

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102088899 A

(43) 申请公布日 2011. 06. 08

(21) 申请号 200980127040. X

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(22) 申请日 2009. 07. 03

代理人 李辉 黄纶伟

(30) 优先权数据

2008-181471 2008. 07. 11 JP

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 10/00(2006. 01)

2011. 01. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/062217 2009. 07. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02010/004940 JA 2010. 01. 14

(71) 申请人 国立大学法人筑波大学

地址 日本茨城县

(72) 发明人 山海嘉之

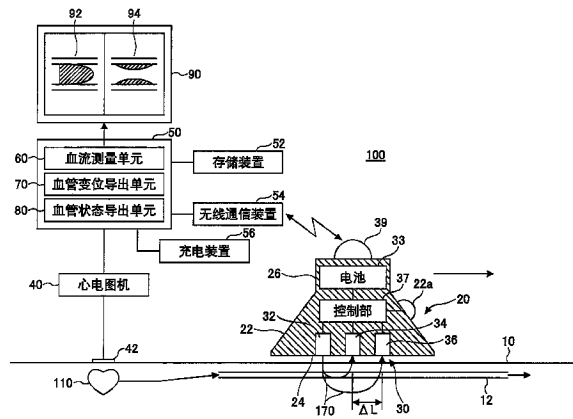
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 16 页

(54) 发明名称

血管特性测量装置及血管特性测量方法

(57) 摘要

一种血管特性测量装置(100),包含设置在与被试验者的被测区域的皮肤表面(10)相对的位置并被保持的血流测量部(20)、内置于血流测量部(20)的光学式的传感器单元(30)、心电图机(40)、控制装置(50)。控制装置(50)具有血流测量单元(60)、血管变位导出单元(70)、血管状态导出单元(80)。血流测量单元(60)基于由受光部(34)(36)接收到传感器单元(30)的发光部(32)射出的光时的光强度,测量血流引起的血管和血管周边组织的变位。血管变位导出单元(70)基于血管和血管周边组织的变位,导出血管(12)的内壁的变位。血管状态导出单元(80)基于心电图机(40)的心电信号的波形与由受光部(34)(36)获得的检测信号的波形之间的相位差,求出各测量位置中的脉搏波传播速度,并根据该脉搏波传播速度导出血管(12)的内壁的变位状态。



1. 一种血管特性测量装置,其特征在于,包含:

传感器单元,其设置在与被试验者的被测区域相对的位置,并具有向所述被测区域照射光的发光部和以非接触方式接收在所述被测区域中传导的光的受光部;

血流测量单元,基于所述受光部接收到所述发光部射出的光时的光强度,测量所述被测区域中的血流引起的血管和血管周边组织的变位;

血管变位导出单元,基于由所述血流测量单元得到的所述血管和血管周边组织的变位,导出血管壁的变位;

用于测量所述被试验者的心电信号的心电测量单元;

血管状态导出单元,基于所述心电信号的波形与由所述受光部获得的检测信号的波形之间的差,导出各测量位置中的血管的内壁状态。

2. 根据权利要求1所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述血管状态导出单元基于所述心电信号的波形与由所述受光部获得的所述检测信号的波形之间的相位差,导出各测量位置中的血管的内壁状态。

3. 根据权利要求1所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述血流测量单元通过光学方式测量对应于所述血管内壁的状态的血球成分。

4. 根据权利要求1所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述传感器单元具有对所述被试验者的多个被测点照射光的多个发光部和以非接触方式接收在所述多个被测点传导的光的多个受光部,所述血管状态导出单元基于所述心电信号的波形与由所述多个受光部获得的所述多个检测信号的波形之间的差,导出各测量位置中的血管的内壁状态。

5. 根据权利要求4所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述多个受光部包含:

第一受光部,用于在被测区域中存在的血管的上游测量光的传导强度;

第二受光部,与所述第一受光部相比配置在所述血管的下游,并在被测区域中存在的血管的下游测量光传导强度。

6. 根据权利要求4所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述多个受光部在以所述发光部为中心的不同的半径位置的圆周方向上,以预定的间隔配置。

7. 根据权利要求1所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述传感器单元设置在可移动的血流测量部上,测量任意的被测区域中的光传导强度。

8. 根据权利要求7所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述血流测量部包含向所述传感器单元供应电流的电池、通过无线信号发送从所述传感器单元检测出的检测信号的无线通信装置。

9. 根据权利要求1所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述传感器单元由安装在所述被试验者的头部上的网状基体的多个部分支撑,测量所述被试验者的头部的多个测量位置中的光的传导强度。

10. 根据权利要求9所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述血管状态导出单元基于所述心电信号的波形和由所述多个传感器单元得到的所述多个检测信号的波形之间的差,导出所述头部的各测量位置中的血管的状态。

11. 根据权利要求9所述的血管特性测量装置,其特征在于,所述血流测量单元对应于所述头部的各地址而对由所述多个受光部得到的各测量数据进行绘图处理,并将对应于各地址的每个测量位置的血管的变位存储在数据库中,所述血管状态导出单元从所述数据库

读取每个测量位置的血管的变位,抽出对应于各地址的血管的变位,导出所述头部的各测量位置中的血管的状态,生成所述头部整体的血管特性的图像。

12. 一种血管特性测量方法,其特征在于,包含步骤:

通过与被试验者的任意的被测区域相对设置的传感器单元的发光部向所述被测区域照射光,在受光部接收在所述被测区域中传导的光;

基于通过所述受光部接收到由所述发光部射出的光时的光强度的检测信号,测量所述被测区域中的血流引起的血管和血管周边组织的变位;

基于所述血管和血管周边组织的变位,导出血管壁的变位;

测量所述被试验者的心电信号;

基于所述心电信号的波形和由所述受光部得到的检测信号的波形之间的差,导出各测量位置中的血管的内壁状态。

血管特性测量装置及血管特性测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种以非接触方式测量流动着血液的血管内状态的血管特性测量装置及血管特性测量方法。

背景技术

[0002] 比如,从心脏排出的血液因压力而流动于血管内时,压力高的区域所传导的部分,血管内径因压力而扩张。目前正在开发通过测量血管的扩径部分所传导的传导速度(又称脉搏波传导速度)来测量血管(动脉)内部变化的脉搏波传导速度测定装置(例如,专利文献1:日本专利公开平8-257002号公报)。

[0003] 就脉搏波传导速度测定装置而言,如果计算出由导联心电装置检测出的导联心电波形的每个周期发生的预定部位至由脉压感测器检测出的脉搏波的每个周期发生的预定部位的时间差,则可以基于该时间差计算出动脉中脉搏波的传播速度。该传播速度基于距离进行计算,但该距离还包含在连接于心脏的大动脉中传播的距离。因此,在脉搏波传导速度测定装置中,如果因为传播距离长且大动脉直径大而使动脉中的脉搏波传播速度变低,导致传播时间即时间差变长,则可以提高脉搏波传播速度的精度。

[0004] 此外,还存在通过在被试验者的被测区域照射光,根据接收到透过血管的光时的信号波形来测定脉搏波的脉搏波传感器(例如,专利文献2:日本专利公开2004-467号公报)。

[0005] 但是,上述专利文献1中记载的装置像血压测定器那样,需要在被测部缠绕袖带并在袖带中施加压力来测定脉搏波,因此会直接向被试验者施加压力并将脉搏波传感器紧密地贴在被试验者的被测部位。并且,专利文献1中记载的装置需要在测量过程中束缚被试验者,因此在同一个被试验者的多个部位进行测量时,需要长时间束缚带上袖带的人,这导致被试验者的负担增加。

[0006] 此外,上述专利文献2中记载的脉搏波传感器,采用在指尖照射光并从光的检测信号测定血流的方式。但是,用力按压指尖时,由于指尖的皮肤接触到受光部导致指尖受到压迫,因此使指尖血管中的血流变化而导致测量精度下降。

发明内容

[0007] 本发明考虑到上述问题,将减轻上述被试验者的负担的同时解决测量精度下降的问题作为课题。

[0008] 为了解决上述课题,本发明具有如下单元。

[0009] (1) 本发明具有传感器单元,其设置在与被试验者的被测区域相对的位置,并具有向所述被测区域照射光的发光部和以非接触的状态接收在所述被测区域传导的光的受光部;血流测量单元,基于由所述受光部接收到所述发光部射出的光时的光强度,测量所述被测区域中的血流引起的血管和血管周边组织的变位;血管变位导出单元,基于由该血流测量单元得到的所述血管和血管周边组织的变位,导出血管壁的变位;用于测量被试验者的

心电信号的心电测量单元;血管状态导出单元,基于所述心电信号的波形与由所述受光部获得的检测信号的波形之间的差,导出各测量位置中的血管的内壁状态。

[0010] (2) 在(1)中记载的血管特性测量装置中,所述血管状态导出单元基于所述心电信号的波形与由所述受光部获得的所述检测信号的波形之间的相位差,导出各测量位置中的血管的内壁状态,从而解决上述课题。

[0011] (3) 在(1)中记载的血管特性测量装置中,通过光学方式测量对应于所述血管内壁的状态的血球成分,从而解决上述课题。

[0012] (4) 在(1)中记载的血管特性测量装置中,所述传感器单元具有对被试验者的多个被测点照射光的多个发光部和以非接触的方式接收在所述多个被测点传导的光的多个受光部,所述血管状态导出单元基于所述心电信号的波形与由所述多个受光部获得的所述多个检测信号的波形之间的差,导出各测量位置中的血管的内壁状态,从而解决上述课题。

[0013] (5) 在(4)中记载的血管特性测量装置中,所述多个受光部包含在被测区域中的血管的上游测量光的传导强度的第一受光部、比所述第一受光部配置在该血管的下游并在被测区域中的血管的下游测量光传导强度的第二受光部,从而解决上述课题。

[0014] (6) 在(4)中记载的血管特性测量装置中,所述多个受光部包含在被测区域中的血管的上游测量光的传导强度的第一受光部、比所述第一受光部配置在该血管的下游并在被测区域中的血管的下游测量光的传导强度的第二受光部,从而解决上述课题。

[0015] (7) 在(1)中记载的血管特性测量装置中,所述传感器单元设置在可移动的血流测量部,通过测量任意的被测区域中的光传导强度,解决上述课题。

[0016] (8) 在(7)中记载的血管特性测量装置中,所述血流测量部包含向所述传感器单元供应电流的电池、通过无线信号发送从所述传感器单元检测出的检测信号的无线通信装置,从而解决上述课题。

[0017] (9) 在(1)中记载的血管特性测量装置中,所述传感器单元由所述被试验者的头部上安装的网状基体的多个部位所支撑,通过测量所述被试验者的头部的多个各测量位置中的光的传导强度,解决上述课题。

[0018] (10) 在(9)中记载的血管特性测量装置中,所述多个受光部以预定的间隔相对于头部的表面从外侧面对而配置,所述血管状态导出单元基于所述心电信号的波形和由所述多个受光部得到的所述多个检测信号的波形之间的差,导出所述头部的各测量位置中的血管的内壁状态,从而解决上述课题。

[0019] (11) 在(9)中记载的血管特性测量装置中,所述血流测量单元对应于所述头部的各地址而对由所述多个受光部得到的各测量数据进行绘图处理,并在数据库中存储对应于各地址的每个测量位置的血管的变位,所述血管状态导出单元从所述数据库读取每个测量位置的血管的变位,抽出对应于各地址的血管的变位,导出所述头部的各测量位置中的血管的状态,生成所述头部整体的血管特性的图像,从而解决上述课题。

[0020] (12) 本发明包含步骤:通过相对于被试验者的任意的被测区域而设置的传感器单元的发光部向所述被测区域照射光,在受光部接收在所述被测区域中传导的光;基于通过所述受光部接收到由所述发光部射出的光时的光强度的检测信号,测量所述被测区域中的血流引起的血管和血管周边组织的变位;基于所述血管和血管周边组织的变位,导出血管壁的变位;测量所述被试验者的心电信号;基于所述心电信号的波形和由所述受光部得

到的检测信号的波形之间的差,导出各测量位置中的血管的内壁状态,从而解决上述课题。

[0021] 根据本发明,由于可以基于以非接触的方式接收在被测区域传导的光的受光部的波形和心电信号的波形之间的差,导出各测量位置中的血管的内壁状态,因此可以不接触被试验者而测量血管的状态,不需要束缚被试验者,因此可以减轻被试验者的负担。

[0022] 并且,根据本发明,由于可以在不压迫血管的条件下测量血管的状态,因此测量精度高,例如在配置有多个血管的头部中,可以测定对应于血管的内壁状态的血管特性的数据。

附图说明

[0023] 图 1 为表示本发明的血管特性测量装置的实施例 1 的概略构成的系统图。

[0024] 图 2 为用于说明血流测量方法的原理的图。

[0025] 图 3 为当改变激光波长和血液的氧饱和度时,表示光的吸收状态的关系的图表。

[0026] 图 4 为说明控制装置所执行的测量控制处理的流程图。

[0027] 图 5 为比较心电位信号波形 (A) 和受光部检测信号波形 (B) 的图。

[0028] 图 6 为表示血流测量部的变形例 1 的纵截面图。

[0029] 图 7A 为表示血流测量部的变形例 2 的纵截面图。

[0030] 图 7B 为表示血流测量部的变形例 2 的底面图。

[0031] 图 8 为使用了本发明的血管特性测量装置的实施例 2 的脑血管特性测量系统的系统构成图。

[0032] 图 9 为对传感器单元的安装结构进行放大表示的图。

[0033] 图 10A 为表示从后方观察头部时的动脉的模式图。

[0034] 图 10B 为从左侧观察头部时的动脉的模式图。

[0035] 图 11 为从上方观察被试验者的头部的平面图。

[0036] 图 12 为表示心电图机的检测信号波形、被测量位置 S1、S2、S3 的各传感器单元的检测信号波形的波形图。

[0037] 图 13 为用于说明根据脑部的血流检测血管特性时的原理的图。

[0038] 图 14 为用于说明脑血管特性测量系统的控制部所执行的脑部的血流测量处理的流程图。

[0039] 图 15 为用于说明数据管理装置的测量数据图像显示控制装置所执行的测量数据图像显示处理的流程图。

[0040] 主要符号说明:

[0041] 10 为皮肤表面,20、20A、20B、220 为血流测量部,24 为测量面,26 为把持部,30、30A、30B 为传感器单元,32 为发光部,33 为电池,34(34₁ ~ 34_n)、36 为受光部,37 为控制部,38 为光路分离部件,39 为无线通信装置,40 为心电图机(心电图测量单元),42 为电极,50 为控制装置,52 为存储装置,54 为无线通信装置,60 为血流测量单元,70 为血管变位导出单元,80 为血管状态导出单元,90 为显示器,92 为测量图像,94 为血管特性结果图像,100、210 为血管特性测量装置,200 为脑血管特性测量系统,222 为网状库,224(224A ~ 224N) 为传感器单元,230 为控制部,240、260 为无线通信装置,250 为数据管理装置,270 为存储装置,280 为测量数据图像显示控制装置,290 为监视器,300 为头部表面,320 为发光部,330 为受

光部,340 为光路分离部件,342 为射出侧透过区域,350 为脑波测量用电极,360 为柔性线路板,370 为光传导路径,380 为血管,400 为脑部,410 为大脑中动脉,420 为大脑前动脉,490 为基点。

具体实施方式

[0042] 为了更详细地说明本发明,下面参照附图说明本发明的实施方式。

[0043] [实施例 1]

[0044] 图 1 为表示本发明的血管特性测量装置的实施例 1 的概略构成的系统图。如图 1 所示,血管特性测量装置 100 包含移动式血流测量部 20、光学式传感器单元 30、心电图机(心电图测量单元)40 以及控制装置 50。血流测量部 20 用于测量被试验者的与被测量区域的皮肤表面 10 相对的位置的血流。传感器单元 30 具有内置于血流测量部 20 并以非接触方式测量在血管中流动的血流的光学式传感器。心电图机(心电图测量单元)40 用于测量心电位,输出心电位信号。控制装置 50 根据传感器单元 30 的检测信号与心电图机 40 的心电位信号之间的差求出血管内壁的变位及血管周边组织的变位,并基于此导出血管特性(血管的弹性程度,血管中的血小板量,动脉硬化程度)。

[0045] 血流测量部 20 形成为可拿在手中移动的大小,例如根据测量的是人体的哪个部位的血流而可适当地进行移动,从而可以测量任意的被测量区域中的血流。在血流测量部 20 中,圆锥状部 22 的底面为与被测量区域相对(以非接触的方式接近的状态)的测量面 24,圆锥状部 22 的上部突出地形成有把持部 26。因此,测量血管特性的测量人员通过把持把持部 26,使底面侧的测量面 24 适当地相对被测量区域的皮肤表面 10,从而可以以非接触方式测量该被测量区域的血流引起的血管及血管周边组织的变位。

[0046] 传感器单元 30 具有发光部 32 和一对受光部 34、36。发光部 32 为将激光照射到被试验者的光源。相对于发光部 32 的光射出点而言,一对受光部 34、36 分别位于血流的下游,并输出对应于所接收的光强度的信号。

[0047] 血流测量部 20 具有充电式电池 33、控制部 37 以及无线通信装置 39。控制部 37 使电池 33 供应的电流流通到发光部 32 使其发光,而且读取受光部 34、36 接收到透射皮肤表面 10 的光后发送的受光信号。无线通信装置 39 与控制装置 50 进行无线通信,将从受光部 34、36 接收到的受光信号通过无线发送到控制装置 50。

[0048] 此外,圆锥状部 22 的下游倾斜的位置设有显示灯 22a,显示灯 22a 用来告知该位置是相对于发光部 32 的下游侧(受光部 34、36 侧)。显示灯 22a 例如由发光二极管等构成,是通过以一定的周期忽亮忽灭来表示受光方向(移动方向)的移动方向指示灯。并且,显示灯 22a 还兼作警告灯和充电指示灯,警告灯用于防止通过无线电引起丢失,充电指示灯在需要对电池 33 进行充电时,从忽亮忽灭模式切换为点亮模式来指示充电。

[0049] 由于血流测量部 20 是可以通过微弱电波与控制装置 50 进行近距离通信的无线单元,因此可以自由地向被测定区域移动。并且,血流测量部 20 的充电式电池 33,在不进行血流测量的不使用状态下适当地进行充电。

[0050] 在发光部 32 和一对受光部 34、36 中,各发光面、受光面设置在与传感器单元 30 下面的测量面 24 相同的平面上。因此,当由发光部 32 发出的激光 A 照射任意的被测量区域的皮肤表面 10 时,激光 A 被皮肤表面 10 反射的同时,透过流通于皮肤表面 10 下侧的血管

12 的血流而传播到测量面 24。

[0051] 一对受光部 34、36 接收由各皮肤表面 10 发出的光（包含反射光和透过光的光），输出与所接收的光量（光强度）相应的电信号。并且，血流测量部 20 的控制部 37 通过无线通信装置 39 将由受光部 34、36 检测的检测信号转换为无线信号，并将其发送到控制装置 50。需要说明的是，由受光部 34、36 发送的检测信号根据由发光部 32 发送的发光信号而输出具有预定的周期或连续的信号。

[0052] 无线通信装置 39 设置在容易发送血流测量部 20 的检测信号的把持部 26 上端，由半球状的保护套保护。

[0053] 心电图机 40 通过贴在被试验者皮肤上的电极 42，测量伴随心脏 110 的跳动而产生的心电位。在此，就电极 42 的安装位置而言，只要贴在心脏附近的容易检测出心电位的位置即可。在进行一般的心电图测量时，将在四肢上的肢导用的 4 个部位和被试验者的胸部的胸部导用这 6 个部位安装电极。但是，在本发明中，并不是通过心电图来观察心脏的跳动情况，而是通过触发心电位的波形来测量血管特性，因此可以只选择 1 个部位作为心电位的被测量位置。

[0054] 控制装置 50 可以由个人计算机等构成，包含通过读取存储在存储装置 52 中的各种控制程序进行各种控制处理的血流测量单元 60、血管变位导出单元 70、血管状态导出单元 80。血流测量单元 60 基于受光部 34、36 接收到传感器单元 30 的发光部 32 发出的光时的光强度，测量因血流引起的血管和血管周边组织的变位。血管变位导出单元 70 基于血管和血管周边组织的变位导出血管 12 内壁的变位。血管状态导出单元 80 根据心电图机 40 的心电信号的波形与由受光部 34、36 得到的检测信号的波形之间的相位差，求出各测量位置中的脉搏波传播速度，根据该脉搏波传播速度导出血管 12 内壁的变位状态。

[0055] 此外，控制装置 50 具有存储装置 52、无线通信装置 54 以及充电装置 56。存储装置 52 形成数据库，用于存储上述各种控制程序和由血流测量部 20 发送的测量数据以及运算结果等。无线通信装置 54 与血流测量部 20 的无线通信装置 39 进行无线数据通信。就充电装置 56 而言，在不进行测量时安装血流测量部 20，对血流测量部 20 的电池 33 进行充电。

[0056] 当通过无线通信装置 54 接收到由血流测量部 20 发送的测量数据时，控制装置 50 将该测量数据自动地保存到存储装置 52 的数据库中。该数据库中预先存储有对应于血流引起的血管和血管周边组织的变位的测量结果的血管内壁变位数据（血管内径的收缩）、以及对应于心电图机 40 的心电位信号波形和受光部 34、36 的检测信号波形之间的相位差 T 的血管特性数据。上述血管特性包含血管的弹性程度、血管中的血小板量（内膜的鼓起程度）、动脉硬化的程度等。

[0057] 控制装置 50 与显示器 90 连接，控制装置 50 根据由血流测量部 20 的传感器单元 30 测量的血流的测量数据生成图像数据，并将根据该图像数据的血流测量图像 92 和血管特性结果图像 94 显示在显示器 90 中。据此，测量人员可以一边观察显示在显示器 90 中的测量图像 92 和血管特性结果图像 94，一边手拿着血流测量部 20 使测量面 24 接近并相对（非接触）被试验者的皮肤表面 10，确认血流是否正常。

[0058] 如上所述，血管特性测量装置 100 由于可以将血流测量部 20 移动到任意的被测定区域，因此可以测定被试验者的任意部位的血管特性。此外，由于血流测量部 20 为非接触

式,因此不用束缚被试验者而可以容易地进行测量工作,而且不像需要接触被试验者的方式那样需要安装工作,从而可以在短时间内有效地测量血管特性。

[0059] 在这里,说明血流测量方法的原理。

[0060] 图 2 为用于说明血流测量方法的原理的图。如图 2 所示,当从外部对血液照射激光 A 时,入射到血液层 130 的激光 A 作为一般的红细胞 140 引起的反射散射光成分和附着血栓引起的反射散射光成分这两种成分的光,透过血液而前进。

[0061] 由于光在透过血液层的过程中受到的影响会根据血液的状态而不断变化,因此可以连续地测量透过光量(也可以为反射光量),通过观察该光量变化来观察各种血液的状态变化。

[0062] 当使用上述血流测量部 20 测量被试验者的血管特性时,使血流测量部 20 的测量面 24 接近并面对作为测量对象的皮肤表面 10,此时与传感器单元 30 的发光部 32 和受光部 34、36 之间的部分相对的皮肤表面 10 的血管或周边组织变形,会导致光透过量、光反射量的状态变化,从而引起受光部 34、36 的检测信号变化。

[0063] 因此,在血流测量部 20 中,从发光部 32 发出的光朝着皮肤表面 10 射出时,通过受光部 34、36 接收到的光中不仅有透过皮肤到达血管并贯通血液后入射到受光部 34、36 的成分,还有被皮肤表面 10 反射而入射到受光部 34、36 的成分。即,由于被皮肤表面 10 反射而接收的光的受光成分大于透过血管的光量,因此可以通过皮肤表面 10 的反射光来测量伴随血管的脉动而变位的血管周边组织的变位。

[0064] 这里,血球比率(Hct:单位体积的红细胞体积比,即,表示单位体积中红细胞的体积浓度。用 Ht 表示)等因素的变化同样与血红蛋白密度的变化有关,对光量的变化产生影响。如上所述,本实施例中的基本原理在于,通过激光 A 的使用以及依赖于血流的光路、透过光量的变化来测量血流的状态,甚至根据脑中的血流状态来测量脑活动状态。

[0065] 再次,用原理性的构成来说明本发明的特征。血液的光学特性由血球成分(特别是,红细胞的细胞内部的血红蛋白)决定。由于血红蛋白具有容易与氧结合的性质,因此红细胞起到向脑细胞搬运氧的作用。血液的氧饱和度是表示血液中的血红蛋白与氧结合的百分比的数值。氧饱和度与动脉血液中的氧分压(PaO₂)相关,是呼吸机能(气体交换)的重要指标。

[0066] 已知氧分压高时氧饱和度也高,氧饱和度变化时透过血液的光的透过光量也变化。因此,对血流进行测量时,如果消除氧饱和度的影响,可以进行正确的测量。

[0067] 并且,对氧分压(PaO₂)产生影响的因素有肺泡换气量,还有大气压或吸入氧浓度(FiO₂)等的环境、换气/血流比或气体扩散能、分流率等的肺泡中的气体交换能力。

[0068] 控制装置 50 具有运算单元,对与上述传感器单元 30 的受光部 34、36 接收的光量(光强度)相应的信号进行处理。如下所述,在该运算单元中,基于传感器单元 30 的受光部 34、36 输出的测量值进行运算处理,以检测血流引起的血管和血管周边组织的变位状态。

[0069] 发光部 32 的激光 A 作为以预定的时间间隔(例如,10Hz ~ 1MHz)间歇地进行照射的脉冲光或连续光进行照射。当使用脉冲光时,根据血液流速决定脉冲光忽亮忽灭的频率的忽亮忽灭频率,并连续地或以该忽亮忽灭频率的两倍以上的测量取样频率进行测量。当使用连续光时,根据血液流速来决定测量取样频率进行测量。

[0070] 血液中的血红蛋白(Hb)通过人的呼吸在肺中与氧发生化学反应而成为 HbO₂,从

而向血液中搬入氧,但根据人的呼吸状态等,向血液中搬入氧的程度(氧饱和度)有微秒的差异。即,在本发明中注意到向血液中照射光时光的吸收率根据氧饱和度发生变化的现象,该现象在根据上述激光 A 进行血流的测量时成为干扰因素,因此需要除去氧饱和度引起的影响。

[0071] 图 3 为改变激光波长和血液的氧饱和度时,表示光的吸收状态的关系的图表。体内的红细胞中所含有的血红蛋白分为与氧进行了结合的氧化血红蛋白(HbO₂;图表 II,用虚线表示)和还没有被氧化的血红蛋白(Hb;图表 I,用实线表示)。在两个图表中示出的状态中,对光的光吸收率有很大不同。例如,含有足够的氧的血液作为鲜血颜色鲜艳。而静脉血由于与氧分离,因此浑浊而发黑。如图 3 的图表 I、II 中示出的那样,这些光吸收率的状态在光的很大波长区域中变化。

[0072] 通过从图 3 的图表 I、II 中选择特定的波长可知,即使活体内的氧代谢等导致红细胞中的血红蛋白的氧饱和度产生很大变化,也可以使光吸收率不受其影响,对血液照射光来测量血流。

[0073] 与红细胞中的血红蛋白的氧饱和度无关,在某些波长区域中光吸收率较小。据此,可以确定光是否根据波长 λ 而容易通过血液层。因此,只要使用预定波长区域(例如, $\lambda = 800\text{nm}$ 左右至 1300nm 左右)的光,可以将氧饱和度的影响抑制为较小,以此测量血流。

[0074] 由此,在本发明中使用约 600nm 至约 1500nm 波长区域的激光 A,在该区域中血红蛋白(Hb)的光吸收率实际上很低,且因为在该区域包含等吸收点 X,因此可以利用两个波长以上的测量点,然后在计算时视为等吸收点。即,可以提供不受氧饱和度影响的方法。需要说明的是,在除此之外的波长区域中,如果 λ 小于 600nm 时,光吸收率变高、S/N 变低,如果 λ 超过 1500nm 的波长时,受光部 34、36 的受光灵敏度不够,受到血液中的其他成分等的干扰影响,不能以良好的精度进行测量。

[0075] 因此,在本实施例中,在发光部 32 中使用由波长可变的半导体激光构成的发光元件,并将发光部 32 发出的激光 A 的波长设为图表 I、II 中的等吸收点 X 的波长 $\lambda_1 = 805\text{nm}$ (第一光)和图表 I 中光吸收率最低的波长 $\lambda_2 = 680\text{nm}$ (第二光)这两种类型。

[0076] 下面说明基于透过光量的红细胞浓度 R、R_p、R_{pw} 的检测方法,其中,该透过光量为激光 A 经过光传导路径而传导的光的透过光量。

[0077] 当使用以往的测量方法中的一点一波长方式时,红细胞浓度 R 的运算式(1)可以用下式表示。

$$[0078] \quad R = \log_{10}(I_{in}/I_{out}) = f(I_{in}, L, Ht) \dots \dots \dots (1)$$

[0079] 在式(1)的方法中,红细胞浓度成为从发光部 32 射出的激光 A 的入射透过光量 I_{in}、发光部 32 与受光部 34、36 之间的距离(光路长)L、所述血球比率(Ht)的函数。因此,根据式(1)的方法求出红细胞浓度时,红细胞浓度会根据三个因素变化,因此难以正确地测量红细胞浓度。

[0080] 当使用本实施例的两点一波长方式时,红细胞浓度 R_p 的运算式(2)可以用下式表示。

$$[0081] \quad R_p = \log_{10}\{I_{out}/(I_{out} - \Delta I_{out})\} = \Phi(\Delta L, Ht) \dots \dots \dots (2)$$

[0082] 在式(2)的方法中,如图 1 所示,由于从离激光 A 具有不同距离的两个点(传感器单元 30 的受光部 34、36)接收光,因此红细胞浓度成为两个受光部 34、36 之间的距离 ΔL

和上述血球比率 (Ht) 的函数。因此,用式 (2) 的方法求出红细胞浓度时,由于两个因素中受光部 34、36 之间的距离 ΔL 是预知的,因此红细胞浓度以血球比率 (Ht) 作为变量值进行测量。因此,在该运算方法中,可以将红细胞浓度作为相应于血球比率 (Ht) 的测量值来正确地进行测量。

[0083] 此外,当使用作为本实施例的变形例的两点两波长方式时,红细胞浓度 R_{pw} 的运算式 (3) 可以用下式表示。

$$[0084] \quad R_{pw} = [\log_{10}\{I_{out}/(I_{out}-\Delta I_{out})\}^{\lambda 1}]/[\log_{10}\{I_{out}/(I_{out}-\Delta I_{out})\}^{\lambda 2}] \\ = \xi(Ht)\dots\dots\dots (3)$$

[0085] 在式 (3) 的方法中,通过将发光部 32 射出的激光 A 的波长设为不同的 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ (在本实施例中,设定 $\lambda 1 = 805\text{nm}$, $\lambda 2 = 680\text{nm}$), 可以将红细胞浓度作为血球比率 (Ht) 一个值的函数来测量。因此,根据该运算方法,可以将红细胞浓度作为相应于血球比率 (Ht) 的测量值来正确地进行测量。在本实施例中,使用上述运算式 (2) 以两点一波长方式的测量方法来测量在血管 12 中流动的红细胞浓度 P_p 。

[0086] 即,红细胞浓度成为两个受光部 34、36 之间的距离 ΔL 和上述血球比率 (Ht) 的函数。因此,当求出红细胞浓度 R_p 时,由于两个因素中受光部 34、36 之间的距离 ΔL 是预知的,因此红细胞浓度作为以血球比率 (Ht) 为变量的值进行测量。根据该运算方法,可以将红细胞浓度作为相应于血球比率 (Ht) 的测量值来正确地进行测量,可以正确地测量血流的状态。如此,由于可以不受干扰光等的影响而测量血流的状态,因此无需将传感器单元紧密地贴在被测量区域的表面。

[0087] 这里,参照图 4 的流程图说明控制装置 50 所执行的测量控制处理。在图 4 的 S11 中,当通过无线通信装置 54 接收到由传感器单元 30 的受光部 34、36 检测的测量数据 (检测信号) 时,读取该测量数据。

[0088] 在下一个步骤 S12 中,将所读取的测量数据存储到存储装置 52 的数据库中。

[0089] 接着,进入 S13,使用运算式 (2) 由两点一波长方式的测量方法来运算血管 12 中流动的红细胞浓度 R_p 。在 S14 中,将根据红细胞浓度 R_p 而得到的被测区域中的血流变化存储到存储装置 52 的数据库中,同时在显示器 90 中显示对应于这次血流引起的血管和血管周边组织的变位状态的血流测量图像 92。

[0090] 在下一个步骤 S15 中,从数据库中导出对应于血流引起的血管和血管周边组织的变位状态的血管内壁变位数据 (血管内径的收缩)。

[0091] 接着,进入到 S16,读取由心电图机 40 检测出的心电位信号。在 S17 中,比较心电图机 40 的心电位信号波形和受光部 34、36 的检测信号波形 (或者,对应于血流变化的内壁变位数据的波形)。

[0092] 图 5 为比较心电位信号波形 (A) 和受光部检测信号波形 (b) 的图。在 S17 中,如图 5 所示,在心电位信号波形 (A) 的 Q 波、R 波、S 波中求出对应于 R 波的峰值的点和对应于受光部检测信号波形 (B) 的最高值的点之间的相位差 T。

[0093] 在 S18 中,通过从心脏至被测定区域的距离除以心电图机 40 的心电位信号波形与受光部 34、36 的检测信号波形之间的相位差 T, 求出脉搏波传导速度。此外,从数据库导出对应于脉搏波传导速度的被测定区域的血管特性 (血管的弹性程度、血管中的血小板量、动脉硬化程度), 导出该被测定区域中血管的动脉硬化度。接着,在 S19 中,在存储装置 52

的数据库中存储作为血管特性的导出结果的动脉硬化度,同时将与这次得到的动脉硬化度相对应的血管特性结果图像 94 显示在显示器 90 中。

[0094] 接着在 S20 中,确认传感器单元 30 是否进行了移动。在 S20 中,如果受光部 34、36 的检测信号波形发生了变化,则判断为传感器单元 30 从被测区域的相对位置进行了移动,返回到上述 S11 的处理,重复进行 S11 ~ S20 的控制处理。在上述 S20 中,当测量面 24 从皮肤 10 离开预定距离以上,导致受光部 34、36 不能接收发光部 32 发出的光而检测信号等级下降到零时,判断传感器单元 30 进行了移动。相反,当测量面 24 以离皮肤 10 保持一定距离的状态下静止,受光部 34、36 的检测信号等级恒定时,判断传感器单元 30 没有移动。

[0095] 在 S20 中,当受光部 34、36 的检测信号波形不变时,判断传感器单元 30 没有从被测区域的相对位置移动,进入到 S21,确认传感器单元 30 的静止状态是否持续了预定时间(例如,30 秒钟)。在 S21 中,当传感器单元 30 的静止状态持续时间小于预定时间时,重复上述 S20 的处理。但是,在 S21 中,当传感器单元 30 的静止状态持续了预定时间以上时,因为是对相同被测区域的测量处理,因此进入到 S22 来暂停测量处理,避免搭载在血流测量部 20 的电池 33 消耗。在此,当处于 S22 的停止状态时,将血流测量部 20 置于充电装置 56 上,进行电池 33 的充电。并且,从充电装置 56 取出血流测量部 20 时,再次回到 S11 的处理,重新进行测量处理。

[0096] 图 6 为表示血流测量部 20 的变形例 1 的纵向截面图。在图 6 中,与上述实施例 1 相同的部分赋予相同的符号,并省略说明。

[0097] 如图 6 所示,变形例 1 的血流测量部 20A 的传感器单元 30A 具有上述发光部 32 和一对受光部 34、36 以及光路分离部件 38。

[0098] 光路分离部件 38 例如由利用了全息图(hologram)的全息光学元件(HOE: Holographic Optical Element)构成,上面搭载发光部 32 和一对受光部 34、36,下面形成测量面 24。因此,当发光部 32 发出的激光 A 通过光路分离部件 38 而照射到任意的被测量区域的皮肤表面 10 时,一部分激光 A 的光成分在皮肤表面 10 反射,剩余的光成分透过皮肤表面 10 下侧的血管 12 中流动的血流,传导到测量面 24。并且,一对受光部 34、36 分别接收传导到光路分离部件 38 的光,并输出对应于所接收的光量(反射光和透过光的光强度)的检测信号。

[0099] 图 7A 为表示血流测量部 20 的变形例 2 的纵向截面图。图 7B 为血流测量部 20 的变形例 2 的底面图。需要说明的是,在图 7A、图 7B 中,与上述实施例 1 相同的部分赋予相同的符号,并省略其说明。

[0100] 如图 7A、图 7B 所示,变形例 2 的血流测量部 20B 的传感器单元 30B,在测量面 24 的中心(从下方观察)设有发光部 32。并且,发光部 32 的周围以螺旋状设有多个受光部 $34_1 \sim 34_n$ 。即,多个受光部 $34_1 \sim 34_n$ 设置在离发光部 32 具有不同半径位置的圆周方向上,并间隔预定距离。

[0101] 从发光部 32 照射到皮肤表面 10 的光分为在皮肤表面 10 被反射的光和透过皮肤表面 10 被传导的光,这些光被多个受光部 $34_1 \sim 34_n$ 接收。

[0102] 多个受光部 $34_1 \sim 34_n$ 接收对应于离发光部 32 的距离(半径位置)的光量,同时输出对应于血管和血管周边组织的变位状态的检测信号。在变形例 2 中,由于多个受光部 $34_1 \sim 34_n$ 围绕发光部 32 的周围而配置,因此可以检测出以发光部 32 为中心的任意方向

(与发光部 32 的轴线垂直的平面内的各方向)的光传导强度。因此,在使血流测量部 20B 的测量面 24 与被试验者的皮肤接近并相对的状态下,血流测量部 20B 的移动方向不会受到限制,可以将其移动到设有多个受光部 $34_1 \sim 34_n$ 的任意方向。

[0103] [实施例 2]

[0104] 图 8 为表示使用了本发明的血管特性测量装置的实施例 2 的脑血管特性测量系统的系统构成图。如图 8 所示,脑血管特性测量系统 200 具有血管特性测量装置 210 和数据管理装置 250。数据管理装置 250 用于管理由血管特性测量装置 210 测量出的数据。需要说明的是,虽然在图 8 中只在头部的一侧示出了血管特性测量装置 210,但在相反侧(纸张的背面)也具有相同的构成。

[0105] 血管特性测量装置 210 具有血流测量部 220、控制部 230 以及无线通信装置 240。血流测量部 220 由为了安装于头部而对应于头部的外形形成为半球状的网状基体 222 和多个传感器单元 224 构成。各传感器单元 224 通过网状基体 222 被支撑为分别具有预定的间隔,并将在头部的各测量点进行了测量的透过光量的检测信号输出到控制部 230。

[0106] 控制部 230 基于由各传感器单元 224 检测出的检测信号导出脑部的血管特性,测量脑部的活动状态(红细胞的分布)。并且,控制部 230 中存储有一种控制程序,该控制程序进行将从至少两个以上的受光部获得的信号中所含有的、依赖于氧饱和度的成分消除的运算处理。

[0107] 无线通信装置 240 将控制部 230 输出的测量结果(血流数据)用无线方式发送到外部设备。

[0108] 血管特性测量装置 210 因为具有配置在网状基体 222 的光学式传感器单元 224(224A ~ 224N),因此可以同时测量整个头部的血流。

[0109] 各传感器单元 224 保持贯穿网状基体 222 的交叉部分的状态。就网状基体 222 而言,根据所安装的头部的表面形状,四边形的连接结构变形为棱形进行伸缩,因此可以变形为对应于头部表面形状的球状。

[0110] 在网状基体 222 中,由于连接于各交叉部分的网状支架部(4 根 ~ 8 根)由具有弹性的树脂材料构成,因此可以根据材质本身的弹性,使多个传感器单元 224 的测量面靠近安装的头部的表面。而且,可以不依赖于被试验者的头部表面形状,可以将多个传感器单元 224 的前端部靠近测量对象的头部表面(非接触)。

[0111] 在本实施例中,由于传感器单元 224 的直径为 10mm ~ 50mm 左右,因此在半球形状的网状基体 222 中可以以预定的配置图案(预定的间隔)安装 150 ~ 300 个左右的传感器单元 224。对于多个传感器单元 224 而言,可以通过预先对应于测量对象的测量位置的地址数据分别进行管理,由各个传感器单元 224 获得的测量数据分别与地址数据一起被发送和保存。

[0112] 需要说明的是,多个传感器单元 224(224A ~ 224N)的配置图案最好分别以一定的间隔排列为点阵状,但由于被测对象的头部形状并不一致,每个被试验者的头部大小、曲面形状各不相同,因此可以配置为不规则的间隔。

[0113] 由于血管特性测量装置 210 具有无线通信装置 240 作为输出单元,因此在本实施例中,与用于管理无线通信装置 240 所发送的血流数据的数据管理装置 250 组合而使用。并且,血管特性测量装置 210 还可以向其他外部设备(例如,个人计算机等电子装置或促动器

(actuator) 等成为控制对象的装置) 发送数据。

[0114] 数据管理装置 250 包含无线通信装置 260、存储装置 270、测量数据图像显示控制装置 280 以及显示器 290。无线通信装置 260 接收由无线通信装置 240 发送的测量数据。存储装置 270 用于存储测量数据, 该测量数据包含从无线通信装置 260 获得的发光点的地址、接收到光的受光部的地址、对应于所接收的光的光量的测量信号(受光信号)。测量数据图像显示控制装置 280 基于存储装置 270 供应的、对应于脉搏波传导速度的血管特性测量数据(血管的弹性程度、血管中的血小板量、动脉硬化程度), 制作图像数据。显示器 290 用于显示由测量数据图像显示控制装置 280 所生成的测量结果的图像数据。

[0115] 由于数据管理装置 250 与血管特性测量装置 210 进行无线通信, 因此可以设置在远离血管特性测量装置 210 的地方, 比如可以设置在被试验者看不到的地方。

[0116] 图 9 为对传感器单元 224 的安装结构进行了放大表示的图。需要说明的是, 图 9 中示出了在所配置的多个传感器单元 224 中安装了传感器单元 224A、224B、224C 的状态。如图 9 所示, 各传感器单元 224A、224B、224C 通过黏接剂等固定于具有可挠性的网状基体 222 上。因此, 各传感器单元 224A、224B、224C 只要固定于网状基体 222 的安装孔 26 中, 即可被保持为其前端部接触被试验者的头部表面 300。各传感器单元 224A、224B、224C 分别具有相同的结构, 对相同的部分赋予相同的符号。

[0117] 传感器单元 224 具有发光部 320、受光部 330 以及光路分离部件 340。发光部 320 由激光二极管构成, 向头部表面 300 照射激光(射出光)A。受光部 330 由能够输出对应于所接收的透过光量的电信号的受光元件构成。光路分离部件 340 由利用了全息图的全息光学元件(HOE:Holographic Optical Element)构成, 全息光学元件使从发光部 320 向被测区域照射的激光 A 的折射率和通过被测区域而入射到受光部 330 的入射光 B、C 的折射率不同。

[0118] 光路分离部件 340 的外周镶嵌用于测量脑波的脑波测量用电极 350, 脑波测量用电极 350 形成为圆筒形状, 形成于光路分离部件 340 的前端面至侧面。脑波测量用电极 350 的上端电连接于柔性线路板 360 的线路图案上。

[0119] 发光部 320 和受光部 330 的上表面安装于柔性线路板 360 的下表面侧。柔性线路板 360 上形成有连接于控制部 230 的线路图案, 线路图案的对应于各传感器单元 224 的位置上, 通过焊接等电连接发光部 320 和受光部 330 的连接端子。需要说明的是, 在接触被测量区域时传感器单元 224 的前端会根据头部的形状挠曲, 因此柔性线路板 360 构成为在进行装卸时不会引起断线。

[0120] 在光路分离部件 340 的前端, 脑波测量用电极 350 的向内侧弯曲的接触端 352 比光路分离部件 340 的端面突出。因此, 当光路分离部件 340 的端面接触到被测量区域时, 接触端 352 也会接触该被测量区域, 从而可以进行脑波测量。脑波测量用电极 350 可以通过在光路分离部件 340 的外周和前端边缘部用蒸镀或电镀等薄膜形成法被覆导电性膜的方法形成。此外, 作为脑波测量用电极 350 的材料, 例如可以使用被称为 ITO(Indium Tin Oxide) 的氧化铟锡的透明导电膜, 以此在光路分离部件 340 的外周和前端边缘部形成脑波测量用电极 350。当使用该透明导电膜形成脑波测量用电极 350 时, 由于脑波测量用电极 350 具有透光性, 因此可以在光路分离部件 340 的外周和整个前端面覆盖脑波测量用电极 350。

[0121] 一般,通过拍摄脑部的断层照片等,不可能一边测量血流的状态,一边测量脑波,但通过在传感器单元 224 上设置脑波测量用电极 350,可以同时测量血流和脑波,从而可以详细地分析脑中的血流和脑波之间的相关关系。需要说明的是,当测量脑部的脉搏波传导速度时,各传感器单元 224 可以以非接触方式对被试验者的头部进行测量。并且,当各传感器单元 224 没有接触时,脑波测量用电极 350 不会测量脑波。

[0122] 当进行脑部的血管特性的测量时,控制部 230 从所排列的多个传感器单元 224 中选择任意的传感器单元 224,并使该传感器单元 224 的发光部 320 发出激光 A。此时,从发光部 320 射出的激光以不受氧饱和度的影响的波长 $\lambda(\lambda=805\text{nm})$ 输出。

[0123] 各传感器单元 224 保持其前端(光路分离部件 340 的端面)接触头部的被测区域的状态。从发光部 320 射出的激光 A 透过光路分离部件 340,相对于头部的头皮垂直地射入到脑内部。在脑内部,激光 A 朝着脑中心部前进的同时,以入射位置为基点,沿着脑部表面朝周边传导。激光 A 在脑中的光传导路径 370,从侧方观察时呈圆弧状,通过脑部的血管 380 回到头皮表面 330。

[0124] 如此,通过光传导路径 370 的光的透过光量对应于血管 380 中流动的血液中所含有的红细胞的量或密度而变化,到达受光侧的传感器单元 224B、224C。并且,因为激光 A 在脑内部被传导的过程中其透过光量逐渐下降,因此激光 A 越远离入射位置的基点,受光部 330 的受光水平与距离成比地下降。因此,所接收的透过光量还会随着与激光 A 的入射位置的间隔距离而变化。

[0125] 这里,当将上述血管特性测量装置 210 的血流测量部 220 安装到被试验者的头部而测量被试验者头部的血管特性时,进行如下所述的数据处理。例如,由于被试验者的动脉硬化度可以看作是比各发光点的扫描速度缓慢变化的量,因此在顺序地对发光部 320 的发光点进行扫描的同时,将受光数据(测量数据)存储到存储装置 270 的数据库中。各测量点的检测值(接收光的光强度)不会随着发光点的每次移动有较大变化,不管用哪个位置的发光点的光进行测量,各测量点的心电波形和脉搏波的相位差值 T 均大致相同。

[0126] 在血管特性测量装置 210 中,多个传感器单元 224 均匀地配置在整个头部,当某个发光部 320 发光时,大体上可以读取所有的受光部 330 发出的检测信号。但是,在实际的头部血管特性的测量中,如果使用与该测量位置的发光部 320 相邻的受光部 330 和与该受光部相邻的范围的受光部 330 的测量数据(接收到可进行有效测量的强度的光而获得的检测信号),可以进行有效的测量。因此,在各发光部 320 顺序地发光时,将基于预定范围(与发光点相邻的两个以上或全部)的受光部 330 发出的受光信号(检测信号)的测量数据(相位差或各种血管特性)关联到各测量位置,并通过无线通信装置 240、260 将其存储在存储装置 270 的数据库中。由此,在对所有的发光部 320 扫描一圈的时候,存储装置 270 的数据库收集到头部整体的测量数据。

[0127] 从最初(地址 1)的发光部 320 到最后(地址 N)的发光部 320 为止的各发光部顺序发光的期间,数据管理装置 250 针对各测量位置的如下值进行合算,即从预定范围内与发光点相邻的各受光部 330 依次获得的各测量位置中的血管特性的值(例如,动脉硬化度)。然后,将该合算值存储到存储装置 270 的数据库中。并且,测量数据图像显示控制装置 280 基于存储在存储装置 270 的数据库中的头部整体的测量数据,生成表示头部的动脉硬化度分布的血管特性测量图像,将其显示在显示器 290 中。

[0128] 数据管理装置 250 求出各测量位置的测量数据的平均值, 将各测量位置的平均值存储在存储装置 270 的数据库中。并且, 测量数据图像显示控制装置 280 可以基于测量数据平均值, 生成表示头部的动脉硬化度分布的血管特性测量图像, 将其显示在显示器 290 中。

[0129] 在图 9 中, 如果将位于左端的传感器单元 224A 作为发光侧基点, 则传感器单元 224A 本身和在右侧相邻的传感器单元 224B 以及再一个右侧相邻的传感器单元 224C 成为受光侧基点 (测量点)。

[0130] 光路分离部件 340 例如通过改变透明的丙烯树脂的密度分布, 使激光 A 直线前进, 将入射光 B、C 引导到受光部 330。并且, 光路分离部件 340 具有射出侧透过区域 342、入射侧透过区域 344、折射区域 346。射出侧透过区域 342 使从发光部 320 射出的激光 A 从基端侧 (图 9 中的上面一侧) 透过至前端侧 (图 9 中的下面一侧)。入射侧透过区域 344 使传导到脑中的光从前端侧 (图 9 中的下面一侧) 透过至基端侧 (图 9 中的上面一侧)。折射区域 346 形成在射出侧透过区域 342 和入射侧透过区域 344 之间。折射区域 346 虽然使激光 A 透过, 但具有使通过血流的光 (入射光 B、C) 反射的性质。折射区域 346 例如通过改变丙烯树脂的密度、在该区域设置金属薄膜或分散金属微粒子来形成。据此, 从光路分离部件 340 的前端入射的光全部集中到受光部 330。

[0131] 这里, 对成为被测量区域的脑部的动脉进行说明。图 10A 为表示从后方观察头部时的动脉的模式图。图 10B 为表示从左侧观察头部时的动脉的模式图。如图 10A 和图 10B 所示, 向脑部供应血液的动脉具有大脑中动脉 410 和大脑前动脉 420。需要说明的是, 在本实施例中对连接到大脑中动脉 410 和大脑前动脉 420 的上流的动脉不进行测量, 因此在这里省略大脑中动脉 410 和大脑前动脉 420 以外的说明。

[0132] 在血管特性测量装置 210 中, 当将血流测量部 220 安装到被试验者的头部时, 根据网状基体 222 的弹性, 多个传感器单元 224 定位到头部的各测量点, 且各测量面保持面对头部表面 300 的状态。在血流测量部 220 被安装到头部的状态中, 多个传感器单元 224 根据向脑部表面照射光后脑中传导的光的受光量的变化来测量脑动脉中的脉搏波传导速度, 从而测量大脑中动脉 410、大脑前动脉 420 的血管特性 (血管的弹性程度、血管中的血小板量、动脉硬化程度)。

[0133] 这里, 对测量脑动脉的脉搏波传导速度的原理进行说明。图 11 为从上方观察被试验者的头部的平面图。如图 11 和图 10A 所示, 例如, 在照射光时, 将接收到脑部传导的光的被测量位置设为 S1、S2、S3。根据配置在被测量位置 S1、S2、S3 的各传感器单元 224, 通过流动于大脑中动脉 410、大脑前动脉 420 中的血液来检测脉搏波传导速度。作为测定方法使用如下方法, 即, 比较从心电图机 40 获得的心电位波形和被测量位置的各传感器单元 224 输出的信号波形, 根据相位差求出脉搏波传导速度, 导出对应于该脉搏波传导速度的血管特性。

[0134] 图 12 为表示心电图机 40 的检测信号波形、被测量位置 S1、S2、S3 的各传感器单元 224 的检测信号波形的波形图。如图 12 所示, 比较由心电图机 40 检测出的心电位信号波形 (A) 和受光部检测信号波形 (B) ~ (D), 求出心电位信号波形 (A) 的 Q 波、R 波、S 波中 R 波的峰值与受光部检测信号 (B) ~ (D) 的最低值之间的相位差 T1 ~ T3。

[0135] 相位差 T1 ~ T3 具有 $T1 < T3 < T2$ 的关系, 根据脉搏波传导速度来变化。例如, 将相位差值的正常值 (阈值) 设为 T0 时, 如果 $T1 < T3 < T0$ 、 $T0 < T2$, 则右脑的大脑中动

脉 410 的脉搏波传导速度比正常值慢。据此,可以判定在右脑的大脑中动脉 410 内血管特定下降而发生动脉硬化。

[0136] 图 13 为用于说明根据脑部的血流来检测血管特性时的原理的图。如图 13 所示,大脑 400 由脊髓液 450、头盖骨 460、头皮 470 覆盖。血流测量部 220 的各传感器单元 224 通过将光路分离部件 340 的前端面接近并面对头皮 470 (非接触),进行血流的测量。从传感器单元 224A 的发光部 320 射出的激光 A,一部分光在头皮 470 反射,剩余的光透过头皮 470、头盖骨 460、脊髓液 450 而前进到大脑 400 的内部。并且,照射到头部的光中前进到大脑的光以如图 13 中的虚线表示的圆弧状图案 480,向放射方向(深度方向和半径方向)传导。

[0137] 就透过大脑中的光的传导而言,朝着半径方向离照射激光的基点 490 越远,光传导路径越长,光透过率越低。因此,离发光侧的传感器单元 224A 间隔预定距离而相邻的传感器单元 224B,其检测到的受光水平(透过光量)较强。并且,在传感器单元 224B 的旁边间隔预定距离而设置的传感器单元 224C,其检测到的受光水平(透过光量)比传感器单元 224B 的受光水平弱。并且,发光侧的传感器单元 224A 的受光部中也接收从脑部 400 射出的光。将对应于由这些多个传感器单元 224 接收到的光强度的检测信号作为测量数据,存储到存储装置 270 中。并且,控制部 230 将各传感器单元 224 的各测量数据的波形与心电图机 40 的心电位信号的波形进行比较,导出各测量位置的血管特性。在测量数据图像显示控制装置 280 中,通过对这些检测结果进行绘图处理,得到表示对应于脉搏波传导速度的动脉硬化分布的图形数据。

[0138] 因此,根据各传感器单元 224 的检测信号波形,可以测量流动于大脑中动脉 410、大脑前动脉 420 的血流变化,可以由该血流变化的测量数据检测出脑 400 中的脉搏波传导速度。

[0139] 下面,参照图 14 的流程图来说明血管特性测量装置 210 的控制部 230 所执行的脑部的血流测量处理。如图 14 所示,首先在 S31 中,控制部 230 从所配置的多个传感器单元中选择任意的传感器单元 224A (地址编号 $n = 1$ 的传感器单元),由该传感器单元 224A 的发光部 320 向被测区域照射激光。接着,在 S32 中,从无线通信装置 240 向数据管理装置 250 发送与地址编号 $n = 1$ 相邻的 $n = n+1$ 的传感器单元 224B 的受光部 130 所输出的检测信号(对应于所接收的透过光量的电信号)。在数据管理装置 250 中,将从无线通信装置 260 所得到的 $n = n+1$ 的数据存储到存储装置 270 的数据库中。

[0140] 其次在 S33 中,从无线通信装置 240 向数据管理装置 250 发送与地址编号 $n = n+1$ 相邻的 $n = n+2$ 的传感器单元 224C 的受光部 330 所输出的检测信号(对应于所接收的透过光量的电信号)。在数据管理装置 250 中,将从无线通信装置 260 所得到的 $n = n+2$ 的数据存储到存储装置 270 的数据库中。

[0141] 如此,以发出激光 A 的传感器单元 224A 为基点,将配置在其周围的所有的传感器单元 224 的检测信号发送到数据管理装置 250 中。

[0142] 并且,在 S34 中,将作为发光点的传感器单元的地址变更为 $n+1$ 。其次在 S35 中,确认是否所有的传感器单元 224 进行了发光。在 S35 中,如果并不是所有的传感器单元 224 均进行了发光,则使上述 $n+1$ 的传感器单元 224B 的发光部 320 照射激光 A 后,重复 S31 ~ S35 的处理。

[0143] 在 S35 中,如果所有的传感器单元 224 结束了发光,则进入到 S36,向数据管理装置 250 发送对该被试验者的脑部的血管特性测量处理结束的信号。

[0144] 下面,参照图 15 的流程图说明数据管理装置 250 的测量数据图像显示控制装置 280 所执行的测量数据图像显示处理。在图 15 的 S41 中,测量数据图像显示控制装置 280 读取存储在存储装置 270 的数据库中的测量数据(根据对应于血流的透过光量的数据)。接着,进入 S42,利用测量数据和上述运算式(2)或(3),运算红细胞浓度 Rp 或 Rpw。

[0145] 其次在 S43 中,根据各测量位置的红细胞浓度的变化,求出因血流引起的血管和血管周边组织的变位状态的变化,并基于该血管和血管周边组织的变位状态,导出各测量位置的血管特性。即,从数据库导出对应于血流变化的血管的内壁变位数据(血管内径的收缩)。

[0146] 接着,进入到 S44,读取由心电图机 40 检测出的心电位的信号。并且,在 S45 中,比较心电图机 40 的心电位信号波形和各传感器单元 224 输出的检测信号波形(或,对应于血流变化的内壁变位数据的波形)。在 S46 中,如图 12 中示出的那样,求出心电位信号波形(A)的 Q 波、R 波、S 波中 R 波的峰值和受光部检测信号(B)~(D)的最低值之间的相位差 T1~T3。

[0147] 在 S46 中,通过从心脏到被测区域的距离中除去心电位信号波形与各传感器单元 224 的检测信号波形之间的相位差 T,求出脉搏波传导速度。此外,从存储装置 270 的数据库中导出对应于该脉搏波传导速度的被测区域的血管特性(血管的弹性程度、血管中的血小板量、动脉硬化程度),导出该被测区域中血管的动脉硬化度。接着,在 S47 中,将作为血管特性的导出结果的动脉硬化度存储到存储装置 270 的数据库中,同时在显示器 290 中显示对应于这次得到的动脉硬化度的血管特性结果图像。

[0148] 其次在 S48 中,相对于头部进行各测量位置中的血管特性数据的绘图处理。据此,可以将脑部的动脉(大脑中动脉 410、大脑前动脉 420 等)中有无动脉硬化的状态作为图像数据而显示在显示器 290 中。并且,将通过该绘图处理而得到的头部的动脉硬化数据存储到存储装置 270 的数据库中。

[0149] 在上述绘图处理中,首先使各传感器单元 224(发光部 320、受光部 330)的地址与头部中的实际测量位置相对应。接着,根据发光部 320 和受光部 330 的地址求出被测区域的位置(坐标和深度)。再者,使被测区域的位置和所测量的动脉硬化的测量数据(对应于由血流引起的血管和血管周边组织的变位状态的血管的内壁变位数据)相关联。关于定义各传感器单元 224 实际上位于头部的哪个部位,可以基于各传感器单元 224 安装在网状基体 222 的哪个位置来预先设定粗略的位置。为了求出更详细的位置,在使传感器单元 224 的地址与头部的实际位置相关联时,从各种角度(前方、后方、左右方向、上方等)拍摄安装有血流测量部 220 的头部,然后在图像中对应各传感器单元 224 的地址。再者,通过在图像中重合测量结果而进行图像显示,例如可以通过彩色分开颜色来显示被试验者的头部的血流状态或动脉硬化的程度。由此,可以容易地发现被试验者的头部的血流状态显著降低的部位。

[0150] 接着,进入到 S49,确认通过各传感器单元 224 的对整个测量位置的血管特性的检测工作是否结束。在 S49 中,如果还没有对整个测量点进行了血管特性的测量,则返回到上述 S41,重复进行 S41 以后的处理。

[0151] 在 S49 中,如果结束了关于整个测量位置的血管特性的检测,则进入到 S50,生成表示头部整体的血管特性分布的脑血管特性状态的图像(例如,分开颜色来示出被试验者的脑部有无动脉硬化),在显示器 290 中显示脑血管特性分布图。

[0152] 如此,因为可以在显示器 290 中显示表示头部整体的脑血管特性状态的图像,因此可以正确地掌握被试验者的血管特性的状态,其中,上述图像是从通过血管特性测量装置 210 测量的、对应于脉搏波传导速度的血管特性数据而获得的。

[0153] 本国际申请以 2008 年 7 月 11 日申请的日本专利申请 2008-181471 号作为主张优先权的基础,并引用日本专利申请 2008-181471 号的全部内容。

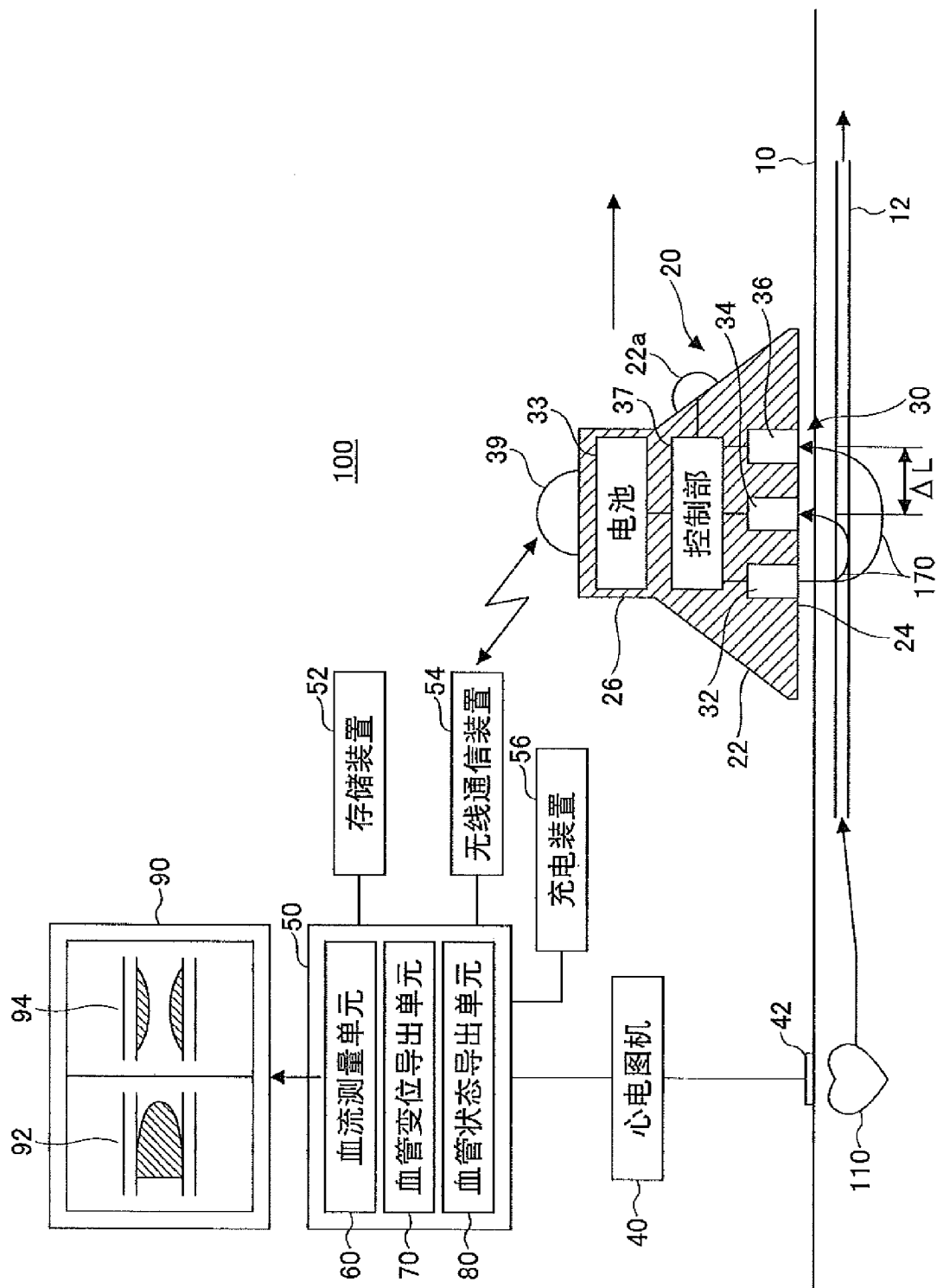


图 1

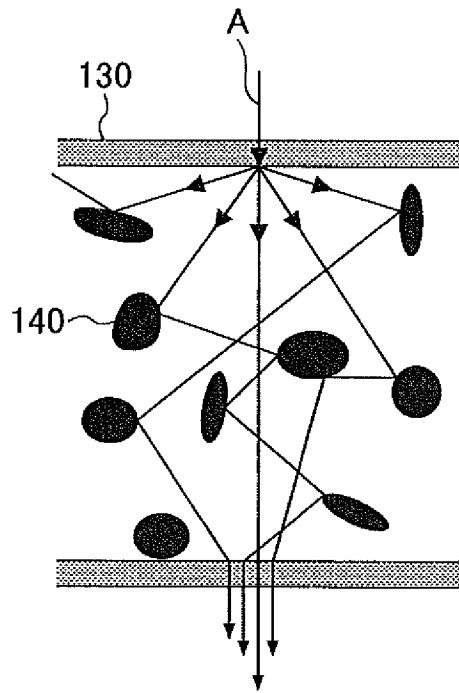


图 2

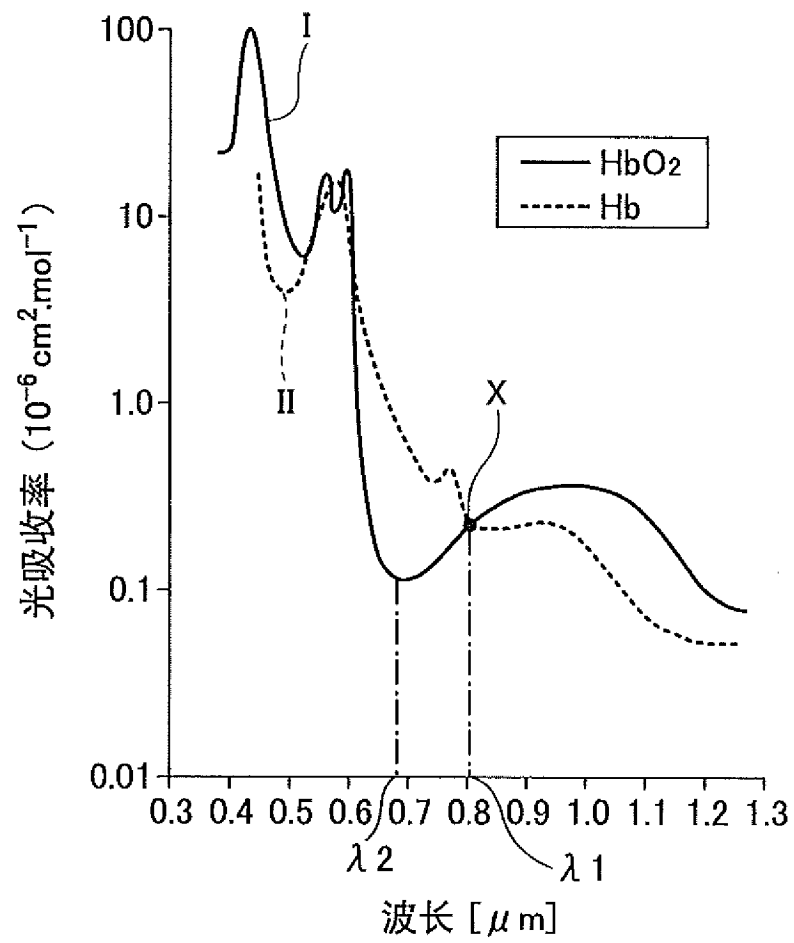


图 3

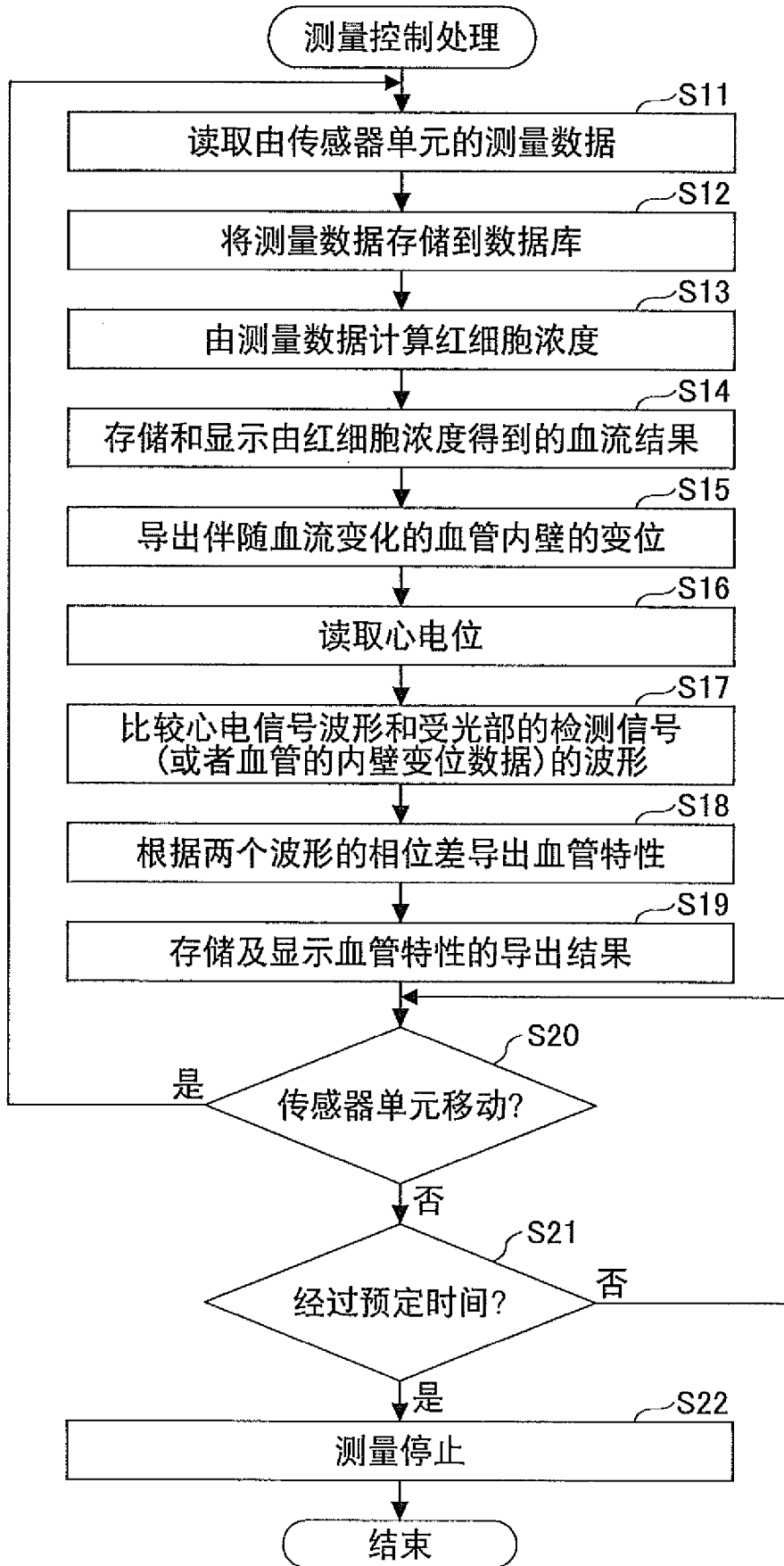


图 4

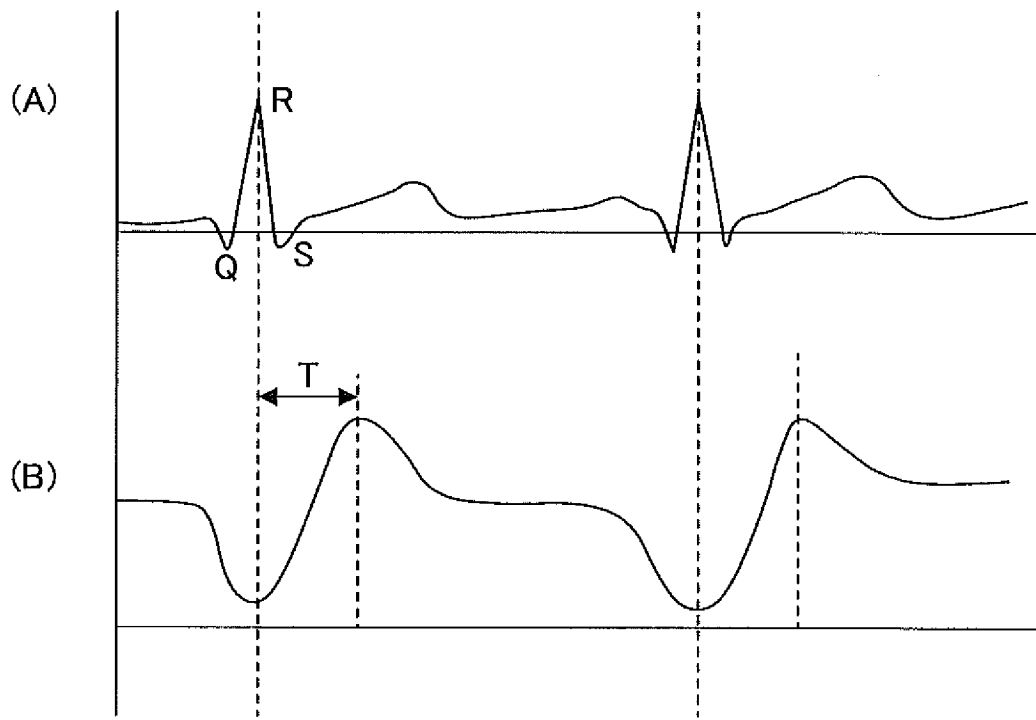


图 5

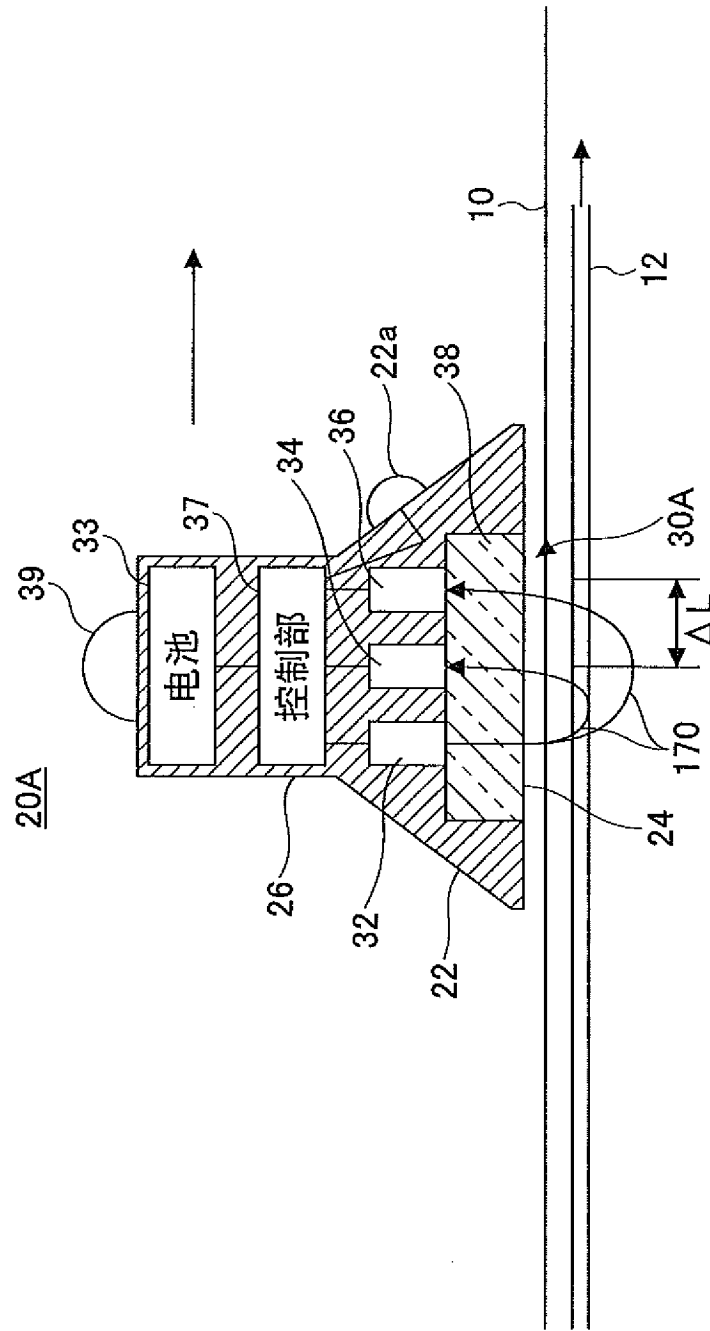


图 6

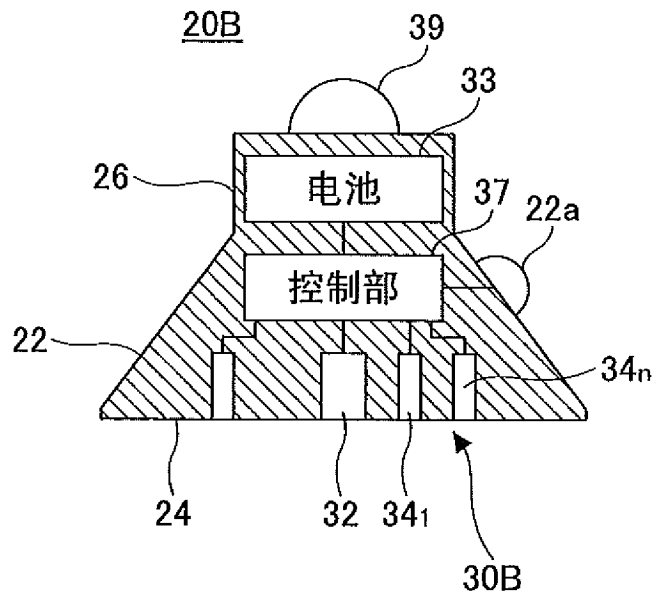


图 7A

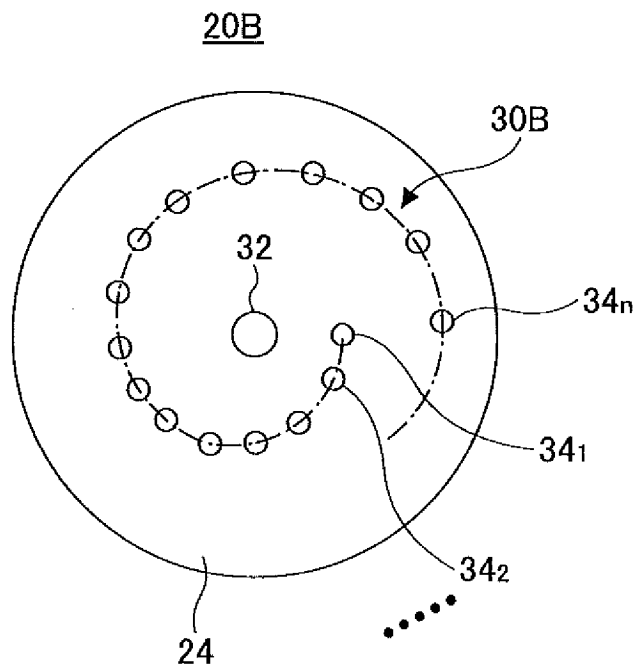


图 7B

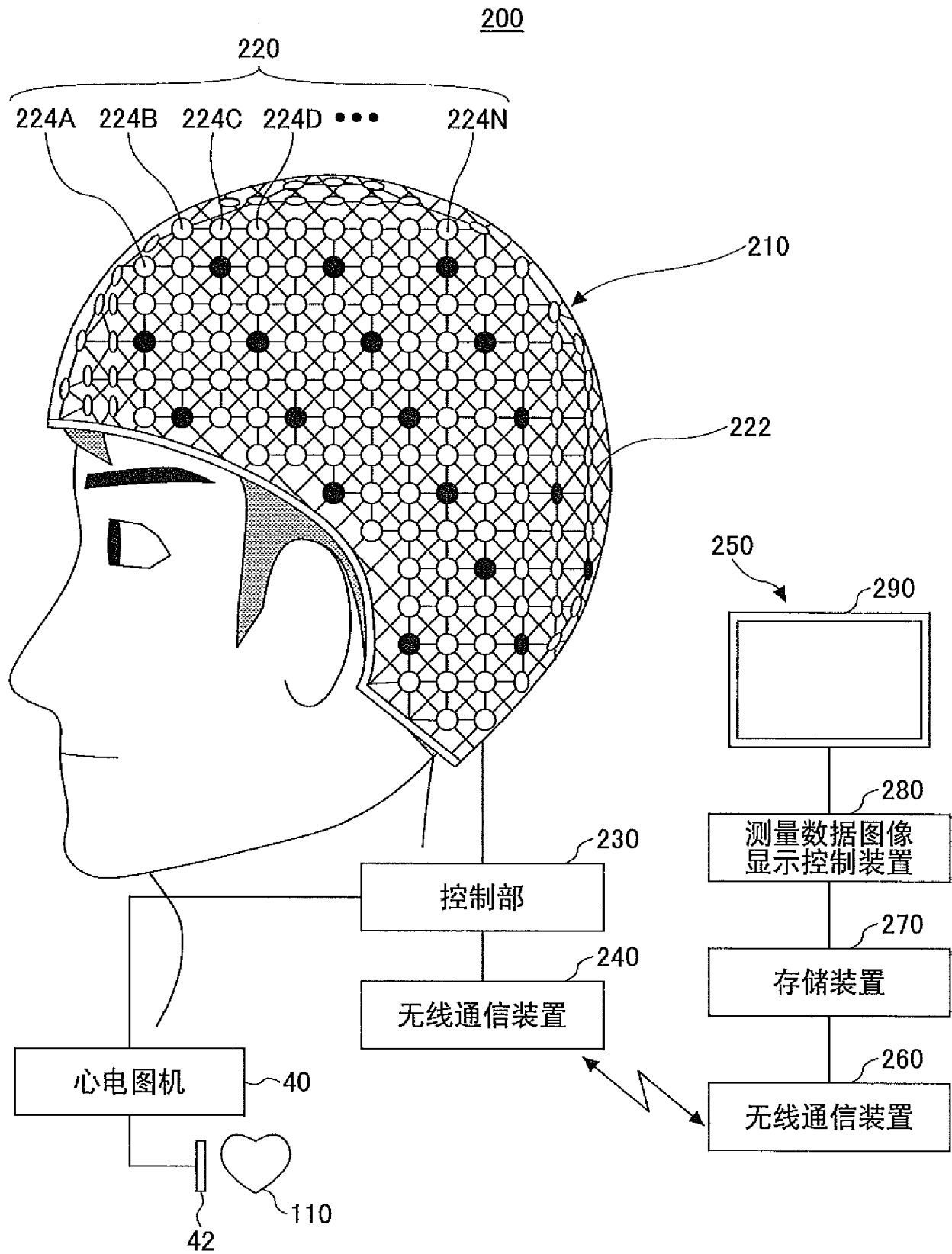


图 8

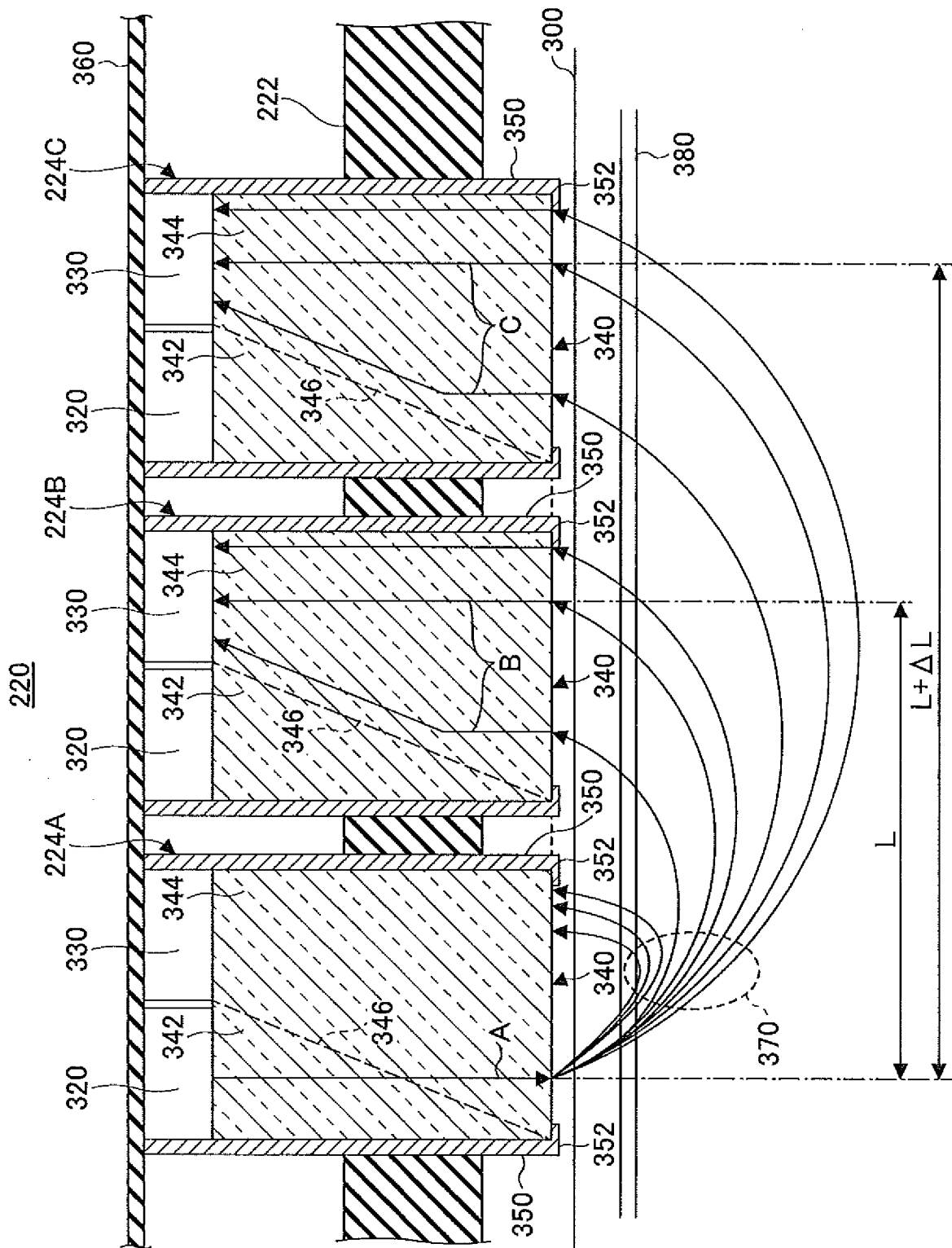


图 9

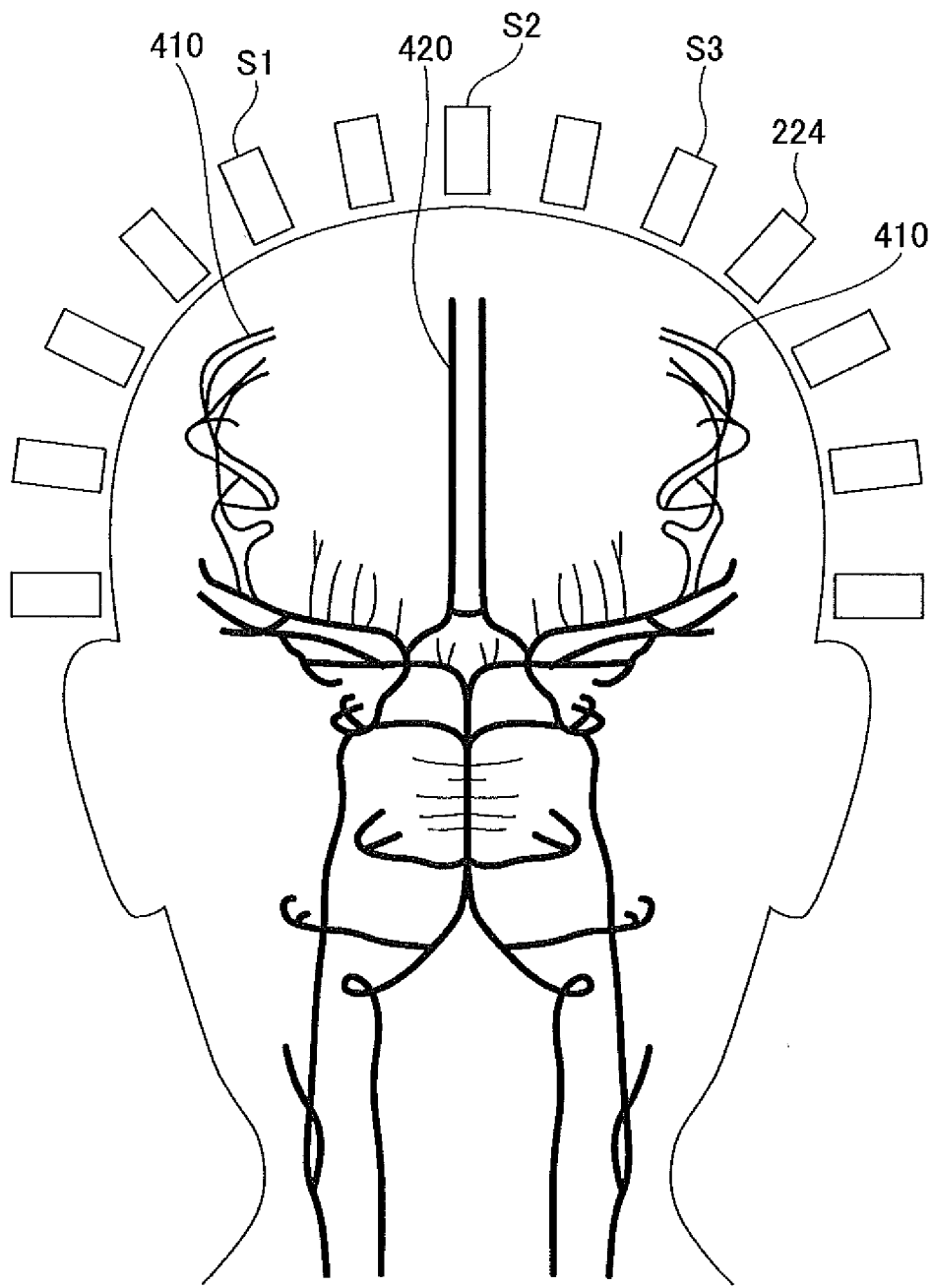


图 10A

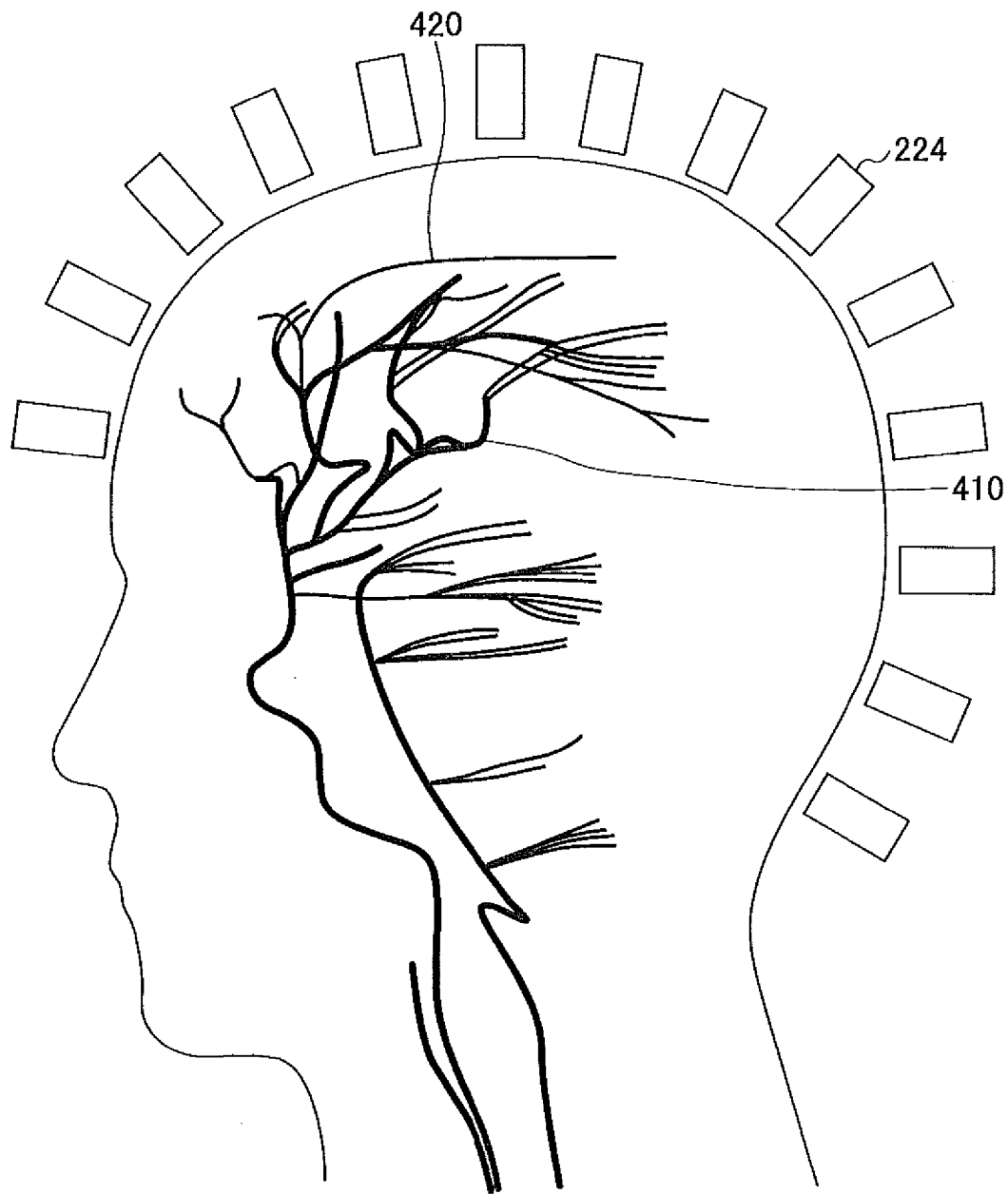


图 10B

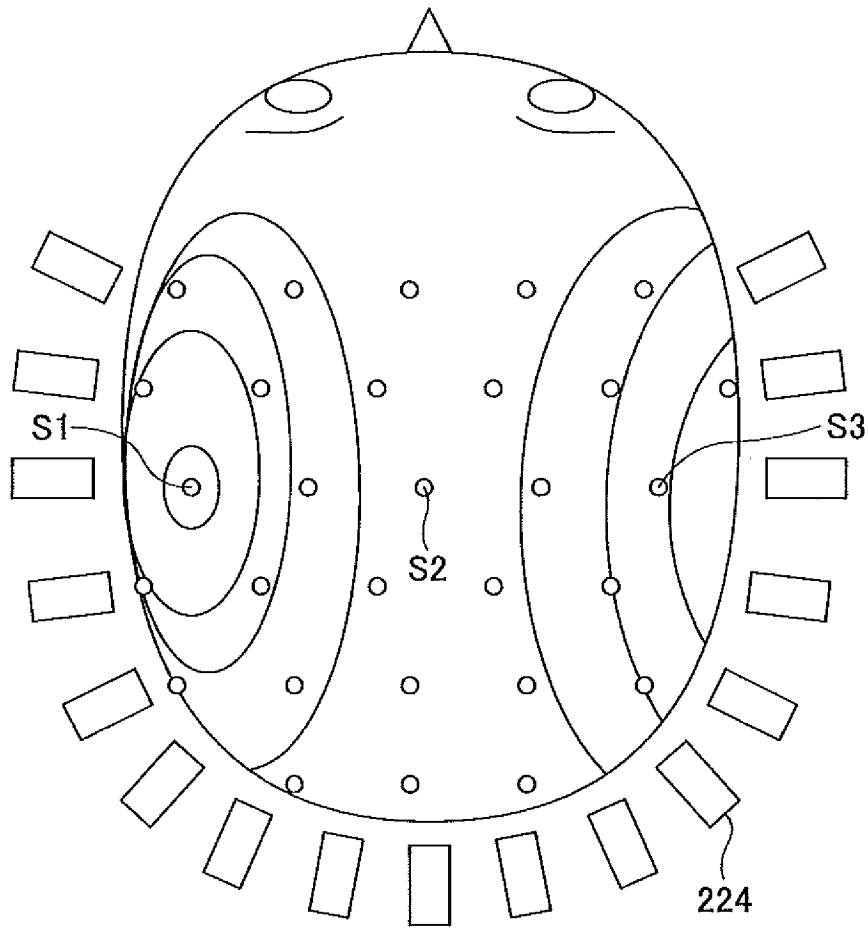


图 11

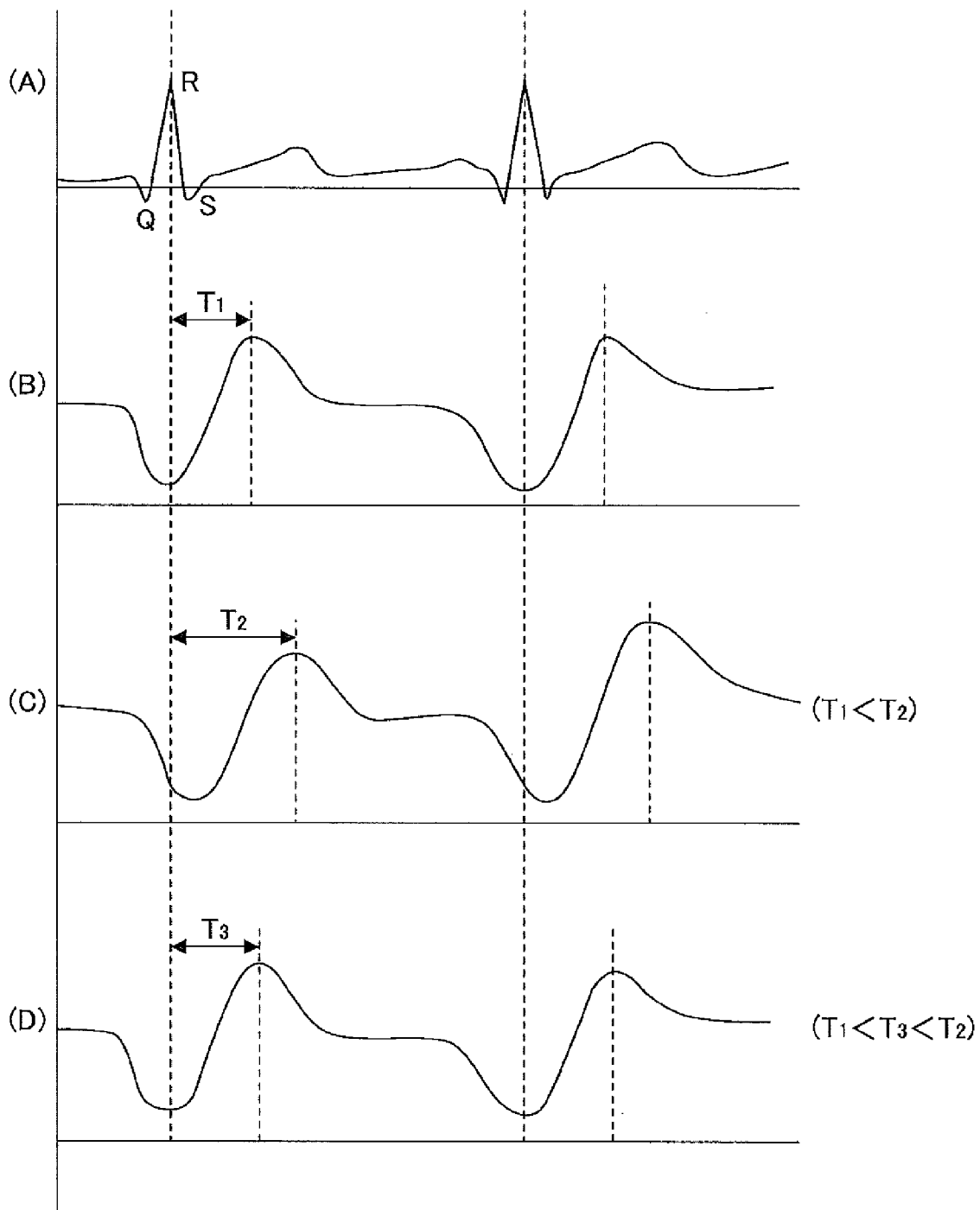


图 12

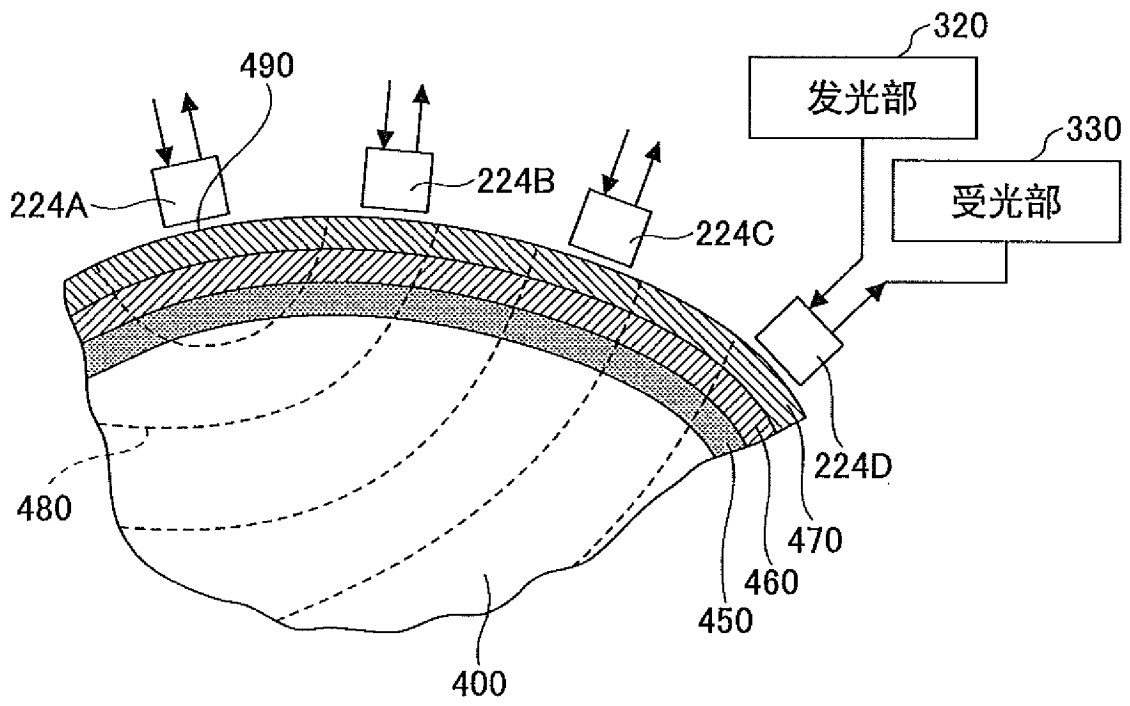


图 13

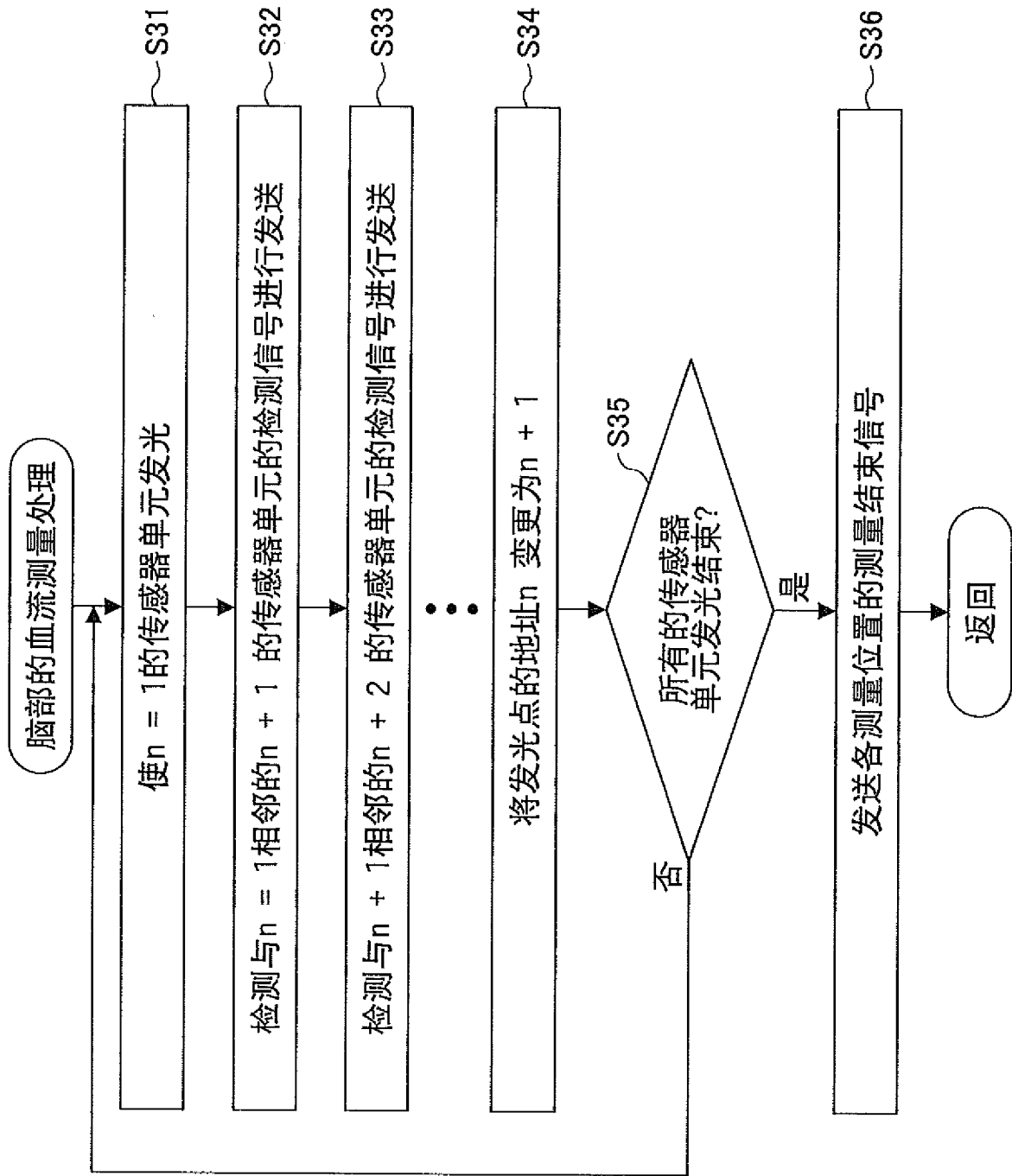


图 14

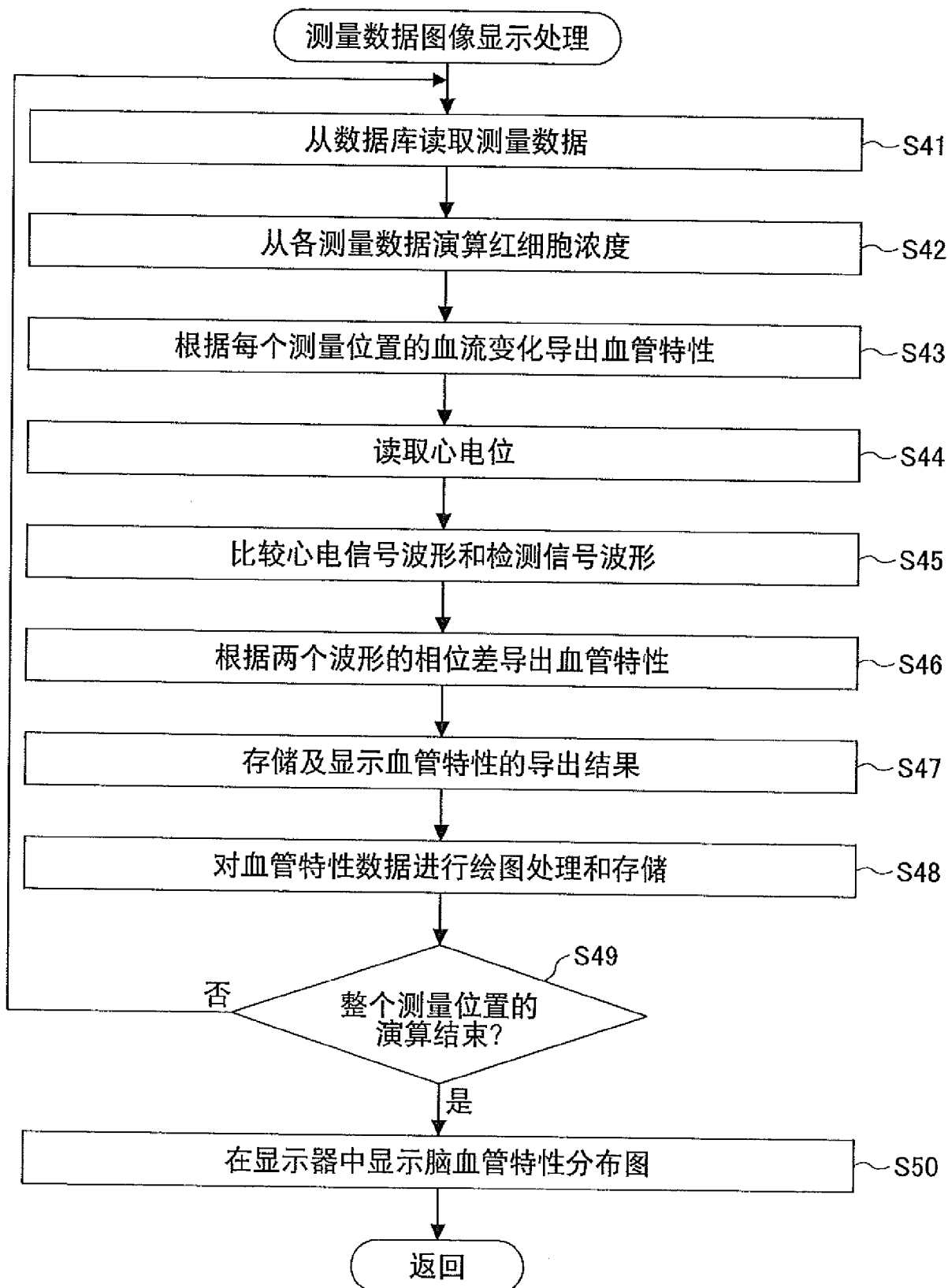


图 15