



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106793967 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201580042373.8

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(22)申请日 2015.06.11

代理人 郑霞

(30)优先权数据

62/010,653 2014.06.11 US

62/145,649 2015.04.10 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/0265(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.02.07

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/035405 2015.06.11

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/191905 EN 2015.12.17

(71)申请人 卡迪拉克运动有限责任公司
地址 美国加利福尼亚州
申请人 加利福尼亚大学董事会

(72)发明人 丹尼斯·马修斯 刘晓光 毕松杰

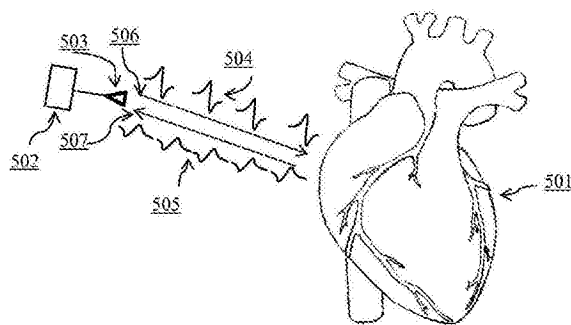
权利要求书2页 说明书19页 附图15页

(54)发明名称

便携式心脏运动监测器

(57)摘要

本公开内容描述了一种用以使用无线电信号来监测受试者的心脏的方法和设备。可在受试者的家中使用的便携式心脏监测器的可用性可以提高患者依从性并且提高心脏病的诊断率。移动心脏监测器对于那些年老的、无行为能力的或者不易进入诊所、医生办公室或医院的受试者而言可以尤为有用。



1. 一种检测受试者体内的不规则心跳的方法,该方法包括:
 - a) 将一定波长的电磁辐射传输至所述受试者的心脏;
 - b) 检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号;以及
 - c) 基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述受试者是否具有不规则心跳。
2. 如权利要求1所述的方法,其中所述受试者正在经历针对不规则心跳的干预,所述方法还包括基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述针对不规则心跳的干预是否已经调节不规则心跳。
3. 如权利要求1所述的方法,其中所述受试者正在经历针对非不规则心跳病症的干预,所述方法还包括基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述针对非不规则心跳病症的干预是否已经诱发不规则心跳。
4. 如权利要求1所述的方法,其中通过对心脏的一部分的移动的分析来确定所述受试者是否具有不规则心跳。
5. 如权利要求1所述的方法,还包括将电磁辐射源附接至所述受试者的身体。
6. 如权利要求5所述的方法,其中所述电磁辐射源在所述受试者的心脏附近附接至所述受试者的身体。
7. 如权利要求5所述的方法,其中所述电磁辐射源附接至所述受试者的胸部。
8. 如权利要求5所述的方法,其中所述电磁辐射源附接至所述受试者的背部。
9. 如权利要求5所述的方法,其中所述受试者处于屏住呼吸的状态。
10. 如权利要求1所述的方法,其中被传输至所述受试者的心脏的所述一定波长的电磁辐射是无线电波。
11. 如权利要求1所述的方法,其中所述不规则心跳与心房颤动相关联。
12. 如权利要求1所述的方法,其中所述不规则心跳与心房扑动相关联。
13. 如权利要求1所述的方法,其中所述不规则心跳与心室颤动相关联。
14. 如权利要求1所述的方法,其中所述不规则心跳与心室扑动相关联。
15. 如权利要求1所述的方法,其中所述不规则心跳与心律不齐相关联。
16. 如权利要求1所述的方法,其中所述受试者是人类。
17. 一种方法,包括:
 - a) 由计算机系统接收与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据;
 - b) 由所述计算机系统的处理器将所述与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据与参考进行比较;
 - c) 基于所述与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据与所述参考的所述比较来确定所述受试者是否具有不规则心跳;以及
 - d) 输出所述确定的结果。
18. 如权利要求17所述的方法,其中所述受试者正在经历针对不规则心跳的干预,所述方法还包括基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述针对不规则心跳的干预是否已经调节所述不规则心跳。
19. 如权利要求17所述的方法,其中所述受试者正在经历针对非不规则心跳病症的干预,所述方法还包括基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述针对非不规则心跳病症的干预是否已经诱发不规则心跳。

20. 如权利要求17所述的方法,其中确定所述受试者是否具有不规则心跳是通过对心脏的一部分的移动的分析来确定的。

21. 如权利要求17所述的方法,其中所述不规则心跳与心房颤动相关联。

22. 如权利要求17所述的方法,其中所述不规则心跳与心房扑动相关联。

23. 如权利要求17所述的方法,其中所述不规则心跳与心室颤动相关联。

24. 如权利要求17所述的方法,其中所述不规则心跳与心室扑动相关联。

25. 如权利要求17所述的方法,其中所述不规则心跳与心律不齐相关联。

26. 如权利要求17所述的方法,其中所述受试者是人类。

便携式心脏运动监测器

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求提交于2014年6月11日的美国临时专利申请序列号62/010,653以及提交于2015年4月10日的美国临时专利申请序列号62/145,649的优先权的权益,其各自通过引用而全文并入于此。

关于联邦赞助的研究或开发的声明

[0002] 本发明是在美国政府的支持下根据国家科学基金会的小企业技术转让奖1449060创作的。政府可以享有本发明中的某些权利。

背景技术

[0003] 对于可在家中使用的心脏测试和监测设备的开发具有减少医疗保健成本、增加患者依从性以及提高患者的生活质量的可能性。老年人、无行为能力的人以及那些不易进入医疗保健设施的人可以极大地受益于家庭测试设备。然而,当前的家庭测试设备通常不舒适,难以使用并且昂贵。在经济有效、简单易用且准确的家庭测试的创造中仍然存在若干挑战。

发明内容

[0004] 在一些实施方式中,本发明提供了一种检测受试者体内的不规则心跳的方法,该方法包括:a)将一定波长的电磁辐射传输至所述受试者的心脏;b)检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号;以及c)基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述受试者是否具有不规则心跳。

[0005] 在一些实施方式中,本发明提供了一种方法,包括:a)由计算机系统接收与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据;b)由所述计算机系统的处理器将所述与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据与参考进行比较;c)基于所述与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据与所述参考的所述比较来确定所述受试者是否具有不规则心跳;以及d)输出所述确定的结果。

[0006] 在一些实施方式中,本发明提供了一种设备,包括:a)天线,其被配置用于将电磁辐射传输至受试者的胸腔中;b)接收器,其被配置用于检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号;以及c)处理器,其被配置成基于检测到的、所述从受试者的心脏反射的电磁信号来标识所述受试者体内的不规则心跳。

[0007] 在一些实施方式中,本发明提供了一种设备,包括:a)天线,其被配置用于将电磁辐射传输至受试者的胸腔中;b)接收器,其被配置用于检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号;以及c)发射器,其被配置用于发射与接收到的、所述从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据。

[0008] 在一些实施方式中,本发明提供了一种方法,包括:a)对具有不规则心跳的受试者施行针对所述不规则心跳的干预;b)利用雷达设备监测所述受试者;以及c)基于所述监测而确定所述针对不规则心跳的干预是否调节所述受试者体内的不规则心跳。

[0009] 在一些实施方式中,本发明提供了一种方法,包括:a)对受试者施行干预;b)利用雷达设备监测所述受试者;以及c)基于所述监测而确定所述干预是否诱发所述受试者体内的不规则心跳。

附图说明

- [0010] 图1描绘了本发明的代表性设备。
- [0011] 图2示出了针对心房颤动和正常心跳的比较ECG。
- [0012] 图3是针对心房扑动的代表性ECG。
- [0013] 图4是针对心室颤动的代表性ECG。
- [0014] 图5描绘了本发明的示例设备的功能。
- [0015] 图6图示了人体中的不同组织的厚度。
- [0016] 图7描绘了人体组织内的信号损失。
- [0017] 图8是图示了可与本发明的示例实施方式相结合地使用的计算机系统的第一示例体系结构的框图。
- [0018] 图9是图示了可与本发明的示例实施方式相结合地使用的计算机网络的示意图。
- [0019] 图10是图示了可与本发明的示例实施方式相结合地使用的计算机系统的第二示例体系结构的框图。
- [0020] 图11图示了可传输本发明的产品的全球网络。
- [0021] 图12描绘了本发明的代表性设备。
- [0022] 图13描绘了本发明的代表性设备。
- [0023] 图14图示了本发明的示例设备的代表性实现。
- [0024] 图15是利用多个人类受试者体内的本发明的代表性设备而得到的多个配对的ECG和测量结果。
- [0025] 图16是利用一个人类受试者体内的本发明的代表性设备而得到的一个配对的ECG和测量结果。
- [0026] 图17是利用一个人类受试者体内的本发明的代表性设备而得到的多个配对的ECG和测量结果。
- [0027] 图18是利用一个人类受试者体内的本发明的代表性设备而得到的一个配对的ECG和测量结果。
- [0028] 图19描绘了本发明的代表性设备以及来自代表性雷达设备的测量波形。
- [0029] 图20图示了可与本发明的示例实施方式相结合地使用的监测方法。
- [0030] 图21描绘了来自代表性雷达设备的测量波形。

具体实施方式

[0031] 便携式测试设备具有减少医疗保健成本并且改进对不能立即地或容易地进入医疗保健设施的患者的医疗保健的供给。便携式心脏运动监测器可以快速而便利地确定患者的心脏状态,而无需前往医院或医生办公室。这种便利性可以通过减少医院就诊的频率并且提高由于增加的患者依从性而导致的诊断率来减少成本。紧凑且便携的心脏运动监测器为年老的、无行为能力的或居住在偏远地区的患者提供特殊的权益,否则这些患者将会不

得不繁琐地出行以接收足够的医疗保健。本文描述的发明提供了一种简单的、经济有效的且高效的方法,以从患者去往的任何地方,甚至在患者舒适的家中获得关于患者心脏的信息。

[0032] 本文描述了用以测量受试者体内的不规则心跳的方法和设备。本发明的移动设备可以在没有临床干预的情况下用于受试者的家中。本文描述的设备可以连续地且无创地检测受试者体内的的心脏运动。该设备可以由受试者佩戴,附接至受试者,安装、固定或以其他方式便于门诊使用。

[0033] 不规则心跳(亦称为心律失常或心律不齐)是一组病症中的任一种,其中心脏的电活动不规则并且通常比正常情况下更快或更慢。不规则心跳可以是更深层的潜在心脏病的症状。针对心律不齐的标准诊断测试是心电图(ECG)。ECG是心脏的电活动的记录,其输出是与通过对心脏组织的极化和去极化而生成的电脉冲相对应的一系列波形,称为心电图(亦为ECG)。虽然ECG是用以收集关于患者心脏状态的各种信息的有力方法,但是该测试需要大量的临床专业知识以及对诊所或医院的访问。这种不便性使得获得ECG的过程无吸引力,特别是如果患者年老、无行为能力或者居住在可能难以进入诊所的农村地区。

设备

[0034] 对不规则心跳的诊断在对潜在的的心脏异常或疾病的确定中可能是至关重要的。例如,具有心房颤动的受试者可能由于血液汇集在心房中而具有较高的脑卒中风险,脑卒中可能导致血块。因此,开发可快速且容易地监测心脏活动的设备可以导致对心脏病的高效且有效的诊断。可远程使用的设备可以提高患者依从性,从而提高诊断成功率。

[0035] 本文描述的设备可以由受试者佩戴以在各种环境中监测心脏活动。可以在诸如诊所、医院或医生办公室等护理场景中或者在远离诊所或医院的地方监测活动,例如,在家、在学校或者在用户希望佩戴设备的任何地方监测活动。本文描述的设备还可以在日常生活期间使用,例如,在驾驶汽车、做日常业务、锻炼、购物或在休息或睡眠期间使用。本文描述的设备可以使用例如电磁信号来确定受试者的心脏的运动,以监测并诊断心脏的不规则性。

[0036] 本文描述的设备可以在短期访问诊所、医院或医生办公室期间使用。设备还可以在住院患者访问医院期间或者当受试者在医院中进行恢复但需要自由走动时由受试者使用。

[0037] 图1图示了用以确定受试者的心脏运动的设备101。收发器电路109中的发射器102生成经由双工器104而被路由至天线105的信号。该信号可继而从天线传播108至感兴趣物体106,诸如其一部分的心脏。该信号可例如是脉冲的或连续的。在一些实施方式中,信号是电磁辐射,诸如无线电波、电磁信号、电磁波谱的波长或频率、光的波长或者光子。在传输信号之后,信号可以从诸如心脏等感兴趣物体106反射107。信号由天线105检测到并经由双工器104而被路由至接收器103。在一些实施方式中,设备包括雷达系统。可在设备中使用的雷达类型的非限制性示例包括超宽带雷达、连续波多普勒雷达、脉冲多普勒雷达、调频连续波雷达或伪随机码调制的连续波雷达。

[0038] 图12图示了用以确定受试者的心脏运动的设备的实施方式。脉冲发生器1201生成脉冲1202,其被路由通过脉冲正弦波发生器1203以生成脉冲波形1204。脉冲波形1204继而经由双工器1205而被路由至天线1206。脉冲波形1204可继而从天线1206传播至目标1207,

诸如其一部分的心脏。在一些实施方式中,脉冲波形1204是电磁辐射,诸如无线电波、电磁信号、电磁波谱的波长或频率、光的波长或者光子。在传输脉冲波形1204之后,脉冲波形1204可以从诸如心脏等目标1207反射。脉冲波形1204由天线1206检测到并经由双工器1205而被路由至混频器1209,双工器1205将检测到的脉冲波形转换为双工波形1208。双工波形1208从混频器1209传播至放大器和滤波器1210以生成经滤波的波形1211。经滤波的波形1211继而传播至信号处理和显示单元1212。在一些实施方式中,设备包括雷达系统。可在设备中使用的雷达类型的非限制性示例包括超宽带雷达、连续波多普勒雷达、脉冲多普勒雷达、调频连续波雷达以及伪随机码调制的连续波雷达。

[0039] 在一些实施方式中,可以使用多个雷达传感器来提高心脏测量的准确性。多个雷达传感器还从不同的查看位置测量心脏运动轮廓,并且生成可以反向的多维数据集以求解心脏的二维运动。该方法可以通过减少个体雷达传感器的随机移动或未对准的影响而提供准确的测量。

[0040] 图13图示了用以确定受试者的心脏运动的设备的实施方式。在印刷电路板1301内,压控振荡器1302生成波形。波形继而通过分路器1303和第一放大器1304传播至环行器1305。波形继而从环行器1305运载至天线1306。反射波形继而从天线1306运载至环行器1305。波形继而传播至第二放大器1307。波形继而通过带通滤波器1308进行滤波。经滤波的波形继而使用正交解调芯片1309进行解码。经解码的波形继而传播至信号采集单元1310。在一些实施方式中,该设备包括雷达系统。可在设备中使用的雷达类型的非限制性示例包括超宽带雷达、连续波多普勒雷达、脉冲多普勒雷达、调频连续波雷达以及伪随机码调制的连续波雷达。

[0041] 在一些实施方式中,本文描述的设备包括单站雷达体系结构,其中仅一个天线用于发射和接收二者。在一些实施方式中,本文描述的设备包括双工器,其可以在一个天线用于发射和接收二者时使发射信号和接收信号分离。在单站雷达系统中,将生成的信号直接传递至天线,同时将来自天线的接收信号路由至接收器部分。双工器可以在发射路径和接收路径之间提供隔离,从而允许一个天线执行这两种功能。

[0042] 在一些实施方式中,本文描述的设备包括双站雷达体系结构。在包括双站雷达体系结构的设备中,两个天线在空间上被分离用于发射路径和接收路径。

[0043] 可在设备中使用的天线的非限制性示例包括各向同性辐射器、偶极天线、八木-宇田(Yagi-Uda)天线、随机线天线、喇叭天线、抛物面天线和贴片天线。在一些实施方式中,天线可以是设备可拆卸的或可移除的。在一些实施方式中,对于不同的天线,例如,具有不同强度的天线,天线可以是可互换的或可交换的。天线可例如放置在设备的内部、外部、附近、相邻处、顶部或下方。

[0044] 在一些实施方式中,设备可以确定受试者是否具有与不规则心跳相关联的病症。与不规则心跳相关联的病症的非限制性示例包括阵发性心房颤动、阵发性心房扑动、心房颤动、心房扑动、心室颤动、心室扑动、室上性心动过速、沃尔夫-帕金森-怀特氏(Wolff-Parkinson-White)综合征、室性期前收缩、房性期前收缩、病态窦房结综合征、窦性心律不齐、窦性心动过速、多源性房性心动过速或心动过缓。

[0045] 设备可以包括可接收与从受试者的心脏反射的信号相关联的数据的计算机系统。由计算机系统接收的数据可继而通过计算机系统的处理器与参考进行比较以确定受试者

是否具有不规则心跳。可由计算机系统使用的参考的非限制性示例包括来自受试者的过去的测量结果、来自健康受试者的测量结果、所测量的症状的统计平均值以及参考文本。计算机系统可继而输出确定的结果。在一些实施方式中,处理器位于设备中与信号源共由的外壳中。在一些实施方式中,处理器不位于设备中与信号源共同的外壳中。

[0046] 在一些实施方式中,设备包括耦合至发射器的处理器,所述发射器被配置用于将数据从设备发射至远程位置,例如,医院、诊所或医生办公室。发射器可被配置用于无线地发射数据,例如经由蓝牙 (Bluetooth)、无线网络、蜂窝电话网络、云网络或互联网。例如,设备可以使用蓝牙以连接至分析设备,包括但不限于蜂窝电话或计算机系统。在一些实施方式中,传输是有线的。处理器可被配置用于将数据传输至多个地理位置中的多个接收器。在一些实施方式中,处理器可以在约1英里、约2英里、约3英里、约4英里、约5英里、约6英里、约7英里、约8英里、约9英里或者约10英里的距离内传输数据。在一些实施方式中,处理器可以在至少10英里的距离内传输数据。在一些实施方式中,处理器可以在至少50英里的距离内传输数据。在一些实施方式中,设备包括全球定位系统 (GPS)。

[0047] 本文描述的设备可以由或可以不由受试者佩戴。设备可以使用例如胸带、胸部背心、臂带、腕带、头带、腰带、胶带或胶水而附接至受试者的身体。本文描述的设备可以嵌入受试者的衣服中,例如内衣、胸罩、衬衫、夹克或毛衣。本文描述的设备可以嵌入在例如手表、耳环、项链、戒指或手镯中。设备还可以从受试者的身体拆卸。本文描述的设备可以附接至例如墙壁、床头板、床、镜子、床头柜、椅子或靠近受试者的其他家具。设备可以嵌入在例如床垫、枕头、被子或沙发中。

[0048] 本文描述的设备可以位于或者可以不位于距受试者一定距离处。设备与受试者之间的距离可以为零、至少约1厘米 (cm)、至少约2cm、至少约3cm、至少约4cm、至少约5cm、至少约6cm、至少约7cm、至少约8cm、至少约9cm、至少约10cm、至少约11cm、至少约12cm、至少约13cm、至少约14cm、至少约15cm、至少约16cm、至少约17cm、至少约18cm、至少约19cm、至少约20cm、至少约21cm、至少约22cm、至少约23cm、至少约24cm、至少约25cm、至少约26cm、至少约27cm、至少约28cm、至少约29cm、至少约30cm、至少约31、至少约32cm、至少约33cm、至少约34cm、至少约35cm、至少约36cm、至少约37cm、至少约38cm、至少约39cm、至少约40cm、至少约41cm、至少约42cm、至少约43cm、至少约44cm、至少约45cm、至少约46cm、至少约47cm、至少约48cm、至少约49cm、至少约50cm、至少约60cm、至少约70cm、至少约80cm、至少约90cm、至少约1米 (m)、至少约2m、至少约3m、至少约4m、至少约5m、至少约6m、至少约7m、至少约8m、至少约9m、至少约10m、至少约15m或至少约20m。

[0049] 设备与受试者之间的距离可以为至多约1厘米 (cm)、至多约2cm、至多约3cm、至多约4cm、至多约5cm、至多约6cm、至多约7cm、至多约8cm、至多约9cm、至多约10cm、至多约11cm、至多约12cm、至多约13cm、至多约14cm、至多约15cm、至多约16cm、至多约17cm、至多约18cm、至多约19cm、至多约20cm、至多约21cm、至多约22cm、至多约23cm、至多约24cm、至多约25cm、至多约26cm、至多约27cm、至多约28cm、至多约29cm、至多约30cm、至多约31、至多约32cm、至多约33cm、至多约34cm、至多约35cm、至多约36cm、至多约37cm、至多约38cm、至多约39cm、至多约40cm、至多约41cm、至多约42cm、至多约43cm、至多约44cm、至多约45cm、至多约46cm、至多约47cm、至多约48cm、至多约49cm、至多约50cm、至多约60cm、至多约70cm、至多约80cm、至多约90cm、至多约1米 (m)、至多约2m、至多约3m、至多约4m、至多约5m、至多约6m、至

多约7m、至多约8m、至多约9m、至多约10m、至多约15m或至多约20m。

[0050] 本文描述的设备可以与或不与受试者的皮肤相接触。设备可以放置在靠近例如受试者的胸、胸骨、心脏或胸腔处。设备可以直接放置在例如受试者的胸、胸骨或胸腔上。在一些实施方式中,设备可以放置在胸的中心、胸的上部、胸的下部、胸的中心的左部或胸的中心的右部。在一些实施方式中,设备可以放置在受试者的背部上,例如,与胸骨成直线、在胸骨的上方、下方、左侧或右侧。在一些实施方式中,设备可以放置在例如受试者的胸、胸骨或胸腔的前方。

[0051] 本文描述的设备可以由屏住呼吸的受试者使用。在一些实施方式中,设备可以由正常呼吸的受试者使用。

[0052] 本文描述的设备可以由受试者每小时、每天、每周、每月、每年、偶尔、频繁、连续或长期使用。本文描述的设备可以由受试者根据需要基于受试者的病症、根据医生的建议、如受试者所期望地、如适当地监测受试者的病症所要求地或用于诊断或研究目的而使用。

[0053] 在一些实施方式中,本发明的设备具有以下平均输出功率:约1 μ W、约2 μ W、约3 μ W、约4 μ W、约5 μ W、约6 μ W、约7 μ W、约8 μ W、约9 μ W、约10 μ W、约20 μ W、约30 μ W、约40 μ W、约50 μ W、约60 μ W、约70 μ W、约80 μ W、约90 μ W、约100 μ W、约200 μ W、约300 μ W、约400 μ W、约500 μ W、约600 μ W、约700 μ W、约800 μ W、约900 μ W、约1mW、约2mW、约3mW、约4mW、约5mW、约6mW、约7mW、约8mW、约9mW、约10mW、约15mW、约20mW、约25mW、约30mW、约35mW、约40mW、约45mW、约50mW、约60mW、约70mW、约80mW、约90mW或约100mW。

[0054] 本文描述的设备可以产生电磁波脉冲。脉冲的持续时间可以是约1ps、约2ps、约3ps、约4ps、约5ps、约6ps、约7ps、约8ps、约9ps、约10ps、约20ps、约30ps、约40ps、约50ps、约60ps、约70ps、约80ps、约90ps、约100ps、约110ps、约120ps、约130ps、约140ps、约150ps、约160ps、约170ps、约180ps、约190ps、约200ps、约250ps、约300ps、约350ps、约400ps、约450ps、约500ps、约600ps、约700ps、约800ps、约900ps、约1ns、约2ns、约3ns、约4ns、约5ns、约6ns、约7ns、约8ns、约9ns、约10ns、约20ns、约30ns、约40ns、约50ns、约60ns、约70ns、约80ns、约90ns、约100ns、约200ns、约300ns、约400ns、约500ns、约600ns、约700ns、约800ns、约900ns或约1 μ s。脉冲的重复率可以是约0.1MHz、约0.2MHz、约0.3MHz、约0.4MHz、约0.5MHz、约0.6MHz、约0.7MHz、约0.8MHz、约0.9MHz、约1MHz、约2MHz、约3MHz、约4MHz、约5MHz、约6MHz、约7MHz、约8MHz、约9MHz、约10MHz、约15MHz、约20MHz、约25MHz、约30MHz、约35MHz、约40MHz、约45MHz、约50MHz、约60MHz、约70MHz、约80MHz、约90MHz或约100MHz。

[0055] 设备形状的非限制性示例包括立方体、球体、圆柱体、正方形、矩形和圆形。本文描述的设备可具有高度(H)、宽度(W)和深度(D),其各自独立地为约0.05英寸、约0.1英寸、约0.15英寸、约0.2英寸、约0.25英寸、约0.3英寸、约0.35英寸、约0.4英寸、约0.45英寸、约0.5英寸、约0.6英寸、约0.7英寸、约0.8英寸、约0.9英寸或约1英寸。在一些实施方式中,设备为立方体。在一些实施方式中,设备可以具有约1英寸高 $\times$ 约1英寸宽 $\times$ 约0.2英寸深的尺寸。

[0056] 可用于制造设备的材料的非限制性示例包括聚氯乙烯、聚乙烯、聚丙烯、聚苯乙烯、聚氨酯、聚对苯二甲酸乙二酯、聚碳酸酯、硅酮及其组合。可用于制造设备的材料的进一步非限制性示例包括钢、低碳钢、中碳钢、高碳钢、铝、黄铜、铜、铅、镁、镍、钛、锌及其组合。可用于制造设备的材料的附加非限制性示例包括铜线、铝线、XHFW线、THWN线和THHN线。

[0057] 可用于制造设备的芯片的非限制性示例包括动态随机存取存储器芯片、微处理

器、专用集成电路、数字信号处理器、可编程存储器芯片及其组合。

[0058] 可用于制造设备的半导体的非限制性示例包括金刚石、硅、锗、锡、碳化硅、硒、碲、氮化硼、氧化锌、氧化亚铜及其组合。

[0059] 在一些实施方式中,设备具有小于约100克的总质量。设备的总质量可以为约1克、约2克、约3克、约4克、约5克、约6克、约7克、约8克、约9克、约10克、约15克、约20克、约25克、约30克、约35克、约40克、约45克、约50克、约60克、约70克、约80克、约90克、约100克、约110克、约120克、约130克、约140克、约150克、约200克、约250克、约300克、约350克、约400克、约450克、约500克、约550克、约600克、约650克、约700克、约750克、约800克、约850克、约900克、约950克、或约1000克。

[0060] 可以提供任何工具、接口、引擎、应用、程序、服务、命令或其他可执行项,作为以计算机可执行代码而编码在计算机可读介质上的模块。在一些实施方式中,本发明提供了一种在其中编码有计算机可执行代码的计算机可读介质,所述计算机可执行代码对用于执行本文描述的任何动作的方法进行编码,其中该方法包括提供包括本文描述的任何数目的模块的系统,每个模块执行本文描述的任何功能以向用户提供诸如输出等结果。

本发明的设备的应用

[0061] 本文描述的设备可用于监测受试者的心脏活动并且检测异常。所述监测可以检测受试者心脏的运动。设备还可以检测例如心脏的一部分相对于心脏的其余部分的相对位置、左心房的移动、右心房的移动、左心室的移动、右心室的移动、心脏尺寸的变化、心率、心率的模式、心跳的规则性、心跳的不规则性、心跳的强度、心跳的密度、心肌的位置、心肌的速度、舒张的相对强度、收缩的相对强度、心房的窦性心律、心室的窦性心律、射血分数、心输出量和心搏量。

[0062] 本文描述的设备可以获得并记录例如受试者在休息、运动、进行轻度锻炼、进行剧烈锻炼、步行、跑步、慢跑、骑自行车或睡觉时的测量结果。在这些时间期间取得的测量结果可以与在其他时间期间取得的读数进行比较以确定受试者的心脏活动。

[0063] 受试者可以是例如老年人、成年人、青少年、儿童、幼儿或婴儿。受试者可以是例如患有心脏病的个体或没有心脏病的个体。受试者可以是患者。

[0064] 本文描述的设备可用于检测受试者体内的不规则心跳。不规则心跳(亦称为心律失常或心律不齐)的特征在于异常的心率或心律以及心脏的电活动的变化。不规则心跳可能由例如冠状动脉疾病、电解质失衡、来自先前心脏病发作的心肌瘢痕、心肌病、高血压、糖尿病、甲状腺功能亢进、压力、吸烟、药物副作用(例如、化疗诱发的心脏中毒)、过量饮酒、过量摄入咖啡因或药物滥用引起。不规则心跳的主要症状包括例如胸部的扑动感、心悸、胸痛、呼吸短促、心动过缓、呼吸短促、眩晕和晕厥。

[0065] 心房颤动是与不规则心跳相关联的常见病症,每年在美国诊断出近50万例病例。在这种情况下,由心脏的窦房结产生的规则心跳的正常电脉冲被心房和肺静脉的相邻部分中产生的快速放电所覆盖。这些快速且不规则的异常放电可以超过每分钟350次放电,导致心房的无效收缩并且降低心房将血液泵送至心室中的能力。这些并发症进一步造成不规则的心室收缩,从而导致心房和心室中的收缩率的差异。

[0066] 图2示出了具有正常心率的受试者的ECG以及具有心房颤动的受试者的ECG。底部ECG中的箭头表示在具有正常心跳的受试者体内发现的P波。ECG上的P波表示通过窦房结扩

散至心房的去极化,亦称为心房去极化。心房去极化是心动周期的第一步并且发生于存在 Ca^{2+} 离子流入时,这造成心房内的收缩。由于缺乏心房去极化,患有心房颤动的患者将不会在ECG上具有P波。在P波的位置中,电活动中的小峰值提供了电气干扰的证据,如顶部ECG中的箭头所示。心房颤动的主要症状可以包括心悸、胸痛、呼吸短促和晕厥。心率可能超过每分钟约100次跳动。阵发性心房颤动可以是发生并且继而停止并且不会持久地或持续地发生的心房颤动的发作。

[0067] 心房扑动是发生在心房内的异常心律。心房扑动可能由快速电脉冲引起,所述快速电脉冲最常见地开始于在局部自维持循环中移动的右心房中。该电路可以围绕每分钟跳动约300次的心房,转而导致心室快速跳动。自维持循环围绕着右心房并通过三尖瓣环峡部,即下腔静脉与三尖瓣之间的下心房中的纤维组织区域。图3中示出了具有心房扑动的患者的典型ECG。心房的快速但规则的跳动可以造成ECG上的锯齿图案。心房扑动的主要症状可以包括心悸、呼吸短促、快速心率、胸痛、轻度头痛、疲劳和低血压。阵发性心房扑动可以是发生并且继而停止并且不会持久地或持续地发生的心房颤动的发作。

[0068] 心室扑动的特征可以在于起源于心室中的快速心跳。心室扑动通常发展成心室颤动,并且是短暂的。心室颤动可以通过心室中不协调的收缩而发生,从而导致颤抖而非适当的收缩。心跳可能超过每分钟350次跳动。心室的这种不适当的收缩最常造成心脏骤停,因为心室不能将血液泵送通过心脏。心室颤动的最常见原因是冠状动脉疾病。心室颤动的最直接症状是突然衰竭或意识丧失和昏厥。心室颤动的早期迹象可以包括眩晕、恶心、胸痛、快速心率或心悸。通常而言,如果受试者在由于心室颤动而造成的衰竭的五分钟内未得到治疗,则该受试者将会经历心脏骤停。可以在图4中的ECG中看到在心室颤动期间出现的不稳定心跳。

[0069] 室上性心动过速(SVT)是起源于房室结之中或之上的快速心率。SVT的发作可能持续几秒钟、几分钟、几小时或几天。SVT的主要症状包括剧烈跳动的心脏、呼吸短促、快速的心跳、眩晕、胸痛和晕厥。

[0070] 沃尔夫-帕金森-怀特氏(WPW)综合征是由心房与心室之间的异常辅助电传导通路的存在而引起的。沿着该异常通路行进的电信号可能刺激心室过早地收缩,从而导致一种独特类型的室上性心动过速,称为房室交互性心动过速。通常,WPW综合征是无症状的,但症状可以包括心悸、呼吸短促、眩晕和晕厥。

[0071] 当心跳起始于心室的浦肯野(Purkinje)纤维而非正常心跳起源的窦房结中时,发生室性期前收缩(PVC)。PVC是相对常见的事件并且通常被认为是良性的,但可以指示出心肌中缺氧。PVC最常发生在老年人和男性中,并且通常无症状且难以在没有ECG的情况下进行检测。PVC事件的可能迹象包括心悸、呼吸短促、眩晕、对人的心跳的意识增加以及对强有力的跳动的感觉。

[0072] 当心跳起源于心房而非窦房结中时,发生房性期前收缩(PAC)。PAC是可显现在没有潜在心脏异常的患者中的常见事件,并且被认为是相当良性的。PAC通常是无症状的,但罕有地存在心悸。

[0073] 病态窦房结综合征(SSS)包括起源于窦房结中的心律不齐。SSS经常与冠状动脉疾病和瓣膜病变相关联。SSS在老年人以及在经历了心房中的心脏手术的儿童中最常见。SSS的症状包括晕厥、眩晕、呼吸短促、胸痛、疲劳、头痛和恶心。

[0074] 窦性心律不齐是指伴随着呼吸而发生的心跳的自然变化。轻微的心率减慢和加速伴随着呼吸而发生。窦性心律不齐在儿童中最明显,并随着年龄稳定地减少。

[0075] 窦性心动过速是起源于窦房结中的快速心律,其心跳可超过每分钟100次跳动。窦性心动过速通常是对诸如锻炼和压力等正常生理情况的反应。窦性心动过速的主要症状是增加的心率。

[0076] 多源性房性心动过速是与慢性阻碍性肺病 (COPD) 相关联的心律不齐。多源性房性心动过速发生在窦房结外部的细胞群开始控制心跳时,并且心率超过每分钟100次跳动。症状可能包括胸部紧迫感、轻度头痛、晕厥、心悸、呼吸短促和眩晕。

[0077] 心动过缓是小于每分钟60次跳动的静息心率,通常保持无症状,直到速率下降到每分钟50次跳动以下。心动过缓的症状包括疲劳、乏力、眩晕和晕厥。心动过缓可能由消遣性药物使用、代谢失衡或荷尔蒙失衡、电解质失衡、冠状动脉疾病、血管性心脏病或瓣膜性心脏病引起。通常而言,心动过缓可能由窦房结或房室结中出现的问题引起。

[0078] 本文描述的设备可以用于确定、观察、记录、计时、跟踪或计算受试者体内的不规则心跳的负担或持续时间。设备可以记录指定时间段内的测量结果,以确定受试者具有不规则心跳的时间的百分比。设备可以记录以下时间内的测量结果:约一分钟、约2分钟、约3分钟、约4分钟、约5分钟、约10分钟、约15分钟、约20分钟、约25分钟、约30分钟、约40分钟、约50分钟、约一小时、约2小时、约3小时、约4小时、约5小时、约10小时、约20小时、约一天、约2天、约3天、约4天、约5天、约6天、约一周、约2周、约3周、约一个月、约2个月、约3个月、约4个月、约5个月、约6个月、约一年、约2年或约3年。可以通过对数据的分析来确定任何时间段内的负担,从而将不规则心跳的发作与受试者自己的普通心跳进行比较或者与参考心跳进行比较。

[0079] 本文描述的设备可以用于监测正在经历针对不规则心跳的干预的受试者的心脏活动。所述干预可以涉及药理学试剂、被植入或不被植入受试者体内以调节心跳的设备、外科手术及其组合。设备可以用于通过比较在施行干预之前和之后或者在治疗过程期间取得的读数来确定干预是否正在调节不规则心跳。可由本发明监测的受试者所使用的干预的非限制性示例包括胺碘酮、盐酸苄普地尔、丙吡胺、多非利特、决奈达隆、氟卡尼、伊布利特、利多卡因、普鲁卡因胺、普罗帕酮、普萘洛尔、奎尼丁、索他洛尔、妥卡尼、氨氯地平、地尔硫卓、非洛地平、伊拉地平、尼卡地平、硝苯地平、尼莫地平、尼索地平、维拉帕米、醋丁洛尔、阿替洛尔、倍他洛尔、比索洛尔、氢氯噻嗪、卡替洛尔、艾司洛尔、美托洛尔、纳多洛尔、喷布洛尔、吲哚洛尔、噻吗洛尔、华法林、达肝素、依诺肝素、肝素、亭扎肝素、阿司匹林、噻氯匹定、氯吡格雷、双嘧达莫、贝那普利、卡托普利、依那普利、福辛普利、赖诺普利、莫昔普利、哌林多普利、喹那普利、雷米普利、群多普利、坎地沙坦、依普沙坦、厄贝沙坦、氯沙坦、替米沙坦、缬沙坦、阿米洛利、布美他尼、氯噻嗪、氯噻酮、呋塞米、吲达帕胺、螺内酯、硝酸异山梨酯、奈西立肽、胍屈嗪、米诺地尔、拉诺辛、阿托伐他汀、氟伐他汀、洛伐他汀、匹伐他汀、普伐他汀、罗苏伐他汀、辛伐他汀、氯贝丁酯、吉非贝齐、地高辛、腺苷、射频消融、经导管消融、除颤、起搏器、植入式心脏复律除颤器及其组合。

[0080] 本文描述的设备可以用于监测正在经历针对非不规则心跳病症的干预的受试者的心脏活动。所述干预可以包括药理学试剂、外科手术及其组合。设备可以用于通过比较在施行干预之前和之后或者在治疗过程期间取得的读数来确定干预是否正在诱发不规则心

跳。可由本发明监测的受试者所使用的干预的非限制性示例包括苯海拉明、氯苯那敏、氯马斯丁、溴苯那敏、羟嗪、西替利嗪、非索非那定、氯雷他定、右旋安非他命、甲基苯丙胺、哌醋甲酯、芬氟拉明、右芬氟拉明、MDMA、可卡因、假麻黄碱、沙丁胺醇、异丙肾上腺素、沙美特罗、异丙胺丁醇、苯环己哌啶、反苯环丙胺、苯乙肼、茶碱、氨茶碱、咖啡因、去甲替林、阿米替林、丙咪嗪、去甲丙咪嗪、东莨菪碱、普鲁本辛、阿托品、西沙必利、乳糖酸红霉素、喷他咪、氯喹、金刚烷胺及其组合。

[0081] 本文描述的设备可以用于监测正在经历针对癌症、肿瘤、过度增生性疾病或瘤形成的干预的受试者的心脏活动。所述干预可以包括药理学试剂、外科手术及其组合。设备可以用于通过比较在施行干预之前和之后或者在治疗过程期间取得的读数来确定干预是否正在诱发不规则心跳。可由本发明监测的受试者所使用的干预的非限制性示例包括多柔比星、阿霉素、卡培他滨、吉西他滨、阿糖胞苷、紫杉醇、多西他赛、顺铂、卡铂、奥沙利铂、5-氟尿嘧啶、苯丁酸氮芥、环磷酰胺、白消安、美法仑、三氧化二砷、1L-2、甲氨蝶呤、曲妥珠单抗、舒尼替尼、西妥昔单抗、阿仑单抗、利妥昔单抗、沙利度胺、安吖啶、二肽及其组合。

[0082] 本文描述的设备可以用于监测使用消遣性药物的受试者的心脏活动。设备可以用于通过比较在存在和不存在消遣性药物使用的情况下或者在消遣性药物使用过程期间取得的读数来确定消遣性药物使用是否诱发不规则心跳。可由本发明监测的受试者所使用的消遣性药物的非限制性示例包括右旋安非他命、甲基苯丙胺、哌醋甲酯、芬氟拉明、右芬氟拉明、MDMA、可卡因、苯环己哌啶、麦角酸二乙胺、裸盖菇素、吗啡、海洛因、挥发性吸入剂、大麻及其组合。

适于使用的信号

[0083] 本发明的检测系统可以包括发射器、接收器和天线。发射器可以生成由天线辐射至包含感兴趣物体的空间中的信号。信号继而可以从感兴趣物体反射，并且反射的信号可以由接收器检测。接收器可以放大信号以转换至例如视觉数据或音频数据。

[0084] 超声涉及使用人类听觉范围之外的高频声波以创建例如人体内的器官和系统的图像。医学声像图检查是对身体内的器官进行成像的做法。超声图像(声像图)是通过使用超声换能器将超声脉冲发送至组织中而制成的。声音从组织的一部分反射并传回，并且这种回声被记录并作为图像显示给操作者。

[0085] 电磁(EM)波谱是所有可能的电磁辐射频率的连续体。电磁辐射可以通过包括频率、波长和能量的物理性质来描述。按波长递减的顺序和频率递增的顺序而言，EM波谱的不同区域包括无线电波、微波、远红外线、近红外线、可见光、紫外线、X射线、伽马射线以及高能伽马射线。

[0086] 无线电波通常通过使用天线来传播，并且可以具有从数百千米至一毫米不等的波长。无线电波可以用于通信卫星、导航系统、无线电通信、广播和雷达。

[0087] 微波具有从一米至数毫米不等的波长。微波用于航天器通信和雷达技术。一些电视通信和电话通信通过地面站与通信卫星之间的微波进行长距离传输。微波可以被液体中具有偶极矩的分子吸收。

[0088] 红外辐射的特征在于从约一毫米至几百纳米不等的波长。当改变旋转振动移动时，红外能量由分子发出或吸收。红外能量通过偶极矩的变化而引发分子的振动模式，使得红外线处于针对分子的这些能量状态的研究而言有用的频率范围内。在室温下从物体发出

的大部分热能是红外线。

[0089] EM波谱的可见区是人眼最敏感的波谱部分。具有介于380纳米与760纳米之间的波长的电磁辐射可被人眼检测到并被感知为可见光。

[0090] 紫外(UV)辐射通常具有介于100纳米与400纳米之间的波长。UV光可在太阳光中找到并且由于其改变化学键的能力而具有破坏生物分子的潜在性。具有非常短的波长的UV射线可以使分子电离。

[0091] X射线具有在约一纳米至十分之一纳米的范围内的波长。X射线具有穿透相对较厚物体而无大量散射或吸收的能力,因此使得它们可用于对视觉上不透明的物体进行成像,并且广泛地用于医学放射显影和机场安全扫描仪。

[0092] 伽马射线具有极短的波长和非常高的频率。伽马射线的天然来源包括来自天然存在的放射性同位素的衰变。作为超新星爆炸的结果,在太空中也发现了伽马射线。由于其高能量,伽马射线是高度穿透性的,并且可以漫射遍及人体并引起辐射病。

[0093] 雷达(无线电检测和测距)是可使用无线电波或微波来确定物体的范围、海拔、速度和方向的系统。无线电波是电磁波谱的一部分,并且其特征在于低频率和长波长。雷达系统可以使用无线电波作为用于检测物体的机制。

[0094] 超宽带(UWB)雷达系统可以使用无线电波来传输在大带宽(例如,大于500MHz的带宽)上传播的信息。UWB雷达系统可以经由信号的脉冲调制来完成该任务,因为UWB传输通过在大带宽上以特定时间间隔生成无线电波来传输信息。非UWB传输可以采用连续信令,其中仅改变波的频率、功率电平或相位,而不改变时间间隔。

[0095] 多普勒雷达利用多普勒效应来产生关于远处物体的速度数据。多普勒雷达可以向期望目标发射微波信号并且监听反射。该过程允许分析物体的运动如何改变返回的信号运动的频率,并且提供关于物体速度的数据。

[0096] 连续波多普勒雷达传输无线电能量的连续波,从而允许在不提供任何范围或距离数据的情况下确定物体的速度。调频连续波

(FMCW)多普勒雷达与连续波多普勒雷达的不同之处在于所传输的信号的频率可以变化,从而允许测量物体的距离。使用伪随机码调制的连续波雷达可以提供关于物体的距离和范围的进一步精化。这种精化经由对发射器的代码的调制来实现,以满足感兴趣物体的频率和范围要求。

[0097] 脉冲多普勒雷达使用脉冲定时技术和多普勒效应来确定物体的距离。脉冲多普勒系统与连续波系统的不同之处在于向物体发送无线电能量的短脉冲,而不是连续传输无线电能量。物体的范围通过测量被发送至物体与从物体反射的脉冲之间经过的时间来确定。

[0098] 图5描绘了本发明的示例设备。设备502可以包括天线503并且定位在例如人的心脏501附近。天线可以将信号504传输506至心脏。信号504可以从例如心脏的肌肉组织反射。反射的信号505可继而由设备502接收507并被处理以供分析。

实施例

实施例1:对人体组织内的信号损失的分析

[0099] 可以通过将设备定位在受试者身上以使组织中的信号损失最小化来优化性能。图6图示了位于人的心脏之前的皮肤、脂肪、肌肉和骨骼的组织厚度(以英寸为单位)。肌肉组织的量相对较低。当雷达信号辐射通过包括皮肤、脂肪、肌肉和骨骼的各个组织时,雷达信

号的损失发生在肌肉组织中,如图7中所展示。

[0100] 信号强度的损失与信号的频率正相关,如图7中示出。当信号的频率(GHz)增加时,信号的总损失(dB)在肌肉中最显著,而其他组织仅占信号损失的一小部分。该分析进一步表明,具有最小肌肉系统的胸骨应当是针对设备的有效放置。该放置允许较少的信号损失和色散。

实施例2:建模方法

[0101] 为了计算由本文描述的设备生成的传输信号与心肌的相互作用,采用了三维全波模拟。在这种模拟中,使用了心脏或胸腔的三维模型。首先,模型的复杂度通过去除不移动的胸腔的部分而得到减小,并因此与对心脏的运动进行建模不相关。接着,心脏模型被导入至波模拟程序中,以确定磁场分布或电场分布的形式的天线处接收的信号。最后,提取的波形被馈送至电路模拟器中以确定输出信号与心脏运动之间的相关性。

实施例3:计算机体系结构

[0102] 各种计算机体系结构适于随本发明一起使用。图8是图示了可与本发明的示例实施方式相结合地使用的计算机系统800的第一示例体系结构的框图。如图8中所描绘,示例计算机系统可以包括用于处理指令的处理器802。处理器的非限制性示例包括:Intel Core i7™处理器、Intel Core i5™处理器、Intel Core i3™处理器、Intel Xeon™处理器、AMD Opteron™处理器、Samsung 32位RISC ARM1176JZ(F)-S v1.0™处理器、ARM Cortex-A8 Samsung S5PC100™处理器、ARM Cortex-A8 Apple A4™处理器、Marvell PXA 930™处理器或者功能上等效的处理器。多个执行线程可以用于并行处理。在一些实施方式中,多个处理器或具有多个核的处理器可以用于单一计算机系统中、集群中,或者通过网络而分布在包括多个计算机、蜂窝电话、平板计算设备、基于手表的设备、腕带设备、臂带设备或个人数据助理设备的系统中。

数据采集、处理和存储

[0103] 如图8中所示,高速缓存801可以连接至处理器802或并入在处理器802中,以便为处理器802最近或频繁使用的指令或数据提供高速存储器。处理器802通过处理器总线805连接至北桥806。北桥806通过存储器总线804连接至随机存取存储器(RAM) 803,并且通过处理器802来管理对RAM 803的访问。北桥806还通过芯片组总线807连接至南桥808。南桥808转而连接至外围总线809。外围总线可以是例如PCI、PCI-X、PCI Express或其他外围总线。北桥和南桥通常被称为处理器芯片组,并且管理处理器、RAM以及外围总线809上的外围组件之间的数据传送。在一些体系结构中,北桥的功能性可以并入到处理器中以代替使用单独的北桥芯片。

[0104] 在一些实施方式中,系统800可以包括附接至外围总线809的加速器卡812。加速器可以包括现场可编程门阵列(FPGA)或用于加速某些处理的其他硬件。

(一个或多个多个)软件接口

[0105] 软件和数据储存在外部存储813中,并且可被加载至RAM 803和/或缓存801中以供处理器使用。系统800包括用于管理系统资源的操作系统;操作系统的非限制性示例包括:Linux、Windows™、MACOS™、BlackBerry OS™、iOS™、Android™和其他功能上等效的操作系统、以及运行在操作系统上的应用软件。

[0106] 在该示例中,系统800还包括连接至外围总线的网络接口卡(NIC) 810和811,用于

提供通向外部存储的网络接口,外部存储诸如网络附加存储(NAS)以及可用于分布式并行处理的其他计算机系统。

计算机系统

[0107] 图9是示出了网络900的示意图,网络900具有多个计算机系统902a和902b、多个蜂窝电话和个人数据助理902c以及网络附加存储(NAS)901a和901b。在一些实施方式中,系统902a、902b和902c可以管理数据存储并且优化对储存在网络附加存储(NAS)901a和901b中的数据的数据访问。数学模型可以用于数据,并且使用跨计算机系统902a和902b以及蜂窝电话和个人数据助理系统902c的分布式并行处理来评价。计算机系统902a和902b以及蜂窝电话和个人数据助理系统902c还可以为储存在网络附加存储(NAS)901a和901b中的数据的自适应数据重构提供并行处理。图9仅示出了示例,并且各种各样的其他计算机体系结构和系统可以与本发明的各种实施方式相结合地使用。例如,刀片服务器可以用于提供并行处理。处理器刀片可以通过底板连接以提供并行处理。存储还可以通过单独的网络接口而连接至底板或网络附加存储(NAS)。

[0108] 在一些实施方式中,处理器可以保持单独的存储空间并通过网络接口、底板或其他连接器来传输数据,以便由其他处理器进行并行处理。在一些实施方式中,所述处理器中的一些或全部可以使用共享的虚拟地址存储空间。

虚拟系统

[0109] 图10是使用共享的虚拟地址存储空间的多处理器计算机系统的框图。系统包括可以访问共享的存储器子系统1002的多个处理器1001a-f。系统将多个可编程硬件存储器算法处理器(MAP)1003a-f并入在存储器子系统1002中。每个MAP 1003a-f可以包括存储器1004a-f以及一个或多个现场可编程门阵列(FPGA)1005a-f。MAP提供可配置的功能单元,并且特定的算法或算法的一部分可被提供至FPGA 1005a-f,以便与相应的处理器密切配合地进行处理。在该示例中,出于这些目的,每个MAP可由所有处理器进行全局访问。在一种配置中,每个MAP可以使用直接存储器访问(DMA)来访问相关联的存储器1004a-f,从而允许其独立于相应的微处理器1001a-f并且与其异步地执行任务。在该配置中,MAP可以将结果直接馈送至另一MAP以用于算法的流水线和并行执行。

[0110] 上述计算机体系结构和系统仅仅是示例,并且可以与示例实施方式相结合地使用各种各样的其他计算机、蜂窝电话以及个人数据助理体系结构和系统,包括使用通用处理器、协处理器、FPGA和其他可编程逻辑器件、片上系统(SOC)、专用集成电路(ASIC)以及其他处理和逻辑元件的任何组合的系统。可以与示例实施方式相结合地使用任何种类的数据存储介质,包括随机存取存储器、硬盘驱动器、闪存存储器、磁带驱动器、磁盘阵列、网络附加存储(NAS)以及其他本地或分布式数据存储设备和系统。

[0111] 在示例实施方式中,计算机系统可以使用在上述或其他计算机体系结构和系统中的任一种上执行的软件模块来实现。在其他实施方式中,系统的功能可以部分地或完全地在固件、诸如如图10中引用的现场可编程门阵列(FPGA)等可编程逻辑器件、片上系统(SOC)、专用集成电路(ASIC)或者其他处理元件和逻辑元件中实现。例如,集合处理器和优化器可以利用通过使用诸如图8所示的加速器卡812等硬件加速器卡的硬件加速来实现。

[0112] 本文描述的本发明的任何实施方式可例如由同一地理位置内的用户产生和传输。本发明的产品可例如从一个国家的地理位置产生和/或传输,并且本发明的用户可以存在

于不同的国家。在一些实施方式中,由本发明的系统访问的数据是可从多个地理位置1101中的一个传输至用户1102(图11)的计算机程序产品。由本发明的计算机程序产品生成的数据可例如通过网络、安全网络、不安全网络、互联网或内联网而在多个地理位置之间来回传输。在一些实施方式中,由本发明提供的本体层级结构被编码在物理和有形产品上。

[0113] 本文描述的本发明的任何实施方式能够以编码形式(例如射频识别标签或条形码)产生和/或传输。在一些实施方式中,由本发明的系统访问的数据可以由编码形式直接访问或者作为健康记录的一部分而访问。在一些实施方式中,健康记录可以是电子健康记录或数字健康记录。在一些实施方式中,健康记录可以由受试者或受试者的医疗保健提供者访问。

实施例4:设备的实现

[0114] 图14(面板A)中示出了本文描述的本发明的一个实施方式。人类受试者以一种可避免使其身体摇动的方式站立或就坐。受试者使用他们的手或胸带将雷达设备附接至他们的身体。ECG由三电极ECG电路同时记录,其中三个电极附接至手腕以及左脚踝和右脚踝。设备和ECG电路连接至执行信号处理和波形显示的计算机。

[0115] 如图14,面板B中示出,设备可以安置在受试者的胸部上的各个位置,从而导致功效和输出的差异。设备还可被放置成抵靠人类受试者的背部以记录数据。

[0116] 人类受试者处于舒适而温暖的环境中并且放松。受试者可以站立、就坐、步行或躺在床上。设备可被定位成接触皮肤,或者可被放置在受试者的衣服外面。在穿衣环境中,设备可被放置成紧紧抵靠着受试者的胸部。

实施例5:代表性受试者测量结果

[0117] 使用本发明的设备监测三个受试者。在受试者处于屏住呼吸的状态时取得所有数据。图15,面板A示出了在健康的年轻人体内检测到的ECG信号(上面的曲线图)和雷达信号(下面的曲线图)。图15,面板B示出了在健康的老年人体内检测到的ECG信号(上面的曲线图)和雷达信号(下面的曲线图)。图15,面板C示出了在处于心房颤动中的、具有不规则心跳的老年人体内检测到的ECG信号(上面的曲线图)和雷达信号(下面的曲线图)。在面板A和面板B中,小的第一脉冲由心房的运动产生,而较大的第二脉冲由心室的运动产生。在面板A和面板B中,来自本发明的雷达信号与ECG信号相关,并且具有与ECG信号相同的周期性。在面板C中,雷达信号与ECG信号相关,但没有示出心房运动的证据。

实施例6:呼吸时的受试者测量结果

[0118] 图16示出了当实施例5中的健康年轻人呼吸时在其体内检测到的ECG信号(上面的曲线图)和雷达信号(下面的曲线图)。叠加在雷达心脏运动信号上的附加低频信号表示由于呼吸造成的胸腔的运动。

实施例7:不同胸部位置处的受试者测量结果

[0119] 如实施例4中所描述的,图17示出了当本发明的代表性设备定位在实施例5中的健康年轻人的胸部上的不同位置处时的ECG信号(上面的曲线图)和雷达信号(下面的曲线图)。面板A图示了在胸部中心处测量到的ECG信号和雷达信号。面板B图示了在胸部中心的上方测量到的ECG信号和雷达信号。面板C图示了在胸部中心的下方测量到的ECG信号和雷达信号。面板D图示了在胸部中心的左侧测量到的ECG信号和雷达信号。面板E图示了在胸部中心的右侧测量到的ECG信号和雷达信号。这些曲线图示出,将设备定位在胸部上的各个位

置处允许查看心脏的不同部分。查看心脏的不同部分可以辅助评价各种心脏异常。

实施例8:来自背部的受试者测量结果

[0120] 图18示出了当本发明的设备定位在实施例5中的健康年轻人的背部上时获得的ECG信号(上面的曲线图)和雷达信号(下面的曲线图)。这些数据表示通过将设备定位在受试者的背部上而得到的心房运动的测量结果。

实施例9:在一定距离处的受试者测量结果

[0121] 图21示出了从处于不同距离处的健康男性受试者取得的三个测量结果。所有这些数据都是在受试者处于屏住呼吸的状态中时取得的。这些数据表示通过将本发明的实施方式定位在距受试者一定距离处而得到的心房运动的测量结果。

实施例10:通过正交解调来提高数据质量

[0122] 图19, 面板A图示了用以确定受试者的心脏运动的设备的实施方式。连接至天线1902的雷达系统1901朝向目标1904(例如, 受试者的心脏)传播发射波形1903。反射波形1905继而由天线1902接收。天线1902与目标1904之间的距离由函数 $1906d-x(t)$ 定义, 其中 d 是天线1902与目标1904之间的恒定距离, 而 $x(t)$ 是目标1904的运动函数, 例如, 受试者的心脏的原始运动。面板B-面板D表示天线1902与目标1904之间的三个不同距离处的测量波形。

[0123] 雷达系统1901发射余弦信号, 其被写为

$$T(t) = A \cdot \cos(2\pi ft);$$

其中 A 是发射波形1903的幅度, f 是发射波形1903的频率, 而 t 是时间。

[0124] 反射信号被写为

$$R(t) = B \cdot \cos(2\pi ft - \frac{4\pi d}{\lambda} - \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda});$$

其中 B 是反射波形1905的幅度, 而 λ 是反射波形1905的波长。

[0125] 在解调之后, 可以存在两个输出信号。一个称为同相信号(I), 而另一个称为正交信号(Q)。同相信号被写为

$$I(t) = C \cdot \cos(\frac{4\pi d}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda});$$
 并且正交信号被写为

$$Q(t) = C \cdot \sin(\frac{4\pi d}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda});$$
 其中 C 是信号的幅度。

[0126] 通过将 $Q(t)$ 除以 $I(t)$, 获得信号比 Y , 其被写为

$$Y(t) = \tan(\frac{4\pi d}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda})。$$

[0127] 因此, 在信号比方面, 解出目标的运动函数是可能的, 其中 $x(t)$ 被写为

$$x(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \cdot \tan^{-1}(Y(t)) - d。$$

[0128] 如本文描述的正交解调可以允许精确地计算目标1904的运动函数, 因为目标1904的运动与反射波形1905的波长相比非常小。

实施例11:连续监测以通知对干预的决策制定

[0129] 图20图示了本发明中描述的连续监测方法的实施方式。例如, 受试者可以连续地

佩戴设备以供长期监测2001,从而确定心律不齐时间2002的百分比。这些数据被记录并被长时间储存,例如,储存数多小时、数天、数周或数月。信号识别软件检测和突出显示重要事件以供医疗保健提供者审查。医疗保健提供者使用心律不齐时间2002的百分比来确定适当的医疗干预2003。医疗干预的非限制性示例包括继续监测;利用或不利用特定药物的心脏复律;利用或不利用特定药物的心脏消融;以及引入或不引入起搏器的心脏消融。

实施方式

[0130] 以下非限制性实施方式提供了本发明的说明性示例,但不限制本发明的范围。

[0131] 实施方式1.一种检测受试者体内的不规则心跳的方法,该方法包括:a)将一定波长的电磁辐射传输至受试者的心脏;b)检测从受试者的心脏反射的电磁信号;以及c)基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述受试者是否具有不规则心跳。

[0132] 实施方式2.根据实施方式1所述的方法,其中所述受试者正在经历针对不规则心跳的干预,所述方法还包括基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述针对不规则心跳的干预是否已经调节不规则心跳。

[0133] 实施方式3.根据实施方式1所述的方法,其中所述受试者正在经历针对非不规则心跳病症的干预,所述方法还包括基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述针对非不规则心跳病症的干预是否已经诱发不规则心跳。

[0134] 实施方式4.根据实施方式1-3中任一实施方式所述的方法,其中通过对心脏的一部分的移动的分析来确定所述受试者是否具有不规则心跳。

[0135] 实施方式5.根据实施方式1-4中任一实施方式所述的方法,还包括将电磁辐射源附接至所述受试者的身体。

[0136] 实施方式6.根据实施方式5所述的方法,其中所述电磁辐射源在所述受试者的心脏附近附接至所述受试者的身体。

[0137] 实施方式7.根据实施方式5所述的方法,其中所述电磁辐射源附接至所述受试者的胸部。

[0138] 实施方式8.根据实施方式5所述的方法,其中所述电磁辐射源附接至所述受试者的背部。

[0139] 实施方式9.根据实施方式1-8中任一实施方式所述的方法,其中所述受试者处于屏住呼吸的状态。

[0140] 实施方式10.根据实施方式1-9中任一实施方式所述的方法,其中被传输至受试者的心脏的所述一定波长的电磁辐射是无线电波。

[0141] 实施方式11.根据实施方式1-10中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心房颤动相关联。

[0142] 实施方式12.根据实施方式1-10中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心房扑动相关联。

[0143] 实施方式13.根据实施方式1-10中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心室颤动相关联。

[0144] 实施方式14.根据实施方式1-10中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心室扑动相关联。

[0145] 实施方式15.根据实施方式1-10中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心

跳与心律不齐相关联。

[0146] 实施方式16.根据实施方式1-15中任一实施方式所述的方法,其中所述受试者是人类。

[0147] 实施方式17.一种方法,包括:a)由计算机系统接收与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据;b)由计算机系统的处理器将所述与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据与参考进行比较;c)基于所述与从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据与所述参考的比较来确定所述受试者是否具有不规则心跳;以及d)输出确定的结果。

[0148] 实施方式18.根据实施方式17所述的方法,其中所述受试者正在经历针对不规则心跳的干预,所述方法还包括基于从受试者的心脏反射的电磁信号来确定针对不规则心跳的干预是否已经调节不规则心跳。

[0149] 实施方式19.根据实施方式17所述的方法,其中受试者正在经历针对非不规则心跳病症的干预,所述方法还包括基于从受试者的心脏反射的电磁信号来确定针对非不规则心跳病症的干预是否已经诱发不规则心跳。

[0150] 实施方式20.根据实施方式17-19中任一实施方式所述的方法,其中通过对心脏的一部分的移动的分析来确定所述受试者具有不规则心跳。

[0151] 实施方式21.根据实施方式17-20中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心房颤动相关联。

[0152] 实施方式22.根据实施方式17-20中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心房扑动相关联。

[0153] 实施方式23.根据实施方式17-20中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心室颤动相关联。

[0154] 实施方式24.根据实施方式17-20中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心室扑动相关联。

[0155] 实施方式25.根据实施方式17-20中任一实施方式所述的方法,其中所述不规则心跳与心律不齐相关联。

[0156] 实施方式26.根据实施方式17-25中任一实施方式所述的方法,其中所述受试者是人类。

[0157] 实施方式27.一种设备,包括:a)天线,其被配置用于将电磁辐射传输至受试者的胸腔中;b)接收器,其被配置用于检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号;以及c)处理器,其被配置成基于检测到的、从所述受试者的心脏反射的电磁信号来标识所述受试者体内的不规则心跳。

[0158] 实施方式28.根据实施方式27所述的设备,其中被配置用于将电磁辐射传输至所述受试者的胸腔中的所述天线、被配置用于检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号的所述接收器以及被配置成基于检测到的、从受试者的心脏反射的电磁信号来标识所述受试者体内的不规则心跳的所述处理器包含在公共外壳中。

[0159] 实施方式29.根据实施方式27-28中任一实施方式所述的设备,还包括电路,其被配置用于生成适于通过所述天线而传输至所述受试者的胸腔中的信号。

[0160] 实施方式30.根据实施方式27-29中任一实施方式所述的设备,其中所述处理器被配置用于通过测量在从所述受试者的心脏反射之后接收到的信号之间的时间间隔来检测

所述受试者体内的不规则心跳。

[0161] 实施方式31.根据实施方式27-30中任一实施方式所述的设备,其中所述天线被配置用于传输电磁辐射,所述电磁辐射为无线电波。

[0162] 实施方式32.根据实施方式27-31中任一实施方式所述的设备,其中所述设备被配置成在所述受试者的心脏附近附接至所述受试者。

[0163] 实施方式33.根据实施方式27-32中任一实施方式所述的设备,其中所述设备被配置成在所述受试者的胸部上附接至所述受试者。

[0164] 实施方式34.根据实施方式27-32中任一实施方式所述的设备,其中所述设备被配置成在所述受试者的背部上附接至所述受试者。

[0165] 实施方式35.根据实施方式24-34中任一实施方式所述的设备,其中所述处理器被配置用于标识与心房颤动相关联的不规则心跳。

[0166] 实施方式36.根据实施方式24-34中任一实施方式所述的设备,其中所述处理器被配置用于标识与心房扑动相关联的不规则心跳。

[0167] 实施方式37.根据实施方式24-34中任一实施方式所述的设备,其中所述处理器被配置用于标识与心室颤动相关联的不规则心跳。

[0168] 实施方式38.根据实施方式24-34中任一实施方式所述的设备,其中所述处理器被配置用于标识与心室扑动相关联的不规则心跳。

[0169] 实施方式39.根据实施方式24-34中任一实施方式所述的设备,其中所述处理器被配置用于标识与心律不齐相关联的不规则心跳。

[0170] 实施方式40.一种设备,包括:a) 天线,其被配置用于将电磁辐射传输至受试者的胸腔中;b) 接收器,其被配置用于检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号;以及c) 发射器,其被配置用于发射与接收到的、所述从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据。

[0171] 实施方式41.根据实施方式40所述的设备,其中被配置用于将电磁辐射传输至受试者的胸腔中的所述天线、被配置用于检测从受试者的心脏反射的电磁信号的所述接收器以及被配置用于发射与接收到的、所述从受试者的心脏反射的电磁信号相关联的数据的所述发射器包含在公共外壳中。

[0172] 实施方式42.根据实施方式40-41中任一实施方式所述的设备,还包括电路,其被配置用于生成适于通过天线而传输至所述受试者的胸腔中的信号。

[0173] 实施方式43.根据实施方式40-42中任一实施方式所述的设备,其中所述发射器被配置用于向远程处理器无线地发射。

[0174] 实施方式44.根据实施方式40-43中任一实施方式所述的设备,其中所述天线被配置用于传输电磁辐射,所述电磁辐射为无线电波。

[0175] 实施方式45.根据实施方式40-44中任一实施方式所述的设备,其中所述设备被配置成在所述受试者的心脏附近附接至所述受试者。

[0176] 实施方式46.根据实施方式40-45中任一实施方式所述的设备,其中所述设备被配置成在所述受试者的胸部上附接至所述受试者。

[0177] 实施方式47.根据实施方式40-45中任一实施方式所述的设备,其中所述设备被配置成在所述受试者的背部上附接至所述受试者。

[0178] 实施方式48.一种方法,包括:a) 对具有不规则心跳的受试者施行针对不规则心跳

的干预;b)利用雷达设备监测所述受试者;以及c)基于所述监测而确定针对不规则心跳的干预是否调节所述受试者体内的不规则心跳。

[0179] 实施方式49.根据实施方式48所述的方法,其中所述雷达设备监测所述受试者的心脏的一部分的移动。

[0180] 实施方式50.根据实施方式48-49中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心房颤动相关联的不规则心跳。

[0181] 实施方式51.根据实施方式48-49中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心房扑动相关联的不规则心跳。

[0182] 实施方式52.根据实施方式48-49中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心室颤动相关联的不规则心跳。

[0183] 实施方式53.根据实施方式48-49中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心室扑动相关联的不规则心跳。

[0184] 实施方式54.根据实施方式48-49中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心律不齐相关联的不规则心跳。

[0185] 实施方式55.一种方法,包括:a)对受试者施行干预;b)利用雷达设备监测所述受试者;以及c)基于所述监测而确定所述干预是否诱发所述受试者体内的不规则心跳。

[0186] 实施方式56.根据实施方式55所述的方法,其中所述雷达设备监测所述受试者的心脏的一部分的移动。

[0187] 实施方式57.根据实施方式55-56中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心房颤动相关联的不规则心跳。

[0188] 实施方式58.根据实施方式55-56中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心房扑动相关联的不规则心跳。

[0189] 实施方式59.根据实施方式55-56中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心室颤动相关联的不规则心跳。

[0190] 实施方式60.根据实施方式55-56中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心室扑动相关联的不规则心跳。

[0191] 实施方式61.根据实施方式55-56中任一实施方式所述的方法,其中处理器被配置用于标识与心律不齐相关联的不规则心跳。

[0192] 实施方式62.根据实施方式55-61中任一实施方式所述的方法,其中所述受试者具有非不规则心跳病症,并且所述干预是针对所述非不规则心跳病症的。

[0193] 实施方式63.一种方法,包括:a)将一定波长的电磁辐射传输至受试者的心脏;b)检测从所述受试者的心脏反射的电磁信号;以及c)基于所述从受试者的心脏反射的电磁信号来确定所述受试者的心脏的体积变化。

[0194] 实施方式64.根据实施方式63所述的方法,还包括基于所述受试者的心脏的体积变化来确定从所述受试者的心脏输出的血液的体积。

[0195] 实施方式65.根据实施方式63-64中任一实施方式所述的方法,其中在所述受试者的心脏的单一腔室内确定所述受试者的心脏的体积变化。

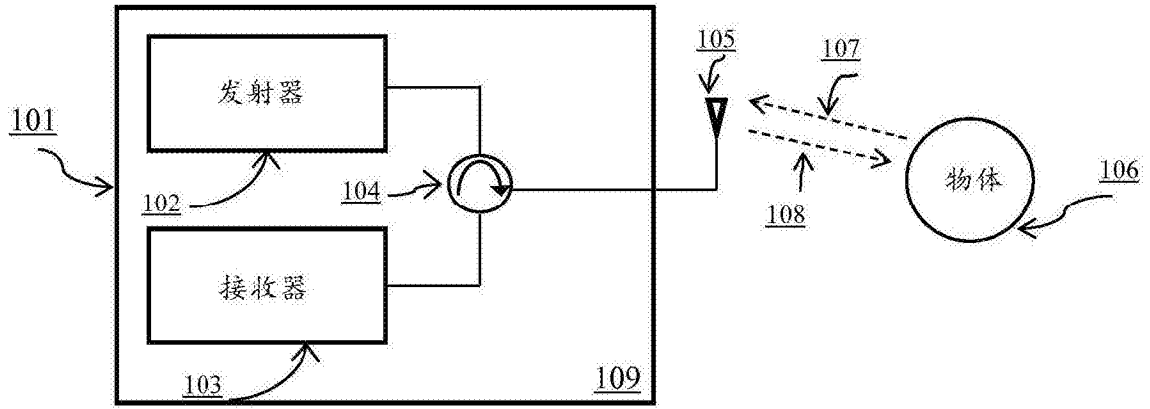


图1

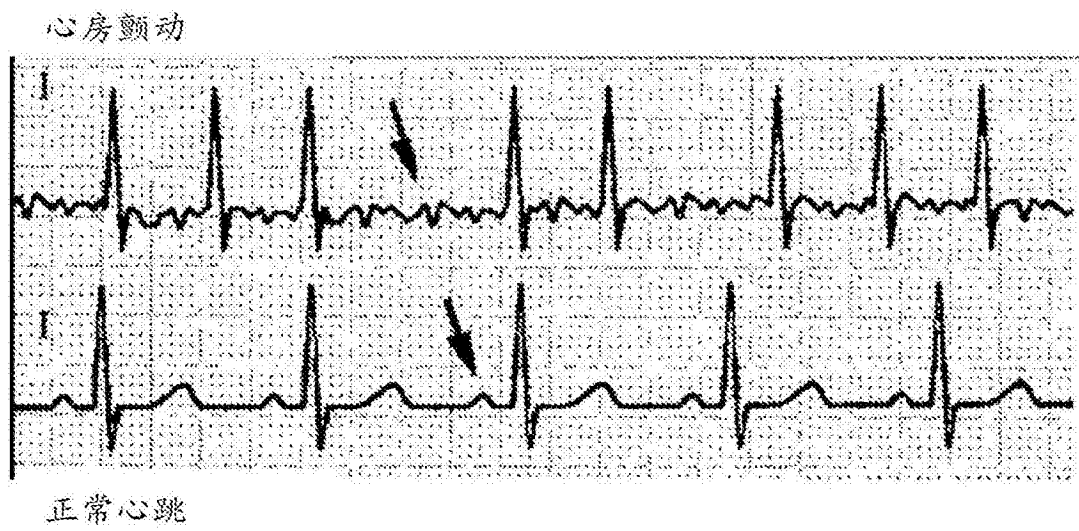


图2

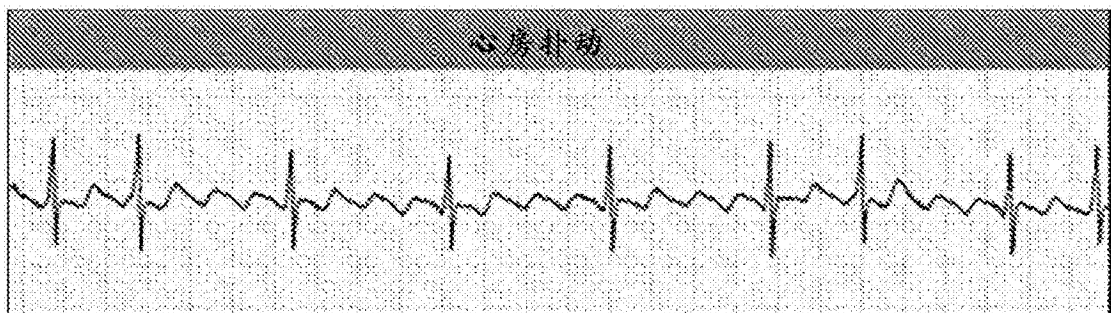


图3

心室颤动

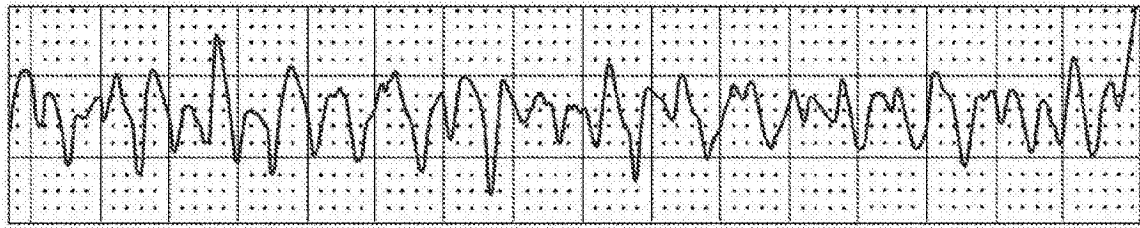


图4

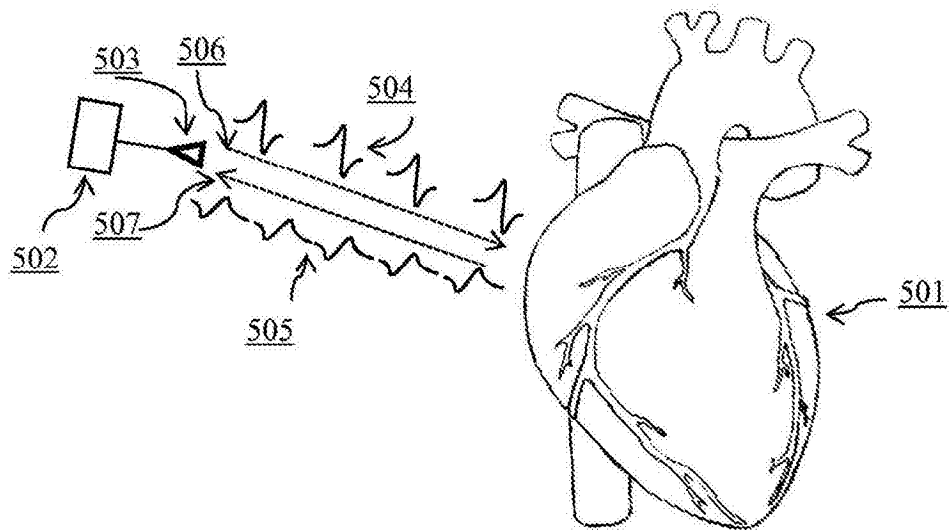


图5

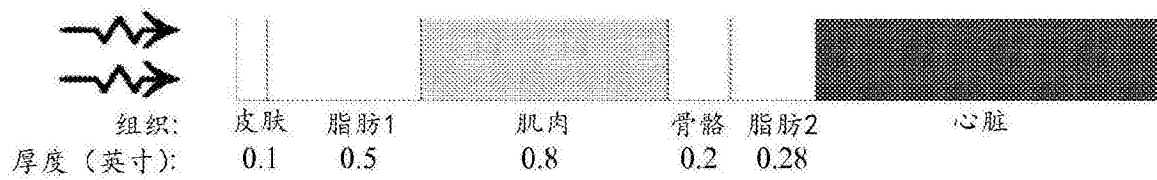


图6

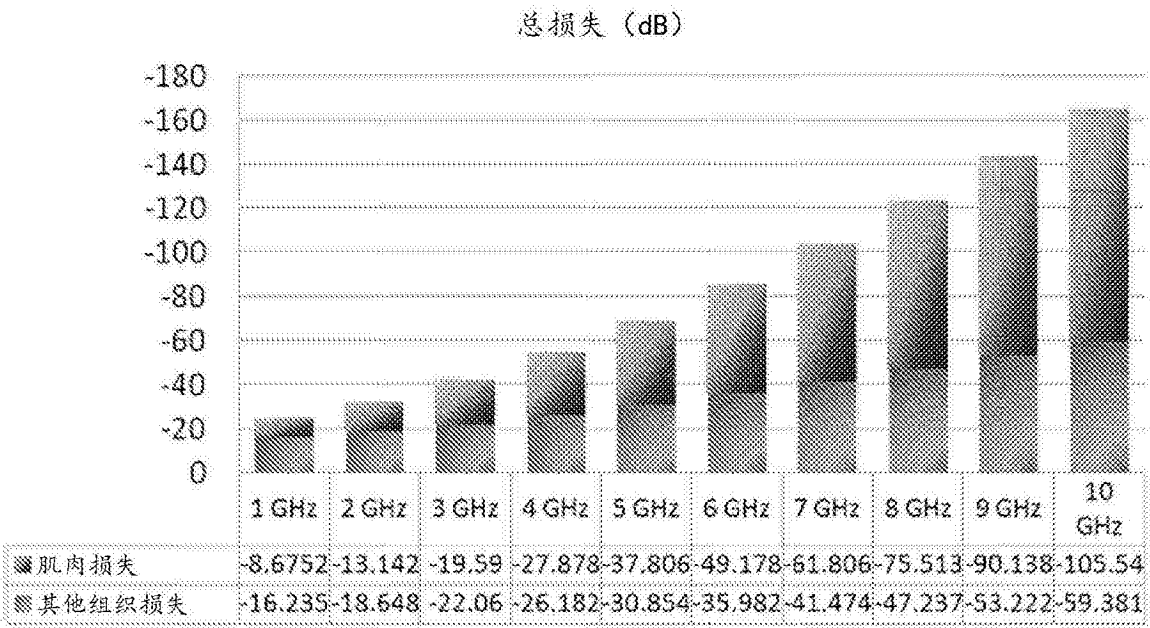


图7

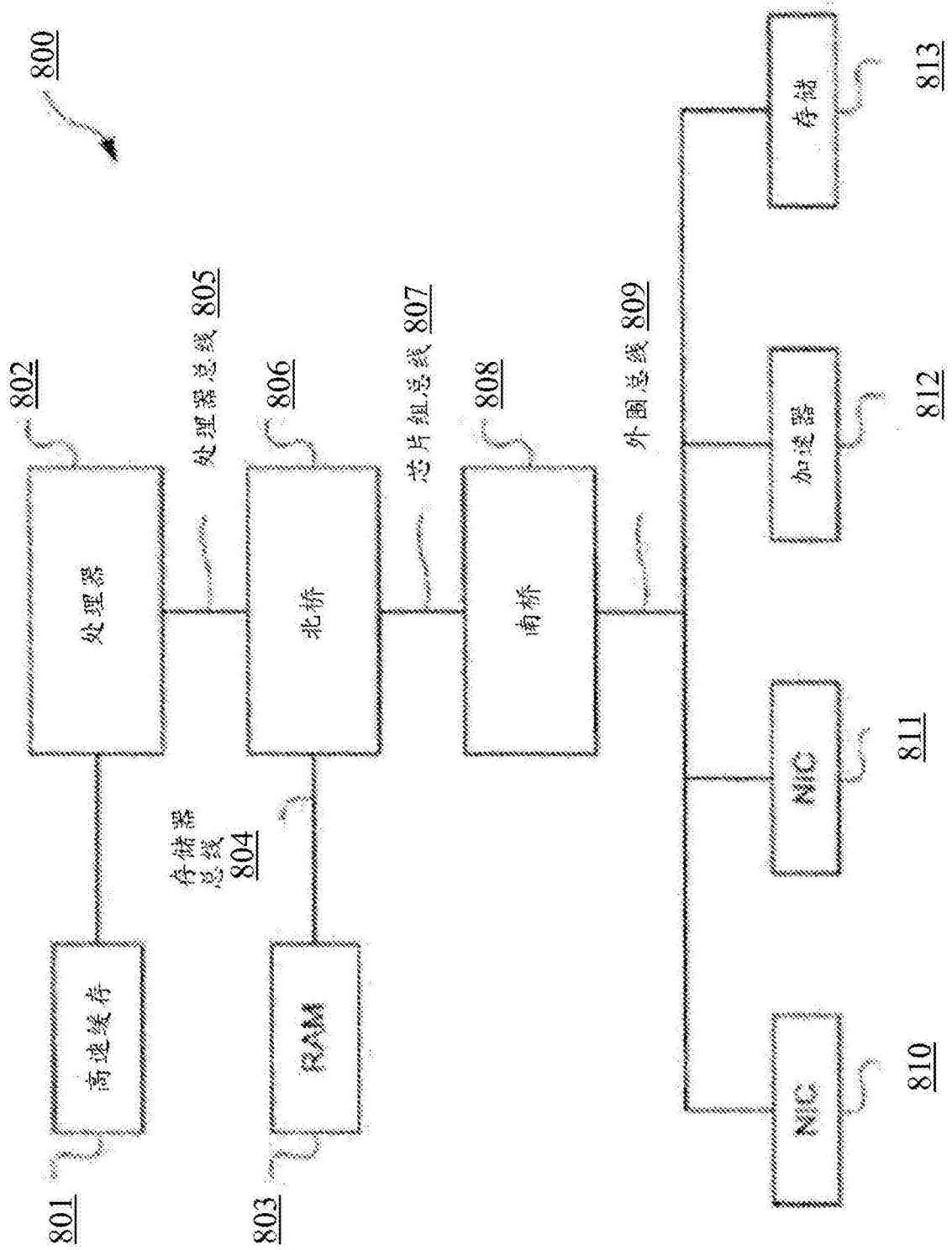


图8

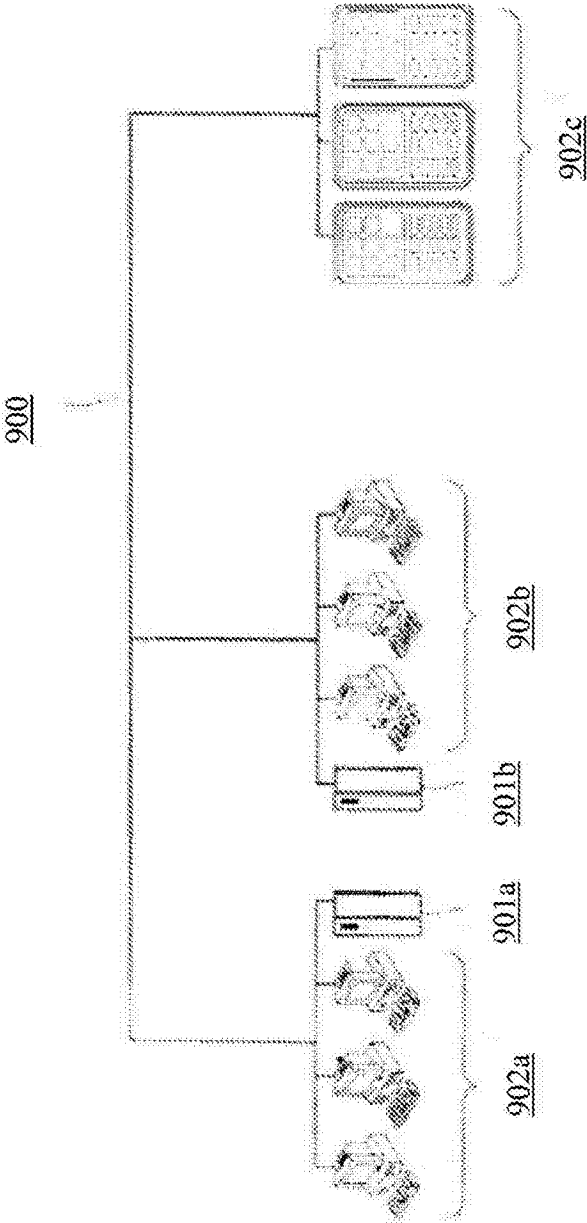


图9

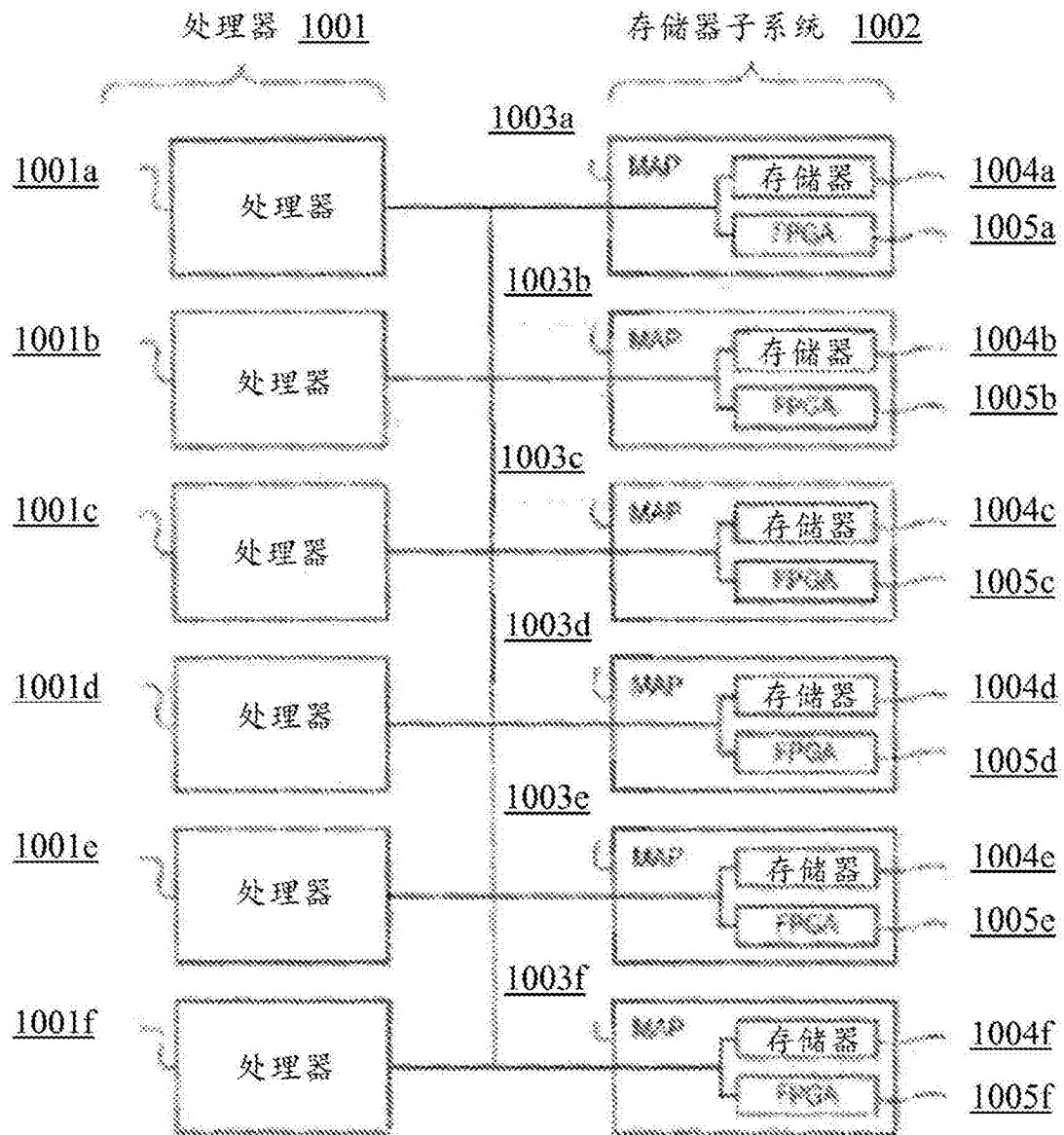


图10

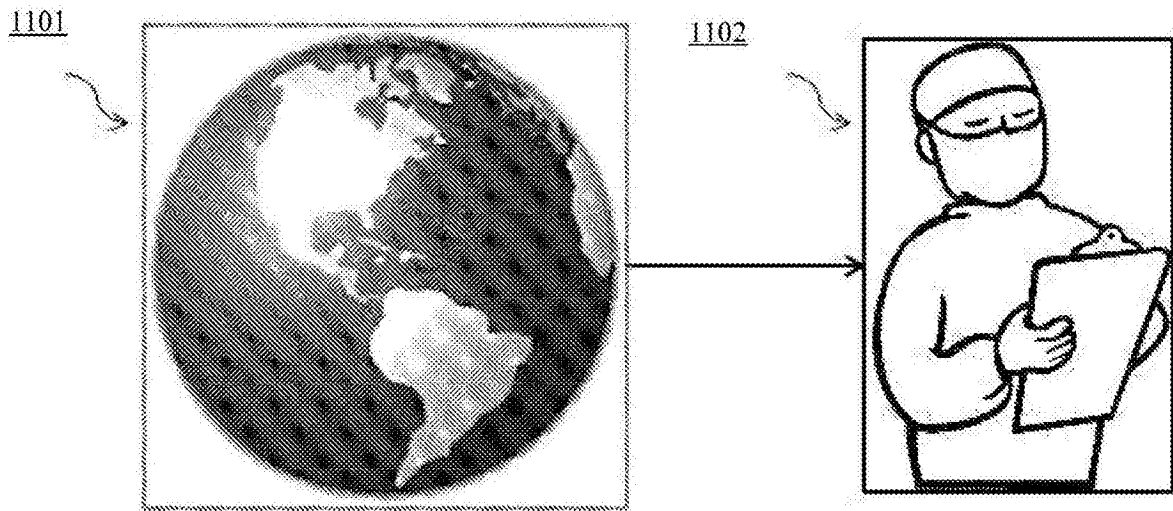


图11

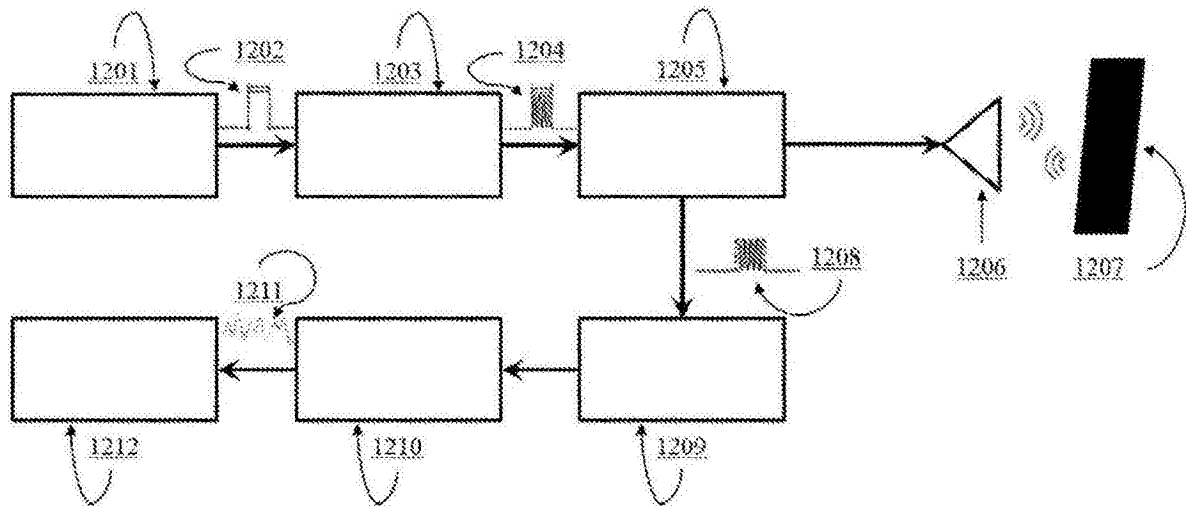


图12

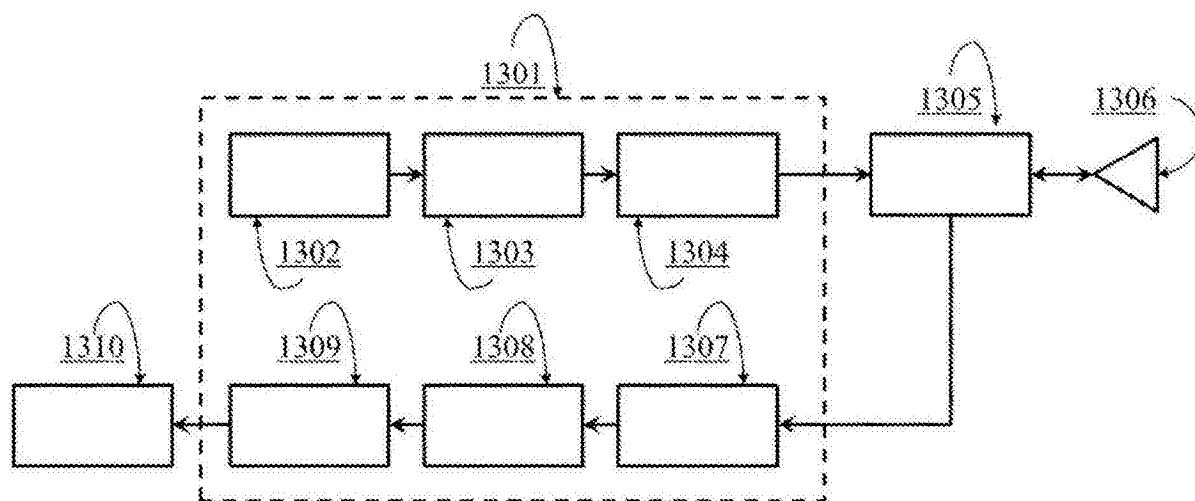
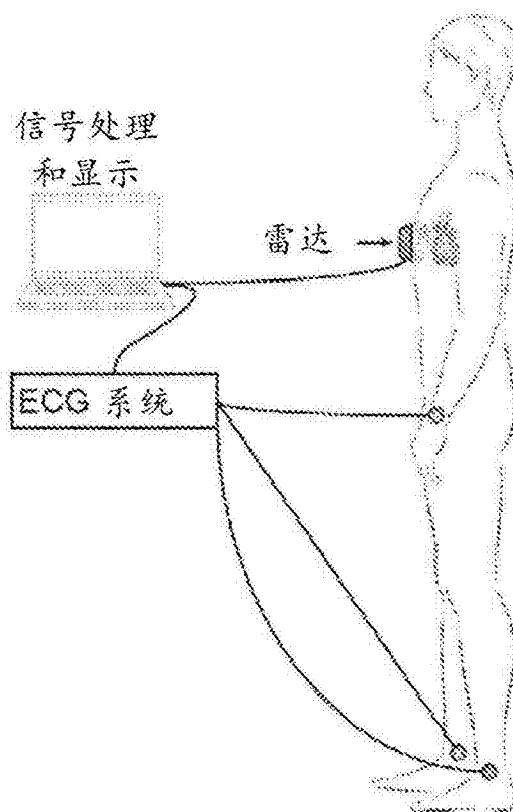


图13

面板 A.



面板 B.

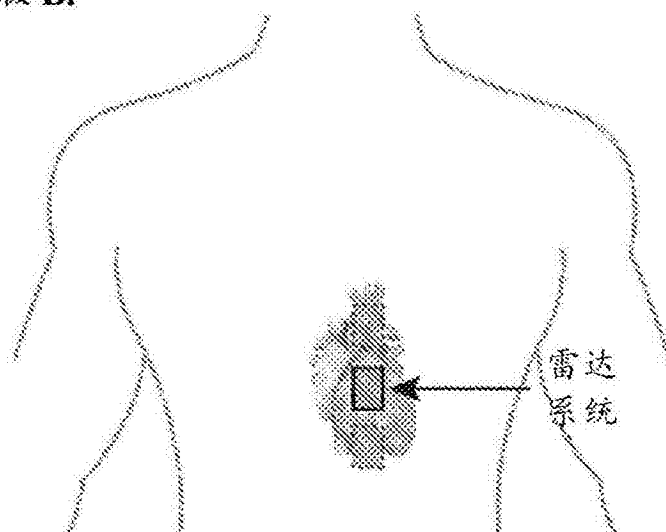
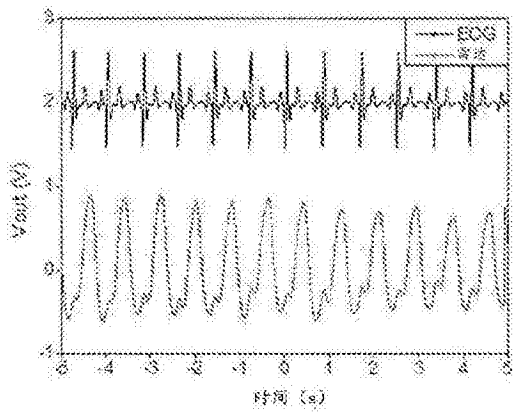
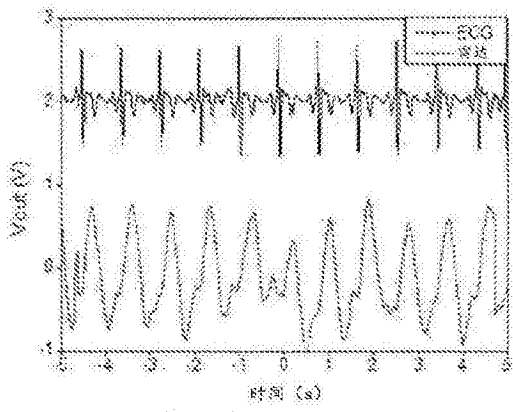


图14

面板 A.



面板 B.



面板 C.

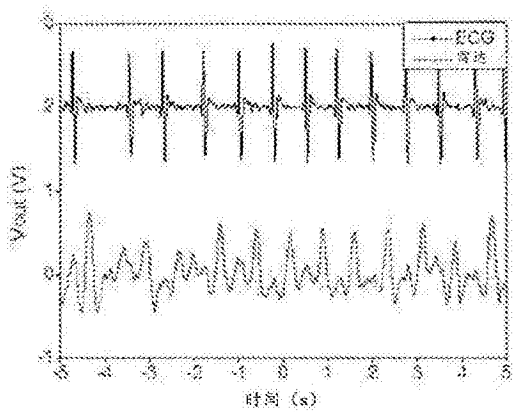


图15

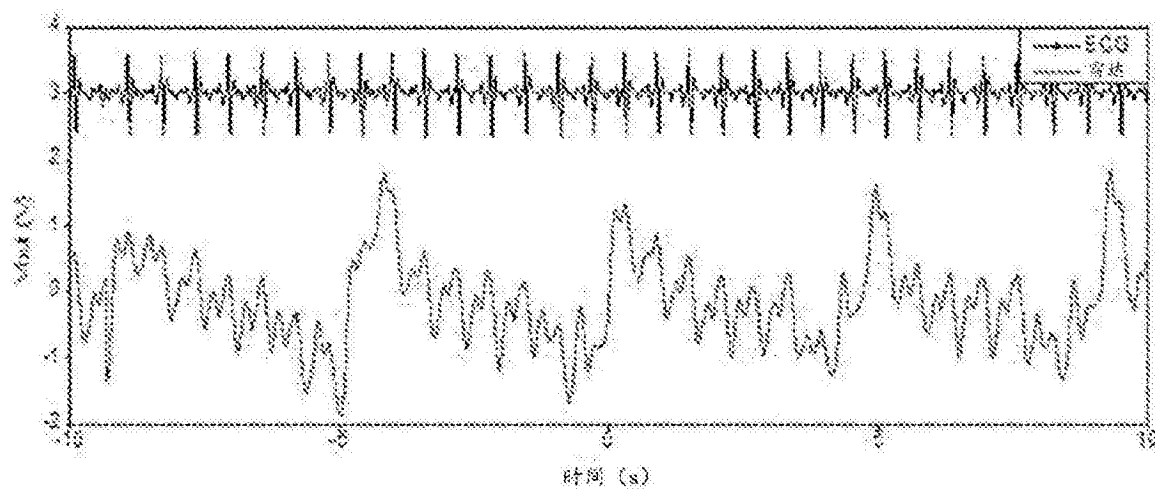


图16

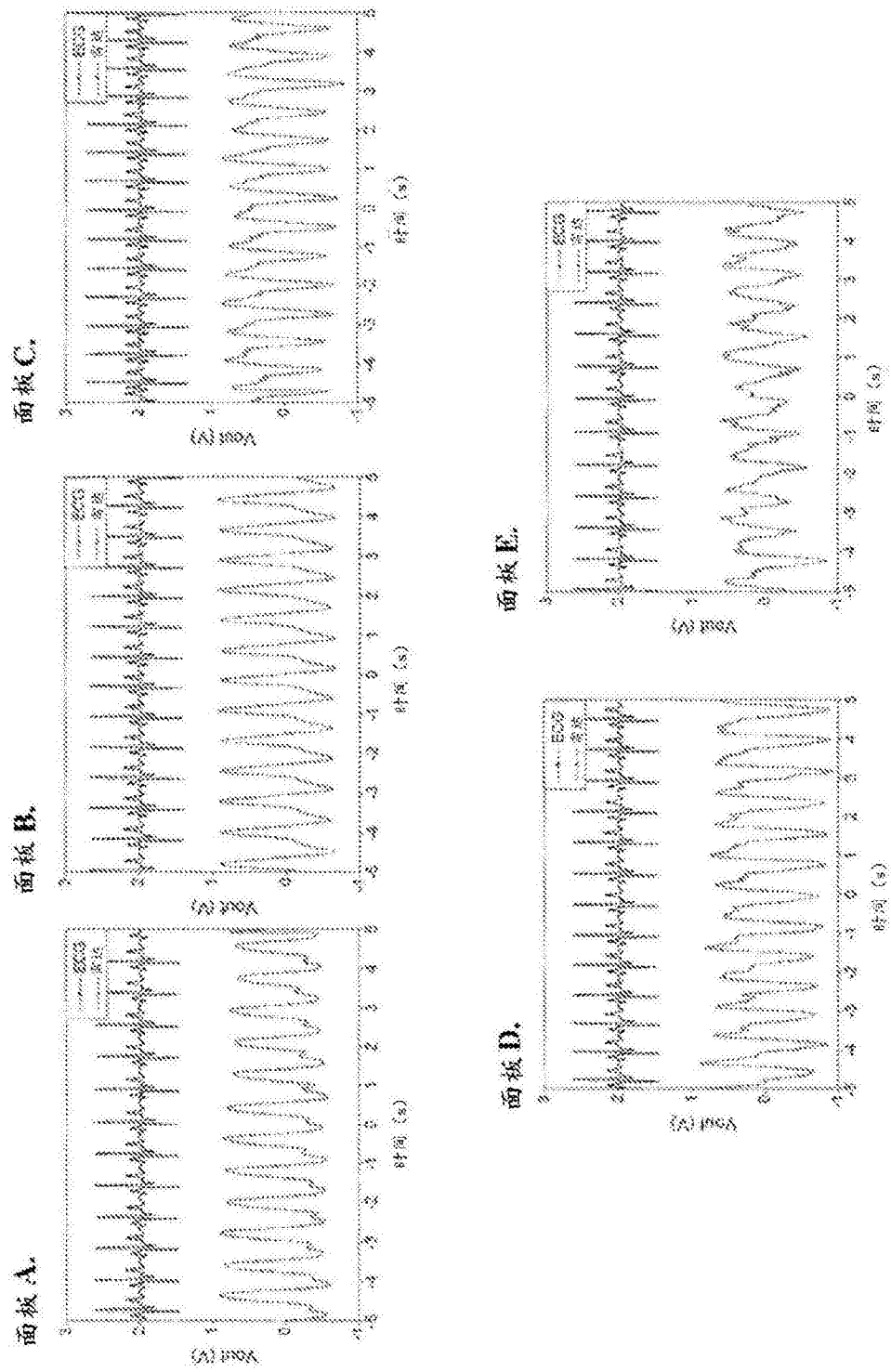


图17

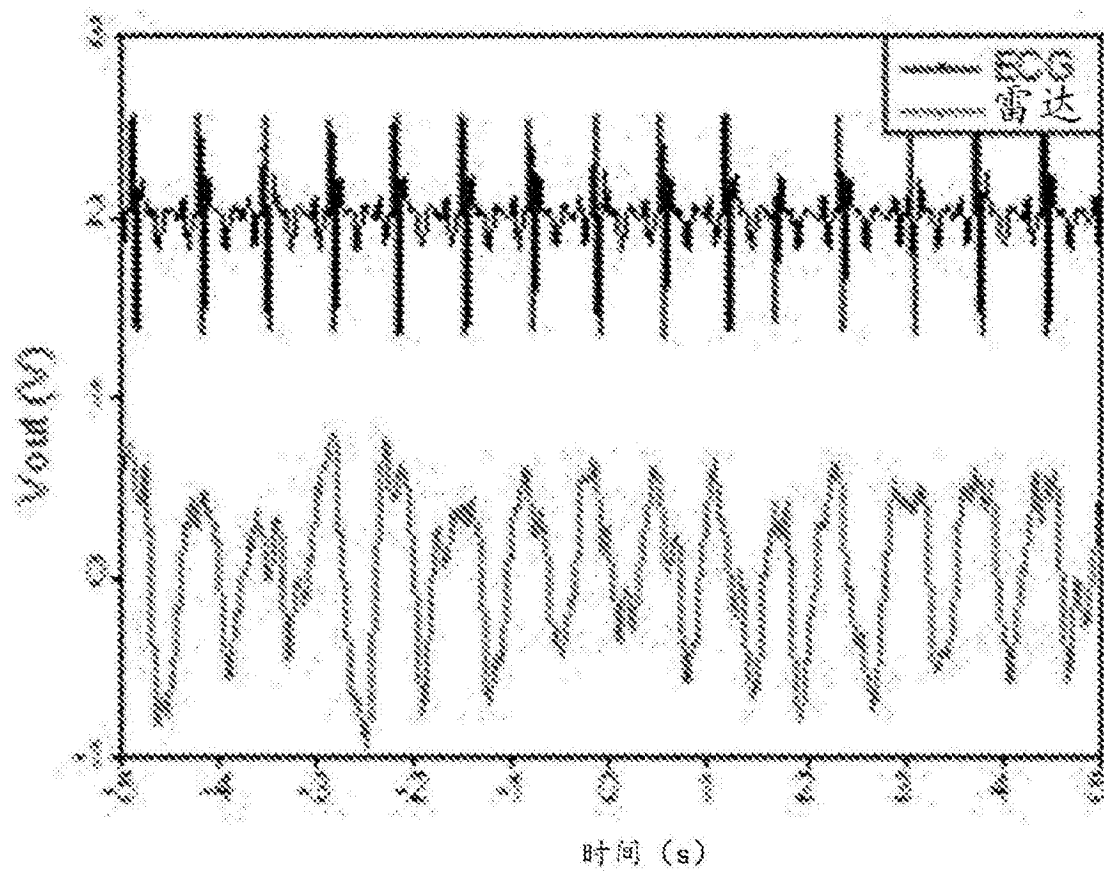


图18

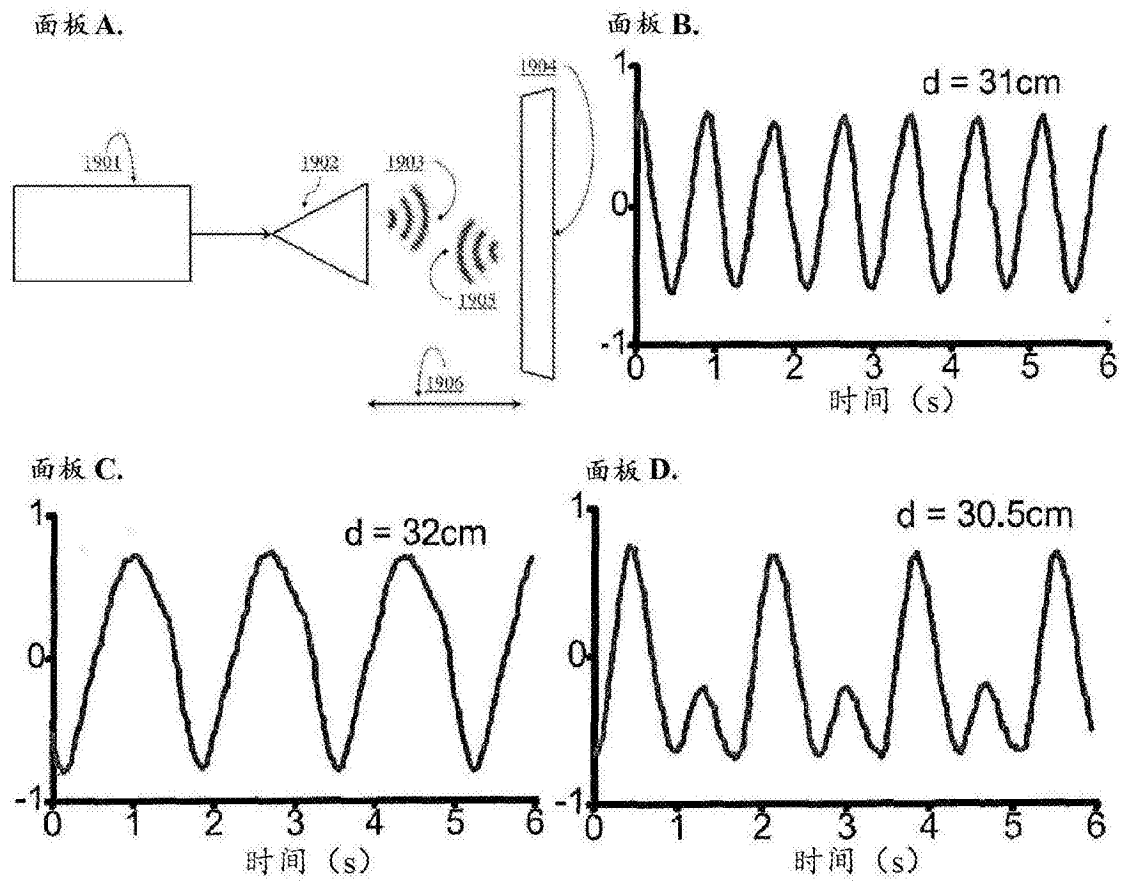


图19

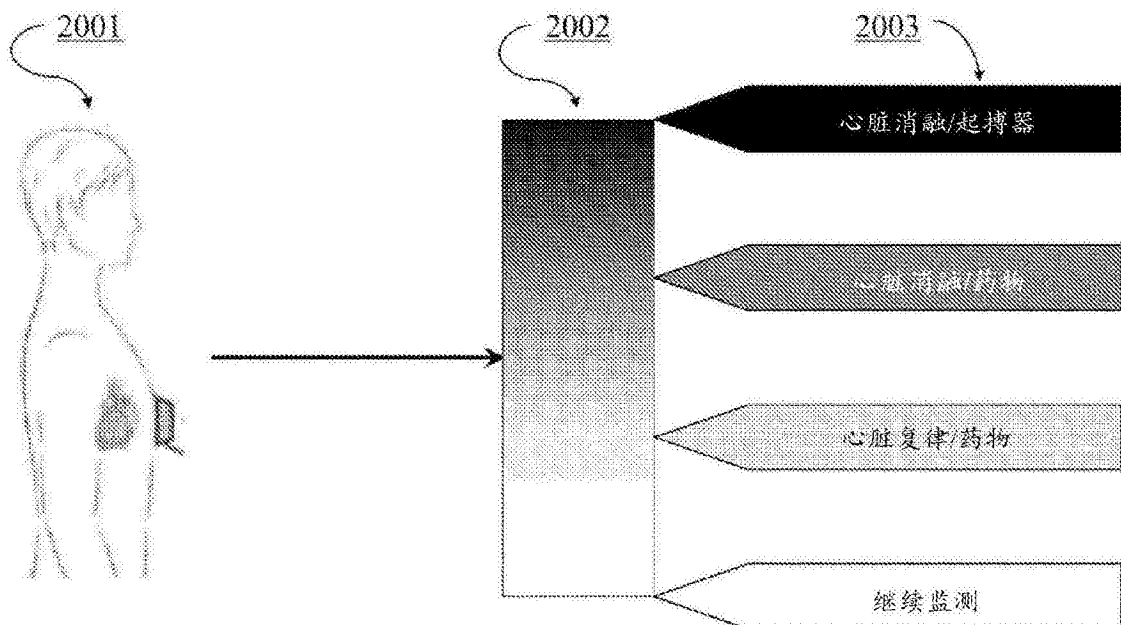


图20

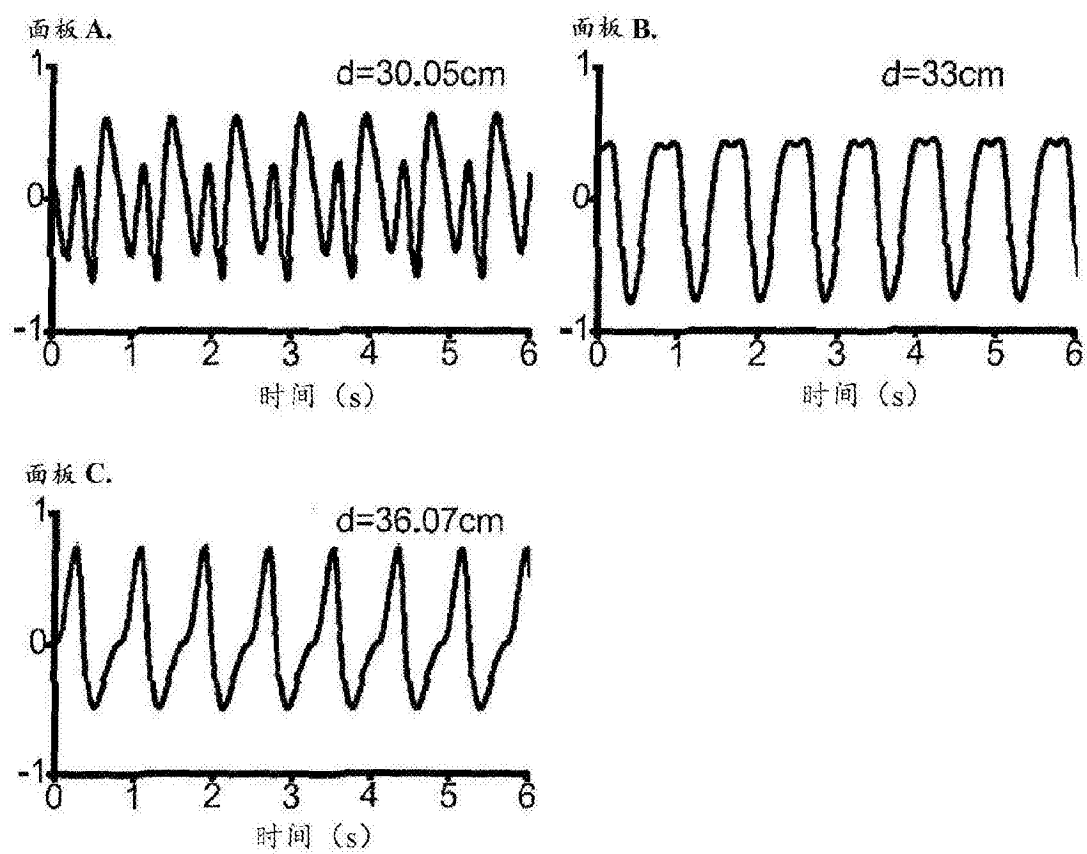


图21

专利名称(译)	便携式心脏运动监测器		
公开(公告)号	CN106793967A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201580042373.8	申请日	2015-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	卡迪拉克运动有限责任公司 加利福尼亚大学董事会		
申请(专利权)人(译)	卡迪拉克运动有限责任公司 加利福尼亚大学董事会		
当前申请(专利权)人(译)	卡迪拉克运动有限责任公司 加利福尼亚大学董事会		
[标]发明人	丹尼斯马修斯 刘晓光 毕松杰		
发明人	丹尼斯·马修斯 刘晓光 毕松杰		
IPC分类号	A61B5/0265 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0022 A61B5/024 A61B5/046 A61B5/0507 A61B5/1107 A61B5/4836 A61B5/4848 A61B5/6823 A61B5/7282		
代理人(译)	郑霞		
优先权	62/010653 2014-06-11 US 62/145649 2015-04-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开内容描述了一种用以使用无线电信号来监测受试者的心脏的方法和设备。可在受试者的家中使用的便携式心脏监测器的可用性可以提高患者依从性并且提高心脏病的诊断率。移动心脏监测器对于那些年老的、无行为能力的或者不易进入诊所、医生办公室或医院的受试者而言可以尤为有用。

