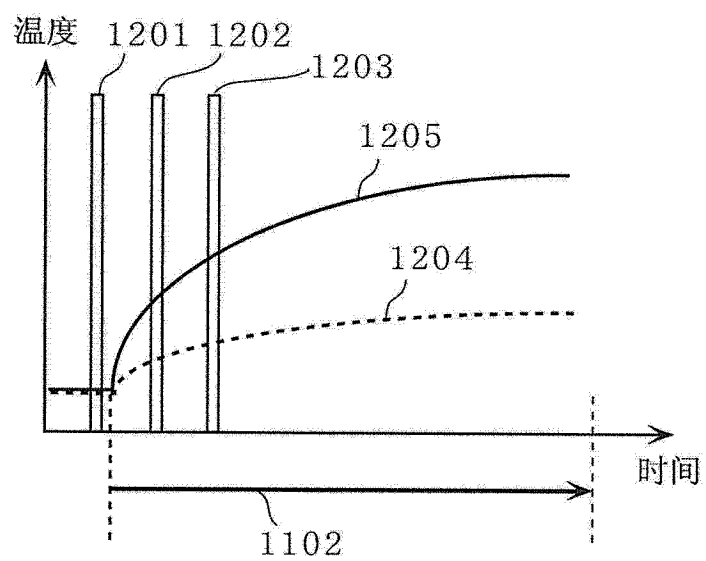


图 12

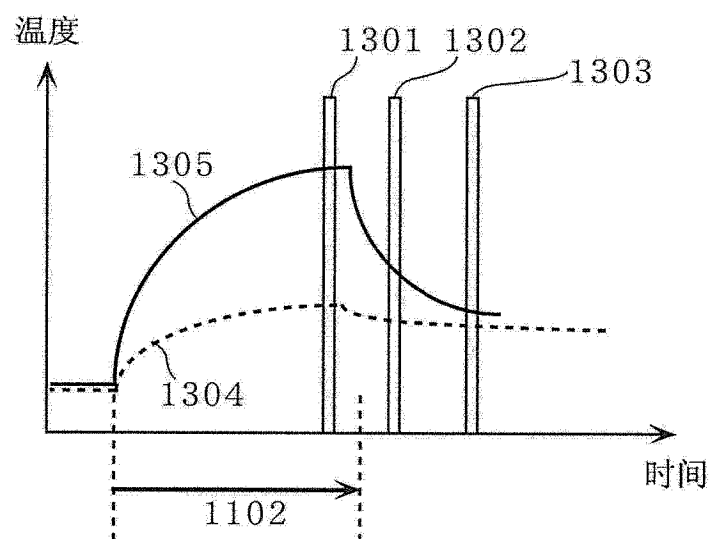


图 13

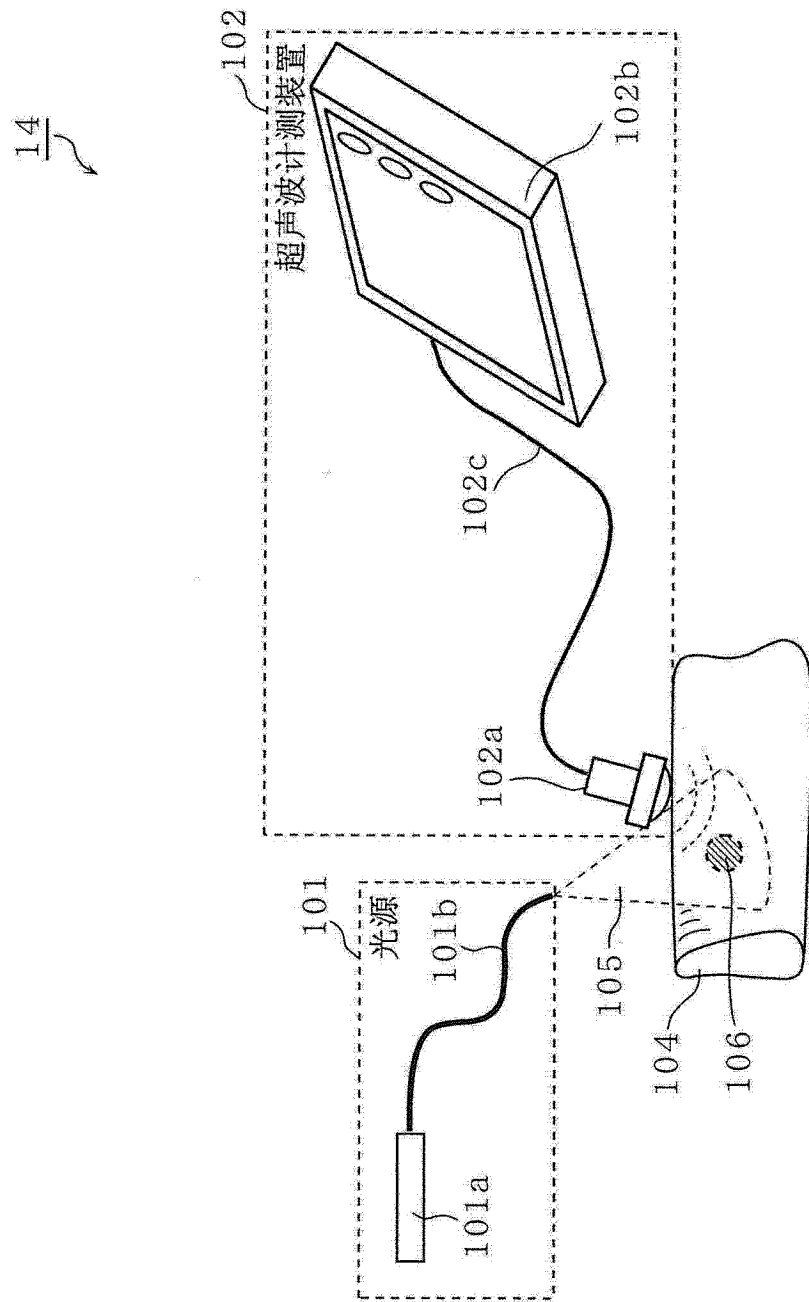


图 14

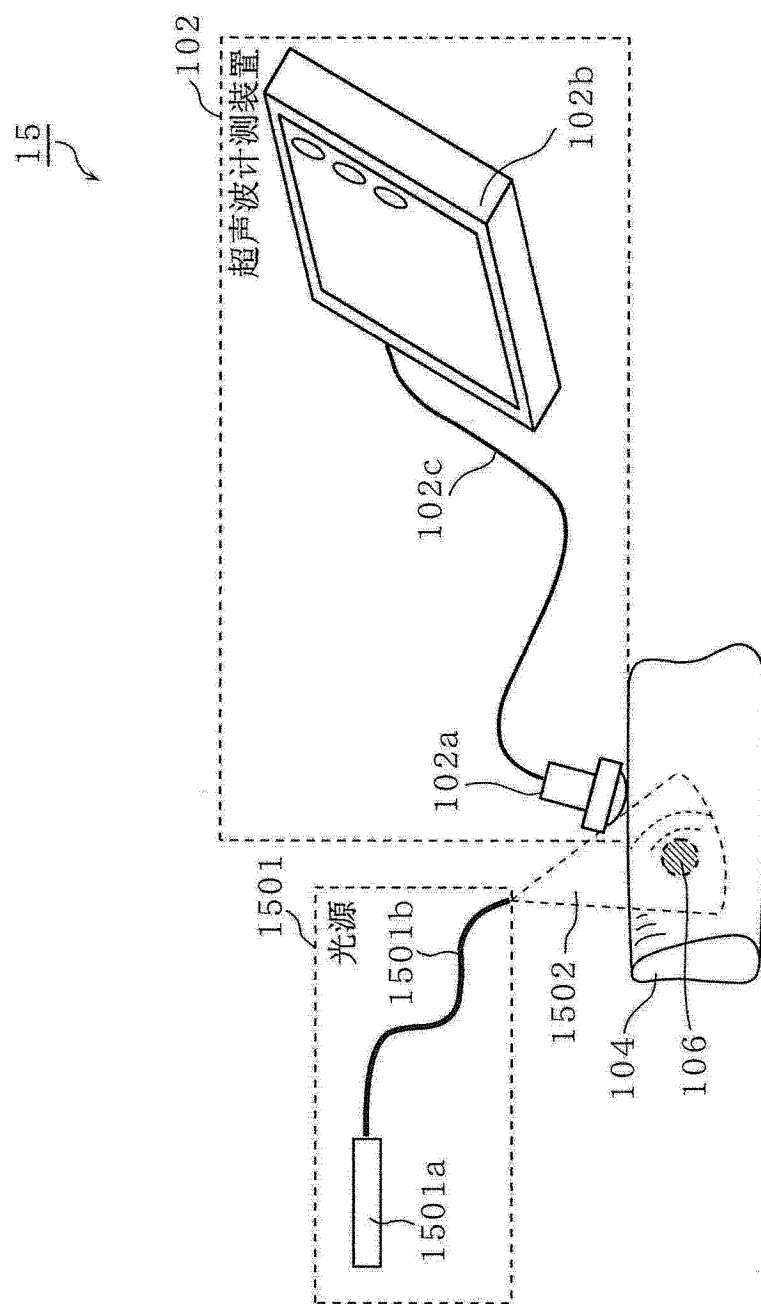


图 15

专利名称(译)	分析装置以及分析方法		
公开(公告)号	CN103096810A	公开(公告)日	2013-05-08
申请号	CN201280002830.7	申请日	2012-07-09
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	楠龟弘一 伊藤达男 堀中博道		
发明人	楠龟弘一 伊藤达男 堀中博道		
IPC分类号	A61B8/00 G01J5/00 G01N29/00		
CPC分类号	A61B5/4244 A61B5/4872 G01J5/00 A61B8/48 A61B5/01 A61B5/0051 G01K11/24 A61B5/0075 G01N29/00 A61B5/015 A61B8/00 A61B8/08		
代理人(译)	蒋巍		
优先权	2011156121 2011-07-14 JP 2011156120 2011-07-14 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种对被检体的状态进行分析的分析装置(1)，包括：调温部(1c)，通过对被检体进行冷却，来降低被检体的温度；光源(1a)，通过使光照射到被检体，对由调温部(1c)冷却了的被检体的至少一部分进行加热；第一温度计测部(1b)，计测因光源(1a)的加热而发生的被检体的温度变化；以及分析部(1d)，根据被检体的温度变化，来分析被检体的状态。例如，第一温度计测部(1b)具有超声波探头(102a)，将超声波脉冲发送给被检体，并接收所述超声波脉冲在所述被检体的反射波，根据超声波探头(102a)所接收的反射波的信号，计测被检体的温度。

