



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119836258 A

(43) 申请公布日 2025. 04. 15

(21) 申请号 202380064152.5

(22) 申请日 2023.08.21

(30) 优先权数据

2022-143981 2022.09.09 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2025.03.06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2023/030016 2023.08.21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02024/053380 JA 2024.03.14

(71) 申请人 株式会社村田制作所

地址 日本

(72) 发明人 志牟田亨

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

专利代理师 刘新宇 严美善

(51) Int.Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/022 (2006.01)

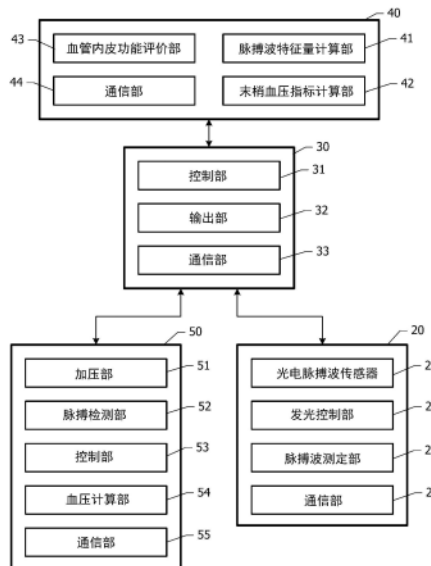
权利要求书2页 说明书15页 附图25页

## (54) 发明名称

血管内皮功能评价系统、血管内皮功能评价装置以及血管内皮功能评价方法

## (57) 摘要

脉搏波测定部根据脉搏波传感器的测定结果来生成脉搏波信号,该脉搏波传感器被安装在与为了驱血而被加压的加压部位相比离心脏远的部位。末梢血压指标计算部计算与由脉搏波测定部生成的脉搏波信号的每一次搏动的上升的陡度有关的末梢血压指标。血管内皮功能评价部基于从释放了驱血的时间点起到经过评价时间为止的末梢血压指标的计算值,来评价血管内皮功能。



1. 一种血管内皮功能评价系统,具备:  
脉搏波测定部,其根据脉搏波传感器的测定结果来生成脉搏波信号,所述脉搏波传感器被安装在与为了驱血而被加压的加压部位相比离心脏远的部位;  
输出部;  
末梢血压指标计算部,其计算与由所述脉搏波测定部生成的脉搏波信号的每一次搏动的上升的陡度有关的末梢血压指标;以及  
血管内皮功能评价部,其基于从释放了驱血的时间点起到经过评价时间为止的所述末梢血压指标的计算值,来评价血管内皮功能。
2. 根据权利要求1所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
所述血管内皮功能评价部基于驱血前的所述末梢血压指标的计算值和驱血释放后的所述末梢血压指标的计算值这两者,来评价血管内皮功能。
3. 根据权利要求1或2所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
还具备佩戴于手指的环状的佩戴构件,  
所述脉搏波传感器搭载于所述佩戴构件。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
还具备袖带式血压计,  
由所述袖带式血压计对所述加压部位进行加压。
5. 根据权利要求4所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
所述袖带式血压计和所述脉搏波测定部具有相互进行无线通信的功能,  
所述袖带式血压计向所述脉搏波测定部通知驱血及释放的时机,所述脉搏波测定部以与所述袖带式血压计的驱血及释放的时机同步的方式计算所述末梢血压指标。
6. 根据权利要求4所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
还具备控制终端,所述控制终端具有与所述袖带式血压计及所述脉搏波测定部进行无线通信的功能、控制所述袖带式血压计的驱血及释放的动作的功能、以及从所述脉搏波测定部接收脉搏波信号并将该脉搏波信号发送到所述末梢血压指标计算部的功能。
7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
所述末梢血压指标包含有关对由所述脉搏波测定部生成的脉搏波信号的波形进行二阶微分而得到的加速度脉搏波的a波的峰值以及由所述脉搏波测定部生成的脉搏波信号的波形的振幅的信息。
8. 根据权利要求1至7中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
所述末梢血压指标包含有关对由所述脉搏波测定部生成的脉搏波信号的波形进行二阶微分而得到的加速度脉搏波的a波的峰值与d波的峰值之差以及a波的峰值与b波的峰值之差的信息。
9. 根据权利要求1至8中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
所述末梢血压指标包含有关对由所述脉搏波测定部生成的脉搏波信号的波形进行一阶微分而得到的速度脉搏波的一次搏动内的最初出现的峰的宽度的信息。
10. 根据权利要求1至9中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,  
所述血管内皮功能评价部在血管内皮功能的评价中还使用从释放了驱血的时间点起到经过一定时间为止的由所述脉搏波测定部生成的脉搏波信号的振幅的时间变化。

11. 根据权利要求1至10中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,所述脉搏波传感器是光电脉搏波传感器。
12. 根据权利要求11所述的血管内皮功能评价系统,其中,所述光电脉搏波传感器使用从蓝色到黄绿色的波长范围内包含的光。
13. 根据权利要求12所述的血管内皮功能评价系统,其中,所述光电脉搏波传感器包括发光元件和受光元件,其中,所述受光元件接收从所述发光元件放射并经由了生物体组织的光,所述发光元件与所述受光元件的间隔为1mm以上且3mm以下。
14. 根据权利要求1至13中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,所述血管内皮功能评价部根据驱血时间来使所述评价时间变化。
15. 根据权利要求11至13中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,所述光电脉搏波传感器具有放射至少两个不同波长的光的功能,所述血管内皮功能评价部根据用于获取脉搏波信号的光的波长来使所述评价时间变化。
16. 根据权利要求1至15中的任一项所述的血管内皮功能评价系统,其中,还具备参照脉搏波测定部,所述参照脉搏波测定部根据被安装在与所述脉搏波传感器的安装部位左右对称的部位的参照脉搏波传感器的测定结果,来生成参照脉搏波信号,所述血管内皮功能评价部在评价血管内皮功能时,还使用基于由所述参照脉搏波测定部生成的参照脉搏波信号计算出的所述末梢血压指标。
17. 一种血管内皮功能评价装置,具备:  
脉搏波测定设备,其根据脉搏波传感器的测定结果来生成脉搏波信号,所述脉搏波传感器被安装在与为了驱血而被加压的加压部位相比离心脏远的部位;以及  
控制终端,其计算与由所述脉搏波测定设备生成的脉搏波信号的每一次搏动的上升的陡度有关的末梢血压指标,基于从释放了驱血的时间点起到经过评价时间为止的所述末梢血压指标的计算值,来评价血管内皮功能,并输出评价结果。
18. 一种血管内皮功能评价方法,包括以下步骤:  
对身体的一部分进行加压来驱血,之后释放,在与加压了的部位相比离心脏远的部位获取从释放了驱血的时间点起到经过一定时间为止的细动脉或毛细血管的脉搏波信号;  
求出与获取到的脉搏波信号的每一次搏动的上升的陡度有关的末梢血压指标的时间变化;以及  
根据所述末梢血压指标的时间变化来评价血管内皮功能。

## 血管内皮功能评价系统、血管内皮功能评价装置以及血管内皮功能评价方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种血管内皮功能评价系统、血管内皮功能评价装置以及血管内皮功能评价方法。

### 背景技术

[0002] 血管内皮细胞用于进行血管壁的收缩和舒张、炎症细胞向血管壁的黏附、血管通透性、凝血纤溶系统的调节等。血管内皮细胞的这些功能(血管内皮功能)由于高血压、糖尿病、血脂异常(dyslipidemia)、肥胖等各种生活方式疾病而下降。作为血管内皮功能的评价方法,已知血流依赖性血管扩张反应检查(FMD)、EndoPAT检查等。

[0003] 另外,使用袖带式血压计评价血管内皮功能的装置是公知的(专利文献1)。在该评价装置中,基于在加压刺激前、加压刺激中以及加压刺激后的任意两个区间内由与袖带式血压计的袖带连接的压力传感器检测出的脉搏波来评价血管内皮功能。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2013-126487号公报

### 发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 现有的血管内皮功能评价装置(专利文献1)在血管内皮功能的评价中利用了由与袖带连接的压力传感器获取到的脉搏波。从由该压力传感器获取到的脉搏波,主要得到粗血管的信息,无法得到与细动脉、毛细血管等细血管有关的信息。

[0009] 本发明的目的在于提供一种能够进行包括细动脉、毛细血管在内的血管内皮功能的评价的血管内皮功能评价系统、血管内皮功能评价装置以及血管内皮功能评价方法。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 根据本发明的一个观点,提供一种血管内皮功能评价系统,其具备:

[0012] 脉搏波测定部,其根据脉搏波传感器的测定结果来生成脉搏波信号,所述脉搏波传感器被安装在与为了驱血而被加压的加压部位相比离心脏远的部位;

[0013] 输出部;

[0014] 末梢血压指标计算部,其计算与由所述脉搏波测定部生成的脉搏波信号的每一次搏动的上升的陡度有关的末梢血压指标;以及

[0015] 血管内皮功能评价部,其基于从释放了驱血的时间点起到经过评价时间为止的所述末梢血压指标的计算值,来评价血管内皮功能。

[0016] 根据本发明的另一个观点,提供一种血管内皮功能评价装置,其具备:

[0017] 脉搏波测定设备,其根据脉搏波传感器的测定结果来生成脉搏波信号,所述脉搏波传感器被安装在与为了驱血而被加压的加压部位相比离心脏远的部位;以及

[0018] 控制终端,其计算与由所述脉搏波测定设备生成的脉搏波信号的每一次搏动的上升的陡度有关的末梢血压指标,基于从释放了驱血的时间点起到经过评价时间为止的所述末梢血压指标的计算值,来评价血管内皮功能,并输出评价结果。

[0019] 根据本发明的又一个观点,提供一种血管内皮功能评价方法,其包括以下步骤:

[0020] 对身体的一部分进行加压来驱血,之后释放,在与加压后的部位相比离心脏远的部位获取从释放了驱血的时间点起到经过一定时间为止的细动脉或毛细血管的脉搏波信号;

[0021] 求出与获取到的脉搏波信号的每一次搏动的上升的陡度有关的末梢血压指标的时间变化;以及

[0022] 根据所述末梢血压指标的时间变化来评价血管内皮功能。

[0023] 发明的效果

[0024] 末梢血压指标包含细动脉、毛细血管的末梢血管的血流的信息。基于从释放了驱血的时间点起到经过评价时间为止的末梢血压指标的计算值来评价血管内皮功能,因此能够评价包含末梢血管的信息的血管内皮功能。

## 附图说明

[0025] 图1是第一实施例的血管内皮功能评价系统的框图。

[0026] 图2A是脉搏波测定设备的立体图,图2B是将脉搏波测定设备佩戴于手指的状态下的光电脉搏波传感器以及生物体组织的示意图。

[0027] 图3是示出第一实施例的血管内皮功能评价方法的过程的流程图。

[0028] 图4是示出脉搏波、速度脉搏波、加速度脉搏波的一例的图表。

[0029] 图5是示出脉搏波和加速度脉搏波的一例的图表。

[0030] 图6A和图6B是示出根据在使从心脏到被测定部位(手指)的高度发生了变化时、以及使被测定部位与胸的高度一致并对作为被测定部位的手指所在的一侧的肘的附近进行了冷却时测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标“ $1/VE_{0.5}$ ”的值与在手腕处测定出的收缩期的血压之间的关系的图表。

[0031] 图7A和图7B是示出根据在使从心脏到被测定部位(手指)的高度发生了变化时、以及使被测定部位与胸的高度一致并对作为被测定部位的手指所在的一侧的肘的附近进行了冷却时测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标“ $a/S$ ”的值与在手腕处测定出的收缩期的血压之间的关系的图表。

[0032] 图8A和图8B是示出根据在使从心脏到被测定部位(手指)的高度发生了变化时、以及使被测定部位与胸的高度一致并对作为被测定部位的手指所在的一侧的肘的附近进行了冷却时测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标“ $(a-b)/(a-d)$ ”的值与在手腕处测定出的收缩期的血压之间的关系的图表。

[0033] 图9是示出从血压处于正常范围内的受试者A获取到的脉搏波的图表。

[0034] 图10A至图10F的图是示出根据图9所示的脉搏波求出的末梢血压指标的时间变化的图表。

[0035] 图11是示出从血压处于正常范围内的其他受试者B获取到的脉搏波的图表。

[0036] 图12A至图12F的图是示出根据图11所示的脉搏波求出的末梢血压指标的时间变

化的图表。

[0037] 图13是示出从血压超出正常范围的受试者C获取到的脉搏波的图表。

[0038] 图14A、图14B以及图14C是示出根据图13所示的脉搏波求出的末梢血压指标的时间变化的图表。

[0039] 图15是示出针对测定出图9所示的脉搏波的受试者A以延长驱血时间的方式测定出的脉搏波的图表。

[0040] 图16A至图16F的图是示出根据图15所示的脉搏波求出的末梢血压指标的时间变化的图表。

[0041] 图17是示出第二实施例的血管内皮功能评价方法的过程的流程图。

[0042] 图18是示出第二实施例的变形例的血管内皮功能评价方法的过程的流程图。

[0043] 图19A和图19B是示出根据图15所示的受试者A的脉搏波求出的振幅S(图5)以及末梢血压指标“a/S”的时间变化的图表。

[0044] 图20是第四实施例的血管内皮功能评价系统的框图。

[0045] 图21是在使用第四实施例的血管内皮功能评价系统来评价血管内皮功能时佩戴了测定设备的用户的概要图。

## 具体实施方式

[0046] [第一实施例]

[0047] 参照图1至图14C的附图对第一实施例的血管内皮功能评价系统和血管内皮功能评价方法进行说明。

[0048] 图1是第一实施例的血管内皮功能评价系统的框图。第一实施例的血管内皮功能评价系统包括脉搏波测定设备20、控制终端30、服务器40以及袖带式血压计50。脉搏波测定设备20包括通信部24,控制终端30包括通信部33,服务器40包括通信部44,袖带式血压计50包括通信部55,脉搏波测定设备20、控制终端30、服务器40以及袖带式血压计50经由这些通信部相互进行数据通信。例如,在脉搏波测定设备20与控制终端30之间的通信、以及袖带式血压计50与控制终端30之间的通信中,使用依据Bluetooth(注册商标)等近距离无线通信标准的无线通信。在控制终端30与服务器40之间的通信中使用无线LAN等。

[0049] 脉搏波测定设备20包括光电脉搏波传感器21、发光控制部22、脉搏波测定部23以及通信部24。光电脉搏波传感器21包括发光元件和受光元件。受光元件接收从发光元件输出并经由了生物体组织的光,并且测定所接收到的光的强度。发光控制部22控制发光元件的发光。脉搏波测定部23基于来自光电脉搏波传感器21的光的强度的测定值来生成脉搏波信号。

[0050] 控制终端30包括控制部31、输出部32以及通信部33。作为控制终端30,例如能够使用智能手机等。通过在智能手机中安装应用程序,能够将智能手机用作控制终端30。

[0051] 控制部31从脉搏波测定设备20接收脉搏波信号,并将接收到的脉搏波信号传送到服务器40。控制部31还从服务器40接收血管内皮功能的评价结果,并将评价结果输出到输出部32。输出部32例如包括显示图像的显示装置。血管内皮功能的评价结果以图像或文字的形式显示于显示装置。

[0052] 服务器40包括脉搏波特征量计算部41、末梢血压指标计算部42、血管内皮功能评

价部43以及通信部44。脉搏波特征量计算部41计算从控制终端30接收到的脉搏波信号的波形(以下,有时简称为“脉搏波”)的各种特征量。末梢血压指标计算部42基于脉搏波的特征量来计算与每一次搏动的脉搏波的上升的陡度有关的末梢血压指标。末梢血压指标能够用作表示末梢血压的大小的指标。关于末梢血压指标,之后参照图4至图8B的附图来详细地说明。

[0053] 血管内皮功能评价部43基于末梢血压指标的时间变化来评价血管内皮功能,并将评价结果发送到控制终端30。血管内皮功能评价部43还存储评价结果。

[0054] 袖带式血压计50包括加压部51、脉搏检测部52、控制部53、血压计算部54以及通信部55。作为袖带式血压计50,例如能够使用袖带式自动电子血压计。控制部53接收来自控制终端30的指令,来进行加压部51的加压控制。加压部51包括袖带。能够通过将袖带卷绕于用户的上臂并进行加压控制,来进行驱血的开始及释放。脉搏检测部52检测被卷绕了袖带的部位的脉搏。血压计算部54基于对袖带施加的压力和脉搏检测部52的检测结果来计算血压。

[0055] 图2A是脉搏波测定设备20的立体图。在第一实施例中,作为脉搏波测定设备20,使用佩戴于用户的手指的环型设备。光电脉搏波传感器21包括两个发光元件21A、21B以及一个受光元件21C。两个发光元件21A、21B以及一个受光元件21C配置在环状的佩戴构件27的内侧的面。此外,也可以设为仅包括发光元件21A、21B中的一方的结构。

[0056] 在将佩戴构件27佩戴于手指的状态下,发光元件21A、21B朝向手指输出光。受光元件21C被安装于被手指内部的生物体组织反射后的光或透过了生物体组织的光入射的位置。

[0057] 在佩戴构件27还嵌入有发光控制部22、脉搏波测定部23以及通信部24。发光控制部22、脉搏波测定部23以及通信部24也可以由一个集成电路构成。

[0058] 图2B是将脉搏波测定设备20佩戴于手指的状态下的光电脉搏波传感器21和生物体组织的示意图。发光元件21A、21B以及受光元件21C与用户的身体表面70接触。发光元件21A、21B朝向身体表面70照射测定用的光。所照射的光被身体表面70内的表皮区域71、细动脉72以及毛细血管73吸收、反射或散射(以下,有时简称为“反射”)。经由了表皮区域71、细动脉72以及毛细血管73等生物体组织的光的一部分入射到受光元件21C。

[0059] 细动脉72例如是直径为20 $\mu\text{m}$ 以上且200 $\mu\text{m}$ 以下的细血管,存在于动脉与毛细血管73之间。从细动脉72分支出多个毛细血管73。毛细血管73例如是直径为10 $\mu\text{m}$ 左右的细血管,将动脉与静脉连接。在比细动脉72所分布的区域浅的区域分布有多个毛细血管73。在动脉的血液内含有血红蛋白,血红蛋白具有吸收测定用的光的性质。血流量伴随心脏的搏动而变化,与血流量的变化相应地,光的吸收量也变化。因此,伴随心脏的搏动,由受光元件21C接收到的光的强度发生变化。

[0060] 作为发光元件21A,例如使用输出从蓝色到黄绿色的波长范围(450nm以上且570nm以下的波长范围)的光的发光元件,优选使用输出500nm以上且550nm以下的波长范围的光的发光元件。发光元件21B输出从红色到近红外光的波长范围的光,优选输出750nm以上且950nm以下的波长范围的光。发光元件21A、21B例如使用发光二极管(LED)、垂直腔面发射激光器(VCSEL)等。受光元件21C例如使用光电二极管(PD)、光电晶体管等。

[0061] 生物体组织对从蓝色到黄绿色的波长范围的光的吸收多。因此,在使用从蓝色到

黄绿色的波长范围的光获取到的脉搏波中反映距皮肤表面浅的区域、特别是比细动脉72所分布的区域浅且主要分布有毛细血管73的区域的区域的信息。图2B所示的从发光元件21A朝向受光元件21C的箭头并非示出了光传播的路径,而是示出了从发光元件21A输出的光通过表皮区域71以及主要分布有毛细血管73的区域而入射到受光元件21C的情况。为了在所获取到的脉搏波中大量地反映比细动脉72所分布的区域浅且主要分布有毛细血管73的区域的区域的信息,优选缩短发光元件21A与受光元件21C的间隔L1。例如,优选将间隔L1设为1mm以上且3mm以下。

[0062] 比波长450nm短的波长侧的光会对生物体组织造成损伤。为了不对生物体组织造成损伤,在脉搏波的测定中所使用的光的波长优选为450nm以上。

[0063] 生物体组织对从红色到近红外光的波长范围的光的吸收比生物体组织对从蓝色到黄绿色的波长范围的光的吸收少。因此,在使用从红色到近红外光的波长范围的光获取到的脉搏波中反映距皮肤表面更深的区域的信息。

[0064] 例如,反映毛细血管73和细动脉72所分布的区域的信息。图2B所示的从发光元件21B朝向受光元件21C的箭头并非示出了光传播的路径,而是示出了从发光元件21B输出的光不仅通过毛细血管73所分布的区域还通过细动脉72所分布的区域而入射到受光元件21C的情况。为了在所获取到的脉搏波中大量地反映细动脉72和毛细血管73所分布的区域的信息,优选将发光元件21B与受光元件21C的间隔L2设为5mm以上且20mm以下。

[0065] 在比波长950nm长的波长范围内,血红蛋白的吸光度降低。因而,在脉搏波信号的获取中优选使用950nm以下的波长范围的光。

[0066] 在图2B所示的例子中,对两个发光元件21A、21B配置了一个受光元件21C,但也可以对一个发光元件21A配置一个受光元件,对另一个发光元件21B配置另一个受光元件。

[0067] 图3是示出第一实施例的血管内皮功能评价方法的过程的流程图。在评价前,用户将袖带式血压计50的袖带卷绕于一侧的上臂或手腕。并且,将脉搏波测定设备20(图2A)佩戴于与卷绕有袖带的手臂相同一侧的食指的指根。此外,佩戴脉搏波测定设备20的手指也可以是食指以外的手指,也可以佩戴于指尖。

[0068] 首先,控制终端30(图1)控制脉搏波测定设备20(图1),由此开始进行脉搏波的测定(步骤SA1)。测定出的脉搏波被发送到服务器40(图1)。之后,控制终端30控制袖带式血压计50(图1),由此开始驱血,在经过一定时间后释放驱血(步骤SA2)。

[0069] 服务器40的脉搏波特征量计算部41按每一次搏动来计算从驱血的释放时间点起到经过规定的评价时间为止的脉搏波的波形的脉搏波特征量(步骤SA3)。评价时间的长度被预先设定。之后,服务器40的末梢血压指标计算部42基于从驱血的释放时间点起到经过评价时间为止的脉搏波特征量的计算值,按脉搏波的每一次搏动计算末梢血压指标(步骤SA4)。由此,求出评价时间内的末梢血压指标的时间变化。

[0070] 接着,服务器40的血管内皮功能评价部43基于末梢血压指标的多个计算值来评价血管内皮功能(步骤SA5)。血管内皮功能评价部43将评价结果发送至控制终端30。控制终端30的控制部31将从服务器40接收到的评价结果输出到输出部32(步骤SA6)。例如,以等级1至等级5这五个等级来评价血管内皮功能。

[0071] 接着,参照图4和图5对脉搏波的各种特征量进行说明。

[0072] 图4是示出脉搏波、速度脉搏波、加速度脉搏波的一例的图表。

[0073] 服务器40的脉搏波特征量计算部41(图1)对脉搏波进行一阶微分和二阶微分。将对脉搏波进行一阶微分和二阶微分而得到的波形分别称为速度脉搏波和加速度脉搏波。例如,将以与采样速率对应的时间间隔离散地分布的脉搏波的强度以相当于采样速率的时间间隔进行数值微分,由此求出速度脉搏波。还通过对速度脉搏波的大小进行数值微分,来求出加速度脉搏波。

[0074] 图4的横轴用单位[s]来表示时间,左纵轴表示以最大值为1的方式进行标准化所得到的速度脉搏波和加速度脉搏波的大小,右纵轴用任意单位来表示脉搏波的大小。图4所示的图表的实线、长虚线以及短虚线分别表示脉搏波、速度脉搏波以及加速度脉搏波。一般来说,在一次搏动内的加速度脉搏波中出现五个峰。将一次搏动内的第一个峰、第二个峰、第三个峰、第四个峰以及第五个峰分别称为a波、b波、c波、d波、e波。

[0075] 将速度脉搏波的最初的向上的峰的半峰全宽标记为“VE0.5”。将a波的峰值与b波的峰值之差标记为“a-b”,将a波的峰值与d波的峰值之差标记为“a-d”。在脉搏波的最大峰的稍后侧出现被称为切痕IC的凹部。

[0076] 图5是示出脉搏波和加速度脉搏波的一例的图表。横轴表示时间,左纵轴用任意单位来表示脉搏波的大小,右纵轴用任意单位来表示加速度脉搏波的大小。横轴的五个刻度相当于0.2s。将加速度脉搏波的a波的峰值标记为“a”,将脉搏波的振幅标记为“S”。脉搏波的振幅S相当于以使连续两次搏动的脉搏波的最小值成为相同大小的方式进行了波形的校正后的最小值与最大值之差。

[0077] 接着,对末梢血压指标进行说明。

[0078] 在本说明书中,将“末梢血压”定义为末梢的细动脉和毛细血管内的血压。末梢血压也有时以用袖带式血压计测定出的手腕的血压、脚踝的血压这样的含义来使用,但手腕或脚踝的血压是粗动脉(桡骨动脉等)处的测定值,与本说明书中定义的末梢血压不同。随着从粗动脉进入细动脉、毛细血管,血管内的血压降低。血压降低的程度根据测定部位、每个人的血管状态(有无动脉硬化等)、精神状态(自主神经的状态等)、环境(气温、有无噪音等)、穿着的衣服等而不同。

[0079] 采用脉搏波的特征量中的用于求出末梢血压的有效的指标,来作为末梢血压指标。认为末梢血压指标具有以下特征。

[0080] 第一,在血管健康的情况下,在血管阻力不变化的条件下,末梢血压指标与上臂、手腕的血压具有正相关的关系。第二,如果对测定部位的附近进行冷却而使血管收缩,则末梢血压指标降低。如果血管收缩,则末梢的血管阻力增加,因此上臂、手腕的血压有时上升。

[0081] 作为反映末梢血压指标的上述两个特征的脉搏波特征量,能够举出以下的三个特征量。

[0082] • 半峰全宽“VE0.5”的倒数(以下,标记为“ $1/(VE0.5)$ ”。)

[0083] • 加速度脉搏波的a波的峰值a相对于脉搏波的振幅S的比(以下,标记为“ $a/S$ ”。)

[0084] • 加速度脉搏波的a波的峰值与b波的峰值之差“a-b”同a波的峰值与d波的峰值之差“a-d”的比(以下,标记为“ $(a-b)/(a-d)$ ”。)

[0085] 在本说明书中,将脉搏波的波形的这些特征量称为“末梢血压指标”。这些末梢血压指标与脉搏波的上升的陡度有关。

[0086] 图6A和图6B是示出根据在使从心脏到被测定部位(手指)的高度发生了变化时、以

及使被测定部位与胸的高度一致并对作为被测定部位的手指所在的一侧的肘的附近进行了冷却时测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”的值与在手腕处测定出的收缩期的血压之间的关系的图表。图6A和图6B分别示出在脉搏波的测定中使用了从发光元件21A(图2A)输出的绿色光的情况和在脉搏波的测定中使用了从发光元件21B(图2A)输出的近红外光的情况下的测定结果。在使用绿色光测定出的脉搏波中主要反映毛细血管73(图2B)的血流的变动,在使用近红外光测定出的脉搏波中反映毛细血管73和细动脉72(图2B)的血流的变动。

[0087] 图6A和图6B的图表的横轴用单位[mmHg]来表示手腕处的收缩期的血压,纵轴用单位[ $s^{-1}$ ]来表示末梢血压指标“ $1/(VE0.5)$ ”。在各图表中,分别用三角符号、四角符号以及圆符号示出了对三个受试者A、B、C进行测定而得到的结果。按每个受试者示出的中空三个符号分别示出了根据将被测定部位(手指)的高度设定为肚脐、胸以及前额的高度而获取到的脉搏波所求出的末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”的值。末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”的值按被测定部位的高度为肚脐、胸、前额的顺序变小。按每个受试者表示的用黑色填充的符号示出了根据在将被测定部位的高度设定为胸的高度并对肘的附近进行了冷却的状态下获取到的脉搏波所求出的末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”的值。

[0088] 虽然根据受试者不同而存在程度上的差异,但可知在使被测定部位的高度发生了变化时,末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”与手腕处的收缩期血压具有大致正相关的关系。并且,虽然存在一部分例外,但可知当对测定部位的附近进行冷却而使血管收缩时末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”降低。该变化的样子与所设想的末梢血压指标的特征一致。因而,末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”被认为是用于估计末梢血压的有效指标。

[0089] 此外,根据图6A和图6B所示的结果可知,在末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”的测定中,与使用近红外光相比,更优选使用绿色光。另外,作为取代末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”的指标,也可以使用表示速度脉搏波的最大峰的宽度的参数的倒数。除此以外,也可以使用表示速度脉搏波的最大峰的宽度的参数的、指数为负的乘幂。更为一般地说,也可以将如下的函数用作末梢血压指标,该函数将表示速度脉搏波的最大峰的宽度的参数作为变量,如果峰的宽度变大,则函数的值变小。

[0090] 图7A和图7B是示出根据在使从心脏到被测定部位(手指)的高度发生了变化时、以及使被测定部位与胸的高度一致并对作为被测定部位的手指所在的一侧的肘的附近进行了冷却时测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标“ $a/S$ ”的值与在手腕处测定出的收缩期的血压之间的关系的图表。图7A和图7B分别示出在脉搏波的测定中使用了绿色光的情况和在脉搏波的测定中使用了近红外光的情况下的测定结果。

[0091] 图7A和图7B的图表的横轴用单位[mmHg]来表示手腕处的收缩期的血压,纵轴用任意单位来表示末梢血压指标“ $a/S$ ”。图7A及图7B的各符号的含义与图6A及图6B所示的图表的各符号的含义相同。

[0092] 图7A及图7B所示的测定结果示出与图6A及图6B所示的测定结果大致同样的趋势。因而,末梢血压指标“ $a/S$ ”被认为是用于估计末梢血压的有效指标。此外,根据图7A和图7B所示的结果可知,在末梢血压指标“ $a/S$ ”的测定中,与使用近红外光相比,更优选使用绿色光。

[0093] 也可以取代末梢血压指标“ $a/S$ ”,而将加速度脉搏波的a波的峰值a的指数为正的

乘幂与脉搏波的振幅S的指数为负的乘幂之积设为末梢血压指标。或者,也可以基于与加速度脉搏波的a波的峰值及脉搏波信号的振幅有关的信息来计算末梢血压指标。例如,也可以将如下的函数用作末梢血压指标,该函数将峰值a和振幅S作为变量,如果峰值a增加,则函数的值也增加,如果振幅S增加,则函数的值减少。

[0094] 图8A和图8B是示出根据在使从心脏到被测定部位(手指)的高度发生了变化时、以及使被测定部位与胸的高度一致并对作为被测定部位的手指所在的一侧的肘的附近进行了冷却时测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”的值与在手腕处测定出的收缩期的血压之间的关系的图表。图8A和图8B分别示出在脉搏波的测定中使用了绿色光的情况和在脉搏波的测定中使用了近红外光的情况下的测定结果。

[0095] 图8A和图8B的图表的横轴用单位[mmHg]来表示手腕处的收缩期的血压,纵轴表示末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”。图8A及图8B的各符号的含义与图6A及图6B所示的图表的各符号的含义相同。

[0096] 图8A及图8B所示的测定结果示出与图6A及图6B所示的测定结果大致同样的趋势。因而,末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”被认为是用于估计末梢血压的有效指标。

[0097] 也可以取代末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”,而基于同加速度脉搏波的a波的峰值与b波的峰值之差、以及a波的峰值与d波的峰值之差有关的信息来计算末梢血压指标。例如,也可以将如下函数用作末梢血压指标,该函数将a波的峰值与b波的峰值之差(a-b)、a波的峰值与d波的峰值之差(a-d)作为变量,如果差(a-b)的值增加,则函数的值增加,如果差(a-d)的值增加,则函数的值减少。

[0098] 接着,参照图9至图14C的附图对使用末梢血压指标来评价血管内皮功能的方法进行说明。

[0099] 图9是示出从血压处于正常范围内的受试者A获取到的脉搏波的图表。横轴用单位[s]来表示从开始测定脉搏波起的经过时间,纵轴用任意单位来表示光电脉搏波(使来自光电脉搏波传感器21(图1)的输出反转所得到的值)。图9的图表中的实线Gr和Ir分别表示使用了绿色光的情况和使用了近红外光的情况下的测定结果。受试者A的收缩期血压为115mmHg,舒张期血压为76mmHg,脉搏数为65bpm。

[0100] 从开始测定脉搏波起约30秒之后,开始由袖带式血压计50进行加压。从开始加压到开始驱血为止花费十几秒左右。当开始驱血时,无法获取脉搏波。从开始测定脉搏波起约60秒之后,袖带内的压力降低,能够检测脉搏波。将驱血的期间标记为Pa,在图9中对驱血期间标注了淡灰色。在从开始测定起经过了约120秒的时间点结束了测定。

[0101] 图10A至图10F的图表示出末梢血压指标的时间变化,这些图表的横轴用单位[s]来表示经过时间。图10A和图10D的图表的纵轴用单位[ $s^{-1}$ ]来表示末梢血压指标“ $1/VE^{0.5}$ ”,图10B和图10E的图表的纵轴用任意单位来表示末梢血压指标“a/S”,图10C和图10F的图表的纵轴表示末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”。另外,图10A至图10C的图表示出了根据使用绿色光测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标,图10D至图10F的图表示出了根据使用近红外光测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标。

[0102] 图11是示出从血压处于正常范围内的其他受试者B获取到的脉搏波的图表。横轴用单位[s]来表示从开始测定脉搏波起的经过时间,纵轴用任意单位来表示光电脉搏波(使来自光电脉搏波传感器21(图1)的输出反转所得到的值)。图11的图表中的实线Gr和Ir分别

表示使用了绿色光的情况和使用了近红外光的情况下的测定结果。受试者B的收缩期血压为104mmHg,舒张期血压为76mmHg,脉搏数为66bpm。

[0103] 从开始测定脉搏波起到结束测定脉搏波为止的由袖带式血压计50加压的期间与图9所示的情况相同。将驱血的期间标记为Pa,在图11中对驱血期间标注了淡灰色。

[0104] 图12A至图12F的图表示出末梢血压指标的时间变化,这些图表的横轴用单位[s]来表示经过时间。图12A和图12D的图表的纵轴用单位 $[s^{-1}]$ 来表示末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”,图12B和图12E的图表的纵轴用任意单位来表示末梢血压指标“a/S”,图12C和图12F的图表的纵轴表示末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”。另外,图12A至图12C的图表示出了根据使用绿色光测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标,图12D至图12F的图表示出了根据使用近红外光测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标。

[0105] 无论是根据使用绿色光和近红外光对受试者A测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标(图10A至图10F的图表)、根据使用绿色光对受试者B测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标(图12A、图12B、图12C的图表)中的哪一个末梢血压指标,与驱血开始前相比,在驱血刚刚释放后均降低。当从驱血释放起经过约10秒时,末梢血压指标恢复为驱血开始前的值。此外,与受试者B的末梢血压指标的降低相比,受试者A的末梢血压指标的降低更为显著。根据使用近红外光对受试者B测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标(图12D、图12E、图12F的图表)未被观察到驱血刚刚释放后的明显的降低。

[0106] 在驱血刚刚释放后末梢血压指标降低的机理能够如以下那样考虑。在血管内皮功能正常的情况下,如果释放驱血,则血管因血管内皮功能而扩张。流入到粗血管的血液被消耗于使粗血管扩张,因此能够抑制血液向下游的毛细血管的急剧流入。其结果,在从驱血释放时间点起约10秒的期间,末梢血压指标的增大被抑制。

[0107] 图13是示出从血压超出正常范围的受试者C获取到的脉搏波的图表。对于该受试者,认为血管内皮功能下降。图13所示的图表的横轴用单位[s]来表示从开始测定脉搏波起的经过时间,纵轴用任意单位来表示光电脉搏波(使来自光电脉搏波传感器21(图1)的输出反转所得到的值)。图13的图表中的实线Gr和Ir分别表示使用了绿色光的情况和使用了近红外光的情况下的测定结果。受试者C的收缩期血压为164mmHg,舒张期血压为104mmHg,脉搏数为59bpm。

[0108] 从开始测定脉搏波起到结束测定脉搏波为止的由袖带式血压计50加压的期间与图9所示的情况相同。将驱血的期间标记为Pa,在图13中对驱血期间标注了淡灰色。

[0109] 图14A、图14B以及图14C的图表示出末梢血压指标的时间变化。这些图表的横轴用单位[s]来表示经过时间。图14A的图表的纵轴用单位 $[s^{-1}]$ 来表示末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”,图14B的图表的纵轴用任意单位来表示末梢血压指标“a/S”,图14C的图表的纵轴表示末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”。另外,图14A至图14C的图表示出了根据使用绿色光测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标。根据使用近红外光获取到的脉搏波,无法计算明确的脉搏波特征量。

[0110] 无论在哪种情况下,与驱血开始前相比,在驱血刚刚释放后末梢血压指标都上升。当从驱血释放起经过约10秒时,末梢血压指标恢复为驱血开始前的值。在驱血刚刚释放后末梢血压指标上升的机理能够如以下那样考虑。

[0111] 在血管内皮功能下降的情况下,即使释放驱血,血管也不会充分扩张。流入到粗血

管的血液直接向下流的细动脉和毛细血管流入,因此认为末梢血压指标上升。

[0112] 如图9至图14C的附图的图表所示那样可知,对于血管内皮功能正常的人和血管内皮功能下降的人,从驱血释放时间点起到经过一定时间为止的末梢血压指标的时间变化不同。在第一实施例中,利用驱血释放后的末梢血压指标的行为的差异来进行血管内皮功能的评价。

[0113] 接着,对血管内皮功能的评价方法进行说明。基于从驱血释放时间点起到经过一定时间(以下,称为评价时间ET。)为止的脉搏波,来计算末梢血压指标。在图10A中示出评价时间ET的一例。将评价时间划分为前侧的期间 $ET_1$ 和后侧的期间 $ET_2$ ,并计算前侧的期间 $ET_1$ 的末梢血压指标的平均值 $M_1$ 和后侧的期间的末梢血压指标的平均值 $M_2$ 。

[0114] 基于前侧的期间 $ET_1$ 的末梢血压指标的平均值 $M_1$ 和后侧的期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的平均值 $M_2$ 来评价血管内皮功能。例如,将前侧的期间 $ET_1$ 的末梢血压指标的平均值 $M_1$ 除以后侧的期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的平均值 $M_2$ 而得到的值(在本说明书中将 $M_1/M_2$ 称为血管内皮功能评价指标)越大,则认为血管内皮功能越下降。另外,也可以基于血管内皮功能评价指标 $M_1/M_2$ 的大小,来以五个等级评价血管内皮功能。除此以外,也可以基于平均值 $M_1$ 与 $M_2$ 之差来评价血管内皮功能。

[0115] 当将受试者A、B、C的驱血前的末梢血压指标进行比较时,受试者A的末梢血压指标最高,受试者C的末梢血压指标最低。当将血管内皮功能评价指标 $M_1/M_2$ 的大小进行比较时,受试者A的血管内皮功能评价指标 $M_1/M_2$ 最小,受试者C的血管内皮功能评价指标 $M_1/M_2$ 最大。认为血管内皮功能越低的受试者的驱血前的末梢血压指标呈现越低的趋势。

[0116] 作为一例,优选的是,将评价时间ET设为40秒,在从驱血释放时间点起经过了10秒的时间点处划分为前侧的期间 $ET_1$ 和后侧的期间 $ET_2$ 。优选参考从许多受试者得到的数据来决定评价时间ET、以及将前侧的期间 $ET_1$ 与后侧的期间 $ET_2$ 进行区分的时间点。

[0117] 针对血压高于正常范围的人,有时如参照图13所说明的那样无法根据使用近红外光获取到的脉搏波来计算脉搏波特征量。为了针对血压高于正常范围的人也稳定地计算脉搏波特征量,优选使用从蓝色到黄绿色的波长范围内包含的光来获取脉搏波。

[0118] 接着,对第一实施例的优异的效果进行说明。

[0119] 在第一实施例中,对上游的动脉的驱血部位进行加压来驱血,并测定下游侧的细动脉、毛细血管的末梢血压,由此评价血管内皮功能。因此,能够评价从驱血部位到细动脉、毛细血管为止的血管内皮功能。

[0120] 接着,对第一实施例的变形例进行说明。

[0121] 在第一实施例中,作为用于计算末梢血压指标的脉搏波,使用了由光电脉搏波传感器21(图1)测定出的光电脉搏波,但也可以使用由其它传感器测定出的脉搏波。例如也可以使用压力脉搏波。

[0122] 在第一实施例中,将评价时间ET(图10A)划分为前侧的期间 $ET_1$ 和后侧的期间 $ET_2$ ,并基于两个期间内的末梢血压指标的平均值之比来评价血管内皮功能,但也可以使用其它方法来评价血管内皮功能。例如,也可以基于评价时间ET内的末梢血压指标的多个计算值来评价血管内皮功能。例如,也可以基于评价时间ET内的末梢血压指标的多个计算值的时间变化的趋势来评价血管内皮功能。

[0123] 在第一实施例中,作为脉搏波测定设备20(图2A),使用了佩戴于手指的环状的设

备,但也可以使用其它形状的设备。例如,也可以使用佩戴于指尖的夹子型的设备。另外,作为脉搏波测定设备20,除了使用佩戴于手指的设备以外,也可以使用佩戴于手腕的手表型、手环型的设备。

[0124] 在第一实施例中,对上臂部进行加压来驱血,在手指处测定脉搏波,但驱血部位和脉搏波的测定部位不限于此。优选对身体的一部分进行加压来驱血,在与加压部位相比离心脏远的部位测定脉搏波。

[0125] 在第一实施例中,控制终端30(图1)对袖带式血压计50的驱血及释放进行控制,但作为进行驱血及释放的设备,也可以使用不与控制终端30进行通信的独立的设备。例如,也可以使用不与控制终端30进行通信的袖带式血压计,也可以使用无液血压计。在该情况下,优选的是,用户或周围的人进行袖带的加压及释放的操作。脉搏波特征量计算部41(图1)能够根据获取到的脉搏波来检测驱血的开始及释放的时间点。

[0126] 在第一实施例中,如图1所示,脉搏波测定设备20、控制终端30以及服务器40分担了各种功能,但也可以采用其它的功能分担。例如,也可以利用控制终端30来实现脉搏波特征量计算部41的功能。并且,也可以利用控制终端30来实现服务器40的所有功能。反之,也可以利用服务器40来实现控制终端30的所有功能。

[0127] 在第一实施例中,使用根据驱血释放后的脉搏波计算出的末梢血压指标来评价血管内皮功能,但也可以使用根据驱血前的一定时间的脉搏波计算出的末梢血压指标,来代替根据驱血释放后的期间 $ET_2$ 的脉搏波计算出的末梢血压指标。例如,也可以使用驱血前的一定时间的末梢血压指标的平均值,来代替图10A所示的评价时间 $ET$ 的后侧的期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的平均值。即,也可以将期间 $ET_1$ 的末梢血压指标的平均值与驱血前的一定时间的末梢血压指标的平均值进行比较。

[0128] 并且,也可以使用根据驱血释放后的期间 $ET_1$ 和期间 $ET_2$ 的脉搏波计算出的末梢血压指标、以及根据驱血前的一定时间的脉搏波计算出的末梢血压指标这两者,来评价血管内皮功能。例如,也可以基于驱血前的一定时间的末梢血压指标和期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的平均值、以及期间 $ET_1$ 的末梢血压指标的平均值,来评价血管内皮功能。作为驱血前的一定时间的末梢血压指标和期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的平均值,既可以采用简单平均值,也可以使用根据相对于期间 $ET_1$ 的时间偏差量进行加权平均所得到的值。

[0129] 也可以取代驱血前的一定时间的末梢血压指标和期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的平均值,而对驱血前的一定时间的末梢血压指标的波形和期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的波形进行直线近似或曲线近似,并基于近似直线或近似曲线来求出驱血前的一定时间的末梢血压指标和期间 $ET_2$ 的末梢血压指标的代表值。优选基于该代表值和驱血释放后的期间 $ET_1$ 的末梢血压指标的平均值来评价血管内皮功能。作为代表值,例如优选采用近似直线或近似曲线的中点处的值。

[0130] 末梢血压指标由于运动、急剧的气温变化、压力、紧张等而变动。通过参照驱血前的末梢血压指标来评价血管内皮功能,能够减轻由各种因素导致的末梢血压指标的变动的影响,从而能够提高评价精度。例如,在图10A所示的期间 $ET_2$ 内的末梢血压指标的平均值与驱血前的末梢血压指标的平均值大不相同的情况下,优选通知用户再次进行脉搏波的测定。

[0131] 在第一实施例中,控制终端30(图1)控制脉搏波测定设备20(图1)和袖带式血压计

50(图1),但也可以是,脉搏波测定设备20与袖带式血压计50直接进行通信,脉搏波测定设备20对袖带式血压计50的加压及释放的时机进行控制。

[0132] 优选的是,脉搏波测定设备20以与袖带式血压计50的加压及释放的时机同步的方式测定脉搏波。由此,能够在脉搏波的测定中并行地进行血压的测定。由于从开始加压起经过一定时间后开始驱血,因此控制终端30通过从脉搏波测定设备20获取加压及释放的时机信息,由此容易确定驱血及释放的时机。

[0133] [第二实施例]

[0134] 接着,参照图15至图17的附图对第二实施例的血管内皮功能评价系统和血管内皮功能评价方法进行说明。下面,省略针对与参照图1至图14C的附图说明过的第一实施例的血管内皮功能评价系统及血管内皮功能评价方法相同的结构的说明。在第一实施例中,将驱血期间Pa(图9、图11、图13)的长度(驱血时间)设为约30秒。在第二实施例中,进一步延长驱血时间。

[0135] 图15是示出针对测定出图9所示的脉搏波的受试者A以延长驱血时间的方式测定出的脉搏波的图表。横轴用单位[s]来表示从开始测定脉搏波起的经过时间,纵轴用任意单位来表示光电脉搏波(使来自光电脉搏波传感器21(图1)的输出反转所得到的值)。为了调整驱血时间,使用无液血压计的袖带对加压部位进行了加压。图15的图表中的实线Gr和Ir分别表示使用了绿色光的情况和使用了近红外光的情况下的测定结果。

[0136] 从开始测定脉搏波起约30秒之后,开始由无液血压计进行加压。从开始加压到开始驱血为止花费十几秒左右。当开始驱血时,无法获取脉搏波。从开始测定脉搏波起约150秒后,抽出袖带内的空气。将驱血的期间标记为Pa,在图15中对驱血期间标注了淡灰色。在从开始测定起经过了约300秒的时间点结束了测定。

[0137] 图16A至图16F的图表示出末梢血压指标的时间变化,这些图表的横轴用单位[s]来表示经过时间。图16A和图16D的图表的纵轴用单位 $[s^{-1}]$ 来表示末梢血压指标“ $1/VE0.5$ ”,图16B和图16E的图表的纵轴用任意单位来表示末梢血压指标“ $a/S$ ”,图16C和图16F的图表的纵轴表示末梢血压指标“(a-b)/(a-d)”。另外,图16A至图16C的图表示出了根据使用绿色光测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标,图16D至图16F的图表示出了根据使用近红外光测定出的脉搏波所求出的末梢血压指标。

[0138] 当将在驱血时间相对短的条件下测定出的图10A至图10F的图表与在驱血时间相对长的条件下测定出的图16A至图16F的图表进行比较时,得到以下见解。

[0139] 与驱血前相比在驱血释放时末梢血压指标下降的现象是与驱血时间无关地出现的。在驱血时间相对短的条件下进行了测定的情况下,末梢血压指标以大约10秒恢复到原来的值。与此相对地,在驱血时间相对长的条件下进行了测定的情况下,末梢血压指标恢复到原来的值会花费更长的时间。例如,在使用绿色光进行了测定的情况下,末梢血压指标恢复到原来的值会花费约30秒,在使用近红外光进行了测定的情况下,末梢血压指标恢复到原来的值会花费约120秒。另外,如果延长驱血时间,则与驱血时间短的情况相比,使用近红外光进行了测定的情况下的末梢血压指标明显降低。

[0140] 在使用了近红外光的情况下末梢血压指标恢复到原来的值会花费时间的现象的机理能够如以下那样考虑。如果在驱血释放时粗血管扩张,则血液向毛细血管的流入被抑制,因此末梢血压指标降低。如果驱血时间长,则毛细血管和细动脉内的血流量减少,直到

血液充满毛细血管为止会花费时间。之后血液充满细动脉也会花费时间。

[0141] 在使用了绿色光的脉搏波的测定中,在脉搏波中主要反映毛细血管的血流的信息,在使用了近红外光的脉搏波的测定中,在脉搏波中除了反映毛细血管的血流的信息之外,还易于反映细动脉的血流的信息。因此,使用近红外光测定出的末梢血压指标在血液不仅充满了毛细血管还充满了细动脉的时间点恢复为原来的值。因此,使用近红外光测定出的末梢血压指标恢复为原来的值的时间比使用绿色光测定出的末梢血压指标恢复为原来的值的时间长。

[0142] 图17是示出第二实施例的血管内皮功能评价方法的过程的流程图。首先,用户决定驱血时间(步骤SB1)。所决定的驱血时间例如由用户输入到控制终端30(图1)。控制终端30的控制部31根据被输入的驱血时间来设定评价时间(步骤SB2)。之后,控制部31与第一实施例(图3)同样地开始进行脉搏波的测定(步骤SA1)。

[0143] 在第一实施例(图3)中,基于固定的驱血时间来进行驱血及释放(步骤SA2),在第二实施例中,基于在步骤SB2中设定的驱血时间来进行驱血及释放(步骤SB3)。之后的步骤SA3至步骤SA5的过程与第一实施例(图3)的步骤SA3至步骤SA5的过程相同。

[0144] 接着,对第二实施例的优异的效果进行说明。

[0145] 在第二实施例中,通过与第一实施例的情况相比延长驱血时间,驱血释放后的末梢血压指标明确地显现出降低,因此能够提高血管内皮功能的评价精度。另外,通过与驱血时间变长的情况相对应地延长评价时间,能够稳定地检测驱血释放后的末梢血压指标的降低及恢复的变化。

[0146] 接着,参照图18对第二实施例的变形例的血管内皮功能评价方法进行说明。图18是示出第二实施例的变形例的血管内皮功能评价方法的过程的流程图。

[0147] 在第二实施例中,用户决定驱血时间(步骤SB1),但在本变形例中,决定在脉搏波的测定中使用的光的波长(步骤SC1)。之后,根据波长来设定评价时间(步骤SC2)。之后的过程与第二实施例的情况相同。

[0148] 如图16A至图16F的图表所示,在脉搏波的测定中使用了近红外光的情况下,与使用了绿色光的情况相比,直到末梢血压指标恢复为原来的值为止的时间长。因此,在使用近红外光的情况下,优选与使用绿色光的情况相比延长评价时间。在本变形例中,根据在脉搏波的测定中使用的光的波长来决定评价时间,因此能够稳定地检测驱血释放后的末梢血压指标的降低以及恢复的变化。

[0149] [第三实施例]

[0150] 接着,参照图19A和图19B对第三实施例的血管内皮功能评价系统和血管内皮功能评价方法进行说明。下面,省略针对与第一实施例及第二实施例的血管内皮功能评价系统及血管内皮功能评价方法相同的结构的说明。

[0151] 图19A和图19B是示出根据图15所示的受试者A的脉搏波所求出的振幅S(图5)和末梢血压指标“a/S”的时间变化的图表。图19A的图表是根据使用绿色光测定出的脉搏波所求出的图表,图19B的图表是根据使用近红外光测定出的脉搏波所求出的图表。

[0152] 可知在从驱血释放时间点到经过60秒为止的期间的脉搏波的振幅S明显大于驱血前的脉搏波的振幅S。在测定光为绿色光的情况和测定光为近红外光的情况中的任一情况下都显著地出现脉搏波的振幅S变大的趋势。关于脉搏波的振幅S变大,推测是由于因发生

了血管扩张导致血流量增大。

[0153] 在血管内皮功能良好的情况下,在驱血释放后血管充分扩张,脉搏波的振幅S的增大幅度变大。在血管内皮功能下降的情况下,血管的扩张变得不充分,其结果,脉搏波的振幅S的增大幅度变小。这样,能够基于驱血释放后的脉搏波的振幅S的增大幅度来评价血管内皮功能。在第三实施例中,除了基于从驱血释放时间点起的末梢血压指标的计算值之外,还基于脉搏波的振幅S的增大幅度,来进行血管内皮功能的评价。

[0154] 接着,对第三实施例的优异的效果进行说明。

[0155] 在第三实施例中,除了基于从驱血释放时间点起的末梢血压指标的计算值之外还基于脉搏波的振幅S的增大幅度来进行血管内皮功能的评价,由此能够提高评价精度。

[0156] [第四实施例]

[0157] 接着,参照图20和图21对第四实施例的血管内皮功能评价系统和血管内皮功能评价方法进行说明。下面,省略针对与第一实施例的血管内皮功能评价系统和血管内皮功能评价方法相同的结构的说明。

[0158] 图20是第四实施例的血管内皮功能评价系统的框图。第一实施例的血管内皮功能评价系统包括脉搏波测定设备20、控制终端30、服务器40以及袖带式血压计50。与此相对地,第四实施例的血管内皮功能评价系统还包括参照脉搏波测定设备60。

[0159] 参照脉搏波测定设备60包括参照光电脉搏波传感器61、发光控制部62、参照脉搏波测定部63以及通信部64。参照光电脉搏波传感器61、发光控制部62、参照脉搏波测定部63以及通信部64的结构及功能与第一实施例的脉搏波测定设备20的光电脉搏波传感器21、发光控制部22、脉搏波测定部23以及通信部24的结构及功能相同。参照脉搏波测定部63基于来自参照光电脉搏波传感器61的输出来生成参照脉搏波信号。在使用其它方式的脉搏波传感器来代替脉搏波测定设备20的光电脉搏波传感器21的情况下,使用与光电脉搏波传感器21相同的方式测定脉搏波的参照脉搏波传感器来代替参照光电脉搏波传感器61。

[0160] 图21是在使用第四实施例的血管内皮功能评价系统来评价血管内皮功能时佩戴了测定设备的状态的用户概要图。用户将袖带式血压计50的加压部51、例如袖带卷绕于一侧的上臂。在佩戴有加压部51的手臂的手指上佩戴脉搏波测定设备20。在相反侧的手臂的手指上佩戴参照脉搏波测定设备60。这样,参照脉搏波测定设备60被安装在人体的与脉搏波测定设备20的安装部位左右对称的部位。

[0161] 当开始进行脉搏波的测定时,由脉搏波测定设备20获取脉搏波,并且由参照脉搏波测定设备60获取参照脉搏波。将根据由脉搏波测定设备20获取到的脉搏波所求出的末梢血压指标与根据参照脉搏波求出的末梢血压指标进行比较,来评价血管内皮功能。

[0162] 将根据由脉搏波测定设备20获取到的脉搏波所求出的末梢血压指标的期间 $ET_1$ (图10A)内的平均值标记为 $M_1$ ,将该末梢血压指标的期间 $ET_2$ 内的平均值标记为 $M_2$ 。将根据参照脉搏波求出的末梢血压指标的期间 $ET_1$ (图10A)内的平均值标记为 $MR_1$ ,将该末梢血压指标的期间 $ET_2$ 内的平均值标记为 $MR_2$ 。在第一实施例中,基于 $M_1/M_2$ 来评价血管内皮功能,但在第四实施例中,基于 $(M_1/M_2)/(MR_1/MR_2)$ 来评价血管内皮功能。

[0163] 接着,对第四实施例的优异的效果进行说明。

[0164] 关于获取参照脉搏波的手指,由于没有进行驱血,因此平均值 $MR_1$ 与 $MR_2$ 大致相等。然而,由于某些外在因素,有时平均值 $MR_2$ 相对于平均值 $MR_1$ 发生变化。即,存在 $MR_1/MR_2$ 偏离

了1的情况。该外在因素的影响在 $M_1/M_2$ 的值中也同等程度地反映出。在第四实施例中,基于 $(M_1/M_2) / (MR_1/MR_2)$ 来评价血管内皮功能,因此几乎排除了外在因素的影响,从而能够提高血管内皮功能的评价精度。

[0165] 上述各实施例是例示,能够将不同实施例中示出的结构进行局部替换或组合,这是不言而喻的。对于由多个实施例的相同结构得到的相同的作用效果,在每个实施例中未逐次提及。并且,本发明不被上述的实施例限制。例如,对于本领域技术人员来说显而易见的是,能够进行各种变更、改良、组合等。

[0166] 附图标记说明

[0167] 20:脉搏波测定设备;21:光电脉搏波传感器;21A、21B:发光元件;21C:受光元件;22:发光控制部;23:脉搏波测定部;24:通信部;27:佩戴构件;30:控制终端;31:控制部;32:输出部;33:通信部;40:服务器;41:脉搏波特征量计算部;42:末梢血压指标计算部;43:血管内皮功能评价部;44:通信部;50:袖带式血压计;51:加压部;52:脉搏检测部;53:控制部;54:血压计算部;55:通信部;60:参照脉搏波测定设备;61:参照光电脉搏波传感器;62:发光控制部;63:参照脉搏波测定部;64:通信部;70:用户的身体表面;71:表皮区域;72:细动脉;73:毛细血管。

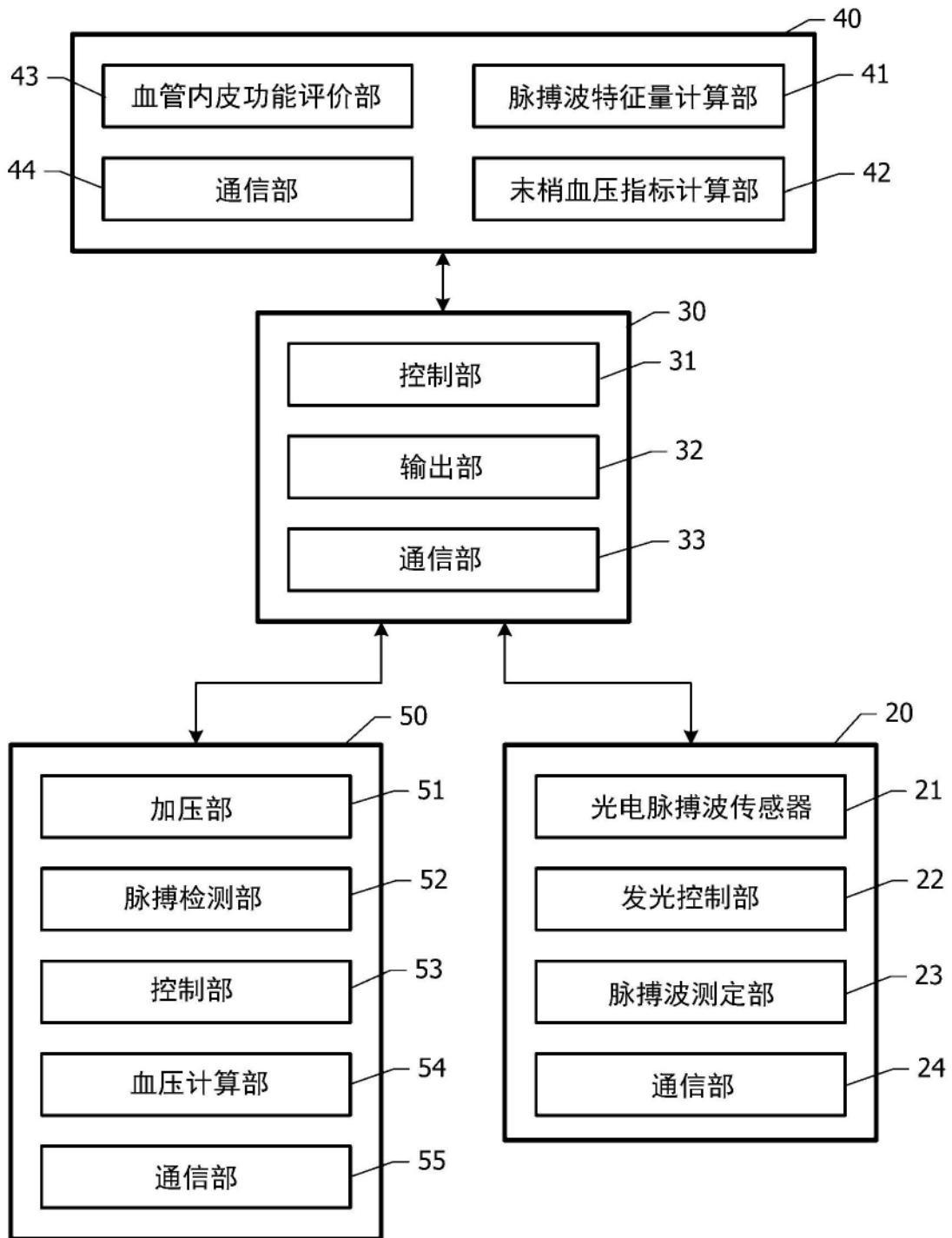


图1

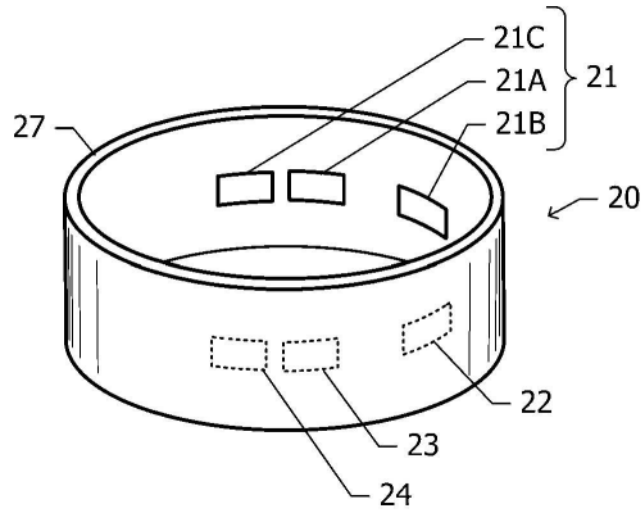


图2A

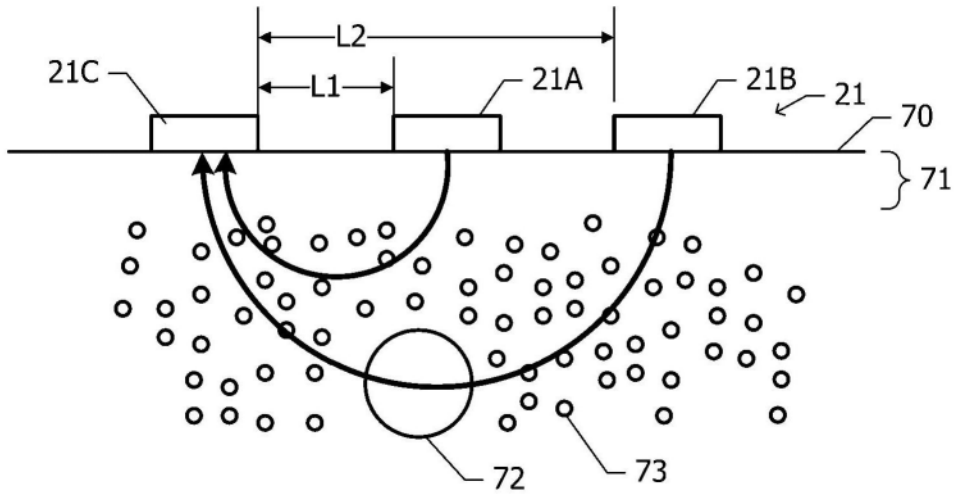


图2B

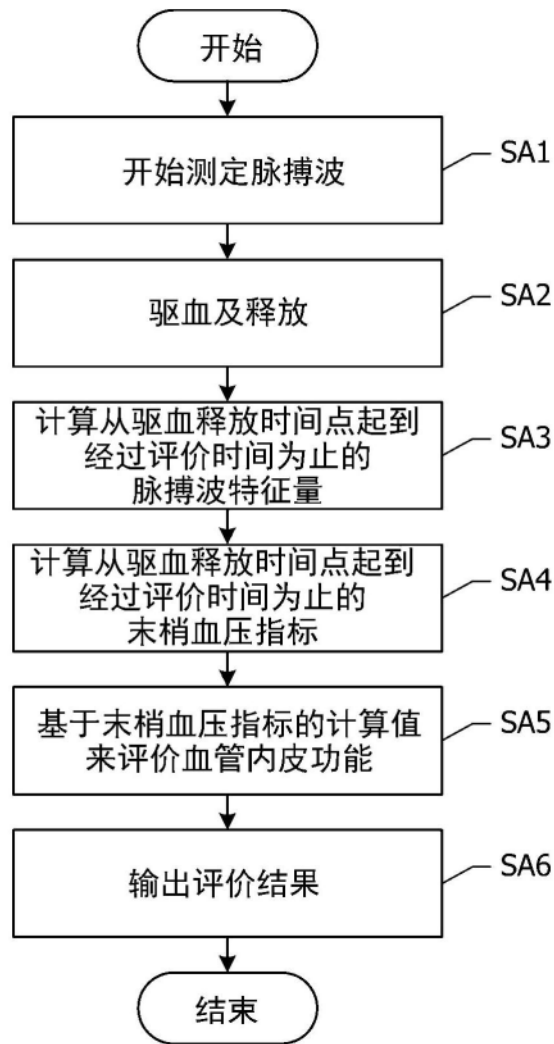


图3

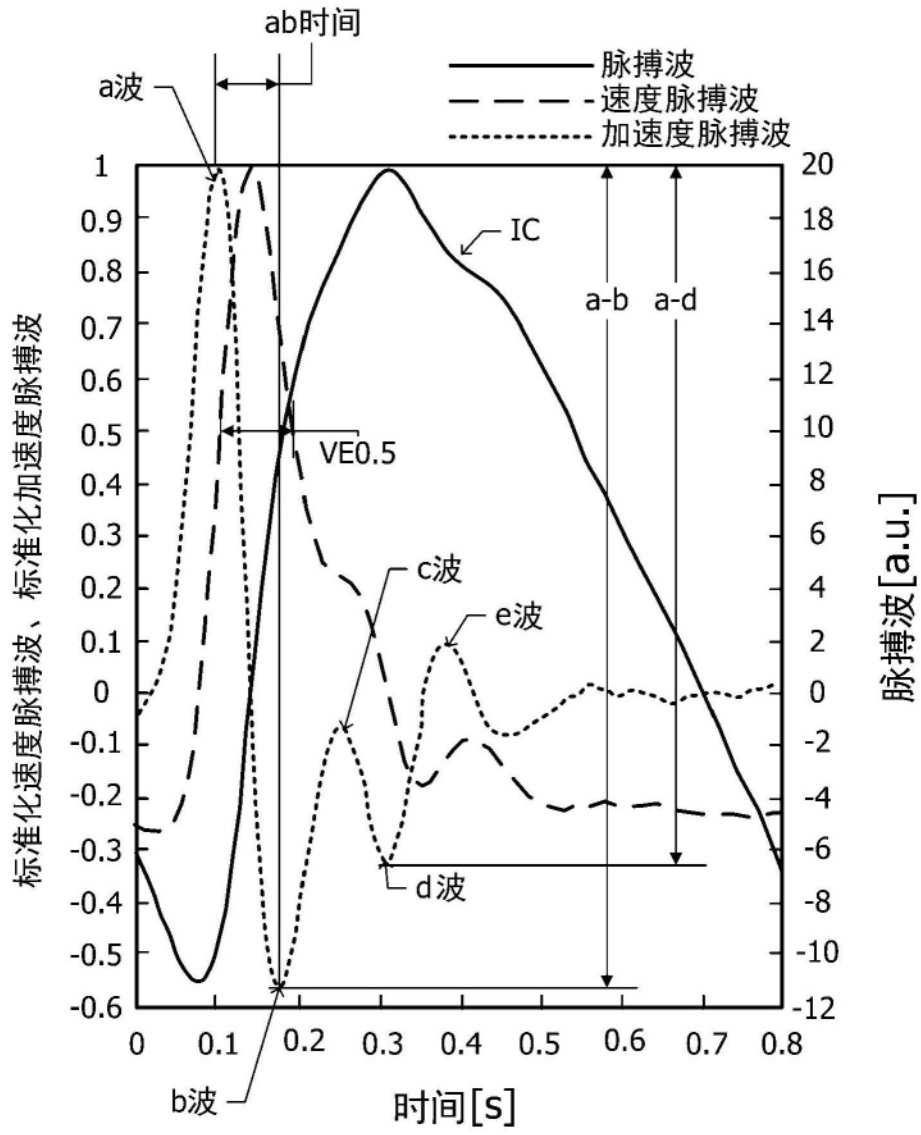


图4

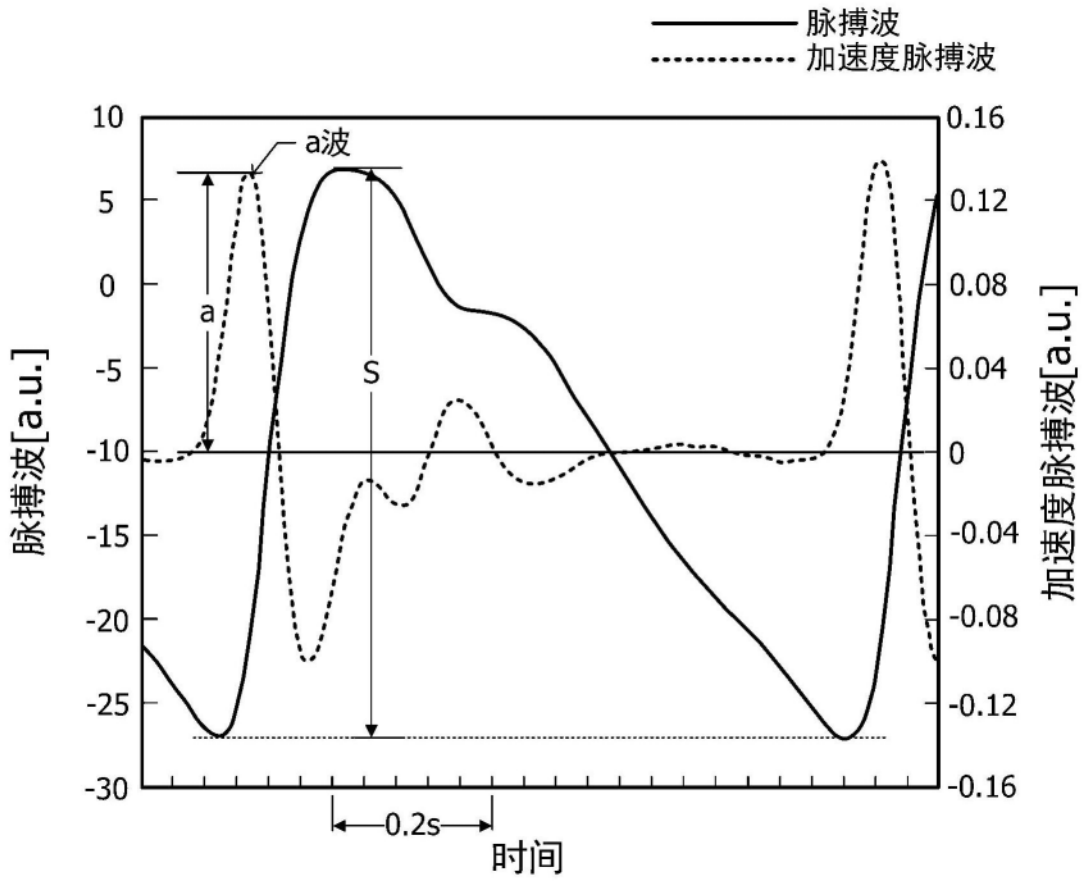


图5

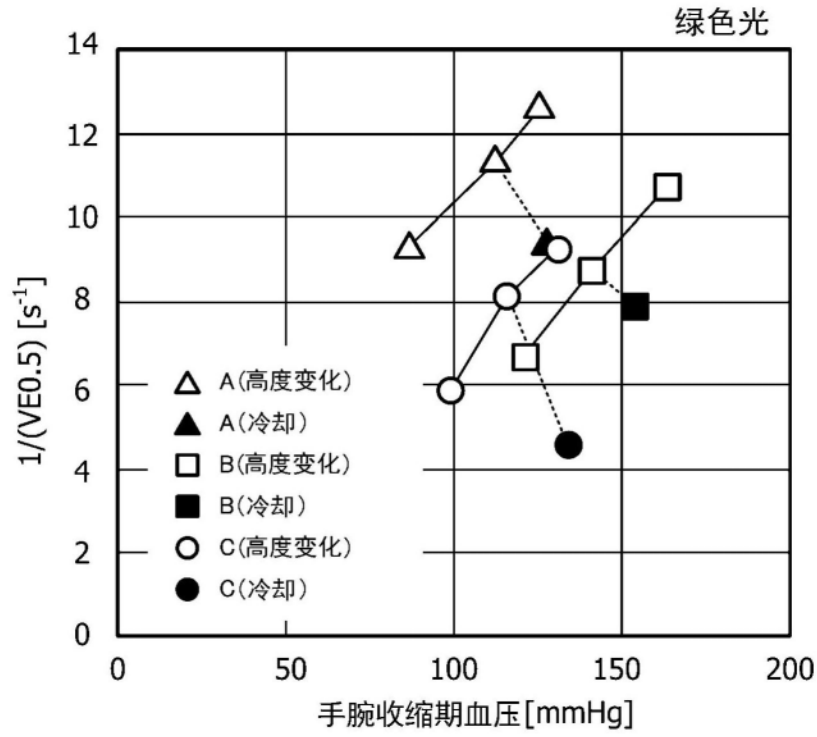


图6A

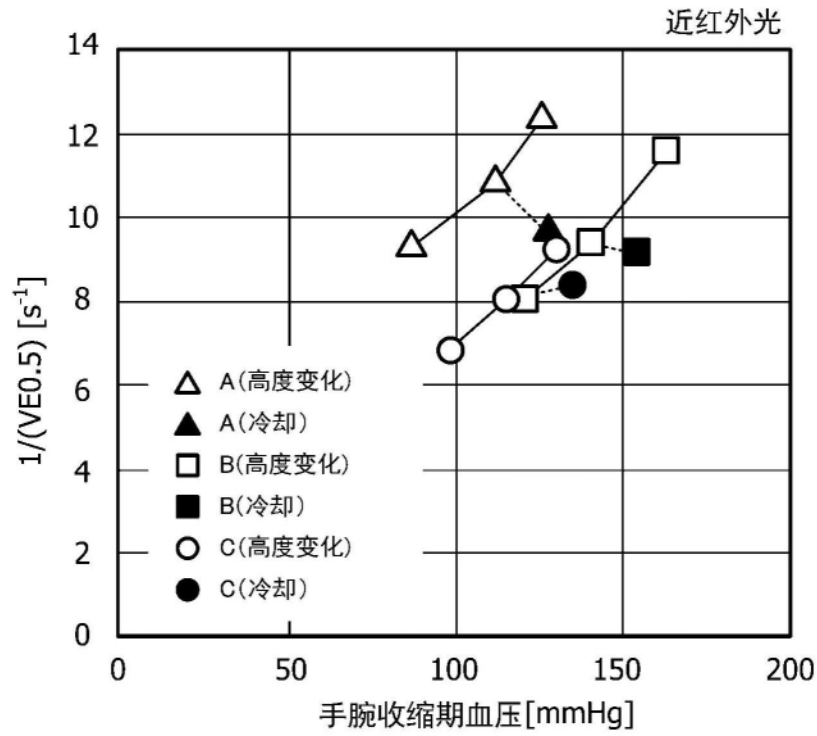


图6B

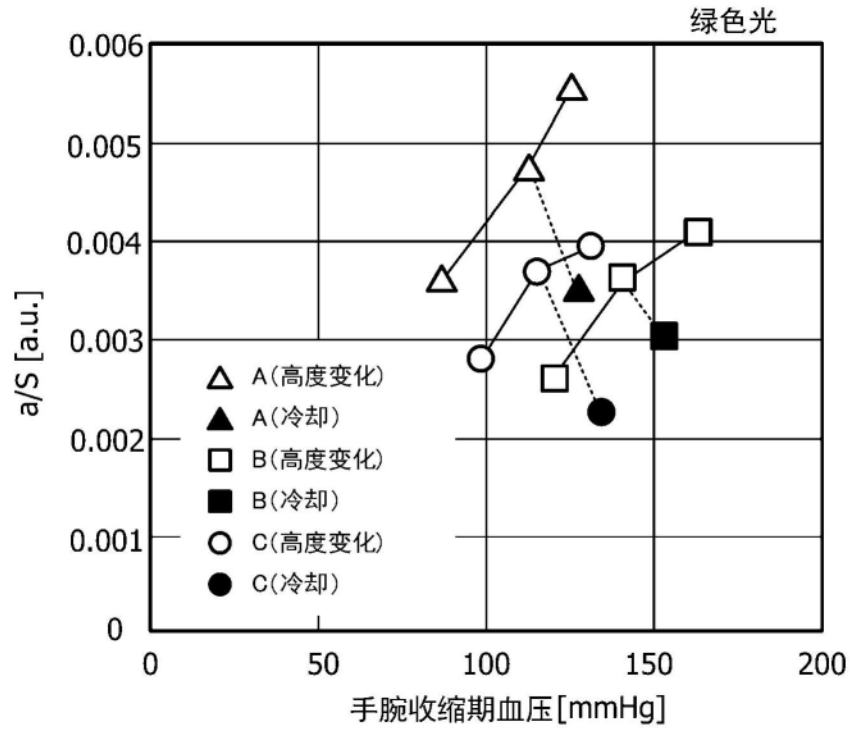


图7A

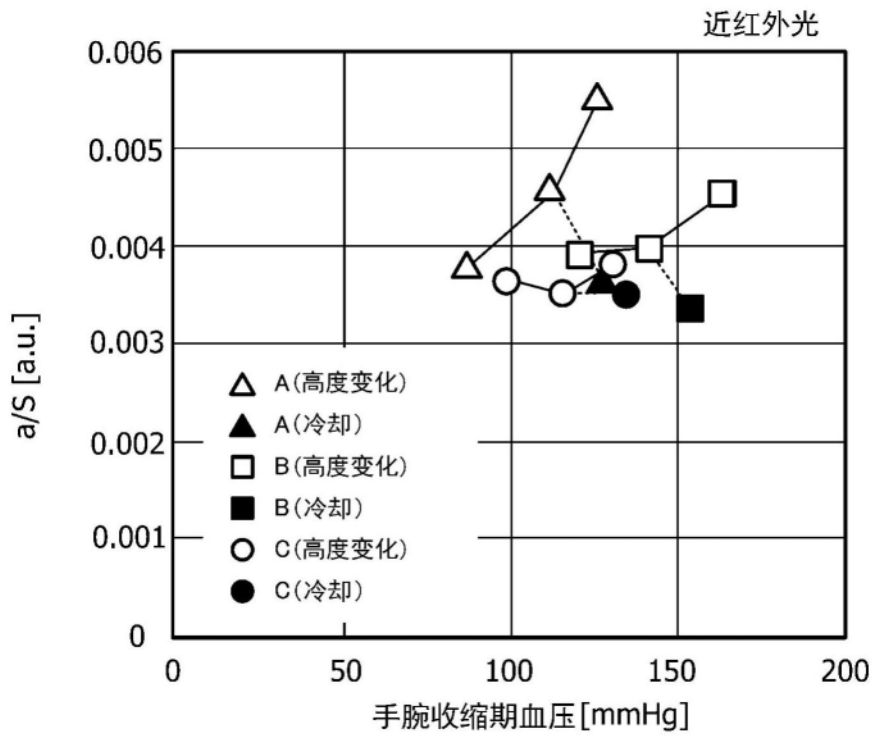


图7B

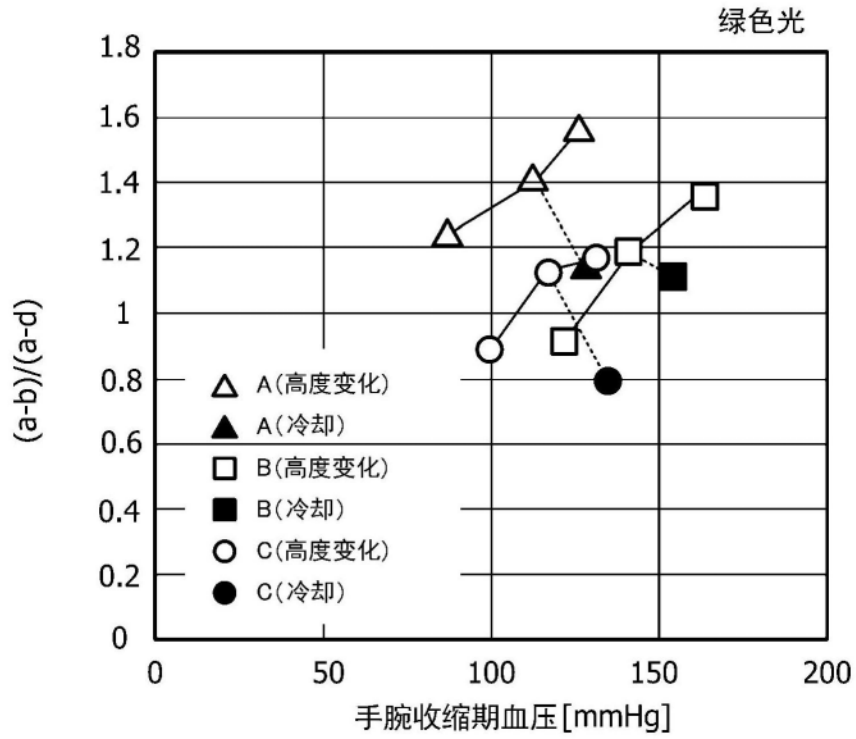


图8A

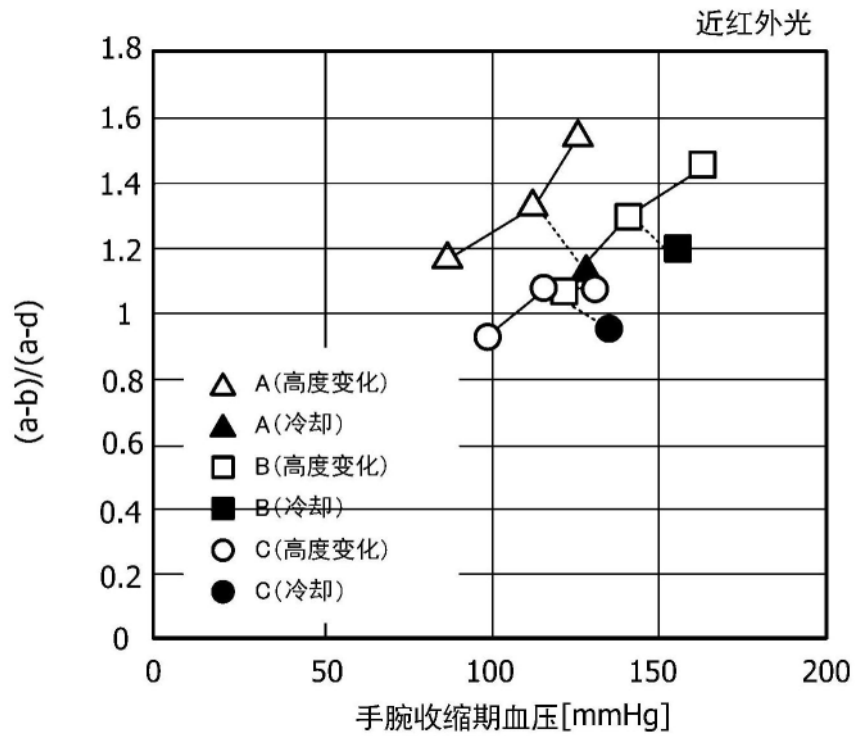


图8B

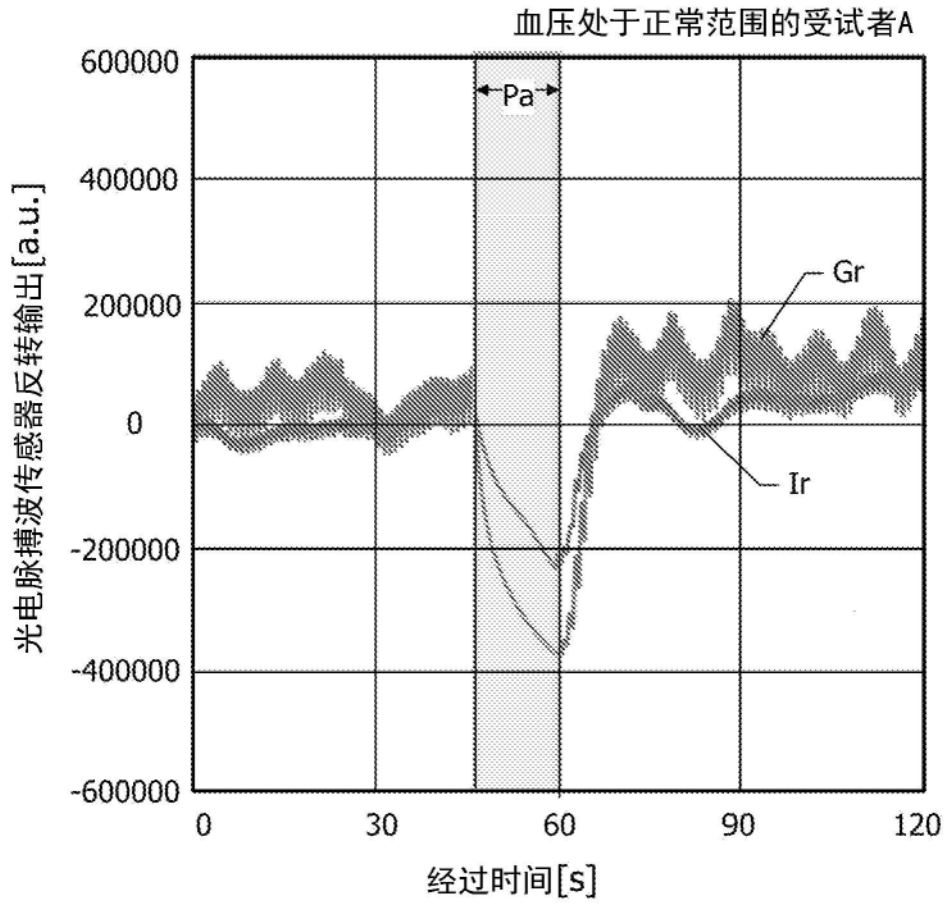


图9

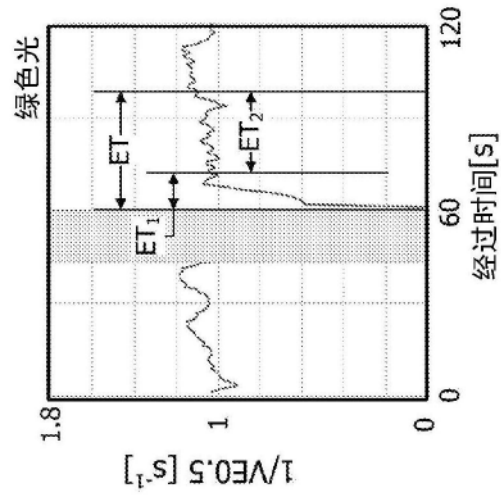


图10A

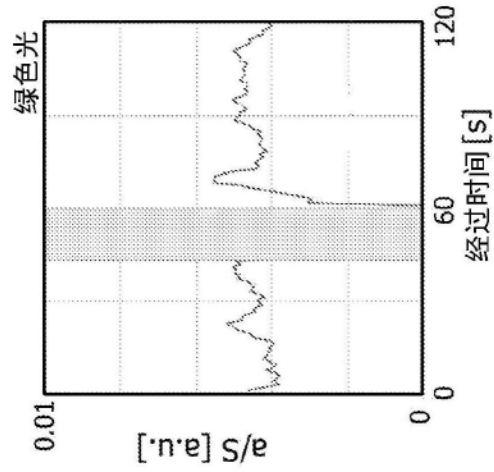


图10B

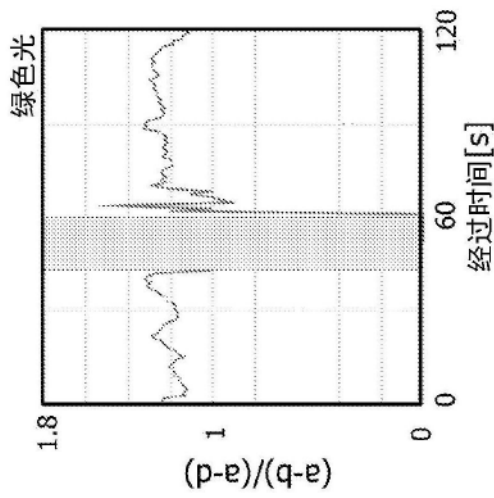


图10C

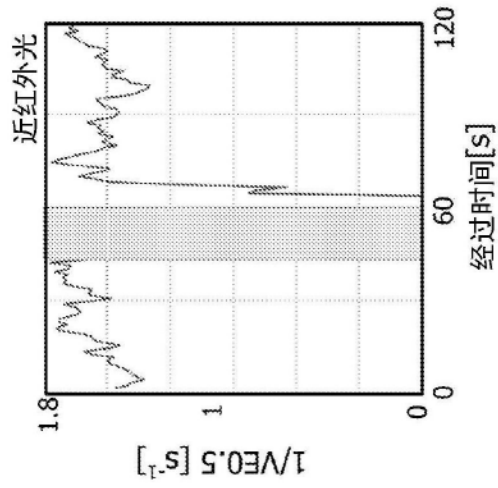


图10D

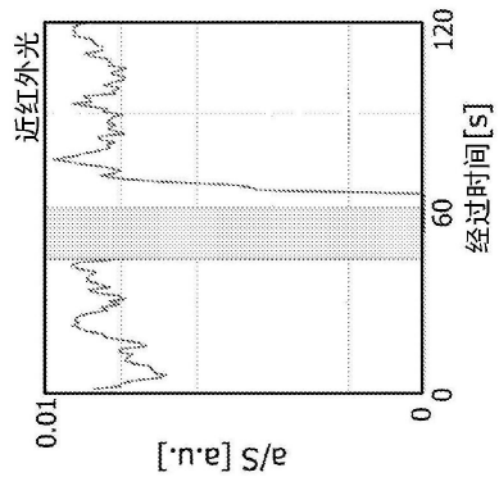


图10E

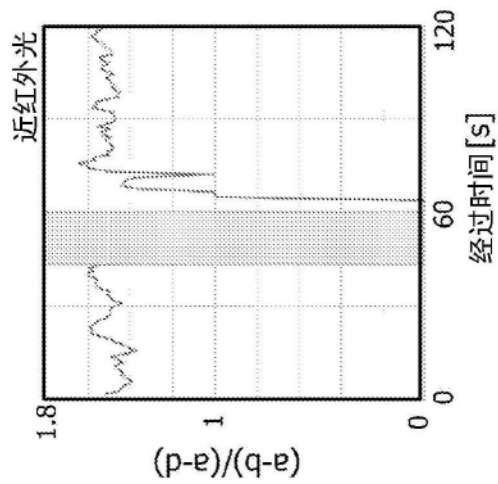


图10F

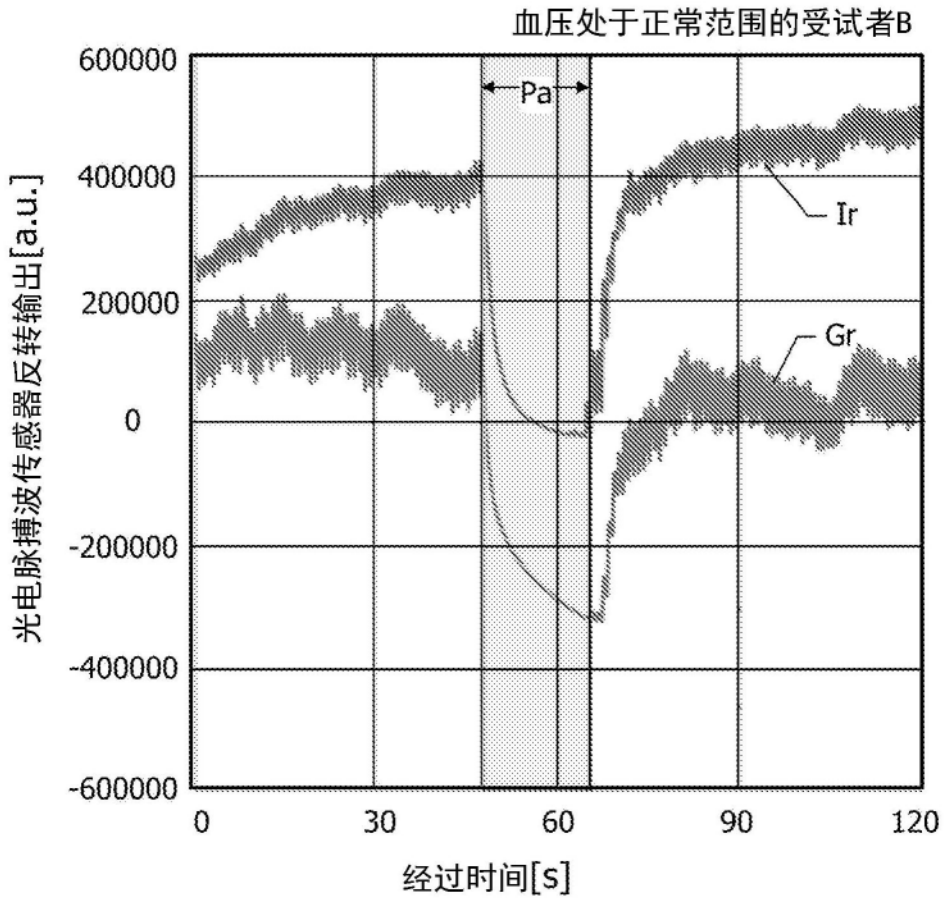


图11

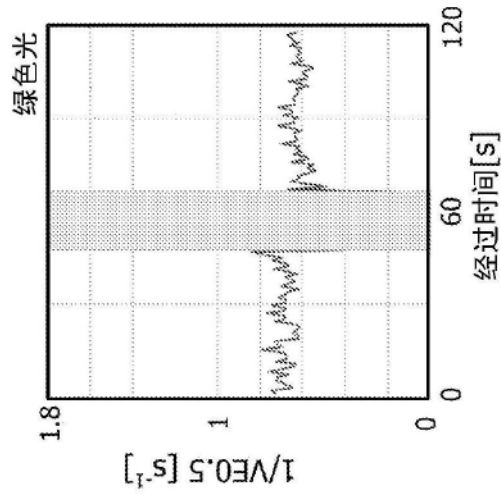


图12A

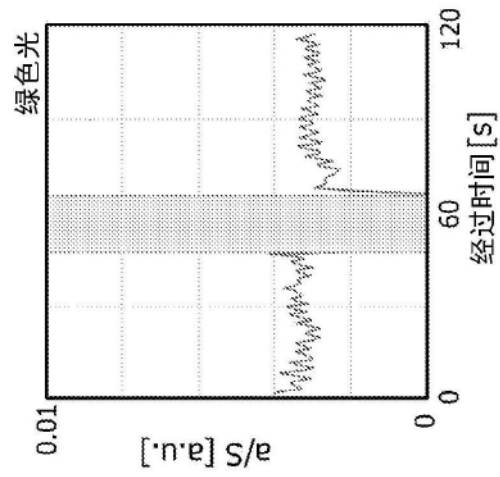


图12B

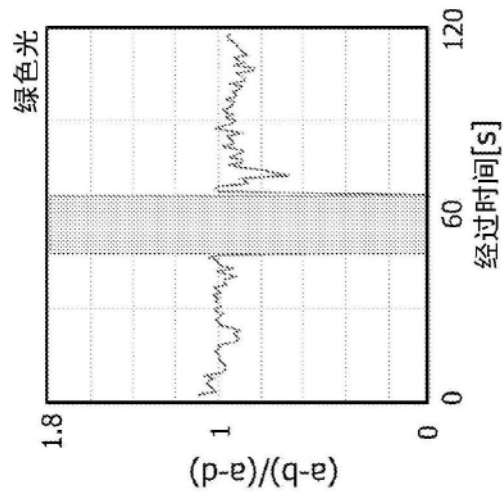


图12C

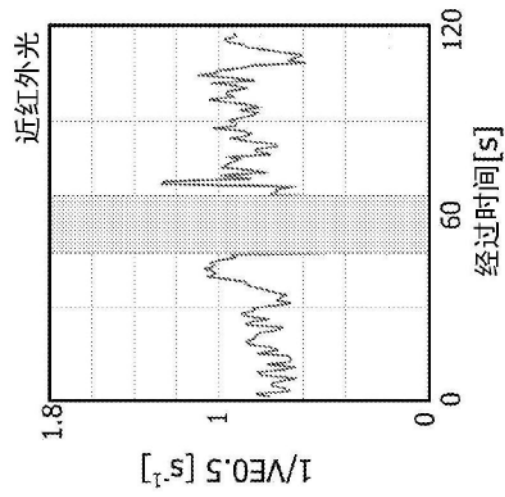


图12D

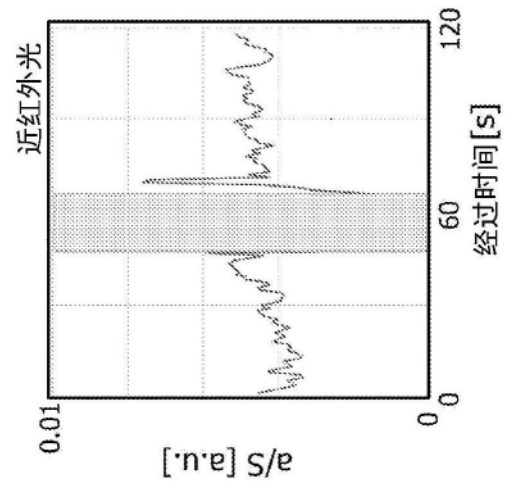


图12E

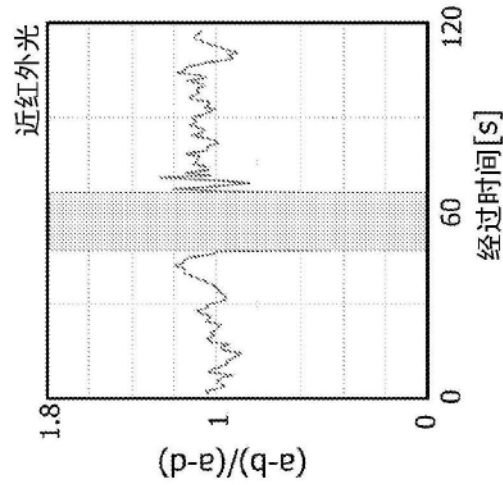


图12F

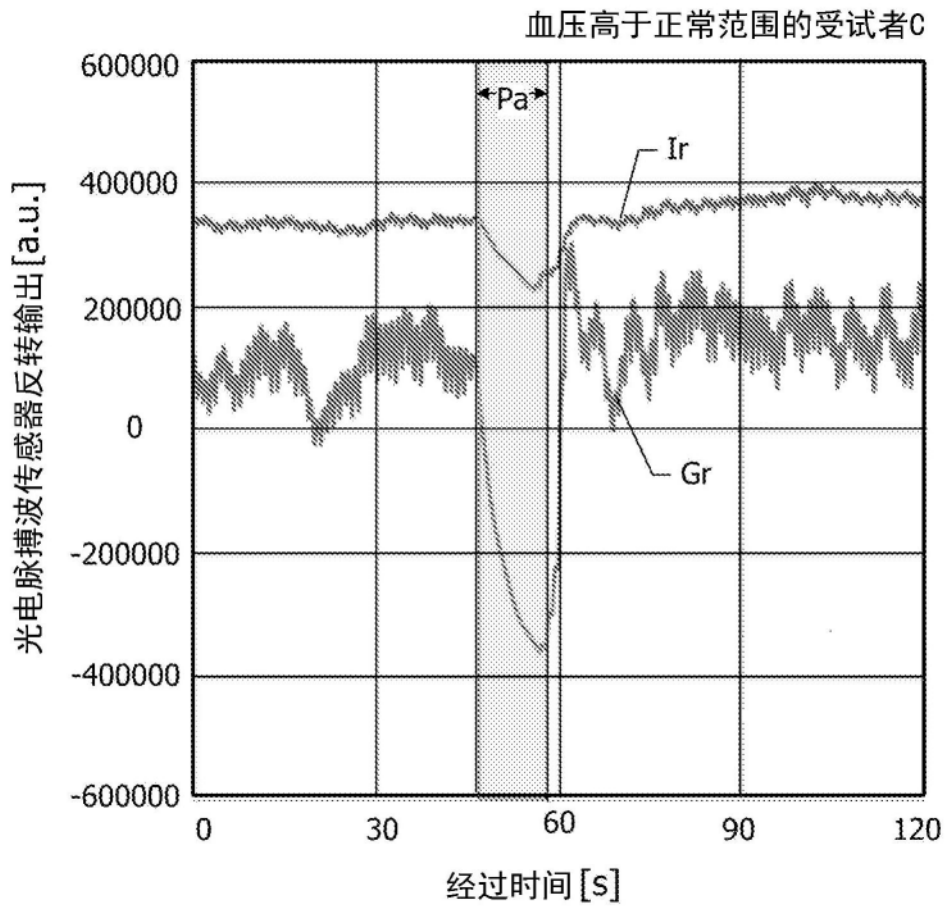


图13

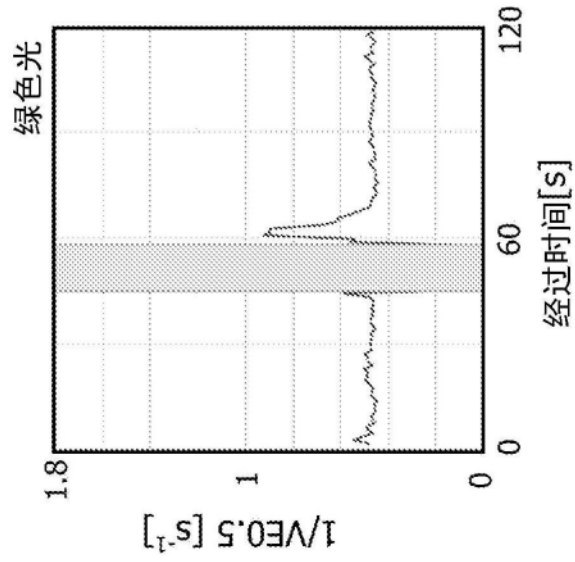


图14A

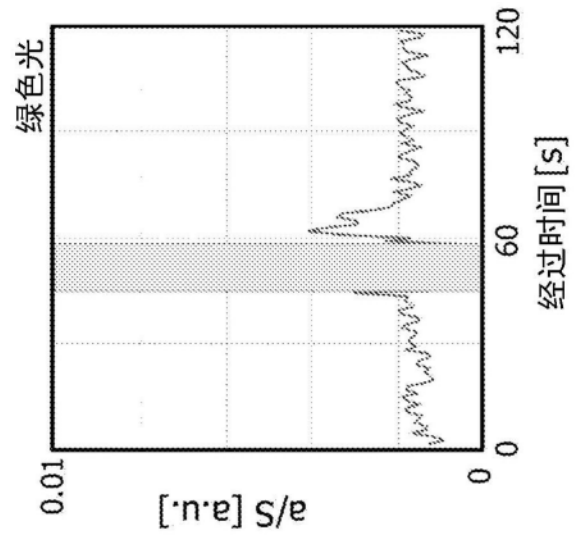


图14B

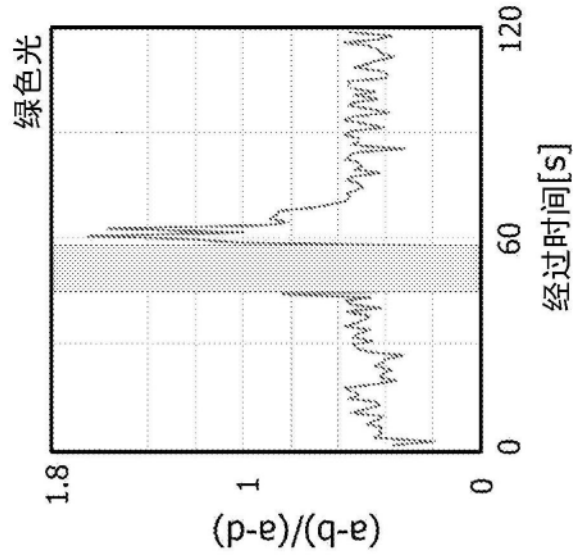


图14C

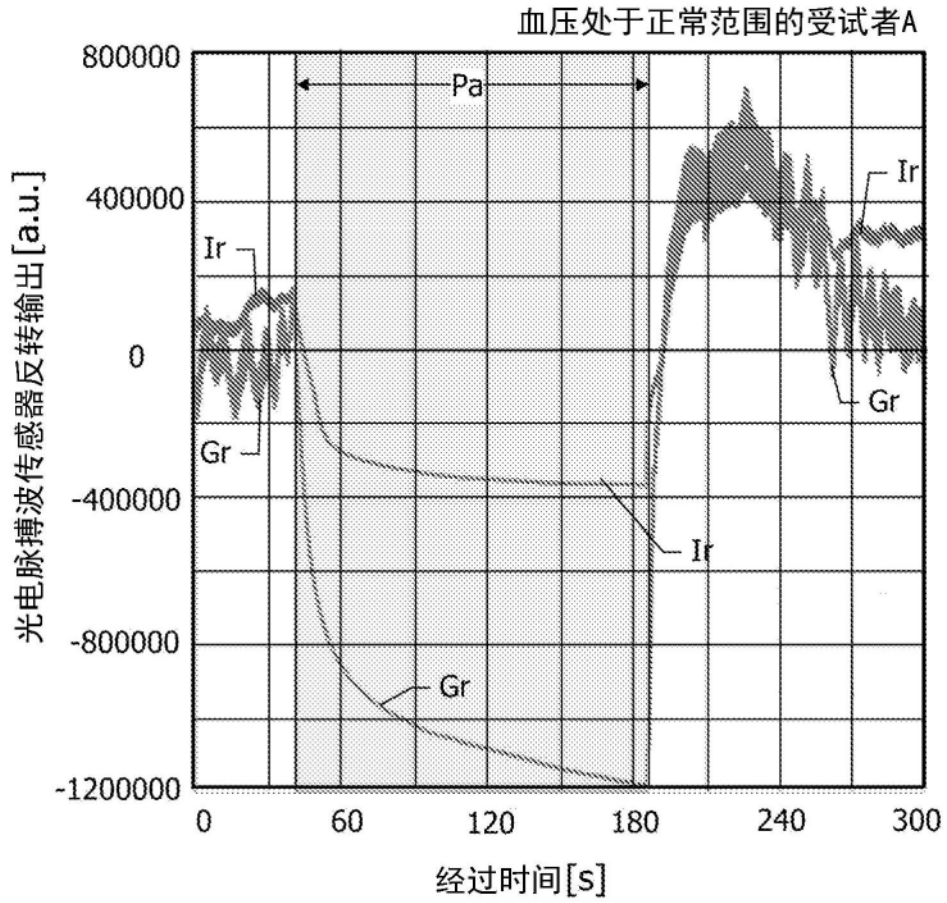


图15

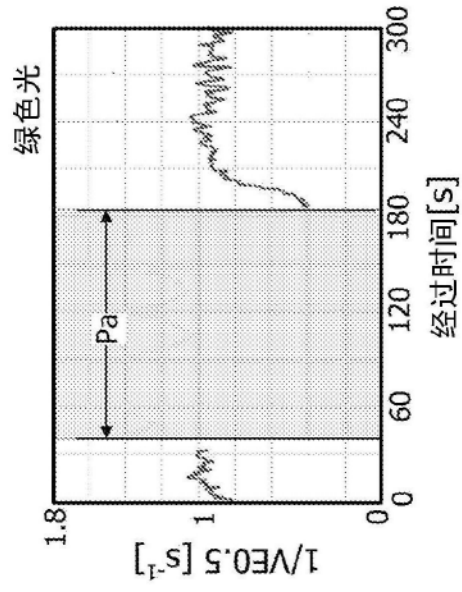


图16A

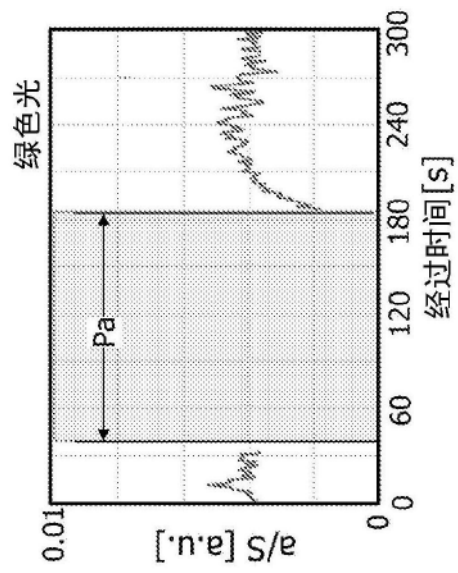


图16B

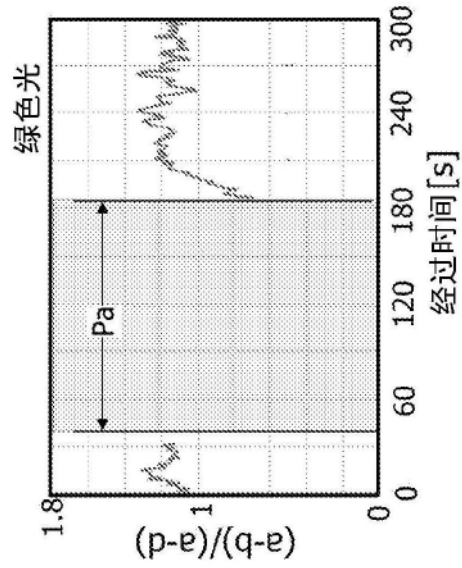


图16C

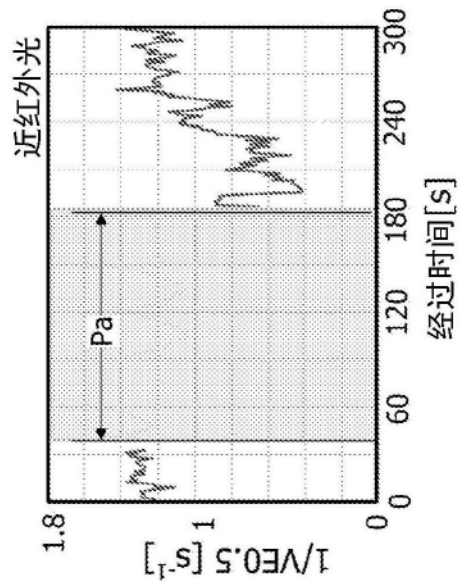


图16D

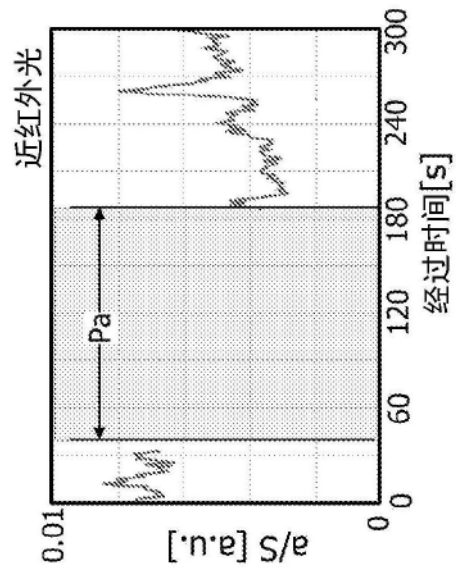


图16E

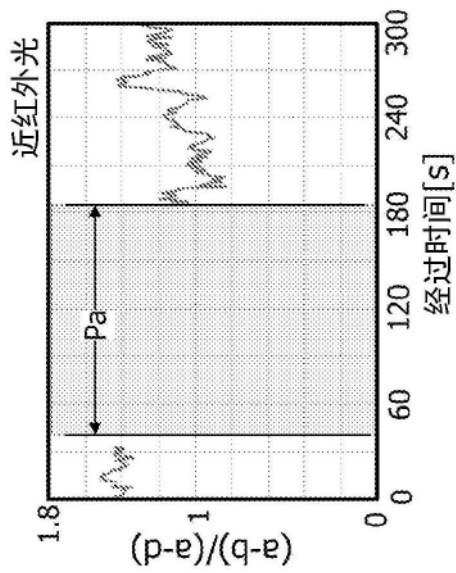


图16F

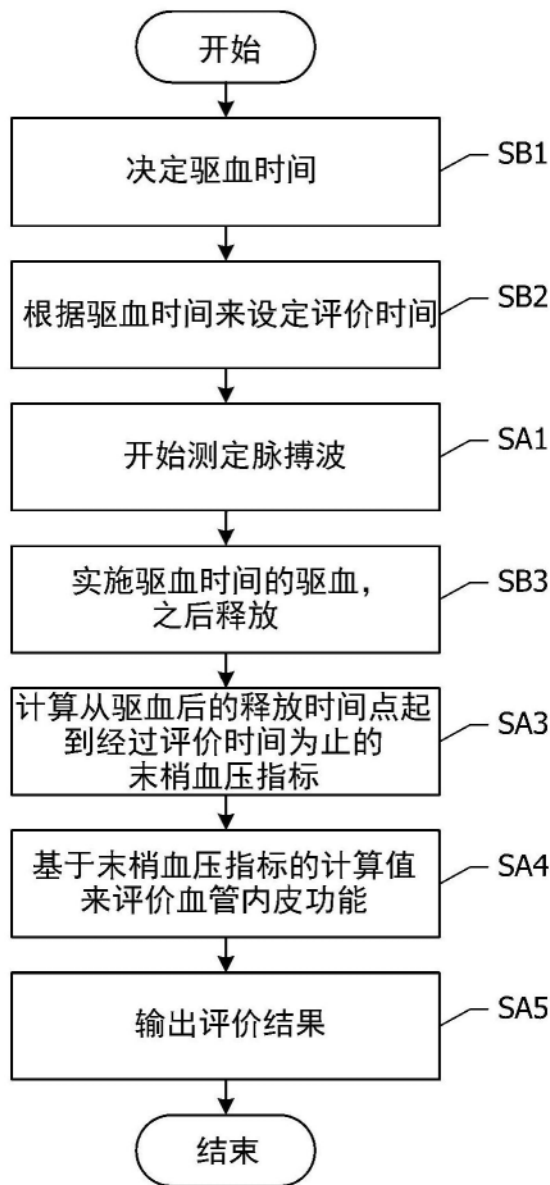


图17

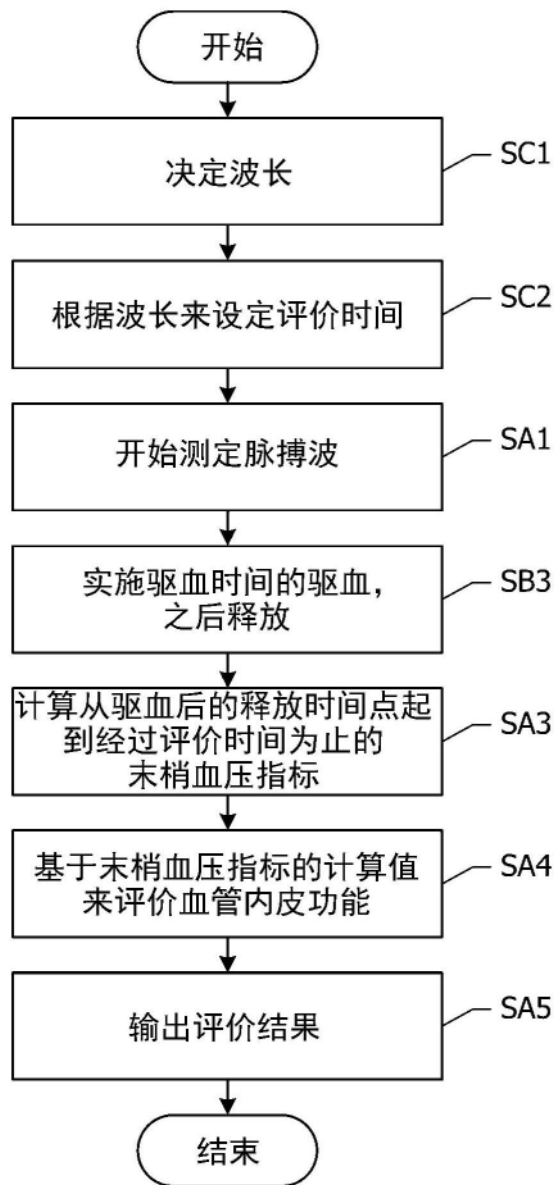


图18

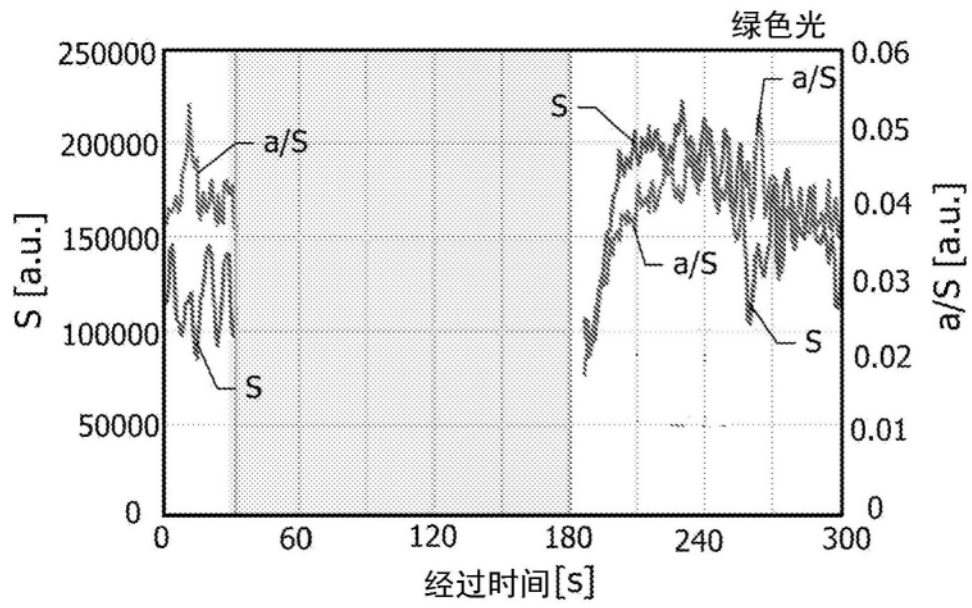


图19A

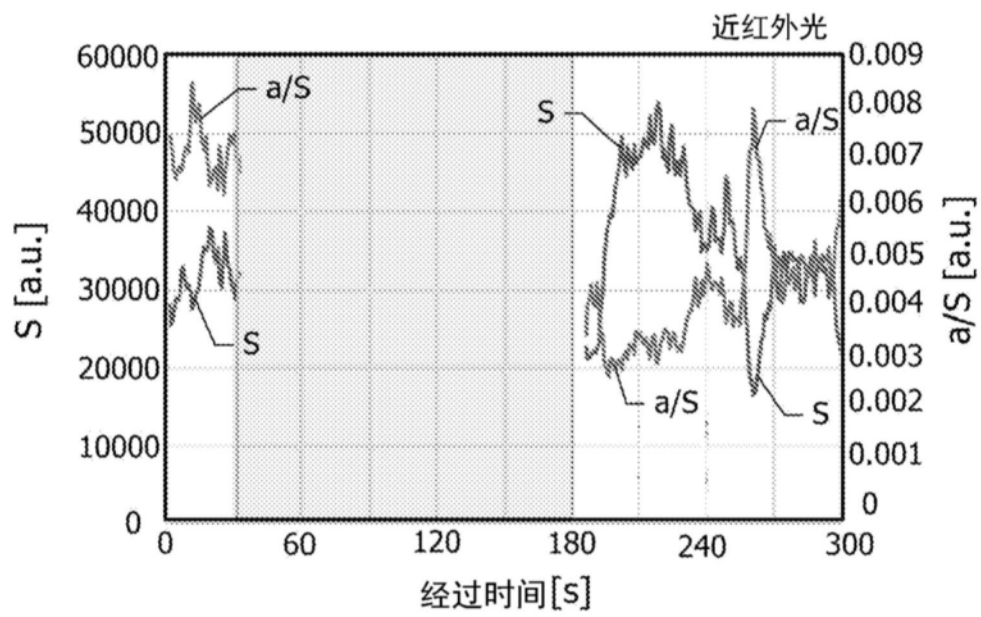


图19B

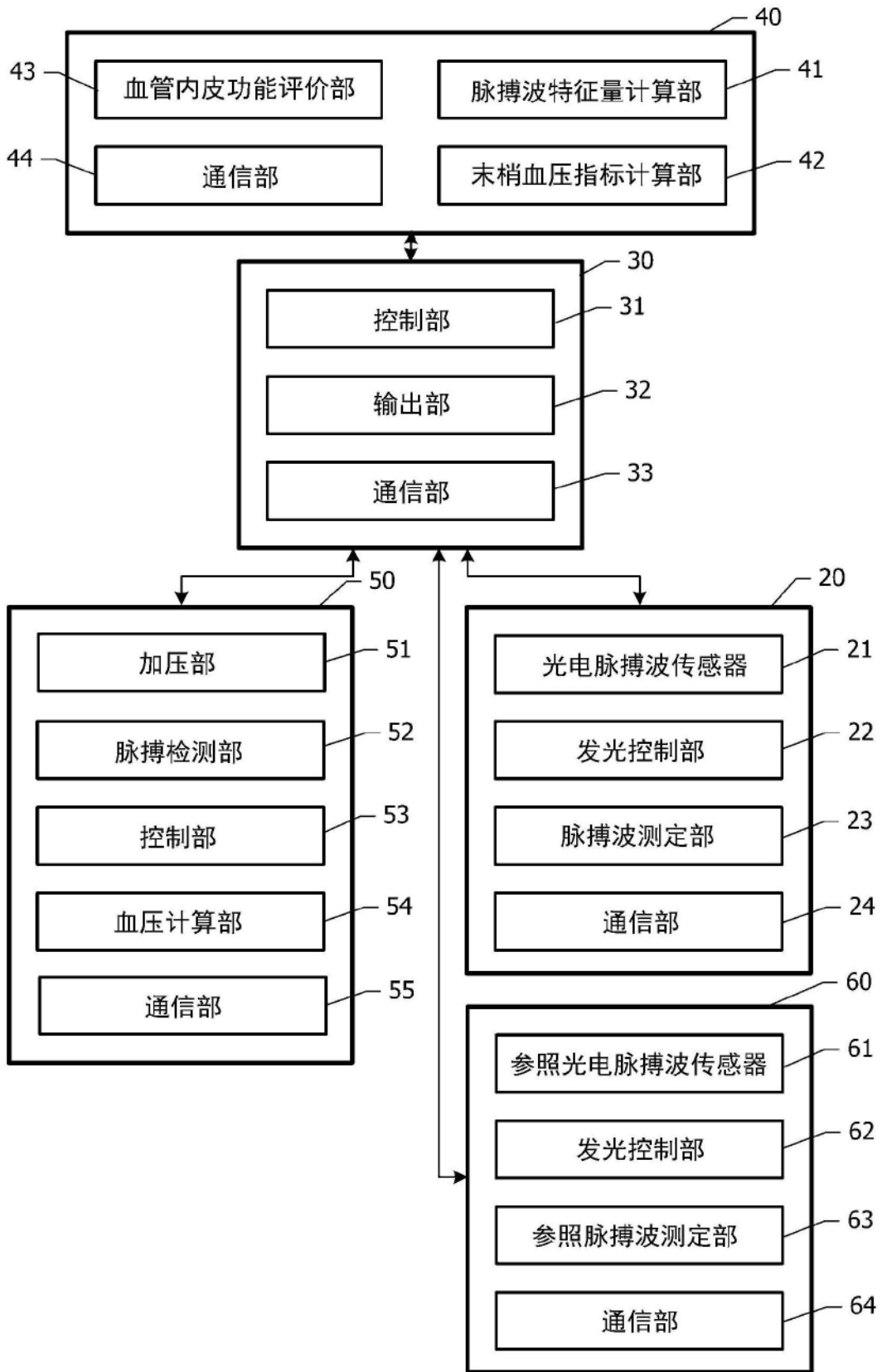


图20

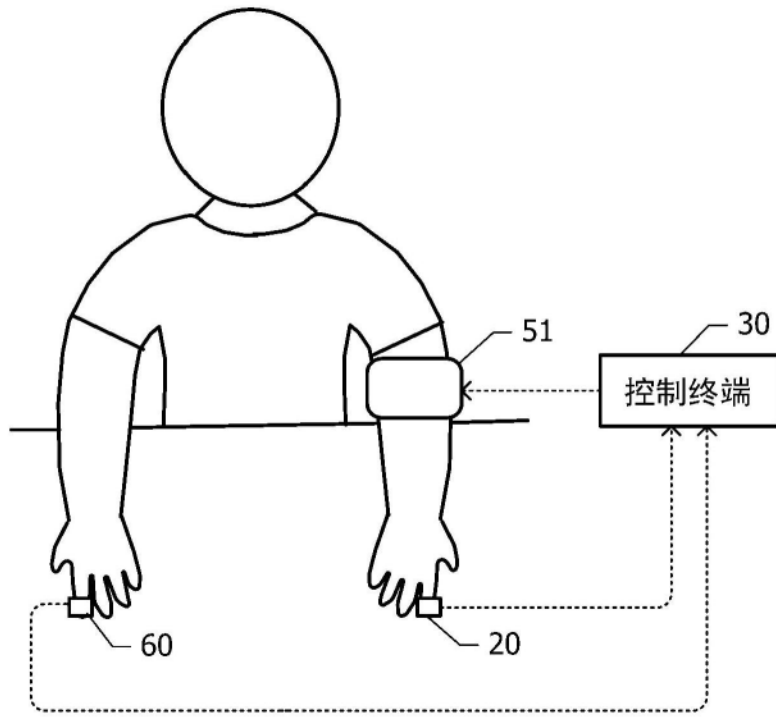


图21