

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/16 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480031216.9

[45] 授权公告日 2008 年 8 月 20 日

[11] 授权公告号 CN 100411589C

[22] 申请日 2004.10.22

[21] 申请号 200480031216.9

[30] 优先权

[32] 2003.10.23 [33] JP [31] 363902/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/016058 2004.10.22

[87] 国际公布 WO2005/039415 日 2005.5.6

[85] 进入国家阶段日期 2006.4.21

[73] 专利权人 株式会社三角工具加工

地址 日本广岛

[72] 发明人 藤田悦则 金子成彦

[56] 参考文献

JP10-146321A 1998.6.2

CN1302587A 2001.7.11

JP2003-61921A 2003.3.4

JP9-308614A 1997.12.2

审查员 谈 泉

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 曲 瑞

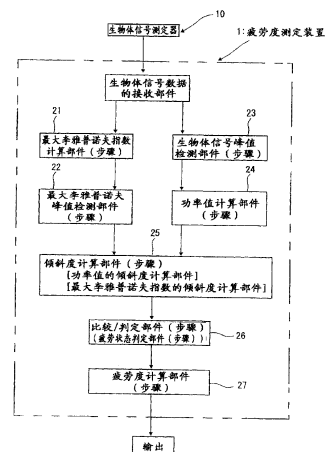
权利要求书 5 页 说明书 24 页 附图 17 页

[54] 发明名称

疲劳度测定装置、疲劳检测装置及方法

[57] 摘要

本发明提供一种可使疲劳度定量化并进行显示的疲劳度测定装置(1)，构成为具备：检测生物体信号数据的原波形的各周期的峰值的生物体信号峰值检测部件(23)；从由生物体信号峰值检测部件(23)所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值的功率值计算部件(24)；以及求解功率值的倾斜度的功率值倾斜度计算部件(25)，对功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理后计算积分值，并将此积分值作为疲劳度而求得。其结果就能够谋求人的疲劳度的定量化。



1. 一种疲劳度测定装置，其特征在于包括：

生物体信号峰值检测部件，检测由生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；

功率值计算部件，从由上述生物体信号峰值检测部件所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；

功率值倾斜度计算部件，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；以及

疲劳度计算部件，对由上述功率值倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理后，计算积分值，并将所得到的积分值作为疲劳度来进行求解。

2. 按照权利要求 1 所述的疲劳度测定装置，其特征在于：

上述生物体信号峰值检测部件是对心搏或脉搏数据进行平滑化微分，并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件。

3. 按照权利要求 1 所述的疲劳度测定装置，其特征在于：

上述功率值计算部件是将心搏或脉搏数据的规定时间范围中的、上限侧的峰值的平均值与下限侧的峰值的平均值之差作为功率值来计算的部件。

4. 按照权利要求 1 所述的疲劳度测定装置，其特征在于：

上述功率值计算部件是将心搏或脉搏数据的规定时间范围中的、上限侧的峰值的平均值与下限侧的峰值的平均值之差的平方值作为功率值来计算的部件。

5. 按照权利要求 1 所述的疲劳度测定装置，其特征在于：

上述功率值倾斜度计算部件中的滑动计算所用的时间间隔为 180 秒，重叠率为 90 %。

6. 按照权利要求 1 所述的疲劳度测定装置, 其特征在于还包括:
最大李雅普诺夫指数计算部件, 对上述心搏或脉搏数据进行紊乱解析并计算最大李雅普诺夫指数;

最大李雅普诺夫指数峰值检测部件, 检测所计算出的最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形的各周期的峰值;

最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件, 除上述功率值的倾斜度外, 还对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解由上述最大李雅普诺夫指数峰值检测部件所得到的最大李雅普诺夫指数的各峰值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度; 以及

比较/判定部件, 将由上述功率值倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度及由上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的最大李雅普诺夫指数的倾斜度, 在时间序列信号之中稳定表示大致 180 度的相位差的时间点作为疲劳信号的发生点进行判定。

7. 按照权利要求 6 所述的疲劳度测定装置, 其特征在于:

上述最大李雅普诺夫指数峰值检测部件是对最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形进行平滑化微分, 并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件。

8. 按照权利要求 6 所述的疲劳度测定装置, 其特征在于:

上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件中的滑动计算所用的时间间隔为 180 秒, 重叠率为 90%。

9. 一种疲劳检测装置, 其特征在于包括:

生物体信号峰值检测部件, 检测由生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值;

功率值计算部件, 从由上述生物体信号峰值检测部件所得到的各峰值, 对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差, 并将此差值设定为功率值;

功率值倾斜度计算部件, 对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的

倾斜度;

最大李雅普诺夫指数计算部件,对上述心搏或脉搏数据进行紊乱解析以计算最大李雅普诺夫指数;

最大李雅普诺夫指数峰值检测部件,检测所计算出的最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形的各周期的峰值;

最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件,对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解由上述最大李雅普诺夫指数峰值检测部件所得到的最大李雅普诺夫指数的各峰值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度;以及

比较/判定部件,将由上述功率值倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度及由上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的最大李雅普诺夫指数的倾斜度,在时间序列信号之中稳定表示大致 180 度的相位差的时间点作为疲劳信号的发生点进行判定。

10. 按照权利要求 9 所述的疲劳检测装置,其特征在于:

上述生物体信号峰值检测部件是对心搏或脉搏数据进行平滑化微分,并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件,而上述最大李雅普诺夫指数峰值检测部件则是对最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形进行平滑化微分,并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件。

11. 按照权利要求 9 所述的疲劳检测装置,其特征在于:

上述功率值倾斜度计算部件及上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件中的滑动计算所用的时间间隔为 180 秒,重叠率为 90%。

12. 按照权利要求 9 所述的疲劳检测装置,其特征在于:

上述比较/判定部件具备基于在时间序列中出现的功率值的倾斜度及最大李雅普诺夫指数的倾斜度来判定疲劳的状态的疲劳状态判定部件。

13. 按照权利要求 12 所述的疲劳检测装置,其特征在于:

上述疲劳状态判定部件具备对时间序列中出现的上述功率值的倾斜度的变化和最大李雅普诺夫指数的倾斜度进行频率分析的部件，在最大李雅普诺夫指数的倾斜度的功率谱较大的情况下判定为中枢性疲劳占优势状态，而在功率值的倾斜度的功率谱较大的情况下则判定为末梢性疲劳占优势状态。

14. 一种用于对由测定人的生物体信号的生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据进行解析以测定疲劳度的方法，其特征在于包括：

生物体信号峰值检测步骤，检测上述心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；

功率值计算步骤，从由上述生物体信号峰值检测步骤所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；

功率值倾斜度计算步骤，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；以及

疲劳度计算步骤，对由上述功率值倾斜度计算步骤经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理后，计算积分值，并将所得到的积分值作为疲劳度来进行求解。

15. 一种用于对由测定人的生物体信号的生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据进行解析以检测疲劳的方法，其特征在于包括：

生物体信号峰值检测步骤，检测由生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；

功率值计算步骤，从由上述生物体信号峰值检测步骤所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；

功率值倾斜度计算步骤，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；

最大李雅普诺夫指数计算步骤，对上述心搏或脉搏数据进行紊乱

解析以计算最大李雅普诺夫指数;

最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤,检测所计算出的最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形的各周期的峰值;

最大李雅普诺夫指数倾斜度计算步骤,对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解由上述最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤所得到的最大李雅普诺夫指数的各峰值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度;以及

比较/判定步骤,将由上述功率值倾斜度计算步骤经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度及由上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算步骤经过滑动计算所得到的最大李雅普诺夫指数的倾斜度,在时间序列信号之中稳定表示大致 180 度的相位差的时间点作为疲劳信号的发生点进行判定。

16. 按照权利要求 15 所述的方法,其特征在于:

上述比较/判定步骤具备对时间序列中出现的上述功率值的倾斜度的变化和最大李雅普诺夫指数的倾斜度进行频率分析的疲劳状态判定步骤,在最大李雅普诺夫指数的倾斜度的功率谱较大的情况下判定为中枢性疲劳占优势状态,而在功率值的倾斜度的功率谱较大的情况下则判定为末梢性疲劳占优势状态。

疲劳度测定装置、疲劳检测装置及方法

技术领域

本发明涉及用于定量地测定人的疲劳度的疲劳度测定装置、检测疲劳状态的疲劳检测装置以及这些装置中所用的计算机程序。

背景技术

为了检测人的生物体（活体）的状态，例如是活动状态（清醒状态）还是睡眠状态等，以往是通过测定脑电波并分析该脑电波的图形来进行。但是，为了测定脑电波就要在被检测者的头部安装脑电波电极和眼电位电极等，必须在限制人的通常动作的环境下进行。在不给驾驶者添加负荷的情况下来判断诸如汽车、电车等各种运输工具行驶时的生物体状态（活体状态）是困难的。

另一方面，监视运行中的驾驶者的生物体状态（身心状态），近年来，作为预防事故的策略而受到关注。例如，在专利文献 1（特开平 9-308614 号公报）、专利文献 2（特开平 10-146321 号公报）中，已经提出了利用心搏和脉搏来监视生物体状态的技术。根据在专利文献 1 和 2 中公开的技术就不需要在头部装配用于测定脑电波的大规模的装置，并可以简单地判断驾驶者的生物体状态。

在专利文献 1 和 2 中被公开的装置中都是：计算出关于心搏或脉搏的紊乱指标（chaos index），并由该紊乱指标来判定驾驶者的身心状态。具体来说，作为紊乱指标之一，求解心搏或脉搏的李雅普诺夫指数（Lyapunov index），当在其时间性变化上显示了一定时间以上的李雅普诺夫指数的减少时，判断为在需要休息的程度上产生了应力负载，而成为紧接着导致打瞌睡之前的状态（已经感到睡意的状态）。根据生物体信号（活体信号）的紊乱指标可以客观地诊断生物体的状态的技术，已经由特开平 4-208136 号公报进行了报告，而且被推定为

根据专利文献 1 和 2 公开的装置还可以检测出紧接着导致打瞌睡之前的状态的。

但是，专利文献 1 和 2，只不过是公开了如下技术：仅根据李雅普诺夫指数等的紊乱指标来处理已经测定到的心搏或脉搏，并检测从李雅普诺夫指数的减少变化到在精神上稳定了的状态的过程来判定是否发生了如促进睡意那样的疲劳状态，并未尝试定量化地掌握疲劳度。

再者，一般地，在体力上存在与为了维持生命相关的生存性的体力和以生存性的体力为背景的活动性的体力。生存性的体力，与维持生命、健康的能力相关，也被称为防卫体力。活动性的体力是使身体移动的行动体力，一般被理解为运动能力。在支撑行动体力的功能中，有：能量发生系统、能量供给系统和能量控制系统。能量发生系统涉及根据肌肉系统的工作条件而成为肌肉力量、持久力等肌肉疲劳的根源的功能。能量供给系统涉及从氧摄取量和心搏数可以求解的呼吸/循环系统的功能。能量控制系统则涉及敏捷性、协调性、平衡性和适应性的功能。因此，从能量供给系统的状态可以判定肉体上的负荷，从能量控制系统的状态可以判定精神上的负荷。而且，根据这些判定，作为结果就可把握成为肌肉疲劳的根源的能量发生系统的活动状态。

在这里，通过求解生物体信号数据的李雅普诺夫指数来确定上述能量控制系统的状态，也就是，精神性负荷的状态；通过测定处理从生物体信号的周期的峰值求解的抵抗力（在本说明书中称为“功率值”）来确定上述能量供给系统的状态，也就是，肉体性负荷的状态。换言之，由于在给生物体施加各种紧张刺激后产生的被称为普遍适应综合症的活体反应，ACTH 释放的荷尔蒙产生多样性的生物作用。但是，所谓抵抗力，是由于这样的作用而表现的心搏输出量增加等的自主神经反应和攻击性的增加等的，抵抗从外部来的侵入/破坏的能力，由此，消耗能量，并释放卡路里。从而，通过检测消耗卡路里的降低，就可以有效地判定疲劳度。在本发明中，从生物体信号的周期的峰值来求解这样的抵抗力，并定义为功率值。

另一方面，在疲劳中，有末梢性疲劳和中枢性疲劳。例如，在长

时间坐在汽车座位上的状态下，因座位的状态和身体的情况等而存在个人差别，但是，通常，前半部分是末梢性疲劳占优势，在后半部分是中枢性疲劳占优势。再者，在导致疲劳的过程中，包括：消耗卡路里较高，同时神经性地松弛，不久消耗卡路里降低下去的情况；和在接受神经性的刺激当中，消耗卡路里降低，然后，神经性地松弛，进而，消耗卡路里更加降低的情况。也就是，任何的疲劳，在伴随着消耗卡路里的降低这点是共同的，根据这点也可以认为分析功率值对于掌握疲劳来说是有效的。然而，以往，是通过专门的李雅普诺夫指数的分析，从精神性的负荷这一面来检测紧接着导致睡眠之前的状态的疲劳，由于没有考虑功率值的分析，所以尤其不适合针对末梢性疲劳的检测。

再者，在专利文献 1 和 2 中的李雅普诺夫指数和心搏数的值，虽然捕捉了时间序列的变化，但是采用每 15 分钟或 30 分钟的值。因此，不能观看到对于运行时的监测来说必要的实质上实时的状态变化。

本发明就是鉴于上述情况而完成的，其课题是提供一种能够谋求疲劳度的定量化，同时不论末梢性疲劳、中枢性疲劳都能够检测出疲劳信号，尤其适用于驾驶者的疲劳度的测定和疲劳的检测的疲劳度测定装置、疲劳检测装置以及计算机程序。

发明内容

为了解决上述课题，在本发明的第 1 技术方案中，提供一种疲劳度测定装置，其特征在于包括：

生物体信号峰值检测部件，检测由生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；

功率值计算部件，从由上述生物体信号峰值检测部件所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；

功率值倾斜度计算部件，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的

倾斜度；以及

疲劳度计算部件，对由上述功率值倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理后，计算积分值，并将所得到的积分值作为疲劳度来进行求解。

在本发明的第2技术方案中，提供一种第1技术方案所述的疲劳度测定装置，其特征在于：上述生物体信号峰值检测部件是对心搏或脉搏数据进行平滑化微分，并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件。

在本发明的第3技术方案中，提供一种第1技术方案所述的疲劳度测定装置，其特征在于：上述功率值计算部件是将心搏或脉搏数据的规定时间范围中的、上限侧的峰值的平均值与下限侧的峰值的平均值之差作为功率值来计算的部件。

在本发明的第4技术方案中，提供一种第1技术方案所述的疲劳度测定装置，其特征在于：上述功率值计算部件是将心搏或脉搏数据的规定时间范围中的、上限侧的峰值的平均值与下限侧的峰值的平均值之差的平方值作为功率值来计算的部件。

在本发明的第5技术方案中，提供一种第1技术方案所述的疲劳度测定装置，其特征在于：上述功率值倾斜度计算部件中的滑动计算所用的时间间隔为180秒，重叠率为90%。

在本发明的第6技术方案中，提供一种第1技术方案所述的疲劳度测定装置，其特征在于还包括：

最大李雅普诺夫指数计算部件，对上述心搏或脉搏数据进行紊乱解析并计算最大李雅普诺夫指数；

最大李雅普诺夫指数峰值检测部件，检测所计算出的最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形的各周期的峰值；

最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件，除上述功率值的倾斜度外，还对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解由上述最大李雅普诺夫指数峰值检测部件所得到的最大李雅普诺夫指数的各峰值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；以及

比较/判定部件，将由上述功率值倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度及由上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的最大李雅普诺夫指数的倾斜度，在时间序列信号之中稳定表示大致 180 度的相位差的时间点作为疲劳信号的发生点进行判定。

在本发明的第 7 技术方案中，提供一种第 6 技术方案所述的疲劳度测定装置，其特征在于：上述最大李雅普诺夫指数峰值检测部件是对最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形进行平滑化微分，并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件。

在本发明的第 8 技术方案中，提供一种第 6 技术方案所述的疲劳度测定装置，其特征在于：上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件中的滑动计算所用的时间间隔为 180 秒，重叠率为 90 %。

在本发明的第 9 技术方案中，提供一种疲劳检测装置，其特征在于，包括：

生物体信号峰值检测部件，检测由生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；

功率值计算部件，从由上述生物体信号峰值检测部件所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；

功率值倾斜度计算部件，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；

最大李雅普诺夫指数计算部件，对上述心搏或脉搏数据进行紊乱解析以计算最大李雅普诺夫指数；

最大李雅普诺夫指数峰值检测部件，检测所计算出的最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形的各周期的峰值；

最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解由上述最大李雅普诺夫指数峰值

检测部件所得到的最大李雅普诺夫指数的各峰值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；以及

比较/判定部件，将由上述功率值倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度及由上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件经过滑动计算所得到的最大李雅普诺夫指数的倾斜度，在时间序列信号之中稳定表示大致 180 度的相位差的时间点作为疲劳信号的发生点进行判定。

在本发明的第 10 技术方案中，提供一种第 9 技术方案所述的疲劳检测装置，其特征在于：上述生物体信号峰值检测部件是对心搏或脉搏数据进行平滑化微分，并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件，而上述最大李雅普诺夫指数峰值检测部件则是对最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形进行平滑化微分，并相对于波形的变动幅度以规定的阈值来求解上限侧的峰值与下限侧的峰值的部件。

在本发明的第 11 技术方案中，提供一种第 9 技术方案所述的疲劳检测装置，其特征在于：上述功率值倾斜度计算部件及上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件中的滑动计算所用的时间间隔为 180 秒，重叠率为 90 %。

在本发明的第 12 技术方案中，提供一种第 9 技术方案所述的疲劳检测装置，其特征在于：上述比较/判定部件具备基于在时间序列中出现的功率值的倾斜度及最大李雅普诺夫指数的倾斜度来判定疲劳的状态的疲劳状态判定部件。

在本发明的第 13 技术方案中，提供一种第 12 技术方案所述的疲劳检测装置，其特征在于：上述疲劳状态判定部件具备对时间序列中出现的上述功率值的倾斜度的变化和最大李雅普诺夫指数的倾斜度进行频率分析的部件，在最大李雅普诺夫指数的倾斜度的功率谱较大的情况下判定为中枢性疲劳占优势状态，而在功率值的倾斜度的功率谱较大的情况下则判定为末梢性疲劳占优势状态。

在本发明的第 14 技术方案中，提供一种用于对由测定人的生物

体信号的生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据进行解析以测定疲劳度的方法，其特征在于包括：

生物体信号峰值检测步骤，检测上述心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；

功率值计算步骤，从由上述生物体信号峰值检测步骤所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；

功率值倾斜度计算步骤，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；以及

疲劳度计算步骤，对由上述功率值倾斜度计算步骤经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理后，计算积分值，并将所得到的积分值作为疲劳度来进行求解。

在本发明的第 15 技术方案中，提供一种用于对由测定人的生物体信号的生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据进行解析以检测疲劳的方法，其特征在于包括：

生物体信号峰值检测步骤，检测由生物体信号测定器所采集的心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；

功率值计算步骤，从由上述生物体信号峰值检测步骤所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；

功率值倾斜度计算步骤，对上述规定时间以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解上述功率值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；

最大李雅普诺夫指数计算步骤，对上述心搏或脉搏数据进行紊乱解析以计算最大李雅普诺夫指数；

最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤，检测所计算出的最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形的各周期的峰值；

最大李雅普诺夫指数倾斜度计算步骤，对上述规定时间以规定的

重叠率进行规定次数滑动计算来求解由上述最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤所得到的最大李雅普诺夫指数的各峰值相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度；以及

比较/判定步骤，将由上述功率值倾斜度计算步骤经过滑动计算所得到的功率值的倾斜度及由上述最大李雅普诺夫指数倾斜度计算步骤经过滑动计算所得到的最大李雅普诺夫指数的倾斜度，在时间序列信号之中稳定表示大致 180 度的相位差的时间点作为疲劳信号的发生点进行判定。

在本发明的第 16 技术方案中，提供一种第 15 技术方案所述的方法，其特征在于：上述比较/判定步骤具备对时间序列中出现的上述功率值的倾斜度的变化和最大李雅普诺夫指数的倾斜度进行频率分析的疲劳状态判定步骤，在最大李雅普诺夫指数的倾斜度的功率谱较大的情况下判定为中枢性疲劳占优势状态，而在功率值的倾斜度的功率谱较大的情况下则判定为末梢性疲劳占优势状态。

本发明的疲劳度测定装置和计算机程序，构成为备有：生物体信号峰值检测部件，检测心搏或脉搏数据的原波形的各周期的峰值；功率值计算部件，从由生物体信号峰值检测部件所得到的各峰值，对每个规定时间范围计算上限侧的峰值与下限侧的峰值之差，并将此差值设定为功率值；以及功率值倾斜度计算部件，求解功率值的倾斜度，对功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理并计算积分值，将该积分值作为疲劳度来求解。其结果，可以谋求人的疲劳度的定量化。

再者，本发明的疲劳检测装置和计算机程序，构成为除了计算功率值的倾斜度的构成以外，还具有求解最大李雅普诺夫指数的相对于时间轴的倾斜度的李雅普诺夫指数倾斜度计算部件，由此，就可以检测疲劳信号。再者，通过比较/判定部件，就可以判定与所出现的疲劳信号相对应的疲劳的种类。

附图说明

图 1 是表示涉及本发明一实施方式的疲劳度测定装置的构成的框

图。

图 2 是用于说明滑动计算之方法的图。

图 3 (a) ~ (e) 是表示, 在 30 分钟的睡眠实验中, 为了进行最优的倾斜度 (inclination) 计算, 在使取样时间不同的情况下的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的图。图 3 (f) 是表示其波峰系数的图。

图 4 (a) ~ (d) 是表示, 在 30 分钟中的睡眠实验中, 为了进行最优的倾斜度计算, 在使滑动重叠率不同的情况下的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的图。图 4 (e) 是表示其波峰系数的图。

图 5 (a) 是表示图 3 (a) ~ (e) 的频率分析结果的图, 图 5 (b) 是表示图 4 (a) ~ (d) 的频率分析结果的图。

图 6 是表示关于在 180 分钟的睡眠实验中得到的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析结果的图。(a) 表示滑动重叠率设定为 90%, 使取样时间变化的情况。(b) 表示取样时间设定为 180 秒, 使滑动重叠率变化的情况。

图 7 是表示根据短时间就座实验得到的功率值倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的 30 分钟中的时间序列变化的图。(a) 表示驼背姿势就座时的数据, (b) 表示用强迫姿势 (强制姿势) 就座于同一座位时的数据。

图 8 (a), (b) 是表示图 7 (a), (b) 的驼背姿势、强迫姿势的频率分析结果的图。

图 9 是表示根据 3 小时静止就座实验所得到的功率值倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的图。(a) 是表示就座于体压分散型座位的情况的图, (b) 是表示就座于姿势维持型座位的情况的图。

图 10 (a) 是表示图 9 (a) 的体压分散型座位的频率分析结果的图。图 10 (b) 是表示图 9 (b) 的姿势维持型座位的频率分析结果的图。

图 11 (a) 是表示将图 9 (a) 的体压分散型座位和图 9 (b) 的

姿势维持型座位的各疲劳度，通过对功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理，作为积分值而计算出的数据的图。图 11 (b) 是表示以体压分散型座位为基准来评价姿势维持型座位的疲劳曲线的图。

图 12 是表示通过随机激励下的 3 小时就座实验所得到的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的图。(a) 表示就座于体压分散型座位的情况的图，(b) 表示就座于姿势维持型座位的情况的图。

图 13 (a) 是表示图 12 (a) 的体压分散型座位的频率分析结果的图。图 13 (b) 是表示图 12 (b) 的姿势维持型座位的频率分析结果的图。

图 14 (a) 是表示将图 12 (a) 的体压分散型座位和图 12 (b) 的姿势维持型座位的各疲劳度，通过对功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理，并作为积分值而计算出的数据的图。图 14 (b) 是以姿势维持型座位为基准来评价体压分散型座位的疲劳度(计算值)和感官评价值的疲劳曲线。

图 15 是表示通过就座(座位)车辆行驶实验所得到的驾驶席的被测验者(接受试验者)的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的图。

图 16 是表示图 15 的频率分析结果的图。

图 17 是表示通过就座(座位)车辆行驶实验得到的助手席的被测验者的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的图。

图 18 是表示图 17 的频率分析结果的图。

图 19 是表示疲劳度的计算值的图，其中，图 19 (a) 是表示驾驶席被测验者的疲劳曲线，图 19 (b) 是表示助手席被测验者的疲劳曲线，图 19 (c) 是表示使两者的疲劳曲线重合起来的图。

图 20 是表示比较通过车辆行驶实验所得到的入眠预兆信号、疲劳信号和睡眠信号的波峰系数的图。

图 21 是表示腰痛促进短时间就座实验中的功率值的倾斜度、最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析和疲劳曲线的图。(a) 是表示

肌肉体质被测验者的数据，（b）表示腰痛被测验者的数据，（c）表示瘦型被测验者的数据。

具体实施方式

以下，基于图示的实施方式对本发明进行更详细的说明。图1是表示涉及本发明一实施方式的疲劳度测定装置1的框图。如此图所示，本实施方式的疲劳度检测装置1接收从生物体信号测定器10采集到的生物体信号数据，并执行规定的分析处理。

生物体信号测定器10，只要可以采集脉波、心搏等生物体信号的装置即可，但是，最好是观察指尖容积脉波等的末梢循环的状态的装置。作为指尖容积脉波测定器，例如可以采用备有红外线发光二极管和光电晶体管并安装在手指上进行测定的装置。再者，例如，在检测就座于汽车或电车的驾驶席的人的生物体信号的情况下，可以采用备有被安装在驾驶席座位靠背和座位垫子上的压力传感器，并从压力值变化来检测脉波的装置。此外，这种情况，在就座时，需要不让人感到异物感。作为压力传感器，例如，最好是采用胶片状的压电元件，并将其贴着安装于座位靠背和座位垫子的表面等上。

疲劳度测定装置1，包括：接收由生物体信号测定器10采集的生物体信号数据的接收部件；作为程序的最大李雅普诺夫指数计算部件（最大李雅普诺夫指数计算步骤）21；最大李雅普诺夫指数峰值检测部件（最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤）22；生物体信号峰值间检测部件（生物体信号峰值检测步骤）23；功率值计算部件（功率值计算步骤）24；倾斜度计算部件（倾斜度计算步骤）25；比较/判定部件（比较/判定步骤）26；以及疲劳度计算部件（疲劳度计算步骤）27。

最大李雅普诺夫指数是紊乱指标之一，是将紊乱的初始值依赖性的程度用指数表示出来的数值，是表示在紊乱吸引器描绘的轨道中邻近的2条轨道间的距离随着时间的推移而逐渐分离的程度的量。具体地，将由生物体信号测定器10采集的生物体信号数据，通过最大李雅普诺夫指数计算部件（最大李雅普诺夫指数计算步骤）21，首先，通

过时间延迟法，在状态空间重构生物体信号（例如，指尖容积脉波）的时间序列信号。脉波的时间序列的延迟时间是 50ms。嵌入维数（embedded dimension）若采用 FNN（False Near Neighbors）法，则维数为 3 时 FNN 几乎为零，维数为 4 时完全变成零，因此设最佳的嵌入维数为 4 维。这里，对于得到的连续的数据计算值，采用 30 秒的滑动窗口，进行图 2 所示的滑动计算，将李雅普诺夫指数数值化。每 1 秒绘制李雅普诺夫指数中的最大李雅普诺夫指数的值，并算出最大李雅普诺夫指数的时间序列数据。接下来，在倾斜度计算部件 25 中，对于最大李雅普诺夫指数的时间序列数据，进行图 2 所示的滑动计算，详细如后述。

本实施方式的最大李雅普诺夫指数峰值检测部件（最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤）22，检测根据上述而被计算的最大李雅普诺夫指数的时间序列变化波形的各周期的峰值。具体来说，将根据上述而被计算的最大李雅普诺夫指数，根据基于 Savitzky 和 Golay 的平滑化微分法来滤波，并检测上限侧的峰值和下限侧的峰值（底部值）。对于波形的变动幅度，根据规定的阈值，最好以波形的变动幅度的 70% 为阈值，在结合了滤波的一次微分波形中，以微分值=0 的点作为各峰值。再者，通过基于平滑化微分法的滤波，可以使噪音的影响减小。

生物体信号峰值检测部件（生物体信号峰值检测步骤）23，是检测由生物体信号测定器 10 得到的生物体信号数据的原波形的各周期的峰值的部件。具体来说，将生物体信号数据进行基于 Savitzky 和 Golay 的平滑化微分，对波形的变动幅度以规定的阈值，最好是以波形的变动幅度的 70% 为阈值来进行检测，并求解上限侧的峰值和下限侧的峰值（底部值）。

在功率值计算部件（功率值计算步骤）24 中，将由生物体信号峰值检测部件 23 得到的生物体信号数据和各峰值，在每预先设定的规定的时间范围，例如，每 5 秒（s）进行分割，在该时间范围中求解上限侧峰值和下限侧峰值的平均值，将它们的差作为功率值求解。但是，为了强调变化量，在本实施方式中将在上述的规定时间范围中的上限

侧峰值的平均值和下限侧峰值的平均值之差进行平方后作为功率值。

倾斜度计算部件（倾斜度计算步骤）25，备有：最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件（最大李雅普诺夫指数倾斜度计算步骤）和功率值倾斜度计算部件（功率值倾斜度计算步骤）。最大李雅普诺夫指数倾斜度计算部件，将由最大李雅普诺夫指数峰值检测部件22得到的最大李雅普诺夫指数的各峰值的相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度，功率值倾斜度计算部件，将由功率值计算部件24得到的功率值的相对于规定时间范围中的时间轴的倾斜度，分别在上述规定时间，以规定的重叠率进行规定次数滑动计算来求解。（参考图2）。滑动计算（slide calculation），如下进行。

例如，在以滑动重叠率为90%来求解T秒（s）之间的倾斜度的情况下，首先，通过最小二乘近似来求解在0（s）~T（s）之间的最大李雅普诺夫指数的峰值以及功率值的相对于时间轴的倾斜度。接着，通过最小二乘近似来求解以下各期间的倾斜度：

滑动计算（1）： $T/10$ （S）~ $T+T/10$ （s）之间；

滑动计算（2）： $2 \times T/10$ （S）~ $T+2 \times T/10$ （s）之间；

滑动计算（n）： $n \times T/10$ （S）~ $T+n \times T/10$ （s）之间。

这里，为了大范围地把握最大李雅普诺夫指数和功率值在时间区域中的特征，进行滑动计算时的取样时间间隔（T秒的间隔）优选采用180秒的间隔，滑动重叠率优选是90%。这是从对数名被测验者在相同的环境下进行30分钟的睡眠实验、采集指尖容积脉波并进行分析后的结果中得到的。图3~图5表示其一例。

图3（a）~（e）是分别将用于倾斜度计算的采样时间间隔设定为：60秒、120秒、180秒、240秒、300秒，将滑动重叠率统一设定为90%而表示的最大李雅普诺夫指数的倾斜度和功率值的倾斜度。图5（a）表示其频率分析结果。此外，图中，a表示入眠预兆信号的振幅，b表示从入眠预兆表现后向睡眠转移（过渡）的转移状态的信号的振幅，c表示已经进入了睡眠时的睡眠信号的振幅。

而且，在每一个之中，从各前兆信号（这里是，入眠预兆信号a、

转移状态信号 b、睡眠信号 c)的时间序列的信号求解倾斜度的离散信号的波峰系数: $Cf=Xp/Xs$ (其中, Xp 表示前兆信号的最大振幅, Xs 表示前兆信号发生之前或之后的稳定状态的信号的振幅), 并从该值求出倾斜度的特征灵敏度最好地表现出来的条件。其结果是图 3(f), 从该图可以知道, 作为用于倾斜度计算的时间间隔, 180 秒灵敏度最好。将中间值设定为 180 秒的理由是, 由疲劳所引起的肌肉活动的指令的发射频率, 大多由肌肉内的末梢性反射组织来负担。也就是被认为与以下相关: 由于疲劳引起的上位中枢的兴奋性的衰减和末梢性的抑制性反射组织的参与, 肌肉活动的指令减少。但是, 若使血流返回到正常, 则在 180 秒之间中枢性的兴奋水平将会恢复。

另一方面, 在取样时间间隔为 180 秒的情况下, 将滑动重叠率, 从 70%到 95%变化来计算。由于不到 70%的时间序列的信号稀少而省略。其结果是图 4(a)~(d), 图 5(b) 表示其频率分析结果。从该图可以知道, 滑动重叠率为 90%和 95%时噪声较小, 但是, 若参考表示其波峰系数的图 4(e)的图表, 滑动重叠率为 90%时灵敏度最高。因此, 可以明确地挑取出前兆信号 a、b、c 的时间间隔为 180 秒和滑动重叠率为 90%是用于适当的信息抽取的最佳条件。

此外, 上述的结果是实验时间为 30 分钟的情况。但是, 在实验时间为 180 分钟的情况下, 也如图 6(a)、(b)所示, 前兆信号 a、b、c, 在时间间隔为 180 秒和滑动重叠率为 90%时的情况下, 可以明显地抽取出特征。

根据以上的结果, 在倾斜度计算部件 25 中, 将对于 180 秒间隔的最大李雅普诺夫指数的变化率和对于 180 秒间隔的功率值的变化率, 通过最小二乘法求解。然后, 以 18 秒以后为起点, 对于 180 秒间隔的倾斜度通过最小二乘法求解下去, 这样是最适合的。

这里, 循环体系的生物体信号的频带集中在 10Hz 以下的频带。呼吸是 0.25Hz~0.33Hz, 心搏数是 0.83Hz~1.17Hz, 脉波是 0.5Hz~10Hz。以往的脉波分析, 是通过利用脉波的波形之模式的分析而得到血管的硬度、血液的粘度等信息, 并对 10Hz 以上频带的噪声设有低

通滤波器来进行对应。但是，很难抑制 10Hz 以下频带噪声的混入的影响，限制了脉波分析的采集现场。另一方面，在发生汽车和身体的移动的环境中采集的指尖容积脉波，一般而言，是由于不规则的振动源所激励的振动，若不使在不规则振动源下的噪声的影响减小，就不能做到在实用程度上的对驾驶者的疲劳度的检测。但是，通过进行如上述的处理，对功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的大范围的趋势变化进行把握，可以将噪声的影响抑制为较小。

即，进行多次滑动计算来求解指尖容积脉波等的生物体信号的原波形的最大李雅普诺夫指数和功率值的导数（倾斜度）。通过这样的方法就可以防止噪声的混入、高精度地捕捉到低频的波动。

比较/判断部件（比较/判断步骤）26，将由倾斜度计算部件 25 得到的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的峰值的倾斜度进行比较，来判断疲劳信号的出现。是否是疲劳信号，根据后述的试验结果，当在将功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度在同一图表的时间轴上进行绘图的情况下，取在该时间序列信号之中两者稳定表示大致 180 度的相位差（反相位）这样特征的信号组出现的时间点进行判定。在后述的试验中，这样特征的信号组出现的时间点，当在综合地比较了被测验者自己申报的评论（comment）、观察者的评论和视频摄影纪录的情况下，与可以判断为产生疲劳或睡意的时刻相一致。

此外，在稳定表示大致 180 度的相位差的范围中，表示疲劳前兆的疲劳信号和表示入睡前兆的入眠预兆信号混合在一起。但是，根据后述的试验结果，在功率值的倾斜度中，在以入眠时（紧接着入眠之后的以后的睡眠时间）的睡眠信号为基准的情况下，在紧挨其前出现的具有伴随大致 180 度的相位差的上述特征的信号，与是睡眠信号的 2 倍以上的大小的振幅、其后的变化明显地变小相对应，在其他时刻出现的具有伴随大致 180 度相位差的特征的信号中，与其前后信号相对的功率值的倾斜度的振幅差比较小。换言之，由于入眠预兆信号是一边抵抗睡眠一边表现出来的，故与在其前后存在的时间序列信号大不相同。但是，由末梢性疲劳、中枢性疲劳而产生的疲劳信号，存在

于类似于咆哮的大的周期性之中。因此，将前者作为入眠预兆信号来判定，将后者作为疲劳信号来判定并加以区分。此外，入眠预兆信号，也是表示疲劳的最终到达点的入睡潜伏状态的信号，也是表示疲劳的信号的一种。因此，根据本实施方式，就能够判定与广义上的疲劳有关的信号是疲劳信号还是入睡预兆信号之类的种类。

比较/判断部件（比较/判断步骤）26，备有疲劳状态判定部件（步骤）。这是对在时间序列出现的上述功率值的倾斜度的变化和最大李雅普诺夫指数的倾斜度进行频率分析的部件。但是，根据后述的试验结果，在最大李雅普诺夫指数的倾斜度的功率谱较大的情况下判定为中枢性疲劳占优势状态，而在功率值的倾斜度的功率谱较大的情况下则判定为末梢性疲劳占优势状态。由此，就可以判定产生所抽取出的疲劳信号的原因，是由于末梢性疲劳还是由于中枢性疲劳。

疲劳度计算部件（疲劳度计算步骤）27，构成为：通过对由倾斜度计算部件 25 中的功率值倾斜度计算部件得到的功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理并计算积分值，来估计能量代谢量，将该积分值作为疲劳度（疲劳的进展程度）来进行计算。因为能量代谢量和疲劳度是相关变化的。因此，可以客观地确定疲劳度，从而可以综合地判断由上述比较/判断部件（比较/判断步骤）26 检测出的疲劳信号和入眠预兆信号的时间点。例如，可以判定是否应该对驾驶者唤起某些注意。再者，由于可以对疲劳度进行定量化，故根据该数值，驾驶者就可以自己认识到是否需要休息。

此外，在上述的实施方式中，具有：最大李雅普诺夫指数计算部件（最大李雅普诺夫指数计算步骤）；最大李雅普诺夫指数峰值检测部件（最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤）；生物体信号峰值检测部件（生物体信号峰值检测步骤）；功率值计算部件（功率值计算步骤）；以及倾斜度计算部件（倾斜度计算步骤），除此之外还备有比较/判定部件（比较/判定步骤）和疲劳度计算部件（疲劳度计算步骤）。因此，上述的实施方式，具有本发明的疲劳度测定装置和疲劳检测装置两方面的功能。当疲劳度测定时最好是构成为除了检测定量的疲劳度之数

值以外，还检测已经发生了疲劳信号的时刻。据此，就可以有效地控制针对驾驶者的报警装置的发生时刻等。但是，即便在不具有疲劳度计算部件的构成中，也可以通过具有比较/判定部件，来形成疲劳检测装置。

再者，可以将构成为包含上述的最大李雅普诺夫指数计算部件（最大李雅普诺夫指数计算步骤）、最大李雅普诺夫指数峰值检测部件（最大李雅普诺夫指数峰值检测步骤）、生物体信号峰值检测部件（生物体信号峰值检测步骤）、功率值计算部件（功率值计算步骤）、倾斜度计算部件（倾斜度计算步骤）、比较/判定部件（比较/判定步骤）、疲劳度计算部件（疲劳度计算步骤）的本发明的计算机程序存储在记录媒体中来提供。所谓“记录媒体”是能够保持其自身不会占有空间的程序的介质。例如，软盘、硬盘、CD-ROM、MO（光磁盘）、DVD-ROM等。再者，也可以从安装了涉及本发明的程序的计算机，通过线路向其他的计算机传送。再者，当然还可以对通用的终端装置，通过预先安装或下载上述的程序，来形成本发明的疲劳度测定装置或疲劳检测装置。

（试验例）

（基于短时间就座的疲劳实验及其结果）

利用13名男性被测验者，进行了5~30分钟的短时间就座实验。图7是表示其中一人的功率值倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的30分钟的时间序列的变化的图。图7(a)表示该被测验者是以驼背姿势就座时的数据，图7(b)表示该被测验者用强迫姿势就座于同一座位时的数据。此外，所谓的驼背姿势是指不使用肌肉的力量用韧带来支撑姿势；所谓的强迫姿势是指扩张胸部并使用肌肉的力量来支撑姿势。一般而言，由于驼背姿势是肌肉疲劳较少的状态，所以是中枢性疲劳占优势；强迫姿势是末梢性疲劳占优势。

若考察图7的时间序列信号，则在图7(a)的中枢性疲劳优势的驼背姿势中，功率值的倾斜度的变化率慢慢地减少，最大李雅普诺夫指数的倾斜度也一边波动一边存在减少倾向，疲劳信号的发生也在实

验的最初发生，后半部分可以理解为对实验也习惯了并在精神上和肉体上松弛下来。另一方面，在图 7(b) 的末梢性疲劳优势的强迫姿势的情况下，可以认为功率值和最大李雅普诺夫指数的各倾斜度都存在增大倾向、疲劳度呈非线性上升。由于紧张和姿势维持发生了肉体上的精神上的疲劳。因此，在比较/判定部件（步骤）26 中，最好是，在功率值和最大李雅普诺夫指数的各倾斜度表示了如前者的趋势的情况下，设定成判定为中枢性疲劳占优势；在表示了如后者的趋势的情况下，设定成判定为末梢性疲劳占优势。

图 8(a)，(b) 是表示图 7(a)，(b) 的驼背姿势、强迫姿势的频率分析结果的图。从该图可知：在中枢性疲劳占优势状态下，最大李雅普诺夫指数的倾斜度的功率谱较大；末梢性疲劳则存在功率值的倾斜度的功率谱变大的倾向。从而，在比较/判定部件（步骤）26 中，最好是构成为：通过这样的频率分析，比较哪一个的倾斜度的功率谱较大，由此来判定是中枢性疲劳占优势还是末梢性疲劳占优势。

（基于长时间就座的疲劳实验）

进行了 3 小时静止就座实验，和在美国密歇根州使用货车所采集到的 1.3Hz 中包含发生振幅 P-P 值为 2.0G 的冲击性振动的突起经过的随机激励振荡下的 3 小时就座实验。被测验者是 3 名都是入眠潜伏时间 10~15 分的 20~30 多岁的男性，时间段为下午 1 点~4 点之间。

在实验中，使用了，腰椎和坐骨结节的支撑性较高的、容易维持最终的稳定姿势且具有硬度的缓冲性的重视了姿势维持型的铲斗型的汽车用座位（姿势维持型座位），和以上述姿势维持型为基础、同时具有柔软度的缓冲性，扩大接触面积使体压的峰值降低的体压分散型汽车用座位（体压分散型座位）。

（3 小时静止就座实验的结果）

在图 9 中表示被测验者中的一人的功率值倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的 3 小时时间序列的变化。图 9(a) 是就座于体压分散型座位的情况的图，图 9(b) 是就座于姿势维持型座位的情况的图。

在图 9(a) 中的 T-F1、T-F2、T-F3、T-Fs 和在图 9(b) 中的

S-F1、S-F2、S-F3、S-F4、S-Fs 表示出现了上述特征性信号的信号组。其中，T-Fs 和 S-Fs，由于与其他的信号相比，其绝对值较小、其后的功率值的倾斜度的变化变得较小，故可以确定为是入眠预兆信号。而且，可以判定在入眠预兆信号后的 140 分钟时发生了瞬间睡眠（简称为瞬眠）。这可以推测为：如果用疲劳曲线来说明的话则入眠预兆信号处于危险区域，由于信号的振幅变得较小，故虽然波峰系数急剧地变大，但是其绝对值变小。另一方面，T-F1、T-F2、T-F3、S-F1、S-F2、S-F3、S-F4，振幅存在增大倾向并且绝对值较大。因此，这些信号，由于具有与入眠预兆信号不同的特性，可以作为疲劳信号来判定。再者，如在体压分散型座位看到的，在疲劳信号的振幅减小、节奏稳定下来并接近正常工作状态的情况下，若参考上述图 7 的结果，就可以判定为中枢性疲劳处于优势地位。

图 10 (a) 是表示图 9 (a) 的体压分散型座位的功率值的倾斜度的频率分析和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析的图。10 (b) 是表示图 9 (b) 的姿势维持型座位的功率值的倾斜度的频率分析和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析的图。

而且，图 11 (a) 是将图 9 (a) 的体压分散型座位和图 9 (b) 的姿势维持型座位的各疲劳度，通过对功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理，并作为积分值而计算出的图。再者，与疲劳度（计算值）对照，分别将感官评价值进行图表化表示了。此外，感官评价值是基于伯格（borg）指标而表示的（“座位感性质量评价”参考（汽车技术会学术讲演会预印刷集，No91-99，21-24，2002））。再者，图 11 (b) 是表示以体压分散型座位为基准来定性评价姿势维持型座位的图。

根据图 11 (a)、(b) 可以认为，由根据本发明的疲劳度测定装置求出的疲劳度（计算值）所示的疲劳曲线和基于感官评价值的疲劳曲线，在定性上倾向很相似，通过本发明的疲劳度测定装置就可以定量地且客观地表示疲劳度。

再者，若研究图 10 (a)、(b) 的频率分析和图 11 (a)、(b)

的疲劳曲线就可以知道，体压分散型座位，是姿势支撑性较高，而且容易应付姿势变化的座位，在松弛的状态可以持续就座。再者，在最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析中，疲劳信号存在增大倾向，由于中枢性疲劳引起的瞬间睡眠在实验开始后大约 140 分钟的时刻到来（参考图 9（a））。但是，功率值的倾斜度的频率分析和疲劳曲线的各阶段大致呈线性推移，因此，可以知道是疲劳感较少的座位。

另一方面，姿势维持型座位，被测验者的肌肉维持姿势，显示了直到 30 分钟的非常良好的就座感。但是，在超过发生肌肉疲劳的 30 分钟以后，急剧地产生疲劳感，断断续续地发生了疲劳信号。也就是，被测验者在实验开始后的 140 分钟时，即便在这个座位上瞬间睡眠也到来。但是，由于疲劳信号的振幅存在增大倾向，可以从 120~150 分钟之间的疲劳曲线的形状推定（参考图 9（b）、图 11）肉体疲劳为原因的瞬间睡眠，在瞬间睡眠和移动以后疲劳度有所减轻。再者，根据图 10 的功率值的倾斜度的频率分析可以知道，与体压分散型座位相比消耗能量多。根据最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析，由于疲劳信号的波动的大小存在增大倾向，故可以认为是紧张起来且精神性的刺激较高的状态。

如此，本发明还可以通过计算疲劳度所得到的疲劳曲线以及功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析，而使用于座位的客观的评价。

（随机激振下的 3 小时就座实验结果）

图 12 是表示被测验者中的一人的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的 3 小时时间序列变化的图。图 12（a）是就座于体压分散型座位的情况，图 12（b）是就座于姿势维持型座位的情况。

图 13（a）是表示图 12（a）的体压分散型座位的功率值的倾斜度的频率分析和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析的图。图 13（b）是表示图 12（b）的姿势维持型座位的功率值的倾斜度的频率分析和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析的图。

图 14（a）是将图 12（a）的体压分散型座位和图 12（b）的姿

势维持型座位的各疲劳度，通过对功率值的倾斜度的时间序列信号进行绝对值处理，作为积分值而计算出的图。再者，与疲劳度（计算值）对照，分别将感官评价值图表化来表示。图 14（b）是以姿势维持型座位为基准来评价体压分散型座位的疲劳度（计算值）和感官评价值的疲劳曲线。

在图 14（a）的疲劳曲线中，体压分散型座位在 150 分钟之前、姿势维持型座位在 120 分钟之前，用计算值表示的疲劳度和感官评价值基本一致。与 120 分钟以后的感官评价值的差，是基于由于上下振动而诱发的从座位靠背向腰部的敲击带来的腰痛的影响而产生的，与 150 分钟以后的感官评价值的差，可以认为是由于麻木而引起的。这点，观看图 14（b），计算值和感官评价值的定性的趋势在 150 分钟之前也很好的一致，但是，150 分钟以后显示出分离的倾向。再者，若观看图 12，功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的变化，在姿势维持型座位的情况下极端地得以抑制。这被预测为是因为姿势维持型座位上的被测验者一边忍着疼痛一边就座。此外，在时间序列信号中，最大李雅普诺夫指数的倾斜度完全断开的信号表示发生了身体移动。

再者，根据图 13（a）、（b）的频率分析，对于体压分散型座位，在实验时间内，疲劳度线性地变化，可以在适当的波动中就座，没有看到较大的疲劳的促进。另一方面，对于姿势维持型座位，从实验的早期阶段开始一直使用肌肉力量。而且，通过身体移动，使用其他的肌肉力量来图求恢复。但是，可以明白，用于姿势维持的肌肉力量在收敛方向上，疲劳感急速地增大。

（就座（座位）车辆行驶实验）

使用轿车型车辆，实施于驾驶席和助手席。驾驶席的被测验者是入眠潜伏时间 10~15 分钟的 40 多岁的男性，助手席的被测验者是入眠潜伏时间 10~15 分钟的 30 多岁的女性。而且，在名神汽车道的桂川 PA-山阳汽车道的吉备 SA 之间、吉备 SA-小谷 SA 之间，采集了在午后 1 时半~午后 5 时半之间的 3.5 小时的指尖容积脉波。此外，驾

驶席的被测验者和助手席的被测验者都在实验行驶开始前实施了 2 小时的运行。

(就座(座位)车辆行驶实验的结果)

图 15 是表示驾驶席的被测验者的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的时间序列信号的图。图 16 是表示图 15 的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析的图。根据这个结果,可以知道:驾驶席的被测验者,从桂川 PA 行驶到吉备 SA 的 100 分钟之间,睡醒和疲劳一直周期地发生,但是,持续着中等程度的睡醒状态。进而,在从 75 分钟到 90 分钟之间,发生有肉体的疲劳,但是由于紧张适应力提高了。这点可以从图 16 的频率分析结果的最大李雅普诺夫指数的倾斜度的功率谱变大了来推断。

然后,在从吉备 SA 到小谷 SA 之间的行驶中,在重新开始驾驶后的 40 分钟时,产生了第 2 次的疲劳。对于这个疲劳,如频率分析结果所示,没有功率值的倾斜度的功率谱的增大,如根据图 19(a)的箭头所示的疲劳曲线也可以知道的那样,与从桂川 PA 已经行驶到了小谷 SA 的时候相比,疲劳度下降。也就是,根据这些结果可以推断为中枢性疲劳占优势,通过紧张来适应该中枢性疲劳。仍然,该中枢性的疲劳也在 10 分钟后恢复了。

上述情况,观察和自己申报都一致。

再者,根据图 16 的频率分析,可以知道:在桂川 PA-吉备 SA 之间,功率值的倾斜度存在增大倾向,即使是比较松弛,但是也是使用了体力的驾驶。另一方面,可以知道:在吉备 SA-小谷 SA 之间,在中间发生了疲劳,但是与疲劳感相对应提高了紧张感。也就是,可以断定:这个驾驶席的被测验者,在使用了体力的驾驶中,若产生疲劳就用精神力量来产生律动(rhythm),以应付疲劳。

图 17 是表示在助手席就座的被测验者的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的时间序列信号的图。该被测验者,处于由于在进行生物体信号采集之前的 2 小时的行驶而引起的疲劳状态。这个,如图 19(b)的疲劳曲线的箭头 b 所示,在从桂川 PA 出发 5 分

钟后,从疲劳曲线表示了急剧的升起这点可以推断。而且,在90~100分钟之间,发生了入眠预兆信号和瞬间睡眠。这个,根据图18的频率分析结果,从功率值和最大李雅普诺夫指数的各倾斜度的功率谱共同地表示了较高的水平这点可以断定,中枢性疲劳掺加于已经积蓄的肉体疲劳之中而发生了。在入眠预兆信号发生大约5分钟后发生了瞬间睡眠且马上恢复了,并在吉备进入了休息状态。在再次行驶后的40分钟后,入眠预兆信号的第2波造访了。而且,在其5分钟后发生了瞬间睡眠,其后,转移到睡醒状态。根据时间序列信号的功率值的倾斜度的振幅的增减和保持反相位状态的时间的比例,可以知道该被测验者总的来说处于疲劳状态。此外,在吉备SA-小谷SA之间,瞬间睡眠以后适应力上升,由于返回引起的期待感,使精神力量高涨,从疲劳感中恢复了。这点,根据图18的频率分析也可以知道。再者,观察、以及被测验者的说明也一致。

另一方面,图19表示疲劳度的计算值。图19(a)是驾驶席被测验者的疲劳曲线,图19(b)是助手席被测验者的疲劳曲线,图19(c)是表示将两者的疲劳曲线重合起来的图。根据该疲劳曲线知道,很好地捕捉到了如下信息:男性和女性的体力差以及正在驾驶与否,或者由于返回的期待感等的精神上的条件差而引起的疲劳度的转移倾向。图20是表示比较了根据行驶实验得到的入眠预兆信号、疲劳信号和睡眠信号的波峰系数的图。由于是受到外来的刺激的环境,故波峰系数处于比较高的水准。

再者,由图19的计算所得到的疲劳度的推移,与被测验者的感觉和评论很好地一致。因此,可以知道,根据本发明的疲劳度的计算,在实际车辆行驶中也是有效的。

(腰痛促进短时间就座实验)

使用将座位结构的挠性减小,并在座部铺上厚30mm的可倾卸聚氨酯(tip urethane),在背部的腰椎支撑部放置可以装卸且厚度可调的聚氨酯的座位,由体格差不同的3名男性来实施。被测验者的特征是:肌肉体质、有腰痛、瘦型。在实验中,以没有靠背自由姿势、符

合立位的脊柱曲线的姿势（通常驾驶姿势）和强调了腰部突出的姿势这3种使姿势改变来进行。

（腰痛促进短时间就座实验的结果）

图21是表示了本实验中的功率值的倾斜度、最大李雅普诺夫指数的倾斜度的频率分析和疲劳曲线的图。图21(a)是表示肌肉体质被测验者的数据，(b)表示腰痛被测验者的数据，(c)表示瘦型被测验者的数据。根据该图可以知道：有腰痛的被测验者与其他2人不同，在较早的时期疲劳度就上升，且在没有靠背的情况下忍着疼痛。再者，肌肉体质和瘦型的被测验者，不论座位的姿势支撑的方法的不同，表示已经比较稳定了的状态。特别地可以知道，肌肉体质的被测验者，可以用其背部肌肉、腹肌来维持姿势。此外，对于疲劳度，由于体力的不同，在疲劳的进展程度上产生差异。这些方面与被测验者的评论很好地一致。

从而，在该实验中也可以知道：利用本发明的疲劳检测和疲劳度的测定能够客观地且定量地表示。

产业上的可利用性

在本发明中，如上述那样，可以将疲劳度进行定量化，并且，不只是对中枢性疲劳，对肉体上的疲劳也可一起客观地计算出来。再者，根据在计算疲劳度的过程中表示的功率值的倾斜度和最大李雅普诺夫指数的倾斜度的时间序列信号的状态、进而频率分析的状态，可以判定已经产生了入眠预兆信号的时刻和它们的种类。因此，使用这些，在已经达到了规定的疲劳度的情况下，或者在已经检测到了疲劳信号和入眠预兆信号的情况下，也可以使任意的报警装置发挥作用。再者，由于可以客观地表示疲劳度并可以检测疲劳信号和入眠预兆信号，所以还可以应用于人就座的座位或寝具等的性能评价。同时，也可以作为把握当时的人的身心状态的诊断装置来使用。进而，也可以考虑将本发明应用于取代生物体信号数据，例如，通过使用检测机械装置的微振动的测定器来进行机械装置的故障诊断等。

图1

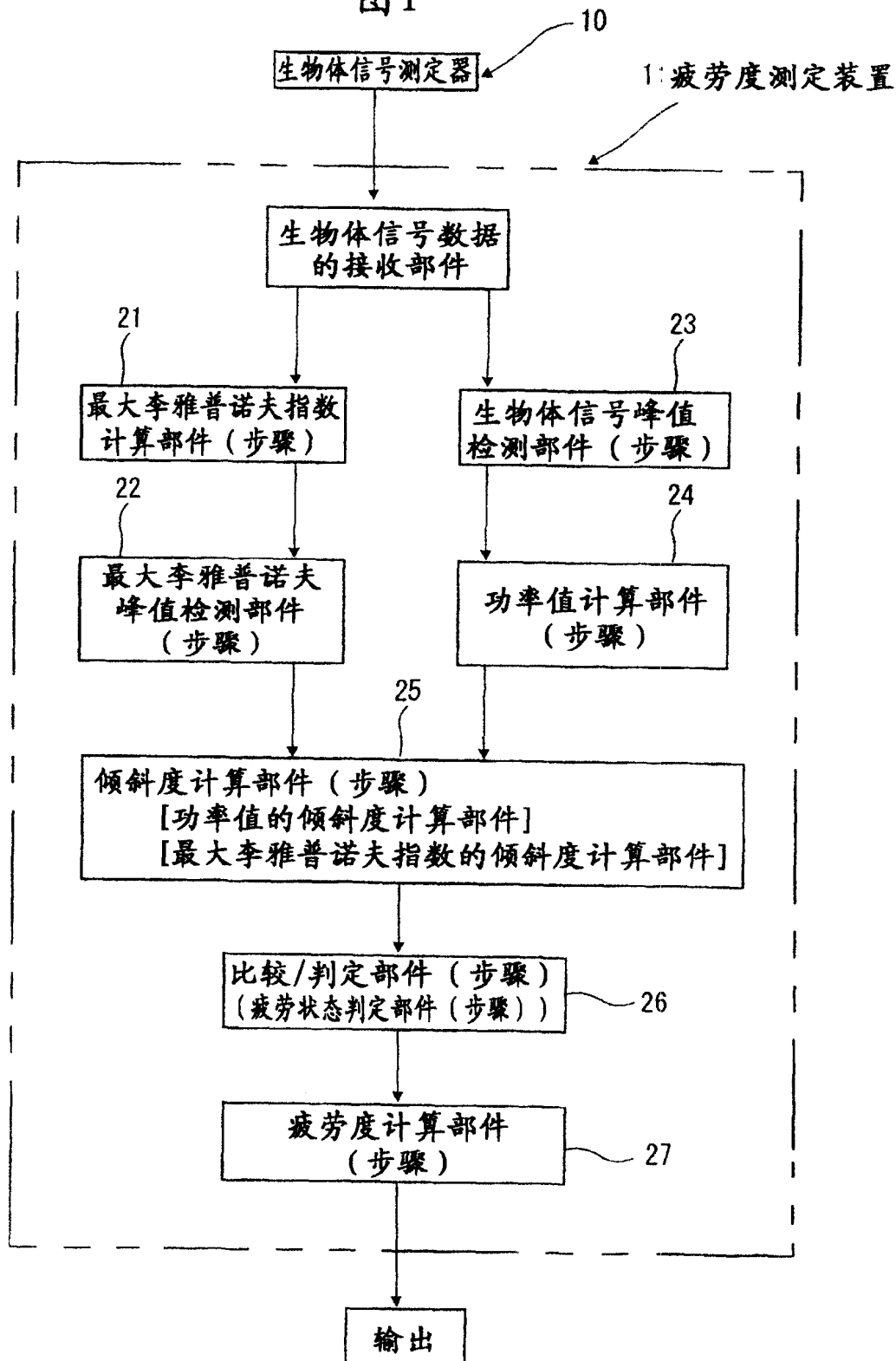


图 2

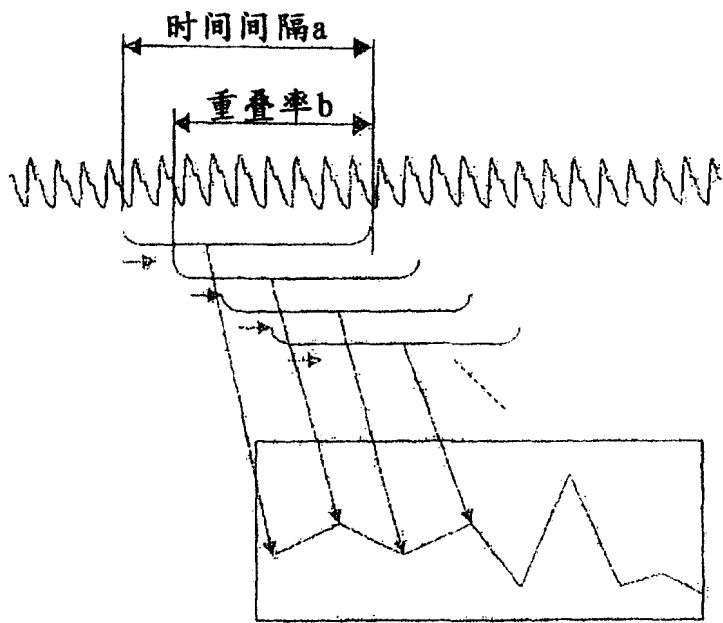
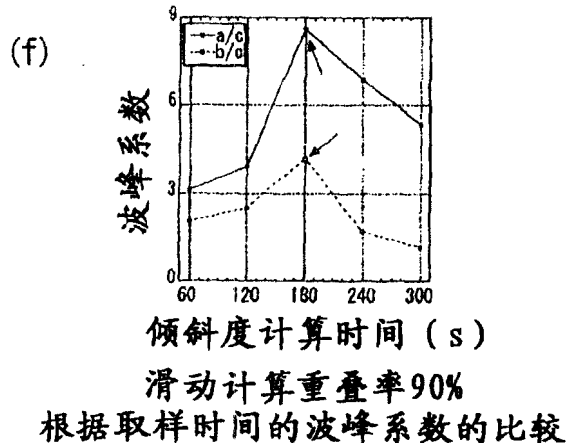
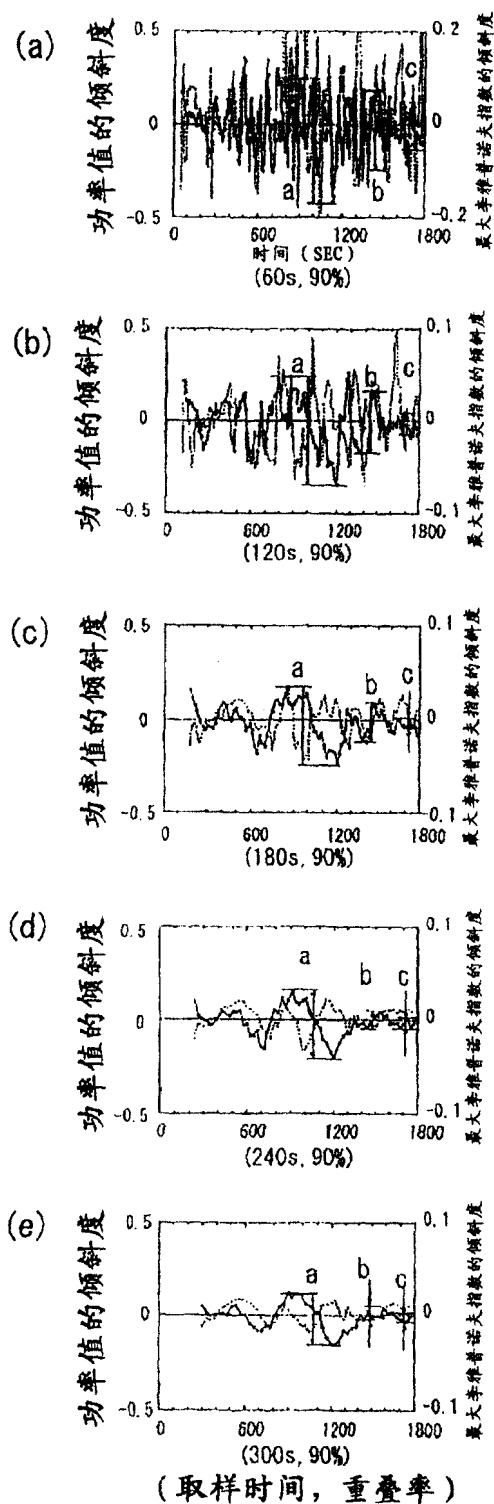


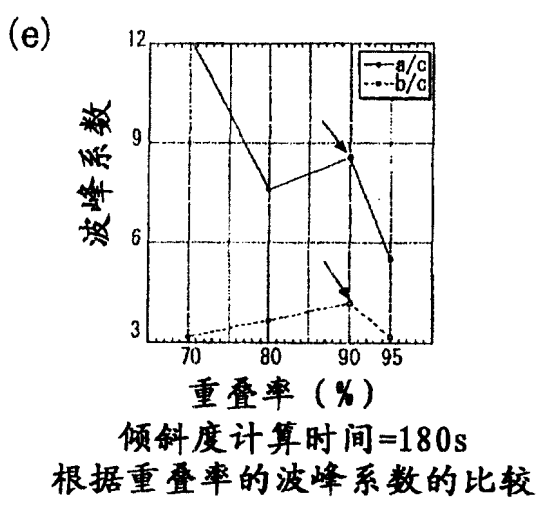
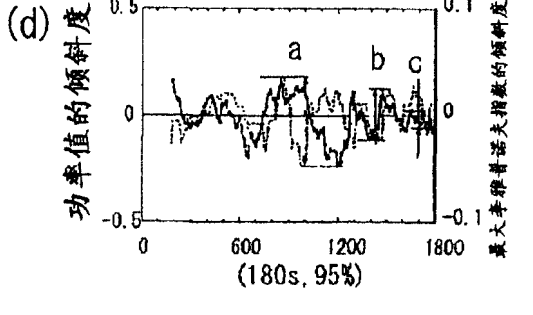
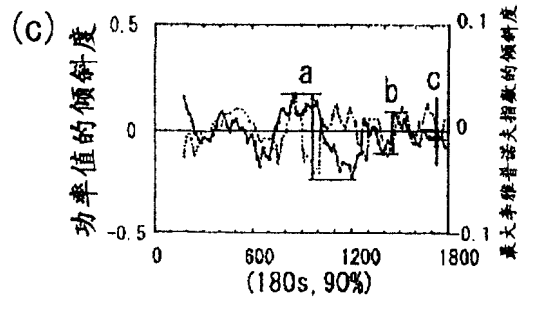
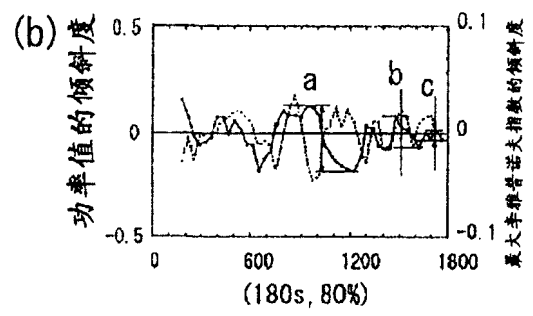
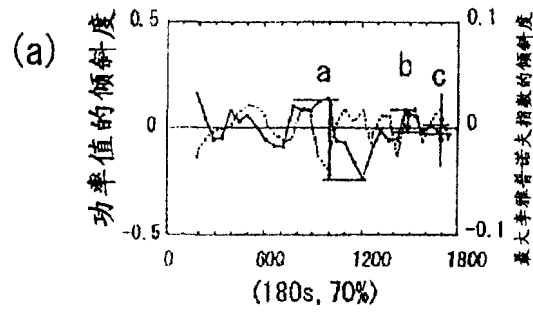
图 3



—●— 功率值的倾斜度
 -○- 最大李雅普诺夫指数的倾斜度

a: 入眠预兆信号
 b: 向睡眠转移状态的信号
 c: 睡眠信号

图 4



● 功率值的倾斜度
○ 最大李雅普诺夫指数的倾斜度

a: 入眠预兆信号
b: 向睡眠转移状态的信号
c: 睡眠信号

图5

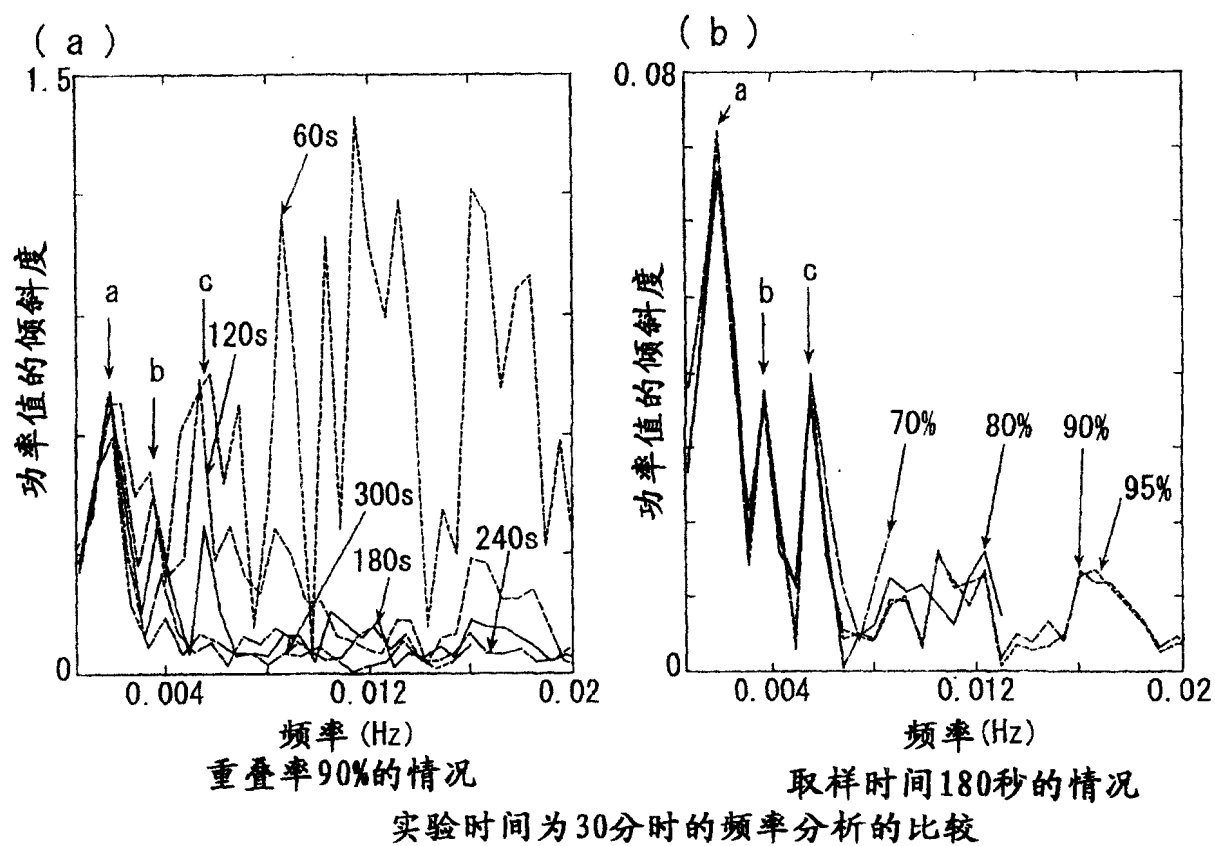


图6

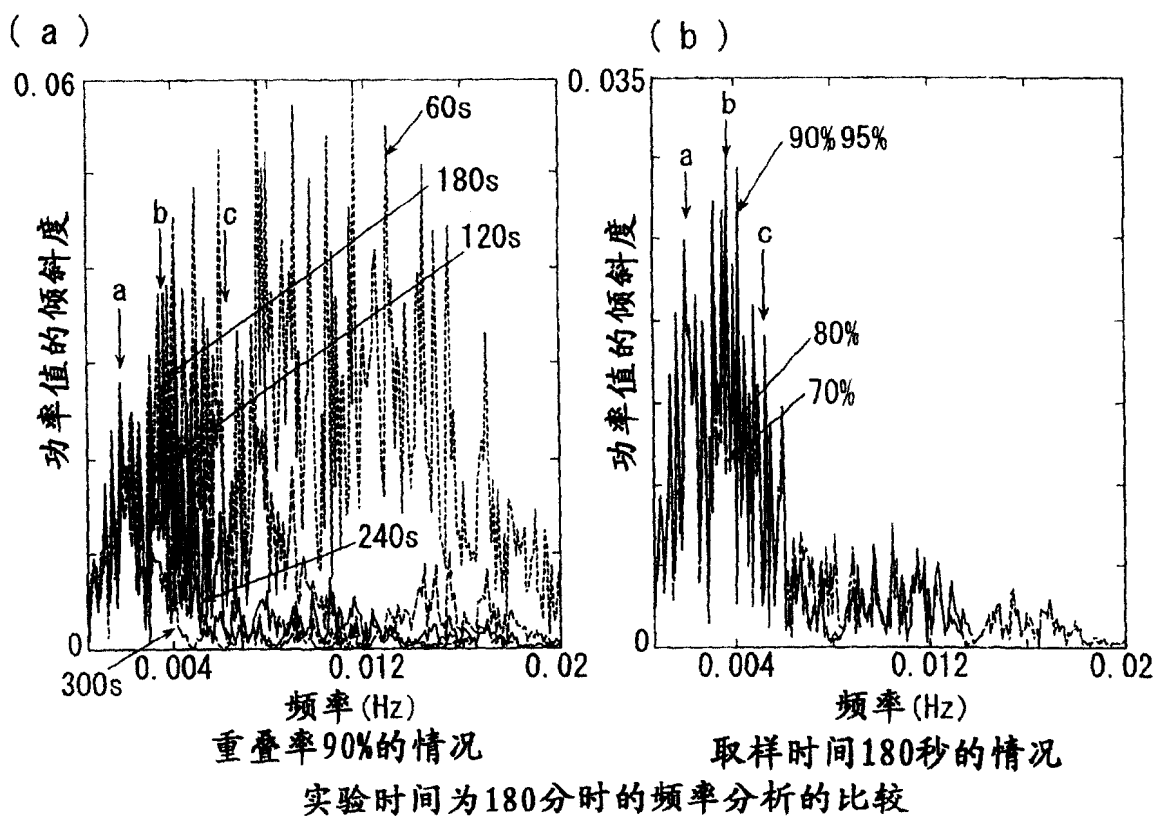


图7

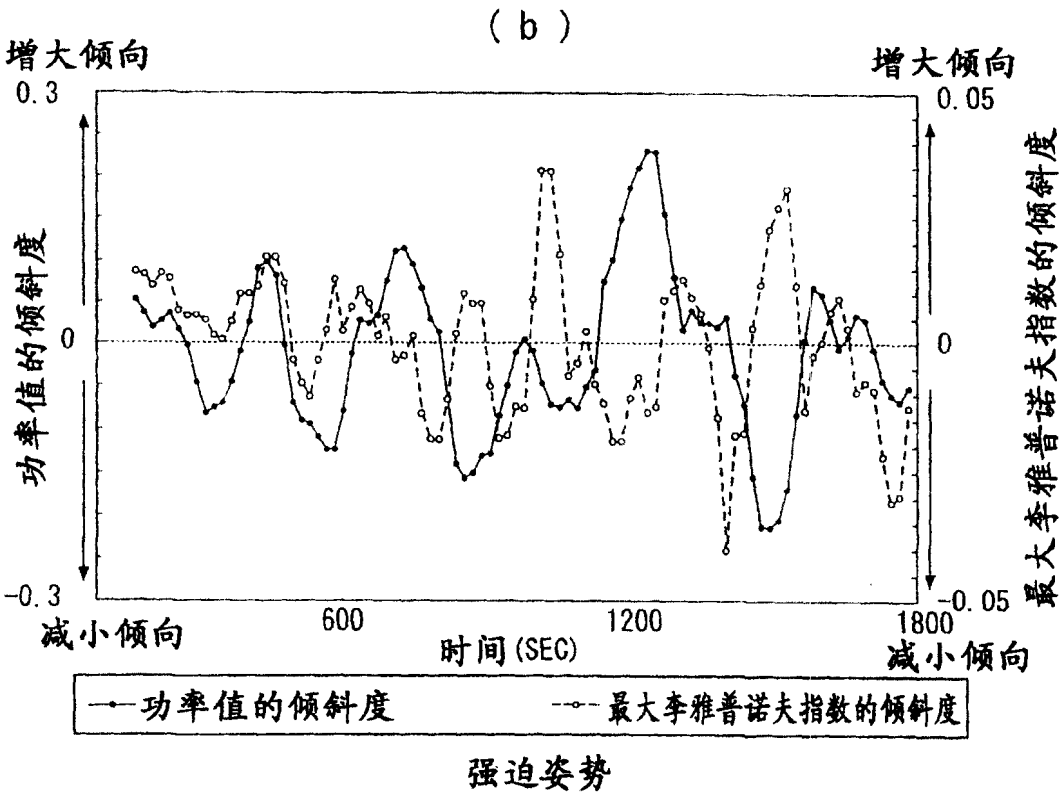
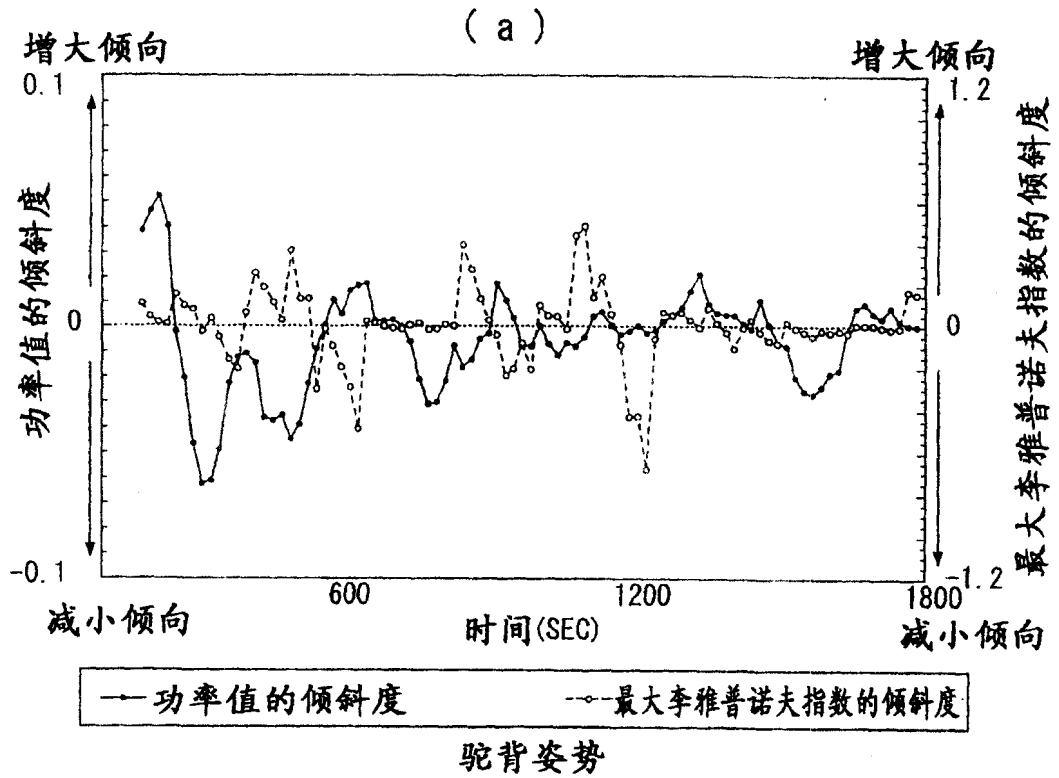


图 8

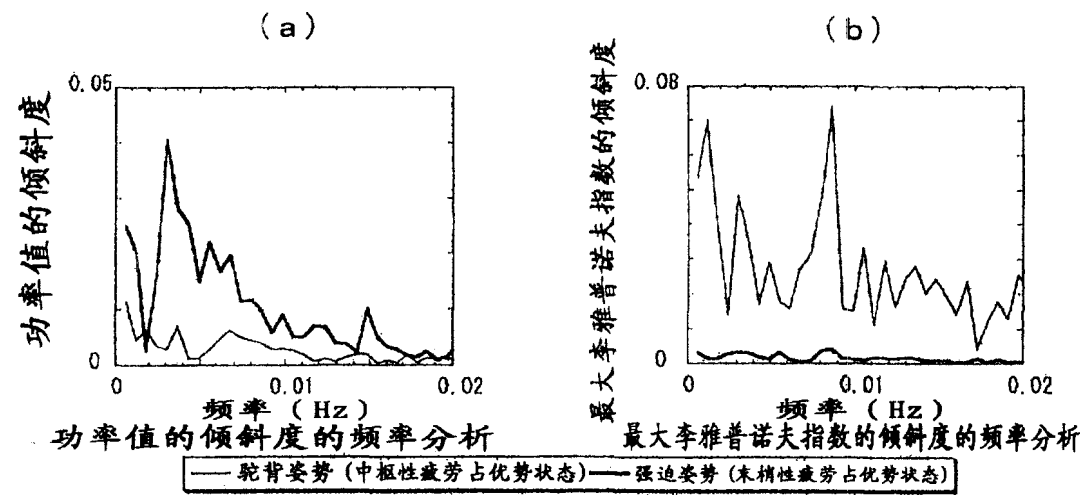


图 9

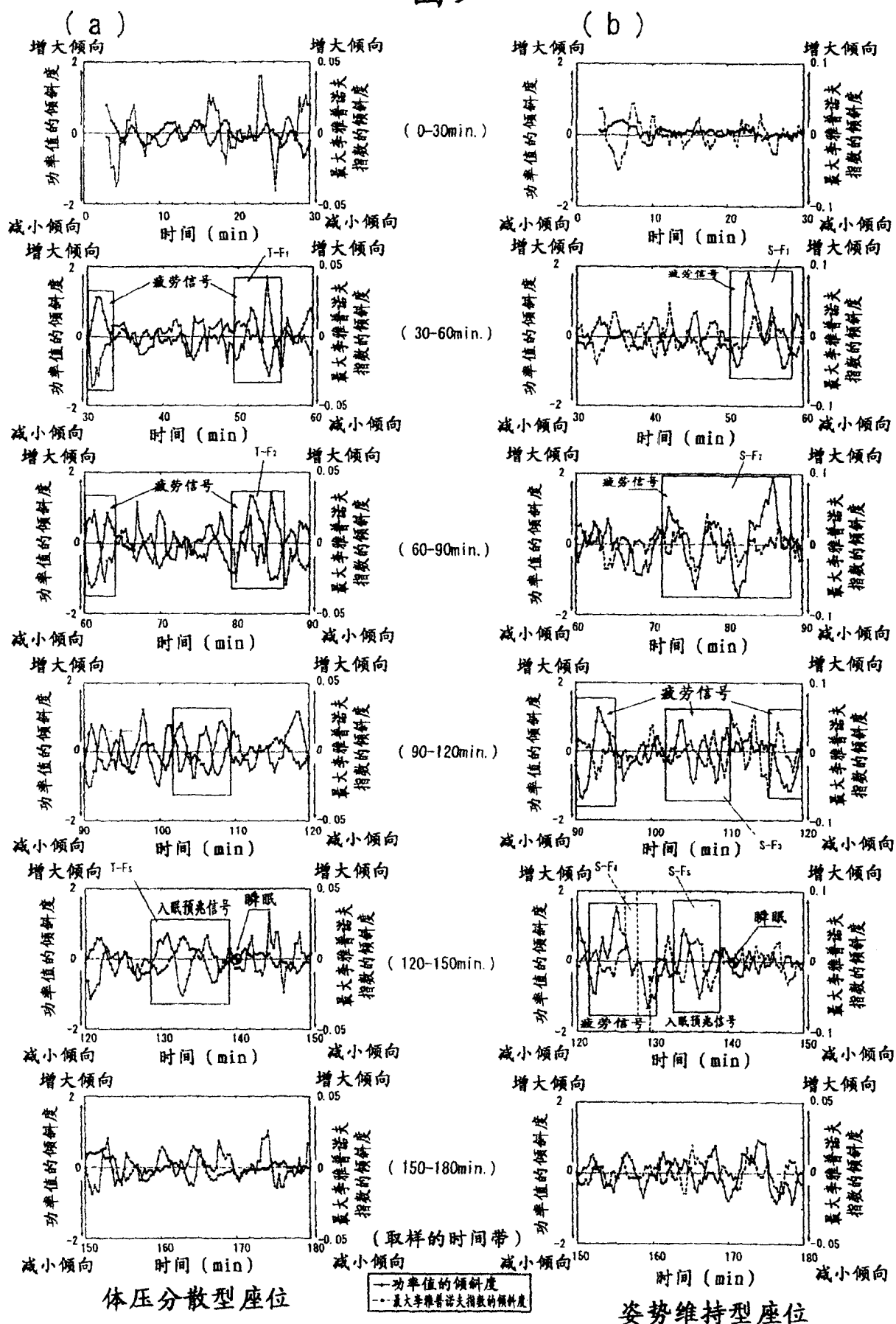


图 10

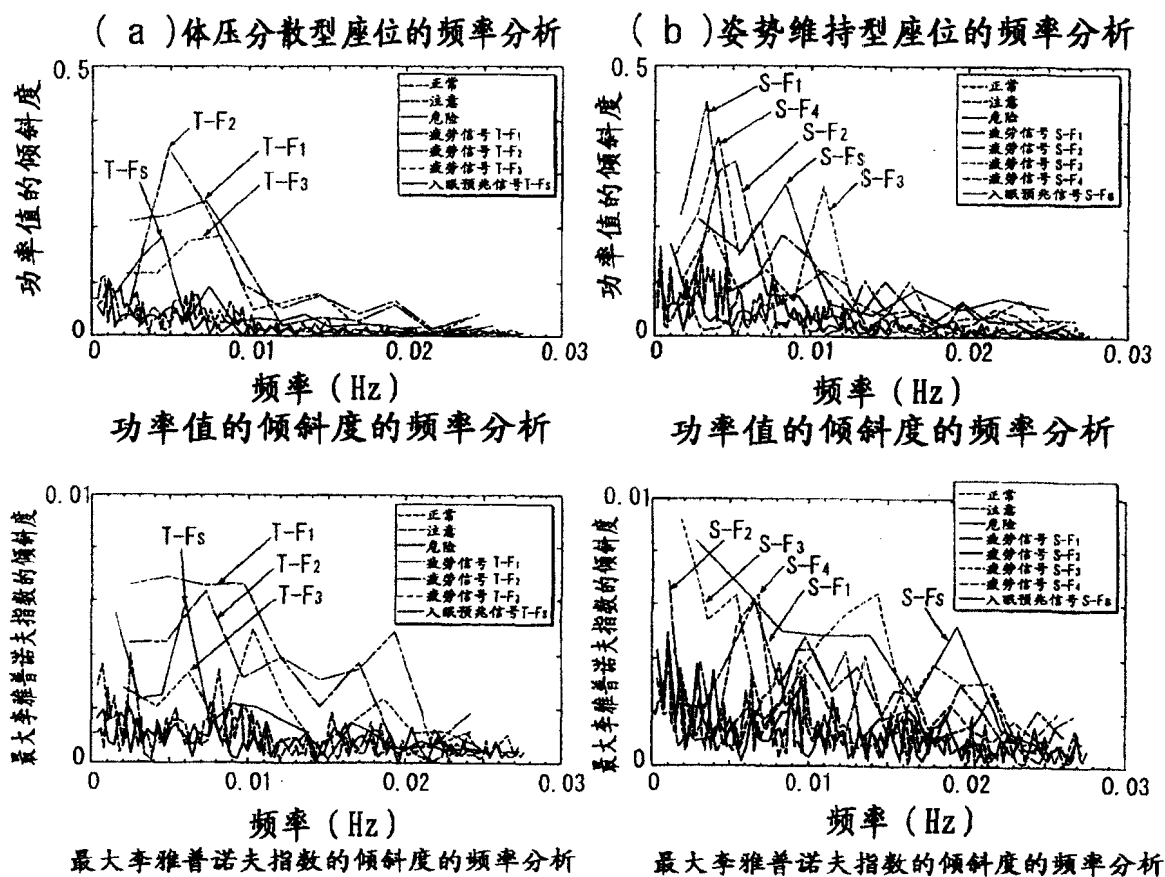


图 11

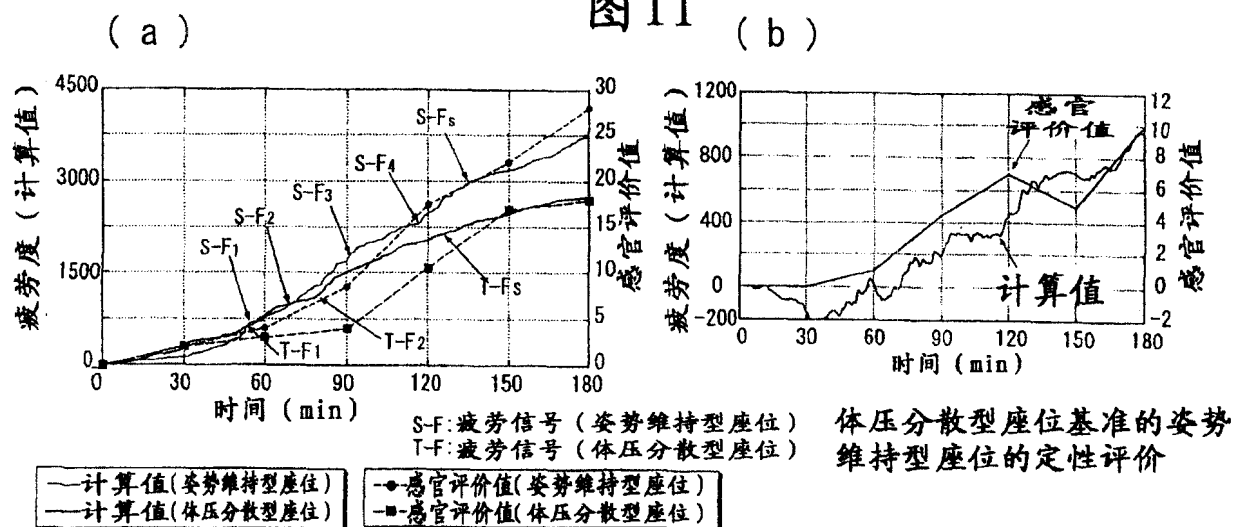


图12

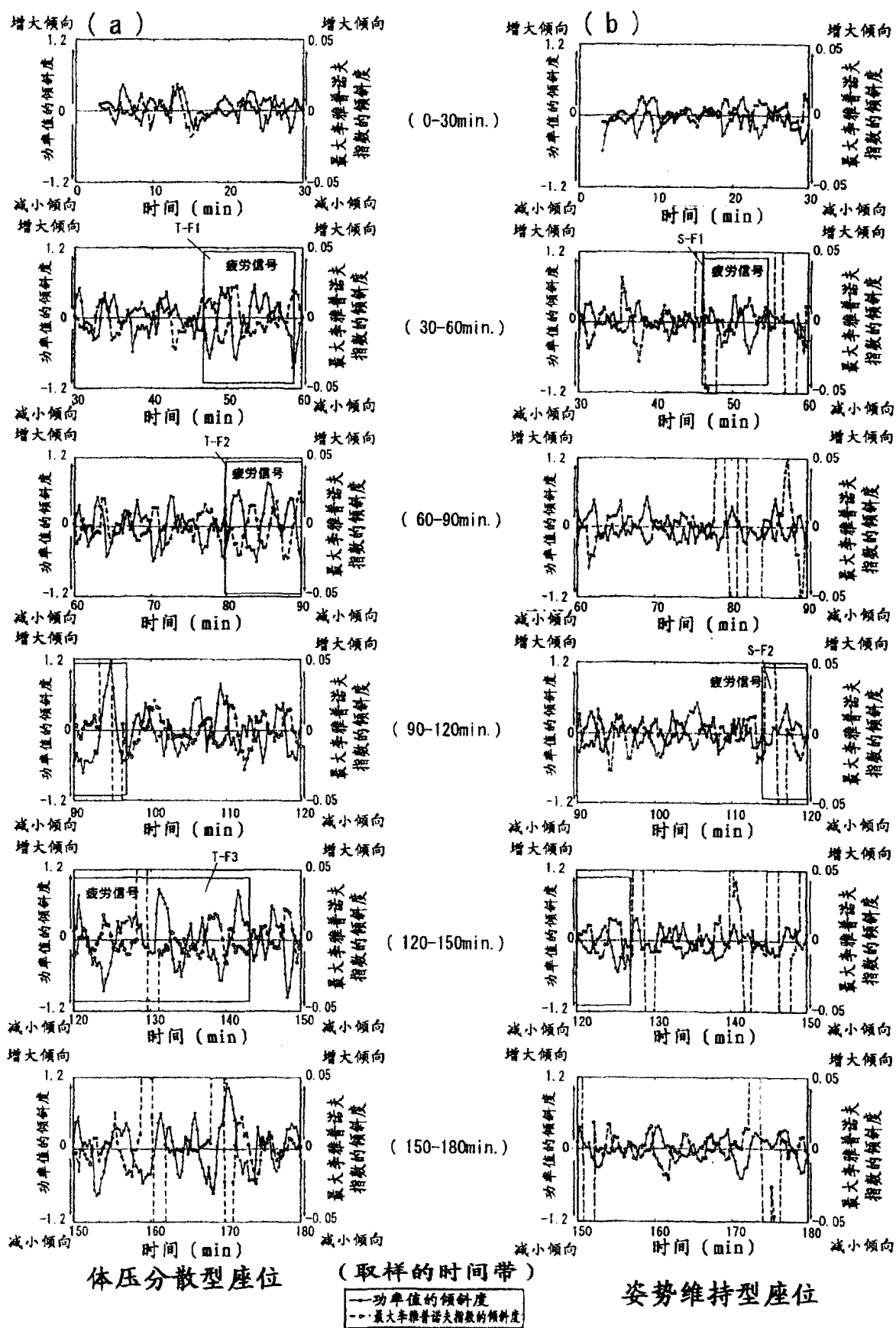


图13

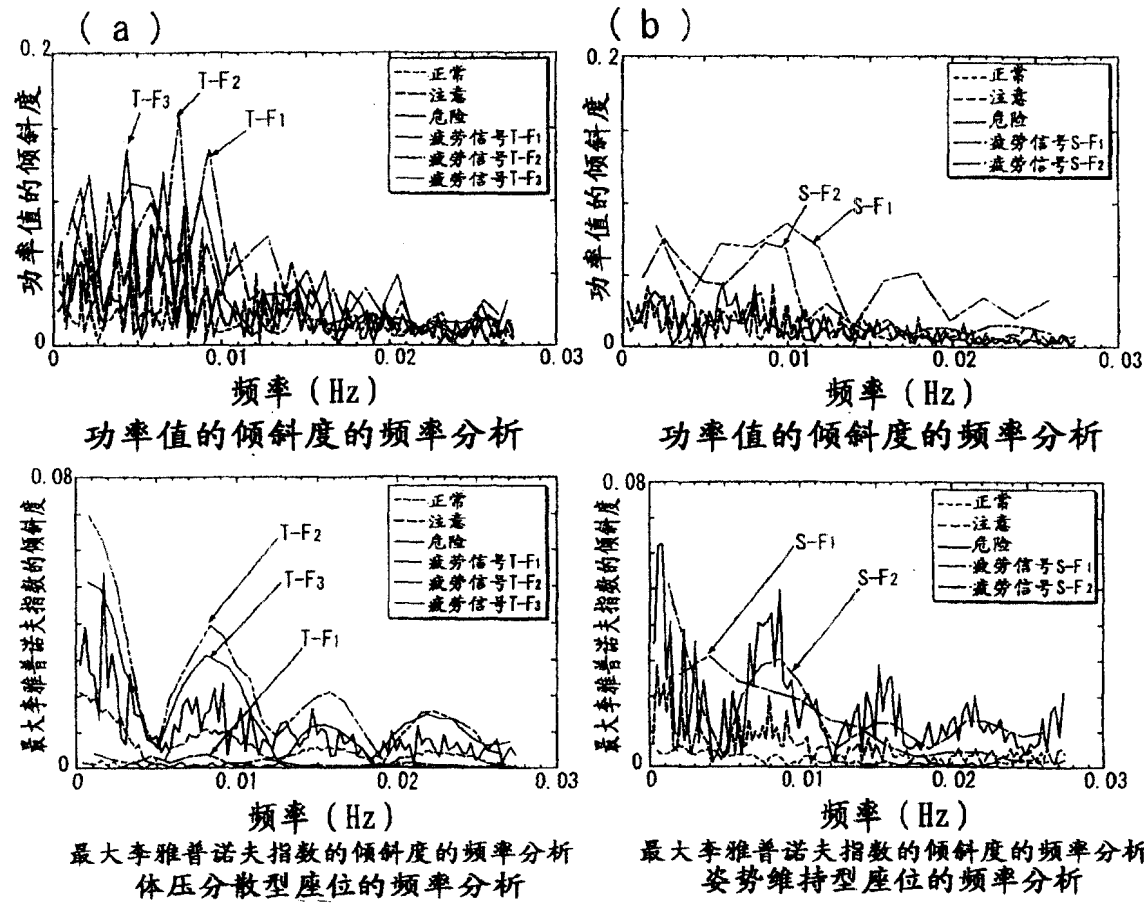


图14

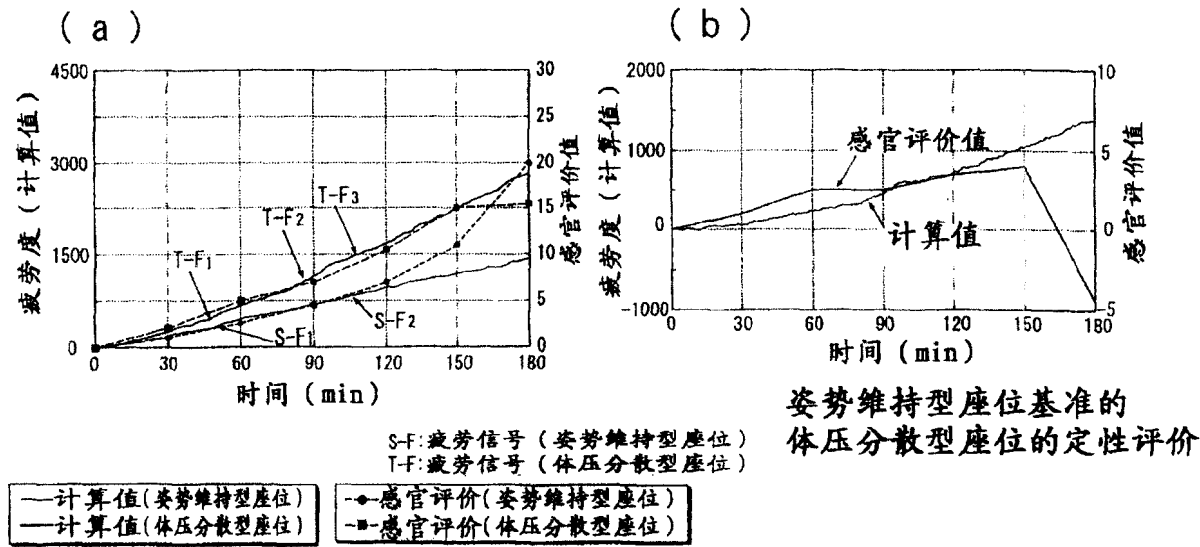


图15

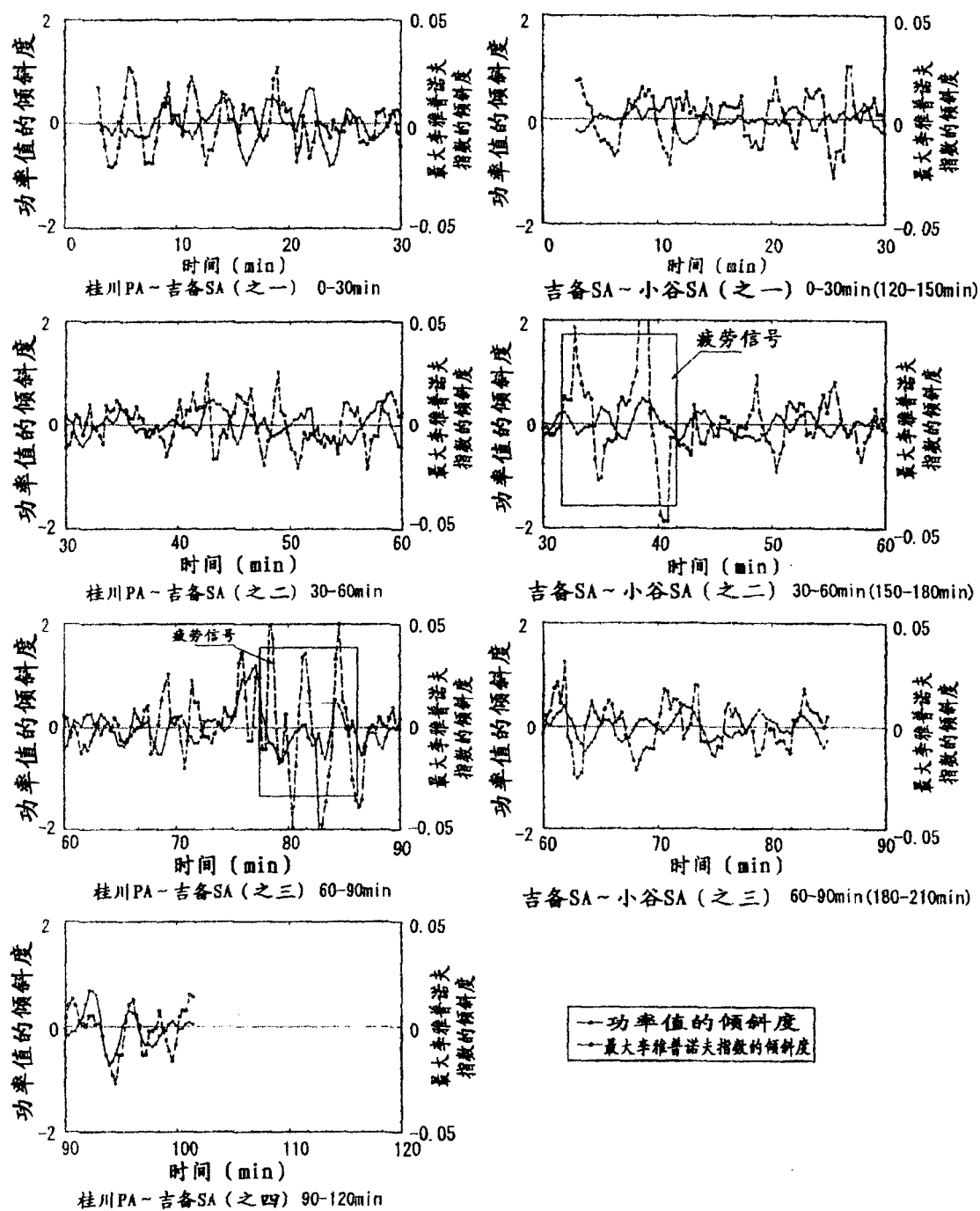


图16

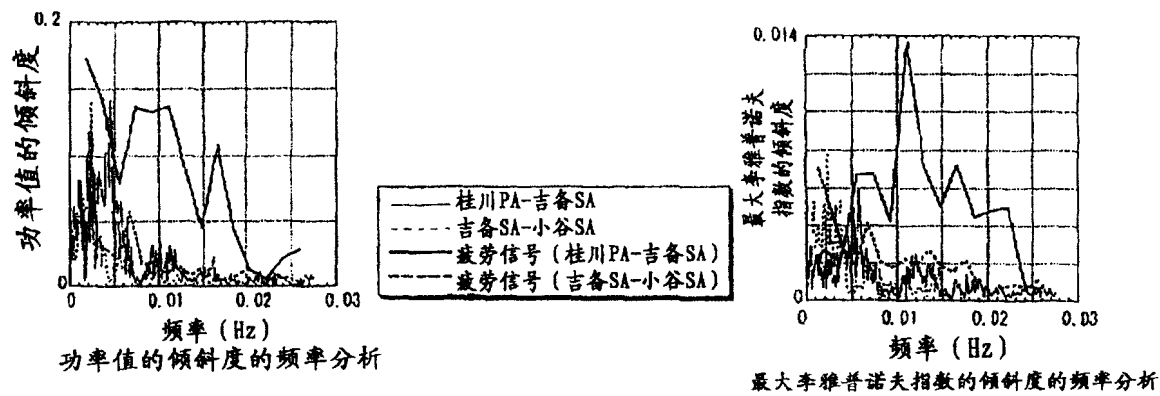


图 17

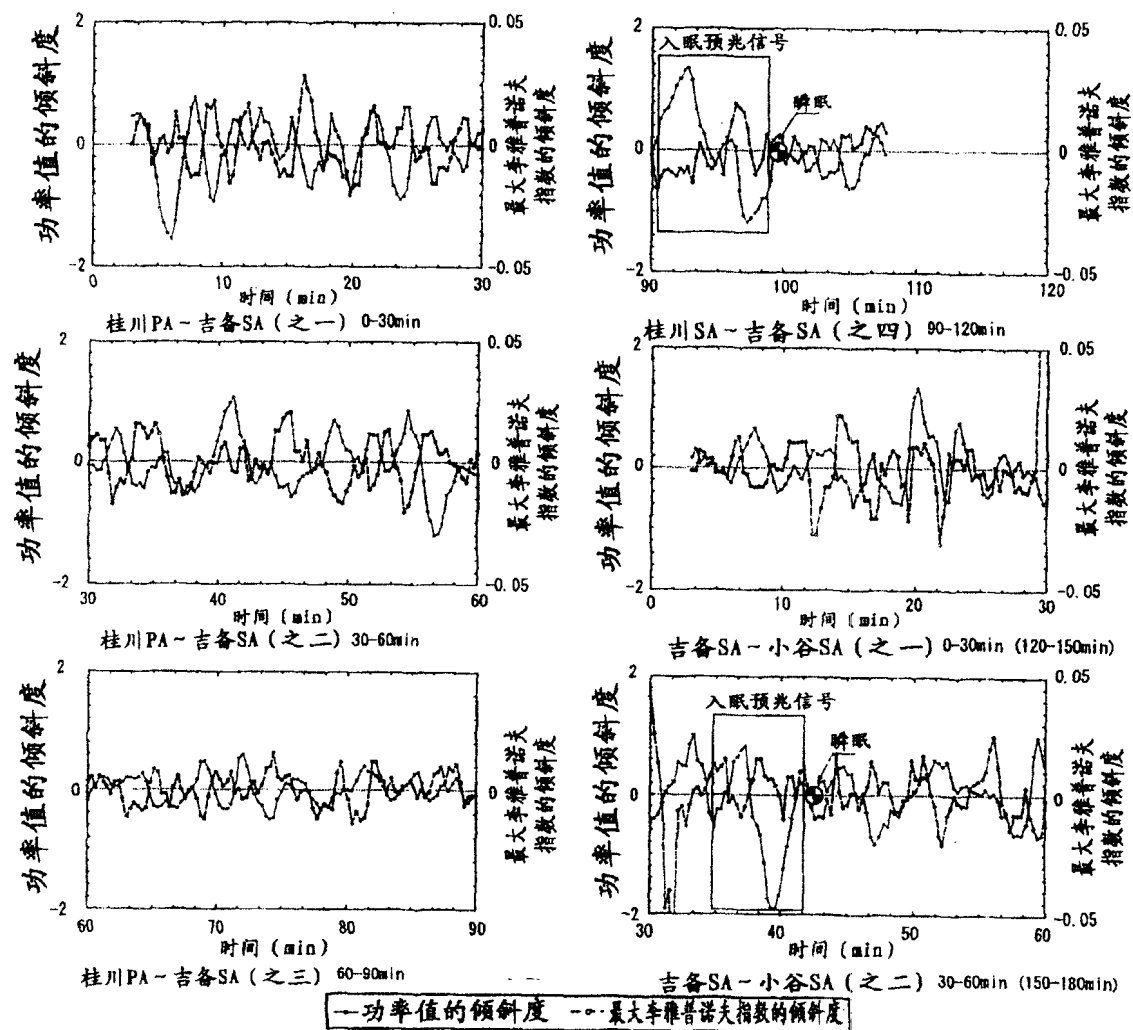


图 18

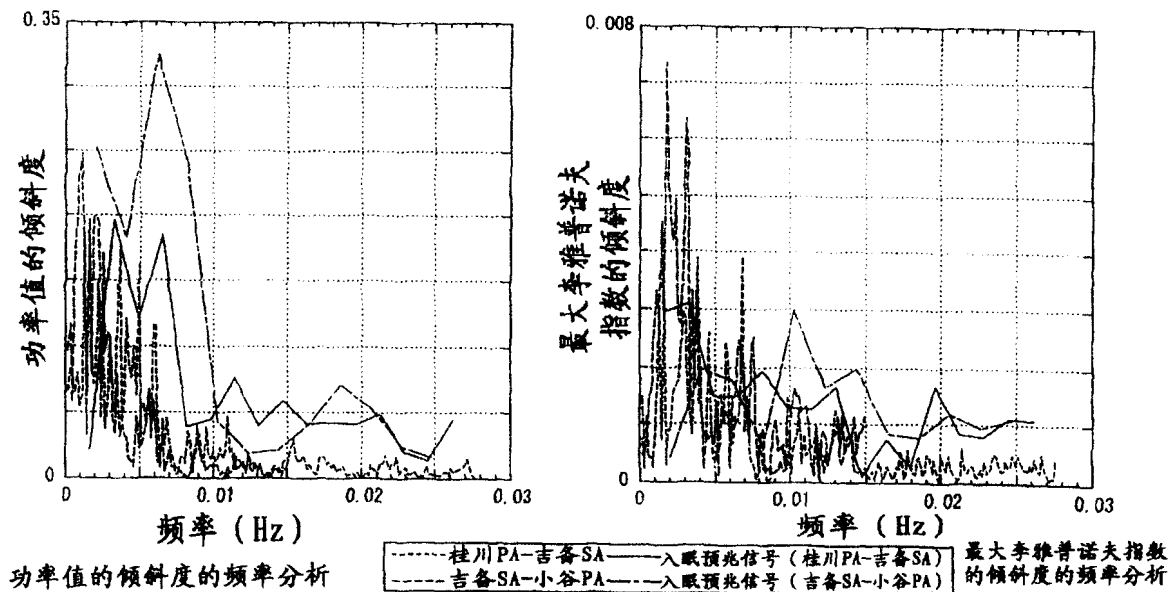


图19

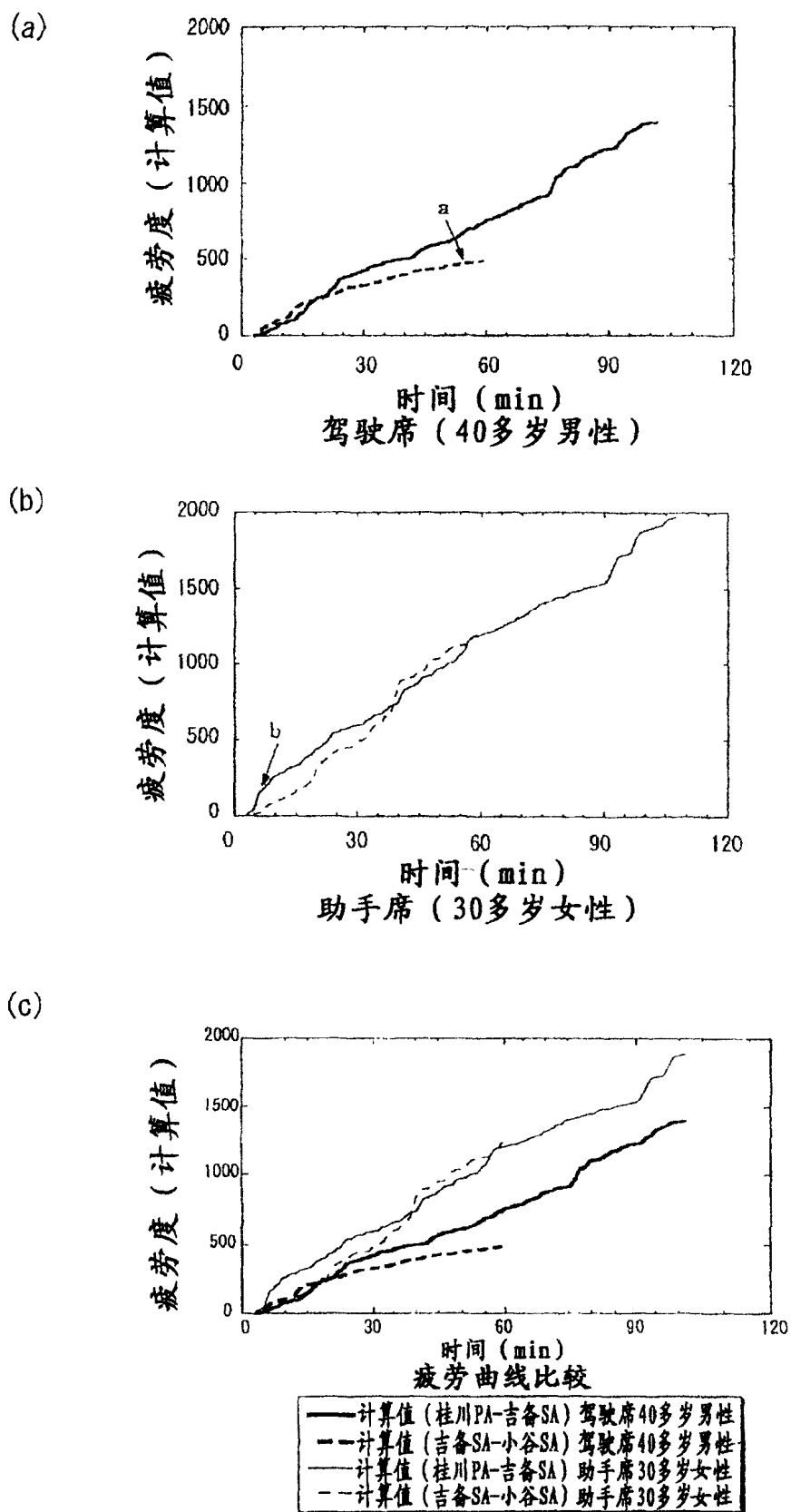


图 20

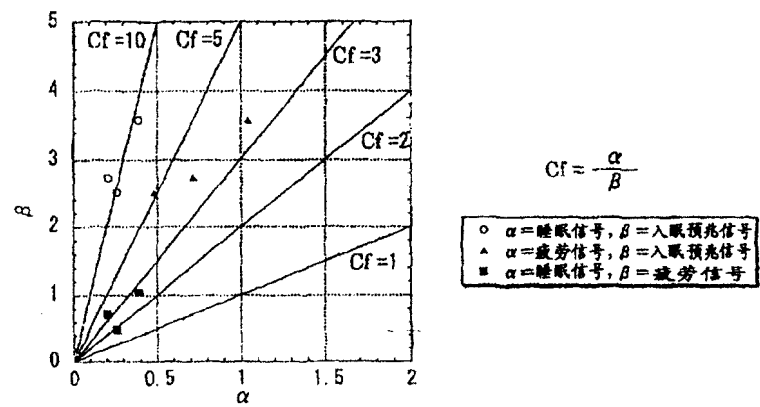


图 21

