



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105943005 B

(45)授权公告日 2019.08.06

(21)申请号 201610387333.3

审查员 许流芳

(22)申请日 2016.06.01

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105943005 A

(43)申请公布日 2016.09.21

(73)专利权人 合肥芯福传感器技术有限公司

地址 230031 安徽省合肥市高新区创新产业园二期F1栋1405室

(72)发明人 赵照

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

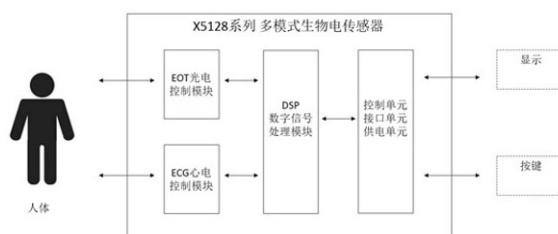
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置

(57)摘要

本发明涉及无创血压检测技术领域,具体涉及一种基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测方法,包括一多模式生物电传感器,执行以下步骤:通过采用常规基于光电容积脉搏波PPG的方法,提取PPG信号中的特征参数,建立人体血压的测量模型,经过血压标定校准,得到同人体血压值之间的有密切相关性的校准参数,然后利用这些标定校准参数,进行基于PPG波形和ECG波形的脉搏波的血压测量;再通过采用基于PPG波形和ECG波形的脉搏波波速测定法,建立多参数血压估计模型,最后通过二者测得数据进行比较分析修正;本发明通过PPG波形和ECG波形混合模式检测,有效提高检验精度;与多模式生物电传感器具有极高的硬件契合度,也为产品的便携、小型化创造良好条件。



1. 一种基于光电绿光脉搏与心电混合的无创血压检测装置,其特征在于:包括水银血压计,用于进行血压测量,获得真实的收缩压/舒张压BP₀;

多模式生物电传感器,采用常规基于光电容积脉搏波PPG的方法,提取血压特征参数,建立人体血压的测量模型,经过血压标定校准,得到同人体血压值之间的有相关性的校准参数,然后利用标定校准参数,测量收缩压/舒张压BP₁;采用基于PPG波形和ECG波形的脉搏波波速测定法,建立多参数血压估计模型公式并测量收缩压/舒张压BP₂如下:

$$BP_2 = a_1 HR + \frac{a_2}{(PTT)^2} + b$$

其中,BP₂为收缩压/舒张压、HR为心率,PTT为脉搏波传播时间,a₁、a₂、b为待定系数;根据获得的BP₁、BP₂数据进行分析,得到两种模式测得的数据BP₁、BP₂同真实的收缩压/舒张压数据 BP₀之间的相关系数,并对结果进行修正,得到最终的测量数据。

2. 根据权利要求1所述的一种基于光电绿光脉搏与心电混合的无创血压检测装置,其特征在于:所述多模式生物电传感器为XINF00-X5系列生物电多模式传感器,包括EOT光电控制模块、ECG心电控制模块、DSP数字信号处理模块、控制单元、接口单元以及供电单元,其中,EOT光电控制模块与ECG心电控制模块分别与DSP数字信号处理模块连接;所述DSP数字信号处理模块分别与控制单元、接口单元、供电单元连接。

3. 根据权利要求1所述的一种基于光电绿光脉搏与心电混合的无创血压检测装置,其特征在于:所述多模式生物电传感器通过无创光电方法获取光电容积脉搏波信号PPG,进行波峰检测,波峰之间的时间是心动周期T,心率HR=1/T。

4. 根据权利要求1所述的一种基于光电绿光脉搏与心电混合的无创血压检测装置,其特征在于:所述多模式生物电传感器通过常规医学电极获得心电信号ECG,并进行R波检测,得到心电图的QRS波群中R波波峰和脉搏波的波峰之间的时间间隔,其中,R-R周期是心动周期T,心率HR=1/T。

5. 如权利要求1所述的基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置,其特征在于:所述无创血压检测装置采用常规水银血压计分别测量不同被测试者在平静、运动后的血压值,采用多模式生物电传感器分别测量不同被测试者在平静、运动后的ECG信号、PPG信号,然后通过建模工具进行分析,根据所述公式进行拟合,从不同的BP₂、HR、PTT反向计算出a₁、a₂、b。

6. 如权利要求5所述的基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置,其特征在于:将拟合得到的a₁,a₂,b代入公式,根据PTT、HR计算出不同的BP₂,同常规水银血压计得到的结果做偏差比对分析,得到测量曲线和拟合曲线的差异,用以评价测量结果准确度。

7. 如权利要求1所述的基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置,其特征在于:所述多模式生物电传感器选取两点波形,分别进行ECG心电图测量和手指光电脉搏波描记波PPG波形测量,然后计算心电图的QRS波群中R波波峰和脉搏波的波峰之间的时间间隔,进行多参数拟合,即得人体血压值。

基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及无创血压检测技术领域,具体涉及一种基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置。

背景技术

[0002] 随着科技的发展,无创血压检测越来越准确,而由于无创血压的非侵入性,以及方便和实用性,其在日常测量中应用也越来越广泛。但是传统血压测量存在血压计充气袖带的束缚、以及无法实现长期连续的血压监测等困扰,为了摆脱此种困扰,很多学者开展了基于PPG实现无创、连续血压监测的研究。当前基于PPG无创血压监测的研究分为可分为心电图(ECG)与PPG结合的血压测量技术、两路PPG结合的血压测量技术、以及脉搏波特征参数血压测量技术三种,但是,从实践来看,单方面的无创血压检测可能存在测量精度不高等问题。

发明内容

[0003] 针对现有技术的不足,本发明提供了基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置,该方案是基于XINF00上多模式生物电传感器的资源和架构基础,融合了基于容积脉搏波PPG的无创血压测量方法,以及基于PPG波形和ECG波形的脉搏波波速测定方法测量无创血压,利用两种方法的测量再进行二次标定的方法,其有效的提高了测量的精度,规避了目前无创血压测量方面精度不高的缺陷问题。

[0004] 为实现以上目的,本发明通过以下技术方案予以实现:

[0005] 一种基于光电绿光脉搏与心电混合的无创血压检测装置,其特征在于:包括

[0006] 水银血压计,用于进行血压测量,获得真实的血压BP₀;

[0007] 多模式生物电传感器,采用常规基于光电容积脉搏波PPG的方法,提取血压特征参数,建立人体血压的测量模型,经过血压标定校准,得到同人体血压值之间的有相关性的校准参数,然后利用标定校准参数,测量血压BP₁;采用基于PPG波形和ECG波形的脉搏波波速测定法,建立多参数血压估计模型公式如下:

$$[0008] \quad BP_2 = a_1 HR + \frac{a_2}{(PTT)^2} + b$$

[0009] 其中,BP₂为血压、HR为心率,PTT为脉搏波传播时间,a₁、a₂、b为待定系数;根据获得的BP₁、BP₂数据进行分析,得到两种模式测得的数据BP₁、BP₂同真实的血压数据 BP₀之间的相关系数,并对结果进行修正,得到最终的测量数据。

[0010] 优选地,所述多模式生物电传感器为XINF00-X5系列生物电多模式传感器,包括EOT光电控制模块、ECG心电控制模块、DSP数字信号处理模块、控制单元、接口单元以及供电单元,其中,EOT光电控制模块与ECG心电控制模块分别与DSP数字信号处理模块连接;所述DSP数字信号处理模块分别与控制单元、接口单元、供电单元连接。

[0011] 优选地,所述多模式生物电传感器通过无创光电方法获取光电容积脉搏波信号PPG,进行波峰检测,波峰之间的时间是心动周期T,心率HR=1/T。

[0012] 优选地,所述多模式生物电传感器通过常规医学电极获得心电信号ECG,并进行R波检测,得到心电图的QRS波群中R波波峰和脉搏波的波峰之间的时间间隔,其中,R-R周期是心动周期T,心率 $HR=1/T$ 。

[0013] 优选地,所述无创血压检测装置采用常规水银血压计分别测量不同的被测试者在平静、运动后的血压值,采用多模式生物电传感器分别测量不同被测试者在平静、运动后的ECG信号、PPG信号,然后通过建模工具进行分析,根据所述公式进行拟合,从不同的BP₂、HR、PTT反向计算出a1、a2、b。

[0014] 优选地,将拟合得到的a1,a2,b代入公式,根据PTT、HR计算出不同的BP₂,同常规水银血压计得到的结果做偏差比对分析,得到测量曲线和拟合曲线的差异,用以评价测量结果准确度。

[0015] 优选地,所述多模式生物电传感器选取两点波形,分别进行ECG心电图测量和手指光电脉搏波描记波PPG波形测量,然后计算心电图的QRS波群中R波波峰和脉搏波的波峰之间的时间间隔,进行多参数拟合,即得人体血压值。

[0016] 本发明的有益效果:

[0017] 基于XINF00多模式生物电传感器为核心的高集成度的硬件核心单元,同本发明具有较高的硬件契合度,为产品的便携、小型化创造良好条件;同时本发明在基于该多模式生物电传感器的资源和架构基础上,通过两种方法的测量并再进行二次标定的方法,有效的提高了测量的精度,规避了目前光电无创血压测量精度不高的缺陷问题。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0019] 图1是本发明中多模式生物传感器原理图;

[0020] 图2是本发明基于光电容积脉搏波PPG的方法测得的脉搏波波形图;

[0021] 图3是本发明基于光电容积脉搏波PPG的方法测得的脉搏波波形图;

[0022] 图4是本发明基于心电图方法测得的ECG波形图。

具体实施方式

[0023] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0024] 当前,基于PPG实现无创、连续血压监测的研究如火如荼。从现有技术看,基于PPG无创血压监测的研究分为可分为心电(ECG)与PPG结合的血压测量技术、两路PPG结合的血压测量技术、以及脉搏波特征参数血压测量技术这三种,但是从实际实践来看,绝大部分无创血压检测大都是采用三种技术中的一种进行检测,这种检测有可能导致测量精度不高,或实际测量中存在误差。

[0025] 基于此,本发明提供了基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测方法,该

方法基于XINF00的多模式生物电传感器的资源和架构基础上,融合了基于容积脉搏波PPG的无创血压测量方法,以及基于PPG波形和ECG波形的脉搏波波速测定方法测量无创血压,利用两种方法的测量再进行二次标定的方法,能有效的提高了测量的精度,规避了目前无创血压测量方面精度不高的缺陷问题。

[0026] 本发明具体工作原理如下:

[0027] 首先,采用常规水银计进行血压测量,测得真实的血压BP₀;

[0028] 然后通过多模式生物电传感器,如图1所示,多模式生物电传感器为XINF00-X5系列生物电多模式传感器,其执行以下步骤:

[0029] 步骤一:采用常规的基于光电容积脉搏波PPG的方法,提取PPG信号中的特征参数,建立人体血压的测量模型,经过血压标定校准,得到同人体血压值之间的有密切相关性的校准参数,然后利用这些标定校准参数,测量血压BP₁;如图2、图3所示。

[0030] ●在本步骤中,基于无创光电测量,得到被测量的脉搏波波形,分析提取容积脉搏波单波形;

[0031] ●大量脉搏波波形分析和计算,对照脉搏波单波形得到特征参数、以及传统的水银血压计测量到舒张压和收缩压之间的关系,提取和计算脉搏波特征参数同真实血压值之间的相关性系数,该步骤原则上需大量穷举,数据范围越广泛,其标定的精度越高;

[0032] ●提取参考脉搏波的波形,对照真实的舒张压和收缩压,得到参照标本的特征参数,原则上参照标本和被测量的波形来源于同一个人;

[0033] ●获取被测量波形,得到特征参数,然后根据参照样本的典型特征参数、相关性系数,计算到测量血压;

[0034] 步骤二:采用基于PPG波形和ECG波形的脉搏波波速测定法,建立多参数血压估计模型如下:

$$[0035] \quad BP_2 = a_1 HR + \frac{a_2}{(PTT)^2} + b$$

[0036] 其中,BP₂为血压、HR为心率,PTT为脉搏波传播时间,a₁、a₂、b为待定系数;

[0037] ●获取心率:通过无创光电方法获取光电容积脉搏波信号PPG,进行波峰检测,波峰之间的时间是心动周期T,心率HR=1/T;

[0038] ●获取PTT:如图4所示;通过医学电极获得心电信号ECG,进行R波检测,求心电图的QRS波群中R波波峰和脉搏波的波峰之间的时间间隔,R-R周期是心动周期T,心率HR=1/T;

[0039] ●模型验证和拟合

[0040] 用实际的水银血压计进行血压测量,分别测量不同的被测试者在平静、运动后的血压值,采用多模式生物电传感器分别测量不同被测试者在平静、运动后的ECG信号(R波)、PPG信号,然后可利用专门的建模工具进行分析,根据公式进行拟合,公式如下:

$$[0041] \quad BP_2 = a_1 HR + \frac{a_2}{(PTT)^2} + b$$

[0042] 从不同的BP₂、HR、PTT反向计算出a₁、a₂、b。

[0043] ●模型的校验:用拟合得到的a₁、a₂、b代入公式,根据PTT、HR计算出不同的BP₂,同实际水银血压计得到的结果做偏差比对分析,可得到测量曲线和拟合曲线的差异,评价测

量结果准确度,也可以根据大量数据的对照进行二次拟合;

[0044] ●该混合方法完美的结合了脉搏波容积法和脉搏波波速方法的无创血压测量技术。而恰到好处的是,XINF00的X5系列生物电多模式传感器可以同这种创新应用实现无缝融合和最大程度的匹配,为该方法的实现提供了良好、切实可行的硬件基础;

[0045] 步骤三:所述多模式生物电传感器,基于步骤A1、A2测得血压数据进行分析,得到两种模式测得数据BP₁、BP₂同真实的数据 BP₀之间的相关系数,并对结果进行修正,得到最终的测量数据。

[0046] 进一步地,测试中,优选为绿光进行相关测试。

[0047] 本发明同现有技术相比:

[0048] 1、PPG波形和ECG波形混合模式检测,有效提高检验精度;

[0049] 2、融合矢量波形计算,多参数标定、多项式拟合;

[0050] 3、经典算法的创新性拓展,基于多样本统计的二次标定拟合,增加测量实用性,规避方法的缺陷,有效提高精度;

[0051] 4、绿光PPG方法,高信噪比;相比常规测量,绿光模式反射率更高,测量敏感度更高,可提供更高的信噪比。因为如果应用产品是腕部穿戴式设备,在手腕上方很少有动脉存在,必须通过皮肤表层下方的静脉和毛细血管来检测脉动分量,因此绿光效果会更好;

[0052] 5、采用单导联ECG测量方法;

[0053] 6、本发明同多模式生物电传感器具有极高的硬件契合度,为产品的便携、小型化创造良好条件,其中多模式生物电传感器光电容积测量部分,具备3个独立光电接口模块,每个模块提供4个独立LED驱动,电流型驱动方式,匹配灵活的外部LED组合模式;接收采用PD接收管,宽范围的输入I-V转换电路,信号动态范围广,放大部分具备3级增益调整;二阶有源滤波方案,完美解决噪声问题。

[0054] 尤其亮点的部分是多模式生物电传感器的每个光电接口模块可提供4个独立LED的驱动,这个典型特征拓展了更多的应用,尤其是在检测位置脉动信号微弱、弱灌注情况下可得到更理想的原始采集波形,为算法打下良好基础;此外光电接收单元的宽动态范围,高增益可调、内部滤波器(参数可调)更是可以让采集达到极致的效果,前端完美的波形获取,可有效降低后端信号恢复和处理的难度,降低算法难度,提高测量精度。

[0055] 其中ECG部分,具备单导联心电图采集能力,符合便携、小型化心电图应用,满足波速测定的前提条件,并且可提供单导联心电图的典型应用。

[0056] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

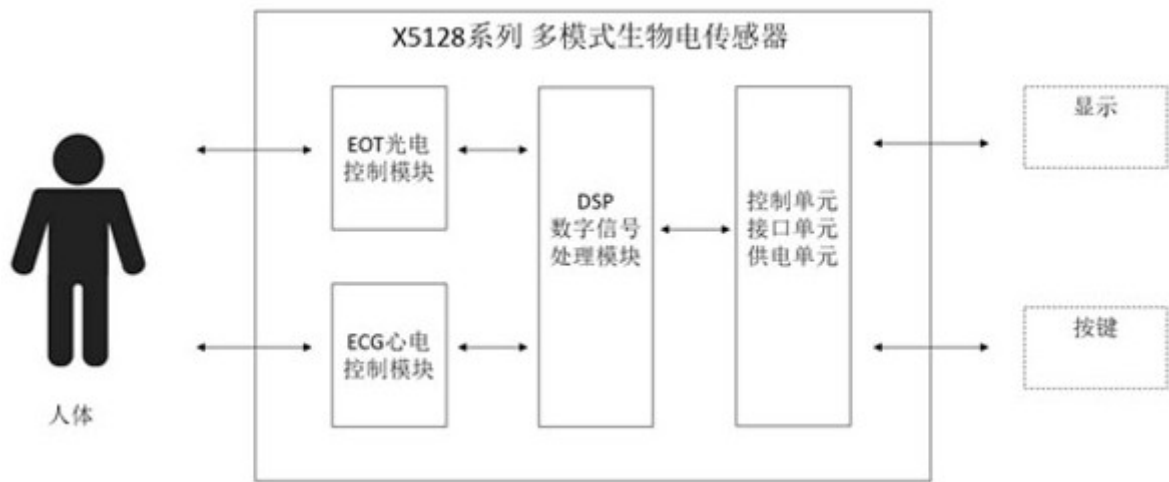


图1

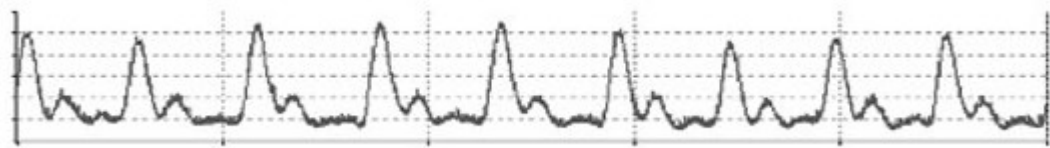


图2

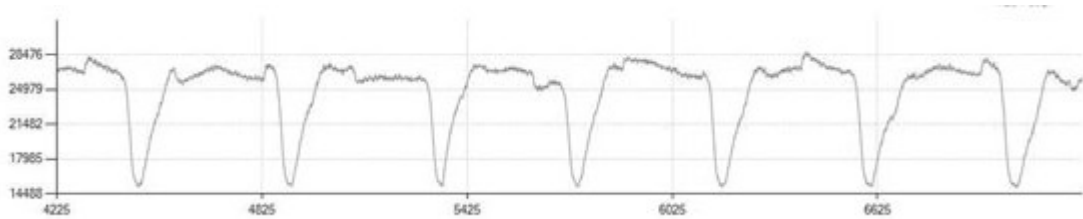


图3

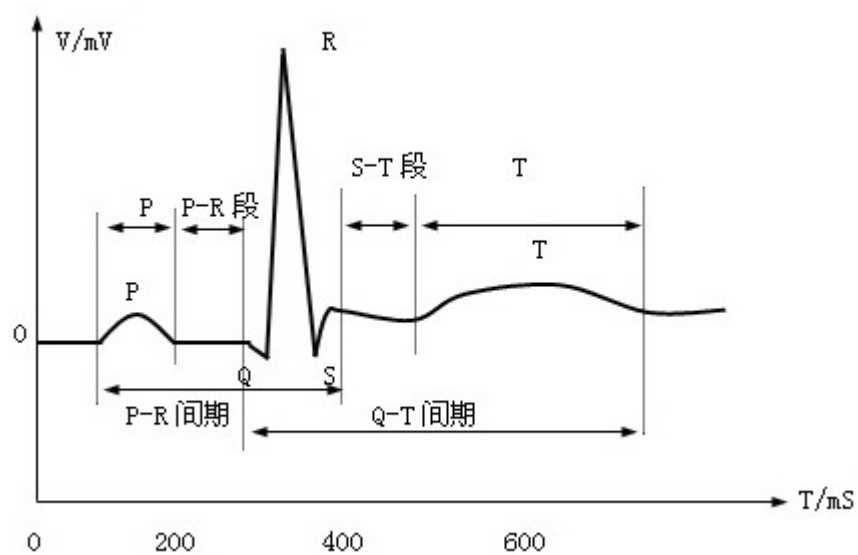


图4

专利名称(译)	基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测装置		
公开(公告)号	CN105943005B	公开(公告)日	2019-08-06
申请号	CN201610387333.3	申请日	2016-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	合肥芯福传感器技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	合肥芯福传感器技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	合肥芯福传感器技术有限公司		
[标]发明人	赵照		
发明人	赵照		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/02 A61B5/0402 A61B5/0456 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0064 A61B5/02 A61B5/02108 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0456 A61B5/681 A61B5/7235 A61B5/7271		
其他公开文献	CN105943005A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及无创血压检测技术领域，具体涉及一种基于光电绿光脉搏与心电图混合的无创血压检测方法，包括一多模式生物电传感器，执行以下步骤：通过采用常规基于光电容积脉搏波PPG的方法，提取PPG信号中的特征参数，建立人体血压的测量模型，经过血压标定校准，得到同人体血压值之间的有密切相关性的校准参数，然后利用这些标定校准参数，进行基于PPG波形和ECG波形的脉搏波的血压测量；再通过采用基于PPG波形和ECG波形的脉搏波波速测定法，建立多参数血压估计模型，最后通过二者测得数据进行比较分析修正；本发明通过PPG波形和ECG波形混合模式检测，有效提高检验精度；与多模式生物电传感器具有极高的硬件契合度，也为产品的便携、小型化创造良好条件。

