



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1968293 B

(45) 授权公告日 2015.06.03

(21) 申请号 200510120187.X

WO 03077511 A1, 2003.09.18, 全文.

(22) 申请日 2005.11.15

JP 2002143102 A, 2002.05.21, 说明书第 [0024] 段至第 [0034] 段, 第 [0050] 段至第 [0055] 段, 第 [0058] 段、附图 1, 10, 11.

(73) 专利权人 黄煜树

地址 中国台湾台南市

CN 1389176 A, 说明书第 3 页第 6 行至第 6 页第 3 行.

(72) 发明人 黄煜树 孙育义

审查员 梁婷

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英

(51) Int. Cl.

H04M 1/725(2006.01)

H04M 1/21(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1304268 A, 2001.07.18, 说明书第 3 页第 10 行至第 18 行、附图 6.

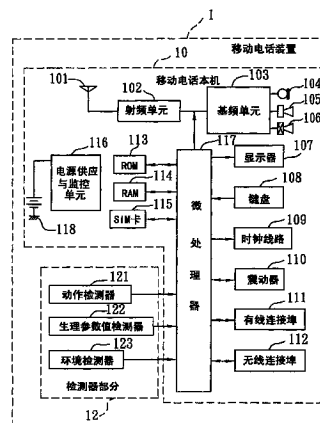
权利要求书5页 说明书19页 附图18页

(54) 发明名称

可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置及方法

(57) 摘要

一种可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,包含移动电话本机、动作检测器、生理参数值检测器、第一运算程序单元、第二运算程序单元、第三运算程序单元及第四运算程序单元,动作检测器用以衡量运动状态,生理参数值检测器设置于移动电话本机外并用以检测运动时的生理参数值,第一运算程序单元利用动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测最大摄氧量,第二运算程序单元利用动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测无氧阈值,第三运算程序单元利用第一运算程序单元所得的最大摄氧量来支持使用者的运动训练,第四运算程序单元利用第二运算程序单元所得的无氧阈值来支持运动训练。



1. 一种可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,配戴于使用者身体上,随使用者一起移动,适用于衡量使用者的运动状态,并可支持该使用者的运动训练,其特征在于,该移动电话装置包含:

移动电话本机,包括微处理器、只读存储器、随机存取存储器、有线/无线收发感测组件接口、使用者接口、震动器及响铃,该只读存储器以及有线/无线收发感测组件接口与该微处理器电连接,该随机存取存储器暂存该微处理器运算的中间数据,该使用者接口包括供该使用者输入各项参数数据的显示器及键盘,该震动器、响铃及显示器是分别以震动、音频信号及视频信号方式来提示使用者,借以与该使用者间进行互动;

动作检测器,与该移动电话本机的微处理器电气耦合,并用以衡量该使用者的运动状态,且包括加速度感测组件,用以检测该使用者单位时间所跑的步数,借以计算速度、位移距离、功以及代表运动强度的功率;及

生理参数值检测器,设置于该移动电话本机之外,且与该移动电话本机的微处理器电气耦合,用以检测该使用者运动时的生理参数值,其中该有线/无线收发感测组件接口供该动作检测器及生理参数值检测器以有线或无线方式与该移动电话本机的微处理器电气耦合,其中该生理参数值为心跳率;

其中该微处理器从该只读存储器取出指令并进行译码以输出利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的最大摄氧量的工作命令、利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的无氧阈值的工作命令、利用该最大摄氧量来支持该使用者的运动训练的工作命令以及利用该无氧阈值来支持该使用者的运动训练的工作命令;

其中使用者个人参数及计算的中间结果存储于所述随机存取存储器,所述微处理器从所述只读存储器,取出指令及从所述随机存取存储器取出相关数据后,即可控制该震动器、响铃及显示器,分别以震动、音频信号及视频信号方式来提示使用者进行强度递增的运动负荷测验,继而该微处理器即可自前述动作检测器取得使用者运动强度,自生理参数值检测器取得使用者心跳率,所述微处理器经查核配对取样至少 3 对,并检测其具线性增长关系后,再查对该只读存储器所存储的最大摄氧量对应运动强度及心跳率间关系的列线图表,经年龄因子调整,即可估测出使用者的最大摄氧量;

所述微处理器经由该只读存储器所存储的估测无氧阈值的运算数学模式,进行运算,即可估测求得使用者的无氧阈值;

所述微处理器从所述只读存储器取出使用者最大摄氧量所对应的心跳率及运动强度之关系数据,控制该震动器、响铃及显示器,提示使用者利用该使用者接口,来选择运动项目及目标,以设定运动强度及运动持续时间,以及该微处理器计算心跳率上、下误差值,并控制该震动器、响铃及显示器,分别以震动、音频信号及视频信号方式,来提示使用者进行设定范围内的运动;

所述微处理器从所述只读存储器取出使用者无氧阈值所对应的心跳率及运动强度之关系数据,控制该震动器、响铃及显示器,提示使用者利用该使用者接口,来选择运动项目及目标,以设定运动强度及运动持续时间,以及该微处理器计算心跳率上、下误差值,并控制该震动器、响铃及显示器,分别以震动、音频信号及视频信号方式,来提示使用者进行设定范围内的运动。

2. 如权利要求 1 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:还包含供该移动式电话本机以有线方式外接该动作检测器及生理参数值检测器的传输 线。

3. 如权利要求 1 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:该动作检测器设置于该移动电话本机内。

4. 如权利要求 1 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:该动作检测器是以外接的方式置于该移动电话本机外,再以有线或无线方式和该移动 电话本机的微处理器电气耦合,而该加速度感测元件在和该移动电话本机做无线连接时, 具有与该移动电话本机的有线/无线收发感测元件接口相同规范的发射器。

5. 如权利要求 1 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:该生理参数值检测器包括生理参数值感测元件,用以测量该使用者在运动负荷下的心 跳或脉搏的信号,并传至该移动电话本机,借以计算心跳率或脉搏率,其中该生理参数值检 测器是以外接的方式置于该移动电话本机外,再以有线或无线方式和该移动电话本机的微 处理器电气耦合,而该生理参数值感测元件在和该移动电话本机做无线连接时,具有与该 移动电话本机的有线/无线收发感测元件接口相同规范的发射器。

6. 如权利要求 1 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:还包含与该移动电话本机的微处理器电连接的环境检测器,其中该环境检测器用以检 测该使用者所处的运动环境的气压及温度,而该环境检测器所取得的数据也可分别供该只 读存储器内建的第一运算程序单元所对应的工作命令及第二运算程序单元所对应的工作 命令估测该最大摄氧量及无氧阈值。

7. 如权利要求 6 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:该环境检测器包括环境感测元件,用以检测运动环境的温度及气压,借以将运动过程中 检测到的数据校正成标准状况下的值,其中该环境检测器设置于该移动电话本机内。

8. 如权利要求 6 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:该环境检测器包括环境感测元件,用以检测运动环境的温度及气压,借以将运动过程中 检测到的数据校正成标准状况下的值,其中该环境检测器是以外接的方式置于该移动电 话本机之外,再以有线或无线方式和该移动电话本机的微处理器电气耦合,而该环境感测 元件在和该移动电话本机做无线连接时,具有与该移动电话本机的有线/无线收发感测元 件接口相同规范的发射器。

9. 如权利要求 1 所述的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,其特征在 于:还包含至少一传输线,其两端分别电连接至该动作检测器或生理参数值检测器及移动 电话本机,使得该动作检测器或生理参数值检测器与移动电话本机间能借以进行信号传 输。

10. 一种由移动电话装置衡量运动状态及支持运动训练的方法,适用于衡量使用者的 运动状态,并可支持该使用者的运动训练,该移动电话装置配戴于使用者身体上,随使用者 一起运动,并包含:移动电话本机,包括微处理器、只读存储器以及有线/无线收发感测元 件接口、使用者接口、震动器及响铃,该只读存储器以及有线/无线收发感测元件接口与 该微处理器电连接,该使用者接口包括供该使用者输入各项参数数据的显示器及键盘,该震 动器、响铃及显示器是分别以震动、音频信号及视频信号方式来提示使用者,借以与该使用

者间进行互动；动作检测器，与该微处理器电气耦合，且包括加速度感测组件，用以检测该使用者单位时间所跑的步数，借以计算速度、位移距离、功以及代表运动强度的功率；生理参数值检测器，设置于该移动电话本机之外，且与该微处理器电气耦合，其中该有线/无线收发感测元件接口供该动作检测器及生理参数值检测器以有线或无线方式与该移动电话本机的微处理器电气耦合；其中该微处理器从该只读存储器取出指令并进行译码以输出利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的最大摄氧量的工作命令、利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的无氧阈值的工作命令、利用该最大摄氧量来支持该使用者的运动训练的工作命令以及利用该无氧阈值来支持该使用者的运动训练的工作命令；

该方法包括：

(a) 利用该移动电话装置来测量该使用者的运动强度，其中该 (a) 步骤包括以下子步骤：

(a-1) 由该移动电话装置的使用者接口包括的键盘输入该使用者的性别、身高、体重、年龄及跨步距离；

(a-2) 通过该移动电话装置的动作检测器的加速度感测组件，以检测该使用者单位时间所跑的步数；及

(a-3) 通过该移动电话装置，自动计算出该运动强度，其中该运动强度定义为，该单位时间所跑的步数乘以该所输入的跨步距离，或乘以由该使用者的身高所估算的跨步距离，再乘以该使用者的体重；

(b) 通过该移动电话装置，分多个阶段渐进增强调控该使用者的运动强度，使在一设定范围内，同步测量各阶段该使用者的生理参数值数据，其中该生理参数值数据为心跳率，且该 (b) 步骤包括以下子步骤：

(b-1) 由该移动电话装置的键盘，设定一运动强度增强等级；

(b-2) 通过该移动电话装置，发出执行一等强度热身阶段的提示；

(b-3) 通过该移动电话装置，检测该使用者于该热身阶段的心跳率及运动强度；

(b-4) 通过该移动电话装置，提示该使用者，其运动强度应维持在一与所述强度热身阶段对应的设定目标区内；

(b-5) 若该移动电话装置检测出一预定的热身时程已完成，则该移动电话装置发出执行一运动强度分阶段渐进增强的提示；

(b-6) 通过该移动电话装置，检测该使用者的心跳率、运动强度及所述阶段的其中一阶段时程是否已完成；

(b-7) 通过该移动电话装置，比较该使用者的心跳率是否大于或等于一运动安全最高限心跳率，若结果为是，则该移动电话装置提示该使用者立即停止运动，若结果为否，则该移动电话装置提示该使用者，其运动强度应维持在一与该其中一阶段时程对应的另一设定目标区内；及

(b-8) 若该其中一阶段时程已完成，但是该移动电话装置尚未完成估测该最大摄氧量或无氧阈值，则该移动电话装置提示将进行下一阶段时程的运动强度渐进增强；

(c) 通过该移动电话装置，利用该运动强度数据及生理参数值数据来估测该使用者的最大摄氧量，其中该 (c) 步骤包括以下子步骤：

(c-1) 由该移动电话装置选择一估测该最大摄氧量的模式；
(c-2) 选择转接所有来电或利用数据传送运动信息；
(c-3) 通过该移动电话装置，配对存储该心跳率及运动强度；
(c-4) 通过该移动电话装置，检查其中是否已存储至少三对以上的心跳率和运动强度的数据；

(c-5) 若该 (c-4) 步骤的检查结果为是，则通过该移动电话装置，检测该心跳率和运动强度之间，是否具有线性关系存在；及

(c-6) 若该 (c-5) 步骤中的检测结果为是，则通过该移动电话装置，由该心跳率及运动强度估测出该使用者的最大摄氧量，并以该使用者的性别与年龄以及环境因素作调校修正，再将修正后的最大摄氧量除以该使用者的体重，以求得该使用者单位重量的最大摄氧量；

(d) 通过该移动电话装置，利用一基于微处理器的数学运算模式来整合运算该运动强度及生理参数值数据，以估测该使用者的无氧阈值；以及

(e) 通过该移动电话装置，利用该所求得的使用者的最大摄氧量或无氧阈值，设定执行该使用者的运动计划。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于，该 (b-7) 子步骤中的运动安全最高限心跳率 = $85\% \times (220 - \text{年龄})$ 。

12. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于，该 (d) 步骤包括以下子步骤：

(d-1) 由该移动电话装置选择估测该无氧阈值的模式；

(d-2) 选择转接所有来电或利用数据传送运动信息；

(d-3) 借助该移动电话装置，计算每一运动强度数据所对应的熵值；以及

(d-4) 借助该移动电话装置，计算出具有最小熵值的运动强度，该具有最小熵值的运动强度所对应的心跳率、运动强度及时间即为该无氧阈值点数据所对应的心跳率、运动强度及时间。

13. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于，该 (d) 步骤包括以下子步骤：

(d-11) 由该移动电话装置选择估测该无氧阈值的模式；

(d-12) 选择转接所有来电或利用数据传送运动信息；

(d-13) 借助该移动电话装置，计算每一运动强度数据所对应的心跳率变异性乘幂；以及

(d-14) 借助该移动电话装置，计算出具有—预定心跳率变异性乘幂 $\text{Power}(n)$ 的运动强度，该 (n) 代表心跳的连续数目，该具有预定心跳率变异性乘幂 $\text{Power}(n)$ 的运动强度所对应的心跳率、运动强度及时间即为该无氧阈值点数据所对应的心跳率、运动强度及时间，其中该预定心跳率变异性乘幂 $\text{Power}(n)$ 小于一预设底限值，且其斜率 $\text{Power}(n-1) - \text{Power}(n)$ 小于一默认值。

14. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于：该数学运算模式为线性回归法。

15. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于：该数学运算模式为三阶曲线回归法。

16. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于：该数学运算模式为逻辑增长函数法。

17. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于，该生理参数值数据为心跳率，且该 (e) 步骤包括以下子步骤：

- (e-1) 由该移动电话装置选择运动训练支持的模式；
- (e-2) 选择转接所有来电或利用数据传送运动信息；
- (e-3) 借助该移动电话装置,核对并更新个人各项参数；
- (e-4) 在该移动电话装置上选择运动项目及目标；
- (e-5) 在该移动电话装置上选择以该最大摄氧量或无氧阈值点来设定一运动强度指数；
- (e-6) 由该移动电话装置中的对应关系值表,取得该运动强度指数所对应的心跳率；
- (e-7) 借助该移动电话装置,计算对应的心跳率的上、下限值；
- (e-8) 在该移动电话装置设定一运动时程；
- (e-9) 借助该移动电话装置,检测该使用者的心跳率及运动强度；以及
- (e-10) 借助该移动电话装置,提示使用者调控运动强度,借以使该使用者的心跳率维持在该运动强度指数所对应的心跳率的上、下限值内。

可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置及方法

技术领域

[0001] 本发明是一种移动电话装置,特别是涉及一种可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置。

背景技术

[0002] 近年来,人们开始盛行利用运动来改善其健康,例如利用运动来进行减肥、改善心血管循环、去除有害的胆固醇、增加肺活量及降血压等。然而,在进行运动时,却是必须时时刻刻注意保持适当的运动强度水平,因为若运动强度水平过低,则并无运动效果,而过高则容易导致危险。在运动俱乐部内,由于有各种专业设计的运动器材,如原地跑步机、脚踏车测力器等,其都是可以精确设定,也可以很方便地用来测量运动过程中所产生的各种相关数据,同时也不容易受外来因素干扰,因此在运动俱乐部内,所谓的运动强度的控制并不成问题。然而,在从事户外运动时,并不易衡量何为合适的运动强度,这是因为户外运动受较多的各种外来因素影响,所以较难以掌控数据的测量、撷取及传送。

[0003] 目前所盛行的各项户外运动,例如快走、慢跑、骑户外脚踏车等,特别是综合了跑与走的慢跑运动,由于可以在任何时候及任何地点,以最少的装备来进行,而且运动功效卓著,因此更是普遍盛行。也正因为各种户外运动的普遍盛行,因而衍生了对户外运动的运动衡量及运动训练支持器具的需求。

[0004] 一般说来,对于运动衡量及运动训练支持器具的主要功能要求有三点。第一点是必须能正确测量及计算各项在进行中的运动参数、数据及生理参数值,以用来估测各项运动生理指数。第二点是必须能应用运动生理指数来设定目标范围区,以向运动者提供指导信息,使其遵循,以避免危险,并获得运动效果。第三点是需要能够记录运动过程的各项数据,并提供分析比较,从而改善体适能。也就是说,对于运动者而言,运动衡量及运动训练支持器具就如同一位随身的运动指导教练。

[0005] 上述所谓的运动过程数据及生理参数值包括速度、位移距离、所做的功、消耗的卡路里、输出的功率、最大摄氧量(VO_2max)、无氧阈值(Anaerobic Threshold, AT)、心跳率、脉搏率、心电图及血压值等。而运动衡量流程则包含了数据的撷取、运算、存储与传输。

[0006] 参阅图1,一般可衡量运动状态及支持运动训练的装置包含中央处理单元(Central Processing Unit, CPU) 201、时钟线路 202、多个按键 203、告警器 204、显示器 205、只读存储器(Read Only Memory, ROM) 206、随机存取存储器(Random Access Memory, RAM) 207、总线 208、脉搏率检测器 209 及身体动作检测器 210。该 CPU 201 经由总线 208 执行对各部分单元的控制,并执行各种程序及运算。ROM 206 用于存储 CPU 201 所使用的基本程序,包括 Astrand-Ryhming 列线图表(Nomogram)。RAM 207 临时存储了各种 CPU 201 运算的中间数据。感测器接口 211 可在设定的时间内,由身体动作检测器 210 及脉搏率检测器 209 的模拟输出,采样并转换成数字信号,再提供给 CPU 201。身体动作检测器 210 如用于人体运动,则是利用加速度感测器来检测身体动作,借以计算运动强度。如应用于其它运动,如踩踏脚踏车运动,也可利用其它的感测器,来检测脚踏车的速度及运动者施于脚踏车

的力量。人机接口则包含有各种按键 203, 用来进行各种参数、数值, 如身高、体重、性别等的输入及各项运作功能模式的设定。告警器 204 在 CPU 201 的控制下, 用以发出用来提醒使用者各种状况变化的告警, 而且此种告警的形式并不只限于声音, 只要人的感官能够察觉到即可, 例如震动信号或视频信号。显示器 205 用以显示各项来自 CPU 201 的信息。时钟线路 202 除了正常计时功能外, 还可用作定时器。

[0007] 举例来说, 美国专利申请 No. 6, 241, 684 公开了利用加速度感测器来侦测身体运动, 以求出运动强度, 并利用光电感测器来侦测脉搏率。由于正常人的脉搏率等于心跳率, 因此可以用脉搏率来代表心跳率。接着, 再利用 Astrand-Ryhming 列线图表中有关心跳率、运动强度, 及最大摄氧量的对应关系来求出最大摄氧量。此专利的装置中配备有气压计, 可利用气压的变化来计算步道的斜度, 进而修正跑步的跨距。该装置也可利用红外线来与个人计算机间进行数据传输。同时, 该装置也可对使用者发出提示的音频信号, 借以和使用者进行互动, 以便修正运动强度及心跳率。另外, 此装置在外型上可做成数种衍生型, 例如腕表状、项链、眼镜等。

[0008] 另外, 美国专利申请 No. 6, 450, 967 公开了一种用来测量、判定无氧阈值的程序方法。

[0009] 再者, 美国专利申请 No. 6, 512, 948 公开了一种运动机器, 其具有二种估测无氧阈值的方式, 并利用无氧阈值来进行运动强度的设定, 以适应不同运动目的的需求。

[0010] 基本上, 将上述运动衡量及运动训练支持装置所包含的硬件组件与现代各种不同系统的蜂窝式移动电话装置所包含的硬件组件进行比较, 发现除了感测器及运算软件外, 几乎全部可互为通用。所以, 也就是说, 将蜂窝式移动电话装置加上相关的感测器及运算软件后, 即可具有运动衡量及运动训练支持功能。

[0011] 在文献上, 也已经有将蜂窝式移动电话装置和加速度感测器及 / 或生理参数值检测器结合应用的例子。举例来说, 美国专利申请 No. 6, 501, 420 及 No. 6, 320, 534 公开了利用加速度感测器, 并结合蜂窝式移动电话, 来检测使用者身体动作, 以进行方位标定。该加速度感测器可将身体动作转换成电信号, 从而计算出步数、速度、位移, 并可结合全球卫星定位系统 (Global Positioning System, GPS) 及区域定位系统 (Local Positioning System, LPS), 以进行个人导航中的位置标定。此种用途的加速度感测器只是被动地测量人体的加速度, 以进行方位的计算, 并没有与移动电话结合后和使用者进行互动的运动功能, 更没有结合生理参数值检测器来测量使用者在运动负荷下的生理参数值, 由此估测运动指数并利用该运动指数来做运动训练支持的功能。

[0012] 此外, 美国专利申请 No. 6, 602, 191 揭露一种移动电话和健康监控看护器具的结合应用。该专利申请中的无线健康监控器具 (Wireless Health-Monitoring Apparatus) 是由二个装置所组成, 一称为健康监控装置 (Health Monitoring Device), 另一则称为无线网络装置 (Wireless Web Device), 实际上就是移动电话。这二个装置间是以有线或无线的方式连接, 以进行数据资料的传输。在功能定义上, 该健康监控装置可作为疾病监视时的生理参数监视器, 如血糖监视器、血压监视器、心电图记录器、心跳监视器等。而当作为健康管理时, 该健康监控装置可以是运动器具, 如脚踏车测力器、跑步机、有氧或无氧运动器等。基本上, 感测器将各项生理参数数据传送至健康监控装置进行处理, 再传输给无线网络装置, 然后经由网络和计算机服务器连接, 以进行运算资料的连接及互动的应用。实际上,

此专利申请中的移动电话的作用只是用来作为数据信息的传输,而并未应用移动电话本身的各项硬件来结合各种感测器,以进行生理参数值检测或运动衡量及运动训练支持。

[0013] 再者,题为“SYSTEM AND METHOD FOR INTERACTING WITH A USER'S VIRTUAL PHYSIOLOGICAL MODEL VIA A MOBILE TERMINAL”的美国专利申请 No. 6,817,979 揭露了一种应用移动电话和使用者的实际生理模式进行互动的办法。该美国专利申请公开中与移动电话结合应用的多项感测器包含了生理参数值检测器及加速度感测器。该移动电话将收集到的多项生理数据 (Physiological Data),如心跳率、血压、体重、卡路里消耗、形体尺寸等信息,经由无线网络传输给网络服务器 (Server),其中该移动电话的作用如同调制解调器 (Modem)。接着,该服务器再将这些信息整合成实际生理模式 (VirtualPhysiological Mode)。然后,该服务器的体适能引擎 (Fitness Engine) 将生理数据转化成体适能数据 (Fitness Data),且这些体适能数据可再经由无线网络传输回使用者的移动电话,其中上述体适能数据包括运动回复率及体脂率。

[0014] 然而,上述美国专利申请公开 No. 6,817,979 完全未提及其所运用的生理指数为何,例如并未揭露生理指数为国际间在运动生理学上具有明确、严格定义 (Strict Definition) 的最大摄氧量 (VO₂max) 及无氧阈值,因而该美国专利申请公开中当然也完全未揭露需要依靠计算机辅助运算软件将所揭露的体适能数据、心跳率及运动强度进一步整合、运算及判读,以取得该二种指数。再者,该美国专利申请公开中需要利用网络服务器来进行数据处理,显然会加重网络服务器的负担。

[0015] 综观上述,由于人们开始习惯利用运动来改善及维持健康,因此 市场上对运动衡量及训练支持装置的需求已与日俱增。而且,现代的移动电话装置在型体上,更加轻、薄、短、小。由于移动电话装置的硬件组件和运动衡量及训练支持装置的硬件组件互为通用,因而也就具备了使移动电话装置的功能扩展、升级成为具备运动衡量及运动训练支持功能的充分必要条件。同时,更因为移动电话所具备的可移动性、信息与数据的可存储性以及无线数据传输功能,因此得以实现运动过程中的实时远程监控。因此,当移动电话装置具备了运动衡量及训练支持功能后,不但可扩展移动电话的应用功能层面,相对地,也提升了一般运动衡量及运动训练支持装置的功能,因而产生了相乘的效果。

发明内容

[0016] 本发明的主要目的,在于提供一种可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,可用来简便、有效地测量最大摄氧量以及无氧阈值。无氧阈值及最大摄氧量同样是运动生理学上与耐力性运动能力相关的最为密切的生理指数,且同样可被用来量化衡量一个人的耐力、确认运动训练成果并可用来作为运动训练的负荷指数。此外,本发明移动电话装置可以利用所测量到的最大摄氧量或无氧阈值来进行负荷设定,借以和运动者进行互动,以提醒与运动者合适的运动强度所对应的脉搏率的上、下限,而让使用者得以进行安全且有效的运动,并可利用量化的数据来衡量及比较运动效果。

[0017] 因此,本发明的一种可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置适用于衡量使用者的运动状态,并可支持该使用者的运动训练。该移动电话装置包含移动电话本机、动作检测器、生理参数值检测器、第一运算程序单元、第二运算程序单元、第三运算程序单元及第四运算程序单元。该移动电话本机包括微处理器、与该微处理器电连接的只读存储器

以及有线 / 无线收发感测元件接口。该动作检测器与该微处理器电连接,用以衡量该使用者的运动状态。该生理参数值检测器设置于该移动电话本机之外,且与该微处理器电连接,用以检测该使用者运动时的生理参数值,其中该有线 / 无线收发感测元件接口供该动作检测器及生理参数值检测器以有线或无线方式与该移动电话本机的微处理器相连接。该第一运算程序单元内建于该只读存储器中,且利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的最大摄氧量。该第二运算程序单元内建于该只读存储器中,且利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的无氧阈值。该第三运算程序单元内建于该只读存储器中,且利用该第一运算程序单元估测所得的最大摄氧量来支持该使用者的运动训练。该第四运算程序单元内建于该只读存储器中,且利用该第二运算程序单元估测所得的无氧阈值来支持该使用者的运动训练。

[0018] 再者,本发明具有功能扩充性的移动电话装置适用于衡量使用者的运动状态,并可支持该使用者的运动训练,且包含移动电话本机、第一运算程序单元、第二运算程序单元、第三运算程序单元及第四运算程序单元。该移动电话本机包括微处理器、与该微处理器电连接的只读存储器以及有线 / 无线收发感测元件接口。该第一运算程序单元内建于该只读存储器中,且利用自该移动电话本机外部所取得的数据来估测该使用者的最大摄氧量。该第二运算程序单元,内建于该只读存储器中,且利用该数据来估测该使用者的无氧阈值。该第三运算程序单元内建于该只读存储器中,且利用该第一运算程序单元估测所得的最大摄氧量来支持该使用者的运动训练。该第四运算程序单元,内建于该只读存储器中,且利用该第二运算程序单元估测所得的无氧阈值来支持该使用者的运动训练。

[0019] 根据本发明的一个方面,提供一种可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置,配戴于使用者身体上,随使用者一起移动,适用于衡量使用者的运动状态,并可支持该使用者的运动训练,其特征在于,该移动电话装置包含:

[0020] 移动电话本机,包括微处理器、只读存储器、随机存取存储器、有线 / 无线收发感测组件接口、使用者接口、震动器及响铃,该只读存储器以及有线 / 无线收发感测组件接口与该微处理器电连接,该随机存取存储器暂存该微处理器运算的中间数据,该使用者接口包括供该使用者输入各项参数数据的显示器及键盘,该震动器、响铃及显示器是分别以震动、音频信号及视频信号方式来提示使用者,借以与该使用者间进行互动;

[0021] 动作检测器,与该移动电话本机的微处理器电气耦合,并用以衡量该使用者的运动状态,且包括加速度感测组件,用以检测该使用者单位时间所跑的步数,借以计算速度、位移距离、功以及代表运动强度的功率;及

[0022] 生理参数值检测器,设置于该移动电话本机之外,且与该移动电话本机的微处理器电气耦合,用以检测该使用者运动时的生理参数值,其中该有线 / 无线收发感测组件接口供该动作检测器及生理参数值检测器以有线或无线方式与该移动电话本机的微处理器电气耦合,其中该生理参数值为心跳率;

[0023] 其中该微处理器从该只读存储器取出指令并进行译码以输出利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的最大摄氧量的工作命令、利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的无氧阈值的工作命令、利用该最大摄氧量来支持该使用者的运动训练的工作命令以及利用该无氧阈值来支持该使用者的运动训练的工作命令;

[0024] 其中使用者个人参数及计算的中间结果存储于所述随机存取存储器,所述微处理器从所述只读存储器,取出指令及从所述随机存取存储器取出相关数据后,即可控制该震动器、响铃及显示器,分别以震动、音频信号及视频信号方式来提示使用者进行强度递增的运动负荷测验,继而该微处理器即可自前述动作检测器取得使用者运动强度,自生理参数值检测器取得使用者心跳率,所述微处理器经查核配对取样至少 3 对,并检测其具线性增长关系后,再查对该只读存储器所存储的最大摄氧量对应运动强度及心跳率间关系的列线图,经年龄因子调整,即可估测出使用者的最大摄氧量;

[0025] 所述微处理器经由该只读存储器所存储的估测无氧阈值的运算数学模式,进行运算,即可估测求得使用者的无氧阈值;

[0026] 所述微处理器从所述只读存储器取出使用者最大摄氧量所对应的心跳率及运动强度之关系数据,控制该震动器、响铃及显示器,提示使用者利用该使用者接口,来选择运动项目及目标,以设定运动强度及运动持续时间,以及该微处理器计算心跳率上、下误差值,并控制该震动器、响铃及显示器,分别以震动、音频信号及视频信号方式,来提示使用者进行设定范围内的运动;

[0027] 所述微处理器从所述只读存储器取出使用者无氧阈值所对应的心跳率及运动强度之关系数据,控制该震动器、响铃及显示器,提示使用者利用该使用者接口,来选择运动项目及目标,以设定运动强度及运动持续时间,以及该微处理器计算心跳率上、下误差值,并控制该震动器、响铃及显示器,分别以震动、音频信号及视频信号方式,来提示使用者进行设定范围内的运动。

[0028] 根据本发明的另一个方面,提供一种由移动电话装置衡量运动状态及支持运动训练的方法,适用于衡量使用者的运动状态,并可支持该使用者的运动训练,该移动电话装置配戴于使用者身体上,随使用者一起运动,并包含:移动电话本机,包括微处理器、只读存储器以及有线/无线收发感测元件接口、使用者接口、震动器及响铃,该只读存储器以及有线/无线收发感测元件接口与该微处理器电连接,该使用者接口包括供该使用者输入各项参数数据的显示器及键盘,该震动器、响铃及显示器是分别以震动、音频信号及视频信号方式来提示使用者,借以与该使用者间进行互动;动作检测器,与该微处理器电气耦合,且包括加速度感测组件,用以检测该使用者单位时间所跑的步数,借以计算速度、位移距离、功以及代表运动强度的功率;生理参数值检测器,设置于该移动电话本机之外,且与该微处理器电气耦合,其中该有线/无线收发感测元件接口供该动作检测器及生理参数值检测器以有线或无线方式与该移动电话本机的微处理器电气耦合;其中该微处理器从该只读存储器取出指令并进行译码以输出利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的最大摄氧量的工作命令及利用该动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测该使用者的无氧阈值的工作命令、利用该最大摄氧量来支持该使用者的运动训练的工作命令以及利用该无氧阈值来支持该使用者的运动训练的工作命令;

[0029] 该方法包括:

[0030] (a) 利用该移动电话装置来测量该使用者的运动强度,其中该 (a) 步骤包括以下子步骤:

[0031] (a-1) 由该移动电话装置的使用者接口包括的键盘输入该使用者的性别、身高、体重、年龄及跨步距离;

[0032] (a-2) 通过该移动电话装置的动作检测器的加速度感测组件,以检测该使用者单位时间所跑的步数;及

[0033] (a-3) 通过该移动电话装置,自动计算出该运动强度,其中该运动强度定义为,该单位时间所跑的步数乘以该所输入的跨步距离,或乘以由该使用者的身高所估算的跨步距离,再乘以该使用者的体重;

[0034] (b) 通过该移动电话装置,分多个阶段渐进增强调控该使用者的运动强度,使在一设定范围内,同步测量各阶段该使用者的生理参数值数据,其中该生理参数值数据为心跳率,且该 (b) 步骤包括以下子步骤:

[0035] (b-1) 由该移动电话装置的键盘,设定一运动强度增强等级;

[0036] (b-2) 通过该移动电话装置,发出执行一等强度热身阶段的提示;

[0037] (b-3) 通过该移动电话装置,检测该使用者于该热身阶段的心跳率及运动强度;

[0038] (b-4) 通过该移动电话装置,提示该使用者,其运动强度应维持在一与所述强度热身阶段对应的设定目标区内;

[0039] (b-5) 若该移动电话装置检测出一预定的热身时程已完成,则该移动电话装置发出执行一运动强度分阶段渐进增强的提示;

[0040] (b-6) 通过该移动电话装置,检测该使用者的心跳率、运动强度及所述阶段的其中一阶段时程是否已完成;

[0041] (b-7) 通过该移动电话装置,比较该使用者的心跳率是否大于或等于一运动安全最高限心跳率,若结果为是,则该移动电话装置提示该使用者立即停止运动,若结果否,则该移动电话装置提示该使用者,其运动强度应维持在一与该其中一阶段时程对应的另一设定目标区内;及

[0042] (b-8) 若该其中一阶段时程已完成,但是该移动电话装置尚未完成估测该最大摄氧量或无氧阈值,则该移动电话装置提示将进行下一阶段时程的运动强度渐进增强;

[0043] (c) 通过该移动电话装置,利用该运动强度数据及生理参数值数据来估测该使用者的最大摄氧量,其中该 (c) 步骤包括以下子步骤:

[0044] (c-1) 由该移动电话装置选择一估测该最大摄氧量的模式;

[0045] (c-2) 选择转接所有来电或利用数据传送运动信息;

[0046] (c-3) 通过该移动电话装置,配对存储该心跳率及运动强度;

[0047] (c-4) 通过该移动电话装置,检查其中是否已存储至少三对以上的心跳率和运动强度的数据;

[0048] (c-5) 若该 (c-4) 步骤的检查结果为是,则通过该移动电话装置,检测该心跳率和运动强度之间,是否具有线性关系存在;及

[0049] (c-6) 若该 (c-5) 步骤中的检测结果为是,则通过该移动电话装置,由该心跳率及运动强度估测出该使用者的最大摄氧量,并以该使用者的性别与年龄以及环境因素作调校修正,再将修正后的最大摄氧量除以该使用者的体重,以求得该使用者单位重量的最大摄氧量;

[0050] (d) 通过该移动电话装置,利用一基于微处理器的数学运算模式来整合运算该运动强度及生理参数值数据,以估测该使用者的无氧阈值;以及

[0051] (e) 通过该移动电话装置,利用该所求得的使用者的最大摄氧量或无氧阈值,设定

执行该使用者的运动计划。

附图说明

[0052] 下面结合附图及实施例对本发明进行详细说明：

[0053] 图 1 是一功能方块图,说明一般可衡量运动状态及支持运动训练的装置；

[0054] 图 2 是一功能方块图,说明本发明可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置的一个优选实施例；

[0055] 图 3 是一功能方块图,说明该优选实施例中当感测元件外接时,感测元件和移动电话本机之间的连接方式；

[0056] 图 4 是一图表,说明该优选实施例中所使用的 Astrand-Ryhming 列线图表；

[0057] 图 5 是一表格,说明 Astrand-Ryhming 列线图表的年龄校正因子；

[0058] 图 6 是一关系图,说明运动强度与心跳率间的关系；

[0059] 图 7 是一关系图,说明熵 (Entropy) 与运动强度间的关系；

[0060] 图 8 是一关系图,说明心跳率变异性乘幂与运动强度间的关系；

[0061] 图 9 是一流程图,说明本发明中运动强度渐进增强的调控流程的一个优选实施例；

[0062] 图 10 是一流程图,说明将本发明的移动电话装置应用于估测最大摄氧量的主动作流程的一个优选实施例；

[0063] 图 11 是一流程图,说明将本发明的移动电话装置应用于估测无氧阈值的主动作流程的一个优选实施例；

[0064] 图 12 是一流程图,说明将本发明的移动电话装置应用于运动训练支持功能的主动作流程的一个优选实施例；

[0065] 图 13 是一示意图,说明本发明中的固持护具的一个优选实施例；

[0066] 图 14 是一示意图,说明利用图 13 中的固持护具将移动电话装置固持于手上；

[0067] 图 15 是一示意图,说明将本发明可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置应用于跑步运动,且可经由一移动电话网络,进行运动过程中的实时远程监控；

[0068] 图 16 是一示意图,说明本发明可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置和个人计算机间的数据传输；

[0069] 图 17 是一关系图,说明利用回归线确定心跳率曲折点、第一乳酸转换点 (Lactate Turn Point) LTP1 及第二乳酸转换点 LTP2；

[0070] 图 18 是一关系图,说明利用心跳率 - 时间数据依照 Dmax 法检测心跳率曲折点；以及

[0071] 图 19 是一关系图,说明 Conconi 测验依照心跳率 - 运动强度数据展开的逻辑增长函数曲线顶上部分。

[0072] 发明详述

[0073] 参阅图 2、3,本发明可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置 1 的一个优选实施例适用于衡量使用者的运动状态,并可支持该使用者的运动训练,且包含移动电话本机 10、传输线 11(图 3)、包括动作检测器 121、生理参数值检测器 122 与环境检测器 123 的检测器部分 12、第一运算程序单元、第二运算程序单元、第三运算程序单元以及第四运算

程序单元（该四个运算程序单元在图中均未示出）。

[0074] 该移动电话本机 10 包括微处理器 117、只读存储器 (Read Only Memory, ROM) 113、随机存取存储器 (Random Access Memory, RAM) 114、用户身份模块 (Subscriber Identity Module, SIM) 卡 115、具有电池 118 的电源供应与监控单元 116、接收天线 101、具有发射单元、接收单元与频率合成器（三者皆未绘示于图中）的射频 (Radio Frequency, RF) 单元 102、基频单元 103、麦克风 104、响铃 105、听筒 106、具有显示器 107（如 LCD 显示器）与键盘 108 的使用者接口、时钟线路 109、震动器 110、有线连接埠 111（如 RS-232 或 USB 埠）、无线连接埠 112（如红外线或蓝牙埠）、有线 / 无线收发感测元件接口 100（图 3）及解复用器 119（图 3）。

[0075] 该移动电话本机 10 是一个由微处理器 117 控制的全双工调频对讲机。也就是说，接收和发射必须同时工作，因而微处理器 117 多采用速度超快且功能极强的特殊微处理器 - 数字信号处理器 (Digital Signal Processor, DSP)。这种微处理器的特殊之处在于，其可实施处理数据，多应用于不能容许数据处理有些许延迟的地方，例如，话机的听与说的功能，也就是接收和发射功能部分。

[0076] 该微处理器 117 和 ROM 113 及 RAM 114 组成逻辑单元。ROM 113 存储了整个移动电话装置 1 的基本操作程序和各种功能程序。ROM 113 中内建了各种基本程序，包括运动生理学上，用来估测各种生理指数、数据的各种关系图表，如估测最大摄氧量用的 Astrand-Ryhming 列线图表以及估测无氧阈值用的各种运算程序等，也就是上述第一至第四运算程序单元。

[0077] 微处理器 117 从 ROM 113 取出指令并进行译码后，输出各部分的工作命令，并协调各单元完成各自的功能。RAM 114 则存放常用数据及计算的中间结果。此外，微处理器 117 还负责收发信息的控制、键盘 108 的应答、SIM 卡 115 的读写以及震动器 110 与显示器 107 的控制。另外，该实时时钟线路 109 供内部时钟线路使用。而微处理器 117 还经由基频处理单元 103 控制麦克风 104、响铃 105 及听筒 106。再者，有线连接埠 111 及无线连接埠 112 更可用于与个人计算机进行信息及数据的交换。

[0078] 该动作检测器 121 包括加速度感测元件（未示出），用来检测运动者的身体动作。该加速度感测元件可将动作转换成电信号，从而计算出步数、速度、位移距离及运动强度。

[0079] 该生理参数值检测器 122 包括生理参数值感测元件（未示出），用以检测运动负荷下的生理参数值，如心跳率、脉搏率、心电图、血压、温度、呼吸气体交换数据等。依照测量项目的需求，不同的测量项目可使用不同类型的感测元件。例如若以间接测量法来估测最大摄氧量或无氧阈值时，则需要利用心跳率。由于正常人的心跳率（单位为 beats/min）等于脉搏率，因此在很多情况下，为了方便起见，皆以脉搏率来替代心跳率。至于，检测脉搏率则可有多种方式。例如，可使用压电麦克风感测元件来测量手腕挠骨动脉的跳动。又例如，由于在微血管中，血液的血红素会吸附光，而血液流量会随脉搏而变化，因此可应用如光收发器等感测元件来照射手指的微血管，使得在光接收器上产生脉冲信号，因而得以计测出脉搏率。

[0080] 该环境检测器 123 包括环境感测元件（未示出），用以检测运动环境的温度及气压，借以将运动过程中检测到的数据校正成标准状况下的数值。

[0081] 此外，该生理参数值检测器 122 必须以外接方式设置于该移动电话本机 102 的外

部。而该环境检测器 123 及动作检测器 121 皆可内建或外接。上述加速度感测元件、生理参数值感测元件及环境感测元件可经由该有线 / 无线收发感测元件接口 100 (图 3) 与该微处理器 117 连接。而当感测元件外接时,其可以利用有线或无线的方式和该微处理器 117 连接。

[0082] 至于,该第一运算程序单元内建于该 ROM 113 中,利用该动作检测器 121 及生理参数值检测器 122 所取得的数据来估测该使用者的最大摄氧量。该第二运算程序单元内建于该 ROM 113 中,利用该动作检测器 121 及生理参数值检测器 122 所取得的数据来估测该使用者的无氧阈值。该第三运算程序单元内建于该 ROM 113 中,利用该第一运算程序单元估测所得的最大摄氧量来支持该使用者的运动训练。该第四运算程序单元内建于该 ROM 113 中,利用该第二运算程序单元估测所得的无氧阈值来支持该使用者的运动训练。

[0083] 参阅图 3,其为外接的感测元件与移动电话本机 10 间的连接方式的示意图。多种感测元件(如第一感测元件 124 及第二感测元件 125)可经由复用器 128、传输线 11 以及移动电话本机 10 的解复用器 119 及有线 / 无线收发感测元件接口 100 而同时与移动电话本机 10 的微处理器 117 有线连接。

[0084] 至于,当感测元件(如第 n 感测元件 126)与移动电话本机 10 的微处理器 117 无线连接时,该无线感测元件必须具有与有线 / 无线收发感测元件接口 100 相同规范的发射器 127,其中该无线连接的方式可为电感、红外线、微波、射频或蓝牙等。

[0085] 再参阅图 2,具备上述架构的具有运动衡量及运动训练支持功能的移动电话装置 1 的动作功能详述如下。开始,使用者先利用键盘 108 将移动电话装置 1 切换至运动衡量及运动训练支持功能模式。接着,使用者再选择将该移动电话装置 1 设定为转接所有来电或利用数据传送运动信息。然后,使用者将个人的参数,如身高、体重、性别、年龄等资料输入该移动电话装置 1 并存储于 RAM 114 中。

[0086] 于是,该微处理器 117 接着从 ROM 113 取出相关的运动程序指令,再从 RAM 114 取得上述输入数据后,各项工作指令便输出于显示器 107 上。当身体运动开始后,微处理器 117 即自动从动作检测器 121 取得身体动作信号。同时,微处理器 117 同步从生理参数值检测器 122 取得运动负荷下的生理参数值数据,如心跳率、脉搏率、心电图、血压、温度、氧摄入量、二氧化碳产生量等。至于应使用何种项目的生理参数值,则视需求而定,且应依照生理参数值项目的需求而配备合适种类的检测器。

[0087] 然后,该微处理器 117 将取得的数据运算比较后,移动电话装置 1 可借由响铃 105、震动器 110 及显示器 107,分别以音频信号、震动及视频信号方式来提示运动者应调整控制运动强度。再加上从环境检测器 120 所取得的环境数据,该移动电话装置 1 将相关数据运算处理后,便可完成各项运动生理指数的估测。这些所求得的生理指数可被用来设定运动强度,以进行安全且有效的运动。同时,运动过程中的数据还可加以存储,使得在运动结束后,该移动电话装置 1 可经由有线连接埠 111 或无线连接埠 112 来和 PC 进行信息数据的交换。而在运动过程中,使用者也可选择将运动数据经由双向数据传输功能,传送给通信网络中的监控计算机,以完成实时的远程监控。

[0088] 以下说明本发明可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置中所应用的理论方法及原理。所谓运动衡量是指,利用动作检测器 121 来测量运动,也就是将运动以物理量来量化成速度、位移距离、功、功率。而功率即等同于运动强度,其单位是 kpm/min。kpm

是功的单位,是由 kp(kilopond) 和 m(meter) 组成,且意义等于 kgm。因此,kpm/min 意义等同于 kgm/min。

[0089] 当动作检测器 121 用于跑步的运动衡量时,一般是以加速度感测元件固定在身体上适当的位置,例如,手腕上。由于加速度感测元件会随加速度的大小,而产生模拟电压脉冲信号,因此当手臂随着运动者的跑动而摆动时,加速度感测器即可输出检测到的电压脉冲信号。借由频率分析,并应用快速傅立叶变换(Fast Fourier Transform,FFT),可从此脉冲信号中撷取所需的信号,再加以换算,即可求得单位时间内所跑动的步数(步数/分)。

[0090] 然后,将运动者的跨步距离(米/步)乘以单位时间内所跑动的步数,即可得速度(米/分)。再将运动者的体重乘以速度(米/分,m/min),即可得到运动强度(kgm/min 或 kpm/min)。

[0091] 而跨步距离(米/步)可直接以校验值输入,或间接以身高乘以固定系数,或用身高及体重的函数的对应关系来求得,或以速度的函数予以修正,因跨步距离会随速度而改变。所输入的跨步距离存储于 RAM 114 中,可用于计算运动强度。所以,动作检测器 121 在测量运动强度后,可衍生计算而求得累计步数、累计步程(位移距离)及速度。由于使用加速度感测元件来测量运动者动作的各项参数是属于一般技术,所以本说明书中不再多做说明。

[0092] 至于,本发明中所谓运动训练支持功能是指,应用所估测得的两种在运动生理学上与耐力性运动能力高度相关的生理指数-最大摄氧量及无氧阈值来作为运动训练的负荷指数,并借助提示功能,使运动者得以调整控制运动强度、心跳率,以进行安全、有效的运动。此外,该两种生理指数也可应用来量化衡量人的体适能,并量化、比较及确认运动训练的成果。

[0093] 运动生理学上所谓最大摄氧量,是指一个人在海平面上,从事最剧烈的运动下,组织细胞每分钟所能消耗或利用的氧的最高值。也就是说,最大摄氧量是运动者在进行尽全力运动时的最大消耗氧的能力。

[0094] 最大摄氧量是评价心肺耐力的最佳指数。将运动者的最大摄氧量(liter/min)除以运动者的体重,所得到的相对值(ml/kg/min),就是一项标准的呼吸循环适能的国际测定项目。

[0095] 最大摄氧量除了可以被用来量化衡量一个人的耐力,确认其运动训练成果外,同时也可被用来做运动训练的负荷指数。例如,美国运动医学会推荐中年人应为健康而运动,其最适当的运动训练强度为最大摄氧量的 50-85% 的强度。

[0096] 而无氧阈值在运动生理学上,是指运动时肌肉中乳酸开始堆积的门槛值。此门槛值是以递增的运动强度来求得,其也是判定人体由有氧性运动开始出现无氧性能量参与的运动分界点。

[0097] 无氧阈值和最大摄氧量同样可以被用来量化衡量一个人的耐力,确认运动训练成果,同时也被用来做运动训练的负荷指数。然而,依最近的研究证实,无氧阈值和耐力性运动能力的相关程度甚至超过最大摄氧量。

[0098] 以下说明最大摄氧量的估测法。最大摄氧量的估测法可概略区分为直接测定法及间接测定法。直接测定法是指,直接测量运动者在最大运动负荷下的呼气量,也就是分析呼气中氧与二氧化碳所含百分比,再求出每分钟摄氧量的最大值。

[0099] 直接测定法虽可用以测出真正的最大摄氧量,但是其为一种非常激烈的衰竭性运动,对年幼者及年长者不太合适。因而,研究人员研究探讨使用替代方法,而以间接测定的方式来求最大摄氧量。

[0100] 这些间接测定的方法可使受试者不需运动至衰竭,具有省事、省力、安全的效果,尤其是在无医护人员在场、不知受测者身体情况及受测者为未从事过最大强度运动的坐式生活者时,更是有其必要。

[0101] 间接测定法是让运动者进行强度递增的次最大运动负荷的运动,再同步测量在运动负荷下的生理参数值—心跳率。然后,可使用查表法、列线图表或代入公式等方法来估测求出最大摄氧量 x 。

[0102] 由于正常人的心跳率(单位为 beats/min)等于脉搏率,因此很多情况为方便起见,皆以脉搏率来替代心跳率。因此,可在运动下,由检测到的信号来计算出脉搏率。也就是说,同样可应用快速傅立叶变换来撷取所需的信号,以换算求得脉搏率。

[0103] 目前运动生理学上已发展出相当多的最大摄氧量的间接估测法,包括应用 Astrand-Ryhming 列线图表。以下为应用 Astrand-Ryhming 列线图表来间接估测最大摄氧量的说明。

[0104] 参阅图 4,其为应用于本发明中的 Astrand-Ryhming 列线图表。如图所示,运动强度及心跳率分别列在右轴及左轴。最大摄氧量则列线置于右轴及左轴间。性别参数则加注在运动强度和心跳率双轴上。由于, Astrand-Ryhming 列线图表的构成是基于一个前题假设,即运动者的运动强度和心跳率间存在着线性比例的增长关系。因此,在应用 Astrand-Ryhming 列线图表来估测最大摄氧量时,必须先确认运动强度与心跳率间存在线性比例增长关系。

[0105] 配合参阅图 5、6,如图 6 所示,当运动强度低于某一水平时,运动强度及心跳率会以线性比例的关系增长。在运动强度达到某一特定值时,线性比例的增长关系随即改变而趋缓,直到最后产生饱和。

[0106] 此线性比例增长关系开始产生改变的地方,也就是斜率开始改变的地方,即称为心跳率转折点(Heart Rate Deflection Point, HRDP)。这段直线也关连着运动者体适能的状况,且斜度愈平表示体适能、心肺机能愈佳,也就是对于同样的心跳率而言,运动者能够承受更大的运动强度。

[0107] 间接估测最大摄氧量是指,让运动者从事不同强度递增的运动负荷测验,再同步测量心跳率,而为了确认运动强度与心跳率的线性增长关系,必须至少三阶段测量三组以上的运动强度和心跳率的配对数据,并利用回归分析,分析确认其线性关系存在。

[0108] 在确认运动强度和心跳率是位于线性增长关系的范围内后,只要知晓运动者的性别,即可经由图 4 的列线图表来求得最大摄氧量。另外,由于最大摄氧量会随年龄增加而递减,所以所求得的最大摄氧量必须再经年龄校正因子予以调整。至于图 5,则是图 4 的 Astrand-Ryhming 列线图表的年龄校正因子表。

[0109] 以下说明无氧阈值的估测法。无氧阈值的估测方法有测血中乳酸、测换气及测心跳率。就名称而言,以分析血中乳酸而判定的无氧阈值称为乳酸阈值。以换气为判定方式的无氧阈值称为换气阈值。以心跳率为判定方式的无氧阈值称为心跳阈值。在实际上,则以测心跳率最为简便。然而,无论是那一种的无氧阈值,都必须受测者从事强度递增的运

动负荷测验,而在运动中或运动后,针对血液乳酸、换气或心跳率的反应进行分析。以采气法测量产出的 CO_2 及吸入的 O_2 后,再应用计算机计算相互间的关系,以判定无氧阈值的方法一般称为V-斜率法。

[0110] 再参阅图 6,其为整个心跳阈值估测理论的基础所在。1982 年,意大利的 Conconi 等人提出了心跳阈值的概念。Conconi 等人发现运动强度和心跳率所呈现的线性比例的增长关系,其心跳率随着跑速(运动强度)的增加,在某一运动强度上会有一曲折点,称为心跳率曲折点。经过了此点后,心跳率与运动强度间不再呈线性增加的关系,而是转而趋缓,直至饱和。此点又正好和换气阈值及乳酸阈值相符合。虽然,心跳率曲折点在实际上稍微高于无氧阈值,然而,一般皆可概略地认定心跳率曲折点等于无氧阈值。

[0111] 至于,心跳率曲折点的意义是,人类的心脏会随着身体运动强度的加剧,而调整跳动的速率,以补充肌肉活动所需的氧气与能量。然而,人体的心脏并无法无限制的加速,以提供运动所需的氧气与能量,因此,当运动强度到达某一值时,心脏跳动的速率开始无法跟着调高,使得血液中乳酸开始堆积、急剧上升,且肌肉开始产生缺氧现象。而此点即为所谓的无氧阈值。

[0112] 此项发现启始了以简单、方便、非侵入式的心跳率测量来判定心跳阈值。此方法即是著名的 Conconi 测验 (Test)。此方法是对受测者施以强度递增的运动负荷,再同步测量心跳率,并记录数据,以检测、找出心跳率曲折点,因而可判定心跳阈值。

[0113] 为了能精确地求出心跳率曲折点,以正确判定无氧阈值点,已有相当多的研究文献发表了各种不同的检测心跳率曲折点的分析方法,无论是最早期的以人工判定,或是多种以基于微处理器 (Microprocessor-base) 的计算机辅助运算的数学模式无氧阈值点测试方法,其中包括一次线性、三次曲线的回归线分析,以描绘检测点,并利用数学模式来计算心跳率曲折点。以下说明各种检测计算心跳率曲折点的方法,其中在热身运动(如进行 50W 运动强度 5 分钟,而 $1W = 6.12\text{kpm}/\text{min}$)后,对受测者施以强度递增的运动负荷(如每阶 15W 且每阶段时程 2 分钟),直到最大运动强度及最高心跳率产生。

[0114] 参阅图 17,例如,第一种方法为线性回归法 (Liner Regression Method)。此法考虑了第一乳酸转换点 (Lactate Turn Point) LTP1 及第二乳酸转换点 LTP2,而第二乳酸转换点 LTP2 即无氧阈值。此法以二阶多项式 (Second Degree Polynomial) 代表心跳曲线。由 LTP1 及最大运动强度的数据点,画二条最小标准差 (Minimum Standard Deviation) 的回归线,所得到的二条回归线的交点即为心跳率曲折点 HRDP。利用二条回归线的斜率,可计算出心跳曲线是上曲或下弯。

[0115] 参阅图 18,第二种方法为三阶曲线回归法 (Third Order Curvilinear Regression) (简称 Dmax 法)。如图所示,先取心跳率对应时间的数据,再计算心跳率回归曲线,然后将回归曲线的二端点以直线联接,再取曲线和直线最长距离的数据点,其即为心跳率曲折点。

[0116] 参阅图 19,第三种方法为逻辑增长函数法 (Logistical Growth Function)。此逻辑增长函数常用于建立会发生饱和现象的生物群体增长速度模型。心跳率和运动强度被输入以逻辑增长函数 ($y = 1/(abx+c)$) 为基础的计算机程序。逻辑增长函数会产生一个以增长率增长的心跳曲线,直到过了心跳率曲折点后,改为以减率增长直到最高心跳率产生。

[0117] 假设在运动强度为 P 时的心跳率为 H,则逻辑增长函数可以方程式 $H_p = 1/$

$(ab^p + (1/m))$ 来表示,其中 m 为最高心跳率, a 为截距 (Intercept), b 为斜率。接着,将此非线性的逻辑增长函数换成线性式,即 $(1/H_p) - (1/m) = ab^p$ 。然后,再对该线性式的等号两边取对数,可获得 $\ln((1/H_p) - (1/m)) = \ln a + (\ln b)p$,于是此逻辑增长函数的线性式可被应用在回归分析转换 (心跳率 - 运动强度) 数据上。

[0118] 如图 19 所示,取逻辑增长函数曲线的顶部部份,将其转化成导数曲线 (Derivative Curve) 进行计算分析。导数曲线的纵坐标对每一横坐标 (运动强度) 恰为给定曲线 (逻辑增长函数曲线) 的斜率。因此,可利用导数曲线纵坐标特定值来标定出运动强度及心跳率,而此点即代表心跳率转折点。为使分析曲线不漂移,其起始点的运动强度值必须为常数。

[0119] 近年来,更发展出分析在运动负荷下的心跳率变异性 (Heart Rate Variability, 即分析连续心跳脉冲波 R-R 间隔时间值的变化,其中 R-R 间隔时间值为心跳周期,而心跳率为其倒数) 的无氧阈值点测试方法。

[0120] 以下说明利用熵 (Entropy, E) 来判定无氧阈值点的理论与方法。在受测者完成热身运动 (例如进行 50W 运动强度的热身运动 5 分钟,其中 $1W = 6.12\text{kpm}/\text{min}$) 后,接着对其施以强度递增的运动负荷 (例如每阶段递增 15W,且每阶段时程 2 分钟),同时同步检测心跳信号的 R-R 间隔时间值 (一次心跳周期,单位是 ms),以 $R-R(n)$ 表示,其中 (n) 代表心跳的连续数目。而一次心跳周期的倒数即为心跳率 (单位为 beats/min)。

[0121] 而连续心跳周期的差为 $(R-R(n) - R-R(n+1))$,其中 $1 \leq n \leq N-1$,且 N 代表时间范围内的心跳总数。心跳率增高表示,心跳周期较前一周期变短。因此当心跳加速时,上式心跳周期差的值为正,而当心跳舒缓减速时,上式心跳周期差的值为负。

[0122] 接着,可将上述连续心跳周期的差以百分率指数 (Percent Index, PI) 来表示,称为心跳周期变化的百分率指数,如以下方程式 (1) 所示。 $PI(n) \% = (R-R(n) - R-R(n+1)) / R-R(n) \times 100\%$, $1 \leq n \leq N-1$ (1)

[0123] 为撷取较正确稳定的数据,可撷取每阶段时程的后 100 笔心跳率来计算 PI 值。

[0124] 至于,频率 $f(i)$ 是代表 $PI(n)$ 在某一范围值内所出现的次数,其中 i 是一个整数。而概率 $p(i)$ 可以方程式 (2) 表示,其中 $f = \sum_i f(i)$ 。

[0125] $p(i) = f(i) / f$ (2)

[0126] 于是,熵即可定义如以下方程式 (3)。

[0127] $E = -\sum_i p(i) \log_2 p(i)$ (3)

[0128] 参阅图 7,其为熵与运动强度的关系图。此判读用的关系图的意义是,若运动强度增加而熵降低,则表示尚未达无氧阈值点,而必须持续增加运动强度及计算 PI 值及熵。当熵达最低点时,此点即可被认定为无氧阈值点。此时的无氧阈值包含了三项要素,即心跳率、运动强度及时间。

[0129] 以下说明利用心跳率变异性乘幂 (Power of Heart Rate Variability) 来判定无氧阈值点的理论与方法。在受测者完成热身运动 (例如进行 50W 运动强度的热身运动 5 分钟,其中 $1W = 6.12\text{kpm}/\text{min}$) 后,接着对其施以强度递增的运动负荷 (例如每阶段递增 15W,且每阶段时程 2 分钟),同时同步检测心跳信号的 R-R 间隔时间值 (一次心跳周期,单位是 ms),以 $R-R(n)$ 表示,其中 (n) 代表心跳的连续数目。而一次心跳周期的倒数即为心跳率

(单位为 beats/min)。

[0130] 心跳率变异性乘幂 $Power(n)$ (单位为 ms^2) 即为连续心跳周期的差的平方, $1 \leq n \leq N-1$, N 代表时间范围内的心跳总数。 $Power(n)$ 可以方程式 (4) 求得。

[0131] $Power(n) = (R-R(n) - R-R(n+1))^2$ (4)

[0132] 接着, 计算单位时间内 $Power(n)$ 的平均值, 例如可在每阶段时程 2 分钟内, 以 30 秒为一个单位时间。于是, 可依所设定的运动负荷强度递增的程序, 分阶段进行加载, 直到达到最高心跳率。

[0133] 参阅图 8, 接着将所取得的 $Power(n)$ 的平均值数据, 利用回归分析法描绘成曲线。如图 8 所示, 心跳率变异性乘幂 $Power(n)$ 值会随着运动强度的递增而逐渐减小, 并逐渐趋近于零。此特性可用于判定 AT 点。当 $Power(n)$ 值低于预设底限值, 且其斜率 ($Power(n-1) - Power(n)$) 低于某一默认值时, 其即为 AT 点。此时的 AT 值包含了三项要素, 即心跳率、运动强度及时间。

[0134] 不论是估测最大摄氧量或无氧阈值, 也不论是采用哪一种估测方式, 都必须受测者从事强度递增的运动负荷测验, 再同步监测生理参数值。一般在实验室中, 都使用可精确设定、高价的运动机器, 如 脚踏车测力器、原地跑步机、升降用踏台。而运动强度递增的调控则多采用“定时、定量”的模式。

[0135] 在 Conconi 测验的外场测验 (Field Test) 中, 早期是使用“定距离、定量”增速的模式, 来执行强度递增的运动负荷测验。最近, 则已修正为“定时、定量”的模式, 也就是说由“定距离”修改成“定时”。

[0136] 本发明是借由固定在受测者身体上适当位置的加速度感测器及提示系统来仿真实验室运动机器, 以执行运动负荷强度递增程序。换句话说, 由加速度感测器所检测到的受测者手臂摆动所引起的电压脉冲信号经换算后, 可用以求得单位时间内所跑动的步数 (步数 / 分)。然后, 将单位时间内所跑动的步数 (步数 / 分) 乘以跨步距离 (米 / 步), 可得到速度 (米 / 分, m/min)。接着, 再将速度乘以体重, 即可求得运动强度 (kgm/min 或 kpm/min)。因此, 通过本发明中的提示系统, 可调控单位时间内所跑动的步数, 即可控制运动强度。同时, 再借由检测、控制阶段时程, 即可做到“定时、定量”的运动强度渐进增强调控。

[0137] 参阅图 2、9, 本发明中的运动强度渐进增强调控流程可仿真、替代运动机器, 用以进行“定时、定量”调控, 以便能在外场测试中, 估测最大摄氧量及无氧阈值。

[0138] 一开始, 如步骤 Sa1 所示, 使用者先利用移动电话装置 1 来设定运动强度增强等级。例如, 可将运动强度增强等级分成 5 等级, 其中愈高的级次在每一阶段时程所递增的运动强度愈高。此外, 假设每阶段时程为 1 或 2 分钟, 且第一级为每阶 20W ($1W = 6.12kpm/min$) 即表示, 在第一级次运动强度增强等级的每一阶段时程, 需递增 20W。一般而言, 体力较强的人较能适应较高的级次。而较低的增幅, 数据较平顺。

[0139] 接着, 如步骤 Sa2 所示, 该移动电话装置 1 发出执行热身的提示。此运动强度渐进增强的流程包括有一段等强度的热身阶段, 如以 50W 的运动强度热身 5 分钟。

[0140] 然后, 如步骤 Sa3 所示, 该移动电话装置 1 检测热身阶段的心跳率及运动强度。接着, 如步骤 Sa4 所示, 该移动式电话装置 1 将检测值与默认值进行比较, 以判定热身的运动强度是否在设定的目标区范围及允差内? 若检测值低于设定值, 则如步骤 Sa5 所示, 该移动电话装置 1 会提示运动强度太弱, 以告知运动者必须加速。若检测值在设定的目标区范

围及允差内,则如步骤 Sa6 所示,该移动电话装置 1 会发出如“合适”的提示信息,以告知运动者维持此种速度。若检测值高于设定值,则如步骤 Sa7 所示,该移动电话装置 1 会发出太强的提示信息,以告知运动者减速。

[0141] 无论是步骤 Sa5、Sa6 或 Sa7,接着皆需如步骤 Sa8 所示,该移动电话装置 1 检测预定的热身时程是否已到? 如果时程未到,则回到步骤 Sa3,再次检测心跳率及运动强度,并继续热身运动。如果热身时程已到,则如步骤 Sa9 所示,该移动电话装置 1 发出执行运动强度渐进增强的提示,以提示使用者开始进行所设定级次的运动强度渐进递增。然后,如步骤 Sa10 所示,该移动电话装置 1 检测热身阶段的心跳率及运动强度。

[0142] 接着,如步骤 Sa11 所示,该移动电话装置 1 判断心跳率检测值是否大于等于运动安全最高限心跳率 (Heart Rate Limit, HR Limit),其中该运动安全最高限心跳率 = 85% (220- 年龄)。如果为是,则如步骤 Sa20 所示,该移动电话装置 1 记录、存储运动数据,并提示使用者停止运动。如果为否,则如步骤 Sa12 所示,该移动电话装置 1 将检测值与默认值进行比较,以判定运动强度是否在设定的目标区范围内? 若检测值低于设定值,则如步骤 Sa13 所示,该移动电话装置 1 提示运动强度太弱,以告知运动者加速。若检测值在设定的目标区范围、允差内,则如步骤 Sa14 所示,该移动电话装置 1 会发出如“合适”的提示信息,以告知运动者维持此种速度。若检测值高于设定值,则如步骤 Sa15 所示,该移动电话装置 1 会提示太强,以告知运动者减速。

[0143] 无论是步骤 Sa13、Sa14 或 Sa15,接着皆需如步骤 Sa16 所示,该移动式电话装置 1 计算运动数据以估测运动生理指数 (如最大摄氧量及无氧阈值)。由于,此运动强度渐进增强的调控流程是采取在每一阶段时程定量增强后,然后即保持恒速运动。因此,若撷取每一阶段时程后半段的生理参数值、心跳率数据,则数据会较稳定、精确、异常值较少。

[0144] 接着,如步骤 Sa19 所示,该移动电话装置 1 检视运动生理指数是否估测完成? 如果尚未完成,则如步骤 Sa17 所示,该移动电话装置 1 检测阶段时程是否已完成? 如果阶段时程尚未完成,则再次进行检测心跳率及运动强度的步骤 Sa10,并继续执行原本设定的运动强度。如果阶段时程已完成,则如步骤 Sa18 所示,该移动电话装置 1 提示增强运动强度至次阶,再回到步骤 Sa9,该移动电话装置 1 发出执行运动强度渐进增强的提示。因此,在如此重复运动强度渐进增强的调控流程下,如果步骤 Sa19 的判断结果为是,即运动生理指数已完成估测,则接着如步骤 Sa20,该移动电话装置 1 记录存储运动数据。

[0145] 配合参阅图 10,以下说明本发明中应用移动电话装置 1 以及图 9 的运动强度渐进增强调控流程来估测最大摄氧量的应用例。如步骤 Sb1,先利用移动电话装置 1 的键盘 108 将移动电话装置 1 切换至估测最大摄氧量的模式。接着,如步骤 Sb2 所示,利用移动电话装置 1 选择转接所有来电或以数据传送运动信息。接着,如步骤 Sb3 所示,利用移动电话装置 1 来输入个人各项参数,如身高、体重、性别、年龄等。接着,如步骤 Sb4 所示,进行运动强度渐进增强控制程序。接着,如步骤 Sb5 所示,该移动电话装置 1 检测运动强度与心跳率。然后,如步骤 Sb6 所示,该移动电话装置 1 将运动强度和心跳率数据成对存储。由于,此运动强度渐进增强的调控流程是采取在每一阶段时程定量增强后,随即保持恒速运动,因此若在每一阶段时程撷取后半段的生理参数值、心跳率的数据,再取其平均值,则每一阶段时程就会只有一组稳定、精确的运动强度和心跳率数据。

[0146] 接着,如步骤 Sb7 所示,该移动电话装置 1 判断检测数据是否已达 3 对以上? 因为

运动强度和心跳率数据必须要至少三对以上,才得以用来正确检视是否存在有线性增长关系。若未达 3 对以上,则回至步骤 Sb5,以再次检测运动强度与心跳率。

[0147] 若已达 3 对以上,则如步骤 Sb8 所示,该移动电话装置 1 检测运动强度与心跳率是否具线性增长关系? 若检测结果为否,则如步骤 Sb9 所示,该移动电话装置 1 发出停止运动的提示指令。

[0148] 若检测结果为是,则如步骤 Sb10 所示,该移动电话装置 1 估测最大摄氧量,并依年龄因素作调整。在确认运动强度和心跳率是位于线性增长关系的范围内后,只要知晓运动者的性别,即可经由应用 Astrand-Ryhming 列线图表来估测最大摄氧量 VO_{2max} ,并以年龄校正因子予以调整,以求得个人的最大摄氧量 VO_{2max} 。接着,如步骤 Sb11 所示,该移动电话装置 1 计算 VO_{2max}/wt 。也就是说,将所求得的 VO_{2max} 除以个人体重,以得到相对值 VO_{2max}/wt (ml/kg/min),其为一项标准的呼吸循环适能的国际测定项目。然后,如步骤 Sb12 所示,该移动电话装置 1 显示并存储 VO_{2max}/wt 。

[0149] 配合参阅图 11,以下说明本发明中应用移动电话装置 1 以及图 9 的运动强度渐进增强调控流程来估测无氧阈值的应用例。如步骤 Sc1 所示,先利用移动电话装置 1 的键盘 108 将移动电话装置 1 切换至估测无氧阈值的模式。接着,如步骤 Sc2 所示,利用移动电话装置 1 选择转接所有来电或以数据传送运动信息。接着,如步骤 Sc3 所示,利用移动电话装置 1 来输入个人各项参数,如身高、体重、性别、年龄等。接着,如步骤 Sc4 所示,进行运动强度渐进增强控制程序。接着,如步骤 Sc5 所示,该移动电话装置 1 检测运动强度与心跳率。接着,如步骤 Sc6 所示,该移动电话装置 1 判断心跳率检测值是否大于等于运动安全最高限心跳率。如果为是,则如步骤 Sc11 所示,该移动电话装置 1 显示记录、存储 AT 点及运动过程数据。然后,使用者停止运动。如果为否,则如步骤 Sc7 所示,该移动电话装置 1 检测 AT 值。也就是说,该移动电话装置 1 依照前述方程式 (1)、(2)、(3) 计算熵。接着,如步骤 Sc8 所示,该移动电话装置 1 检测是否已到达 AT 点? 如果运动强度增加而熵降低,则表示尚未达 AT 点,必须持续增加运动强度及计算 PI 值和熵。若检测结果为否,则步骤 Sc9 所示,该移动电话装置 1 检视阶段时程是否已到? 若阶段时程尚未达到,则回到步骤 Sc5,再次检测运动强度与心跳率,且使用者继续前一阶段的运动。若阶段时程已达到,则如步骤 Sc10 所示,增强运动强度至次阶,再回至步骤 Sc4,继续进行运动强度渐进增强控制程序。

[0150] 当熵达最低点,此点即可被认定为 AT 点,即步骤 Sc8 的检测结果为是,则接着如步骤 Sc11 所示,该移动电话装置 1 显示、记录、存储 AT 点及运动过程数据,其中此 AT 点数据包含了三项要素,即心跳率、运动强度及时间。

[0151] 配合参阅图 12,以下说明本发明中应用移动电话装置 1 来支持运动训练功能的应用例。如步骤 Sd1 所示,先利用移动电话装置 1 的键盘 108 将移动电话装置 1 切换至运动支持模式。接着,如步骤 Sd2 所示,利用移动电话装置 1 选择转接所有来电或以数据传送运动信息。接着,如步骤 Sd3 所示,借由该移动电话装置 1,使用者可核对并更新个人各项参数。接着,如步骤 Sd4 所示,使用者可利用该移动电话装置 1 来选择运动项目及目标。运动项目是指,如慢跑、快走、骑脚踏车等可供测量的运动项目。目标则是指运动的目的。例如,运动的目的是用来增强心肺功能或者用来燃烧脂肪减重。因为这二种运动目的所需的运动强度各不相同。接着,如步骤 Sd5 所示,利用该移动电话装置 1 来设定运动强度与运动时程,也就是说,使用者可选择应用原先所估测、存储的最大摄氧量 VO_{2max} 或 AT 值的数据,来设定

运动强度及运动持续时间。例如,作减重运动时,运动强度一般是设定为 AT 值的 80%。需持续运动多久,可视需燃烧掉多少卡路里而定。当完成设定后,程序自行将运动强度转换成对应的心跳率,并计算上、下误差值,例如 10%。

[0152] 接着,如步骤 Sd6 所示,该移动电话装置 1 发出执行运动程序的提示。运动程序包括了完整的调整控制程序,而调控阶段则包括了热身阶段及运动强度加载增强至设定值阶段。步骤 Sd7,该移动电话装置 1 检测心跳率及运动强度。接着,如步骤 Sd8 所示,该移动电话装置 1 将检测值与默认值进行比较,以判定运动强度是否在设定的目标区范围及允差内?若检测值低于设定值,则如步骤 Sd9 所示,该移动电话装置 1 会提示运动强度太弱,以告知运动者必须加速。若检测值在设定的目标区范围及允差内,则如步骤 Sa10 所示,该移动电话装置 1 会发出如“合适”的提示信息,以告知运动者维持此种速度。若检测值高于设定值,则如步骤 Sd11 所示,该移动电话装置 1 会发出太强的提示信息,以告知运动者修正、减低速度。

[0153] 无论是步骤 Sd9、Sd10 或 Sd11,接着皆需如步骤 Sd12 所示,该移动电话装置 1 检测预定的时程是否已到?如果尚未完成,则回到步骤 Sd7,再次检测运动强度与心跳率,且使用者继续运动。如果设定时程已完成,则如步骤 Sd13 所示,该移动电话装置 1 记录、存储运动过程数据。

[0154] 值得一提的是,在上述本发明的优选实施例中,不论是估测最大摄氧量 $VO_2\max$ 或无氧阈值,也不论是采用哪一种估测方式,都必须受测者从事强度递增的运动负荷测验,而在安全范围内进行测量,并同步监测生理参数值,即心跳率或脉搏率。此运动安全最高限心跳率是以统计数据方程式 $HR\ limit = 85\% \times (220 - \text{年龄})$ 来表示。然而,本发明并不限于此,其它测量方式也在本发明的申请保护范围内。例如,某些测量方式会要求加载运动负荷至最高值,即使受测者接近衰竭边缘,藉以取得最高心跳率 (Maximal Heart Rate)。一般来说,最高心跳率是以统计数据方程式 $HR\ max = 220 - \text{年龄}$ 来表示。再者,部分的使用者则是无法被估测出 AT 值,此时可以统计数据方程式 $HR(AT\ 值) = 55\% \times (220 - \text{年龄})$ 来进行估测。

[0155] 参阅图 13、14、15,以下说明运动者可戴用本发明中的固持护具 13 来固持具备有运动衡量及运动训练支持功能的移动电话本机 10,且可应用于跑步运动,并做实时远程监控的应用例。此固持护具 13 的功用主要是用来固定移动电话本机 10 以及外接的感测元件,如脉搏感测器,以方便进行跑步运动。为了能够运作良好,固定的方式必须要具备下列数项要素。第一,该固持护具 13 需能稳定地将移动电话本机 10 固定于身体上,以使加速度感测元件能正确检测身体动作信号。其次,该固持护具 13 需能方便地检测生理参数值,如脉搏率的输入。再者,该固持护具 13 需使得该移动电话本机 10 的使用者接口操作方便,即可利用键盘 108 方便地操控各种功能。另外,该固持护具 13 可让使用者方便取得视频信号、音频信号及震动信号等提示信息。

[0156] 如图 13 所示,符合上述要素的固持护具 13 包含固定套 133、扣带(如扣带 131、132)、感测元件(如感测元件 136、138)以及传输线(如传输线 137、139)。该固定套 133 用来固持住移动电话本机 10。该扣带 132 用来扣在手腕与手背上。扣带 132 内附有脉搏感测元件 138,如压电麦克风,可检测手腕挠骨附近动脉的跳动。检测到的脉搏率信号再经由传输线 139 输出。另外,扣带 1208 内附有光收发器等的感测元件 136,用以照射手指的微血

管。由于微血管中血液的血红素会吸附光，而血管中血液流量会随脉搏而变化，因此会在光接收器上产生脉冲信号，因而得以计测得脉搏率。此信号再经由传输线 137 和移动电话本机 10 耦合。其中，应用何种形式的感测元件，则视需求而定。此处必须指出的是，图 13、14 所揭示的固持护具 13 的外形只是为了便于说明，实际上，本发明中符合前述功能要求的固持护具 13 可以有多种的修订及变更。

[0157] 如图 14 所示，经由传输线 139，戴于手上的固持护具 13 的脉搏感测元件 138 可将检测到的脉搏信号传输至移动电话本机 10。此种固持方式既方便键盘的 108 操控，也方便信号的撷取。移动电话本机 10 则以固定套 133 固持于扣带上，而呈握持的方式。当然固持方式只需合乎上述需求要点即可，而并不局限于握持方式。

[0158] 如图 15 所示，其示出运动者手上戴用可固持具备有运动衡量及运动训练支持功能的移动电话本机 10 的固持护具 13，且正在作跑步运动。运动者可选择在运动过程中，将运动的各项数据，经由移动电话网络 90，经另一移动电话装置 91，以适配卡 93 连结内建 PCMCIA 类型 II 插槽的个人计算机 92 进行处理，并同步接受指令，而完成运动过程中的实时远程监控。

[0159] 参阅图 16，以下说明本发明移动电话装置 1 可与个人计算机 81 间进行数据传输的应用例。在运动终了后，具备有运动衡量及运动训练支持功能的移动电话装置 1 可将运动过程中所存储的各项相关数据资料，应用移动电话装置 1 和个人计算机 81 间的有线或无线传输接口，经有线连接埠用连接缆线 82 或经无线连接端口，传输给个人计算机 81，再利用个人计算机 81 的较强运算功能及较大的显示器，将各项运动相关数据资料，予以分析、存储，并从个人计算机 81 接收新修订的运动计划。

[0160] 除了以上所描述的各项应用例以外，由于图 2 中动作检测器 121 在测量运动强度时，可衍生计算求得累计步数、累计步程及速度，而生理参数值检测器 122 可检测心跳率、脉搏率等，因此可以应用现有运动生理学的相关应用公式来做各种不同的用途，如增强心肺功能、运动减肥以及利用统计方法估测 AT 值等。

[0161] 因此，本发明可用来估算运动者在平面上进行各种不同跑、走速度下的耗氧量，再将耗氧量转换成卡路里。于是，本发明可用以事先设定所欲燃烧的卡路里及安全有效的运动范围。而在设定目标界限后，再借助移动电话装置 1 的视频信号、音频信号或震动信号等各种不同警告提示功能，来与运动者互动，借以使得运动者可调整控制运动强度、心跳率，并在所设定的范围界限内，进行安全有效的运动。这对于从事燃烧卡路里的运动减肥而言，具有正面的意义。

[0162] 归纳上述，本发明基本上是一移动电话本机 10 加上三种检测器 121、122、123，用以产生二种生理指数 (Index)，并应用此二种生理指数来执行运动。因此，本发明与前述美国专利申请公开 No. 6, 817, 979 之间至少有以下四个截然不同点。

[0163] 第一，本发明所揭露的二种生理指数 - 最大摄氧量以及无氧阈值，在国际上以及运动生理学上，都具有明确、严格的定义。而在前述美国专利申请公开 No. 6, 817, 979 中则完全未提及。

[0164] 其次，本发明可借由运动强度递增的调控程序，并配合加速度感测元件，来和使用者互动，以仿真并取代实验室或俱乐部中可精确设定、高价的运动机器所具有的运动强度 (定时、定量) 阶段递增的调控功能，如脚踏车测力器 (Bicycle Ergometer)、原地跑步机

(Treadmill)、升降用踏台 (Step) 等。

[0165] 此外,本发明中可借由计算机辅助运算软件,将前述美国专利申请公开 No. 6, 817, 979 中所揭露的心跳率、体适能数据以及运动强度进一步整合、运算、判读,而取得本发明中所揭露的二种生理指数。

[0166] 再者,本发明中可借由运算软件,应用该二种生理指数,来做运动负荷设定、执行运动,并做效果比较。

[0167] 另外,本发明中完全借由移动电话装置 1 内所存的运算软件,来执行数据处理,而不需如前述美国专利申请公开 No. 6, 817, 979 中所述,经由网络服务器做数据处理。

[0168] 综观上述,本发明的特征,确能提供一种实用的可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置 1,可用以简便、有效地测量最大摄氧量以及无氧阈值。此外,本发明可以应用所测量到的最大摄氧量或无氧阈值来做负荷设定,借以和运动者进行互动,以提醒运动者合适的运动强度所对应的脉搏率的上、下限,而让使用者得以进行安全又有效的运动,并可用量化的数据来衡量及比较运动效果。

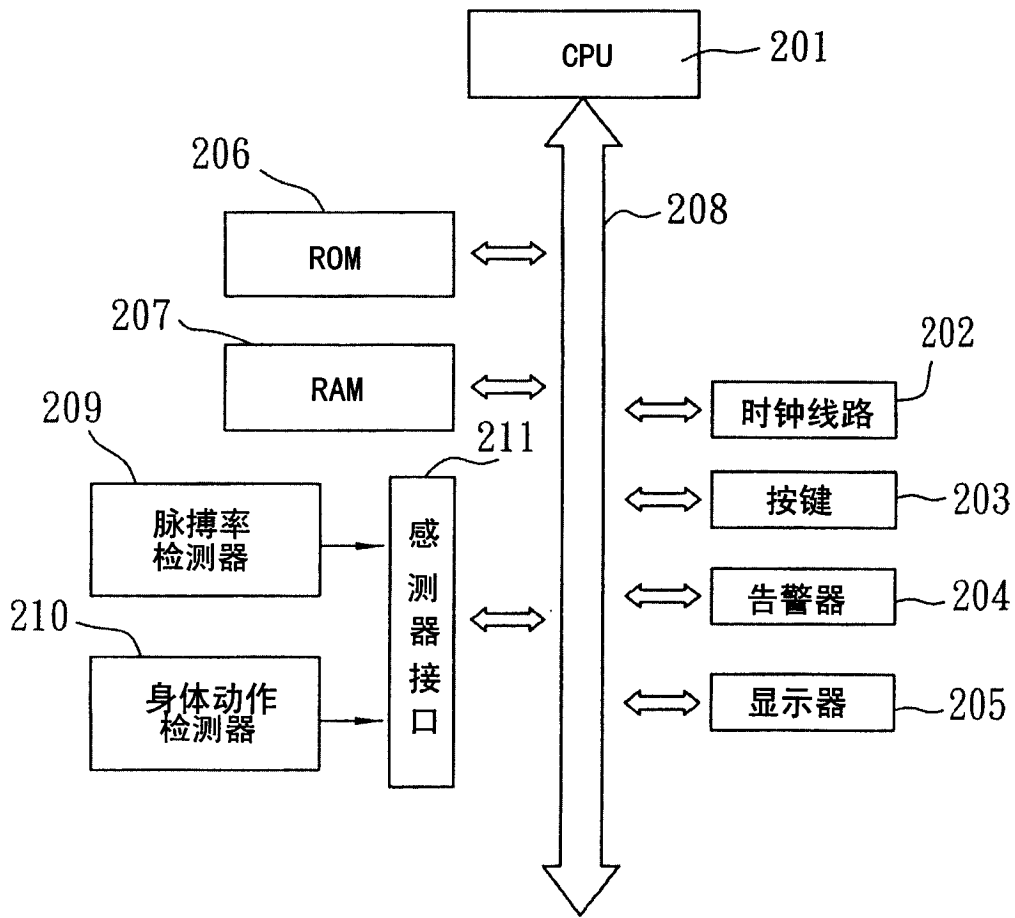


图1

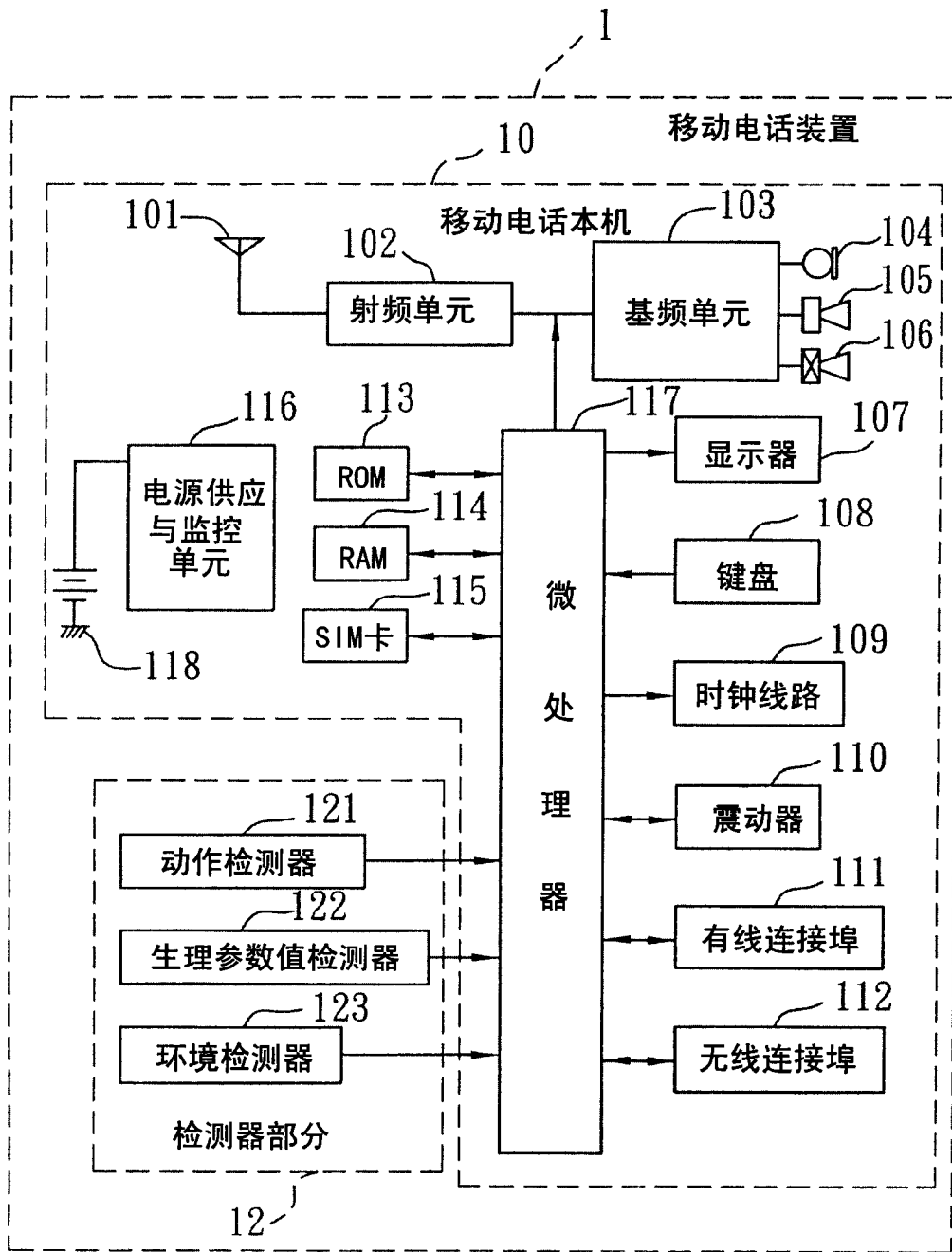


图2

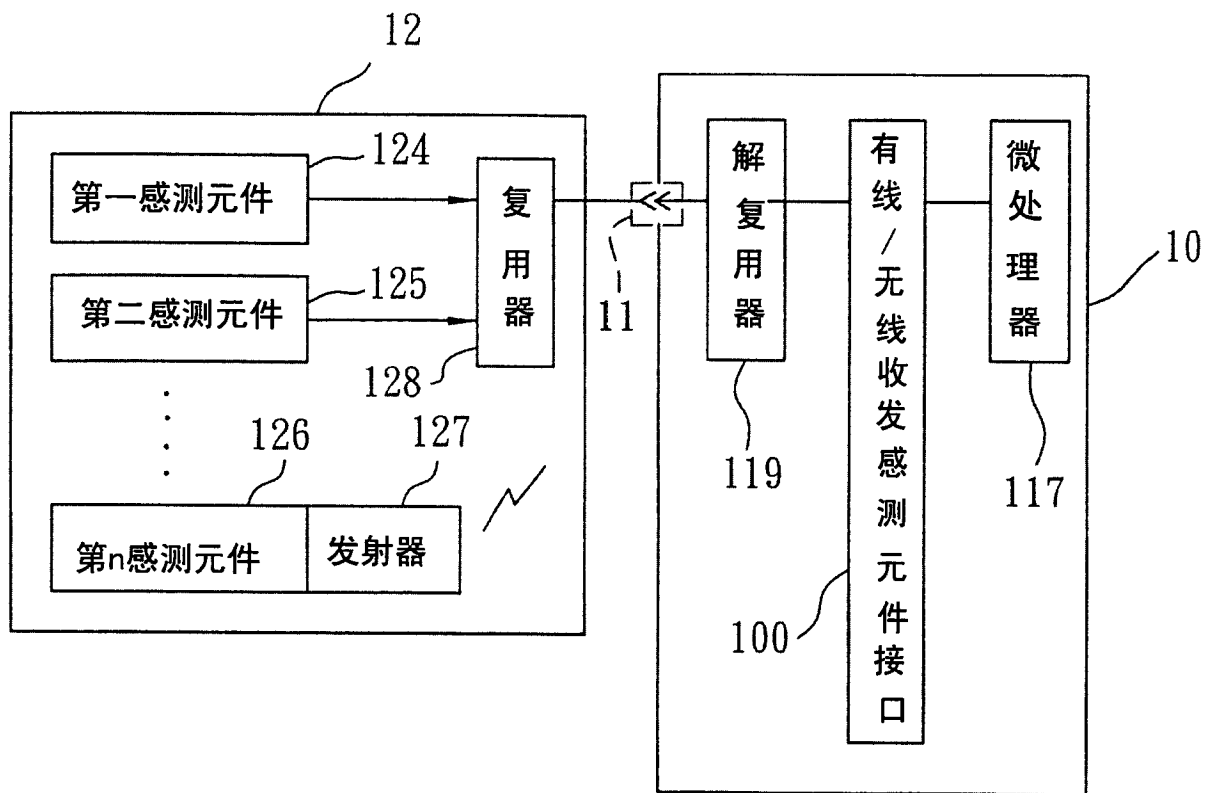


图3

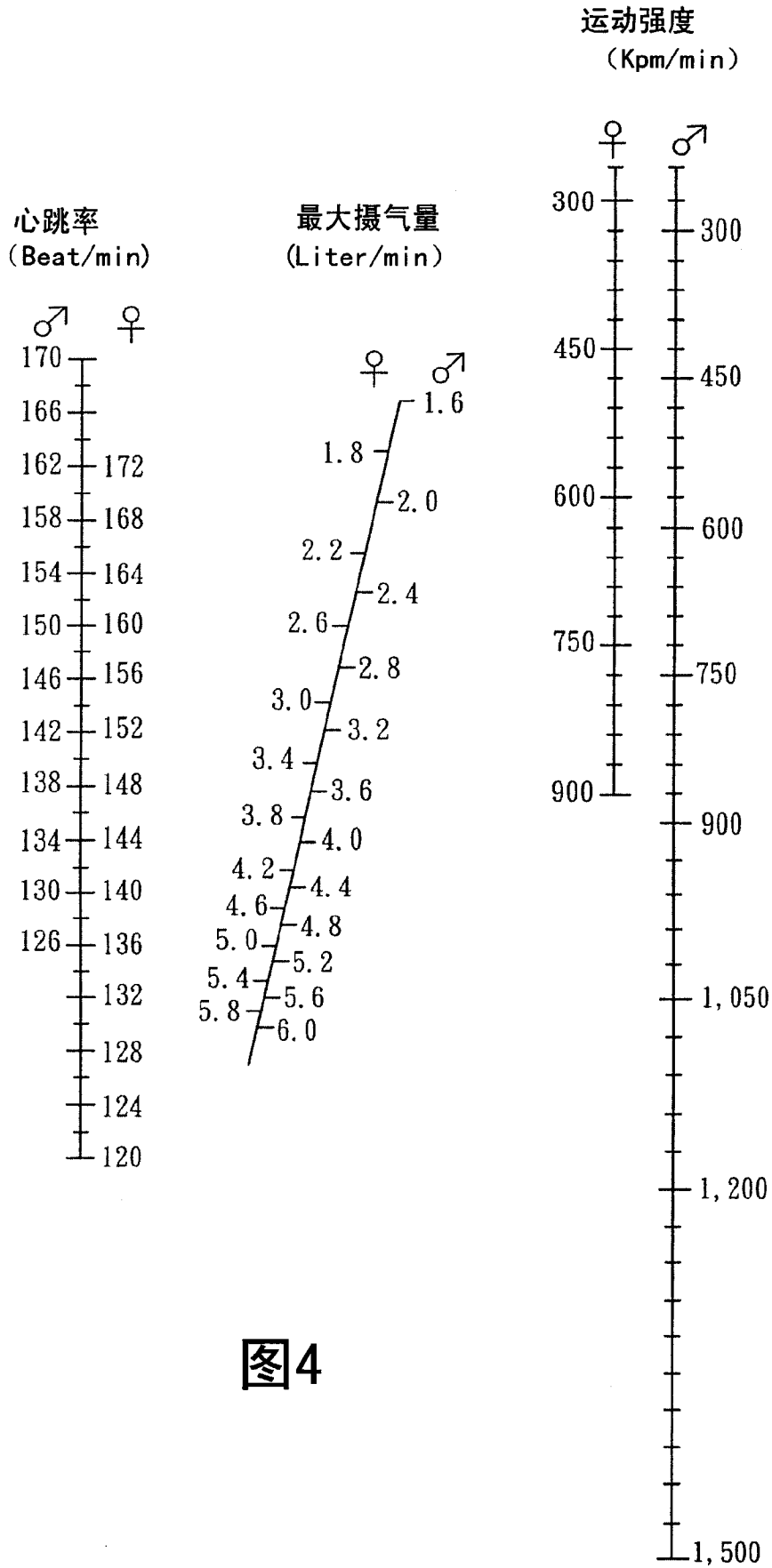


图4

年龄 (岁)	年龄校正因子
25	1.00
35	0.87
45	0.78
55	0.71
65	0.65

图5

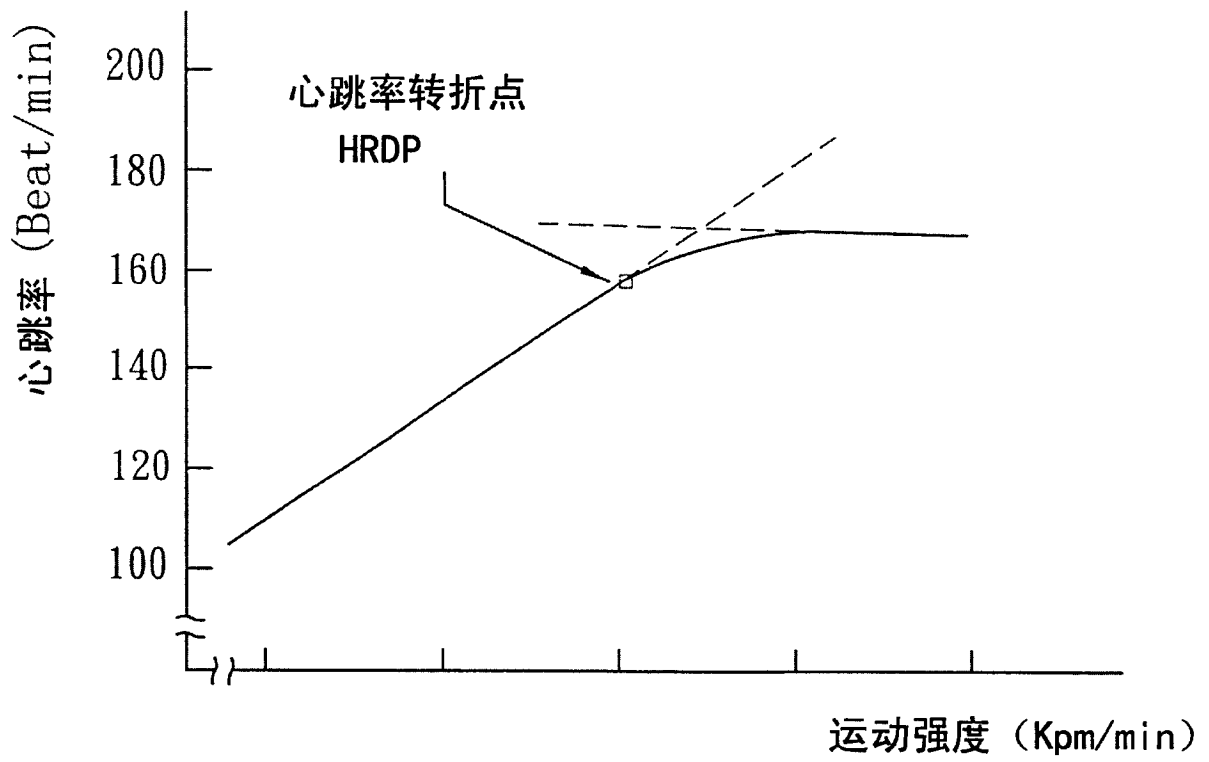


图6

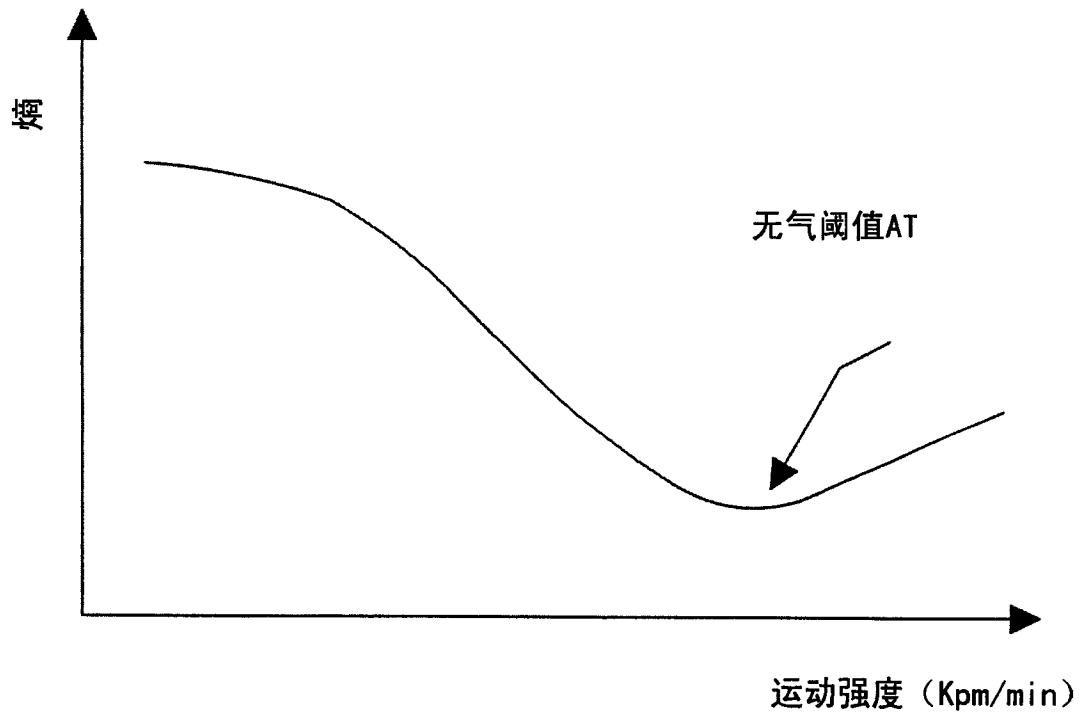


图7

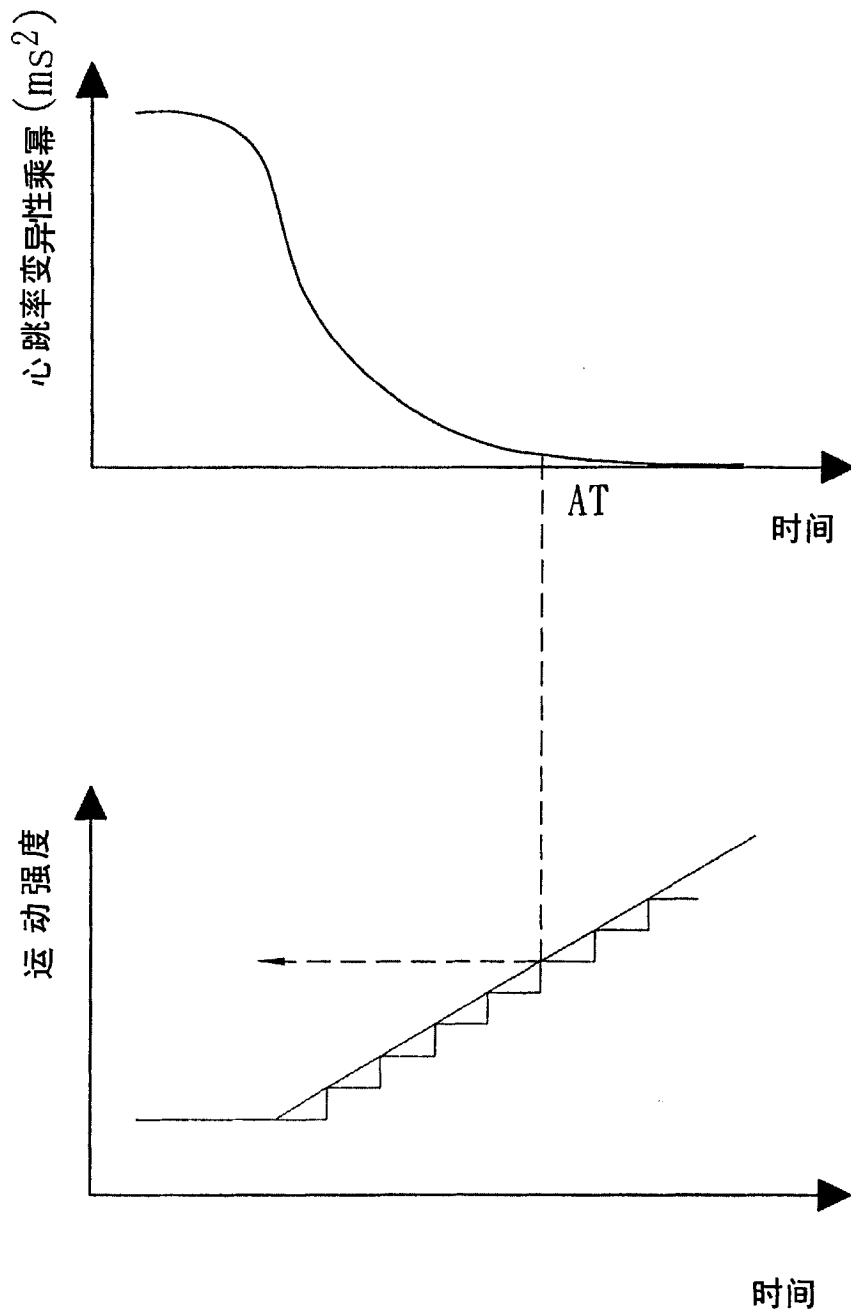


图8

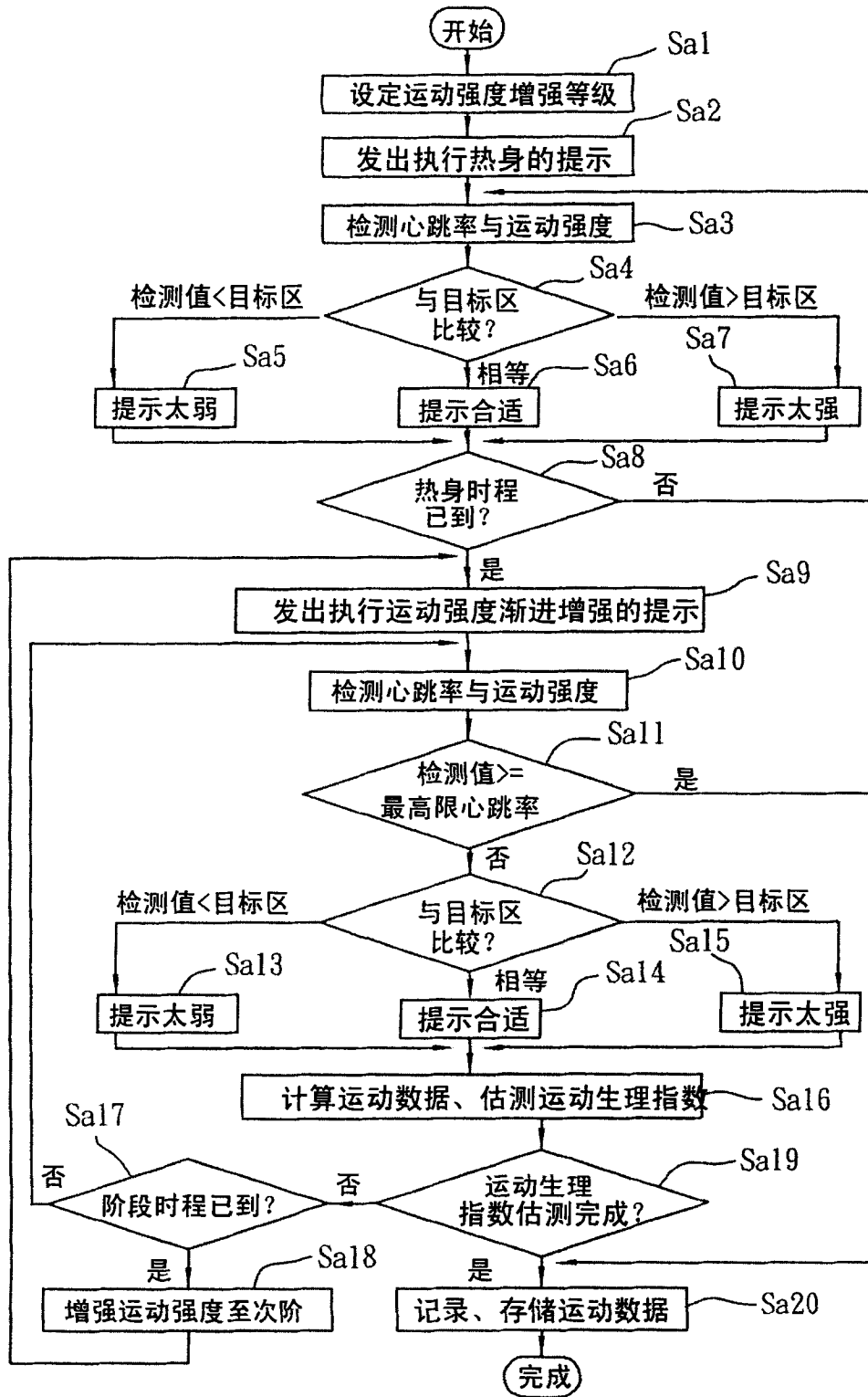


图9

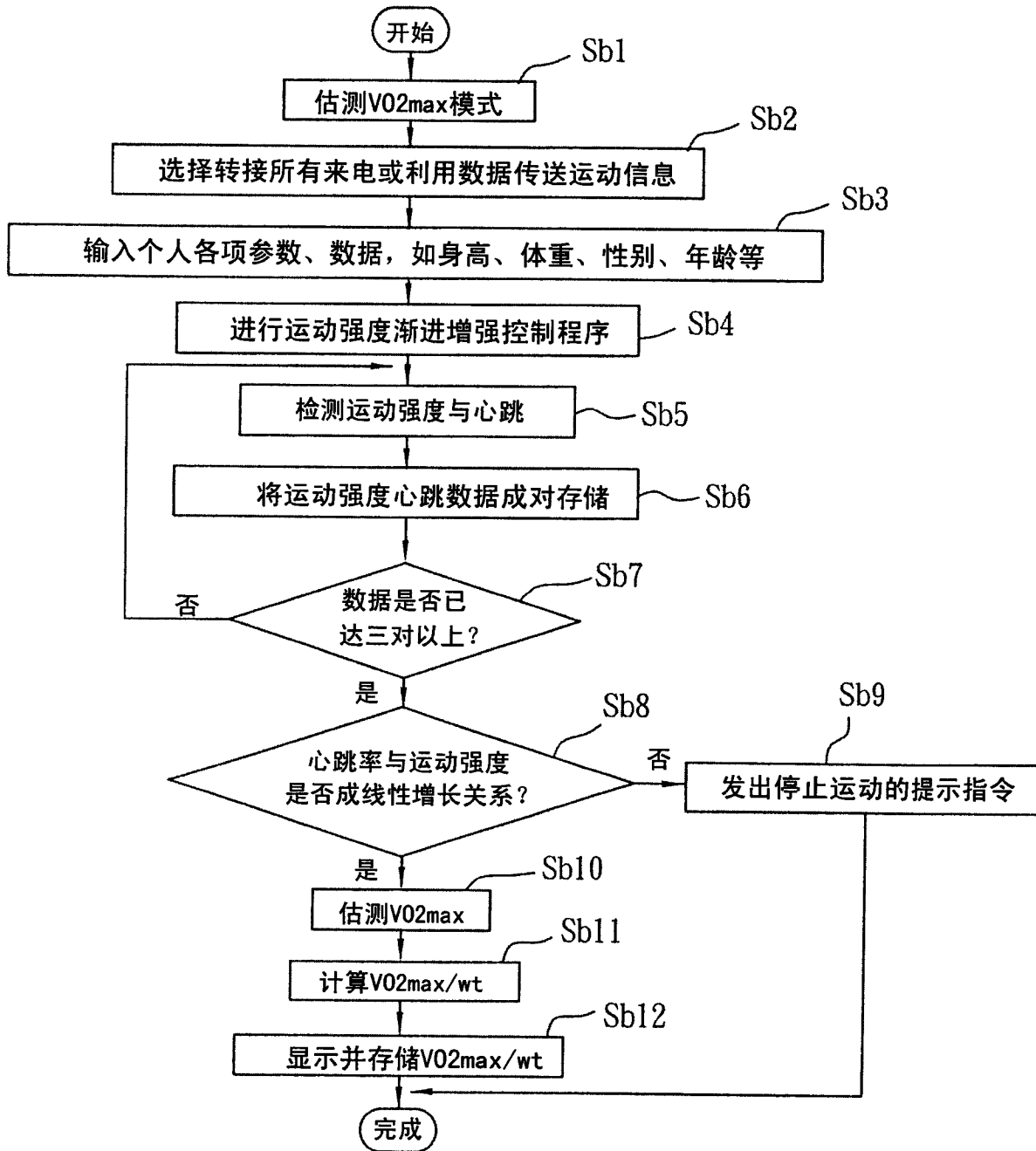


图10

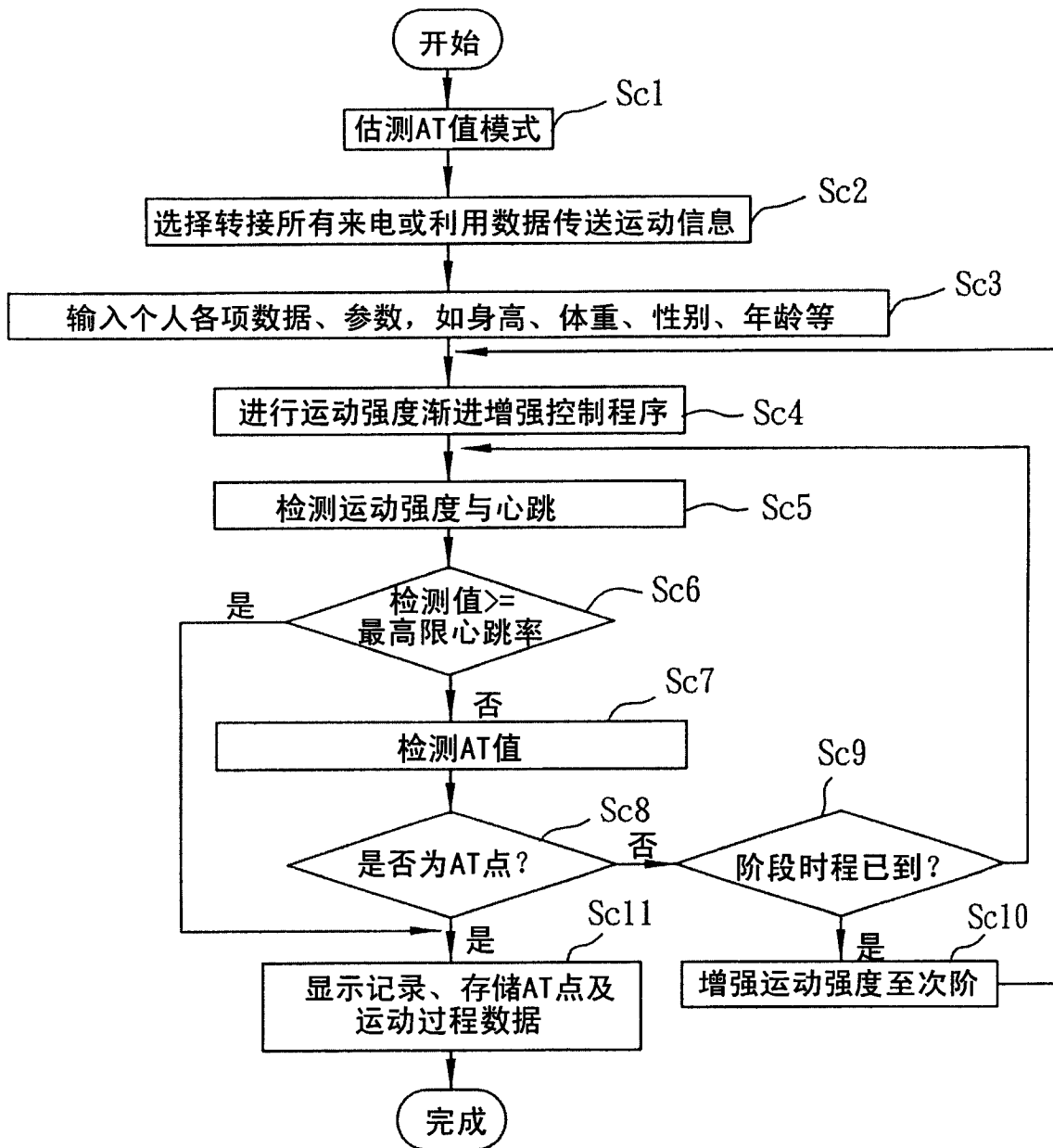


图11

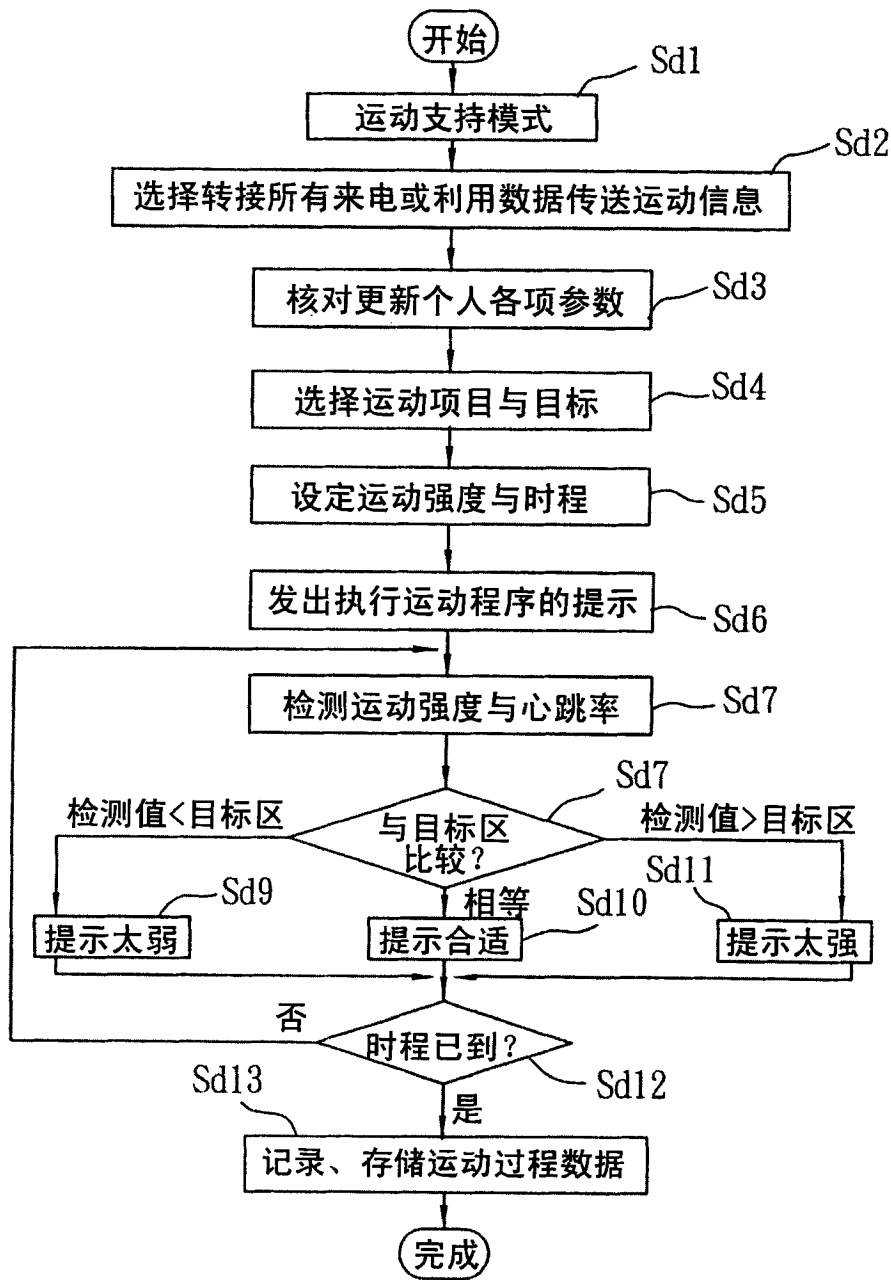


图12

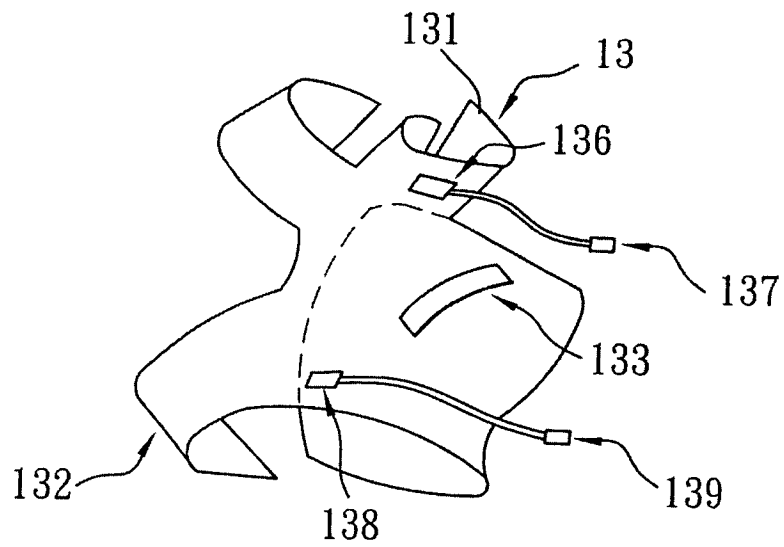


图13

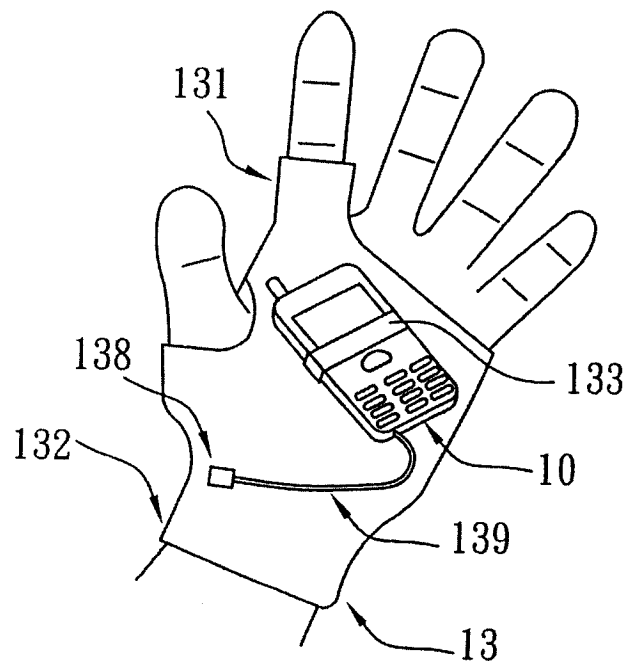


图14

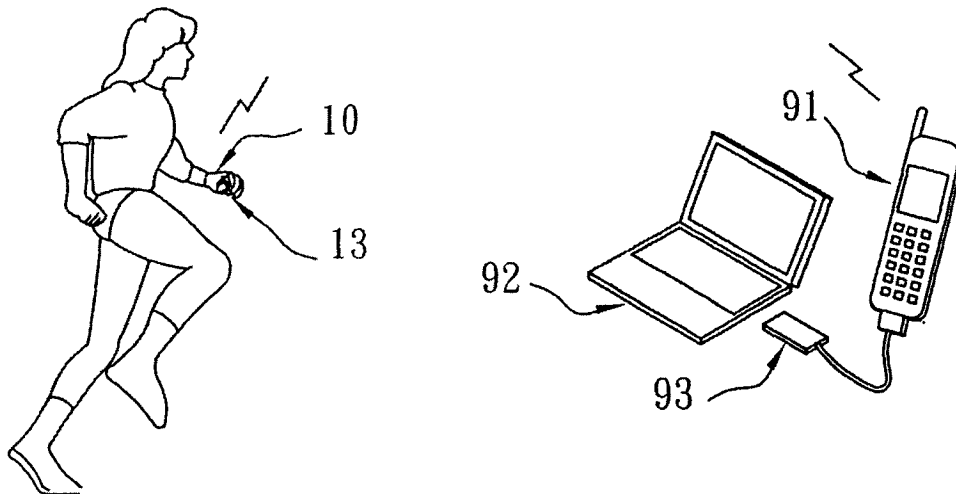
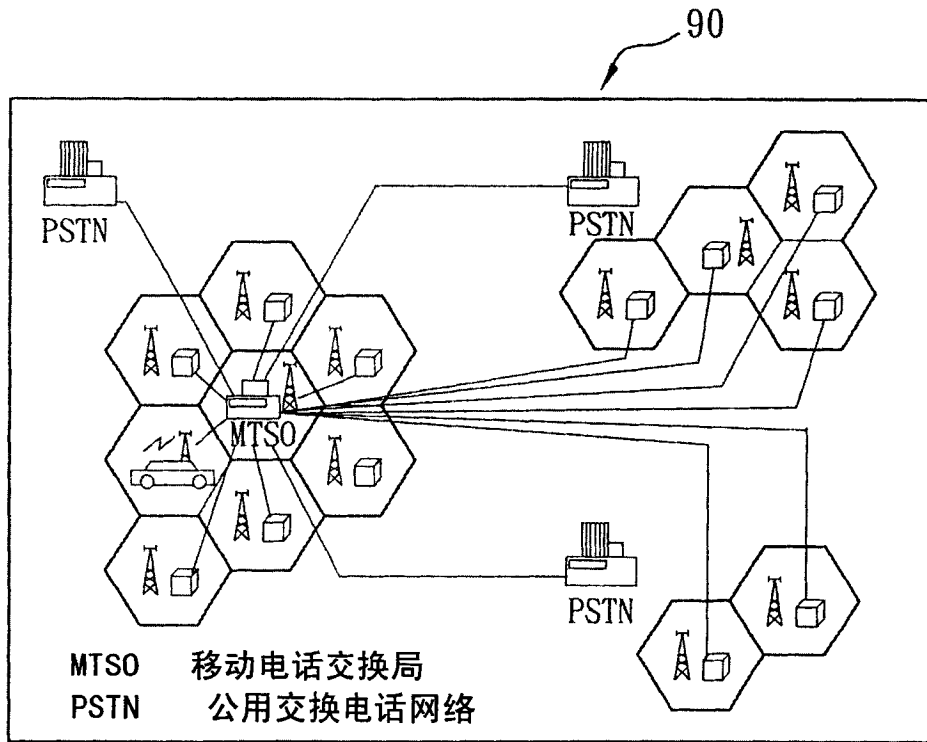


图15

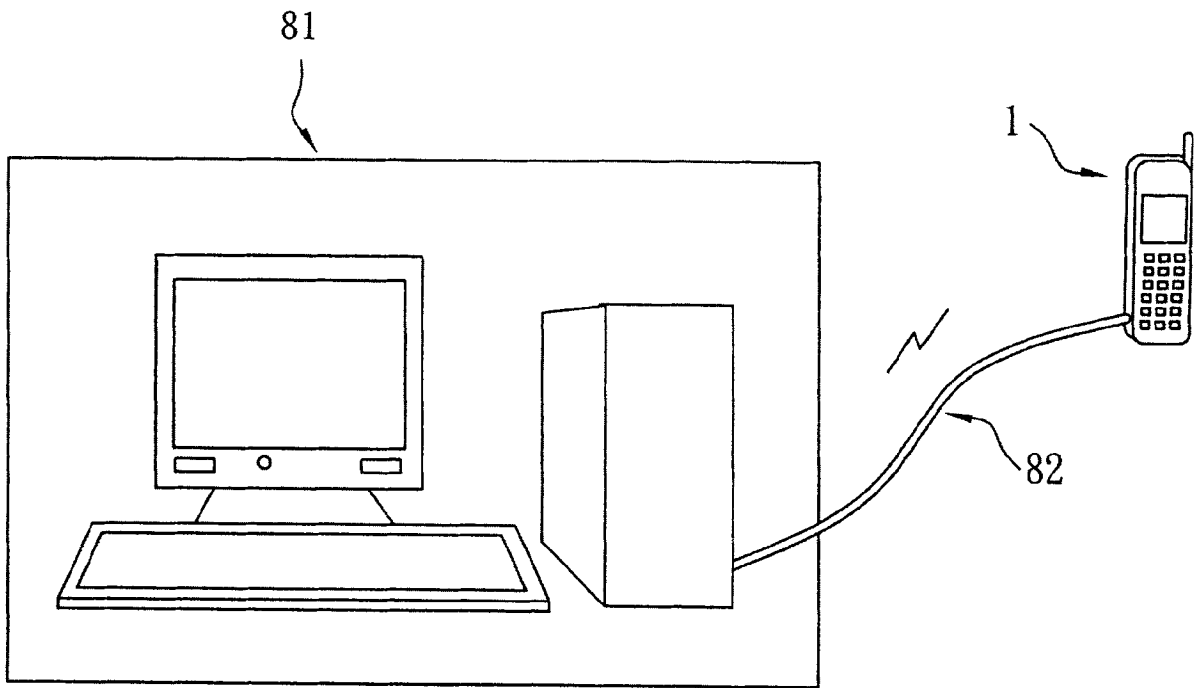


图16

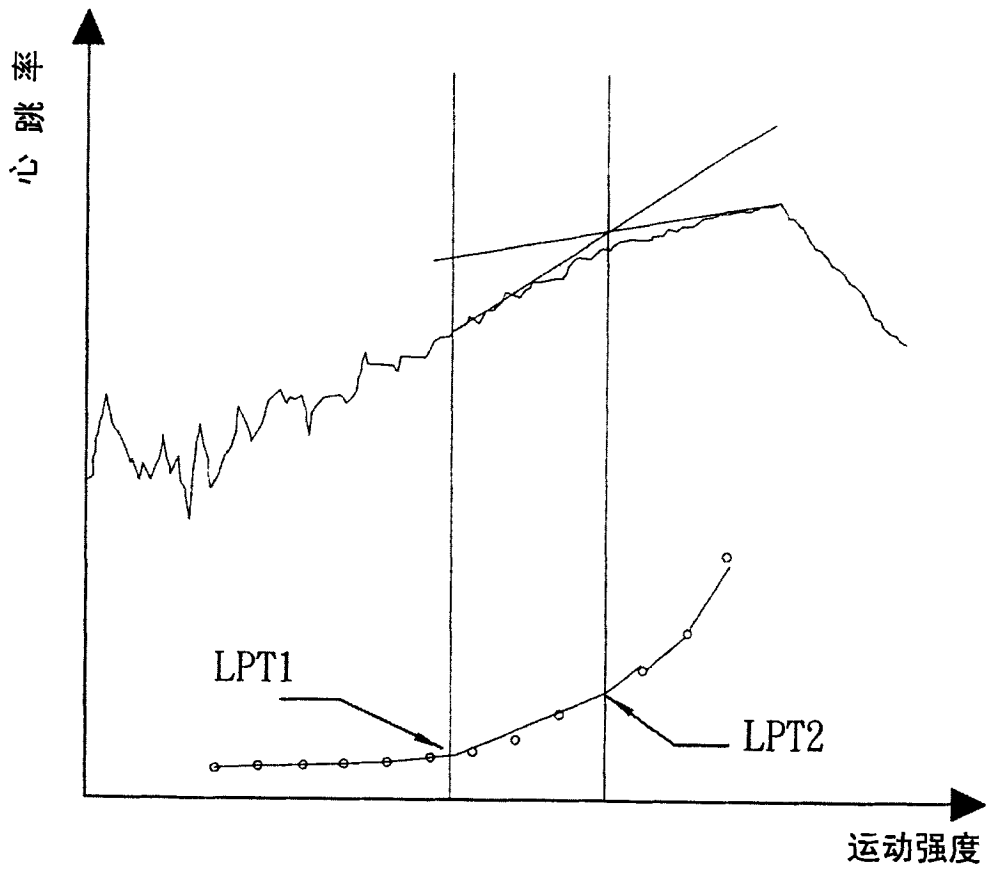


图17

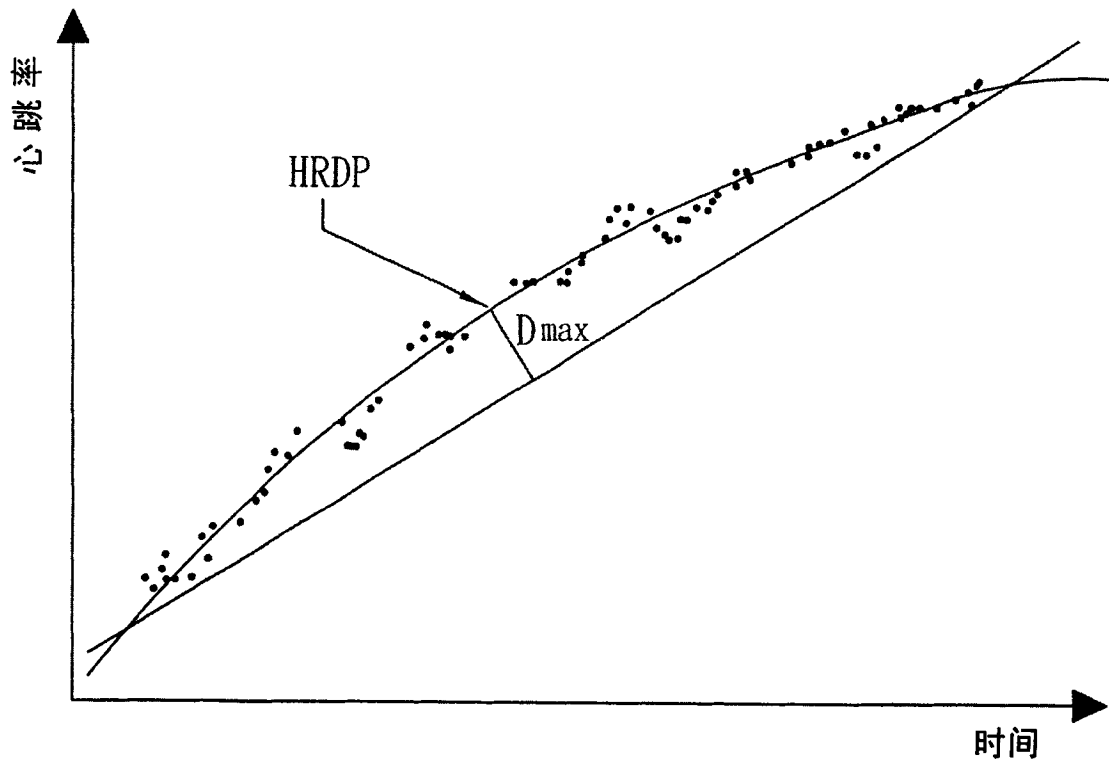


图18

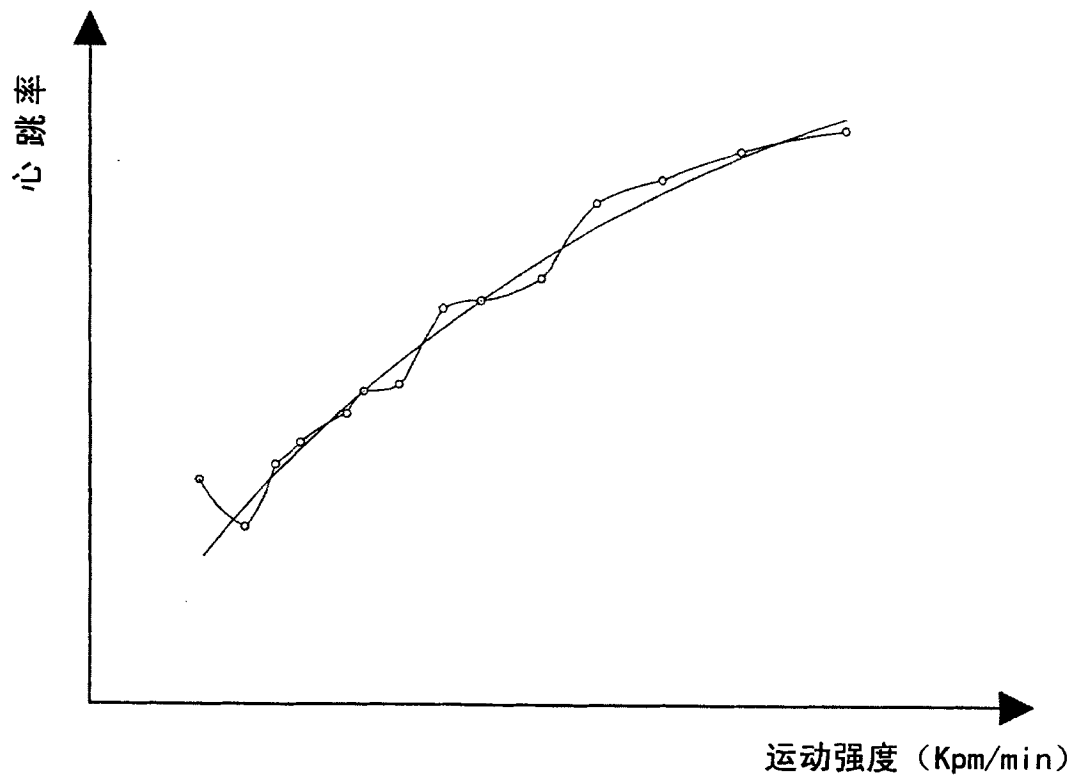


图19

专利名称(译)	可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置及方法		
公开(公告)号	CN1968293B	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	CN200510120187.X	申请日	2005-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	黄煜树		
申请(专利权)人(译)	黄煜树		
当前申请(专利权)人(译)	黄煜树		
[标]发明人	黄煜树 孙育义		
发明人	黄煜树 孙育义		
IPC分类号	H04M1/725 H04M1/21 A61B5/00		
代理人(译)	王英		
审查员(译)	梁婷		
其他公开文献	CN1968293A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种可衡量运动状态及支持运动训练的移动电话装置，包含移动电话本机、动作检测器、生理参数值检测器、第一运算程序单元、第二运算程序单元、第三运算程序单元及第四运算程序单元，动作检测器用以衡量运动状态，生理参数值检测器设置于移动电话本机外并用以检测运动时的生理参数值，第一运算程序单元利用动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测最大摄氧量，第二运算程序单元利用动作检测器及生理参数值检测器所取得的数据来估测无氧阈值，第三运算程序单元利用第一运算程序单元所得的最大摄氧量来支持使用者的运动训练，第四运算程序单元利用第二运算程序单元所得的无氧阈值来支持运动训练。

