

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510077692.0

[43] 公开日 2006年12月27日

[11] 公开号 CN 1883382A

[22] 申请日 2005.6.22

[21] 申请号 200510077692.0

[71] 申请人 威今基因科技股份有限公司

地址 中国台湾

共同申请人 郭博昭

[72] 发明人 郭博昭 陈俊忠 高伟峰 郭建中

翁立窈

[74] 专利代理机构 北京中原华和知识产权代理有限公司

代理人 寿宁 张华辉

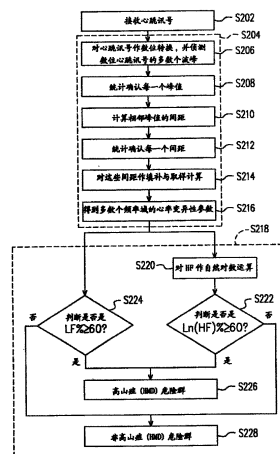
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 6 页

[54] 发明名称

心跳讯号分析方法及其装置

[57] 摘要

本发明是有关于一种心跳讯号分析方法及其装置，其是以非侵体方式对受测者作高山症分析。此心跳讯号分析方法包括首先为先行量测受测者的心跳讯号，其次，对心跳讯号作转换，并获得多数个心率变异性参数。接着，根据心率变异性参数作分析，并输出一分析结果。



1、一种心跳讯号分析方法，是以非侵体方式对受测者作诊断，其特征在于，该心跳讯号分析方法包括：

量测受测者的一心跳讯号；

对该心跳讯号作转换，并获得多数个心率变异性参数；以及

根据该些心率变异性参数作分析，并输出一分析结果。

2、根据权利要求1所述的心跳讯号分析方法，其特征在于其中所述的心率变异性参数包括一低频比重变异性参数与一高频变异性参数。

3、根据权利要求2所述的心跳讯号分析方法，其特征在于其更包括对该高频变异性参数作自然对数运算。

4、根据权利要求2所述的心跳讯号分析方法，其特征在于其中当作自然对数运算后的该高频变异性参数的值大于5时，该分析结果为受测者为高山症高危险群。

5、根据权利要求2所述的心跳讯号分析方法，其特征在于其中当该低频比重变异性参数的值大于60或特定数值时，该分析结果为受测者为高山症高危险群。

6、根据权利要求1所述的心跳讯号分析方法，其特征在于其中对该心跳讯号作转换，并获得该些心率变异性参数的步骤包括：

对该心跳讯号作数字转换，并侦测一数字心跳讯号的多数个波峰；

统计并确认每一该些波峰；

计算与得到该些波峰的多数个波峰间距，并统计与确认每一该些波峰间距；以及

对该些波峰间距作计算，并得到该些心率变异性参数的频率域。

7、根据权利要求6所述的心跳讯号分析方法，其特征在于其中对该些波峰间距计算是使用快速傅立叶转换。

8、一种心跳讯号分析方法，其特征在于其包括以下步骤：

量测受测者的一脑波讯号；

对该脑波讯号作运算，并得到多数个脑波活性值；以及

以该些脑波活性值与一数据库中的多数个标准脑波活性值作分析，并输出一分析结果。

9、根据权利要求8所述的心跳讯号分析方法，其特征在于其中所述的脑波活性值包括一脑波振幅与一脑波频率。

10、根据权利要求9所述的心跳讯号分析方法，其中当该脑波振幅比该些标准脑波活性值中相对应的值低，且该脑波频率比该些标准脑波活性值中相对应的值高时，该分析结果为受测者为高山症高危险群。

11、一种心跳讯号分析装置，是以非侵体方式对受测者的心跳讯号作分析，其特征在于该分析装置包括：

一感测单元，是接触于受测者的手臂皮肤表面，以侦测与输出受测者的一心跳讯号；

一分析单元，具有一数据库，是耦接至该感测单元，并对该心跳讯号予以放大、滤波、数字化与一转换计算后得到多数个心率变异性参数，且于针对这些心率变异性参数作分析后至该数据库中的一内建表寻找相对应的一分析结果；以及

一输出单元，耦接至该分析单元，以接收及输出该分析结果。

12、根据权利要求11所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中所述的心率变异性参数包括一低频比重变异性参数与一高频变异性参数。

13、根据权利要求12所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中所述的分析单元包括对该高频变异性参数作自然对数运算。

14、根据权利要求12所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中当作自然对数运算后的该高频变异性参数的值大于5时，该分析结果为受测者为高山症高危险群。

15、根据权利要求12所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中当该低频比重变异性参数的值大于60或特定数值时，该分析结果为受测者受测者为高山症高危险群。

16、根据权利要求11所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中所述的转换计算为快速傅立叶转换。

17、根据权利要求11所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中所述的输出单元为显示器、打印机、刻录机与网络系统中的任一。

18、根据权利要求11所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中所述的分析单元为一具数字讯号处理(DSP)能力的计算机，用以作频域分析、时域分析与非线性分析。

19、根据权利要求11所述的心跳讯号分析装置，是为一手表。

20、一种心跳讯号分析装置，是以非侵体方式对受测者作高山症的诊断，其特征在于该分析装置包括：

一感测单元，是接触于受测者的头部表面，以侦测与输出受测者的一脑波讯号；

一分析单元，具有一数据库，是耦接至该感测单元，并对该脑波讯号予以放大、滤波、数字化与计算后得到多数个脑波活性值，且于针对这些脑波活性值作分析后至该数据库中的一内建表寻找相对应的一分析结果；以及

一输出单元，耦接至该分析单元，以接收及输出该分析结果。

21、根据权利要求 20 所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中所述的脑波活性值包括一脑波振幅与一脑波频率。

22、根据权利要求 20 所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中当该脑波振幅比该些标准脑波活性值中相对应的值低，且该脑波频率比该些标准脑波活性值中相对应的值高时，该分析结果为受测者为高山症高危险群。

23、根据权利要求 20 所述的心跳讯号分析装置，其特征在于其中所述的分析单元为一具数字讯号处理（DSP）能力的计算机，用以作频域分析、时域分析与非线性分析。

心跳讯号分析方法及其装置

技术领域

本发明是有关于一种心跳讯号分析方法及其装置，且特别是有关于一种利用心跳讯号或脑波讯号，即可分析受测者是否为高山症高危险群的心跳讯号分析方法及其装置。

背景技术

台湾山区约占全岛面积 70%，蕴藏了各种丰富的天然资源，除了传统的林业经济价值之外，更包括了生态保育、水土保持及休闲活动等实质利益。目前世界先进国家，最重视潜在无价的功能，现有的国家公园及多处森林游乐区，将可提供民众不同特色的活动环境空间。何其有幸，台湾特有的高山地形与广大的森林资源，甚至伸入都市的丘陵、公园，都提供了最丰富、最舒适的步行活动环境。山区海拔每上升 100 公尺，空气温度即下降 0.6℃，每上升 300 公尺，则相当于平原向极地移动 480 公里。因此，即使是酷热的夏季，山区仍然相当凉爽，而且除了低纬度热带与亚热带的自然景观之外，同时可欣赏中纬度的温带林相，甚至高纬度的寒带森林风貌。

至于 2500 公尺以上高海拔的山区，以及尚未规划开放的森林，相对的环境因素较为严酷，除了因为保育目的，步道较少人工整理规划，山路崎岖、地形险阻，考验着活动者的智慧与体能外，伴随着高度上升，大气压力（特别是人体活动所需的氧气）急速减少，更是一大体能冒险。以玉山为例，玉山氧气量只有海平面的 58%，可能引起头痛、昏睡、呼吸困难、恶心、呕吐、心神疲惫、视觉模糊等高山症的症状。

一般人的体能，在缺氧的情况下也将大幅下降。超过一千五百公尺，每上升三百零五公尺，最大摄氧量约降低 1% - 3.2%，高度愈高，身体活动能力愈受影响。尤其，对平常没有山区活动训练，及缺乏规律运动习惯的上班族，可能造成很大的活动限制，甚至明显的不适症状与急性高山症。许多上班族，平时工作忙碌，遇有周休二日，常兴冲冲很急促地上山，受限于时间，往往没有足够的缓冲适应，高度上升速度太快，又缺乏缺氧警觉，一旦投入高山林区活动，即可能造成伤害与意外。

高山症发生的高度因人而异，有可能低至 1828 公尺就发生，有可能高至 4500 公尺时才发生，范围差异相当大。根据台湾山岳活动的经验，攀登 3000 公尺以上的山岳，高山病发生的机率即明显增加。可能的症状包括：头痛、昏睡、辗转难眠、视觉模糊、呼吸困难、呕吐感、厌食、恶心、步态

不稳、衰弱、心神疲惫及异常幸福感。

根据国外的统计，所有旅游当中所发生的非外伤疾病中，除感冒及肠胃炎之外，高山症排名第三。高山症包括了急性高山症、高山肺水肿、高山脑水肿等各种在低压缺氧的环境中产生的病变。急性高山症，通常发生在上升数小时或数天内（多数发生在24小时内），一般而言，上升速度越快、上升的速度越快、体力消耗的越多、以及个人的身体状况越差，高山症就越容易发生且越严重。

但是高山症因症状相似，常被误认为感冒、晕车或肺炎。如有咳嗽、头痛、头晕、恶心、虚弱等症状，很可能会误认为感冒；如有头痛、头晕、恶心、呕吐等症状，很可能会被认为是山路晕车。而较严重的高山肺水肿的症状，如咳嗽、呼吸困难、头痛、头晕、恶心、虚弱、咳清的痰或带血的痰，则很容易被误为是肺炎。错误的判断常导致错误的处理，延误了最佳的处理时机。因此，除了临时应用的露蕙丝湖等问卷之外，客观的生理指标有助于厘清病情。

发明内容

本发明的目的就是在提供一种心跳讯号分析方法，其是根据受测者的心跳讯号及运算后的心率变异性参数，即可分析受测者是否为高山症的高危险群。

本发明的再一目的是提供一种心跳讯号分析方法，其是以受测者的脑波讯号及运算后的脑波活性值，即可分析受测者是否为高山症的高危险群。

本发明的又一目的是提供一种心跳讯号分析装置，其是以非侵体方式量测受测者的心跳讯号，并经过运算及分析后，得到受测者是否为高山症的高危险群的分析结果。

本发明的另一目的是提供一种心跳讯号分析装置，其是以非侵体方式量测受测者的脑波讯号，并经过运算及分析后，得到受测者是否为高山症的高危险群的分析结果。

本发明提出一种心跳讯号分析方法，其是以非侵体方式对受测者作诊断。此心跳讯号分析方法包括首先为先行量测受测者的心跳讯号，其次，对心跳讯号作转换，并获得多数个心率变异性参数。接着，根据心率变异性参数作分析，并输出一分析结果。

依照本发明的较佳实施例所述，上述的心率变异性参数包括低频比重变异性参数与高频变异性参数。

本发明再提出一种心跳讯号分析方法，此心跳讯号分析方法是包括首先为先行量测受测者的脑波讯号，其次，对此脑波讯号作运算，并得到多数个脑波活性值。接着，以脑波活性值与数据库中的多数个标准脑波活性

值作分析，并输出分析结果。

依照本发明的较佳实施例所述，上述的脑波活性值包括脑波振幅与脑波频率。

本发明又提出一种心跳讯号分析装置，其是以非侵体方式对受测者的高山症作诊断。此分析装置包括感测单元、分析单元与输出单元。上述的感测单元是接触于受测者的手臂皮肤表面，负责侦测与输出受测者的心跳讯号。上述的分析单元具有一数据库，并对心跳讯号予以放大、滤波、数字化与转换计算后得到多数个心率变异性参数，且于针对心率变异性参数作分析后至数据库中的内建表寻找相对应的分析结果。上述的输出单元负责接收及输出此分析结果。

本发明另提出一种心跳讯号分析装置，此分析装置包括感测单元、分析单元与输出单元。上述的感测单元是接触于受测者的头部表面，负责侦测与输出受测者的脑波讯号。上述的分析单元，具有一数据库，并对脑波讯号予以放大、滤波、数字化与计算后得到多数个脑波活性值，且于针对脑波活性值作分析后至数据库中的内建表寻找相对应的分析结果。上述的输出单元负责接收及输出分析结果。

本发明因采用非侵体式分析装置，因此上山前只要测量五分钟的心电数据，即可自行知道本身是否为高山症的高危险群，并可以采取相对应的准备，以避免意外发生或被误认为感冒或肺炎。

为让本发明的上述和其它目的、特征和优点能更明显易懂，下文特举较佳实施例，并配合所附图式，作详细说明如下。

附图说明

图 1A 是依照本发明一较佳实施例的一种心跳讯号分析装置示意图。

图 1B 是依照本发明一较佳实施例的另一种心跳讯号分析装置示意图。

图 1C 是依照本发明一较佳实施例的图 1B 的侧视图。

图 2A 是依照本发明一较佳实施例的一种心跳讯号分析装置示意图。

图 2B 是依照本发明一较佳实施例的另一种心跳讯号分析装置示意图。

图 3A ~ 图 3D 是依照本发明一较佳实施例的一种多次量测高山症者与非高山症者的心率变异性参数的差异。

图 4A ~ 图 4D 是依照本发明一较佳实施例的一种多次量测高山症者与非高山症者的脑波活性值的差异。

- | | |
|-------------------|---------------------|
| 100、140: 心跳讯号分析装置 | 102, 104, 106: 电极贴片 |
| 108: 讯号收集线 | 110、154: 感测单元 |
| 120: 分析单元 | 130、152: 输出单元 |
| 156: 按钮 | |

s202 ~ s228: 各个步骤流程

s252 ~ s256: 各个步骤流程

具体实施方式

本发明的心跳讯号分析方法及其装置主要是利用“物理诊断技术”进行诊断，所谓「物理诊断技术」泛指利用仪器收集脑波、心率等物理讯号进行医疗诊断的方法。

请参照图 1A，依照本发明一较佳实施例的一种高山症 (High Mountain Disease, 简称 HMD) 的分析装置示意图。此分析装置 100 是包括感测单元 110、分析单元 120 与输出单元 130。

在本实施例中，此感测单元 110 可以例如是具有多数个电极贴片 102、104、106 与多数个讯号收集线 108。这些电极贴片 102、104、106 是黏贴于受测者的手臂皮肤表面，以侦测与输出受测者的心跳讯号。其中，如熟悉此技艺者可轻易知晓，这些讯号收集线 108 可以例如是钮扣型电极贴片接头，而且其中一个电极贴片可以是黏贴在左手后端、另一个电极贴片可以是黏贴在左手前端、再一个电极贴片可以是黏贴在右手前端 (采用标准 Lead I 的贴法)，但均不以此为限。

分析单元 120 具有一数据库 (未绘示)，此数据库储存有归纳整理过的多种型态的诊断叙述与供查询的内建表。分析单元 120 是藉由这些讯号收集线 108 接收心跳讯号，并对心跳讯号予以放大、滤波、数字化与转换计算后得到多数个心率变异性参数。其中，如熟悉此技艺者可轻易知晓，分析单元 120 可以是包括第一高通滤波器、第一放大器、第一低通滤波器、电压电流转换器、比较电路、第二高通滤波器、光隔离器、模拟/数字转换器与 RS-232 输出埠，但均不以此为限。

分析单元 120 在得到心率变异性参数后，即对这些心率变异性参数作计算、比较与分析，然后再至分析单元 120 中的数据库的内建表寻找相对应的分析结果。

在本实施例中，输出单元 130 耦接至分析单元 120。此输出单元 130 是为接收及输出此分析结果。其中，如熟悉此技艺者可轻易知晓，输出单元 130 可以是显示器、打印机，以显示/打印检查报告，或是刻录机以将检查报告烧录于光盘片上，甚或是受测者为接受护士的测试，然后输出单元 130 为网络系统，以将检查报告传送至远程终端机 (医师的分析单元上)，但均不以此为限。

在本发明的较佳实施例中，分析单元 120 为具数字讯号处理 (DSP) 能力的计算机，并可作频域分析、时域分析与非线性分析。

请接着参照图 1B，其是依照本发明一较佳实施例的另一种心跳讯号分

析装置示意图。在本实施例中，此分析装置 140 可以例如是一手表，而其是藉由感测单元 154 来量测受测者的心跳讯号，然后再藉由手表内的微型计算机（未绘示）对此心跳讯号作运算与分析，再将分析结果显示在输出单元 152 上。

在本发明的较佳实施例中，此按钮 156 可以例如是原本手表上的功能键。

在本实施例中，分析装置 100 的动作原理将在以下心跳讯号分析方法中详细说明。

接着请参照图 2A，其是依照本发明一较佳实施例的一种心跳讯号分析装置示意图。在本实施例中，是对受测者进行 5 分钟的心跳讯号的收集。

其首先是为先量测受测者的心跳讯号 (s202)，其次，对所收集到的心跳讯号作转换，并获得多数个心率变异性参数 (s204)。其中，步骤 s204 包括使用快速傅立叶转换 (Fast Fourier Transform) 将此心跳讯号由时间域转换为频率域，然后即可得到包括波峰 (R-R) 间距、低频 (LF) 变异性参数、高频 (HF) 变异性参数、低频比重 (LF%) 与低频/高频变异性参数比值等多个心率变异性参数。

在本发明的较佳实施例中，其是首先以尖峰检测程序将 R 波产生的时间点找出，由其前后相隔时间的倒数可算得每次心脏跳动的心率，并以取样-保值程序维持其时间连贯性，此取样-保值步骤的更新率为每秒 16 次。前后延伸的心率讯号切分为每 64 秒 (1024 点) 为一组 (或称为一个分析窗)。在每一个分析窗中，首先消除讯号的直线飘移以防止低频带的干扰，亦采用 Hamming 运算以避免频谱中个别频率成份的互相干扰。而讯号再以快速傅立叶转换 (fast Fourier transform) 的方式转为功率频谱。

因此，每次分析需取 288 秒平稳的心率数据，将这些数据可分为 8 个分析窗，每个分析窗长 64 秒 (1024 点)，前后并有 50% 的重叠。对于每一个分析窗，首先消除讯号的直线飘移以防止低频带的干扰，亦采用 Hamming 运算以避免频谱中个别频率成份的相互干扰。而讯号再以快速傅立叶转换的方式转为频谱，将这 8 个分析窗的频谱平均，则得到平均频谱 (average periodogram) (Kuo et al. 1999)。其频率分辨率可达 0.0167 (1/64) Hz，平均的后并可衰减随机的噪声而突显再生性高的频谱成份。本实验以积分的方式定量和心率频谱中 3 个频率成份，包括极低频 (very low frequency, VLF, 0-0.04 Hz)，低频 (low-frequency, LF, 0.04-0.15 Hz) 和高频 (high-frequency, HF, 0.15-0.4 Hz) 成份。同时求出总功率 (total power)、低频/高频比值 (LF/HF)、低频比重 (LF%) 和高频比重 (HF%) 等定量参数。

在上述对所接收到的对心跳讯号作转换，以获得多数个心率变异性参数的步骤 s204 中，其细部流程为首先对此心跳讯号作数字转换，并侦测数

字心跳讯号的多数个波峰 (s206)。

在本实施例中,在侦测完波峰后,则对每一波峰进行统计与确认的动作 (s208)。然后,分析单元接着计算与得到这些波峰的多数个波峰间距,并统计与确认这些波峰间的每一波峰间距 (s210)。其中,分析单元是为计算这些波峰与波峰的距离,以得到多数个波峰间距,在得到这些波峰间距后,则对这些波峰间的每一波峰间距进行统计与确认的动作 (s212)。

最后,分析单元即对这些波峰间距作计算,并得到这些心率变异性参数的频率域。其中,对这些波峰间距作计算是为对这些波峰间距作填补与取样的计算 (s214),以得到这些心率变异性参数的频率域 (s216)。

接着,即对这些心率变异性参数作分析,并输出一分析结果 (s218)。其中,在 s218 中的细部流程为对心率变异参数中的高频变异性参数作倒数运算 (s222),并得到 $\ln(\text{HF})$,接着即判断 $\ln(\text{HF})$ 的值是否大于 5 (s222)。当 $\ln(\text{HF})$ 的值大于等于 5 时,则可判断该名受测者是高山症高危险群,并输出此分析结果 (s226)。反之,若 $\ln(\text{HF})$ 的值小于 5 时,则可判断该名受测者不是高山症高危险群,并输出此分析结果 (s228)。

除了以高频变异性参数作判断之外,还可以利用心率变异性参数中的低频比重 (LF%) 来作为判断依据,亦即判断低频比重的值是否大于等于 60 (s224)。当判断得知低频比重的值大于等于 60 时,则可知该名受测者是高山症高危险群,并输出此分析结果 (s226)。反之,当判断得知低频比重的值小于 60 时,则可知该名受测者不是高山症高危险群,并输出此分析结果 (s228)。

在本实施例中,如图 2B 的流程所示,也可以利用脑波讯号来分析受测者是否为高山症高危险群。其首先为先例如用测量脑波的仪器量测受测者的一脑波讯号 (s252)。其次,对脑波讯号作运算,并得到多数个脑波活性值 (s254)。其中,对脑波所作的运算可以例如是放大、滤波、数字化与转换等计算,但不以此为限。

接着,以所得到的脑波活性值与数据库中的多数个标准脑波活性值(亦即非高山症高危险群的脑波活性值)作判断,并输出分析结果 (s256)。其中,其所输出的分析结果与步骤 226 与 228 相同,故在此不再赘述。

接着请参照图 3A 至 3D 以及图 4A 与 4D,其是分别绘示依照本发明一较佳实施例的一种多次量测高山症者与正常人的心率变异性参数的差异,以及高山症者与非高山症者的脑波活性值的差异。其中,图 3A 与图 4A 是为在平地的测量结果,图 3B 与图 4B 是为登山前的测量结果,图 3C 与图 4C 是为登山当天晚上的测量结果,图 3D 与图 4D 是为登山隔天晚上的测量结果。

在本实施例中,在平地时对高山症者与非高山症者所测得的各项生理值比较如表 1 所示。

表 1

		N	Mean	Std. Deviation	P 值
红血球容积	非高山症者高	15	4.243	0.802	0.175
	山症者	17	4.585	0.543	
血红蛋白	非高山症者	25	13.1280	0.9181	0.128
	高山症者	20	13.6800	1.4577	
安静心跳率	非高山症者	15	76.53	10.39	0.165
	高山症者	15	81.40	8.14	
血氧饱和浓度	非高山症者高	15	98.27	1.28	0.567
	山症者	16	98.06	0.57	
呼吸总振幅	非高山症者	18	-2.667	0.736	0.794
	高山症者	18	-2.744	1.017	
呼吸频率	非高山症者高	18	0.25967	0.07169	0.182
	山症者	18	0.22711	0.07182	
高频成分	非高山症者高	18	5.0206	1.0568	0.024
	山症者	18	5.8783	1.1210	
低频比重	非高山症者	18	67.517	14.611	0.018
	高山症者	18	55.322	14.823	
低频/高频	非高山症者	18	1.1078	0.7688	0.012
	高山症者	18	0.4583	0.6989	
脑波振幅	非高山症者	18	6.2978	1.2664	0.289
	高山症者	18	5.8989	0.9283	
脑波频率	非高山症者高	18	4.68433	3.07490	0.888
	山症者	18	4.55056	2.57399	

如表 1 所示，在血液成份分析方面，高山症者与非高山症者的红血球容积及血红蛋白量并没有显著差异。在心跳率及血氧饱和浓度方面，高山症者于平地时的安静心跳率较非高山症者高，而血氧饱和浓度则无显著差异。在呼吸深度及频率方面，高山症者与非高山症者之间并无显著差异。在心跳讯号方面，高山症者于平地时的安静心跳率、心跳讯号的高频成份均比非高山症者高，而低频比重、低频成份/高频成份则较非高山症者低。在脑波活性值方面，高山症者的脑波振幅较非高山症者低。

在本实施例中，在高山时对高山症者与非高山症者所测得的各项生理值比较如表 2 所示。

表 2

		N	Mean	Std. Deviation	P 值
安静心跳率	非高山症者	14	96.07	14.83	0.338
	高山症者	16	100.88	11.66	
血氧饱和浓度	非高山症者	14	88.71	3.41	0.057
	高山症者	17	86.24	3.53	
呼吸总振幅	非高山症者	23	-1.956	1.094	0.240
	高山症者	17	-2.306	0.592	
呼吸频率	非高山症者	23	0.30465	0.062	0.663
	高山症者	17	0.29424	0.71	
高频成分	非高山症者	23	3.5857	1.8520	0.090
	高山症者	16	2.3220	2.4268	
低频比重	非高山症者	23	69.261	15.031	0.500
	高山症者	16	72.794	16.499	
低频/高频	非高山症者	23	1.274	0.908	0.354
	高山症者	16	1.580	1.055	
脑波振幅	非高山症者	23	6.0630	0.8989	0.833
	高山症者	17	6.1124	0.5692	
脑波频率	非高山症者	23	3.9529	3.3702	0.800
	高山症者	17	4.1911	2.5434	

在本实施例中，在高山时对高山症者与非高山症者所测得的各项生理值比较如表 2 所示。

如表 2 所示，在心跳率及血氧饱和浓度方面，罹患高山症者的安静心跳率较非高山症者高，血氧饱和浓度较非高山症者低。在呼吸深度及频率方面，罹患高山症者的呼吸总振幅较非高山症者低。在心跳讯号方面，罹患高山症者的低频比重及低频成份/高频成份均较非高山症者高，高频成份较非高山症者低，但无统计差异。在脑波活性值方面，罹患高山症者的脑波振幅及脑波频率与非高山症者无显著差异。

请参照图 3A，可在平地时测量的 HF 和 LF% 的数据中发现，非高山症者的 HF 的值比高山症者的 HF 的值低。而非高山症者的 LF% 的值则比高山症者的 LF% 的值来的高。

在图 3B 中，可在登山前（常压低氧情况下）的测量的 HF 和 LF% 的数据中发现，非高山症者的 HF 的值比高山症者的 HF 的值高。而非高山症者的 LF% 的值则比高山症者的 LF% 的值来的高。

在图 3C 中，可在登山当天晚上的测量的 HF 和 LF% 的数据中发现，非高

山症者的 HF 的值比高山症者的 HF 的值高。而非高山症者的 LF% 的值则比高山症者的 LF% 的值来的高。

在图 3D 中,可在登山隔天晚上测量的 HF 和 LF% 的数据中发现,非高山症者的 HF 的值比高山症者的 HF 的值低。而非高山症者的 LF% 的值则比高山症者的 LF% 的值来的高。

请参照图 4A,可在平地时测量的脑波频率和脑波振幅的数据中发现,非高山症者的脑波频率的值比高山症者的脑波频率的值低。而非高山症者的脑波振幅的值则比高山症者的脑波振幅的值来的高。

在图 4B 中,可在登山前(常压低氧情况下)的测量的脑波频率和脑波振幅的数据中发现,非高山症者的脑波频率的值比高山症者的脑波频率的值低。而非高山症者的脑波振幅的值则比高山症者的脑波振幅的值来的低。

在图 4C 中,可在登山当天晚上的测量的脑波频率和脑波振幅的数据中发现,非高山症者的脑波频率的值比高山症者的脑波频率的值高。而非高山症者的脑波振幅的值则比高山症者的脑波振幅的值来的高。

在图 4D 中,可在登山隔天晚上测量的脑波频率和脑波振幅的数据中发现,非高山症者的脑波频率的值比高山症者的脑波频率的值低。而非高山症者的脑波振幅的值则比高山症者的脑波振幅的值来的高。

因此,由表 1、表 2、图 3A 至 3D 以及图 4A 至 4D 的统计可以知道,在自主神经方面不论是非高山症者或高山症者的高山安静值相较于平地安静值,心率高频成份则较低,而心率低频比重及低频成份/高频成份均较高。其中,非高山症者的高频成份,高山症者的高频成份、低频比重及低频成份/高频成份具有统计上显著差异 ($p < 0.05$)。

在脑波活性值方面,非高山症者的高山安静值相较于平地安静值:脑波振幅较低,脑波频率较高。而高山症者的高山安静值相较于平地安静值:脑波振幅及脑波频率均较高。其中,脑波振幅不论是高山症者或非高山症者的脑波频率于山上均比上山前高,并且具显著差异 ($p < 0.05$)。

在本发明的较佳实施例中,由于几乎每个人都习惯会戴手表,因此若将手表设计成具心跳讯号分析装置,不但不会增加使用者额外的负担(例如携带上的负担),而且还可让使用者在登山前与登山时随时掌握身体的状况。

综合以上所述,本发明的心跳讯号分析方法及其装置可在登山途中或登山前就能掌握其生理特征,先给予预防性处理,将有助于减少高山症对于游客的伤害。

虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然其并非用以限定本发明,任何熟习此技艺者,在不脱离本发明的精神和范围内,当可作些许的更动与润饰,因此本发明的保护范围当视后附的申请专利范围所界定者为准。

100

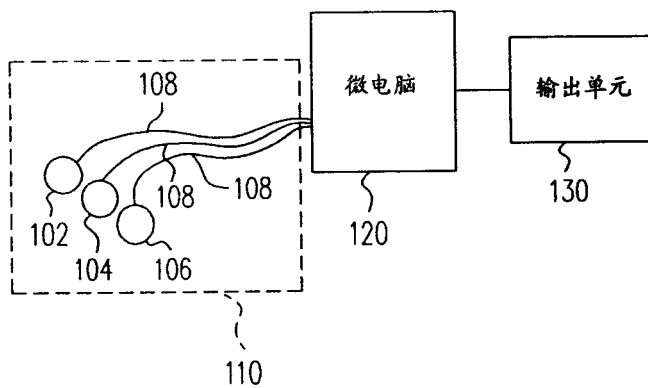


图 1A

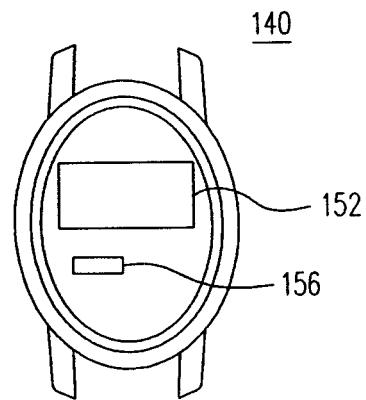


图 1B

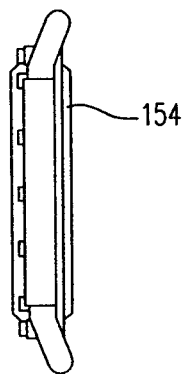


图 1C

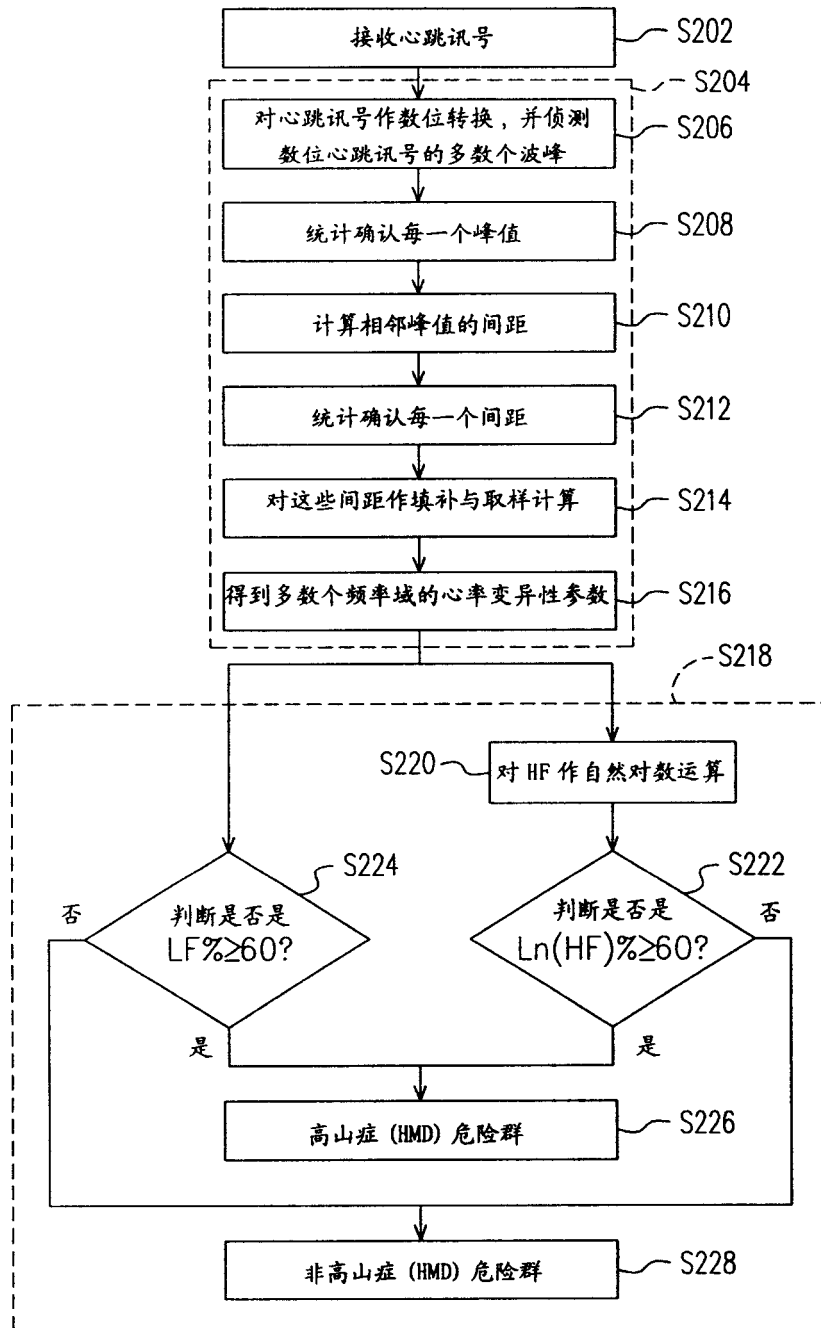


图 2A

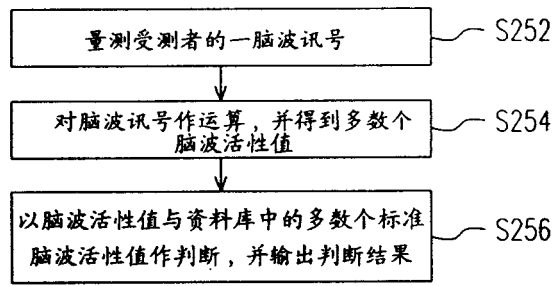


图 2B

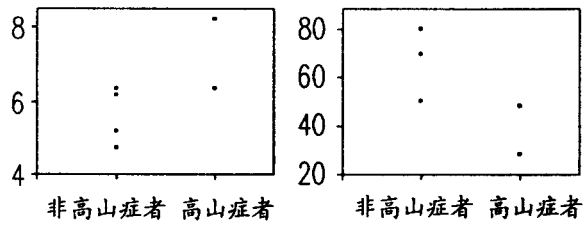


图 3A

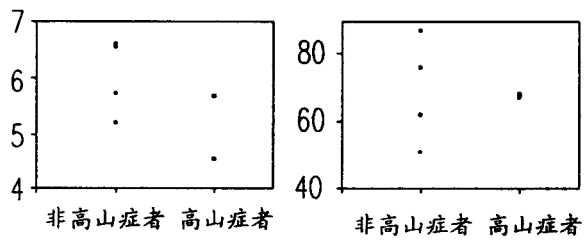


图 3B

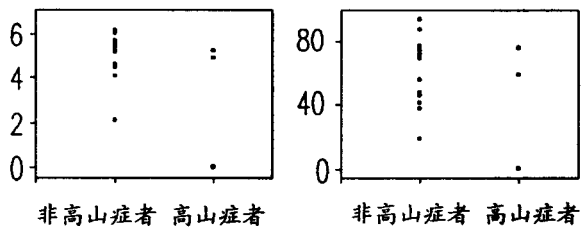


图 3C

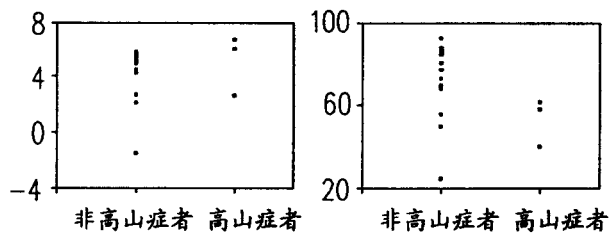


图 3D

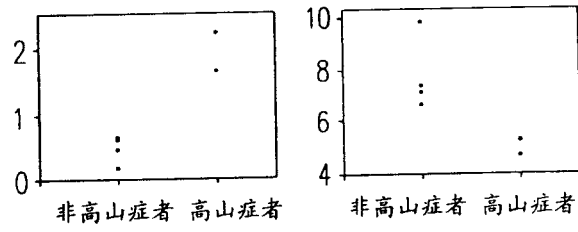


图 4A

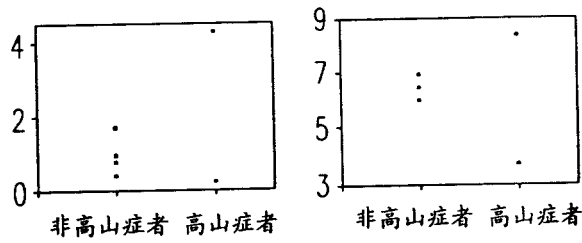


图 4B

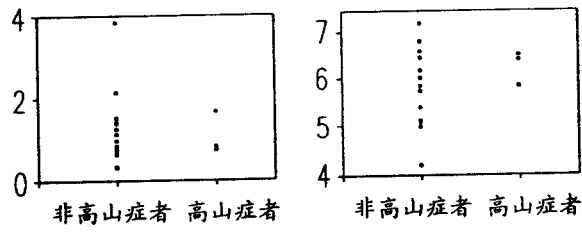


图 4C

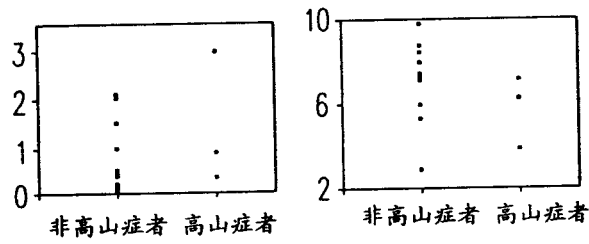


图 4D

专利名称(译)	心跳讯号分析方法及其装置		
公开(公告)号	CN1883382A	公开(公告)日	2006-12-27
申请号	CN200510077692.0	申请日	2005-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	威今基因科技股份有限公司 郭博昭		
申请(专利权)人(译)	威今基因科技股份有限公司 郭博昭		
当前申请(专利权)人(译)	威今基因科技股份有限公司 郭博昭		
[标]发明人	郭博昭 陈俊忠 高伟峰 郭建中 翁立竒		
发明人	郭博昭 陈俊忠 高伟峰 郭建中 翁立竒		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 G06F19/00		
代理人(译)	寿宁 张华辉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明是有关于一种心跳讯号分析方法及其装置，其是以非侵体方式对受测者作高山症分析。此心跳讯号分析方法包括首先为先行量测受测者的心跳讯号，其次，对心跳讯号作转换，并获得多数个心率变异性参数。接着，根据心率变异性参数作分析，并输出一分析结果。

