



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113423325 A

(43) 申请公布日 2021.09.21

(21) 申请号 201980092282.3

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22) 申请日 2019.12.11

代理人 刘兆君

(30) 优先权数据

18213291.0 2018.12.18 EP

19193969.3 2019.08.28 EP

(51) Int.Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.08.17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/084722 2019.12.11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/126764 EN 2020.06.25

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·布卢特 R·M·L·范利斯豪特

K·H·J·德利莫雷 R·乔希

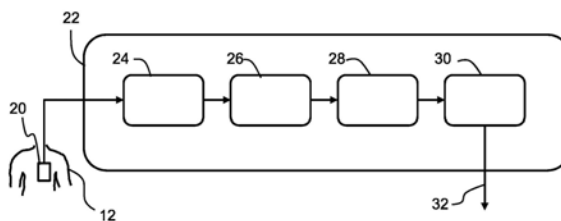
权利要求书2页 说明书14页 附图9页

(54) 发明名称

用于检测流体积聚的系统和方法

(57) 摘要

提供了一种用于检测对象体内流体积聚的系统。通过监测运动、压力或力,随着时间的推移分析由心脏的搏动引起的运动。由流体积聚引起的密度变化导致传感器装置信号的变化。变化被用于指示可能发生了内出血等流体积聚。



1. 一种用于检测对象的身体区域中的流体积聚的系统,包括:  
传感器装置(20),其用于获得由所述对象的心脏的搏动引起的力、运动或压力信号,其中,所述信号取决于所述身体区域的密度分布而变化;以及  
处理器(22),其适于分析所述传感器装置信号随时间的变化,从而基于检测到所述密度分布的变化来确定流体积聚已经发生。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述传感器装置是:  
用于定位于与所述对象的心脏相对的所述身体区域的一侧;或者  
用于从与所述对象的心脏的相对的所述身体区域的一侧进行感测;或者  
用于以使得耦合到所述对象的物体的移动由所述心脏的搏动引起的方式感测所述物体的运动。
3. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述传感器装置(20)包括:  
一个或多个压力传感器;和/或  
一个或多个惯性传感器。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的系统,其中,所述传感器装置包括:  
用于佩戴在头上的传感器装置;  
用于佩戴在腰部周围的传感器装置;  
用于佩戴在背部的传感器装置;  
用于佩戴在腿或脚上的传感器装置;  
对象站立、坐或躺于其上的传感器装置;  
非接触式传感器。
5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的系统,其中,所述处理器(22)适于:  
执行特征提取以隔离心冲击描记信号的感兴趣的特征;  
确定所述传感器装置信号的所述感兴趣特征的特征;并且  
根据所确定的参数的变化来确定已经发生了流体积聚。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述参数包括信号能量、信号强度或信号方差的量度。
7. 根据权利要求5或6所述的系统,其中,所述处理器包括用于将心冲击描记信号分解成频率分量的分解算法,其中,所述感兴趣特征包括频带中的高于固定的下阈值或高于所述对象的确定的心率频率的频率分量。
8. 根据权利要求5至7中的任一项所述的系统,其中,  
所述参数包括提取的特征的希尔伯特变换,并且所述处理器包括用于实现所述希尔伯特变换的希尔伯特变换单元;或者  
所述参数包括所提取的特征的能量、强度、方差或幅值测量结果。
9. 根据权利要求5或6中的任一项所述的系统,其中,  
所述参数包括原始传感器装置信号的希尔伯特变换,并且所述系统包括用于实现所述希尔伯特变换的希尔伯特变换单元;或者  
所述参数包括所述原始传感器装置信号的能量、强度、方差或幅值测量结果。
10. 根据权利要求1至4中的任一项所述的系统,其中,所述处理器适于应用机器学习或深度学习算法来确定流体积聚已经发生。

11. 根据权利要求1至10中的任一项所述的系统,其中,所述处理器适于分析所述传感器装置信号在至少两分钟的时间范围内的变化。

12. 根据权利要求1至11中的任一项所述的系统,其中,所述传感器装置信号基于:  
对在平行于所述对象的身体的头-趾方向的方向上的矢量的量或矢量的集合的测量;  
对在垂直于所述对象的身体的头-趾方向的方向上的矢量的量或矢量的集合的测量;  
或者  
不同方向的多个矢量的组合。

13. 根据权利要求1至12中的任一项所述的系统,其中,来自所述传感器装置的所述信号被滤波以只包括一个预定义的人类共振频率范围,其落在2.5Hz到7.5Hz之间。

14. 一种用于检测对象的身体区域中的流体积聚的方法,包括:  
获得由所述对象的心脏的搏动引起的力、运动或压力信号,其中,所述信号取决于所述身体区域的密度分布而变化;并且  
分析所述信号随时间的变化,从而基于检测到所述密度分布的变化来确定流体积聚已经发生。

15. 一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实现根据权利要求14所述的方法。

## 用于检测流体积聚的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于检测体内的流体积聚的系统和方法,例如由出血引起的内出血。

### 背景技术

[0002] 出血是术后护理、急诊室、紧急护理环境和中风患者的主要问题。特别是,在床边及时和置信地监测和检测内出血仍然是多种环境中的重要挑战。

[0003] 当健康人失血超过1000毫升时,身体将通过增加心率(HR)做出反应,并且血压也随之发生变化。然而,服用药物(例如, $\beta$ 受体阻滞剂)的患者和患有神经病变(例如,由于糖尿病)的患者可能具有受损的补偿失血的能力,并且生命体征可能呈现有限的变化。而且,年轻患者对血容量波动的补偿机制更大,因此与失血相关联的生命体征变化将发生的更晚。

[0004] 当临床观察到生命体征的持续变化时,通常通过使用X射线、CT或超声来执行扫描来确认内出血。出血的症状和后遗症与组织灌注有关。

[0005] 血容量损失15%或更少可能不与生命体征的任何变化相关联。结果,直到在发生大量失血,出血保持未被诊断。

[0006] 例如,代偿性失血性休克对应于失血量少于1000毫升,低于此值时,心率、血压、呼吸和毛细血管再充盈保持正常。轻度休克对应于失血1000-1500毫升,但只能观察到生理参数的微小变化。中度休克对应于失血1500-2000毫升。然后血压显著下降,心率增加(>120bpm),毛细血管再充盈延迟和中度呼吸急促。在这个阶段,对象通常意识不清。

[0007] 严重休克对应于失血量超过2000毫升。然后血压显著下降,心率大大增加(>140bpm),毛细血管再充盈延迟,以及明显的呼吸急促(呼吸衰竭)。然后对象变得昏昏欲睡和迟钝。

[0008] 已知的用于诊断的床边警告系统依赖于心率和血压的测量结果,但是这些生命体征并不是对于内出血特定的,并且甚至可能对某些患者群体(例如,使用 $\beta$ 受体阻滞剂的患者)不敏感。因为心率的升高是只有在失血量超过1000ml后才出现的,因此其是晚期标志物。此外,心率升高可能由许多其他因素(例如压力、用药)引起,因此并非对于内出血所特定的。

[0009] 如上所述,如果怀疑出血,可以使用用于确定的放射学确认的先进成像方法(例如CT扫描)来确认诊断。这进一步增加了检测延迟。此外,这些方法昂贵、耗时(因为临床工作流程复杂)、给患者带来负担并且难以适应工作流程。它们也不提供连续测量。

[0010] 还值得一提的是,运送特定患者,例如那些接受过大手术的患者,并非没有风险,这进一步增加了提高床边诊断内出血的信心的需要。

[0011] Sela,I等人的“Measuring Left Ventricular Ejection Time using Under-the-Mattress Sensor”公开了通过使用床垫下的压电传感器测量心弹道效应来测量左心室射血时间(LVET)。LVET缩短被认为是由于内出血期间的失血所导致。传感器被定位于胸

骨下方以尽可能靠近心脏。

[0012] 仍然需要更特定和灵敏的指标来检测内出血(也称为低血容量性休克或失血性休克)和更一般地检测身体内的流体积聚。

## 发明内容

[0013] 本发明由权利要求所定义。

[0014] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于检测对象的身体区域中的流体积聚的系统,包括:

[0015] 传感器装置,其用于获得由所述对象的心脏的搏动引起的力、运动或压力信号,其中,所述信号取决于所述身体区域的密度分布而变化;以及

[0016] 处理器,其适于分析所述传感器装置信号随时间的变化,从而基于检测到所述密度分布的变化来确定流体积聚已经发生。

[0017] 该系统跟踪传感器装置信号的变化,并且基于对由流体积聚引起的材料的不同密度分布的变化的检测。

[0018] 本发明基于对传感器装置信号的处理以检测密度分布的变化。换句话说,如果身体区域的密度分布发生变化,所有其他生理参数和反应都相同,则将检测到这种变化并将其用作流体积聚的指标。该处理不是基于检测流体积聚的原因,或实际上可能导致的其他生理反应。相反,本发明基于对通过身体的力压力或运动信号的传播的分析,使得可以确定身体中的密度分布,特别是不需要解读心跳的特性。

[0019] 流体积聚可能是例如内出血的结果,并且密度变化是由于循环系统中的血液损失和其他位置存在血液而导致的。特别地,密度分布的变化改变了由心脏引起的压力脉冲通过身体(特别是感兴趣区域)传播到传感器装置的方式。

[0020] 传感器装置例如以心冲击描记术(BCG)传感器的方式起作用。已知将BCG信号用于心率和呼吸检测,并且本发明利用对BCG信号的分析,或者更一般地基于压力、运动或力的传感器装置信号,用于流体积聚。本发明基于检测信号中的趋势和时间分析,使得可以将自然发生的变化与指示医学状况的流体积聚区分开来,例如由内出血引起的。因此,一般而言,本发明涉及随时间测量(使用传感器装置)压力、和/或力和/或运动信号,并基于随时间观察到的差异来确定是否发生了流体积聚。

[0021] 传感器装置信号包括至少一个分量,所述分量已经作为由心脏的搏动引起的压力脉冲的结果被调制,所述压力脉冲已经通过身体区域,优选地直接通过身体区域。信号处理用于检测所述身体区域的密度分布(在3D空间中)的变化。这并不意味着提供任何密度值作为输出,而是即使心跳特征保持恒定,所述信号处理也将对密度变化进行响应。

[0022] 所述传感器装置可以是:

[0023] 用于定位于与所述对象的心脏相对的所述身体区域的一侧;或者

[0024] 用于从与所述对象的心脏的相对的所述身体区域的一侧进行感测;或者

[0025] 用于以使得耦合到所述对象的物体的运动由所述心脏的搏动引起的方式感测所述物体的运动。

[0026] 在一些示例中,所述感兴趣区域被定位于所述心脏与所述传感器之间,使得所述心脏搏动压力波传播通过所述感兴趣区域以到达所述传感器。

[0027] 在这样的示例中,所述传感器优选地被定位于从心脏横向移位例如至少10cm,优选地至少20cm并且更优选地至少30cm。横向移位是指传感器的位置,在投影到平行于身体的主平面(并且所述主平面穿过心脏)上时,从该平面中的心脏的位置移位。因此,从心脏到传感器通过身体的至少一些主要路径包括感兴趣的身体区域,其本身通常不直接位于心脏上方或下方(即,在垂直于平面的方向上)。

[0028] 相同的概念可以应用于非接触式传感器,其中可能仍然存在来自特定区域的感测。在这种情况下,发生感测的位置再次从心脏横向移位,例如至少10cm,优选至少20cm,更优选至少30cm。然而,路径不需要是直接的,因为可以使用满足以下条件的任何配置,即只要流体积累对传感器信号具有可测量的影响。搏动的的心脏甚至可能引起另一物体(例如床架)的移动。

[0029] 振动与该物体的耦合可以再次在对象身体的从心脏横向移位例如至少10cm、优选至少20cm并且更优选至少30cm的位置处。

[0030] 通常,感兴趣区域不是心脏,使得目的是基于对传播通过本身远离心脏的感兴趣区域的压力波的分析来检测远离心脏的流体积聚。因此,传感器需要被布置为使得对压力波在心脏与传感器之间的传播存在可测量的影响,并且特别是由压力波传播通过的介质的密度分布的变化引起的。

[0031] 本发明不需要分析个体心跳的特征。相反,它依赖于总体(累积)心搏压力脉冲的传播以及总体压力脉冲传输通过身体的方式。因此,所需的信号分析并非旨在测量心脏的特性,而是旨在测量身体的特性。

[0032] 为了估计心脏的特性(例如LVET),需要能够从中提取与心脏周期或心脏搏动有关的参数(例如搏动间隔或搏动频率)的信号。因此,所述分析基于对周期性分量的检测。因此,信号分析需要对由于心脏搏动而采集的信号进行预处理,以强调或计算与这种周期性行为有关的特征。

[0033] 根据本发明对更一般的脉冲传播的分析使得能够进行更简单的信号处理,因为不需要从捕获的信号中提取周期性行为,或者确定与个体心脏周期或心搏周期性具体相关的参数。

[0034] 例如,可以基于关于仅包括单个心跳(例如0.5s)的持续时间的数据样本来执行分析,从而不需要与心脏搏动有关的周期性信息。可以基于更长持续时间(例如几秒或几十秒)的数据样本来执行分析。然而,所述分析仍然没有使用与心脏搏动周期相关的信息,并且实际上,在可能的信号处理的一些示例中,与这种周期相关的频率分量可能被明确地排除在信号处理之外(通过高通或带通滤波)。

[0035] 所述传感器装置优选地包括:

[0036] 一个或多个压力传感器;和/或

[0037] 一个或多个惯性传感器。

[0038] 所述传感器装置被定位于心脏的与感兴趣区域相对的一侧,因此心脏创建的压力波将在感测之前通过感兴趣区域。请注意,光学传感也是可能的,并且实际上已经提出了用于BCG传感器的光学感测方法。惯性传感器可以包括加速度计、陀螺仪或其他陀螺传感器。

[0039] 传感器装置可以包括:

[0040] 用于戴在头上的传感器装置,例如,以监测脑出血;

- [0041] 用于佩戴在腰部的传感器装置,例如,以监测躯干出血;
- [0042] 用于佩戴在背部的传感器装置,例如,以监测肺中的流体积聚;
- [0043] 用于佩戴在腿或脚上的传感器装置,例如,以监测心脏之下的任何位置的流体积聚;
- [0044] 对象站立、躺或坐于其的传感器装置;
- [0045] 非接触式传感器。
- [0046] 在信号处理方法的一个示例中,处理器可以适用于:
- [0047] 执行特征提取以隔离传感器装置信号的感兴趣的特征;
- [0048] 确定传感器装置信号的感兴趣特征的参数;以及
- [0049] 根据所确定的参数的变化来确定已经发生了流体积聚。
- [0050] 要提取的感兴趣的特征可以是预定义的或预选择的,前提是它是预先已知的,或者可以动态地确定,例如通过机器学习算法。
- [0051] 为了分析传感器装置信号的特征是否已经改变,可以提取特定的、被通知的特征,并且可以评估这些特征值的变化。
- [0052] 可以执行更一般的时间序列分析,通过所述时间序列分析来监测信号形状或其他属性随时间的变化。可以从时域信号中提取许多特征,并使用这些特征机器学习工具可以确定是否发生了流体积聚。这是一种机器学习或数据驱动的方法。这将涉及使用传感器装置信号进行训练,这些信号在有和没有流体积聚的情况下获得。替代地,或者额外地,机器学习可以以上监督的方式应用,其中提取的特征将用于评估是否可以形成团簇。
- [0053] 深度学习方法不需要提前计算特征。替代地,原始传感器装置信号可以用作输入,并且可以检测流体积聚。深度学习方法的神经网络将首先利用带注释的传感器装置数据进行训练。
- [0054] 在基于特征的方法中,参数例如包括信号能量、信号强度或信号方差的量度。因此,它涉及心脏和传感器装置之间的信号衰减(或放大或变化)水平。
- [0055] 处理器优选地适于分析传感器装置信号在至少两分钟的时间范围内的变化。
- [0056] 该时间范围与对象被监测的时间段有关。这应该足够长,以确保在监测开始和结束之间积聚了足够的流体。根据流体积聚(例如出血)的强度,这通常可以在几分钟到几小时之间变化。在这个时间范围内可以连续监测对象。对信号进行处理以导出例如一时间窗口中发生的流体积聚的量度,所述时间窗口可以从几分之一秒(例如0.5s)到几秒到几分钟(例如1分钟)变化。
- [0057] 用于顺序参数确定的时间窗口可能交叠。因此,可能存在执行分析的移动时间窗口。交叠例如在50%(例如1分钟时间窗口的30秒交叠,每30秒进行新测量)和95%(例如20秒时间窗口的19秒交叠,每秒进行新测量)之间。
- [0058] 在一组示例中,处理器可以包括用于通过将传感器装置信号分解成频率分量来实现特征提取的分解算法,其中,感兴趣特征包括位于高于1.67Hz之上或高于对象的确定心率频率的频带中的频率分量。
- [0059] 发现高频分量(相对于心率)在表示由内出血或其他流体积聚引起的密度分布变化方面是特别感兴趣的。
- [0060] 分解算法例如适用于实现经验模态分解。这是一种适用于频率分析的方法。其他

方法包括小波变换或带通滤波(即使用滤波器组)。

[0061] 在基于特征的方法中,参数可以包括希尔伯特变换或基于特征的提取的频率的能量,并且然后处理器可以包括用于实现希尔伯特变换的希尔伯特变换单元。

[0062] 在另一组示例中,参数包括原始传感器装置信号的能量或希尔伯特变换(因此没有前面的频率分解),并且然后系统可以包括用于实施希尔伯特变换的希尔伯特变换单元。因此,基于频率的分解不是必需的,并且可以对原始信号进行处理。注意,在计算任何特征或参数之前,可能需要处理原始信号,例如在分析之前对原始信号进行转换或滤波。术语“原始信号”应该被相应地理解为未分解为频率分量但经过一些信号预处理的信号。当采集的原始信号有噪声或包含伪迹并且因此需要在任何进一步分析之前进行清理时,这可能是感兴趣的。

[0063] 也可以在应用信号分解之前应用对原始信号的该处理。

[0064] 传感器装置信号可以基于:

[0065] 对在平行于对象身体的头-趾方向的方向上的矢量的量的测量;或者

[0066] 对在垂直于对象身体的头-趾方向的方向上的矢量的量的测量;或者

[0067] 不同方向的多个向量的组合。

[0068] 因此,可以使用一轴、两轴或三轴测量,例如加速度计测量。此外,传感器装置可以包括传感器阵列,例如形成压力垫的传感器的2D阵列。在这种情况下,可能有随时间变化的2D信号。

[0069] 流体积聚例如包括内出血。

[0070] 本发明还提供了一种用于检测对象身体区域中的流体积聚的方法,包括:

[0071] 获得由对象心脏的搏动引起的力、运动或压力信号,其中,所述信号取决于所述身体区域的密度分布而变化;以及

[0072] 分析信号随时间的变化,从而基于检测所述密度分布的变化来确定已经发生流体积聚。

[0073] 本发明还提供了一种计算机程序,所述计算机程序包括计算机程序代码单元,当所述程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实现上述方法。

[0074] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐述。

## 附图说明

[0075] 为了更好地理解本发明,并且更清楚地示出其如何付诸实践,现在将仅通过示例的方式参考附图,其中,

[0076] 图1示出了ECG信号与BCG信号的关系;

[0077] 图2示出了根据本发明的用于检测对象内的流体积聚的系统;

[0078] 图3示出了三轴加速度计随时间变化的原始加速度计信号;

[0079] 图4示出了EMD过程的输出,称为IMF;

[0080] 图5示出了图4中IMF的傅立叶变换幅度;

[0081] 图6示出了带有压力垫、ECG电极、呼吸测量带和三轴加速度计的实验设置;

[0082] 图7示出了根据测量信号计算出的两个不同特征;

[0083] 图8示出了使用根据原始信号的短时间分析计算出的各种特征的信号特性变化;

- [0084] 图9示出了三个不同加速度计位置的能量变化；
- [0085] 图10示出了基于力传感的重量测量方法的结果；
- [0086] 图11示出了对象的IMF2能量作为体积摄入量的函数的趋势线，并且两条曲线被归一化为基线；
- [0087] 图12示出了确定流体积聚已经发生的方法；并且
- [0088] 图13示出了该方法的有效性的频率基础分析结果。

### 具体实施方式

- [0089] 将参考附图来描述本发明。
- [0090] 应当理解，详细说明和具体示例虽然指示了设备、系统和方法的示例性实施例，但是仅旨在用于说明的目的，而并不旨在限制本发明的范围。根据以下说明、所附权利要求书和附图，将更好地理解本发明的设备、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应该理解，附图仅是示意性的，并且未按比例绘制。还应该理解，贯穿附图，使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。
- [0091] 本发明提供了一种用于检测对象体内的流体积聚的系统。通过监测运动、压力或力，随着时间的推移分析由心脏的搏动引起的运动。由流体积聚引起的密度变化导致传感器装置信号的变化。变化被用于指示可能发生了内出血等流体积聚。
- [0092] 本发明利用对由心脏的搏动引起的身体运动的分析。
- [0093] 心冲击图 (BCG) 被定义为身体对心脏射血的反应 (位移、速度或加速度)。因此，它是与心脏内部、动脉 (主要是主动脉) 内部的血液运动以及心脏本身的运动相关的多种力的综合。因此，本发明利用类似于心冲击图的信号分析。虽然这种类型的信号通常用于心率或呼吸测量，传感器被放置为尽可能靠近心脏，但本发明能够在远离心脏的地方检测这种类型的运动信号，使得能够通过身体的感兴趣的区域检测心脏压力波的传播。
- [0094] 心冲击图 (以及根据本发明通过运动、力或压力感测获得的信号) 本质上是多维信号，其可以在所有方向和所有侧进行测量。这些信号在从头到趾的方向最强，因此大多数 BCG 测量技术侧重于纵向、从头到趾的分量。
- [0095] 已知使用 BCG 信号，特别是在实施 SCG (心电图) 时，来测量患者的心脏，并且感测电极尽可能靠近心脏放置。此外，可以从系统导出呼吸率。后者在背腹方向具有最大的力。然而，可以更广泛地在不同侧以及远离心脏的地方测量 BCG 信号。此外，还可以通过将传感器放置在对象正在接触的物体上来测量它们，例如床、靠背或椅子。
- [0096] 本发明基于以下观察，即诸如 BCG 信号的运动/压力信号具有由于流体积聚而改变的特性。发生这种情况的原因是，由于流体积聚，由搏动的的心脏和行进的血液产生的力引起的身体部位的运动、振动或共振发生了变化。
- [0097] 换句话说，正常情况下，由于心脏搏动，内部器官会以特定方式振动，但这种情况会因流体积聚而发生变化，并且它们的振动特性发生变化 (例如阻尼和刚度)，这也改变在身体外部测量的 BCG 信号。
- [0098] 图1示出了如由对象12站立于其上的压力垫10测量的 ECG 信号与 BCG 信号之间的关系。
- [0099] 本发明基于使用 BCG 类型的信息来测量内部流体积聚，例如内出血。可以使用任何

合适的方法来检测身体的运动,从而获得BCG类型的信号。范例是加速度计、陀螺仪、力传感器和压力传感器。例如,称重秤使用称重传感器。

[0100] 加速度计已经广泛用于身体传感器,例如呼吸传感器。压力传感器或称重传感器可以集成在垫子中,垫子可以被放置为与对象接触,例如在对象下方。使用照相机测量BCG信号也是已知的,并且也可以使用这样的系统。相机提供了一种非接触式感测方法。运动传感器还可以用于通过监测与对象接触的物体的运动来实现非接触式感测。这样的物体可以是悬挂式床或定位在柔性腿上的床,或具有柔性靠背支撑的座椅。例如,如果之间有床垫,则不需要直接接触。因此,更一般地,监视其运动由BCG引起的物体的运动是可能的。

[0101] 在这种情况下,传感器装置不位于对象的身体上,但仍然用于从身体的已知区域进行感测,即使感测是非接触式的。

[0102] 因此,本发明适用于不同类型的传感器。

[0103] 图2示出了根据本发明的用于检测对象12中的流体积聚(例如内出血)的系统。该系统包括用于获得关于对象移动的传感器信号的传感器装置20。为方便起见,此后该信号将简称为心冲击描记信号。传感器装置20例如包括加速度计或压力传感器或它们的组合,用于测量身体的振动。

[0104] 处理器执行传感器装置信号的分析。其可以简单地随时间分析原始传感器装置信号,例如使用机器学习或深度学习算法。然而,为了更清楚地显示本发明的基本概念,将描述基于更可识别和结构化的信号分析的处理方法。

[0105] 对于该示例,处理器22包括:

[0106] 用于信号预处理的第一信号处理单元24。这例如包括能够去除噪声和提取信号分量的滤波和分解;

[0107] 特征提取单元26,其用于分离心冲击描记信号的感兴趣特征;

[0108] 特征分析单元28,其用于确定心冲击描记信号的感兴趣特征的参数。该感兴趣的特征特别是与能量或信号强度相关的特征;

[0109] 输出单元30根据所确定的参数的变化来确定内出血已经发生。这可以用于生成警报32以指示内出血已经发生。

[0110] 如上所述,由于心脏搏动、大动脉(特别是主动脉)内的血流以及呼吸,身体内的器官将经历振荡力。为了捕捉这些振荡,可以测量患者身体的运动,其包括患者的运动、心率分量和呼吸分量(即振荡力)。

[0111] 心脏的搏动和躯干的运动(呼吸)将引起行进通过身体的力。身体内部的任何隔室(即器官、组织、流体)都取决于该隔室的性质(例如密度和大小以及阻尼和刚度特性)做出不同的反应。在查看捕获的振荡信号的频域时,较低的频率来自对象的运动和患者的呼吸( $\approx 0.4\text{Hz}$ ),心率在 $1\text{Hz}$ 左右,并且高于测量心率的频率分量主要是由于由心脏搏动所施加的力的身体的振荡。

[0112] 该概念基于检测由于流体积聚(例如内出血)而导致的(局部)身体密度变化。事实上,身体密度能够因各种原因而改变,例如:

[0113] 尿液在膀胱中积聚;

[0114] 败血症引起的血液渗漏;

[0115] 食物的消耗;

[0116] 消化或添加液体(例如,用药或静脉输液);

[0117] 内出血;

[0118] 炎症。

[0119] 身体密度变化具有不同的时间范围和对振荡的不同影响。例如,食物的消耗将产生巨大而突然的变化。这种突然的变化可以通过校正基线来从系统中滤除,实质上是实施高通滤波以去除低频分量。

[0120] 通过静脉滴注补充液体是一个循序渐进的过程,其通过血流在全身重新分布(因此没有液体的积聚),并且炎症是相对缓慢的过程,其将改变组织的局部密度(即更高的灌注、肿胀)。固体食物(即含水量低)的消耗也可以与出血或液体消耗明显区分开来,因为它们的变化方向相反。

[0121] 现在将更详细地讨论在该特定示例中使用的不同处理步骤。

[0122] 第一信号处理

[0123] 第一信号处理单元24实现预定持续时间的分析窗口,例如5到60秒,例如30秒。该预定持续时间涵盖多个心脏周期。这些窗口收集足够的数以用于要测量的感兴趣的信号特性。

[0124] 在整个分析周期内分析这些窗口,例如至少两分钟,例如5分钟。因此,时间间隔 $[t_1 \ t_2]$ 中的原始传感器数据(例如一个或多个加速度计信号)被划分为30秒的分析周期,例如 $[t_1 \ t_1+30]$ 、 $[t_1+1 \ t_1+31]$ 等等。整个时间段足以使流体积聚水平发生变化。

[0125] 分析周期也可能有部分交叠,例如交叠50%的窗口。

[0126] 特征提取

[0127] 特征提取单元26计算由第一信号处理器加窗的信号的特征。在一个示例中,计算包括将原始信号分解为其组成频率分量。将这些频率分量加在一起将得到原始信号。由于呼吸频率和心跳频率显著不同,频率分解导致频率特征仅对应于呼吸和心跳以及对应于由于搏动的心脏的作用而引起的振荡的其他特征(如上所述)。

[0128] 对于频率分解,可以使用经验模态分解(EMD),但也可以使用小波变换和滤波器组分析。EMD相对于这两种方法的优势在于EMD是非参数化的。

[0129] 使用EMD产生的分解信号称为固有模态函数(IMF)。

[0130] 例如,图3示出了三轴加速度计随时间变化的原始加速度计信号。

[0131] 在应用EMD之前,通过将信号除以其均值并减去1,将原始信号归一化为零均值。EMD过程的输出是IMF,如图4中所示。

[0132] 这些IMF是时域信号,但是被划分为不同的频段,即x轴以秒为单位显示时间。

[0133] IMF的数量取决于原始信号。IMF具有递减的频率内容,第一个IMF(图4顶部)对高频噪声进行建模,最后一个IMF(图4底部)对原始信号的DC进行建模。

[0134] 对短的时间窗口(例如60秒)的处理用于计算IMF。窗口在时间上移位(移位量在秒的量级,但小于窗口长度)。例如,可以使用从10秒到60秒不等的窗口长度,具有可比较的结果。最佳窗口长度取决于被测量的频率,其中,较长的窗口更适合低的频率,而较短的窗口适合高的频率。

[0135] 图5示出了图4中IMF的傅立叶变换幅值。

[0136] 这些傅立叶变换幅度是频域信号,即x轴以Hz为单位示出频率。

[0137] 从图5中可以看出,前两个IMF包含高频分量,并且这些是本应用感兴趣的分量。第三个(在此特定示例中)和后面的分量包含心率。

[0138] IMF的频率内容从高频到低频排序,换言之,第一IMF包含最高频率,并且频率随着IMF号的增加而降低。例如,心率在第三个分量中可见,但是这取决于信号特性。

[0139] 也可以测量呼吸频率。对于该示例,它是在第6个分量中观察到的。由于高于心率的分量是感兴趣的,因此可以使用心率本身来提取正确的特征。

[0140] 如上所述,处理对截止频率的准确选择不是很敏感。这意味着可以使用高于1.67Hz或高于对象的确定的心脏频率的所有分量。在噪声较大的条件下,可能优选的是将重点放在选定的频段上,并计算这些频段的特征。

#### [0141] 特征分析

[0142] 特征分析单元28用于分析频率高于心率的分解信号,以提取代表特征,例如能量。特别是与信号幅值相关的能量特征与流体积聚有关。能量和/或希尔伯特变换可用于测量和研究振荡随时间的变化。

[0143] 对于图4中的IMF中的每个,通过应用“能量”量度或“希尔伯特”变换来获得归一化时域信号的能量分量。

[0144] 能量量度是(归一化)信号的均方根能量。在计算能量之前,信号例如被归一化为具有零均值。在这种情况下(即在归一化之后),能量量度类似于信号的标准偏差。然而,在计算能量之前对信号进行归一化并不是绝对必要的。

[0145] 另一种与能量内容有关的测量方法是被应用于所选IMF信号的希尔伯特变换。

[0146] 对于希尔伯特特征的计算,希尔伯特变换(HT)被用于局部包络检测。HT特征被定义为从所考虑的窗口获得的复分析信号的模数的平均值。分析信号被定义为复信号的总和,包括原始信号及其希尔伯特变换。

[0147] 希尔伯特变换本质上是一种使得容易轻松跟踪信号包络的变换。包络表示幅值的变化,并且从而表示信号的能量。

[0148] 这些特征是针对频率高于心率的IMF计算的(基于心率本身,或基于阈值水平)。

#### [0149] 输出单元

[0150] 输出单元30实施对拟合通过特征分析所识别的特征的 trend 线的估计。移动平均值由这些特征组成,以检测由身体内部变化引起的特征的任何(逐渐)变化。基于 trend 线的斜率,可以生成警报(例如,如果斜率为负,则可以针对潜在的内出血生成警报)。

[0151] 如上所述,特征分析可以集中在高于静息心率的频带上。通过实验,下面给出了细节,已经表明这些频带对身体密度的局部变化更敏感,并且因此可以提供更好的区分。确切的较低截止频率并不十分重要,只要低于心率的频率不是唯一包含的频率。例如,专注于频段中的具有高于心率的较低阈值的频率是合适的,例如1.67Hz或更高(对于固定的较低阈值)或基于实际心率。

[0152] 对于频域分析方法,例如使用滤波器组,设置截止频率(例如在1.67Hz到5Hz的范围内)。如果可以获得准确心率的测量结果,则可以将其用作输入以导出更好的截止频率。

[0153] 滤波不是必需的。而是,只要求在分析中包括较高频率。然而,如果还包括更高和更低的频率两者,则检测也是可能的,例如对于没有频率分解的原始信号处理的情况。

[0154] 因此,存在可以处理信号的许多方式。一种选择是仅使用高于心率的频率,并且另

一种选择是使用所有频率,也包括心率。

#### [0155] 频域对时域

[0156] 上面的示例基于时域分析,以导出图4的IMF信号。然而,可以在频域中执行分解。

[0157] 在没有频率分解的情况下也可以进行时域分析。

[0158] 例如,可以直接从原始信号计算能量特征,而无需将原始信号分解为不同频率的分量。在低噪音条件下,其中患者是静止的,该更简单的方法是合适的。即使不排除心率信号,也存在观察到的效果。排除心率信号,使条件之间的区别更加清晰,但可能没有必要。

[0159] 例如,时域方法包括以下步骤:

[0160] 定义了用于分析的窗口时段。例如,可以使用20秒的移动平均窗,具有每秒进行的计算(给出95%的窗口交叠)。这些窗口在整个分析时段内被分析,例如5分钟。

[0161] 对于加速度计,可选择加速度计的一个或多个轴进行分析。如果选择了多个轴,则可以将轴的数据相加以组合它们。

[0162] 计算能量量度(例如,每个数据点的平方和的平方根),或者可以使用信号的希尔伯特变换。在计算特征之前可以任选地考虑信号的滤波或变换。

[0163] 上面的示例是基于将信号分解为具有不同频率内容的时域信号以及对一个或多个分解信号的特征计算。这些特征用于区分流体积聚或无流体积聚。

[0164] 分解步骤并不总是必要的。对于某些对象,也可以在不将信号分解为频带的情况下观察条件之间的差异。然而,所述方法通常对分解更鲁棒。

[0165] 因此,在优选的实施方式中,选择第二IMF,并且从该信号计算特征。一种更具适应性的方法是首先确定是否需要分解,并且如果需要,则确定应该使用哪些频段。换言之,可以使用自适应处理方法,其中根据信号特性,从整个信号或者从选择的一组(一个或多个)分解信号计算特征。

[0166] 对于频域和时域方法两者,优选地选择特定的加速度计轴,并仅计算针对这些轴的特征。一个或多个轴可用于减少信号上的噪声。例如,对象的运动和/或外部振动可以从一个轴导出,并且用于校正沿捕捉从头到脚方向的轴的信号。另一种选择是选择高频信号能量与低频信号能量之比最高的通道。

[0167] 由于源于搏动的心脏的振荡主要是在平行于身体的方向(即从头到脚),相同方向的轴更适合检测变化。因此,在优选实施例中,选择与身体对齐的轴并且使用从该信号提取的能量特征。

[0168] 然而,在特定情况下,也可以使用所有加速度计轴(即,将它们加起来)。

#### [0169] 实验结果

[0170] 已经进行的实验表明,可以使用这种基于BCG的方法,特别是基于加速度计和压力传感器,来测量体内的流体积聚。

[0171] 在实验中使用水摄入来模拟身体内的流体积聚。在这种情况下,液体在胃和小肠中的积聚不言而喻,因此传感器装置位于胃和小肠下方,例如在下腰部或臀部周围。使用大约5分钟的测量时间,对象保持静止(直立或平躺)。

[0172] 图6示出了带有压力垫60、ECG电极62、呼吸测量带64和三轴加速度计66的实验设置。在工作流程中,先测量基线,然后摄入(不同体积的)水,并且随后进行测量。测量在站立和躺卧位置两者下进行。

[0173] 首先讨论基于使用加速度计的结果。当对象仰卧时,它们提供了更临床适用的情况。然而,使用体重秤测量可以获得类似的结果。

[0174] 使用平行于身体方向的加速度信号。

[0175] 图7示出了根据信号计算出的两个不同特征。每个特征针对两个基线测量结果BL1、BL2以及两个流体积聚条件FL1和FL2示出。这些是针对相同对象的信号,仅处于卧位,具有重复的测量1和2。

[0176] 根据所述信号来计算两种不同的能量测量特征。

[0177] 在此示例中,能量是整个信号的能量量度,即,没有频率分解。

[0178] 希尔伯特表示信号能量的度量,基于计算整个信号的希尔伯特变换。

[0179] 能量量度和希尔伯特变换都在基线(BL)与相应的流体积聚(FL)条件之间给出了很好的区分。换句话说,随着时间的推移监测到的信号的可变性取决于体内的液体发生显著变化。

[0180] 由于该显著变化,即使是少量(300毫升)的流体积聚其也是可观察的,信号能量或信号强度的变化被监测并且用于生成针对流体积聚警报(在该示例中是胃和小肠中的水,但用于验证检测内出血的可能性)。

[0181] 图8示出了信号特性(特别是能量量度)的变化,使用了从原始信号的短时分析中计算出的各种特征。

[0182] 上图示出了在5分钟的总测量持续时间内每个处理窗口(60秒)的平均能量特征。中间图示出了四种测试条件(BL1、BL2、FL1、FL2)的能量特征的平均值(线)和标准偏差(误差线),并且底部图示出了针对四种测试条件的能量特征的箱线图。从这些结果中可以清楚地看到和量化由于流体积聚而导致的能量减少。

[0183] 正如预期的那样,当使用心脏作为振荡源时,加速度计的位置会对信号具有影响。

[0184] 图9示出了针对三个不同加速度计位置的能量变化:acc-0(左肩)、acc-1(左大腿)和acc-2(胃)。通常,基于BCG信号的来源和传播,心脏与脚趾之间的加速度计位置是特别合适的位置。对于这种特殊情况,心脏下方的位置给出了最好的结果,因为流体在胃中。当然,对于心脏上方的流体积聚,情况并非如此。

[0185] 左栏针对一个对象,并且右栏是另一个对象。对于每个对象,BL1和BL2是重复的基线测量结果,并且FL1和FL2是针对流体积聚条件的重复测量结果。它们都针对躺下的对象。

[0186] 图9示出了信号的鲁棒性,因为测量是在不同时间进行的。请注意,加速度计的校准(即矢量分析)和定位将对信号质量有影响。

[0187] 还进行了实验以测量当对象处于站立位置时使用压力传感器时的灵敏度。同时对同一对象执行的测量表明,压力传感器信号的信号特性与加速度计信号的信号特性相当。因此,类似的灵敏度测量适用于加速度计信号和压力信号。

[0188] 图10示出了基于称重传感器获得的力测量结果的信号分析结果。

[0189] 体重秤中的称重传感器用于测量BCG信号,流体积聚增加了300毫升水。BL1和BL2表示针对对象的两次重复的基线测量。FL1和FL2是对象首次饮用300毫升水后的重复的测量。FL3和FL4是第二次消耗300毫升水后的第二组重复的两次测量。FL5和FL6是在第三次消耗300毫升水后第三组重复的两次测量。从图10中可以看出,重量(左上图)随着水摄入的增加而增加,并且IMF2的能量(右上图)示出了下降趋势。

[0190] 左下图示出IMF2信号的频率(x60,即每分钟循环数),并且右下图示出了估计的心率。

[0191] 两次测量的结果表明IMF2信号的能量有类似的降低。即使重复次数有限,300ml的流体积聚也与基线显著不同。

[0192] 因此,IMF2信号的能量可用于创建趋势线,其中,该趋势用于提供内出血的警报。

[0193] 图11的顶部图像以实线示出了针对图10中表示的对象的IMF2能量作为体积摄入量的函数的趋势线。

[0194] 虚线示出了针对另一对象的数据(未示出底层的数据)。当标准化为基线(体积=0)时,两个数据源显示出与体积摄入量的良好相关性,如图11的底部图像所示(它示出了顶部图像的两个图,但由于基线校正而交叠)。

[0195] 趋势线的梯度可以用作警报的触发器,例如如果梯度超过特定阈值(即小于特定的负阈值)。

[0196] 基线和高于阈值的测量条件之间的幅值差也可以用作触发。实际上,这可以通过使用基线读数进行归一化来实现。任何大于x%(例如2.5%)的偏差都可用于触发警报。

[0197] 适当的触发取决于检测方法。对于基于一般特征的检测,可以使用变化或趋势模式的分析。

[0198] 对于基于特定特征的方法,其中特定特征与体内的流体积聚相关,可以使用基于阈值的方法。换句话说,一旦此特征示出特定值,就可以生成警报。

[0199] 对于应用机器学习方法(也包括深度学习)的基于数据的模型,将观察分类器的输出处的概率并用于做出是否触发警报的决定。

[0200] 对于基于时间序列的方法,寻找信号特征的趋势将是优选的。

[0201] 图12示出了一种用于检测对象体内的流体积聚的方法,包括:

[0202] 在步骤50中,获得从与所述对象的心脏相对的身体区域的位置获得的由对象心脏的搏动引起的力、运动或压力信号;并且

[0203] 在步骤52中,分析所述信号随时间的变化,从而确定流体积聚已经发生。

[0204] 对于上面的具体示例,步骤52可以被分解为以下步骤:

[0205] 在步骤53中执行特征提取以分离心冲击描记信号的感兴趣特征;

[0206] 在步骤54中确定在多个心动周期的时间段内的心冲击描记信号的所述感兴趣特征的特征;并且

[0207] 在步骤56中,根据所确定的参数的变化确定已经发生了流体积聚。

[0208] 然后在步骤58中提供警报。

[0209] 已经进行了进一步的实验,以表明使用这种基于BCG的方法可以测量体内的流体积聚,其中在分析某些频率范围时效果更好。在BCG的背景下,已知人体的基本共振频率在3到7Hz的范围内。

[0210] 该设置组合使用不同的传感器来不显眼地采集BCG信号。这些包括:

[0211] 三个电隔离的三轴加速度计;

[0212] 由定位于方形板的四个角上的四个应变式压力传感器组成的定制体重秤,通过四个测量值的加和获得参与者的瞬时总重量;并且

[0213] 放置在床上并且与参与者的躯干相对应的机电薄膜(EMFi)传感器垫(取决于志愿

者的解剖结构,大约从肩膀延伸到下背部)。

[0214] 实验协议由两个独立的测试轮组成,协议略有不同,在不同的日子对每个参与者进行,最多相隔7天。参与者被要求在测试前两小时禁食和饮水,并在测试紧邻开始前排空膀胱。在两轮测试中,协议的初始部分是相同的,并且包括在两个不同的监测位置进行重复的基线测量:躺在装备有传感器的床上,站在体重秤上。每个记录的持续时间为3分钟,并且针对总共四次测量,站立和躺下的测量交错进行。在测试的初始部分完成后,参与者被要求在最多10分钟的时间内喝500毫升的澄净水。

[0215] 在第1轮测试中,加速度计1放置在下腹左侧(肚脐高度以下约3厘米);加速度计2放置在右大腿外侧(膝盖上方约2厘米);加速度计3在右小腿背面(脚踝上方约2厘米)。在第2轮测试期间,加速度计1保持在与上一轮相同的位置;加速度计2被放置在上胸部的左侧(锁骨下方约1厘米);下背部右侧的加速度计3(与加速度计1的高度大致相同)。

[0216] 实验涉及分析相同信号的不同特征,其中每个特征通过改变分析的频带或分析信号的方法而与其他特征不同。所有特征最初都是在10秒的滑动窗口上计算的,没有交叠。研究的完整特征列表包括不同的频带和基于经验模态分解的特征。

[0217] 特征1 (F1) -获得完整信号的标准偏差,没有预处理。

[0218] 特征2 (F2) -排除呼吸频带。在计算标准偏差之前,信号使用六阶高通Butterworth滤波器进行滤波,截止频率为0.6Hz。这经所述BCG信号的呼吸分量。

[0219] 特征3 (F3) -排除呼吸和心率频带。此特征更具选择性,专注于BCG信号的更高频率。在计算标准偏差之前,使用截止频率为2Hz的6阶高通Butterworth来对信号进行滤波。

[0220] 特征4 (F4) - '共振频带'。该频带被认为包含与身体自然频率密切匹配的BCG信号频率,从而进入共振状态,其增强响应振动。此特征的通带已定义为具有2.5和7.5Hz的截止频率。所使用的滤波器还是6阶Butterworth滤波器。

[0221] 特征5 (F5) -利用经验模态分解(EMD)去噪的标准偏差。

[0222] 特征6到9 (F6-F9) -分别为IMF2、3、4和5的标准差。这些特征基于EMD并且有选择地计算标准偏差。

[0223] 特征10到18 (F10-F18) -基于中值绝对偏差(MAD)的特征集。这九个特征涉及与特征1到9相同的预处理步骤,但使用MAD而不是标准偏差来计算能量。MAD被定义为与数据中位数的绝对偏差的中位数。它是一种类似于标准差的量度,但它对异常值的鲁棒性比标准偏差强。

[0224] 所有特征都是从12个可用信号(8个加速度计通道、EMFi和通过每个加速度计的轴的总和获得的额外3个信号)中的每个计算得出的。

[0225] 图13示出了根据从12个信号之间的平均值计算的t检验(一种假设检验)从基线测量到摄取后每个特征测量的减少。看起来最有前途的特征是特征4(即基于共振的特征)和相应的基于MAD的特征13。

[0226] 因此,系统的一种实施方式可以涉及13对来自传感器装置的信号进行滤波以仅包括落入2.5和7.5Hz之间的预定义人体共振频率范围,例如3Hz到7.5Hz,例如2.5Hz到7.0Hz,例如3Hz到7Hz。

[0227] 虽然主要应用是内出血,但预期其他应用领域。这些应用中的一个与流血无关的流体积聚/再分布。例如,心力衰竭患者的流体积聚,或怀孕期间流体的重新分布。在此,

站立位置的测量也是可行的。对于站立位置的测量,具有较低值5Hz和较高值11Hz和/或12Hz和/或13Hz的特征带可能是优选的。这是相对于躺下位置的略微偏移。该偏移是由于身体的机械响应根据身体上的组织/器官/部分的压缩而改变。人们可以将身体视为一组由“弹簧”和“阻尼器”连接的元素,它们在压缩期间中不是线性的。

[0228] 为了确定最佳频带,可以执行围绕特征4的开始和结束频率的频率扫描,并且选择表现最佳的频带作为最终特征。为了具有适用于不同身体位置和参与者的鲁棒,可以选择尽可能宽的频段,而不降低性能。

[0229] 基于人体的BCG和集总质量机械模型的组合,可以根据体重、体型(部分还包括男性/女性差异)和长度来计算个性化共振频率。该模型给出了作为体重和体重指数函数的共振频率的广义关系。性别和年龄也可以并入到以上模型中。

[0230] 还可以执行针对位置的谐振频率的调整。(这样的调整是可能的,通过收集有代表性的实验数据并从中学习,或通过使用现有的(不同体位)模型,用实验数据对其进行模拟,并分析模拟结果。)

[0231] 众所周知,处于不同体位的人的共振频率略有不同。为了提高准确度和检测灵敏度,可以使用加速度计来估计对象的位置(例如仰卧、站立、坐着等),然后利用位置信息,可以确定个性化的共振带。这种适应可以使检测算法更加具体和针对特定条件,其可以实现更高的准确性和灵敏度。

[0232] 如上所述,系统利用处理器来执行数据处理。处理器可以用软件和/或硬件以多种方式实现,以执行所需的各种功能。处理器通常采用一个或多个微处理器,可以使用软件(例如,微代码)对其进行编程,以执行所需的功能。处理器可以实现为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的一个或多个编程的微处理器和相关联的电路的组合。

[0233] 可以在本公开的各种实施例中使用的电路的范例包括但不限于,常规微处理器,专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0234] 在各种实现方式中,处理器可以与一个或多个存储介质相关联,诸如易失性和非易失性计算机存储器,诸如RAM,PROM,EPROM和EEPROM。存储介质可以编码有一个或多个程序,所述程序当在一个或多个处理器和/或控制器上运行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内,或者可以是可转移的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器中。

[0235] 上面讨论了基于时间序列的处理方法,但也提到可以使用机器学习。机器学习分类器将持续生成关于是否检测到流体积聚的概率得分。也可以使用基于深度学习的方法。

[0236] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。可以将计算机程序存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

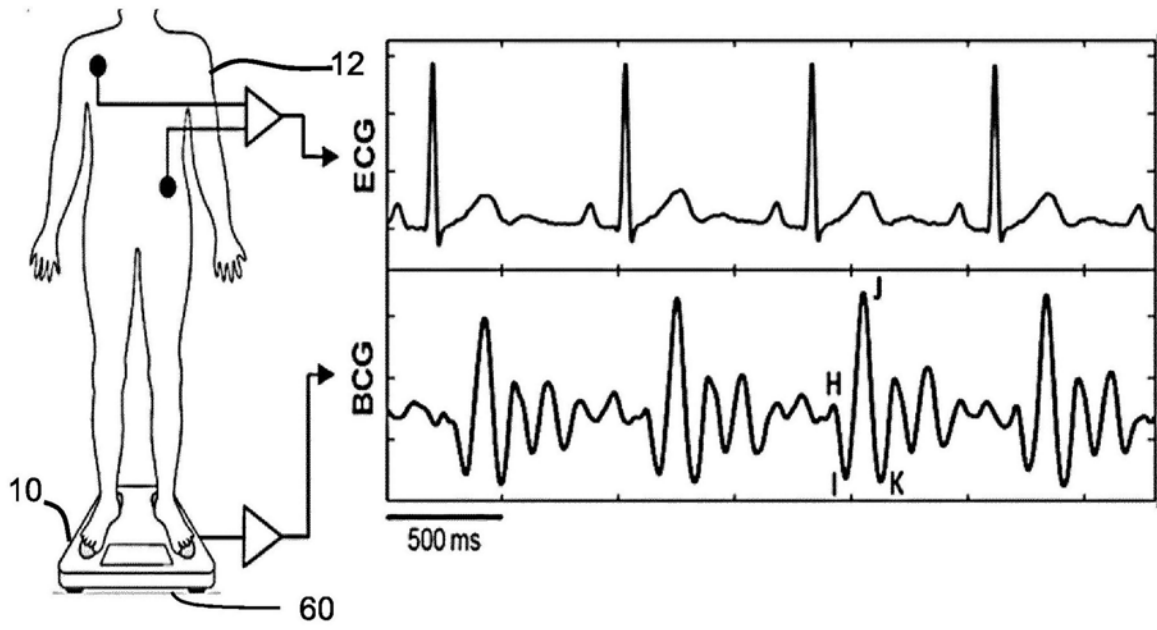


图1

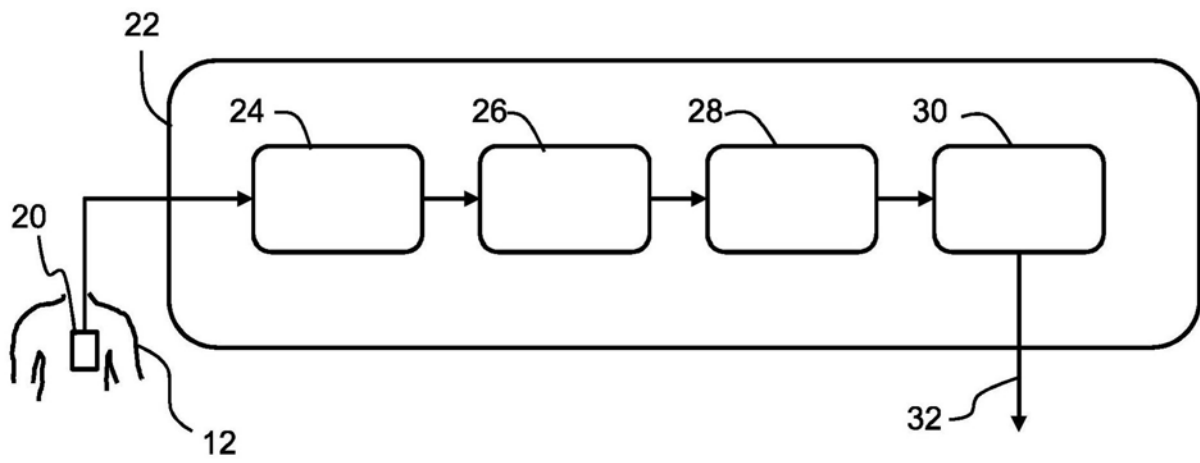


图2

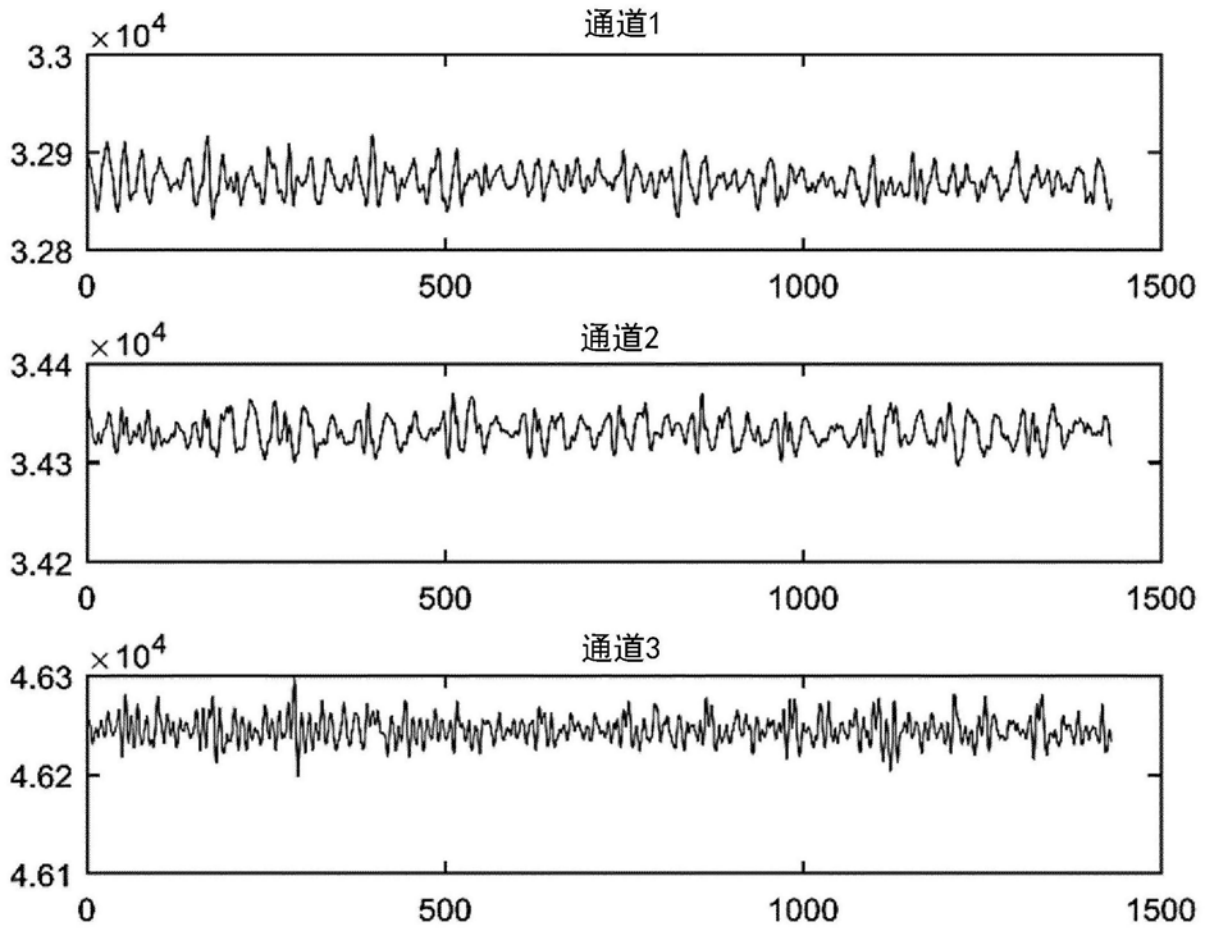


图3

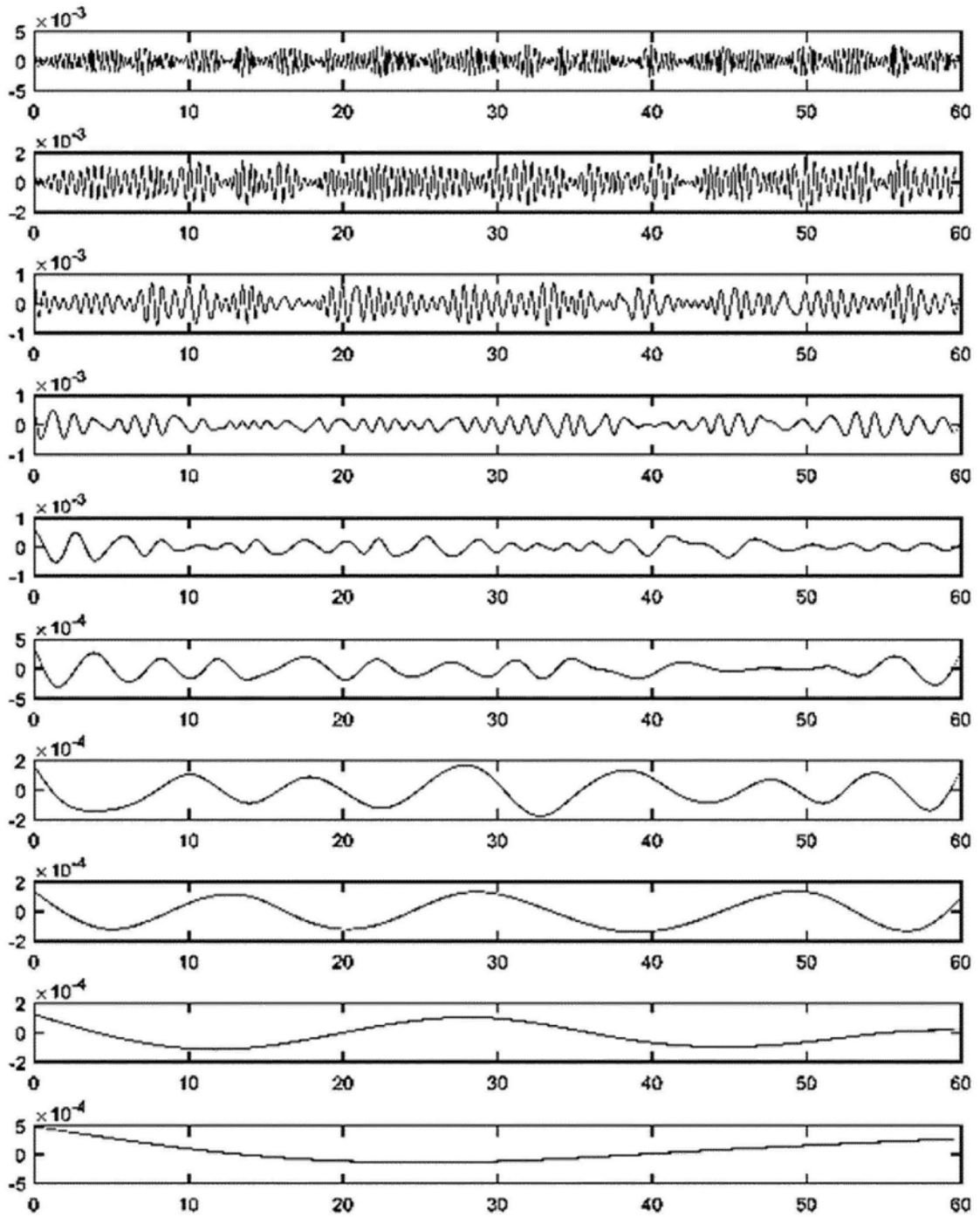


图4

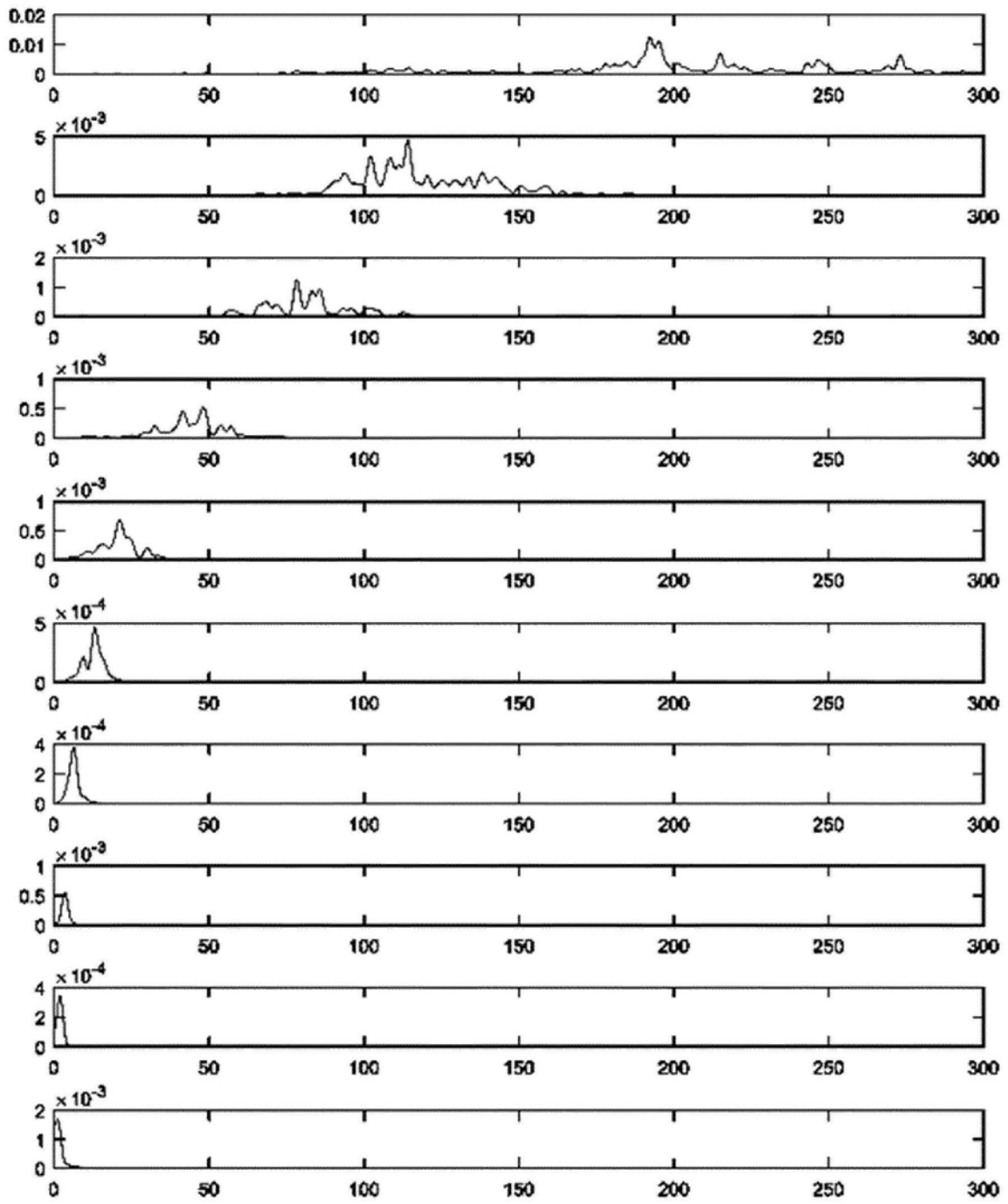


图5

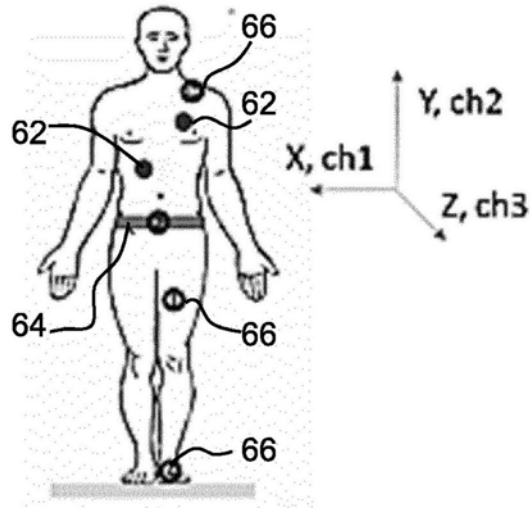


图6

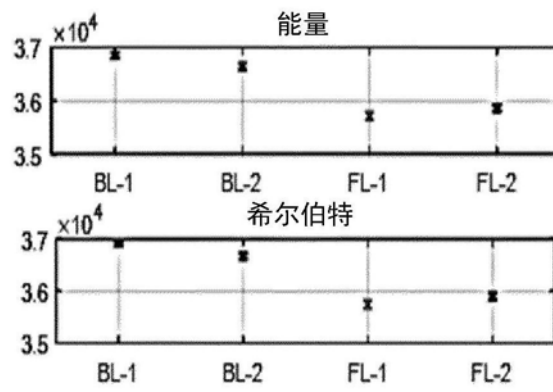


图7

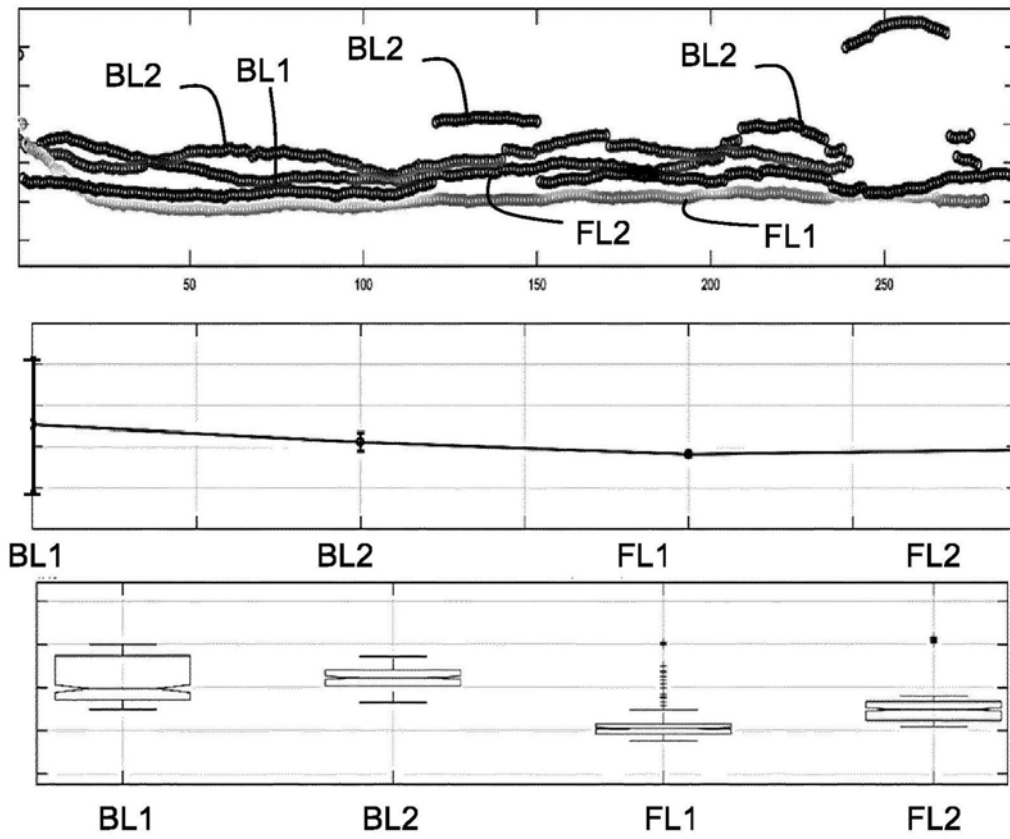


图8

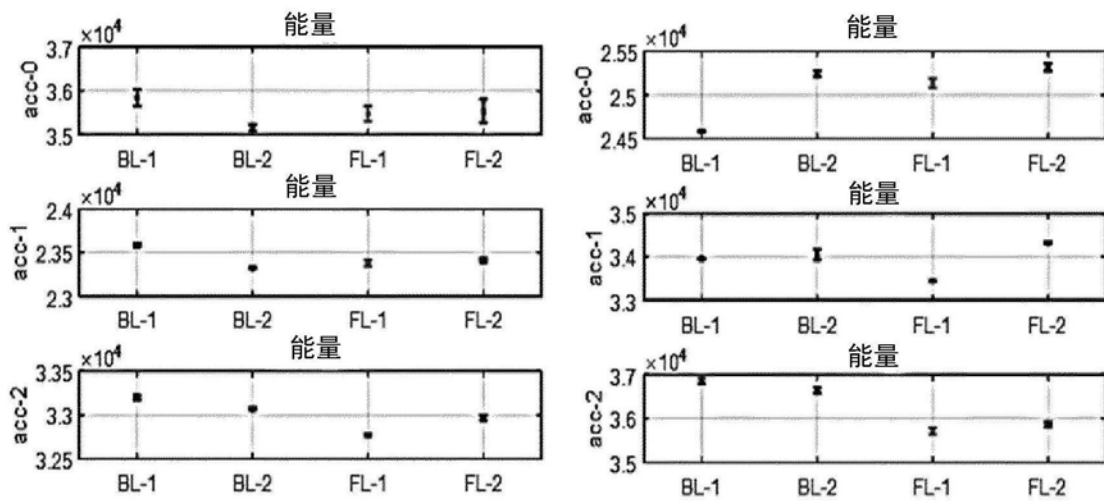


图9

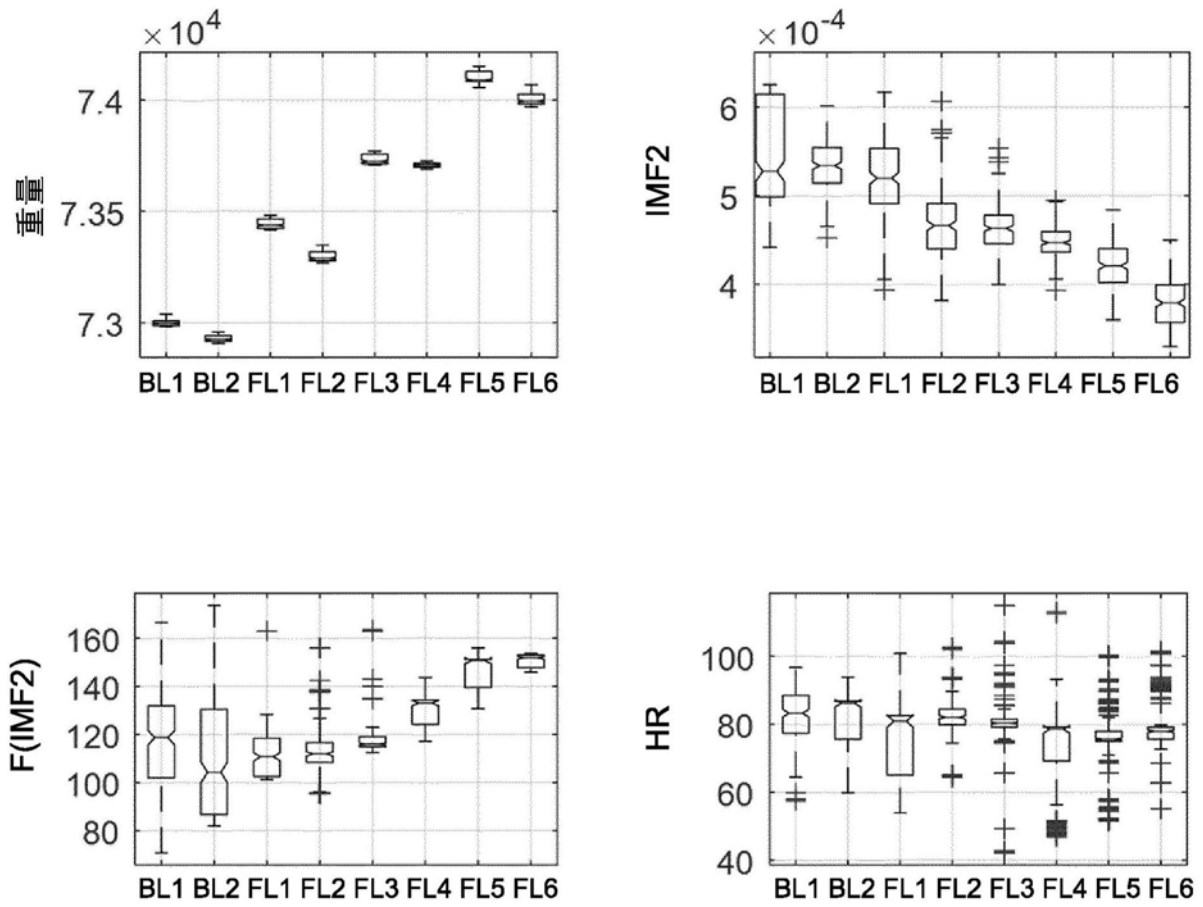


图10

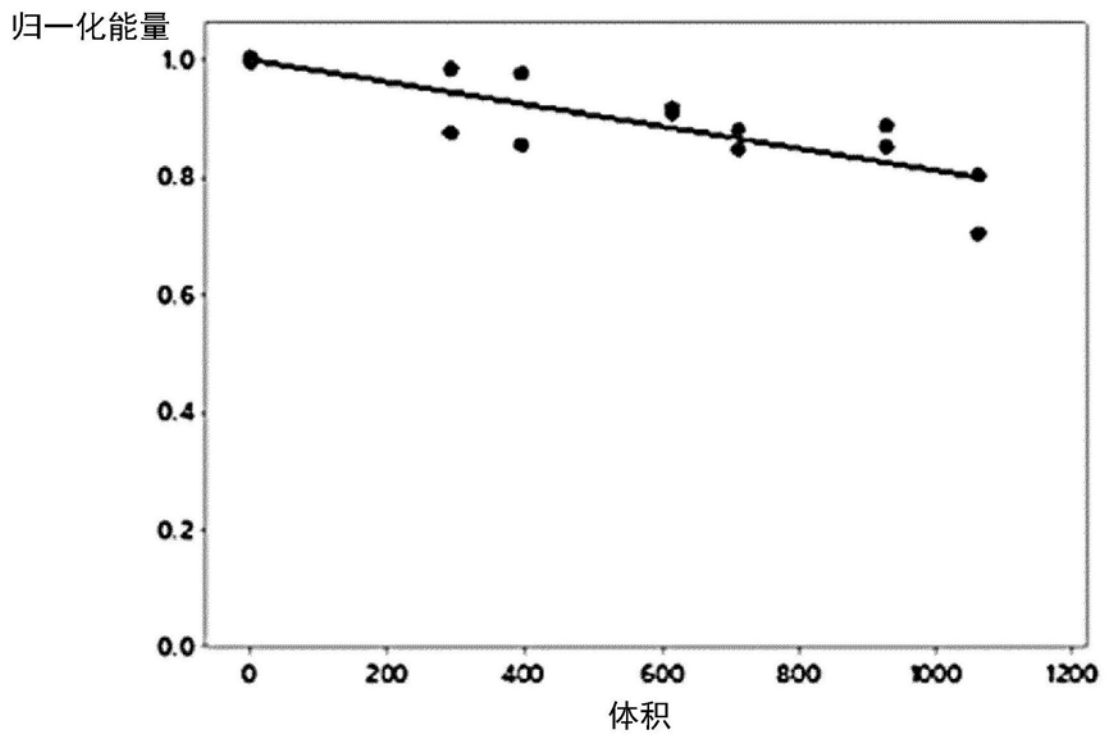
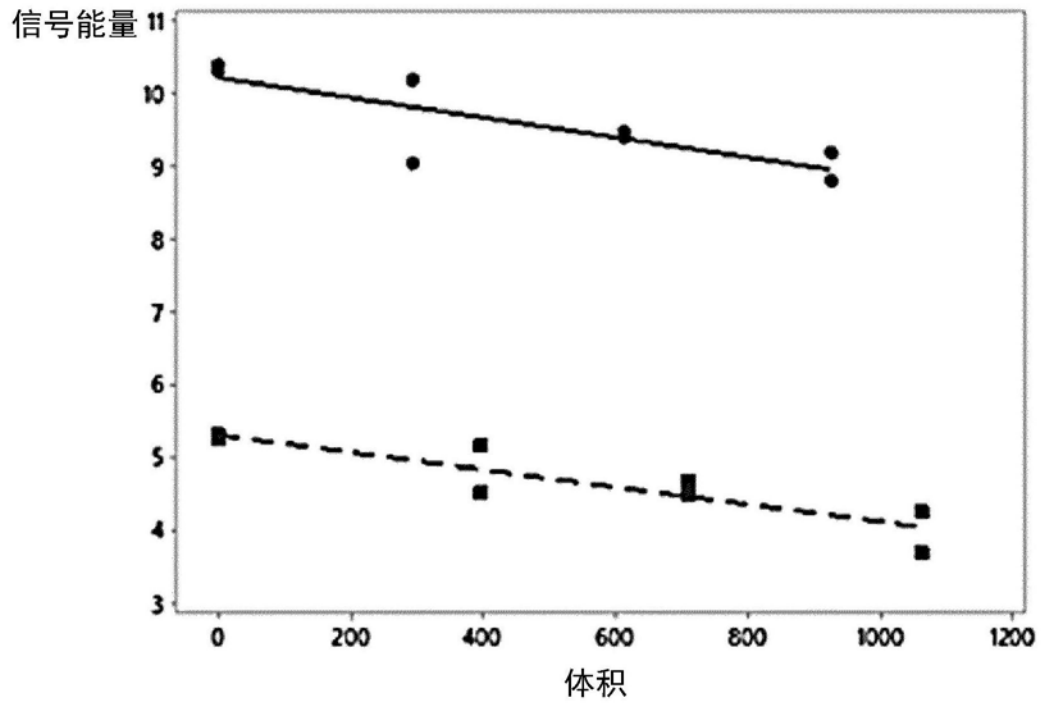


图11

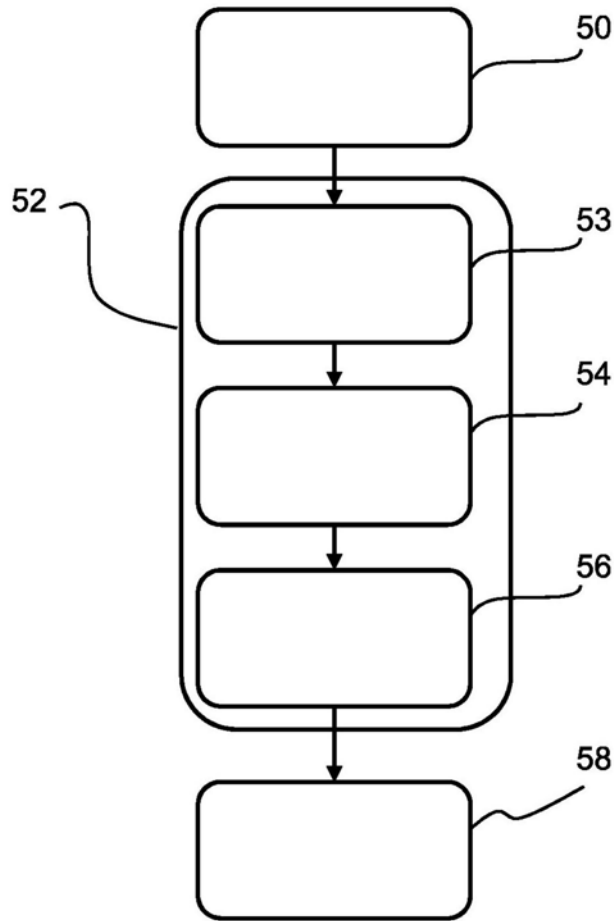


图12

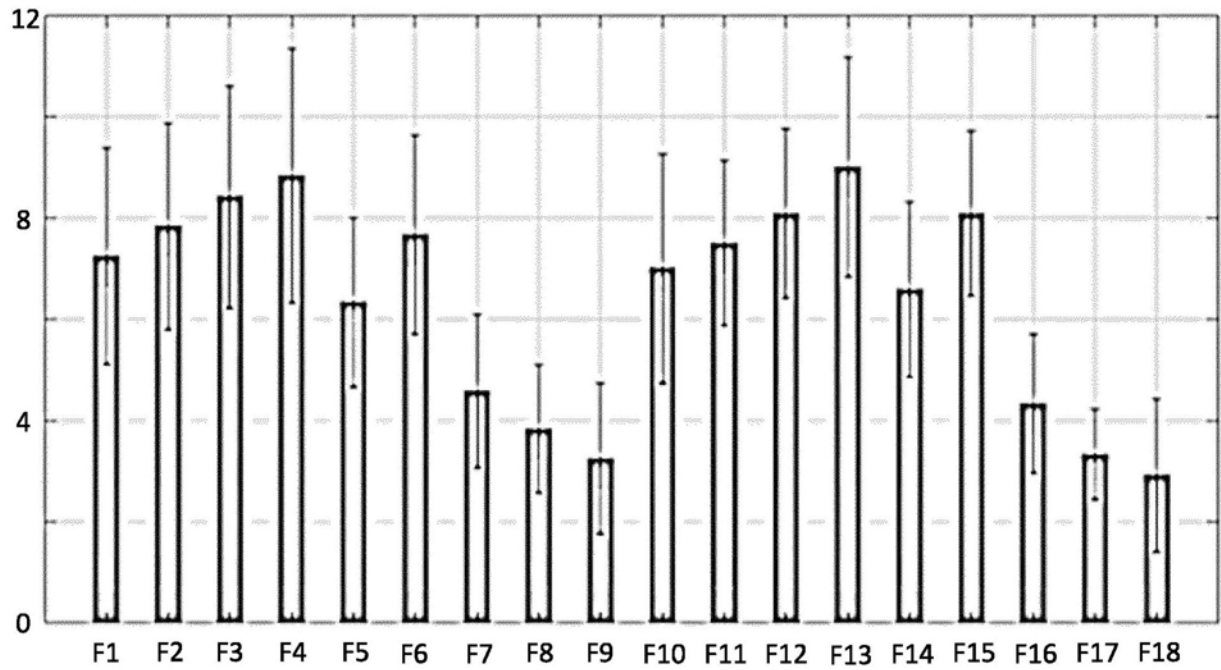


图13