



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107743374 A

(43)申请公布日 2018.02.27

(21)申请号 201680034520.1

(22)申请日 2016.07.13

(30)优先权数据

14/809,901 2015.07.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/042013 2016.07.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/019299 EN 2017.02.02

(71)申请人 谷歌有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 布赖恩·德里克·德比谢尔

杰弗里·L·罗杰斯

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 李佳 穆德骏

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0295(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

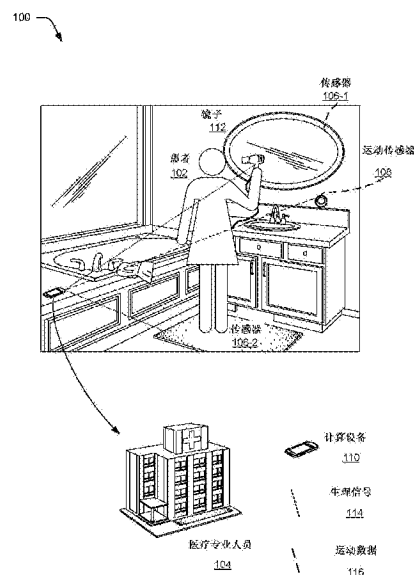
权利要求书2页 说明书11页 附图9页
按照条约第19条修改的权利要求书2页

(54)发明名称

基于患者移动改变生理信号

(57)摘要

本文描述了改变生理信号以解决损坏的、带噪声的或以其它方式错误的的数据。通过这样做，感测和评估患者的心血管健康的准确性和鲁棒性能够有所改善。这些有所改善的评估允许更好的健康度量，诸如通过心率、心率变化、心率失常、血压、脉搏波速度、动脉僵硬度、心脏瓣膜时序、胸液、心冲击力、血管容积图、血氧和压力容积环所理解的相关血流动力学。



1. 一种系统,包括:
一个或多个计算机处理器;
被配置为针对患者捕捉运动数据的运动传感器;
一个或多个具有存储于其上的指令的计算机可读介质,所述指令响应于被所述一个或多个计算机处理器所执行而使能模块,所述模块包括:
运动模块,所述运动模块被配置为:
基于所捕捉的运动数据确定所述患者的物理移动,以及
信号质量模块,所述信号质量模块被配置为:
从面向所述患者定向的生理传感器接收生理信号;
将所述患者的所述物理移动与所述生理信号进行时间同步;以及
基于所述物理移动改变所述生理信号。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中基于所述物理移动被确定为是所述患者的大幅物理移动,针对所述生理信号的所述改变降低所述生理信号的权重。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中基于所述物理移动被确定为是所述患者的破坏性物理移动,针对所述生理信号的所述改变移除所述生理信号或者其一部分。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中基于所述物理移动被确定为是所述患者的呼吸作用,针对所述生理信号的所述改变针对特定心血管事件而改变所述生理信号,所述呼吸作用对于心血管事件具有已知影响。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述经改变的生理信号有效度量所述患者的血流动力学特性。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中所述血流动力学特性包括脉搏波速度或者表示穿过所述患者的动脉或血管的血液流动的压力波。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述信号质量模块进一步被配置为在所述改变之前确定所述生理信号中可能包括噪声或信号误差的部分,以及其中所述生理信号的所述改变是基于将所述患者的所述物理移动中被确定为导致噪声或信号误差的部分与被确定为可能包括噪声或信号误差的部分进行匹配的时间同步。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述信号质量模块进一步被配置为:基于所述物理移动被确定为与在评估心血管健康时有用的先前所确定的物理移动集合中的一个物理移动相匹配,而对所述生理信号进行注释。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中所述运动传感器是电磁传感器,以及所捕捉的运动数据被捕捉为光学、射频或红外带宽中的信号。
10. 根据权利要求1所述的系统,其中所述运动传感器是相机,所述相机被配置为在小于心血管事件的最小时段的一个时段内捕捉多个图像。
11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述生理信号包括心电图 (ECG)、心冲击描记图 (BCG)、血压或血管容积图 (PPG)。
12. 根据权利要求1所述的系统,其中所述生理信号通过压力传感器在心血管事件期间对所述患者进行感测,所述运动传感器是相机,所捕捉的运动数据是在所述心血管事件期间捕捉的视频,以及针对所述生理信号的所述改变有效用于降低所述生理信号中的噪声的权重。

13. 一种计算机实施的方法,包括:

从运动传感器接收针对患者所捕捉的运动数据;

从面向所述患者定向的生理传感器接收生理信号;

基于所捕捉的运动数据确定所述患者的物理移动;

将所述患者的所述物理移动与所述患者的所述生理信号进行时间同步;以及

响应于所述时间同步,基于所述物理移动改变所述生理信号。

14. 根据权利要求13所述的计算机实施的方法,进一步包括:基于经改变的生理信号确定所述患者的血流动力学特性。

15. 根据权利要求13所述的计算机实施的方法,其中所捕捉的运动数据和所述生理信号是针对第一心血管事件,以及进一步包括:针对第二心血管事件重复所述方法以提供第二经改变的生理信号,以及将相应地针对所述第一心血管事件和所述第二心血管事件的所述第一经改变的信号和所述第二经改变的信号进行关联,从而有效确定所述患者的健康趋势。

16. 根据权利要求13所述的计算机实施的方法,其中所述物理移动是所述患者的呼吸作用,以及基于所述物理移动改变所述生理信号是对所述生理信号进行改变,以改善血压度量。

17. 根据权利要求13所述的计算机实施的方法,其中针对所述生理信号的所述改变是指示特定物理移动的注释,以及进一步包括:将经改变的生理信号与具有相同的特定物理移动的第二经改变的生理信号进行关联,从而针对所述特定物理移动有效提供所述患者的血流动力学度量。

18. 一种计算机实施的方法,包括:

在时间窗口对患者的生理信号进行分段,所述时间窗口与所述患者的物理移动相匹配;

基于所述患者的所述物理移动,确定所述分段中的所述生理信号的质量;以及

响应于所述质量被确定为低质量而对所述生理信号的所述分段进行改变、降低权重、移除或替换。

19. 根据权利要求18所述的计算机实施的方法,其中对所述分段进行改变、降低权重、移除或替换利用先前计算的模板来替换所述分段。

20. 根据权利要求18所述的计算机实施的方法,其中对所述分段进行改变、降低权重、移除或替换降低所述分段的权重,从而在多个类似心血管事件的生理信号的组合中有效减少所述分段在确定血流动力学特性或所述血流动力学特性的趋势时的权重。

基于患者移动改变生理信号

背景技术

[0001] 心血管疾病是全球发病率和死亡率的主要原因。与此同时,这种慢性疾病在很大程度上是能够预防的。医学科学知道如何通过移除吸烟、糖尿病和高血压的主要风险因素而挽救这些生命中的大多数。此外,许多人仅是被告知他们需要做什么来减少这些风险因素——戒烟、减少糖分摄入、饮食更加健康、减少酒精摄入、增加有氧移动、减分,以及在需要的情况下采取血压药物治疗。然而,许多人并未遵循这样的良好建议。正因为如此,数百人毫无必要地死于心血管疾病。

[0002] 人们并未遵循这样的良好医学建议是因为他们认为他们是不同的,他们并不想改变他们那些导致疾病的行为,或者他们并不知道如何在他们的特定情况下作出改变。例如,当医生向他们告知他们由于超重而存在心脏疾病的风险时,许多人知道这一判断并不一定是特定于他们——这是基于平均值以及人口统计资料。因此处于特定体重可能不会对特定患者的心脏造成负面影响。另外,缺少他们的行为正在损害他们的心脏的反馈导致他们缺少改变其行为的动机。

[0003] 这种遵循良好建议的动机的缺失能够通过偶尔或随时监视患者心血管系统的状态以给出心脏健康趋势而得以解决。强硬的生理学数据经常激励患者对他们的行为加以修正,诸如指示他们的心脏表现出可度量的心脏疾病迹象的数据。不幸的是,当前用于度量心脏健康的方法可能是不便利、不准确且昂贵的。现有用于度量心率和血压的简单的家庭监视器产品,但是长期的用户遵从性由于不便利而成为问题,并且对于除最简单的之外的几乎所有监视器而言,准确性会轻易地受到患者的不正确使用、信号噪声或信号损坏的影响。诸如心率变化、动脉僵硬度、心输出量和心房颤动之类的更为先进的心血管监视涉及到对医疗设施进行评估的昂贵且耗时的过程,并且即使在执行时也经常受到损坏的、带噪声的或以其它方式错误的生理信号的影响。

发明内容

[0004] 本文描述了改变生理信号以解决损坏的、带噪声的或以其它方式错误的数据的方式。通过这样做,感测和评估患者的心血管健康的准确性和鲁棒性能够有所改善。这些有所改善的评估允许更好的健康度量,诸如通过心率、心率变化、心率失常、血压、脉搏波速度、动脉僵硬度、心脏瓣膜时序、胸液、心冲击力、血管容积图、血氧和压力容积环所理解的相关血流动力学。

[0005] 本文所公开的技术使用各种传感器来感测心血管血流动力学的影响。如所提到的,与使用生理传感器相关联的一项挑战是信号损坏。所述技术基于患者移动来确定生理信号是否损坏,所述移动诸如呼吸或主要身体移动。通过这样做,这些损坏的生理信号能够被改变、移除或者以其它方式被解决从而改善对患者心脏健康的评估。

[0006] 通过使用这些技术,无论是在一个特定时间还是随时间而使用生理信号进行的健康评估都能够有所改善从而提供健康趋势。趋势能够通过帮助患者了解他们为了改善他们的健康所付出的努力实际上是否产生了差别而对他们进行辅助。另外,能够发现诸如心脏

不规则或一些不对称之类的负面趋势或状况,这能够敦促人们改善他们的健康或者予以医疗关注。通过这样做,这些技术可以挽救许多人免于由于心脏疾病而死亡。

[0007] 提供该发明内容以介绍有关在下文具体实施方式中进一步描述的所述技术的简化概念。该发明内容并非意在标示出所请求保护主题的必要特征,也并非意在用来确定所请求保护主题的范围。

附图说明

[0008] 参考附图对用于感测心血管健康并且基于患者移动改变生理信号的技术和设备的实施例进行了描述。附图中始终使用相同的数字来指代同样的特征和组件。

[0009] 图1图示了能够在其中实施该技术的示例环境。

[0010] 图2图示了图1的示例计算设备。

[0011] 图3图示了图1的示例生理/运动传感器。

[0012] 图4图示了用于基于患者移动改变生理信号的方法,包括评估患者的血流动力学特征。

[0013] 图5图示了其中由生理传感器和运动传感器对女性患者进行度量的感测情境。

[0014] 图6图示了针对图5的患者所捕捉的各种生理信号和运动数据信号。

[0015] 图7图示了用于基于患者移动改变生理信号的方法,包括通过确定所述生理信号的分段有所损坏。

[0016] 图8连同生理信号的相对应分段一起图示了图5和6的手臂移动的时间窗口。

[0017] 图9图示了其中可以实施基于患者移动改变生理信号的技术的示例设备。

具体实施方式

[0018] 概述

[0019] 本文描述了用于基于患者移动改变生理信号的技术和设备。这些经改变的信号允许对患者的健康进行更好的度量。

[0020] 考虑心血管健康的非侵入式的自动监视器。这些类型的监视器在患者家中使用时往往具有突出的用户遵从性。然而,这些类型的监视器往往具有信噪比不佳的信号,所述信号至少部分被损坏而且包括伪像。使得它们越不明显或越不具有入侵性,它们的信号质量就越发受到影响。作为结果,来自这些传感器的自动度量的诊断置信度有所下降,这减少了它们的效能和部署。

[0021] 作为示例,考虑能够感测数据以创建心电图(electrocardiograph) (ECG) 和心冲击描记图(ballistocardiogram) (BCG) 的整合地垫。所述地垫提供了与标准ECG电极或血压袖套相比对患者破坏性明显更小的不明显的度量设备的优势。在心率、心率变化和呼吸率的标准生命体征(vital)之外,ECG和BCG在正常情况下能够被结合以监视重要心脏事件的时序,诸如收缩和主动脉瓣打开。它们还能够与血管容积图(photo-plethysmogram) (PPG) 相结合以度量脉冲传导时间,这允许对与动脉血压相关联的脉搏波速度进行估计。然而,这种类型的监视器经常具有低的信号质量以及对于伪像的敏感性,诸如肌肉的EMG有损于ECG或者物理身体运动有损于BCG。

[0022] 然而,所述技术能够确定患者在该监视期间的移动,由此使得这些生理信号能够

有所改变。相机可以追踪足以计算潜在的肌肉EMG损害的患者的手臂移动,或者足以指示由于患者重量从一侧转移至另一侧所导致的可能BCG损害的站在地垫上的患者身体的位移。利用与来自地垫的生理信号相匹配的这种物理移动,所述技术能够改善生理信号的质量并且因此改善基于那些生理信号的健康评估的质量。

[0023] 这些仅是能够执行基于患者移动改变生理信号的几个示例,其它示例和细节在下文提供。本文现在转向示例环境,随后是示例生理传感器和方法,并且对示例计算系统进行了描述。

[0024] 示例环境

[0025] 图1是其中生理信号基于患者移动被改变的示例环境100的图示。环境100图示了患者102和医疗专业人员104、家庭成员,或者在一些情况下将会接收健康监视结果的其它看护人员。该示例采用了生理传感器106和运动传感器108,它们可选地与通信设备110、位于镜子112内的高光谱传感器106-1以及压力和电感测垫106-2进行通信。

[0026] 生理信号114由每个生理传感器106提供至一些计算设备。这些信号用来度量患者的血流动力学特性,诸如脉搏波速度或者表示穿过动脉或血管的血液流动的压力波。

[0027] 如所示出的,生理信号114从传感器106被送至计算设备110,但是它们也可以替代地与计算设备整合。计算设备110随后执行一些或全部的技术,或者将那些生理信号通过通信网络(未示出)送至一些其它计算设备,诸如远程服务器。

[0028] 如利用该示例环境100所示出的,能够使用患者生活于其中的能够确定人类心血管系统的血流动力学特性的感测情境(例如,患者102的浴室中的生理传感器106)。该感测情境能够非侵入式且远程地确定该血流动力学特性及其趋势。该感测情境感测患者的各个区域,所述区域随后能够进行比较、同步、汇总、平均等。这些血流动力学特性能够由心血管不对称(例如,由于中风)、心脏不规则性(例如,心房颤动)、血压、脉冲波速度、循环血液的波形、血管容积图(PPG)、心冲击描记图和压力容积环所表示,以上仅是举出几个示例。

[0029] 这些生理传感器106中的每一个提供包括误差、噪声等的生理信号。运动传感器108还将运动数据116提供至计算设备110。如以上所提到的,该技术允许这些信号的改变以改善基于患者102的移动对患者进行的医疗评估。

[0030] 关于图1的计算设备110,考虑图2中的详细图示。计算设备110可以是各种设备之一或它们的组合,这里利用七个示例进行了图示:智能电话110-1、服务器110-2、计算手表110-3、计算眼镜110-4、膝上计算机110-5、平板计算机110-6和台式计算机110-7,但是也可以使用诸如包括计算能力的生理传感器106、上网本或机顶盒之一的其它计算设备和系统。如以上所提到的,在一些实施例中,所述技术整体或部分地通过诸如服务器110-2的远程设备进行操作。在这样的情况下,一些计算能够在本地被放弃(forgone),例如经过具有有限计算操作的通信设备或者甚至直接从生理传感器106和/或运动传感器108去往服务器110-2。

[0031] 计算设备110可以包括显示器202(图2示出了六个)或者能够与之进行通信,但是显示器并非是必需的。计算设备110包括收发器204、一个或多个处理器206和计算机可读存储介质208(CRM 208)或者能够与它们进行通信。收发器204能够直接或通过通信网络发送和接收数据,诸如通过局域网、广域网、蜂窝网络或近场网络而来自生理传感器106的生理信号114。

[0032] CRM 208包括运动数据116和生理信号114。如图1所示,运动数据116接收自运动传感器108而生理信号114则来自传感器106。运动数据116和生理信号114相应地包括时序信息210-1和210-2。时序信息210指示足以在时间上将(从运动数据106所确定的)患者102的物理移动与患者102的生理信号114同步的时间或标记。

[0033] CRM 208还包括运动模块212和信号质量模块214。运动模块212被配置为基于所捕捉的运动数据(运动数据116)来确定患者102的物理移动。该运动数据116能够由各种类型的运动传感器108所捕捉,诸如通过随时间捕捉多个静态图像的SONAR(声音导航测距)、红外、雷达和光学相机等确定移动的那些运动传感器。此外,该运动数据116能够随时序信息210-1一起被接收,或者能够基于它何时被接收、由于捕捉、处理和传输时间等所导致的时延而针对所述数据确定时序。

[0034] 信号质量模块214被配置为从针对患者定向的生理传感器接收生理信号,诸如针对图1的患者102所捕捉的生理信号114,并且在时间上将患者的物理移动与所述生理信号进行同步。因此,基于运动模块212所确定的物理移动,信号质量模块214能够将那些移动与生理信号114进行同步。一旦被同步,信号质量模块214随后就基于物理移动改变生理信号114。

[0035] 信号质量模块214可以以各种方式改变生理信号。信号质量模块214可以基于被确定为患者的大幅物理移动的物理移动而降低生理信号的权重。这些大幅物理移动经常对信号的质量或有用性具有负面影响。因此,在一些情况下,人的行走或者变换他的体重或者将他的手臂上下移动导致信号是不准确的、带噪声的,等等。这些信号能够在移动发生时被降低权重,由此减少它们对于如同心跳的多个类似事件上的多个信号的价值。在一些其它情况下,所述信号仍然具有高质量,但是有用性有所降低(如下文所讨论的,在一些情况下它有所提高)。例如,经由生理信号的血压读数可能是准确的,但是在所述读数是在人处于站起过程中所得到的则不太有用,因为度量经常是针对患者相对稳定或静止的状态。

[0036] 类似地,信号质量模块214可以通过移除生理信号中患者的物理移动具有破坏性的部分来改变所述生理信号。例如,假设针对如单次心跳之类的特定心血管事件,患者进行了急动或主要身体移动。该移动会将该心跳的生理信号呈现为对于度量患者的心脏健康而言并不是可靠或有用的。

[0037] 信号质量模块214可以基于患者的呼吸作用来改变生理信号。因此,在确定物理移动表示患者呼吸之后,信号质量模块基于该已知的、适当理解的移动改变生理信号。呼吸作用和其它常见移动具有已知影响,无论是一般地对患者而言还是从被时间同步的生理信号和呼吸作用而先前习得,并且所述生理信号基于所习得的呼吸而有所差异。

[0038] 在一些情况下,这些改变对物理移动的影响作出补偿。该补偿使得生理信号能够与具有相同类型的其它生理信号相关联。

[0039] 除了以上改变之外,信号质量模块214能够在首先确定生理信号中可能包括噪声或信号误差的一部分之后进行改变。在这样的情况下,生理信号的所述部分随后在时间上与患者的物理移动进行同步。当患者的那些物理移动被确定为可能导致噪声或信号误差时,所述改变减小生理信号的所述分的权重,对所述部分进行修正,或者移除所述部分。

[0040] 如以上所提到的,一些物理移动在评估患者健康时会是有用的。在这样的情况下,信号质量模块214基于被确定为与在评估心血管健康时有用的之前所确定的物理移动集合

之一相匹配的物理移动对所述生理信号进行注释。例如,假设肠部移动在评估心血管健康时是有用的。与该身体功能相一致的物理移动被确定,并且与该身体功能相匹配的生理信号被注释。这允许对患者的健康进行后续分析或当前分析,这常常是以更有帮助的方式进行,或者以简单地提供不同于患者的低活动状态的数据的方式来进行。其它物理移动也能够被注释,诸如患者向上移动她的手臂、唱歌、呼吸、行走等。

[0041] CRM 208还包括心血管功能模块216,所述心血管功能模块216被配置为使用经改变的生理信号114来确定健康状况或趋势。在趋势的情况下,心血管功能模块216使用与特定日期相关联的生理信号114(经改变的或未改变的)来以血流动力学特性220确定心血管趋势218。CRM 208还包括或有权访问用户接口222,所述用户接口222——虽然并非必要——能够被用来向患者102呈现所确定的趋势、健康和医疗建议。

[0042] 通常,心血管功能模块216能够基于经改变和未改变的生理信号114确定患者的心血管系统的血流动力学特性,所述患者诸如图1的患者102。例如,利用该血流动力学特性,心血管功能模块216可以向患者102或医疗专业人员104或家庭成员/看护人员警报需要立即看护的负面健康状况。医疗专业人员104或专用机器智能能够排程现场预约或者通过药物或生活方式的改变来远程调节患者看护。心血管功能模块216还被配置为基于当前血流动力学特性和事先确定的血流动力学特性来确定趋势。

[0043] 更具体地,心血管功能模块216能够接收并使用指示患者的皮肤颜色、位移、心率、血压以及各种其它因素的生理信号114。该数据可以来自于度量患者身体上的相同或不同位置的单个或多个生理传感器106。利用该数据,心血管功能模块216能够确定脉搏压力波形以及患者心血管系统中的非对称性。利用该数据以及来自患者不同区域的数据之间的循环距离,心血管功能模块216能够确定脉搏波速度以及心血管健康的各种简单或高度复杂的量度,包括血压图表、心冲击描记图、血管容积图(PPG)和压力容积环。

[0044] 关于生理传感器106,图1中示出了它们的两个示例,而运动传感器108则考虑图3中的详细图示。生理传感器106能够在患者的一个或多个区域检测血压、血容量、皮肤颜色、位移等。生理传感器106可以包括雷达发射器和接收器、标准RGB(红、绿、蓝)相机传感器、单色传感器、高光谱传感器、立体传感器、结构光传感器、压力传感器、超声传感器、电传感器(例如,心电图或阻抗心动描记图(1CG))、反射或穿透式PPG传感器、音频传感器,或者多种传感器的组合。感测的示例发射器包括几乎任何各种形式的电磁谱之一或组合,诸如源的组合,所述源诸如是均匀的(uniform)、红外的、正切的、经调制/编码的,或者是相干的(例如,激光)。

[0045] 运动传感器108能够检测患者102的移动。这可以包括从如由于心跳或呼吸所导致的胸部移动和由于感冒所导致的轻微颤抖那么小幅的移动到如行走、移动手臂、站立或坐下、躺下或起来等那么大幅的物理移动。一些生理传感器106也能够感测移动,诸如传感器106-1、106-3、106-4、106-5、106-6和106-7。另外,在一些情况下,运动传感器108专用于确定移动,诸如在游戏系统、SONAR系统等中使用的一些类型的手势传感器。

[0046] 例如,运动传感器108可以是能够将运动数据捕捉为光学、射频或红外带宽中的信号的电磁传感器。运动传感器108可以在短的时间范围内捕捉多个图像从而使得能够在亚毫秒范围内进行时间同步,或者至少在小于心血管事件的最小时段的一个时段内捕捉多个图像。通过这样做,甚至单次心跳的生理信号也能够被改变以对信号的一部分进行改善。

[0047] 作为示例,考虑压力和电感测垫106-2以及相机的运动感测能力,例如运动传感器108或者传感器106-3、106-5或106-6。患者102站在垫子上,所述垫子通过足以生成BCG的压力传感器记录患者102的心血管事件(心跳)期间的生理信号。运动传感器108在心血管事件期间将运动数据捕捉为视频。两个传感器都包括一些形式的时序标记或者在相同时间被接收。除其它变化之外,图2的运动模块212基于所述视频确定患者102的向镜子倾斜并且因此将更多体重放在她的脚趾而不是她的脚跟上的物理移动。信号质量模块214从压力和电感测垫106-2接收所述生理信号,并且随后将所述物理移动在时间上与所述生理信号进行同步。信号质量模块214随后基于所述物理移动改变所述生理信号或者其一部分。心血管功能模块216随后可以确定所述心跳的血流动力学特性,诸如压力波、血压或压力容积环。如果物理移动过大或过于具有破坏性,则信号质量模块214可以降低所述生理信号的权重或者将它删除。如果所述物理移动在诊断上是有用的,则信号质量模块214可以替代地对所述生理信号进行注释以供后续分析,与相似移动进行趋势分析,等等。

[0048] 生理传感器106和运动传感器108还可以具有固定位置,或者由一个或多个机械定向平台或者由于作为移动设备的一部分而简单地发生移动的那些平台所构成。这些传感器还可以被划分为能够从多个视角监视身体或者对身体的不同区域进行观察的物理上和空间上不同的设备。因此,这些传感器之一可以捕捉指示患者102的两个不同区域处的血容量的图像。

[0049] 更详细地,生理传感器106可以是各种设备之一或它们的组合,无论所述设备是独立的、与计算设备110整合,还是与计算设备110分离但是与之进行通信。图3中图示了8个示例,包括高光谱传感器106-1,压力和电感测垫106-2,颜色、位移和移动传感器106-3(例如,计算设备110的相机),结构光或立体传感器系统106-4、膝上计算机110-5的光学传感器106-5,作为计算眼镜110-4的一部分的可穿戴颜色、位移和移动传感器106-6,雷达灯106-7,以及超声浴缸106-8。

[0050] 高光谱传感器106-1能够以超紫外线、可见光或红外光学波长捕捉图像。记录这些波长的图像能够被用来确定血液移动的各种变化或者作为检测照明或患者移动的变化的校准信号。在一些情况下,血液灌注和氧含量能够被确认,由此进一步使得能够进行心脏功能的鲁棒度量。由于人体组织和血液之间的不同波长吸收,高光谱传感器还能够被用来穿透皮肤以标记出静脉和动脉从而以针对位移和其它度量的更细致的检查为目标。

[0051] 如以上部分中所提到的,压力和电感测垫106-2被配置为度量心脏电信号(例如,ECG)、心脏所产生的力(例如,BCG)和心脏驱动的血流脉动性(例如,PPG)的到达时间。这些的组合能够感测患者102的血液的脉搏波速度。该脉搏波速度是患者的心血管健康的度量。

[0052] 来自压力和电感测垫106-2的信号的信噪比能够通过该与包括图1的运动传感器108在内的其它传感器的同步而得到改善,从而通过运动补偿来执行诸如总体平均和伪像排除技术之类的关联技术。另外,所述模块能够将生理传感器106进行同步以提升基于患者移动对生理信号的处理。假设运动传感器108或一些其它传感器106检测到或确定了患者102的物理移动。在该移动已知的情况下,信号质量模块214对压力和电感测垫106-2所采集的生理信号进行改变、补偿和/或有选择地加权。

[0053] 结构光传感器系统106-4能够在患者102处投射结构光,并且经常利用两个或更多光学传感器来感测患者102处所投射的结构光从而使得能够捕捉具有表面信息的图像。该

表面信息能够被用来计算患者102的一个区域的深度和表面变化,所述区域诸如皮肤、另一个器官或其它结构。这些变化会是高度准确的,因此指示器官或结构中由心血管系统所导致的小幅振动和其它变化,并且因此指示该系统如何工作。替选地,结构光传感器系统106-4能够被补充以定向的相干光源或者被后者所替代以便进行更为准确的位移度量。这可以包括LIDAR(例如,“光雷达”或者通过利用激光照亮目标以及分析从所述目标反射的光来度量距离的过程)、激光干涉测量,或者通过光学跟踪来分析相干光在皮肤表面上所产生的光斑图案的过程,这使得能够检测非常小的皮肤位移(displacement)。这些信号能够被用作生理信号或运动数据或者其二者。

[0054] 雷达灯106-7被配置为反射来自人类组织的辐射从而度量心率、呼吸速率和骨骼移动,这仅是举出三个示例。超声浴缸106-8被配置为生成高频声波并且对来自那些波的回声进行估算。该回声在一个或多个传感器处被接收并且能够度量发送和接收之间的时间间隔。这些回声使得能够对体内结构进行分析。在一些情况下,能够度量组织的二维横截面的声音阻抗,这能够度量所度量组织的当前健康或健康趋势。还能够进行血液流动、组织移动、血液位置以及结构的三维度量。也可以使用非主动式(并不生成声波,仅有接收传感器),但是更加难以实现准确和鲁棒的度量。

[0055] 这些生理传感器106中的一些以充分的分辨率和充分的快门速度来捕捉图像从而示出详细的颜色和位移,因此使得能够确定机械移动或震动。这些机械移动和振动足以确定示出患者102的心脏功能的心冲击描记图(BCG)。诸如患者身体的不同区域中的颜色变化或皮肤位移之类的其它感测方式能够被用来建立用于放大的运动频带以及用于汇总多个心跳度量从而提高BCG运动的准确性的时序基准。该BCG信息还能够被用来提供有关血压脉搏何时离开左心室并进入主动脉的基准时序信息,所述基准时序信息与跨身体的其它度量相结合而允许对脉搏传导时间和脉搏波速度作出更为精确的估计。

[0056] 虽然BCG信号指示了主动脉瓣的时序,但是心房瓣的时序能够通过跟踪能够在外部或内部颈动脉看到的心房压力波形来进行监视。这还允许有机会通过检测缺失的心房压力脉冲来检测心房颤动。此外,动脉壁僵硬已经证实了预测心血管发病率和死亡率中的预后价值。度量从左心室开始向动脉进行注入并且上升至颈动脉的脉搏传导时间允许对该主动脉僵硬以及该僵硬度的变化趋势作出估计。因此,确定心房壁僵硬能够独立于血压度量来进行。

[0057] 更详细地,生理传感器106被配置为捕捉供所述技术确定血液不对称性和其它心脏功能的充分信息,包括患者102的血液的脉搏波速度。该脉搏波速度是患者的动脉健康的度量。在健康的动脉中,脉搏波速度由于动脉的弹性而是慢的,但是随着它们变硬和变窄,脉搏波速度有所上升。随着血压升高并使得动脉扩张,该壁变得更硬,这使得脉搏波速度有所提高。虽然作为时间快照的特定脉搏波速度可以或可以不准确指示心血管健康(例如,在医生办公室的一次测试),但是该脉搏波速度的变化(也就是趋势)可以是患者102的心血管健康变化的准确度量。如果趋势是正面的,则这可以强化患者102的健康习惯,而如果是负面的,则鼓励作出改变。

[0058] 患者的心脏相关度量可以包括足以确定血管容积图的患者皮肤颜色。该PPG度量存在于器官、肢体或其它人体部分之中或通过它的血液数量的变化来度量它的大小或颜色的变化。患者皮肤中的这些颜色和颜色变化能够示出心脏速率和效率。

[0059] 这些生理传感器106中的许多是非侵入式的并且甚至对于患者是完全模糊的。这往往导致了包括误差、噪声等的生理信号。如所提到的,本文所描述的技术改变那些生理信号从而更好地针对患者允许准确的健康状况和趋势。

[0060] 返回图3,生理传感器106或运动传感器108可以具有各种计算能力,但是其可以替代地是具有很少或没有计算能力的低能力设备。本文的生理传感器106或运动传感器108包括一个或多个计算机处理器302、计算机可读存储介质(CRM) 304、度量元件306,以及能够接收和(例如,向计算设备110)传送信息的有线或无线收发器308。

[0061] 度量元件306可以包括来自光学、雷达、压力、移动、加速度等的各种不同传感器。示例包括超声、压力以及简单或复杂的相机,诸如具有低或高的快门速度、低或高的帧率、低或高的分辨率,以及具有或没有非可见光成像能力的那些相机。

[0062] 计算机可读存储介质304包括传感器管理器314和同步管理模块316。传感器管理器314能够处理生理信号以及记录和传送生理信号,以及接收或指定适当的时间标记,通过所述时间标记能够对各个所捕捉图像的时间进行标记或比较。这些时间标记随后能够被计算设备110的模块用来将患者的物理移动与生理信号的一部分进行比较。

[0063] 传感器管理器314和心血管功能模块216还可以通过使用外部传感器对度量元件306进行校准。这能够有助于将皮肤颜色或位移校准为校准颜色或位移,或者甚至校准为心脏功能,诸如校准为血压或脉搏波速度。因此,假设生理传感器106之一捕捉了两个区域的图像同时那些区域之间的血压也通过不同设备进行了度量,因此使得能够针对所述生理传感器以及针对该患者对心脏功能进行更为准确的确定。其它潜在的校准传感器包括但不限于ECG、常规BCG、数字听诊器、超声等。另一个示例是使用外部血压计随时间校准脉搏波速度从而通过将由于血压所导致的动脉僵硬程度相对于由于血压的扩张所导致的动脉僵硬程度加以区分来确定动脉壁僵硬度的长期变化。

[0064] 下文中更详细地给出这些和其它能力以及图1-3的实体进行工作和交互的方式。这些实体可以被进一步划分、组合等。图1的环境100以及图2和3的详细图示对能够采用所描述技术的许多可能环境中的一些进行了图示。

[0065] 示例方法

[0066] 图4和7描绘了基于患者移动改变生理信号的方法400和700。这些方法被示为框的集合,所述框指定所执行操作但是并不一定被局限于为了由相应框执行操作所示出的顺序或组合。在以下讨论的部分中,可以参考图1的环境100以及图2和3中详细给出的实体,对它们的参考仅是作为示例。所述技术并不局限于在一个设备上操作的一个实体或者多个实体来执行。

[0067] 在402,从运动传感器接收针对患者所捕捉的运动数据。作为上述示例,考虑图5,它示出了其中患者102站在压力和电感测垫106-2上并且处于高光谱传感器106-1和运动传感器108前方的感测情境500。这里,运动传感器108针对患者102捕捉运动数据并且将其送至计算设备,诸如图2的服务器110-2。

[0068] 在404,从面向患者定向的生理传感器接收生理信号。继续该示例,假设高光谱传感器106-1针对患者102捕捉生理信号,所述生理信号在图6中以PPG波形602在生理信号图表600中示出。压力和电感测垫106-2针对患者102捕捉两个生理信号,ECG信号604和BCG信号606。

[0069] 在406,基于所捕捉的运动数据来确定患者的物理移动。如所提到的,运动传感器108捕捉运动数据,所述运动数据在本文中以简化形式以图6中的运动数据608被示出。基于该运动数据608,运动模块212确定患者102的物理运动,所述物理运动在本文以图片形式(尽管也能够替代地使用信号形式)以手臂运动610被示出。

[0070] 在408,将患者的物理移动在时间上与所述患者的生理信号进行同步。本文的信号质量模块214通过按照图6所示的时段T将运动数据608与生理信号602、604和606进行同步来同步手臂运动610。

[0071] 在410,基于所述物理移动来改变生理信号。如所提到的,信号质量模块214被配置为改变生理信号114,诸如被用来改善血压生理信号的呼吸物理移动或者被用来改变针对皮肤颜色或皮肤容积变化的生理信号的心律物理移动。在该示例中,信号质量模块214改变BCG信号606中可能包括噪声或信号误差的部分612。在该示例中,针对BCG信号606的改变简单地是将它以及生理信号606和604中相对应的心脏周期从用来确定血流动力学特性中排除。然而,这些其它的生理信号602和604可以替代地在那些心脏周期期间被使用。在这种情况下,有许多的心脏周期和生理信号可用,这减少了任何依赖于具有噪声或误差的心脏周期的需要。然而,如所提到的,信号质量模块214可以替代地替换部分612,对它进行注释,或者降低它的权重。

[0072] 在412,基于经改变的生理信号确定患者的血流动力学特性。考虑图5和6的示例,部分612连同生理信号602和604中的相对应部分一起被移除。心血管功能模块216随后对患者102确定血流动力学特性。

[0073] 在414,来自多个心血管事件的经改变信号被关联从而有效确定健康趋势。如利用随时间重复(Repeat Over Time)箭头所提到的,多个所捕捉的运动数据和生理信号能够获得并且经改变的生理信号得以被确定。利用这些多个经改变的生理信号,能够通过将这些经改变信号进行关联来确定趋势。通过这样做,诸如数天、数周或者甚至数年的延续时段上的健康趋势能够得以被确定。或者,对于期望针对一种类型的事件的多于一个的信号的较短时段而言,多个经改变的生理信号使得能够确定表示心脏健康的更好图形,诸如压力容积环。

[0074] 信号质量模块214和心血管功能模块216还可以使用改变是指示特定物理移动的注释的生理信号。该特定物理移动能够与多个相同或相似的物理移动的经改变生理信号进行关联从而提供所述特定物理移动的鲁棒血流动力学度量或趋势。以上提供了有用的移动的示例。在图5和6的示例中,手臂运动610以及类似的其它移动在评估一些血流动力学特性时会是有益的,诸如在手臂处于高于患者102的心脏的高位时——特别是在使用成像传感器时——确定血压,因为患者102的手臂中的血管示出了基于手臂相对于患者102的心脏的位置的血压。

[0075] 图7图示了方法700,其中基于患者移动来改变生理信号,包括通过确定所述生理信号的分段是受损的。

[0076] 在702,以时间窗口对患者的生理信号进行分段,所述时间窗口与患者的物理移动相匹配。例如,考虑图8,它包括了图6的部分。此处的时间窗口802被确定为匹配手臂运动610和运动数据608,因此对BCG信号606进行分段以包括分段804。

[0077] 在704,基于患者在所述分段期间的物理移动来确定所述分段期间的生理信号的

数量。这能够在以上对生理信号分段之前、之后执行,或者与其同时执行。因此,在确定患者正在跑步、快速移动她的手臂且拿着声响很大的吹风机等时,在该物理移动期间所度量的生理信号能够被确定为低质量。有关物理移动的信息可以指示这种类型的移动使得生理信号不太准确、不太有用,或者以其它方式受损。

[0078] 如此对低质量的确定可以是决定性的,导致所述分段的生理信号被改变或丢弃。然而,在一些情况下,执行进一步的分析。例如,假设信号质量模块214基于生理信号的分段以及有关物理移动的信息而确定所述分段中的生理信号为低质量。在该确定之后、与之同时或者甚至在此之前,假设信号质量模块214一般地或者基于有关患者的先前数据而针对所述患者确定所述分段的生理信号处于生理信号或者它的相对应血流动力学函数的可能参数之外。

[0079] 在706,响应于生理信号的分段被确定为低质量,所述分段在生理信号中被改变、降低权重、移除或者被替换。在一些情况下,改变所述分段包括将所述分段与之前计算的模板相匹配,找出使得匹配的成本最小化的前缀,将分段的边界对准,以及利用经改变的分段更新生理信号。

[0080] 考虑在其表面上指示健康成年人每分钟490次跳动的心律的分段。这将被信号质量模块214确定为是受损或至少可疑的,这随后能够基于物理移动来加以确认。为了对此进行改变,紧接之前的每分钟82次跳动的先前心律或者每分钟84次的之后心律能够替换该分段。另外,可以使用针对相同物理移动并未表现为受损的其它生理信号。这些信号进而指示85次心跳是适当的。为了替换所述分段,能够使用针对所述患者先前所计算的85次心跳的模板,这利用图8的改变806示出,它随后被用来替换分段804。

[0081] 信号质量模块214可以替代地降低所述分段的权重从而在多个类似心血管事件的生理信号的组合中有效减少所述分段的权重。通过这样做,所述分段的权重在针对患者确定所述物理移动期间的血流动力学特性时有所减小,诸如依赖于如图6中所示的生理信号602和604而不是606。

[0082] 之前的讨论描述了涉及到针对人类心血管系统评估心脏功能以及基于患者移动改变生理信号的方法。这些方法的方面可以以硬件(例如,固定逻辑电路)、固件、软件、人工处理或者它们的任意组合来实施。这些技术可以在图1-3、5、6和9(以下的图9中描述了计算系统900)中所示的一个或多个实体上体现,所示实体可以进一步被划分、组合等。因此,这些附图示出了能够采用所描述技术的许多可能系统或装置中的一些。这些附图中的实体一般表示软件、固件、硬件、整体设备或网络,或者它们的组合。

[0083] 示例计算系统

[0084] 图9图示了能够被实施为参考之前的图1-8所描述的任意类型的客户端、服务器和/或计算设备的示例计算系统900的各种组件。在实施例中,计算系统900能够被实施为有线和/或无线可穿戴设备、片上系统(SoC)和/或另一种类型的设备或其一部分中的一种或者它们的组合。计算系统900也可以与用户(例如,患者)和/或实体相关联,所述用户和/或实体操作所述设备而使得设备描述包括用户、软件、固件的逻辑设备,和/或设备的组合。

[0085] 计算系统900包括使得能够进行设备数据904(例如,所接收数据,正被接收的数据,被排程进行广播的数据,数据中的数据分组等)的有线和/或无线通信的通信模块902。设备数据904或其它设备内容可以包括设备的配置设置,存储在设备上的媒体内容,和/或

与设备的用户相关联的信息。存储在计算系统900上的媒体内容可以包括任意类型的音频、视频和/或图像数据,包括心脏功能确定的复杂或详细结果。计算系统900包括一个或多个数据输入906,任意类型的数据、媒体内容和/或输入能够经由所述数据输入906被接收,诸如人类讲话、用户可选择输入(例如,明确或隐含的)、消息、音乐、电视媒体内容、录制视频内容,以及从任意内容和/或数据源所接收的任意其它类型的音频、视频和/或图像数据。

[0086] 计算系统900还包括通信接口908,所述通信接口908能够被实施为串行和/或并行接口、无线接口、任意类型的网络接口、调制解调器中的任意一个或多个,以及任意其它类型的通信接口。通信接口908在计算系统900和通信网络之间提供连接和/或通信链路,其它的电子、计算和通信设备能够通过所述连接和/或通信链路与计算系统900传输数据。

[0087] 计算系统900包括一个或多个处理器910(例如,任意的微处理器、控制器等),所述处理器910处理各种计算机可执行指令以控制计算系统900的操作以及使能用于或者能够在其中体现诸如基于患者移动改变生理信号的技术。替选地或附加地,计算系统900能够利用硬件、固件或固定逻辑电路中的任一个或它们的组合来实施,所述硬件、固件或固定逻辑电路结合总体上在912标示的处理和控制电路来实施。虽然并未示出,但是计算系统900可以包括将设备内的各种组件进行耦合的系统总线或数据传输系统。系统总线可以包括不同总线结构中的任意一种或者它们的组合,诸如存储器总线或存储器控制器、外围总线、通用串行总线,和/或使用任意各种总线架构的处理器或本地总线。

[0088] 计算系统900还包括计算机可读介质914,诸如使得能够进行持久和/或非瞬态数据存储(即,与单纯的信号传输相反)的一个或多个存储器设备,其示例包括随机访问存储器(RAM)、非易失性存储器(例如,只读存储器(ROM)、闪存、EPROM、EEPROM等中的任意一个或多个),以及盘存储设备。盘存储设备可以被实施为任意类型的磁性或光学存储设备,诸如硬盘驱动器、可录制和/或可重写紧致盘(CD),任意类型的数字多功能盘(DVD),等等。计算系统900还可以包括大型存储介质设备916。

[0089] 计算机可读介质914提供数据存储机制以存储设备数据904以及各种设备应用918和与计算系统900的操作方面相关的任意其它类型的信息和/或数据。例如,操作系统920能够作为计算机应用利用计算机可读介质914来保存并且在处理器910上执行。设备应用918可以包括设备管理器,诸如任意形式的控制应用、软件应用、信号处理和控制模块、特定设备原生的代码、特定设备的硬件抽象层,等等。

[0090] 设备应用918还包括用于实施所述技术的任意系统组件、模块或管理器。在该示例中,设备应用918包括运动模块212、信号质量模块214和心血管功能模块216。

[0091] 结论

[0092] 虽然已经以特定于特征和/或方法的语言对用于基于患者移动改变生理信号的技术以及使得能够基于患者移动改变生理信号的装置的实施例进行了描述,但是所要理解的是,所附权利要求的主题并不一定被局限于所描述的具体特征或方法。相反,具体的特征和方法是作为这些技术的示例实施方式而被公开。

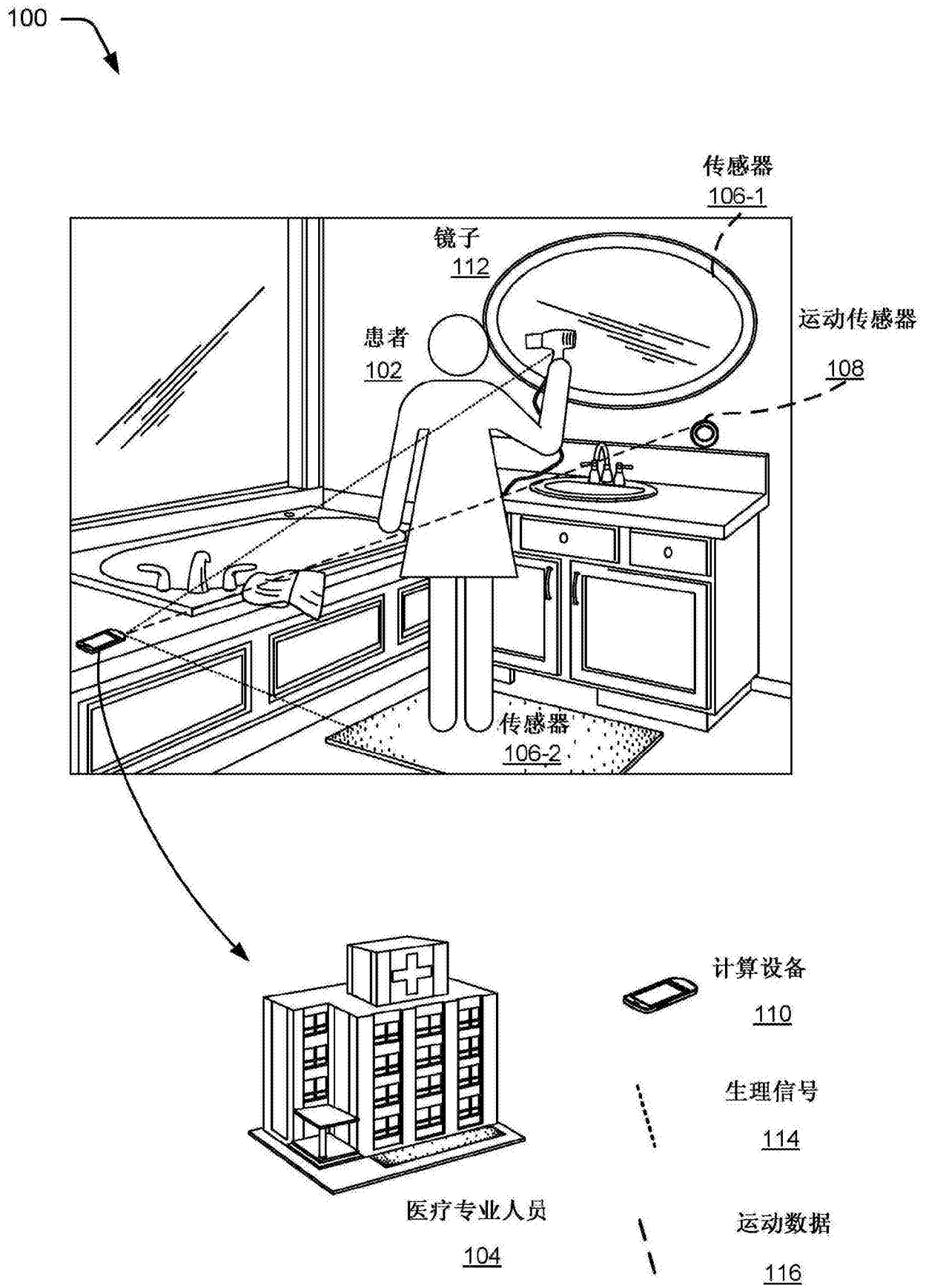


图1

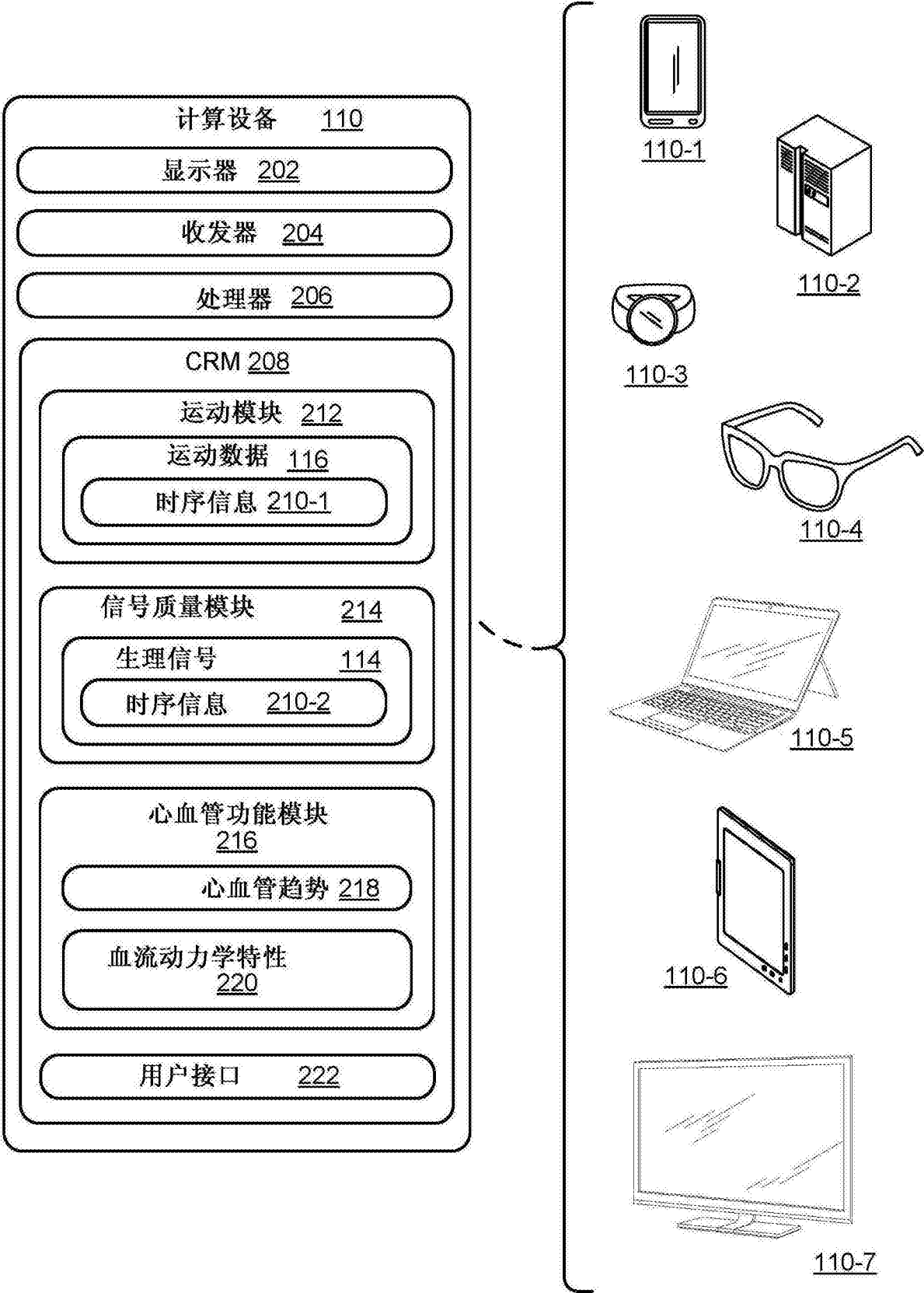


图2

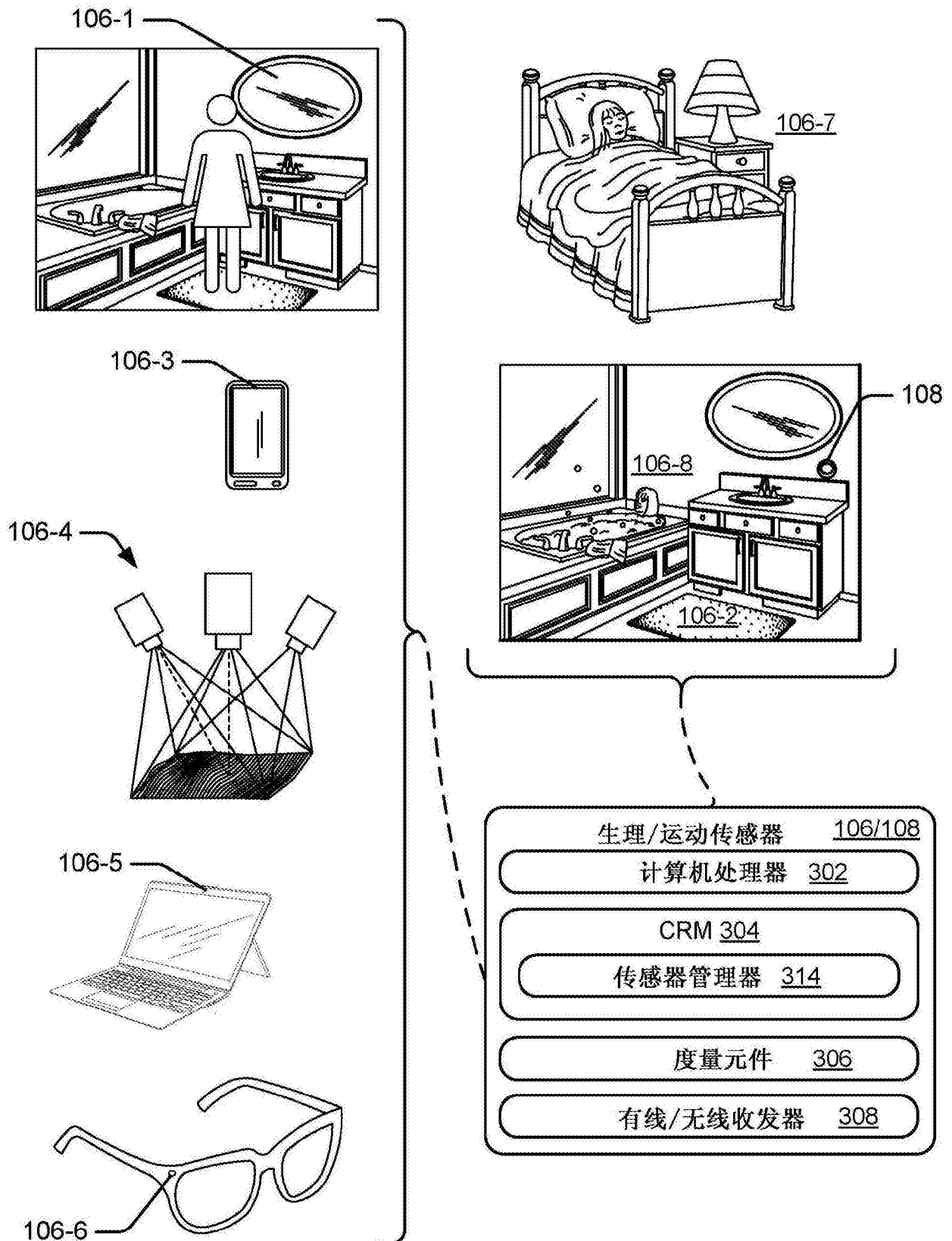


图3

400

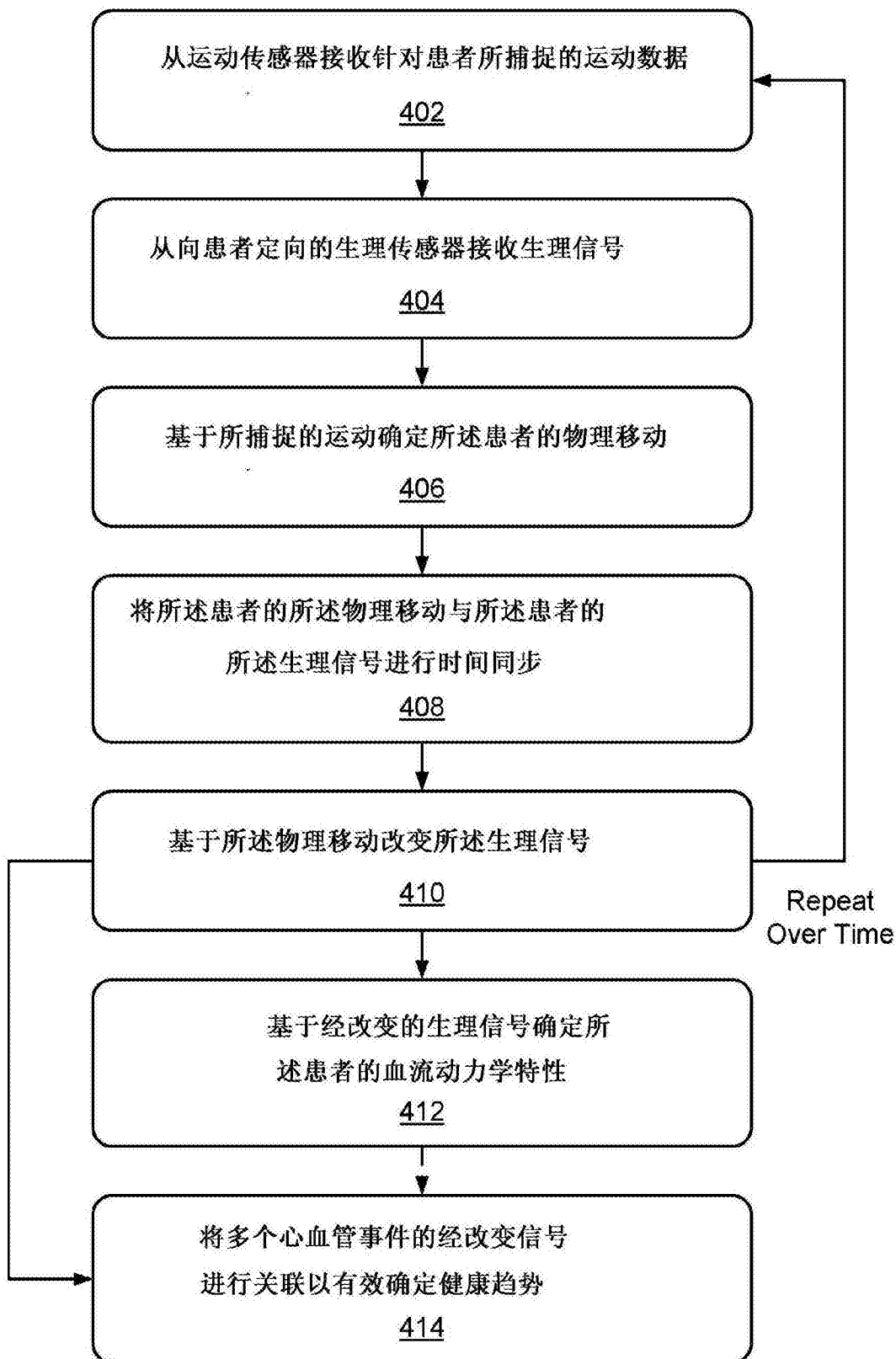


图4

500

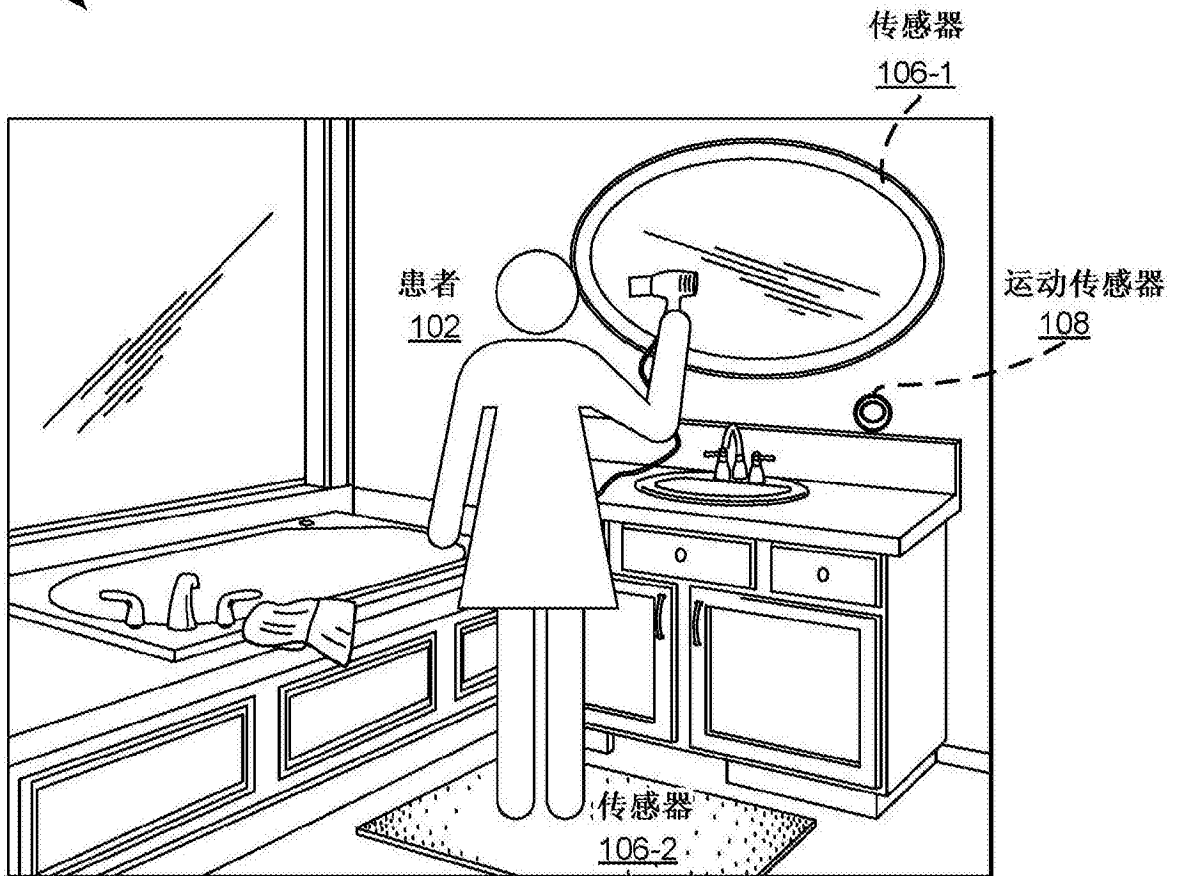


图5

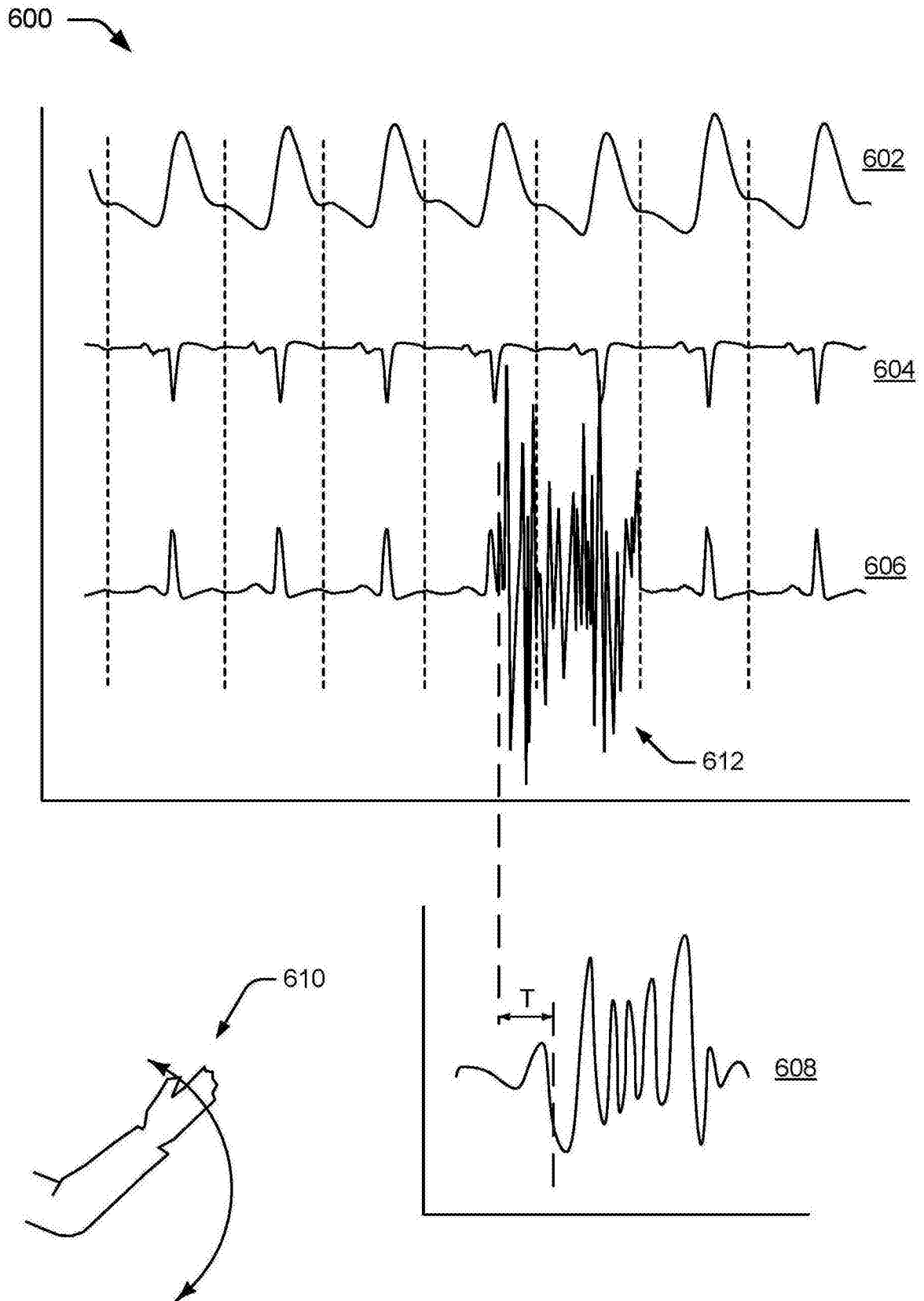


图6

700

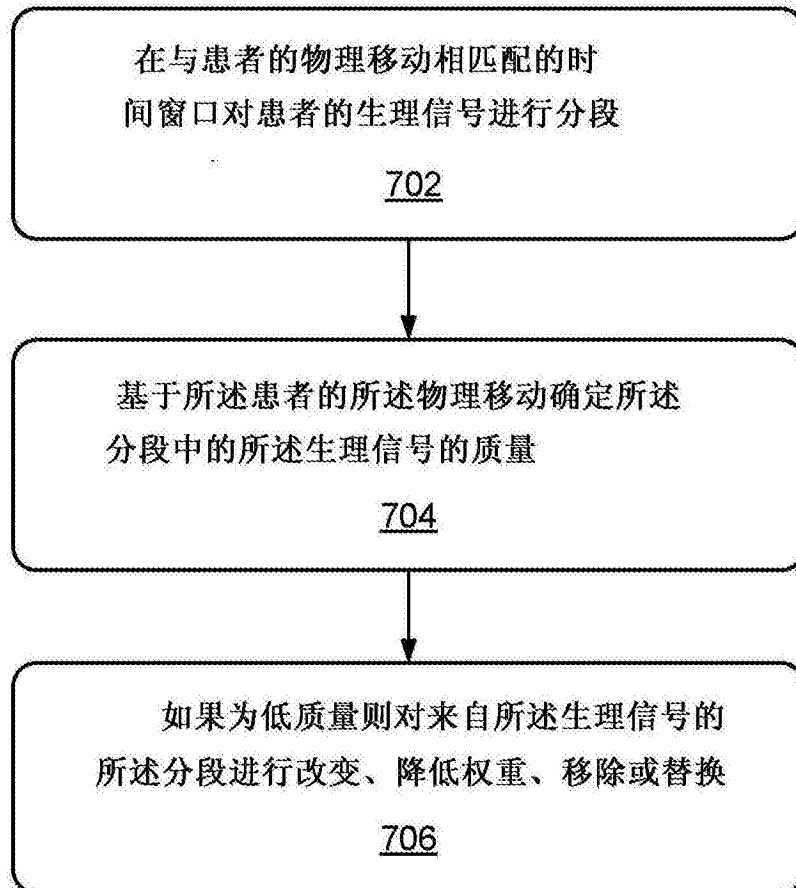


图7

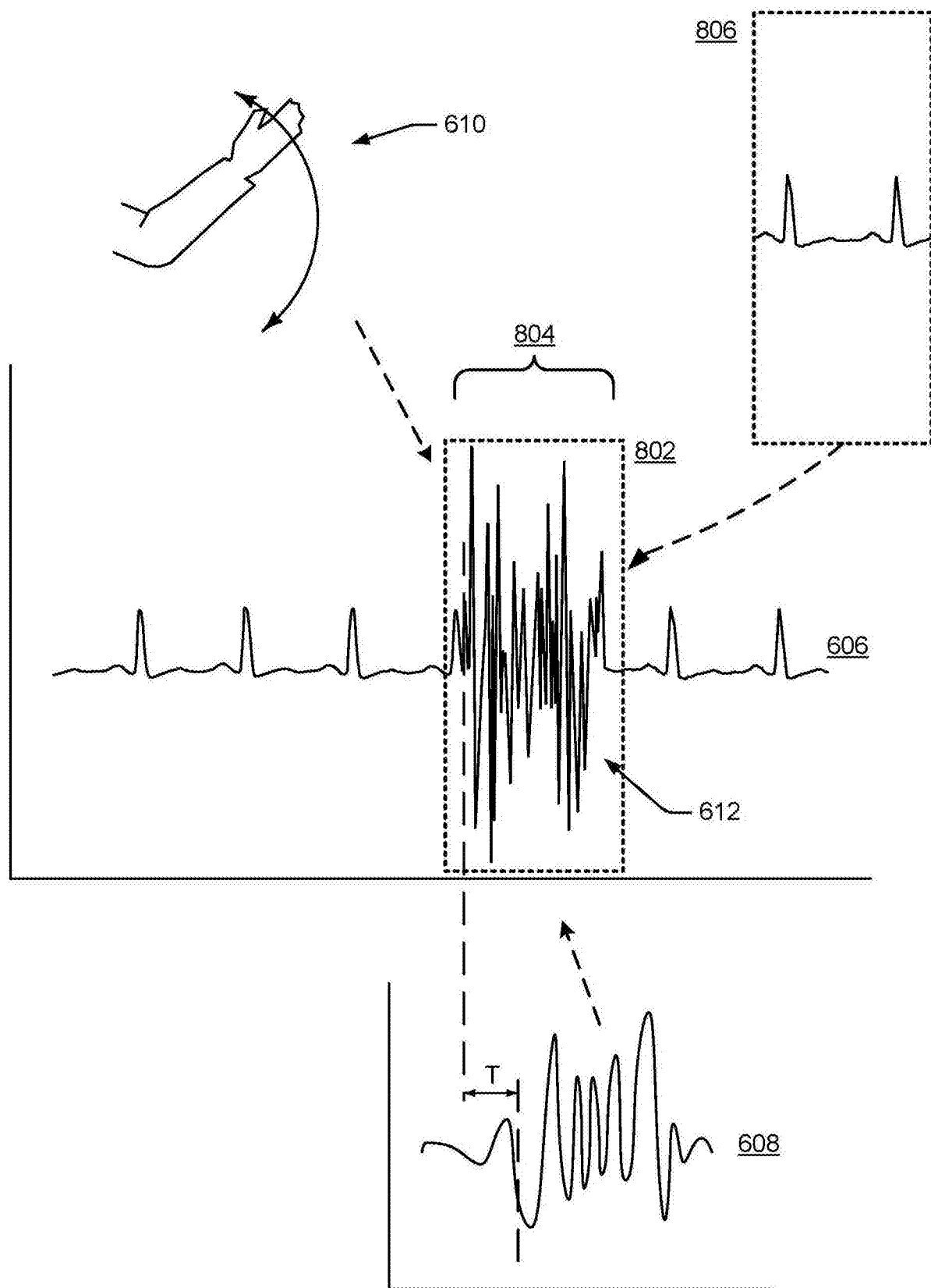


图8

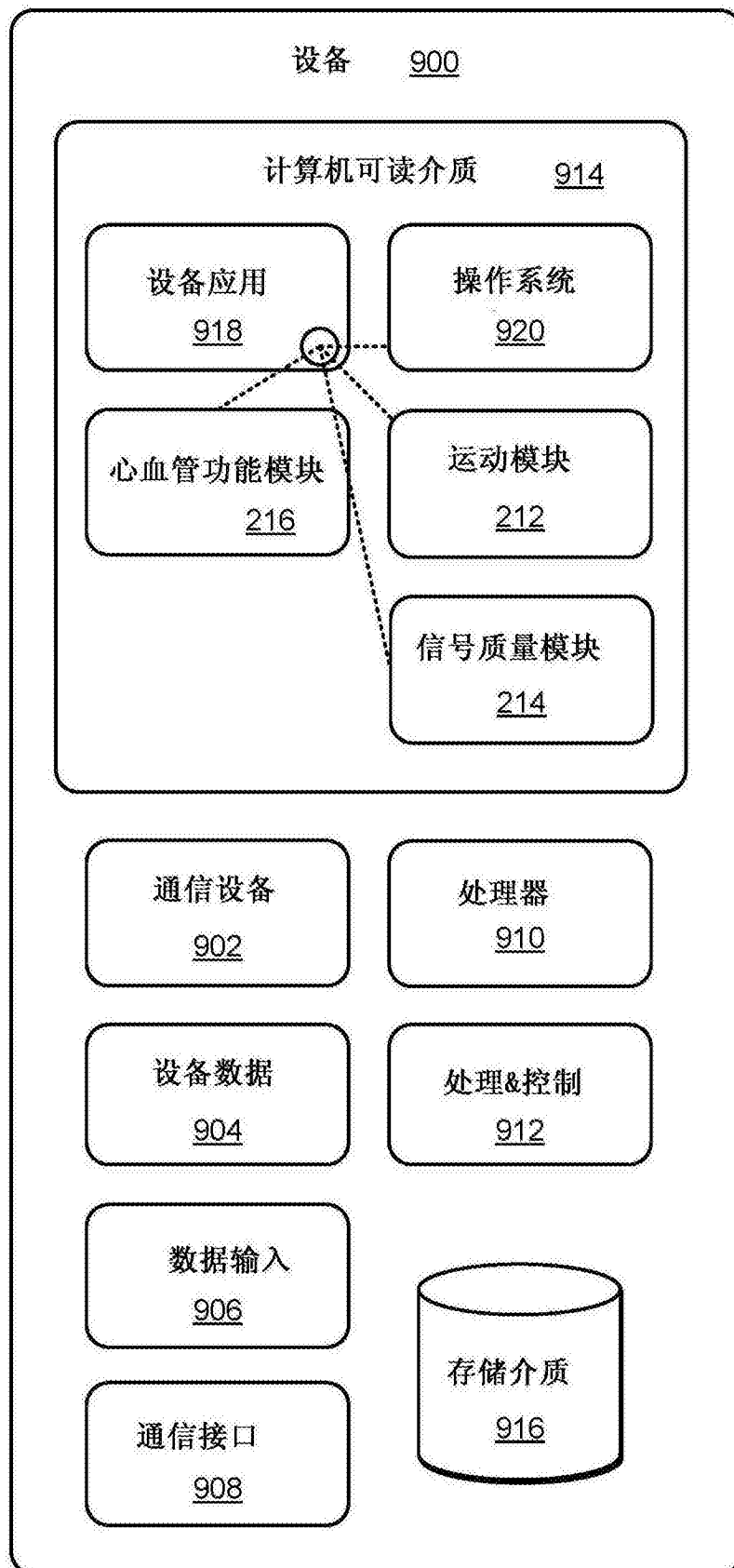


图9

1. 一种系统,包括:
 - 一个或多个计算机处理器;
 - 被配置为针对患者捕捉运动数据的运动传感器;
 - 一个或多个存储有指令的计算机可读介质,所述指令响应于被所述一个或多个计算机处理器所执行而使能模块,所述模块包括:
 - 运动模块,所述运动模块被配置为:
 - 从所述运动传感器接收所捕捉的运动数据,所捕捉的运动数据对应于远离所述运动传感器的所述患者;以及
 - 基于所捕捉的运动数据确定所述患者的物理移动;以及
 - 信号质量模块,所述信号质量模块被配置为:
 - 从远离所述患者且面向所述患者定向的生理传感器接收生理信号;
 - 将所述患者的所述物理移动与所述生理信号进行时间同步;以及
 - 基于所述物理移动改变所述生理信号。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中基于所述物理移动被确定为是所述患者的大幅物理移动,针对所述生理信号的所述改变降低所述生理信号的权重。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中基于所述物理移动被确定为是所述患者的破坏性物理移动,针对所述生理信号的所述改变移除所述生理信号或者其一部分。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中基于所述物理移动被确定为是所述患者的呼吸作用,针对所述生理信号的所述改变针对特定心血管事件而改变所述生理信号,所述呼吸作用对于心血管事件具有已知影响。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述经改变的生理信号有效度量所述患者的血流动力学特性。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中所述信号质量模块进一步被配置为在所述改变之前确定所述生理信号中可能包括噪声或信号误差的部分,以及其中所述生理信号的所述改变是基于将所述患者的所述物理移动中被确定为导致噪声或信号误差的部分与被确定为可能包括噪声或信号误差的部分进行匹配的时间同步。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述信号质量模块进一步被配置为:基于所述物理移动被确定为与在评估心血管健康时有用的先前所确定的物理移动集合中的一个物理移动相匹配,而对所述生理信号进行注释。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述运动传感器是电磁传感器,以及所捕捉的运动数据被捕捉为光学、射频或红外带宽中的信号。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中所述运动传感器是相机,所述相机被配置为在小于心血管事件的最小时段的最小时段内捕捉多个图像。
10. 根据权利要求1所述的系统,其中所述生理信号包括心电图 (ECG)、心冲击描记图 (BCG)、血压或血管容积图 (PPG)。
11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述生理信号通过压力传感器在心血管事件期间对所述患者进行感测,所述运动传感器是相机,所捕捉的运动数据是在所述心血管事件期间捕捉的视频,以及针对所述生理信号的所述改变有效用于降低所述生理信号中的噪声的权重。

12. 一种计算机实施的方法, 包括:

从运动传感器接收对应于远离所述运动传感器的患者的所捕捉的运动数据;

从远离所述患者且面向所述患者定向的生理传感器接收生理信号;

基于所捕捉的运动数据确定所述患者的物理移动;

将所述患者的所述物理移动与所述患者的所述生理信号进行时间同步; 以及

响应于所述时间同步, 基于所述物理移动来改变所述生理信号。

13. 根据权利要求12所述的计算机实施的方法, 进一步包括: 基于经改变的生理信号确定所述患者的血流动力学特性。

14. 根据权利要求12所述的计算机实施的方法, 其中所捕捉的运动数据和所述生理信号是针对第一心血管事件, 以及进一步包括: 针对第二心血管事件重复所述方法以提供第二经改变的生理信号, 以及将相应地针对所述第一心血管事件和所述第二心血管事件的所述第一经改变的信号和所述第二经改变的信号进行关联, 从而有效确定所述患者的健康趋势。

15. 根据权利要求12所述的计算机实施的方法, 其中所述物理移动是所述患者的呼吸作用, 以及基于所述物理移动改变所述生理信号是对所述生理信号进行改变, 以改善血压度量。

16. 根据权利要求12所述的计算机实施的方法, 其中针对所述生理信号的所述改变是指示特定物理移动的注释, 以及进一步包括: 将经改变的生理信号与具有相同的特定物理移动的第二经改变的生理信号进行关联, 从而针对所述特定物理移动有效提供所述患者的血流动力学度量。

17. 一种计算机实施的方法, 包括:

在时间窗口对患者的生理信号进行分段, 所述时间窗口与所述患者的物理移动相匹配;

基于所述患者的所述物理移动, 确定所述分段中的所述生理信号的质量; 以及

响应于所述质量被确定为低质量, 利用先前计算的模板替换所述生理信号的所述分段。

18. 根据权利要求17所述的计算机实施的方法, 其中所述先前计算的模板包括在所述物理移动紧接之前或紧接之后收集的所述生理信号的第二分段。

19. 根据权利要求17所述的计算机实施的方法, 其中所述先前计算的模板包括来自所述物理移动期间的第二生理信号的分段。

20. 根据权利要求1所述的系统, 其中所捕捉的运动数据和所述生理信号是由非侵入式传感器所提供的, 所述非侵入式传感器被并入家居物品的并且被定位来在延续时段内监视所述患者。

专利名称(译)	基于患者移动改变生理信号		
公开(公告)号	CN107743374A	公开(公告)日	2018-02-27
申请号	CN201680034520.1	申请日	2016-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	谷歌公司		
[标]发明人	布赖恩德里克德比谢尔 杰弗里 L 罗杰斯		
发明人	布赖恩·德里克·德比谢尔 杰弗里·L·罗杰斯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/0295 A61B5/11 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02108 A61B5/0295 A61B5/1123 A61B5/113 A61B5/721 A61B5/02141 A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/026 A61B5/08 A61B5/1102		
代理人(译)	李佳		
优先权	14/809901 2015-07-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文描述了改变生理信号以解决损坏的、带噪声的或以其它方式错误的的数据。通过这样做，感测和评估患者的心血管健康的准确性和鲁棒性能够有所改善。这些有所改善的评估允许更好的健康度量，诸如通过心率、心率变化、心率失常、血压、脉搏波速度、动脉僵硬度、心脏瓣膜时序、胸液、心冲击力、血管容积图、血氧和压力容积环所理解的相关血流动力学。

