



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105530866 B

(45)授权公告日 2019.11.05

(21)申请号 201480050421.3

(22)申请日 2014.09.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105530866 A

(43)申请公布日 2016.04.27

(30)优先权数据
20135924 2013.09.13 FI

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.03.11

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2014/064377 2014.09.10

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/036925 EN 2015.03.19

(73)专利权人 株式会社村田制作所
地址 日本京都府
专利权人 普雷科迪尔公司

(72)发明人 乌尔夫·梅里黑内 玛丽卡·尤波

泰罗·科伊维斯托 米科·潘卡拉
卡蒂·赛拉宁
马库斯·格伦霍尔姆

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 朱胜 李春晖

(51)Int.Cl.
A61B 5/11(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/046(2006.01)
G01C 19/5621(2006.01)

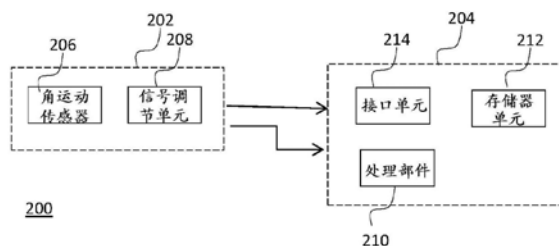
(56)对比文件
CN 102458237 A,2012.05.16,
US 2007/0032749 A1,2007.02.08,
WO 2013/121431 A1,2013.08.22,
WO 2012/092303 A1,2012.07.05,
EP 2198916 A1,2010.06.23,

审查员 廖怡芳

权利要求书4页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称
心脏监测系统

(57)摘要
一种包括角运动传感器的设备,该角运动传感器被配置成获得指示主体的胸腔的旋转运动的角冲击描记器信号。信号处理装置被配置成根据该角心冲击描记器信号来生成指示主体的心脏操作的输出参数的测量值。



1. 一种系统,其特征在于包括:

陀螺仪,其被配置成:响应于主体的胸腔内的心血管旋转,在所述主体的胸腔上并且使用科里奥利效应来获得指示所述主体的胸腔上的旋转反冲运动的角心冲击描记器信号;

信号处理装置,其被配置成根据所述角心冲击描记器信号来生成下述输出参数的测量值,所述输出参数指示在所述主体的心脏操作期间心脏的径向取向、心脏的角速度或者心脏的角加速度。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于包括:

传感器单元,其包括陀螺仪;以及

控制单元,其耦接至所述传感器单元以接收所述角心冲击描记器信号。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,

所述传感器单元被配置成附接至所述主体的胸腔的外部;以及

所述控制单元被通信地耦接至所述传感器单元以接收所述角心冲击描记器信号。

4. 根据权利要求1、2或3所述的系统,其特征在于,

所述陀螺仪被配置成在与旋转轴平行的感测方向上感测旋转运动;

所述陀螺仪的感测方向被配置成与所述主体的身体的对称平面对准。

5. 根据权利要求4所述的系统,其特征在于,所述主体是人类,并且所述对称平面是所述人类主体的纵分平面。

6. 根据权利要求2或3所述的系统,其特征在于,所述系统是移动计算设备。

7. 根据权利要求2或3所述的系统,其特征在于,所述系统包括远程节点,所述远程节点通信地耦接至所述控制单元。

8. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成根据所述角心冲击描记器信号生成下述测量值:所述测量值表示所述主体的心脏的临时的每搏输出量。

9. 根据权利要求8所述的系统,其特征在于,

所述角心冲击描记器信号是连续的;

所述信号处理装置被配置成确定所述角心冲击描记器信号的序列的幅度;

所述信号处理装置被配置成使用所述幅度来生成下述测量值:该测量值表示在所述角心冲击描记器信号的序列期间的临时的每搏输出量。

10. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成根据所述角心冲击描记器信号来生成下述测量值:该测量值表示所述主体的心脏的搏动间隔时间或心率。

11. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成根据所述角心冲击描记器信号来生成下述测量值:该测量值表示所述主体的心脏的主动脉闭合或主动脉打开。

12. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成根据所述角心冲击描记器信号来生成下述测量值:该测量值表示所述主体的另一维持生命必需的操作。

13. 根据权利要求12所述的系统,其特征在于,所述维持生命必需的操作是呼吸。

14. 根据权利要求2或3所述的系统,其特征在于,所述控制单元被配置成将主体的角心

冲击描记器信号或根据所述主体的所述角心冲击描记器信号而生成的测量值存储在本地数据库或远程数据库中。

15. 根据权利要求14所述的系统,其特征在于,所述控制单元被配置成将新的测量值与选择的存储的信息进行比较,并且在新的值与所述存储的信息的偏差超过预定义阈值的情况下生成警报。

16. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成:

确定所述角心冲击描记器信号的幅度变化;

根据所确定的所述角心冲击描记器信号的幅度变化来生成输出参数的测量值。

17. 根据权利要求16所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成根据所述角心冲击描记器信号上的以心跳速率重复的波动图形来确定所述幅度变化,以使得所述幅度变化包括所述幅度的两个或更多个增大以及所述幅度的两个或更多个减小。

18. 根据权利要求17所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成根据所述角心冲击描记器信号上的以心跳速率重复的主动脉打开A0波动图形来确定所述幅度变化。

19. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成:

从指示与心脏活动相关的电磁现象的信号提取以心跳速率重复的第一波动图形;

从所述角心冲击描记器信号提取以所述心跳速率重复的第二波动图形;

形成定时数据,所述定时数据的值指示从属于一个心跳时段的所述第一波动图形的参考点至属于同一心跳时段的所述第二波动图形的参考点的时间段;

使用所述定时数据来生成输出参数的测量值。

20. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成:

确定所述定时数据与指示所述心跳速率的起搏数据之间的相关性;

使用所述相关性来生成所述输出参数的测量值。

21. 根据权利要求19所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成:

确定所述定时数据在连续的心跳时段之间的随机变化;

使用所述随机变化来生成输出参数的测量值。

22. 根据权利要求16至21中任一项所述的系统,其特征在于,所述信号处理装置被配置成使用所述输出参数来指示所述主体的异常心脏操作。

23. 根据权利要求22所述的系统,其特征在于,所述异常心脏操作由心房期外收缩或心房纤维性颤动引起。

24. 根据权利要求2或3所述的系统,其特征在于,所述传感器单元被配置成布置在所述主体的上部躯干的胸部部分。

25. 根据权利要求2或3所述的系统,其特征在于,所述传感器单元被配置成布置在所述主体的上部躯干的背部部分。

26. 根据权利要求2或3所述的系统,其特征在于,所述传感器单元被配置成使用微机电陀螺仪来获得所述角心冲击描记器信号。

27. 一种方法,包括:

响应于主体的胸腔内的心血管旋转,通过陀螺仪在所述主体的胸腔上并且使用科里奥利效应来获得指示所述主体的胸腔的旋转反冲运动的角心冲击描记器信号;

根据所述角心冲击描记器信号来生成下述输出参数的测量值,所述输出参数指示在所

述主体的心脏操作期间心脏的径向取向、心脏的角速度或者心脏的角加速度。

28. 根据权利要求27所述的方法, 包括:

将包括所述陀螺仪的传感器单元附接至所述主体的胸腔的外部; 以及

将所述角心冲击描记器信号转发至控制单元, 所述控制单元通信地耦接至所述传感器单元。

29. 根据权利要求27或28所述的方法, 包括:

在与旋转轴平行的感测方向上感测旋转运动;

将所述感测方向与所述主体的身体的对称平面对准。

30. 根据权利要求29所述的方法, 其特征在于, 所述主体是人类, 并且所述对称平面是所述人类主体的纵分平面。

31. 根据权利要求28所述的方法, 包括: 将所述测量值转发至远程节点, 所述远程节点通信地耦接至所述控制单元。

32. 根据权利要求27或28所述的方法, 其特征在于, 根据所述角心冲击描记器信号生成下述测量值: 该测量值表示所述主体的心脏的临时的每搏输出量。

33. 根据权利要求32所述的方法, 其特征在于, 所述角心冲击描记器信号是连续的, 并且所述方法包括: 确定所述角心冲击描记器信号的序列的幅度; 以及使用所述幅度来生成下述测量值: 该测量值表示在所述角心冲击描记器信号的序列期间的临时的每搏输出量。

34. 根据权利要求27或28所述的方法, 其特征在于, 根据所述角心冲击描记器信号来生成下述测量值: 该测量值表示所述主体的心脏的搏动间隔时间或心率。

35. 根据权利要求27或28所述的方法, 其特征在于, 根据所述角心冲击描记器信号来生成下述测量值, 该测量值表示所述主体的心脏的主动脉闭合或主动脉打开。

36. 根据权利要求27或28所述的方法, 其特征在于, 根据所述角心冲击描记器信号来生成下述测量值: 该测量值表示所述主体的另一维持生命必需的操作。

37. 根据权利要求36所述的方法, 其特征在于, 所述维持生命必需的操作是呼吸。

38. 根据权利要求27或28所述的方法, 其特征在于, 将所述主体的角心冲击描记器信号或根据所述主体的所述角心冲击描记器信号而生成的测量值存储在本地数据库或远程数据库中。

39. 根据权利要求38所述的方法, 其特征在于, 将新的测量值与选择的存储的信息进行比较, 并且在新的值与所述存储的信息的偏差超过预定义阈值的情况下生成警报。

40. 根据权利要求27所述的方法, 其特征在于,

确定所述角心冲击描记器信号的幅度变化;

根据所述角心冲击描记器信号的幅度变化来生成所述输出参数的测量值。

41. 根据权利要求40所述的方法, 其特征在于, 根据所述角心冲击描记器信号上的以心跳速率重复的波动图形来确定所述幅度变化, 以使得所述幅度变化包括所述幅度的两个或更多个增大以及所述幅度的两个或更多个减小。

42. 根据权利要求41所述的方法, 其特征在于, 根据所述角心冲击描记器信号上的以心跳速率重复的主动脉打开A0波动图形来确定所述幅度变化。

43. 根据权利要求27所述的方法, 其特征在于,

从指示与心脏活动相关的电磁现象的信号提取以心跳速率重复的第一波动图形;

- 从所述角心冲击描记器信号提取以所述心跳速率重复的第二波动图形；
形成定时数据,所述定时数据的定时值指示从属于一个心跳时段的所述第一波动图形的参考点至属于同一心跳时段的所述第二波动图形的另一参考点的时间段；
使用所述定时数据来生成输出参数的测量值。
44. 根据权利要求43所述的方法,其特征在于,
确定所述定时数据与指示所述心跳速率的起搏数据之间的相关性；
使用所述相关性来生成输出参数的测量值。
45. 根据权利要求44所述的方法,其特征在于,
确定所述定时值在连续的心跳时段期间的随机变化；
使用所述随机变化来生成所述输出参数的测量值。
46. 根据权利要求40至45中任一项所述的方法,其特征在于,使用所述输出参数来指示所述主体的异常心脏操作。
47. 根据权利要求46所述的方法,其特征在于,所述异常心脏操作由心房期外收缩或心房纤维性颤动引起。
48. 根据权利要求28所述的方法,其特征在于,将所述传感器单元布置在所述主体的上部躯干的胸部部分。
49. 根据权利要求28所述的方法,其特征在于,将所述传感器单元布置在所述主体的上部躯干的背部部分。
50. 根据权利要求27、28和40至45中任一项所述的方法,其特征在于,使用微机电陀螺仪来获得所述角心冲击描记器信号。
51. 一种计算机可读存储介质,存储用于在心脏监测系统中执行根据权利要求27至50中任一项所述的方法的指令。

心脏监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及监测用户的维持生命必需的体征,尤其是涉及一种用于监测主体的心脏操作的系统、方法以及计算机程序产品。

背景技术

[0002] 心脏是由能够产生收缩的单元形成的中空组织,收缩改变单元的长度和形状。心脏通过称为心血管系统的动脉和静脉网在周期性收缩中泵送血液。如图1中所示,人类心脏包括四个腔室,四个腔室被隔膜划分成右侧(右心房RA和右心室RV)以及左侧(左心房LA和左心室LV)。在心跳周期期间,右心房RA从静脉接收血液并且将血液泵送至右心室,以及右心室RV将血液泵送到肺中用于氧合。左心房LA从肺接收经氧合的血液并且将此血液泵送至左心室LV,以及左心室LV将血液泵送到静脉中。心脏的尖端AP是由左心室LV的下侧部分形成的部分。

[0003] 研究出了各种技术以提供指示监测主体的心脏操作的可测量参数。这些技术中许多是侵入式的,因此仅能够适用于先进的医疗使用。

[0004] 在非侵入式方面,超声心动描记术是应用超声来提供心脏的图像的技术。超声心动描记术可以在床边舒适地进行,因此其成为了对于患病心脏和健康心脏的心脏机制的非侵入式研究的广泛使用的工具。然而,所产生的图像要求复杂的并基本固定的计算机装备,并且图像需要由经良好训练的医师来解释。通过超声心动描记术在临床环境外对心脏操作进行流动式监测或长期监测在实际上并不可能。

[0005] 心电描记术是基于使用附接至监测主体的皮肤表面的电极来测量心脏的电学活动。在心电描记术中,将心脏的波去极化检测为放置在皮肤上的特定位置的一对电极之间的电压的变化。通常,使用多个电极,并且将其以组合布置成配对(引线)。心电图非常准确并被广泛使用,并且还允许一些计算机化阐释。然而,对于没有医疗训练的用户而言,电极的适当放置可能是具有挑战性的。此外,测量系统通常需要使用线缆连接至多个自粘衬垫的计算机化系统,其中,自粘衬垫通过导电胶耦接至监测主体的皮肤。在这样布线的情况下移动非常受限。

[0006] 专利公开W02010145009公开了一种用于确定指示主体的生理情况的信息的设备。该设备包括传感器装置,该传感器装置获得指示沿多个空间轴测量的主体的心脏运动的心冲击描记器数据。心冲击描记器数据指示响应于心脏的心肌活动而发生的身体的机械运动的程度。然后使用该心冲击描记器数据来处理指示主体的心脏运动的数据。该现有技术方法克服了现有技术的一些限制。然而,已经注意到,沿空间轴进行线性测量严重受测量期间监测主体的姿势影响。此外,使用线性运动数据,并不能够完全可靠地测量心跳周期的一些特性。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供消除或至少缓解现有技术的缺点中的至少一个缺点的一

种非侵入式心脏操作监测解决方案。使用本发明的系统、方法和计算机可读存储介质来实现本发明的目的。

[0008] 公开了本发明的优选实施方式。

[0009] 由于心肌纤维的特定取向,在心跳周期中,心脏沿其长轴进行旋转以及进行绞拧(扭动)运动。心脏旋转引起的左心室LV的扭转挤压和打开表示心脏的每搏输出量的大约60%。可以认为剩下的由左心室LV与左心房LA之间的壁的偏转引起以及由从顶端AP对左心室LV的线性挤压引起。

[0010] 本发明公开了一种包括角运动传感器的设备,该角运动传感器被配置成获得指示主体的胸腔的旋转运动的角心冲击描记器信号。信号处理装置被配置成根据该角心冲击描记器信号来生成指示主体的心脏操作的输出参数的测量值。所生成的值或参数可以在独立系统中使用或者组合使用,以改进在应用现有技术中的一个或多个技术的系统中的信号和/或进行的分析。

[0011] 角运动传感器的信号不被重力所影响,这使得测量实际上与监测主体的位置或姿势无关。已经注意到,胸腔的外部角运动是下述量级,所述量级大于仅仅根据心脏旋转的程度和心脏的大小与人类胸腔的直径之间的比率而预计的量级。还注意到,角运动的检测还对传感器相对于心脏的位置相对不敏感。由于这些方面,使用附接至监测主体的胸腔的甚至一个陀螺仪例如微机电陀螺仪也可以进行准确测量。微机电陀螺仪准确、尺寸较小以及商业上良好地可用。

[0012] 以下使用对本发明的一些实施方式的详细描述来更详细地论述本发明的这些优势和另外的优势。

附图说明

[0013] 在下文中,将参照附图结合优选实施方式更详细地描述本发明,在附图中:

[0014] 图1示出了人类心脏的元件;

[0015] 图2示出了监测系统的实施方式的功能元件;

[0016] 图3示出了心脏监测系统的功能配置;

[0017] 图4示出了心脏监测系统的另一示例性配置;

[0018] 图5示出了使用图4的系统取得的测量结果;

[0019] 图6示出了包括心脏监测系统的远程监测系统;

[0020] 图7示出了在心跳周期期间的示例性角心冲击描记器信号;

[0021] 图8示出了角心冲击描记器信号的简化示例;

[0022] 图9示出了在特定匹配滤波之后与图7的角心冲击描记器信号对应的示例性输出信号;

[0023] 图10示出了来自图7的信号的潜在A0峰值;以及

[0024] 图11示出了从测试主体测量的每搏输出量和心跳时间戳的示例性值;

[0025] 图12示出了使用各种测量技术从一个测试主体同时地取得的测量结果;

[0026] 图13示出了指示主体的心房期外收缩的参数的生成;

[0027] 图14示出了在主体的心房纤维性颤动情况下的示例性时间差(TD);

[0028] 图15示出了在考虑中的人正在呼吸时心房纤维性颤动情况下的示例性信号的幅

度变化；

[0029] 图16示出了指示心血管旋转的示例性信号的ECG波形和角心冲击图波形的示例。

具体实施方式

[0030] 以下实施方式为示例性的。尽管说明书可能提及“一种”、“一个”或“一些”实施方式，然而这并不一定意味着每个这样的提及是针对同一实施方式，或者并不一定意味着特征仅应用于单个实施方式。可以将不同实施方式的单个特征合并以提供另外的实施方式。

[0031] 在下文中，将使用可以执行本发明的各个实施方式的设备架构的简单示例来描述本发明的特征。详细地描述了仅用于说明实施方式的相关元件。心脏监测系统和方法的各种实现方式包括对于本领域技术人员而言周知的元件，并且在本文中可以不具体描述。

[0032] 根据本发明的监测系统针对指示主体的心脏的操作的一个或多个参数生成一个或多个输出值。这些值可以就其本身被使用或者可以被进一步处理以指示主体的心脏的情况。本文中监测系统将公开为被应用于人类主体。然而，本发明可用于动物物种或具有心脏和身体的任何类型的主体，其中，身体响应地包围心脏以使得心跳导致身体的反冲运动。

[0033] 图2的框图示出了根据本发明的监测系统200的实施方式的功能元件。该系统包括：角运动传感器，该角运动传感器被配置成获得指示主体的胸腔的旋转运动的角心冲击描记器信号；以及信号处理装置，该信号处理装置被配置成根据该角心冲击描记器信号来生成指示主体的心脏操作的输出参数的测量值。这些元件可以实现为一个物理设备例如移动计算设备如智能电话或平板计算机。替选地，元件可以被包括在系统的两个或多个电耦接或通信地耦接的物理设备中。图2示出了系统200包括传感器单元202和控制单元204的示例性配置。在该示例中，传感器单元202可以被视为要附接至监测主体的元件，以及控制单元204可以被视为从监测主体物理地拆卸的元件。

[0034] 传感器单元202包括角运动传感器206。角运动传感器被配置成附接至主体以沿主体的运动或者沿其附接至的主体的部分移动。本文中旋转运动或角运动指代对象在旋转轴的径向取向上前进的环形运动。角运动传感器此处指代可以暴露于主体的角运动并且将角运动的至少一个变量转化成电信号的功能元件。可应用的变量例如包括径向取向上的位置、角速度和角加速度。心脏的旋转运动和主体的身体周围部分的反向旋转运动是摆动的，所以角运动传感器可以被配置成检测所应用的变量的方向和大小二者。

[0035] 传感器单元202还可以包括信号调节单元208，该信号调节单元208操纵原始输入电信号以满足用于进一步处理的下一阶段的需求。信号调节例如可以包括隔离、滤波、放大以及将传感器输入信号转换成比例输出信号，比例输出信号可以被转发至另一控制设备或控制系统。信号调节单元208还可以执行一些计算功能如求和、积分、脉冲宽度调制、线性化或对信号的其他数学运算。替选地，信号调节单元208可以包括在控制单元204中。

[0036] 角运动传感器被配置成响应于主体在胸腔内的心脏操作而生成胸腔运动信号、指示胸腔上的旋转反冲运动的角心冲击描记器信号。心冲击描记术总体上指代用于对心跳周期期间响应于身体的质心的移位而引起的身体的运动进行测量的技术。此处胸腔指代主体的脖颈与腹部之间的上部躯干中的身体的胸部部分。有利地，测量出胸腔关于与主体的纵分平面平行的轴的旋转运动。然而，在范围内也可以应用其他轴。

[0037] 可以使用紧固元件将角运动传感器206以期望位置和取向附接至主体的胸腔外部,以使得在胸腔的下方部分移动时,传感器相应地移动。此处紧固元件指代可以应用以将角运动传感器206布置成与用户的皮肤的外表面接触的机械装置。紧固元件例如可以使用弹形带或可调节带来实现。角运动传感器206以及其电连接所需的任何电接线可以被附接至带或集成至带。也可以应用其他紧固机构。例如,紧固元件可以包括一个或更多个可容易移除的粘连带来将角运动传感器206附接在胸腔区域的皮肤上。可以替选地使用耦接在主体的上部躯干的任意其他部分的位置处的角运动传感器来检测主体的胸腔的旋转运动。例如,出于目的起见可以应用主体的上部躯干的背部的位置。这样的传感器配置使得能够在无特定紧固元件的情况下进行测量。例如,传感器单元可以合并衬层状褥垫中,监测主体可以躺在该褥垫上而无需额外的带和胶带。

[0038] 角运动传感器通常具有感测方向,这意味着该角运动传感器被配置成感测关于特定旋转轴的角运动。该旋转轴限定角运动传感器的感测方向。

[0039] 已知可以应用微机电(MEMS)结构来快速并准确地检测物理属性的非常小的变化。可以应用微机电陀螺仪来快速并准确地检测到非常小的角位移。运动具有六个自由度:三个正交方向上的平移以及绕三个正交轴的旋转。后三个可以通过角速率传感器(也被称为陀螺仪)来测量。MEMS陀螺仪使用科里奥利效应(Coriolis Effect)来测量角速率。当质量在一个方向上移动并且施加了旋转角速度时,由于科里奥利力导致质量在正交方向上经受力。然后可以例如从电容式、压电式或压阻式感测结构来读取由科里奥利力引起的作为结果的物理位移。

[0040] 在MEMS陀螺仪中,由于缺少足够的轴承,主要运动通常不像传统陀螺仪中通常为连续的旋转。相反,机械振动可以用作主要运动。当振动的陀螺仪经受与主要运动的方向正交的角运动时,导致波状的科里奥利力。这生成与主要运动和角运动的轴正交、并且处于主要振动的频率的二次振动。该耦合的振动的幅度可以用作角运动的测量。

[0041] 基于科里奥利力,陀螺仪的检测信号受重力影响最小。这使得:与例如心震图相比,陀螺图对监测主体的姿势更不敏感。主体然后可以自由地选择舒适位置来进行心电图测量,或者甚至在测量期间一定程度移动。

[0042] 在测量期间,传感器的位置最佳地应当尽可能靠近心脏,并且传感器的取向应当使得感测方向与主体的身体的旋转轴尽可能准确地对准。在人类主体中,可以应用与从腹侧穿到背侧的纵分平面平行、并且将身体划分成两半的轴。对传感器定位的这些需求容易理解和实施。此外,定位方面的容差是合理的,这使得能够例如在流动式环境中或者由基本不具有或不具有医疗训练的人来紧固传感器单元。

[0043] 心脏功能通常包括心室的各种定向运动:缩窄、伸长、变宽和扭动。尽管存在该定向性,但是检测到反冲效应对传感器单元的位置和取向相对不敏感。对取向的偏差的相对不敏感性的一个原因在于,理论上误差与传感器的感测方向与心脏的旋转振动的旋转轴之间的角度的余弦成比例。已知,在零附近,余弦是缓慢减小的函数。对传感器的位置的相对不敏感性的一个原因在于,心脏的不同部分与四周的多数液体组织不同地结合。此外,流入主动脉的血液量对检测到的胸腔的反冲运动有影响。心脏肌肉自身程度以外的惯性量平衡反冲效应,以使得可以容忍传感器单元的位置和取向的合理偏差。此外,检测到的运动较大,由此提供能够相对容易地检测到的大信号。

[0044] 控制单元204通信地耦接至传感器单元以输入由角运动传感器生成的信号用于进一步处理。典型地,耦接为电式,使能至传感器单元的电力供应以及传感器单元与控制单元之间的信号的有线交换二者。然而,传感器单元可以是具有所属电源以及至控制单元的无线电接口的独立单元。另一方面,可以将传感器单元和控制单元实现为一个集成物理设备。

[0045] 控制单元204是可以包括处理部件210的设备。处理部件210是用于对预定义的数据系统性地执行操作的一个或更多个计算设备的组合。处理部件可以包括一个或更多个算术逻辑单元、多个专用寄存器和控制电路。处理部件可以包括或者可以被连接至存储器单元212,存储器单元212提供其中可以存储计算机可读数据、程序或用户数据的数据介质。存储器单元可以包括一个或更多个易失性存储器或非易失性存储器的单元,例如EEPROM、ROM、PROM、RAM、DRAM、SRAM、固件、可编程逻辑器件(programmable logic)等。

[0046] 控制单元204还可以包括或者可以被连接至接口单元214,接口单元214包括用于向控制单元的内部处理输入数据的至少一个输入单元,以及用于从控制单元的内部处理输出数据的至少一个输出单元。

[0047] 如果应用线路接口,则接口单元214通常包括插入式单元作用为用于递送至其外部连接点的信息的网关以及用于被馈送至连接至其外部连接点的线路的信息的网关。如果应用无线电接口,则接口单元214通常包括无线电收发器单元,无线电收发器单元包括发射器和接收器。无线电收发器单元的发射器可以从处理部件210接收比特流,并且将其转换成无线电信号用于通过天线传输。相应地,由天线接收的无线电信号可以被引导至无线电收发器单元的接收器,该接收器将无线电信号转换成比特流,比特流被转发至处理部件210用于进一步处理。在一个接口单元中可以实现不同线路接口或无线电接口。

[0048] 接口单元214还可以包括用户接口,其具有用于输入数据的小键盘、触摸屏、麦克风或等同物以及用于向设备的用户输出数据的屏幕、触摸屏、扬声器或等同物。

[0049] 处理部件210和接口单元214电学地互连以提供用于根据预定义的、本质上编程的处理对所接收的和/或所存储的数据系统性地执行操作的装置。这些操作包括本文中描述的用于图2的监测系统的控制单元的规程。

[0050] 图3示出了包括图2的传感器单元202和控制单元204的心脏监测系统200的功能配置。传感器单元附接至监测主体的胸腔,该传感器单元暴露于胸腔的临时的角运动 AM_{chest} ,并且经受对应的运动 $am(t)$ 。响应于角运动 $am(t)$,传感器单元生成角心冲击描记器信号 S_{am} 并且将其转发至控制单元。控制单元包括一个或更多个数据处理函数 F_1 、 F_2 、 F_3 ,每个数据处理函数定义角心冲击描记器信号 S_{am} 的值与输出参数 p_1 、 p_2 、 p_3 的值之间的规则或对应,输出参数指示主体的心脏的操作参数。控制单元可以将这些输出参数 p_1 、 p_2 、 p_3 中的一个或更多个存储在本地数据存储用于后续处理、通过控制单元的用户接口以一个或更多个介质形式输出这些输出参数中的一个或更多个、或者将这些输出参数中的一个或更多个传输至远程节点用于进一步处理。

[0051] 图4示出了系统400是移动计算设备、合并传感器单元和控制单元二者的智能电话的另一示例性配置。当今的许多先进移动计算设备包括陀螺仪装置,通常为能够在各个方向上感测角运动的多轴陀螺仪。来自内部陀螺仪装置的一个或更多个信号可以例如通过操作系统的编程接口(API)而能够使用。应用可以被配置成使用陀螺仪信号和移动计算设备的计算装置,由此形成要求保护的系统。使用移动计算设备系统的优势在于可以使用

通常在任何情况下对于用户可用的非专用设备来进行监测。用户可以容易地使用例如智能电话来得到他/她自身的陀螺图例如来测量心率、检测心房纤维性颤动等。此外,移动计算设备的处理、存储器和接口装置使得所测量的数据能够在移动计算设备中在本地存储、预处理或处理,以及/或者能够被传输到远程位置用于进一步处理,或者例如能够由医师来分析。

[0052] 如稍后更详细地论述的那样,在监测系统中,陀螺仪信号可以与其他信号类型组合使用。图4的移动计算设备例如可以通过将ECG电极集成到移动计算设备的套管中而配备有ECG监测能力。这样的配置使得能够组合ECG和陀螺仪信号以确定例如心脏时间间隔。

[0053] 如图4中所示,移动计算设备400还可以与其他装置连接,如手腕式心率监测器402(智能手表等)或者能够测量心率的一个或更多个耳机404的集合。使用来自两个测量点的信号使得能够确定从心脏到某特定位置的脉冲(动脉压力脉冲)传输时间,在这些示例性情况下为心脏至手腕或心脏至耳朵。当这两个测量位置之间的距离已知时,脉冲传输时间可以用于测量各种生理学参数,如血压和动脉阻力。

[0054] 图5示出了使用图4的系统即使用附接至用户的胸腔的智能电话所取得的测量结果。智能电话还包括多轴加速度计,曲线AccX、AccY、AccZ表示来自线性加速度计的X方向、Y方向和Z方向信号。曲线GyroX、GyroY、GyroZ表示来自同一智能电话内的陀螺仪装置的关于X方向、Y方向和Z方向轴的角运动信号。可以看出,与多轴加速度计的模糊输出信号相比,多轴陀螺仪的输出信号更清晰,从而能够适于准确分析。

[0055] 图6示出了包括图2的心脏监测系统的远程监测系统。该系统可以包括本地节点600,本地节点600包括图2的传感器单元202和控制单元204。此外,本地节点600可以通信地连接至远程节点602。远程节点602例如可以是向一个或更多个用户提供监测应用作为服务的应用服务器。使用该应用监测的各方面中之一可以是用户的心脏的状态。替选地,远程节点可以是其中安装有心脏监测应用的个人计算设备。本地节点可以是专用设备或包括以上描述的传感器单元和控制单元的设备的组合。替选地,本地节点可以实现为与多用途计算设备(例如移动电话、便携式计算设备,或用户的网络终端)中的客户端应用交互的传感器单元。计算机设备中的客户端应用可以与传感器单元和服务器应用交互。服务器应用可以在物理远程节点602中使用,或者可以在通过通信网络能够访问的远程节点的云中使用的。

[0056] 尽管可以将本发明的各方面示出和描述为框图、消息流图、流程图和逻辑流图,或者使用某图示表示,然而充分理解的是,所示出的单元、块、装置、系统元件、规程和方法可以例如以硬件、软件、固件、专用电路或逻辑、计算设备或其特定组合来实现。软件例程也可以称为程序产品,其是制造物并且可以存储在任何装置可读数据存储介质中,并且软件例程包括执行特定预定义任务的程序指令。因此,本发明的实施方式还提供了一种能够由计算机读取并且对下述指令进行编码的计算机程序产品,所述指令用于在图2、图3、图4或图5的设备或系统中监测主体的心脏操作。

[0057] 角运动传感器有利地为微机电设备,但是也可以应用其他角运动检测技术。例如,可以使用附接至主体的胸腔的磁力计来确定胸腔位置相对于地球磁场的变化。

[0058] 可以使用模拟或数字滤波器将噪声和其他不想要的特征从原始角心冲击描记器信号 S_{am} 中移除。可以应用低通、高通或带通滤波器。例如,在将模拟信号转换成数字格式之后,出于目的起见可以应用以下形式的数字低通滤波器

[0059] $y(t) = (1-k) * y(t-1) + k * x(t)$ (1)

[0060] 其中,

[0061] $y(t)$ = 时间步长 t 处的经滤波信号的值,

[0062] $y(t-1)$ = 时间步长 $(t-1)$ 处的经滤波信号的值,

[0063] x = 时间步长 t 处的未经滤波信号的值,

[0064] k = 滤波器系数,

[0065] 滤波还可以或替选地应用多项式拟合,例如使用Savitzky-Golay滤波器应用卷积。

[0066] 图7的曲线示出了在测试主体的心跳周期期间的示例性经滤波角心冲击描记器信号 S_{am} 。纵轴表示在特定感测方向感测到的角速率的大小,以及横轴表示时间步长的累积数量或流逝的时间。可以借助于匹配滤波而增强信噪比,其中,将经滤波信号相互关联到预定义模板。心脏运动可以被近似以构成心脏在第一方向上扭动(此处:正扭动)以及在相反的第二方向上扭动(此处:负扭动)的往复运动。模板可以包括对信号的特性的一个或更多个限制的集合,例如特定幅度、时域特征或频域特征。

[0067] 作为简单示例,图7的角心冲击描记器信号 S_{am} 的匹配滤波可以借助于信号极端(最小/最大)值来完成。图8示出了角心冲击描记器信号 S_{am} 的简化示例。例如,控制单元可以被配置成如图6中所示确定顺序的最大值和最小值 m_{x1} 、 m_{n1} 、 m_{x2} 、 m_{n2} 、 m_{x3} 、 m_{n3} 、...以及确定其之间的斜率 s_1 、 s_2 、...

[0068] $s_1 = m_{x1} - m_{n1}$

[0069] $s_2 = m_{x2} - m_{n1}$

[0070] $s_3 = m_{x2} - m_{n2}$

[0071] $s_4 = m_{x3} - m_{n2}$

[0072] 等。

[0073] 匹配滤波模板可以包括例如对各个斜率的最大值、最小值、值、或者对斜率的组合的一个或更多个限制。图9示出了在特定匹配滤波之后与图7的角心冲击描记器信号 S_{am} 对应的示例性输出信号,稍后更详细地对其进行论述。

[0074] 控制单元可以被配置成生成各种输出参数。以最简单的形式,参数可以指示在扭动运动期间心脏的径向取向、心脏的角速度或者心脏的角加速度。该输出参数可以对应于图7或图9中所示的经测量的、经调节的、和经滤波的角心冲击描记器信号 S_{am} 。

[0075] 替选地或此外,参数可以指示主体的心脏的每搏输出量。可以通过确定角心冲击描记器信号 S_{am} 的幅度并且使用该幅度作为表示临时的每搏输出量的值来生成输出参数。例如,出于目的起见可以使用峰值幅度、半幅度或均方根幅度。因为信号不是纯对称周期波,所以有利地关于定义的参考值例如从信号曲线的零点来测量幅度。在范围内也可以应用其他参考值。

[0076] 替选地或此外,参数可以指示主体的心跳。例如,可以通过选择角心冲击描记器信号 S_{am} 的特性点并且确定连续的信号序列中特性点的发生来生成输出参数。可以将信号序列的最小值或最大值应用为特性点。特性点的发生可以视为心跳的时间戳。两个时间戳之间的时段可以视为表示主体的心脏的临时的搏动间隔(B-B)时间。所定义的时段内的时间戳的数量可以应用于指示主体的心率(HR)。

[0077] 备选地或此外,参数可以指示主体的心脏的主动脉打开或闭合。主动脉打开(AO)和主动脉闭合(AC)通常示出为胸腔反冲效应中的峰值。在使用线性加速装置来测量反冲的测量系统中,AO和AC峰值在形状上相当相似,但是通常AO峰值高于AC峰值。然而,对于一些主体,AO峰值和AC峰值可以几乎一样高,或者AC峰值甚至可以高于AO峰值。此外,使用线性加速装置的情况下,主体的姿势往往影响信号的形状。由于此原因,使用线性加速装置进行的测量不一定提供可靠数据,尤其是在主体可以被允许处于各种姿势的情况下。在通过使用陀螺仪感测角运动来测量反冲的测量系统中,AO峰值具有非常独特的形状,并且因此在角心冲击描记器信号 S_{am} 中能够更可靠地与AC峰值区分开。

[0078] 返回参照图7和图9,图7中的角心冲击描记器信号 S_{am} 突出的部分包括可以借助于先前大体上描述的匹配滤波机制来识别的AO峰值。图10示出了来自图5的信号的潜在AO峰值。为了确保检测到有效AO峰值,角心冲击描记器信号 S_{am} 的最大值周围可以应用于匹配滤波模板。例如,控制单元可以被配置成如上所述确定信号曲线的斜率,以及确定连续斜率的定义的数量之和。如果定义的数量为例如四个,则控制单元可以计算总和 $S_{tot} = s_1 + s_2 + s_3 + s_4$ 。有效AO峰值例如可以被视为存在于与序列中的总和 S_{tot} 的最大值对应的范围内。

[0079] 备选地或此外,参数可以指示与心脏功能有关的另一维持生命必需的操作。这样的维持生命必需的操作例如可以是呼吸。图11示出了在从测试主体测量的信号中的每搏输出量和心跳时间戳的示例性值。可以看出,在呼吸期间,心脏的每搏输出量和搏动间隔时间通常变化。当肺为空时,每搏输出量可以达到其最大值,并且搏动间隔时间可以更低。当肺为满时,每搏输出量值更小并且心脏搏动更快。因此,主体的呼吸可以视为角心冲击描记器信号 S_{am} 的周期性调制。调制的频率可以被视为表示主体的呼吸速率,以及调制的幅度可以被视为表示主体的呼吸的深度。

[0080] 在范围内也可以使用能够从角心冲击描记器信号 S_{am} 导出并且能够用于表示主体的心脏功能的状态的其他参数。

[0081] 图12示出了使用两种传统技术以及使用所提出的新方法从一个测试主体同时得到的测量结果。第一曲线10示出了使用心电图生成的输出信号,第二曲线12示出了使用多轴加速度计(心震图,z轴)生成的输出信号,以及第三曲线14示出了使用多轴陀螺仪(y轴)生成的角心冲击描记器信号。可以看出,与在多轴加速度计信号中相比,在所提出的角心冲击描记器信号中更能够区分与主动脉瓣打开AO(主动脉旋转打开)有关的发生。

[0082] 在系统中可以创建一种或更多种类型的输出参数。这些参数可以从系统输出或者可以应用于系统中以指示主体的心脏操作中的故障和异常。

[0083] 在一种实施方式中,可以应用以主体的心跳速率重复的两个波动图形的定时来指示主体的异常心脏操作。例如,可以从以心跳速率重复的第一波动图形提取出指示与心脏活动有关的电磁现象的第一信号。可以从也以心跳速率重复的第二波动图形提取出指示心血管旋转的第二信号。可以根据如上所述的主体的胸腔的旋转运动来测量出心血管旋转。第一信号和第二信号可以用于形成定时数据,定时数据的每个定时值可以指示从属于一个心跳时段的第一波动图形的参考点至属于同一心跳时段的第二波动图形的参考点的时间段。定时数据与指示心跳速率的起搏数据之间的相关性可以用作指示心脏(故障)功能和(异常)正常的参数。

[0084] 可以选择第二波动图形以使得第二波动图形表示心脏对第一信号上的第一波动

图形的响应。第一信号例如可以表示心电图ECG波形。第一波动图形例如可以是但未必是图10中所示的ECG波形的R峰值,以及第二波动图形例如可以是但未必是图12中所示的角心冲击描记术波形上的A0峰值。在这种情况下,R峰值的顶部可以用作第一波动图形的参考点,以及A0峰值的顶部可以用作第二波动图形的参考点,以及定时数据TD的值可以指示从R峰值的顶部的时刻至A0峰值的顶部的时刻的时间段。

[0085] 例如可以但未必借助于相关性系数来表示定时数据与起搏数据之间的相关度,相关性系数可以根据以下等式来计算:

$$[0086] \quad C(j) = E\{(TD - \mu_T) \times (PD - \mu_P)\},$$

[0087] 其中,C(j)是相关性系数,E是期望值运算符,即E{变量}是变量的期望值,TD是定时数据, μ_T 是定时数据的均值,PD是起搏数据, μ_P 是起搏数据的均值,以及j是表示在心跳时段中起搏数据相对于定时数据的时间间隔的整数。在经验性结果方面,有利的是,起搏数据PD相对于定时数据TD具有一个心跳时段的间隔,即j=1。在这种情况下,当定时数据TD涉及给定心跳时段时,对应起搏数据PD涉及先前心跳时段。可以以形式 $\sigma_{T,P}$ 来表示相关性系数, $\sigma_{T,P}$ 总是在-1至+1范围内:

$$[0088] \quad \sigma_{T,P} = C(j) / (\sigma_T \times \sigma_P),$$

[0089] 其中, σ_T 和 σ_P 分别是定时数据与起搏数据的标准偏差。

[0090] 图12示出了定义定时数据TD的示例性方式。在该示例性情况中,出现在ECG波形上并且由心室肌肉组织的极化引起的R峰值表示以心跳速率重复的第一波动图形10,以及指示心血管旋转的波形的A0峰值表示以心跳速率重复的第二波动图形14。R峰值的顶部可以应用为第一波动图形的参考点,以及A0峰值的顶部可以应用为第二波动图形的参考点。

[0091] 要注意的是,用于定义定时数据的给定公式和方法仅为示例。存在多个方式用于表示定时数据与起搏数据之间的可能相关性,并且本发明并不限于表示相关性的特定方式。此外,要注意的是,相关性未必是数学量而是指代涉及依赖性的较广分类的统计关系中的任意关系,以及相关性在其普遍意义上不隐含或要求因果关系。

[0092] 作为具体示例,图13示出了指示主体的心房期外收缩的参数的生成。图13的左手侧的两幅曲线图示出了图10中引入的第一波动图形10和第二波动图形14。右侧的曲线图示出了从这些波动图形获得的定时数据TD的经验值。右手曲线图中的每个编号(1、2、3)表示第一波动图形10中的ECG波形的R峰值与第二波动图形14中指示心血管旋转的波形的A0峰值之间的时间差。如从图13的左手曲线图可以看出,第二心跳2可以视为心房期外收缩,以及第一心跳和第三心跳可以视为正常。如右手曲线图中所示,在心房期外收缩期间定时数据的趋势增大,然而在正常情况下,趋势大体上恒定或减小。图13中的右手曲线图中的正斜率示出了定时数据与起搏数据之间的正相关性。定时数据与起搏数据之间的正相关性从而可以应用于系统中或者从系统输出,作为指示主体的心房期外收缩的参数。

[0093] 作为另一具体示例,在经验性数据而言,已经注意到,在心房纤维性颤动期间,在相继的心跳时段期间的时间延迟(TD)中存在随机变化。图14示出了在主体的心房纤维性颤动的示例性情况下ECG波形的R峰值与指示不同心跳速率处心血管旋转的波形的A0峰值之间的时间差(TD)。

[0094] 以上提及的变化的程度可以借助于数学变化量来表示,该数学变化量例如可以根据以下等式来计算:

$$[0095] \quad V = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (TD(i) - \mu_T)^2}{M-1}}}{\mu_T} \times 100\%,$$

[0096] 其中, V是变化量, M是在考虑中的心跳速率下在考虑中的定时数据值的数量, 以及

$$[0097] \quad \mu_T = \frac{\sum_{i=1}^M TD(i)}{M}.$$

[0098] 在经验性数据而言, 变化量V在心房纤维性颤动期间可以为超过10%以及在正常情况下为大约5%。

[0099] 系统从而可以被配置成响应于变化量V大于阈值的情形来产生表示心房纤维性颤动的信号。可以基于从一组病人和/或其他人收集的经验性数据来确定阈值的适当值。阈值不一定为常数, 而是阈值可以根据在考虑中的个体、根据时间、和/或根据一些其他因素来变化。还可以构建一系列阈值, 其中, 每个阈值表示心房纤维性颤动或某心脏故障和/或异常的特定概率。

[0100] 在另一实施方式中, 可以应用幅度变化即信号上以心跳速率重复的波动图形的幅度的变化来指示主体的异常心脏操作。可以从指示心血管旋转的信号来检测出幅度变化。幅度变化可以是信号上以心跳速率重复的波动图形的幅度的变化, 以使得幅度变化包括幅度的多个增加以及幅度的多个减小。可以至少部分地基于所检测到的幅度变化来确定心脏故障和异常的指标。以上提及的波动图形例如可以是但未未必是指示心血管旋转的波形的AO峰值。

[0101] 这样的心脏故障和异常例如心房纤维性颤动对于诊断来说有时具有挑战性, 然而却会引起指示心血管旋转的信号的波形上的不规则。这些不规则可能难以从一个或更多个心跳时段的波形检测出, 而是可能在覆盖若干个心跳时段的更长时段中显示不规则, 使得以心跳速率重复的波动图形的幅度比在正常情况下更强烈地变化。因此, 幅度变化表示指示心脏故障和异常的信息。

[0102] 在另一实施方式中, 可以从信号检测出时间变化, 其中, 时间变化是心跳时段的时间上的长度的变化。可以基于幅度变化和时间变化二者来确定心脏故障和异常的指标, 以提高指示心脏故障和异常的信息的可靠度。

[0103] 图15示出了当在考虑中的人正在呼吸时心房纤维性颤动情况下指示在若干连续心跳中的心血管旋转的示例性信号的幅度变化。图16示出了指示心血管旋转的示例性信号的ECG波形和角心冲击图波形的示例。

[0104] 可以应用幅度变化量作为指示心脏操作的参数, 并且可以将幅度变化量与阈值进行比较以检测心脏故障和异常的发生。该阈值可以基于从一组病人和/或其他人收集的经验性数据来确定。阈值未必为常数, 而是阈值可以根据在考虑中的个体、根据时间、和/或根据一些其他因素来变化。还可以构建一系列阈值, 以使得每个阈值表示心房纤维性颤动或某心脏故障和/或异常的特定概率。

[0105] 幅度变化量例如可以是:

[0106] $RMS_{p-p}-AVE_{p-p}$,

[0107] 其中, RMS_{p-p} 是所检测到的峰值间值的均方根“RMS”, 以及 AVE_{p-p} 是指示心血管旋转的信号的所检测到的峰值间值的算术平均值。对于另一示例, 可以借助于所检测到的峰值间值的标准偏差来表示幅度变化的强度, 即幅度变化量可以是指示心血管旋转的信号的所检测到的峰值间值的标准偏差。

[0108] 要注意, 存在许多方式来表示幅度变化的强度, 并且本发明并不限于表示幅度变化的强度的任何特定方式。

[0109] 对于增加的准确度可靠度以及功能性, 然而可以为有利的是, 使用陀螺图信号结合通过其他测量技术生成的信号。例如, 可以使用角心冲击描记器信号结合传统线性心冲击描记 (BCG) 测量数据、动态和/或静态血压测量、光电容积描记术 (PPG)、超声或磁测量装备或 ECG 监测器。可以在本地节点的控制单元中或者在图 6 的远程节点中对信号进行组合。

[0110] 为了早期并有效检测到心脏操作中的异常, 可以将主体的角心冲击描记器信号或根据主体的角心冲击描记器信号而生成的参数值存储在本地数据库或远程数据库中。然后系统可以被配置成自动地将新数据与选择的存储的信息进行比较, 并且在新的值与存储的信息的偏差超过预定义阈值的情况下生成警报。

[0111] 对于本领域技术人员而言明显的是, 随着技术进步, 本发明的基本构思可以以各种方式来实现。本发明及其实施方式因此并非限制于以上示例, 而是可以在权利要求的范围内变化。

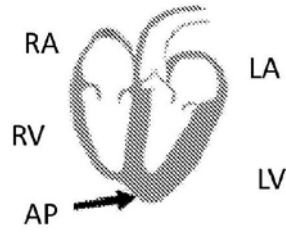


图1

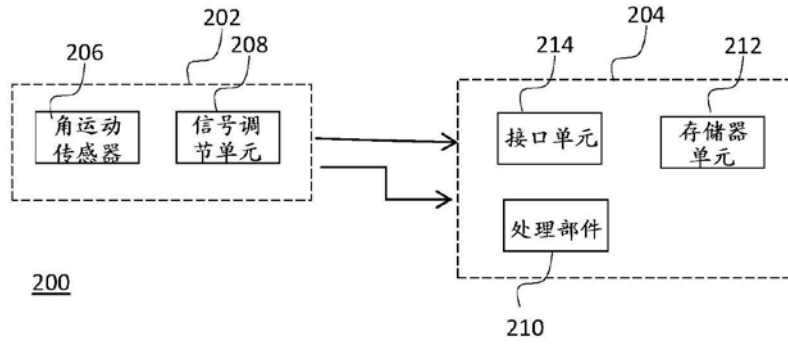


图2

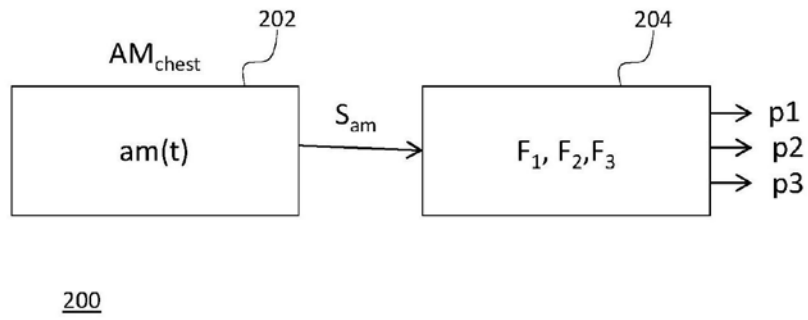


图3

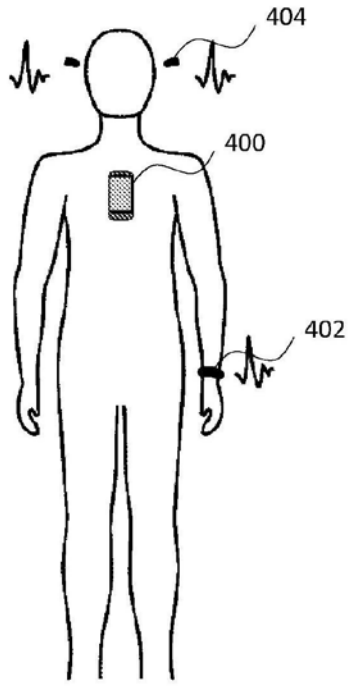


图4

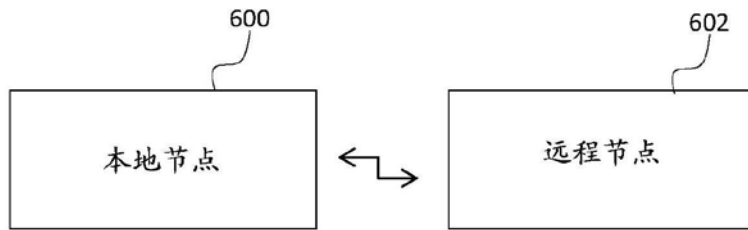


图6

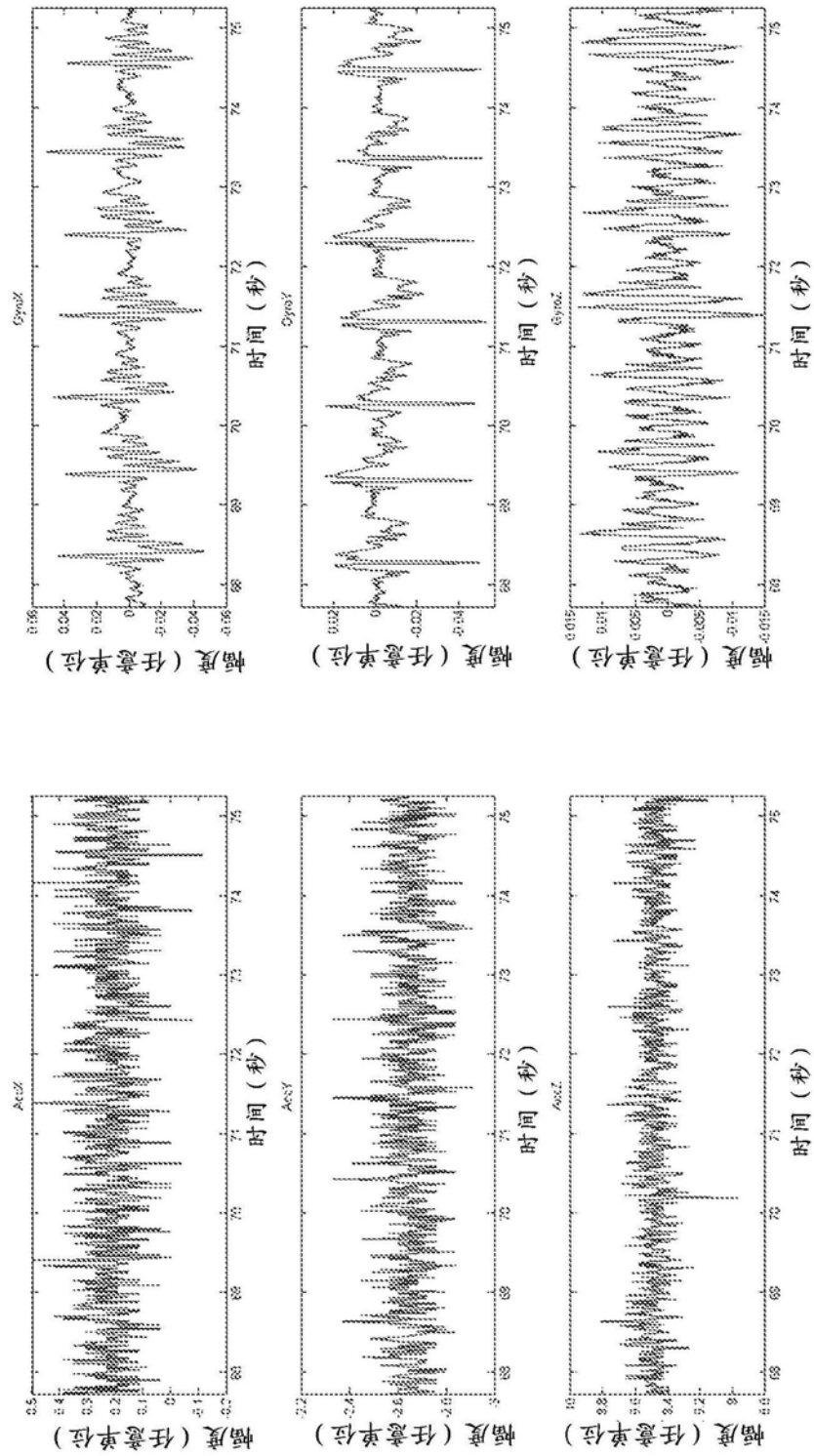


图5

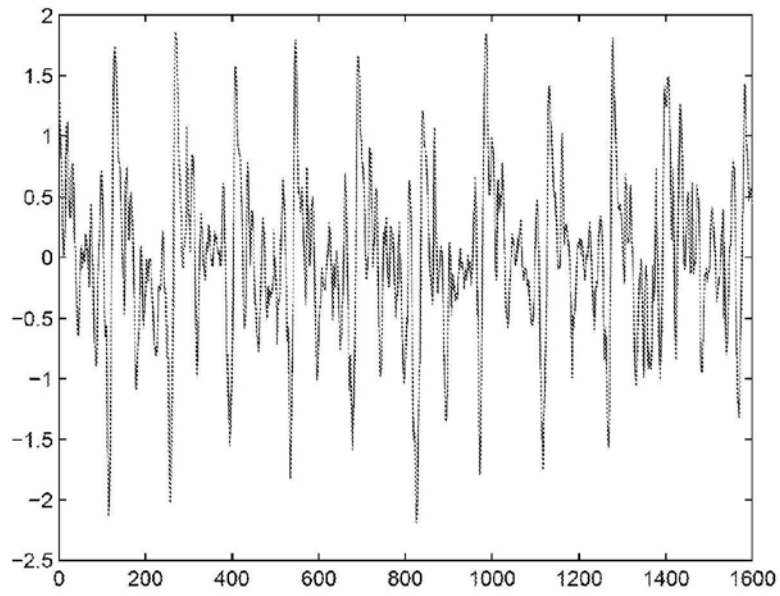


图7

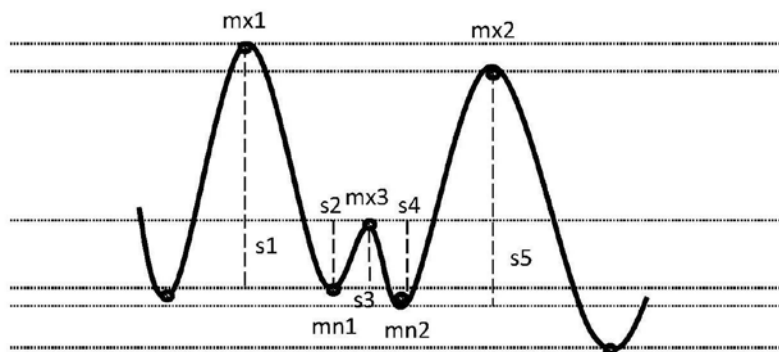


图8

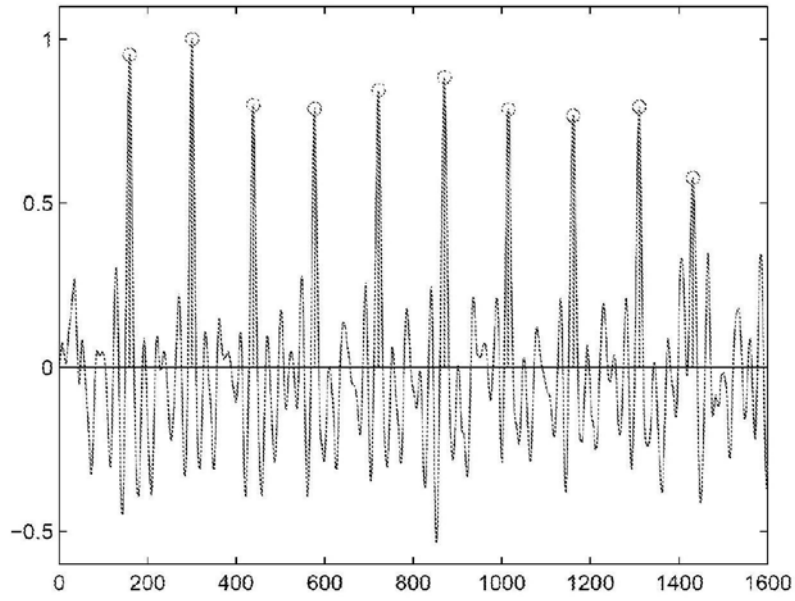


图9

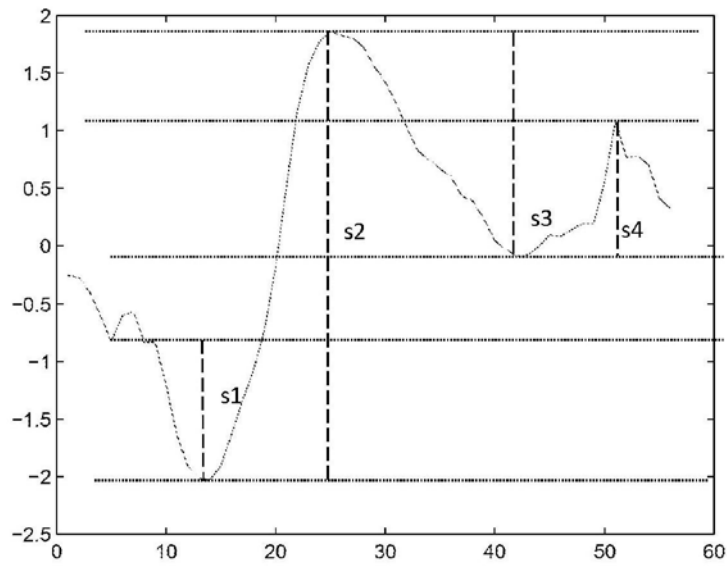


图10

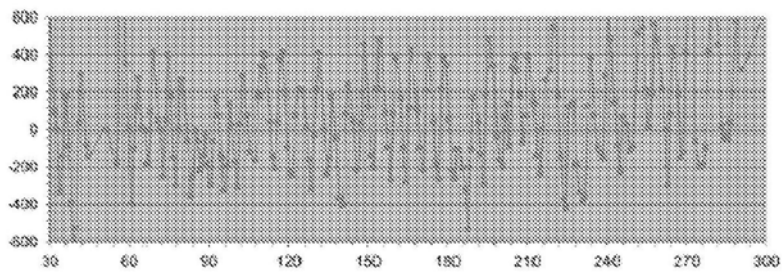


图11

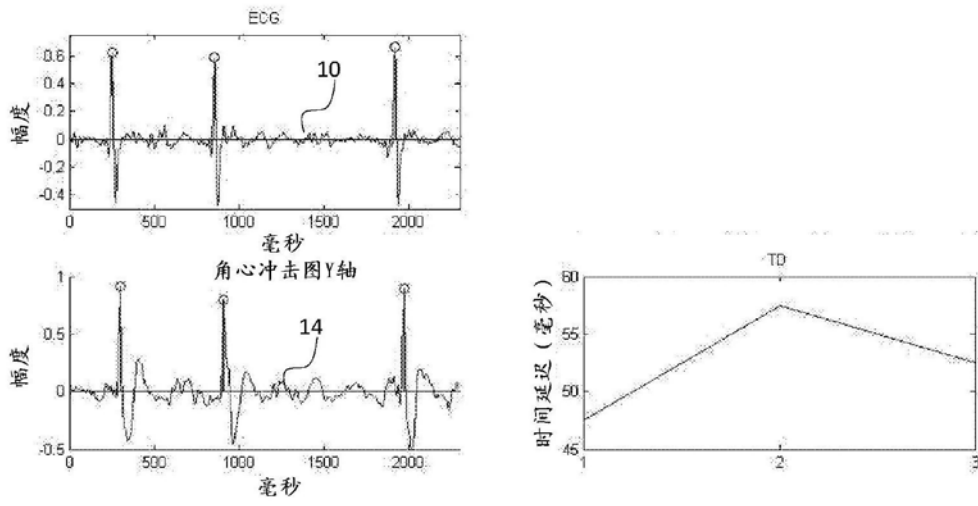


图13

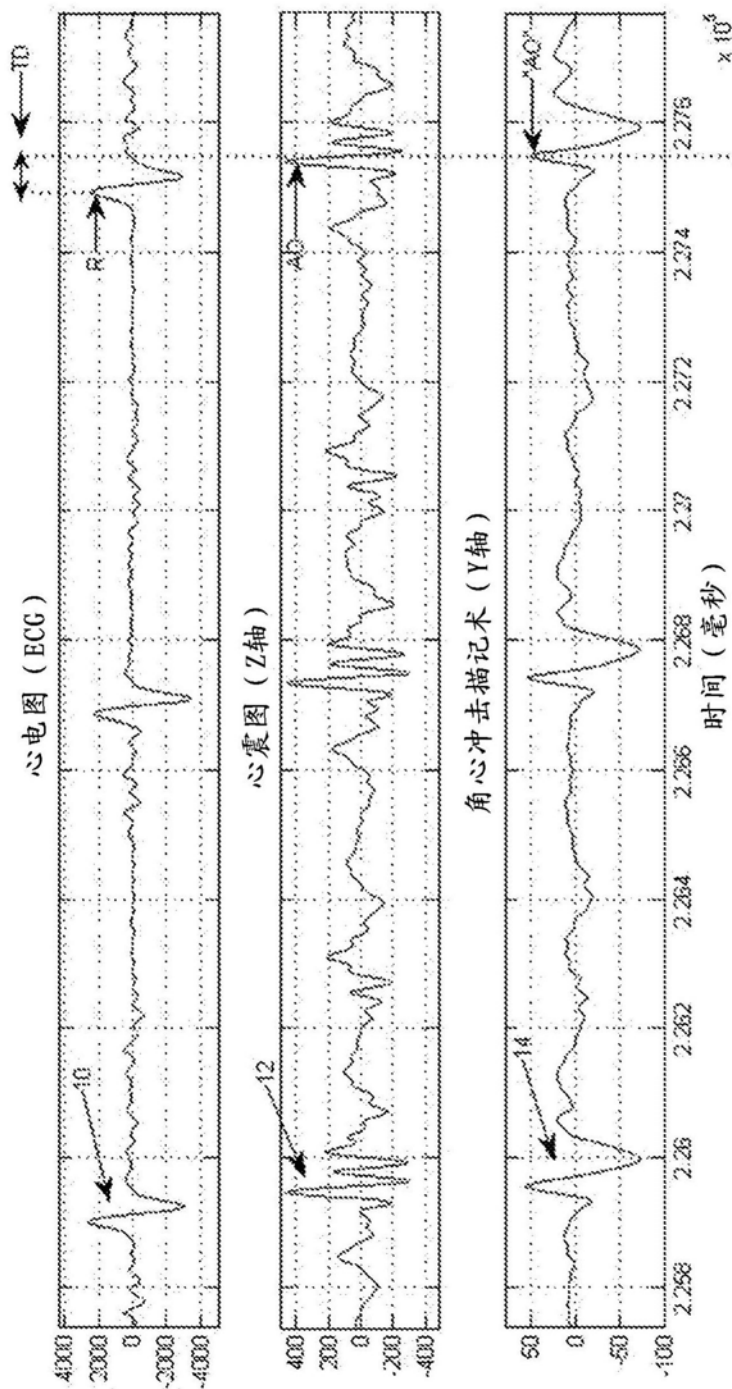


图12

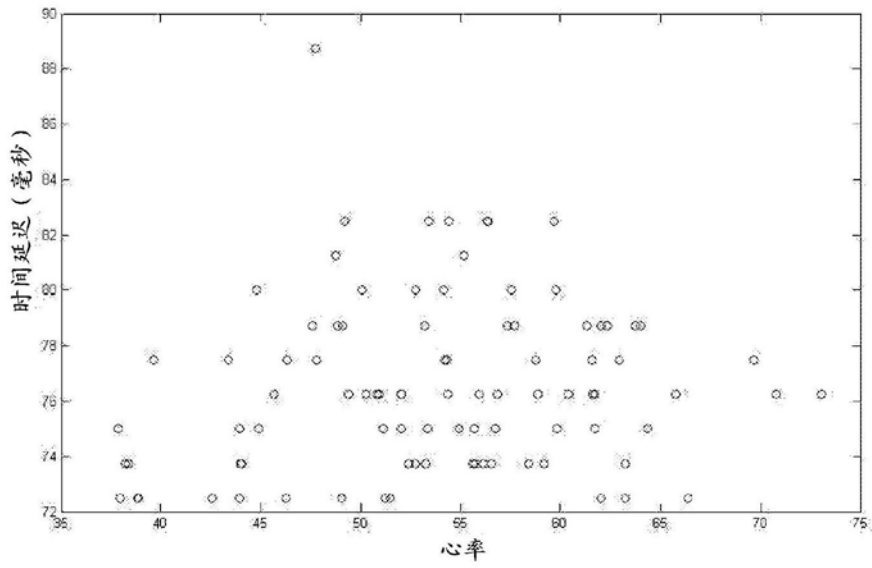


图14

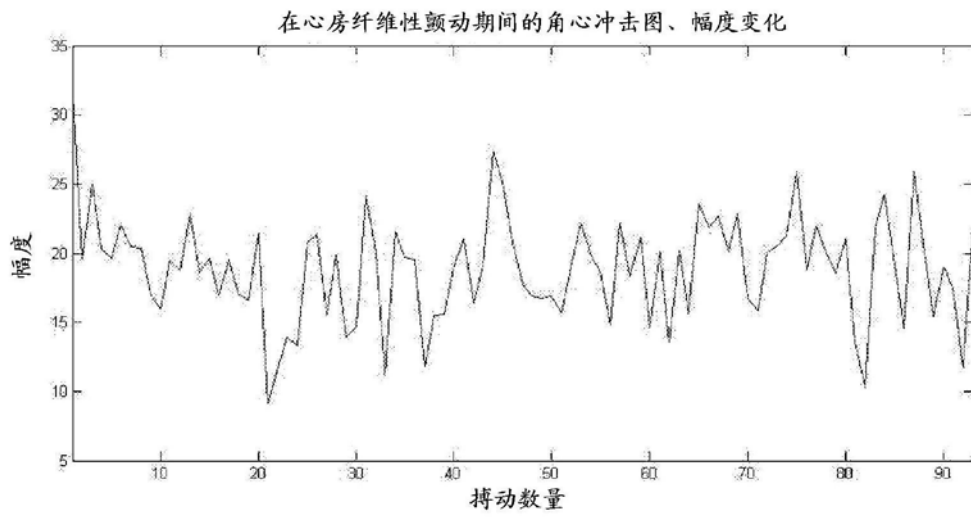


图15

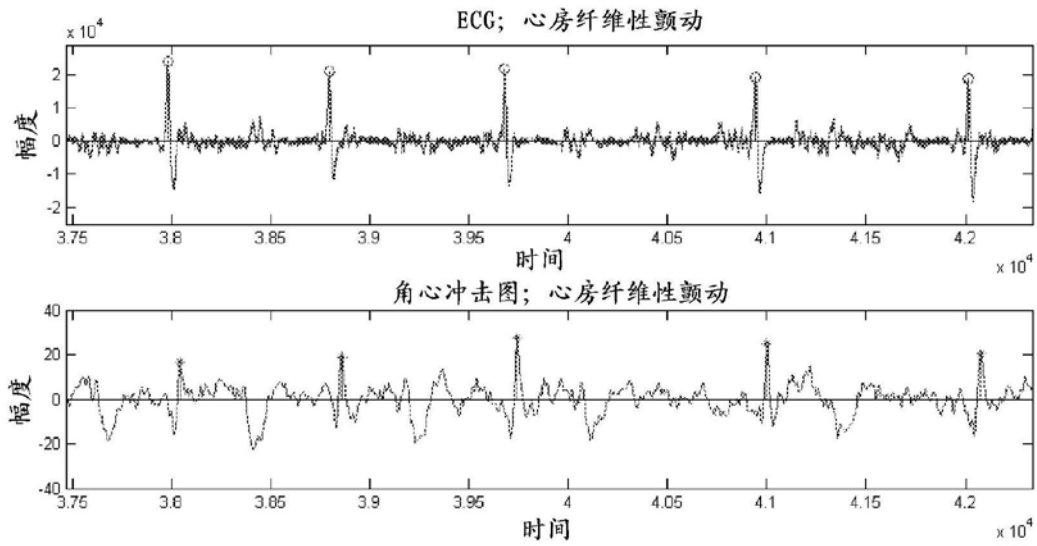


图16

专利名称(译)	心脏监测系统		
公开(公告)号	CN105530866B	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201480050421.3	申请日	2014-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂 图尔库大学		
申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂 图尔库大学		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
[标]发明人	乌尔夫梅里黑内 玛丽卡尤波 泰罗科伊维斯托 米科潘卡拉 卡蒂赛拉宁 马库斯格伦霍尔姆		
发明人	乌尔夫·梅里黑内 玛丽卡·尤波 泰罗·科伊维斯托 米科·潘卡拉 卡蒂·赛拉宁 马库斯·格伦霍尔姆		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/046 G01C19/5621		
CPC分类号	A61B5/046 A61B5/1102 A61B5/1107 A61B5/6823 A61B2562/0219 A61B2562/028 G01C19/5783 A61B5/1121 A61B5/113 A61B5/7246 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B5/746		
代理人(译)	朱胜 李春晖		
优先权	2013005924 2013-09-13 FI		
其他公开文献	CN105530866A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种包括角运动传感器的设备，该角运动传感器被配置成获得指示主体的胸腔的旋转运动的角冲击描记器信号。信号处理装置被配置成根据该角心冲击描记器信号来生成指示主体的心脏操作的输出参数的测量值。

