

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410032816.9

[45] 授权公告日 2008 年 9 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 100418476C

[22] 申请日 2004. 4. 12

[21] 申请号 200410032816.9

[30] 优先权

[32] 2003. 4. 10 [33] JP [31] 106680/2003

[32] 2003. 4. 14 [33] JP [31] 109288/2003

[32] 2003. 5. 9 [33] JP [31] 132392/2003

[73] 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 井上茂之 田中真司 白石孝子

山本浩司 川崎良隆

[56] 参考文献

US6145389A 2000. 11. 14

US6301964B1 2001. 10. 6

WO0156470A1 2002. 12. 4

Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry. Masaki Sekine. Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, Vol. 3. 2000

Portable system for data acquisition and transmission based on handheld PC technology. A. M. Sabatini. Electronics letters, IEE Stevenage, Vol. 38 No. 25. 2002

审查员 谈 泉

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 黄剑锋

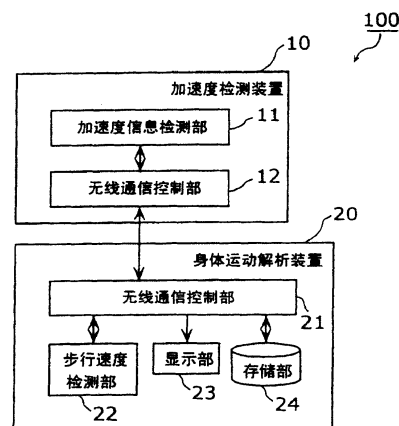
权利要求书 3 页 说明书 17 页 附图 23 页

[54] 发明名称

身体运动解析装置和身体运动解析系统及其解析方法

[57] 摘要

本发明提供一种身体运动解析装置及身体运动解析系统。加速度检测装置(10)的加速度信息检测部(11)通过至少 1 个轴的加速度传感器来测量被测者步行所产生的前后方向(或左右方向)的加速度,并将表示该加速度的加速度数据发送到无线通信控制部(12)。无线通信控制部(12)利用近距离的无线通信方式将加速度信息检测部(11)测量的加速度数据发送到身体运动解析装置(20)。另一方面,身体运动解析装置(20)的无线通信控制部(21)利用近距离的无线通信方式接收从加速度检测装置(10)发送来的加速度数据,并发送到步行速度检测部(22)。步行速度检测部(22)根据接收到的加速度数据,推导步幅和步行周期,同时,根据步幅和步行周期来算出步行速度。



1、一种身体运动解析装置，用于解析人的步行功能，其特征在于，具备：
加速度检测单元，随着时间的经过来检测伴随人的运动而产生的前后方向的加速度；以及

加速度分析单元，利用表示所述检测到的前后方向的加速度的曲线，生成频谱，然后从所述生成的频谱中特定最大的频谱分量，利用所述特定的最大频谱分量的峰值，算出常用对数值，再通过将所述算出的常用对数值适用于预先求出的近似式中，算出步幅。

2、根据权利要求1所述的身体运动解析装置，其特征在于：

所述加速度分析单元还根据检测到的所述前后方向的加速度算出步行周期；

所述身体运动解析装置还具备根据算出的所述步幅和所述步行周期来算出步行速度的步行速度检测单元。

3、根据权利要求1所述的身体运动解析装置，其特征在于：

所述加速度检测单元还随着时间的经过来检测伴随人的运动而产生的左右方向的加速度；

所述加速度分析单元还根据检测到的所述左右方向的加速度来算出步行周期；

所述身体运动解析装置还具备根据算出的所述步幅和所述步行周期来算出步行速度的步行速度检测单元。

4、根据权利要求3所述的身体运动解析装置，其特征在于：

所述加速度分析单元还具备：

零交叉点特定部，在表示检测到的所述左右方向的加速度的曲线中，特定零交叉点；以及

步行周期算出部，利用所述特定的至少两个零交叉点，算出步行周期。

5、一种身体运动解析系统，用于解析人的步行功能，并具备加速度检测

装置和解析装置，其特征在于：

所述加速度检测装置具备：

加速度检测单元，随着时间的经过来检测伴随人的运动而产生的前后方向的加速度；以及

加速度发送单元，将检测到的所述加速度变换为电信号，将该电信号发送到解析装置；

所述解析装置具备：

加速度接收单元，从加速度检测装置接收电信号，并将该电信号变换为加速度；以及

加速度分析单元，利用表示所述变换后的前后方向的加速度的曲线，生成频谱，然后从所述生成的频谱中特定最大的频谱分量，利用所述特定的最大频谱分量的峰值，算出常用对数值，再通过将所述算出的常用对数值适用于预先求出的近似式中，算出步幅。

6、根据权利要求5所述的身体运动解析系统，其特征在于：

所述加速度分析单元还根据变换后的所述前后方向的加速度算出步行周期；

所述解析装置还具备根据算出的所述步幅和所述步行周期来算出步行速度的步行速度检测单元。

7、根据权利要求5所述的身体运动解析系统，其特征在于：

所述加速度检测单元还随着时间的经过检测伴随人的运动而产生的左右方向的加速度；

所述加速度分析单元还根据变换后的所述左右方向的加速度算出步行周期；

所述解析装置还具备根据算出的所述步幅和所述步行周期来算出步行速度的步行速度检测单元。

8、一种身体运动解析方法，用于解析人的步行功能，其特征在于，具有：

加速度检测步骤，随着时间的经过来检测伴随人的运动而产生的前后方

向的加速度；以及

加速度分析步骤，根据检测到的所述前后方向的加速度，算出步幅；

所述加速度分析步骤包括：

频谱生成子步骤，利用表示所述检测到的前后方向的加速度的曲线，生成频谱；

最大频谱特定子步骤，从所述生成的频谱中特定最大的频谱分量；

对数值算出子步骤，利用所述特定的最大频谱分量的峰值，算出常用对数值；以及

步幅算出子步骤，通过将所述算出的常用对数值适用于预先求出的近似式中，算出步幅。

9、根据权利要求8所述的身体运动解析方法，其特征在于：

在所述加速度分析步骤中，还根据检测到的所述前后方向的加速度算出步行周期；

所述身体运动解析方法还具备根据算出的所述步幅和所述步行周期来算出步行速度的步行速度检测步骤。

10、根据权利要求8所述的身体运动解析方法，其特征在于：

在所述加速度检测步骤中，还随着时间的经过检测伴随人的运动而产生的左右方向的加速度；

在所述加速度分析步骤中，还根据检测到的所述左右方向的加速度，算出步行周期；

所述身体运动解析方法还具备根据算出的所述步幅和所述步行周期来算出步行速度的步行速度检测步骤。

身体运动解析装置和身体运动解析系统 及其解析方法

技术领域

本发明涉及一种根据人运动时抽取的物理特征量来进行关于体态或运动的解析的身体运动解析装置,尤其是涉及一种在康复系统或体育训练系统中的步行功能测试中使用的身体运动解析装置等。

背景技术

在近年来的所谓高龄化社会到来的背景下,使高龄者或下肢疾病患者的下肢功能恢复的装置或治疗方法引人关注。尤其是定量把握人工关节患者或变形性关节病患者等的下肢功能的恢复(或恶化)程度,成为一个重要的课题,以前提出了用于几个这方面的装置等(例如参照日本专利特开平 10-111940 号公报(现有例 1)、特开平 5-180861 号公报(现有例 2)、特开平 5-274434 号公报(现有例 3))。

在现有例 1 的“身体特征点检测装置和身体运动解析装置”中,根据拍摄身体运动而收集的每个身体部件的运动上的特征来进行运动解析。另外,在现有例 2 的“运动解析装置”中,利用与运动体连动的磁传感器来检测形成于磁记录媒体上的着磁部的磁,定量测量运动量。另外,在现有例 3 的“运动解析法及其装置”中,在身体的一部分附加亮的标点,拍摄运动的物体,根据标点的轨迹来进行运动解析。

另外,一般诱发卧床不起的、高龄者担心的晕倒事故,发生的根本原因是姿势保持能力的低下。另外,该姿势保持能力的低下,在步行时显著出现。例如,若姿势保持能力降低,则高龄者采取如下的补偿行动,即在步行速度下降的同时,缩短步幅,而且,增加两脚左右方向的间隔(下面称为叉开距离(stance),指采取如棒球等运动中击球姿势时的两脚之间间隔),确保稳定性。

因此,必需测量步行时的叉开距离,但是,作为进行人体运动解析的一般技术有重心动摇仪。该技术的特征是,将用于检测被测者重量的重量检测板

设置在水平台面上,被测者躺在重量检测板上,进行重心的运动解析(例如参照日本特许第 2760472 号公报(现有例 4))。

但是,在使用上述现有例 1-3 的图像解析方法等的技术中,因为处理的数据庞大且冗余,所以数据收集或数据分析需要大量的劳动量,在时间或费用等受限的康复或体育训练的现场,被适用的机会很少。

另外,在上述现有例 4 的技术的情况下,人体的运动(轨迹)测量,必须使被测者躺在重量检测板上进行,必须限制进行运动的区域、运动的种类及姿势等,所以对被测者和测量者(例如医疗担当者或看护担当者)来说烦琐,另外,不能测量步行状态。

发明内容

本发明鉴于上述问题作出,其目的在于提供一种运动解析装置等,缓和测量时的限制,同时能够以短时间且廉价地定量解析人的姿势或运动。

为了实现上述目的,根据本发明的身体运动解析装置是用于解析人的步行功能的身体运动解析装置,其具备:加速度检测单元,随着时间的经过来检测伴随人的运动而产生的前后方向的加速度;以及加速度分析单元,利用表示所述检测到的前后方向的加速度的曲线,生成频谱,然后从所述生成的频谱中特定最大的频谱分量,利用所述特定的最大频谱分量的峰值,算出常用对数值,再通过将所述算出的常用对数值适用于预先求出的近似式中,算出步幅。

由此,因为仅通过从加速度传感器接收到的加速度数据,就可以计算出被测者的运动量,所以在测量时不会感到厌烦,可短时间且廉价地解析被测者的步行功能。

另外,为了实现上述目的,根据本发明的身体运动解析系统用于解析人的步行功能、并具备加速度检测装置和解析装置,其中,所述加速度检测装置具备:加速度检测单元,随着时间的经过来检测伴随人的运动而产生的前后方向的加速度;以及加速度发送单元,将检测到的所述加速度变换为电信号,将该电信号发送到解析装置;所述解析装置具备:加速度接收单元,从加速度检测装置接收电信号,并将该电信号变换为加速度;以及加速度分析单元,利用表示所述变换后的前后方向的加速度的曲线,生成频谱,然后从所述生成的频

谱中特定最大的频谱分量,利用所述特定的最大频谱分量的峰值,算出常用对数值,再通过将所述算出的常用对数值适用于预先求出的近似式中,算出步幅。

由此,仅利用安装在被测者上的加速度传感器来测量加速度,就可以算出被测者的运动量,所以可提供一种在测量时不会感到厌烦,能够以短时间且廉价地解析被测者的步行功能的身体运动解析系统。

另外,为了实现上述目的,本发明还可实现为将上述身体运动解析装置的特征结构部件成为相应步骤的身体运动解析方法,或作为包含所有这些步骤的程序而实现。另外,该程序不仅存储在身体运动解析装置配备的ROM等中,还可以通过CD-ROM等记录媒体或通信网络等传输媒体来流通。

根据本发明的运动解析系统,利用由至少1个轴的加速度传感器来测量步行时的前后方向的加速度或左右方向的加速度,并根据该加速度来定量地算出步幅和步行速度等,所以能够以短时间且廉价地定量示出人工关节患者或变形性关节病等下肢疾病患者的运动功能的恢复程度,期望适用于诊疗时间、人力、费用等受限的康复或体育训练的现场。

另外,通过向被测者提示被测者自身的步行等身体功能的现状,可在医疗者与被测者之间共享涉及恢复状况等的问题意识,可更有效地支援功能恢复训练。

而且,根据本发明的身体运动解析系统,测量时基本无限制,能够以短时间且廉价地进行步行时的叉开距离的解析。

另外,根据本发明的身体运动解析系统,测量时基本无限制,还能够以短时间且廉价地检测身体运动中两脚的左右差,简便地对功能恢复、恶化的程度进行定量化。

附图说明

图1是第一实施例的身体运动解析系统的示意图。

图2是表示本发明的加速度检测装置的安装位置与加速度传感器的坐标轴的关系图。

图3是表示第一实施例的加速度检测装置和身体运动解析装置各功能结构的框图。

图 4 是按时间序列表示被测者的步行功能测试中脚移动与加速度变化的对应关系的一例。

图 5 是表示与前后方向的加速度曲线有关的频谱的模式图。

图 6 是表示通过实验算出的、频率功率的常用对数与步幅之间关系的一例。

图 7 是表示身体运动解析装置的处理流程的流程图。

图 8 是显示部中的、对步幅或步行速度的最新测量值与上次测量值进行比较时的显示例。

图 9 是表示与被测者有关的身体运动功能的变化的一例。

图 10 是表示第二实施例的加速度检测装置和身体运动解析装置的各功能结构的框图。

图 11 是表示运动解析部的功能结构的框图。

图 12 是对被测者实施的步行测试中、步行时的左右方向加速度时间序列数据的一例。

图 13 是表示频率分析部生成的频谱的一例的图。

图 14 是表示示出最低频率下的功率值的叉开距离评价指标与步行叉开距离之间关系的一例的图。

图 15 是表示由步行测试得到的叉开距离变化状态的一例。

图 16 是表示第二实施例的身体运动解析系统的处理流程的流程图。

图 17 是表示第三实施例的加速度检测装置和身体运动解析装置的各功能结构的框图。

图 18 是表示被测者的脚移动与左右方向及上下方向加速度数据之间的对应关系的图。

图 19 是表示第三实施例的身体运动解析系统的处理流程的流程图。

图 20 是被测者的左右差判断点的显示例。

图 21 是表示第四实施例的身体运动解析系统的功能结构的框图。

图 22 是表示步行检测部在步行判断时参照的、被测者步行时的上下方向

的加速度变化的波形一部分。

图 23 是表示置于被测者家中的身体运动解析装置与医疗机构的终端经网络连接的状态示意图。

图 24 是表示显示于远程终端上的被测者的左右差判断点的变化状态的示意图。

具体实施方式

下面，参照附图来详细说明本发明的实施例。另外，在以下的实施例中，用附图来说明本发明，但不意味着本发明局限于此。

(第一实施例)

图 1 是本实施例的身体运动解析系统 100 的示意图。该身体运动解析系统 100 是根据从步行中的被测者 1 取得的加速度数据来计算步幅或步行速度等的系统，具备加速度检测装置 10 和身体运动解析装置 20。

加速度检测装置 10 是通过内置的加速度传感器测量被测者 1 步行所产生的加速度、并将数据通过无线(例如基于 bluetooth([蓝牙 SG 公司] 的登录商标) 的通信方式) 发送到身体运动解析装置 20 的装置，被固定在被测者 1(例如下肢功能不健全的患者) 身体的一部分上来使用。另外，下面说明一实施例，是将加速度检测装置 10 安装在被测者 1 的右腰部的情况，测量被测者 1 步行所产生的前后方向或左右方向的加速度，根据测量的加速度来算出步行速度。

身体运动解析装置 20 具备一般的个人计算机功能，同时，具备由基于上述 bluetooth 的通信方式等接收从加速度检测装置 100 发送的加速度数据、并根据该加速度数据来算出被测者的步幅和步行速度等的功能。

图 2 是表示本发明的加速度检测装置的安装位置与加速度传感器的坐标轴的关系图。另外，下面说明的加速度检测装置的安装位置与加速度传感器的坐标轴的关系不限于本实施例，在以下的第二实施例至第四实施例中也是一样。如图 2 所示，加速度检测装置 10 由例如带状的安装件 5 固定在被测者 1 的右腰部。另外，在本发明中，在测量伴随被测者 1 的步行的加速度时，设左右方向为 X 轴方向(右方向为正方向)，将前后方向定义为 Y 轴方向(前方向为正方向)。

向)。

图3是表示上述加速度检测装置10和身体运动解析装置20的各功能结构的框图。如图3所示,加速度检测装置10具备加速度信息检测部11和无线通信控制部12。另一方面,身体运动解析装置20具备无线通信控制部21、步行速度检测部22、显示部23和存储部24。首先说明加速度检测装置10。

加速度信息检测部11通过IC型加速度传感器(例如可对两轴的加速度进行测量)测量被测者1活动时所产生的前后方向(或左右方向)的加速度,将表示该加速度的信息(下面称为加速度数据)发送到无线通信控制部12。具体而言,例如在规定时间内(例如10秒钟)监视被测者1步行时的前后方向的加速度,以125Hz的采样频率、16比特的量化比特数采样与最大 $\pm 2G$ ($1G=9.8[m/s^2]$)的加速度对应的电压变化,进行A/D变换,将该A/D变换后的加速度数据发送到无线通信控制部12。

无线通信控制部12例如是具有存储控制程序等的ROM或RAM等的CPU,控制加速度检测装置10的整体。而且,无线通信控制部12通过例如基于上述蓝牙的通信方式、将由加速度信息检测部11测量的加速度数据发送到身体运动解析装置20。

下面,说明身体运动解析装置20。

无线通信控制部21同上述加速度检测装置10中的无线通信控制部12一样,是具有存储控制程序等的ROM或RAM等的CPU,控制身体运动解析装置20的整体。而且,无线通信控制部21通过例如基于上述蓝牙的通信方式、将从加速度检测装置10发送来的加速度数据发送到步行速度检测部22。

步行速度检测部22根据接收到的加速度数据计算出步幅和步行周期,同时,根据步幅和步行周期算出步行速度。

显示部23是例如具备液晶面板的显示装置,通过无线通信控制部21的指示,显示与被测者1的姿势或运动有关的信息(例如对步行速度的测量值或功能恢复的状态等)和建议用信息等。

存储部24是由例如RAM或固定盘等构成的存储装置,存储表示从加速度

检测装置 10 接收的加速度的信息, 并且, 存储在步行速度检测部 22 算出的、表示步行速度的信息(下面称为步行速度数据。)

这里, 参照图 4 至图 6 来详细说明从加速度数据算出步行速度的方法。

图 4 是按时间序列表示被测者的步行功能测试中脚移动与加速度变化的对应关系的一例。图 4 的曲线 41 是表示被测者 1 实施步行功能测试时的左右方向加速度的变化的图。另一方面, 曲线 42 是表示实施上述步行功能测试时的前后方向加速度的变化的图。如上述图 2 所述, 对于左右方向的加速度, 将右方向定义为正方向, 对于前后方向的加速度, 将前方向定义为正方向。在本实施例中, 使用下式(1)中的步行速度的定义。

$$\text{步行速度} = (\text{步行周期}) \times (\text{步幅}) \quad (1)$$

这里, 上述式(1)中的步行周期是指图 4 中的曲线 42 (即前后方向的加速度变化) 的平均周期(例如相当于 $T(i) - T(i-1)$ 秒的 10 周期的平均)。此时, 在上述曲线 42 中, 使用在从负值变化为正值的过程中零交叉的相邻两点。

而且, 对于上述式(1)中的步幅, 例如对在上述 10 周期中测量的前后方向的加速度曲线 42 进行傅立叶变换, 求出功率谱, 再求出其峰值(将之称为频率功率。)的常用对数。

图 5 是表示与上述曲线 42 有关的频谱的模式图。在图 5 所示例中, 表示出频率为“1”(即 1 步所需时间为 1 秒)时频率功率最大的例子(曲线 501-曲线 504), 示出各最大功率的常用对数值。因此, 图 5 的曲线 504 的情况下, 1 秒钟走 8 步。

图 6 是表示通过实验算出的频率功率的常用对数与步幅之间关系的一例。如图 6 所示, 最大频率功率的常用对数与步幅成正比关系。根据图 6 的曲线 601, 导出下述式(2) (这里步幅单位为厘米。)

$$\text{步幅} = 143 \times (\text{最大频率功率的常用对数}) - 271 \quad (2)$$

另外, 上述关系对每个人定义一个曲线得到(因此, 在被测者为 3 个人的情况下, 如曲线 601-603 那样定义 3 条曲线得到)。

如上所述, 通过将上述式(2)算出的步幅代入上述式(1)中, 可算出步行

速度。

下面，说明上述构成的身体运动解析装置 20 的动作。图 7 是表示身体运动解析装置 20 的处理流程的流程图。

首先，无线通信控制部 21 接收从加速度检测装置 10 发送来的加速度数据(S701: 是)，根据该加速度数据，算出步行速度(S702)。之后，无线通信控制部 21 在接收的加速度数据为左右方向的情况下(S703: 是)，将算出的步行周期值乘以 2(S704)。而且，无线通信控制部 21 根据接收到的加速度数据，推定步幅(S705)，根据上述步行周期与步幅算出步行速度(S706)。

这里，说明该身体运动解析系统 100 的有效应用例。

图 8 是显示部 23 中的、对步幅或步行速度的最新测量值与上次测量值进行比较时的显示例。

而且，图 9 是表示与被测者 1 有关的身体运动功能的变化的一例，是表示以股关节置换手术的患者为对象的、术后康复过程中的步行速度变化的状态曲线。在图 9 的例子中，表示从术后第 5 天开始第 1 次测量且将第 1 次测量值设为 100 的情况下、其后的步行速度变化率与术后的经过天数的对应关系。从图 9 的实例可知，显示部 23 还具有每隔 10 天的累计功能。

如上所述，通过使用根据本实施例的身体运动解析系统 100，根据由安装在被测者上的、至少单轴(前后方向、左右方向等)的加速度传感器测量的加速度，可以算出步幅、步行周期和步行速度，所以康复系统或体育训练系统能够以短时间且廉价地实现身体运动解析。

另外，在上述第一实施例中，对于前后方向加速度，将前向定义为正方向，对于左右方向加速度，将右向定义为正方向，但不限于此，也可用这些以外的定义来定义各加速度值的正负。另外，在上述实施例中，示出在显示部 23 提示必要信息的实施例，但不限于此，例如也可用声音通知，或用振动等刺激通知，或用光的闪烁等来通知。

另外，在上述实施例中，如图 4 所示，检测前后方向加速度，根据检测到的加速度来算出步行周期、步幅和步行速度，但也可根据左右方向的加速度

求出步行周期，根据前后方向加速度算出步幅。但是，必须注意，此时的步行周期是根据上述前后方向加速度算出的步行周期的 $1/2$ 。

另外，在上述实施例中，示出利用近距离的无线通信、从加速度检测装置 10 向身体运动解析装置 20 发送加速度数据的实施例，但也可构成为在 1 台装置中配备上述加速度检测装置 10 和身体运动解析装置 20 的全部功能。

并且，在上述实施例中，示出在被测者步行时测量加速度的实施例，但不限于步行的加速度，也可让被测者实施具有周期性的其它运动，通过测量其加速度，解析被测者的运动功能。

(第二实施例)

在上述第一实施例中，说明了根据从步行中的被测者 1 取得的加速度数据算出步幅或步行速度等的身体运动解析系统，但在本实施例中，说明根据同样取得的加速度数据来算出步行时的叉开距离(左右方向的脚的分开)的身体运动解析系统。

图 10 是表示本实施例的身体运动解析系统 200 中的加速度检测装置 10 和身体运动解析装置 30 的各功能结构的框图。下面，向与上述第一实施例中的身体运动解析系统 100 相同的功能结构附加相同标记，省略其说明。

加速度检测装置 10 测量被测者 1 的前后方向、左右方向、上下(铅直)方向中的至少 1 个方向的加速度，将相当于加速度的信号(下面称为加速度数据)输出到无线通信控制部 12。

身体运动解析装置 30 是根据测量到的加速度数据算出步行时的叉开距离的装置，具备无线通信控制部 21、运动解析部 31、显示部 23 和存储部 24。

运动解析部 31 是具有与上述实施例 1 中的步行速度检测部 22 对应的功能的部分，具备以规定时间间隔对从无线通信控制部 21 接收的加速度数据进行波形解析的功能。

图 11 是表示运动解析部 31 的功能结构的框图。如图 11 所示，运动解析部 31 具备频率分析部 32、极大值检测部 33、极大值频率检测部 34、最低频率检测部 35、数组保存部 36 和评价部 37。

频率分析部 32 对从无线通信控制部 21 接收到的加速度数据执行频率分析。极大值检测部 33 从由频率分析部 32 输入功率谱中检测功率的极大值。极大值频率检测部 34 检测与极大值检测部 33 检测到的极大值对应的频率。最低频率检测部 35 从由极大值频率检测部 34 抽取的各频率中检测除 0Hz 之外的最低频率。数组保存部 36 保存由最低频率、对应于最低频率的极大值、以及其测量日期构成的数组。评价部 37 从存储在数组保存部 36 中的数据中, 读出指定日期的数据, 输出到无线通信控制部 21。

这里, 使用左右方向加速度数据来详细说明运动解析部 31 的功能。

图 12 是对被测者 1 实施的步行测试中的步行时左右方向加速度的时间序列数据的一例。图 12 中, 横轴表示时间 (秒), 纵轴表示加速度。图 12 表示以 125Hz 的采样速率对 10 秒钟的步行收集的加速度数据。

首先, 频率分析部 32 对经无线通信控制部 21 接收到的加速度数据进行频率分析, 生成其功率谱。接着, 极大值检测部 33 对由加速度数据生成的功率谱特定 1 个以上的包络线, 对每个特定的包络线进行极大值检测。

之后, 极大值频率检测部 34 检测具有被检测到的极大值的波形的频率。

图 13 是表示频率分析部 32 生成的功率谱的一例的图。图 13 中, 横轴表示频率 (Hz), 纵轴表示功率。图 13 中的 A-F 是表示由极大值检测部 33 检测到的、用包络线表示的多个凸状部分的各极大值的频谱, a-f 表示与由极大值频率检测部 34 特定的各极大值对应的频率。

接着, 最低频率检测部 35 抽取 a~f 的频率中除 0Hz 之外的最低频率。在图 13 的实例中相当于 a。之后, 数组保存部 36 将上述特定的最低频率与对应于该最低频率的极大值 (图 13 中相当于 A) 与其测量日期对应后, 作为数组数据保存。

接着, 评价部 37 根据从被测者 1 或其看护者接收到的指示, 读出存储在数组保存部 36 中的数组数据。之后, 将用于曲线表示与每天的最低频率对应的极大值的数据, 发送到无线通信控制部 21。无线通信控制部 21 根据从评价部 37 接收到的数据, 指示应进行显示的显示部 23。

图 14 是表示出使用改变步行时的叉开距离后收集到的左右方向加速度波形的频谱特定的、最低频率下的功率值的叉开距离评价指标与步行叉开距离之间关系的一例的图。图 14 中，横轴表示步行叉开距离（厘米），纵轴是用常用对数表示上述极大值的叉开距离评价指标。从图 14 可知步行时的叉开距离与极大值之间存在线性关系。

图 15 是表示利用上述图 14 的关系形成的、由步行测试得到的叉开距离的变化状态的一例。图 15 中，横轴表示步行测试的日期，纵轴表示步行叉开距离评价指标。

图 15 中，随着日期的前进，缩短左右方向的步行叉开距离，可定量地把握下肢功能不全患者（被测者 1）的运动功能恢复程度。

下面，说明上述构成的身体运动解析系统 200 的动作。图 16 是表示身体运动解析系统 200 的处理流程的流程图。

首先，频率分析部 32 一旦从无线通信控制部 21 接收加速度数据(S1601)，则对该加速度数据执行频率分析(S1602)，将结果输出到极大值检测部 33。

接着，极大值检测部 33 从由频率分析部 32 输入的频谱中检测功率的极大值(S1603)。由此，极大值频率检测部 34 检测对应于极大值检测部 33 检测到的极大值的频率(S1604)。

并且，最低频率检测部 35 根据由极大值频率检测部 34 检测到的各频率，检测除 0Hz 之外的最低频率(S1605)。之后，数组保存部 36 保存由最低频率、对应于最低频率的极大值、以及其测量日期构成的数组。

评价部 37 从存储在数组保存部 36 中的数据中读取指定日期的数据，输出到无线通信控制部 21 (S1606)。

如上所述，通过本实施例的身体运动解析系统 200，能够以天为单位来比较下肢功能不全患者的运动功能恢复状态。

（第三实施例）

在上述第一实施例中，说明了根据从步行中的被测者 1 取得的加速度数据算出步幅或步行速度等的身体运动解析系统，但在本实施例中，说明根据加

速度之差对步行功能恢复程度进行定量化的身体运动解析系统。

图 17 是表示本实施例的身体运动解析系统 300 中的加速度检测装置 10 和身体运动解析装置 20 的各功能结构的框图。该身体运动解析系统 300 具备加速度检测装置 10 和身体运动解析装置 40，由加速度检测装置 10 检测被测者 1 运动时所产生的、由左右各脚引起的加速度，根据这些测量到的加速度之差来量化步行功能恢复程度。另外，下面假设步行的情况来作为被测者 1 的运动一例，加速度检测装置 10 测量被测者 1 步行时的加速度。另外，向与上述实施例 1 中的身体运动解析系统 100 相同的功能结构附加相同标记，省略其说明。

身体运动解析装置 40 具备一般的个人计算机的功能，并且，具有如下功能，即利用基于上述蓝牙的通信方式等接收从加速度检测装置 10 发送来的加速度数据，并根据该加速度数据来量化被测者的恢复程度等。

如图 17 所示，身体运动解析装置 40 包括无线通信控制部 21、左右差判断部 43、显示部 23 和存储部 24。

左右差判断部 43 是根据从无线通信控制部 21 接收的加速度数据来进行数值运算的处理单元，算出表示左右脚引起的前后方向的加速度差异的左右差判断点。具体而言，左右差判断部 22 根据左右方向的加速度数据判断步行时加速的脚，并且，从前后方向的加速度数据中抽取左脚引起的加速度数据和右脚引起的加速度数据，作为这些加速度的比，或这些加速度的差，计算出上述左右差判断点

显示部 23 是例如具备液晶面板的显示装置，根据无线通信控制部 21 的控制指示，进行上述左右差判断部 43 算出的左右差判断点等的显示。

存储部 24 是例如具备 RAM 或固定盘等的存储装置，具备与无线通信控制部 21 交换数据用的输入输出接口。而且，存储部 24 按照无线通信控制部 21 的指示，将加速度数据或由左右差判断部 43 算出的左右差判断点、与被测者 1 或测量日期等对应后存储。

图 18 是说明上述左右差判断部 43 的处理内容的图，是表示被测者 1 的

脚移动与左右方向及上下方向的加速度数据的对应关系的图。如图 18 所示，上半部是表示被测者 1 步行时的左右方向加速度的图，下半部是表示前后方向的加速度的图。如上所述，在本实施例中，对于前后方向加速度，将前方向定义为正方向，对于左右方向加速度，将右方向定义为正方向。

本实施例的特征是，定量化被测者 1 的恢复程度。因此，将左右脚的速度差异定义为左右差判断点，定义成非健康脚的速度相对健康脚的速度的比率（百分率）。即，用下式（3）表示。

$$\text{左右差判断点} = \text{非健康脚的速度} / \text{健康脚的速度} \times 100 \quad (3)$$

如图 18 所示，左右脚引起的前后方向的速度被定义成用沿时间轴对前后方向加速度的正部分进行积分的值，一个积分区间被定义成从前后方向的加速度变为正的時刻到变为负的時刻的区间。但是，在仅参照前后方向的加速度的情况下，即使能判断加速度的有无，也不能判断该加速度是由左右哪个脚引起的。因此，在本实施例中，使用左右方向的加速度来解决该问题。

即，左右方向加速度的变动与脚的左右运动有很深的关系，左脚着地时的左右方向加速度偏向正方向，右脚着地时的左右方向加速度偏向负方向，所以，在计算左右脚引起的前后方向的速度时，通过参照左右方向的加速度数据，可判断前后方向的加速度是由左右哪个脚引起的。

如上所述，在本实施例中，当算出左右脚引起的速度时，利用以下固定关系，即在积分开始時刻的左右方向加速度为负的情况下，右脚着地，为正的情况下，左脚着地。

另外，所述积分期间与上述第一实施例的情况一样，根据测量到的加速度的时间变化来生成频谱，并特定生成的频谱中具有极大值的频谱。而且，特定被特定频谱的频率，按照被特定频率的半周期来设定积分期间。

下面，说明上述构成的身体运动解析系统 100 的动作。图 19 是表示该身体运动解析系统 300 的处理流程的流程图。

首先，若加速度信息检测部 11 收集到加速度数据(S1)，则左右差判断部 43 算出速度(S2)。而且，左右差判断部 43 根据算出的速度，算出左右差判断

点(S3)，显示部 23 显示算出的左右差判断点等(S4)。

具体而言，输入在规定的时间内同时测量的前后方向的加速度信息与左右方向的加速度信息(S1)，在每个积分区间中对输入的加速度信息算出其积分值并保持。

再者，通过参照积分开始时左右方向加速度的符号，向各积分值赋予表示各积分值对应于左右哪个脚的标记。由此，平均分配给左右脚的积分值，算出健康脚的速度与非健康脚的速度(S2)。

此时，在本实施例的身体运动解析装置中，事先保持左右哪个脚为非健康脚、另一脚为健康脚的信息，最终生成由上述式(3)定义的左右差判断点。

另外，在两个脚都为非健康脚的情况下，视加速大的为健康脚。另外，在左右脚的判断困难的情况下也一样。

进一步，将上述左右差判断步骤(S3)中生成的左右差判断点输出到本实施例的身体运动解析装置的存储部 3(S4)。

图 20 是定量表示显示在显示部 23 中的被测者 1 的身体运动功能恢复程度的一例，是利用上述式(3)算出的左右差判断点的显示例。

另外在本实施例中，设左右方向加速度的正向为右方向，设前后方向加速度的正向为前方向，但也可以是其它情况，只要能利用各方向特定符号即可。

另外，在上述实施例中，示出显示部 4 由具有液晶板等的显示装置构成的实施例，但不限于对视觉的提示，也可构成进行声音合成或振动等，对听觉或触觉进行提示。

(第四实施例)

在上述第三实施例中，说明根据被测者步行时所产生的加速度之差对步行功能的恢复程度进行来定量化的系统，但在本实施例中，说明在上述系统中还具有自动判断被测者的运动是否为步行的功能的系统。

图 21 是表示本实施例的身体运动解析系统 400 的功能结构的框图。如图 21 所示，身体运动解析系统 400 具备加速度检测装置 10 和身体运动解析装置 45。另外，下面对与上述第一实施例中的身体运动解析系统 100 相同的功能结

构附加相同标记, 省略其说明。

身体运动解析装置 45 具备一般的个人计算机的功能, 同时, 具有如下功能, 即根据从加速度检测装置 10 发送来的加速度数据, 判断被测者的运动是否为步行, 并且, 在判断为步行的情况下, 根据加速度数据来定量化被测者的恢复程度等, 其具备无线通信控制部 26、左右差判断部 43、显示部 23、存储部 24 和步行检测部 27。

无线通信控制部 26 除上述第一实施例的无线通信控制部 21 的功能外, 一旦从步行检测部 27 接收到被测者 1 的运动是步行的通知, 则指示左右差判断部 43 计算左右差判断点。

步行检测部 27 根据输入的上下方向的加速度数据, 自动判断是否是步行, 并将判断结果通知无线通信控制部 26。

图 22 是表示上述步行检测部 27 在步行判断时参照的、被测者 1 步行时的上下方向的加速度变化的一部分波形。

一般在步行时, 随着脚着地, 律动地产生来自台面(或地面)的反作用力。图 22 示出上述台面反作用力的变化。

因此, 步行检测部 27 在满足以下示出的任一条件的情况下判断为步行。即, 如下两种条件:

条件 1:

就规定时间(例如 160 秒)的上下方向的加速度而言, 发生“极大→极小→极大”的变化, 并且, 极大值-极小值之间(或极小值-极大值之间)的振幅(若为图 22 的情况, 则是 A-B 之间或 B-C 之间的振幅)为规定值(例如 0.15G)以上, 并且, 极大值与极小值(或极小值与极大值)的中点(若为图 22 的情况, 则是 D 或 E)的值在规定范围(例如 0.5G~1.5G)内。

条件 2:

条件 1 的情况在规定时间(例如 2 秒)内产生规定次数(例如 5 次)以上, 并且, 此时被测者的姿势为站立姿势的情况。

上述步行检测部 27 的步行判断, 是在取得加速度数据之后、且计算速度

之前(上述第三实施例的图 19 中的“加速度信息的输入(S1)”与“速度计算(S2)”之间)实施。

如上所述,根据本实施例的身体运动解析系统,收集被测者 1 步行时的 3 维加速度数据,根据这些加速度数据来判断是否为步行,可进一步定量化步行功能恢复程度。

另外,也可经因特网等网络将上述第二实施例的身体运动解析装置 45 与位于远处的医疗机构的终端(例如个人计算机)连接。

图 23 是表示如上所述的、置于被测者家 2 中的身体运动解析装置 45 与医疗机构 4 的终端 29 经网络 3 连接的状态图。如图 23 所示,通过经网络 3 连接身体运动解析装置 45 与终端 29,可在两装置间共享关于被测者 1 的恢复程度等信息。

图 24 是表示显示于上述终端 29 的监视器(未图示)上的、被测者 1 的左右差判断点的变化状态的示意图。这样,医疗机构人员在远处把握被测者 1 的恢复状况,并且,还可以进行适当的建议。

另外,图 24 是表示经通信线路、将与被显示的被测者的身体运动功能有关的信息显示在医疗机构终端 29 中具备的显示部 4 上的一例,利用显示部 23 的功能,以术后天数对过去的左右差判断点进行曲线化。

通过如此定量地向医疗人员示出被测者的身体运动功能的恢复情况,可支援功能恢复的进程管理。另外,通过利用通信线路,还可与在家的患者共享功能恢复的程度。

如上所述,本实施例的身体运动解析系统 400 自动检测步行,通过向被测者提示其自身的身体运动功能,可支援自律的功能恢复训练。

另外,在上述第一实施例至第四实施例中,说明了将加速度检测装置 10 固定在被测者 1 的腰部右侧的实施例。这是因为在求出人体左右方向的步行叉开距离的变动的情况下,最好不是手或脚,而是人体的躯干。并且,越接近人体重心的腰部越好。

另外,在上述第一实施例至第四实施例中,示出以 125Hz 的采样速率收

集加速度数据的实施例，但采样速率只要是能得到至少包含在 0 到 20Hz 的频带中的加速度波形即可。

并且，在上述第一实施例至第四实施例中，示出对步行进行运动解析的实施例，但也可应用于根据身高、体重等的关系来判断步行姿势是否好看的场合。另外，也可适用于慢跑、马拉松等跑步方法的分析，还可利用于研究效率高的跑步方法。

另外，在上述第四实施例中，将条件 2 中的规定时间设为 2 秒，但该值也可根据被测者 1 的状况等设定成任意值。

产业上的可利用性

如上所述，本发明的身体运动解析系统和身体运动解析装置可作为康复系统、体育训练装置、康复设施的终端装置、高龄者住宅中的通信终端等使用。

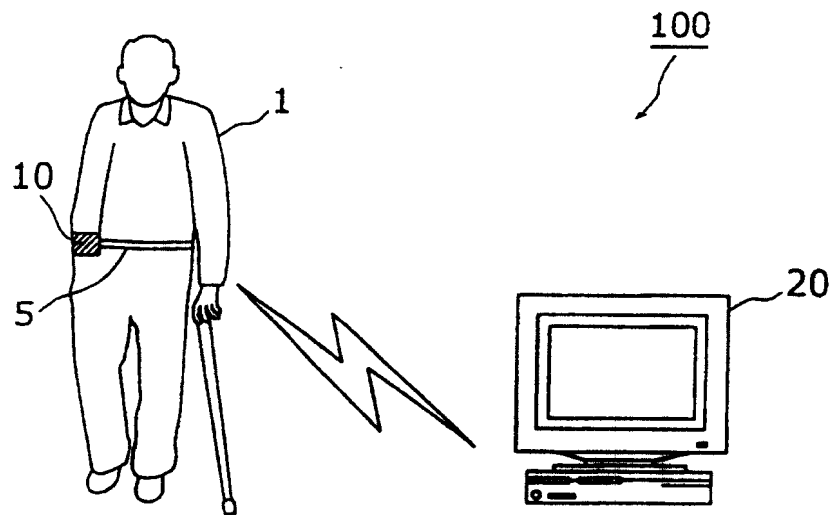


图1

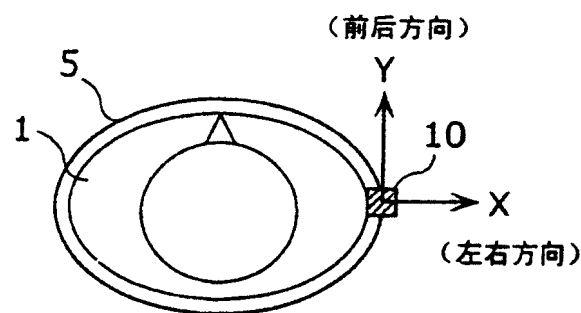


图2

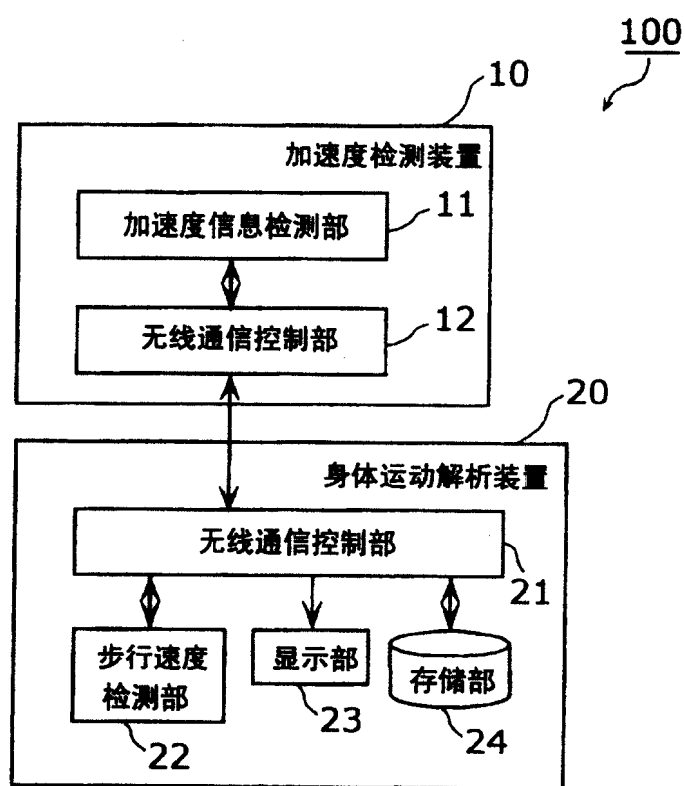


图3

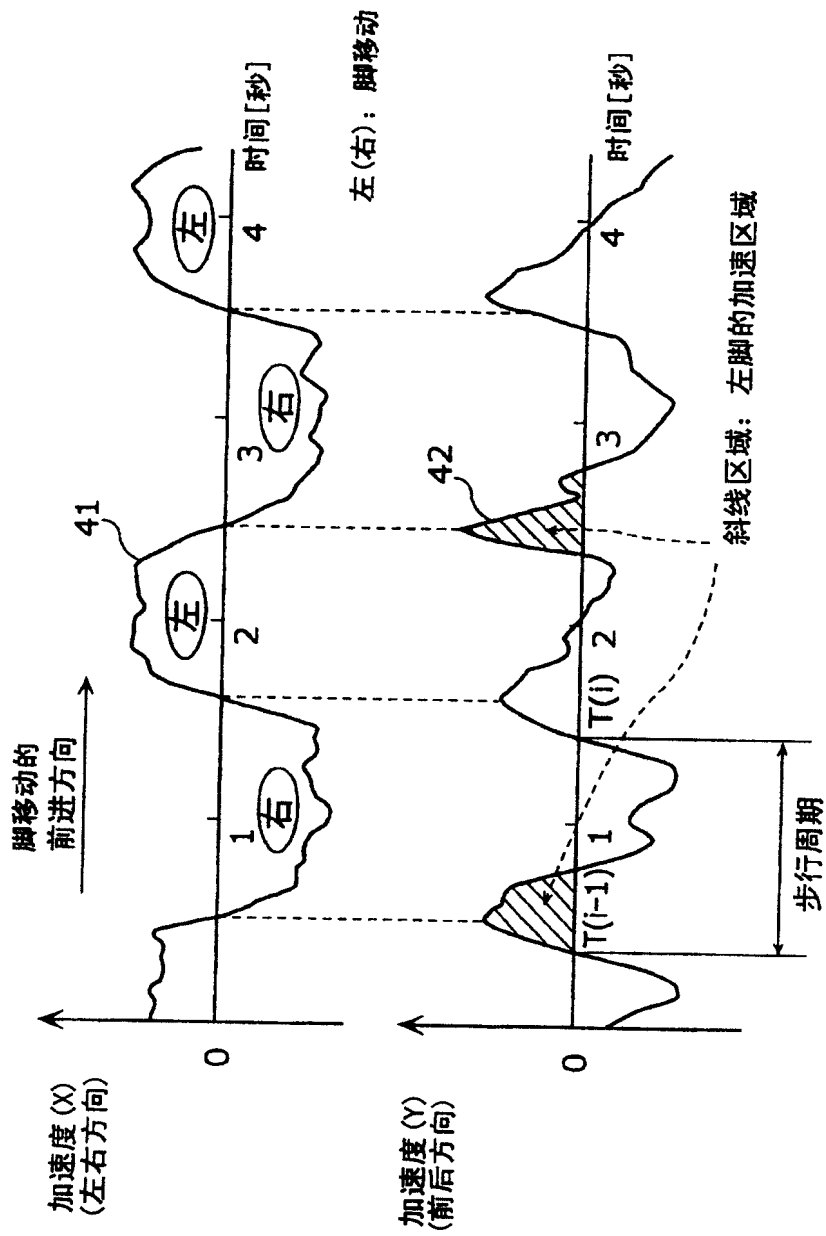


图4

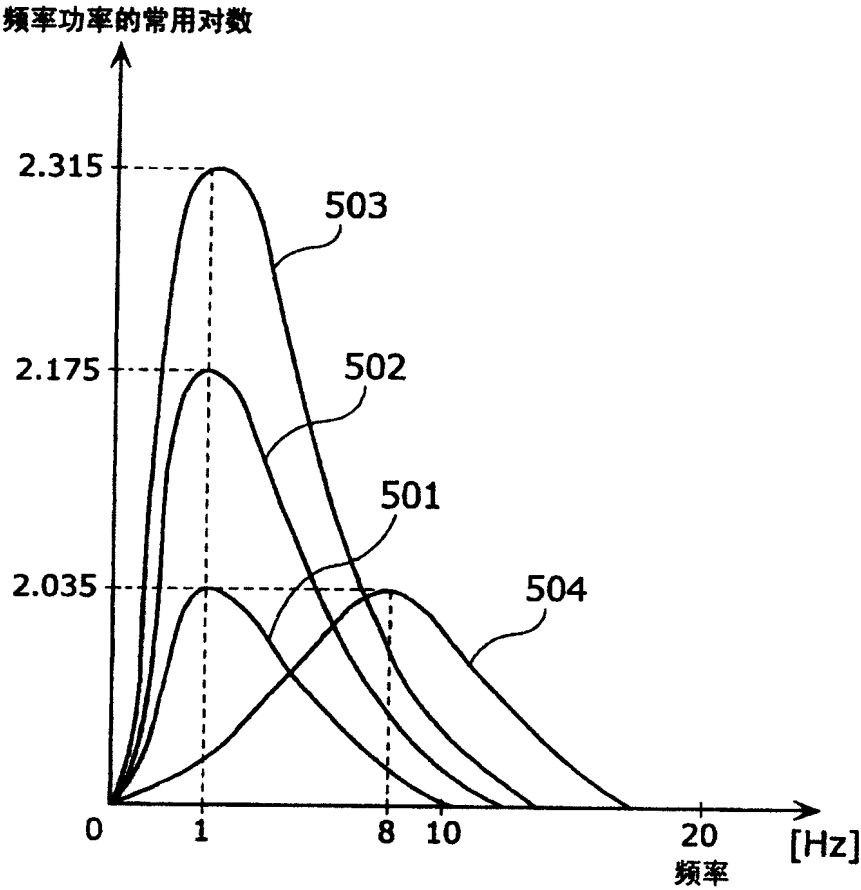


图5

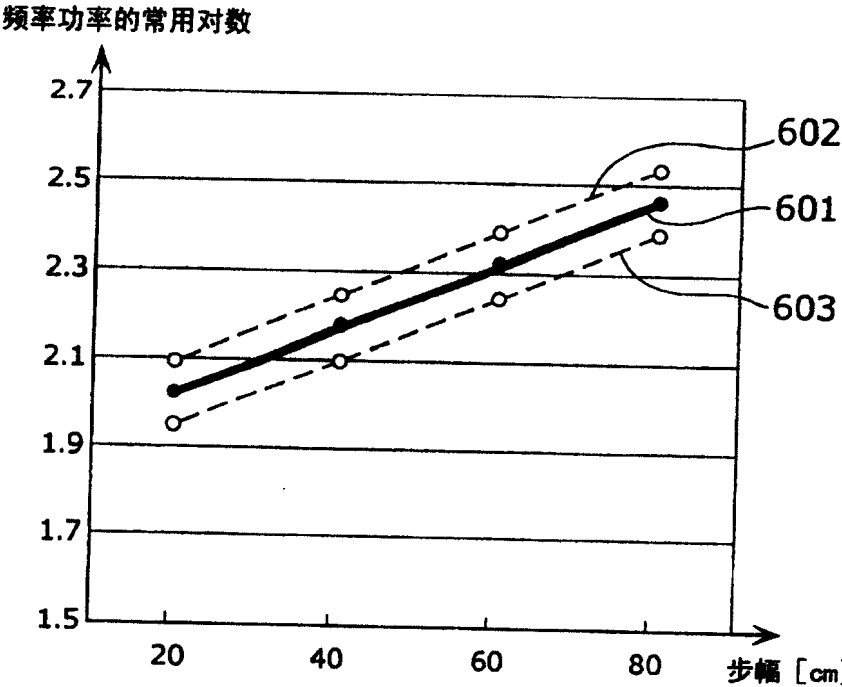


图6

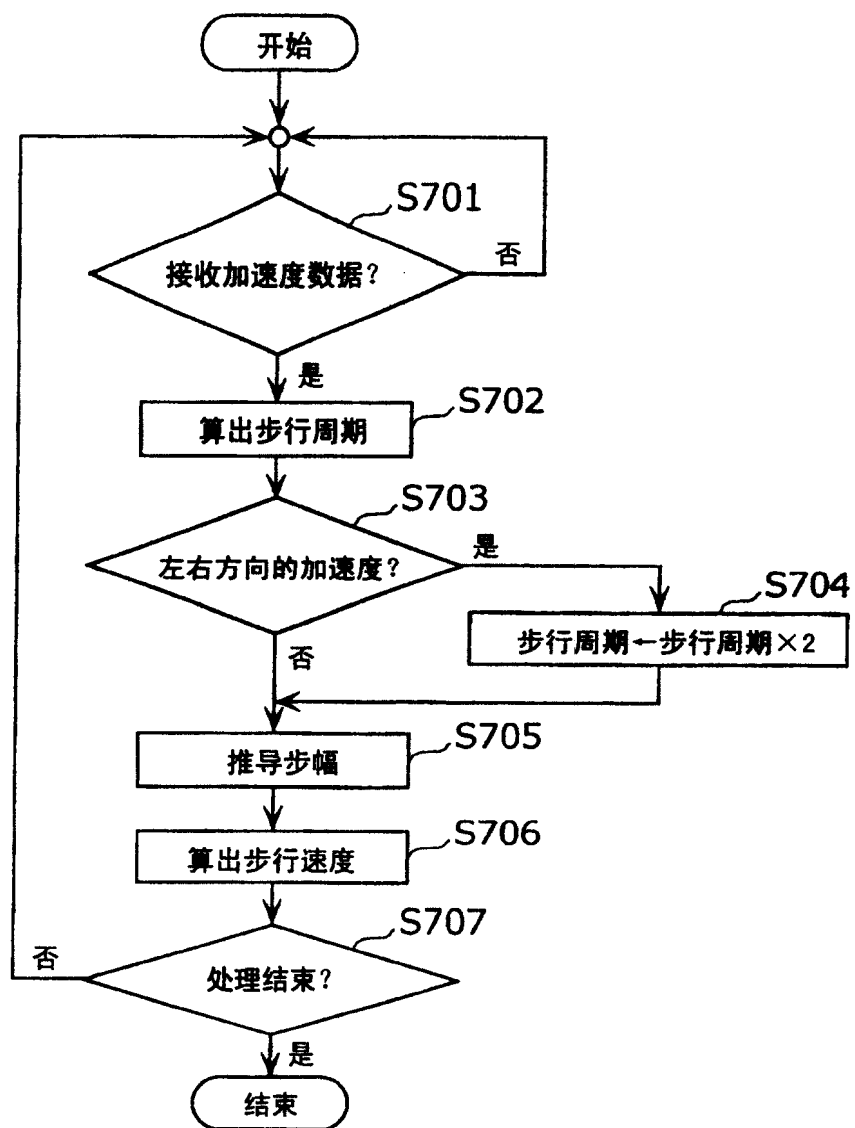


图7

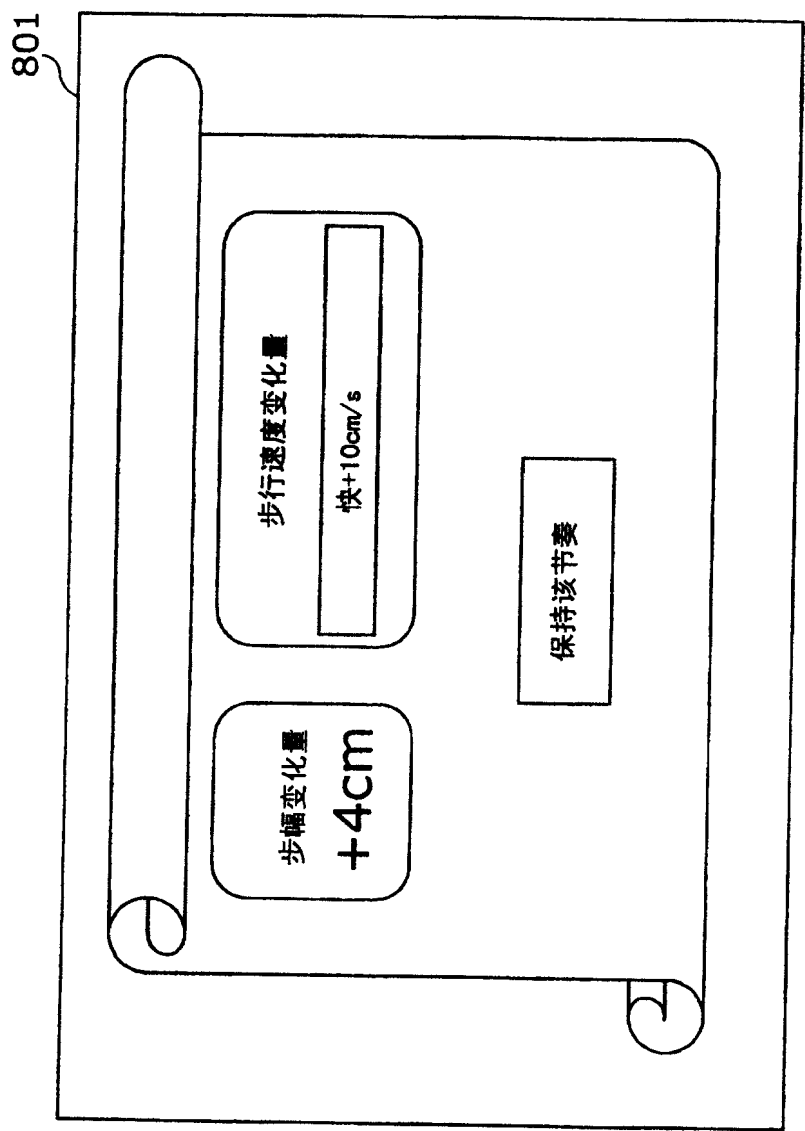


图8

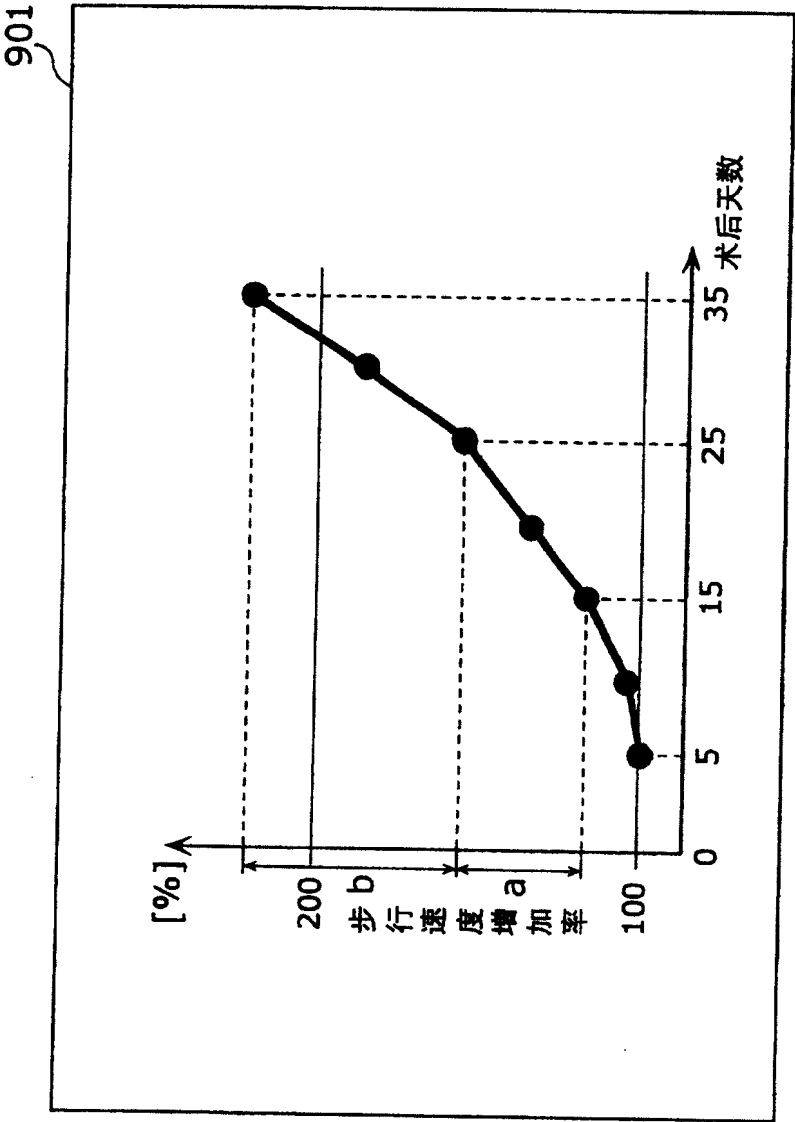


图9

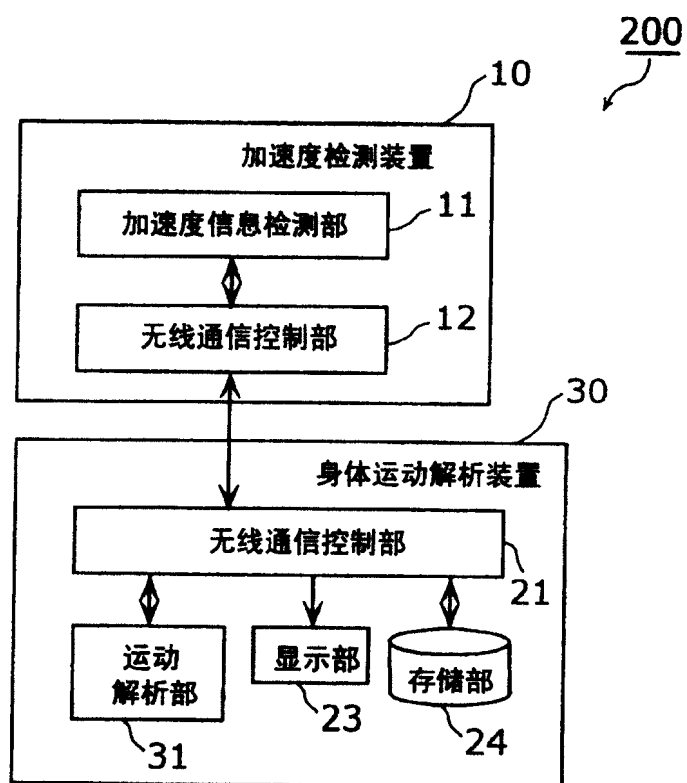


图10

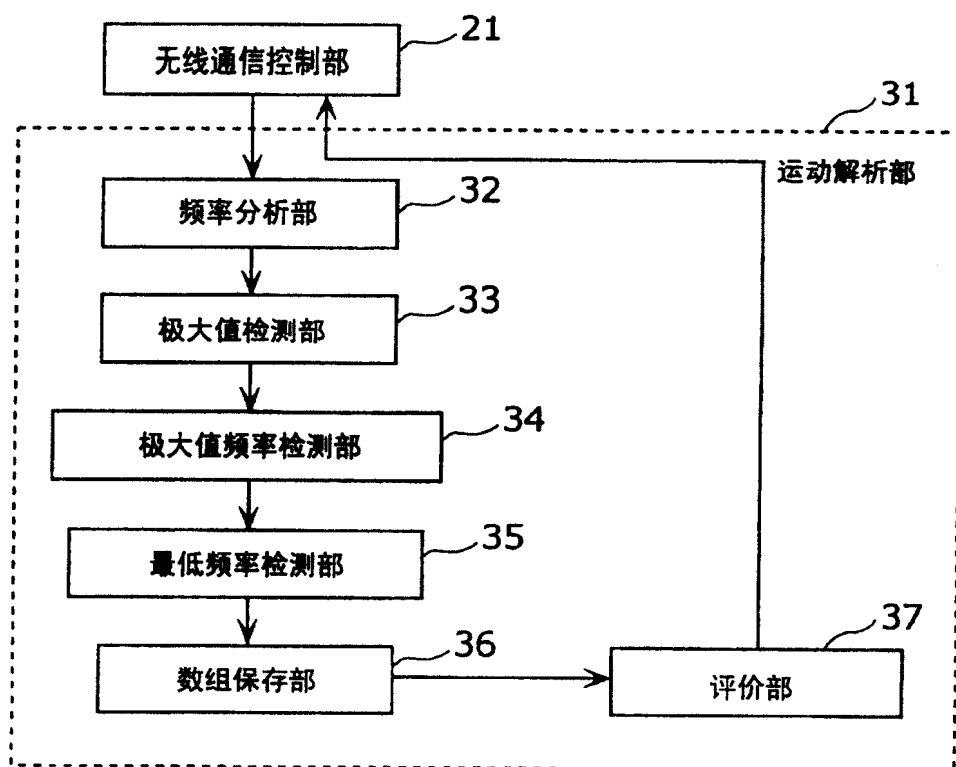


图11

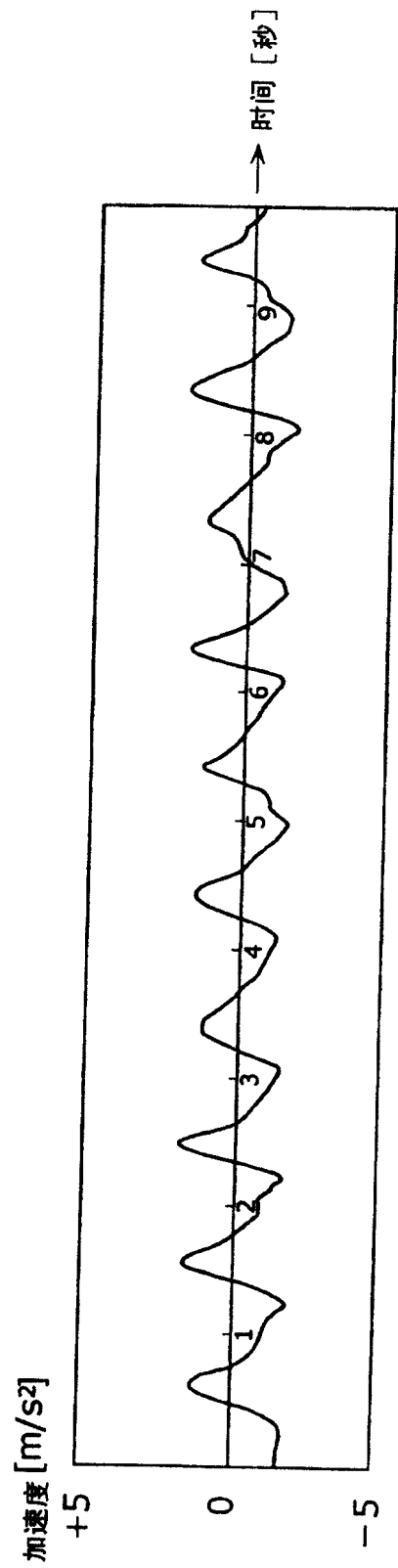


图12

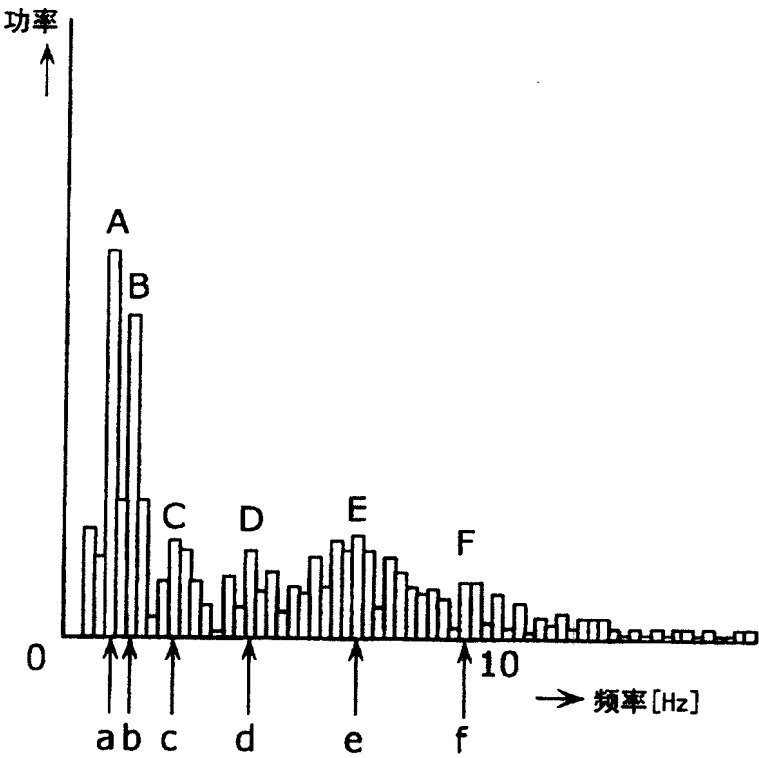


图13

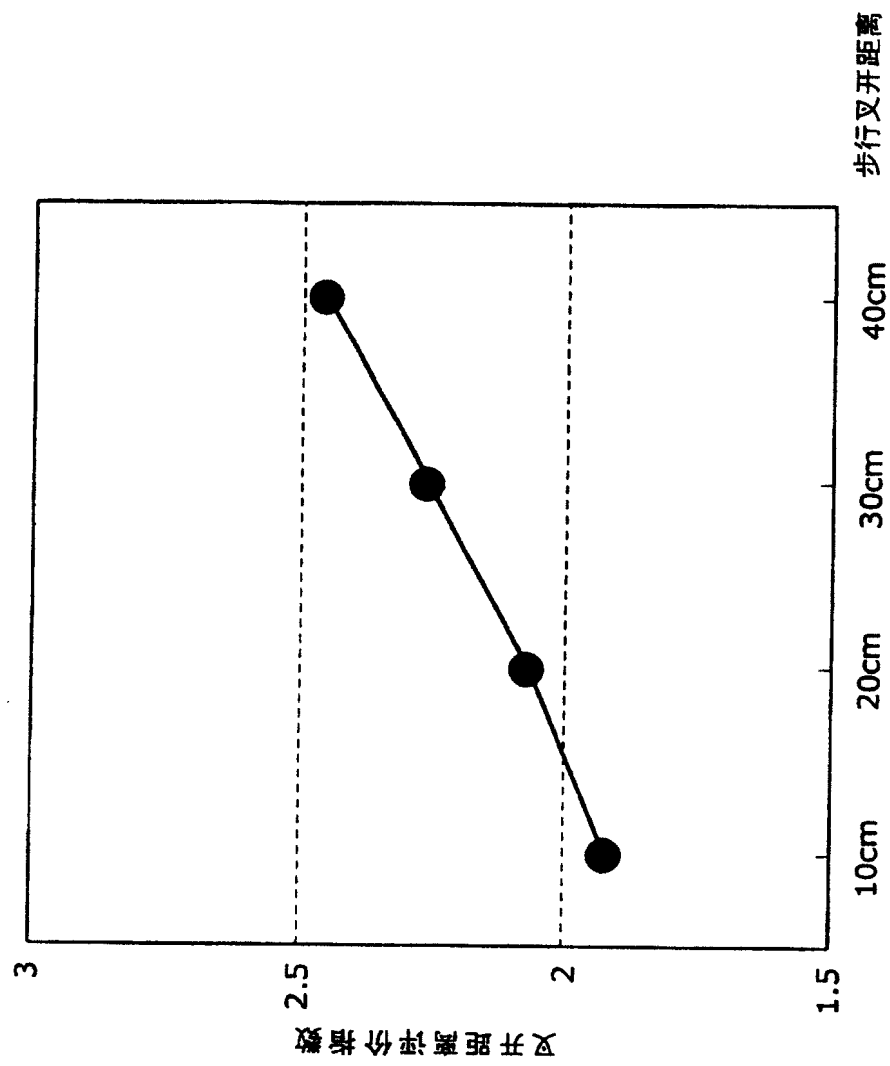


图14

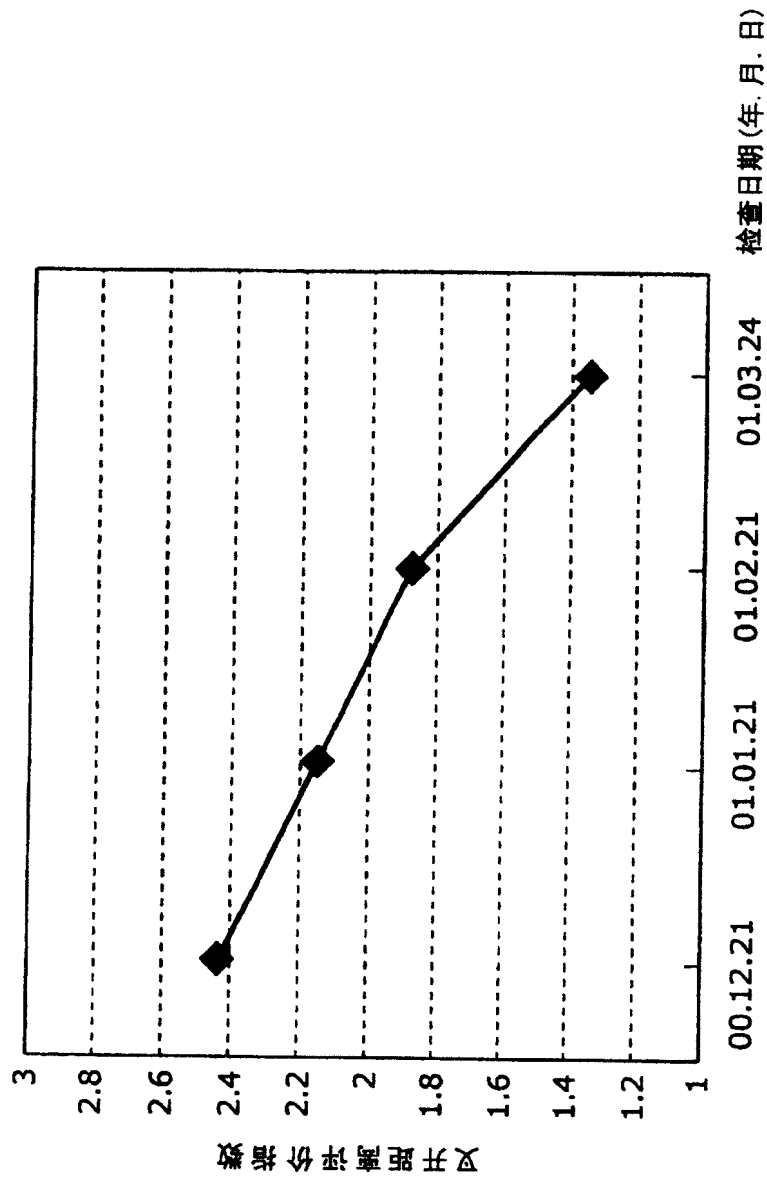


图15

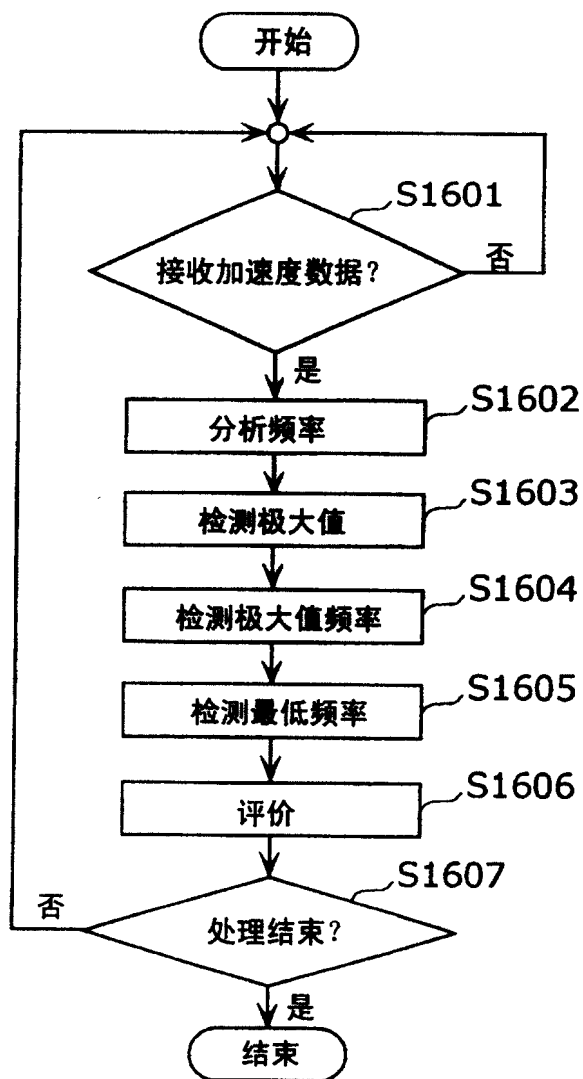


图16

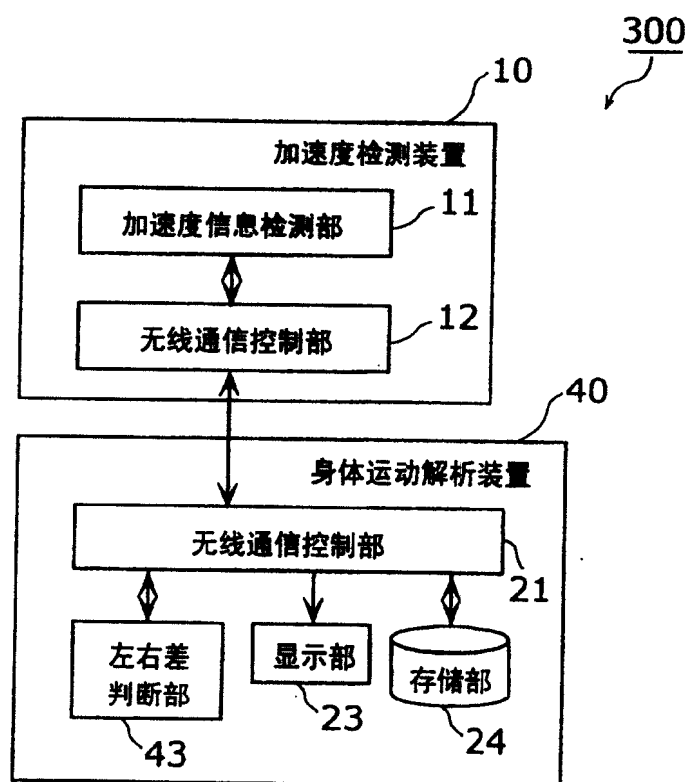


图17

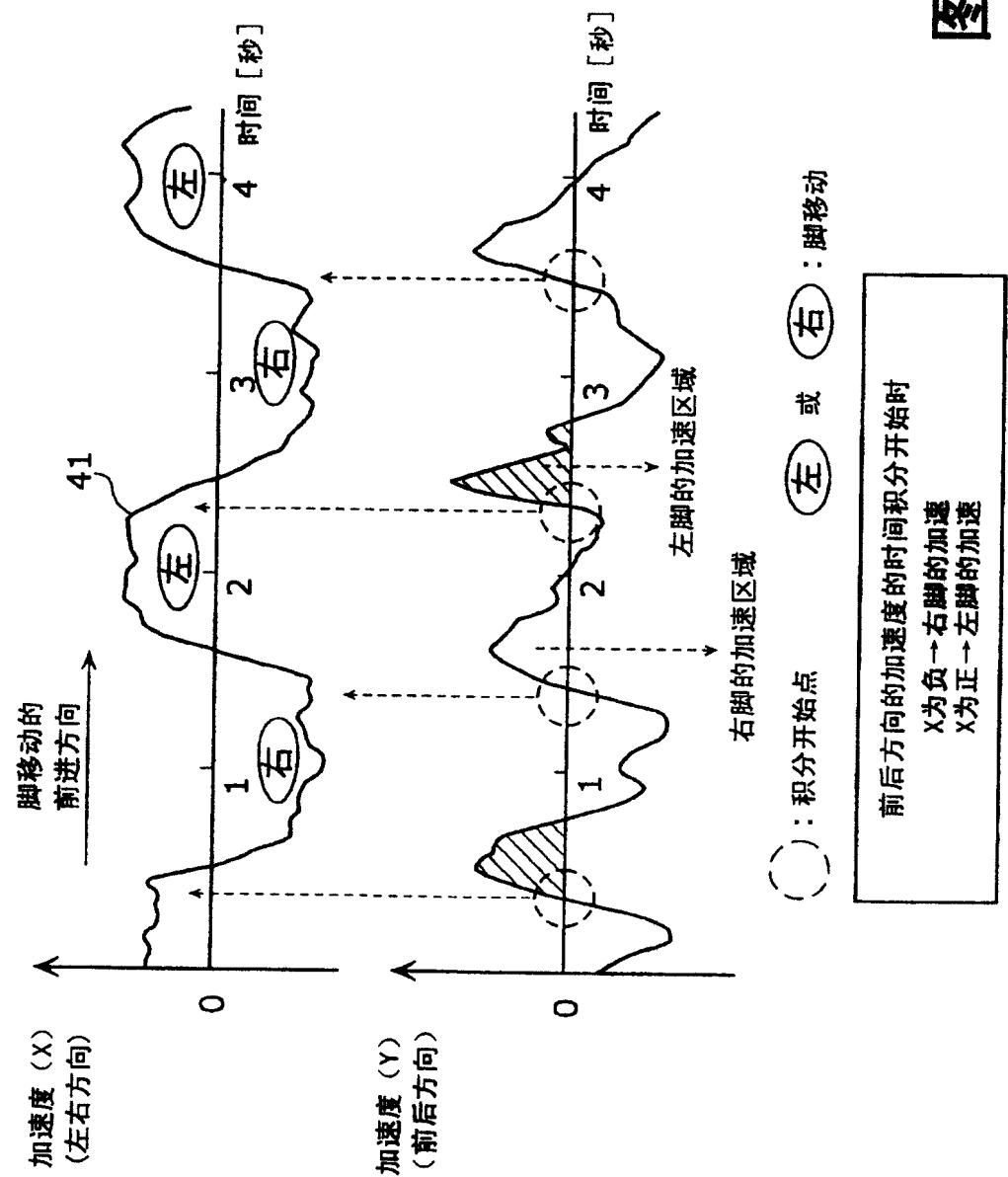


图18

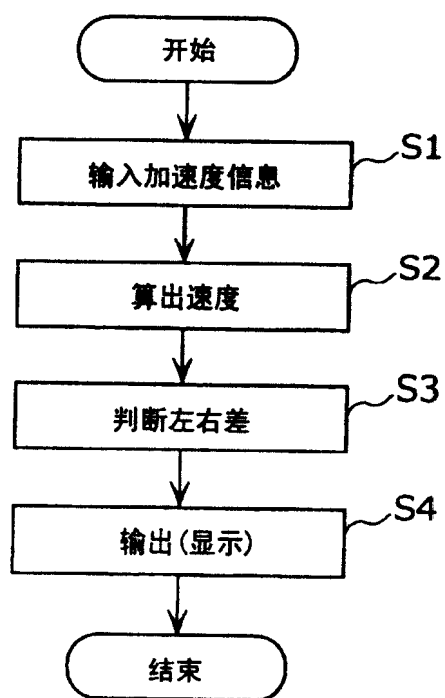


图19

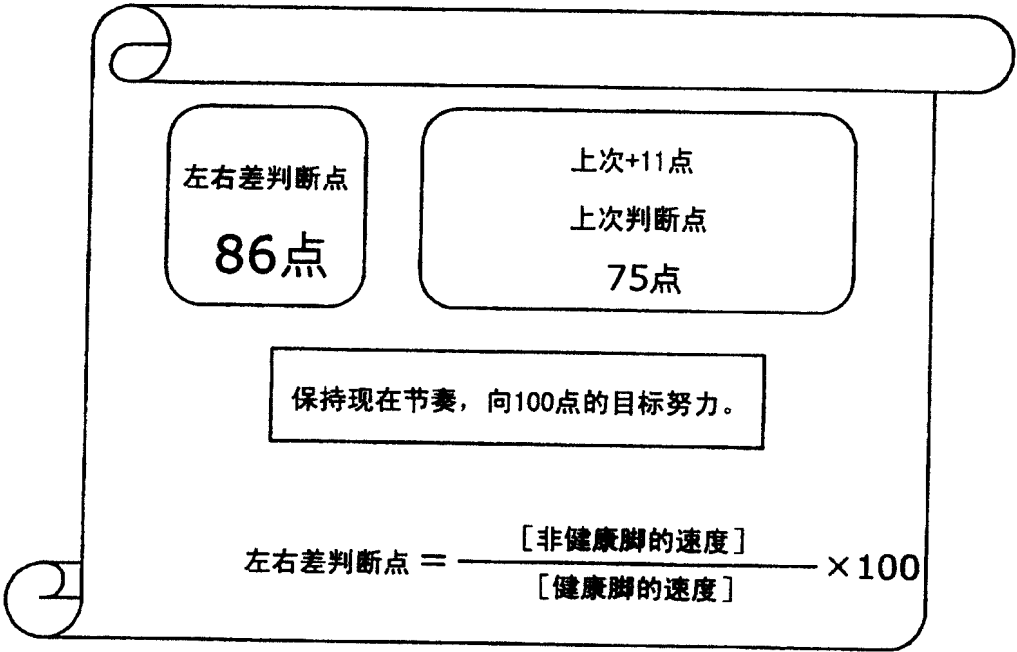


图20

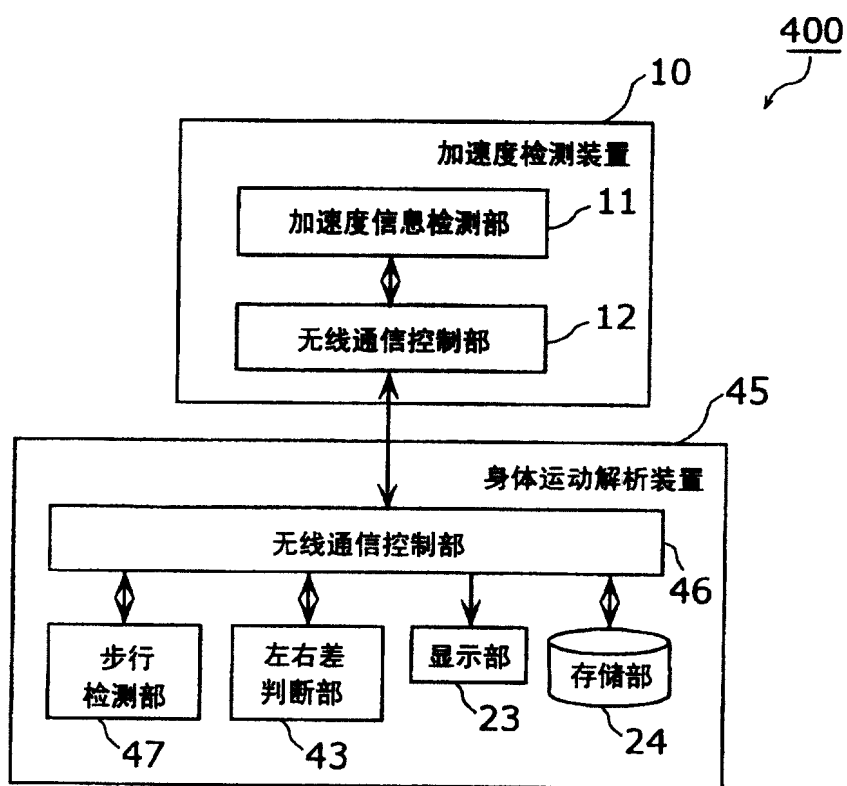


图21

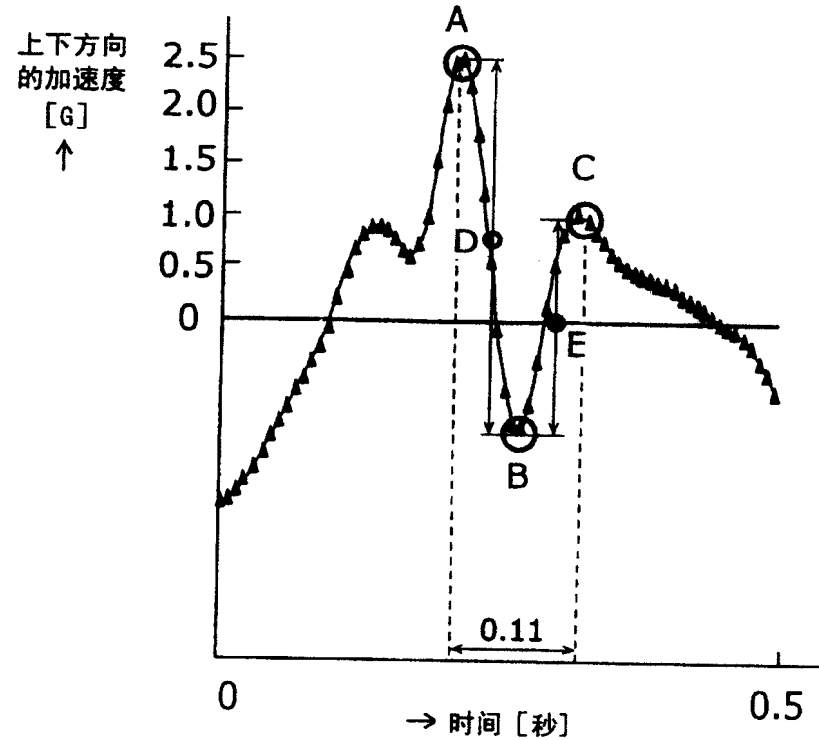
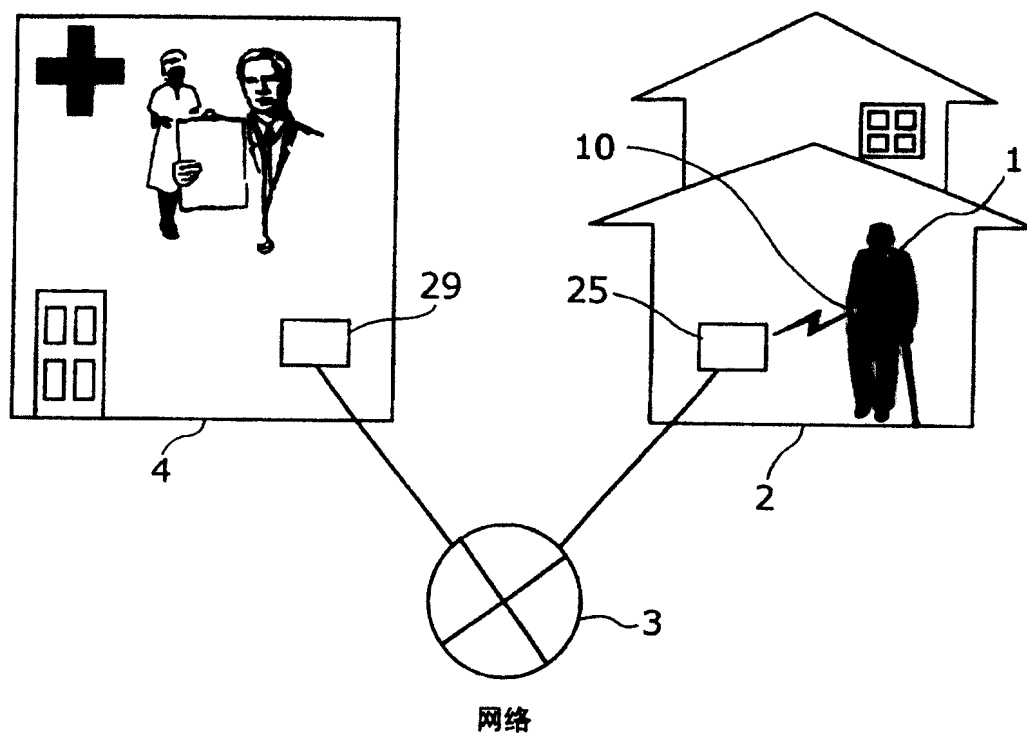


图22

**图23**

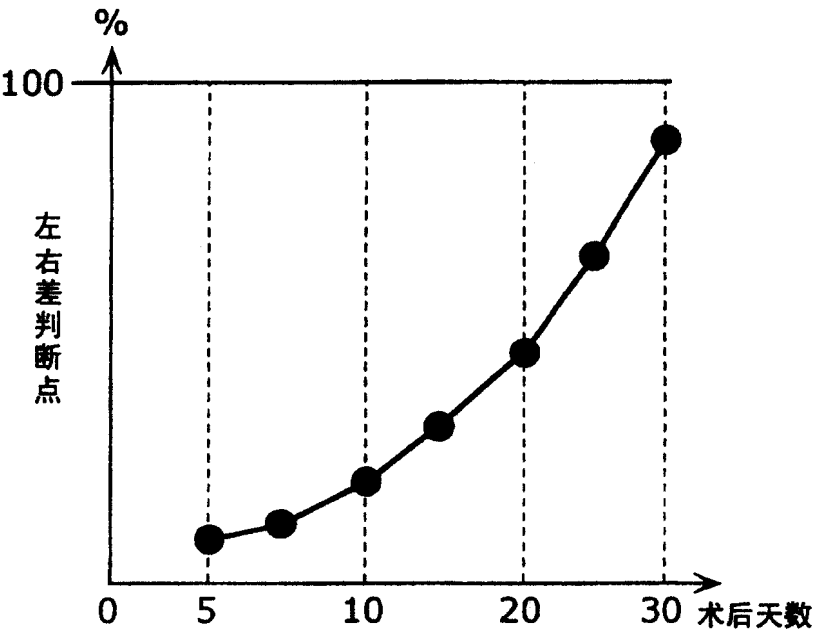


图24