



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107708531 A

(43)申请公布日 2018.02.16

(21)申请号 201680039735.2

(22)申请日 2016.05.13

(30)优先权数据

62/162,496 2015.05.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.01.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2016/050553 2016.05.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/183674 EN 2016.11.24

(71)申请人 莱昂斯加特科技公司

地址 加拿大不列颠哥伦比亚

申请人 ESS技术有限公司

(72)发明人 克里斯蒂安·莱特·彼得森

A·马丁·马林森

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

代理人 康艳青 姚开丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/022(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

G06F 19/00(2018.01)

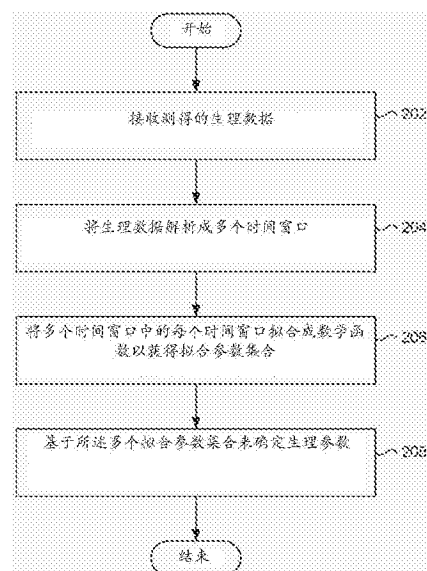
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

从生理数据中确定生理参数的方法

(57)摘要

一种用于确定生理参数的方法,所述方法包括:接收测得的生理数据;将所述测得的生理数据解析成多个时间窗口,每个时间窗口包括所述生理数据的多个样本;利用拟合函数来将所述多个时间窗口中的每个时间窗口拟合成数学函数从而获得多个拟合参数集合,每个集合与所述多个时间窗口之一相关联;以及基于所述多个拟合参数集合来确定生理参数。



1. 一种用于确定生理参数的方法,所述方法包括:接收测得的生理数据;
将所述测得的生理数据解析成多个时间窗口,每个时间窗口包括所述生理数据的多个样本;
利用拟合函数来将所述多个时间窗口中的每个时间窗口拟合成数学函数,从而获得多个拟合参数集合,每个集合与所述多个时间窗口之一相关联;以及
基于所述多个拟合参数集合来确定生理参数。
2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:从所述多个拟合参数集合中确定拟合参数的时间变化性,并且其中,确定所述生理参数是基于所述拟合参数的所述时间变化性。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,从对第一时间窗口进行拟合中获得的所述第一拟合参数集合被用作初始拟合参数集合以用于对随后的第二时间窗口进行拟合。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述时间窗口中的每个时间窗口的大小为所述数学函数的至少一个周期。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述生理数据是光体积描记 (PPG) 数据,并且所述确定的生理参数至少是呼吸速率。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,每个时间窗口的大小被预先确定为在1到2次心跳或1到2秒之一的范围内。
7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述数学函数是具有以下形式的广义正弦波形:
$$f(t_n) = A \cos(\omega t_n + \theta) + C$$
其中,A是振幅参数, ω 是角频率参数, θ 是相移参数,并且C是偏移参数。
8. 根据权利要求7所述的方法,进一步包括:
利用频率估计算法来确定所述PPG数据的估计初始频率;以及
将所述估计初始频率用作对多参数最小二乘法拟合进行第一迭代的频率参数。
9. 根据权利要求7所述的方法,进一步包括:
利用相位估计算法来确定所述PPG数据的估计初始相位;以及
将所述估计初始相位用作对多参数最小二乘法拟合进行第一迭代的相位参数输入。
10. 根据权利要求7所述的方法,进一步包括:确定对每个时间窗口进行所述拟合的时间信号质量指数,所述时间信号质量指数由以下各项中的至少一项确定:
使平方差之和小于总和阈值所需的迭代次数;
满足或者超过振幅阈值的振幅参数;
所述拟合函数的均方根 (RMS) 值;以及
任何拟合参数相比于与前一个时间窗口相关联的拟合参数的、满足或超过变化阈值的变化。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述生理数据是由示波袖带测得的压力数据,并且所述确定的生理参数是收缩压、舒张压、平均压力、以及心率中的至少一者。
12. 根据权利要求10所述的方法,其中,每个时间窗口的大小被预先确定为在1到2次心跳或1到2秒之一的范围内。
13. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述数学函数是具有以下形式的广义正弦波形:
$$f(t_n) = A \cos(\omega t_n + \theta) + C$$

其中,A是振幅参数, ω 是角频率参数, θ 是相移参数,并且C是偏移参数。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述收缩压和所述舒张压是基于所述多个拟合参数集合中的振幅参数的时间变化性来确定的。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述心率是由所述多个拟合参数集合中的频率参数确定的。

16. 如权利要求10所述的方法,其中,每个时间窗口的大小在1到2次心跳或者1到2秒的范围内。

17. 根据权利要求13所述的方法,进一步包括:确定对每个时间窗口进行所述拟合的时间信号质量指数,所述时间信号质量指数由以下各项中的至少一项确定:

使平方差之和小于总和阈值所需的迭代次数;

满足或者超过振幅阈值的振幅参数;

所述拟合函数的均方根(RMS)值;以及

任何拟合参数相比于与前一个时间窗口相关联的拟合参数的、满足或超过变化阈值的变化。

18. 如权利要求13所述的方法,进一步包括:

对所述多个拟合参数集合中的所述振幅参数进行低通滤波,所述低通滤波的内核大小大约为一次心跳;以及

将所述平均血压确定为所述经低通滤波振幅参数的最大值。

19. 如权利要求13所述的方法,其中,确定所述舒张压包括:

对所述多个拟合参数集合中的所述振幅参数进行低通滤波,所述低通滤波的内核大小大约为一次心跳;

将舒张压确定为所述经低通滤波振幅参数的满足阈值的二阶导数。

20. 如权利要求19所述的方法,进一步包括:

在所确定的舒张压点的时间之后的时间确定所述经低通滤波振幅参数的一部分的基线;

通过外推所述基线来确定所述基线与所述经低通滤波振幅参数的交点;以及

将所述交点标识为所述收缩压。

21. 如权利要求10所述的方法,其中,确定收缩压、舒张压、平均压力以及心率中的至少一者包括将所述多个拟合参数集合输入到基于峰值的示波算法中。

从生理数据中确定生理参数的方法

技术领域

[0001] 本公开涉及从生理数据中确定生理参数。

背景技术

[0002] 生理参数可以从以各种不同方式获得的生理数据中确定。

[0003] 在示例中,可以根据利用例如脉搏血氧测量法测得的脉动光体积描记 (PPG) 波形来确定呼吸速率。心率在呼吸期间波动,吸气时增大并且呼气时减小,这被称为窦性心律不齐。此外,在PPG信号的脉动振幅和基线(静脉分量)中,呼吸变化也是常见的。因此,可以对PPG信号进行分析以便提取可以用于确定呼吸速率的心率波动、脉动振幅以及基线中的任一者。

[0004] 在另一个示例中,可以根据可充气袖带(cuff)的所测量压力信号的振荡来确定血压,当袖带压力增大和/或减小时,所述可充气袖带阻塞血液流过例如患者的手臂。可以通过分析压力信号的振荡的形状来估计收缩压、舒张压和平均血压。执行这种分析的算法被称为示波算法。

[0005] 通常,在生理数据中存在的噪声以及其他伪像可能降低从测得的生理数据中确定的生理参数的准确性。

[0006] 例如,已经通过小波分析和形态学确定了呼吸信号。在授权给奥克斯(Ochs)等人的美国专利号8,880,576中,利用形态学度量信号来提取关于呼吸的信息。在授权给艾迪生(Addison)等人的美国专利号7,035,679中,利用小波变换来对PPG波形进行分析以便移除伪像并且提取诸如呼吸速率等信息。然而,这些现有技术方法易受在PPG波形中固有噪声和伪像的影响,从而降低了所确定呼吸速率的准确性。进一步地,可能由应用频域方法(如小波变换)而产生的时域中拖尾可能进一步降低现有技术方法的准确性。

[0007] 在另一个示例中,血压可以通过以下方式确定:在时域中利用例如峰值检测以及基于峰值的分析来提取压力信号包络从而分析压力信号波形。典型压力信号中快速变化的时间内容使得利用频域来确定血压的分析方法是不可取的。基于压力信号中的峰值进行的时域分析的准确性可能被峰值振幅中的噪声降低,所述噪声例如由可能导致不定峰值振幅和具有多个偏移读数的峰值“波谷”的移动或其他物理干扰引起。一些现有技术方法尝试借助于峰值拟合以及基于峰值的滤波来克服此问题。在文献中已经报告了许多被设计用于抑制峰值中的单独伪像(诸如波谷和单数峰值伪像)的基于峰值的算法。授权给赫什(Hersh)等人的美国专利号5,704,362公开了将函数曲线拟合到多个示波数据值。然而,即使当将曲线拟合到峰值位置时,也无法完全抑制峰值振幅中的原始噪声,从而对根据峰值位置确定的血压值引入了显著不确定性。

[0008] 可以利用例如示波算法来分析从压力信号中提取的信号包络以确定收缩压读数、舒张压读数以及平均压力读数。然而,通过现有技术方法确定的包络的差分辨率使得对示波算法的使用变得复杂,并且因此,示波算法的许多现有技术实施方式利用例如萨宾斯基(Sapinski)《医学与生物工程&计算期刊(Med.and Biol.Eng.&Comput.)》30 671 1992)中

所描述的基于原始阈值的方法。

[0009] 期望对基于生理数据确定生理参数进行改进。

附图说明

[0010] 以下附图阐述了相同参考标号表示相同部分的实施例。在附图中通过示例的方式而非通过限制的方式来展示了实施例。

[0011] 图1是根据实施例的一种用于从原始生理数据中确定生理参数的系统的框图；

[0012] 图2是根据在图1中示出的另一个实施例的一种从原始生理数据中确定生理参数的方法的流程图；并且

[0013] 图3是根据另一个实施例的原始光体积描记 (PPG) 数据以及对所述PPG数据的正弦函数拟合的曲线图；

[0014] 图4是偏移参数以及在图3中示出的正弦函数的增量的曲线图；

[0015] 图5是根据另一个实施例的血压提取系统的框图；

[0016] 图6是在图5中示出的血压提取系统中利用的信号质量逻辑元件的框图；

[0017] 图7是根据另一个实施例的血压数据以及通过对血压数据的拟合而生成的正弦函数的曲线图；并且

[0018] 图8是在图7中示出的正弦函数的振幅参数的时间变化性的曲线图。

具体实施方式

[0019] 以下描述了一种用于从振荡生理数据中确定生理参数的方法。为了说明的简化和清楚,参考号可以在附图当中重复以指示相应或相似要素。阐述了许多细节,以提供对在此描述的示例的理解。在没有这些细节的情况下,也可以实践所述示例。在其他实例中,并未详细描述众所周知的方法、过程和部件,以避免使所描述的示例模糊。所述描述不被认为是限于在此所描述的示例的范围。

[0020] 参照图1,示出了用于从原始生理数据101中确定生理参数的系统100。

[0021] 原始生理数据101作为缓冲数据104被保存在存储器102中。将存储在存储器102中的缓冲数据104解析成时间窗口,其中,数据的时间窗口长度被预先确定为包括大到足以拟合数据的每个时间窗口的样本数量。在实施例中,时间窗口重叠。例如,时间窗口可以是滑动时间窗口,所述滑动时间窗口逐样本地更新,使得包括 n 个样本的时间窗口将与前一个时间窗口重叠 $n-1$ 个样本。

[0022] 在一些实施例中,绝对时间可以与来自每个时间窗口的拟合参数相关联。例如,当测量血压时,绝对时间可以用于将拟合参数中的事件时间与所述事件发生时袖带中的压力进行相关。通过提供从系统的输入到输出的恒定延迟,可以保证与由参数最终记录的事件的绝对时间的相关性。与窗口相关联的绝对时间可以是窗口的起始时间、中点或结束时间。

[0023] 缓冲数据104的时间窗口是原始生理数据101的样本序列 $y_1, y_2, \dots, y_n$ 。利用使用多参数最小二乘法拟合的迭代过程将缓冲数据104的每个时间窗口拟合成数学函数 $f(t_n)$ 。在一些实施例中,每个窗口都可以被选择用来覆盖所述数学函数的至少一个周期。在其他实施例中,每个时间窗口可以被选择用来覆盖所述数学函数的小于一个周期。

[0024] 由函数发生器108基于数学函数的输入参数来生成数学函数在时间 t_n 处的值110。

在对缓冲数据104的初始时间窗口进行拟合的第一迭代期间,可以向估计数学函数中一个或多个参数的初始值的可选估计器106提供被拟合的缓冲数据104。例如,在数学函数是正弦函数的实施例中,估计器106可以使用时域方法(诸如峰值检测)或频域方法(诸如快速傅里叶变换(FFT))或任何其他频率估计技术来估计频率参数。如果不利用估计器,则可以由生理数据的基于总体的平均值来确定数学函数的初始参数。

[0025] 将值110以及缓冲数据104的时间窗口输入减法器112中,所述减法器针对缓冲数据104的每个样本 y_n 确定样本值与数学函数 $f(t_n)$ 的值之差。将差值114发送至求和元件116,所述求和元件基于每个样本与相关联值110之差的平方之和来确定总和118:

$$[0026] \quad \sum_{n=1}^N (y_n - f(t_n))^2 \quad (1)$$

[0027] 将总和118发送至比较器120,所述比较器将总和118与预先确定的条件进行比较来判定函数参数是否在数学函数与缓冲数据104的时间窗口之间产生充分拟合。所述条件可以是例如总和118小于阈值。

[0028] 如果比较器120确定总和118不满足所述条件,则发送到优化器124的信号122指示优化器124修改函数参数并且将修改后的函数参数126发送给函数生成器108以便进行对拟合的后续迭代。重复所述迭代,直到比较器120确定总和118满足所述条件。

[0029] 如果比较器120确定总和118满足所述条件,则信号122指示优化器输出作为拟合参数128最后输入到函数发生器108中的函数参数。将拟合参数128发送给利用拟合参数128来确定一个或多个生理参数的分析器130。分析器130可以包括存储器(未示出),所述存储器用于存储来自对缓冲数据104的多个时间窗口进行拟合的拟合参数128,以便基于拟合参数128的时间变化性来确定生理参数。

[0030] 可选计数器(未示出)可以确定为使总和118满足缓冲数据104的给定时间窗口的条件而执行的迭代次数。可以将所述迭代次数与用于对前一个时间窗口进行拟合的迭代次数进行比较,以便确定在总和118满足所述条件之前所执行的迭代次数的突然增加。迭代的突然增加是对波形已经改变形状的指示,所述指示可以用作信号质量指示符(SQI)。对所执行的迭代次数的确定可以指示数据中存在附加信号。例如,满足给定时间窗口的条件所需要的迭代次数的特定周期性可以指示有规律的呼吸、运动、或其他显著生理方面。

[0031] 在一些实施例中,还可以将拟合参数128发送至函数发生器108以便在对缓冲数据104的下一个时间窗口进行拟合期间用作数学函数的初始参数。将先前确定的拟合参数128用作下一拟合的初始参数可以减小在确定总和118满足条件之前所执行的迭代次数,进而减少用于拟合的总时间和处理资源。

[0032] 在一些实施例中,函数发生器108所利用的数学函数是正弦函数。例如,所述正弦函数可以具有以下形式:

$$[0033] \quad f(t_n) = A \cos(\omega t_n + \theta) + C \quad (2)$$

[0034] 其中,A是振幅参数, ω 是角频率参数, θ 是相移参数,并且C是偏移参数。拟合成数学函数的每个时间窗口具有相关联的拟合参数集合。

[0035] 参照图2,示出了展示一种从原始生理数据中确定生理参数的方法的流程图。图2中示出的方法可以由例如图1中示出的系统100来执行。在202处,接收原始生理数据。接收数据可以包括将数据存储在缓冲器或者存储器(诸如存储器102)中。在204处,将原始生理数据解析成多个时间窗口。在206处,利用多参数最小二乘法拟合来将生理数据的每个时间

窗口拟合成数学函数,以便确定每个时间窗口的拟合参数集合。在208处,分析与所述多个时间窗口相关联的多个拟合参数集合以便确定一个或多个生理参数。在208处的分析可以包括确定拟合参数中的一个或多个拟合参数的时间变化性。

[0036] 在第一实施例中,生理数据是由例如脉搏血氧测量计测得的脉动光体积描记(PPG)数据。因为PPG数据是振荡的,所以可以利用上文所描述的方程2的正弦数学函数来拟合PPG数据。在此实施例中,时间窗口的大小可以被选择为在典型的静息心率的1到2次心跳或大约1到2秒的范围内。

[0037] 参照图3,示出了通过将正弦函数拟合到振荡原始PPG数据304而生成的拟合波形302的示例的曲线图300。在拟合波形302中不存在峰值振幅中的噪声以及原始PPG数据304中的脉动结构的非均匀形状。

[0038] 与拟合波形302相关联的拟合参数中的振幅参数A、角频率参数 ω 、以及偏移参数C具有与呼吸速率相关联的时间变化性。此外,原始PPG数据304与拟合波形302之间的差异(增量)还可以展现与呼吸相关联的时间变化性。

[0039] 图4示出了偏移参数C 402以及图3的拟合波形302的增量404的时间变化性的曲线图400。偏移参数C 402以及拟合波形302的增量404的时间变化性示出了相当于呼吸周期的周期。信号具有相位差和振幅差,所述相位差和振幅差取决于每个参数与患者的呼吸努力之间的物理偶联。

[0040] 在实施例中,可以利用相控阵列反馈系统来从拟合参数中提取呼吸速率。相控阵列反馈系统可以是例如在图1中示出的分析器130的部件。相控阵列反馈系统聚合来自多个有噪声生理数据信号(诸如,多个PPG信号)的呼吸分量(或其他兴趣物理参数)。每个PPG信号的呼吸分量的振幅和相位可以不同于其他PPG信号的呼吸分量的振幅和相位。相控阵列反馈系统调整每个呼吸分量的相位和振幅以促进将呼吸分量相长地添加到单个聚合呼吸信号中。呼吸速率可以由聚合呼吸信号中的振荡确定,并且可以借助于时域分析(例如,峰值检测)或者频域分析(例如,傅里叶变换)来提取。

[0041] 在第二实施例中,生理数据是由例如可充气袖带测得的压力数据。

[0042] 参照图5,示出了示例血压提取系统500的框图。血压提取系统500接收来自例如压力袖带(未示出)的原始压力数据505。原始压力数据505可被传递通过用于从原始数据505中去除DC分量的滤波器510以生成经滤波压力数据515。滤波器510可以是利用滤波技术(如例如,时域滤波(包括移动平均数、指数移动平均数以及FIR滤波),或者频域滤波(诸如快速傅里叶变换),或者时域和频域滤波技术的组合)的高通滤波器。

[0043] 将经滤波压力数据515输入至函数拟合元件520,所述函数拟合元件对经滤波血压数据515执行基于窗口的拟合以便将其拟合成数学函数从而确定拟合参数。因为由可充气袖带测得的压力数据是振荡的,所以函数拟合元件520可以利用以上描述的方程2的正弦数学函数来拟合经滤波血压数据515。函数拟合元件520可以执行上文关于图1中示出的示例系统100所描述的存储器102、估计器106、函数发生器108、减法器112、求和元件116、比较器120和优化器124的功能。函数拟合元件520所利用的时间窗口的大小可以被选择为在1到2次心跳或大约1到2秒的范围内。

[0044] 与每个拟合时间窗口相关联的拟合参数由函数拟合元件520输出以供进一步分析。例如,拟合角频率参数 ω 作为频率信号525被输出,所述频率信号被输入至频率检测元

件530以确定心率535。拟合振幅参数A作为振幅信号526被输出,所述振幅信号可被传递通过滤波元件540(如例如,低通滤波器),并且经滤波振幅信号545被输入血压提取元件550中。来自血压提取元件550的血压输出555可以包括收缩压SYS、舒张压DIA以及平均压力MEAN。以下参照图7和图8更加详细地描述了对来自经滤波振幅信号245的血压输出555的确定。

[0045] 函数拟合元件520还可以生成其他输出227,所述其他输出可以包括例如拟合的相位参数 θ 、拟合的偏移参数C、以及其他值(诸如,每个拟合的迭代次数以及拟合的均方根(RMS)误差)。将频率信号525、振幅信号225,以及函数拟合元件520的其他输出527输入至信号质量逻辑元件560。信号质量逻辑元件560将输入525、526和527中的一个或多个输入与条件进行比较以判定是否已经出现误差,在这种情况下,生成误差输出565。误差(ERROR)信号565可以指例如输入到血压提取系统500中的原始压力数据505是否被确定为适合于确定生理参数。

[0046] 参照图6,示出了信号质量逻辑元件560的一个实施例的功能图。在所示出的示例信号质量逻辑元件560中,利用来自函数拟合元件520的输出525、526和527的三个输入信号。第一信号605通过第一元件610与第一条件(条件A)进行比较,第二信号615通过第二元件620与第二条件(条件B)进行比较,第三输入625通过第三元件630与第三条件(条件C)进行比较。如果信号不满足对应条件,则元件610、620、630各自在假(FALSE)输出处输出信号,并且如果信号满足对应条件,则各自在真(TRUE)输出处输出信号。

[0047] 在示出的示例中,可以将假输出提供给或(OR)逻辑元件650,所述或逻辑元件生成指示信号605、615、625中一个或多个信号不满足条件的误差标志655。将真输出输入到求和元件640,所述求和元件提供信号质量指示符(SQI)输出645。可以利用SQI输出645指示输入到血压提取系统500中的原始压力数据505的置信度,其中,越高的SQI输出645指示越高的置信度。

[0048] 可以被信号质量逻辑元件560利用的信号和条件的示例包括:在心率的生理可能范围内(例如,在0.5Hz与4Hz之间)的拟合频率参数;满足或超过阈值振幅的拟合振幅参数;达到超过阈值次数的收敛的迭代次数;以及任何信号值的突变(如例如,RMS误差输出突然增大)。

[0049] 参照图7,曲线图700示出了由通过将等式2的正弦函数拟合到以40Hz采样的原始血压数据704而确定的拟合参数所生成的波形702的示例。曲线图700示出了在原始数据704的峰值振幅中存在的噪声在波形702中被降低。例如,原始压力704在位于从15s到20s时间范围内的包络的最大值附近的峰值是伪峰值,而同一时间范围内的伪像在波形702中被抑制。进一步地,在波形702中相比于原始压力数据704的所降低的噪声有助于标识振幅中的弯曲,所述弯曲在大约时间=28s处被标识为波形702的包络中的收缩,并且由箭头706标识。可以利用所述弯曲来确定舒张压(例如,结合袖带压力的定时信息)。

[0050] 拟合振幅参数限定波形702的包络。参照图8,示出了在图7中示出的示例性波形702的拟合振幅参数802的曲线图800。拟合振幅参数802包括峰值804,所述峰值可以用于确定平均血压。

[0051] 可以由拟合振幅参数802的一阶导数的突变(如由箭头806所指示的)来标识舒张压,所述突变与参照图7所讨论的弯曲相对应。在示例中,当拟合振幅802的二阶导数满足或

超过阈值时,确定舒张压。可以利用拟合振幅参数802的跟随突变806的一部分来确定基线808。可以利用线性方法来确定收缩压,例如通过将基线808线性地外推回到与拟合振幅参数802的交点810。可以利用交点810来确定收缩压。收缩压的位置也由拟合振幅参数802中的干扰812来标示,所述干扰具有比突变806更小的大小。在一些实施例中,干扰812可以用于确定收缩压,或者可以用于利用对基线808的线性外推来验证对收缩压的确定。当拟合振幅802的二阶导数满足或超过第二阈值时,可以确定干扰812。

[0052] 在替代性实施例中,相比于对拟合振幅参数进行分析,在示波算法中可以利用拟合参数而不是原始数据。由于与原始数据相比拟合波形的噪声降低,所以相比于使用原始数据,在示波算法中使用拟合参数将导致更好的血压估计。

[0053] 公开了一种用于从测得的生理数据中确定生理参数的方法,其中,基于通过利用最小二乘法拟合将生理数据拟合成数学函数而生成的拟合参数来确定生理参数。通过利用拟合参数而不是生理数据,可能在测得的生理数据中存在的噪声和其他伪像的影响被减少从而产生对生理参数的更好确定。

[0054] 在前面的描述中,为了进行解释,给出了很多细节以提供对实施例的透彻理解。然而,对于本领域技术人员而言将显而易见的是,这些具体细节不是必需的。在其他实例中,为了不模糊理解,采用框图的形式示出了众所周知的电气结构和电路。例如,没有提供关于在此描述的实施例是否被实现为软件例程、硬件电路、固件或其组合的具体细节。

[0055] 所公开的实施例可以被表示为存储在机器可读介质(也被称为计算机可读介质、处理器可读介质或具有在其中具体化的计算机可读程序代码的计算机可用介质)中的计算机程序产品。机器可读介质可以是任何适当的有形的非暂态介质(包括磁性的、光学的或电气的存储介质(包括磁盘、光盘只读存储器(CD-ROM)、存储器设备(易失的或非易失的)或类似的存储机制))。机器可读介质可以包含各种指令集、代码序列、配置信息或其他数据,其在执行时使处理器执行根据本公开实施例的方法中的步骤。本领域的普通技术人员将理解,实施所描述的实施方式所必须的其他指令和操作还可以被存储在机器可读介质上。在机器可读介质上存储的指令可以由处理器或其他适当的处理设备来执行,并且可以与电路系统进行交互以执行所描述的任务。

[0056] 上述实施例仅旨在是示例。可以由本领域技术人员对特定实施例进行替代,修改和变化。权利要求书的范围不应受到在此阐述的特定实施例的限制,而是应以与说明书整体一致的方式来解释。

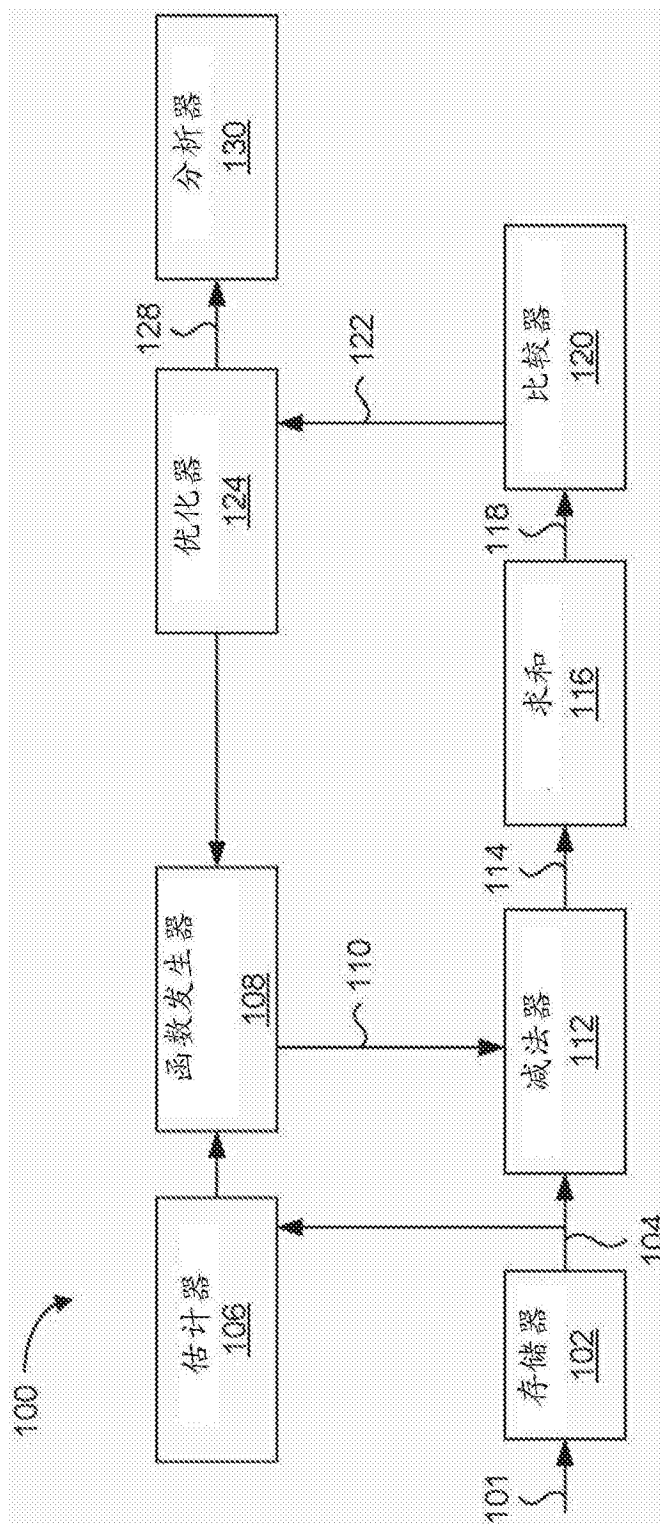


图1

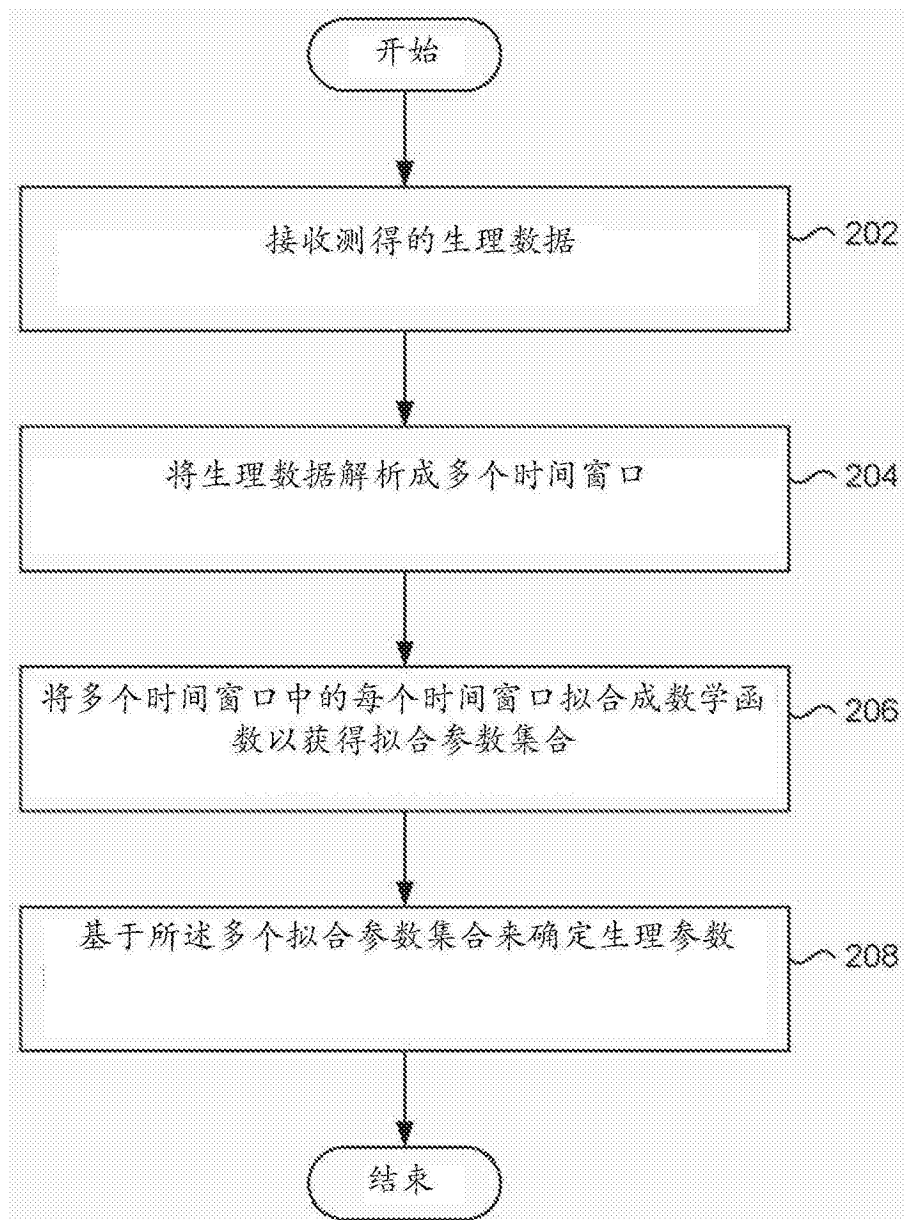


图2

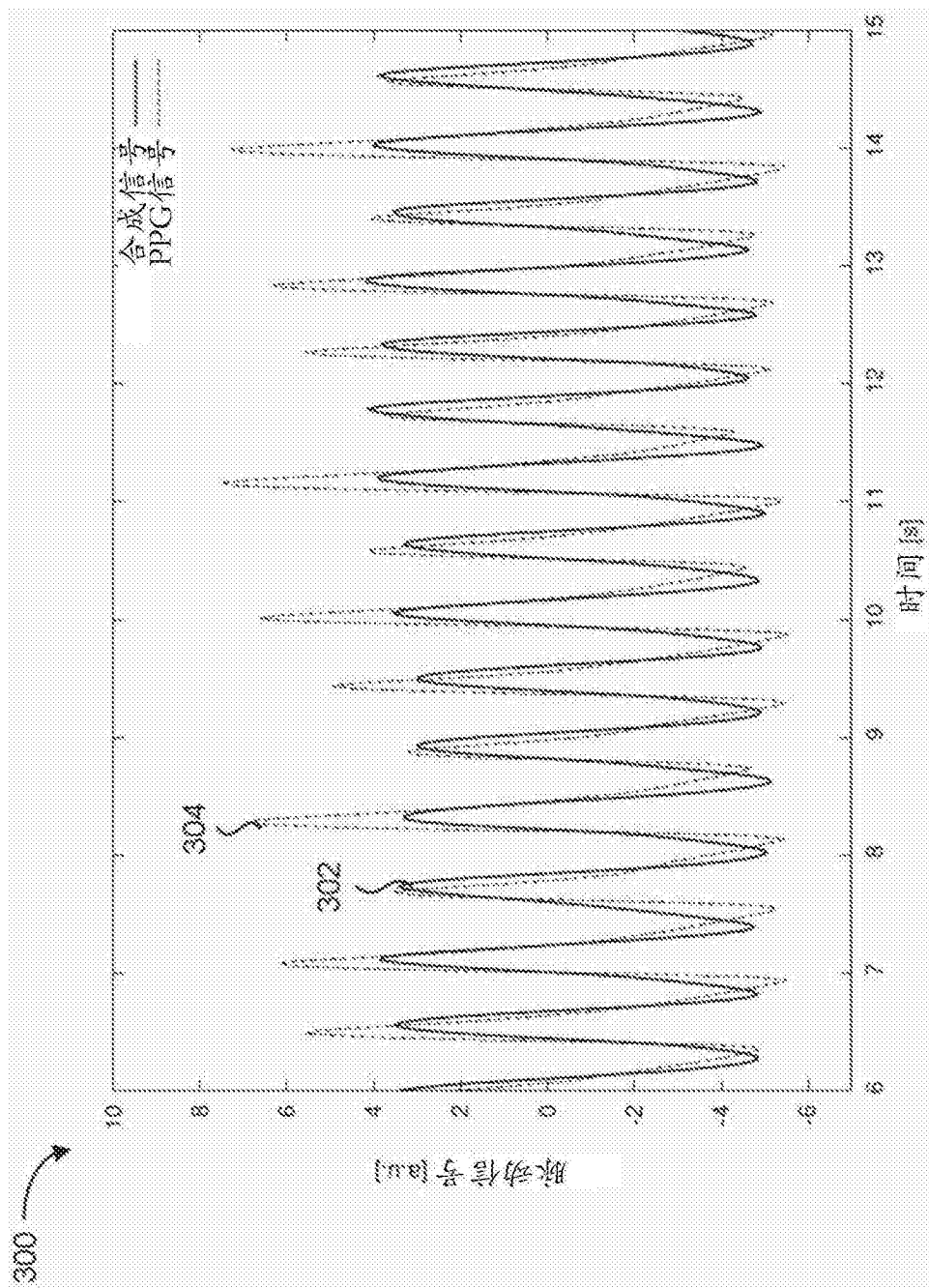


图3

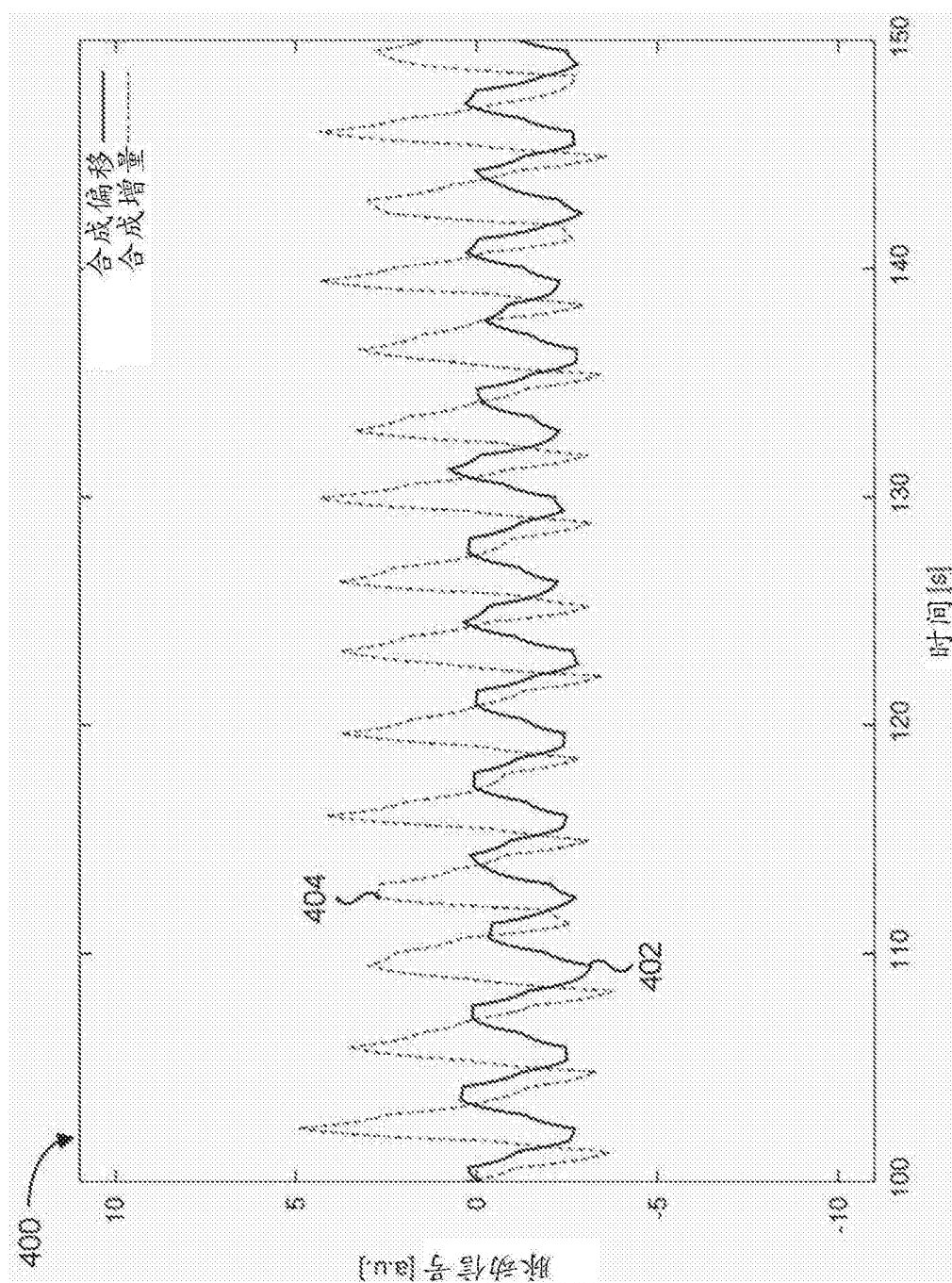


图4

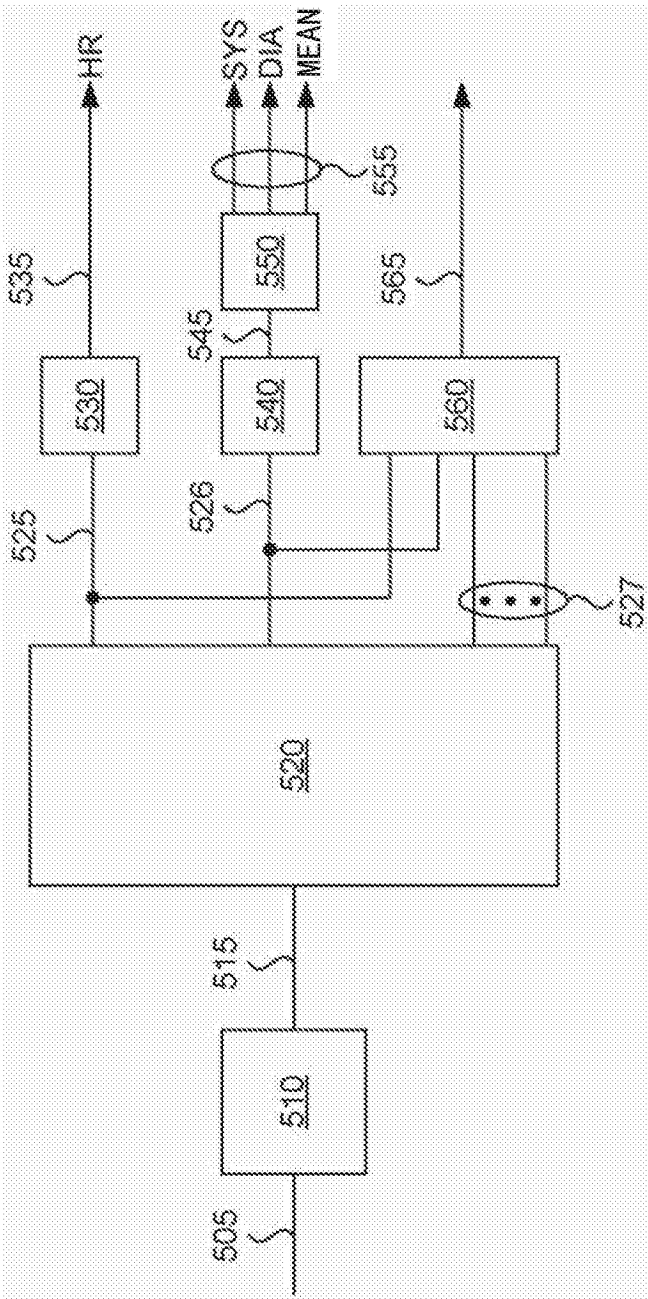


图5

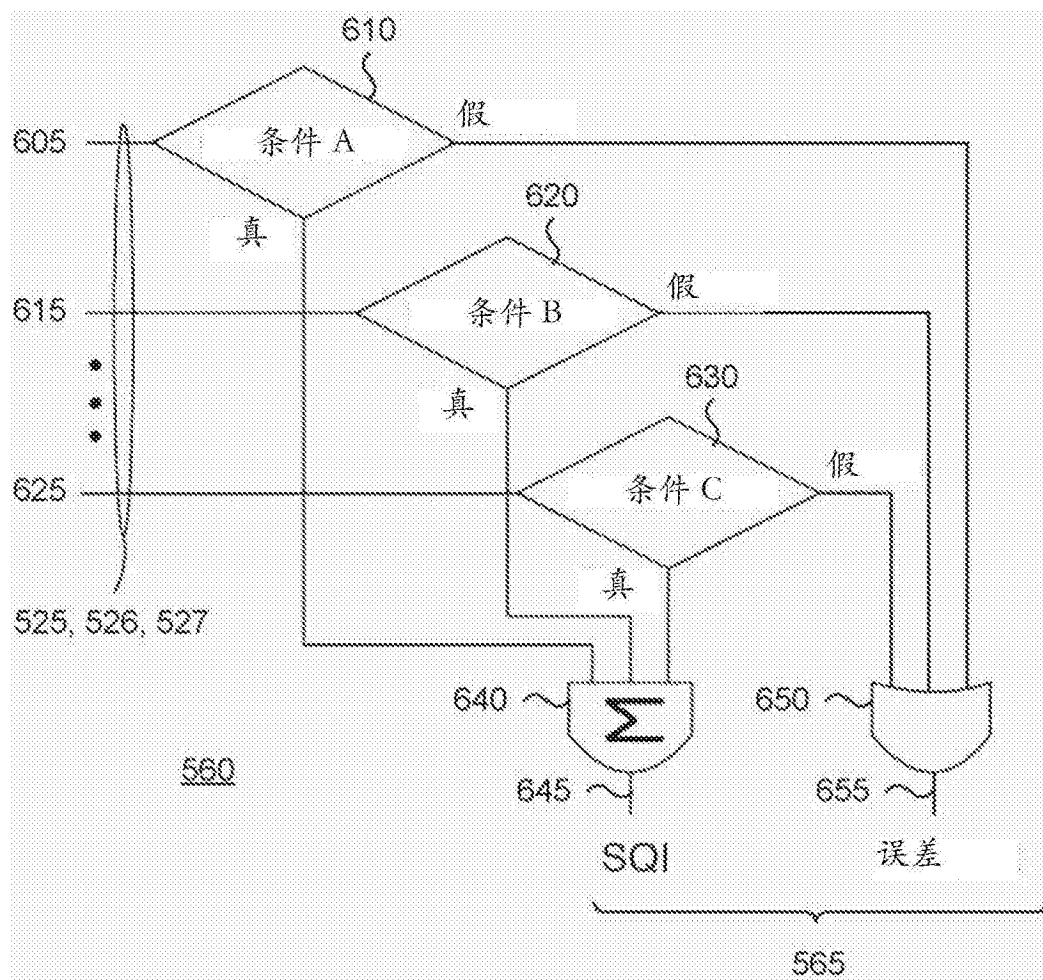


图6

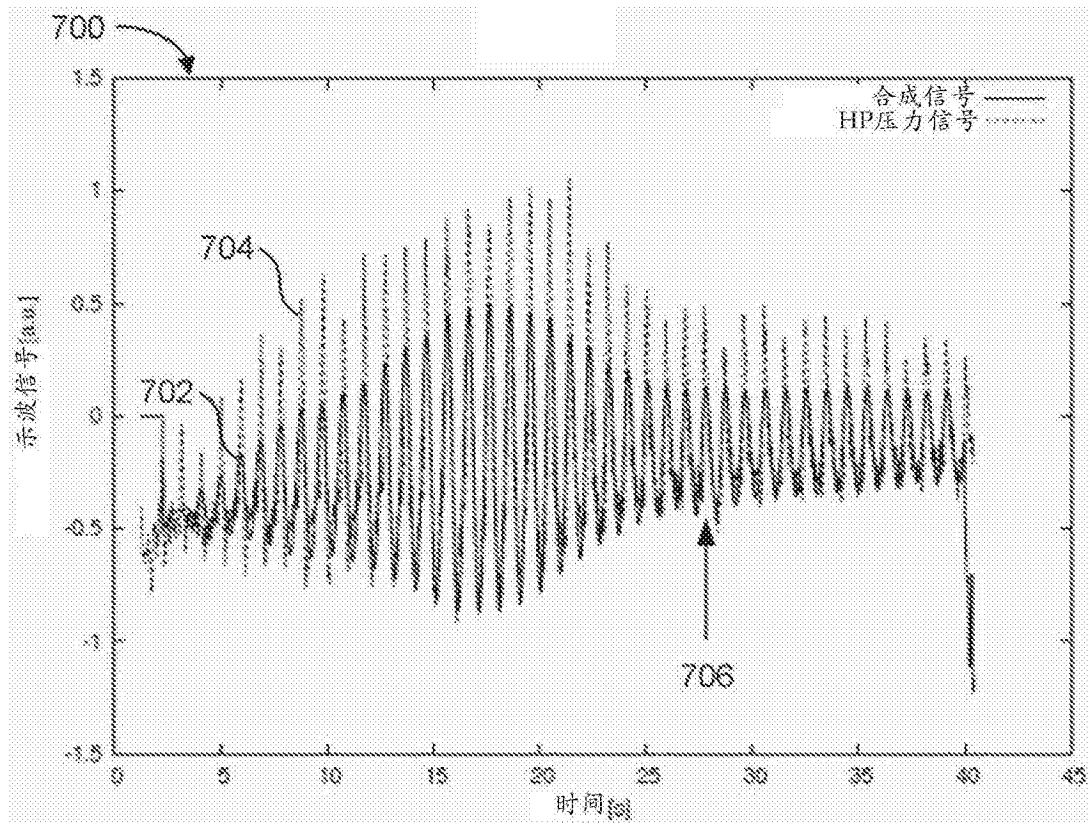


图7

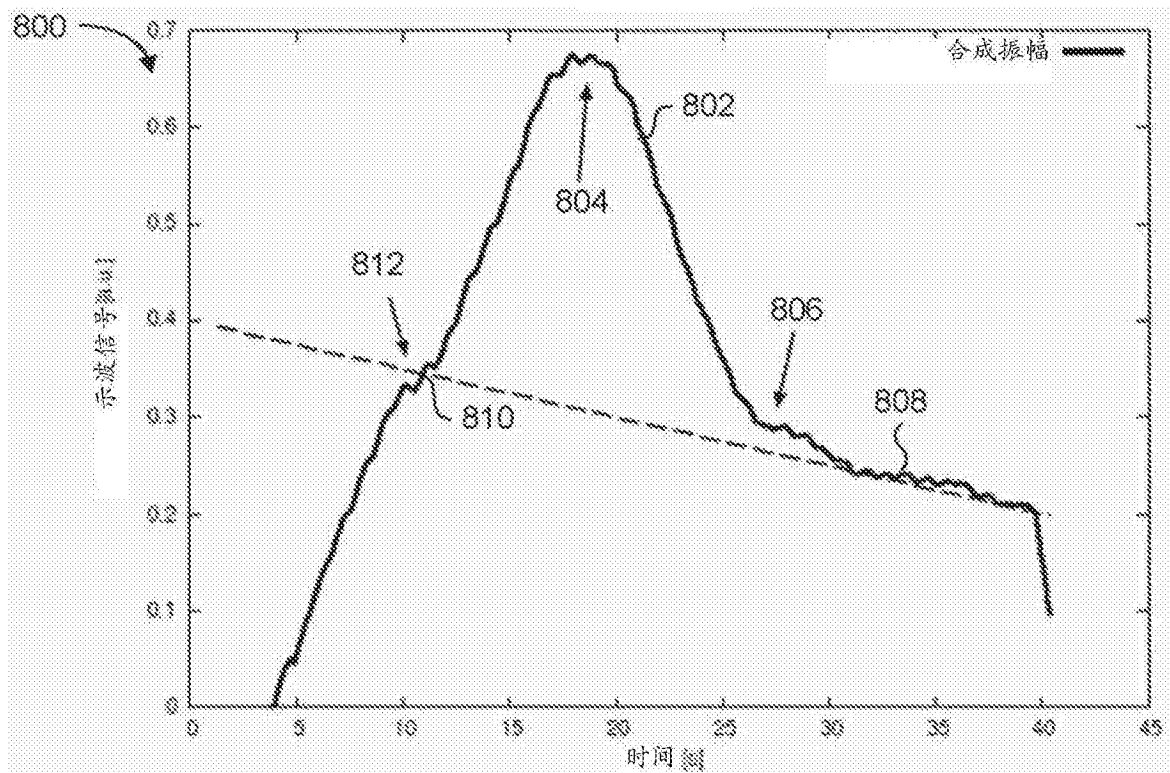


图8

专利名称(译)	从生理数据中确定生理参数的方法		
公开(公告)号	CN107708531A	公开(公告)日	2018-02-16
申请号	CN201680039735.2	申请日	2016-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	ESS技术公司		
申请(专利权)人(译)	ESS技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	ESS技术有限公司		
[标]发明人	克里斯蒂安莱特彼得森 A·马丁·马林森		
发明人	克里斯蒂安·莱特·彼得森 A·马丁·马林森		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/022 A61B5/024 A61B5/08 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/022 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/7257 A61B5/7278		
优先权	62/162496 2015-05-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于确定生理参数的方法，所述方法包括：接收测得的生理数据；将所述测得的生理数据解析成多个时间窗口，每个时间窗口包括所述生理数据的多个样本；利用拟合函数来将所述多个时间窗口中的每个时间窗口拟合成数学函数从而获得多个拟合参数集合，每个集合与所述多个时间窗口之一相关联；以及基于所述多个拟合参数集合来确定生理参数。

