



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109195515 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201780024453.X

(22)申请日 2017.02.15

(30)优先权数据

1602875.5 2016.02.18 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/053441 2017.02.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/140748 EN 2017.08.24

(71)申请人 莱曼微设备有限公司

地址 瑞士洛桑市

(72)发明人 C·艾略特 M-E·琼斯

S·加瓦德 S·埃莫奈特

D·克莱克

(74)专利代理机构 北京世峰知识产权代理有限公司 11713

代理人 卓霖 许向彤

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/029(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/0285(2006.01)

权利要求书5页 说明书12页 附图7页

(54)发明名称

个人手持检测器

(57)摘要

本申请描述了W02013/002165、W02014/125431和国际专利申请No.PCT/EP2015/079888中所述类型的PHM,其具有找到健康指标的改进的方面以及促进其构建和校准的其它改进。

1. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,包括SAD,所述SAD包括光学传感器和压力传感器,其中PHHM的处理器适于分析测量的光学和压力数据,能够通过将SAD施加于身体部分或者将身体部分施加于SAD以产生理论曲线而获得所述光学和压力数据,在所述理论曲线上,心脏的每次跳动由以下特征中的至少一个或以下特征中的两个或更多个的任意组合来表征:

- TD (201) 和 (TS) 204,舒张期和收缩期的时间;
- PD (203) 和PS (202),TD和TS时的测量压力;
- PPD (205) 和PPS (206),TD和TS时的测量PPG信号;
- $PM = (PD+PS) / 2$;
- ACD,曲线的区域 (207) 中的光信号的高频分量,所述区域 (207) 是TD之前的区域;
- SHAPED,曲线的区域 (207) 中的光信号曲线的曲率的度量,所述区域 (207) 是TD之前的区域;
- SHAPES,曲线的区域 (208) 中的光信号曲线的曲率的度量,所述区域 (208) 是TS之后的区域;
- DUTYCYCLE,光信号值的位于直线 (209) 上方一部分,该直线从一个PPG槽的下降边缘的半高度到下一个PPG槽的下降边缘的半高度来构建。

2. 根据权利要求1所述的PHHM,其中,心脏的每次跳动由以下特征组合中的任何一个来表征:ACD对PD;ACD对PS;PPD-PPS对PM(最小或最大一阶导数或不连续性);DUTYCYCLE对PM;SHAPED对PD;SHAPED对PS;和PPD对PD,PPS对PS。

3. 根据权利要求1或2所述的PHHM,其中,所述光学传感器是红外传感器。

4. 根据权利要求3所述的PHHM,其中,所述红外传感器如Leman申请中所阐述。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于针对每次跳动计算 ΔPPG 和 q ,所述 ΔPPG 为 $(PPS-PPD)$,其中, q 是根据缩放 ΔPPG 对 $(PS-PD)$ 的估计。

6. 根据权利要求5所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于将PD和PS变换为PM以及L,其中, $PM = (PD+PS) / 2$,其中 $L = (PS-PD)$ 。

7. 根据权利要求6所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于通过组合 $(PS-PD)$ 与值 q 来增强L的准确性。

8. 权利要求6或7所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于通过将测量的数据或从其得出的参数插值到规则网格上来以任何量级接受数据。

9. 根据权利要求8所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于采用非参数回归算法进行插值。

10. 根据权利要求9所述的PHHM,其中,所述回归算法是Loess回归。

11. 根据权利要求10所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于针对PM映射测量的数据或从Loess回归得出的参数,并且在测量的压力范围内插值200量级个点。

12. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,包括SAD,所述SAD包括光学传感器和压力传感器,并且其中,所述PHHM的处理器适于根据光学数据曲线的形状和/或根据动脉中的压力超过或低于用户施加的压力时的事件的定时来确定DBP和SBP,其中,所述PHHM的处理器适于单独或组合地使用两种方法对测量的数据进行若干分析。

13. 根据权利要求12所述的PHHM,其中,所述处理器适于如权利要求1至11中任一项所限定,并且其中,PPD、PPS、ACD、ACS、SHAPED、SHAPES和DUTYCYCLE(及其组合)用作针对PD、PS或PM进行曲线绘制的数据,以进行进一步分析。

14. 根据权利要求13所述的PHHM,其中,所述处理器适于进行至少两个和多达六个这样的分析。

15. 根据权利要求13或14所述的PHHM,其中,所述处理器适于从所述分析中提取SBP、DBP和(SBP-DBP)中的一个或多个。

16. 根据权利要求1至15中任一项所述的PHHM,其中,每个所述分析涉及将数据拟合到法则或曲线,并且通过找出测量的数据与预期曲线的匹配紧密程度来计算拟合的精度。

17. 根据权利要求16所述的PHHM,其中,所计算的精度用作所述分析质量的指标。

18. 根据权利要求16或17所述的PHHM,其中,具有最佳精度的分析用于指示SBP和DBP。

19. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,包括SAD,所述SAD包括光学传感器和压力传感器,其中,所述PHHM的处理器适于通过组合使用不同技术进行的估计来提高BP的估计的准确性,并且其中,通过计算单独估计的加权平均值来找出所述组合,其中权重由以下来确定:

- 对各自能够对结果做出的理论贡献的经验分析;以及
- 各自的指示的精度。

20. 根据权利要求19所述的PHHM,其中,使用如权利要求1至15中所述的特征或组合特征和或权利要求17的质量分析来获得所述估计。

21. 根据权利要求19或20所述的PHHM,其中,所述加权平均值采用以下形式: $SBP = \frac{\sum_{m=1}^{n} (SBP_m * W_m * Q_m)}{\sum_{m=1}^{n} (W_m * Q_m)}$

其中:

- SBP_m 是SBP的第m个估计;
- W_m 是归因于该第m个估计的权重,表示其理论贡献;和
- Q_m 是第m个估计的精度度量

并且对于DBP类似。

22. 根据权利要求19至21中任一项所述的PHHM,其中,所述处理器适于组合从具有不紧密相关的误差的两个或更多个分析得出的SBP和DBP的估计。

23. 根据权利要求19至22中任一项所述的PHHM,其中,通过从大量测量的结果的机器学习找出最佳加权。

24. 根据权利要求19至23中任一项所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于通过计算单独估计之间的不一致来找出所得加权平均值的质量,其中,所述不一致被定义为SBP和DBP的单独估计的标准偏差。

25. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,包括SAD,所述SAD包括压力传感器,优选地是根据权利要求1至24中任一项所述的PHHM,其中,所述SAD适于压靠在手指上或者使手指压靠在其上,并且其中,所述PHHM的处理器适于对手指的旋转和/或手指的倾斜的程度进行一个或多个估计,并鉴于这些估计中的一个或两个来调整SBP和DBP的测量值。

26. 根据权利要求25所述的PHHM,其中,所述处理器适于建立一个或多个旋转估计、一个或多个倾斜估计以及SBP和DBP的最佳估计与真实动脉SBP和DBP之间的差异之间的经验

关系。

27. 根据权利要求26所述的PHHM, 其中, 如权利要求19或其任何从属权利要求所限定地找出SDP和DBP的最佳估计。

28. 根据权利要求27所述的PHHM, 其中, 所述PPHM的处理器适于使用这些经验关系来校正SBP和DBP的估计, 以给出动脉SBP和DBP的更准确估计。

29. 根据权利要求27或28所述的PHHM, 其中, 所述处理器适于使用机器学习得出所述经验关系, 以便从大量测量的结果中找出最佳校正。

30. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM, 其包括PHHCD, 在所述PHHCD中安装有包括压力传感器的SAD, 其中, 所述SAD安装在所述PHHCD上, 使得受试者的食指能够按压在所述SAD上, 从而手指能够像枪的扳机那样使用装置来在所述SAD上产生压力。

31. 根据权利要求30所述的PHHM, 其中, 所述PHHM的处理器适于提供用户能够对其响应的听觉或视觉指令, 以增加或减小所述受试者施加在所述SAD上的压力。

32. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM, 其包括能够从其得出PPG的传感器, 并且其中, 所述处理器适于处理从PPG传感器接收的信号, 以提供关于受试者是否具有心律失常的指示。

33. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM, 其包括能够从其得出ECG的电传感器和能够从其得出PPG的传感器, 并且其中, 所述处理器适于处理从ECG传感器和PPG传感器接收的信号, 以提供关于受试者是否有心律失常的指示。

34. 根据权利要求32或权利要求33所述的PHHM, 其中, 所述PHHM的处理器适于向所述用户提供听觉或视觉指令, 以通过调节施加于所述SAD或者由所述SAD施加的压力来最大化和调节所述PPG信号。

35. 一种Leman申请中公开的类型PHHM, 其包括ECG传感器和加速度计, 例如常规地包括在智能电话中的类型的加速度计, 并且其中, 所述处理器适于检测心脏对自然电信号的机械响应, 通过将所述PHHM保持抵靠在胸部并处理来自ECG传感器和加速度计的信号, 所述自然电信号触发心脏跳动。

36. 根据权利要求35所述的PHHM, 其中, 所述处理器适于收集若干次跳动上的数据。

37. 根据权利要求36所述的PHHM, 其中, 所述处理器适于收集至少10次跳动上的数据。

38. 根据权利要求35至37中任一项所述的PHHM, 其中, 所述处理器适于通过以下方式处理所述数据:

- 使来自每次跳动的数据与ECG QRS复合波同步;
- 归一化每次跳动的测量的数据; 以及
- 在若干次跳动上求和, 以提高信噪比。

39. 根据权利要求35至38中任一项所述的PHHM, 其中, 所述处理器适于通过将心脏到外周动脉的距离的估计除以PTT来找出平均脉搏波速度 (APWV)。

40. 根据权利要求39所述的PHHM, 其中, 所述PHHM适于要求用户输入比例参数, 例如所述受试者的身高。

41. 根据权利要求35至40中任一项所述的PHHM, 其中, 所述处理器适于通过Moens-Korteweg方程将APWV与平均动脉硬化相关联。

42. 根据权利要求35至41中任一项所述的PHHM, 其中, 所述PHHM包括观察所述受试者的

摄像机,并且所述处理器适于使用所述摄像机检测在所述脉冲到达面部时皮肤的颜色变化并找出其与PPG中的峰值时间之间的时间来找出PTT。

43. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中,所述PHHM包括SAD,所述SAD包括压力传感器和光学传感器,其中,所述处理器适于确定源自从PPG信号中找出的动脉光学/压力曲线(AOPC)的动脉硬度的局部估计。

44. 根据权利要求35至43中任一项所述的PHHM,其中,所述处理器适于通过处理由心脏运动导致的振动引起的信号来确定心脏功能的定时。

45. 根据权利要求44所述的PHHM,其中,所述处理器适于找出二尖瓣(MO,MC)和主动脉瓣(AO,AC)的打开和关闭时间。

46. 根据权利要求45所述的PHHM,其中,所述处理器适于使用所述打开和关闭时间来估计以下收缩诊断参数中的任何一个:

- LVET-左心室射血时间(AC-AO);
- QS2-机电收缩(AC-ECG QRS峰值)(=PEP+LVET);和
- IVCT-等体积收缩时间(AO-MC)。

47. 根据权利要求46所述的PHHM,其中,所述处理器适于确定:

- CC-收缩性系数(PEP/LVET)。

48. 根据权利要求44至47中任一项所述的PHHM,其中,所述处理器适于找出以下定时:

- RE=快速(心室)射血;和
- RF=快速(心室)充盈。

49. 根据权利要求44所述的PHHM,其中,所述处理器适于确定以下中的至少一个:

- LVFT-左心室充盈时间(从二尖瓣打开到二尖瓣关闭的时间段);
- IVRT-等体积舒张时间(AC-MO);
- RVFT-快速心室充盈时间(MO-RF);和
- MPI-心肌功能指数(IVCT+IVRT)/LVET。

50. 根据权利要求44至49中任一项所述的PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于找出、显示和/或向远程数据处理系统发送这些定时。

51. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于根据参数方程处理从压力传感器接收的信号,该信号指示压力传感器的温度,以提供与所述SAD接触的皮肤的温度估计。

52. 根据权利要求51所述的PHHM,其中,使用牛顿冷却定律和热传导定律来找出将皮肤温度与测量的数据相关的参数方程。

53. 根据权利要求51或52所述的PHHM,其中,通过回归实验结果或通过机器学习找出所述参数。

54. 一种校准由Leman申请公开的类型PHHM的温度传感器中的热电堆的方法,其使用PHHM的LED来加热热电堆的冷结点。

55. 根据权利要求54所述的方法,其中,加热的时间足够短,使得它对校准室的局部温度具有可忽略的影响。

56. 根据权利要求54或55所述的方法,其中,校准室适于确保热结点暴露于与所述校准室的其余部分处于温度平衡的黑表面。

57. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于在每次测量开始时重置压力传感器的零点。

58. 根据权利要求57所述的PHHM,其中,所述处理器适于使用紧接在所述身体部分接触所述压力传感器之前和在所述身体部分被移除之后立即从所述压力传感器获取的读数,并且这些读数之间的差用于在测量期间任何时候插值零值的近似值。

59. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中,所述PHHM适于能够通过针对由所述PHHM中的参考压力传感器测量的环境压力跟踪测量值来检测和校正压力信号相对于压力的灵敏度变化。

60. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,包括用于测量施加于身体部分或者身体部分施加于PHHM的压力的磁致动器,其中,所述磁致动器移动比进行测量所需的大得多的距离的能力用于操作杠杆,使得致动器的大的运动转换为按钮的小运动,但具有更大的力。

61. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中,所述处理器适于使用贝叶斯方法来组合数据以给出受试者的身份的估计,其中,贝叶斯方法利用权利要求38至50中提到的数据来改进估计。

62. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中,所述PHHM适于邀请用户输入在测量时受试者正在做什么的陈述。

63. 根据权利要求62所述的PHHM,其适于显示可能的活动—例如步行、进食、站立—和环境的表,可选地具有没有文本的条目以允许其它内容被记录,其中一个能够由用户选择。

64. 根据权利要求63所述的PHHM,其中,所述PHHM适于将用户做出的选择和用户输入的任何陈述连同在测量期间记录的数据一起发送到远程数据处理系统以用于后续分析。

65. 根据权利要求64所述的PHHM,其中,所述远程数据处理系统或PHHM适于根据非静息状态下的测量值估计静息BP,并且所述PHHM适于显示结果。

66. 根据权利要求64或65所述的PHHM,其中,所述PHHM适于使用从其携带的传感器得出的数据来检测所述受试者在行走或跑步时所采取的每一步,并且适于利用所述选择来传输这些数据。

67. 一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中,所述PHHM的处理器适于向用户显示受试者的测量值与一般人口的统计数据相比为如何的指示。

个人手持检测器

1. 技术领域

[0001] 本发明涉及个人手持监测器,用于从由该个人手持监测器收集的数据中得出与受试者的健康有关的参数的一个或多个测量值。

[0002] 2. 缩写

[0003] 在本申请中,使用以下缩写:PHHM-个人手持监测器;SAD-信号采集装置;PHHCD-个人手持计算装置;BP-血压;DBP-舒张压;SBP-收缩压;PPG-光体积描记器或光电体积描记图;ECG-心电图;SCG-心震图;PEP-射血前期。

[0004] 本文使用的PHHM包括SAD和PHHCD。通常,SAD仅适于获取和调节信号,然后信号由PHHCD中的处理器处理或PHHCD利用其通信以得出与受试者的健康相关的一个或多个参数。

[0005] 术语“受试者”是指其个人健康数据正在被收集的人。术语“用户”是指使用PHHM来收集个人健康数据的人。用户可以是受试者或可以是另一个人,例如医疗保健专业人员、家庭成员或朋友,其使用或帮助受试者使用PHHM来收集受试者的个人健康数据。

3. 背景技术

[0006] Lemn Micro Devices SA(莱曼微设备有限公司)名下的W02013/001265公开了一种PHHM,其包括用于获取信号的SAD,该信号可用于得出与受试者健康相关的参数的测量值,所述SAD与PHHCD集成。W02013/001265还公开了一种SAD,其适于与PHHCD集成以形成如其中所述的PHHM。W02013/001265在其“背景技术”部分中提供了申请人当时意识到的现有技术的评论。W02013/001265包括涉及通过将SAD压靠在身体部分的仅一侧上或者通过将身体部分的仅一侧压靠在SAD上来测量受试者的BP的公开内容。SAD可包括充盈有流体的垫,在流体中定位有用于确定流体中的压力的传感器。

[0007] 同样在Lemn Micro Devices SA名下的W0 2014/125431公开了一种PHHM,其包括用于获取信号的SAD,该信号可用于得出受试者的BP的测量值,所述SAD与PHHCD集成。SAD包括血流阻塞器件,其适于压靠在身体部分的仅一侧上或使身体部分的仅一侧压靠在其上,用于测量由身体部分施加或施加于身体部分的压力的器件,以及用于检测通过与血流阻塞器件接触的身体部分的血流的器件。血流阻塞器件包括PHHM的外表面的至少一部分,并且借助于柔性且基本上不可压缩的凝胶来感测压力,凝胶中浸没有压力传感器。压力传感器适于向PHHCD的处理器提供电信号。血流阻塞器件的表面可以是鞍形的。

[0008] 也在Lemn Micro Devices SA名下的国际专利申请No.PCT/EP2015/079888公开了一种用于获取信号的SAD,该信号可用于得出受试者的BP和任选的一种或多种其它生命体征的测量值,所述SAD包括:适于位于PHHCD或计算系统的手持部件上的壳体;柔性且基本上不可压缩的凝胶,其位于壳体中,使得当壳体位于PHHCD或手持部件上时,凝胶的开放表面可用来压靠在受试者的身体部分上或使受试者的身体部分压靠在其上;压力传感器,嵌入柔性且基本上不可压缩的凝胶中,该传感器适于提供指示施加于开放表面或由开放表面施加的压力的电信号;用于当向开放表面施加压力或通过开放表面施加压力时检测受试者身体部分中血液流动的器件,该血流检测器件位于壳体上或柔性且基本上不可压缩的凝胶

中;和用于接收来自压力传感器和血流检测器件的电信号并用于将指示压力和血流的电信号传输到PHHCD的处理器或计算系统的器件。该申请还公开了包含SAD的PHHM以及用于收集和/或处理数据以获得与受试者的健康相关的参数—特别是受试者的BP—的测量值的方法。

[0009] W02013/001265、W02014/125431和国际专利申请No. PCT/EP2015/079888 (统称为“Leman申请”)公开了PHHM,其取决于SAD或PHHCD中包括哪些特征,可以同时产生几个准确的与受试者健康相关的参数—包括BP (SBP和DBP)、PPG、施加于从其发现PPG的动脉的压力和ECG—的测量值有关的数据流。它们还示出了可如何处理该数据流以提供与受试者健康状况相关的测量值。

[0010] 上面引用的Leman专利申请公开了许多相关发明,这些发明可以单独使用或一起使用以便可以获得可提供与受试者健康相关的一个或多个参数的测量值的PHHM。在上面引用的Leman专利申请中公开的发明统称为“现有的Leman发明”。

[0011] 现有的Leman发明可以为使得低成本的可以进行受试者健康相关的参数的测量的PHHM广泛可用的问题提供强有力的解决方案。但是,仍有一些领域可以进行改进。特别是,根据现有的Leman发明,有些人发现很难操作PHHM,根据现有的Leman发明的PHHM将会受益于更高的准确性和适应性,更高的准确性和适应性扩展了可由根据可以进一步发展的PHHM测量的健康相关参数的范围。

4. 发明内容

[0012] 本发明应对现有Leman发明的其中可以进行改进的某些领域,同时保持现有Leman发明的特殊性质,其允许SAD小且足够便宜以结合到智能电话中以提供可以实现医疗准确性和易于使用的PHHM。

[0013] 重要的是要认识到现有的Leman发明的很大价值在于它们的完整性和连贯性。现有的Leman发明的好处来源于如下事实:它们共同解决了PHHM的所有挑战,使其无处不在。由现有的Leman发明限定的SAD可以结合到许多PHHCD中,特别是许多智能电话中,并且智能电话中的其它创新(例如摄像机或导航)的证据在于一旦出现这些创新,它们会适用于每个智能电话。通过在单个PHHM中提供许多测量,将SAD结合到智能电话中的成本和不便在所有这些测量上摊销。通过在现有的Leman发明中包括制造和校准PHHM的新颖方法,降低了成本。总之,这些产生了对智能电话制造商具有吸引力的封装,因此将导致广泛采用,这容许驱动降低成本并广泛分配医疗效益。

[0014] 下面提到的本发明的每个方面都结合在PHHM的每个实施方案中并非必要,但优选结合它们中的全部或大部分,以使PHHM的价值最大化。因此,这里描述的方面应当被以单个发明的方面来看待,尽管它们是若干独立权利要求的主题,并且各个方面可以以任何或所有可能的组合使用。

5. 附图说明

[0015] 参考附图,仅通过非限制性示例示出了如下所述的本发明的各个方面,其中:

[0016] 图1示出了典型的记录数据和被分析的区域;

[0017] 图2示出了Loess插值的使用;

[0018] 图3示出了不连续性的检测;

[0019] 图4示出了可如何使用包括结合到智能电话中的SAD的PHHM来创建触发动作,将智能电话保持在左手中并且将右手食指放置在SAD上;

[0020] 图5显示了影响手的位置的几何因素;

[0021] 图6显示了具有心律失常的ECG迹线;

[0022] 图7显示了同步EGG和PPG迹线;

[0023] 图8显示了具有心律失常的同步ECG和PPG迹线;

[0024] 图9显示了测量的同步ECG、PPG和BCG信号;

[0025] 图10显示了图8的数据,其中标记了PEP和PTT;

[0026] 图11显示了舒张期和收缩期时PPG信号对透壁压力的曲线图;

[0027] 图12显示了从舒张期到收缩期PPG的测量的变化对其预测值的曲线图,其中使用优化的幂定律进行了预测;

[0028] 图13示出了可以从测量数据中发现的一些瓣膜定时;且

[0029] 图14示出了实现磁性装置的杠杆的一种方式。

[0030] 第一方面-跳动数据的增强

[0031] 在本发明的第一方面,包括SAD(该SAD包括光学传感器和压力传感器)的PHHM的处理器,如在上文参照的Leman申请中的任一个中所公开的,适用于分析测量的光学和压力数据,这些数据可通过将PHHM施加于身体部分或将身体部分施加到PHHM而获得,优选地如下面在第五方面中所述,从而心脏的每次跳动由图1中所示的特征的至少一个或图1中所示的特征中的两个或多个的任意组合来表征,其中实线是记录的红外光信号,粗虚线是相应的记录的压力信号,并且细虚线标记为每个特征所发现的值,指定为如下:

[0032] • TD 101和TS 104,舒张期和收缩期时间;

[0033] • PD 105和PS 106,TD和TS时的测量压力;

[0034] • PPD 103和PPS 102,在TD和TS时的测量PPG信号;

[0035] • ACD,曲线的区域107中的光信号的高频分量,区域107是TD之前的区域;

[0036] • SHAPED,曲线的区域107中的光信号曲线图的曲率的度量,区域107是TD之前的区域;

[0037] • SHAPES,曲线的区域108中光信号曲线图的曲率的度量,区域108是TS之后的区域;

[0038] • DUTYCYCLE,光信号值的位于直线109上方的一部分,直线109从一个PPG槽的下降边缘的半高度到下一个PPG槽的下降边缘的半高度来构建。

[0039] 测量ACD是有用的,因为这利用了光信号的波动,其可能由动脉壁的不稳定性和/或血流中的湍流引起。

[0040] 优选地,光信号是红外信号,如Leman申请中所解释的。

[0041] PPG信号因为动脉在每次脉动上扩张而产生的。该扩张导致横截面积的变化,并因此引起光学系统视场内的血液体积的变化。这引起由(PPS-PPD)给出的PPG信号的变化,在Leman申请中详细描述了(PPS-PPD)并将其称为deltaPPG。收缩期和舒张期之间测量压力的差异由(PS-PD)给出,(PS-PD)称为deltaP,并且也因为动脉扩张而出现。

[0042] 压力信号受到测量误差的影响,测量误差主要由被压靠在压力传感器上的身体部分的肌肉行为引起,这导致deltaP比deltaPPG更充满噪声。在合理的近似值下,deltaPPG与

基础或无噪声 ΔP 成比例。因此， ΔPPG 可用于找出 ΔP 的独立且噪声较小的估计。PHHM的处理器适于为每个脉冲提供三个压力值： PD ， PS 和 q ，其中 q 是来自缩放 ΔPPG 的 $(PS-PD)$ 的估计。 PD 和 PS 可以变换为 PM ，其中 $PM = (PD+PS) / 2$ ，以及 L ，其中 $L = (PS-PD)$ 。由于两个原因，这种转变很有价值。第一个是 PM 是一个有用的分析参数，因为它随着压力的变化比 PD （在DBP上有快速变化）或 PS （在SBP上有快速变化）更平滑。第二个是通过将测量的 $(PS-PD)$ 值与值 q 组合可以增强 L 的准确性。

[0043] 此外，已经发现，使用Leman申请中描述的发明， PD 和 PS 不会随着脉冲数（因而随着时间）而单调地改变。W02013/001265阐述了（第23页第4行）：与传统的血压计不同，可以以任何量级以及适合于已知的数学方程的数据来在压力范围内检测流量。优选地，处理器适于通过将测量数据或从其得出的参数插值到规则网格上来以任何量级接受数据。优选地，处理器适于采用非参数回归算法，例如Loess回归（参见，例如，<http://www.statisticshowto.com/lowess-smoothing/>），用于插值。方便的是针对 PM 将测量数据或从测量数据得出的参数进行映射，并且通常在测量压力范围内插值200量级个点。图2所示的这样的曲线图将被称为“Loess曲线图”，但是对于本领域技术人员显而易见的是，可以使用其它回归/插值方案，包括简单地分析测量数据而没有回归或插值的优点。

[0044] 第二方面-DBP和SBP的估计的提取

[0045] 从Loess曲线图中提取DBP和SBP是寻找压力波形的一个特例，原因在于它只在该波形上寻找两个点-其最小值（DBP）和其最大值（SBP）。W02014/125431，第28页，第6至21行教导了存在两种找出压力波形的独立方法。方法1利用光学数据曲线（对应于 $(PPD-PPS)$ 数据）的形状；方法2利用当动脉中的压力超过或低于受试者施加的压力时的事件的定时。

[0046] 优选地，PHHM的处理器适于分别或组合地使用两种方法对测量数据进行若干分析。 PPD ， PPS ， ACD ， ACS ， $SHAPED$ ， $SHAPES$ 和 $DUTYCYCLE$ （及其组合）可以全部用作针对 PD ， PS 或 PM 的曲线图的数据，以供进一步分析，并且该曲线图可以是测量的数据或其Loess插值。优选地，处理器适用于进行六次此类分析。优选地，处理器适于从分析中提取SBP，DBP和 $(SBP-DBP)$ 中的一个或多个。

[0047]

	使用的曲线图	找出的(一个或多个)特征	Loess?	指示	方法
1	ACD 对 PD	最小二阶导数	是	DBP	1
	ACD 对 PS	最大二阶导数		SBP	
2	PPD-PPS 对 PM	最大一阶导数	是	DBP	1
	PPD-PPS 对 PM	最小一阶导数		SBP	
3	PPD-PPS 对 PM	不连续性 (如下文限定)	否	DBP	1
	PPD-PPS 对 PM			SBP	
4	DUTYCYCLE 对	最小二阶导数	是	DBP	2
	PM	最大二阶导数		SBP	
5	SHAPED 对 PD	最小二阶导数	是	DBP	1 和 2
	SHAPES 对 PS	最大二阶导数		SBP	
6	PPD 对 PD, PPS 对 PS	等效点之间的压力	否	SBP-DBP	1

[0048] 通过分析没有插值的各个跳动,可以找出被称为不连续性的特征。这个过程如图3所示,其中可以清楚地看到DBP的不连续性。

[0049] 每个分析都涉及将数据拟合到法则或曲线。优选地,通过找出测量的数据与预期曲线匹配紧密程度来计算拟合精度,并且计算的精度可以用作分析质量的指标。

[0050] 优选地,使用具有最佳精度的分析来指示SBP和DBP。

[0051] 第三方面-估计的组合

[0052] WO 2013/001265和WO 2014/125431教导了通过组合使用不同技术进行的估计可以提高BP估计的准确性。第16和43页分别呈现了技术的一些组合。

[0053] 本发明的第一和第二方面表明,可以对SBP和DBP进行若干估计并计算每个的精度指示。优选地,PHHM的处理器适于将它们组合以找出SBP和DBP中的每一个的最准确估计。

[0054] 优选地,通过计算单独估计的加权平均来找出该组合,其中权重由以下确定:

[0055] • 各自可以对结果做出的理论贡献的经验分析;和

[0056] • 各自的指示精度。

[0057] 优选地,加权平均值采用以下形式:

$$[0058] \text{SBP} = \sum_{m=1 \text{ 到 } n} (\text{SBP}_m * \text{W}_m * \text{Q}_m) / \sum_{m=1 \text{ 到 } n} (\text{W}_m * \text{Q}_m)$$

[0059] 其中:

[0060] • SBP_m 是SBP的第m个估计;

[0061] • W_m 是归因于该第m个估计的权重,表示其理论贡献;并且

[0062] • Q_m 是第m个估计的精度度量,

[0063] 并且对于DBP情况类似。

[0064] 显然,如果由于任何原因,算法不能提取第 m 个估计的合理值,则其可以将权重 W_m 设置为零。在所有权重都设置为零的情况下,算法返回一条消息,表明它无法分析数据。

[0065] 对各自可以做出的理论贡献的经验分析需要基于SBP和DBP的许多独立测量的结果,并且必须考虑每个分析的内在准确性及其与其它分析的相关性两者。因此,从具有紧密相关的误差的两个分析得出的SBP和DBP的估计可能是相似的,因此从两者中几乎不能获得任何东西,而具有相关性差的误差的两个分析可以通过取它们的加权平均而得到极大改善。可以以分析方式找出最佳加权,但是优选地,使用机器学习来找出最优值。

[0066] 优选地,PHHM的处理器适于通过计算单独的估计之间的不一致(discord)来找出所得加权平均值的质量。优选地,不一致被定义为SBP和DBP的单独估计的标准偏差。

[0067] 第四方面-手指位置的校正

[0068] 动脉所经受的压力受其相对于PPHM的压力传感器的位置的影响。有两个主要影响:

[0069] • 动脉可以横向移位,例如因为手指绕其长轴旋转。这将具有使动脉处的压力低于压力传感器处的压力的效果,因此将导致发生阻塞时的测量的压力高:该影响可被称为“旋转”并且被示出在图4中;以及

[0070] • 手指可以绕并平行于其上安装有SAD的PHHCD的面旋转,或者手指可以移位,使得第二指节中的骨的弯曲压靠在PPHM上。这两者都将导致发生阻塞时的测量的压力低:这种影响可称为“倾斜”,并且也在图4中示出。

[0071] 优选地,PHHM的处理器适于在任何SBP和DBP测量中估计旋转和/或倾斜的程度。PCT/EP2015/079888教导了可以通过几种不同的方法估计旋转大小。优选地,如第0143至0145段所述,从已经测量的数据来估计旋转。优选地,PHHM的处理器适于进行一个或多个这样的旋转估计和/或类似地进行一个或多个倾斜估计。旋转和倾斜的这样的估计被称为“校正”。

[0072] 优选地,处理器适于建立一个或多个校正的值之间以及根据本发明第三方面找出的SBP和DBP的最佳估计与相应的SBP和DBP的真实值之间的差异的经验关系。优选地,PHHM的处理器适于使用这些经验关系来校正根据第三方面得出的SBP和DBP的估计,以给出更准确的SBP和DBP估计。优选地,使用从大量测量结果的机器学习来得出经验关系。

[0073] 第五方面-施加于身体部分

[0074] 根据本发明的第五方面,提供了一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其包括其中安装有SAD的PHHCD,其中SAD安装在PHHCD上以允许用户容易且准确地操作。在之前的Leman申请中,教导了用户应该将受试者的身体部分压靠在SAD上或者将SAD压靠在受试者的身体部分上。优选地,根据本发明的该方面,身体部分是食指并且装置如下所述地配置,使得用户可以通过像枪的扳机那样使用装置来产生压力。

[0075] 与向下按压手指的一侧相比,这是更自然的动作,且其确保动脉周围存在软组织垫,以提供更恒定的压力场,这两者都会导致更准确和更容易的测量。

[0076] 这在图4中示出。SAD结合到智能电话的顶部,其握在左手中。右手的食指放在SAD上,中指骨的中心压靠在SAD上。优选地,PHHM适于提供用户可对其响应以通过调节手指被按压在装置上多强来增加或减小压力的听觉或视觉指令,如W02013/001265,第23页第6行中所述。

[0077] 图5显示了为实现此目的必须调整的几何因子。SAD显示为凹口501。必须选择SAD与拇指球所处所在的PHHCD边缘的距离502以及SAD的斜率503以适合手的平均尺寸和动脉的典型位置。如果正确地这样做了,则受试者将手指拉向拇指球并在包含动脉的手指区域上产生压力。

[0078] 第六方面-心律失常的检测

[0079] 本发明提供了Leman申请中公开的类型PHHM,其已经适用于处理来自SAD中的传感器的数据流,使得可以从那些数据流得出与受试者的健康相关的其它参数。本发明的PHHM可以使用通常在PHHCD中找到的传感器,或者可以使用特别结合到SAD中的传感器。PHHM的处理器适于处理来自这些传感器的数据流,以提供与受试者健康相关的参数(一个或多个)的测量。本发明的PHHM的处理器适于集成来自各种传感器的数据流,以对与受试者的健康相关的参数(一个或多个)进行可靠和有效的测量。本发明的PHHM可以利用SAD与PHHCD的集成来利用来自SAD和来自PHHM内的PHHCD的同时数据流。

[0080] 如Leman申请中所公开,本发明的PHHM优选地适于指示用户调整施加于SAD的压力。

[0081] 可以使用来自PHHM的ECG信号来检测心律失常(例如,参见“Smartphone-enabled ECG devices effective at detecting arrhythmias in children(有效检测儿童心律失常的智能电话使能的ECG装置)”,*Cardiology Today*,2014年6月10日)。节奏的变化仅从心跳的定时检测。这在图6中示出,其中第二和第三跳动之间的间隔比正常短。

[0082] 根据本发明的第六方面,提供了一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其包括传感器,可以从该传感器得出PPG,并且其中处理器适于处理从PPG传感器接收的信号,以提供关于受试者是否具有心律失常的指示。

[0083] 优选地,传感器是可以从其得出ECG的电传感器,和可以从其得出PPG的传感器,并且其中所述处理器适于处理从ECG传感器和PPG传感器接收的信号,以提供关于受试者是否具有心律失常的指示。

[0084] Solosenka等人的“Automatic premature ventricular contraction detection in photoplethysmographic signals”(光体积描记信号中的自动心室早期收缩检测)”(生物医学电路与系统会议(BioCAS),2014IEEE),展示了过早跳动如何导致由该跳动泵送的血液体积减少并且错过的跳动导致在下一跳动上泵送的血液量增加。这在图7和8中示出。在图7中,上部迹线是ECG的表示,下部迹线是PPG的表示(被颠倒,因为它就是这样测量的)。在图7中,没有心律失常。图8示出了过早跳动以及对PPG信号的影响。

[0085] 通过使用ECG传感器或PPG传感器识别定时误差,以及可以从来自PPG传感器的信号中确定的对血液体积的随后的影响,可以使用本发明的PHHM更可靠地检测和分类心律失常。PHHM优选地适于向用户提供听觉或视觉指令,以通过调节施加于SAD或由SAD施加的压力来最大化和调节PPG信号。PHHM的使用ECG和PPG信号的组合的调适性,以及测量和控制施加于动脉的压力的能力,允许更可靠地检测和分类心律失常。

[0086] 第七方面-动脉硬度的估计

[0087] 动脉硬化是心血管健康的有价值的诊断。

[0088] WO 2013/001265教导了可以使用声学传感器(例如智能电话的麦克风)在PHHM中检测心脏对触发心脏跳动的自然电信号的机械响应。智能电话中常规包括的另一传感器是

加速度计。

[0089] 根据本发明的第七方面,提供了一种Leman申请中公开的类型PHHM,其包括ECG传感器和加速度计,其中处理器适于检测心脏对自然电信号的机械响应,通过将PHHM保持在胸部并处理来自ECG传感器和加速度计的信号,该自然电信号触发心脏跳动。如此得出的加速度计信号通常被称为心震图(SeismoCardioGram,“SCG”)。

[0090] 同时测量ECG、PPG和SCG信号的典型结果如图9所示,其中SCG信号是与智能电话的长轴对齐的分量,而智能电话的基部对着胸骨保持。对于本领域技术人员来说显而易见的是,智能电话可以抵靠在当心脏泵送时振动的其它身体部分上,并且可以测量其它分量或分量的组合。

[0091] 优选地,通过处理超过几次跳动,有利地超过10次或更多跳动,来获得图9中所示的数据。优选地,信号处理方案包括:

[0092] • 使来自每次跳动的数据与ECG QRS复合波同步;

[0093] • 归一化每次跳动的测量数据;以及

[0094] • 在若干次跳动,有利地超过10次或更多次跳动上求和,以便提高信噪比。

[0095] 不超过一分钟的记录时间段就足以收集如图所示的数据。

[0096] 图10显示了与图9相同的数据,但指示了两个特征。ECG中的峰值与SCG中的第一峰值之间的间隔是射血前期(PEP),其是心脏的触发和肌肉的响应之间的间隔。PEP结束与PPG峰值之间的间隔是脉冲传输时间(PTT),其是压力波到达在其处测量PPG的外周动脉所花费的时间。

[0097] 优选地,处理器适于通过用心脏到外周动脉的距离估计除以PTT来找出平均脉搏波速度(APWV)。可以通过要求用户输入诸如受试者的身高的比例参数来进行这样的估计。优选地,处理器适于通过Moens-Korteweg方程将APWV与平均动脉硬度相关联,如例如在Painter的“The velocity of the arterial pulse wave:a viscous-fluid shock wave in an elastic tube(动脉脉搏波的速度:弹性管中的粘性流体冲击波)”*Theo Biol Med Model*;5:15中所述。

[0098] 备选地,处理器适于使用智能电话中的摄像机(所谓的“自拍”摄像机)来找出PTT,所述摄像机的对受试者进行观察以在脉冲到达脸部时检测皮肤的颜色变化并找出此时与PPG中的峰值时间之间的时间。在这种情况下,相关的长度标度是从颈动脉到外周动脉的距离。

[0099] 优选地,PHHM的处理器还适于找出动脉硬度的局部估计。WO2014/125431,第37页,第24行及以下教导了可以使用PPG信号来找出动脉的腔面积和动脉中的压力之间的关系,其被称为动脉光学/压力曲线(AOPC)。这种关系可以用幂定律近似。幂定律的指数是动脉刚度的直接量度。通常,对于僵硬的动脉,AOPC的指数为0.25,对于柔软的动脉指数为0.45。

[0100] 处理器可以适于通过两种方法中的任何一种直接找出AOPC的指数。

[0101] 图11示出了第一种方法。这是绘制瞬时PPG对PTMP(透壁压力)的曲线图结果。PTMP针对舒张期PPG值由(DBP施加压力)给出,且针对收缩期PPG值由(SBP施加压力)给出。

[0102] 图12显示第二种方法,它使用舒张期和收缩期PPG之间的差异。垂直轴是测量的差异,水平轴是呈现幂定律的预测差异。该图是迭代搜索的结果,用于找出最接近通过原点的直线的点的指数。

[0103] Westerhof等的“Snapshots of hemodynamics (血液动力学快照)”(第2版,纽约:斯普林格中;2010)中的“Cardiac muscle mechanics (心脏肌力学)”显示了外周动脉较小,壁厚较大且比主动脉更硬。因此,根据该幂定律得到的局部脉搏波速度应高于平均脉搏波速度。与各自相比,这两者一起提供了关于受试者的心脏健康的更多信息。

[0104] 第八方面-心输出的估计

[0105] 根据本发明的第八方面,提供了一种在Leman申请中公开的类型PHHM,其中处理器适于处理来自ECG和PPG传感器和加速度计的信号以确定心输出的度量。

[0106] 从本发明第七方面所述的一个或多个动脉硬度度量中,可以找出心输出的估计,这是心血管健康的进一步诊断。Vardoulis等人的“On the estimation of total arterial compliance from aortic pulse wave velocity (关于从主动脉脉搏波速度估计总动脉顺应性)”(Ann.Biomed.Eng.,2012;40:2619-2626)显示了Bramwell-Hill方程如何给出总动脉顺应性。Papaioannou等人的“The systolic volume balance method for the noninvasive estimation of cardiac output based on pressure wave analysis (基于压力波分析的无创心输出估计的收缩体积平衡方法)”(Am.J.Physiol,Heart Circ.Physiol,302:H2064-H2073,2012)示出了如何通过用扩张动脉中保持的血液体积来平衡来自心脏的流从而找出心输出。

[0107] 优选地,PHHM的处理器适于使用这些动脉硬度的估计来估计心输出。

[0108] 第九方面-心脏功能的定时

[0109] 本发明的第九方面是根据Leman申请的PHHM,其中处理器适于通过处理由心脏运动引起的振动导致的信号来确定心脏功能的定时。图13使用与图8和图9中所示相同的数据,但已标记了附加特征。找出二尖瓣(MO,MC)和主动脉(AO,AC)瓣的打开和关闭时间,且它们可用于估计几个收缩期诊断参数:

[0110] • LVET-左心室射血时间(AC-AO);

[0111] • QS2-机电收缩(AC-ECG QRS峰值)(=PEP+LVET);和

[0112] • IVCT-等体积收缩时间(AO-MC);

[0113] 从中可以找出:

[0114] • CC-收缩性系数(PEP/LVET)。

[0115] 可以找出的另外两个收缩期参数是以下的定时:

[0116] • RE=快速(心室)射血;和

[0117] • RF=快速(心室)充盈。

[0118] 这些收缩期参数对心力衰竭,甲状腺毒症,主动脉瓣关闭不全,主动脉瓣狭窄,高血压,动脉导管未闭和心脏淀粉样变性具有诊断价值。

[0119] 还有一些舒张期参数可被找出,包括:

[0120] • LVFT-左心室充盈时间(从二尖瓣打开-二尖瓣关闭的时间段);

[0121] • IVRT-等体积舒张时间(AC-MO);和

[0122] • RVFT-快速心室充盈时间(MO-RF),

[0123] 它们对于诊断心绞痛,心肌病和高血压可能是有价值的。

[0124] 另一个有价值的参数是:

[0125] • MPI-心肌功能指数(IVCT+IVRT)/LVET。

[0126] 它与心率和BP无关,且对于包括充血性心力衰竭,扩张性心肌病,心脏淀粉样变性在内的许多疾病具有诊断价值。

[0127] 显然,心脏运动引起的振动定时一相对于ECG和PPG的定时,具有相当大的诊断价值。优选地,PHHM的处理器适于找出、显示和/或向远程数据处理系统发送这些定时。

[0128] 第十方面-估计身体部分的温度

[0129] Leman申请公开的PHHM适于通过阻塞可在身体部分,优选食指中适当接近的动脉来测量BP。如果它们太冷,则动脉系统中的调节机制可能限制血液流向手指。尽管血流中的小限制对所测量的BP几乎没有影响,但是在评估测量质量时需要考虑手指的温度,且如果其太冷,则会抑制结果。

[0130] 当使用Leman申请的PHHM时,身体部分(典型地为手指)的皮肤,与其中浸没有压力传感器的基本上不可压缩的凝胶紧密接触。压力传感器通常距离凝胶表面约1mm,且其温度非常紧密地遵从身体部分皮肤的温度。然而,当皮肤压靠在PHHM上时皮肤的温度发生变化,因为两个原因:

[0131] • PHHM使皮肤与周围空气的冷却效果隔离,因此由于热量通过血流对流进入皮肤而温度升高;

[0132] • 流过PHHM的部件的电流一由通过ASIC和LED而使LED发光的电流主导,加热凝胶。

[0133] Leman申请教导可以通过测量其总阻抗来测量压力传感器的温度。ASIC适于生成这些数据,并且PHHCD的处理器适于使用该数据来校正测量的压力。优选地,考虑由通过LED的电流产生的发热率,通过测量皮肤施加于凝胶上之后压力传感器的温度变化来找出皮肤的初始温度。

[0134] 优选地,牛顿冷却定律和且热传导定律用于找出将皮肤温度与这些测量数据相关联的参数方程。优选地,通过回归实验结果、通过分析或通过机器学习来找出参数。

[0135] 第十一方面-热电堆的校准

[0136] Leman申请公开的PHHM可以包括检测红外辐射的温度传感器并且可以用于测量体温以及用于其它测量。传统的红外温度传感器使用热电堆,其一组结点(junction) (“热结点”)暴露于入射的红外辐射,而其另一组 (“冷结点”)被假定处于SAD的环境温度。(不要求热结点比冷结点更热;这些只是传统上应用于它们的术语。)环境温度本身由另一个传感器(通常是热敏电阻)检测。生产公差要求热电堆和热敏电阻两者都要被单独校准。

[0137] Leman申请公开了一种校准系统,通过将压力传感器暴露在一定的环境压力和温度范围内来校准压力传感器。优选地,通过在将其值记录为温度的函数的同时校准热敏电阻。

[0138] 热电堆的校准需要将其暴露于来自于处于已知温度的表面的红外辐射,该已知温度不同于SAD的环境温度。众所周知(参见例如专利US-A-4440716),这可以通过向温度传感器添加加热器来完成,使得可以在将热结点暴露于具有固定温度的表面的同时改变环境温度。热电堆对温度的灵敏度可以通过测量作为加热器引起的温度变化的函数的热和冷结点之间的电压变化来找出,温度变化本身可以由热敏电阻测量。

[0139] 本文公开的发明采用类似的方法,但使用PHHM的LED来引起加热。优选地,加热时间足够短,使得它对校准室的局部温度具有可忽略的影响。优选地,校准室适于确保热结点

暴露于与校准室的其余部分处于温度平衡的黑表面。

[0140] 第十二方面-监测压力传感器的校准

[0141] 在Leman申请中指出,优选的是,SAD中使用的压力传感器是单独校准的,以确保它给出准确的读数。基本上不可压缩的凝胶的老化和湿度的变化可以导致校准的零值改变,其中零值被定义为来自压力传感器的在固定环境压力下的信号。优选地,这通过测量相对于紧接在身体部分被放置在压力传感器上之前其值的由身体部分引起的压力来补偿。如果零值的变化与测量BP的时间(通常小于一分钟)相比较慢,则它们对估计的BP没有影响。

[0142] 压力传感器的温度在测量BP的过程中发生变化。温度传感器的校准设计用于补偿温度变化,但这种校准可能并不完美。优选地,PHHM的处理器还适于在移除身体部分之后立即测量来自压力传感器的值。优选地,该值与紧接在身体部分被放置在压力传感器之前获得的值之间的差值被用于在测量期间的任何时间可以插值对零值的近似值。

[0143] 优选地,PHHM还适于能够检测和校正压力信号相对于压力的灵敏度的变化。许多PHHCD包括参考压力传感器,其可以给出环境压力的准确估算。环境压力的值随着天气和海拔高度而变化。优选地,PHHM适于记录来自参考压力传感器的环境压力和未施加于身体部分时由SAD测量的压力并且经常记录两个测量的压力。这可以是每次使用PHHM,或者其可以自动完成,也许每天一次。

[0144] 优选地,PHHM的处理器适于在环境条件改变时关联两个测量的压力,以检查SAD中的压力传感器的灵敏度保持在公差内。优选地,根据变化的大小,PHHM的处理器适于通过校正SAD中的压力传感器的读数,警告用户潜在的错误或抑制测量,并警告用户必须将SAD返回给制造商进行重新校准,来响应任何这样的改变。

[0145] 第十三方面-电磁杠杆

[0146] PCT/EP2015/079888公开的PHHM的第三方面教导了可以使用磁致动器来测量施加于身体部分的压力或者身体部分施加于PHHM的压力。与使用嵌入柔性凝胶中的常规压力传感器相比,该方法具有若干优点,但是它需要强磁场来实现必要的力。它通过将按钮保持在恒定位置来操作,这并不利用磁致动器移动相当大的距离—对于所呈现的设计大约一毫米或更多—的能力。

[0147] 根据本发明的第十三方面,磁致动器移动比进行测量所需的大得多的距离的能力用于操作杠杆,使得致动器的大的运动转换成按钮的小运动但具有更大的力。

[0148] 图14显示了本发明该方面的实施例。按钮1401在其上附连有两个杠杆臂1402。它们安放在两个支点1403上并连接到铁磁材料的杆1404上。导线的线圈1405围绕杆1404。杆1404在线圈1405中滑动并向下拉动杠杆臂,这导致按钮上升。

[0149] 第十四方面-改进的识别

[0150] PCT/EP2015/079888教导可以从自SAD获得的数据识别用户。它确定了可以使用的数据的几个特征,并教导可以采用贝叶斯方法将它们组合以给出更准确的身份估计。

[0151] 贝叶斯方法的一个优点是它允许包括更多数据。根据本发明的第十四方面,可以在贝叶斯估计器中使用在本发明的第九方面中定义的参数,以提高识别的准确性。

[0152] 第十五方面-非静息BPC

[0153] 常规医疗实践使用静息BP作为诊断。当患者平静地坐着,背部受支撑并且脚平放在地板上而放松3分钟时,测量静息BP。任何与此状态的偏差都可能导致BP发生重大变化。

巴西心脏病学会进行的广泛研究(Arc Braz Cardiol 85,2005年7月2日,<http://dx.doi.org/10.1590/S0066%AD782X2005002100001IV>)发现了SBP中30mmHg的范围和23mmHg的DBP范围,取决于正在进行的活动。对在非静息状态下进行测量的装置(包括连续测量)存在很大的兴趣,但是医学实践很难解释它们的重要性。

[0154] 优选地,PHHM包括用于用户的指令,以遵循用于测量静息BP的方案。但是,用户很可能将会在其他条件下进行测量。优选地,PHHM的处理器适于邀请用户输入在测量时受试者正在做什么的陈述。优选地,PHHM显示可能的活动和环境的表,例如步行,进食,站立,可选地具有允许其它内容被记录的没有文本的条目,其中之一可以由用户选择。

[0155] 优选地,用户进行的选择和用户输入的任何陈述与测量期间记录的数据一起发送到远程数据处理系统以供后续分析。许多PHHCD使用从它们携带的传感器得到的数据来检测受试者在行走或跑步时所走的每一步。指示受试者当前活动的其它数据可以源自来自PHHCD中的一个或多个麦克风的信号,加速度计测量的振动分析和来自所包括的任何其它传感器的信号。优选地,任何或所有这样的数据也被发送到远程数据处理系统。

[0156] 优选地,远程数据处理系统允许用户生成在可以提供给受试者的医疗执业者的非静息状态下进行的BP测量的概要。

[0157] 优选地,远程数据处理系统使用已知的科学数据,例如上面提到的巴西数据,以在非静息状态下从测量结果估计静息BP,并将结果返回给受试者。一旦证实了这一点,PHHM的处理器可以适于在本地进行该分析。

[0158] 远程数据处理系统将在许多不同条件下建立来自许多不同受试者的测量BP的大型数据库。优选地,分析该数据库以根据在非静息状态下进行的估计找出更好的静息BP估计。优选地,分析使用回归算法和/或机器学习来找出测量的报告和/或测量条件与估计BP中的误差之间的更好关系。

[0159] 另一个机会是识别通过非静息状态下测量引起的测量BP的变化和健康之间的关系。这允许将更改用作诊断工具。优选地,远程数据处理系统对数据的分析还通过其它方式与病史和诊断相关联,以便从变化中找出诊断值的信息。

[0160] 优选地,使用远程数据处理系统进行的该分析的结果来解释BP的连续测量。

[0161] 第十六方面-比较结果

[0162] 优选地,PHHM的处理器适于向用户显示受试者的测量值与一般人口的统计数据相比为如何的指示。例如,这可能采取消息“你的脉搏比73%的人口的速度慢”的形式,或者,如果受试者已经输入他/她的年龄和性别,它可能会显示“你的血压低于57%的同龄女性”形式的消息。

[0163] 这些消息所基于的统计数据最初可以从已发表的文献中获得,但优选通过使用任何正在使用的PHHM所做的测量的数据进行提炼并保存在远程数据处理系统上。

[0164] 以上仅通过说明的方式描述了本发明,但是本发明不限于所示的实施例。而是,本发明的范围如以下权利要求所限定。

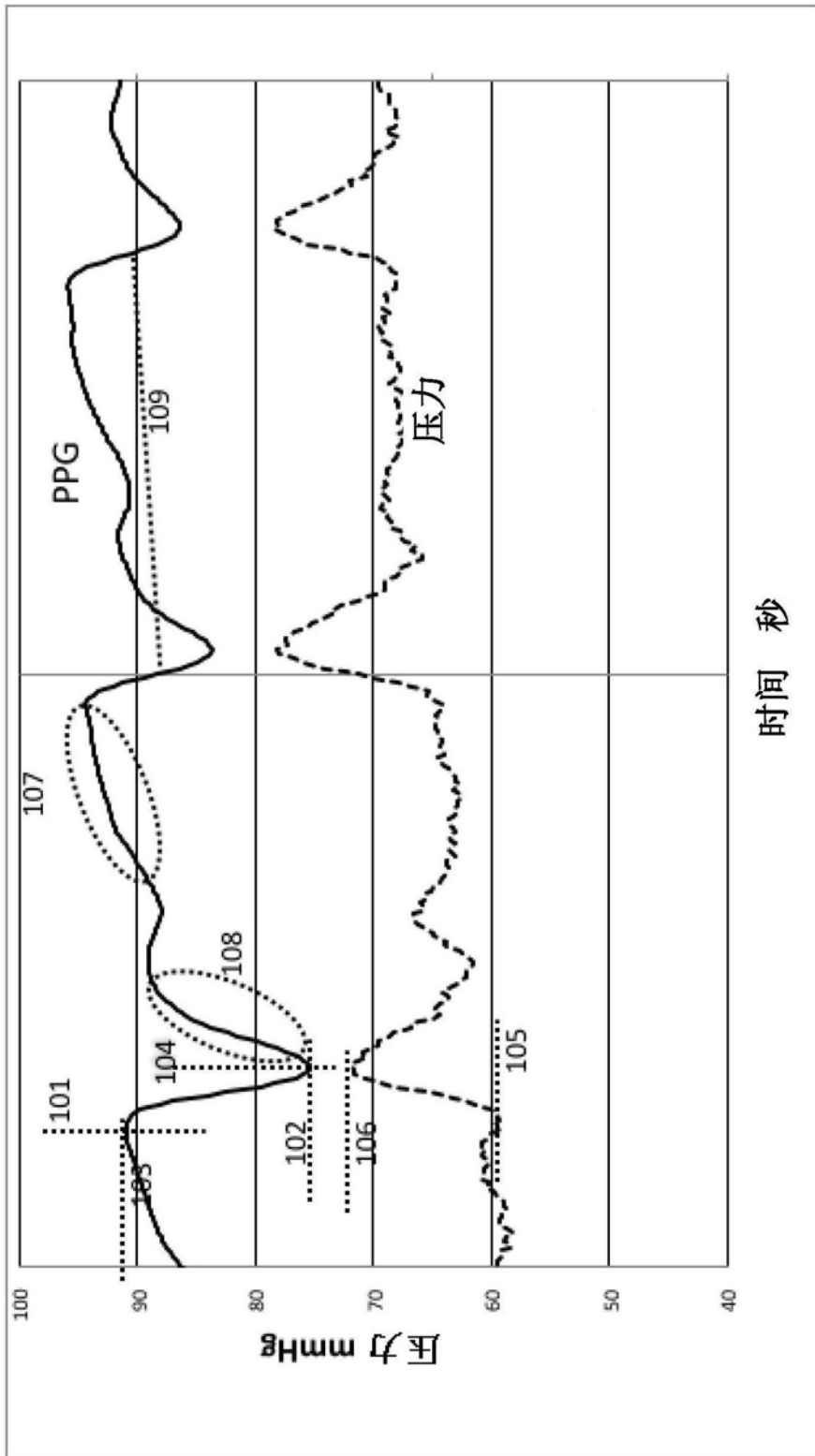


图1

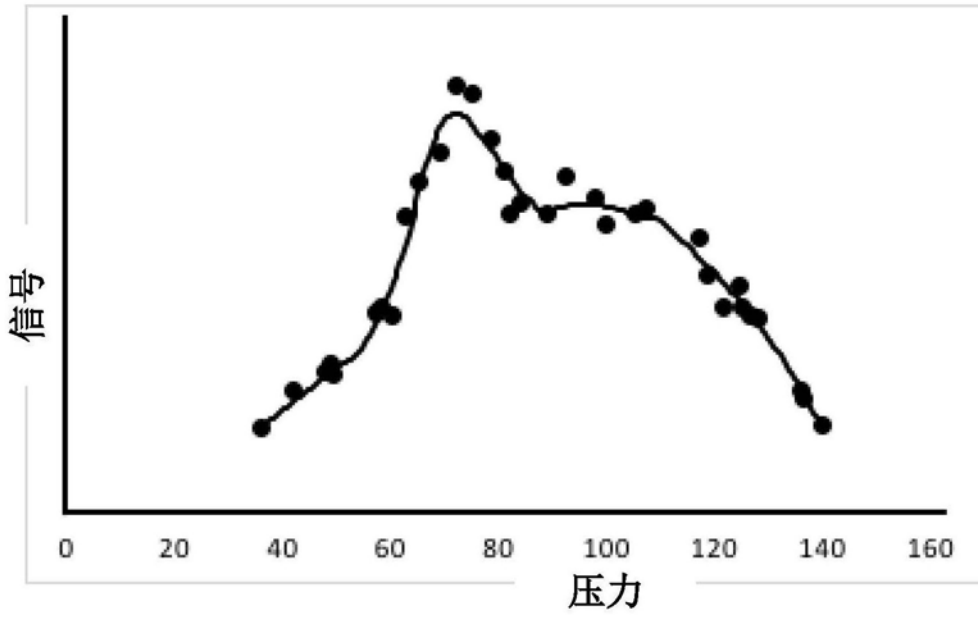


图2

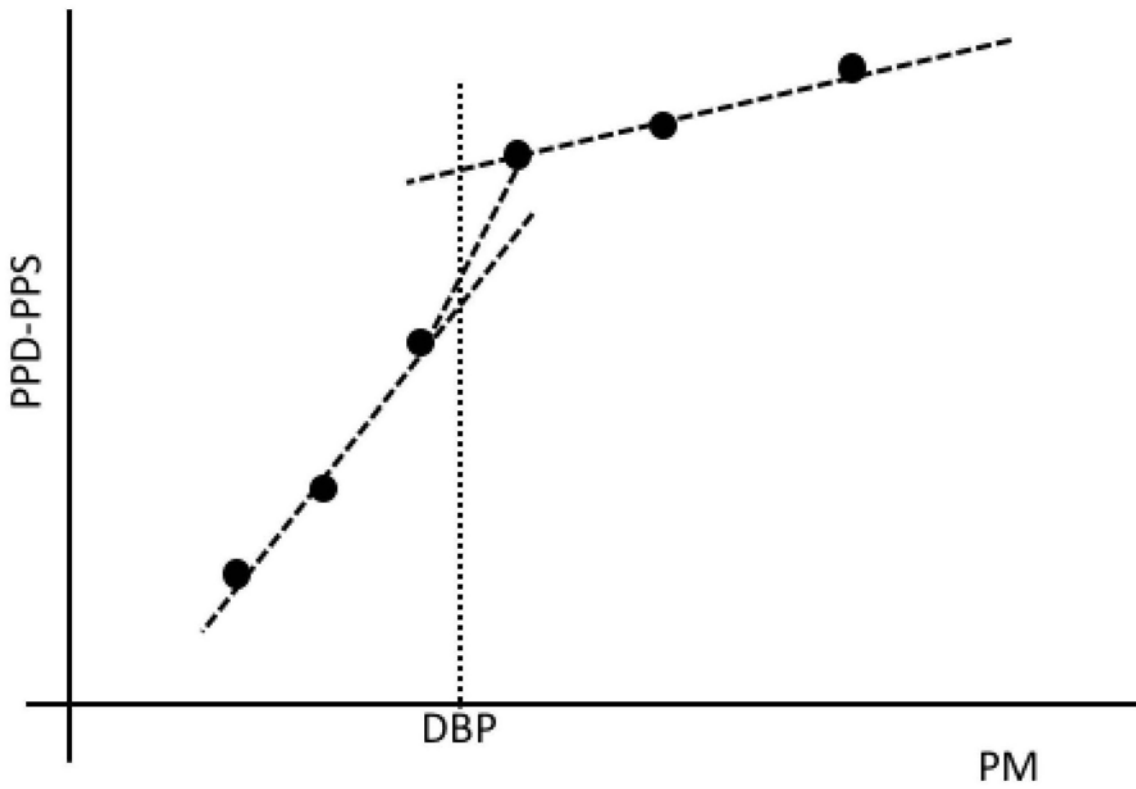


图3

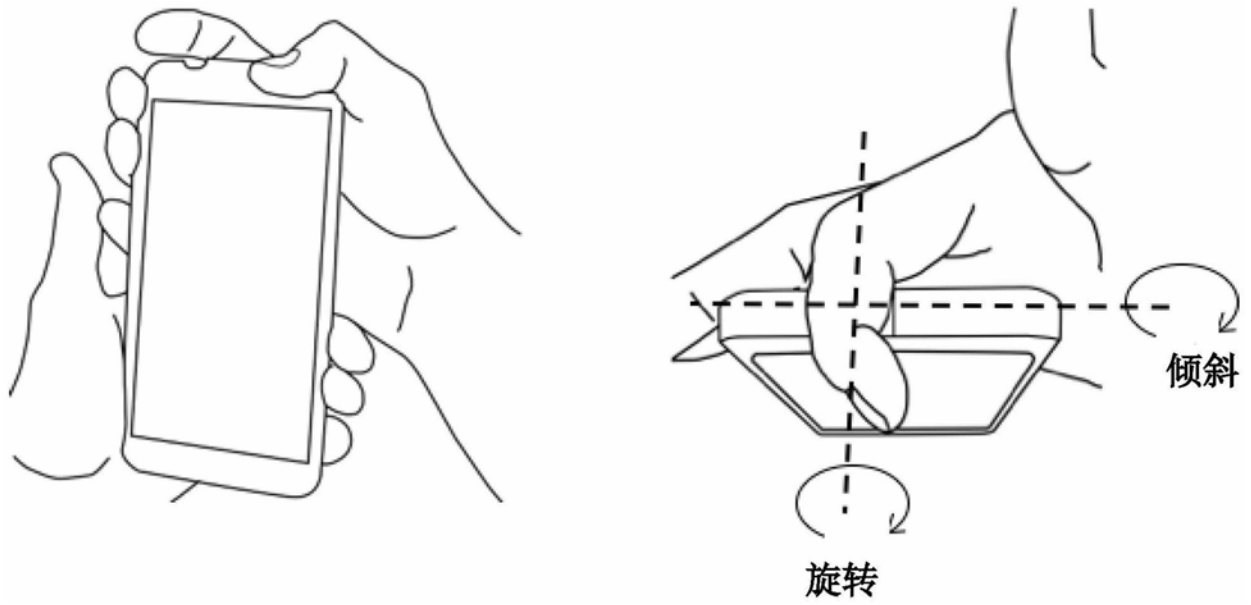


图4

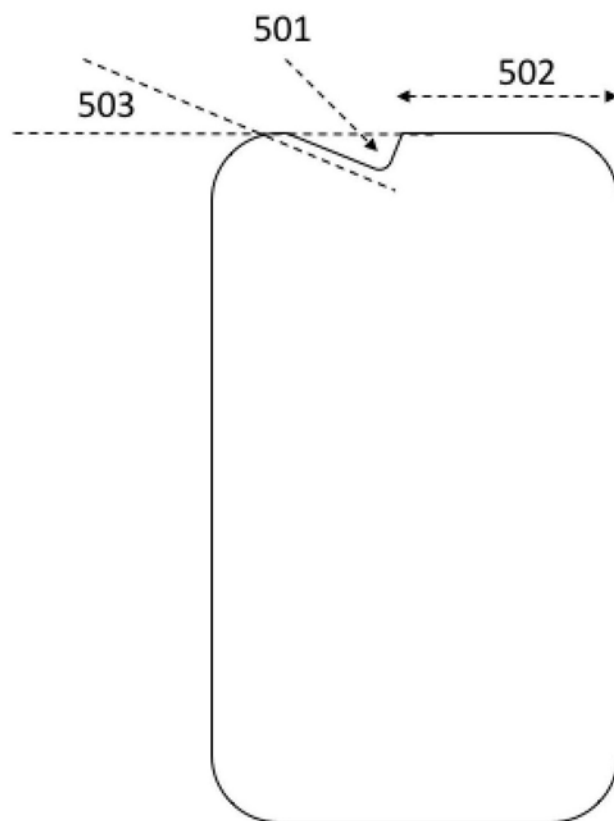


图5



图6

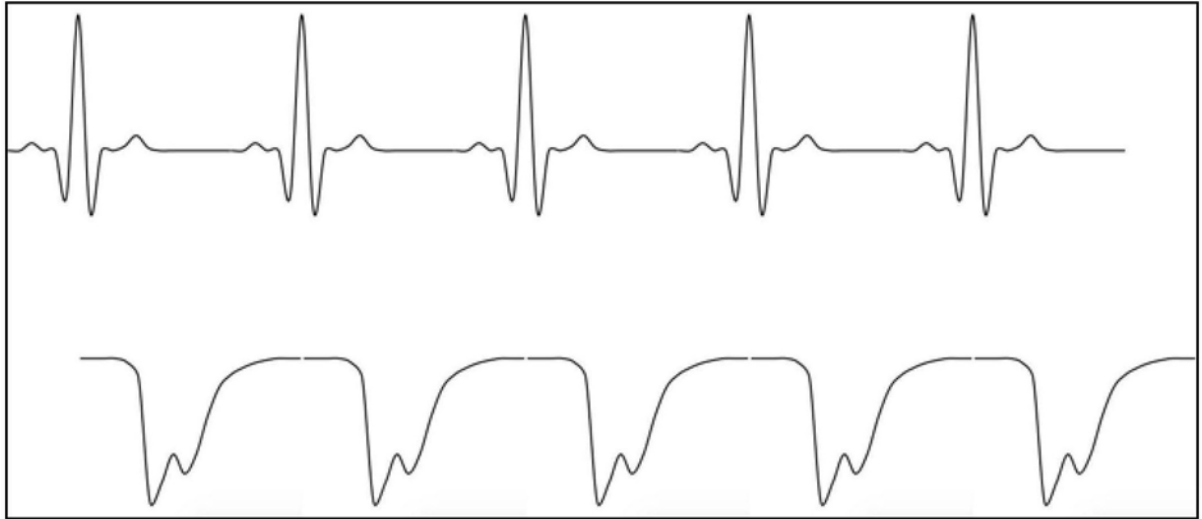


图7

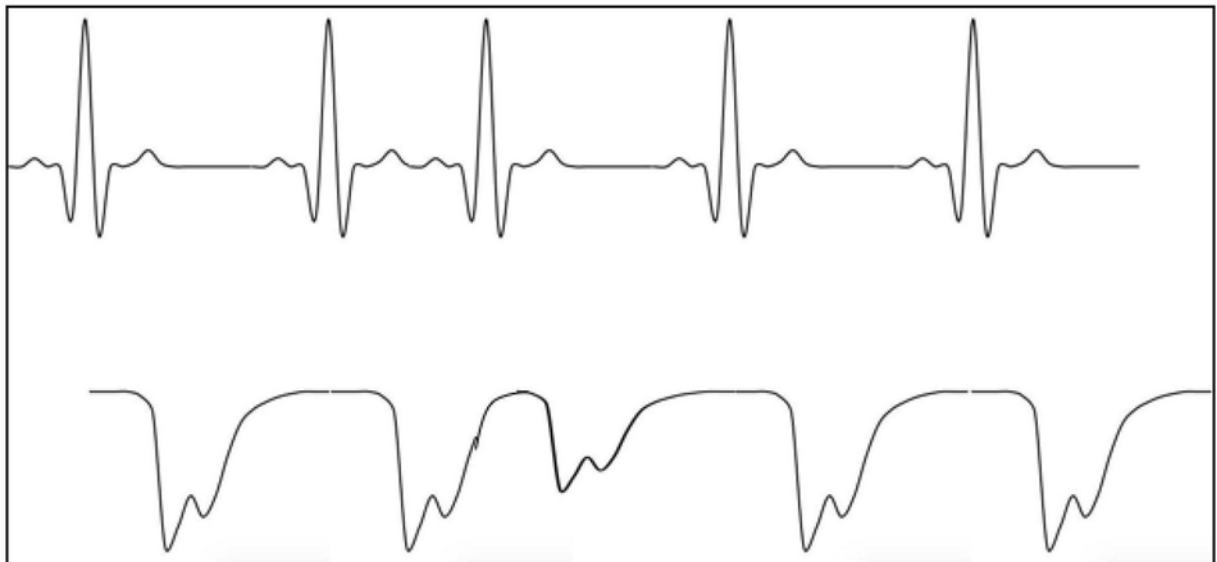


图8

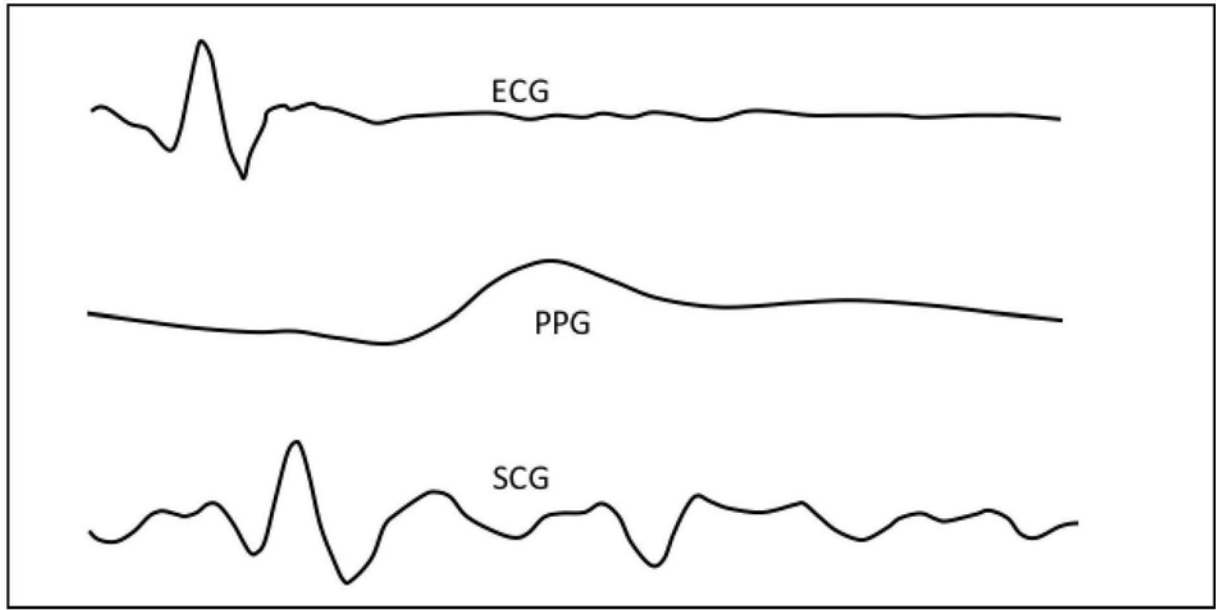


图9

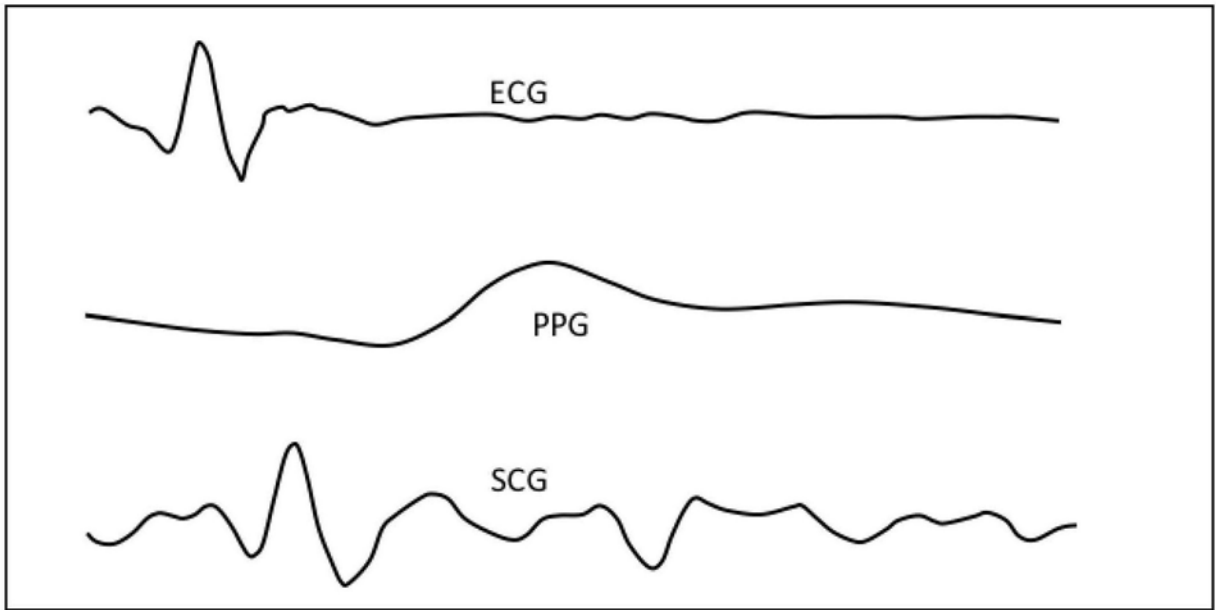


图10

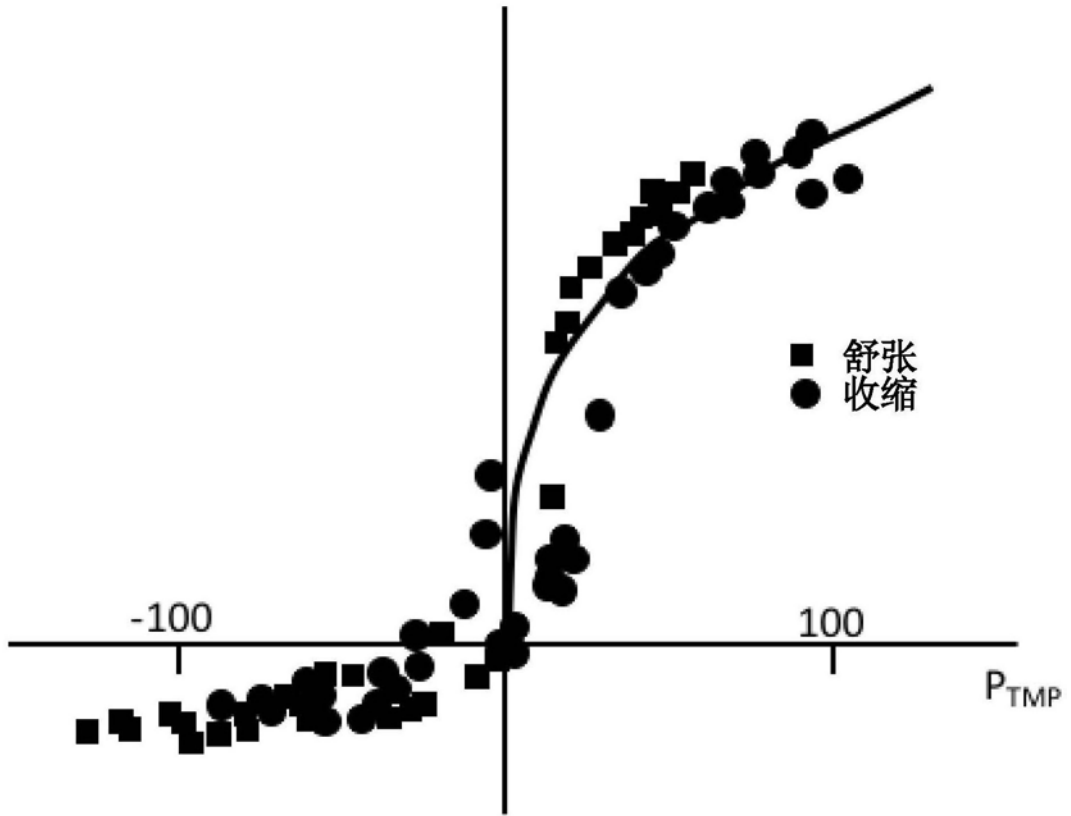


图11

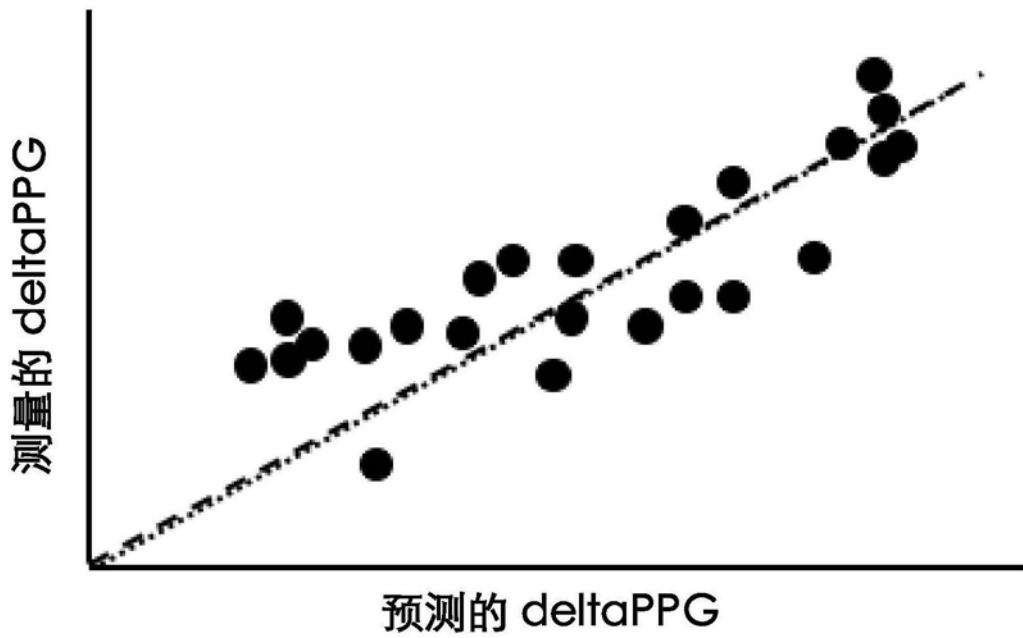


图12

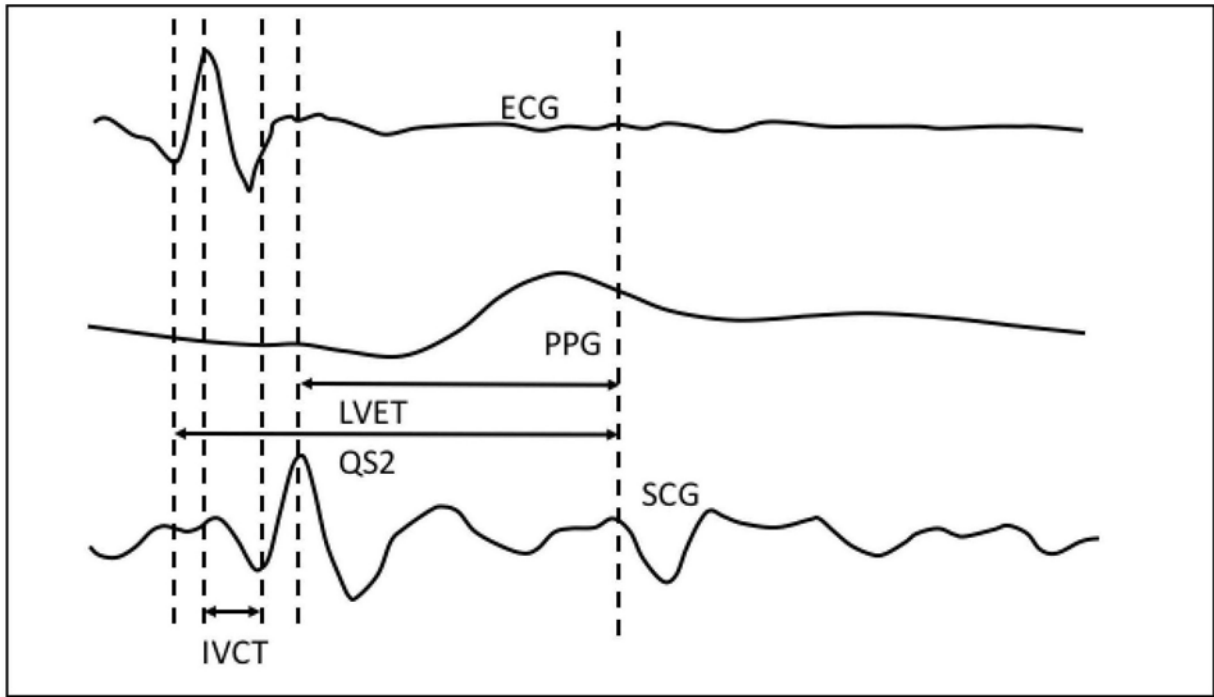


图13

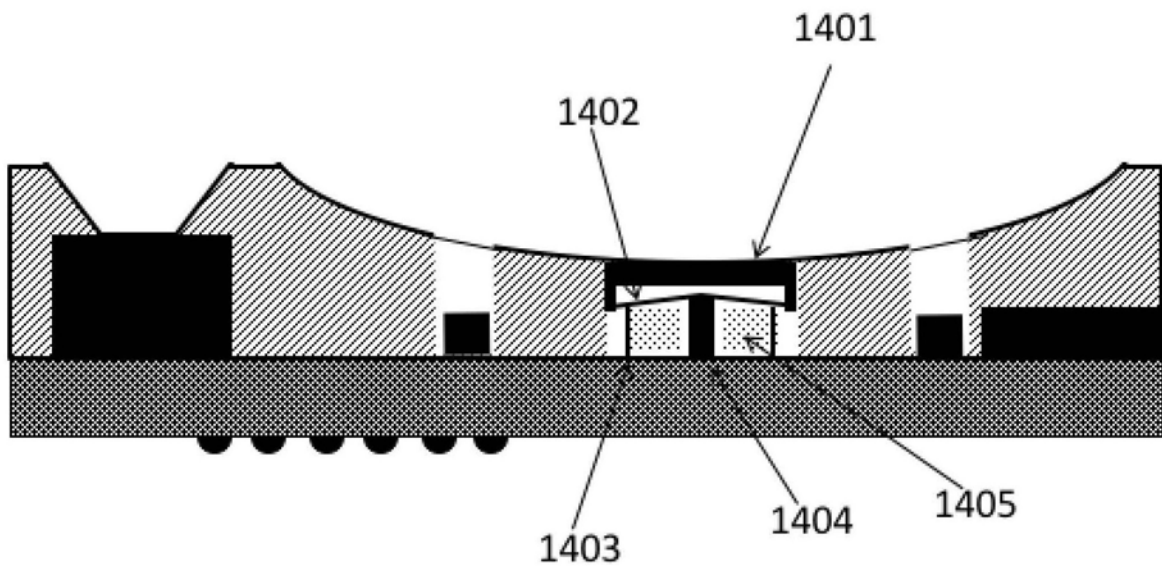


图14

专利名称(译)	个人手持检测器		
公开(公告)号	CN109195515A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201780024453.X	申请日	2017-02-15
[标]发明人	C艾略特 M E琼斯 S加瓦德 S 埃莫奈特 D克莱克		
发明人	C·艾略特 M-E·琼斯 S·加瓦德 S·埃莫奈特 D·克莱克		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0225 A61B5/0205 A61B5/0452 A61B5/00 A61B5/029 A61B5/0245 A61B5/0285		
CPC分类号	A61B5/02255 A61B5/02055 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0245 A61B5/0285 A61B5/029 A61B5/0452 A61B5/6898		
优先权	2016002875 2016-02-18 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请描述了WO2013/002165、WO2014/125431和国际专利申请No. PCT/EP2015/079888中所述类型的PHHM，其具有找到健康指标的改进的方面以及促进其构建和校准的其它改进。

	使用的曲线图	找出的(一个或多个)特征	Loess?	指示	方法
1	ACD 对 PD	最小二阶导数	是	DBP	1
	ACD 对 PS	最大二阶导数		SBP	
2	PPD-PPS 对 PM	最大一阶导数	是	DBP	1
	PPD-PPS 对 PM	最小一阶导数		SBP	
3	PPD-PPS 对 PM	不连续性 (如下文限定)	否	DBP	1
	PPD-PPS 对 PM			SBP	
4	DUTYCYCLE 对	最小二阶导数	是	DBP	2
	PM	最大二阶导数		SBP	
5	SHAPED 对 PD	最小二阶导数	是	DBP	1 和 2
	SHAPES 对 PS	最大二阶导数		SBP	
6	PPD 对 PD, PPS 对 PS	等效点之间的压力	否	SBP-DBP	1