



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105147269 B

(45)授权公告日 2017.10.13

(21)申请号 201510335331.5

(22)申请日 2015.06.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105147269 A

(43)申请公布日 2015.12.16

(73)专利权人 江苏斯坦德利医疗科技有限公司
地址 214437 江苏省无锡市江阴市东盛西
路6号A8-3

(72)发明人 果淑颖

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 王文君

(51)Int.Cl.
A61B 5/021(2006.01)

(56)对比文件

- CN 101327121 A, 2008.12.24,
- CN 101288587 A, 2008.10.22,
- CN 1849998 A, 2006.10.25,
- US 2006/0074322 A1, 2006.04.06,
- WO 2014/208289 A1, 2014.12.31,
- CN 103393415 A, 2013.11.20,
- CN 103637788 A, 2014.03.19,
- US 6616613 B1, 2003.09.09,

董骁等. 基于个性化脉搏波传导参数的连续
血压测量方法研究.《中国医疗设备》.2014,第29
卷(第10期),24-27.

审查员 王兆雨

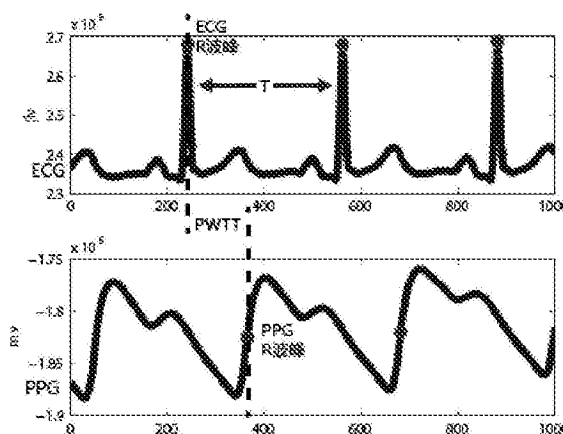
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种无创连续血压测量方法

(57)摘要

本发明涉及一种无创连续血压测量方法,包括如下步骤:采集受试者的心电和脉搏波的不同步信号;对受试者的心电和脉搏波的不同步信号进行平滑处理,检测心电信号R波峰值点和脉搏波特征点进行位置标记,计算得到脉搏波的传导时间以及相应的脉搏波的传导比率;将所得脉搏波的传导时间和传导比率带入个性化血压参数模型中,计算得到受试者的连续收缩压。本发明在现有无创血压模型中引入了新的参数-传导比率,建立了针对每一受试者的个性化参数模型,可以得到更为精确的血压结果。该方法操作简单,准确性高,为临床血压监测、家庭监护及预警以及降压药的监测提供重要依据。



1. 一种个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,包括如下步骤:

(1) 采集受试者的心电和脉搏波的同步信号,进行平滑处理,检测心电信号R波峰值点和脉搏波特征点进行位置标记,计算得到脉搏波的传导时间以及相应的脉搏波的传导比率;

(2) 测量受试者的血压,将血压值、所得脉搏波的传导时间和传导比率代入模型 $SBP = b_1 + b_2 \times PWTT + b_3 \times DC$ 中,得到参数 b_1 、 b_2 、 b_3 ,确定个性化血压参数模型;其中,SBP表示血压值;PWTT表示脉搏波的传导时间;DC表示脉搏波的传导比率;

所述脉搏波的传导比率为脉搏波传导时间与心电周期的比值。

2. 根据权利要求1所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,步骤(1)中,所述心电信号R波峰值点的检测方法如下:在采集心电信号开始后的两秒内,利用算法得到该段信号的斜率最小值,取该数值的0.6倍为阈值 thr ,寻找采集到的心电信号中前一个点斜率小于阈值而自身斜率大于阈值的点,由该点为起点,往前20个点内寻找最大值点,即为心电信号R波峰值点。

3. 根据权利要求1或2所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,步骤(1)中,所述脉搏波特征点的检测方法如下:以检测到的第一个心电信号的R波波峰值为起点,后一个心电信号的R波波峰值为终点,找出这一时间段中脉搏波的最大斜率点进行标记,即为脉搏波特征点。

4. 根据权利要求1或2所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,步骤(1)中,所述脉搏波的传导时间为脉搏波特征点与心电信号R波峰值点的位置差。

5. 根据权利要求3所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,步骤(1)中,所述脉搏波的传导时间为脉搏波特征点与心电信号R波峰值点的位置差。

6. 根据权利要求1、2或5所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,所述心电周期为第N个R波波峰到第N+1个R波波峰位置的时间间隔。

7. 根据权利要求3所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,所述心电周期为第N个R波波峰到第N+1个R波波峰位置的时间间隔。

8. 根据权利要求4所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,所述心电周期为第N个R波波峰到第N+1个R波波峰位置的时间间隔。

9. 根据权利要求1所述的个性化血压参数模型建立方法,其特征在于,其中步骤(1)中,所述心电信号R波峰值点的检测方法如下:在采集心电信号的前两秒,利用算法得到该段信号的斜率最小值,取该数值的0.6倍为阈值 thr ,寻找采集到的心电信号中前一个点斜率小于阈值而自身斜率大于阈值的点,由该点为起点,往前20个点内寻找最大值点,即为心电信号R波峰值点;

所述脉搏波特征点的检测方法如下:以检测到的第一个心电信号的R波波峰值为起点,后一个心电信号的R波波峰值为终点,找出这一时间段中脉搏波的最大斜率点进行标记,即为脉搏波特征点;

所述脉搏波的传导时间为脉搏波特征点与心电信号R波峰值点的位置差;

所述脉搏波的传导比率为脉搏波传导时间与心电周期的比值;所述心电周期为第N个R波波峰到第N+1个R波波峰位置的时间间隔。

一种无创连续血压测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种无创连续血压测定方法,具体涉及一种基于脉搏波传导时间和传导比率的连续血压测量方法。

背景技术

[0002] 动脉压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。无创连续血压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,利用脉搏波的传导时间(PWTT)或传导速度(PWV)推算血压的无创连续血压测量方法逐渐成为各学者重点研究方向。脉搏波的传导时间即动脉脉搏波从主动脉瓣传播到末梢所需要的时间,在计算时通常以心电R波波峰为起点,同步的脉搏波特征点为终点。传导速度即为脉搏波在动脉中的传播速度。在已获得受试者的心电和脉搏波同步数据的基础上,可以实现对于血压的推算。

[0004] 现有研究表明,收缩压与传导时间PWTT为线性关系,并且建立模型 $SBP=b_1+b_2*PWTT$ 可实现无创连续测量血压。但该模型是由不同受试者建立的血压参数统一模型,其准确性易受到个体差异的影响。

发明内容

[0005] 为了克服上述技术缺陷,本发明提供一种新的无创连续血压测量方法,即在现有血压参数模型基础上引入新的参数-传导比率(dc),同时针对每个受试者单独建立个性化血压参数模型,从而显著提高连续血压测量的准确性,且该方法简便快捷,易操作,有利于广泛推广。

[0006] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0007] 一种连续血压测量方法,包括如下步骤:

[0008] (1) 采集受试者的心电和脉搏波的同步信号;

[0009] (2) 对受试者的心电和脉搏波的同步信号进行平滑处理,检测心电信号R波峰值点和脉搏波特征点进行位置标记,计算得到脉搏波的传导时间以及相应的脉搏波的传导比率;

[0010] (3) 将所得脉搏波的传导时间和传导比率带入个性化血压参数模型中,计算得到受试者的连续收缩压。

[0011] 本发明在现有连续血压测量方法中引入脉搏波传导比率参数,并建立针对每个受试者的个性化血压参数模型,通过所述方法可提高测量的准确性。

[0012] 本发明所述测量方法中,所述心电R波波峰点的检测方法如下:在采集心电信号的前两秒,利用算法得到该段信号的斜率最小值,取该数值的0.6倍为阈值thr,寻找采集到的心电信号中前一个点斜率小于阈值而自身斜率大于阈值的点,由该点为起点,往前20个点

内寻找最大值点,即为心电R波波峰点。

[0013] 本发明所述测量方法中,所述脉搏波特征点为主波峰上升沿最大斜率点。所述脉搏波特征点的检测方法如下:以上述心电R波波峰点检测方法中检测到的第一个心电R波波峰点为起点,后一个心电R波波峰点为终点,找出这一时间段中脉搏波的最大斜率点进行标记,即为脉搏波特征点。

[0014] 本发明所述测量方法中,所述脉搏波传导时间(PWTT)为脉搏波特征点与心电R波波峰点的位置差。

[0015] 本发明所述测量方法中,所述脉搏波传导比率(DC)为脉搏波传导时间与心电周期的比值,即 $DC = PWTT/T$;其中心电周期(T)为第一个R波波峰到第二个R波波峰位置的时间。

[0016] 本发明所述测量方法中,所述脉搏波的传导比率为脉搏波传导时间占该心电周期的比值。如图1所示。心电周期(T)为第一个R波波峰到第二个R波波峰位置的时间。

[0017] 本发明所述测量方法中,所述个性化血压参数模型是由下述方法建立的:

[0018] (1) 采集受试者的心电和脉搏波的同步信号,进行平滑处理,检测心电信号R波峰值点和脉搏波特征点进行位置标记,计算得到脉搏波的传导时间以及相应的脉搏波的传导比率;

[0019] (2) 测量受试者的间断血压,将间断血压值、所得脉搏波的传导时间和传导比率代入基本模型 $SBP = b_1 + b_2 \times PWTT + b_3 \times DC$ 中,得到参数 b_1 、 b_2 、 b_3 ,从而建立个性化血压参数模型。

[0020] 本发明所述测量方法中,所述平滑处理为本领域常规的信号处理方法平滑滤波法。

[0021] 本发明在现有无创血压模型中引入了新的参数-传导比率,建立了针对每一受试者的个性化参数模型,可以得到更为精确的血压结果。该方法操作简单,准确性高,为临床血压监测、家庭监护及预警以及降压药的监测提供重要依据。

附图说明

[0022] 图1为脉搏波传导时间(PWTT)的计算示意图。

具体实施方式

[0023] 以下实施例用于说明本发明,但不用来限制本发明的范围。

[0024] 实施例1 一种无创连续血压测量方法

[0025] 步骤如下:

[0026] (1) 采集受试者的心电和脉搏波的同步信号;

[0027] (2) 对受试者的心电和脉搏波的同步信号进行平滑处理,检测心电信号R波峰值点和脉搏波特征点并进行位置标记,通过二者位置差计算得到脉搏波的传导时间以及相应的脉搏波的传导比率;

[0028] (3) 将所得脉搏波的传导时间和传导比率带入个性化血压参数模型中,计算得到受试者的连续收缩压。

[0029] 其中,所述个性化血压参数模型是由下述方法建立的:

[0030] (1) 测量受试者的血压,并采集受试者的心电和脉搏波的同步信号,进行平滑处

理,检测心电信号R波峰值点和脉搏波特征点进行位置标记,计算得到脉搏波的传导时间以及相应的脉搏波的传导比率;重复试验至少三次;

[0031] (2) 将所得血压值、脉搏波的传导时间和传导比率代入基本模型 $SBP=b_1+b_2 \times PWTT+b_3 \times DC$ 中,得到参数 b_1 、 b_2 、 b_3 ,建立个性化血压参数模型。

[0032] 所述心电R波波峰点的检测方法如下:在采集心电信号的前两秒,利用算法得到该段信号的斜率最小值,取该数值的0.6倍为阈值 thr ,寻找采集到的心电信号中前一个点斜率小于阈值而自身斜率大于阈值的点,由该点为起点,往前20个点内寻找最大值点,即为心电R波波峰点。

[0033] 所述脉搏波特征点为主波峰上升沿最大斜率点。所述脉搏波特征点的检测方法如下:以上述心电R波波峰点检测方法中检测到的第一个心电R波波峰点为起点,后一个心电R波波峰点为终点,找出这一时间段中脉搏波的最大斜率点进行标记,即为脉搏波特征点。

[0034] 所述脉搏波传导比率(DC)为脉搏波传导时间与心电周期的比值,即 $DC=PWTT/T$;其中心电周期(T)为第一个R波波峰到第二个R波波峰位置的时间。

[0035] 方法验证实验

[0036] 通过运动实验比较本发明测量方法与传统无创连续血压测量方法的准确性。

[0037] 传统无创连续血压测量方法的基本模型为: $SBP=b_1+b_2 \times PWTT$;本发明无创连续血压测量方法的基本模型为: $SBP=b_1+b_2 \times PWTT+b_3 \times DC$ 。运动实验分为两次进行,一次是建立模型的“模型实验”,第二次是“检验实验”。对两种测量方法的优劣进行对比。结果如表1,表2所示。

[0038] 其中,误差计算公式为:
$$E = \sqrt{\frac{\sum e_i^2}{n-1}}$$

[0039] 表1 “模型实验”平均误差

[0040]

受试者	平均误差 (mmHg)	
	传统方法	本发明方法
S1	4.0124	3.1584
S2	6.9142	6.0464
S3	6.1843	5.2424
S4	11.7250	5.3376
S5	5.7852	4.3167
S6	5.6093	5.0603
S7	3.7398	3.6826
S8	4.7037	4.2060
S9	4.6574	4.5894
S10	4.7792	4.1548
S11	7.4168	3.3664
S12	7.1210	7.0183
S13	4.1367	4.0351
S14	8.1458	4.2041
S15	5.6117	5.2868
S16	5.8689	4.1664
S17	7.2560	7.2009
S18	4.5480	4.5022

[0041]

平均值	6.0120	4.7542
-----	--------	--------

[0042] 由表1可知,对于每一名受试者,在“模型实验”中采用本发明方法得到的收缩压误差全部小于现有测量方法得到的收缩压误差。其中,采用本发明方法得到的平均误差平均值为4.7542mmHg,小于现有测量方法得到的误差平均值6.0120mmHg。

[0043] 表2 “检验实验”平均误差

[0044]

受试者	平均误差 (mmHg)	
	传统方法	本发明方法
S1	4.5046	3.9166
S2	7.9764	7.1160
S3	7.3345	6.9646
S4	13.5356	6.6221
S5	7.3693	5.8063
S6	6.6300	6.3742
S7	4.0899	4.2948
S8	5.2042	5.1430
S9	5.7974	5.8380
S10	5.6665	4.8053
S11	8.1691	3.7412
S12	9.0794	9.8595
S13	5.0467	5.5857
S14	9.3685	5.2271
S15	6.8411	6.5418
S16	6.8453	4.9867
S17	7.9180	7.8072
S18	4.7423	4.9319
平均值	7.0066	5.8646

[0045] 如表2所示,在“检验实验”中,采用本发明所述方法得到的收缩压误差大部分都小于现有测量方法得到的收缩压误差。其中,本发明所述方法得到的平均误差平均值为5.8646mmHg,小于现有测量方法得到的平均误差平均值7.0066mmHg。

[0046] 表3 T检验结果

[0047]

组别	H	P	传统方法平均值	本发明方法平均值
“模型实验”	1	0.0076	6.0120	4.7542

“检验实验”	1	0.0289	7.0066	5.8646
--------	---	--------	--------	--------

[0048] 如表3所示,对“模型实验”的结果利用matlab编程进行T检验,结果为 $H=1$ (即接受假设), $P=0.0076 < \alpha=0.05$,说明两组误差区分度很高,具有显著性差异。通过“模型实验”平均误差的平均值比较,以及T检验的结果可以确定本发明所述方法比现有方法的收缩压误差小。同理,对于“检验实验”也得到同样的结论。

[0049] 综合“模型实验”与“检验实验”的平均误差平均值的比较结果,以及两次T检验的结果,我们可以得出结论:本发明所述测量方法相比现有单一参数的测量方法在精确度方面取得很大的提高。

[0050] 虽然,上文中已经用一般性说明及具体实施方案对本发明作了详尽的描述,但在本发明基础上,可以对之作一些修改或改进,这对本领域技术人员而言是显而易见的。因此,在不偏离本发明精神的基础上所做的这些修改或改进,均属于本发明要求保护的范围。

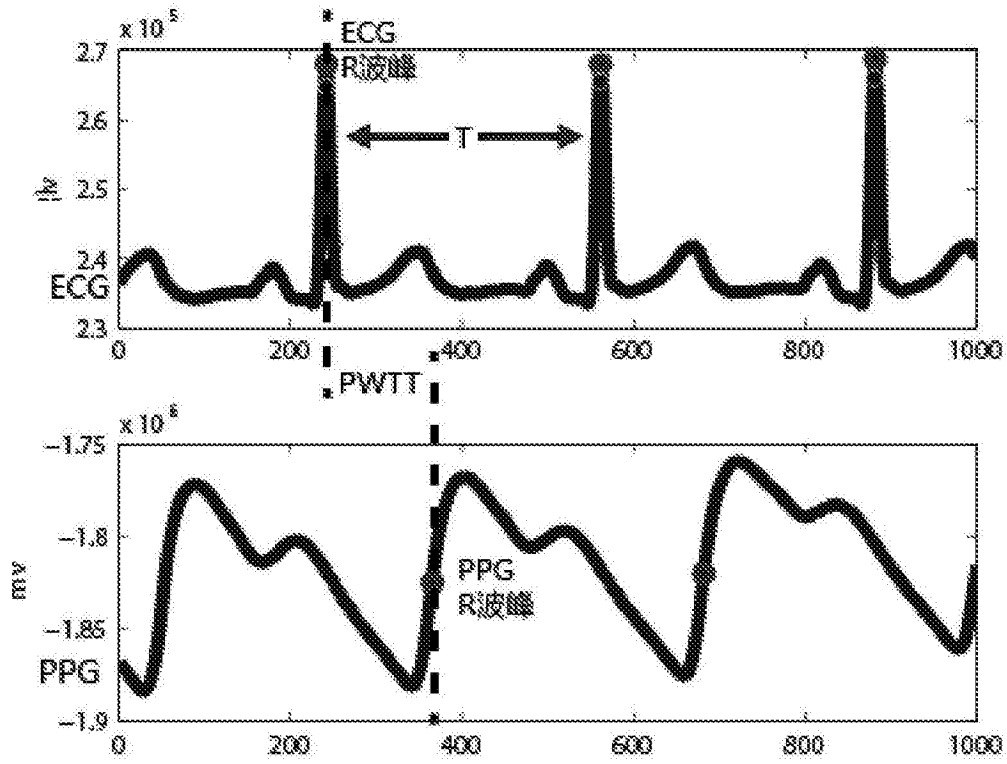


图1