



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108283485 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201710013556.8

(22)申请日 2017.01.09

(71)申请人 深圳仙苗科技有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区科技园
北区宝深路科陆大厦A栋1303

(72)发明人 刘沛宇 曾昭毅 蔡勇 孙赫
梁田园

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

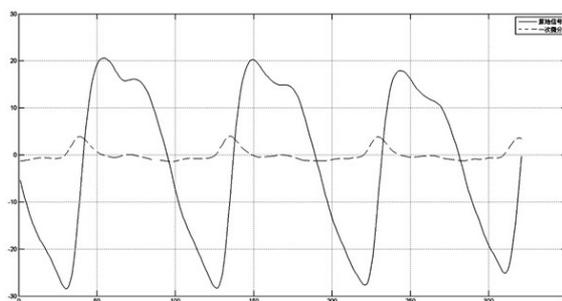
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

一种用微分波形计算高相关性血压的算法

(57)摘要

本发明公开了一种用微分波形计算高相关性血压的方法,包括以下步骤:步骤1:通过对PPG信号求微分处理,得到的血管容积变化的速度参数;步骤2:在血管的其它参数一定的情况下,血管容积与血流的速度有直接的相关性,来推算血压;步骤3:提高采集信号到500Hz左右,得到微分波形,验证回归方程的相关性,回归方程标准差表示相关的程度,标准差越小,相关度越高;步骤4:计算血流收缩压和舒张压,通过对稳定测量30秒时间段的若干个周期PPG微分波的平均,即可计算出收缩压和舒张压的平均值。本发明通过微分波形计算得出血流速度的高相关性,继而可以通过血液动力学的原理,推算出精确度较高的血压值,计算精确,方法简便,有效解决了现有技术的不足。



1. 一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、通过对PPG信号求微分处理,得到的血管容积变化的速度参数;

步骤2、在血管的其它参数一定的情况下,血管容积与血流的速度有直接的相关性,来推算血压;

步骤3、提高采集信号到500Hz左右,得到微分波形,验证回归方程的相关性,回归方程标准差表示相关的程度,标准差越小,相关度越高;

步骤4、计算血流收缩压和舒张压,通过对稳定测量30秒时间段的若干个周期PPG微分波的平均,即可计算出收缩压和舒张压的平均值。

2. 如权利要求1所述的一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,所述步骤3的回归方程是根据实际血压值、PPG传导时间假设的相关函数。

3. 如权利要求1所述的一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,所述步骤3的回归方程是一次直线方程,如果实际数据基本分布在这个假设的函数线上或者附近的话,就认为是相关性较高。

4. 如权利要求1所述的一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,所述步骤4计算血流收缩压和舒张压具体为:

收缩压: $SP=A-B*PWT1$, A是收缩压计算的回归方程的常数系数,对应0次方; B是回归方程的一次项系数,对应自变量的一次方; PWT1是自变量,是测得的一个值,代表一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰和第二个波峰之间的时间;

舒张压: $DP=C-D*PWT2$, C是舒张压计算的回归方程的常数系数,对应0次方; D是回归方程的一次项系数,对应自变量的一次方; PWT2是自变量,是测得的一个值,代表一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰和最后一个波峰之间的时间。

一种用微分波形计算高相关性血压的算法

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量技术领域,尤其涉及一种用微分波形计算高相关性血压的方法。

背景技术

[0002] 动脉压(ABP)是反映人体循环机能的重要生理参数,同时也是临床上诊断疾病、观察治疗效果、进行预后判断的重要依据。动脉压测量的方法有两大类,即直接测量法和间接测量法。直接测量法即在动脉腔内置管测量内压力,一直被认作是临床血压测量的“金标准”。间接测量法即无创测量,分为间断和连续两类。传统的间断测量方法有示波法和柯式音法。无创连续血压测量相对有创测量具有测量方便、病人无创伤等优点;同时相对于间断测量法,连续测量可以监控每个心动周期内的血压变化,因此无创连续血压测量在临床血压监测、家庭监护及预警以及降压药的监测上具有十分重要的意义。

[0003] 近些年脉搏波传导时间(PWTT)或传导速度(PWV)测量法逐渐成为重点研究方向。PWTT即动脉脉搏波从主动脉瓣传播到末梢所需要的时间,通常为心电R波波峰点到脉搏波信号的特征点。PWV即脉搏波在动脉中的传播速度。采用PWTT或者PWV法测量血压,需要在获得脉搏波的同时测量血流速度,通常和心电信号做对比。但是这样增加了测量的复杂性。目前也有一些方法通过分析脉搏波的特性参数推导血压算法,但是在实际检验中发现相关性比较差。

发明内容

[0004] 有鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是提供一种用微分波形计算高相关性血压的方法,通过微分波形计算得出血流速度的高相关性,继而可以通过血液动力学的原理,推算出精确度较高的血压值。

[0005] 为实现上述目的,本发明提供了一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、通过对PPG信号求微分处理,得到的血管容积变化的速度参数;

步骤2、在血管的其它参数一定的情况下,血管容积与血流的速度有直接的相关性,来推算血压;

步骤3、提高采集信号到500Hz左右,得到微分波形,验证回归方程的相关性,回归方程标准差表示相关的程度,标准差越小,相关度越高;

步骤4、计算血流收缩压和舒张压,通过对稳定测量30秒时间段的若干个周期PPG微分波的平均,即可计算出收缩压和舒张压的平均值。

[0006] 上述的一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,所述步骤3的回归方程是根据实际血压值、PPG传导时间假设的相关函数。

[0007] 上述的一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,所述步骤3的回归方程是一次直线方程,如果实际数据基本分布在这个假设的函数线上或者附近的话,就认

为是相关性较高。

[0008] 上述的一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,所述步骤4计算血流收缩压和舒张压具体为:

收缩压: $SP=A-B*PWT1$, A是收缩压计算的回归方程的常数系数,对应0次方; B是回归方程的一次项系数,对应自变量的一次方; PWT1是自变量,是测得的一个值,代表一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰和第二个波峰之间的时间;

舒张压: $DP=C-D*PWT2$, C是舒张压计算的回归方程的常数系数,对应0次方; D是回归方程的一次项系数,对应自变量的一次方; PWT2是自变量,是测得的一个值,代表一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰和最后一个波峰之间的时间。

[0009] 本发明的有益效果是:

本发明通过微分波形计算得出血流速度的高相关性,继而可以通过血液动力学的原理,推算出精确度较高的血压值,计算精确,方法简便,有效解决了现有技术的不足。

[0010] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

附图说明

[0011] 图1是本发明的一实施例手指脉搏波波形图。

具体实施方式

[0012] 一种用微分波形计算高相关性血压的方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、通过对PPG信号求微分处理,得到的血管容积变化的速度参数;

步骤2、在血管的其它参数一定的情况下,血管容积与血流的速度有直接的相关性,来推算血压;

步骤3、提高采集信号到500Hz左右,得到微分波形,验证回归方程的相关性,回归方程标准差表示相关的程度,标准差越小,相关度越高;

步骤4、计算血流收缩压和舒张压,通过对稳定测量30秒时间段的若干个周期PPG微分波的平均,即可计算出收缩压和舒张压的平均值。

[0013] 本实施例中,所述步骤3的回归方程是根据实际血压值、PPG传导时间假设的相关函数。

[0014] 本实施例中,所述步骤3的回归方程是一次直线方程,如果实际数据基本分布在这个假设的函数线上或者附近的话,就认为是相关性较高。

[0015] 本发明的工作原理是:

在一段管状容器中,液体流入的体积与速度的关系为: $B=v*t*S$, v是液体速度, t为流入的时间, S是管状容器的横截面积,在一定程度上,可以将人体血管简化成这样的模型。因此,容积的变化,与血流速度的变化成正比。因此可以通过容积脉搏波微分波形,也就是容积变化的速度来推导血流速度的变化,进而推算出血压。通过一定的标定流程,就可以反推,比较常用的方法有最小二乘法,获得回归系数。进而针对个体进行血压推算,一旦计算出系数以后,方程也就确定了,当实验设备测出脉搏波波峰时间延迟值,带入方程,即可算出血压值。具体反映在微分波形上,就是收缩压与一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰

和第二个波峰之间的时间成反比例,舒张压与一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰和最后一个波峰之间的时间成反比例,血流收缩压和舒张压计算方法如下:

收缩压: $SP=A-B*PWT1$, A是收缩压计算的回归方程的常数系数,对应0次方; B是回归方程的一次项系数,对应自变量的一次方; PWT1是自变量,是测得的一个值,代表一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰和第二个波峰之间的时间;

舒张压: $DP=C-D*PWT2$, C是舒张压计算的回归方程的常数系数,对应0次方; D是回归方程的一次项系数,对应自变量的一次方; PWT2是自变量,是测得的一个值,代表一个周期的PPG微分波形里的第一个波峰和最后一个波峰之间的时间。

[0016] 最后,通过对稳定测量30秒时间段的若干个周期PPG微分波的平均,即可计算出收缩压和舒张压的平均值。

[0017] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解,本领域的普通技术人员无需创造性劳动就可以根据本发明的构思做出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域中技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

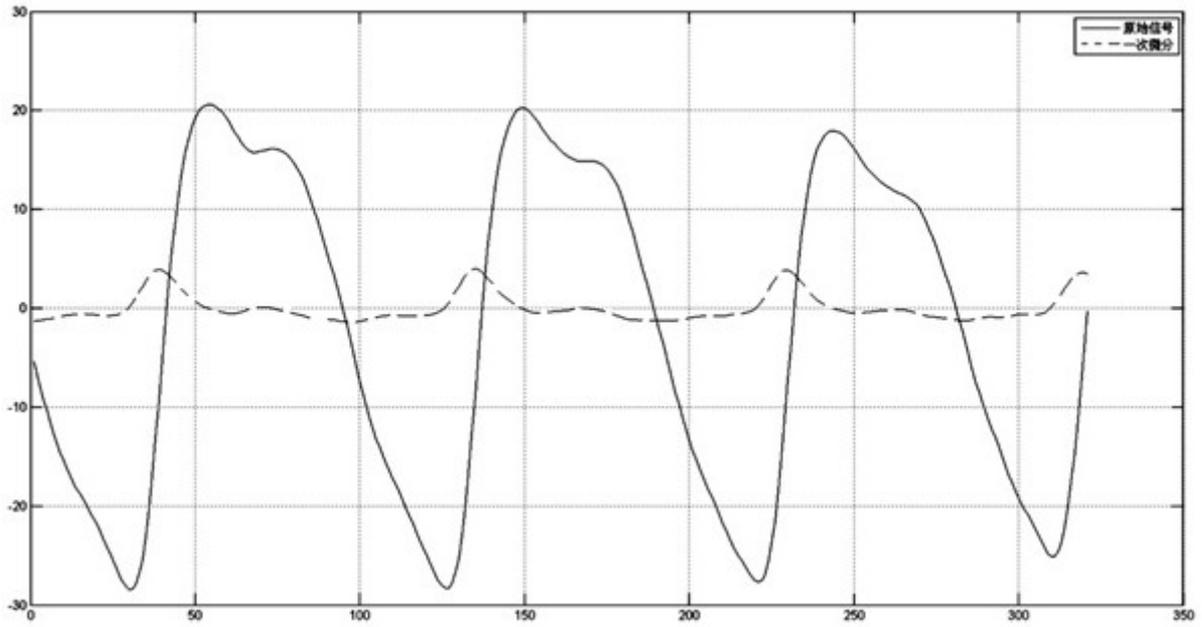


图1

专利名称(译)	一种用微分波形计算高相关性血压的算法		
公开(公告)号	CN108283485A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201710013556.8	申请日	2017-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	深圳仙苗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳仙苗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳仙苗科技有限公司		
[标]发明人	刘沛宇 曾昭毅 蔡勇 孙赫 梁田园		
发明人	刘沛宇 曾昭毅 蔡勇 孙赫 梁田园		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7225 A61B5/7235		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用微分波形计算高相关性血压的方法，包括以下步骤：步骤1：通过对PPG信号求微分处理，得到的血管容积变化的速度参数；步骤2：在血管的其它参数一定的情况下，血管容积与血流的速度有直接的相关性，来推算血压；步骤3：提高采集信号到500Hz左右，得到微分波形，验证回归方程的相关性，回归方程标准差表示相关的程度，标准差越小，相关度越高；步骤4：计算血流收缩压和舒张压，通过对稳定测量30秒时间段的若干个周期PPG微分波的平均，即可计算出收缩压和舒张压的平均值。本发明通过微分波形计算得出血流速度的高相关性，继而可以通过血液动力学的原理，推算出精确度较高的血压值，计算精确，方法简便，有效解决了现有技术的不足。

