



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072550 A

(43)申请公布日 2017. 08. 18

(21)申请号 201580060283.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2015.11.06

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

62/076,693 2014.11.07 US

62/101,408 2015.01.09 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/058577 2015.11.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/071872 EN 2016.05.12

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 P·M·丰塞卡 R·哈克玛

R·M·阿尔特斯 龙曦

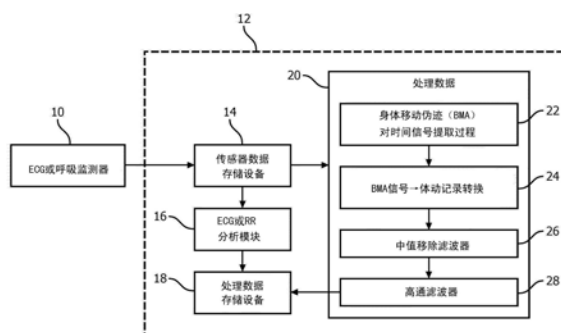
权利要求书2页 说明书9页 附图16页

(54)发明名称

体动记录方法和装置

(57)摘要

一种体动记录方法包括:接收针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号(诸如心电图描记术或呼吸监护仪);根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹(BMA)信号(例如,在大约几分钟或更少的持续时间的时段内使用局部信号功率信号,局部方差信号、短时傅立叶变换、或小波变换);并且根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号,例如通过将线性变换应用于所述BMA信号,并且任选地应用滤波,诸如中值移除和/或高通滤波。



1. 一种生理监测设备,包括:  
传感器(10),其被配置为生成针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号;以及  
电子数字信号处理(DSP)设备(12),其被配置为执行包括以下项的操作:  
根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹(BMA)信号,并且  
根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号。
2. 根据权利要求1所述的生理监测设备,其中,所述传感器(10)包括心电图(ECG)传感器,并且所述生理参数包括以下中的一个或多个(i)至少一个ECG迹线和(ii)心率。
3. 根据权利要求1-2中的任一项所述的生理监测设备,其中,所述传感器(10)包括呼吸传感器,并且所述生理参数包括呼吸率。
4. 根据权利要求1-2中的任一项所述的生理监测设备,其中,所述传感器(10)包括呼吸感应体积描记(RIP)传感器。
5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的生理监测设备,其中,根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号包括根据所述生理参数信号计算局部信号功率信号。
6. 根据权利要求1-4中的任一项所述的生理监测设备,其中,根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号包括根据所述生理参数信号计算局部信号方差信号。
7. 根据权利要求1-4中的任一项所述的生理监测设备,其中,根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号包括根据所述生理参数信号计算短时傅立叶变换(STFT)信号。
8. 根据权利要求1-4中的任一项所述的生理监测设备,其中,根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号包括根据所述生理参数信号计算小波变换信号。
9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的生理监测设备,其中,根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号包括针对所述生理参数信号的相继的时间窗口中的每个时间窗口计算BMA信号样本。
10. 根据权利要求9所述的生理监测设备,其中,每个时间窗口具有几分钟或更短的持续时间。
11. 根据权利要求9所述的生理监测设备,其中,每个时段具有几十秒或更短的持续时间。
12. 根据权利要求9-11中的任一项所述的生理监测设备,其中,所述相继的时间窗口是相继的交叠的汉明时间窗口。
13. 根据权利要求1-12中的任一项所述的生理监测设备,其中,根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号包括将线性变换应用到所述BMA信号。
14. 根据权利要求1-13中的任一项所述的生理监测设备,其中,所述DSP设备被配置为执行另外的操作,包括:  
使用中值移除滤波器(26)来对所述体动记录信号进行滤波。
15. 根据权利要求1-14中的任一项所述的生理监测设备,其中,所述DSP设备被配置为执行另外的操作,包括:  
使用高通滤波器(28)来对所述体动记录信号进行滤波。
16. 一种生理监测方法,包括:

接收针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号；  
根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹 (BMA) 信号；并且  
根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号；  
其中，计算操作由电子数据处理设备 (12) 执行。

17. 根据权利要求16所述的生理监测方法，其中，根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号的操作包括以下中的一项：

根据所述生理参数信号计算局部信号方差信号；  
根据所述生理参数信号计算短时傅立叶变换 (STFT) 信号；以及  
根据所述生理参数信号计算小波变换信号。

18. 根据权利要求16-17中的任一项所述的生理监测方法，其中，根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号的操作包括针对所述生理参数信号的相继的时间窗口中的每个时间窗口计算BMA信号样本。

19. 根据权利要求16-18中的任一项所述的生理监测方法，还包括：

使用中值移除滤波器 (26) 或高通滤波器 (28) 来对所述体动记录信号进行滤波，其中，滤波操作由所述电子数据处理设备 (12) 执行。

20. 一种存储有指令的非瞬态存储介质，所述指令能由电子数据处理设备 (12) 读取和执行以执行生理监测方法，所述生理监测方法包括：

根据针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹 (BMA) 信号；并且

根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号。

## 体动记录方法和装置

### 技术领域

[0001] 以下总体涉及医学监测领域、体动记录领域、睡眠评估领域和相关领域。

### 背景技术

[0002] 体动记录是监测人类休息/活动/睡眠循环的相对不引人注目的方法。正被监测的对象穿戴包括加速度计并且用来测量粗大运动活动的小型设备。通常穿戴在腕部的位置处,体动记录设备主要以腕表状形状因子被部署,其是熟悉的并且对于用户来说是相对舒适的。由于移动性和基于家庭的睡眠评估,体动记录正在医疗保健以及消费者领域中得到接受。体动记录设备(诸如Actiwatch产品线(可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦有限公司获得))是被接受的用于监测睡眠/苏醒型式、并且帮助识别和监测昼夜节律睡眠障碍、失眠、轮班工作障碍等等的临床工具。这些设备可以在中长期研究(通常跨越数周或数月)中被穿戴。体动记录有利地提供了研究周期内的活动的时间日志。

[0003] 在一些情况下,身体移动不能利用被放置在人的身体上或在支撑系统(诸如椅子或床)上的位移、速度或加速度传感器来测量。例如,对于不包括机载或容易并入的体动记录设备的监测系统,这样的情况可能会出现。例如,动态心电图监护仪(也称为移动性心电图记录设备)利用心电图(ECG)在24小时或更长的延长周期期间检测心脏活动。基于这些测量,心脏病专家或其他内科医生能够诊断心脏疾病的存在。

### 发明内容

[0004] 以下公开了解决上面提及的问题以及其他问题的新的且改进的系统和方法。

[0005] 根据一个方面,一种生理监测设备包括:传感器,其被配置为生成针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号;以及电子数字信号处理(DSP)设备,其被配置为执行包括以下项的操作:根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹(BMA)信号,并且根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号。

[0006] 根据另一方面,一种生理监测方法包括:接收针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号;根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹(BMA)信号;并且根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号。所述计算操作由电子数据处理设备合适地执行。在一些实施例中,根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的BMA信号的所述操作包括:根据所述生理参数信号计算局部信号方差信号,根据所述生理参数信号计算短时傅立叶变换(STFT)信号,或根据所述生理参数信号计算小波变换信号。

[0007] 根据另一方面,一种非瞬态存储介质存储指令,所述指令可由电子数据处理设备读取并执行以执行包括以下项的生理监测方法:根据针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹(BMA)信号;并且根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号。

## 附图说明

[0008] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不应被解释为对本发明的限制。

[0009] 图1图解地图示了包括如本文中公开的体动记录综合分析模块的移动性对象监测系统。

[0010] 图2图示了同时记录的体动记录、呼吸努力(胸部)和ECG信号以及伪迹的范例。

[0011] 图3图示了针对呼吸努力信号的节段的计算的局部信号功率的范例。

[0012] 图4(a)和4(b)图示了针对两个整晚记录计算的局部信号功率。

[0013] 图5图示了短呼吸努力节段以及同时采集的基于加速度计的体动记录和局部方差。

[0014] 图6图示了计算的ECG信号上的局部信号方差。

[0015] 图7图示了整晚ECG记录上的局部信号方差。

[0016] 图8图示了具有身体移动伪迹(BMA)的呼吸努力信号的节段的频谱图表示以及同时采集的基于加速度计的体动记录。

[0017] 图9图示了针对整晚记录的呼吸努力信号的频谱图以及同时记录的基于加速度计的体动记录信号。

[0018] 图10呈现了标度谱图,所述标度谱图图示了针对具有BMA的呼吸努力信号节段的每个样本利用128标度上的db4小波获得的连续小波变换(CWT)值。

[0019] 图11图示了在针对每个时段的边界内的针对每个标度得到最大CWT值之后获得的值(其中每个时段在呼吸努力曲线图中用竖虚线来勾画)。

[0020] 图12图示了针对整晚记录的基于CWT的BMA对时间信号提取结果。

[0021] 图13绘制了基于加速度计的体动记录信号(上图)、具有BMA的呼吸努力信号(中图)、和针对每个时段利用最大CWT系数获得的身体移动估计(下图)。

[0022] 图14绘制了针对整晚记录的基于加速度计的体动记录信号(上图)和身体移动估计(下图)。

[0023] 图15绘制了基于加速度计的体动记录信号(上图)、根据呼吸努力的通过局部信号功率的身体运动估计(中图)、以及在通过中值滤波器26进行滤波之后的身体运动估计(下图)。

## 具体实施方式

[0024] 参照图1,移动性对象监测系统包括一个或多个生理传感器10,所述一个或多个生理传感器10中的每个感测除身体移动(位移、速度、加速度)之外的生理参数。例如,所述一个或多个生理传感器10可以包括以下传感器中的一个或多个:ECG传感器;感应体积描记传感器;光学体积描记传感器;心冲击描记传感器;鼻压力传感器;胸阻抗传感器;等等。所述一个或多个生理传感器10中的每个被配置为测量除身体移动之外的生理过程。例如,生理传感器可以测量以下中的一个或多个:心脏活动;胸部呼吸努力;腹部呼吸努力;呼吸流量;等等。在说明性实施例中,所述一个或多个生理传感器10包括ECG传感器、呼吸传感器、或两者。

[0025] 继续参照图1,移动性对象监测系统还包括电子数据处理设备12,例如微处理器、微控制器等,所述电子数据处理设备12通过合适的软件或固件被编程为,从一个或多个生理传感器10采集样本,将采集的传感器数据存储在传感器数据存储设备14(例如,闪存、磁盘或其他磁存储器,等等)中,执行任选的采集后的传感器数据处理16(即数字信号处理,“DSP”),例如根据电极电压计算ECG导联信号、根据ECG数据计算心率(HR)、根据呼吸传感器数据计算呼吸速率(RR),等等),并且将采集后经处理的数据(例如ECG信号导联迹线,HR、RR等)存储在处理数据存储设备18(例如,闪存、磁盘或其他磁存储器,等等;数据存储设备14、18可以任选地包括被配置为具有用于采集的传感器数据和采集后的处理数据的逻辑存储结构的单个物理数据存储元件,例如单个闪存)中。

[0026] 电子数据处理设备12还通过软件或固件被编程为,实施体动记录综合模块20,包括执行身体移动伪迹(BMA)对时间信号提取过程22,执行BMA信号对体动记录传感器信号过程24(其中生成的体动记录传感器信号再次为时间的函数),以及执行可选的进一步处理(例如图示性的中值滤波26,高通滤波28,等等)。得到的BMA信号被合适地存储在处理数据存储设备18中。

[0027] 图1的移动性对象监测系统可以可选地包括未在说明性的图1中图示的各种其他特征,诸如有线或无线通信接口(例如USB端口,蓝牙无线接口等)/机载LCD或其他显示部件、使得用户能够执行配置选项(诸如输入对象身份、选择要测量的参数(在所述一个或多个传感器10包括多于一个传感器的实施例中)、选择采集后的处理选项等)的按钮或其他用户接口特征。

[0028] BMA对时间信号提取过程22可以使用各种处理来获得该信号,诸如在时间域中计算局部信号功率、在时间域中计算信号的规律性、在时间频率域中计算信号功率(例如借助于小波变换),在频率域中计算信号功率(例如借助于离散傅立叶变换),等等。BMA对时间信号提取过程22的输出是BMA信号对时间。在过程22采用频率域处理(例如局部信号功率)的实施例中,这能够通过在小时间窗口(本文中也称为“时段”)内执行频率域处理来实现,所述小时间窗口具有足够短的持续时间来近似信号对时间。换言之,时间窗口或时段影响BMA对时间信号的时间分辨率,并且应当足够短以致于时间分辨率高,例如几分钟、几十秒或更佳。

[0029] 一般来说,身体移动能够影响测量的生理信号。这样的影响能够由于感测系统的机械限制而出现。例如,当测量ECG时,身体移动将会引起皮肤变形,改变其电容和阻抗。ECG电极将会感测将这些变化,其会导致信号上对应于大幅度信号的伪迹。

[0030] 作为另一范例,呼吸感应体积描记法(RIP)是用于测量呼吸努力(胸部或腹部)的方法。RIP传感器合适地包括覆盖有导电材料的电线,所述电线被缝在被放置在胸腔和腹部周围的弹性带上。这些身体部分的横截面积由于呼吸动作而且还由于身体移动而扩张和收缩。RIP的导电元件的感应与它们包围的横截面或身体部分成比例,并且因此小或大的身体移动都将会导致测量的呼吸努力信号中的伪迹。

[0031] 由于这些传感器的机械性质,伪迹的某些性质与身体移动的强度和幅度紧密相关。通常,在时域中,在存在大移动的情况下,更高的转变信号功率被观察到。在频率域中,宽带噪声的存在被观察到,具有大量的低频分量。合适的信号处理被BMA信号→体动记录转换过程24用来将这些伪迹量化为对身体移动的测量结果。

[0032] 在下文中,更详细地描述了BMA对时间信号提取过程22的一些说明性实施例。

[0033] 图2图示了同时记录的具有伪迹的体动记录、呼吸努力(胸部)和ECG信号的范例。注意,信号具有不同的采样速率。体动记录信号的周期是30秒。体动记录信号的峰值对应于在定中心在该峰值的时间位置周围的30秒内发生的身体移动。该身体移动产生呼吸努力中和ECG信号中的可观察到的伪迹,如分别在图2的中图和下图中看见的。

[0034] 生理信号中的身体移动伪迹(BMA)与由不同的传感器10测量的生理过程的表现具有不同的时间和频率特性。这样,这些特性能够用来对伪迹与在过程22中正被测量的生理信号进行区分,并且还用来利用处理24将它们量化为身体移动的度量。随后描述这样的处理的一些合适的实施例。一般来说,体动记录信号通过检测传感器信号中的伪迹(过程22)并执行转换处理24以生成体动记录信号来获得。以下说明性范例处理信号传感器信号,但是推广到多个传感器信号是简单的:例如,给定多导联ECG信号,针对每个导联获得体动记录信号,并且这些信号利用合适的数据融合技术(诸如信号的相加或平均)来进行组合。

[0035] 在一个说明性范例中,过程22通过计算局部信号功率而生成BMA信号与时间。该方法基于本文中进行的观察:身体移动伪迹一般增加局部信号功率。直觉地,这能够理解为身体移动引入额外的能量。此外,本文中观察到,这些伪迹并因此信号功率的幅度与身体移动的幅度和强度紧密相关。

[0036] 然而,信号功率是频率域量。将信号功率处置为体动记录信号因此将会丢失时间信息;即,当移动的幅度将会被评估时,其作为时间的函数的行为丢失。

[0037] 为了克服这种局限,本文中公开的是计算特定相对短的持续时间的时间窗口(也称为“时段”)内的局部信号功率,以便区分BMA存在的时段与它们不存在的时段,同时给出针对每个时段的身体移动的幅度或强度。时段*i*上的信号*x*的局部功率由下式给出:

$$p[i] = \frac{1}{N} \sum_{n=i}^{i+N-1} x^2[n] \quad (1)$$

[0039] 其中,*N*是每个时段(窗口尺寸)内的样本的数量。通过保持*N*小,提供了良好的时间分辨率。这是以使信号功率*p*[*i*]较不准确为代价,因为它仅基于一些样本-但是准确度足以提供合理表示的体动记录信号对时间。

[0040] 图3图示了针对呼吸努力信号的节段的计算的局部信号功率的范例。作为参考,图3还图示了利用基于加速度计的体动记录传感器测量的同时测量的体动记录。如能够在图3中看见的,呼吸努力信号在01:37分之后不久具有伪迹,所述伪迹由身体移动引起(同样由体动记录信号检测到)。局部信号功率在30秒时段(用竖虚线指示)内根据呼吸努力信号计算。第四和第五时段内的局部信号功率的增加反映BMA的存在。

[0041] 图4(a)和4(b)图示了针对两个整晚记录计算的局部信号功率。在图4(a)中示出的记录中,局部信号功率与同时记录的体动记录很好地相关联,在相同时刻具有峰值。尽管峰值的幅度略微不同,但是是否存在体动记录的峰值是清楚的,局部信号功率也增加。

[0042] 参照图4(b),图示了该技术的缺点:每当局部信号功率不是由于身体移动而是由于感测情况的变化而改变时(诸如当躺在床上的对象的位置改变并且对象躺在ECG电极之上几分钟时,或当呼吸体积描记带由于该位置而伸展时),局部信号功率也反映这种情况。这在图4(b)中是可见的:在夜晚期间的若干周期期间(最特别地在大约1:00与2:00之间并其然后在5:00附近),呼吸努力的幅度大于记录的其余部分的。由于这跟随并先于显著的

BMA,可能已经由躺卧位置的改变引起。这在局部信号功率中被反映为两个“平台”,所述两个“平台”不对应于伪迹而是对应于信号的幅度的这种改变。在一些实施例中,该问题可以通过使用不同的BMA估计技术、或通过处理后(诸如滤波操作26、28)来克服。

[0043] 在另一图示性实施例中,BMA对时间信号提取过程22采用局部信号方差处理。该方法基于本文中的观察:在存在BMA的情况下,信号的方差改变。在短于几分钟的时段内,大多数生理信号在合理地稳定的最小值与最大值之间变化。然而,在存在BMA的情况下,信号变化超过这些边界,显著增加局部信号方差。时段*i*上的信号*x*的方差由以下给出:

$$\begin{aligned} v[i] &= \frac{1}{N-1} \sum_{n=i}^{i+N-1} (x[n] - \bar{x}[i])^2 \\ \bar{x}[i] &= \frac{1}{N} \sum_{n=i}^{i+N-1} x[n] \end{aligned} \quad (2)$$

[0045] 其中,*N*是时段内的样本的数量。

[0046] 注意,对于分段稳态信号,局部信号方差与先前描述的局部信号功率相同(除了比例系数 $\frac{N-1}{N}$ )。

[0047] 参照图5,图示了短呼吸努力节段以及同时采集的基于加速度计的体动记录和利用表达式(2)计算的局部方差。在图5中图示的短呼吸努力节段的情况下,得到的局部信号方差与在图3中计算并图示的局部信号功率近似相同。

[0048] 参照图6和7,这些技术能够在除呼吸信号之外的其他生理测量时使用。图6图示了计算的ECG信号上的局部信号方差,而图7图示了整晚ECG记录上的局部信号方差。

[0049] 在另一图示性实施例中,BMA与时间信号提取过程22采用离散短时傅立叶变换(STFT)处理。该方法基于以下观察:具有BMA的信号的节段的频率响应不同于没有这些伪迹的节段的频率响应。计算这些节段中的每一个上的离散傅立叶变换(DFT)允许在两种类型的节段之间进行区分。此外,在该变换后得到的傅立叶系数也与信号的功率(更准确地与每个频率的信号的功率)有关。由于该原因,它们能够用来表征身体移动(例如幅度)。短时DFT的使用(例如,在几分钟或更少的持续时间的时段并且在替代性实施例中1分钟或更少内计算)有利地提供了期望的时间分辨率从而以合适的精细的时间分辨率生成BMA对时间信号。

[0050] 短时傅立叶变换(STFT)能够通过根据以下来计算针对每个时段内的信号的DFT来获得:

$$X[i, \omega] = \sum_{n=i}^{i+N-1} x[n] W[n-i] e^{-j\omega n} \quad (3)$$

[0052] 其中,*W*是在选择的时段之外为零值的窗口函数。当计算DFT时,汉明函数(即 $W[n] = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{n}{N}\right)$ ,  $0 \leq n \leq N$ )或其他形状的窗口可以用来减少谱泄露。采用DFT的平方幅度,获得针对该时段的信号的谱密度:

$$S[i, \omega] = |X[i, \omega]|^2 \quad (4)$$

[0054] 参照图8,图示了具有BMA的呼吸努力信号的节段以及同时采集的基于加速度计的体动记录的频谱图表示。频谱图利用具有30秒的交叠的60秒的汉明窗口用DFT来计算。第一3个时段上的平均呼吸频率是清楚可见的(具有大约0.2Hz的峰值,或每分钟12次呼吸)。时

段4和5中的BMA显著改变那些时段内的功率谱密度(PSD),具有强的低频分量。在该范例中,在计算STFT之前,DC分量通过减法而被从信号中移除。

[0055] 图9图示了针对整晚记录的呼吸努力信号以及同时记录的基于加速度计的体动记录信号的频谱图。更具体地,图9绘制了针对整晚记录的呼吸努力信号的对数频谱图表示(60秒的汉明窗口,30秒交叠)。活动的峰值导致谱功率的宽带增加。这示出了STFT系数能够用于检测和量化BMA。

[0056] 尽管STFT能够检测并量化BMA,但是它具有某些性能局限。每个频率的功率利用正弦基函数来获得,而伪迹和潜在的生理信号都没有这样的形状。STFT同样具有有限的分辨率,因为时段(或窗函数)的宽度隐含地确定频率分辨率。更宽的窗口允许更好的频率分辨率但是更差的时间分辨率,并且反之亦然。

[0057] 在另一图示性实施例中,BMA与时间信号提取过程22采用小波变换处理。小波已经用作针对ECG(参见Addison的“Wavelet transforms and the ECG:a review”, Physiological measurement, vol.26, 2005)和针对ECG信号中的噪声和伪迹减少(参见Singh等人的“Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal de-noising”, Digital Signal Processing, vol.16, pp.275-287, 2006)的多分辨率分析工具。(连续)信号 $x(t)$ 的连续小波变换由以下给出:

$$[0058] \quad W_{\psi}(a,b) = \left\langle x(t), \psi_{a,b}(t) \right\rangle = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (5)$$

[0059] 其中, $a$ 是比例因子, $b$ 是平移因子,并且 $\psi^*(t)$ 是母(小波)函数的复共轭。当母函数能够在离散点处针对不同平移以不同比例被评价时,那么离散信号的连续小波变换(CWT)由以下给出:

$$[0060] \quad W_{\psi}[a,i] = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{n=0}^{N-1} s[n] \psi^* \left[ \frac{n-m}{a} \right] \quad (6)$$

[0061] 其中 $N$ 是信号(或感兴趣窗口)中的样本的数量,并且 $m$ 是整数时间平移,  $m \in \mathbb{Z}$ 。参见Popov等人的“Computation of continuous wavelet transform of discrete signals with adapted mother functions”, Proc.of SPIE, vol.7502, 2009。

[0062] 广泛使用的小波函数族是所谓的“Daubechies”族(db),其已经被应用在噪声和伪迹减少问题中,诸如4系数-db(参见Pinheiro等人的“Stationary wavelet transform and principal component analysis application on capacitive electrocardiography”, International Conference on Signals and Electronic Systems(ICSES) 2010, pp.37-40, 2010)和8系数-db(参见Singh等人的“Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal de-noising”, Digital Signal Processing, vol.16, pp.275-287, 2006)。

[0063] 图10图示了所谓的“标度谱图”,其图示了针对具有BMA的呼吸努力信号节段的每个样本利用128标度上的db4小波获得的CWT值。清楚的是,伪迹引起中到高比例CWT响应。BMA导致更高的CWT值,尤其在中和高标度中。

[0064] 参照图11,由于CWT针对原始信号中的每个样本计算并且在整个时段内对BMA进行表征是感兴趣的,因此能够使用统计来获得每个比例、每个时段的一个或几个值。图11图示了在针对每个时段的边界内的每个标度得到最大CWT值之后获得的值(其中,每个时段在呼

吸努力曲线图中用竖虚线来勾画)。图11清楚示出了时段中的中-高比例内的更高值以及BMA。

[0065] 图12图示了针对整晚记录的基于CWT的BMA与时间信号提取结果。基于加速度计的体动记录信号再次被绘制用于参考。如能够清楚地看见的,对应于体动记录信号中的峰值的情况导致CWT系数的增加,尤其对于中和高标度。

[0066] 用于执行处理22的其他方法被预期,诸如采用信号规律性来量化信号中的伪迹的方法。这样的技术的范例是动态时间规整(time-warping) [5,6]。参见Sakoe等人的“Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition”,IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing, 26(1) pp.43-49, 1978, ISSN:0096-3518; Myers等人的“A comparative study of several dynamic time-warping algorithms for connected word recognition”, The Bell System Technical Journal, 60(7):1389-1409, September 1981。

[0067] 返回参照图1,在处理22生成身体移动伪迹(BMA)对时间信号之后,处理24处理BMA对时间信号以生成体动记录信号与时间。在局部信号方差、局部信号功率或BMA的其他一维测量的情况下,身体移动估计(BME)能够通过根据以下而合适地缩放并平移该信号来获得:

[0068] 
$$e[i] = a \cdot x[i] + b \quad (7)$$

[0069] 其中, $x$ 是针对每个时段 $i$ 从BMA的量化得到的信号,并且 $a$ 和 $b$ 分别是缩放和平移。这些因子能够例如通过关于身体移动的参考测量的给定准则的线性回归最小化来获得(例如通过基于加速度计的体动记录的同时记录来获得)。

[0070] 在对BMA的 $M$ 维量化的情况下(其中 $M>1$ ),类似的过程能够被使用:

[0071] 
$$e[i] = a \cdot x[i] + b \quad (8)$$

[0072] 其中,在该情况下, $x[i]$ 是表示针对在 $i$ 处开始的间隔的对BMA的量化的 $M \times 1$ 信号, $a$ 是 $1 \times M$ 缩放向量,并且 $b$ 是平移因子或偏移。参数 $a$ 和 $b$ 能够通过多变量线性回归,关于对身体移动的参考测量最小化特定准则来估计。

[0073] 作为一范例,考虑“每时段最大CWT”的度量,其能够用来获得针对每个时段的标度值,其中,这些标度值(尤其对于中和较高标度)在存在BMA的情况下具有更高值。使用在针对一组整晚记录的最大CWT系数与参考基于加速度计的体动记录信号之间的线性回归之后获得的一组系数,获得了在图13和图14中图示的身体移动估计。图13绘制了基于加速度计的体动记录信号(上图)、具有BMA的呼吸努力信号(中图)、以及针对每个时段的利用最大CWT系数获得的身体移动估计(下图)。图14绘制了针对整晚记录的基于加速度计的体动记录信号(上图)和身体移动估计(下图)。

[0074] 除了一些低幅度噪声外,在这些说明性范例中看出BME不仅在活动峰值的时间位置方面而且在其指示身体移动的强度和持续时间的幅度方面与参考基于加速度计的体动记录信号很好地相关联。

[0075] 在针对处理24的替代方法中,非线性回归能够被使用以便估计身体移动。预期这在多变量情况下是特别合适的,其中, $M$ 维空间( $M>1$ )用来量化伪迹,并且其中,该空间的维度之间的关系是非线性的(例如如果一个维度针对伪迹的强度表现出指数变化-并且因此身体移动)。作为另一考虑的替代选择,人们能够直接将量化的伪迹分类为分类类别,所述分类类别定量地描述身体移动的类型。在这种情况下,传统分类器能够用于该目的。

[0076] 返回参照图1,通过处理24生成的体动记录对时间信号任选地被后处理,例如通过说明性滤波器26、28。这样过的后处理能够改善身体移动估计。滤波器能够例如用来减少由于所使用的传感器的机械约束的局部信号功率变化的负面影响。例如根据从图4(b)中图示的呼吸努力信号估计的局部信号功率。局部信号功率的变化能够是由于身体移动(导致短峰值),而且也能够是由于躺卧位置的改变,其引起呼吸努力信号的幅度在相当长的时间间隔(若干分钟)内相当大地增加。说明性中值滤波器26能够用来去除这些“平台”,使短峰值不受损害。对于每个时段*i*,经滤波的身体运动估计信号 $e_f$ 由以下给出:

$$[0077] \quad e_f[i] = e[i] - \text{median}\{e[i-F], \dots, e[i], \dots, e[i+F]\} \quad (9)$$

[0078] 其中,*F*是用来计算中值的窗口尺寸的一半。

[0079] 图15图示了中值移除滤波器26对图4(b)中图示的局部信号功率的影响。图15绘制了基于加速度计的体动记录信号(上图)、根据呼吸努力的通过局部信号功率的身体运动估计(中图)、以及在通过中值移除滤波器26进行滤波之后的身体运动估计(下图)。如能够在图15中看出的,由局部信号功率的改变引起的“平台”几乎完全被去除,那些周期中唯一剩下的分量是低幅度高频噪声。

[0080] 额外地或替代地,高通滤波器28能够用来去除由于局部功率变化的低频变化,同时保留对应于身体移动的突然的短峰值。

[0081] 说明性范例用来获得移动信号,而且另一用途是导出移动信号并且然后利用该移动信号来增强原始信号。在其最简单的实施例中,移动信号用作原始生理信号不可靠的指示。

[0082] 公开的体动记录技术被合适地采用在测量“实际”体动记录(例如利用Actiwatch或另一基于加速度计的体动记录设备)不可能或不方便的监测设备或情况中。例如,公开的方法能够配合动态心电图监护仪使用。

[0083] 公开的体动记录技术能够用来评估睡眠(睡眠/苏醒检测能够利用睡眠记录仪被相当地合理地完成),或用来测量心脏对强烈或延长的移动周期(通常对应于锻炼或其他种类的活动)的响应/恢复。

[0084] 公开的体动记录技术能够用来针对记录呼吸努力的睡眠诊断设备(诸如Stardust IISleepRecorder(可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦有限公司获得))估计睡眠记录。这样的设备能够被容易地修改为包含体动记录综合模块20,以便提供额外的模态(体动记录)而无需添加新的传感器或修改记录硬件(如果体动记录综合模块20被实施为离线设备,例如在从睡眠记录器下载的数据上操作的分析软件中)。

[0085] 公开的体动记录技术能够用来针对通常包括一种或两种模态的筛查设备(诸如Philips RUSleeping RTS Screener(可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦有限公司获得))来估计睡眠记录。此外,体动记录综合模块20提供额外的模态而不必修改硬件以添加新的传感器。此外,体动记录综合分析模块20任选地被实施为离线设备,例如在从睡眠记录器下载的数据上操作的分析软件中。

[0086] 更一般地,公开的体动记录技术能够在监测和生物信号分析的领域中使用,其中,具有额外的体动记录传感器是不合要求地昂贵的(例如,需要传感器的硬件的修改以便添加加速度计和额外的数据记录能力)或不方便的(例如,活动估计通常需要必须由用户穿戴的腕戴设备,还有用于监测目的的任何其他传感器)。

[0087] 还应认识到,体动记录综合分析模块20可以被物理地实现为存储指令的非瞬态存储介质,所述指令可由电子数据处理设备(例如微处理器、微控制器、计算机等)读取并执行以任选地执行公开的操作(例如操作22、24)以及操作26和/或28。非瞬态存储介质可以例如包括闪存、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、硬盘驱动器或其他磁存储介质、光盘或其他光学存储介质、其各种组合等等。

[0088] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解以上具体实施方式的情况下可能想到修改或变动。目的是,本发明被解释为包括所有这样的修改和变动,只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围之内。

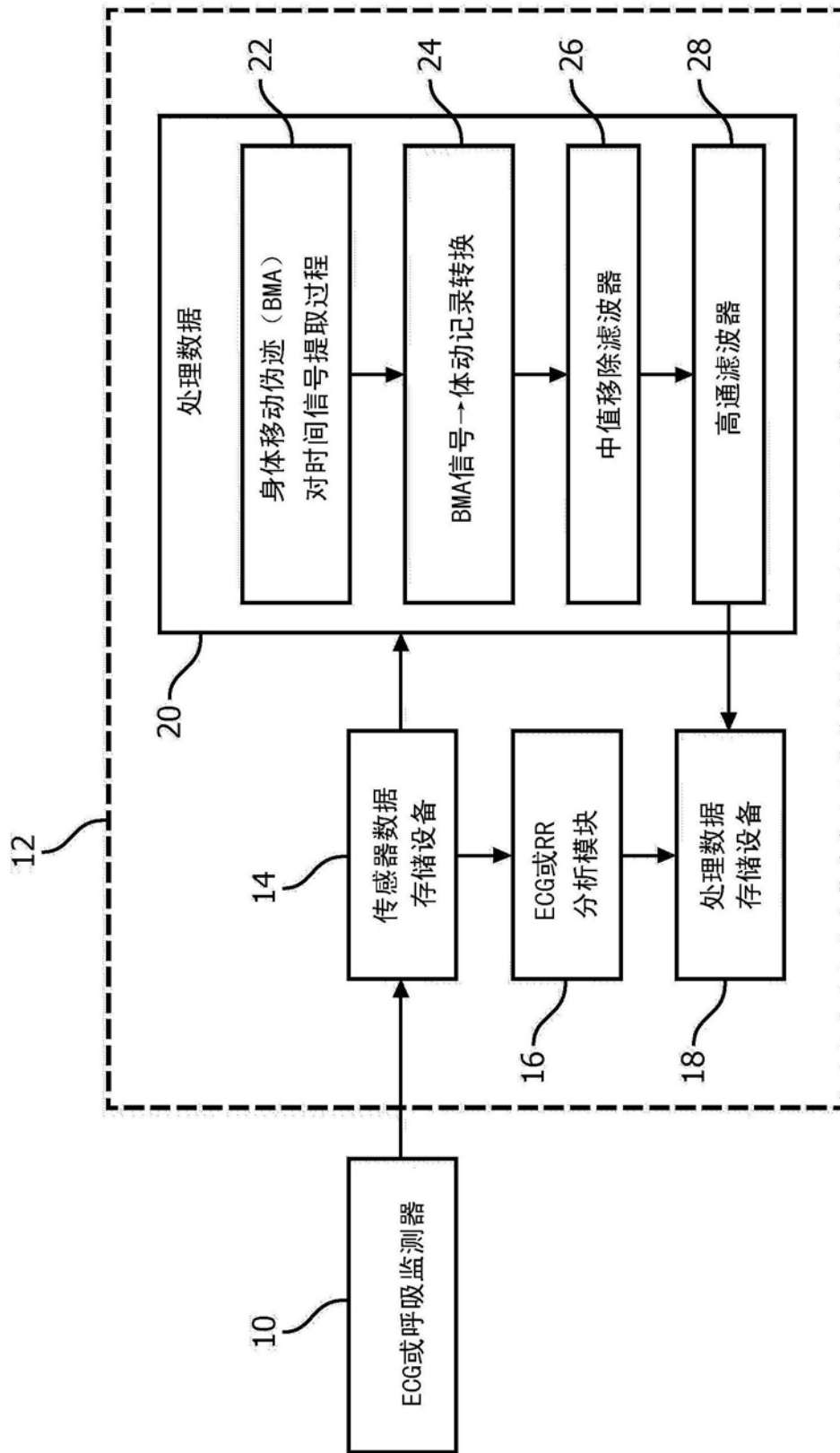


图1

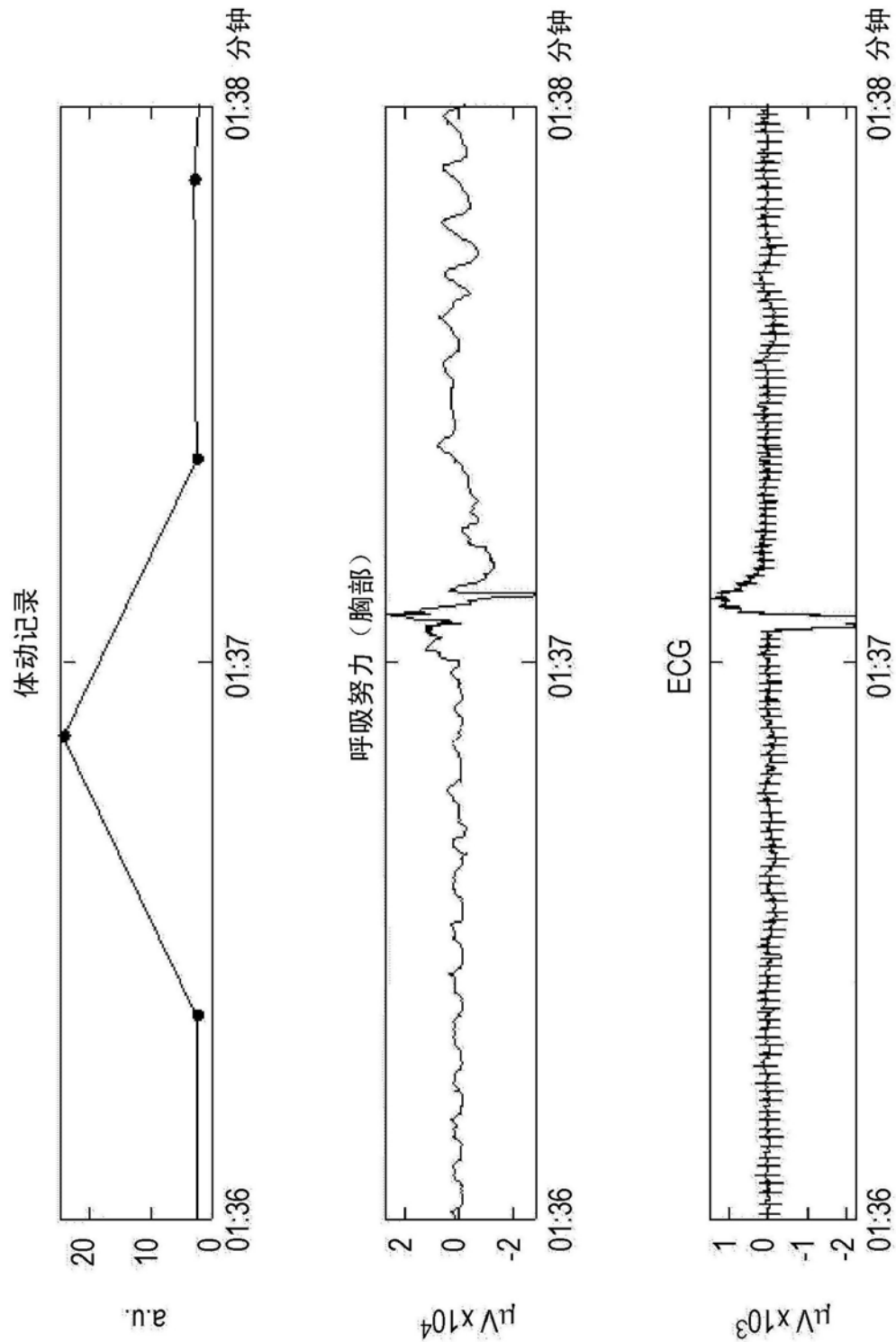


图2

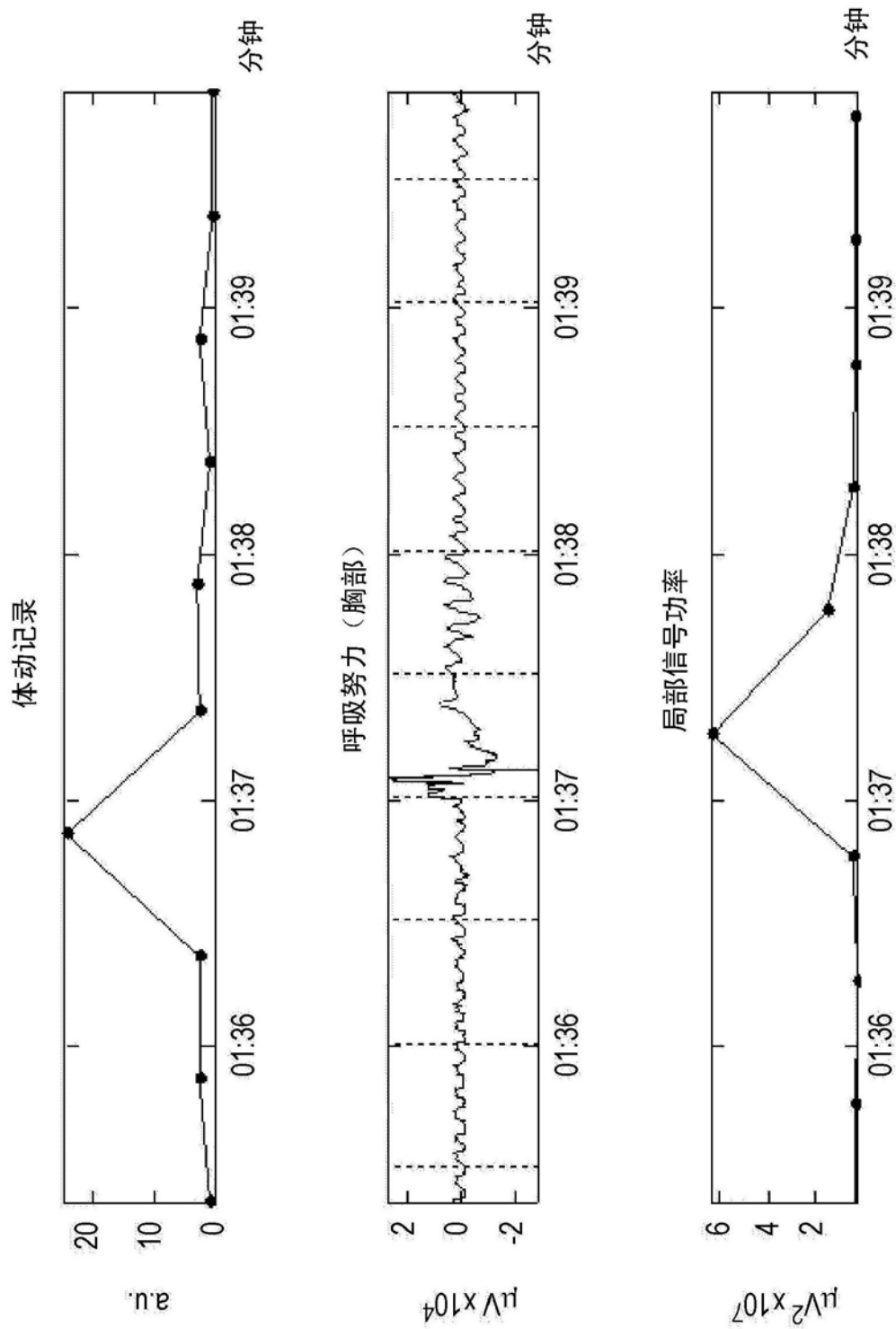


图3

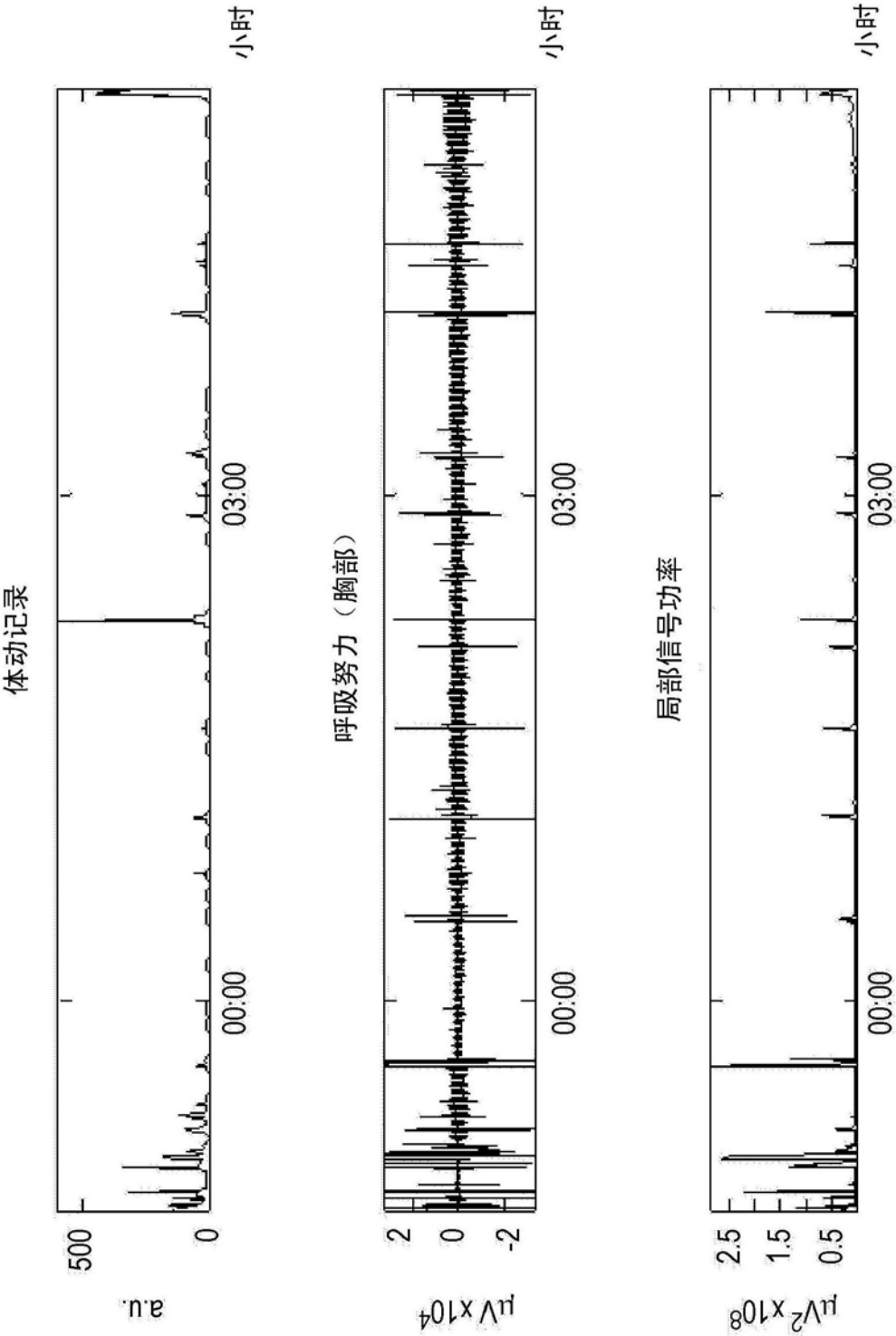


图4 (a)

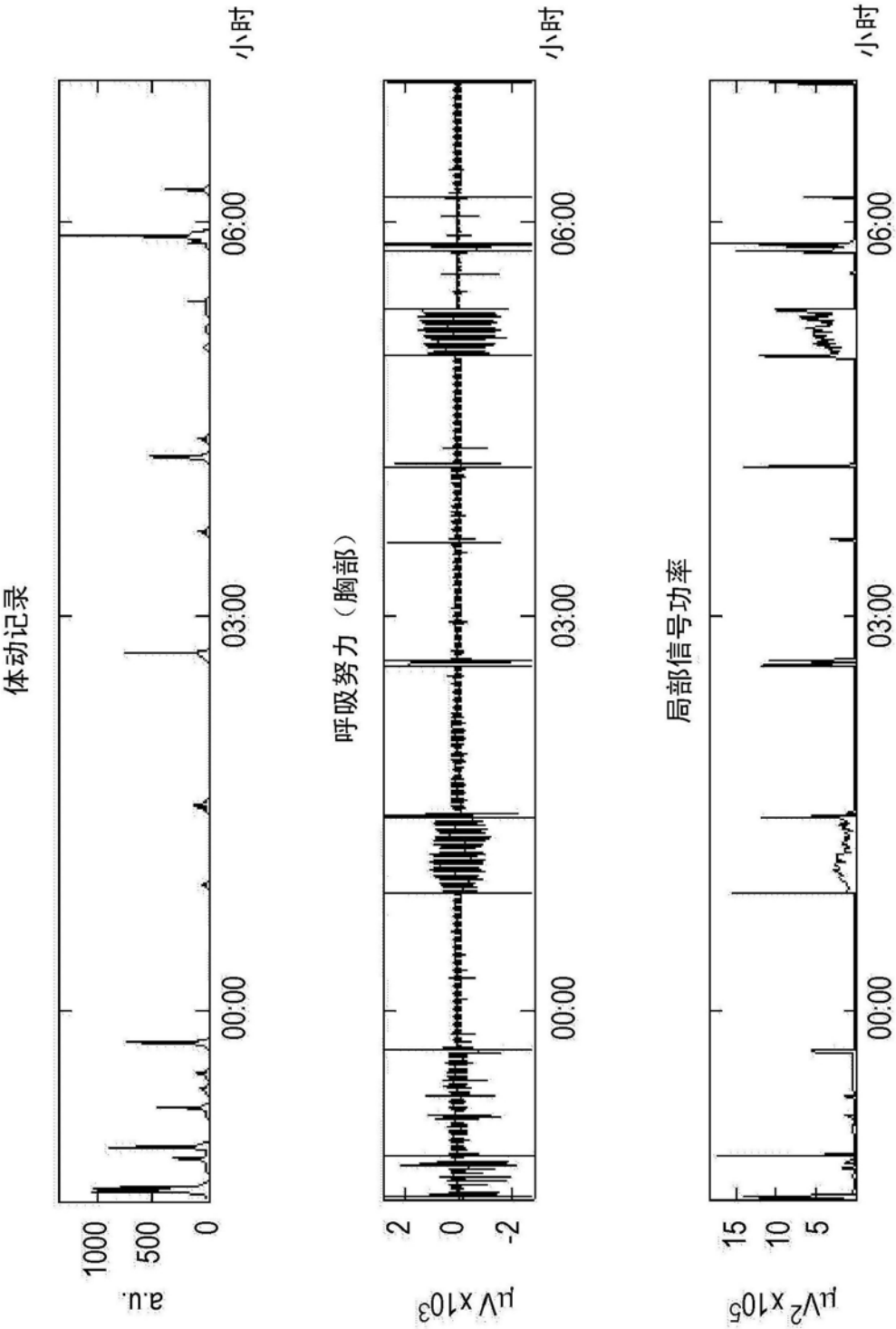


图4 (b)

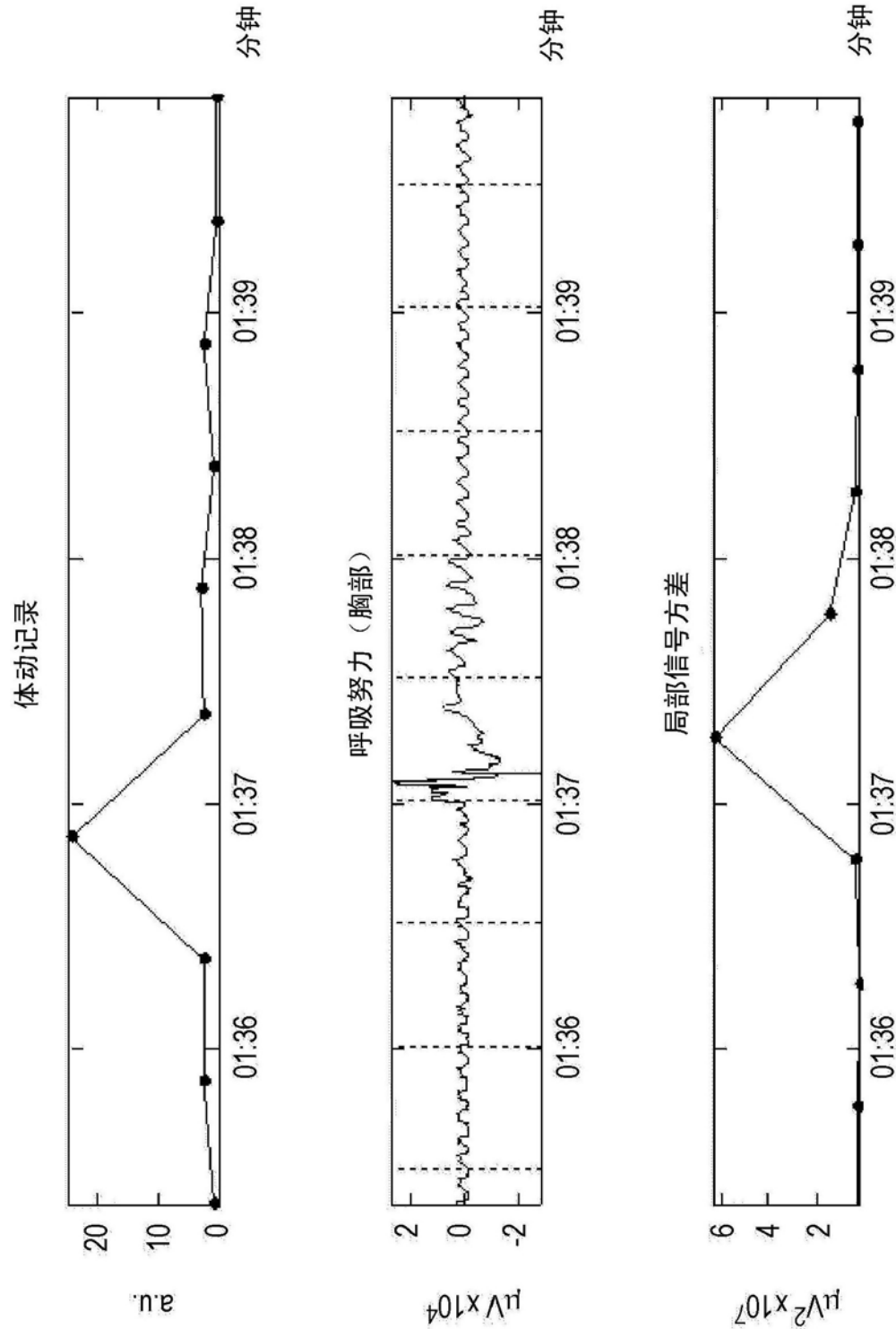


图5

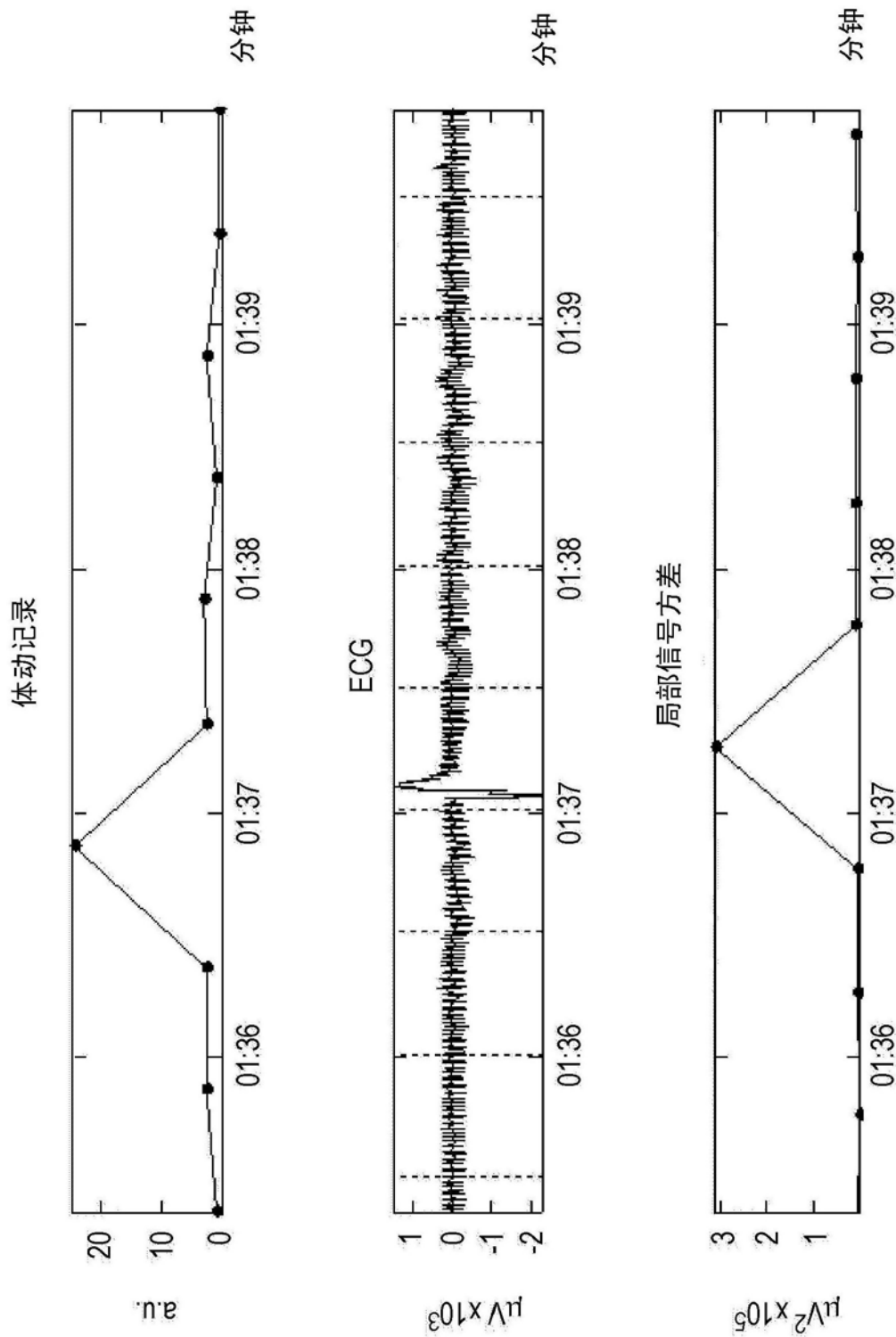


图6

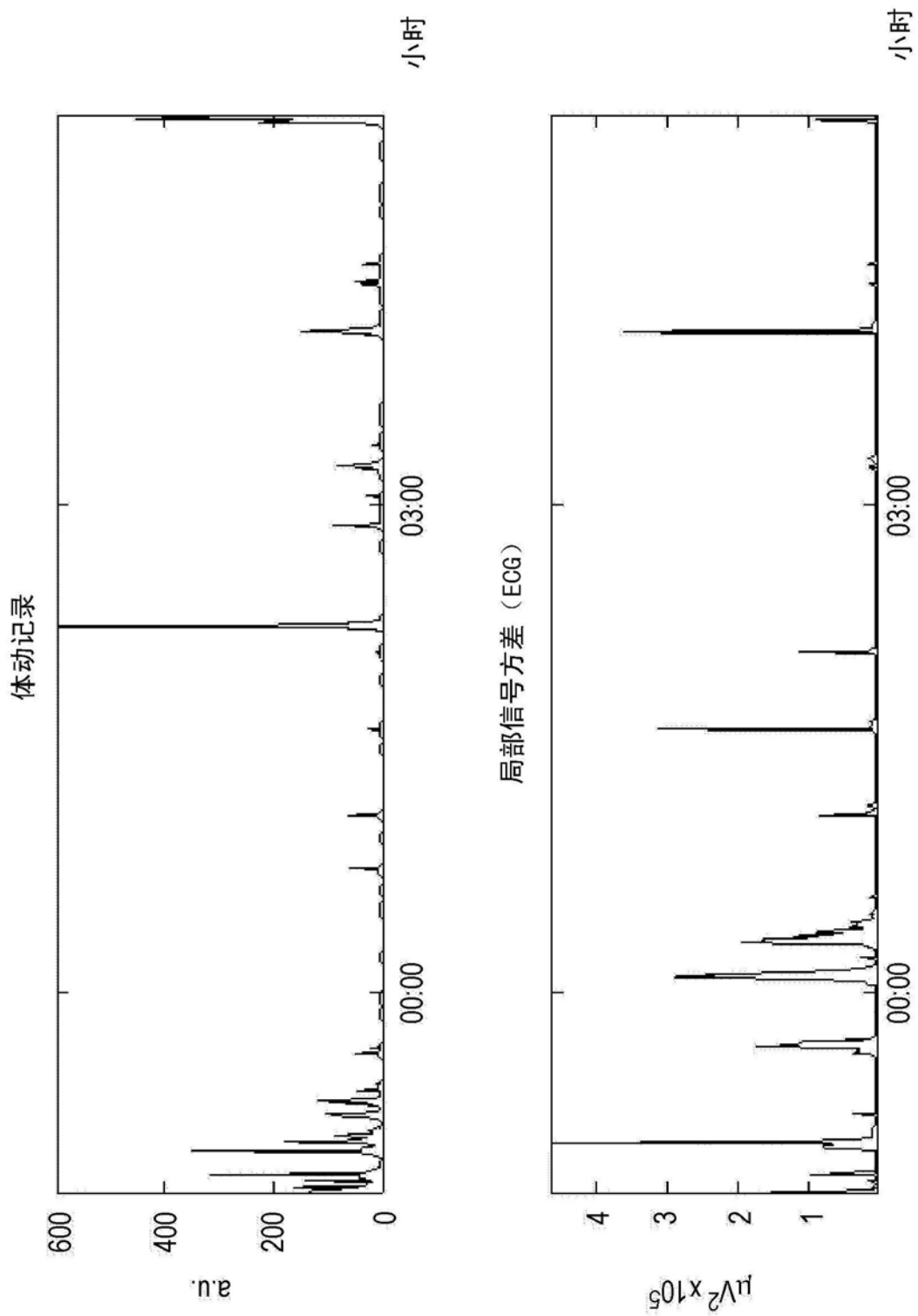


图7

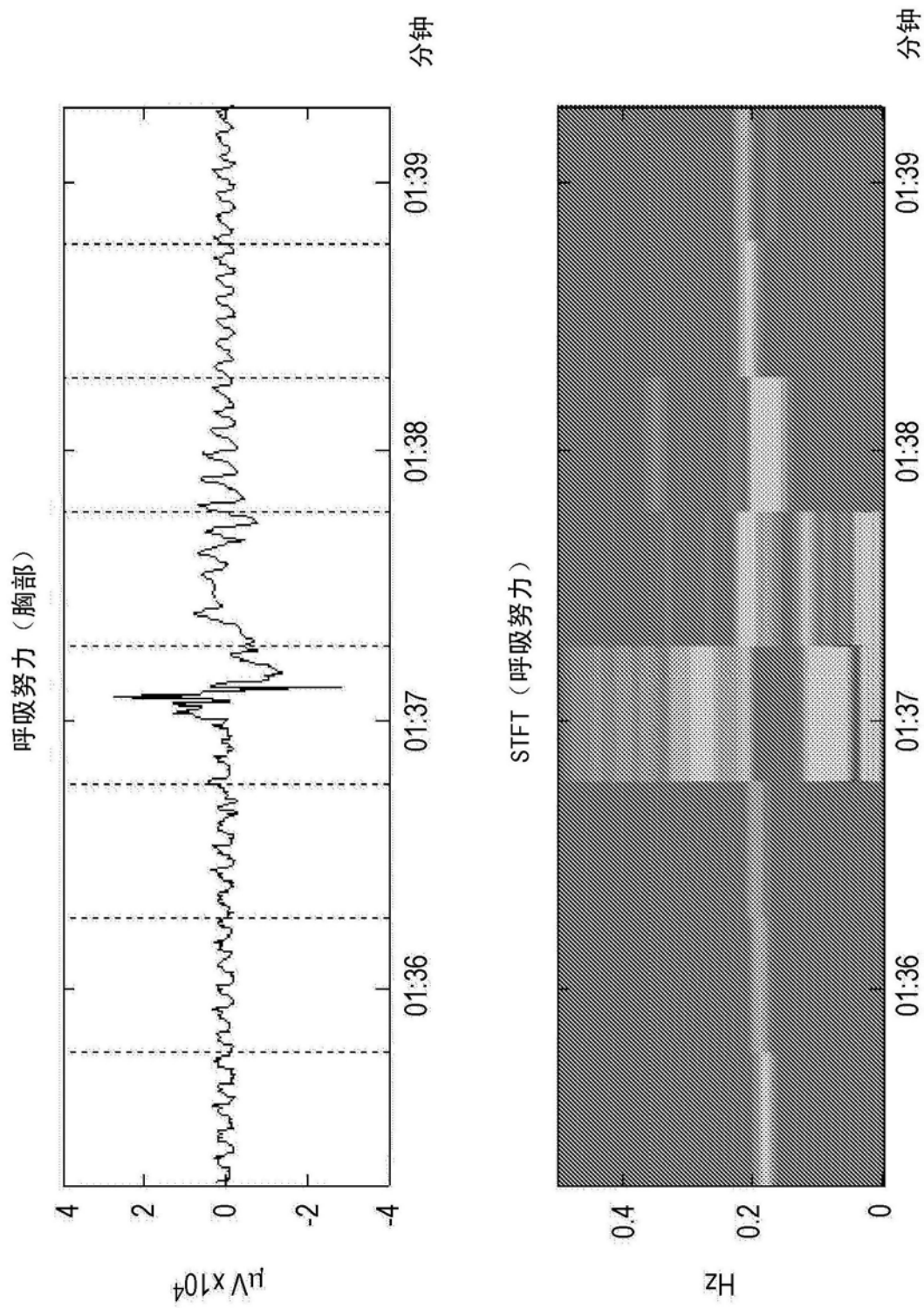


图8

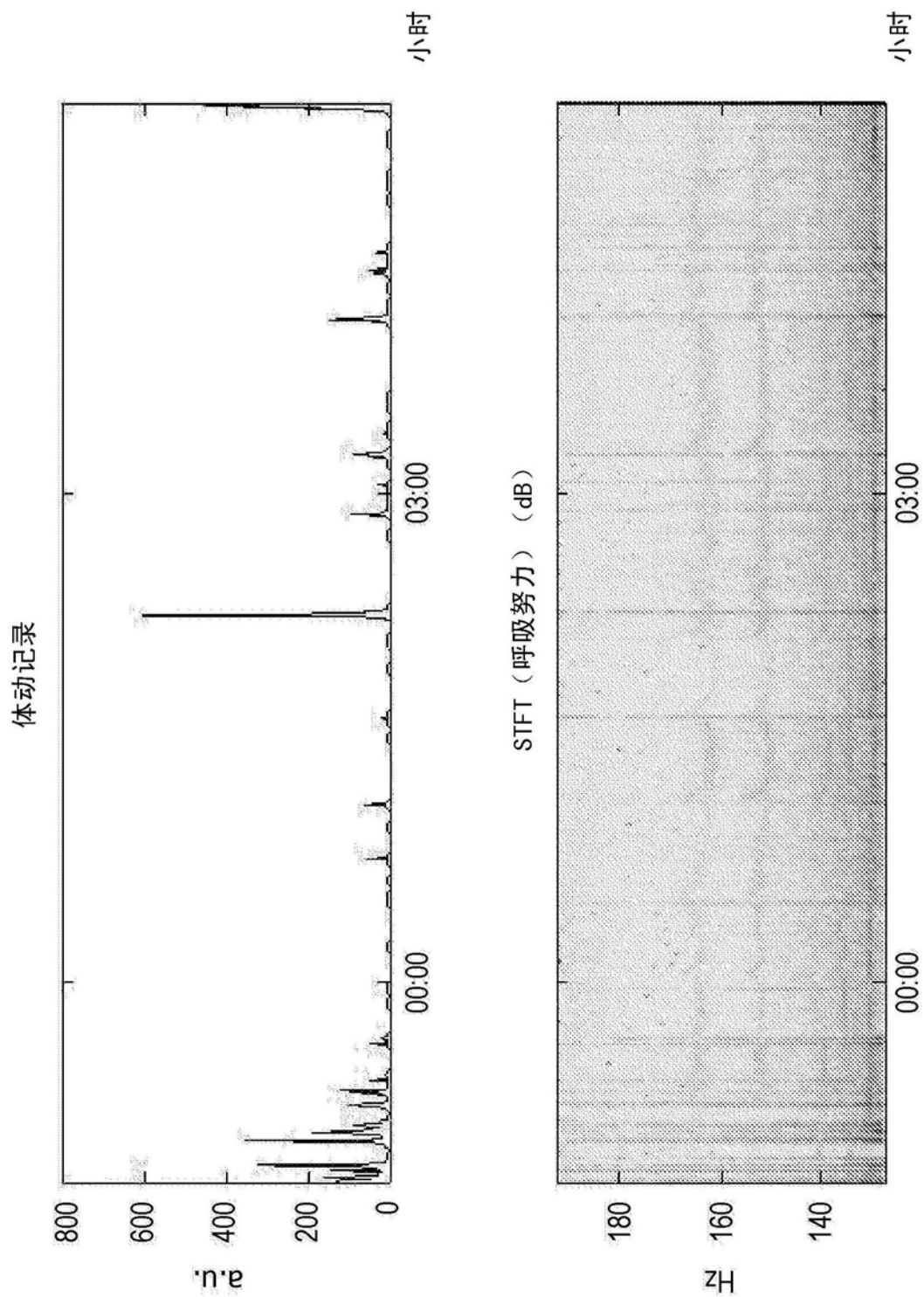


图9

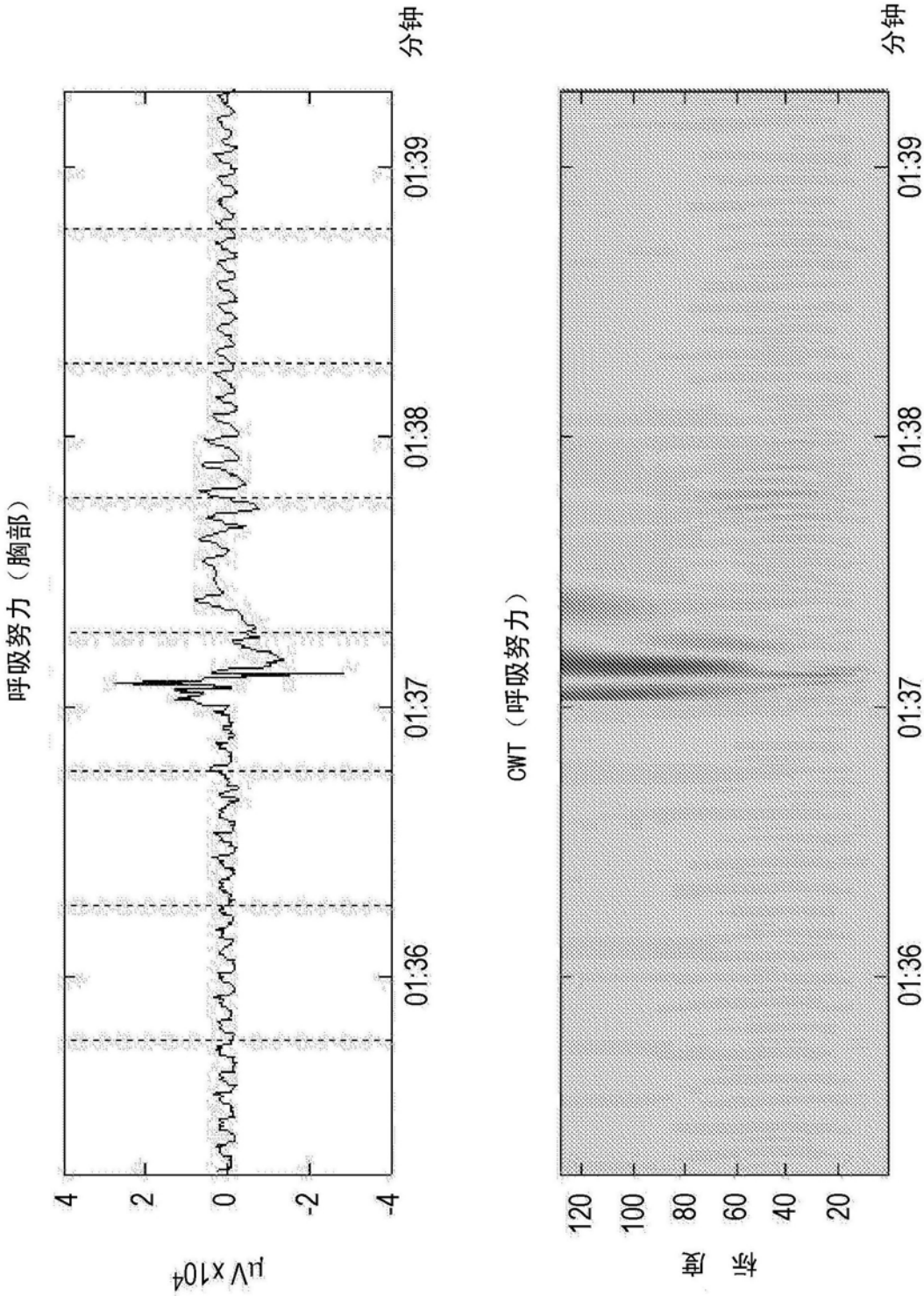


图10

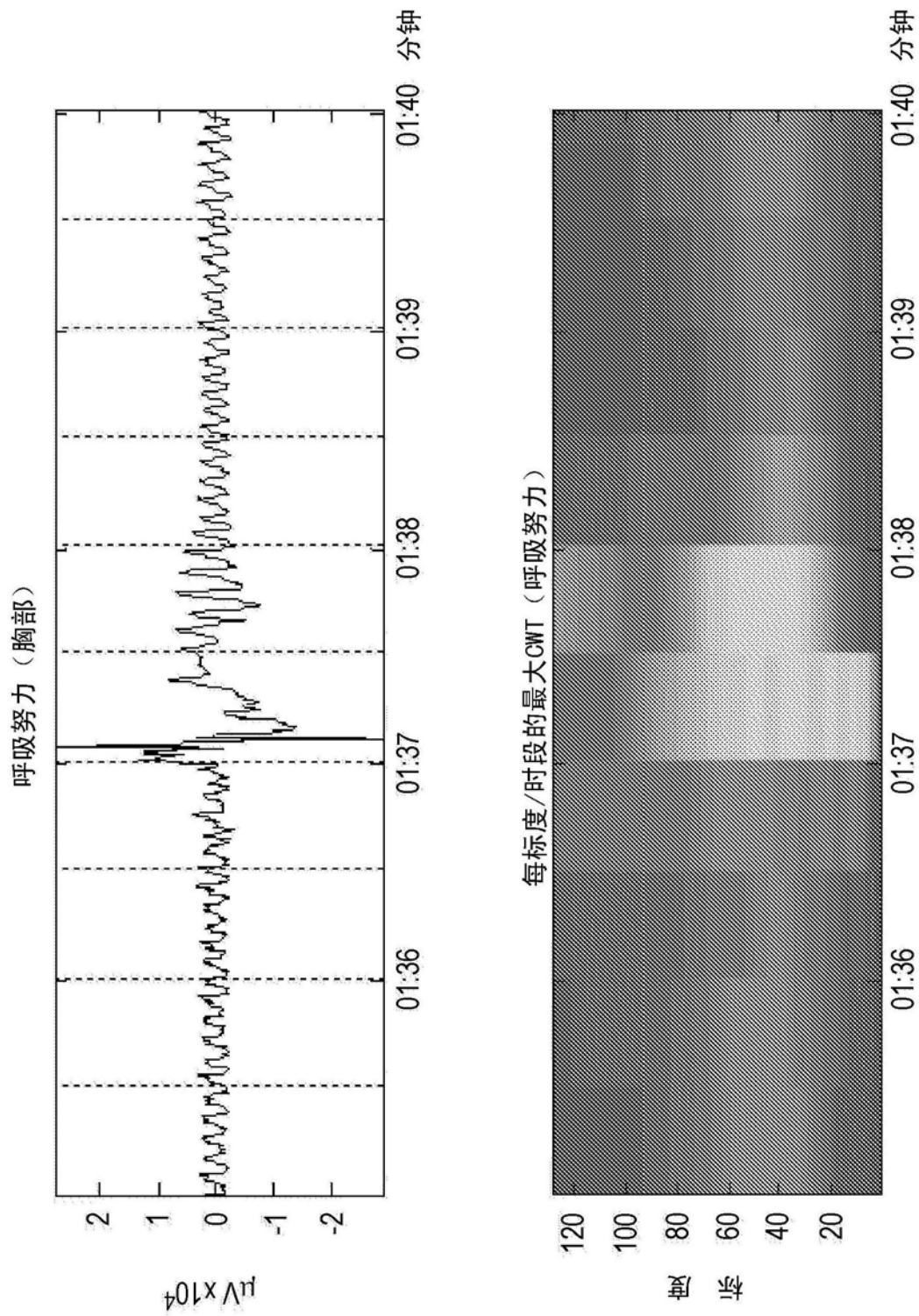


图11

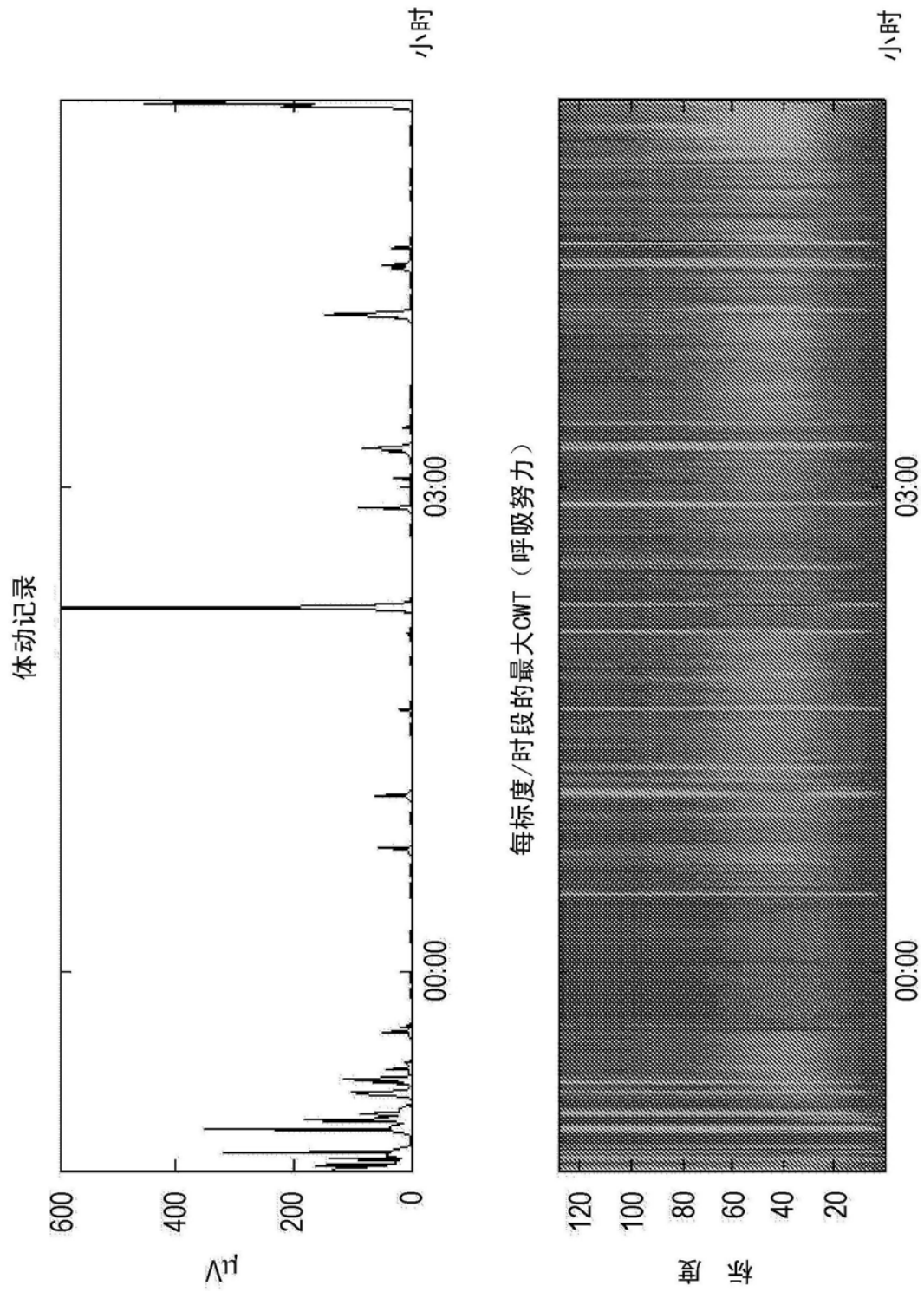


图12

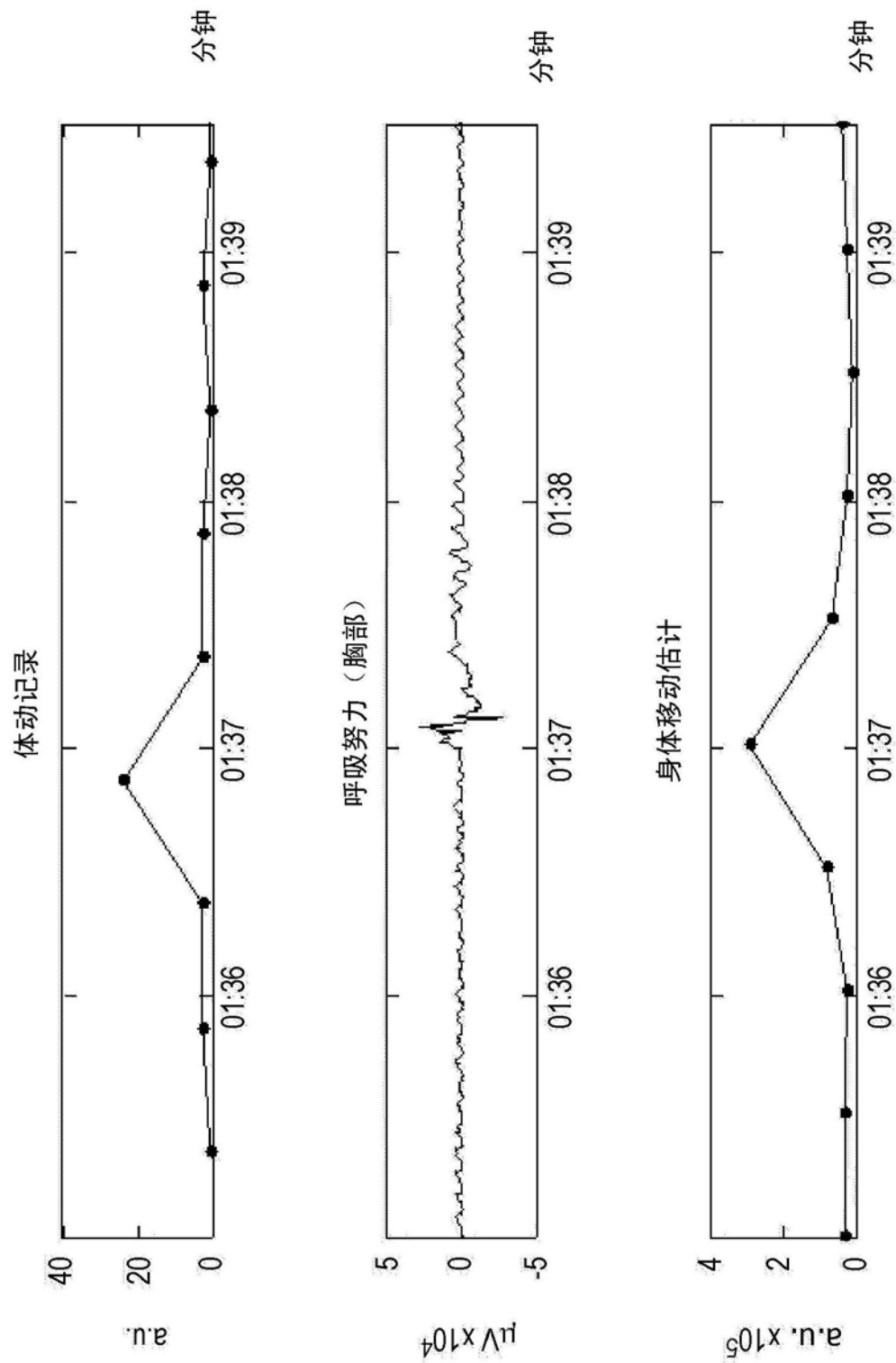


图13

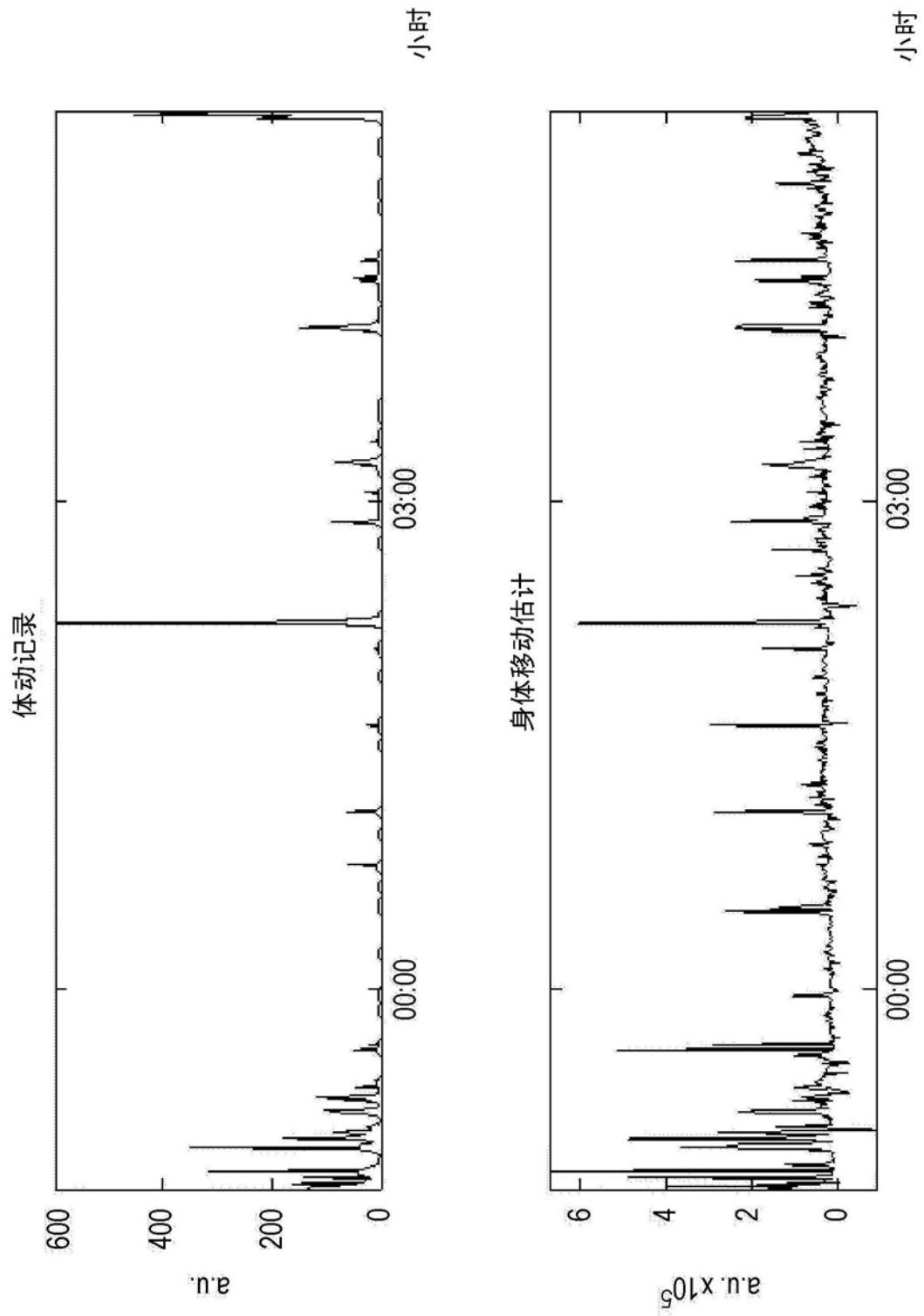


图14

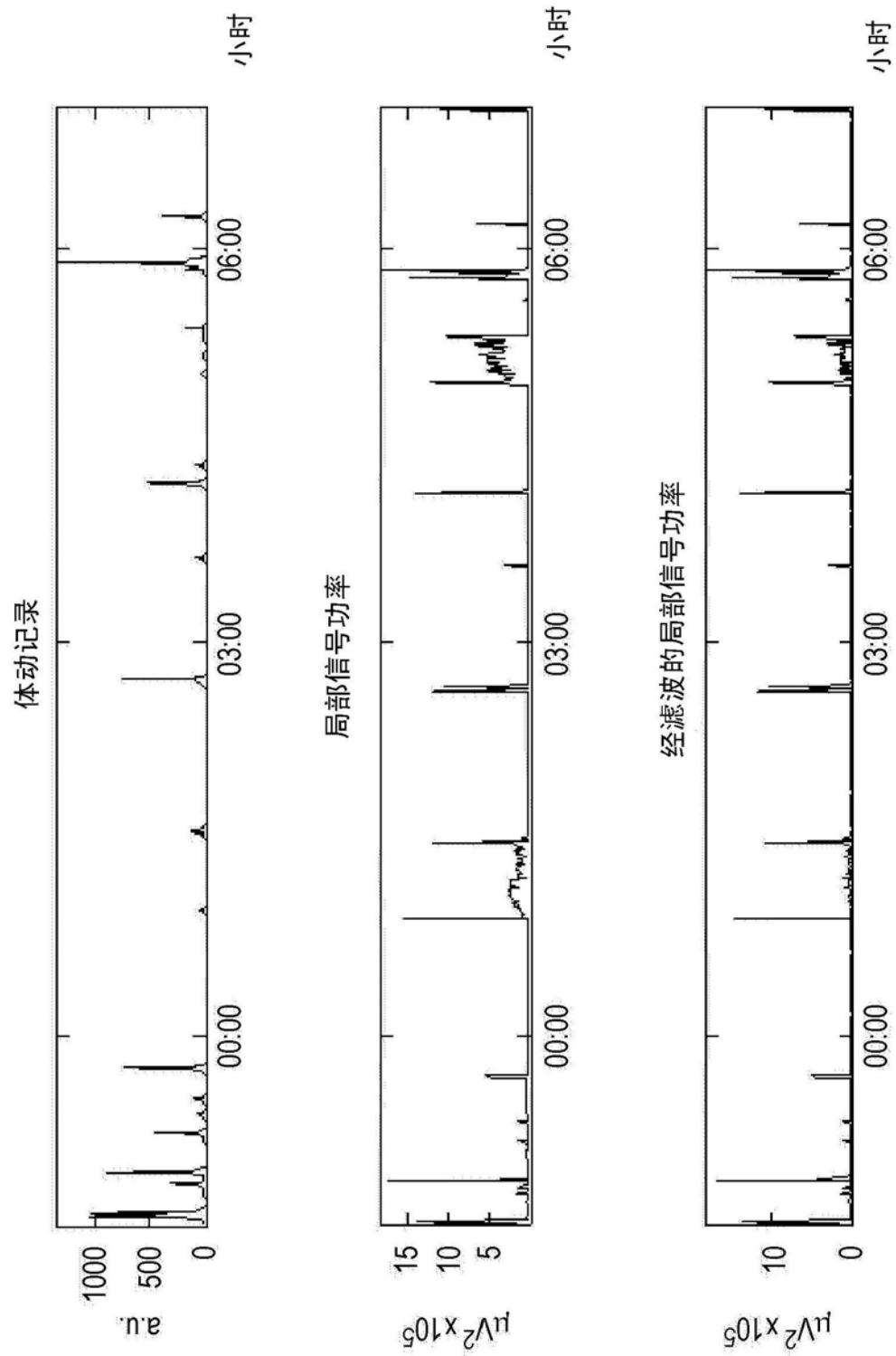


图15

|                |                                                            |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 体动记录方法和装置                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN107072550A</a>                               | 公开(公告)日 | 2017-08-18 |
| 申请号            | CN201580060283.1                                           | 申请日     | 2015-11-06 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司                                              |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 皇家飞利浦有限公司                                                  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 皇家飞利浦有限公司                                                  |         |            |
| [标]发明人         | PM丰塞卡<br>R·哈克玛<br>RM阿尔特斯<br>龙曦                             |         |            |
| 发明人            | P·M·丰塞卡<br>R·哈克玛<br>R·M·阿尔特斯<br>龙曦                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/08 A61B5/11 A61B5/113 |         |            |
| 代理人(译)         | 王英<br>刘炳胜                                                  |         |            |
| 优先权            | 62/076693 2014-11-07 US<br>62/101408 2015-01-09 US         |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>             |         |            |

# 摘要(译)

一种体动记录方法包括：接收针对除身体运动之外的生理参数的作为时间的函数的生理参数信号(诸如心电图描记术或呼吸监护仪)；根据所述生理参数信号计算作为时间的函数的身体运动伪迹(BMA)信号(例如，在大约几分钟或更少的持续时间的时段内使用局部信号功率信号，局部方差信号、短时傅立叶变换、或小波变换)；并且根据所述BMA信号计算作为时间的函数的体动记录信号，例如通过将线性变换应用于所述BMA信号，并且任选地应用滤波，诸如中值移除和/或高通滤波。

