



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111386071 B

(45) 授权公告日 2023. 06. 27

(21) 申请号 201880076250.X

(22) 申请日 2018.11.21

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111386071 A

(43) 申请公布日 2020.07.07

(30) 优先权数据
2017-230362 2017.11.30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.05.26

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2018/043004 2018.11.21

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/107246 JA 2019.06.06

(73) 专利权人 国立大学法人东北大学
地址 日本宫城县

(72) 发明人 吉泽诚 杉田典大

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
专利代理师 崔成哲 黄纶伟

(51) Int.Cl.
A61B 5/022 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 1660008 A, 2005.08.31
CN 101778596 A, 2010.07.14
JP 2004121866 A, 2004.04.22
JP 2003144399 A, 2003.05.20
JP 2012139342 A, 2012.07.26
JP 2017158715 A, 2017.09.14
JP 2012187300 A, 2012.10.04

审查员 陈佳

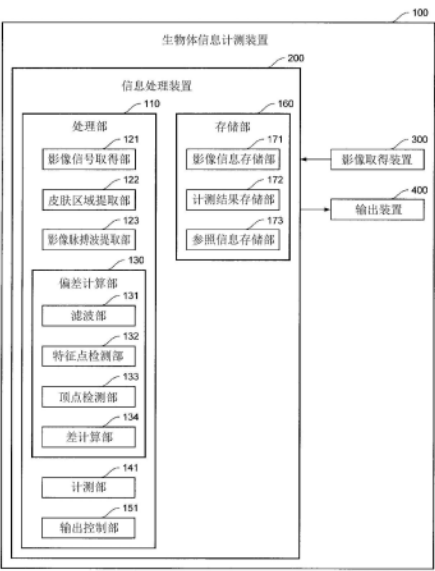
权利要求书2页 说明书20页 附图11页

(54) 发明名称

生物体信息计测装置、记录介质

(57) 摘要

提供一种生物体信息计测装置。能够根据通过拍摄对象者的规定部位而得到的影像信号，简便地计测对象者的血压的变动。生物体信息计测装置(100)具备：偏差计算部(130)，其根据表示影像脉搏波的影像脉搏波信息，对根据影像脉搏波中所包含的心跳基本成分和心跳高频成分求出的波形偏差进行计算，该心跳基本成分包含与对象者的心率对应的心跳频带的频率成分，该心跳高频成分包含与脉搏波波形的形状相关联且比心跳频带高的频带的频率成分，影像脉搏波表示对象者的规定部位的影像信号中所包含的亮度值的时间变化；以及计测部(141)，其根据由偏差计算部(130)计算出的波形偏差来计测对象者的血压的变动。



1. 一种生物体信息计测装置,其特征在于,

所述生物体信息计测装置具备:

偏差计算部,其根据表示影像脉搏波的影像脉搏波信息,对根据所述影像脉搏波中所包含的心跳基本成分和所述影像脉搏波中所包含的心跳高频成分求出的波形偏差进行计算,该心跳基本成分包含与对象者的心率对应的心跳频带的频率成分,该心跳高频成分包含比所述心跳频带高的频带的频率成分,所述影像脉搏波示出所述对象者的规定部位的影像信号中所包含的亮度值的时间变化;以及

计测部,其根据由所述偏差计算部计算出的所述波形偏差,通过计测所述波形偏差的增加来作为血压的下降变动,并计测所述波形偏差的减少来作为所述血压的上升变动,来计测所述对象者的血压的变动。

2. 根据权利要求1所述的生物体信息计测装置,其中,

所述波形偏差由所述心跳基本成分与所述心跳高频成分在时域中的差来表示,

所述偏差计算部具有:

特征点检测部,其从所述影像脉搏波信息中检测由所述心跳频带的频率成分构成的基波的特征点;

顶点检测部,其从所述影像脉搏波信息中检测所述影像脉搏波的扩张末期部分的顶点;以及

差计算部,其计算所述特征点与所述顶点之间的时间差来作为所述时域中的差。

3. 根据权利要求1所述的生物体信息计测装置,其中,

所述波形偏差由所述心跳基本成分与所述心跳高频成分在频域中的比率来表示,

所述偏差计算部具有:

转换部,其分别得到所述心跳基本成分的傅立叶系数的和、以及所述心跳高频成分的傅立叶系数的和;以及

比率计算部,其计算所述心跳高频成分的傅立叶系数的和相对于所述心跳基本成分的傅立叶系数的和的比率来作为所述频域中的比率。

4. 根据权利要求1所述的生物体信息计测装置,其中,

所述计测部根据所述对象者的所述波形偏差与血压值的对应信息,对与由所述偏差计算部计算出的所述波形偏差对应的所述血压值进行计算。

5. 根据权利要求1所述的生物体信息计测装置,其中,

所述计测部使用以所述对象者的血压值为目标变量、以所述对象者的所述波形偏差、心率以及脉搏波振幅为说明变量的多重回归式,通过多重回归分析来计算所述血压值。

6. 根据权利要求1所述的生物体信息计测装置,其中,

所述影像脉搏波信息包含如下影像信号中所包含的亮度值的时间变化,该影像信号是在血压上升时末梢的细动脉受交感神经的支配而使末梢血管阻力上升的部位的影像信号。

7. 根据权利要求1所述的生物体信息计测装置,其中,

所述影像脉搏波信息包含所述对象者的手掌的影像信号中所包含的亮度值的时间变化。

8. 一种记录介质,其存储有生物体信息计测程序,其特征在于,该生物体信息计测程序使计算机作为如下部分而发挥功能:

偏差计算部,其根据表示影像脉搏波的影像脉搏波信息,对根据所述影像脉搏波中所包含的心跳基本成分和所述影像脉搏波中所包含的心跳高频成分求出的波形偏差进行计算,该心跳基本成分包含与对象者的心率对应的心跳频带的频率成分,该心跳高频成分包含比所述心跳频带高的频带的频率成分,所述影像脉搏波示出所述对象者的影像信号中所包含的亮度值的时间变化;以及

计测部,其根据由所述偏差计算部计算出的所述波形偏差,通过计测所述波形偏差的增加来作为血压的下降变动,并计测所述波形偏差的减少来作为所述血压的上升变动,来计测所述对象者的血压的变动。

生物体信息计测装置、记录介质

技术领域

[0001] 本发明涉及计测对象者的血压变动的生物体信息计测装置、记录介质以及生物体信息计测方法。

背景技术

[0002] 近年来,伴随着健康意识的提高和生活习惯病的增加,提出了各种取得对象者的身体信息的方法。其中,作为通过非接触的方法取得生物体的信息的技术,利用对对象者的皮肤表面进行影像分析的方法受到关注。该方法能够使用摄像机等比较低廉的影像取得装置来进行,此外,还能够应用于医院和其他设施中的远程疗养、工作场所的健康管理、汽车的驾驶员观察等,因此备受关注。

[0003] 在专利文献1中,记载了一种生物体信息计测装置,其计算针对对象者的身体的不同部位在同一时间取得的多个影像信号的亮度信息的差,计测血压对应于该差的增减的变动。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2016-190022号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 在专利文献1所记载的技术中,虽然能够根据由影像取得装置取得的影像信号来计测血压的变动,但是,例如,需要同时对对象者的脸部和手掌进行拍摄。在该情况下,对象者需要在将脸部朝向摄像头且将手掌朝向摄像头的状态下接受拍摄。像这样,在专利文献1所记载的技术中,对象者需要作出让身体的两处同时被拍摄的姿态,很麻烦。因此,需要一种根据身体的一处也能够计测血压的变动的技术。

[0009] 本发明是鉴于所述背景技术而完成的,其目的在于提供一种生物体信息计测装置、记录介质以及生物体信息计测方法,能够根据通过拍摄对象者的规定部位而得到的影像信号,简便地计测对象者的血压的变动。另外,不限于该目的,本发明的另一目的还在于,通过用于实施后述的发明的方式所示的各结构导出的作用效果、且通过现有技术无法获得的作用效果。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 本发明提供以下所示的各种具体的方式。

[0012] [1]生物体信息计测装置的特征在于,具备:偏差计算部,其根据表示影像脉搏波的影像脉搏波信息,对根据所述影像脉搏波中所包含的心跳基本成分和所述影像脉搏波中所包含的心跳高频成分求出的波形偏差进行计算,该心跳基本成分包含与对象者的心率对应的心跳频带的频率成分,该心跳高频成分与脉搏波波形的形状相关联且包含比所述心跳频带高的频带的频率成分,所述影像脉搏波示出所述对象者的规定部位的影像信号中所包

含的亮度值的时间变化;以及计测部,其根据由所述偏差计算部计算出的所述波形偏差来计测所述对象者的血压的变动。

[0013] [2]在[1]所述的生物体信息计测装置中,所述计测部计测所述波形偏差的增加来作为所述血压的下降变动,并计测所述波形偏差的减少作为所述血压的上升变动。

[0014] [3]在[1]所述的生物体信息计测装置中,所述波形偏差由所述心跳基本成分与所述心跳高频成分在时域中的差来表示,所述偏差计算部具有:特征点检测部,其从所述影像脉搏波信息中检测出由所述心跳频带的频率成分构成的基波的特征点;顶点检测部,其从所述影像脉搏波信息中检测出所述影像脉搏波的扩张末期部分的顶点;以及差计算部,其计算出所述特征点与所述顶点之间的时间差来作为所述时域中的差。

[0015] [4]在[1]所述的生物体信息计测装置中,所述波形偏差由所述心跳基本成分与所述心跳高频成分在频域中的比率来表示,所述偏差计算部具有:转换部,其分别得到所述心跳基本成分的傅立叶系数的和、与所述心跳高频成分的傅立叶系数的和;以及比率计算部,其计算所述心跳高频成分的傅立叶系数的和与所述心跳基本成分的傅立叶系数的和的比率来作为所述频域中的比率。

[0016] [5]在[1]所述的生物体信息计测装置中,所述计测部根据所述对象者的所述波形偏差与血压值的对应信息,对与由所述偏差计算部计算出的所述波形偏差对应的所述血压值进行计算。

[0017] [6]在[1]所述的生物体信息计测装置中,所述计测部使用以所述对象者的血压值为目标变量、以所述对象者的所述波形偏差、心率以及脉搏波振幅为说明变量的多重回归式,通过多重回归分析来计算所述血压值。

[0018] [7]在[1]所述的生物体信息计测装置中,所述影像脉搏波信息包含如下影像信号中所包含的亮度值的时间变化,该影像信号是在血压上升时末梢的细动脉受交感神经的支配使得末梢血管阻力上升的部位的影像信号。

[0019] [8]在[1]所述的生物体信息计测装置中,所述影像脉搏波信息包含所述对象者的手掌的影像信号中所包含的亮度值的时间变化。

[0020] [9]一种记录介质,其存储有生物体信息计测程序,其特征在于,该生物体信息计测程序使计算机作为如下部分而发挥功能:偏差计算部,其根据表示影像脉搏波的影像脉搏波信息,对根据所述影像脉搏波中所包含的心跳基本成分和所述影像脉搏波中所包含的心跳高频成分求出的波形偏差进行计算,该心跳基本成分包含与对象者的心率对应的心跳频带的频率成分,该心跳高频成分与脉搏波波形的形状相关联且包含比所述心跳频带高的频带的频率成分,所述影像脉搏波表示所述对象者的影像信号中所包含的亮度值的时间变化;以及计测部,其根据由所述偏差计算部计算出的所述波形偏差来计测所述对象者的血压的变动。

[0021] [10]一种生物体信息计测方法,其特征在于,具备如下步骤:偏差计算步骤,在该偏差计算步骤中,根据表示影像脉搏波的影像脉搏波信息,对根据所述影像脉搏波中所包含的心跳基本成分和所述影像脉搏波中所包含的心跳高频成分求出的波形偏差进行计算,该心跳基本成分包含与对象者的心率对应的心跳频带的频率成分,该心跳高频成分与脉搏波波形的形状相关联且包含比所述心跳频带高的频带的频率成分,所述影像脉搏波示出所述对象者的影像信号中所包含的亮度值的时间变化;以及计测步骤,在该计测步骤中,根据

在所述偏差计算步骤中计算出的所述波形偏差来计测所述对象者的血压的变动。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明,通过根据从对象者身体的一处部位取得的影像信号计算出波形偏差,能够简便地计测对象者的血压的变动。

附图说明

[0024] 图1是示出实施方式的生物体信息计测装置的硬件结构的例子的框图。

[0025] 图2是示出第一实施方式的生物体信息计测装置的功能结构的例子的框图。

[0026] 图3是示出影像脉搏波的一例的曲线图。

[0027] 图4是示出影像脉搏波的滤波处理前的波形和处理后的波形的曲线图,其中,(a)示出血压较低的状态下的影像脉搏波,(b)示出血压较高的状态下的影像脉搏波。

[0028] 图5是用于说明血液的循环系统的图,其中,(a)是用电路模拟循环系统的模型图,(b)是示出模型中的血压和影像脉搏波的波形的变化的曲线图。

[0029] 图6是用于说明时域中的差的图,其中,(a)示出影像脉搏波,(b)示出基波和特征点(极小点),(c)示出影像脉搏波和顶点(扩张末期点),(d)示出时域中的差 T_{BH} 。

[0030] 图7是示出第一实施方式的生物体信息计测装置中的处理的一例的流程图。

[0031] 图8是示出第一实施方式的生物体信息计测装置的计测结果的曲线图,其中,(a)示出前额部的计测结果,(b)示出右手掌的计测结果,(c)示出右脸颊的计测结果。

[0032] 图9是针对第一实施方式的生物体信息计测装置的计测结果示出与各对象者的收缩期血压的互相关系数的曲线图。

[0033] 图10是针对第一实施方式的生物体信息计测装置的计测结果示出与收缩期血压的互相关系数的平均值的曲线图。

[0034] 图11是示出第二实施方式的生物体信息计测装置的功能结构的例子的框图。

[0035] 图12是示意性地表示影像脉搏波的时域与频域的关系的图。

[0036] 图13是用于对三角波和波形偏差进行说明的曲线图。

[0037] 图14是示出第二实施方式的生物体信息计测装置中的处理的一例的流程图。

[0038] 图15是示出第二实施方式的生物体信息计测装置的计测结果的曲线图,其中,(a)示出前额部的计测结果,(b)示出右手掌的计测结果,(c)示出右脸颊的计测结果,(d)示出左脸颊的计测结果。

具体实施方式

[0039] 以下,参照附图,对作为本发明的一个实施方式的生物体信息计测装置进行说明。以下所示的实施方式只不过是例示,没有意图排除在以下的实施方式中未明示的各种变形和技术应用。本实施方式的各结构能够在不脱离它们的主旨的范围内进行各种变形来实施。此外,可以根据需要选择取舍,或者可以适当组合。此外,在图中,只要没有特别说明,标注同一标号的部分表示相同或同样的部分。

[0040] 在本说明书中,在使用“~”使数值或物性值在前后夹着该“~”来表现的情况下,视作包含其前后的数值或物性值。例如,“1~100”的数值范围的表述包含其下限值“1”以及上限值“100”这双方,表示“1以上100以下”。其他数值范围的表述也同样。

[0041] [1.第一实施方式]

[0042] 参照图1~图10对第一实施方式的生物体信息计测装置进行说明。以下,在第一实施方式的说明中,还将该第一实施方式简称为本实施方式。本实施方式的生物体信息计测装置根据对象者的规定部位的影像脉搏波信息来计算影像脉搏波(VPG;video plethysmogram)中包含的、心跳基本成分和心跳高频成分的波形偏差。进而,在本实施方式中,波形偏差作为心跳基本成分与心跳高频成分在时域中的差而被计算出。然后,本实施方式的生物体信息计测装置根据计算出的时域中的差来计测(估计)血压的变动。

[0043] [1-1.结构]

[0044] [1-1-1.硬件结构]

[0045] 如图1所示,本实施方式的生物体信息计测装置100至少具备信息处理装置200。生物体信息计测装置100还具备影像取得装置300和输出装置400。此外,生物体信息计测装置100还具备键盘、鼠标等输入装置(省略图示)。信息处理装置200例如构成为计算机,其用于处理由影像取得装置300得到的测定数据。信息处理装置200具备中央处理装置(CPU; Central Processing Unit)10以及存储器60,它们以能够经由总线(省略图示)彼此通信的方式连接起来。信息处理装置200能够使用PC(个人计算机)、智能手机、平板终端等信息设备。信息处理装置200通过分析对象者的影像信号来测定血压变动。

[0046] 另外,在本实施方式中,计算机意为包含硬件和操作系统的概念,意味着在操作系统的控制下进行动作的硬件。此外,在不需要操作系统而仅通过应用程序单独使硬件进行动作的情况下,该硬件本身相当于计算机。硬件至少具备CPU等微处理器和用于读取记录在记录介质中的计算机程序的单元。

[0047] 以下,对各构成要素的结构进行说明。

[0048] <CPU>

[0049] CPU10是进行各种控制和运算的处理装置,通过读出并执行存储在存储器60中的后述的本发明的程序来实现各种功能。并且,如图2所示,CPU10通过执行该程序而作为处理部110的各功能单元分别发挥功能。另外,处理部110中的处理功能的实现单元不限于程序,还可以通过搭载于信息处理装置200的硬件来实现。例如,也可以将处理部110构成为内置有ROM、RAM、CPU等的单片机,或者,也可以构成为DSP(Digital Signal Processor:数字信号处理器)、FPGA(Field-Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)和ASIC(Application Specific Integrated Circuit:应用程序专用集成电路)等电子电路。

[0050] <存储器>

[0051] 存储器60是存储各种数据和程序的数据存储装置。在本实施方式中,存储器60作为数据存储装置发挥功能,数据存储装置由RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等易失性存储器、ROM、闪存等非易失性存储器、或者HDD(Hard Disk Drive:硬盘驱动器)、SSD(Solid State Device:固态器件)、光盘等存储装置构成。

[0052] <影像取得装置>

[0053] 影像取得装置300是具有使用了CCD(Charge Coupled Device;电荷耦合器件)或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor;互补金属氧化物半导体)的图像传感器来作为摄像元件的摄像机。影像取得装置300能够搭载R(红)、G(绿)、B(蓝)等3种以上的受光元件。此外,影像取得装置300也可以是搭载有绿色LED的反射型光传感器。影像取得装

置300拍摄对象者的身体的规定部位,取得该规定部位的影像信号。然后,影像取得装置300将影像信号输出至后述的影像信号取得部121(参照图2)。

[0054] 对于作为影像取得装置300所拍摄的对象者身体的拍摄部位的规定部位,没有特别限定,但通常优选皮肤表面露出得较多而容易拍摄的部位,例如可以举出手、脸部等。其中,从拍摄区域的大小考虑,优选使用手掌、前额部、脸颊。特别是,从容易取得信号的S/N比相对较高的影像脉搏波的观点出发,优选血压上升时细动脉受交感神经的支配而使末梢血管阻力上升的部位。关于这样的部位,可以举出手、腿等四肢等的末梢部位,其中,优选手,更优选手掌。由影像取得装置300取得的影像信号中包含的影像可以是仅包含上述的对象者的身体的一个部位的影像,也可以是包含对象者的身体的两个部位以上的影像,还可以是仅包含对象者的身体的一个部位中的一部分区域的影像。

[0055] <输出装置>

[0056] 输出装置400例如是CRT(Cathode Ray Tube:阴极射线管)、LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)、有机EL显示器(Organic Light-Emitting Diode Display:有机发光二极管显示器)等显示器。输出装置400能够显示由处理部110处理后的信息、以及存储在存储部160中的信息等。例如,输出装置400能够显示由影像信号取得部121取得的影像信号的影像。此外,输出装置400能够显示由皮肤区域提取部122提取的皮肤区域。此外,输出装置400能够显示由偏差计算部130计算出的波形偏差。此外,输出装置400能够显示由计测部141计测出的对象者的血压的变动。输出装置400还能够显示用于通过输出装置受理输入操作的GUI(Graphical User Interface:图形用户界面)。另外,作为输出装置400,也可以使用扬声器等语音输出装置。

[0057] [1-1-2.功能结构]

[0058] 如图2所示,在功能性地表示生物体信息计测装置100的情况下,其构成为具备信息处理装置200、影像取得装置300以及输出装置400。此外,在功能性地表示信息处理装置200的情况下,其构成为具备处理部110以及存储部160。

[0059] 以下,对各构成要素的结构进行说明。

[0060] <存储部>

[0061] 存储部160使用存储器60,利用文件系统或数据库系统存储数据。本实施方式中的存储部160构成为具备影像信息存储部171、计测结果存储部172以及参照信息存储部173。存储部160例如能够存储后述的影像信号、计测结果、参照信息等数据。此外,存储部160预先保存如下程序,该程序通过由CPU10来执行而分别作为后述的处理部110的影像信号取得部121、皮肤区域提取部122、影像脉搏波提取部123、偏差计算部130、计测部141以及输出控制部151发挥功能。这些程序统称为本发明的程序(也称为生物体信息计测程序。)。存储部160的各构成要素的说明在后面叙述。另外,生物体信息计测程序构成为通过由CPU10执行而至少作为偏差计算部130以及计测部141发挥功能的程序。

[0062] <处理部>

[0063] 处理部110是由CPU10进行运算处理的功能部位,各功能构成为独立的程序。如图2所示,处理部110分别作为影像信号取得部121、皮肤区域提取部122、影像脉搏波提取部123、偏差计算部130、计测部141以及输出控制部151发挥功能。处理部110的各部的说明在后面叙述。

[0064] 本发明的程序例如以记录在软盘、CD (CD-ROM、CD-R、CD-RW等)、DVD (DVD-ROM、DVD-RAM、DVD-R、DVD+R、DVD-RW、DVD+RW、HD DVD等)、蓝光光盘、磁盘、光盘、光磁盘、USB存储器、SD存储卡等计算机可读的记录介质中的方式提供。而且,信息处理装置200从该记录介质读取程序,并进行传输而存储在内部存储装置(例如存储器60)或外部存储装置中以供使用。或者,也可以预先将这些程序记录在例如磁盘、光盘、光磁盘等未图示的存储装置(记录介质)中,从该存储装置经由网络提供给信息处理装置200。

[0065] [1-1-3. 存储部]

[0066] <影像信息存储部>

[0067] 影像信息存储部171存储影像信号。具体而言,影像信息存储部171存储由影像取得装置300取得的对象者的影像信号。例如,影像信息存储部171存储如下影像信号,该影像信号表示包含对象者的规定部位的影像。影像信息存储部171将影像信号和拍摄对象者得到的时间信息对应着存储起来。

[0068] <计算结果存储部>

[0069] 计测结果存储部172存储由后述的处理部110执行的计测处理的计测结果。具体而言,计测结果存储部172存储与由偏差计算部130计算出的波形偏差、以及由计测部141计测出的血压的变动有关的信息等。

[0070] 这时,计测结果存储部172按每个对象者来存储计测信息,在该计测信息中,计测日期时间和计测结果一一对应。这里,计测日期时间是指,拍摄对象者的规定部位并基于拍摄到的影像信号对血压的变动进行计测的日期时间。此外,计测结果表示在各计测日期时间所计测到的项目的结果。

[0071] <参照信息存储部>

[0072] 参照信息存储部173存储在后述的处理部110所执行的计测处理中所参照的参照信息。具体而言,参照信息存储部173存储在计测部141计测与对象者的血压变动相关的信息时所参照的参照信息。参照信息表示计测部141计测血压变动时所参照的信息。由计测部141计测的血压变动的测定结果是基于波形偏差的测定结果。因此,通过由参照信息存储部173预先存储用于根据波形偏差导出血压的绝对值的参照信息,从而计测部141能够使用参照信息根据波形偏差导出血压值。作为参照信息,例如可以举出对应信息、转换信息等。参照信息可以按每个对象者而预先存储,也可以按对象者的年龄、性别而区分开来存储。此外,还可以按计测场所、计测时间等各种环境预先存储多个对应信息。此外,还可以定期地更新对应信息。

[0073] 对应信息是指,用于根据波形偏差和血压值之间的对应关系,根据波形偏差估计(导出)血压的绝对值的信息。使用生物体信息计测装置100取得影像信号并计算波形偏差,并且使用血压计预先测定出取得影像信号的时刻的血压值。然后,将波形偏差和血压值对应着存储在参照信息存储部173中。

[0074] 转换信息是指用于将波形偏差转换为血压的绝对值的信息,例如是转换系数。使用生物体信息计测装置100取得影像信号并计算出波形偏差,并且使用血压计预先测定出取得影像信号的时刻的血压值。进而,根据波形偏差和血压值之间的对应关系进行校准,由此计算出转换信息。然后,将转换信息存储在参照信息存储部173中。

[0075] 此外,作为参照信息,可以举出在利用了后述的多元回归式的多元回归分析中使

用的回归系数及决定系数等数据。使用生物体信息计测装置100取得影像信号并计算出波形偏差,并且使用血压计、心率计以及心电图仪等预先测定出取得影像信号的时刻的血压值、心率、脉搏波振幅。进而,使用这些数据预先计算多元回归式的回归系数及决定系数。然后,将回归系数及决定系数存储在参照信息存储部173中。

[0076] [1-1-4.处理部]

[0077] <关于血压变动的估计>

[0078] 处理部110根据对象者的规定部位的影像信号计算出波形偏差,根据计算出的波形偏差的变动来估计血压的变动。这里,对使用波形偏差进行血压变动的估计的原理进行说明。

[0079] 波形偏差表示心跳基本成分与心跳高频成分之间的偏差,心跳基本成分包含与对象者的心率对应的心跳频带的频率成分,心跳高频成分与脉搏波波形的形状相关联,包含比心跳频带高的频带的频率成分。影像脉搏波包含来自心跳的心跳基本成分,并且还包含受到血压变动的影响的心跳高频成分。波形偏差表示由心跳基本成分构成的波形因血压的变动而受到的变化。波形偏差能够通过时域的变化来表示,或者能够通过频域的变化来表示。具体而言,波形偏差能够通过心跳基本成分与心跳高频成分在时域中的差来表示,或者能够通过心跳基本成分与心跳高频成分在频域中的比率来表示。在本实施方式中,对波形偏差由心跳基本成分与心跳高频成分在时域中的差来表示的情况进行说明。

[0080] 另外,心跳基本成分至少包含心跳频带的频率成分,也可以包含心跳频带的频率成分和比心跳频带低的频带的频率成分,但是,优选由心跳频带的频率成分构成。此外,心跳高频成分包含比心跳频带高的频带的频率成分,可以由比心跳频带高的频带的频率成分构成。此外,心跳高频成分也可以包含比心跳频带高的频带的频率成分和心跳频带的频率成分。此外,心跳高频成分还可以包含比心跳频带高的频带的频率成分、心跳频带的频率成分、以及比心跳频带低的频带的频率成分。

[0081] 图3示出对象者的影像脉搏波。如图3所示,影像脉搏波与心跳的心搏周期同步,作为表示收缩期A和扩张期B的周期性增减的正弦波状的波形而被观察。此外,影像脉搏波作为除了与心跳对应的成分之外还包含低频成分以及高频成分的波形而被观察。另外,在图3中,横轴表示时间(秒)(Time[s]),纵轴表示影像脉搏波(Video plethysmogram)的强度。以下,图4的(a)、图4的(b)也同样。

[0082] 通过对影像脉搏波应用使心跳频带的频率成分通过的带通滤波处理,能够得到心跳基本成分。这时,应用带通滤波处理之前的影像脉搏波被规定为心跳高频成分。与此相对,被应用了带通滤波处理后的心跳基本成分是由心跳频带的频率成分构成的正弦波状的周期性波形,为影像脉搏波的基波。在基波中,由心脏1次搏动产生的脉搏波表现为滤波处理后的波形的一个波峰。

[0083] 这里,在图4的(a)、图4的(b)中,用实线示出作为滤波处理前的心跳高频成分的影像脉搏波(VPG)。此外,用虚线示出作为针对该影像脉搏波进行带通滤波处理而得到的心跳基本成分即基波(VPG(band pass filtering:带通滤波))。另外,图4的(a)和图4的(b)是从同一对象者的同一部位得到的影像脉搏波以及基波,图4的(a)示出血压比图4的(b)低的状态下的波形。如图4的(a)、图4的(b)所示,基波示出正弦波状的波形。并且,基波的极小点C1、C2出现在比影像脉搏波的扩张末期部分的顶点D1、D2靠左侧的位置、即在更早的时间出

现。并且,和图4的(a)的血压较低的状态下的基波的极小点C1与影像脉搏波的扩张末期部分的顶点D1之间的时间间隔相比,图4的(b)的血压较高的状态下的基波的极小点C2与影像脉搏波的扩张末期部分的顶点D2之间的时间间隔较窄。

[0084] 以往,根据ECG(electrocardiogram;心电图)和PPG(photoplethysmography;光电容积脉搏波)之间的关系,以心电图的R波作为基准,计算出PTT(Pulse Transit Time;脉搏波传播时间),PTT表示到光电容积脉搏波的波形的扩张末期部分的顶点为止的时间差。脉搏波传播时间被定义为脉搏波在血管中传播的时间,已知与血压变动具有相关关系。本发明人等发现,通过使用表示心跳频带的频率成分的基波,以该基波作为像心电图的R波那样的基准,从基波的特征点到影像脉搏波的波形的顶点的时间差与血压变动具有相关关系。

[0085] 作为基波的特征点,没有特别限定,例如可以使用基波的极小点、极大点、微分最大点等。此外,作为影像脉搏波的顶点,没有特别限定,例如可以使用表示容积脉搏波的影像脉搏波的值最小的点、影像脉搏波的值最大的点、影像脉搏波的1阶微分波形即速度脉搏波为最大的点、影像脉搏波的2阶微分波形即加速度脉搏波为最大的点等。在本实施方式中,以使用极小点作为基波的特征点的情况为例进行说明。此外,在本实施方式中,以使用影像脉搏波的值最小的点作为影像脉搏波的顶点的情况为例进行说明。更具体地说,以在影像脉搏波的扩张末期部分成为最小的点(扩张末期点)为例进行说明。

[0086] 参照图5的(a)、图5的(b),对使用波形偏差进行的血压变动估计更详细地进行说明。图5的(a)是用使用3要素弹性腔模型模拟电路而得到的模型来表示血液的循环系统的图。在图5的(a)中, $v(t)$ 表示来自心脏的压力、即血压。 C 表示血管的容量。 R_a 、 R_c 分别表示动脉和毛细血管系统的血管的阻力。并且,用电容器的电荷量即 $q(t)$ 来模拟影像脉搏波的变化。另外, t 表示时间, $v(t)$ 、 $q(t)$ 是时间函数。 $q(t)$ 的过渡变化由下述式(1)来表示。

[0087] [数学式1]

$$[0088] \quad q(t) = \frac{C R_c}{R_a + R_c} v(t) \left\{ 1 - e^{-\frac{1}{C \left(\frac{1}{R_a} + \frac{1}{R_c} \right)} t} \right\} \quad \text{式(1)}$$

[0089] 图5的(b)通过针对图5的(a)所示的电路利用横轴表示时间(秒)(Time[s]),在纵轴上用实线和虚线示出 $q(t)$ 的大小,用点线表示 $v(t)$ 的变化,由此示出 $q(t)$ 相对于 $v(t)$ 的变化。这时, $v(t)$ 模拟心脏的脉搏波。即,图5的(b)是表示对应于脉动的偏差,影像脉搏波的波形的变化的图。

[0090] 具体而言,如图5的(b)所示,在 $v(t)$ 较高的区域(High BP:高带通)中,相对于 $v(t)$ 为通常的区域(Normal BP:通常带通), $q(t)$ 的上升率(斜率)变得平缓。并且,在血压上升时,血管的阻力(R_a 、 R_c)增加,从而图5的(a)所示的电路的时间常数增加。由此,与阻力值较低的 $q(t)$ 的由实线表示的曲线相比,阻力值较高的 $q(t)$ 的由虚线表示的曲线的上升率变得平缓。根据上述的模型中的 $q(t)$ 相对于 $v(t)$ 的变化,推测影像脉搏波的波形会伴随着血压的变化而变化。

[0091] 进而,参照图6的(a)~图6的(d),关于使用波形偏差的血压变动的估计,对在根据影像脉搏波对血压变动进行的估计中使用的时域中的差 T_{BH} 进行说明。

[0092] 一般情况下,影像脉搏波中包含的上述的基波的频率成分与平常时的心率40~

110bpm对应,为0.7~1.8Hz。图6的(b)示出针对图6的(a)的影像脉搏波的一个周期应用了带通滤波处理的基波,图6的(c)示出原本的影像脉搏波,这时,图6的(b)是应用了以0.7~1.8Hz为带通区域的带通滤波处理(Band-pass filtering)的图。并且,如图6的(b)所示,从该基波中检测出作为特征点的极小点。

[0093] 另一方面,在图6的(c)中,从原来的影像脉搏波中检测出扩张末期点。该扩张末期点是影像脉搏波的扩张末期部分的顶点。对于该顶点的检测方法没有特别限定,可以使用在曲线的端点的检测中使用的公知的方法。在本实施方式中,首先,从原来的影像脉搏波中去除呼吸、高振动频率噪声等长周期振动。然后,分别针对除去了长周期振动的影像脉搏波的上升侧(收缩期侧)和下降侧(扩张期侧)的轨道进行直线拟合(线拟合),得到这两条直线的交点,由此检测出作为扩张末期点的顶点。

[0094] 如图6的(d)所示,计算出时域中的差 T_{BH} 作为特征点与顶点之间的时间差。图6的(d)示出将图6的(b)的基波和图6的(c)的影像脉搏波重合后的波形。另外,虽然在图6的(a)~图6的(d)中,仅列举出一个周期的时域中的差 T_{BH} 进行了例示,但是,根据与各心跳对应的特征点和顶点,同样能够计算出时域中的差 T_{BH} 。

[0095] 这里,通常情况下,在血压变动的情况下,与收缩期侧拟合的直线的斜率会发生变动。另一方面,通常情况下,与扩张期侧拟合的直线的斜率不易变动。如参照图5的(a)、图5的(b)利用模型所说明的那样,在血压上升从而与末梢血管阻力对应的阻力 R_c 上升的情况下,影像脉搏波的变化变得平缓。这时,与收缩期侧拟合的直线的斜率变小(平缓)。然后,顶点会向左侧、即向较早的时间侧偏移,由此,时域中的差 T_{BH} 减少。与此相对,在血压下降从而阻力 R_c 下降的情况下,影像脉搏波的变化变得急剧。这时,与收缩期侧拟合的直线的斜率变大(陡峭)。然后,顶点会向右侧、即向较晚的时间侧偏移,由此,时域中的差 T_{BH} 增加。

[0096] 这样,通过利用在影像脉搏波的扩张末期产生的相对于基波的波形偏差,能够计测出时域中的差 T_{BH} 的变化,该时域中的差 T_{BH} 的变化示出与血压的增减之间的负相关。换言之,如在图4的(a)、图4的(b)中所说明的那样,能够根据与心跳基本成分和心跳高频成分的时域对应的时域中的差 T_{BH} 来计测血压的变动。

[0097] 本实施方式的生物体信息计测装置100基于上述原理,根据表示影像信号的亮度值的时间变化的影像脉搏波计测时域中的差 T_{BH} 的变动,从而计测出血压的变动。以下,关于生物体信息计测装置100的处理,针对从影像信号中提取脉搏波信息的处理、以及根据提取出的脉搏波信息计算时域中的差 T_{BH} 的处理,列举各结构要素进行说明。

[0098] <影像信号取得部>

[0099] 影像信号取得部121经由影像取得装置300取得影像信号,该影像信号表示对象者身体的规定部位的影像。影像信号取得部121将所取得的对象者的影像信号输出至皮肤区域提取部122。另外,影像信号取得部121也可以通过读出存储在影像信息存储部171中的影像信号的方式来取得影像信号。此外,影像信号取得部121还可以通过如下方式取得影像信号:经由网络或电气线路等接收包含影像信号的数据,取得存储在外部的通信终端或外部的存储装置中的影像信号。

[0100] <皮肤区域提取部>

[0101] 皮肤区域提取部122提取由影像取得装置300取得的影像信号的影像中所包含的对象者的皮肤区域。具体而言,皮肤区域提取部122根据影像中的颜色信息自动提取皮肤区

域。或者,皮肤区域提取部122经由未图示的输入部提取由操作者指定的区域作为皮肤区域。皮肤区域提取部122将提取出的皮肤区域的坐标发送给影像脉搏波提取部123。另外,作为皮肤区域提取部122的处理对象的影像可以是由影像取得装置300取得的实时的影像,也可以是由影像信息存储部171存储的过去的影像。

[0102] 在根据影像中的颜色信息自动提取皮肤区域的情况下,皮肤区域提取部122能够通过从影像中提取表示肤色的区域来提取对象者的皮肤区域。具体而言,皮肤区域提取部122提取在影像的二维坐标中表示出与肤色相当的颜色(亮度值)的全部坐标(像素的坐标),并提取在所提取的坐标中集中了连续坐标的像素的区域作为皮肤区域。这样,皮肤区域提取部122通过提取集中了连续坐标的像素的区域,能够提取与对象者身体的规定部位相当的皮肤区域。这时,皮肤区域提取部122也可以通过进行图像判定以识别对象者身体的特定部位,来提取与特定部位对应的区域作为皮肤区域。另外,对于与肤色相当的颜色(亮度值),可以任意地设定。例如,也可以按人种设定规定范围的亮度值,设定为提取如下坐标作为肤色的坐标,该坐标表示在影像中设定的范围中所包含的亮度值。

[0103] 在将由操作者指定的区域设定为皮肤区域的情况下,可以操作鼠标、触摸面板等输入部,在影像中将期望的区域设定为关注区域(ROI:region of interest)。当设定了关注区域时,皮肤区域提取部122提取所设定的区域作为皮肤区域。

[0104] 皮肤区域提取部122对构成影像的各帧分别执行上述的皮肤区域的提取处理,将各帧中的皮肤区域的坐标依次发送给影像脉搏波提取部123。

[0105] <影像脉搏波提取部>

[0106] 影像脉搏波提取部123从由皮肤区域提取部122提取出的对象者的皮肤区域中的影像信号中提取出表示亮度值的时间变化的影像脉搏波。影像脉搏波提取部123将表示所提取出的影像脉搏波的影像脉搏波信息输出至偏差计算部130。

[0107] 照射到对象者的皮肤上的光在皮下组织中发生散射和吸收,其一部分被反射而返回到皮肤的表面。这时,由于光被血流中所含的血红蛋白吸收,因此反射光的强度会根据皮肤下的血流量而发生变动。特别是,血红蛋白的吸光特性在500~600nm左右表现出较高的吸光峰值。并且,该吸光特性相当于利用摄像机观察到的绿色光的频带。因此,在伴随着心脏的收缩从而末梢血中的血流中所含的血红蛋白增加时,影像中含有的绿色成分的亮度值会降低。由此,虽然影像脉搏波提取部123提取的亮度值没有特别限定,但是,从提取恰当地反映出血流的变动的影像脉搏波的观点出发,优选提取绿色光的亮度值。在本实施方式中,例示了提取绿色光的亮度值的情况。

[0108] 影像脉搏波提取部123对影像的各帧的皮肤区域进行绿色的滤波、或者利用“G(绿色)”的亮度值,来提取绿色光的亮度值。然后,影像脉搏波提取部123针对每个帧计算出绿色光的亮度值的平均值,提取被设为时间变化曲线的影像脉搏波。影像脉搏波提取部123也可以在从影像信号中提取绿色光的亮度值之前进行图像的平滑化,除去影像取得装置300的摄像头本身所产生的人工的脉冲性噪声。

[0109] <偏差计算部>

[0110] 偏差计算部130计算根据影像脉搏波中包含的心跳基本成分和心跳高频成分求出的波形偏差。本实施方式的偏差计算部130具备滤波部131、特征点检测部132、顶点检测部133以及差计算部134。从影像脉搏波提取部123输出的影像脉搏波信息被输入到滤波部131

以及顶点检测部133。在本实施方式中,偏差计算部130计算时域中的差 T_{BH} 作为波形偏差。以下,依次对各构成要素进行说明。

[0111] <滤波部>

[0112] 滤波部131对影像脉搏波进行使心跳频带的频率成分通过的滤波处理。对于滤波处理,例如可以使用使包含心跳频带的频率成分的频带通过的带通滤波处理、使心跳频带的频率成分和比心跳频带低的频率成分的频带通过的低通滤波处理。心跳频带是与对象者的心跳频率对应的频带,能够根据对象者适当设定。例如,在对象者安静的状态下,通常为0.7~1.8Hz,优选为0.9~1.5Hz。在对象者在运动中或运动后的状态、或紧张或兴奋的状态等下,通常为1.0~3.5Hz,优选为1.5~3.0Hz。滤波部131通过进行滤波处理,从影像脉搏波得到基波。滤波部131向特征点检测部132输出表示基波的影像脉搏波信息。

[0113] <特征点检测部>

[0114] 特征点检测部132根据从滤波部131输出的影像脉搏波信息检测基波的特征点。在本实施方式中,检测基波的极小点作为特征点。通常情况下,基波示出强度周期性地重复表现为极大值和极小值的正弦波状的模式。极小点是指在基波的一个周期中成为极小值的点。极小点的检测可以使用公知的方法来进行。例如,可以在时间序列上比较基波的强度的变化,将从减少转为增加的時刻作为极小点进行检测。特征点检测部132将特征点输出至差计算部134。

[0115] <顶点检测部>

[0116] 顶点检测部133根据影像脉搏波信息检测影像脉搏波的顶点。在本实施方式中,检测影像脉搏波的扩张末期部分的顶点作为顶点。通常情况下,影像脉搏波的强度与心搏周期对应,从收缩期初期开始增加,在收缩期后期示出最大值并且开始减少。然后,示出从扩张期初期开始持续减少,在扩张期末期表现出最小值的周期性的模式。顶点是指在影像脉搏波的一个周期中,作为在心搏周期的扩张末期产生的朝向下方的峰值的点。顶点的检测可以使用公知的方法来进行,例如,如参照图6的(c)所说明的那样,可以通过利用线拟合来进行。或者,能够通过使用多项式滤波器来检测顶点。顶点检测部133将顶点输出至差计算部134。

[0117] <差计算部>

[0118] 差计算部134计算由特征点检测部132检测出的特征点与由顶点检测部133检测出的顶点之间的时间差。这时,如参照图6的(a)~图6的(d)所说明的那样,差计算部134针对每个与心脏的1次搏动对应的周期,计算特征点与顶点的时间差。由此,差计算部134能够计算出时域中的差 T_{BH} 。上述的偏差计算部130对影像脉搏波的各周期进行时域中的差 T_{BH} 的计算。差计算部134将时域中的差 T_{BH} 输出至计测部141。

[0119] <计测部>

[0120] 计测部141根据由偏差计算部130计算出的波形偏差来计测对象者的血压的变动。在本实施方式中,根据由差计算部134计算出的时域中的差 T_{BH} 来计测对象者的血压的变动。具体而言,计测部141计测与时域中的差 T_{BH} 的增减对应的对象者的血压的变动。这里,计测部141计测时域中的差 T_{BH} 的增加来作为血压的下降变动,计测差 T_{BH} 的减少来作为血压的上升变动。即,计测部141在时域中的差分 T_{BH} 增加的情况下,判定为血压下降,在时域中的差分 T_{BH} 减少的情况下,判定为血压上升。这样,在本实施方式中,能够利用时域中的差 T_{BH} 和血压

变动之间的负相关关系来计测血压的变动。计测部141将血压变动的计测结果输出至输出控制部151。此外，计测部141将血压变动的计测结果输出至计测结果存储部172。然后，计测结果存储部172存储所输入的血压变动的计测结果。

[0121] 计测部141除了使用所述波形偏差进行血压变动的判定之外，还可以根据波形偏差导出(估计)血压值的绝对值。根据波形偏差导出血压值可以根据参照信息来进行。

[0122] 计测部141从参照信息存储部173读出对应信息，读出与波形偏差对应的血压值，由此能够根据波形偏差计算出血压值。这时，例如也可以读出针对每个对象者创建的对应信息，根据波形偏差估计血压值。此外，也可以从按照对象者的年龄、性别区别创建的对应信息中读出包含对象者的区间的对应信息，根据波形偏差估计血压值。此外，还可以预先存储针对计测场所、计测时间等各种环境创建的多个对应信息，计测部141读出与当前时刻的环境对应的对应信息，并根据波形偏差估计血压值。

[0123] 计测部141能够从参照信息存储部173读出转换信息，并使用转换信息将波形偏差转换为血压值。这时，也可以与对应信息同样地，适当读出如下转换信息，并将波形偏差转换为血压值，该转换信息是针对每个对象者创建的转换信息、按对象者的年龄、性别区分创建的转换信息、按环境创建的转换信息。

[0124] 或者，计测部141也可以通过使用了多元回归式的多元回归分析，根据波形偏差计算血压值。该多元回归式例如可以将对象者的血压值作为目标变量，将对象者的波形偏差、心率以及脉搏波振幅作为说明变量。在该情况下，从参照信息存储部173读出预先计算出的多元回归式的回归系数及决定系数，使用所读出的这些系数，通过将对象者的波形偏差、血压值、心率以及脉搏振幅输入多元回归式，能够计算出血压值。这些多元回归分析中所使用的血压值、心率、以及脉搏振幅等信息也可以预先存储在参照信息存储部173中。然后，计测部141可以从参照信息存储部173读出这些信息，用于多元回归分析。

[0125] <输出控制部>

[0126] 输出控制部151进行控制，以将如下输出信息输出至输出装置400，并使输出装置400显示计测结果，该输出信息是基于由计测部141计测到的血压变动的计测结果的输出信息。此外，输出控制部151也可以进行控制，以使输出装置400显示由影像取得装置300取得的影像信号的影像、由皮肤区域提取部122提取出的皮肤区域、由偏差计算部130计算出的波形偏差。

[0127] [1-2. 方法]

[0128] 参照图7，举例对生物体信息计测装置100的处理以及使用生物体信息计测装置100进行的生物体信息计测方法进行说明。

[0129] 首先，利用影像取得装置300对对象者进行拍摄，取得影像信号(步骤S101)。在本例中，作为影像取得装置300而使用了摄像机(TGX02c、Baumer公司生产)。该摄像机的像素数为 400×400 px，帧速为120fps。拍摄处于面向该摄像机坐下的状态的对象者的脸部和右手掌。这时，将脸部和右手分别放置在用于固定的台上，并且将手掌朝向摄像头，在将右手排列在脸部的右侧的状态下进行了拍摄。此外，设摄像机与对象者的右手之间的距离为相距100cm的状态。并且，将白色LED光源从摄像头附近朝向对象者以如下状态进行拍摄，该状态是，照射光使得脸部和右手掌的照度成为1000lux的状态。

[0130] 对象者为平均年龄为 22.8 ± 1.1 (21.7~23.9) 岁的20名健康成年男性。为了确认

改变血压对测定的影响,对象者在拍摄时进行了基于瓦尔萨尔瓦法的屏气动作。具体而言,在拍摄期间,依次进行1分钟安静、1分钟基于瓦尔萨尔瓦法的动作、3分钟安静,共计进行了5分钟的拍摄。反复进行两次该测试,共计取得了10分钟的数据。

[0131] 在拍摄期间,将连续血压计(PORTAPRES Model 2、Finapres Medical Systems公司生产)佩戴在对象的左中指上,测定了血压。进而,通过使用A/D转换器(MP150、BIPAC System公司生产)对由血压计测定出的信号进行转换,而记录了收缩期的血压。该A/D转换器的采样频率为1kHz,分辨率为16比特。

[0132] 影像信号取得部121通过从影像取得装置300接收在步骤S101中取得的影像信号,取得影像信号(步骤S102)。

[0133] 皮肤区域提取部122提取在步骤S102中取得的影像信号的影像中所包含的对象者的皮肤区域(步骤S103)。在本例中,通过在对象者的手掌、前额部、右脸颊的区域中指定ROI,将所指定的区域作为皮肤区域提取出。

[0134] 影像脉搏波提取部123从在步骤S103中提取出的皮肤区域的影像信号中提取示出亮度值的时间变化的影像脉搏波(步骤S104)。在本例中,通过计算影像信号的各帧的皮肤区域中所包含的各坐标的绿色成分的亮度值的平均值,提取出影像脉搏波。

[0135] 滤波部131对在步骤S104中提取出的影像脉搏波进行使心跳频带的频率成分通过的滤波处理,得到基波(步骤S105)。在本例中,实施了使0.7~1.8Hz的频率成分通过的带通滤波处理。

[0136] 进而,特征点检测部132从在步骤S105中得到的基波检测作为特征点的极小点(步骤S106)。

[0137] 顶点检测部133从在步骤S104中提取出的影像脉搏波中检测影像脉搏波的扩张末期部分的顶点(步骤S107)。在本例中,通过利用线拟合进行扩张末期点的检测,而检测出顶点。

[0138] 接着,差计算部134计算心跳基本成分和心跳高频成分之间的波形偏差。具体而言,通过计算在步骤S106中检测出的基波的极小点与在步骤S107中检测出的影像脉搏波的扩张末期点之间的时间差,计算出时域中的差 T_{BH} (步骤S108;偏差计算步骤)。

[0139] 并且,计测部141根据由差计算部134计算出的波形偏差来计测对象者的血压的变动(步骤S109;计测步骤)。在本例中,利用在步骤S108中计算出的时域的差 T_{BH} 与血压变动之间的负相关关系来计测血压的变动。

[0140] 此外,输出控制部151进行控制,以使输出装置400显示在步骤S108中计算出的时域中的差 T_{BH} ,从而输出装置400显示表示时域中的差 T_{BH} 的时间变化的曲线图作为计测结果(步骤S110)。

[0141] 将本例的1名对象者的测定结果在图8的(a)~图8的(c)中示出。在图8的(a)~图8的(c)中,在各曲线图中的上侧用粗实线示出收缩期血压(SBP: Systolic blood pressure)。在各曲线图中的下侧用细实线示出时域中的差 T_{BH} ,在各曲线图中的下侧用虚线示出时域中的差 T_{BH} 的倾向。此外,横轴表示测定时间(秒)(Time[s]),纵轴表示收缩期血压的测定值、以及时域中的差 T_{BH} 的长度(秒)。图8的(a)~图8的(c)分别示出前额部(forehead)、右手掌(right palm)、右脸颊(right cheek)的测定结果。以下,图9、图10、图15的(a)~图15的(c)也同样。

[0142] 在图8的(a)~图8的(c)中,在60~120秒内,对应于基于瓦尔萨尔瓦法的动作,观察收缩期血压的变化。从图8的(a)~图8的(c)可知,时域中的差 T_{BH} 具有如下倾向:该倾向表现出与收缩期血压相反的变化倾向。其中,从图8的(b)可知,用右手掌测定的时域中的差 T_{BH} 表现出与收缩期血压相反的变化。这里,时域中的差 T_{BH} 与收缩期血压的偏相关系数的平均值比时域中的差 T_{BH} 与心率的偏相关系数的平均值高出0.2左右。由此,可以说时域中的差 T_{BH} 的变化主要取决于血压的变动。此外,虽然在时域中的差 T_{BH} 的波形中含有高频噪声,但是在收缩期血压的波形中观察到的迈耶波(周期:约0.1Hz)以及呼吸变动(周期:约0.3Hz)没有反映出来。

[0143] 在图9中,用黑色的条示出可供分析的对象者编号1号到17号(Subject No.1~17)的各个对象者的收缩期血压与用右手掌测定的时域中的差 T_{BH} 之间的互相关系数(Cross-correlation coefficient)。这里,为了供参考,在各黑色条的右边用施加了斜影线的呈灰色的条示出收缩期血压与从多个ROI得到的脉搏波传播时间差(pulse transit time difference;TD)的互相关系数。脉搏波传播时间差表示用对象者的前额部和右手掌分别计测出的两个影像脉搏波的到达时间的的时间差。已知脉搏波传播时间差表现出与血压之间的较高的互相关系数。脉搏波传播时间差的测定可以通过公知的技术进行,例如可以以与日本特开2016-190022号公报中记载的dPTT的测定同样的方式进行,因此这里省略说明。另外,20名对象者中,1名发生了心律失常,两名发生了装置错误,因此在图9中示出对象者编号1号到17号的17名对象者的互相关系数。

[0144] 如图9所示,收缩期血压与脉搏波传播时间差的互相关系数主要取正值。与此相对,收缩期血压与时域中的差 T_{BH} 的互相关系数取负值。此外,时域中的差 T_{BH} 和脉搏波传播时间差虽然正负不同,但是与收缩期血压之间的相关表现为大致相同。

[0145] 在图10中,针对收缩期血压和时域中的差 T_{BH} ,示出对各对象者的互相关系数进行平均而得到的值。另外,在图9中示出的17名对象者中,第1个对象者的收缩期血压与脉搏波传播时间差的相互相关系数表现出负值,因此,这里示出除第1个对象者以外的16名对象者的平均值。具体而言,分别示出了用测定部位不同的前额部、右手掌、右脸颊测定出的时域中的差 T_{BH} 的互相关系数。此外,关于收缩期血压与脉搏波传播时间差的互相关系数也同样,示出图9中所示出的对象者中的除第1个对象者以外的16名对象者的平均值。

[0146] 如图10所示,无论在哪个测定部位,收缩期血压与时域中的差 T_{BH} 的互相关系数都示出了负相关。其中,可知用右手掌测定的时域中的差 T_{BH} 的互相关系数示出比收缩期血压与脉搏波传播时间差之间的互相关系数更高的值,具有很强的相关性。

[0147] 在本例的测定结果中,可以推测,右手掌与前额部及右脸颊的互相关系数之所以不同,与在身体中在脸部与四肢之间进行的神经调节的不同有关。这里,已知在脸部不仅发生基于交感神经的血管收缩,还发生副交感神经性的血管扩张。与此相对,认为在四肢的皮肤中,只有交感神经系统导致血管收缩。即,认为副交感神经性的血管扩张妨碍了在脸部区域中基于交感神经系统的血管收缩所导致的影像脉搏波的变化。

[0148] [1-3.作用和效果]

[0149] 由于本实施方式的生物体信息计测装置100如上所述构成,因此能够获得以下那样的作用和效果。

[0150] (1) 在生物体信息计测装置100中,偏差计算部130根据对象者的规定部位的影像

信号,计算出影像脉搏波中包含的心跳基本成分和心跳高频成分之间的波形偏差。此外,计测部141根据波形偏差来计测对象者的血压的变动。这样,生物体信息计测装置100使用包含脉搏数的信息的心跳基本成分来代替通过心电图计测得到的信息。然后,生物体信息计测装置100通过利用在比心率频带高的频带包含与血压相关的信息的心跳高频成分,能够根据心跳基本成分和心跳高频成分之间的波形偏差来计测对象者的血压的变动。由此,生物体信息计测装置100能够根据拍摄对象者的身体得到的影像信号,简便且非接触地测定对象者的血压变动。并且,生物体信息计测装置100通过利用影像脉搏波的波形偏差,能够根据从对象者的一处部位取得的影像信号计测对象者的血压的变动。因此,例如,不需要同时拍摄对象者的两处以上的部位,能够更简便地计测血压的变动。由此,能够在对象者进行日常动作的状态、以及安静的状态等下,通过拍摄对象者的身体的一部分来计测血压的变动。此外,例如,即使在对象者正在驾驶汽车的状态下等的进行某种动作而难以维持期望的身体姿势的情况下,也能够通过拍摄对象者的身体的一部分来计测血压的变动。

[0151] (2)这时,计测部141计测出波形偏差的增加来作为血压的下降变动,相反地,计测出波形偏差的减少来作为血压的上升变动。如参照图5的(a)、图5的(b)、图6的(a)~图6的(c)所说明的那样,根据计测部141,能够利用波形偏差与血压的变动之间负相关关系来计测血压变动。

[0152] (3)在本实施方式中,波形偏差由心跳基本成分与心跳高频成分在时域中的差来表示。并且,差计算部134计算基波的特征点与影像脉搏波的扩张末期部分的顶点之间的时间差(时域中的差 T_{BH})。这样,在生物体信息计测装置100中,能够使用时域中的差 T_{BH} 来计测血压的变动。由此,偏差计算部130能够通过计算负载比较低的方法来计算波形偏差,从而计测血压变动。因此,能够实时地计测血压变动。

[0153] (4)并且,计测部141根据对象者的波形偏差与血压值的对应信息来计算与波形偏差对应的血压值。由此,计测部141能够通过绝对值来计测血压的变动。

[0154] (5)另外,计测部141使用以对象者的血压值为目标变量、以波形偏差、心率以及脉搏振幅为说明变量的多元回归式,通过多元回归分析计算血压值。由此,能够提高由计测部141计测出的血压的绝对值的精度。

[0155] (6)这里,在生物体信息计测装置100中,影像脉搏波信息包含血压上升时末梢的细动脉受到交感神经的支配使得末梢血管阻力上升的部位的影像信号所包含的亮度值的时间变化。即,生物体信息计测装置100拍摄血压上升时末梢的细动脉受交感神经的支配使得末梢血管阻力上升的部位,根据该部位的影像信号来计算波形偏差。由此,由于基于交感神经系统的血管收缩所引起的影像脉搏波的变化不易被副交感神经性的血管扩张抑制,因此能够进一步提高计测部141对血压变动的计测的精度。

[0156] (7)并且,在生物体信息计测装置100中,影像脉搏波信息包含对象者的手掌的影像信号中所包含的亮度值的时间变化。即,生物体信息计测装置100拍摄对象者的手掌,根据手掌的影像信号来计算出波形偏差。在手那样的末梢部位,不受副交感神经性的血管扩张的影响,交感神经系统引起的血管收缩的影响占主导地位。因此,通过使用手掌的影像信号,能够进一步提高血压的变动计测的精度。

[0157] [1-4.其他]

[0158] 存在如下情况:根据对象者的测定部位和测定部位的身体颜色的不同,光的反射

率不同,由影像取得装置300取得的影像信号中包含的亮度值不同的情况。这时,在亮度值过低、亮度值过高、或者亮度值在拍摄中变动的情况下,影像脉搏波的强度不稳定,难以恰当地计测血压的变动。因此,生物体信息计测装置100也可以具备向对象者的测定部位照射光的照明装置。此外,生物体信息计测装置100还可以具备测定对象者的测定部位的照度的照度传感器。此外,生物体信息计测装置100还可以具备反馈控制部,该反馈控制部根据由照度传感器测定出的对象者的测定部位的照度,对从照明装置照射的光的强度进行控制,使得测定部位的照度恒定。

[0159] 在所述实施方式中,例示了如下情况:生物体信息计测装置100具备影像取得装置300,影像信号取得部121取得由影像取得装置300取得的影像信号,计算出波形偏差,并且计测血压的变动。生物体信息计测装置100的结构不限于此,也可以是如下的生物体信息计测系统:影像信号取得部121经由网络取得影像信号,根据该影像信号计算出波形偏差,并且计测血压的变动。该情况下,例如,能够向影像信号取得部121发送由针对对象者而设置的照顾用、护理用、观察用、监视用、防止犯罪用的摄像机、以及具备摄像机的PC、智能手机、平板终端等取得的影像信号。

[0160] [2. 第二实施方式]

[0161] 参照图1、图11~图15,对第二实施方式的生物体信息计测装置进行说明。以下,在第二实施方式的说明中,将该第二实施方式也简称为本实施方式。相对于第一实施方式的生物体信息计测装置100中具备偏差计算部130,第二实施方式中,在具备具有与第一实施方式的偏差计算部130不同的功能的偏差计算部136这方面有所不同。并且,在本实施方式中,波形偏差作为心跳基本成分与心跳高频成分的频域中的比率而被计算出。并且,本实施方式的生物体信息计测装置根据计算出的频域中的比率来计测血压的变动。本实施方式的生物体信息计测装置的一部分结构以与上述的第一实施方式的生物体信息计测装置同样的方式构成,对于与第一实施方式的生物体信息计测装置同样的结构省略说明,使用相同标号进行说明。

[0162] [2-1. 结构]

[0163] [2-1-1. 硬件结构]

[0164] 如图1所示,本实施方式的生物体信息计测装置101与生物体信息计测装置100同样,具备信息处理装置200。此外,生物体信息计测装置101还具备影像取得装置300和输出装置400。

[0165] [2-1-2. 功能结构]

[0166] 如图11所示,在功能性地表示生物体信息计测装置101的情况下,与生物体信息计测装置100同样,构成为具备信息处理装置200、影像取得装置300以及输出装置400。此外,在功能性地表示信息处理装置200的情况下,构成为具备处理部110以及存储部160。

[0167] <存储部>

[0168] 存储部160预先保存有程序,通过使CPU10执行所述程序,从而分别作为后述的处理部110的影像信号取得部121、皮肤区域提取部122、影像脉搏波提取部123、偏差计算部130、计测部141以及输出控制部151发挥功能。

[0169] <处理部>

[0170] 如图11所示,处理部110分别作为影像信号取得部121、皮肤区域提取部122、影像

脉搏波提取部123、偏差计算部136、计测部141以及输出控制部151发挥功能。

[0171] [2-1-3.处理部]

[0172] <关于血压变动的估计>

[0173] 对使用波形偏差进行血压变动的估计的原理进行说明。在本实施方式中,对波形偏差由心跳基本成分与心跳高频成分在频域中的比率来表示的情况进行说明。

[0174] 如图12所示,能够通过傅里叶变换将影像脉搏波从时域变换为频域。在频域中,能够将影像脉搏波表示为具有各种频率的正弦波的叠加。即,通过对影像脉搏波进行傅里叶变换,能够利用由下述式(11)表示的傅里叶级数 $f(x)$ 来表示影像脉搏波。

[0175] [数学式2]

$$[0176] \quad f(x) = \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(nx) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(nx) \quad \text{式(11)}$$

[0177] (式(11)中, a_0 、 a_n 、 b_n 表示傅里叶系数。)

[0178] 这里,图13示出了,周期为 $2T$,顶点的位置在半周期 T 的 $1/m$ 的位置(T_1)的非对称的三角波随时间(t)的变化。 $m(=T/T_1)$ 表示三角波的上升部和下降部的比例。

[0179] 并且,图13所示出的三角波可以利用由下述式(12)所示的 $f_m(x)$ 来表示。

[0180] [数学式3]

$$[0181] \quad f_m(x) = \begin{cases} \frac{mx}{L} & \text{for } 0 \leq x \leq \frac{L}{m} \\ 1 - \frac{m}{(m-1)L} \left(x - \frac{L}{m}\right) & \text{for } \frac{L}{m} \leq x \leq 2L - \frac{L}{m} \\ \frac{m}{L}(x - 2L) & \text{for } 2L - \frac{L}{m} \leq x \leq 2L \end{cases} \quad \text{式(12)}$$

[0182] 这时,傅里叶系数 a_0 、 a_n 、 b_n 可以用下述式(13)~式(15)来表示。

[0183] [数学式4]

$$[0184] \quad a_0 = 0 \quad \text{式(13)}$$

[0185] [数学式5]

$$[0186] \quad a_n = 0 \quad \text{式(14)}$$

[0187] [数学式6]

$$[0188] \quad b_n = -\frac{2(-1)^n m^2}{n^2(m-1)\pi^2} \sin\left[\frac{n(m-1)\pi}{m}\right] \quad \text{式(15)}$$

[0189] 在图13中, $m=2$ 时的三角波可以说是没有偏差的波形。与此相对,随着 m 大于2,三角波的偏差变大。像这样, m 的值越增加,三角波越偏离 $m=2$ 的波形,高频成分的傅立叶系数也越增加。

[0190] 根据上述的研究,发明人等关注了在傅立叶系数中反映影像脉搏波的波形偏差的情况。即,设相当于影像脉搏波的心跳高频成分的傅立叶系数为 b_i 、相当于影像脉搏波的心跳基本成分的傅立叶系数为 b_j 时,影像脉搏波的偏差率 R_d 能够由下述式(16)来表示。

[0191] [数学式7]

$$[0192] \quad R_d = \frac{\sum b_i}{\sum b_j} \quad \text{式(16)}$$

[0193] 如式(16)所示,偏差率 R_d 由心跳高频成分的傅立叶系数 b_i 的和与心跳基本成分的傅立叶系数的和 b_j 的比率来表示。在偏差率 R_d 较小的情况下,示出如上述的 $m=2$ 那样的波形偏差较小的状态。另一方面,在偏差率 R_d 较大的情况下,示出波形偏差较大的状态。并且,通过本发明人等的研究,发现偏差率 R_d 与血压变动之间存在负相关关系。即,根据本实施方式,能够根据心跳基本成分与心跳高频成分在频域中的比率所对应的偏差率 R_d 来计测血压的变动。

[0194] 本实施方式的生物体信息计测装置101基于上述原理,根据表示影像信号的亮度值随时间的变化的影像脉搏波计算出偏差率 R_d ,从而计测血压的变动。以下,关于由生物体信息计测装置101进行的处理,列举构成要素来进行说明。

[0195] <偏差计算部>

[0196] 本实施方式的偏差计算部136具备转换部137以及比率计算部138。从影像脉搏波提取部123输出的影像脉搏波信息被输入到转换部137。在本实施方式中,偏差计算部136计算出偏差率 R_d 作为波形偏差。以下,对各构成要素进行说明。

[0197] <转换部>

[0198] 转换部137对影像脉搏波进行傅里叶变换,得到影像脉搏波的傅里叶级数。然后,转换部137通过将心跳基本成分和心跳高频成分的傅立叶级数的系数分别相加,计算出心跳基本成分和心跳高频成分各自的傅立叶系数的和。然后,转换部137向比率计算部138输出心跳基本成分的傅立叶系数的和、与心跳高频成分的傅立叶系数的和。

[0199] <比率计算部>

[0200] 比率计算部138计算出心跳高频成分的傅立叶系数的和与心跳基本成分的傅立叶系数的和的比率。由此,比率计算部138能够计算出频域中的偏差率 R_d 。比率计算部138将频域中的偏差率 R_d 输出至计测部141。

[0201] <计测部>

[0202] 计测部141根据由比率计算部138计算出的波形偏差来计测对象者的血压的变动。在本实施方式中,根据由比率计算部138计算出的频域中的偏差率 R_d 来计测对象者的血压的变动。具体而言,计测部141计测与频域中的偏差率 R_d 的增减对应的对象者的血压的变动。这里,计测部141计测频域中的偏差率 R_d 的增加来作为血压的下降变动,计测偏差率 R_d 的减少来作为血压的上升变动。即,计测部141在频域中的偏差率 R_d 增加的情况下,判定为血压下降,在频域中的偏差率 R_d 减少的情况下,判定为血压上升。这样,在本实施方式中,能够利用频域中的偏差率 R_d 与血压变动的负相关关系来计测血压的变动。

[0203] [2-2.方法]

[0204] 参照图14,举例对生物体信息计测装置101的处理、以及使用生物体信息计测装置101进行的生物体信息计测方法进行说明。

[0205] 首先,利用影像取得装置300对对象者进行拍摄,取得影像信号(步骤S201)。在本例中,作为影像取得装置300,使用了与第一实施方式同样的摄像机。此外,对象者与第一实施方式相同。此外,与第一实施方式同样,反复进行两次共计5分钟的拍摄,取得了共计10分钟的数据。此外,与第一实施方式同样,测定对象者的血压,记录收缩期的血压。

[0206] 影像信号取得部121通过从影像取得装置300接收在步骤S201中取得的影像信号,来取得影像信号(步骤S202)。

[0207] 皮肤区域提取部122提取在步骤S202中取得的影像信号的影像中所包含的对象者的皮肤区域(步骤S203)。在本例中,通过在对象者的手掌、前额部、右脸颊、左脸颊的区域中指定ROI,将所指定的区域作为皮肤区域提取出。

[0208] 影像脉搏波提取部123从在步骤S203中提取出的皮肤区域的影像信号中提取表示亮度值的时间变化的影像脉搏波(步骤S204)。在本例中,通过计算影像信号的各帧的皮肤区域中所包含的各坐标的绿色成分的亮度值的平均值,提取出影像脉搏波。

[0209] 转换部137对在步骤S204中提取出的影像脉搏波进行傅里叶变换,得到影像脉搏波的傅里叶级数(步骤S205)。然后,转换部137分别计算在步骤S205中得到的心跳基本成分和心跳高频成分的傅里叶级数的系数的和(步骤S206)。另外,这里,将比心跳频带的频率成分高的频率成分设为心跳高频成分。

[0210] 比率计算部138计算心跳基本成分和心跳高频成分之间的波形偏差。具体而言,通过计算在步骤S206中分别计算出的、心跳高频成分的傅里叶系数的和与心跳基本成分的傅里叶系数的和的比率,计算出频域中的偏差率 R_d (步骤S207)。

[0211] 进而,计测部141根据由比率计算部138计算出的波形偏差来计测对象者的血压的变动(步骤S208)。在本例中,利用在步骤S207中计算出的频域中的偏差率 R_d 与血压变动的负相关关系来计测血压的变动。

[0212] 此外,输出控制部151进行控制,以使输出装置400显示在步骤S208中计算出的频域中的偏差率 R_d ,由此,输出装置400显示表示频域中的偏差率 R_d 的时间变化的曲线图来作为计测结果(步骤S209)。

[0213] 将本例的1名对象者的测定结果在图15的(a)~图15的(d)中示出。在图15的(a)~图15的(d)中,用虚线示出收缩期血压。用实线示出频域中的偏差率 R_d ,用点线示出频域中的偏差率 R_d 的倾向。此外,横轴表示测定时间(秒)(Time[s]),纵轴表示收缩期血压的测定值以及频域中的偏差率 R_d 。图15的(a)~图15的(d)分别示出前额部、右手掌、右脸颊、左脸颊的测定结果。

[0214] 在图15的(a)~图15的(d)中,在60~120秒内,对应着基于瓦尔萨尔瓦法的呼吸停止,观察收缩期血压的变化。从图15的(a)~图15的(d)可知,频域中的偏差率 R_d 示出与收缩期血压相反的变化,具有负相关。其中,从图15的(b)可以观察到,用右手手掌测定的频域中的偏差率 R_d 与收缩期血压的负相关最大。

[0215] [2-3. 作用和效果]

[0216] 由于本实施方式的生物体信息计测装置101如上述那样构成,因此,除了上述的第一实施方式中获得的效果之外,还能够获得以下那样的作用和效果。

[0217] 在生物体信息计测装置101中,波形偏差由心跳基本成分与心跳高频成分在频域中的比率来表示。然后,转换部137分别得到心跳基本成分和心跳高频成分的傅里叶级数的系数的和。然后,比率计算部138计算心跳高频成分的傅立叶系数的和与心跳基本成分的傅立叶系数的和的比率(频域中的偏差率 R_d)来作为频域中的比率。这样,在生物体信息计测装置101中,能够不使用时域中的差,而是使用频域中的偏差率 R_d 作为波形偏差来计测血压的变动。由此,不需要使用时域中的差时的对所需的顶点以及特征点进行的检测,能够防止伴随这些顶点以及特征点的检测位置的偏移导致血压变动的计测精度的降低,能够较高精度地测定血压的变动。

[0218] [2-4.其他]

[0219] 在上述的实施方式中,例示了将比心跳频带的频率成分高的频率成分作为心跳高频成分的情况。心跳高频成分只要包含影像脉搏波中的比心跳频带高的频带的频率成分即可,也可以将包含比心跳频带高的频带的频率成分和心跳频带的频率成分的影像脉搏波用作心跳高频成分。

[0220] 标号说明

[0221] 100、101:生物体信息计测装置;

[0222] 110:处理部;

[0223] 121:影像信号取得部;

[0224] 122:皮肤区域提取部;

[0225] 123:影像脉搏波提取部;

[0226] 130、136:偏差计算部;

[0227] 131:滤波部;

[0228] 132:特征点检测部;

[0229] 133:顶点检测部;

[0230] 134:差计算部;

[0231] 137:转换部;

[0232] 138:比率计算部;

[0233] 141:计测部;

[0234] 160:存储部;

[0235] 200:信息处理装置;

[0236] 300:影像取得装置;

[0237] 400:输出装置。

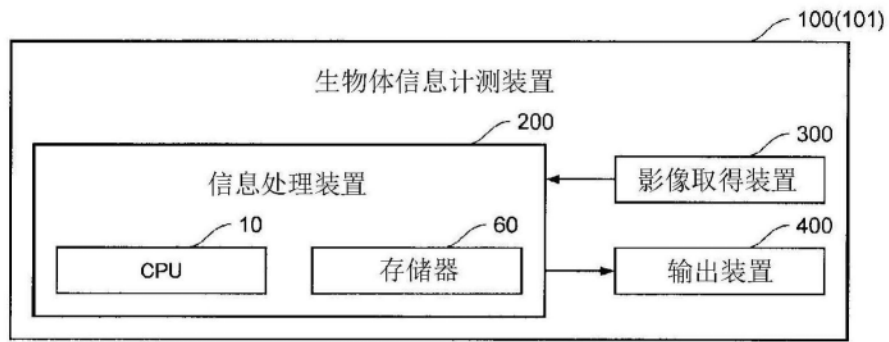


图1

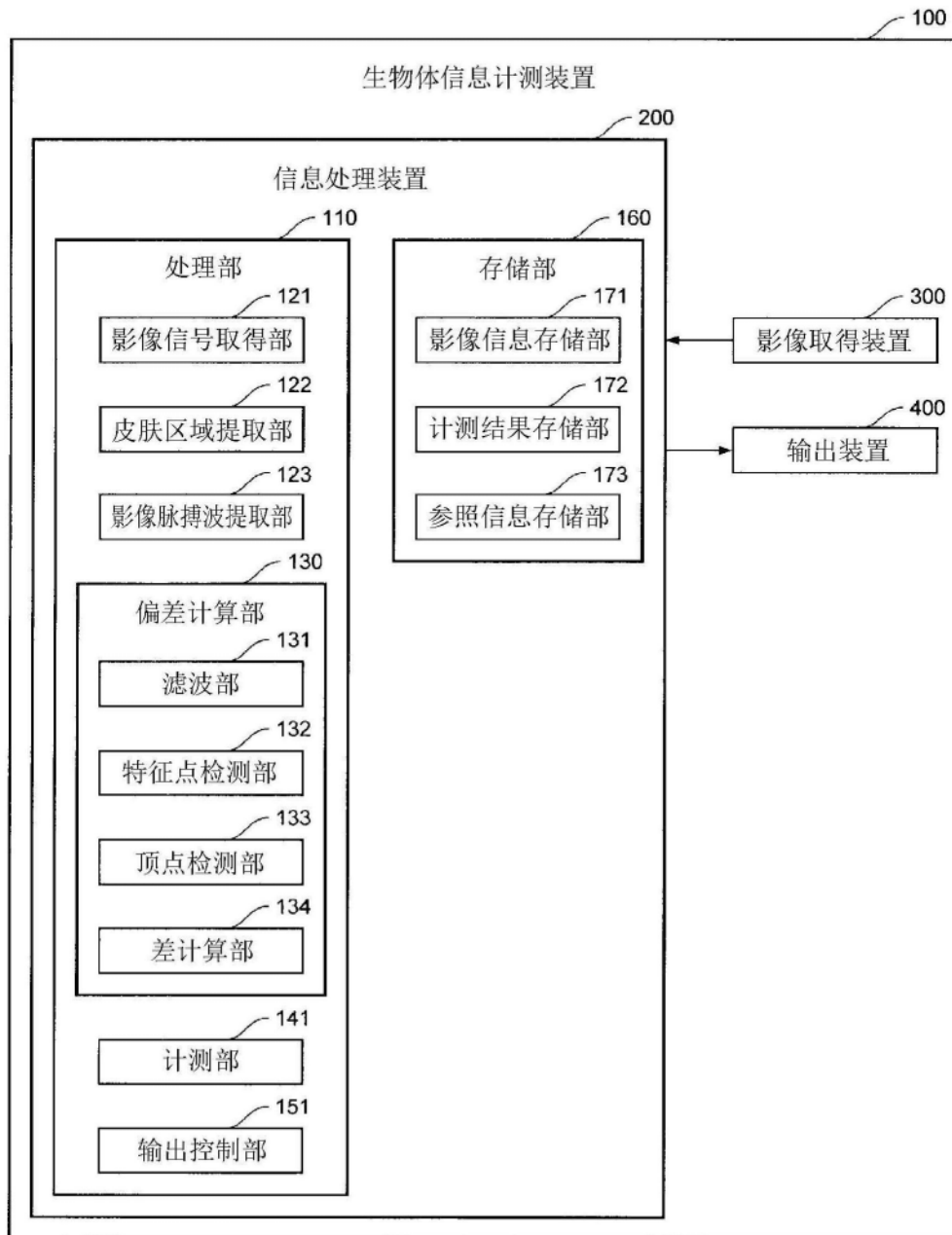


图2

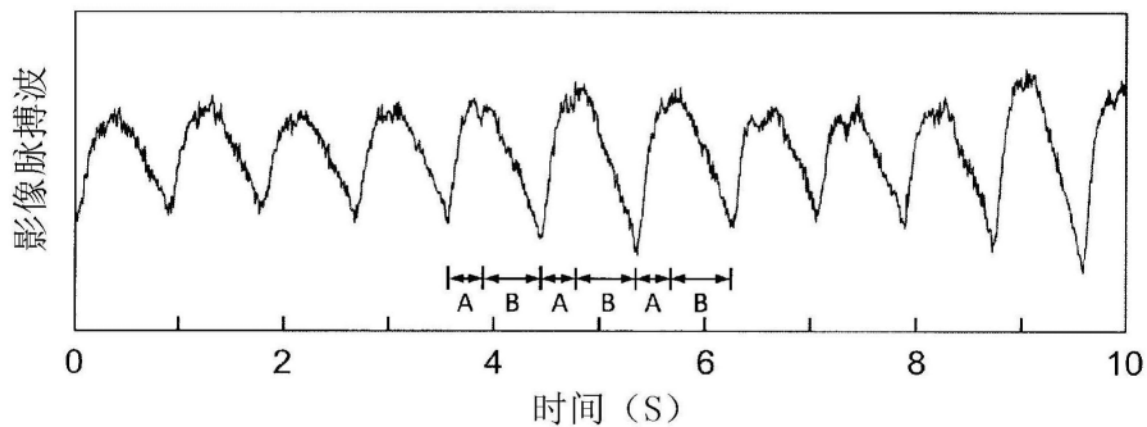


图3

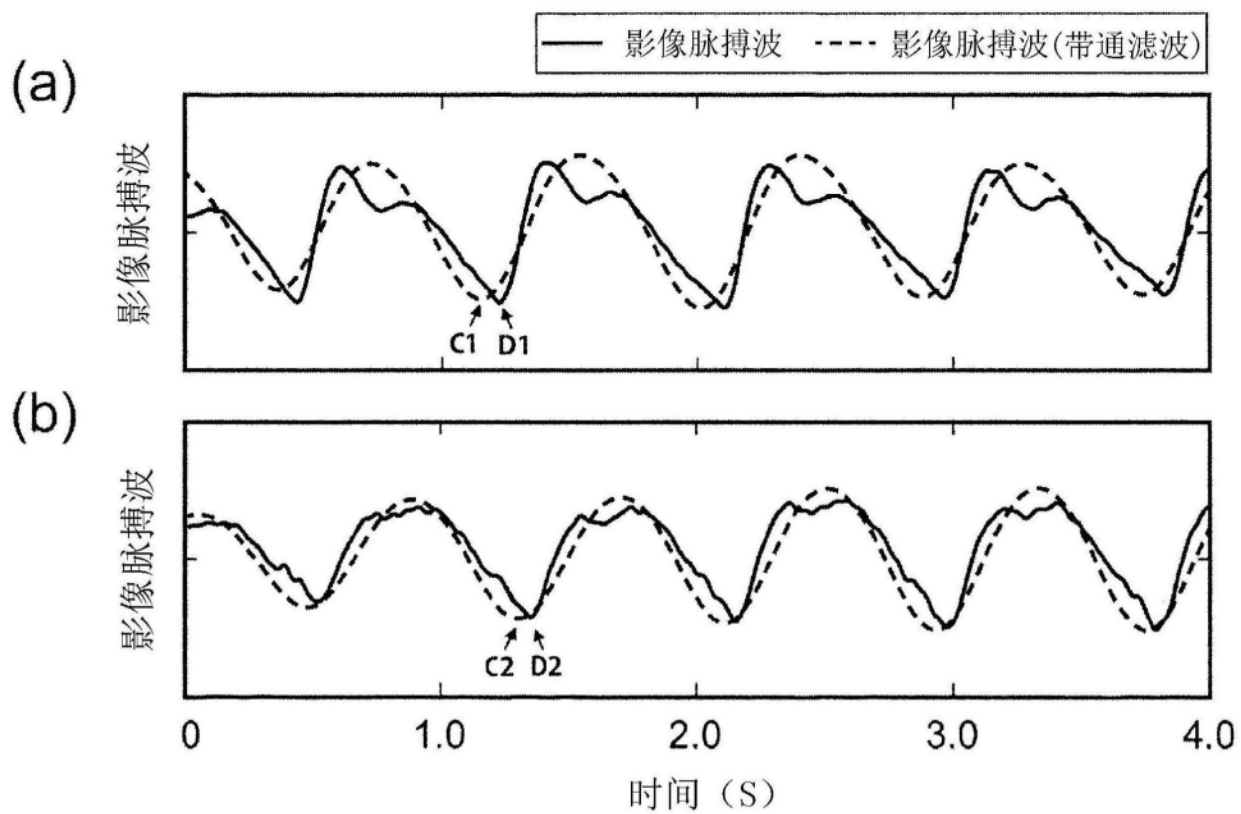


图4

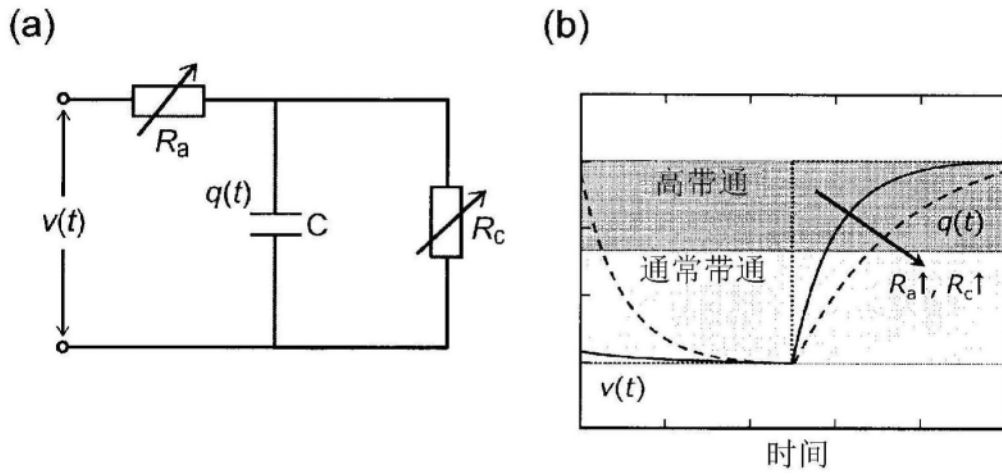


图5

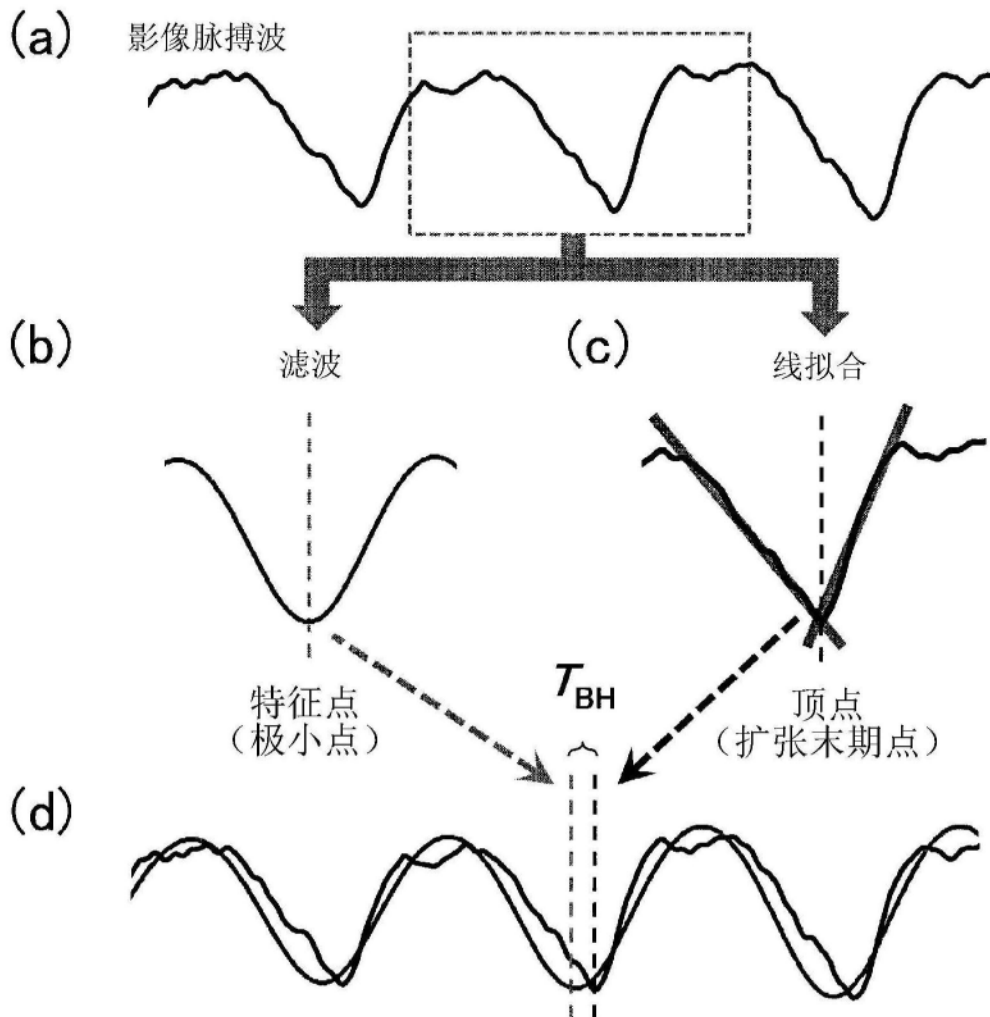


图6

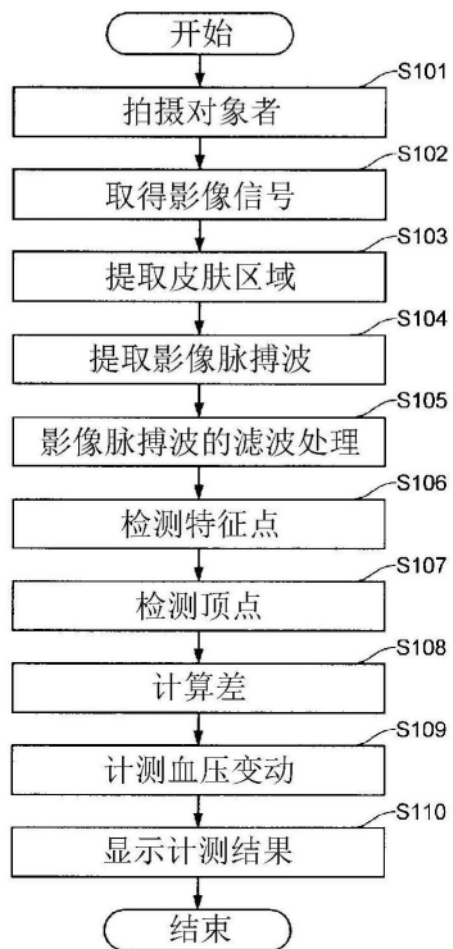


图7

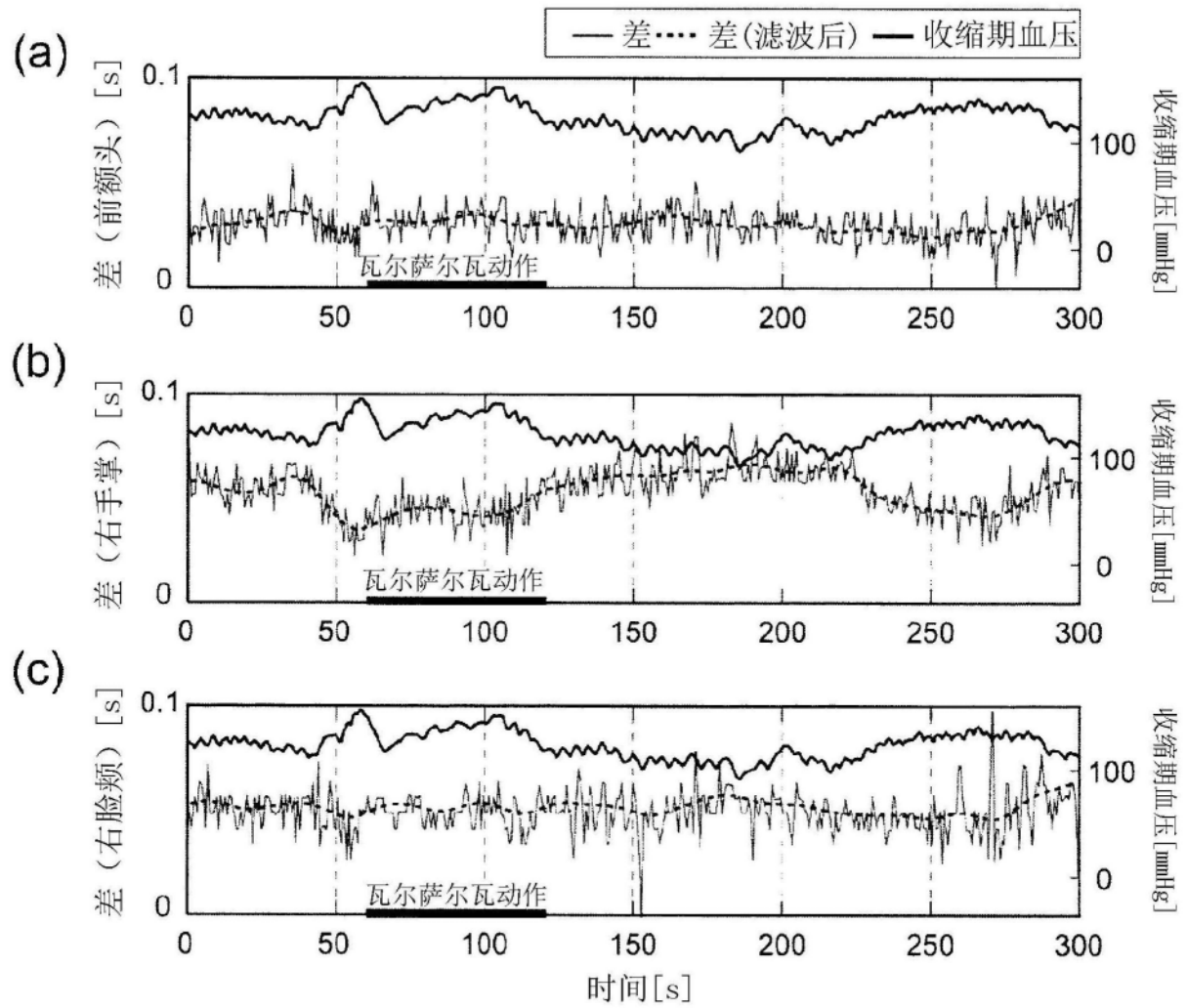


图8

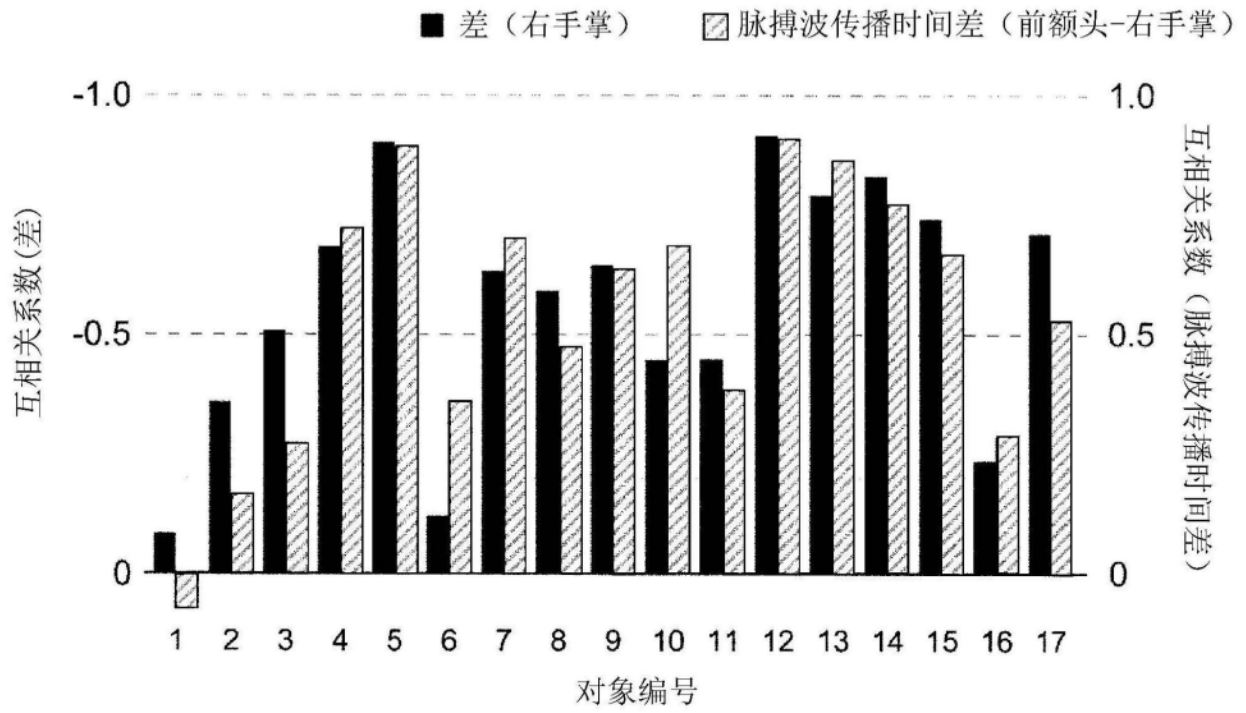


图9

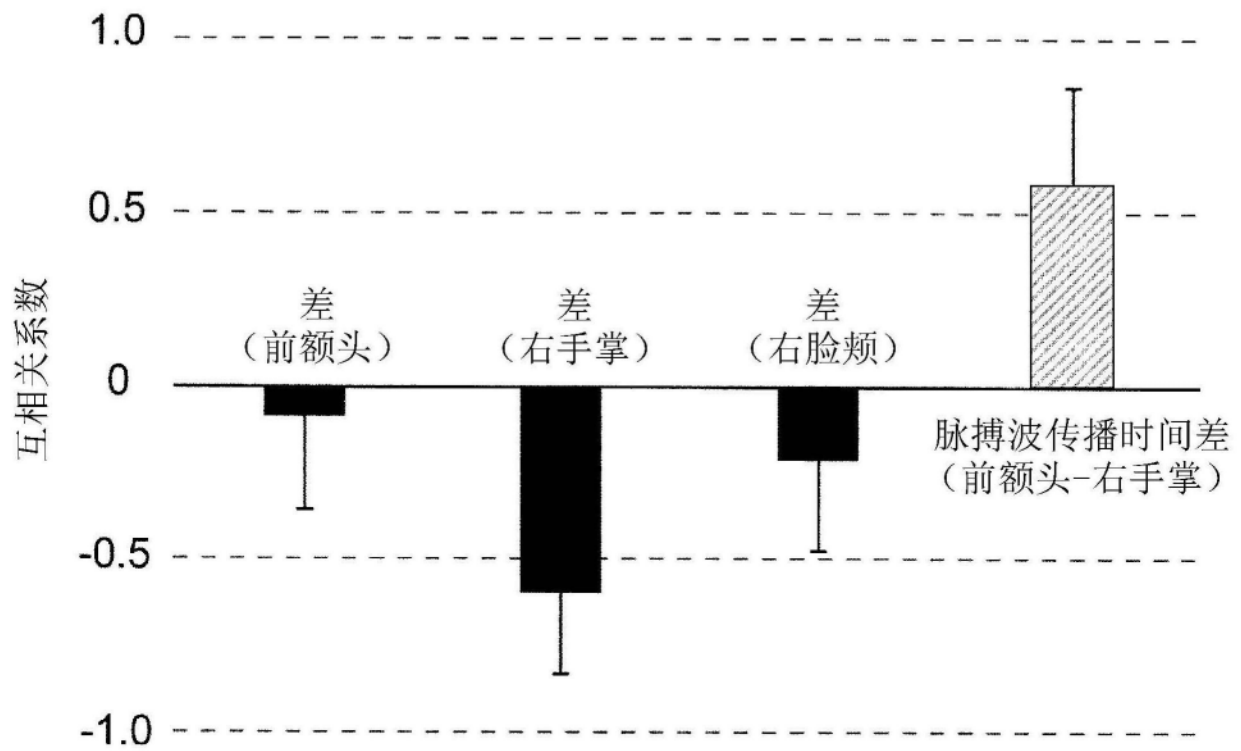


图10

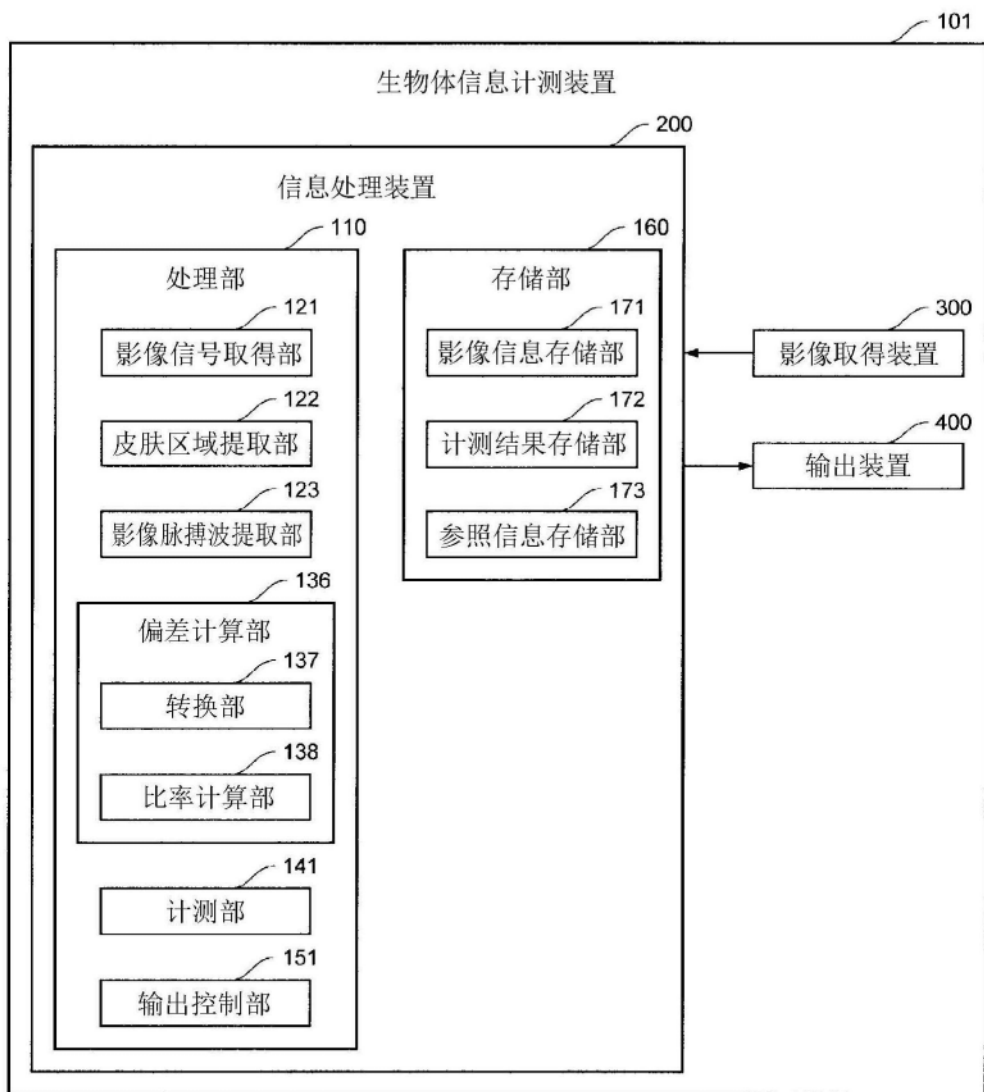


图11

影像脉搏波



傅里叶变换

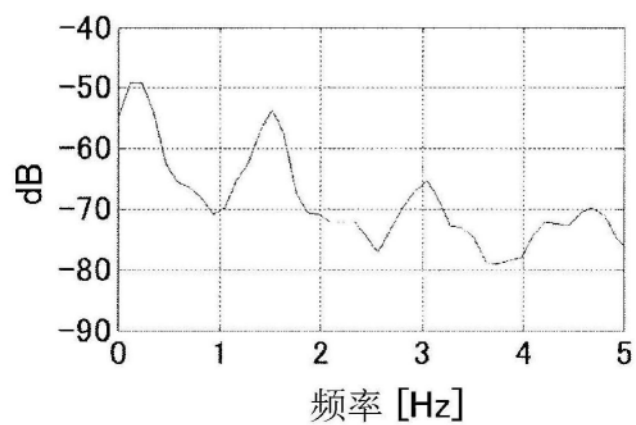


图12

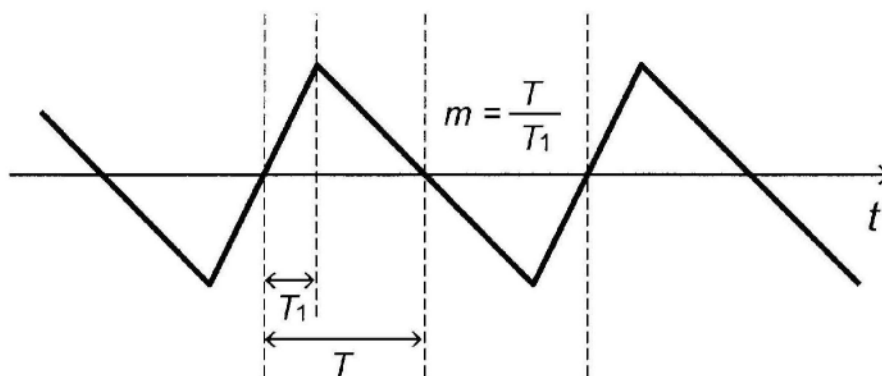


图13

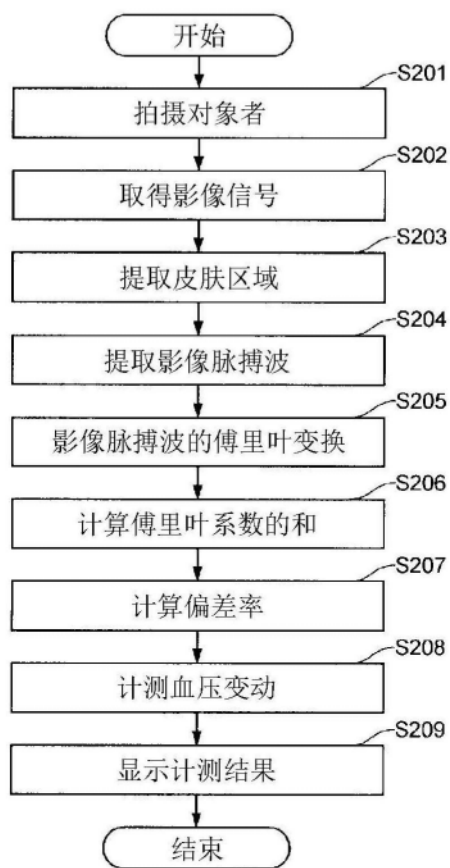


图14

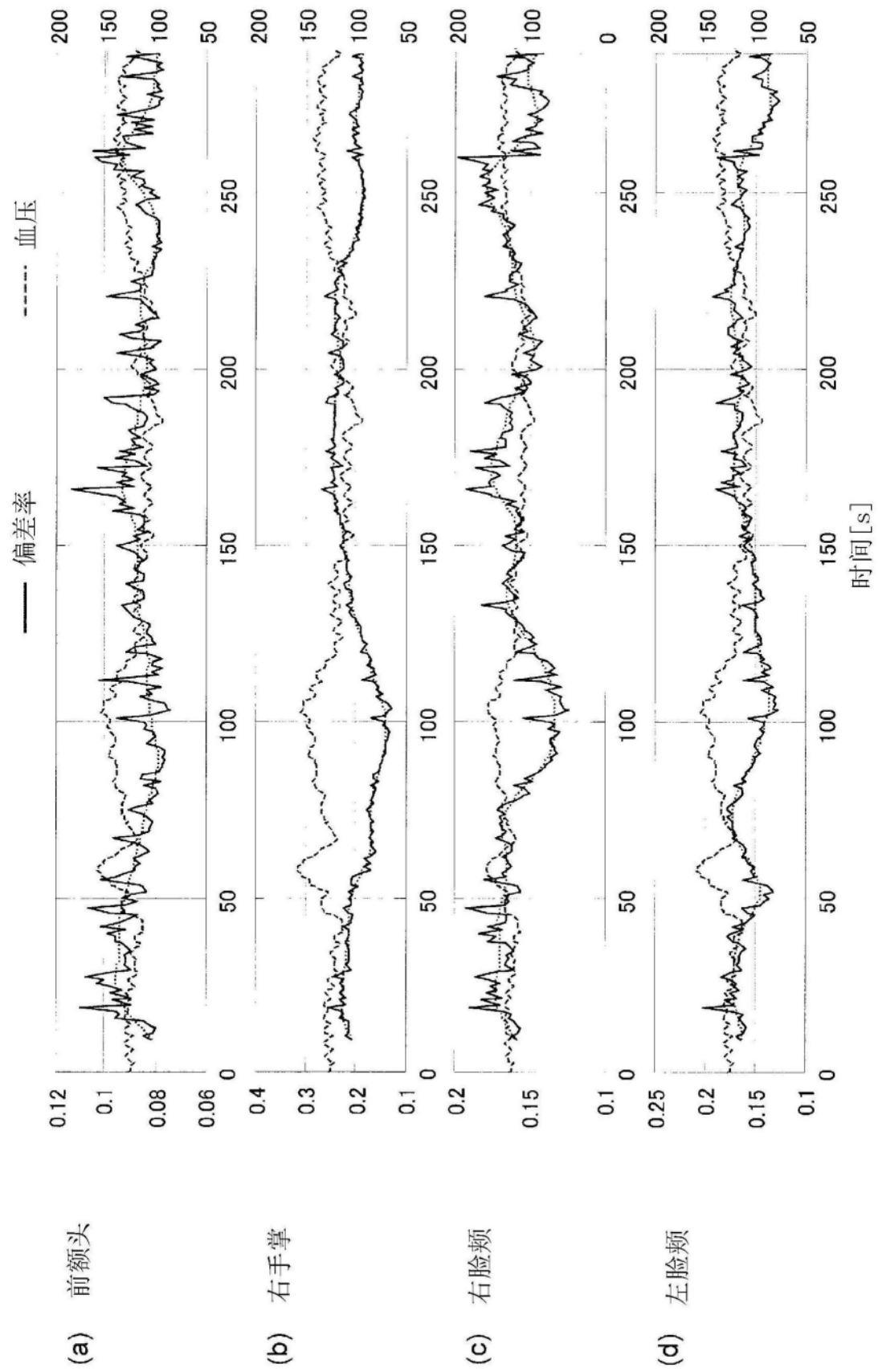


图15