

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810149121.7

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 21/17 (2006.01)

G01N 29/04 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 3 月 18 日

[11] 公开号 CN 101385638A

[22] 申请日 2008.9.12

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利

[21] 申请号 200810149121.7

商标事务所

[30] 优先权

代理人 杨国权

[32] 2007. 9. 12 [33] JP [31] 2007 - 236475

[71] 申请人 佳能株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 西原裕 增村考洋 吉田拓史

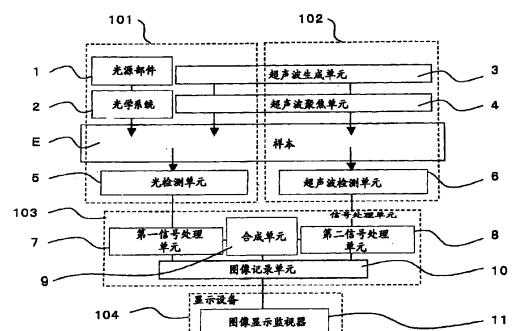
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 7 页

[54] 发明名称

测量装置

[57] 摘要

一种测量装置，其测量样本的分光特性和结构特性。在所述样本的测量位置处，同时进行所述超声波回波信号的生成以及通过声光效应对来自所述光源部件的光的调制，所述光检测单元检测同时生成的调制光，并且所述超声波检测单元检测同时生成的超声波回波信号。



1. 一种测量装置，包括：

分光特性测量装置，其包括光源部件和光检测单元，并且通过应用声光层析技术来测量样本的分光特性；以及

超声波回波测量装置，其包括超声波检测单元，并且通过应用超声波回波信号来测量所述样本的结构特性，

其中，所述分光特性测量装置和所述超声波回波测量装置中的每一个进一步包括：

超声波生成单元，其被公共地布置在所述分光特性测量装置和所述超声波回波测量装置中，并且将超声波脉冲发送到所述样本；以及

超声波聚焦单元，其被公共地布置在所述分光特性测量装置和所述超声波回波测量装置中，并且将由所述超声波生成单元所发送的超声波脉冲聚焦到所述样本的测量位置，以及

其中，在所述样本的测量位置处，同时进行所述超声波回波信号的生成以及通过声光效应对来自所述光源部件的光的调制，所述光检测单元检测同时生成的调制光，并且所述超声波检测单元检测同时生成的超声波回波信号。

2. 如权利要求1所述的测量装置，进一步包括：

第一信号处理单元，其被配置为：生成所述样本中测量位置的分光特性的图像；

第二信号处理单元，其被配置为：生成所述样本中测量位置的结构特性的图像；以及

合成单元，其被配置为：生成对所述分光特性的图像与所述结构特性的图像进行合成的合成图像。

3. 如权利要求2所述的测量装置，其中，所述合成单元使得能够通过以不同颜色来区分所述分光特性的图像和所述结构特性的图

像。

4. 如权利要求2和3中的任意一项所述的测量装置，进一步包括：图像记录单元，其被配置为记录由所述第一信号处理单元所生成的分光特性的图像、由所述第二信号处理单元所生成的结构特性的图像以及由所述合成单元所生成的合成图像。

5. 如权利要求2至4中的任意一项所述的测量装置，进一步包括：显示设备，其被配置为显示由所述第一信号处理单元所生成的分光特性的图像、由所述第二信号处理单元所生成的结构特性的图像以及由所述合成单元所生成的合成图像。

6. 如权利要求1所述的测量装置，其中，所述超声波生成单元和所述超声波检测单元集成在一个超声波换能器中。

测量装置

技术领域

本发明涉及一种被配置为测量样本（散射介质）的特性的测量装置。

背景技术

用于乳房 X 线照相术的传统测量装置测量内部生物组织的分光特性。传统超声波回波装置获得生物体的结构特性。当同时测量并且叠加生物体中的分光特性和结构特性时，在质量和精度方面改进了医疗诊断。

传统分光测量装置应用声光层析技术（Acousto-Optical Tomography，“AOT”）或光声层析技术（Photo-Acoustic Tomography，“PAT”）。AOT 将相干光和聚焦的超声波照射到生物组织中，并且作为在超声波聚焦区域中的光调制的效应（声光效应）的结果，通过光检测单元（光检测器）来检测调制光，如美国专利 6,738,653 中所公开的那样。另一方面，PAT 利用测量位置（例如肿瘤）与另一组织之间的光能量吸收率的差，并且通过超声波检测单元（超声波检测器）来接收当测量位置吸收所照射的光能量并且瞬时扩张时所出现的超声波（声光信号）。

日本专利公开 2005-21380 是现有技术，其使用 PAT 测量装置和超声波回波设备测量生物体的分光特性和结构特性，并且通过公共检测设备来接收光声信号和超声波回波信号。美国专利 6,264,610 把近红外线光源布置在被配置为测量超声波回波信号的换能器附近，并且测量超声波回波信号和由近红外线光源所生成的漫射的光图像。

然而，现有技术没有对分光特性与结构特性进行精确地相关，或者诊断的质量或精度并不一定改进。首先，样本典型地是胸部，并且

有可能变形。因此，当将单独的超声波回波设备应用于美国专利 6,738,653 中所描述的 AOT 测量装置，并且分离地测量功能信息和结构信息时，由于例如由超声波探测器对于生物体的压力形变而导致样本在这些测量中具有不同的形状。因此，变得难以精确地叠加两种特性。日本专利公开 2005-21380 使用公共设备用于 PAT 检测设备和超声波回波检测设备，并且不能同时测量这两种特性。因为样本可能在这两种特性的测量的时滞期间运动，所以时滞使得难以精确地叠加这两种特性。由美国专利 6,264,610 的装置所测量的分光特性具有比由美国专利 6,738,653 或日本专利公开 2005-21380 所描述的装置所测量的分光特性更低的分辨率。

发明内容

本发明针对一种测量装置，其可以用精细分辨率对分光特性与结构特性进行精确地相关。

根据本发明的一方面的测量装置包括：分光特性测量装置，其包括光源部件和光检测单元，并且通过应用声光层析技术来测量样本的分光特性；以及一种超声波回波测量装置，其包括超声波检测单元，并且通过应用超声波回波信号来测量样本的结构特性。所述分光特性测量装置和所述超声波回波测量装置中的每一个进一步包括：超声波生成单元，其被公共地布置在所述分光特性测量装置和所述超声波回波测量装置中，并且将超声波脉冲发送到所述样本；以及超声波聚焦单元，其被公共地布置在所述分光特性测量装置和所述超声波回波测量装置中，并且将由所述超声波生成单元所发送的超声波脉冲聚焦在所述样本的测量位置上。在所述样本的测量位置处，同时进行所述超声波回波信号的生成以及通过声光效应对来自所述光源部件的光的调制，所述光检测单元检测同时生成的调制光，并且所述超声波检测单元检测同时生成的超声波回波信号。

结合附图从以下示例性实施例的描述，本发明的进一步的特征将变得清楚。

附图说明

图 1 是根据本发明第一实施例的测量装置的框图。

图 2 是图 1 所示的测量装置中的光源部件的框图。

图 3 是图 1 所示的测量装置中的超声波生成单元的框图。

图 4 是图 1 所示的测量装置中的超声波聚焦单元的框图。

图 5 是图 1 所示的测量装置中的光检测单元以及第一信号处理单元和第二信号处理单元的框图。

图 6 是用于解释图 1 所示的测量装置的操作的时序图。

图 7 是示出在 600nm 与 1000nm 之间的波长中的 HbO_2 和 Hb 的吸收谱的图线。

具体实施方式

图 1 是根据本发明第一实施例的测量装置的框图。该测量装置测量样本（散射介质）E 的分光特性和结构特性，并且包括分光特性测量装置 101、超声波回波测量装置 102、信号处理设备 103 以及显示设备 104。

样本 E 是生物组织（例如胸部）。已知的是，在肿瘤（例如癌瘤）生长时，因此新的血管开始形成，或者耗氧增加。氧络血红蛋白（oxygenated hemoglobin, HbO_2 ）和脱氧血红蛋白（deoxygenated hemoglobin, Hb）的吸收分光特性可以用于估计新的血管的形成或者耗氧量的增加。图 7 示出在 600nm 与 1000nm 之间的波长中 HbO_2 和 Hb 的吸收谱。

测量装置基于多个波长的 HbO_2 和 Hb 的吸收谱来测量生物组织中的血液中的 Hb 浓度和 HbO_2 浓度，并且在多个位置测量 Hb 浓度和 HbO_2 浓度，由此生成生物组织中的浓度分布的图像，并且标识新的血管的区域。此外，测量装置基于 Hb 浓度和 HbO_2 浓度来计算氧气饱和程度，并且基于氧气饱和程度来识别增加耗氧量的区域。由测量装置由此所测量的 Hb 和 HbO_2 的分光信息可以用于诊断。

分光特性测量装置 101 通过应用 AOT 来测量样本 E 的组织中的分光特性。分光特性测量装置 101 包括光源部件 1、光学系统 2、超声波生成单元 3、超声波聚焦单元 4 以及光检测单元 5。

光源部件 1 是光源，其发射被照射在样本 E 上的具有多个波长的光流 (luminous flux)。根据吸收谱 (例如水、脂质、蛋白质、氧络血红蛋白以及脱氧血红蛋白) 而在多个波长之中选择所述光源的波长。在示例中，因为由于作为内部生物组织的主要成分的水的小吸收率而导致光可以高度透射，而脂质、氧络血红蛋白以及脱氧血红蛋白的谱是有特性的，所以适当的波长落在 600nm 至 1500nm 之间的范围上。光源发射具有恒定强度和长的相干长度 (例如等于或长于 1m) 的连续波 (“CW”) 的光流。在具体示例中，光源可以包括半导体激光器或波长可变激光器，其生成各种不同波长。

光学系统 2 将光从光源部件 1 引导至样本 E。图 2 表示光学系统 2 的示例。在图 2 中，光源部件 1 包括半导体激光器 12a、12b 和 12c，它们具有各种不同波长。激光器 12a、12b 和 12c 分别发射波长为 λ_a 、 λ_b 和 λ_c 的光流。光学系统 2 包括透镜 13a、13b、13c、二色镜 14a、14b、14c、聚焦透镜 15、以及光纤 16。

透镜 13a、13b 和 13c 中的每一个使得从半导体激光器 12a、12b 和 12c 中的对应的一个所发射的光流准直，并且将准直后的光束引导至二色镜 14a、14b 和 14c 中的对应的一个。二色镜 14a 反射波长 λ_a 的光，二色镜 14b 反射波长 λ_b 的光并且透射波长 λ_a 的光。二色镜 14c 反射波长 λ_c 的光，并且透射波长 λ_a 的光和波长 λ_b 的光。二色镜 14a、14b 和 14c 反射和透射的光聚焦到光纤 16 的一端。光纤 16 将所述光引导至样本 E。穿过光纤 16 的光从光纤 16 的另一端照射在样本 E 上。

超声波生成单元 3 是超声波发送设备，其将超声波(超声波脉冲)发送到样本 E。虽然适当的频率可以随着在超声波回波设备中样本 E 的测量深度或分辨率而改变，但本实施例将超声波频率设置为 1MHz 与几十 MHz 之间的范围。

图 3 是作为超声波生成单元 3 的示例的线性阵列搜索单元的结构

的示意性透视图。多个小的簧片形的超声波换能器 17 被布置在背衬构件 18 上。声学匹配层 19 被布置在超声波换能器 17 的超声波照射表面上，声学透镜 20 被布置在声学匹配层 19 上。引线 21 连接到每一超声波换能器 17。

超声波换能器 17 包括压电元件，其提供将所施加的电压转换为超声波或者将所接收到的压力改变转换为电压的压电效应。将超声波的机械振荡转换为电信号或者将电信号转换为超声波的机械振荡的设备被称为超声波换能器。压电元件可以使用由锆钛酸铅 (lead zirconate titanate, “PZT”) 所代表的压电陶瓷材料，或由聚偏二氟乙烯 (polyvinylidene-fluoride, “PVDF”) 所代表的高分子压电膜材料。

背衬构件 18 吸收在与超声波的行进方向相反的方向上传播的声波，并且抑制超声波换能器 17 的不必要的振荡。由于压电元件在声阻抗方面明显地不同于生物体，因此在压电元件与生物组织之间的直接接触导致在界面上的反射太大，而不能高效地发送（或者接收）超声波。因此，将以具有中间声阻抗的材料制成的声学匹配层 19 插入包括压电元件的超声波换能器 17 与生物体之间的空间，从而高效地发送超声波。

声学透镜 20 抑制超声波在与超声波换能器 17 的布置方向正交的方向上的扩展。引线 21 用于发送并且接收超声波换能器 17 的信号。

超声波聚焦单元 4 将来自超声波生成单元 3 的超声波聚焦在样本 E 中的测量位置 X 上。超声波聚焦方法可以使用球面超声波换能器、圆柱超声波换能器、或非球面凹形超声波换能器、或声学透镜、利用阵列搜索单元的电子聚焦。在凹形超声波换能器中，凹形表面的曲率确定聚焦位置。当以具有比生物组织中更低的声速的材料制成声学透镜时，它是凸透镜，并且与凹形超声波换能器类似，凸形表面的曲率确定聚焦位置。

该实施例使用采用了上述阵列搜索单元的电子聚焦。现参照图 4，将给出该图示的描述。图 4 是作为超声波聚焦单元 4 的示例的框图。

可变延迟元件 22a、22b、22c、22d、22e、22f 和 22g 以及脉冲发生器 23 经由引线 21 分别连接到多个已布置好的超声波换能器 17a、17b、17c、17d、17e、17f 和 17g。可变延迟元件 22 使用使得线圈形状的薄电线弯曲的构件，以延迟通过电线所发送的电信号的传输。电子信号的延迟时间段是可通过切换在线圈中间所提供的多个抽头来调整的。脉冲发生器 23 是生成施加到超声波换能器 17 的脉冲电压的设备。

当越靠近中心的可变延迟元件 22 具有越长的延迟时间段 ($\tau_a = \tau_g < \tau_b = \tau_f < \tau_c = \tau_e < \tau_d$) 时，由每一超声波换能器 17 所形成的合成波前变为聚焦波前。因此，对于由可变延迟元件 22 所给出的延迟时间段的控制可以提供对于超声波聚焦位置的控制。相似的控制还可以提供对于超声波的行进方向的控制。

图 4 示出超声波发送，但相似的关系对于接收是成立的，并且可变延迟元件 22 可以纠正超声波回波生成源与每一超声波换能器 17 之间的距离的差，从而使得相同的相位相等。除了线性阵列搜索单元之外的电可聚焦搜索单元包括：2D 阵列搜索单元，其将超声波换能器布置在二维表面上；以及环状阵列搜索单元，其同心地布置环形换能器。在使用凹形超声波换能器或声学透镜的超声波聚焦单元 4 中，可以通过借助于机械驱动来改变超声波聚焦单元 4 的位置而控制超声波的聚焦位置。

光检测单元 5 检测已经在样本 E 的组织中传播并且出射到外部的光。光检测单元 5 包括光传感器 24、透镜 25、光纤 26、以及透镜 27，如图 5 所示。在此，图 5 是光检测单元 5 的示例的示意性框图。

如图 5 所示，从光源部件 1 所发射的光经由光学系统 2 进入样本 E。在样本 E 上入射的光在样本 E 内部重复吸收过程并且散射多次，并且然后在各个方向上传播。可以通过光漫射公式来描述光在吸收-散射介质中的传播。假设 $\phi(rs)$ 是从光源部件 1 到图 5 所示的超声波聚焦位置(测量位置)X 的光的传播的光子的积分通量率(fluence rate)， $\phi(rd)$ 是从超声波聚焦位置 X 到光检测单元 5 的光的传播的光子的积分

通量率。

声压在超声波聚焦位置 X 附近增加，改变吸收-散射介质中的密度和折射率，并且移置吸收-散射介质。当光穿过超声波聚焦区域时，由于吸收-散射介质的移置和折射率的改变而导致光的光学相位改变。声压在聚焦位置 X 处局部地增加，并且聚焦位置 X 比外围部分更强烈地经受超声波的影响（例如吸收-散射介质的移置和折射率的改变）。因此，由超声波以频率 Ω (MHz) 所调制的较大量的调制光很可能出现在该位置而不是其外围区域。可以通过有选择地检测由声光效应所产生的调制光来有选择地测量从超声波聚焦区域生成的光学信号。

假设 m 是调制深度，由超声波通过该调制深度来对光进行调制， I_0 是入射光的强度。于是，如下给出检测到的光信号 I_{ac} :

式 1

$$I_{ac} = I_0 \cdot \Phi(rs) \cdot m \cdot \Phi(rd)$$

光传感器 24 既检测由超声波所调制的调制光 I_{ac} ，又检测免受超声波调制的多散射非调制光。光传感器 24 可以通过经过超声波生成单元 3 和超声波聚焦单元 4 来控制（或者扫描）超声波聚焦位置 X 而在期望的位置测量光信号。光传感器 24 可以应用压电转换元件（例如光电信倍增管（“PMT”）、电荷耦合器件（“CCD”）、以及互补金属氧化膜半导体（“CMOS”））。然而，所选光传感器需要对于由光源部件 1 所生成的具有在 600nm 与 1500nm 之间的范围内的波长的光具有足够的灵敏度。

透镜 25 聚焦已经在样本 E 的组织中传播并且出射到外部的光，并且将该光引导至光纤 26。透镜 27 将已经从光纤 26 出射的光引导至光传感器 24。由光传感器 24 所检测到的信号被发送到第一信号处理单元 7。

超声波回波测量装置 102 通过使用超声波回波来测量样本 E 的组织中的结构特性。超声波回波测量装置 102 包括：上述超声波生成单元 3，作为用于发送超声波的装置；上述超声波聚焦单元 4；以及超声波检测单元 6。以此方式，超声波生成单元 3 公共地用于分光特性测

量装置 101 和超声波回波测量装置 102。超声波聚焦单元 4 公共地用于分光特性测量装置 101 和超声波回波测量装置 102。

超声波检测单元 6 充当超声波接收设备，其接收从样本 E 的内部组织所生成的超声波回波信号。它包括压电元件以及超声波生成单元 3，并且在上述搜索单元的示例中，一个设备可以既提供发送功能又提供接收功能（超声波换能器）。

信号处理设备 103 通过处理包括分光特性并且由分光特性测量装置 101 所测量的信号以及包括结构特性并且由超声波回波测量装置 102 所测量的信号而生成图像。信号处理设备 103 包括第一信号处理单元 7、第二信号处理单元 8、合成单元 9 以及图像记录单元 10。

第一信号处理单元 7 生成在样本 E 中的测量位置的分光特性的图像。图 5 所示的第一信号处理单元 7 包括滤波器 28、信号分析设备 29、图像生成设备 30。滤波器 28 从非调制光分离调制光 I_{ac} ，并且测量调制光 I_{ac} 。滤波器 28 可以应用带通滤波器或锁定放大器，所述带通滤波器有选择地检测具有特定频率的信号，所述锁定放大器通过放大特定频率的光来进行检测。信号分析设备 29 基于聚焦的超声波的坐标数据以及与坐标数据对应的光信号 I_{ac} 来产生样本 E 中的分光特性的分布数据。

第二信号处理单元 8 生成在样本 E 中的测量位置的结构特性的图像。图 5 所示的第二信号处理单元 8 包括信号分析设备 31 和图像生成设备 32。信号分析设备 31 基于从已由超声波生成单元 3 和超声波聚焦单元 4 照射在样本 E 的内部组织的位置 X 上的频率 Ω (MHz) 的超声波脉冲所生成的超声波回波信号来计算内部组织的结构特性。图像生成设备 32 基于由信号分析设备 31 所计算出的结构特性的分布来生成图像。

信号处理单元 9 产生对由第一信号处理单元 7 生成的分光特性的图像和由第二信号处理单元 8 生成的结构特性的图像进行合成的图像。合成单元 9 在对分光特性的测量位置 X 与结构特性的测量位置 X 进行相关的同时合成这两个特性。进一步地，合成单元 9 使得能够以

不同的颜色来区分分光特性的图像和结构特性的图像。

图像记录单元 10 记录由第一信号处理单元 7 所生成的分光特性的图像、由第二信号处理单元 8 所生成的结构特性的图像、以及由合成单元 9 所生成的合成图像。图像记录单元 10 可以使用数据记录设备（例如光盘、磁盘、半导体存储器、以及硬盘驱动器）。

显示设备 104 显示由信号处理设备 103 所生成的图像，并且具有图像显示监视器 11。显示设备 104 显示由第一信号处理单元 7 所生成的分光特性的图像、由第二信号处理单元 8 所生成的结构特性的图像、以及由合成单元 9 所生成的合成图像。图像显示监视器 11 可以使用例如液晶显示器、CRT 以及有机 EL 的显示设备。

测量装置测量样本 E 的内部组织的分光特性和结构特性，并且显示所生成的合成图像，该图像对这两个特性进行精确地叠加。

在测量装置的分光特性测量装置 101 的操作中，光源部件 1 发射具有特定波长的光，光学系统 2 将该光照射在样本 E 上。更具体地说，光源部件 1 中的半导体激光器 12a 至 12c 生成具有波长 λ_a 至 λ_c 的 CW 光流。光学系统 2 中的透镜 13a 至 13c、二色镜 14a 至 14c、透镜 15 以及光纤 16 将光照射在样本 E 上。接下来，超声波聚焦单元 4 通过电子聚焦把从超声波生成单元 3 所发送的具有频率 Ω (MHz) 的超声波脉冲聚焦在样本 E 的内部组织中的特定位置（测量位置）X 上。结果，在聚焦位置 X 处的声压变得比在外围区域的声压更高，照射在聚焦位置 X 上的光通过声光效应而转变为调制光 Iac。然后，光检测单元 5 中的光传感器 24 检测经由透镜 25、光纤 26 和透镜 27 从样本 E 发射的调制光 Iac 和非调制光。

在测量装置中的超声波回波测量装置 102 的操作中，超声波聚焦单元 4 将从超声波生成单元 3 所发送的超声波脉冲聚焦在样本 E 中的内部组织中的特定位置（测量位置）X 上。接下来，超声波检测单元 6 检测由所述超声波脉冲所生成的样本 E 中的超声波回波信号。

以此方式，超声波生成单元 3 和超声波聚焦单元 4 被公共地使用在测量装置中。这种配置不仅作为分光特性测量装置 101 和超声波回

波测量装置 102 共享某些组件的结果而可以提供较小并且较不昂贵的测量装置，而且还可以同时测量分光特性和结构特性。因此，使用由超声波生成单元 3 所生成的超声波脉冲来同时测量分光特性和结构特性。当超声波聚焦单元 4 将由超声波生成单元 3 所生成的超声波脉冲聚焦在测量位置 X 上时，由于声光效应而导致的来自光源部件 1 的光的调制（调制光 Iac 的生成）以及超声波回波信号的生成同时出现在测量位置 X 上。于是，光检测单元 5 生成同时生成的调制光 Iac，并且超声波检测单元 6 检测同时生成的超声波回波信号。调制光以光速到达超声波检测单元 5，而超声波回波信号以声速到达超声波检测单元 6。因此，达到时间在它们之间是不同的。然而，由于在相同测量位置上光的调制和超声波回波信号的生成同时出现，因此可以对分光特性与结构特性彼此进行精确地相关。

现参照图 6，将给出该现象的描述。图 6 是示出检测光信号和来自超声波脉冲的生成的回波信号的时间的图。在该图中，当将光从光源部件 1 照射在样本 E 上时，超声波生成单元 3 和超声波聚焦单元 4 在时间 t0 生成超声波脉冲。其中，t1 是生成超声波脉冲并且超声波脉冲到达位置 X 的时间段，在位置 X 处的调制光信号和回波信号在 t0 之后的 t1 几乎同时生成。由于由光源 1 所发射的光充分高于超声波速度，因此光检测单元 5 检测到调制光信号达到从 t0 之后的大约 t1 到施加超声波脉冲的时间的时间段。另一方面，在 t2 是从生成超声波脉冲到在位置 X 处的回波信号到达超声波检测单元 6 的时间段的情况下，超声波检测单元 6 检测回波信号达到从大约 t2 至 t0 到施加超声波脉冲的时间的时间段。以此方式，通过相同超声波脉冲在相同位置 X 同时生成该实施例中所检测到的调制光信号和回波信号，并且空间差和时间差非常小。

接下来，第一信号处理单元 7 通过滤波器 28 从由光传感器 24 所检测到的调制光 Iac 和非调制光两者的光信号中分离具有频率 Ω (MHz) 的调制光。第一信号处理单元 7 基于光强度和相位而生成样本 E 中的内部组织的分光特性的图像。更具体地说，信号分析单元 29 基于聚焦后的超声波的坐标数据以及与坐标数据对应的分离后的调制

信号来产生样本 E 中的分光特性的分布数据。图像生成设备 30 根据由信号分析单元 29 所生成的样本 E 中分光特性的分布数据来生成图像。

第二信号处理单元 8 基于超声波回波信号而生成样本 E 中内部组织的结构特性的图像。更具体地说，第二信号处理单元 8 中的信号分析设备 31 基于由超声波检测单元 6 所检测到的超声波回波信号来计算测量位置的结构特性。图像生成设备 32 基于由信号分析设备 31 所计算出的结构特性的分布而生成图像。

接下来，合成单元 9 合成样本 E 中每一位置的分光特性与结构特性，并且将图像显示在图像显示监视器 11 上。合成单元 9 在对分光特性的测量位置 X 与结构特性的测量位置 X 进行相关的同时，对由第一信号处理单元 7 所生成的分光特性的图像与由第二信号处理单元 8 所生成的结构特性的图像进行合成。进一步地，可以通过不同颜色来对分光特性的图像和结构特性的图像彼此进行区分。由第一信号处理单元 7 所生成的分光特性的图像、由第二信号处理单元 8 所生成的结构特性的图像、以及由合成单元 9 所生成的合成图像显示在显示设备 104 中的图像显示监视器 11 上，并且被记录在图像记录单元 10 中。

如上所述，用于测量分光特性和结构特性的超声波脉冲同时照射在相同测量位置 X 上，并且空间差和时间差非常小。因此，该实施例可以几乎同时测量这两种特性。由于受检查者的运动和测量时间差的影响很小，因此可以按高精度来叠加从这两种特性所生成的图像，并且该图像改进了诊断的精度和质量。通过应用 AOT 而以精细分辨率来测量超声波所聚焦的测量位置上的分光特性。由于公共地使用了超声波生成单元 3 和超声波聚焦单元 4，因此可以提供较小的并且较不昂贵的测量装置。

虽然已经参照示例性实施例描述了本发明，但应理解，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被赋予最宽泛的解释，从而包括所有这样的修改和等同物结构以及功能。

该申请要求基于 2007 年 9 月 12 日提交的日本专利申请 2007-236475 的外国优先权，其在此全部引入作为参考，如同在此充分阐述一样。

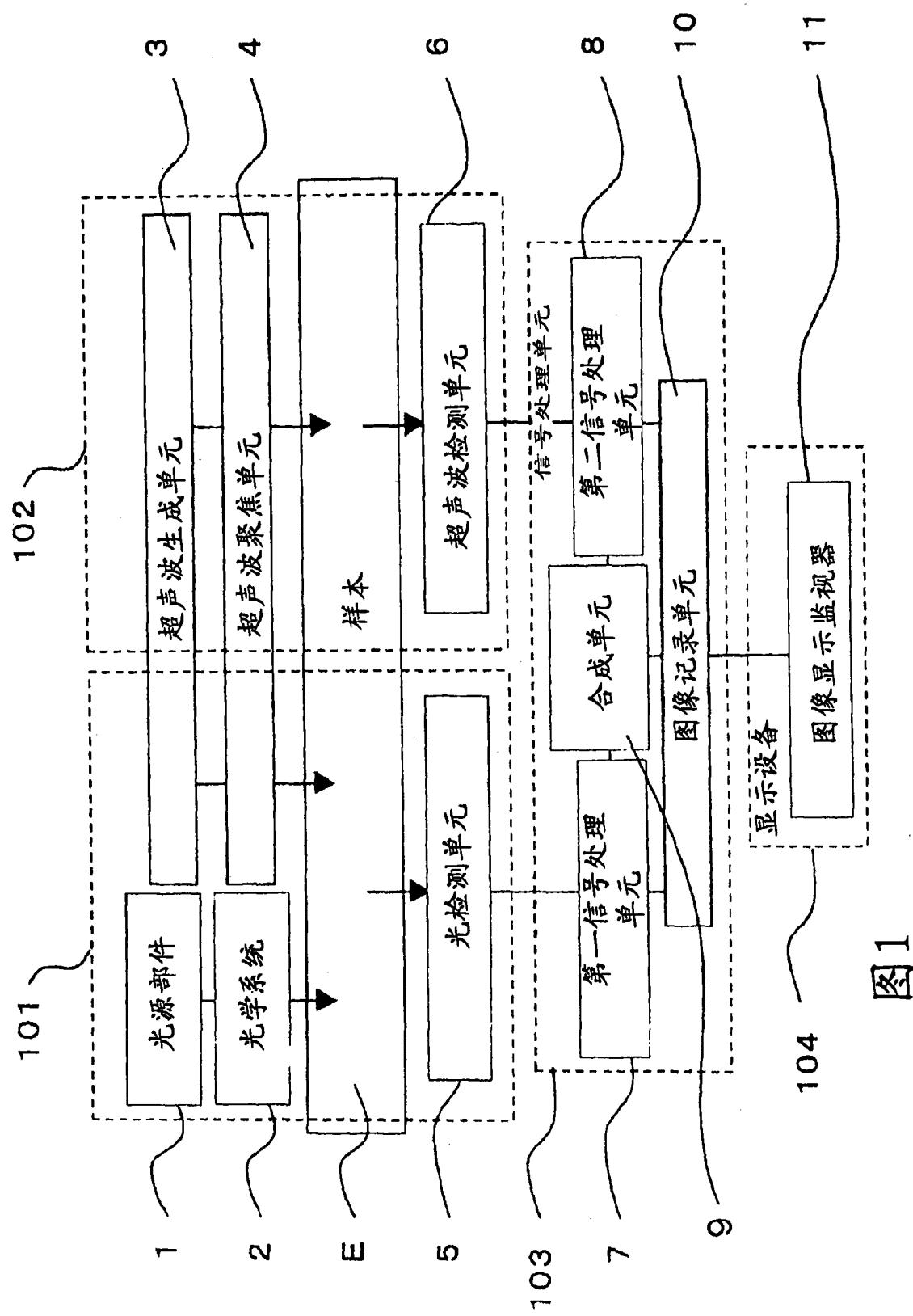


图1

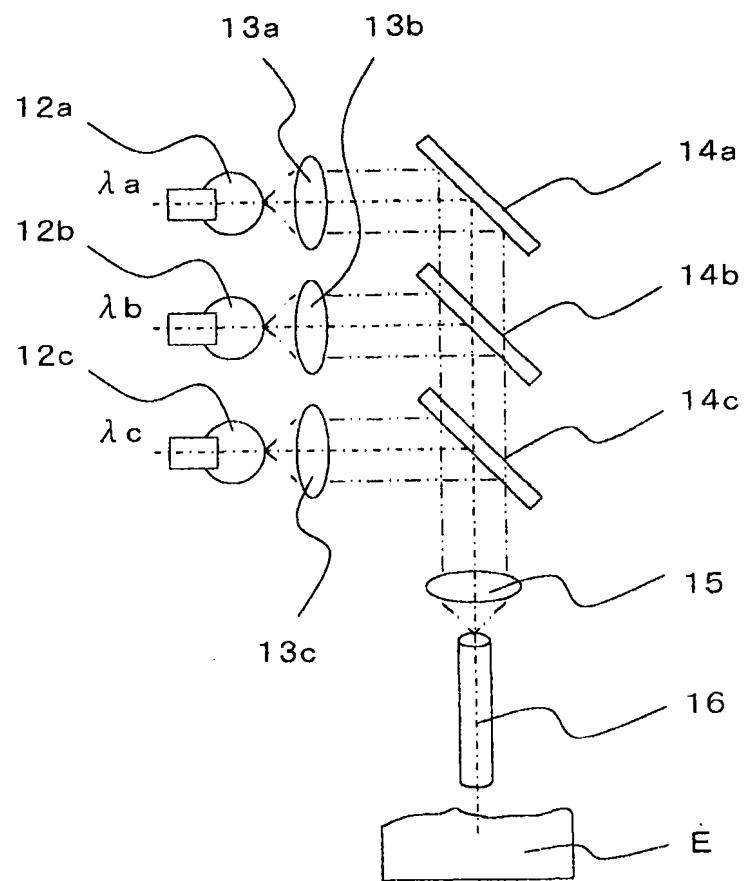


图2

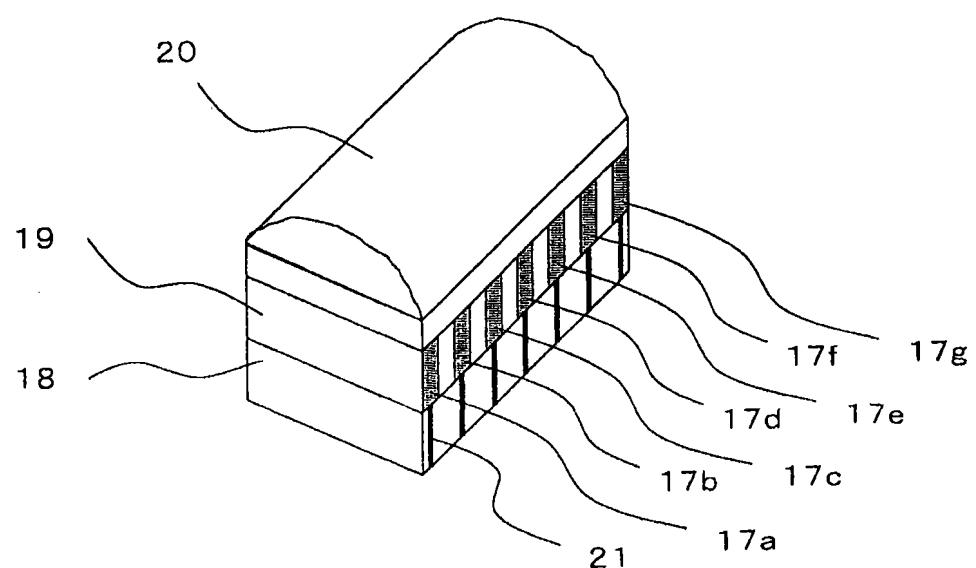


图 3

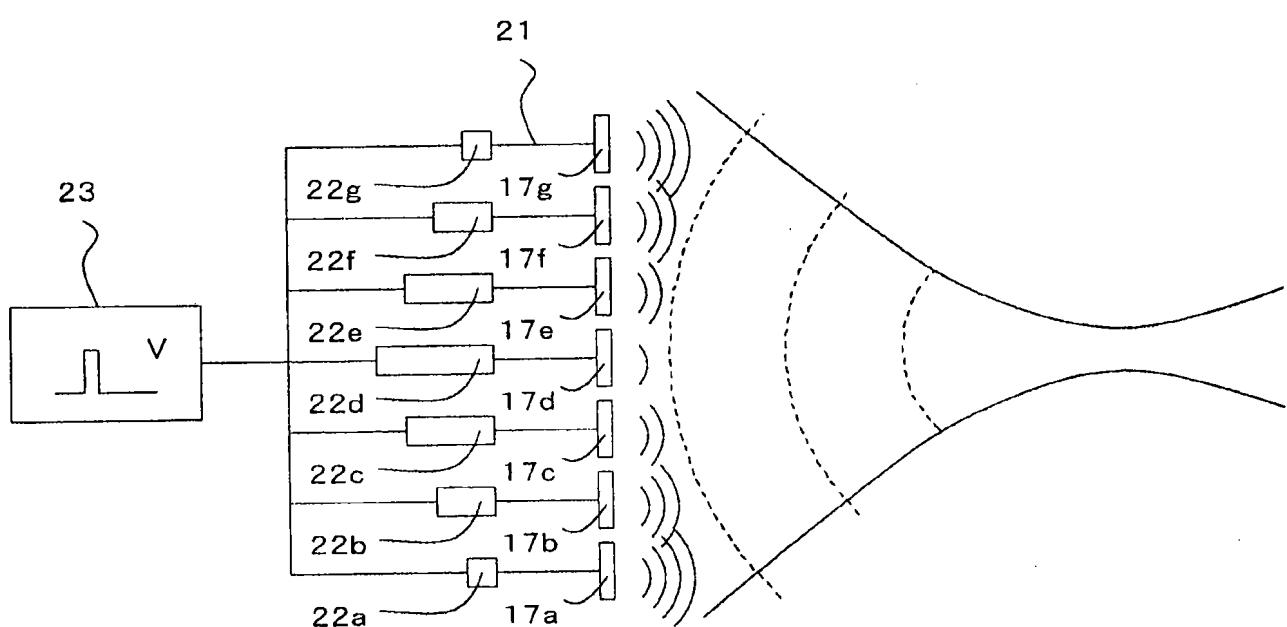


图 4

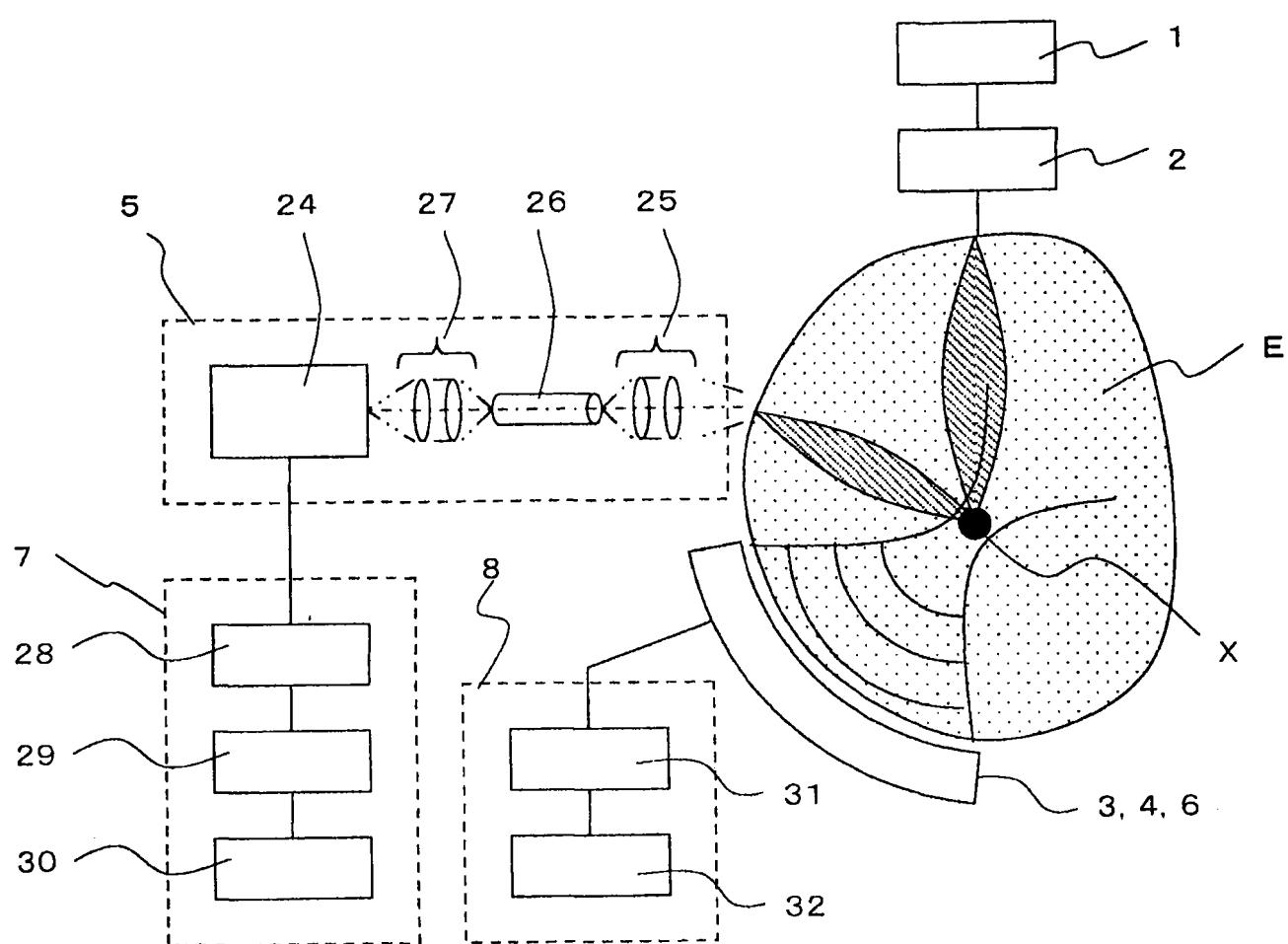


图 5

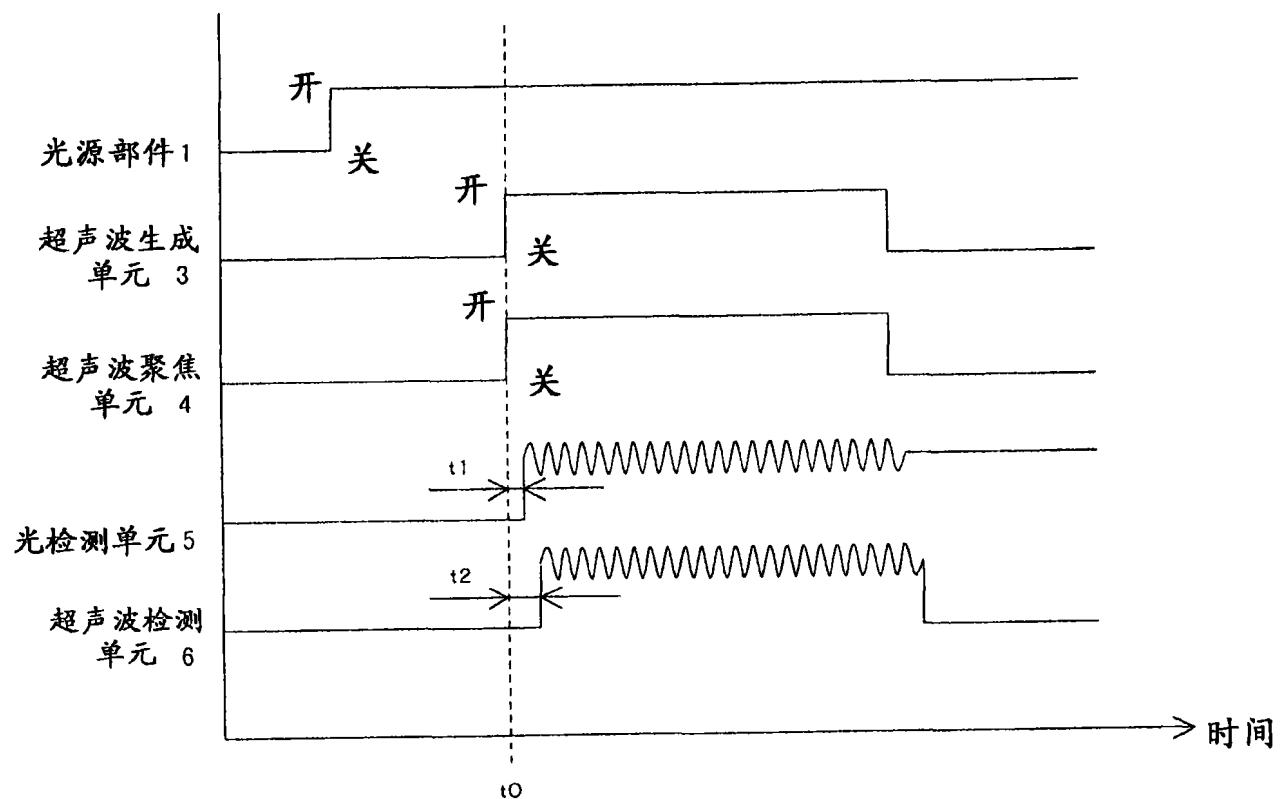


图 6

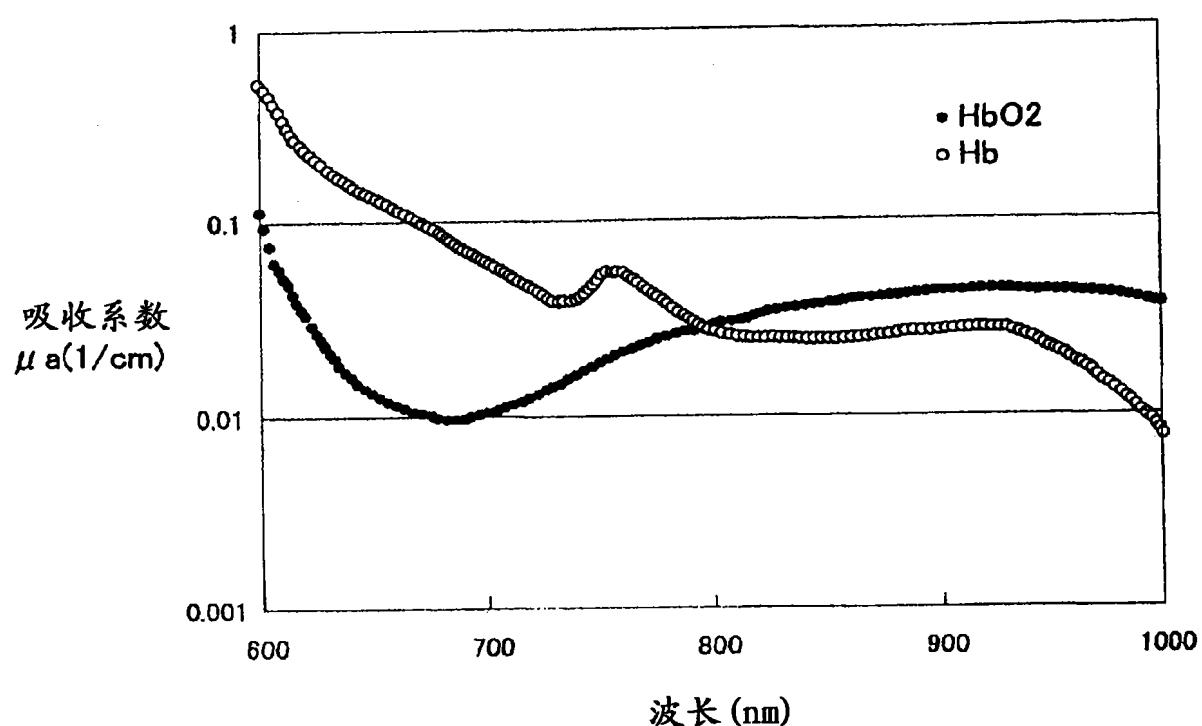


图 7

专利名称(译)	测量装置		
公开(公告)号	CN101385638A	公开(公告)日	2009-03-18
申请号	CN200810149121.7	申请日	2008-09-12
[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	西原裕 増村考洋 吉田拓史		
发明人	西原裕 増村考洋 吉田拓史		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00 G01N21/17 G01N29/04 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/14 A61B10/00 G01N21/359 G01N29/00		
CPC分类号	A61B5/0097 A61B5/0073		
代理人(译)	杨国权		
优先权	2007236475 2007-09-12 JP		
其他公开文献	CN101385638B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种测量装置，其测量样本的分光特性和结构特性。在所述样本的测量位置处，同时进行所述超声波回波信号的生成以及通过声光效应对来自所述光源部件的光的调制，所述光检测单元检测同时生成的调制光，并且所述超声波检测单元检测同时生成的超声波回波信号。

