



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106510668 A

(43)申请公布日 2017.03.22

(21)申请号 201610110123.X

(22)申请日 2016.02.29

(30)优先权数据

2015-180029 2015.09.11 JP

(71)申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

(72)发明人 今井茂夫

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 房永峰

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

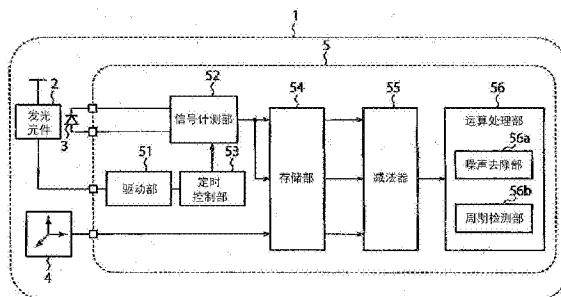
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

脉搏波计测装置、脉搏波计测系统以及信号处理方法

(57)摘要

一种脉搏波计测装置、脉搏波计测系统以及信号处理方法。根据实施方式,脉搏波计测装置具备存储部和减法器。上述存储部存储在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时、表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一数字信号的值和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二数字信号的值,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光。上述减法器从上述存储部中存储的上述第一数字信号的值中减去上述存储部中存储的上述第二数字信号的值。



1. 一种脉搏波计测装置,其特征在于,具备:

存储部,存储在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时,表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一数字信号的值和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二数字信号的值,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;以及

减法器,从上述存储部中存储的上述第一数字信号的值中减去上述存储部中存储的上述第二数字信号的值。

2. 如权利要求1所述的脉搏波计测装置,其特征在于,

还具备从上述受光元件计测出上述第一数字信号和上述第二数字信号并向上述存储部保存的信号计测部,上述信号计测部按每个上述非点亮状态的定时将上述第二数字信号计测1次,

上述减法器从上述第一数字信号的值中减去在与该第一数字信号对应的上述点亮状态的定时的紧前或紧后的上述非点亮状态的定时计测出的上述第二数字信号的值。

3. 如权利要求1所述的脉搏波计测装置,其特征在于,

还具备从上述受光元件计测出上述第一数字信号和上述第二数字信号并向上述存储部保存的信号计测部,上述信号计测部按每个上述非点亮状态的定时将上述第二数字信号计测1次,

上述减法器从上述第一数字信号的值中减去在与该第一数字信号对应的上述点亮状态的定时的紧前及紧后的上述非点亮状态的定时分别计测出的上述第二数字信号的加法值的一半的值。

4. 如权利要求1所述的脉搏波计测装置,其特征在于,

还具备从上述受光元件计测出上述第一数字信号和上述第二数字信号并向上述存储部保存的信号计测部,上述信号计测部按每个上述非点亮状态的定时将上述第二数字信号计测多次,

上述减法器从上述第一数字信号的值中减去多次计测出的上述第二数字信号的值的平均值。

5. 如权利要求1所述的脉搏波计测装置,其特征在于,

还具备从上述受光元件计测出上述第一数字信号和上述第二数字信号并向上述存储部保存的信号计测部,上述信号计测部在预先设定的上述非点亮状态的定时对上述第二数字信号进行计测。

6. 如权利要求1~5中任一项所述的脉搏波计测装置,其特征在于,

在上述存储部中还存储运动信号的值,该运动信号表示加速度传感器在上述点亮状态的定时检测出的加速度,

上述减法器从上述第一数字信号的值中减去上述第二数字信号的值并且还减去上述运动信号的值。

7. 一种脉搏波计测系统,其特征在于,具备:

发光元件,能够交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态;

受光元件,用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;

加速度传感器,对加速度进行检测;

存储部,存储第一数字信号的值、第二数字信号的值、以及运动信号的值,上述第一数字信号表示上述点亮状态的定时下的上述受光元件的输出状态,上述第二数字信号表示上述非点亮状态的定时下的上述受光元件的输出状态,上述运动信号表示上述点亮状态的定时下的上述加速度;

减法器,从上述存储部中存储的上述第一数字信号的值中减去上述存储部中存储的上述第二数字信号的值和上述运动信号的值;以及

运算处理部,根据从上述减法器输出的减法结果,进行运算处理而计算脉搏数。

8.一种脉搏波计测装置,其特征在于,具备:

信号计测部,具有信号放大部和A/D变换部,上述信号放大部放大在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时,表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一模拟信号和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二模拟信号,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光,上述A/D变换部将被上述信号放大部放大后的上述第一模拟信号变换为第一数字信号,并且将被上述信号放大部放大后的上述第二模拟信号变换为第二数字信号;

比较运算部,对上述第二数字信号的值和预先设定的基准值进行比较运算,调整上述信号放大部的放大值以使得上述第二数字信号的值比上述基准值大,输出与基于调整后的放大值的上述第二数字信号的值极性相反的数字值;以及

D/A变换部,将上述数字值变换为模拟值,基于变换后的模拟值对上述第一模拟信号进行处理。

9.一种信号处理方法,其特征在于,具备:

存储步骤,存储在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时,表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一数字信号的值和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二数字信号的值,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;以及

减法步骤,从通过上述存储步骤存储的上述第一数字信号的值中减去通过上述存储步骤存储的上述第二数字信号的值。

10.一种信号处理方法,其特征在于,具备:

信号计测步骤,对在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一模拟信号和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二模拟信号进行放大,将放大后的上述第一模拟信号变换为第一数字信号,并且,将放大后的上述第二模拟信号变换为第二数字信号,其中上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;

比较运算步骤,对上述第二数字信号的值和预先设定的基准值进行比较运算,对放大值进行调整以使得上述第二数字信号的值比上述基准值大,输出与基于调整后的放大值的上述第二数字信号的值极性相反的数字值;以及

信号处理步骤,将上述数字值变换为模拟值,基于变换后的模拟值对上述第一模拟信号进行处理。

脉搏波计测装置、脉搏波计测系统以及信号处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脉搏波计测装置、脉搏波计测系统以及信号处理方法。

背景技术

[0002] 已知利用朝向血管照射光的LED(Light Emitting Diode)和用于接受透射血管后的光或被血管反射后的光的光电二极管对脉搏波进行计测的方法。在该方法中,表示受光元件的输出状态的信号与脉搏波相对应。但是,在该信号中通常不仅含有脉搏波成分而且还含有环境光等的低频噪声成分。因此,利用HPF(High Pass Filter),进行将这样的低频噪声成分去除的信号处理。

[0003] 但是,利用HPF对脉搏波进行计测的情况下,需要使用大量的信号数据进行复杂的运算。因此,信号处理花费较多的时间,结果耗电增大。

发明内容

[0004] 本发明的实施方式要解决的课题在于,提供一种能够迅速且以低耗电对脉搏波进行计测的脉搏波计测装置、脉搏波计测系统以及信号处理方法。

[0005] 实施方式提供一种脉搏波计测装置,具备:存储部,存储在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时,表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一数字信号的值和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二数字信号的值,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;以及减法器,从上述存储部中存储的上述第一数字信号的值中减去上述存储部中存储的上述第二数字信号的值。

[0006] 此外,实施方式提供一种脉搏波计测系统,具备:发光元件,能够交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态;受光元件,用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;加速度传感器,对加速度进行检测;存储部,存储第一数字信号的值、第二数字信号的值、以及运动信号的值,上述第一数字信号表示上述点亮状态的定时下的上述受光元件的输出状态,上述第二数字信号表示上述非点亮状态的定时下的上述受光元件的输出状态,上述运动信号表示上述点亮状态的定时下的上述加速度;减法器,从上述存储部中存储的上述第一数字信号的值中减去上述存储部中存储的上述第二数字信号的值和上述运动信号的值;以及运算处理部,根据从上述减法器输出的减法结果,进行运算处理而计算脉搏数。

[0007] 此外,实施方式提供一种脉搏波计测装置,具备:信号计测部,具有信号放大部和A/D变换部,上述信号放大部放大在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时,表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一模拟信号和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二模拟信号,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光,上述A/D变换部将被上述信号放大部放大后的上述第一模拟信号变换为第一数字信号,并且将被上述信号放大

部放大后的上述第二模拟信号变换为第二数字信号;比较运算部,对上述第二数字信号的值和预先设定的基准值进行比较运算,调整上述信号放大部的放大值以使得上述第二数字信号的值比上述基准值大,输出与基于调整后的放大值的上述第二数字信号的值极性相反的数值;以及D/A变换部,将上述数字值变换为模拟值,根据变换后的模拟值对上述第一模拟信号进行处理。

[0008] 进而,实施方式提供一种信号处理方法,具备:存储步骤,存储在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时,表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一数字信号的值和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二数字信号的值,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;以及减法步骤,从通过上述存储步骤存储的上述第一数字信号的值中减去通过上述存储步骤存储的上述第二数字信号的值。

[0009] 此外,实施方式提供一种信号处理方法,具备:信号计测步骤,对在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一模拟信号和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二模拟信号进行放大,将放大后的上述第一模拟信号变换为第一数字信号,并且,将放大后的上述第二模拟信号变换为第二数字信号,其中上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光;比较运算步骤,对上述第二数字信号的值和预先设定的基准值进行比较运算,对放大值进行调整以使得上述第二数字信号的值比上述基准值大,输出与基于调整后的放大值的上述第二数字信号的值极性相反的数值;以及信号处理步骤,将上述数字值变换为模拟值,根据变换后的模拟值对上述第一模拟信号进行处理。

附图说明

[0010] 图1是表示第一实施方式的脉搏波计测系统的概略结构的框图。

[0011] 图2是图1所示的脉搏波计测系统中使用的信号的时序图。

[0012] 图3的(a)是由比较例的脉搏波计测装置进行了信号处理的脉搏波信号的波形图,(b)是由第一实施方式的脉搏波计测装置进行了信号处理的脉搏波信号的波形图。

[0013] 图4是第二实施方式的脉搏波计测系统中使用的信号的时序图。

[0014] 图5是第三实施方式的脉搏波计测系统中使用的信号的时序图。

[0015] 图6是表示第四实施方式的脉搏波计测系统的概略结构的框图。

[0016] 符号说明

[0017] 1 脉搏波计测系统

[0018] 2 发光元件

[0019] 3 受光元件

[0020] 4 加速度传感器

[0021] 5 脉搏波计测装置

[0022] 52 信号计测部

[0023] 52b 信号放大部

[0024] 52c A/D变换部

- [0025] 54 存储部
- [0026] 55 减法器
- [0027] 56 运算处理部
- [0028] 57 比较运算部
- [0029] 58 D/A变换部

具体实施方式

[0030] 根据实施方式,脉搏波计测装置具备存储部和减法器。上述存储部存储当发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时,表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一数字信号的值和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二数字信号的值,上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光。上述减法器从上述存储部中存储的上述第一数字信号的值中减去上述存储部中存储的上述第二数字信号的值。

[0031] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。本实施方式不用于限定本发明。

[0032] (第一实施方式)

[0033] 图1是表示第一实施方式的脉搏波计测系统的概略结构的框图。如图1所示,本实施方式的脉搏波计测系统1具备发光元件2、受光元件3、加速度传感器4和脉搏波计测装置5。

[0034] 发光元件2朝向脉搏波计测对象者的体内、具体而言是血管照射光。本实施方式中,发光元件2由发出绿色光的LED构成。但是,发光元件2也可以是LED以外的其他种类的发光元件,此外,发光元件2的发光色(光的波长)也可以是红色等其他颜色。

[0035] 受光元件3是用于接受从发光元件2照射的光透射血管后或被血管反射后的光的元件,例如由光电二极管构成。但是,受光元件3也可以是光电二极管以外的其他种类的受光元件。

[0036] 发光元件2点亮时,受光元件3的输出状态对应于血管的膨胀和收缩而变化。换言之,发光元件2点亮时的受光元件3的输出状态与脉搏波相对应。如本实施方式那样发光元件2的光为绿色的情况下,受光元件3接受被血管反射后的反射光。血管膨胀时,反射光的光量变少,从而受光元件3成为低输出状态。相反,血管收缩时,反射光的光量变多,从而受光元件3成为高输出状态。另外,发光元件2的光例如为红色的情况下,受光元件3接受透射血管后的透射光。该情况下,当血管膨胀时透射光的光量也变少,从而受光元件3成为低输出状态,血管收缩时的受光元件3成为高输出状态。

[0037] 加速度传感器4对加速度进行检测,将表示检测出的加速度的运动信号向脉搏波计测装置5输出。

[0038] 脉搏波计测装置5具有驱动部51、信号计测部52、定时控制部53、存储部54、减法器55和运算处理部56。以下,对各部的结构进行说明。

[0039] 驱动部51对发光元件2进行驱动。具体而言,驱动部51基于用来将发光元件2交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射该光的非点亮状态的点亮控制信号,对发光元件2进行驱动。

[0040] 信号计测部52对表示上述点亮状态的定时下的受光元件3的输出状态的第一数字

信号和表示上述非点亮状态的定时下的受光元件3的输出状态的数字信号进行计测。信号计测部52例如由具备将从受光元件3输出的模拟信号变换为数字信号的A/D变换部等的AFE(Analog Front End:模拟前端)构成。

[0041] 定时控制部53控制信号计测部52对第一数字信号和第二数字信号进行计测的定时。具体而言,定时控制部53控制信号计测部52的信号计测的定时,以使得同步于点亮控制信号中的点亮状态的定时来计测第一数字信号,并且,同步于点亮控制信号中的非点亮状态的定时来计测第二数字信号。

[0042] 存储部54对信号计测部52计测出的第一及第二数字信号的值和加速度传感器4检测出的运动信号的值进行存储。

[0043] 减法器55从存储部54中存储的第一数字信号的值减去存储部54中存储的第二数字信号的值和运动信号的值,将表示减法结果的信号向运算处理部56输出。

[0044] 运算处理部56具有噪声去除部56a和周期检测部56b。噪声去除部56a将从减法器55输出的信号中包含的高频的噪声成分去除。噪声去除部56a例如由使比脉搏波的频带更高频的成分衰减的LPF(Low Pass Filter:低通滤波器)构成。周期检测部56b对由噪声去除部56a进行了信号处理的脉搏波信号的周期进行检测。运算处理部56例如由根据规定的程序进行各种运算处理的CPU(Central Processing Unit:中央处理器)构成。

[0045] 以下,对于上述的本实施方式的脉搏波计测系统1的动作,参照图2进行说明。图2是本实施方式的脉搏波计测系统1中使用的信号的时序图。

[0046] 首先,驱动部51根据图2所示的点亮控制信号,将发光元件2交替地切换为点亮状态和非点亮状态。此时,信号计测部52根据定时控制部53的控制,按每个点亮状态的定时T1对第一数字信号进行计测,并且按每个非点亮状态的定时T2对第二数字信号进行1次计测。此外,图2中虽未图示,但加速度传感器4按每个点亮状态的定时T1对加速度进行检测,输出表示检测出的加速度的运动信号。第一数字信号的值和第二数字信号的值被信号计测部52保存在存储部54中。此外,运动信号的值也保存在存储部54中。

[0047] 第一数字信号由于按点亮状态的定时T1计测,从而含有脉搏波成分。但是,该第一数字信号除了脉搏波成分以外,还含有由环境光引起的环境光噪声成分和由脉搏波计测对象者的体动引起的运动噪声成分。环境光噪声成分与在非点亮状态的定时T2计测出的第二数字信号相对应。另一方面,运动噪声成分与在点亮状态的定时T1由加速度传感器4检测出的运动信号相对应。

[0048] 因此,本实施方式中,通过由减法器55从第一数字信号的值减去第二数字信号的值和运动信号的值,从而将环境光噪声成分和运动噪声成分从第一数字信号中去除,提取出脉搏波成分。另外,本实施方式中,为了更高精度地去除运动噪声成分,减法器55也可以减去与脉搏波计测对象者的体动相适应地计算出的系数K与运动信号的值值的乘法值。

[0049] 这里,参照图2,说明减法器55从第一数字信号的值减去第二数字信号的值值的3个运算例。

[0050] 第一运算例中,减法器55从在定时T1计测出的第一数字信号的值A(n)中,减去在该定时T1的紧前的定时T2(换言之,紧挨在该定时T1之前的定时T2)计测出的第二数字信号的值B(n-1)。即,减法器55运算 $A(n) - B(n-1)$ 。

[0051] 第二运算例中,减法器55从在定时T1计测出的第一数字信号的值A(n)中,减去在

该定时T1的紧后的定时T2(换言之,紧挨在该定时T1之后的定时T2)计测出的第二数字信号的值 $B(n)$ 。即,减法器55运算 $A(n)-B(n)$ 。

[0052] 第三运算例中,减法器55从在定时T1计测出的第一数字信号的值 $A(n)$ 中,减去在该定时T1的紧前及紧后的定时T2分别计测出的第二数字信号的加法值的一半的值,即减去 $(B(n-1)+B(n))/2$ 。即,减法器55运算 $A(n)-(B(n-1)+B(n))/2$ 。

[0053] 减法器55在通过上述第一~第三运算例的某一个进行减法处理后,将表示减法结果的信号向运算处理部56输出。

[0054] 运算处理部56中,首先,噪声去除部56a将从减法器55输出的信号中包含的高频噪声成分去除。接着,周期检测部56b对由噪声去除部56a进行了信号处理的脉搏波信号的周期进行检测。根据该周期,计算脉搏数。

[0055] 以上是本实施方式的脉搏波计测系统1的动作的说明。接下来,参照图3,对本实施方式的脉搏波计测装置5的信号处理和比较例的脉搏波计测装置的信号处理的仿真结果进行说明。图3(a)是由比较例的脉搏波计测装置进行了信号处理的脉搏波信号的波形图。图3(b)是由本实施方式的脉搏波计测装置5进行了信号处理的脉搏波信号的波形图。

[0056] 比较例的脉搏波计测装置在用HPF将环境光噪声成分和运动噪声成分去除这一点上与本实施方式的脉搏波计测装置5不同。利用HPF将噪声成分去除的情况下,利用大量的信号数据而需要复杂的运算。因此,如图3(a)所示,在比较例的脉搏波计测装置中,为了得到稳定了的脉搏波信号,需要某种程度的信号处理时间 t 。

[0057] 另一方面,本实施方式的脉搏波计测装置5不通过HPF而是通过减法器55的减法动作将环境光噪声成分和运动噪声成分去除。即,本实施方式的脉搏波计测装置5通过信号值的减法这样的简单的运算处理得到稳定了的脉搏波信号。因此,如图3(b)所示,在计测脉搏波时能够迅速地进行信号处理,能够抑制脉搏波计测装置5的耗电。

[0058] (第二实施方式)

[0059] 对第二实施方式的脉搏波计测系统进行说明。第二实施方式的脉搏波计测系统的结构与图1所示的第一实施方式的脉搏波计测系统1是同样的结构从而省略说明。

[0060] 以下,对于本实施方式的脉搏波计测系统的动作,参照图4进行说明。图4是本实施方式的脉搏波计测系统中使用的信号的时序图。这里,以与上述的第一实施方式不同的动作为中心来说明。

[0061] 第一实施方式中,信号计测部52按每个非点亮状态的定时T2将第二数字信号计测1次,而在本实施方式中,如图4所示,信号计测部52按每个非点亮状态的定时T2将第二数字信号计测多次。进而,信号计测部52计算多次计测出的第二数字信号的值的平均值并保存到存储部54。

[0062] 然后,减法器55从第一数字信号的值减去第二数字信号的值的平均值和运动信号的值。此时,与第一实施方式中说明的第一运算例同样地,减法器55从第一数字信号的值 $A(n)$ 中,减去在与该第一数字信号对应的定时T1的紧前的定时T2多次计测出的第二数字信号的值即 $B(n-1)\sim M(n-1)$ 的平均值。另外,也可以与第一实施方式中说明的第二运算例同样地,减法器55从第一数字信号的值 $A(n)$ 中,减去在与该第一数字信号对应的定时T1的紧后的定时T2多次计测出的第二数字信号的值即 $B(n)\sim M(n)$ 的平均值。此外,也可以与第一实施方式中说明的第三运算例同样地,减法器55从第一数字信号的值 $A(n)$ 中,减去在与

该第一数字信号对应的定时T1的紧前及紧后的定时T2多次计测出的第二数字信号的值的B(n-1)~M(n-1)、B(n)~M(n)的平均值的加法值的一半的值。换言之,减法器55也可以从第一数字信号的值中减去在定时T1的前后计测出的第二数字信号的值的平均值。

[0063] 上述的减法器55的减法动作以后的动作与第一实施方式相同从而省略说明。

[0064] 根据以上说明的本实施方式的脉搏波计测系统,与第一实施方式同样地,通过信号值的减法这样的简单的运算处理,将环境光噪声成分和运动噪声成分去除。因此,在计测脉搏波时能够迅速地进行信号处理,能够抑制脉搏波计测装置5的耗电。

[0065] 特别是,本实施方式的脉搏波计测系统中,信号计测部52在非点亮状态的定时T2将第二数字信号计测多次,并计算其平均值。因此,即使偶然地单次计测出表示较大的环境光噪声成分的第二数字信号,也由于第二数字信号的值被平均化,从而能够更高精度地将环境光噪声成分去除。另外,本实施方式中,加入了对第二数字信号的值的平均值进行运算的处理。但是,该对平均值进行运算的处理在非点亮状态的定时T2实施,并且也不是复杂的处理。由此,该处理不妨碍迅速的信号处理。

[0066] (第三实施方式)

[0067] 对第三实施方式的脉搏波计测系统进行说明。第三实施方式的脉搏波计测系统的结构与图1所示的第一实施方式的脉搏波计测系统1是同样的结构从而省略说明。

[0068] 以下,对于本实施方式的脉搏波计测系统的动作,参照图5进行说明。图5是本实施方式的脉搏波计测系统中的信号的时序图。这里,以与上述的第一实施方式不同的动作为中心来说明。

[0069] 第一实施方式中,信号计测部52每次在非点亮状态的定时T2对第二数字信号进行计测,而在本实施方式中,如图5所示,信号计测部52在预先设定的非点亮状态的定时T2对第二数字信号进行计测。例如,信号计测部52以2次中有1次的比例对第二数字信号进行计测。

[0070] 然后,减法器55从第一数字信号的值中,减去第二数字信号的值和运动信号的值。此时,减法器55减去在与对应于该第一数字信号的定时T1尽可能接近的定时T2计测出的第二数字信号的值,由此能够高精度地将环境光噪声成分去除。

[0071] 上述的减法器55的减法动作以后的动作与第一实施方式相同从而省略说明。

[0072] 根据以上说明的本实施方式的脉搏波计测系统,与第一实施方式同样地,通过信号值的减法这样的简单的运算处理,将环境光噪声成分和运动噪声成分去除。因此,在计测脉搏波时能够迅速地进行信号处理,结果,能够抑制脉搏波计测装置5的耗电。

[0073] 特别是,本实施方式的脉搏波计测系统中,第二数字信号的计测次数相比于上述的第一实施方式有所减少。因此,信号处理的负荷降低,从而能够进一步抑制脉搏波计测装置5的耗电。本实施方式的脉搏波计测系统特别适合于在第二数字信号的值的变动幅度、换言之环境光噪声成分的变动幅度较小的环境下对脉搏波进行计测的情况。

[0074] (第四实施方式)

[0075] 对第四实施方式的脉搏波计测系统进行说明。这里,对于与上述的第一实施方式的脉搏波计测系统1相同的构成要素,附加相同的符号而省略详细的说明。

[0076] 图6是表示第四实施方式的脉搏波计测系统的概略结构的框图。如图6所示,本实施方式的脉搏波计测系统1a具备发光元件2、受光元件3和脉搏波计测装置5a。脉搏波计测

装置5a具有驱动部51、信号计测部52、定时控制部53、运算处理部56、比较运算部57和D/A变换部58。驱动部51和定时控制部53是与上述的第一实施方式相同的结构,因此以下对信号计测部52、比较运算部57和D/A变换部58进行说明。

[0077] 信号计测部52具有电流电压变换部52a、信号放大部52b和A/D变换部52c。电流电压变换部52a将从受光元件4输出的电流信号变换为电压信号。该电压信号是模拟信号。该模拟信号在发光元件2处于点亮状态的情况下对应于第一模拟信号,在发光元件2处于非点亮状态的情况下对应于第二模拟信号。信号放大部52b将第一模拟信号以及第二模拟信号放大。信号放大部52b的放大值是可变的。A/D变换部52c将被信号放大部52b放大后的各模拟信号变换为数字信号。该数字信号在发光元件2处于点亮状态的情况下对应于第一数字信号,在发光元件2处于非点亮状态的情况下对应于第二数字信号。

[0078] 比较运算部57将第二数字信号的值和预先设定的基准值进行比较运算。该基准值例如是信号满标度(full scale)的一半左右的值。此外,比较运算部57根据比较运算结果,生成与第二数字信号的值极性相反的偏移(offset)数字值。

[0079] D/A变换部58将比较运算部57所生成的偏移数字值变换为模拟值,将变换后的模拟值加入到第一模拟信号中。

[0080] 以下,对于本实施方式的脉搏波计测系统1a的动作,以与上述的第一实施方式不同的动作为中心来说明。

[0081] 首先,信号放大部52b将从电流电压变换部52a输出的第二模拟信号以预先设定的放大值进行放大。然后,A/D变换部52c将被放大后的第二模拟信号变换为第二数字信号并向比较运算部57输出。

[0082] 比较运算部57将第二数字信号的值和预先设定的基准值进行比较运算。此时,在第二数字信号的值小于基准值的情况下,比较运算部57对信号放大部52b进行指示以使得以比预先设定的放大值大的放大值进行放大。信号放大部52b根据该指示,以比预先设定的放大值大的放大值,将第二模拟信号再次放大。然后,比较运算部57将该第二数字信号的值和基准值进行比较运算。

[0083] 结果,在第二数字信号的值大于基准值的情况下,比较运算部57生成其极性相反的偏移数字值并向D/A变换部58输出。另一方面,在第二数字信号的值小于基准值的情况下,信号放大部52b以更大的放大值将第二模拟信号放大。即,比较运算部57对信号放大部52b的放大值进行调整,以使得第二数字信号的值比基准值大。

[0084] D/A变换部58根据比较运算部57所生成的偏移数字值,对第一模拟信号进行模拟信号处理。由此,从第一模拟信号将环境光噪声成分去除。最后,信号放大部52b根据由比较运算部57导出的放大值,将去除了环境光噪声成分后的第一模拟信号进行放大。

[0085] 以上说明的本实施方式的脉搏波计测系统1a中,在最初,相当于环境光噪声成分的第二模拟信号以预先设定的放大值被放大。然后,第二数字信号的值和基准值被进行比较运算。

[0086] 此时,以使得第二数字信号的值比基准值大的方式调整信号放大部52b的放大值。然后,生成与基于调整后的放大值的第二数字信号的值极性相反的偏移数字值,根据该偏移数字值将第一模拟信号进行模拟信号处理。由此,执行从第一模拟信号中将环境光噪声成分去除的偏移消除动作。

[0087] 上述偏移消除动作后,通过在不发生信号钳位(clip)的范围内最大限度地将第一模拟信号进行放大,从而能够高精度地对脉搏波信号成分进行计测。另外,在环境光噪声成分没有较大的变化等情况下,也可以省去信号放大部52b的放大值调整动作,以预先确定的一定的放大值将各模拟信号进行放大。

[0088] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子提示的,并不意欲限定发明的范围。这些实施方式能够以其他各种各样的方式实施,在不脱离发明的主旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及主旨中,同样包含在权利要求所记载的发明及其同等范围内。

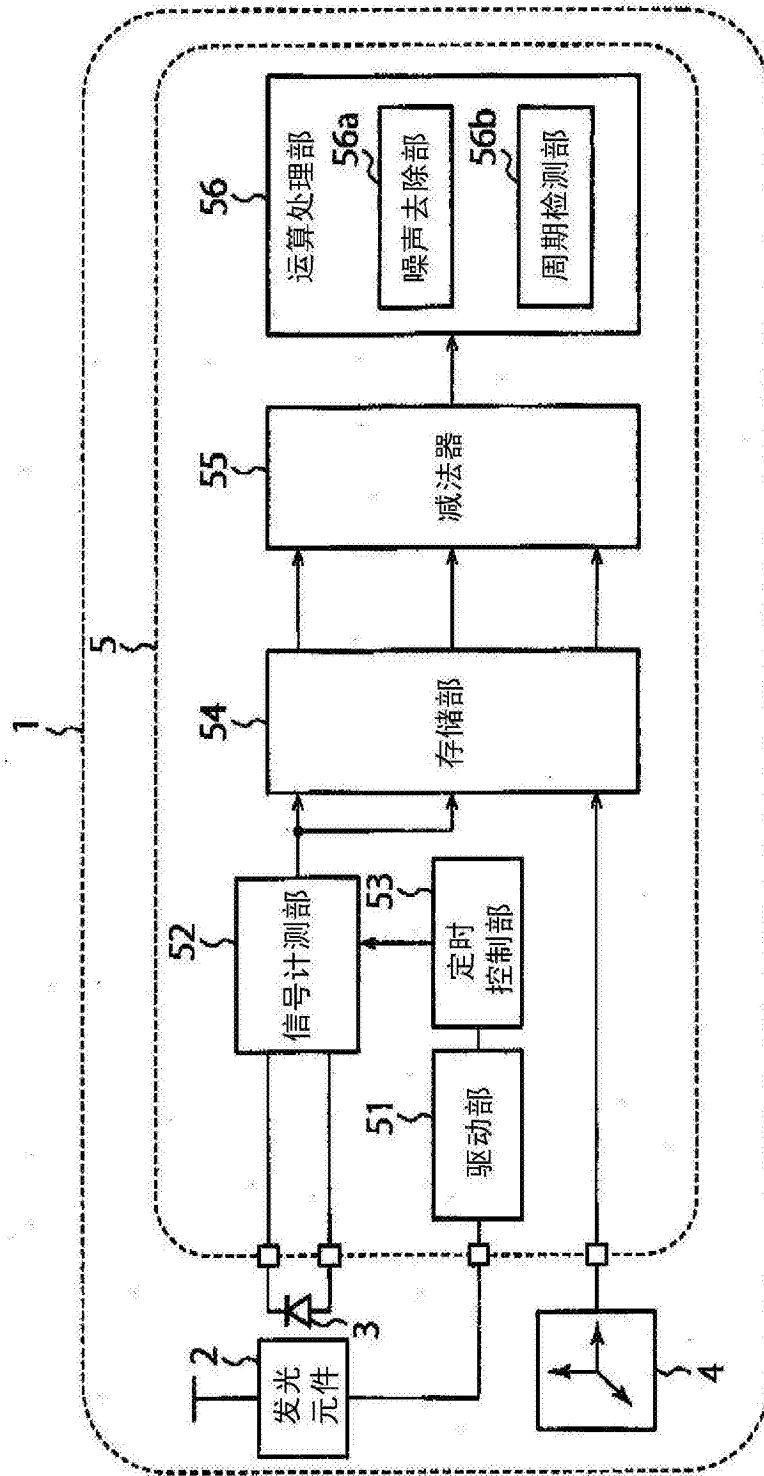


图1

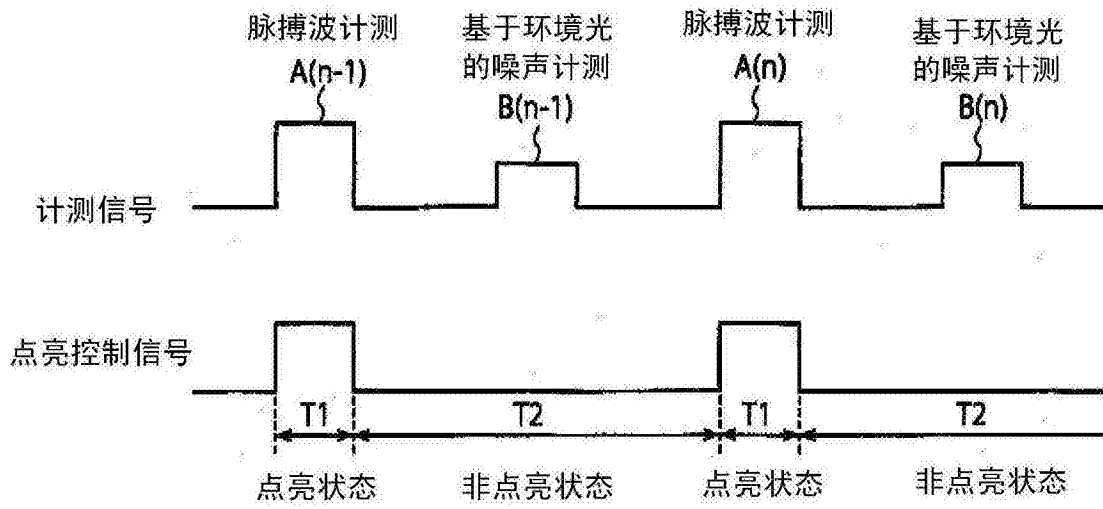


图2

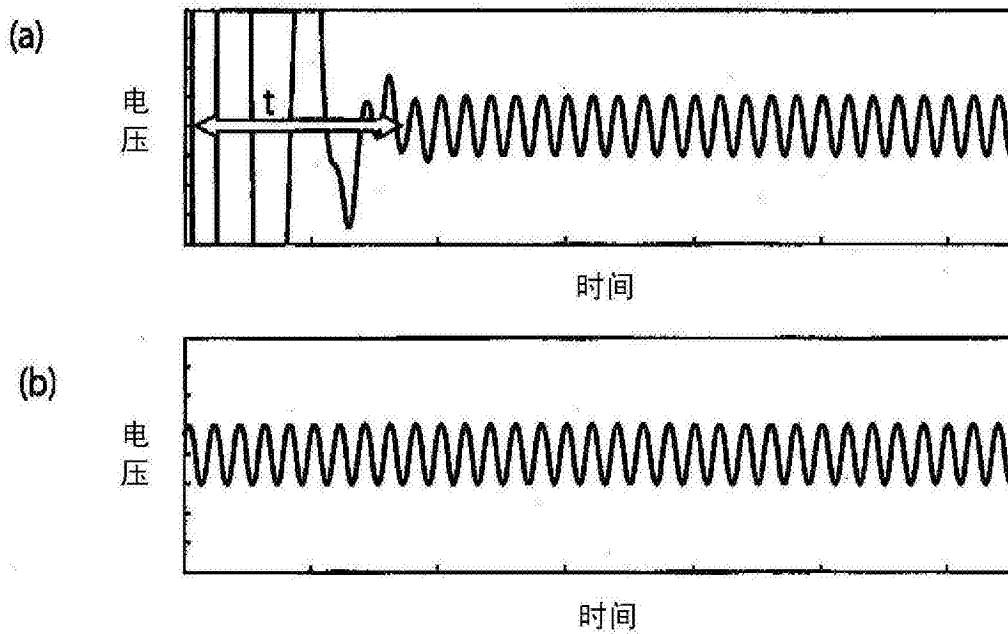


图3

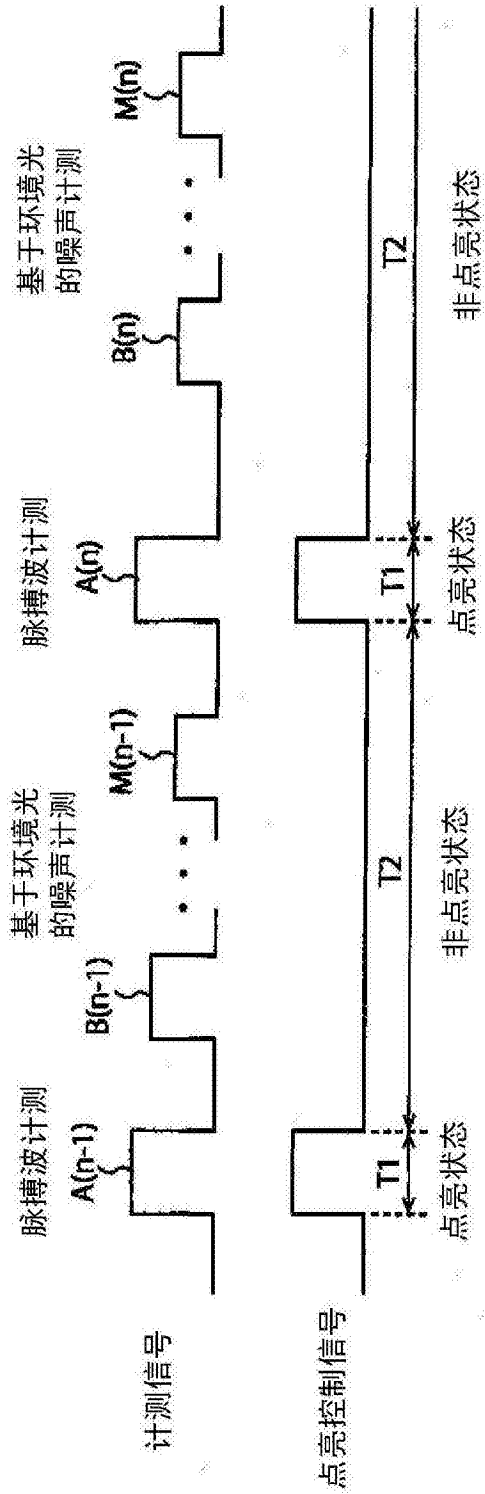


图4

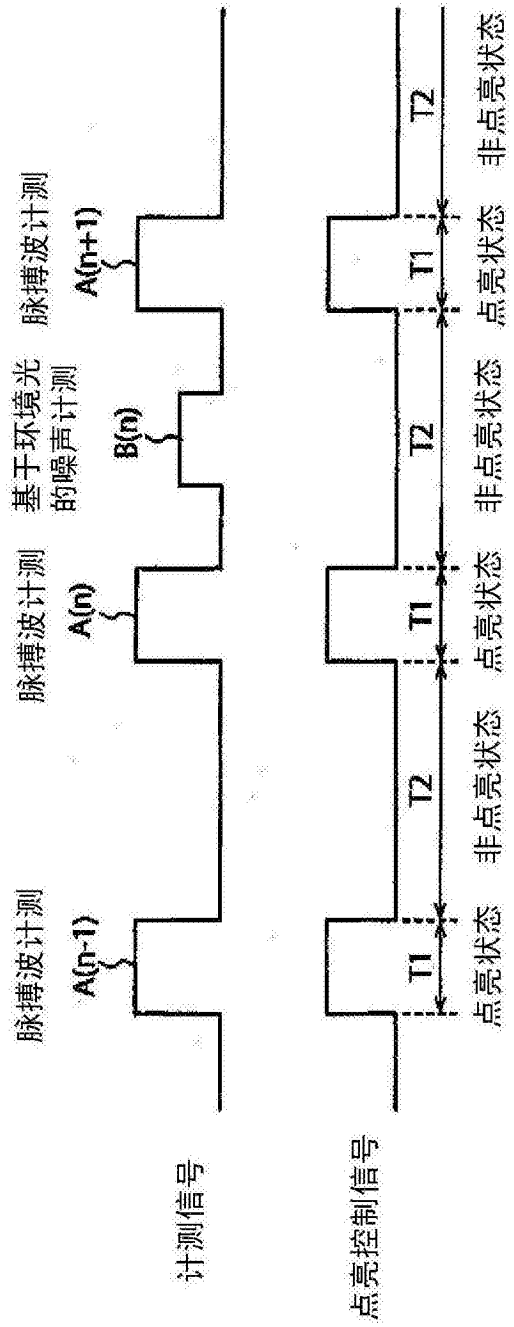


图5

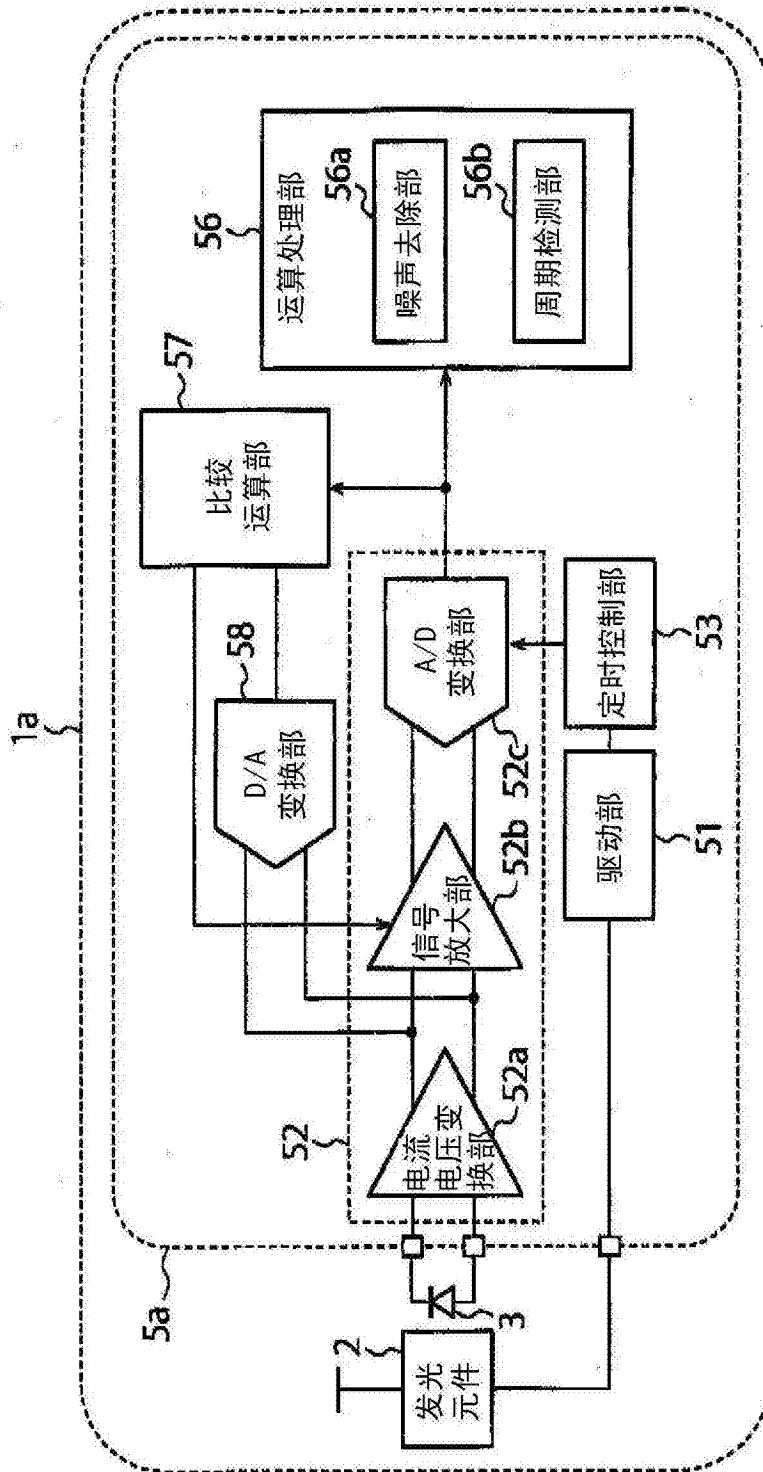


图6

专利名称(译)	脉搏波计测装置、脉搏波计测系统以及信号处理方法		
公开(公告)号	CN106510668A	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	CN201610110123.X	申请日	2016-02-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	今井茂夫		
发明人	今井茂夫		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/11 A61B5/7207 A61B5/721 A61B5/7225 A61B5/7246 A61B5/7278 A61B2562/0219 A61B2562/0233 A61B5/02108 A61B5/0059 A61B5/7214		
代理人(译)	杨谦		
优先权	2015180029 2015-09-11 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种脉搏波计测装置、脉搏波计测系统以及信号处理方法。根据实施方式，脉搏波计测装置具备存储部和减法器。上述存储部存储在发光元件交替地切换为朝向体内照射光的点亮状态和不照射上述光的非点亮状态时、表示受光元件在上述点亮状态的定时下的输出状态的第一数字信号的值和表示上述受光元件在上述非点亮状态的定时下的输出状态的第二数字信号的值，上述受光元件用于接受透射上述体内后的光或被上述体内反射后的光。上述减法器从上述存储部中存储的上述第一数字信号的值中减去上述存储部中存储的上述第二数字信号的值。

