



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410042522.4

[43] 公开日 2005 年 11 月 23 日

[11] 公开号 CN 1698536A

[22] 申请日 2004.5.20

[21] 申请号 200410042522.4

[71] 申请人 香港中文大学

地址 香港新界

[72] 发明人 张元亭 叶 龙 滕晓菲 潘颂欣
李芝雯

[74] 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理有限
责任公司

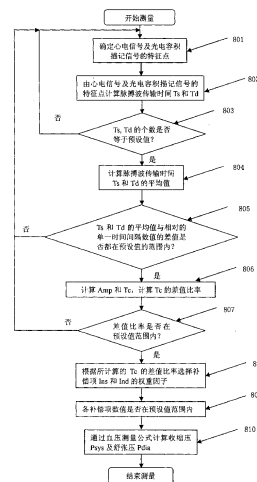
代理人 王达佐 葛 强

权利要求书 5 页 说明书 14 页 附图 7 页

[54] 发明名称 采用自动补偿的无袖带式连续血压
测量方法

[57] 摘要

提供了一种动脉血压测量方法，包括：1) 测量与被测者的脉搏波相关的特征量；2) 确定对所述特征量有影响的第一因素参量；3) 确定因被测者的生理活动变化而对被测者的血压造成影响的第二因素参量；以及4) 基于所述特征量，利用所述第一和第二因素参量作为补偿量，确定被测者的动脉血压。本方法可以对由于内在及外在各种因素的变化而造成的血压测量误差进行补偿，从而提高血压测量的准确度。



1. 一种动脉血压测量方法，包括以下步骤：

1) 测量与被测者的脉搏波相关的特征量；

5 2) 确定对所述特征量有影响的第一因素参量；

3) 确定因被测者的生理活动变化而对被测者的血压造成影响的第二因素参量；以及

4) 基于所述特征量，利用所述第一和第二因素参量作为补偿量，确定被测者的动脉血压。

10

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述脉搏波相关的特征量为脉搏波传输时间。

15

3. 根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述第一因素参量包括被测者的被测部位与用于测量脉搏波传输时间的传感器之间的接触压力；所述第二因素参量包括被测者的神经活动和心输出相关量中的至少一项。

20

4. 根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，在所述步骤 1) 中，所述脉搏波传输时间是通过与被测者的脉搏波相关的信号上的第一参考点和被测者的生物电信号上的第二参考点之间的时间间隔来确定的。

25

5. 根据权利要求 4 所述的方法，其特征在于，所述与被测者的脉搏波相关的信号选自光电容积描记信号、压力波信号、电阻抗信号和心音信号中的一种或多种。

30

6. 根据权利要求 5 所述的方法，其特征在于，所述与被测者的脉搏波相关的信号为光电容积描记信号，所述第一参考点选自光电容积描记信号波形的顶点、中间点和底点之一。

7. 根据权利要求 4 所述的方法, 其特征在于, 所述生物电信号上的第二参考点为心电信号中的 R 型波上的点。

8. 根据权利要求 7 所述的方法, 其特征在于, 所述心电信号中的 R 型波上的点为 R 型波的顶点。

9. 根据权利要求 4 所述的方法, 其特征在于, 所述脉搏波传输时间是通过心电信号上的第二参考点与同时测得的光容积描记信号上的第一参考点之间在同一心动周期内的时间间隔来确定的。

10

10. 根据权利要求 3 所述的方法, 其特征在于, 所述步骤 4) 包括以下步骤:

利用所述接触压力对所述脉搏波传输时间进行补偿;

利用经过补偿的脉搏波传输时间确定出被测者的估计血压值; 以及

15

利用所述神经活动和心输出相关量对所述估计血压值做进一步补偿, 以获得被测者的血压。

11. 根据权利要求 10 所述的方法, 其特征在于, 在所述步骤 4) 中, 所述神经活动和心输出相关量是以线性方式、非线性方式或在数学上与这两种方式等价的形式对所述估计血压值进行补偿以确定被测者的血压的。

20

12. 根据权利要求 11 所述的方法, 其特征在于, 所述步骤 4) 中是按照下述公式之一确定被测者的血压的:

25

$$P_{\text{sys}} = A_s / (T_s + T_{cs})^{n_1} + B_s + C_s^{\alpha_1}$$

$$P_{\text{dia}} = A_d / (T_d + T_{cd})^{n_2} + B_d + C_d^{\alpha_2}; \text{ 或}$$

$$P_{\text{sys}} = A_s' \times \ln (T_s + T_{cs})^{n_1} + B_s' + C_s^{\alpha_1}$$

$$P_{\text{dia}} = A_d' \times \ln (T_d + T_{cd})^{n_2} + B_d' + C_d^{\alpha_2}; \text{ 或}$$

$$P_{\text{sys}} = A_s'' \times C_s^{\alpha_1} / (T_s \times T_{cs})^{n_1} + B_s''$$

30

$$P_{\text{dia}} = A_d'' \times C_d^{\alpha_2} / (T_d \times T_{cd})^{n_2} + B_d''$$

其中， P_{sys} 代表被测者的收缩压， P_{dia} 代表被测者的舒张压； T_s 和 T_d 分别代表用于确定收缩压的脉搏波传输时间以及用于确定舒张压的脉搏波传输时间； A_s 、 B_s 、 A_d 和 B_d 以及 A_s' 、 B_s' 、 A_d' 和 B_d' 以及 A_s'' 、 B_s'' 、 A_d'' 和 B_d'' 为常数，它们通过一个校准过程得到，或者是预先设定的值； C_s 和 C_d 是分别在收缩压和舒张压情况下基于所述神经活动和心输出相关量的作为对所述估计血压值的补偿项；而 T_{cs} 和 T_{cd} 则分别是在收缩压和舒张压情况下基于所述接触压力的作为对所测量的脉搏波传输时间的补偿项； α_1 和 α_2 为补偿项 C_s 和 C_d 的幂指数，其取值范围为 $0 \leq \alpha_1, \alpha_2 \leq 2$ ； n_1 和 n_2 为收缩压和舒张压脉搏波传输时间的幂指数，其取值范围为 $0 < n_1, n_2 \leq 3$ 。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，其特征在于，基于所述接触压力、神经活动和心输出相关量的补偿项分别由与被测者的脉搏波相关的信号的特征值而得到。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，其特征在于，所述与脉搏波相关的信号为光电容积描记信号。

15. 根据权利要求 14 所述的方法，其特征在于，基于所述接触压力、神经活动和心输出相关量的补偿项由至少一个光电容积描记信号特征值、至少一个常数和至少一个权重因子决定。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述光电容积描记信号特征值至少包括以下之一：光电容积描记信号或其导数信号的幅值、特征时间、脉搏波面积以及高阶矩。

17. 根据权利要求 16 所述的方法，其特征在于，基于所述接触压力的补偿项由光电容积描记信号的幅值、基于接触压力的补偿项常数以及基于接触压力的补偿项权重因子确定。

18. 根据权利要求 17 所述的方法, 其特征在于, 所述基于接触压力的补偿项常数是在所述校准过程中通过利用在不同接触压力条件下得到的不同光电容积描记信号的幅值来确定的。

5 19. 根据权利要求 16 所述的方法, 其特征在于, 所述基于接触压力的补偿项权重因子是在所述校准过程中根据测量到的脉搏波传输时间的变化和血压值的变化之间的比率确定的。

10 20. 根据权利要求 16 所述的方法, 其特征在于, 基于所述神经活动和心输出相关量的补偿项由光电容积描记信号的特征时间、基于神经活动和心输出相关量的补偿项常数以及基于神经活动和心输出相关量的补偿项权重因子确定。

15 21. 根据权利要求 20 所述的方法, 其特征在于, 所述特征时间至少包括以下之一: 在所述光电容积描记信号中的一个脉搏波内的底点到顶点或顶点前的一个特征点之间的时间间隔; 或者一个脉搏波顶点到下一个脉搏波顶点前的一个特征点之间的时间间隔。

20 22. 根据权利要求 20 所述的方法, 其特征在于, 所述基于神经活动和心输出相关量的补偿项权重因子由光电容积描记信号的特征时间以及所述特征时间在测量时和校准时的差值比率确定。

23. 根据权利要求 22 所述的方法, 其特征在于, 所述差值比率通过以下关系获得:

25 差值比率=(测量时特征时间 - 校准时特征时间)/校准时特征时间;
或

差值比率=校准时特征时间/(测量时特征时间 - 校准时特征时间)。

30 24. 根据权利要求 20 所述的方法, 其特征在于, 所述基于神经活动和心输出相关量的补偿项常数为相应的 A_s 与 A_d 或 B_s 与 B_d 的比例

值。

25. 根据权利要求 12 所述的方法，其特征在于，在所述校准过程及测量过程中，所述 Ts、Td 值是 P 个时间间隔的平均值，所述平均值
5 通过如下公式获得：

$$Ts = (Ts_i + Ts_{i+1} + \dots + Ts_{p-1} + Ts_p) / P$$

$$Td = (Td_i + Td_{i+1} + \dots + Td_{p-1} + Td_p) / P$$

其中，i 代表一个整数序列，其数值范围在 1 与 P 之间。

10 26. 根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于，在所述校准及测量过程中，所述 Ts 及 Td 的平均值与相对的唯一时间间隔的数值 Ts_i 、 Ts_{i+1} 、... Ts_{p-1} 、 Ts_p 及 Td_i 、 Td_{i+1} 、... Td_{p-1} 、 Td_p 的差值在 $Th_Errhigh$ 及 Th_Errlow 的范围之内，

Ts 满足如下关系：

$$15 \quad Th_Errhigh < Ts - S < Th_Errlow$$

数列 S 是 $(Ts_i, Ts_{i+1}, \dots, Ts_{p-1}, Ts_p)$ ；

Td 满足如下关系：

$$Th_Errhigh < Td - D < Th_Errlow$$

数列 D 是 $(Td_i, Td_{i+1}, \dots, Td_{p-1}, Td_p)$ 。

20

采用自动补偿的无袖带式连续血压测量方法

5 发明领域

本发明一般涉及动脉血压的测量方法，特别涉及采用自动补偿的基于脉搏波传输时间的动脉血压的测量方法。

背景技术

10 测量血压是了解健康情况和观察病情的基本方法，尤其对患有心血管疾病的中老年人更有必要。

目前，血压测量主要分为侵入式测量和非侵入式测量两大类。侵入式测量是一种直接测量方法，测量动脉血压时要把一根导管插入到动脉中。该方法需要由专业医护人员操作、费用高并且容易造成细菌感染。

15 非侵入式测量是一种间接测量方法。该方法使用安全、方便、舒适，是目前医院中常用的血压测量方法。该方法也被越来越多需要长期监测血压的患者在家中所使用。由于公众日益认识到高血压是危害健康的严重杀手以及尽早诊断和治疗的重要性，使用非侵入式血压计的消费者在不断地增加。

20 非侵入式测量主要有三种方法：脉搏血压测量法、音调血压测量法以及基于脉搏波传输时间的血压测量法。

脉搏血压测量法有两种，一种是听诊法，一种是振荡法。听诊法的原理在于收集柯氏音，整个装置包括可充放气的袖带、水银压力计（近年来也有采用电子压力传感器）和听诊器。测量上肢血压时，将袖带内的气体先行驱尽，然后将袖带平整无褶地缠于上臂，摸清肱动脉的搏动，置听诊器的胸件于该处，打开水银柱开关，当通过握有活阀的气球向袖带充气时，水银柱或表针随即移动，当水银柱上升至默认值时，即停止充气，然后，微微开启气球活阀慢慢放气，水银柱则慢慢下降，如果听到肱动脉的第一音响，所示刻度即为收缩期血压，简称收缩压；当水银柱下降到音响突然变弱或听不到时，刻度指示为舒张期血压，简称舒张

25

30

压。但是，该方法只能确定收缩压和舒张压，并且不适用于某些第5柯氏音较弱甚至听不到的患者。

振荡法可以弥补听诊法的上述不足，对于柯氏音较弱的病人也可测量到血压。使用时将袖带平整无褶地缠于上臂，对袖带进行充放气。通过测量在膨胀的袖带中压力的振荡幅度来确定血压值，压力的振荡是由动脉血管的收缩和扩张所引起的。收缩压、平均压和舒张压的数值可以从该袖带缓慢放气时监测该袖带中的压力而获得。平均压对应于该包络峰值时刻在该袖带的衰减装置中的压力。收缩压通常被估计为在该包络峰值之前对应于该包络的幅度等于该峰值幅度的一个比例的时刻处该袖带的衰减装置中的压力。舒张压通常被估计为在该包络的峰值之后对应于该包络的幅度等于该峰值幅度的一个比例的时刻处该袖带的衰减装置中的压力。使用不同的比例值会影响到血压测量的准确度。

目前市场上的大部分产品都采用听诊法或振荡法测量血压。但由于这两种方法都需要对袖带进行充放气，因此难以进行频繁测量及连续测量。而且，其测量的频率也受到舒适地对该袖带进行充放气所需要的时间的限制。通常，一次完整的血压测量需要1分钟左右。此外，袖带尺寸的大小对血压的测量结果也会造成影响。

音调血压测量法的基本原理是：当血管受外界物体压迫时，血管壁的周向应力消除了，这时血管壁的内压和外压相等。通过对动脉加压，将动脉压平，记录使动脉保持扁平的压力。利用一组置于表面动脉上的压力传感器阵列来测量此压力，并从中获取患者的血压。该方法的缺点在于，其使用的传感器造价较高，并且其测量精度容易受到测量位置的影响，所以在市场上并不流行。

基于脉搏波传输时间的血压测量法根据动脉血压与脉搏波传输速度之间的关系来确定血压。当血压上升时，血管扩张，脉搏波传输速度加快，反之，脉搏波传输速度减慢。该方法的基本原理可参见1) Messers. J. C. Bramwell and A. V. Hill, "The Velocity of the Pulse Wave in Man", Proceedings of the Royal Society, London, pp. 298-306, 1922 (Messers. J. C. Bramwell 和 A. V. Hill 的“人体中的脉搏波速度”，皇家协会学报，伦敦，第298-306页，1922年)以及2) B. Gribbin, A. StEptoe, and P.

Sleight, "Pulse Wave Velocity as a Measure of Blood Pressure Change", *Psychophysiology*, vol. 13, no. 1, pp. 86-90, 1976 (B. Gribbin、A. StEptoe 和 P. Sleight 的“用脉搏波速度作为血压变化的测量”, 心理生理学, 第 13 卷, 第一期, 第 86-90 页, 1976 年), 这两篇参考文献因此被引入本文以作为参考。这种方法可以提供简单易用的血压测量装置, 其开发成本较低, 体积小, 耗电量少, 可实现对动脉血压的长时间连续测量。

在使用基于该方法的血压计测量血压之前, 先要用标准血压计对其进行校准, 即找到上臂血压与脉搏波传输时间之间的关系。然后在测量过程中再利用校准过程中所确定的关系计算出实际血压值。但是, 由于脉搏波传输时间的测量经常受到诸如被测部位与传感器之间的接触压力等的影响, 从而影响到脉搏波传输时间测量的准确度, 进而影响到对血压值的测量结果。同时, 仅仅使用脉搏波传输时间来估计血压, 并不能反映其它生理因素, 包括被测者的交感神经活动 (Sympathetic nervous activity) 和心输出 (Cardiac output) 等对血压的影响。因此, 有必要对上述各个因素进行补偿以降低基于脉搏波传输时间的血压测量的误差, 进而提高血压测量的准确度。

血压测量的其它相关内容, 可参考如下文献: Norman M. Kaplan, "Clinical Hypertension"; J Woo, "Nutrition and health issues in the general Hong Kong population", *HKMJ*, Vol 4, No 4, 1998, pp383-388 以及 FDA, "Non-invasive blood pressure", ANSI/AAMI, SP10, 1992。这些文献同时被引入本文以作为参考。

发明内容

本发明就是针对现有技术中存在的上述问题而做出的。其目的是提供一种可对上述各项因素进行自动补偿的基于与脉搏波相关的特征量的精确测量血压的方法。

为了实现上述目的, 本发明提供了一种动脉血压测量方法, 包括以下步骤: 1) 测量与被测者的脉搏波相关的特征量; 2) 确定对所述特征量有影响的第一因素参量; 3) 确定因被测者的生理活动变化而对被测者的血压造成影响的第二因素参量; 以及 4) 基于所述特征量, 利用所

述第一和第二因素参量作为补偿量，确定被测者的动脉血压。

优选地，所述脉搏波相关的特征量为脉搏波传输时间。

在本发明的实施方案中，所述第一因素参量包括被测者的被测部位与用于测量脉搏波传输时间的传感器之间的接触压力；所述第二因素参量包括被测者的神经活动和心输出相关量中的至少一项。

在所述步骤 1) 中，所述脉搏波传输时间是通过与被测者的脉搏波相关的信号上的第一参考点和被测者的生物电信号上的第二参考点之间的时间间隔来确定的。

所述与被测者的脉搏波相关的信号选自光电容积描记信号、压力波信号、电阻抗信号和心音信号中的一种或多种。

优选地，所述与被测者的脉搏波相关的信号为光电容积描记信号，所述第一参考点选自光电容积描记信号波形的顶点、中间点和底点之一。

所述生物电信号上的第二参考点可以是心电信号中的 R 型波上的点，优选地为 R 型波的顶点。

所述脉搏波传输时间可通过心电信号上的第二参考点与同时测得的光电容积描记信号上的第一参考点之间在同一心动周期内的时间间隔来确定。

另外，在本发明的实施方案中，所述步骤 4) 包括以下步骤：利用所述接触压力对所述脉搏波传输时间进行补偿；利用经过补偿的脉搏波传输时间确定出被测者的估计血压值；以及利用所述神经活动和心输出相关量对所述估计血压值做进一步补偿，以获得被测者的血压。

在所述步骤 4) 中，所述神经活动和心输出相关量是以线性方式、非线性方式或在数学上与这两种方式等价的形式对所述估计血压值进行补偿以确定被测者的血压。

优选地，所述步骤 4) 中是按照下述公式之一确定被测者的血压的：

$$P_{sys} = A_s / (T_s + T_{cs})^{n1} + B_s + C_s^{a1}$$

$$P_{dia} = A_d / (T_d + T_{cd})^{n2} + B_d + C_d^{a2}; \text{ 或}$$

$$P_{sys} = A_s' \times \ln(T_s + T_{cs})^{n1} + B_s' + C_s^{a1}$$

$$P_{dia} = A_d' \times \ln(T_d + T_{cd})^{n2} + B_d' + C_d^{a2}; \text{ 或}$$

$$P_{sys} = A_s'' \times C_s^{\alpha_1} / (T_s \times T_{cs})^{n_1} + B_s''$$

$$P_{dia} = A_d'' \times C_d^{\alpha_2} / (T_d \times T_{cd})^{n_2} + B_d''$$

其中， P_{sys} 代表被测者的收缩压， P_{dia} 代表被测者的舒张压； T_s 和 T_d 分别代表用于确定收缩压的脉搏波传输时间以及用于确定舒张压的脉搏波传输时间； A_s 、 B_s 、 A_d 和 B_d 以及 A_s' 、 B_s' 、 A_d' 和 B_d' 以及 A_s'' 、 B_s'' 、 A_d'' 和 B_d'' 为常数，它们通过一个校准过程得到，或者是预先设定的值； C_s 和 C_d 是分别在收缩压和舒张压情况下基于所述神经活动和心输出相关量的作为对所述估计血压值的补偿项；而 T_{cs} 和 T_{cd} 则分别是在收缩压和舒张压情况下基于所述接触压力的作为对所测量的脉搏波传输时间的补偿项； α_1 和 α_2 为补偿项 C_s 和 C_d 的幂指数，其取值范围为 $0 \leq \alpha_1, \alpha_2 \leq 2$ ； n_1 和 n_2 为收缩压和舒张压脉搏波传输时间的幂指数，其取值范围为 $0 < n_1, n_2 \leq 3$ 。

基于所述接触压力、神经活动和心输出相关量的补偿项可分别由与被测者的脉搏波相关的信号的特征值而得到。

15 优选地，所述与脉搏波相关的信号为光电容积描记信号。在这种情况下，基于所述接触压力、神经活动和心输出相关量的补偿项由至少一个光电容积描记信号特征值、至少一个常数和至少一个权重因子决定。

所述光电容积描记信号特征值至少包括以下之一：光电容积描记信号或其导数信号的幅值、特征时间、脉搏波面积以及高阶矩。

20 在本发明的实施方案中，基于所述接触压力的补偿项由光电容积描记信号的幅值、基于接触压力的补偿项常数以及基于接触压力的补偿项权重因子确定。

所述基于接触压力的补偿项常数可在所述校准过程中通过利用在不同接触压力条件下得到的不同光电容积描记信号的幅值来确定。

25 所述基于接触压力的补偿项权重因子可在所述校准过程中根据测量到的脉搏波传输时间的变化和血压值的变化之间的比率而确定。

另外，所述基于所述神经活动和心输出相关量的补偿项可由光电容积描记信号的特征时间、基于神经活动和心输出相关量的补偿项常数以及基于神经活动和心输出相关量的补偿项权重因子确定。

30 所述特征时间至少包括以下之一：在所述光电容积描记信号中的一

个脉搏波内的底点到顶点或顶点前的一个特征点之间的时间间隔；或者一个脉搏波顶点到下一个脉搏波顶点前的一个特征点之间的时间间隔。

在本发明的实施方案中，所述基于神经活动和心输出相关量的补偿项权重因子由光电容积描记信号的特征时间以及所述特征时间在测量
5 时和校准时的差值比率确定。

所述差值比率通过以下关系获得：

差值比率=(测量时特征时间-校准时特征时间)/校准时特征时间；
或

差值比率=校准时特征时间/(测量时特征时间-校准时特征时间)。

10 所述基于神经活动和心输出相关量的补偿项常数为相应的 A_s 与 A_d 或 B_s 与 B_d 的比例值。

另外，在所述校准过程及测量过程中，所述 T_s 、 T_d 值可以为 P 个时间间隔的平均值，所述平均值通过如下公式获得：

$$T_s = (T_{s_i} + T_{s_{i+1}} + \dots + T_{s_{p-1}} + T_{s_p}) / P$$

$$15 \quad T_d = (T_{d_i} + T_{d_{i+1}} + \dots + T_{d_{p-1}} + T_{d_p}) / P$$

其中， i 代表一个整数序列，其数值范围在 1 与 P 之间。

在所述校准及测量过程中，所述 T_s 及 T_d 的平均值与相对的单一时间间隔的数值 T_{s_i} 、 $T_{s_{i+1}}$ 、... $T_{s_{p-1}}$ 、 T_{s_p} 及 T_{d_i} 、 $T_{d_{i+1}}$ 、... $T_{d_{p-1}}$ 、 T_{d_p} 的差值在 $Th_Errhigh$ 及 Th_Errlow 的范围之内，

20 T_s 满足如下关系：

$$Th_Errhigh < T_s - S < Th_Errlow$$

数列 S 是 (T_{s_i} 、 $T_{s_{i+1}}$ 、... $T_{s_{p-1}}$ 、 T_{s_p})；

T_d 满足如下关系：

$$Th_Errhigh < T_d - D < Th_Errlow$$

25 数列 D 是 (T_{d_i} 、 $T_{d_{i+1}}$ 、... $T_{d_{p-1}}$ 、 T_{d_p})。

本发明的有益效果在于，通过在血压测量过程中引入接触压力、神经活动及心输出等补偿项中的一项或多项，就可以降低利用与脉搏波相关的特征量来测量血压所造成的误差，进而提高血压测量的准确度。本发明的方法可利用所记录信号本身的特征对上述影响因素进行补偿而
30 无需使用额外的传感器，因而具有低成本，小型化，简单易用的特点。

附图说明

下面将结合附图对本发明的具体实施方案进行详细说明。通过这些说明，本发明的上述目的、优点及特征将变得更加清楚。在以下的附图

5 中：

图 1 是本发明实施方案中利用心电信号和光电容积描记信号确定脉搏波传输时间的示例；

图 2 是各种信号在被测者身体记录的位置示意图；

图 3 是光电容积描记信号的特征值说明；

10 图 4 是在被测位置与传感器之间的接触压力不同时所记录的光电容积描记信号；

图 5 是脉搏波传输时间和光电容积描记信号的特征时间信号在时域的说明；

15 图 6 是脉搏波传输时间和光电容积描记信号的特征时间信号在频域的说明；

图 7 是本发明实施方案中所述的可以对多个影响因素进行补偿的血压测量方法的流程图；

图 8 是具体实现图 7 所示测量过程的流程图；

20 图 9 为根据校准时测量到的脉搏波传输时间的变化和血压值的变化之间的比率选择补偿项的权重因子的说明；以及

图 10 为根据差值比率选择补偿项的权重因子的说明。

具体实施方案

以下将参考图 1 至图 10 对根据本发明实施方案所述的方法进行具体说明。

25

首先参考图 1 对脉搏波传输时间的检测进行简要说明。在图 1 所示的本发明的实施方案中，脉搏波传输时间可根据被测者的心电信号和光电容积描记信号而得到。在图 1 中，时间 101 和时间 102 分别代表心电信号和光电容积描记信号的特征点在时间轴上的位置。心电信号的特征点在本发明的实施方案中可以是心电信号中 R 型波上的点，优选地为心

30

电信号上 R 型波的顶点。光电容积描记信号的特征点在本发明的实施方案中可以是光电容积描记信号波形的顶点、底点及中间点，优选地在本实施例中为光电容积描记信号的顶点。时间 T103 为时间 101 与时间 102 之间的时间间隔，该时间间隔即为将在本发明的校准过程和测量过程中使用的脉搏波传输时间 T_s 及 T_d ，其中 T_s 为预测收缩压的指标，而 T_d 为预测舒张压的指标。 T_s 和 T_d 的值可以相同或不同，这取决于所选取的光电容积描记信号的特征点。

本领域的普通技术人员应该明白，对脉搏波传输时间的测量可以采用多种方法而不仅限于上述内容。例如也可以用压力波信号、电阻抗信号或心音信号取代上述光电容积描记信号，在这些信号上取适当的参考点，然后通过计算该参考点与心电信号中的参考点在时间轴上的时间间隔就可以确定出脉搏波传输时间 T_s 和 T_d 。另外，也可以利用与脉搏波相关的其它特征量，如光电容积描记信号本身的特征值来估计血压。在这种情况下，无需利用生物电信号，即可实现连续的无袖带、非侵入式动脉血压测量。关于光电容积描记信号的特征值的定义可参见图 3。由于本申请的重点在于通过对影响与脉搏波相关的特征量和对血压估计值有影响的各因素进行补偿以得到精确的血压测量结果，因此这里不再对脉搏波传输时间的测量方法进行详细的说明，其相关信息可通过附录中的参考文献获得。

图 2 用于说明各种信号在被测者身体记录的位置。如图 2 所示，位置 201 和位置 202 分别代表被测者的右手手指位置及左手手指位置，用于记录被测者的心电信号 203。同时，位置 202 也用于记录被测者末梢动脉的光电容积描记信号 204。

下面将详细介绍根据本发明实施方案所述的补偿被测部位与传感器之间的接触压力、神经活动和心输出对血压测量所造成的影响的方法。

在本发明的实施方案中，上述参量的变化可以用光电容积描记信号的特征值变化来描述。图 3 给出了一些光电容积描记信号的特征值。这些特征值可以利用光电容积描记信号或其导数信号得到，包括幅值、特征时间、脉搏波面积及高阶矩等。

当被测部位与传感器之间的接触压力不同时，所检测到的光电容积信号波形会发生相应的变化。图 4(a)、(b)和(c)所示的三个信号分别是在接触压力由小变到大时所记录的光电容积描记信号。被测部位与传感器之间的接触压力变大时，波形的幅值及特征点的位置，如顶点、底点和中间点都会发生变化。因此所确定的脉搏波传输时间会受到影响。进而使根据脉搏波传输时间所估计的血压值不准确。因此有必要对由被测部位与传感器之间的接触压力所造成的血压测量误差进行补偿。在本发明的实施方案中，对接触压力的补偿优选地用光电容积描记信号的幅值 (Amp) 来实现。

脉搏波传输时间可以提供一种简单易用的估计血压的方法，但是该参数主要体现的是血管特性。而我们知道，血压除了由血管特性决定外，也取决于心输出及神经活动。在对血压波动进行频谱分析时，在低频 0.1 赫兹的位置附近通常可以观察到一个明显的频率成份。该频率成份表征了神经系统对血压的控制作用。可是在脉搏波传输时间的频谱上这个频率分量却不显著。图 5 和图 6 分别给出了脉搏波传输时间和光电容积描记信号的特征时间(Tc)的时域及频域说明。光电容积描记信号的特征时间可以很好地反映出 0.1 赫兹位置的低频分量，而该分量在脉搏波传输时间的频谱中却反映不出来。因此，在本发明的实施方案中优选地采用光电容积描记信号的特征时间来补偿神经活动和心输出变化对血压测量造成的影响。

综上所述，本发明的实施方案中优选地采用以下公式来获得被测者的血压：

$$P_{sys} = A_s / (T_s + E_{ps})^2 + B_s + I_{ns} \quad (m1a)$$

$$P_{dia} = A_d / (T_d + E_{pd})^2 + B_d + I_{nd} \quad (m1b)$$

其中，

$$E_{ps} = \Delta A_{mp} \times E_{p_scon} \times W_{ps} \quad (m2a)$$

$$E_{pd} = \Delta A_{mp} \times E_{p_dcon} \times W_{pd} \quad (m2b)$$

$$I_{ns} = T_c \times I_{n_scon} \times W_{ns} \quad (m3a)$$

$$I_{nd} = T_c \times I_{n_dcon} \times W_{nd} \quad (m3b)$$

在上述各公式中，方程(m1a)中的 P_{sys} 是经过补偿计算之后得到的

收缩压最终结果，方程(m1b)中的 P_{dia} 是经过补偿计算之后得到的舒张压最终结果。 A_s 和 B_s 是通过一个校准过程确定和/或从一数据库获得的与被测者的收缩压有关的关系常数， A_d 和 B_d 是通过校准过程确定和/或从一数据库获得的与被测者的舒张压有关的关系常数； T_s 和 T_d 分别是与被测者的收缩压和舒张压有关的脉搏波传输时间； E_{ps} 和 E_{pd} 分别是对被测部位与传感器之间的接触压力的收缩压补偿项和舒张压补偿项； I_{ns} 和 I_{nd} 分别是对神经活动和心输出的收缩压补偿项和舒张压补偿项。 A_{mp} 和 T_c 分别是光电容积描记信号的幅值和特征时间。 ΔA_{mp} 是测量时与校准时光电容积描记信号幅值的变化量。 E_{p_scon} 、 E_{p_dcon} 、 I_{n_scon} 和 I_{n_dcon} 分别是对应于各补偿项在收缩压和舒张压计算时的补偿常数，它们可以通过校准过程确定或选取为校准过程所确定的 A_s 与 A_d 或 B_s 与 B_d 的比例值，例如 50%。 W_{ps} 、 W_{pd} 、 W_{ns} 和 W_{nd} 分别是对应于各补偿项在收缩压和舒张压计算时的权重因子。在本发明的实施方案中， W_{ps} 和 W_{pd} 优选地根据校准时测量到的脉搏波传输时间的变化和血压值的变化之间的比率在校准过程中确定。而 W_{ns} 和 W_{nd} 优选地根据在校准时和测量时的 T_c 的差值比率来确定。其具体方法将在下文说明。在补偿项中引入权重因子，可以更精确地调整补偿效果。权重因子的取值范围为 0 到 1。权重因子取 0 时，无补偿效果，而取 1 时，则实现完全补偿。

通过实验发现，根据光电容积描记信号上的不同特征点所定义的脉搏波传输时间受接触压力影响不一样，因此对血压测量结果所造成的误差也不一样。此外，正常人的脉搏波传输时间可以从 150ms 到 450ms，这取决于所采用的脉搏波传输时间的不同定义（即，光电容积描记信号上的不同特征点的选取）。对于脉搏波时间较长的人，其信号较容易受到被测部位与传感器之间的接触压力的影响，而脉搏波时间较短的人，接触压力的作用不是很明显。根据上述发现，通过改变权重因子可以调整补偿效果。

图 9 为根据校准时测量到的脉搏波传输时间的变化和血压值的变化之间的比率 R 来确定补偿项的权重因子 W_{ps} 和 W_{pd} 的说明。如图 9 所示，当该比率由小变化到大时，所选择的权重因子 W_{ps} 和 W_{pd} 的数

值亦相应逐渐由 0 增大到 1。

As、Ad、Bs 和 Bd 以及 Ep_scon、Ep_dcon、In_scon 和 In_dcon 可以通过校准过程和/或从数据库中得到。通过利用在不同接触压力条件下同时记录的脉搏波传输时间、光电容积描记信号的幅值、光电容积描记信号的特征时间，并利用标准血压计测量血压，即可确定出上述个人化校准参数，这些参数和 Wps 和 Wpd 一起被存储在存储单元中，用于测量时的血压计算。

图 7 为本发明方法的整体操作流程图。由于利用脉搏波传输时间进行血压测量是需要先进行校准的，因此，如图 7 所示，在步骤 701 中，被测者首先决定要进行新的校准或是利用旧有已校准的参数进行血压测量。若被测者需要进行新的校准，则会进入校准模式步骤 702。该模式中需要确定血压测量过程中所需要的一些个人化参数 As、Ad、Bs 和 Bd 以及 Ep_scon、Ep_dcon、In_scon 和 In_dcon。在本发明的实施方案中，Wps 和 Wpd 优选地在校准过程中根据测量到的脉搏波传输时间的变化和血压值的变化之间的比率 R 来确定。

若被测者需要利用旧有的已校准个人化参数作血压测量，则需要进一步决定是否利用最近一次校准参数或从记忆单元中读取其它校准参数，如步骤 703 所示。若只需要利用最近一次校准参数，则可直接进入测量模式步骤 705。若需要由记忆单元读取其它个人化校准参数，程序将进入步骤 704。在步骤 704 中，由记忆单元读取个人化校准参数 As、Bs、Ad、Bd 及对各影响因素参量进行补偿时所利用的补偿常数和对测量部位与传感器之间接触压力因素参量进行补偿的权重因子。在由记忆单元读取参数后，流程进入测量模式步骤 705。下一步，在步骤 706 中，通过个人化校准参数及血压计算公式确定被测者的收缩压和舒张压，其具体过程将在后面结合图 8 得到详细说明。所测得的收缩压和舒张压可被输出至一个显示单元。当确定出血压之后，测得的血压值将被传送给步骤 707 以进行是否正常的判断，如果血压值不在正常值范围内，系统会发出错误信息，并将其于步骤 708 中显示出来。如果需要另外的血压测量，则步骤 709 将重复步骤 701 至 708。

下面将结合图 8 对测量过程进行详细说明。

图 8 为本发明方法在测量模式操作时的流程图。如图 8 所示，步骤 801 和 802 的目的是为了确定测量时被测者的脉搏波传输时间 T_s 和 T_d 。在步骤 801 和 802 中，通过光电容积描记信号和心电信号计算出脉搏波传输时间 T_s 和 T_d 。这里，脉搏波传输时间 T_s 和 T_d 的数值范围不大于预设值 Th_Thigh 并且不小于预设值 Th_Tlow 。在本发明的实施方案中， Th_Thigh 和 Th_Tlow 可分别选取 450ms 和 150ms，当然它们也可以选择其它适合的数值。

下一步，在步骤 803 中判断 T_s 、 T_d 的总数是否达到默认值 P 次， P 的数值可以是但不限于 5。步骤 801 和 802 需要被重复直到 P 个 T_s 、 T_d 被检测到为止。下一步在步骤 804 中，计算 P 个 T_s 、 T_d 的平均值用作测量模式中的参数。平均值的计算方程如下：

$$T_s = (T_{s_i} + T_{s_{i+1}} + \dots + T_{s_{p-1}} + T_{s_p}) / P \quad (m4a)$$

$$T_d = (T_{d_i} + T_{d_{i+1}} + \dots + T_{d_{p-1}} + T_{d_p}) / P \quad (m4b)$$

其中， i 代表一个整数序列，其数值范围在 1 与 P 之间。下一步，在步骤 805 中，所述测量过程中的 T_s 及 T_d 的平均值，与相对的单一时间间隔的数值，如方程(m4a)及(m4b)所述的 T_{s_i} 、 $T_{s_{i+1}}$ 、... $T_{s_{p-1}}$ 、 T_{s_p} 及 T_{d_i} 、 $T_{d_{i+1}}$ 、... $T_{d_{p-1}}$ 、 T_{d_p} 的差值要在预设值 $Th_Errhigh$ 及预设值 Th_Errlow 的范围之内（例如， $Th_Errhigh$ 和 Th_Errlow 可以分别选取 15ms 和 -15ms），如果其差值超出了该范围，步骤 801、802、803 和 804 需要被重复，直到差值在 $Th_Errhigh$ 及 Th_Errlow 的范围之内。差值判断的相关公式如下：

$$Th_Errhigh < T_s - S < Th_Errlow \quad (m5a)$$

数列 S 是 $(T_{s_i}, T_{s_{i+1}}, \dots, T_{s_{p-1}}, T_{s_p})$;

$$Th_Errhigh < T_d - D < Th_Errlow \quad (m5b)$$

数列 D 是 $(T_{d_i}, T_{d_{i+1}}, \dots, T_{d_{p-1}}, T_{d_p})$

下一步，步骤 806 的功能是获取测量过程中的接触压力补偿项，光电容积描记信号的幅值 Amp 和神经活动补偿项，光电容积描记信号的特征时间 T_c 以及 T_c 在测量时和校准时的差值比率，并将它们保存在存储单元中。差值比率可按照下式计算：

(测量时 T_c 值 - 校准时 T_c 值) / 校准时 T_c 值。

在步骤 807 中，判断差值比率是否在预设置范围内。若差值比率超过预设置范围，如 50%，系统会提示出错，而返回步骤 801 进行重新测量。

下一步，在步骤 808 中，根据计算出的 Tc 的差值比率选取补偿项 Ins 和 Ind 的权重因子。图 10 为根据差值比率选择补偿项的权重因子 Wns 和 Wnd 的说明。如图 10 所示，权重因子 Wns 和 Wnd 的数值依差值比率由小变到大而逐渐变化。

另外，在方程(m2a)和(m2b)中所述的 Eps 及 Epd 值，其数值范围在 Th_Ephigh 及在 Th_Eplow 内。在本发明的实施方案中，Th_Ephigh 及在 Th_Eplow 可分别选取 50ms 和 -20ms，但它们也可根据实际情况而选择其它适当的数值。而在方程(m3a)和(m3b)中所述的 Ins 及 Ind 值，其数值范围在 Th_Inhigh 及在 Th_Inlow 内。本发明的实施方案中，Th_Inhigh 及 Th_Inlow 的数值可分别选取 15mmHg 和 -10mmHg，当然也可以选择其它适合的数值。因此，在步骤 809 中，会对各补偿项数值是否在预设值范围内进行判断。如果其数值超出预设置范围的上限或下限，则分别取预设值范围的上限和下限作为补偿项的数值。

接下来，在步骤 810 中，通过在测量过程中得到的 Ts 和 Td，Amp 和 Tc 以及补偿项中的权重因子；以及在校准过程中确定和保存的参数 As、Ad、Bs、Bd、Ep_scon、In_scon、Ep_dcon、In_dcon、Wps、Wpd、相应的 Amp 和 Tc 以及通过差值比率计算出的补偿项权重因子 Wns 和 Wnd，并结合公式(m1a)和(m1b)，就可以计算出经过补偿的收缩压 Psys 和舒张压 Pdia。由于其中包含了对各种影响血压测量结果的因素的补偿，因此利用本发明的方法可以获得比较精确的血压测量结果。

以上结合具体实施对本发明进行了说明。但是，本领域的普通技术人员应该明白，在上述内容的基础上可以对本发明做出各种修改和替换。例如，本领域的技术人员应该明白，除本发明的实施方案中所优选采用的血压计算公式，其它任何能够与公式(m1a)和(m1b)等价的公式都可被用来进行血压计算。例如，可以采用如下公式：

$$P_{sys} = A_{s'} \times \ln(T_s + E_{ps})^{n1} + B_{s'} + I_{ns}^{\alpha1} \quad (m1a')$$

$$P_{dia} = A_{d'} \times \ln(T_d + E_{pd})^{n2} + B_{d'} + I_{nd}^{\alpha2} \quad (m1b')$$

或

$$P_{sys} = A_{s''} \times \text{Ins}^{\alpha_1} / (\text{Ts} \times \text{Eps})^{n_1} + B_{s''} \quad (\text{m1a}'')$$

$$P_{dia} = A_{d''} \times \text{Ind}^{\alpha_2} / (\text{Td} \times \text{Epd})^{n_2} + B_{d''} \quad (\text{m1b}'')$$

其中，Ts、Td、Eps、Epd 的定义与前面所述公式(m1a)和(m1b)中的定义一致；As'、Bs'、Ad'和 Bd' 以及 As''、Bs''、Ad''和 Bd''分别与 As、Bs、Ad 和 Bd 相类似，它们可以通过校准过程和/或从数据库中获得。

应该理解，虽然上述的公式(m1a)和(m1b)、(m1a')和(m1b')以及(m1a'')和(m1b'')具有不同的表达形式，但是本领域普通技术人员可根据需要选择适宜的形式，并通过选取不同的线性常数 As、Bs、Ad 和 Bd，As'、Bs'、Ad'和 Bd'以及 As''、Bs''、Ad''和 Bd''，从而获得比现有技术更为精确的血压值。

另外，在上述实施方案中优选地对测量部位与传感器之间的接触压力、神经活动以及心输出对血压测量结果的影响进行了补偿，但在实际中也可根据情况只对其中的一个或几个因素进行补偿。例如，可以只对其中的接触压力进行补偿。而且，上述补偿项不仅可以按照累加的方式对血压计算公式做出贡献，也可以按照乘积的方式对血压计算公式做出贡献。例如，也可将 Eps × Ins 和 Epd × Ind 作为补偿项引入到收缩压和舒张压的血压计算公式中。

此外，计算差值比率时，也可通过以下公式得到：

$$(\text{测量时 Tc 值} - \text{校准时 Tc 值}) / \text{校准时 Tc 值}。$$

总而言之，本发明的保护范围是由所附的权利要求而不是具体实施方案来界定的。

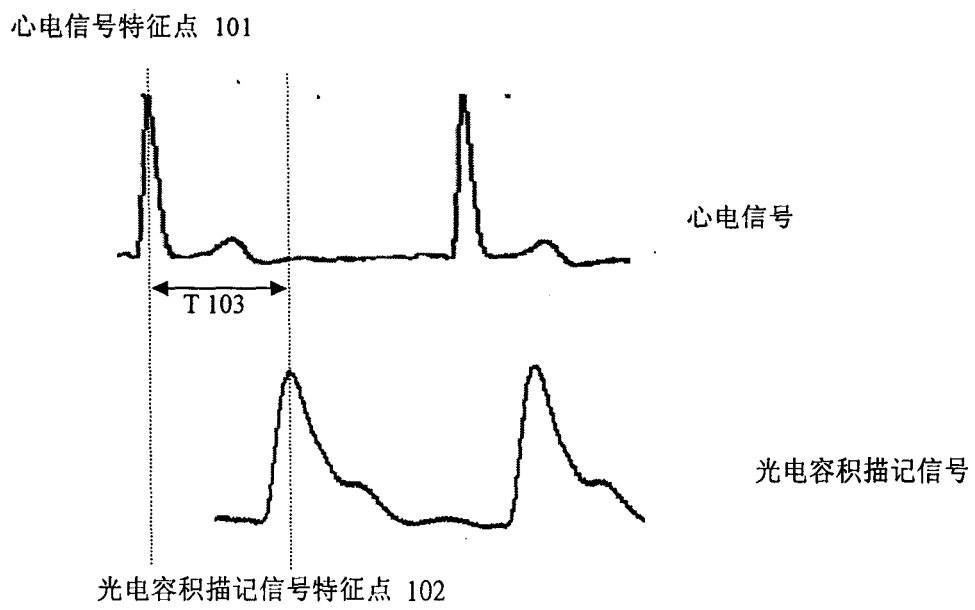


图 1

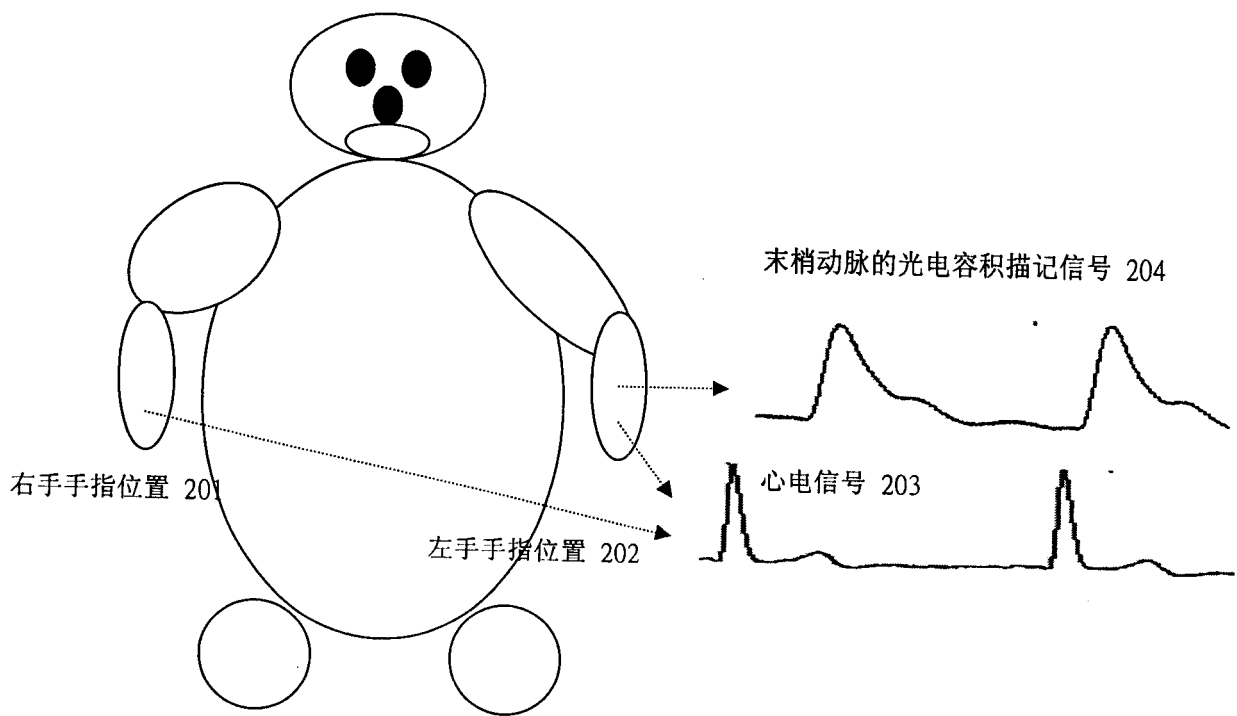


图 2

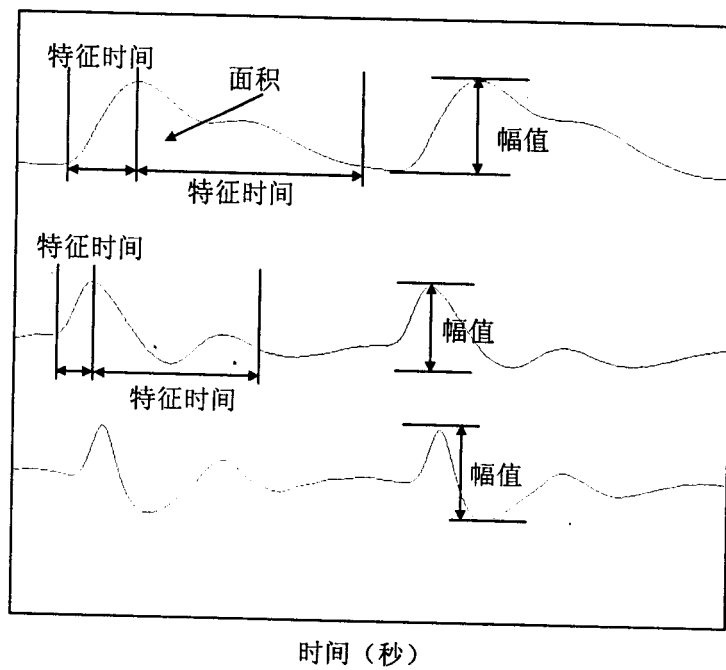


图 3

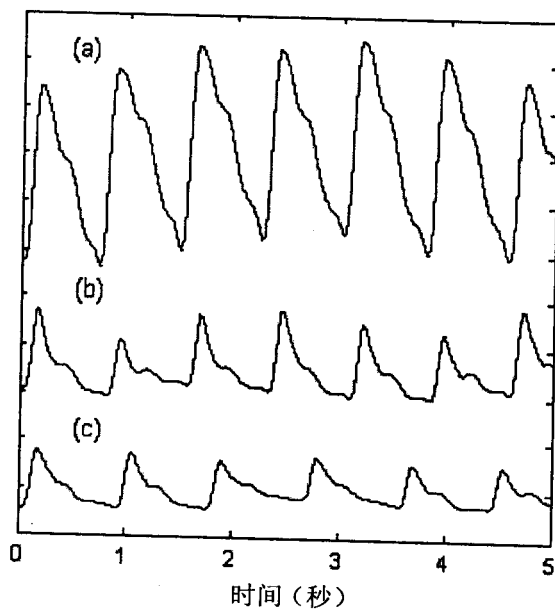


图 4

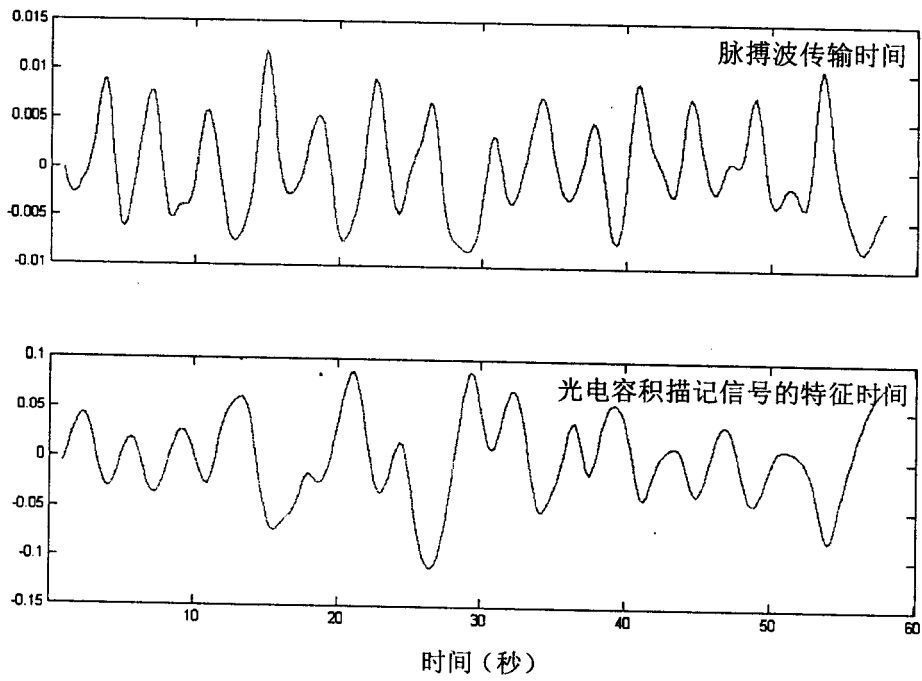


图 5

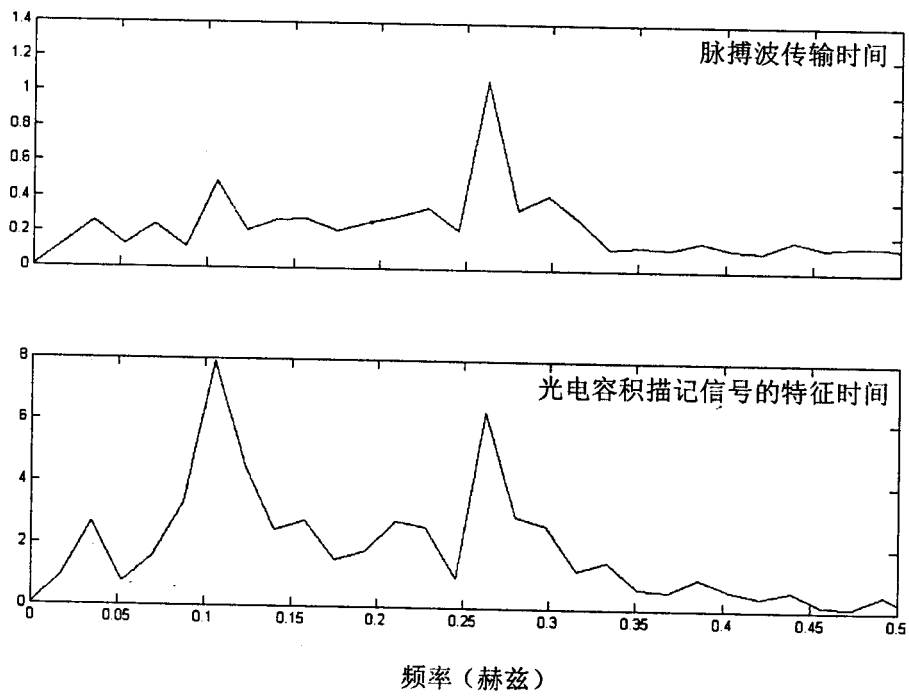


图 6

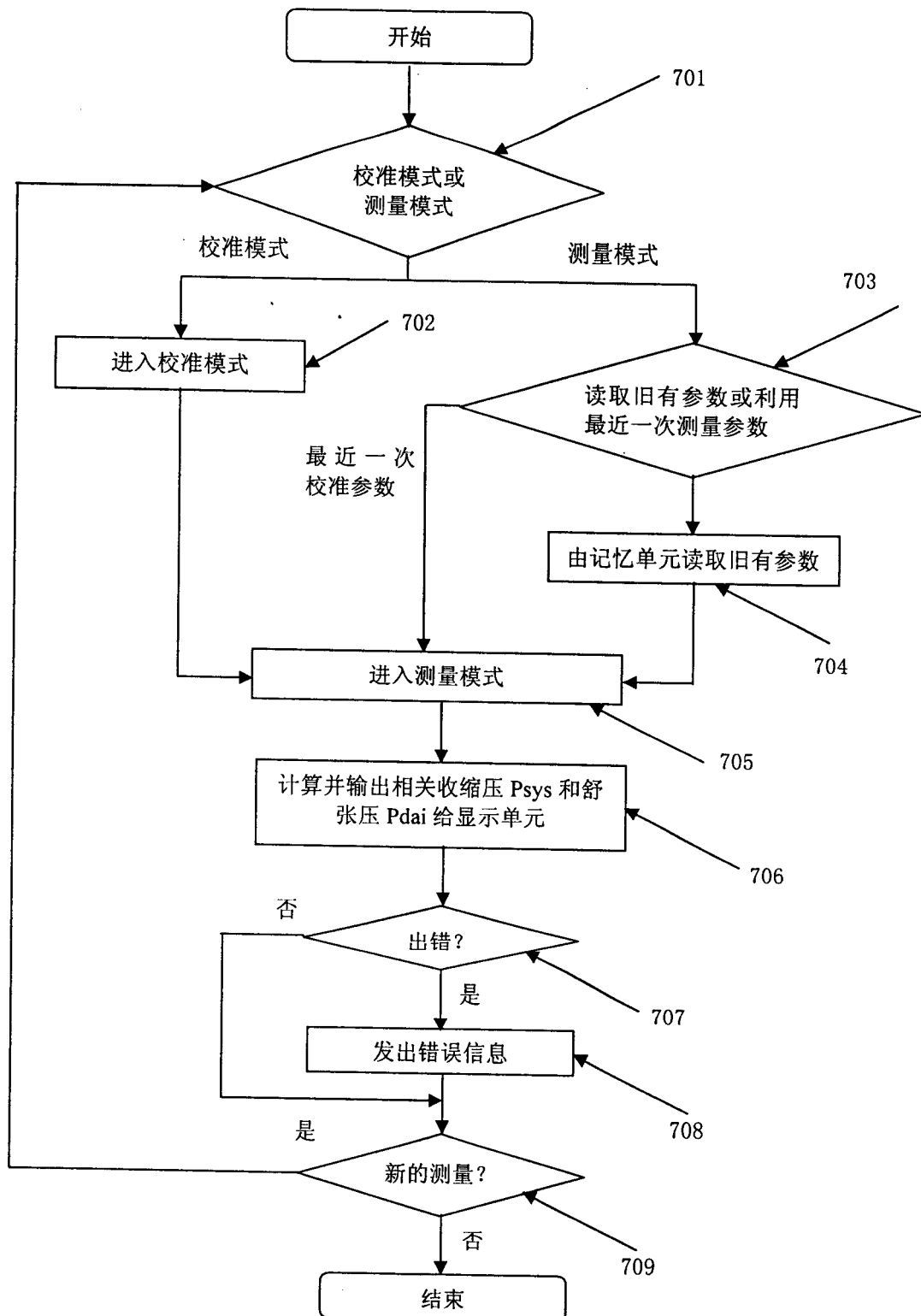


图 7

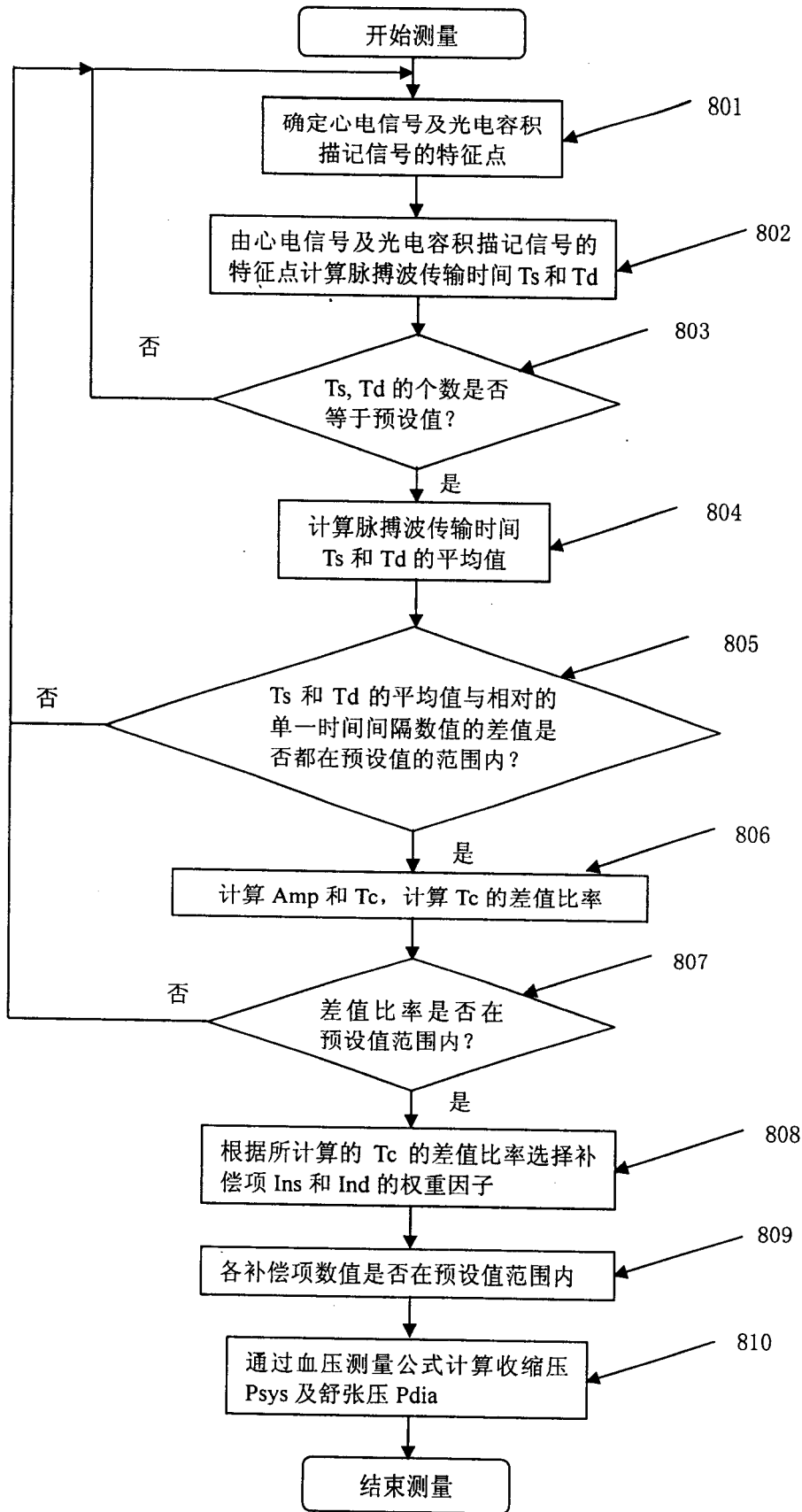


图 8

比率 R	$1 < R < 3$	$3 < R < 4$	$4 < R < 5$	$R > 5$
Wps	Wps1	Wps2	Wps3	Wps4
Wpd	Wpd1	Wpd2	Wpd3	Wpd4

图 9

差值比率	~10%	~20%	~35%	~50%
Wns	Wns1	Wns2	Wns3	Wns4
Wnd	Wnd1	Wnd2	Wnd3	Wnd4

图 10

专利名称(译)	采用自动补偿的无袖带式连续血压测量方法		
公开(公告)号	CN1698536A	公开(公告)日	2005-11-23
申请号	CN200410042522.4	申请日	2004-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
[标]发明人	张元亭 叶龙 滕晓菲 潘颂欣 李芝雯		
发明人	张元亭 叶龙 滕晓菲 潘颂欣 李芝雯		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/021 A61B5/0285 A61B5/04 A61B5/0456 A61B7/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0285 A61B5/0456 A61B7/04 A61B5/021		
代理人(译)	葛强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种动脉血压测量方法，包括：1)测量与被测者的脉搏波相关的特征量；2)确定对所述特征量有影响的第一因素参量；3)确定因被测者的生理活动变化而对被测者的血压造成影响的第二因素参量；以及4)基于所述特征量，利用所述第一和第二因素参量作为补偿量，确定被测者的动脉血压。本方法可以对由于内在及外在各种因素的变化而造成的血压测量误差进行补偿，从而提高血压测量的准确度。

