



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104352224 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 18

(21) 申请号 201410482129. 0

A61B 5/05 (2006. 01)

(22) 申请日 2007. 10. 31

A61B 5/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

60/863, 862 2006. 11. 01 US

(62) 分案原申请数据

200780046662. 0 2007. 10. 31

(71) 申请人 瑞思迈传感器技术有限公司

地址 爱尔兰都柏林

(72) 发明人 P·德沙扎尔 C·汉利 C·赫尼根

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 曲瑞

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205 (2006. 01)

A61B 5/11 (2006. 01)

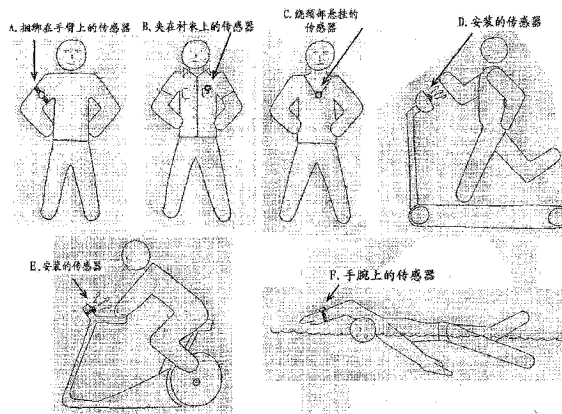
权利要求书1页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

用于监测心肺参数的系统和方法

(57) 摘要

公开了用于监测运动、呼吸、心率并且用来由所述信号导出和显示心肺性能的测量的设备、系统和方法。信号通过施加于以非接触方式,典型地使用射频传感器得到的原始信号的处理而得到。描述了处理成分离的心脏和呼吸分量。心率可通过使用频谱或时域处理被确定。呼吸速率可使用频谱分析被计算。描述了使用本系统导出心率、呼吸性窦性心律失常、或通气阈值参数的处理。传感器、处理器和显示器可并入单个装置中,并且可以集成有其它传感器,如位置定位器,该单个装置在健身时可佩戴在身体上或接近于身体被固定,或者可选择地被放置在距离身体一定距离的健身器械的固定件上。



1. 一种用于测量、分析和显示呼吸、心脏活动以及身体运动的系统,所述系统包括:
一个或多个传感器,配置成接收来自活体的反射射频信号;
处理器,配置成分析该反射信号以确定活体的生理活动的测量结果;以及
显示器,设置成将与该生理活动相关的选中信息提供给系统的用户。

用于监测心肺参数的系统和方法

[0001] 本申请是 2009 年 6 月 17 日提交的发明名称为“用于监测心肺参数的系统和方法”的中国专利申请 200780046662.0 的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉参考

[0003] 本申请要求于 2006 年 11 月 1 日提交的美国临时申请第 60/863,862 号的优先权,该临时申请的全部内容通过参考结合于此。

技术领域

[0004] 本发明涉及以例如在心肺健康和活动标志的评定中有用的方便且低成本的方式监测活体例如人的运动、呼吸、以及心率,并且更具体地说,涉及一种用于以可容易理解的方式获取、处理以及显示相应信息的设备、系统和方法。在本申请中,参考可测量运动、呼吸、以及心率的系统作为心肺监测装置或系统。

背景技术

[0005] 心率和呼吸的监测有利于评定心肺系统的性能。例如,当评定人的健康平时心率的测量是有用的,因为已经有了响应不同的活动水平而良好地建立生理正常的心率范围的准则。心率的测量被广泛用在健康训练计划中。例如,将心率保持在每分钟 100 与 120 次搏动 (bpm) 之间的范围内的运动可能对于减肥和耐力训练有用,而竞技运动员可能希望承受将心率水平提升到 160-180bpm 的活动。此外,已经确定了对于年龄和性别能可靠地进行调节的水平,使得对所构建的心血管健康规划感兴趣的个人能够定量地监测他们的进步。因此,期望能够在各种环境下测量心率。然而,在运动条件下可靠的心率测量提出了一定的技术挑战。在跑步或骑车的时候,运动假象可破坏心率测量。在游泳的时候,对由于水的传导特性,心率的电气测量可能是困难的。

[0006] 除心率外,呼吸速率、呼吸深度和呼吸模式也是心肺系统的整体状态的有用指示器。清楚观察到的是,呼吸速率响应于运动而增大,但增大(或在运动恢复时段期间减小)的速率是整体心肺健康的标志。对于具有被损害的心肺状态的人,例如可能经历呼吸困难的人,提高的呼吸速率是状态的有用标志。

[0007] 心率和呼吸的分离测量是有价值的,但有用的测量也可从提供了所有标志的这些测量的组合中导出。例如,已知的是,呼吸通过称为呼吸性窦性心律失常 (RSA) 的生理机理直接调整心率,其中,心脏在吸气期间加速,并且在呼气期间减速。RSA 在年轻人中特别显著,并且往往随年龄趋于下降。然而,一般地,高强度的 RSA 与健康相关联,并且将响应于运动和饮食变化而变化(参见例如, Ronald E. DE Meersman 的“Respiratory sinus arrhythmia alteration following training in endurance athletes(在耐力运动员训练之后的呼吸性窦性心律失常变化)”,发表在 European Journal of Applied Physiology, vol. 64, no. 5 中,1992 年 9 月,第 434-436 页)。然而,为了量化 RSA,心率和呼吸的同时测量是期望的。

[0008] 心肺健康的其它有用参数是厌氧阈值 (AT) 和通气阈值 (VT)。厌氧阈值是心肺系

统不向肌肉提供足够氧的点,因为肌肉的能量需要通过有氧代谢过程完全满足。因此,身体在厌氧代谢过程中使用其糖原储备以维持肌肉输出。在这点上,人已经达到他们的最大氧摄取,并且将在短时间内变得太疲劳而不能维持他们的活动水平(最大氧摄取称作 $VO_{2,max}$)。为了准确地测量 AT, 要求专门的实验室设备和血液取样, 因此尽管这被用作“黄金标准”, 但它对于由对健康感兴趣的个人普遍使用是不实用的。通气阈值在生理上与厌氧阈值相关。它是对于运动强度的分钟通气响应(呼吸空气的升/分)成为非线性的点, 并且由呼吸速率的大幅度增加而标记。从有氧健康观点看, 已经表明, 厌氧阈值和通气阈值是非常相关的。由于许多健康规划的目标是增加 AT, 所以能够将 VT 用作可靠的替代标志是有用的。心肺监测器可用于通过使用呼吸速率和心率的组合而估计 VT。这将为监测器的用户提供实用性, 因为他们可在长时间段上(例如, 在健康训练规划的过程中)跟踪他们的 VT 的趋势。

[0009] 在临床环境中, 具有心肺健康的可靠标志也是有用的。例如, 患有心力衰竭的人具有很高的运动不耐性。具有心力衰竭的一些对象是心脏移植的候选人, 但一定程度可用心脏的缺乏性, 医生必须按病人疾病的严重性的顺序给病人排序。同样, 对于这种情况, VT 的测量在评定病人的整体健康方面可以是有用的。在 D. Ramos-Barbón、D. Fitchett、W. J. Gibbons、D. A. Latter、和 R. D. Levy 的“Maximal Exercise Testing for the selection of Heart Transplantation Candidates-Limitation of Peak Oxygen Consumption(用来选择心脏移植候选人的最大运动测试-峰值氧消耗的极限)”*Chest*. 1999 ;115:410-417 中给出为了评定心脏移植候选人而评定心肺标志的挑战性讨论。

[0010] 出于评定心肺健康的目的的心率测量具有许多种类技术。表面引线心电图 (ECG) 是捕获心脏电活动、以及因此捕获心率的高度准确的途径。然而, 它们要求对象将胶质电极放在胸部区, 并且也携带或佩戴相关的电子处理和 / 或记录装置。所以一般地, ECG 测量完全限于临床应用。

[0011] 已经引入用于心电图测量的更方便的技术, 并且现在被广泛用在商业可购得的心率健康监测器中, 这些技术为了方便性而牺牲信号质量。这些技术使用嵌在被放置到皮肤附近的导电织物中的电极。典型地, 织物形成在胸部高度处绕胸佩戴的胸带的一部分。由于纺织材料的导电性取决于含水量, 所以这些传感器在人正在用力运动并且皮肤被汗水湿润时工作得最好(可选择地用户可涂敷一些导电胶以保证良好的电气测量)。该系统的缺点是, 要求人佩戴胸带、和当人的皮肤没有湿润时信号质量降低。

[0012] 用来在运动期间评定心率的另一种技术是使用脉搏血氧测量法, 该脉搏血氧测量法测量穿过血管的反射 / 透射光的变化。可产生特征光电容积脉搏波图, 在该特征光电容积脉搏波图中, 每次心脏收缩作为相异的脉冲是可见的。然而, 用来测量心率的脉搏血氧测量法受运动假象和不良灌注特性限制。在血氧计中使用的发光二极管的功率要求也可能是这种装置的电池寿命的限制因素。

[0013] 呼吸努力和呼吸速率也可以多种方式测量。用于测量呼吸努力的普通方法使用电感容积描记法, 在该电感容积描记法中, 人绕他们的胸部佩戴紧密配合的松紧带, 当人吸入和呼出时该松紧带的电感变化。从方便的观点看该方法的限制是, 人必须佩戴带, 并且经导线保持连接到相关电子记录装置上。用于测量呼吸努力的可选系统是使用阻抗呼吸描记法, 在该阻抗呼吸描记法中, 测量胸部的阻抗变化。该技术的限制是, 它要求电极连到身体

上,并且具有需要由对象携带的有源电气元件。

[0014] 为了心肺健康评定,测量全身运动是有用的,因为这是日常活动和运动强度的整体指示。用来测量自由生活活动的最普通技术是使用加速计,该加速计可测量加速度。当由人携带时,这种装置可提供人的运动的总持续时间和强度的有用指示。这种装置在商业上常常作为计步器(步进计数器)销售。该技术的限制是要求人携带该装置、和用于将测得的加速度转换成活动模式的算法上的限制。

[0015] 那么所需要的是,一种用来测量心率、呼吸速率和努力、以及运动的方法、系统及设备,该方法、系统及设备克服常规手段的各种限制。

发明内容

[0016] 本发明提供用来监测心率、呼吸和运动的设备、系统和方法的各个实施例和方面。在一个实施例中,传感器单元可被佩戴(为了步行使用),或者被放置在固定位置(例如,作为健身车的部分)。传感器与处理器和显示器通信,并且在一个方面,传感器、处理器以及显示器可以物理地在同一单元中实施。处理器可以用来提取关于心率、呼吸以及运动的信息和更高级的信息(例如,相对于以前时期的当前心率)。显示器配置成向用户提供反馈,诸如显示当前心率或呼吸速率。也可以使用声音(例如,用于探测到的每次心搏的声音)提供反馈。在一个方面,完整系统可以包括一个或多个运动传感器(用来探测一般身体运动、呼吸、以及心率);处理能力(导出与心脏活动、呼吸以及运动直接相关的信号,并因此导出诸如呼吸速率、心率、以及运动等参数);显示能力(提供可视反馈);听觉能力(提供声音反馈,例如其频率随呼吸变化的音调、或关于每次探测到的心搏的声音);和/或将获取的数据发射到分离的单元的通信能力(有线的或无线的)。这个分离的单元可以配置成执行上述处理、显示及听觉功能。

[0017] 在一个或多个实施例中,一种用来测量、分析和显示呼吸、心脏活动、以及身体运动的系统包括:一个或多个传感器,配置成接收来自活体的反射射频(RF)信号,其中RF信号包括脉冲RF信号。配置处理器用于分析该反射信号以确定活体的生理活动的测量结果。显示器设置成将与该生理活动相关的选中信息提供给系统的用户。在另一个方面,一种用来测量、分析和显示呼吸、心脏活动以及身体运动的系统包括:一个或多个传感器,配置成接收来自活体的反射射频(RF)信号,其中RF信号包括单一RF频率。在另一个方面,一种用来测量、分析和显示呼吸、心脏活动以及身体运动的系统包括:一个或多个传感器,配置成接收来自活体的反射射频(RF)信号;和处理器,配置成分析该反射信号以确定活体的生理活动的测量。该系统还可以包括发射器,该发射器产生来自活体的反射射频信号,并且由本系统发出的功率级对于供人连续使用是安全的。监测的生理活动与可包括呼吸、心脏活动和身体的大运动(诸如手臂摆动)的运动相对应。

[0018] 在另一个实施例中,一种用来测量、分析和显示呼吸、心脏活动以及身体运动的方法包括:接收从人体反射的射频信号;分析该反射信号以产生与人体的呼吸、心脏活动和身体运动相关的测量结果;以及将选中信息提供给系统的用户。

附图说明

[0019] 现在将参照附图描述本发明的实施例,在附图中:

[0020] 图 1 是表示实施例的系统可如何用在运动和活动的评定中的示意图；图 1(a) 示出了作为上臂袖带的系统的实施例；图 1(b) 示出了作为可附着到衬衣口袋上的夹式装置的系统；图 1(c) 示出了作为挂在脖子上的挂件佩戴的装置的实例；图 1(d) 表示在跑步机健身系统中的心肺监测器；图 1(e) 给出了嵌入健身车的心肺监测器的实例；以及图 1(f) 示出了在游泳时作为手表状装置的装置。

[0021] 图 2 提供了一个实施例的传感器元件的示意性图解。

[0022] 图 3 提供了当传感器接近于身体表面（例如，5cm 内）时得到的代表性的原始传感器信号。

[0023] 图 4 的上部曲线示出了从成人体得到的光电容积脉搏波信号的时间过程，其中每次心搏与相异的图案 (distinctive pattern) 相关联，并且图 4 的下部曲线表示在几米距离处从同一对象同时得到的信号，示出了有分离的呼吸和心脏信号。

[0024] 图 5 表示应用用于使用时间 - 频率表示，诸如短时傅立叶变换和波峰检出算法来评定和可视化呼吸和心脏信息的技术的结果。

[0025] 图 6 提供当与在图 2 中描绘的那些射频 (RF) 块相类似的多个射频 (RF) 块用于无线电波的发射和接收时的系统示意图。

[0026] 图 7 表示用于系统的显示器的示意图。

[0027] 图 8 示出了系统如何能计算与通气阈值相关的参数的示意图。

具体实施方式

[0028] 图 1 是表示各种环境的示意图，在这些环境中，本系统可以用在运动和活动的评定中。首先，本装置可用在步行应用中（其中人可自由地运动，因为他们正佩戴着心肺监测器）。图 1(A) 示出了作为上臂袖带的系统的实施例。图 1(B) 示出了作为可附着于衬衣口袋上的夹式装置的系统。图 1(C) 示出了作为挂在脖子上的挂件佩戴的装置的实例，图 1(D) 表示在跑步机健身系统中的心肺监测器，图 1(E) 给出了嵌入健身车中的心肺监测器的实例，以及图 1(F) 示出了在游泳时作为手表状装置的装置。该装置也可配置成与其它已知的健身器械一起使用。

[0029] 图 2 提供了示例性传感器元件的示意表示。传感器元件使用射频检测和处理来提取与呼吸和心率相关联的身体运动。与呼吸相关联的身体运动是易于观察的，因为呼吸引起胸部和腹部的运动。与心脏活动相关联的运动较不明显，但生理学家使用术语“心冲击描记图”来指代由于心脏收缩而在皮肤表面处显现的压力波。这种很小的运动可由灵敏运动传感器探测。

[0030] 本系统向人发射射频信号。反射信号然后被接收、放大并与原始信号的一部分混频，并且这个混频器的输出然后被低通滤波。这个混频器的输出因此可当作从反射的射频信号导出的已处理的时域信号。这种产生的信号包含关于人的运动、呼吸及心脏活动的信息，并且被称作原始传感器信号。在图 2 中，为了举例表示，用脉冲连续波信号表示系统的射频传感器分量。在可选择实施例中，本系统也可以使用正交发射，在该正交发射中，使用相位相差 90 度的两个载波信号。在脉冲变得时间非常短的极限下，这种系统可重新特征化为超宽带 (UWB) 射频传感器。通过使用连续波系统也可得到改进的信噪比，其中连续地发射 RF 信号。

[0031] 图 3 给出当传感器接近于身体表面（例如，5cm 内）时得到的代表性的原始传感器信号。接收到的原始传感器信号中的主要分量将是心冲击描记图、和传感器与人的相对运动。为了减小相对运动，传感器单元可使用弹性约束机构、或类似机构机械地固定到皮肤上。图 3 是具有占主导的心冲击描记图分量的原始传感器信号的实例（在这种情况下，在上臂的肘部内侧处测得）。这表示使用 26GHz 脉冲连续波原型的系统收集到的 5 秒的数据。在这样的情况下，将利用阈值通过技术确定心搏（脉冲与其中信号大于或小于阈值的点相关联）。更复杂地（但是为典型情况），心冲击描记图将呈现较复杂但可重复的脉冲形状。因此，例如由匹配滤波器实施的脉冲形状模板可与获取的心脏信号相关，并且相关性高的地方将用作心搏位置。相应地，本系统通过辨别所处理的时域信号中的波峰、或通过接收信号与原型心脏信号的时域相关性、或通过其它手段，识别活体的心搏。这种处理产生用以辨别每次心搏的发生时间的一系列时间标记。可通过处理器使用这些时间标记来发出活体的每次心搏的声音信号，或者点亮显示器上的断续图标。

[0032] 当给定每次事件发生时的时间标记，计算心率是可能的。对于在图 3 中示出的信号，我们将把信号穿过阈值的点标记为心脏事件时间 B_n （其中， n 是搏动数）。由此我们可将瞬时心率计算为 $1/BB_n$ ，其中， $BB_n = B_n - B_{n-1}$ （搏动间隔）。在实践中，较有用的是，定义在时间时期（例如，10 秒）内的平均心率。这可通过对在 10 秒窗口内发生的搏动数进行计数、然后除以 10 以得到每秒的平均搏动数来实现。例如，在图 3 中示出的实例中，在五秒窗口内发生了 5.9 次搏动，从而报告的心率是每分钟 $(5.9/5) \times 60 = 71$ 次搏动。

[0033] 当本装置进一步远离身体（例如，1 米或更远）时，接收到的原始传感器信号将是全身运动、呼吸、以及心脏活动的组合。图 4 的上部曲线示出了从成人得到的光电容积脉搏波信号的时间过程，其中每次心搏与相异的模式（distinctive pattern）相关联。图 4 的下部曲线表示在几米距离处从同一对象同时得到的信号，并且示出了有分离的（separate）呼吸和心脏信号。具体而言，圆圈凸显与每次心搏相关联的皮肤运动。皮肤运动典型地与脉冲波形中的二色性（dichrotic）波峰对准。

[0034] 在进一步远离身体使用的情况下，如以上描述的那样，接收到的原始信号包含关于呼吸和心率、以及全身运动的信息。用来评定和可视化呼吸和心脏信息的技术是使用时间 - 频率表示法，如短时傅立叶变换和波峰检出算法。处理器也可配置成使用接收信号的频域处理来识别活体的生理活动。在下面提供详细描述，但广泛地它包括取得以时间 t_1 为中心的时期的频谱，并且求出与期望的呼吸和心脏频率对应得最好的频谱波峰。对于该时期，两个波峰可被注意到，并且被认为是时间 t_1 处的心脏和呼吸频率。然后可形成新时期，该新时期与以前时期重叠，但现在该新时期以 t_2 为中心，并且可计算形成在时间 t_2 处的心脏和呼吸频率的两个新频率。图 5 表示将这种技术应用于 50 秒数据的结果，具有 20 秒的窗口长度、和 19 秒的重叠。随着时间的过去，可跟踪在每分钟大约 20 次呼吸下的呼吸分量、和在每分钟近似 70 次搏动下的心脏分量。

[0035] 图 6 提供当多个射频（RF）块被用于无线电波的发射和接收时系统的示意图。在这个示意图中，有三个独立的 RF 块，每个 RF 块均能够接收和发射无线电波。各个 RF 块类似于先前在图 2 中示出的 RF 块。它们将从被检测的个人产生整体信号的多个独立拷贝，从而可使用信号处理提取独立的运动分量（例如，呼吸、心脏信号、以及上身运动）。注意，如果需要则天线也能以分离的频率发射。天线的物理分离（例如，通过大于四分之一波长）

也将使发射路径在统计上独立。

[0036] 图 7 表示用于本系统的显示器的示意图。本系统将典型地显示诸如当前心率、当前呼吸速率、以及呼吸性窦性心律失常程度等参数。由于本系统可以容易地集成有能够测量位置的装置（例如，使用全球定位系统 -GPS），所以也可以在系统输出装置上显示位置。本系统也将具有对于用户显示有用趋势的能力，诸如在过去一小时的心率、上周的 RSA 值等。并入位置信息的进一步优点是，它允许本系统用在标准健康测试中。例如，一般心血管健康的良好标志是“一英里健康测试”。在这个测试中，人轻快地行走一英里，并且记录其在一英里的结束处的脉搏。定位系统在入已经行走了一英里时将自动地通知他们，并且记录此时的心率。类似地，在临床应用中，六分钟行走测试被常规地使用。在这种行走中，要求人按他们自己的步调行走六分钟，并且走过的距离作为他们一般心血管健康的标志。集成的定位系统将自动保持对走过距离的跟踪、和在该时段期间的心率和呼吸速率。这样，通过包括定位系统可提高本系统的利用率，该定位系统配置成监测活体的位置，并且同时跟踪他们的生理活动。

[0037] 图 8 示出了本系统如何计算与通气阈值相关的参数的示意图。本装置可记录在运动时段上的心率和呼吸速率。在运动结束时，本装置可画出心率对在该心率下看到的平均呼吸速率。在图 8 中示出这样一条曲线的示意图解。如果运动强度接近于人的最大值，那么曲线可用来辨别“转折点”，在该“转折点”处，呼吸速率相对于心率更快地增加。这种情况发生处的呼吸速率可用作通气阈值 (VT) 的替代物。当人经历健康规划时，可在数周或数月的过程中跟踪这个参数的值。

[0038] 在一个实施例中，本系统包括传感器单元、和监测与显示单元，其中结果可被分析、可视化及传送给用户。如果需要，传感器单元和显示 / 监测单元可并入单个独立装置中。该装置可以包括一个或多个运动传感器（用来探测一般身体运动、呼吸、及心率）；处理能力（导出与心脏活动、呼吸及运动直接相关的信号，并因此导出诸如呼吸速率、心率及运动等参数）；显示能力（提供视觉反馈）；听觉能力（提供声音反馈，例如其频率随呼吸变化的音调、或每次探测的心搏的声音）；将获取的数据发送到分离的单元的通信能力（有线的或无线的）。这个分离的单元可以执行上述的处理、显示和听觉能力。

[0039] 更明确地说，典型的传感器将包括一个或多个射频多普勒 (Doppler) 传感器，这些射频多普勒传感器发射射频能量（典型地在 100MHz 至 100GHz 的范围内），并且使用反射的接收信号构造运动信号。为了容易解释，我们将首先把我们的讨论限制到只使用一个传感器单元的情况。该工作依据的原理是从该单元发射如下的射频波

$$[0040] \quad s(t) = u(t) \cos(2\pi f_c t + \theta) \quad (1)$$

[0041] 在这个实例中，载波频率是 f_c ， t 是时间，并且 θ 是任意相位角。 $u(t)$ 是脉冲形状。在连续波系统中，值总是为一，并且可从公式 (1) 中省去。一般而言，脉冲将被定义为

$$[0042] \quad u(t) = \begin{cases} 1, & t \in [kT, kT + T_p], k \in Z \\ 0 & \end{cases} \quad (2)$$

[0043] 其中 T 是周期宽度，并且 T_p 是脉冲宽度。其中 $T_p \ll T$ ，这成为脉冲连续波系统。在极端情况下，当 T_p 的时间变得非常短时，发出的信号的频谱变得非常宽，本系统被称作超宽带 (UWB) 雷达或冲击雷达。可替换地，RF 发射信号的载波频率可被改变（线性调频 (chirped)），以产生所谓的频率调制连续波 (FMCW) 系统。

[0044] 在传感器系统中使用与用来施加脉冲选通的电路相耦合的本机振荡器来产生这个射频信号。在 FMCW 情况下,电压控制的振荡器与电压-频率转换器一起使用以产生 RF 信号用于发射。使用天线实现 RF 信号与空气的耦合。天线可以是全向的(在所有方向上或多或少等同地发射功率)或定向的(优先地在某些方向上发射功率)。可能有利的是,在这种系统中使用定向天线,使得发射和反射的能量主要来自一个方向。本系统与诸如简单的偶极天线、贴片天线以及螺旋天线等各种类型的天线相兼容,并且天线的选择可受诸如要求的方向性、尺寸、形状、或成本等因素的影响。应该注意的是,本系统可按已经表明对于人使用安全的方式操作。本系统已经用 $<1\text{mW}$ (0dBm) 和更低的总的系统发射平均功率证明。对于 RF 辐射的推荐安全级是 $1\text{mW}/\text{cm}^2$ 。在距离以 0dBm 发射的系统 1 米处,等效功率密度将比这个推荐的极限小至少 100 倍。

[0045] 在所有情况下,发出的信号将被反射离开用以反射无线电波的对象(诸如空气-身体界面),并且一些反射信号将在发射器处被接收回。接收信号和发射信号能够在称为混频器的标准电子装置中相乘(以模拟或数字形式)。例如,在 CW 情况下,混频信号将等于

$$[0046] \quad m(t) = \gamma \cos(2\pi f_c t) \cos(2\pi f_c t + \phi(t)) \quad (3)$$

[0047] 其中 $\phi(t)$ 是发射和接收信号的路程差(在所述反射由单个反射对象占主导的情况下),并且 γ 是由反射信号经历的衰减。如果反射对象被固定,那么 $\phi(t)$ 被固定,并且 $m(t)$ 也被固定。令我们感兴趣的是,反射对象(例如,胸部)正在运动时, $m(t)$ 将随时间变化。作为简单的实例,如果胸部由于呼吸正在经历正弦运动:

$$[0048] \quad \text{resp}(t) = \cos(2\pi f_m t) \quad (4)$$

[0049] 那么混频信号将包含 f_m 处的分量(以及可通过滤波简单除去的以 $2f_c$ 为中心的分量)。在混频之后由低通滤波器输出的信号被称作原始传感器信号,并且包含关于运动、呼吸及心脏活动的信息。

[0050] 原始传感器信号的振幅受反射信号的平均路程距离的影响,从而导致传感器中的探测零和波峰(传感器较不灵敏或较灵敏的区域)。这种影响可通过使用正交技术被最小化,在该正交技术中,发射器同时发射相位相差 90 度的信号(两个信号将被称作为 I 和 Q 分量)。这将导致可被混频的两个反射信号,最终导致两个原始传感器信号。这两个信号中的信息通过取得它们的模(或其它技术)可被组合,以提供单一输出的原始传感器信号。

[0051] 在 UWB 情况下,获取原始传感器信号的可选方法可能是优选的。在 UWB 情况下,可通过测量在发射脉冲与波峰反射信号之间的延迟确定到最有效的空气-身体界面的路程距离。例如,如果脉冲宽度是 1ns,并且从传感器到身体的距离是 0.05m,那么在脉冲的波峰反射之前经过的总时间 $m(\tau)$ 将是 $0.1/(3 \times 10^8)\text{s} = 0.33\text{ns}$ 。通过发射大量脉冲(例如,1ns 脉冲每 $1\mu\text{s}$)并且假定路程距离正缓慢地变化,我们可导出原始传感器信号,作为在该时间段上时间延迟的平均。

[0052] 以这种方式,射频传感器可获取系统针对的身体部分的运动。可使用定向天线、或多个 RF 发射器实现方向选择性。在图 4 的下部曲线中示出以这种方式使用脉冲连续波系统获取的胸部的组合运动(它主要是呼吸和心脏信号的组合)。然而我们强调,连续波、FMCW、或 UWB 雷达也可得到类似信号。

[0053] 此外,由于大部分反射能量从皮肤的表面层接收到,所以这种运动传感器也可得

到心冲击描记图,这是因随每次搏动的血压变化而造成的皮肤表面处心搏的表现。已经在图 3 中示出通过 RF 运动传感器得到的表面心冲击描记图的实例。在该情况下,心冲击描记图由接近于皮肤(上臂)的传感器强调(emphasized),并且呼吸分量是不可见的。

[0054] 为了改进测得的传感器信号的质量,可使用各种方法限制由传感器从其收集反射能量的物理体积。例如,可使发射天线为“定向的”(就是说,它在某些方向上发射较多能量),如可使接收器天线定向那样。称为“时域选通”的技术可用于只测量从在离传感器一定物理距离处的信号中产生的反射信号。实施这个的实际方式是要保证,接收信号在预定时间段上与发射信号相混频。例如,设想在时间 $t = 0\text{ns}$ 处发出 12ns 脉冲。如果反射对象是 150cm 远,则反射脉冲将在 10ns 后首先被接收(因为光走过 300cm 花 10ns)。假定不希望探测的第二对象 300cm 远,来自这个第二对象的反射脉冲直到时间 $t = 20\text{ns}$ 才首先到达。因此,如果在发射和接收脉冲之间的混频仅在从 $t = 10\text{ns}$ 至 $t = 15\text{ns}$ 的时间段中是允许的,则接收的所有信息将只与第一反射对象相关。频域选通可用于将反射对象的运动限制到某一频率之上。

[0055] 在本系统的简单实施例中,将使用具有单一载波频率的单根天线。该天线将起发射和接收天线的的作用。然而,在原理上,可使用多根接收和发射天线,如可使用多个载波频率那样。在多个频率(例如,在 500MHz 和 5GHz) 进行测量的情况下,较低频率可用来准确地确定大的运动而没有相位模糊,然后可从较高频率传感器信号减去该较低频率(这些较高频率传感器信号更适于测量小的运动,如心脏信号)。

[0056] 所有这些传感器输入都馈送到用于处理和显示的单元中,和用于对分离的单元的可能发射的单元(监测单元)。

[0057] 系统然后使用其处理能力将传感器输入相组合,以提供许多有用的输出,并且以有意义的方式显示这些输出。这些步骤按如下方式执行。

[0058] 心肺监测器主要设计用来提供关于心率和呼吸的信息。当人正在移动时,传感器信号将常常由运动占主导,在该情况下,需要处理以减少运动假象问题。用来在有噪音的情况下计算呼吸和心搏活动的优选技术如下。

[0059] 获取所期望长度的时期(例如, 20 秒)的原始信号。使用诸如平滑平均周期图等技术估计信号这个时段的频谱。一般地,由于典型地以从 10 至 25 次呼吸每分钟的频率(约 $0.15\text{--}0.45\text{Hz}$) 产生呼吸,并且心脏活动在 $60\text{--}120$ 次搏动每分钟(1 至 2Hz) 的范围内发生,所以信号的频谱将在 $0.15\text{--}0.45\text{Hz}$ 、和 1 至 2Hz 的范围内具有两个波峰。对于该时期,这些波峰发生处的频率可分别称作呼吸频率和心率。对于每个时期的频谱分析的结果可按时间排列,以形成时间-频率呼吸曲线图,该曲线图是可视化整个呼吸和心脏活动的有用手段。注意,这些时期可重叠,从而可计算在任意时间处的呼吸频率和心脏频率(例如,图 5 示出了分析时期是一秒间隔的情况)。

[0060] 大运动假象的存在可能混淆上述的处理,所以在某些情况下,可能需要预处理信号以减少运动假象的影响。由于大运动导致在处理の時域中的大数值信号,可配置处理器用来测量滤波信号的能量含量,使得通过将能量含量与预定能量值相比较而识别活体的身体运动的时段。用来进行这个的方法是用线性高通滤波器预滤波该时期(以除去例如 0.05Hz 以下的所有频率)。可选方式将是借助 10 秒的窗口长度对数据进行中值滤波,并且从原始信号除去中值滤波信号。可选地,我们可通过运动时段的高能量含量识别这些运动

时段。这些运动时段可能导致在已处理的信号中的伪像,所以可使用适当的除去测量时段的频谱分析。明确地说,当计算该时期的频谱时,这些高运动部分中的数据不包括在估计中(使用称为洛姆(Lomb)周期图的技术,该技术从具有丢失段的数据提供频谱估计)。

[0061] 用来改进心率和呼吸探测的精度度的可选处理技术是从多个传感器获取多个信号。这在高运动假象的情况下,如当本系统用在跑步机环境中而人在传感器场区域慢跑的情况,是特别有益的。在这种情况下,优选的解决方案是具有多个传感器(例如, m 个,其中 m 可以典型地在四至十六的范围内,但也可从一个变化到任何数)。在实际中(由于成本原因),或许高效的是,只有单根发射天线,和多根接收天线,而不是每根天线既发射又接收。同样,可能有益的是,使一根或多根天线产生在多个频率下的 RF 信号。然而,该方法的实施例是使用一个发射器,并且在传感器中接收 m 个信号(每个路程将经历不同的相位延迟和振幅变化)。系统的另一有用的实施例是在不同频率下操作的多个传感器,其中相对低的频率用于估计活体的大的身体运动,并且相对高的频率用于估计活体的较小运动。例如,在 1GHz 下操作的传感器对于探测厘米范围内的运动是有用的,而在同一系统中在 100GHz 下操作的传感器可有助于探测毫米的运动。

[0062] 有用的模型是将 m 个接收信号收集为信号向量 x :

$$[0063] \quad \mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_m \end{bmatrix}$$

[0064] 可合理地假定,每个信号表示来自多个源的混频(例如,一个来自呼吸、一个来自心脏活动、一个来自左臂运动等)。因此,接收信号表示源 w 的线性混频,使得

[0065]

$$\mathbf{w} = \mathbf{Ax} \quad \text{其中} \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots \\ a_{21} & \ddots & \\ \cdots & & a_{mm} \end{bmatrix}$$

[0066] 在实际中,我们对得到信号 w 感兴趣,因为它们将清晰地分离感兴趣的不同分量。在这种分析中帮助我们的关键因素是,多个源信号是独立的(即,例如,心脏信号独立于呼吸,该呼吸独立于手臂运动)。在这种假设下,有多种将接收 x 映射回 w 的算法,并且这些被称作独立分量分析(ICA)技术。尤其是,我们可通过对源信号施加某些约束条件来进一步优化我们的解决方案(例如,它应该具有在 0.15 至 0.25Hz 的范围内的主频率)。这样的算法称为约束 ICA 算法。在 ICA 分析中的有用技术调查可在“Independent component analysis for biomedical signals(用于生物医学信号的独立分量分析),” C. J. James and C. W. Hesse, *Physiological Measurement* vol. 26(1), R15-R39, Feb 2005 中找到。

[0067] 除确定呼吸速率和振幅、心率、及运动之外,本系统提供组合信号的装置,以便计算另外的有用输出。例如,整体心肺健康的有用标志是呼吸性窦性心律失常(RSA)。这测量呼吸对心率的影响,并且耦合越强,整体心肺健康越好。一般地,有配置处理器以使用测量的心率和呼吸速率信息来计算呼吸性窦性心律失常的参数的功用。一种手段可能是,使用测量的心率和呼吸速率信号的交叉谱分析来计算呼吸性窦性心律失常的参数。

[0068] 然而,存在用于计算 RSA 的各种技术。该系统的一个实施例如下。

[0069] 取得测量时期(例如,60秒),在该测量时期上人的活动相当恒定。得到在心脏信号和呼吸信号之间的相干性(相干性被典型地定义为:两个信号的交叉谱密度除以分离取得的各信号的功率谱密度的平方根所得到的比值)。确定的频带(例如,0.15-0.25Hz)中的相干性的最高值被当作在心率与呼吸之间的耦合的度量。这个相干性值可跨越不同的运动时期被跟踪,或者与人口平均值相比较。

[0070] 由本系统得到的心肺性能的另一有用测量是,仅由心率测量、或由心率和呼吸速率的组合来估计通气阈值。本系统可配置成通过在确定的测量时段上使测得的心率与测得的呼吸速率相关联来计算心肺性能的有用参数(诸如通气阈值)。用来从组合的心率和呼吸速率获得通气阈值的优选实施例是,检查每呼吸周期心搏相对于呼吸速率的曲线。在这条曲线中,有特征转折点,该特征转折点发生在与通气阈值相对应的频率处。

[0071] 最后,本系统提供用于将有用信息传送给其用户的装置。显示装置可以为诸如手表的形式,具有诸如当前心率、当前呼吸速率、以及位置等参数。用户也可能具有观看趋势屏幕(trend screen)的能力,该趋势屏幕示出在不同时间标度(time scale)上的以前心率、以前呼吸速率、以及诸如估计的 RSA 相干性等导出参数的图表。在一些使用情况下,有益的是,设计可包含一个或多个传感器、处理器、以及显示器的外壳。该外壳可适合于握在用户的手中以便使用。外壳也可并入其它功能性,如远程通信或定位系统(例如,蜂窝电话手机将是这种外壳的具体实施例)。

[0072] 工业实用性的叙述

[0073] 本发明通过以方便和低成本方式监测活体例如人的运动、呼吸、以及心率,例如在医学、安全、以及运动健康领域具有应用。这种监测例如在人的健康和活动的心肺标志的评定中是有用的。

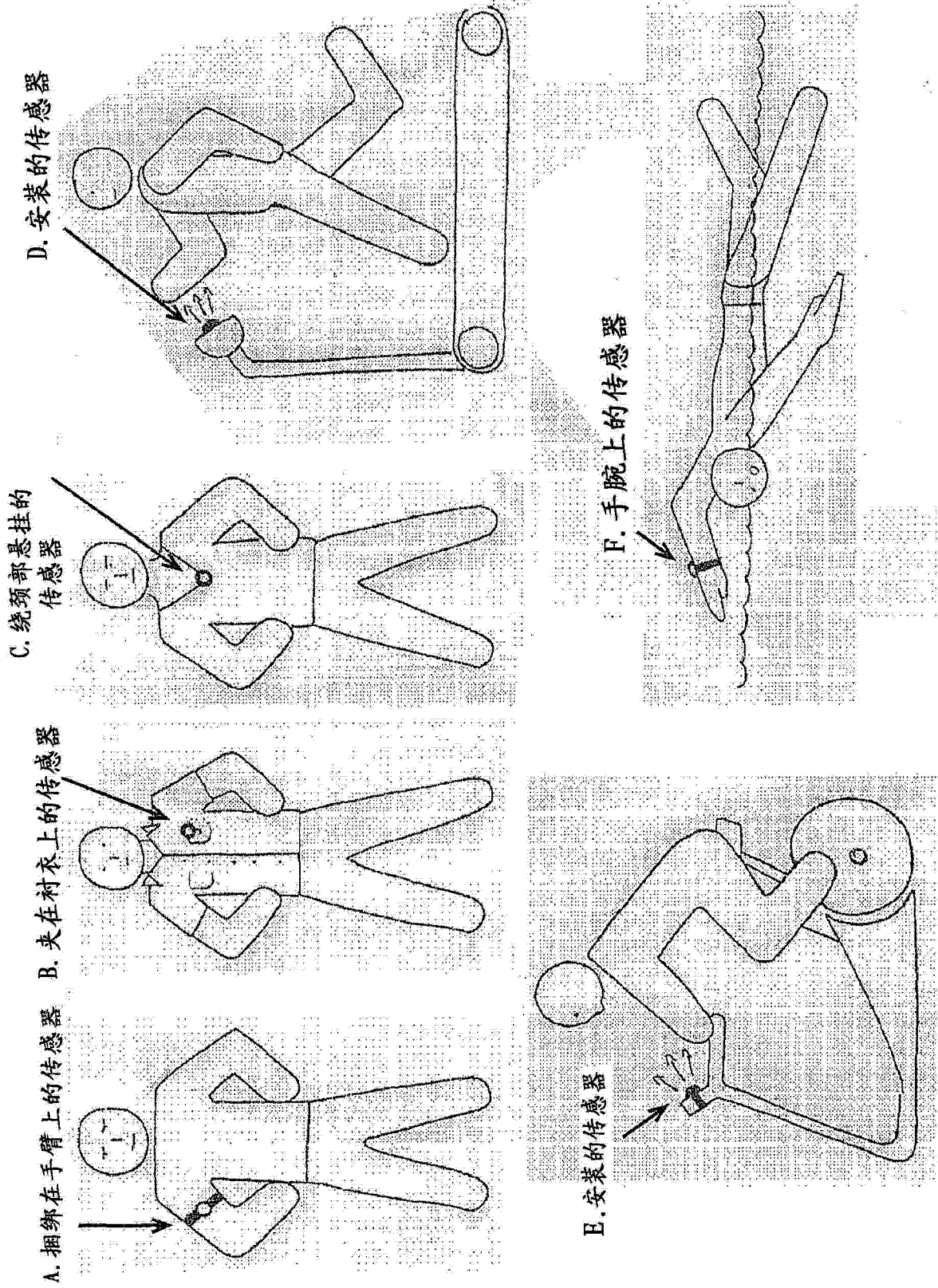


图 1

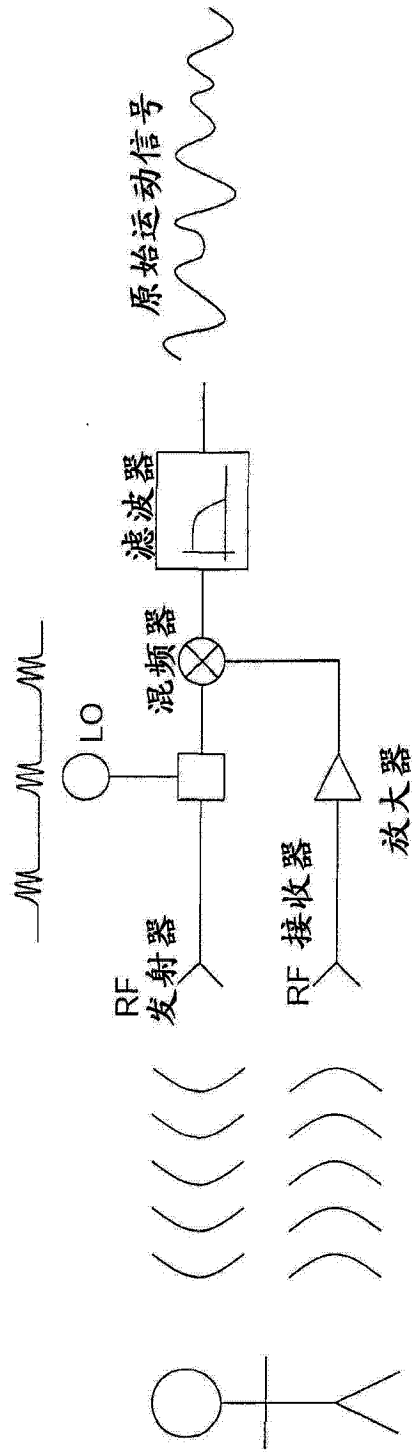


图 2

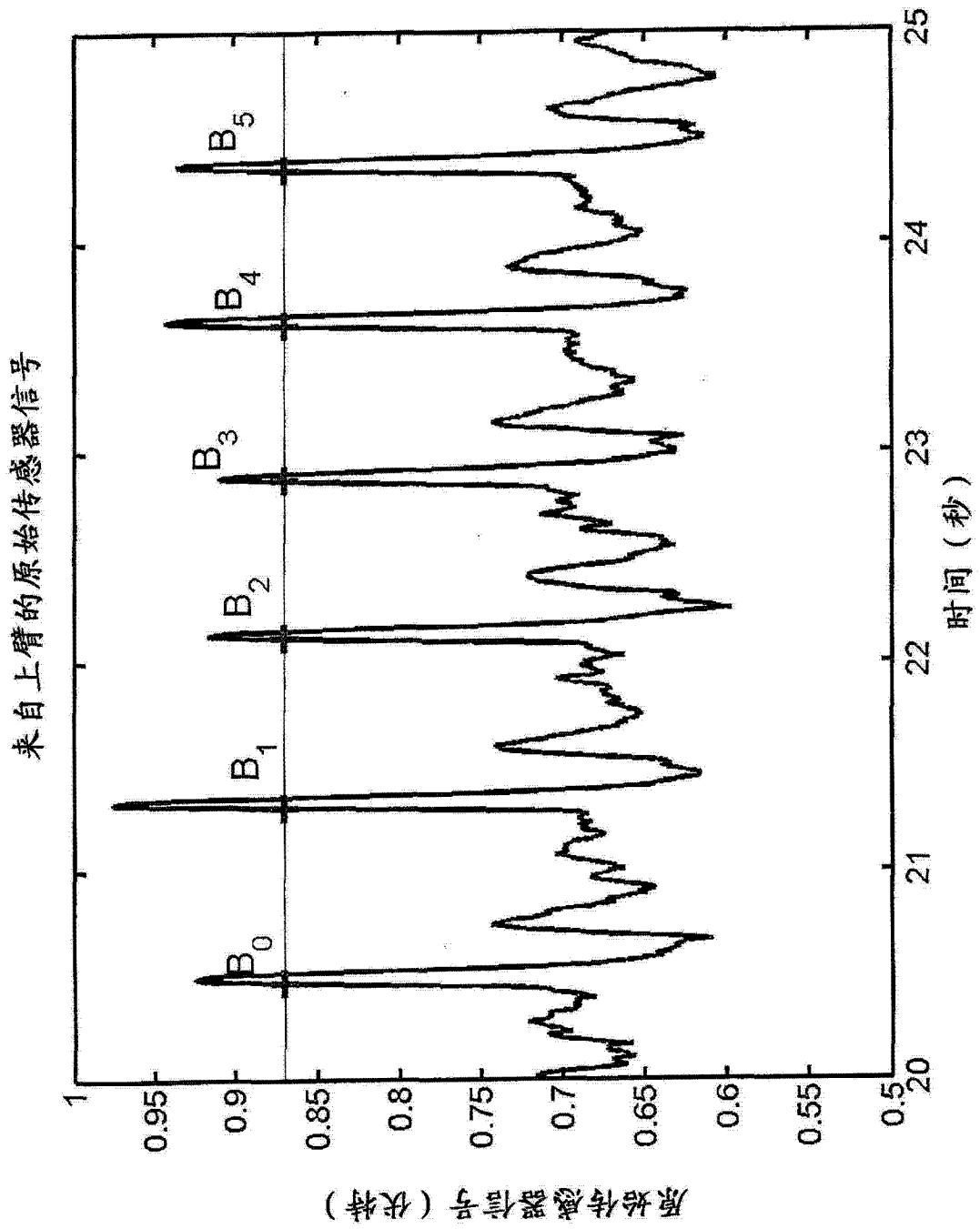


图 3

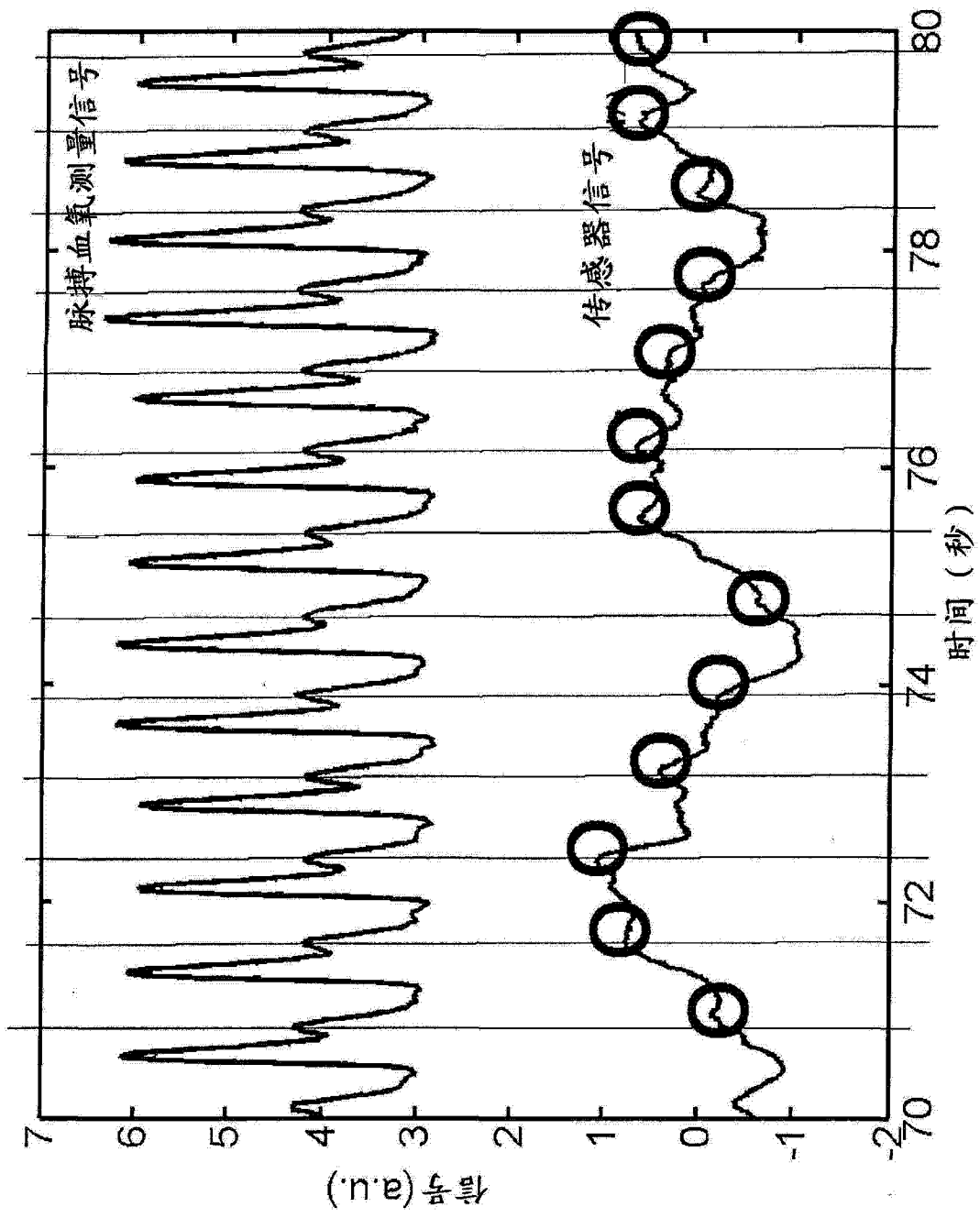


图 4

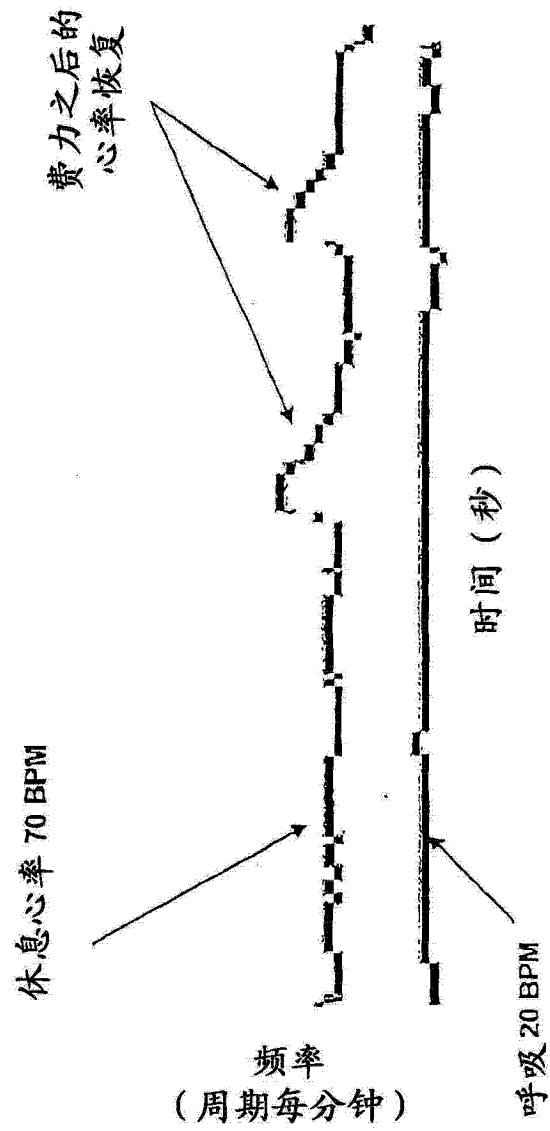


图 5

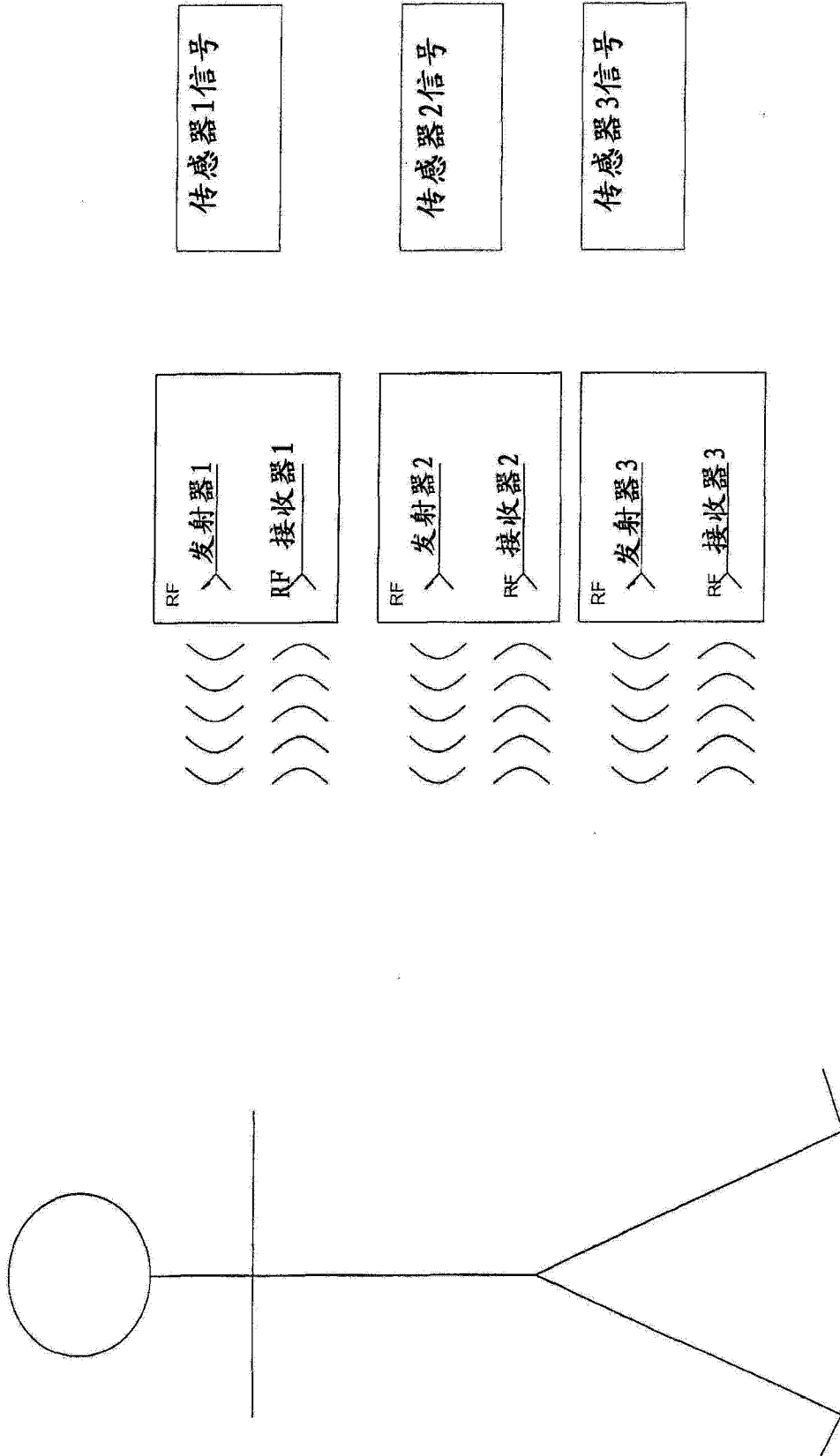


图 6

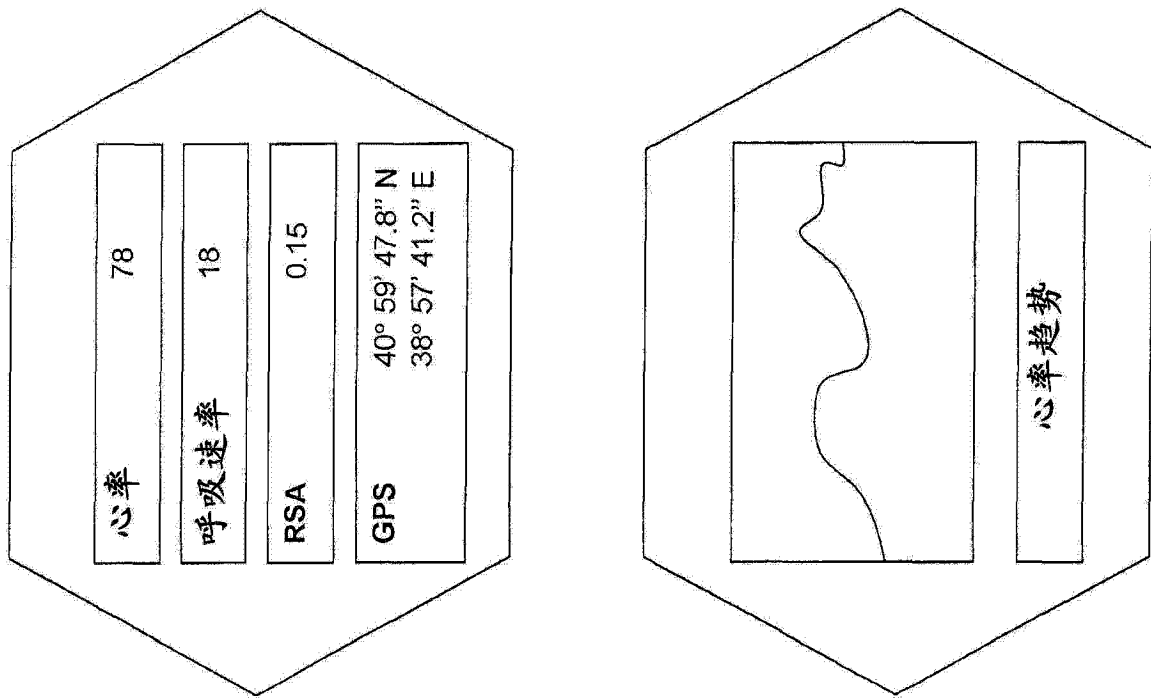


图 7

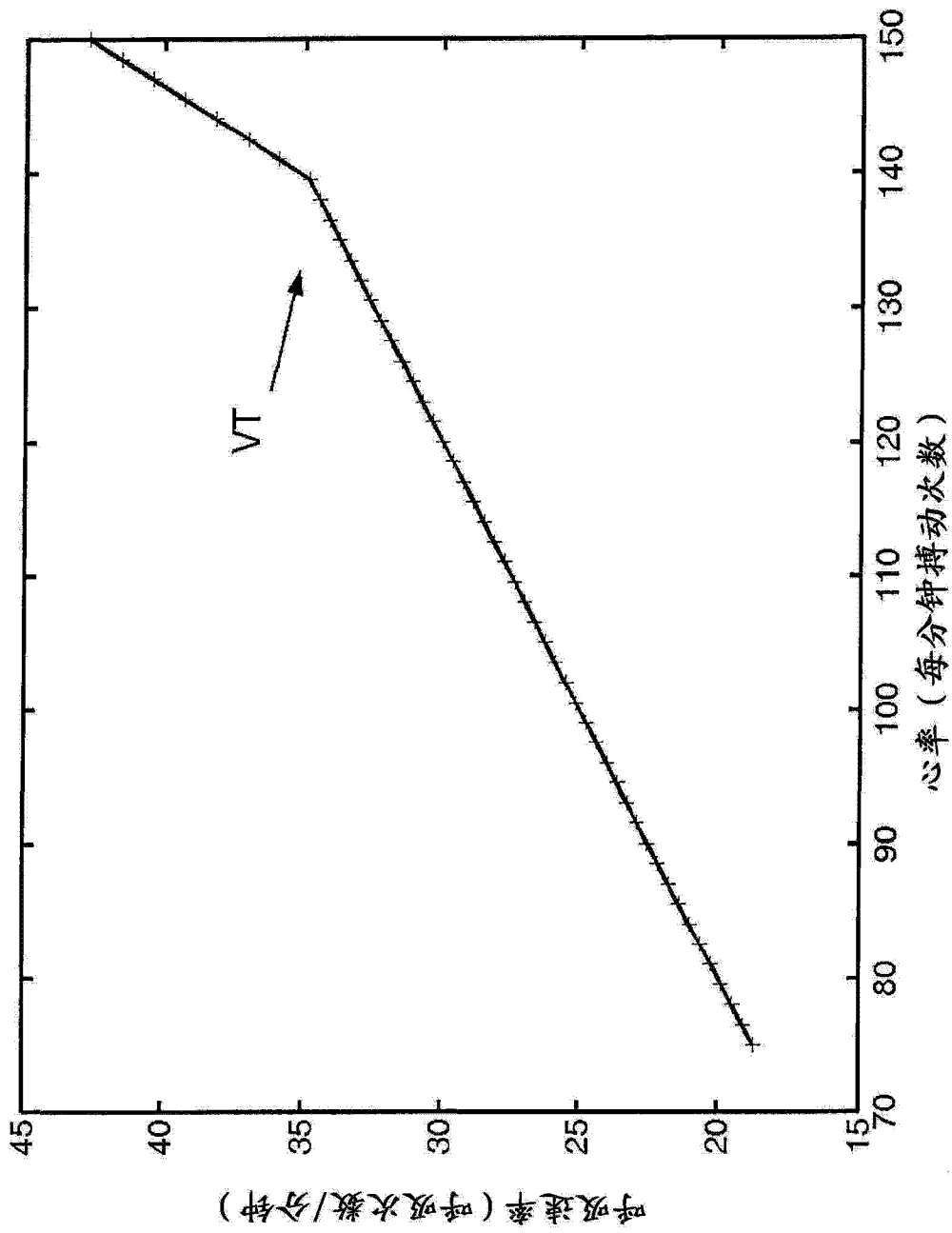


图 8