



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101460092 B

(45) 授权公告日 2011. 06. 01

(21) 申请号 200780020915. 7

代理人 李镇江

(22) 申请日 2007. 06. 04

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

0601929-3 2006. 09. 19 SE

60/804, 109 2006. 06. 07 US

60/826, 482 2006. 09. 21 US

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/021 (2006. 01)

A61M 1/16 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 12. 05

(56) 对比文件

CN 1762308 A, 2006. 04. 26, 全文.

US 2003137423 A1, 2003. 07. 24, 全文.

US 2005261594 A1, 2005. 11. 24, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2007/055477 2007. 06. 04

审查员 高鸿妹

(87) PCT申请的公布数据

W02007/141246 EN 2007. 12. 13

(73) 专利权人 甘布罗伦迪亚股份公司

地址 瑞典隆德

(72) 发明人 L·索恩莫 K·索雷姆 B·奥尔德

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

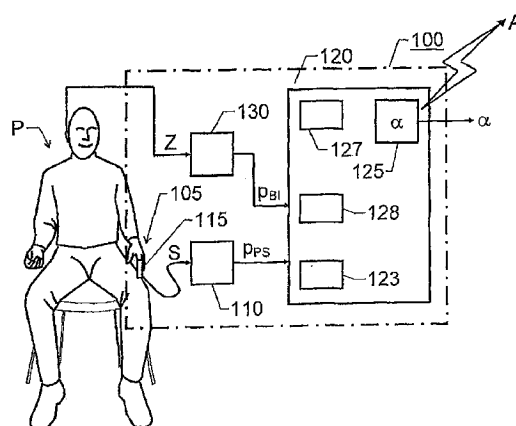
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

快速症状性血压降低的预测

(57) 摘要

本发明涉及例如在医学治疗期间或当操作飞机时对主体血压中快速症状性下降的预测。为了实现这个目的,通过脉搏血氧仪(110)登记关于该主体(P)的外围身体部位(105)的脉搏形状参数(P_{PS}),其中该脉搏血氧仪(110)适于检测血管中的光响应变化。基于第一时刻接收到的脉搏形状参数(P_{PS})计算初始脉搏幅度测量。在第一时刻之后的测量期间,基于多个接收到的脉搏形状参数(P_{PS})中的每一个计算各脉搏幅度测量。为测量期间中的每个脉搏幅度测量,进一步调查该测量相对于初始脉搏幅度测量是否达到判定标准。如果发现已达到判定标准则产生警报触发信号(α)。



1. 一种警报设备 (100), 用于预测主体 (P) 内的快速症状性血压降低, 该设备包括:

脉搏记录装置 (110 ; 115), 适于反复登记所述主体 (P) 的外围身体部位 (105) 中的脉搏形状参数 (P_{ps}), 和

控制单元 (120), 适于接收所述脉搏形状 (P_{ps}) 参数, 调查所述脉搏形状参数 (P_{ps}) 是否达到警报标准, 而如果是, 则使警报 (A) 启动, 其特征在于, 所述脉搏记录装置包括脉搏血氧仪 (110), 其适于基于所述主体 (P) 的至少一个血管中的光响应变化来登记所述脉搏形状参数 (P_{ps}), 而所述控制单元 (120) 包括处理单元 (128), 所述处理单元适于: 基于第一时刻 (t_1) 接收到的脉搏形状参数 (P_{ps}) 计算初始脉搏幅度测量值 (PM1),

将所述初始脉搏幅度测量值 (PM1) 存储在与所述控制单元 (120) 相关的存储装置 (123) 中,

在所述第一时刻 (t_1) 之后的测量期间, 基于多个接收到的脉搏形状参数 (P_{ps}) 中的每一个计算各脉搏幅度测量值 (PM),

为所述测量期间中的每个脉搏幅度测量值 (PM), 调查所述每个脉搏幅度测量值 (PM) 相对于所述初始脉搏幅度测量值 (PM1) 是否达到判定标准, 而如果是,

产生警报触发信号 (α)。

2. 根据权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 所述处理单元 (128) 适于将所述判定标准视为已达到, 如果:

给定脉搏形状参数的被检查的脉搏幅度测量值 (PM) 低于基于所述初始脉搏幅度测量值 (PM1) 计算出的阈值 (T); 并且

在所述给定脉搏形状参数之后在测试期间 (τ) 内接收到的预定量的所述脉搏形状参数 (P_{ps}) 的所述脉搏幅度测量值 (PM) 低于所述阈值 (T)。

3. 根据权利要求 2 所述的设备, 其特征在于, 所述预定量是表示所述测试期间 (τ) 内接收到的所述脉搏形状参数 (P_{ps}) 的所述脉搏幅度测量值 (PM) 的全部的 50% 到 100% 的值。

4. 根据权利要求 2 所述的设备, 其特征在于, 所述预定量表示所述测试期间 (τ) 内接收到的所述脉搏形状参数 (P_{ps}) 的全部所述脉搏幅度测量值 (PM)。

5. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述测试期间 (τ) 是从 3 分钟延伸到 15 分钟的范围中选出的时间间隔。

6. 根据权利要求 5 所述的设备, 其特征在于, 所述测试期间 (τ) 大约是 5 分钟长。

7. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述处理单元 (128) 适于通过下列方法计算所述阈值 (T):

归一化所述初始脉搏幅度测量值 (PM1), 和

用预定义的分母除所述归一化的初始脉搏幅度测量值。

8. 根据权利要求 7 所述的设备, 其特征在于, 所述处理单元 (128) 适于在所述测量期间中通过用所述初始脉搏幅度测量值 (PM1) 除原始幅度测量值而为接收到的脉搏形状参数 (P_{ps}) 计算脉搏幅度测量值 (PM1)。

9. 根据权利要求 7 所述的设备, 其特征在于, 所述预定义的分母是从 1.2 延伸到 5 的范围中选出的值。

10. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的设备, 其特征在于所述设备包括:

辅助记录装置 (130), 适于反复登记表示所述主体 (P) 的毛细血管收缩程度的生物阻抗参数 (P_{BI}), 和

所述处理单元 (128) 进一步适于接收所述生物阻抗参数 (P_{BI}), 调查所述生物阻抗参数 (P_{BI}) 是否达到辅助警报标准, 而如果是, 则产生所述警报触发信号 (α)。

11. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的设备, 其特征在于, 所述设备适于预测经受血液治疗的主体 (P) 内的快速症状性血压降低, 而所述处理单元 (128) 适于基于所述血液治疗的初始期间中接收到的脉搏形状参数 (P_{PS}) 来计算所述初始脉搏幅度测量值 (PM1)。

12. 一种医疗系统 (200), 适于对主体 (P) 执行血液治疗, 其中该系统包括:

透析机 (210), 适于对所述主体 (P) 执行体外血液治疗, 和

根据上述权利要求 1 至 11 中任一项权利要求所述的警报设备 (100)。

快速症状性血压降低的预测

技术领域

[0001] 本发明一般涉及检测主体的血压中的快速（急性）症状性下降的发作。尤其是，本发明涉及根据权利要求 1 的前序部分的警报设备、根据权利要求 12 的医疗系统、根据权利要求 13 的前序部分的方法、根据权利要求 23 的计算机程序和根据权利要求 24 的计算机可读介质。

背景技术

[0002] 现在存在许多情况，其中很重要的是检测潜在的低血压，并且如果可能的话要避免其实际发生，例如当执行人工血液净化时。人体由大约 60% 的水组成——对于维持生存很重要的水平。虽然无疑可以给身体提供新的水，但是排出剩余的水是肾脏病人的主要问题。正常的肾的任务是从血液排出多余的液体，例如水、尿素和其它废物。产生的尿被传送到膀胱并最终在小便时离开身体。肾脏的第二个任务是调节例如酸和碱的平衡。由于肾脏功能紊乱，所以会在大多数主要身体器官中产生紊乱，即称为尿毒症的并发症。如果不对尿毒症进行治疗，将导致死亡。尿毒症可以通过肾移植、或体外或体内的几种血液治疗方法进行治疗。

[0003] 在例如体外血液治疗的人工血液净化过程中，病人常经受症状性的低血压，特征是具有痉挛（cramp）、恶心、呕吐和有时昏倒形式的症状的血压下降。这种情况不仅使病人紧张，而且需要受到监视治疗的工作人员的很大关注。因此，在这种血液治疗期间，很期望检测出症状性低血压的发作并防止其发生。

[0004] 但是，存在其它情形的例子，其中预测快速症状性低血压和如果可能则防止其发生是性命攸关的。例如战斗机驾驶员经常受到导致该驾驶员昏倒风险的力量。但是，其它类型车辆、飞行器和机器的操作员也可能需要类似的监视来减小对操作员、其他人和不同原料货物的风险。

[0005] 已公布美国专利申请 2004/0254473 介绍了一种激光血流计和用于监控人的生物数据的系统。该激光血流计通过对生物结构照射激光束并检测所产生的散射光束来测量以该生物结构的不同方向（quarter）流动的各个血流量。基于检测到的光，接着判断生物结构所属的人是否处于严重状况。例如，这种判断可以基于血流量相对于之前记录的标准减小、血流量波形的幅度相对于标准的减小和心跳频率增加。

[0006] 但是，目前还没有解决办法，即，其一方面提供快速可靠的低血压警报，另一方面是低成本高效且实施简单。

发明内容

[0007] 因此本发明的目的是减轻上述问题并由此实现不复杂的解决方案，借助于该解决方案可以在其任何影响仍可避免的时间点处检测急性症状性血压降低的发作。

[0008] 根据本发明的一方面，通过最初介绍的警报设备达到该目的，其中脉搏（pulse）记录装置包括脉搏血氧仪，其适于基于主体至少一个血管中的光响应变化来登记脉搏形状

参数。控制单元进一步包括处理单元,其适于基于第一时刻接收的脉搏形状参数来计算初始脉搏幅度测量,并适于将初始脉搏幅度测量存储在与控制单元相关联的存储装置中。在第一时刻之后的测量期间(period)中,处理单元适于基于多个接收到的脉搏形状参数中的每一个来计算各脉搏幅度测量。另外,为测量期间的每个脉搏幅度,处理单元适于调查该测量相对于初始脉搏幅度测量是否达到判定标准。如果发现达到这种标准,则该处理单元适于产生警报触发信号。因此,可以自动和/或人工采用适当措施来避免(或至少减小风险)低血压发生。

[0009] 这种设计的重要优点在于可以基于相比很小的处理资源和简单且低成本高效的传感器来提供早期低血压警报。另外,使用的该传感器在医疗范围内受到认可,且具有很好安装的功能性。

[0010] 根据本发明该方面的优选实施例,该处理单元适于将判定标准视为已达到,如果:给定脉搏形状参数的被检查的脉搏幅度测量低于基于初始脉搏幅度测量计算出的阈值;并且脉搏形状参数的预定量(比如50-100%)的脉搏幅度测量低于阈值,该脉搏形状参数是在给定脉搏形状参数之后在测试期间中接收到的。

[0011] 优选地,测试期间是从大约3分钟延伸到大约15分钟的范围中选出的时间间隔,而更优选地,测试期间大约是5分钟长。因此,依据阈值、达到判定标准所需的预定量的脉搏幅度测量和选择的测试期间长度,可以获得对于很大变化的主体和应用而言稳定可靠的低血压警报。

[0012] 根据本发明该方面的另一优选实施例,该处理单元适于通过归一化初始脉搏幅度测量、并用预定义的分母除归一化的初始脉搏幅度测量来计算阈值,该预定义的分母是例如从大约1.2到大约5的范围中选出的值。因此,通过选择阈值,可以关于测试期间的长度来校准算法以在早期警报和错误警报之间获得所需平衡。但是,一般相对大的分母需要相比较短的测试期间,反之亦然。

[0013] 根据本发明该方面的又一优选实施例,处理单元适于在测量期间通过用初始脉搏幅度测量除原始测量而为任意接收到的脉搏形状参数计算脉搏幅度测量,其中初始脉搏幅度测量表示已经被预定义的分母除过的归一化初始脉搏幅度测量。因而,可以与初始状态进行无偏比较。

[0014] 根据本发明该方面的其它优选实施例,该设备包括辅助记录装置,其适于反复登记表现主体的毛细血管收缩程度的生物阻抗参数。另外,该处理单元适于接收生物阻抗参数并调查生物阻抗参数是否达到辅助警报标准。而且在达到该标准时,该处理单元适于产生警报触发信号。因此,提供互补的低血压检测装置,和由此提供更可靠的功能。

[0015] 根据本发明该方面的另一优选实施例,该装置适于预测经受血液治疗的主体内的快速症状性血压降低。这里,处理单元适于基于血液治疗的初始阶段中接收到的脉搏形状参数来计算初始脉搏幅度测量。因此,低血压检测是基于相对不受治疗影响的参考值。这进一步增强了可靠性。

[0016] 根据本发明的另一方面,通过适于执行主体的血液治疗的医疗系统来实现该目的。除了上面提出的警报装置之外,该系统包括适于执行主体的体外血液治疗的透析机。从而,可以用简单方式并行实现血液治疗和低血压监视。

[0017] 根据本发明的另一方面,通过起初介绍的方法来实现该目的,其中脉搏形状参数

的登记涉及脉搏血氧测量。由此,基于主体的至少一个血管中的光响应变化来确定脉搏形状参数。另外,该方法包括基于第一时刻接收到的脉搏形状参数来计算初始脉搏幅度测量,并将该初始脉搏幅度测量存储在存储装置中。在第一时刻之后的测量期间,基于多个接收到的脉搏形状参数中的每一个来计算各脉搏幅度测量。为测量期间中的每个脉搏幅度测量,调查该测量相对于初始脉搏幅度测量是否达到判定标准,并且如果是,则产生警报触发信号。

[0018] 根据参考所提出的警报装置的上述介绍,该方法的优点及其优选实施例是显而易见的。

[0019] 根据本发明的其它方面,通过直接可加载到计算机的内部存储器的计算机程序来实现该目的,所述计算机程序包含软件,该软件当所述程序在计算机上运行时用于控制上述提出的方法。

[0020] 根据本发明的另一方面,通过具有记录于其上的程序的计算机可读介质实现该目的,这里程序是用于使计算机控制上述提出的方法。

[0021] 由下述说明和所附权利要求,本发明的其它优点、有利特征和应用将是显而易见的。

附图说明

[0022] 现在通过被公开为例子的优选实施例并参考附图来更精确地介绍本发明。

[0023] 图 1 示出根据本发明一个实施例的警报装置的示意图,

[0024] 图 2 示出根据本发明一个实施例的医疗系统的框图,

[0025] 图 3a 示出血液治疗过程中第一主体的血压变量例子的曲线图,

[0026] 图 3b 示出所提出的第一主体的脉搏幅度测量怎样随时间变化的曲线图,

[0027] 图 4a 示出血液治疗过程中第二主体的血压变化例子的曲线图,

[0028] 图 4b 示出所提出的第二主体的脉搏幅度测量怎样随时间变化的曲线图,

[0029] 图 5a 示出血液治疗过程中第三主体的血压变化例子的曲线图,

[0030] 图 5b 示出所提出的第三主体的脉搏幅度测量怎样随时间变化的曲线图,和

[0031] 图 6 示出根据本发明预测快速症状性血压降低的常用方法的流程图。

具体实施方式

[0032] 我们先参考图 1,其描绘根据本发明一个实施例的用于预测主体 P 内快速症状性血压降低的警报设备 100。设备 100 分别包括脉搏记录装置 110 和 115,和控制单元 120。

[0033] 脉搏记录装置具有脉搏血氧仪 110,并优选具有单独的传感器单元 115。该单元 115 包括至少一个光源和至少一个光探测器,通过光探测器对脉搏信号 S 进行登记,脉搏信号 S 依据传感器单元 115 连接到主体 P 之处(例如,在手指、舌头、耳垂、鼻尖或其它末端中,在其皮肤中或在任意其它身体部分的皮肤中)来描述主体 P 外围身体部位 105 中至少一个血管中的光响应变化。光响应变化优选反映从所述至少一个光源发射的光的吸收方面的变化。但是,可以对光反射和/或光透射同样很好地进行研究。在任意情况下,脉搏血氧仪 110 都适于基于脉搏信号 S 来登记脉搏形状参数 P_{PS} 。

[0034] 控制单元 120 适于接收并处理脉搏形状参数 P_{PS} 。具体地,控制单元 120 包括处理

单元 128,其适于将第一时刻 t_1 接收的脉搏形状参数 P_{PS} 存储在存储装置 123 中。存储装置 123 或者包括在控制单元 120 中,或者例如经由电缆或无线连接与其相连。在任意情况下,处理单元 128 都适于基于存储装置 123 中存储的值计算初始脉搏幅度测量 PM1。

[0035] 图 3b 示出关于暴露给体外血液治疗的第一主体的初始脉搏幅度测量 PM1。优选地,初始脉搏幅度测量 PM1 不仅由单个脉搏形状参数 P_{PS} 得出,而且还基于初始测量期间登记的多个这种参数的平均值而得出。图 3b 中的曲线图沿着水平轴以分钟表示时间 t ,并沿着垂直轴表示脉搏幅度测量 PM。

[0036] 根据本发明,处理单元 128 可以经由一个或多个下列策略确定脉搏幅度测量 PM。例如,可以计算脉搏冲程期间登记的脉搏形状参数 P_{PS} 的最大值和最小值之差。可选地,可以例如通过计算希尔伯特变换来检测脉搏形状参数 P_{PS} 的包络。也可以基于脉搏形状参数 P_{PS} 利用均方根 (RMS) 测量来确定脉搏幅度测量 PM。然而,这需要事先将参数值校准到零均值。

[0037] 图 3a 示出分别以 mmHg 为单位的治疗期间第一主体的收缩血压变量 BP_s 和舒张血压变量 BP_d 的曲线图。血压 BP 贯穿治疗过程而变化。但是,正如图 3b 中所示,没有发生低血压。除了治疗过程中 245 分钟左右的轻微下降之外,脉搏幅度测量 PM 也保持相对平稳。

[0038] 在第一时刻 t_1 之后的测量期间(即,这里自 $t = 0$ 开始),处理单元 128 适于基于多个接收的脉搏形状参数 P_{PS} 中的每一个来计算各脉搏幅度测量 PM。为测量期间中的每个脉搏幅度测量 PM,处理单元 128 进一步适于调查测量 PM 相对于初始脉搏幅度测量 PM1 是否达到判定标准。如果发现已达到这种判定标准,则处理单元 128 适于产生警报触发信号 α 。反过来推定警报触发信号 α 在控制单元 120 自身的警报单元 125 中、和/或在接收警报触发信号 α 的外部单元中使警报 A 被触发。下面将参考图 4、5 和 6 详细介绍脉搏幅度测量 PM 和判定标准。

[0039] 图 2 示出根据本发明一个实施例的用于执行主体 P 的血液治疗的医疗系统 200 的方框图。为了这个目的,系统 200 包括透析机 210,其可适于执行主体 P 的体外血液治疗,即,机器 210 适于从主体 P 抽出受污染的血液 β_c 并将净化过的血液 β_p 返回给主体 P。系统 200 还包括上述警报设备 100,用于预测对主体 P 是潜在不健康的任意快速血压降低。因此,在净化主体 P 的血液的同时,警报设备 100 监控他/她的关于急性症状性低血压发生的风险。在警报信号 α 的情况下,可以通知监视工作人员和/或透析机可被控制用于调节其治疗参数从而避免低血压情形。这种调节通过从警报设备 100 到透析机 210 的反馈信号 α 来表征。

[0040] 优选地,警报设备 100 中的控制单元 120(参见图 1) 适于基于初始脉搏幅度测量 PM1 来预测主体 P 中的快速症状性血压降低,该初始脉搏幅度测量 PM1 由在主体还相对未受到该治疗影响时的血液治疗初始阶段中接收的脉搏形状参数 P_{PS} 进行计算。

[0041] 现在回到图 4a,可以看出曲线图例示出在体外血液治疗期间收缩压 BP_s 和舒张压 BP_d 怎样以每秒 mmHg 变化的图形。在治疗中 145 分钟左右的时间点 t_h 处,主体遭受急性症状性低血压。该事件通过收缩压 BP_s 和舒张压 BP_d 两者中的快速降低 BP 进行预测。

[0042] 进一步参考图 4b,现在我们将解释怎样根据本发明实施例来计算提出的脉搏幅度测量 PM 和阈值 T,和这些参数的解怎样用于预测低血压事件。

[0043] 图 1 的处理单元 128 适于调查关于测量期间中接收到的脉搏形状参数 P_{PS} 是否达

到判定标准。在该例子中,测量期间开始于 $t = 0$,而该期间连续贯穿由图 4a 和 4b 的图形覆盖的时间间隔。

[0044] 控制单元 120 的处理单元 128 优选如下计算阈值 T 。首先,对时间 t_1 (即,这里 $t = 0$) 处获得的初始脉搏幅度测量 PM_1 进行归一化。在该例子中 $PM_1 = 1$,但是从技术上讲,任意其它参考值都是可想象的。然后归一化的值被预定义的分母除,该预定义的分母可以是 1.2 和 5 之间的任意数,比如 2。因此,获得阈值 T 。从而,假定预定义的分母为 2,则 T 成为 0.5,正如通过虚线在图 4b 中示出的那样。在 t_1 之后的测量期间中,处理单元 128 通过用初始脉搏幅度测量 PM_1 (其由第一时刻 t_1 接收的脉搏形状参数 P_{PS} 得出) 除原始幅度测量而为每个接收的脉搏形状参数 P_{PS} 计算归一化的脉搏幅度测量 PM 。因此,表示比在第一时刻 t_1 接收到的脉搏形状参数 P_{PS} 的脉搏幅度更大的脉搏幅度测量 PM 导致脉搏幅度测量 $PM > 1$,而反之,表示比第一时刻 t_1 接收的脉搏形状参数 P_{PS} 的脉搏幅度更小的脉搏幅度测量 PM 导致脉搏幅度测量 $PM < 1$ 。

[0045] 当已经得出脉搏幅度测量 PM 时,处理单元 128 认为上述判定标准会达到,如果:

[0046] (a) 给定脉搏形状参数的被检查的脉搏幅度测量 PM 低于阈值 T ;和

[0047] (b) 在给定脉搏形状参数之后在测试期间 τ 内接收到的预定量的脉搏形状参数 P_{PS} 的脉搏幅度测量 PM 低于阈值 T 。

[0048] 根据本发明的一个实施例,预定量是表示测试期间 τ 内接收的脉搏形状参数 P_{PS} 的脉搏幅度测量 PM 的大约 50% 到大约 100% 的值。预定量可以表示测试期间 τ 内接收到的脉搏形状参数 P_{PS} 的全部脉搏幅度测量 PM 。然而,为了避免被高于阈值 T 的单个脉搏幅度测量 PM 中断,有利的是可以将预定量分配成相当于小于 100%。可选地,可以将第二阈值分配成稍微高于阈值 T ,而处理单元 128 可以采用滞后算法,从而一旦脉搏幅度测量 PM 落在阈值 T 之下,如果在测试期间 τ 期满处脉搏幅度测量 PM 还未超过第二阈值,则认为达到判定标准。

[0049] 在图 4b 中示出的例子中,在 $t = 128$ 分钟左右脉搏幅度测量 PM 第一次落在阈值 T 之下。这里,我们假定上述预定量为 100%,而测试期间 τ 为 5 分钟长。因此,测试期间 τ 在 $t = 133$ 分钟左右结束。但是,在该时间点处,脉搏幅度测量 PM 再次超过阈值 T 。因此,处理单元 128 将不产生警报触发信号。

[0050] 在 $t = 135$ 分钟左右,脉搏幅度测量 PM 返回到低于阈值 T 的水平,而此时脉搏幅度测量 PM 保持低于阈值 T 的期间超过测试期间 τ (这里为 5 分钟)。从而,在测试期间 τ 结束时 (即,在大约 $t = 140$ 分钟处),处理单元产生警报触发信号 α 。于是直到 $t = t_h$ 发生低血压时,还剩 5 分钟左右。因此,借助于警报触发信号 α ,已经可以在预期时间内执行适当的人工和 / 或自动的低血压阻止行动。更有利的是如果处理单元 128 适于在脉搏幅度测量 PM 低于阈值 T 的任意时刻产生注意信号 (例如使单元上的黄灯点亮)。因此,任意监督的工作人员都能获得急性症状性低血压可能出现的最早可能的指示,而因此需要额外关注主体。如果在脉搏幅度测量 PM 上升超过阈值 T 结束时,还未达到判定标准,则关注信号失效。

[0051] 当然,根据本发明,不同于 5 分钟的测试期间 τ 长度是同样可想象的。实际上,测试期间 τ 可以表示从大约 3 分钟延伸到大约 15 分钟的范围所选择的任意时间间隔。测试期间 τ 的长度是获得稳定性和可靠性之间所需平衡所选择的设计参数。优选地,与上述预

定义的分母结合进行选择测试期间 T 。即,对于早期低血压警报和错误警报之间的给定平衡而言,相对大的分母需要相对较短的测试期间,反之亦然。

[0052] 另外,如果在图 4b 的例子中,达到判定标准所需的低于阈值 T 的预定量的脉搏幅度测量 PM 已被选择为小于 100% 的值,比如 60%,则警报触发信号 α 已在第一测试期间 τ (即, $t = 133$ 分钟左右) 期满时产生。

[0053] 类似于图 4a 和 4b,图 5a 和 5b 分别示出例示体外血液治疗过程中第三主体的血压变化和相应的脉搏幅度测量变化的曲线图。

[0054] 在该例子中,主体分别在 $t = t_{h1}$ 处(治疗过程中 155 分钟左右)和 $t = t_{h2}$ 处(治疗过程中 178 分钟左右)遭受两次急性症状性低血压事件。为了促进与上述例子比较,我们在这里也已经选择将 t_1 处($t = 0$)得到的初始脉搏幅度测量 PM_1 归一化到 1,选择阈值 $T = 0.5$ (即,预定义的分母为 2),并将测试期间 τ 的长度设置为 5 分钟。另外,如果测试期间 τ 内接收到的脉搏形状参数 P_{ps} 的全部脉搏幅度测量 PM 落在阈值 T 之下,则我们认为已达到判定标准。

[0055] 如在图 5b 中的图形中显而易见的是,给定这些参数值,则处理单元 128 将分别在 $t = t_{a1}$ (治疗过程中 145 分钟左右)和 $t = t_{a2}$ (治疗过程中 171 分钟左右)处产生警报触发信号 α 。因此提前大约 7 至 10 分钟提供了发生低血压事件的预测。

[0056] 暂且回到图 3b,我们看到脉搏幅度测量 PM 从未落到阈值 T (这里为 0.5) 之下。因此,在这种情况下,处理单元 128 将不产生任意警报触发信号 α 。

[0057] 现在我们回到图 1。根据本发明的一个实施例,设备 100 包括辅助记录装置 130,其适于反复登记表示主体 P 的毛细血管收缩程度的生物阻抗参数 P_{BI} 。在该实施例中,处理单元 128 进一步适于接收该生物阻抗参数 P_{BI} ,并调查参数 P_{BI} 是否达到辅助警报标准。如果发现达到该标准,则处理单元 128 适于产生警报触发信号 α 。从而,设备 100 的性能和可靠性得以改善。为了进一步改善设备 100 的使用性,如果辅助记录装置 130 适于确定生物阻抗参数实质上与主体 P 的毛细血管收缩无关,则是优选的。因此,辅助记录装置 130 可以登记绝对体温、体温的变化和 / 或主体 P 上的汗液量,而处理单元适于对照一个或多个这些参数来测试辅助警报标准。

[0058] 为了总结,下面将参考图 6 中的流程图介绍根据本发明的在主体中预测快速症状性血压降低的常用方法。

[0059] 第一步骤 610 调查是否已经接收到关于主体外围身体部位的脉搏形状参数。如果还未接收到这种参数,则程序循环回去并停留在步骤 610。但是,如果已接收到脉搏形状参数,则步骤 620 跟随,其基于第一时刻接收的脉搏形状参数计算初始脉搏幅度测量。在这里假定已经通过脉搏血氧测量登记了脉搏形状参数,其中基于主体的至少一个血管中的光吸收变化来确定脉搏形状参数。

[0060] 随后的步骤 630 将初始脉搏幅度测量存储在存储装置中。此后,接着是测量期间,在该期间中步骤 640 基于每个接收到的脉搏形状参数计算各脉搏幅度测量。另外,为测量期间中的每个脉搏幅度测量,步骤 640 之后的步骤 650 调查脉搏幅度测量相对于初始脉搏幅度测量是否达到判定标准。如果发现未达到判定标准,并假设测量期间仍有效,则程序循环回到步骤 640。

[0061] 但是,如果在步骤 650 中发现已达到判断标准,则随后是步骤 660,其使警报触发

信号产生。此后,程序可以结束,或循环回到步骤 640(假设测量期间仍有效)。优选地,测量期间失效以响应人工干涉,例如按下复位按钮。即,由此即使在测量可能已经被迫中断的情况下,也直接重新开始(或实际保持)测量期间,例如由于传感器单元 115 已经掉离主体 P。在这种情况下,可以简单地再连接传感器单元 115,之后测量继续。

[0062] 上述参考图 6 介绍的所有处理步骤以及步骤的任意子程序都可以通过编程的计算机设备进行控制。另外,尽管上述参考附图介绍的本发明的实施例包含计算机设备和计算机设备中执行的程序,但本发明因此也延伸到计算机程序,特别是适用于将本发明付诸实施的载体上或载体中的计算机程序。程序可以具有源代码、目标代码、代码中间源和例如部分编译形式的目标代码的形式,或具有适用于实施根据本发明的程序的任意其它形式。载体可以是能够载有程序的任意实体或设备。例如,载体可以包括存储介质,例如闪存、ROM(只读存储器),例如 CD(致密光盘)或半导体 ROM、EPROM(可擦除可编程只读存储器)、EEPROM(电可擦除可编程只读存储器)、或例如软盘或硬盘的磁性记录介质。另外,载体可以是可发射的载体,例如可以经由电或光缆或通过无线电或通过其它手段传输的电或光信号。当程序被嵌入可以通过电缆或其它设备或装置直接传输的信号中时,载体可以由这种电缆或设备或装置构成。可选地,载体可以是程序嵌入其中的集成电路,该集成电路适于执行相关程序、或用于相关程序的执行。

[0063] 在该说明书中使用的术语“包含/包括”用来说明出现的陈述的特征、整数、步骤或组件。但是,该术语不排除出现或增加一个或多个其它特征、整数、步骤或组件或其组合。

[0064] 本发明不限于图中介绍的实施例,而是可以在权利要求的范围内自由改变。

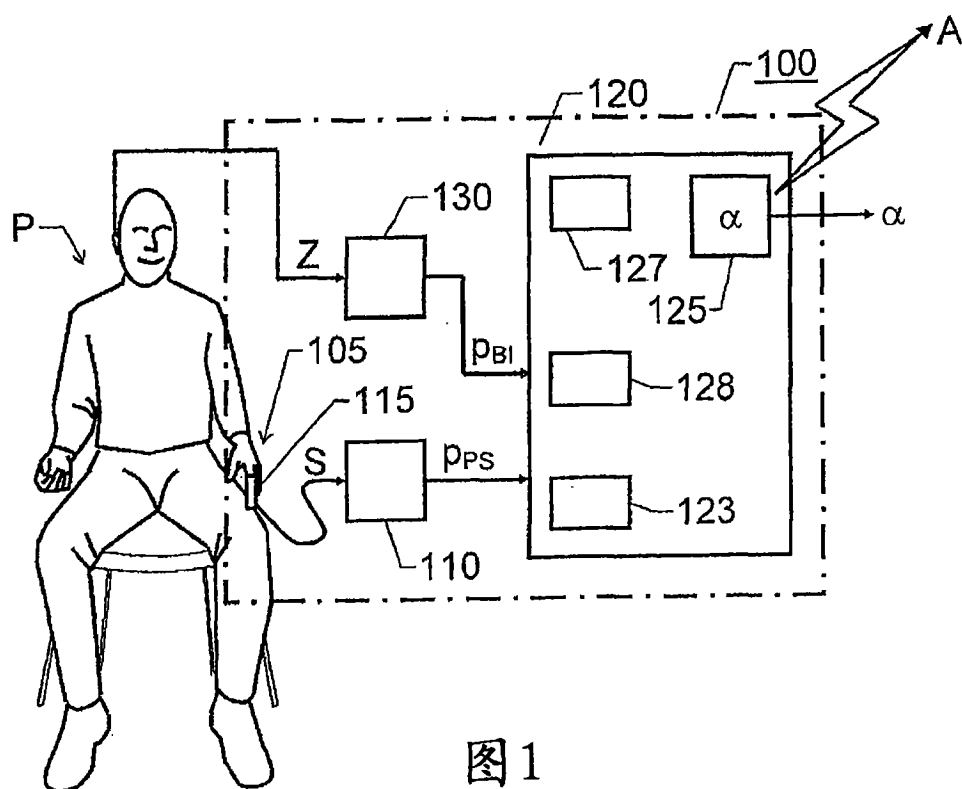


图 1

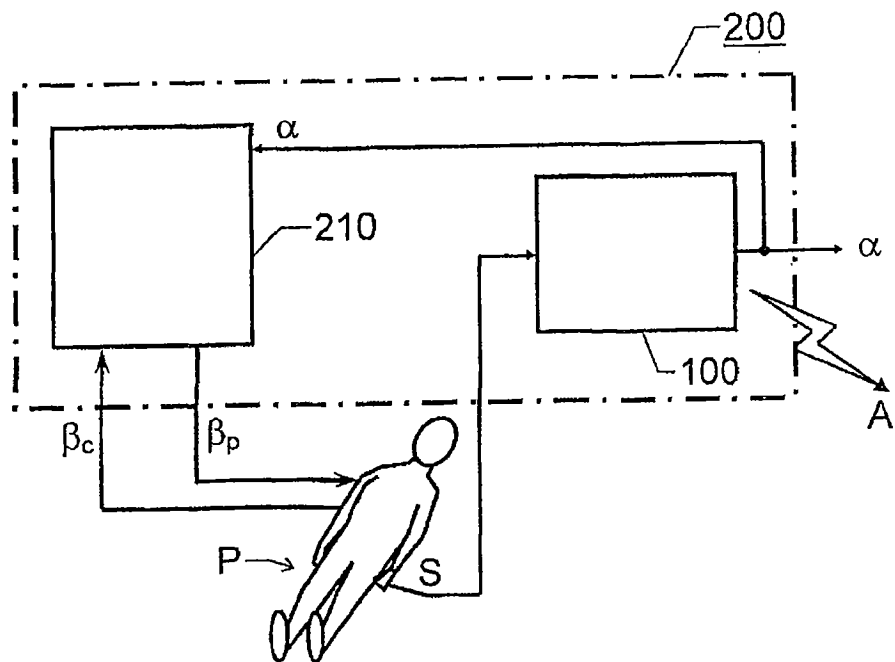


图 2

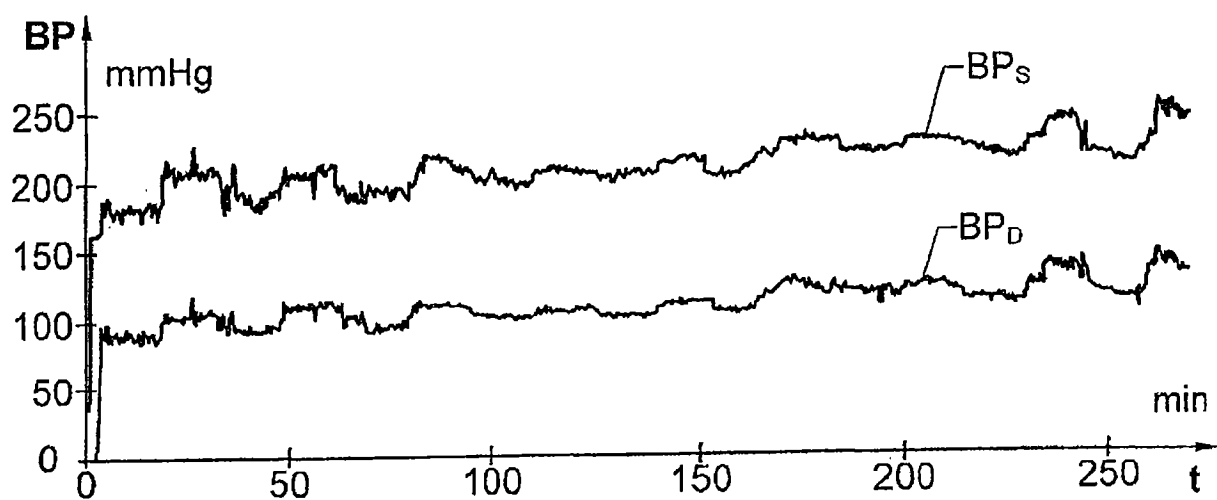


图 3a

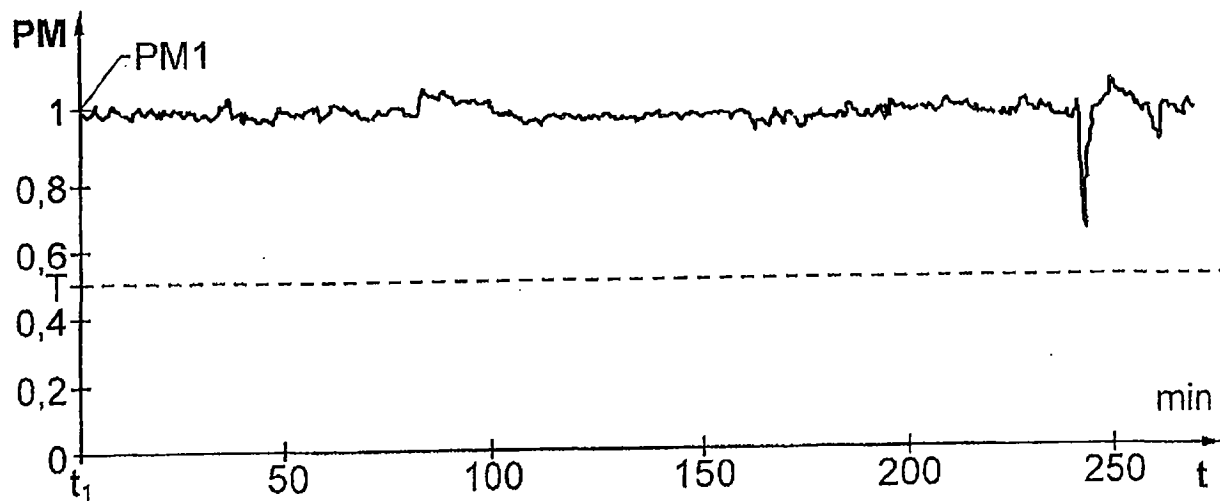


图 3b

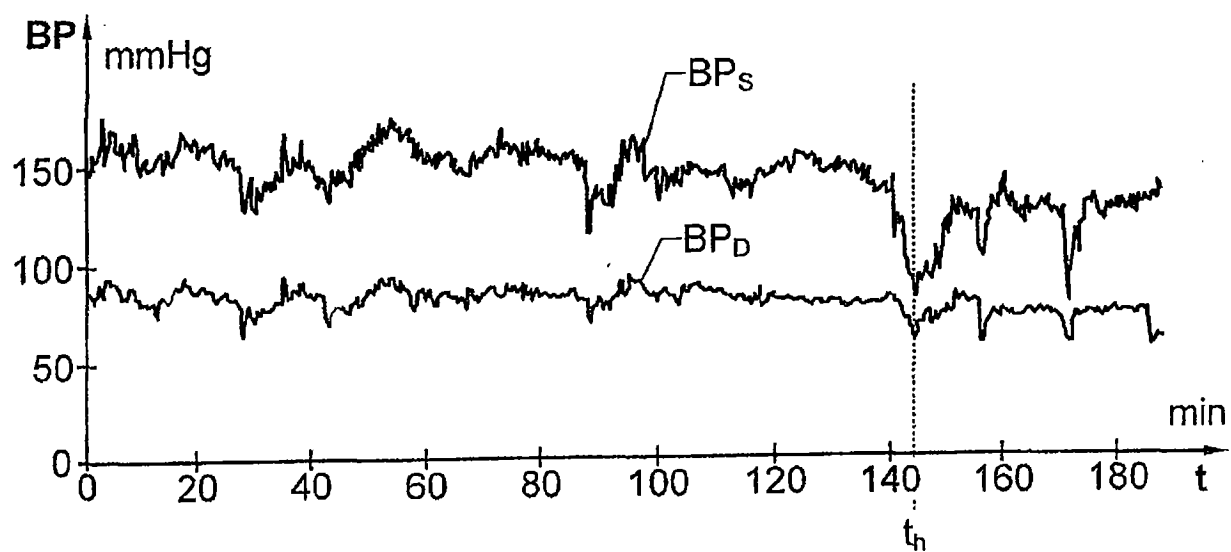


图 4a

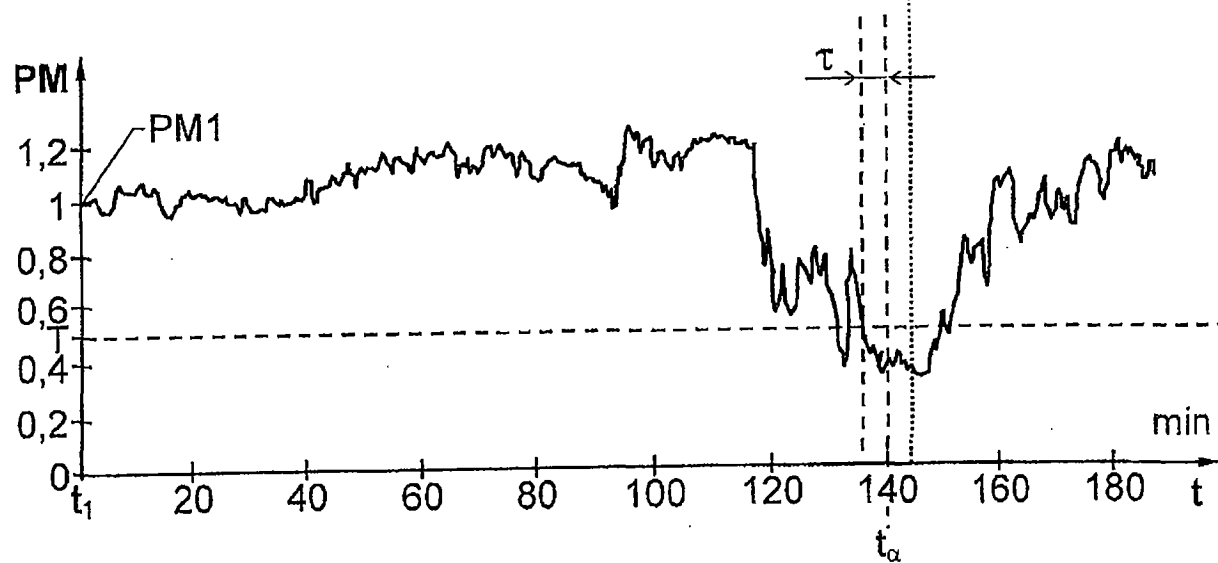


图 4b

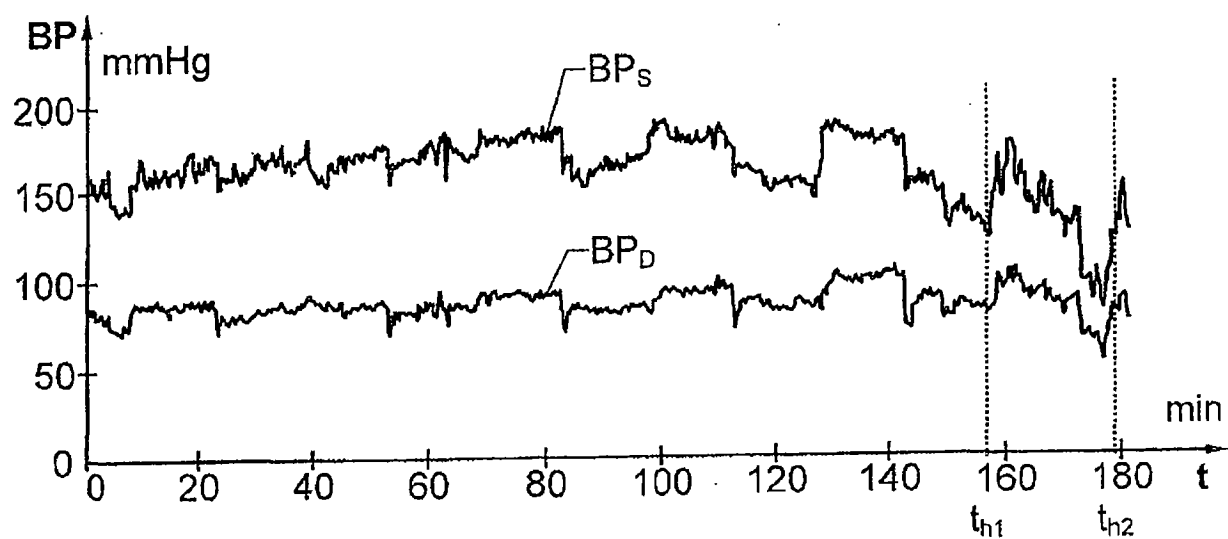


图 5a

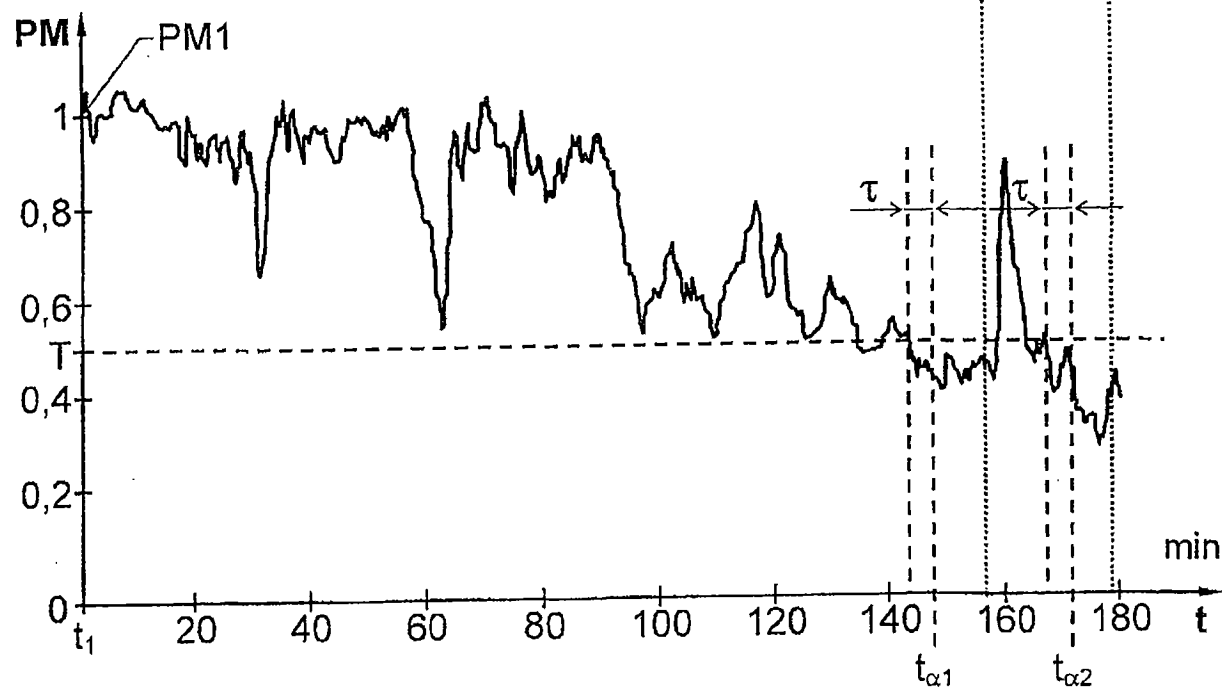


图 5b

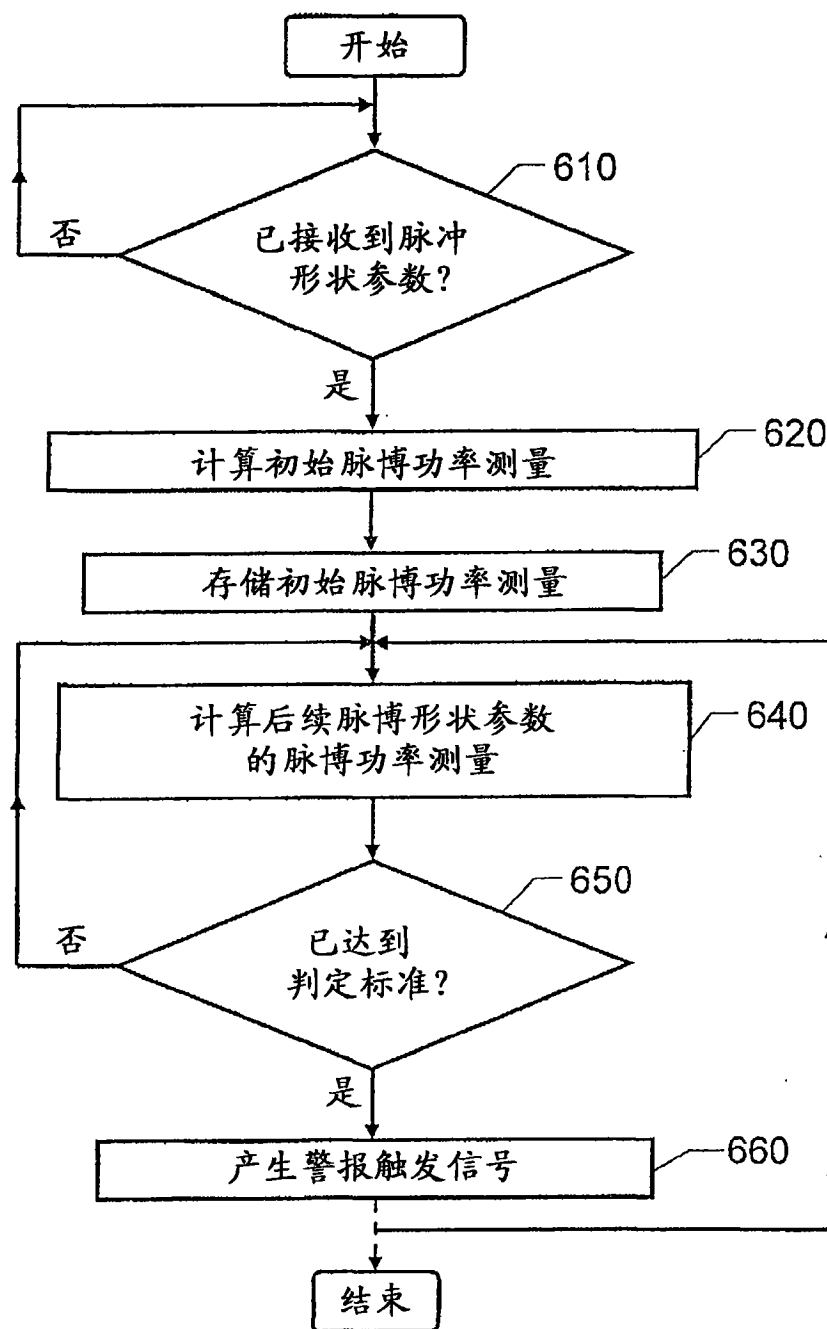


图 6

专利名称(译)	快速症状性血压降低的预测		
公开(公告)号	CN101460092B	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	CN200780020915.7	申请日	2007-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	甘布罗伦迪亚股份公司		
申请(专利权)人(译)	甘布罗伦迪亚股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	甘布罗伦迪亚股份公司		
[标]发明人	L索恩莫 K索雷姆 B奥尔德		
发明人	L·索恩莫 K·索雷姆 B·奥尔德		
IPC分类号	A61B5/00 A61M1/16 A61B5/021		
代理人(译)	李镇江		
优先权	60/826482 2006-09-21 US 0601929 2006-09-19 SE 60/804109 2006-06-07 US		
其他公开文献	CN101460092A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及例如在医学治疗期间或当操作飞机时对主体血压中快速症状性下降的预测。为了实现这个目的，通过脉搏血氧仪(110)登记关于该主体(P)的外围身体部位(105)的脉搏形状参数(PPS)，其中该脉搏血氧仪(110)适于检测血管中的光响应变化。基于第一时刻接收到的脉搏形状参数(PPS)计算初始脉搏幅度测量。在第一时刻之后的测量期间，基于多个接收到的脉搏形状参数(PPS)中的每一个计算各脉搏幅度测量。为测量期间中的每个脉搏幅度测量，进一步调查该测量相对于初始脉搏幅度测量是否达到判定标准。如果发现已达到判定标准则产生警报触发信号(α)。

