



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920762 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680049623.5

(22)申请日 2016.07.14

(30)优先权数据

10-2015-0099804 2015.07.14 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2016/007699 2016.07.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/010832 KO 2017.01.19

(71)申请人 蔚山大学校产学协力团

地址 韩国蔚山广域市

(72)发明人 金成勋 黄圭森

(74)专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理有限公司 11290

代理人 乔焱 曹正建

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

权利要求书3页 说明书9页 附图5页

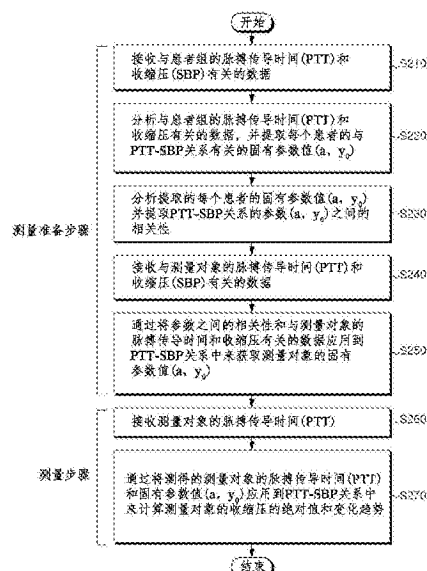
(54)发明名称

利用脉搏传导时间来计算收缩压的装置及其方法

(57)摘要

本发明涉及一种利用脉搏传导时间来计算收缩压的装置及其方法。根据本发明收缩压计算的包括以下步骤:接收与患者组的脉搏传导时间(PTT)和收缩压(SBP)有关的数据输入;将与所述患者组的PTT和SBP有关的数据应用到PTT-SBP关系( $SBP = a * PTT^1 + y_0$ )中,然后分析结果,由此提取参数(a,  $y_0$ )之间的相关性;接收受试者的PTT和SBP的数据;并且将所述参数之间的所述相关性和与受试者的PTT和SBP有关的数据应用到PTT-SBP关系( $SBP = a * PTT^1 + y_0$ ),由此获取受试者的固有参数值(a,  $y_0$ )。根据本发明,如上所述,在完全没有诸如身体测量信息、疾病信息和人口特征等的与受试者有关的先验信息的状态下,仅测量一次患者的SBP和PTT就可以以非常高的准确度来获取患者的与PTT-SBP关系有关的固有参数(a,  $y_0$ )。因此,仅对患者的PTT进行后续测量,不仅可以计算SBP的变化趋势,还可以计算SBP的

绝对值。



1. 一种计算收缩压的方法,其包括:

接收与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;

通过分析与所述脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据,提取与PTT-SBP (脉搏传导时间-收缩压) 关系 ( $SBP = a \times PTT^{-1} + y_0$ ) 有关的参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性;

接收与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;并且

通过将所述参数 ( $a, y_0$ ) 之间的所述相关性和与所述测量对象的所述第一脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据应用到所述PTT-SBP关系中来获取所述测量对象的固有参数值 ( $a, y_0$ )。

2. 如权利要求1所述的计算收缩压的方法,

其中,接收所述患者组的所述数据为接收与正在接受全身麻醉诱导的患者的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据。

3. 如权利要求1所述的计算收缩压的方法,

其中,提取所述参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性包括,

通过对与所述患者组的所述脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据进行回归分析来提取每个患者的与所述PTT-SBP关系有关的所述固有参数值 ( $a, y_0$ );并且

通过对所提取的每个患者的所述固有参数值 ( $a, y_0$ ) 进行回归分析来提取所述PTT-SBP关系的所述参数 ( $a, y_0$ ) 之间的所述相关性。

4. 如权利要求1所述的计算收缩压的方法,

其中,对于所述参数 ( $a, y_0$ ) 的相关性,所述相关性由方程式 $y_0 = 118.87 - 3.25a$ 表示。

5. 如权利要求1所述的计算收缩压的方法,还包括:

接收所述测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT);并且

通过将所述测量对象的所述第二脉搏传导时间 (PTT) 和所述固有参数值 ( $a, y_0$ ) 应用到所述PTT-SBP关系中来计算所述测量对象的所述收缩压 (SBP) 的绝对值 and 变化趋势中的至少一者。

6. 一种计算收缩压的装置,其包括:

数据输入单元,其接收与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据以及与测量对象的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;

相关性提取单元,其通过分析与所述患者组的所述脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据来提取与PTT-SBP (脉搏传导时间-收缩压) 关系 ( $SBP = a \times PTT^{-1} + y_0$ ) 有关的参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性;以及

固有参数获取单元,其通过将所述参数 ( $a, y_0$ ) 之间的所述相关性和与所述测量对象的所述第一脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据应用到所述PTT-SBP关系中来获取所述测量对象的固有参数值 ( $a, y_0$ )。

7. 如权利要求6所述的计算收缩压的装置,

其中,所述数据输入单元接收与正在接受全身麻醉诱导的患者的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据。

8. 如权利要求6所述的计算收缩压的装置,

其中,所述相关性提取单元通过对与所述患者组的所述脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据进行回归分析来提取每个患者的与所述PTT-SBP关系有关的所

述固有参数值  $(a, y_0)$  ;并且通过对所提取的每个患者的所述固有参数值  $(a, y_0)$  进行回归分析来提取所述PTT-SBP关系的所述参数  $(a, y_0)$  之间的相关性。

9. 如权利要求6所述的计算收缩压的装置,

其中,在所述相关性提取单元中,所述相关性由方程式 $y_0 = 118.87 - 3.25a$ 表示。

10. 如权利要求6所述的计算收缩压的装置,还包括:

PTT输入单元,其接收所述测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) ;以及

血压计算单元,其通过将所述测量对象的所述第二脉搏传导时间 (PTT) 和所述固有参数值  $(a, y_0)$  应用到所述PTT-SBP关系中来计算所述测量对象的所述收缩压 (SBP) 的绝对值 and 变化趋势中的至少一者。

11. 一种计算收缩压的方法,其包括:

接收与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;

通过将接收的与所述测量对象的所述第一脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据和与PTT-SBP关系  $(SBP = a * PTT^{-1} + y_0)$  有关的参数  $(a, y_0)$  之间的相关性应用到所述PTT-SBP关系  $(SBP = a * PTT^{-1} + y_0)$  中来获取所述测量对象的固有参数值  $(a)$  ;

接收所述测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) ;并且

通过将所述测量对象的所述第二脉搏传导时间 (PTT) 和所述固有参数值  $(a)$  应用到所述PTT-SBP关系中来计算所述测量对象的所述收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者,

其中,通过分析与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据来提取所述参数  $(a, y_0)$  之间的所述相关性。

12. 一种计算收缩压的装置,其包括:

数据输入单元,其接收与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;

固有参数获取单元,其通过将接收的与所述测量对象的所述第一脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的所述数据和与PTT-SBP关系  $(SBP = a * PTT^{-1} + y_0)$  有关的参数  $(a, y_0)$  之间的相关性应用到所述PTT-SBP关系  $(SBP = a * PTT^{-1} + y_0)$  中来获取所述测量对象的固有参数值  $(a)$  ;

PTT输入单元,其接收所述测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) ;以及

血压计算单元,其通过将所述测量对象的所述第二脉搏传导时间 (PTT) 和所述固有参数值  $(a)$  应用到所述PTT-SBP关系中来计算所述测量对象的所述收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者,

其中,通过分析与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据来提取所述参数  $(a, y_0)$  之间的所述相关性。

13. 一种计算收缩压的方法,其包括:

接收测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) ;以及

通过将所述测量对象的所述第二脉搏传导时间 (PTT) 和固有参数值  $(a, y_0)$  应用到PTT-SBP关系中来计算所述测量对象的收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者,

其中,通过以下处理来获取所述测量对象的所述固有参数值  $(a, y_0)$  :分析与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;提取与所述PTT-SBP (脉搏传导时间-收缩压)

关系 ( $SBP = a * PTT^{-1} + y_0$ ) 有关的参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性; 并且将所述参数 ( $a, y_0$ ) 之间的所述相关性和与所述测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的数据应用到所述 PTT-SBP 关系中。

14. 一种计算收缩压的装置, 其包括:

PTT 输入单元, 其接收测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT); 以及

血压计算单元, 其通过将所述测量对象的所述第二脉搏传导时间 (PTT) 和固有参数值 ( $a, y_0$ ) 应用到 PTT-SBP 关系中来计算所述测量对象的收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者,

其中, 通过以下处理来获取所述测量对象的所述固有参数值 ( $a, y_0$ ): 分析与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据; 提取与所述 PTT-SBP (脉搏传导时间-收缩压) 关系 ( $SBP = a * PTT^{-1} + y_0$ ) 有关的参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性; 并且将所述参数 ( $a, y_0$ ) 之间的所述相关性和与所述测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和所述收缩压 (SBP) 有关的数据应用到所述 PTT-SBP 关系中。

15. 一种计算机可读记录介质, 其包括:

用于执行根据权利要求 1~5、11 和 13 中的任一项所述的方法的程序。

## 利用脉搏传导时间来计算收缩压的装置及其方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用脉搏传导时间来计算收缩压的装置及其方法,特别地涉及一种通过一次接收测量对象的脉搏传导时间而无需使用患者的身体测量信息就可计算患者的固有特征参数,并且基于该特征参数来计算收缩压的绝对值 and 变化趋势的计算收缩压的装置。

### 背景技术

[0002] 众所周知,通过组合脉搏血氧仪和心电图信号测得的脉搏传导时间 (PTT:pulse transit time) 与收缩压 (SBP:systolic blood pressure) 成反比。

[0003] 通常,脉搏传导时间 (PTT) 与收缩压 (SBP) 之间的关系可以用  $SBP = a * PTT^{-1} + y_0$  来表示,由于  $a$  和  $y_0$  是对于每个人而言本身就不同而且存在很大偏差的参数值,所以难以对其进行预测。

[0004] 由于有两个数学上未知的数字  $a$  和  $y_0$ ,所以可以通过两次测量实际收缩压 (SBP) 和脉搏传导时间 (PTT) 来获取患者的  $a$  和  $y_0$  的固有值。然而,如果即使在几次连续测量之后收缩压 (SBP) 和脉搏传导时间 (PTT) 也没有明显地改变,则在误差范围内每个测量值基本上都是恒定的,因此无法知晓患者的固有参数值  $a$  和  $y_0$ 。因此,人们已知通过观察脉搏传导时间的趋势可以在一定程度上估计血压的变化,但是通过一般的方法无法知晓血压的绝对值,虽然当利用诸如受试者的身体测量信息、疾病信息和人口特征等的各种受试者相关参数进行校准时,可以在一定程度上将血压接近绝对值,但是,并不清楚必须选择哪些相关的参数以及必须以多少权重来校准参数。

[0005] 日本专利申请10-0638696 (2006年10月26日公布) 披露了本发明的背景技术。

### 发明内容

#### [0006] 技术问题

[0007] 本发明的目的在于提供一种计算收缩压的装置及其方法,该装置一次接收受试者的脉搏传导时间,计算收缩压的绝对值,并且在完全没有诸如受试者的身体测量信息、疾病信息和人口特征等的可以被校准的先验信息的状态下,计算收缩压的绝对值和变化趋势。

#### [0008] 技术方案

[0009] 根据本发明的实施例,用于计算收缩压的方法包括:接收与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;通过分析并测量对象的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据来提取与 PTT-SBP (脉搏传导时间-收缩压) 关系 ( $SBP = a * PTT^{-1} + y_0$ ) 有关的参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性;接收与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据;并且通过将参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性和与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据应用到 PTT-SBP 关系中来获取测量对象的固有参数值 ( $a, y_0$ )。

[0010] 对于患者组的数据接收,可以为接收与正在接受全身麻醉诱导的患者的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据。

[0011] 提取参数  $(a, y_0)$  之间的相关性可以包括:通过对与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据进行回归分析来提取每个患者的与 PTT-SBP 关系有关的固有参数值  $(a, y_0)$ ; 并且通过对提取的每个患者的固有参数值  $(a, y_0)$  进行回归分析来提取 PTT-SBP 关系的参数  $(a, y_0)$  之间的相关性。

[0012] 对于参数  $(a, y_0)$  之间的相关性, 相关性可以由方程式  $y_0 = 118.87 - 3.25a$  表示。

[0013] 计算收缩压的方法可以还包括:接收测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT); 并且通过将测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) 和固有参数值  $(a, y_0)$  应用到 PTT-SBP 关系中来计算测量对象的收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者。

[0014] 根据本发明的另一实施例, 计算收缩压的装置包括: 数据输入单元, 其接收与患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据以及与测量对象的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据; 相关性提取单元, 其通过分析患者组的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据来提取与 PTT-SBP (脉搏传导时间-收缩压) 关系  $(SBP = a * PTT^{-1} + y_0)$  有关的参数  $(a, y_0)$  之间的相关性; 以及固有参数获取单元, 其通过将参数  $(a, y_0)$  之间的相关性和与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据应用到 PTT-SBP 关系中来获取测量对象的固有参数值  $(a, y_0)$ 。

[0015] 有益效果

[0016] 这样, 根据本发明, 在完全没有的诸如身体测量信息、疾病信息和人口特征等的与测量对象有关的先验信息的状态下, 仅测量一次患者的收缩压 (SBP) 和脉搏传导时间 (PTT) 就可以以非常高的准确度来获取患者的与 PTT-SBP 关系有关的固有参数  $(a, y_0)$ 。因此, 仅对患者的脉搏传导时间 (PTT) 进行后续测量, 不仅可以计算收缩压 (SBP) 的变化趋势, 还可以计算收缩压 (SBP) 的绝对值。

## 附图说明

[0017] 图1是根据本发明的实施例的计算收缩压的装置的构造图。

[0018] 图2是示出根据本发明的实施例的收缩压计算方法的流程图。

[0019] 图3是根据本发明的实施例的与正在接受全身麻醉诱导的患者的脉搏传导时间和收缩压有关的图。

[0020] 图4是示出根据本发明的实施例的一个患者的脉搏传导时间、收缩压和回归线的图。

[0021] 图5是示出根据本发明的实施例的每个患者的固有参数值和回归线的图。

[0022] 图6示出将根据本发明的实施例计算出的收缩压与通过动脉管插入测得的收缩压进行比较的图。

[0023] 图7是根据本发明的实施例计算出的收缩压与通过动脉管插入测得的收缩压的 Bland-Altman 曲线。

## 具体实施方式

[0024] 以下, 将参照附图来详细说明本发明的实施例, 以便本发明所属领域的技术人员易于实施本发明。然而, 本发明可以以多种不同形式来实施, 并且不应该限于在此阐述的实施例。为了清楚地说明本发明, 省略与说明书无关的部分, 并且在整个说明书中相同的部分

由相同的附图标记或符号表示。

[0025] 在整个说明书中,除非特别说明,当一部分被引用为“包括”某一元件时,除非另外特别说明排除其他元件外,否则这意味着该部分还可以包括其他元件。

[0026] 以下,将参照附图来详细说明本发明的实施例,以便本发明所属领域的技术人员易于实施本发明。

[0027] 首先,将参照图1说明根据本发明的实施例的计算收缩压的装置100。图1是根据本发明的实施例的计算收缩压的装置的构造图。

[0028] 根据本发明的实施例的计算收缩压的装置100包括:数据输入单元110、相关性提取单元120和固有参数获取单元130,并且还包括PTT输入单元140和血压计算单元150。

[0029] 将具体说明计算收缩压的装置100的每个构造。首先,数据输入单元110接收与患者组的脉搏传导时间(PTT)和收缩压(SBP)有关的数据。此外,数据输入单元110接收与测量对象的第一脉搏传导时间(PTT)和收缩压(SBP)有关的数据。

[0030] 这里,患者组包括正在接受全身麻醉诱导的一组患者。此外,数据输入单元110可以通过外部测量仪器来接收测量的数据,并且可以通过包括在用于收缩压的装置100中的测量仪器来接收测量的数据。

[0031] 然后,相关性提取单元120提取PTT-SBP(脉搏传导时间-收缩压)关系的参数( $a, y_0$ )之间的相关性。此时,PTT-SBP关系如下。

[0032] 方程式1:

$$[0033] \quad SBP = a \times PTT^{-1} + y_0$$

[0034] 这里,SBP表示收缩压,PTT表示脉搏传导时间,并且 $a$ 和 $y_0$ 表示PTT-SBP关系的参数。

[0035] 为了提取PTT-SBP关系的参数( $a, y_0$ )之间的相关性,相关性提取单元120对从数据输入单元110接收到的与患者组的脉搏传导时间(PTT)和收缩压(SBP)有关的数据进行分析,并提取与每个患者的数据对应的PTT-SBP关系的参数值。此后,相关性提取单元120分析与获取的每个患者的数据对应的PTT-SBP关系的参数值,并提取PTT-SBP关系的相关性。

[0036] 此时,相关性提取单元120可以使用统计分析方法来分析患者组的脉搏传导时间(PTT)和收缩压(SBP),并分析与每个患者的数据对应的PTT-SBP关系的参数值( $a, y_0$ ),统计分析方法包括回归分析方法。

[0037] 此外,固有参数获取单元130获取测量对象的与PTT-SBP关系有关的固有参数值( $a, y_0$ )。具体地,固有参数获取单元130通过将由相关性提取单元120提取的PTT-SBP关系的参数之间的相关性和与测量对象的第一脉搏传导时间(PTT)和收缩压(SBP)有关的数据应用到PTT-SBP关系中来获取测量对象的固有参数值( $a, y_0$ )。

[0038] 同时,可以通过使用从心电图测量传感器测量的心电图信号和从脉搏测量传感器测量的脉搏信号来计算脉搏传导时间(PTT)。具体地,可以利用由同一心跳产生的心电图信号的峰值点的时间和通过使脉冲微分而获得的最大上坡点的时间之间的差来计算脉搏传导时间(PTT)。

[0039] 然后,PTT输入单元140接收测量对象的第二脉搏传导时间(PTT)。此时,PTT输入单元140可以接收通过外部测量仪器测量的测量对象的第二脉搏传导时间(PTT)并且可以接收通过包括在计算收缩压的装置100中的测量仪器测量的测量对象的第二脉搏传导时间

(PTT)。

[0040] 然后,血压计算单元150计算与从PTT输入单元140发送的测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) 对应的收缩压SBP的绝对值。此外,血压计算单元150可以计算收缩压 (SBP) 的变化趋势。为了计算收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者,血压计算单元150将从PTT输入单元140发送的测量对象的脉搏传导时间 (PTT) 和从固有参数获取单元130发送的测量对象的固有参数值 ( $a, y_0$ ) 应用到PTT-SBP关系中。

[0041] 根据本发明的实施例,计算收缩压的装置100可以实现为包括数据输入单元110、固有参数获取单元130、PTT输入单元140和血压计算单元150计算收缩压的装置,并且可以在根据本发明的实施例的计算收缩压的装置100中储存由相关性提取单元120提取的PTT-SBP关系的参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性。

[0042] 此外,根据本发明的另一实施例,计算收缩压的装置100可以实现为包括PTT输入单元140和血压计算单元150,并且可以在根据本发明的实施例的计算收缩压的装置100中储存通过应用由相关性提取单元120提取的PTT-SBP关系的参数 ( $a, y_0$ ) 之间的相关性和与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据而获取的测量对象的固有参数值 ( $a, y_0$ ),即,PTT-SBP关系计算收缩压的装置。

[0043] 以下,将参照图2~5说明根据本发明的实施例的收缩压计算方法。图2是示出根据本发明的实施例的收缩压计算方法的流程图。

[0044] 根据本发明的实施例的收缩压计算方法可以分成血压计算准备步骤 (S210~S250) 和血压计算步骤 (S260, S270)。首先,将具体地说明血压计算准备步骤。血压计算准备步骤是获取测量对象的与PTT-SBP关系有关的固有参数值的过程,并且血压计算准备步骤用来计算测量对象的收缩压的绝对值和变化趋势。也就是说,计算收缩压的装置100通过步骤S210~S250来提取测量对象的与PTT-SBP关系有关的固有参数值。

[0045] 首先,计算收缩压的装置100接收与患者组的脉搏传导时间和收缩压有关的数据 (S210)。此时,1:1地测量每个患者的每次心跳测量的脉搏传导时间和收缩压。因此,计算数据并将数据输入为每分钟70~90次(取决于患者的心率)的对应的测量值对。

[0046] 图3是根据本发明的实施例的与正在接受全身麻醉诱导的患者的脉搏传导时间和收缩压有关的图。在图3所示的波形中,(A)表示脉搏传导时间,(B)表示收缩压。如图3所示,脉搏传导时间和收缩压具有随时间变化的类似趋势。即,当收缩压降低时,脉搏传导时间减小,并且当收缩压升高时,脉搏传导时间增加。因为在全身麻醉诱导期间,在短时间内血压会非常快速地变化大约30%,所以变化趋势很明显。特别地,收缩压是通过动脉管插入而获得的侵入性测量值,因此,可以认为在已知的技术水平下收缩压是最准确的值(黄金标准)。

[0047] 然后,计算收缩压的装置100分析与患者组的脉搏传导时间和收缩压有关的数据,并且提取每个患者的与PTT-SBP关系有关的固有参数值 (S220)。

[0048] 以下,将参照图4和5详细说明提取每个患者的与PTT-SBP关系有关的固有参数值的步骤。图4是示出根据本发明的实施例的一个患者的脉搏传导时间、收缩压和回归线的图。

[0049] 首先,如图4所示,计算收缩压的装置100在将脉搏传导时间 (PTT) 作为X轴并将SBP作为Y轴的二维坐标平面上绘制患者组中的一个患者的脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP)。从图4可以看出,在每个脉搏传导时间处,收缩压大范围地降低或升高。

[0050] 然后,计算收缩压的装置100通过回归分析来生成最适合于在以PTT为X轴并以SBP为Y轴的二维坐标平面上绘制的点的线,即回归线。穿过图4所示的若干点的线就是回归线。

[0051] 然后,计算收缩压的装置100分析回归线,并提取每个患者的与PTT-SBP关系有关的固有参数值。

[0052] 表1示出与图4有关的回归分析结果。

[0053] [表1]

[0054]

| R      | Rsqr     | Adi Rsqr | 估计的标准误差  |           |          |
|--------|----------|----------|----------|-----------|----------|
| 0.8774 | 0.7698   | 0.7695   | 6.7513   |           |          |
|        | 系数       | 标准误差     | T        | P         | VIF      |
| $y_0$  | -73.0075 | 3.4384   | -21.2327 | <0.000120 | 7.5090 < |
| a      | 48.3312  | 0.9357   | 51.6544  | <0.000120 | 7.5090 < |

[0055] 如表1所示,作为患者的回归分析结果,参数( $y_0$ )为-73.0075,参数(a)为48.3312,并且相关性系数(R)为0.8774,当假设对测量值进行10分钟测量时,通过与大约700~900个脉搏波传播时间和在大范围内变化的收缩压有关的数据来计算测量的数据。此时,相关性系数(R)是表示回归线的拟合度的数值,并且相关性系数越接近1,回归线的拟合度越高。可以看出,在当前患者的情况下,图4所示的回归线具有高拟合度。

[0056] 然后,计算收缩压的装置100分析所提取的每个患者的固有参数值,并提取PTT-SBP关系的参数之间的相关性(S230)。此时,使用回归分析可以分析每个患者的固有参数值。

[0057] 以下,将参照图5说明根据本发明的实施例的提取PTT-SBP关系的参数之间的相关性的步骤。图5是示出根据本发明的实施例的每个患者的固有参数值和回归线的图。

[0058] 首先,计算收缩压的装置100在以a为X轴、以 $y_0$ 为Y轴的二维坐标平面上绘制在步骤S220中确定的每个患者的固有参数值(a,  $y_0$ ),如图5所示。

[0059] 然后,在每个患者的测得的固有参数值中,计算收缩压的装置100通过回归分析生成最适合于在以a为X轴并以 $y_0$ 为Y轴的二维坐标平面上绘制的点的线,即回归线。穿过图5所示的分散点之间的线就是回归线。

[0060] 然后,计算收缩压的装置100分析回归线,并提取PTT-SBP关系的参数之间的相关性。

[0061] 表2是示出根据本发明的实施例的使用计算收缩压的装置100对患者组的固有参数值进行回归分析所生成的结果值的表格。

[0062] [表2]

[0063]

|                            |        |          |          |          |          |           |
|----------------------------|--------|----------|----------|----------|----------|-----------|
| 如<br>表<br>2<br>所<br>示<br>如 | R      | Rsqr     | Adj Rsqr | 估计的标准误差  |          |           |
|                            | 0.9359 | 0.8759   | 0.8676   | 23.0940  |          |           |
|                            |        | 系数       | 标准误差     | T        | P        | VIF       |
|                            | d      | 118.8774 | 20.4870  | 5.8026   | < 0.0001 | 13.3784 < |
|                            | c      | -3.2505  | 0.3160   | -10.2879 | < 0.0001 | 13.3784 < |

[0064] 如表格2所示,作为固有参数值的回归分析结果,斜率(c)为-3.25,直线的截距(slice)(d)为118.87,并且相关性系数(R)为0.9359。此时,相关性系数(R)接近1,可以看出,图5所示的回归线具有高拟合度。这是统计学上明显的结果,这是因为该结果是从总共14,000对以上的实际测量值中计算出的结果,因此,将相关性应用到一般群体是合理的。

[0065] 当使用上面的结果值来表示参数之间的相关性时,可以提取由方程式(2)表示的参数(a,y<sub>0</sub>)之间的相关性。

[0066] [方程式2]

[0067]  $y_0 = 118.87 - 3.25a$

[0068] 在于步骤S230中提取参数(a,y<sub>0</sub>)之间的相关性之后,计算收缩压的装置100接收与测量对象的第一脉搏传导时间和收缩压有关的数据(S240),并使用参数(a,y<sub>0</sub>)之间的相关性和与测量对象的脉搏传导时间和收缩压有关的数据来获取测量对象的与PTT-SBP关系有关的固有参数值(S250)。

[0069] 通过本发明的实施例将特别地说明获取测量对象的固有参数值的步骤。首先,计算收缩压的装置100将表示参数(a,y<sub>0</sub>)之间的相关性的方程式(2)应用到PTT-SBP关系中。然后,计算收缩压的装置100生成由方程式(3)表示的结果。

[0070] 方程式(3)

$$[0071] \quad a = \frac{SBP - 118.87}{PTT^{-1} - 3.25}$$

[0072] 然后,计算收缩压的装置100通过将测量对象的第一脉搏传导时间和收缩压一次应用到方程式(3)来获取测量对象的固有参数值(a)。

[0073] 此外,计算收缩压的装置100将获取的测量对象的固有参数值(a)代入到表示PTT-SBP关系的参数之间的相关性的方程式(2)中,并获取测量对象的固有参数值y<sub>0</sub>。

[0074] 例如,假设测量对象的第一脉搏传导时间为0.270[s],收缩压为120[mmHg]。然后,计算收缩压的装置100将方程式(2)中的PTT和SBP分别赋值为0.270[s]和120,并得到2.51作为a值。此外,计算收缩压的装置100将得到的a值(2.51)代入方程式(1)中得到y<sub>0</sub>的值为110.71。

[0075] 以下,将具体地说明根据本发明的实施例的血压计算步骤。首先,血压计算步骤是在血压计算准备步骤(S210~S250)之后接收测量对象的脉搏传导时间,并且计算与该脉搏传导时间对应的测量对象的收缩压的绝对值和变化趋势中的至少一者的过程。

[0076] 在通过图2的步骤S250获取测量对象的固有参数值之后,计算收缩压的装置100接

收测量对象的第二脉搏传导时间 (S260)。此外,使用在步骤S250中获取的测量对象的固有参数值、在步骤S260中测得的测量对象的脉搏传导时间以及PTT-SBP关系可以计算收缩压的绝对值和变化趋势中的至少一者 (S270)。

[0077] 例如,假设在步骤S260中测得的脉搏传导时间为0.270[s],并且在步骤S250中获取的测量对象的固有参数值a为2.51并且 $y_0$ 为110.71。然后,计算收缩压的装置100通过将固有参数值应用于PTT-SBP关系中来推导出测量对象的固有PTT-SBP关系 ( $SBP = 1.50PTT^{-1} + 117.12$ ),此后,通过将在步骤S250中测得的测量对象的脉搏传导时间0.270[s]代入到测量对象的固有PTT-SBP关系 ( $SBP = 1.50PTT^{-1} + 117.12$ ) 中,计算出作为收缩压的绝对值的值为120.00 [mmHg]。

[0078] 下面,将说明根据本发明的实施例的收缩压计算方法。

[0079] 首先,计算收缩压的装置100接收与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的数据。

[0080] 然后,计算收缩压的装置100通过将与测量对象的第一脉搏传导时间 (PTT) 和收缩压 (SBP) 有关的输入数据应用到PTT-SBP关系 ( $SBP = a * PTT^{-1} + y_0$ ) 中来获取测量对象的固有参数值 (a)。此时,由于参数之间的相关性为 $y_0 = 118.87 - 3.25a$ ,所以参数值 (a) 通过方程式

$$(3) \ a = \frac{SBP - 118.87}{PTT^{-1} - 3.25} \text{ 来获取。}$$

[0081] 此外,计算收缩压的装置100接收测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT)。

[0082] 然后,通过将测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) 和固有参数值a应用到PTT-SBP关系中来计算测量对象的收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者。

[0083] 在本发明的另一实施例中,计算收缩压的装置100接收测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT)。

[0084] 此外,通过将测量对象的第二脉搏传导时间 (PTT) 和固有参数值a应用到PTT-SBP关系中来计算测量对象的收缩压 (SBP) 的绝对值和变化趋势中的至少一者。

[0085] 此时,测量对象的固有参数值 (a) 可以储存在根据本发明的计算收缩压的装置100中。

[0086] 同时,根据本发明的实施例的收缩压计算方法可以以计算机可读记录介质的形式来实现,在该计算机可读记录介质中记录用于执行收缩压计算方法的程序。

[0087] 以下,将参照图6和7说明根据本发明的实施例的计算出的收缩压的准确度。

[0088] 图6示出将根据本发明的实施例计算出的收缩压与通过动脉管插入测得的收缩压进行比较的图。在图6中,eSBP表示根据本发明的实施例的计算出的收缩压,SBP表示通过动脉管插入测得的收缩压。通常,通过将导管等插入到受试者的动脉管中而测得的侵入式血压测量值比通过使用非侵入式方法测得的值更准确,因此,在图6中,基于侵入式血压测量值进行比较。

[0089] 图6的 (a) ~ (d) 是互不相同的测量对象之间的比较图,如图6的 (a) ~ (d) 所示,可以看出,根据本发明的实施例的计算出的收缩压的图案和大小以与侵入式血压测量值的图案和大小类似的方式变化。

[0090] 图7是根据本发明的实施例的计算出的收缩压和通过动脉管插入测得的收缩压的

Bland-Altman曲线。

[0091] Bland-Altman曲线是示出通过使用两种测量方法而获取的值之间的差的图表。图7图示了根据本发明的实施例的计算出的收缩压与侵入式血压测量值之间的差。

[0092] 在图7中,横轴表示根据本发明的实施例的计算出的收缩压和侵入式血压测量值的平均值,纵轴表示根据本发明的实施例的计算出的收缩压与侵入式血压测量值之间的差。

[0093] 图7的Bland-Altman曲线使用从有高血压的肾脏移植患者测量的数据,并且使用3336个数据集,在这些数据集中,根据本发明的实施例的计算出的收缩压和侵入式血压测量值是成对的。

[0094] 下面的表3示出了图7所示的图表的结果

[0095] [表3]

| [0096] | 误差               | 误差范围内的<br>数据集数量 | 准确度   |
|--------|------------------|-----------------|-------|
|        | 少于 $\pm 20$ mmHg | 3077            | 92.3% |
|        | 少于 $\pm 15$ mmHg | 2676            | 80.3% |
|        | 少于 $\pm 10$ mmHg | 1959            | 58.8% |

[0097] 如表3所示,在总共3336个数据集中,根据本发明的实施例的计算出的收缩压与侵入式血压测量值之间误差在 $\pm 20$ mmHg以下的数据集的数量是3077个,占总数的92.3%。此外,误差在 $\pm 15$ mmHg以下的数据集的数量是2676,占总数的80.3%,以及误差在 $\pm 10$ mmHg以下的数据集的数量是1959,占总数的58.8%。

[0098] 如上所述,可以看出,与侵入式血压测量值相比,可以在小误差范围内准确地计算根据本发明的实施例计算出的收缩压的数值。

[0099] 如上所述,根据本发明的实施例,在完全没有诸如受试者的身体测量信息、疾病信息和人口特征等的与测量对象有关的先验信息的状态下,仅测量一次患者的收缩压(SBP)和脉搏传导时间(PTT)就能以非常高的准确度来获取患者的与PTT-SBP关系有关的固有参数(a,  $y_0$ )。因此,仅对患者的脉搏传导时间(PTT)进行后续测量,不仅可以计算收缩压(SBP)的变化趋势,还可以计算收缩压(SBP)的绝对值。就这一点而言,现有技术不可能实现如下技术:通过一次测量而无需使用身体测量信息就可计算患者的固有特征系数并基于该固有特征系数来指定收缩压的绝对值。第一个原因是:对于现有技术的方法,只有当身高、体重、年龄、手臂周长等的测量信息和诸如血管弹性或血液粘度等的伴随疾病状态是已知的情况下才可以计算患者的固有特征系数;第二个原因是:难以应用现有技术的方法,这是因为即使通过一次测量来计算收缩压的绝对值,也完全不知道根据血压的随后变化程度而预先计算的患者的特征值是否会准确地反映血压的后续变化。

[0100] 此外,由于本发明以非侵入性的方式计算收缩压的变化趋势和绝对值,因此不仅不会给患者的身体造成负担,而且还可以长时间连续测量。

[0101] 此外,由于本发明可以适用于诸如可穿戴设备等的移动和便携式设备,因此本发

明的优点在于医院内患者和户外活动人员均可实时测量血压。

[0102] 尽管参考示例性实施例说明了本发明,但是这些实施例仅仅是示例,并且本领域的技术人员将会理解,可以做出各种修改和等同的实施例。因此,本发明的真实范围应该由所附的权利要求的技术思想来确定。

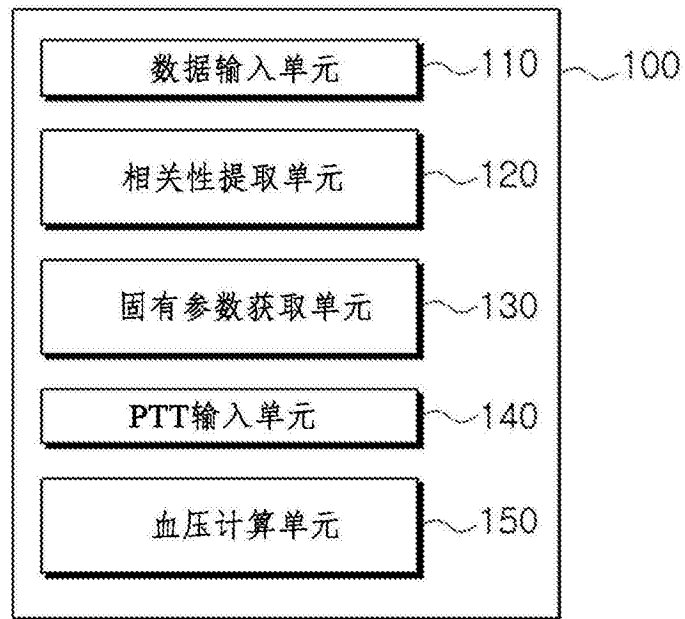


图1

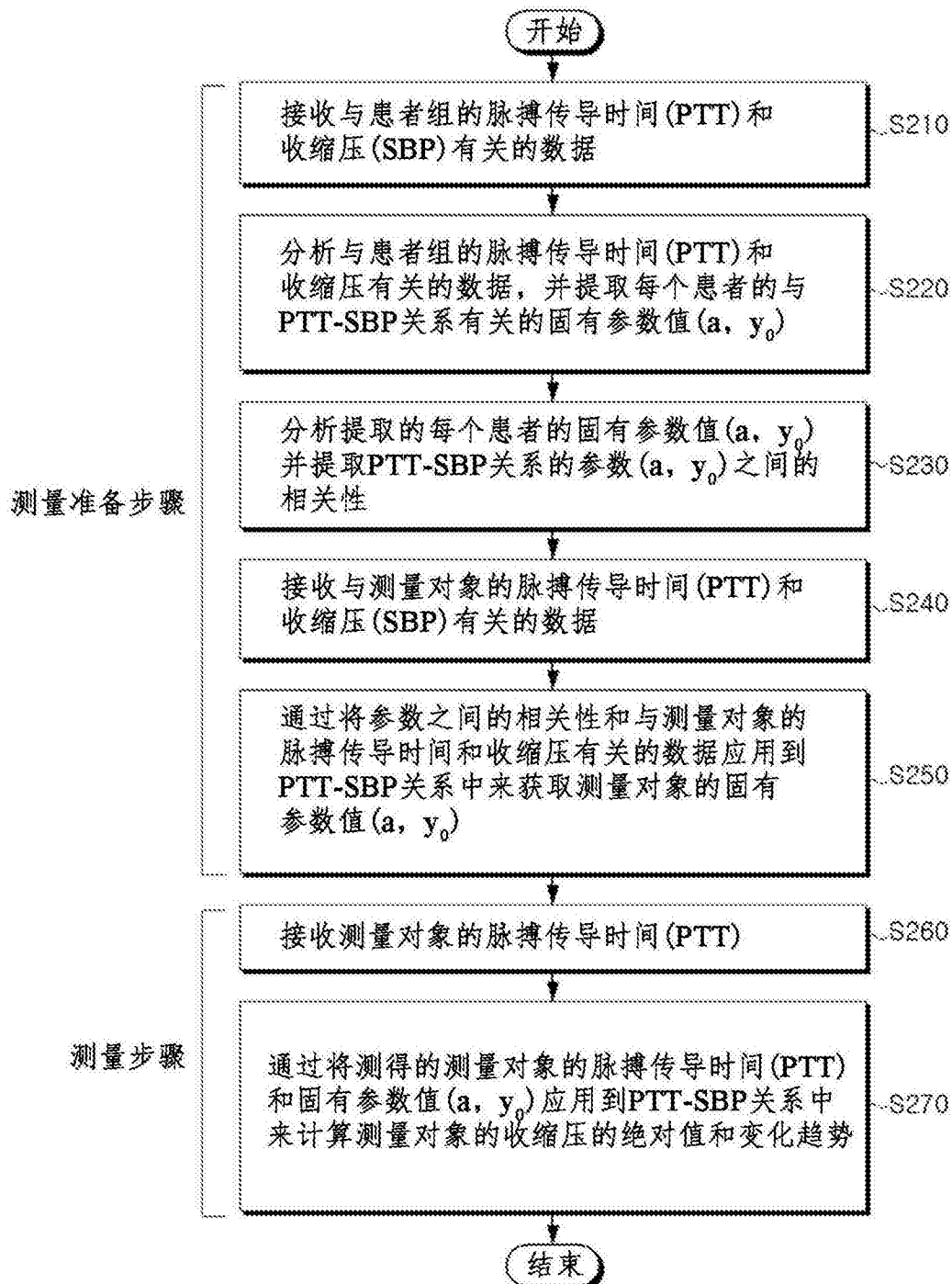


图2

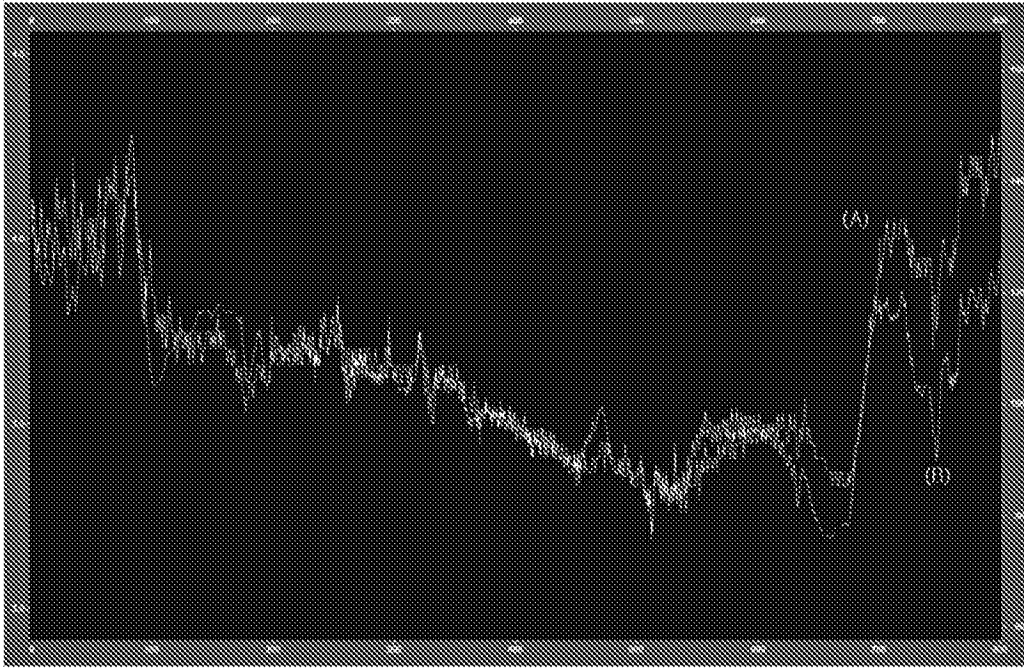


图3

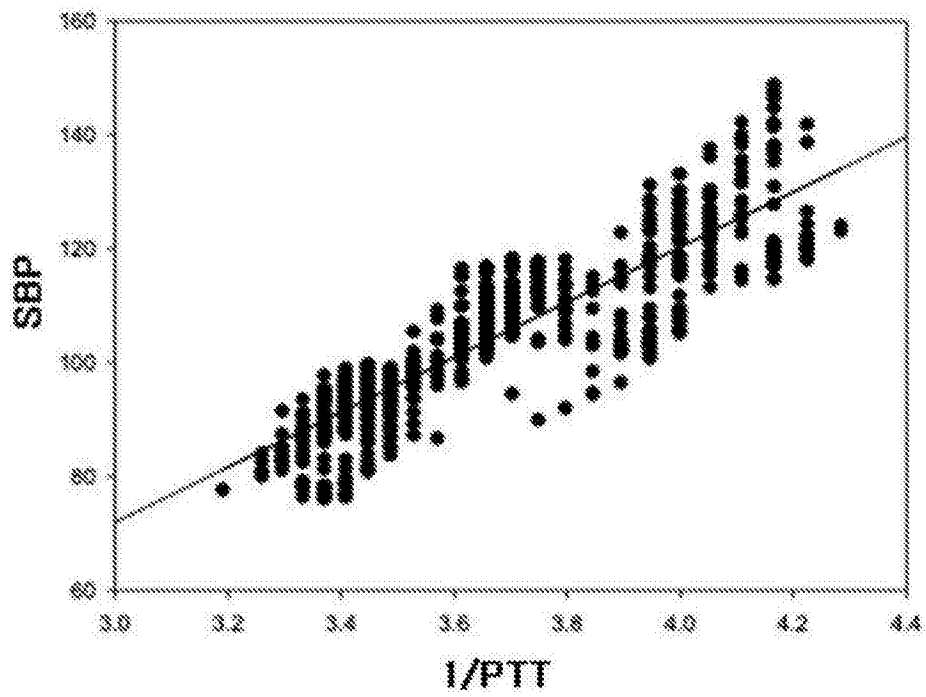


图4

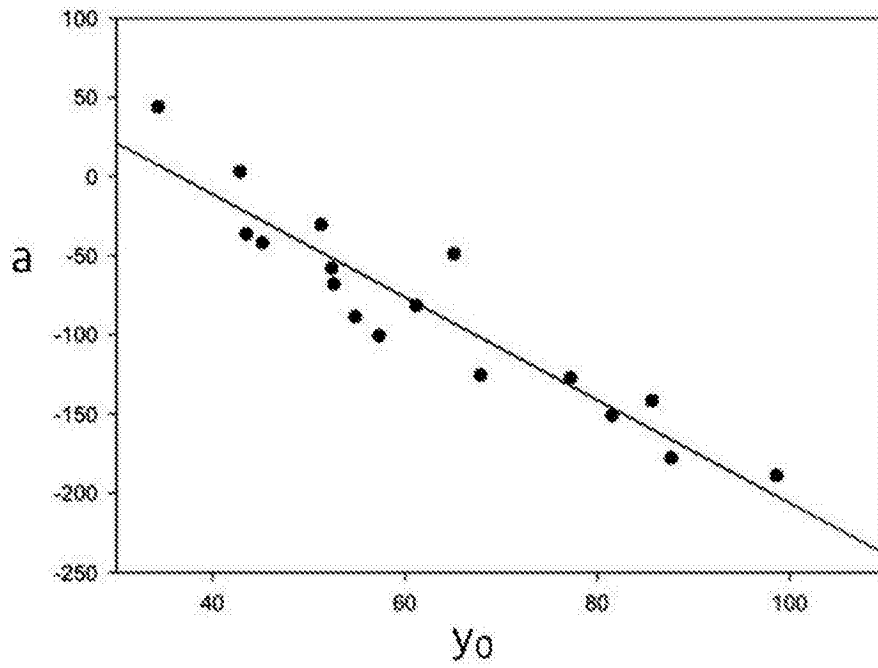


图5

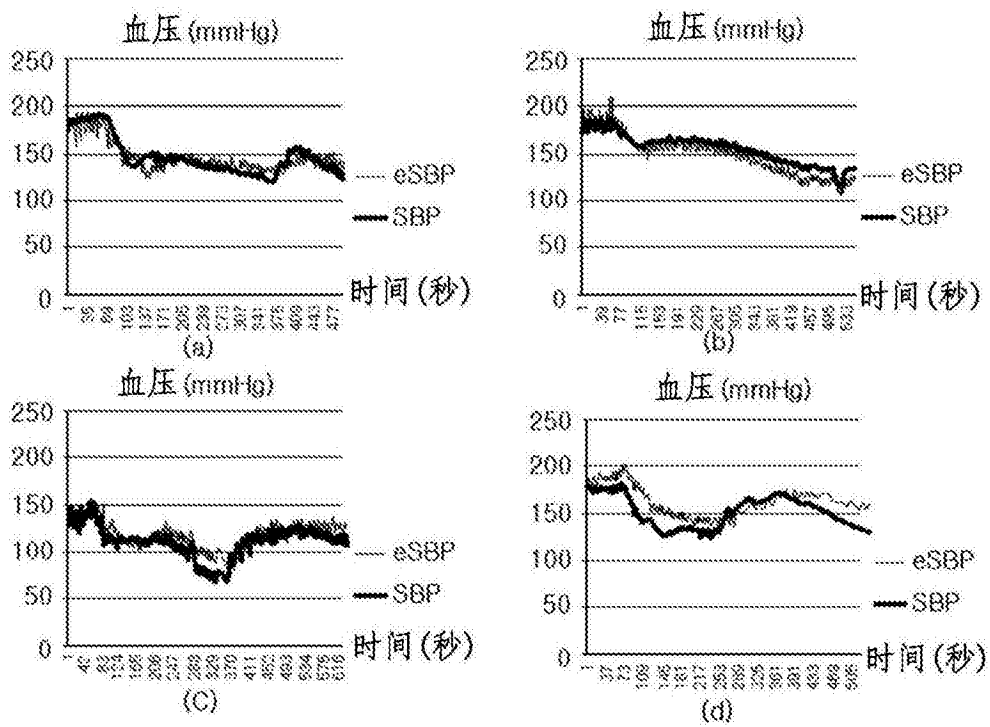


图6

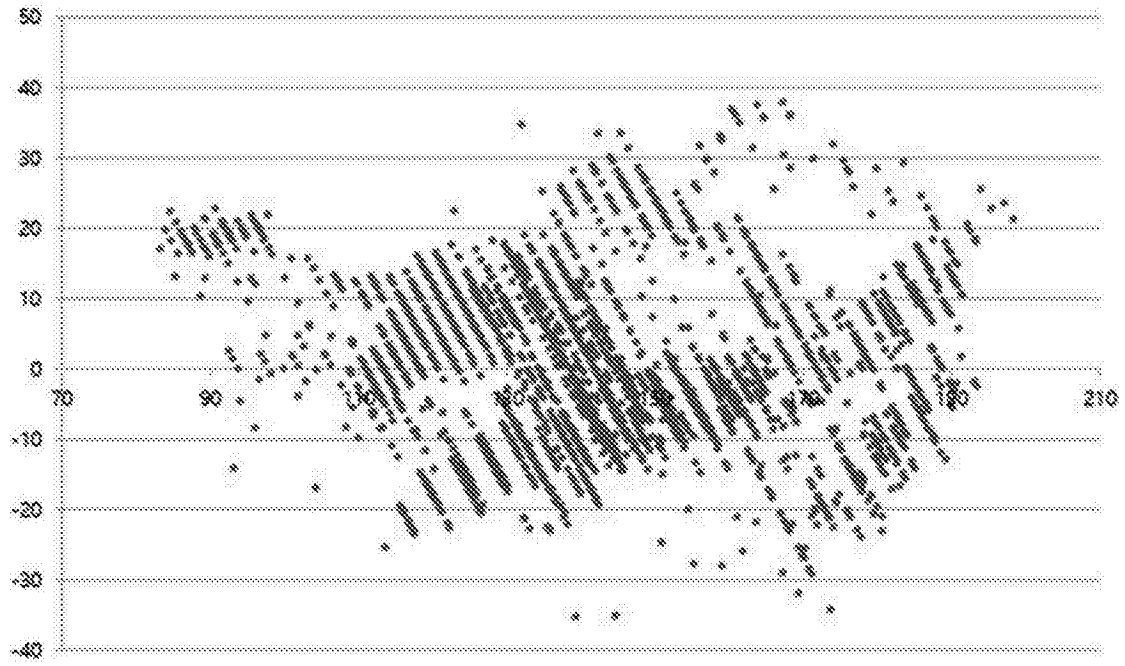


图7