

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 6/00 (2006.01)  
A61B 5/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410005028.0

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 31 日

[11] 授权公告号 CN 1297231C

[22] 申请日 2004.1.21  
 [21] 申请号 200410005028.0  
 [30] 优先权  
     [32] 2003. 1.22 [33] KR [31] 4256/03  
 [73] 专利权人 三星电子株式会社  
     地址 韩国京畿道  
 [72] 发明人 吕炯锡 李定桓 尹吉源 黄现泰  
 [56] 参考文献  
     US4867165A 1989.9.19 A61B5/00  
     JP10-71137A 1998.3.17 A61B5/16  
     US5297548A 1994.3.29 A61B5/00  
     US6117075A 2000.9.12 A61B5/00  
 审查员 熊 茜

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所  
 代理人 郭定辉 黄小临

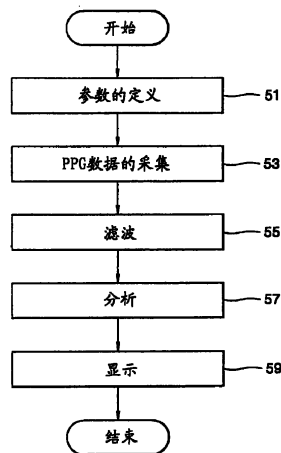
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 8 页

## [54] 发明名称

使用光体积描记法评估人体紧张度的装置

## [57] 摘要

本发明提供一种使用光体积描记法 (PPG) 评估人体紧张度的装置。该使用光体积描记法 (PPG) 评估人体紧张度的装置包括：PPG 测量单元，该单元发射具有至少一种对在测量目标上待测的血液组分起反应的波长的光，并且测量预定时段内来自测量目标的 PPG 信号；放大和滤波单元，该单元放大从 PPG 测量单元所提供的 PPG 信号到预定水平，并且进行滤波以去除噪声组份；和信号处理单元，该单元定义至少一个 PPG 参数并用由使用该 PPG 参数所获得的紧张指数来评估人体紧张度，其中所述 PPG 参数包含以下中的至少一个：脉搏组份幅度，峰至峰间隔和基线分布范围。



1. 一种使用光体积描记法 (PPG) 评估人体紧张度的装置, 该装置包括:  
光体积描记法测量单元, 该单元发射具有至少一种对在测量目标上待测的血液组分起反应的波长的光, 并且测量预定时段内来自测量目标的光体积描记法信号;

放大和滤波单元, 该单元放大从光体积描记法测量单元所提供的光体积描记法信号到预定水平, 并且进行滤波以去除噪声组份; 和

信号处理单元, 该单元定义至少一个光体积描记法参数并用由使用该光体积描记法参数所获得的紧张指数来评估人体紧张度, 其中所述光体积描记法参数包含以下中的至少一个: 脉搏组份幅度, 峰至峰间隔和基线分布范围。

2. 如权利要求 1 所述的装置, 其中人体紧张度由长期测试和短期测试之一获得, 该长期测试和短期测试基于从放大和滤波单元提供的光体积描记法测量时间而识别。

3. 如权利要求 1 所述的装置, 其中该光体积描记法测量单元具有“C”形状, 从而测量目标能够插入光体积描记法测量单元中, 并且该单元具有透射和反射结构中的一个结构。

4. 如权利要求 1 所述的装置, 其中该信号处理单元还包括:

获得预定时段内脉搏组份幅度的平均值和峰至峰间隔的平均值的第一功能;

将该预定时段内基线分布范围与脉搏组份幅度的平均值比较的第二功能; 和

基于基线分布范围与脉搏组份幅度的平均值间的关系计算相对第一紧张指数的第三功能。

5. 如权利要求 1 所述的装置, 其中该信号处理单元还包括:

第四功能, 该功能用于计算该预定时段内峰至峰间隔总数、小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目; 和

第五功能, 该功能用于基于小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目间的关系计算相对第二紧张指数。

6. 如权利要求 1 所述的装置, 其中该信号处理单元还包括:

第六功能，该功能用于计算该预定时段内脉搏组份的总数、幅度小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和幅度大于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目；和

第七功能，该功能用于基于幅度小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和幅度大于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目间的关系计算相对第三紧张指数。

7. 如权利要求1所述的装置，其中信号处理单元还包括第八功能，该功能用于平均由基于光体积描记法参量的长期和短期测试之一所获得的紧张指数，并且确定平均紧张指数为最终紧张指数。

8. 如权利要求1至7中任一项所述的装置，还包括：显示单元，显示在评估人体紧张度时所获得的紧张指数和所评估的人体紧张度。

9. 如权利要求2所述的装置，其中在短期测试中，信号处理单元被安排用来：

获得预定时段内峰至峰间隔的平均值；

计算该预定时段内小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目；和

基于小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目间的关系计算相对紧张指数。

10. 如权利要求2所述的装置，其中在长期测试中，信号处理单元被安排用来：

获得预定时段内关于所有脉搏的峰至峰间隔；

定义由关于该预定时段内获得的所有峰至峰间隔的预定数目的峰至峰间隔组成的多个数据集；

根据数据集的数目执行预定的统计方法；和

基于作为执行预定统计方法的结果而检测到的 $p$ 值计算紧张指数。

11. 如权利要求2所述的装置，其中在短期测试中，信号处理单元被安排用来：

获得预定时段内脉搏组份幅度的平均值；

计算该预定时段内的幅度小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和幅度大于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目；和

基于幅度小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和幅度大于平均脉搏

组份幅度的脉搏组份的数目间的关系计算相对紧张指数。

12. 如权利要求 2 所述的装置，其中在长期测试中，信号处理单元被安排用来：

获得预定时段内关于所有脉搏的脉搏组份幅度；

定义由关于在该预定时段内获得的所有脉搏组份幅度的预定数目的脉搏组份幅度组成的多个数据集；

根据数据集的数目执行预定的统计方法；和

基于作为执行预定的统计方法的结果而检测到的 p 值计算紧张指数。

13. 如权利要求 10 或 12 所述的装置，其中当数据集的数目是两个时，该预定统计方法是双样本双 t 测试，当数据集的数目至少是三个时，该预定统计方法是单向方差分析 (ANOVA)。

14. 如权利要求 1 所述的装置，其中信号处理单元被安排用来：

获得预定时段内脉搏组份幅度的平均值和峰至峰间隔的平均值；

将该预定时段内基线分布范围与脉搏组份幅度的平均值比较；

基于基线分布范围与脉搏组份幅度的平均值间的关系计算相对第一紧张指数；

计算该预定时段内峰至峰间隔总数、小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目；和

基于小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目间的关系计算相对第二紧张指数。

15. 如权利要求 14 所述的装置，其中信号处理单元被安排用来：

计算该预定时段内脉搏组份的总数、幅度小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和幅度大于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目；和

基于幅度小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和幅度大于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目间的关系计算相对第三紧张指数。

## 使用光体积描记法评估人体紧张度的装置

### 技术领域

本发明涉及评估人体紧张度，特别是，涉及一种使用光体积描记法 (PPG) 评估人体紧张度的方法和装置。

### 背景技术

在医疗诊断领域中，人们尝试各种方法使用 PPG 诊断心血管疾病或检测疾病或血管硬化的进展程度。PPG 是指与人体所选部位经过光照射后反射的光量相对应的信号，从光发射装置的光源发射的照射光具有特定的波长。使用 PPG 的技术一直主要研制用于确定病人与动脉系统相关的生理状态的目的，但是通常作为诊断特定疾病的辅助手段使用。

例如，美国公开号为 US5830131 的发明披露了一种用于提供代表病人生理参数的校准信号以确定病人的生理状态的监测器。血液参数定义为与血管血液相关的任何生理参数，例如压力，流量，血量，流速，血管壁运动，血管壁位置和其它相关参数。处理器用于确定接收的 PPG 波形的特性和生理参数特性间的关系。在这种设计下，能够确定动脉弹性，动脉厚度，动脉硬度，动脉壁柔顺性和其它状态。

美国公开号为 US6340346 的发明披露了一种通过测量孕妇的 ECG, BP, PO<sub>2</sub>, PCO<sub>2</sub>, 血流量 (与 PPG 相关), 血流速, 血量, 热指数, 呼吸和其它生理信号来推断胎儿状态的方法, 该方法使用了基于生理信号中变化的 Box-Jenkins 数学模型。美国公开号为 US6117075 的发明披露了一种通过从病人的手指采集 PPG 和皮肤温度 (SKT) 数据, 将该数据分为预定的频带, 并且基于数据变化进行光谱分析和调和评估, 以确定麻醉深度的方法和装置。

在此期间, 提出了使用各种人体作出反应的生理信号的各种方法来评估人体欢欣度, 人体平静度或人体紧张度。在这些方法中, 人体紧张度或人体欢欣度基于至少两个生理信号进行测量和评估。换句话说, 为了评估或连续地监测人体的状态, 要收集和分析各种生理信号, 例如 ECG, EEG, EMG, PPG, GSR 和 SKT。

例如，日本公开号为 2000-116614 的发明中披露了一种评估欢欣度的方法和装置。该发明提供了一个手套，该手套具有用于测量 SKT 的温度传感器，用于测量皮肤阻抗的电极和用于测量脉波的发光二极管（LED）感光晶体管。分别由脉搏检测电路，温度检测电路和皮肤阻抗检测电路测量的脉波，SKT 和皮肤阻抗输入到测量控制处理单元（CPU）中。基于测量的脉波，SKT 和皮肤阻抗的变化，评估欢欣度。另外，日本公开号为 1997-294724 的发明中披露了一种装置，该装置使用红外线温度传感器装置测量受检测者的外周部位，例如手或脚，和受检测者躯干部位的 SKT 的差异来评估紧张程度，并将评估值反馈给受检测者。

这些常规的技术能够通过采集各种生理信号提供可靠的分析结果。然而，由于大规模系统的要求，受检验者受到许多限制，所以测量本身作为紧张环境就影响了受检验者。此外，为了从受检验者的手指获得 PPG，使用手套型或手指接触型测量装置，所以受检验者在诸如工作在个人计算机（PC）上和其它用手的操作中受到限制。

### 发明内容

本发明提供了一种使用光体积描记法（PPG）的脉搏组份幅度，基线的变化，和依照心率产生的 PPG 的峰至峰间隔中的变化，来评估受检验者的紧张，即平静程度的方法和装置。

依据本发明的一个方面，提供一种使用光体积描记法（PPG）评估人体紧张度的方法，该方法包括：定义至少一个 PPG 参数；发射具有至少一种对在测量目标上待测的血管中的血液起反应的波长的光，并且测量预定时段内来自测量目标的 PPG 信号；和使用从 PPG 参数获得的紧张指数评估人体紧张度。

在该方法中，评估人体紧张度包括：获得预定时段内脉搏组份幅度的平均值；将该预定时段内基线分布范围与脉搏组份幅度的平均值相比较；和基于基线分布范围与脉搏组份幅度的平均值间的关系计算相对紧张指数。

在该方法中，在短期测试中评估人体紧张度包括：获得预定时段内峰至峰间隔的平均值；计算该预定时段内小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目；和基于小于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目和大于平均峰至峰间隔的峰至峰间隔数目间的关系计算相对紧张指数。

在该方法中，在长期测试中评估人体紧张度包括：获得预定时段内关于所有脉搏的峰至峰间隔；定义由关于该预定时段内获得的所有峰至峰间隔的预定数目的峰至峰间隔组成的多个数据集；根据数据集的数目执行预定的统计方法；和基于作为执行预定的统计方法的结果而检测到的 p 值计算紧张指数。

在该方法中，在短期测试中评估人体紧张度包括：获得预定时段内脉搏组份幅度的平均值；计算该预定时段内幅度小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和幅度大于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目；和基于小于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目和大于平均脉搏组份幅度的脉搏组份的数目间的关系计算相对紧张指数。

在该方法中，在长期测试中评估人体紧张度包括：获得预定时段内关于所有脉搏的脉搏组份幅度；定义由关于在该预定时段内获得的所有脉搏组份幅度的预定数目的脉搏组份幅度组成的多个数据集；根据数据集的数目执行预定的统计方法；和基于作为执行预定的统计方法的结果而检测到的 p 值计算紧张指数。

依据本发明的另一方面，提供一种使用光体积描记法 (PPG) 评估人体紧张度的装置，该装置包括：PPG 测量单元，该单元发射具有至少一种对在测量目标处待测的血液组份起反应的波长的光，并且测量预定时段内来自测量目标的 PPG 信号；放大和滤波单元，该单元放大从 PPG 测量单元所提供的 PPG 信号到预定水平，并且进行滤波以去除噪声组份；和信号处理单元，该单元定义至少一个 PPG 参数并用由使用该 PPG 参数所获得的紧张指数来评估人体紧张度，其中所述 PPG 参数包含以下中的至少一个：脉搏组份幅度，峰至峰间隔和基线分布范围。

#### 附图说明

本发明上述的和其他的特征及优点将通过参考附图对优选实施例进行的详细描述变得更加清晰，其中：

图 1 为描述 PPG 信号中脉搏组份和峰至峰间隔 (PPI) 的图表；

图 2A 和 2B 为描述 PPG 信号中基线分布范围的图表；

图 3A 和 3B 分别为描述在紧张和放松时 PPG 信号中变化的图表；

图 4 为示出了图 3A 所示 PPG 信号和图 3B 所示 PPG 信号的差分的结果；

图 5 为根据本发明的实施例的使用 PPG 评估人体紧张度的方法的流程图；

图 6 为阐明图 5 所示的方法中所定义参数的图表；  
图 7A 和 7B 为使用图 5 所示的方法获得 PPG 数据的 PPG 测量装置的例图；  
图 8A 和 8B 为图 7A 和 7B 所示的测量装置的使用方法例图；  
图 9 为图 5 所示方法中的分析的详细流程图；  
图 10 为基于图 5 所示方法中的紧张程度分布显示紧张的例图；和  
图 11 为依据本发明的实施例用 PPG 评估人体紧张度的装置的框图。

### 具体实施方式

在下文中，参考附图详细地描述了本发明的优选实施例。

关于外周血管的收缩程度和心输出量的增加或减少的信息反映于光体积描记法 (PPG)，并且外周血管的收缩程度和心输出量的增加或减少由控制心肌运动的自主神经系统支配。例如，当交感神经受到外部刺激而兴奋时，心脏机能增加，例如心率 (HR) 和刺激传导率增加或兴奋力增加，并且收缩力增强。HR 是指每分钟心脏搏动次数，并且 HR 以每分钟搏动 (BPM) 的方式表示。正常的成人具有 60-90BPM 的 HR。HR 在运动，精神兴奋或发热时增加，而在睡眠时减少。换句话说，当交感神经兴奋时，HR 的增加导致 PPG 的峰至峰间隔减小，并且外周血管的收缩导致 PPG 的脉搏组份的幅度减小。

同时，在非静止状态下的被测者产生的不规则深呼吸或其它人为活动导致 PPG 中的基线变化。在呼吸时的 HR 变化中，吸气时窦房结运动中的加速导致 HR 增加，而呼气时该 HR 减少。随着 PPG 中的基线的变化，峰至峰间隔重复地增大与减小，并且它增大或减小的程度和状态依赖交感神经的刺激程度而变化。

图 1 为描述从受检测者采集的 PPG 信号中脉搏组份和峰至峰间隔 (PPI) 的图表。该图表中，每次脉搏中从最低到最高点的高度称为脉搏组份幅度 11，并且相邻的最高点间的距离称为峰至峰间隔 13。

图 2A 和 2B 为描述 PPG 信号中基线分布范围的图表。基线分布范围由在全部采集的数据中最大峰值和最低峰值间的差值表示。基线分布范围反映 PPG 基线变化的信息。当发生不规则呼吸和其它人为活动时出现的如图 2A 所示的基线分布范围 21 大于当呼吸或体位稳定时出现的如图 2B 所示的基线分布范围 23。在这里，能够推论出当呼吸或体位稳定时，基线的变化更稳定。

图 3A 和 3B 分别为描述在紧张和放松时 PPG 信号中变化的图表。紧张时

脉搏组份幅度 31 小于放松时脉搏组份幅度 37，并且紧张时基线分布范围 33 大于放松时基线分布范围 39。

图 4 为示出了图 3A 所示 PPG 信号和图 3B 所示 PPG 信号的初级差分的结果的图表，其目的是仔细地比较在紧张和放松间脉搏组份幅度中的变化。由于初级差分从 PPG 信号中去除了直流组份，仅留下的脉搏组份能够方便地比较。能够从图 4 看出在紧张时的脉搏组份幅度比放松时的脉搏组份幅度减少。

如图 4 所示，为了证明在紧张和放松间在 PPG 中脉搏组份幅度的平均值，即交流平均值中是否存在统计学上的显著差别，对五名受检测者进行反复的试验。在这里，对于用于采集 PPG 信号的光源，选择在 500-1000nm 范围内的特定的五个波长并分别称作 AC1，AC2，AC3，AC4 和 AC5。在采集关于五个波长的 PPG 数据后，提取脉搏组份幅度，并构成数据集。然后，分别关于紧张状态和放松状态的两组（数据）进行双 t 测试。测试的结果示于表 1。

表 1

受检测者	波长	紧张状态		放松状态		p 值
		交流平均值	交流标准差	交流平均值	交流标准差	
#1-1	AC1	134.77	12.28	144.21	13.00	0.005
	AC2	90.87	10.79	96.59	7.57	0.026
	AC3	132.79	17.03	138.82	10.05	0.017
	AC4	127.44	13.02	133.26	7.32	0.034
	AC5	130.33	13.54	138.95	10.60	0.031
#1-2	AC1	125.79	15.23	150.34	12.95	0.000
	AC2	86.37	16.10	90.63	9.18	0.175
	AC3	120.11	15.68	140.79	11.52	0.000
	AC4	112.87	14.43	138.97	11.59	0.000
	AC5	119.08	17.18	134.24	11.41	0.000
#1-3	AC1	139.44	16.15	153.51	14.03	0.001
	AC2	88.37	11.37	93.98	11.05	0.046
	AC3	131.61	15.44	142.15	14.00	0.007

	AC4	130.27	13.80	138.39	13.17	0.025
	AC5	125.54	15.64	135.68	14.03	0.015
#2-1	AC1	178.29	13.10	198.26	15.97	0.000
	AC2	117.74	12.52	133.43	11.39	0.000
	AC3	178.06	12.22	200.23	16.23	0.000
	AC4	164.23	10.97	183.40	12.21	0.000
	AC5	170.83	12.09	193.03	13.68	0.000
#2-2	AC1	198.32	14.18	210.62	10.04	0.000
	AC2	135.21	11.01	140.71	7.61	0.019
	AC3	200.35	14.59	207.94	14.29	0.044
	AC4	186.15	13.99	191.62	11.97	0.101
	AC5	189.65	12.92	196.71	10.13	0.022
#2-3	AC1	198.50	12.95	216.38	12.56	0.000
	AC2	135.21	9.78	145.41	8.17	0.000
	AC3	199.41	11.91	215.12	13.34	0.000
	AC4	183.85	10.91	193.00	13.29	0.003
	AC5	187.68	10.63	198.74	12.23	0.000
#3-1	AC1	227.79	16.70	241.21	15.79	0.002
	AC2	138.45	12.27	154.89	13.15	0.000
	AC3	217.03	14.69	226.55	13.89	0.013
	AC4	214.05	16.28	232.00	15.69	0.000
	AC5	206.87	15.39	219.47	15.93	0.002
#3-2	AC1	212.59	15.42	220.76	12.48	0.019
	AC2	137.43	13.93	145.35	11.93	0.004
	AC3	205.27	16.48	210.51	15.60	0.127

	AC4	208.41	13.57	214.19	11.94	0.028
	AC5	198.89	13.92	204.73	15.79	0.041
#4-1	AC1	478.58	19.78	529.92	23.33	0.000
	AC2	232.83	14.10	274.23	15.89	0.000
	AC3	392.63	19.03	451.33	21.58	0.000
	AC4	470.93	23.90	527.45	22.12	0.000
	AC5	466.33	20.28	526.83	24.48	0.000
#5-1	AC1	462.78	24.58	482.96	28.65	0.017
	AC2	246.89	15.20	262.93	15.77	0.005
	AC3	406.41	20.62	428.19	24.95	0.005
	AC4	440.15	18.61	459.81	21.70	0.005
	AC5	390.70	20.55	410.78	24.24	0.012
#5-2	AC1	484.04	17.10	513.68	14.69	0.000
	AC2	260.68	16.83	290.86	14.89	0.000
	AC3	428.50	17.03	451.71	18.41	0.000
	AC4	462.32	14.71	486.79	15.95	0.000
	AC5	414.18	16.22	434.07	13.09	0.000
#5-3	AC1	417.52	34.39	468.62	24.36	0.000
	AC2	222.72	20.10	263.38	18.11	0.000
	AC3	366.83	28.67	414.86	20.27	0.000
	AC4	395.03	32.38	443.62	21.24	0.000
	AC5	365.38	27.06	405.90	16.92	0.000

参考表 1, 当两组 (数据) 比较时, 大部分的 p 值小于 0.05, 换句话说, 其验证了在大部分情况下存在统计学上的显著差别。甚至在不如此的情况下, 也能够看出紧张时的交流平均值小于放松时的交流平均值。

表 2 示出了本发明定义的 PPG 参数和受检测者的紧张和放松状态之间的

关系。

表 2

PPG 参量 状态	脉搏组份幅度	PPI	基线分布范围
劳累, 紧张, 不规则呼吸, 人为活动	↓	↓	↑
平静, 放松, 规则呼吸, 稳定体位	↑	↑	↓

图 5 为根据本发明的实施例使用 PPG 评估人体紧张度的方法的流程图。该方法包括在步骤 51 进行参数的定义, 在步骤 53 进行 PPG 数据的采集, 在步骤 55 进行滤波, 在步骤 57 进行分析和在步骤 59 进行显示。

参考图 5, 在步骤 51 进行如图 6 所示的 PPG 参数定义。参考图 6, 脉搏组份幅度 61 定义为每个脉搏的最高点和最低点间的差值。与脉搏组份幅度 61 相关联地, 定义交流平均值和每个预定时间段的脉搏组份总数。在脉搏组份总数中, 具有小于交流平均值的幅度的脉搏组份的数量定义为“小交流计数”。小交流计数与脉搏组份的总数的比值定义为“小交流计数百分数”。由 100 减去小交流计数百分数所获得的数值定义为“大交流计数百分数”。

然后, 第  $i$  个峰值  $P(i)$  和相邻的第  $(i+1)$  个峰值  $P(i+1)$  间的时间间隔定义为第  $i$  个 PPI63, 并且用  $PPI(i)$  表示。获取第  $i$  个峰  $P(i)$  的数据指数和第  $(i+1)$  个峰  $P(i+1)$  的数据指数间的差值, 然后乘以采样速度以定义时间间隔。例如, 当第  $i$  个峰  $P(i)$  的数据指数为  $i(n)$ , 并且第  $(i+1)$  个峰  $P(i+1)$  的数据指数为  $i(n+1)$  时,  $PPI(i)$  能够通过公式 (1) 表示

$$PPI(i) = [i(n+1) - i(n)] \times \text{采样速度} \dots (1)$$

与 PPI63 相关联地, 定义每个预定时间段的平均 PPI 和 PPI 总数。在 PPI 总数中, 小于平均 PPI 的 PPI 数量定义为“快速 PPI 计数”。快速 PPI 计数与 PPI 总数量的比值定义为“快速 PPI 计数百分数”。由 100 减去快速 PPI 计数百分数所获得的数值定义为“慢速 PPI 计数百分数”。

然后, 通过在每个预定时段采集的整体 PPG 数据的最大峰值  $P_{max}$  和最小

峰值  $P_{min}$  的差值定义基线分布范围。

返回参考图 5，预定时段设置为单位时间，并且在步骤 53 进行在单位时间的 PPG 数据采集。图 7A 或 7B 中所示的 PPG 测量装置用于这个操作。

图 7A 中示出了透射 PPG 测量装置，该装置包括，带有可发射光的光发射元件 71 的光发射部件 72，和带有检测由测量目标 73 透射的光的光接收元件 74 的光接收部件 75。光发射部件 72 和光接收部件 75 的外壳的一端相连以形成“C”形状。图 7B 示出了反射 PPG 测量装置，该装置包括光发射/接收部件 78，该部件带有可发射光的光发射元件 76 和检测由测量目标 73 反射的光的光接收元件 77。测量目标支撑 79 与光发射/接收部件 78 的一端相连以形成“C”形状。如图 8A 和 8B 所示，图 7A 或 7B 示出的 PPG 测量装置 81 能够用于人体的任何部位，例如，耳朵 83，手指 85 或脚趾。

在步骤 53 中，具有特定波长的光通过使用 PPG 测量装置 81 发射在人体的测量目标 73 上，并且检测由测量目标反射或透射的光。在这里，用于光发射部件 72 或 78 的光具有适于测量目的的特定的波长，例如 500 - 1000nm 的波长，并且可以具有单波长或至少两种波长。数据采集频率选择为就 PPG 中的最高频率而言适当的范围，从而能够避免原始信号的混淆现象或失真。数据采集时间可以基本上设置在至少 30 秒，但可以有选择地设置在适于测量目的的范围。

返回参考图 5，在步骤 55 中，进行低通滤波以从在步骤 53 中采集的 PPG 数据中去除高频噪声。在这里，可使用具有 10Hz 截止频率的低通滤波器。

在步骤 57 中，使用在步骤 51 中定义的参量分析经步骤 55 滤波的 PPG 数据，以计算受检测者的紧张指数。步骤 57 将参考图 9 进行详细描述。

参考图 9，基线分布范围与交流平均值相比较得到紧张指数 SI。例如，根据表 3 示出的条件规则紧张将指数分为 8 个等级。如果待比较的数据组满足 8 个等级中的一个特定等级的条件，则根据该条件对紧张指数 SI 进行减法或加法。作为上述操作的结果获得的紧张指数定义为 SI-1 并且调整使其不超过 100。

表 3

等级	条件	紧张指数
		(初始值=30)
A	交流平均值*3≤基线分布范围	SI=SI-20

B	交流平均值*3<基线分布范围≤交流平均值*4	SI=SI+5
C	交流平均值*4<基线分布范围≤交流平均值*5	SI=SI+15
D	交流平均值*5<基线分布范围≤交流平均值*6	SI=SI+20
E	交流平均值*6<基线分布范围≤交流平均值*7	SI=SI+30
F	交流平均值*7<基线分布范围≤交流平均值*8	SI=SI+40
G	交流平均值*8<基线分布范围≤交流平均值*9	SI=SI+50
H	交流平均值*9<基线分布范围	SI=SI+60

在步骤 93 中，基于平均 PPI 计算快速 PPI 计数百分数，并且确定快速 PPI 计数百分数是否在预定范围内，以获得紧张指数 SI。例如，紧张指数根据表 4 示出的条件规则分成 3 个等级。如果待比较的数据组满足 3 个等级中的一个特定等级的条件，则根据该条件对紧张指数 SI 进行减法或加法。作为上述操作的结果获得的紧张指数定义为 SI-2 并且调整使其不超过 100。

表 4

等级	条件	紧张指数 (初始值 = 50)
A	快速 PPI 计数百分数≤50	SI=SI-20
B	50<快速 PPI 计数百分数≤60	SI=SI+15
C	60<快速 PPI 计数百分数	SI=SI+35

在此期间，当需要花费稍长时间采集 PPG 数据时，可使用统计学方法以增加评估的可靠性。例如，当需要花费大于 1 分钟采集 PPG 数据时，则确定在采集的 PPG 数据中的 PPI 总数是否是至少 50 个。如果确定了 PPI 的总数为至少 50 个，则从初始 PPI 到第 25 个 PPI 的 PPI 时间连续数据组定义为数据集-1，对应于接下来的 25 个 PPI 的 PPI 时间连续数据组定义为数据集-2，并且用相同的方式定义数据集-n。如果存在两个待比较的数据组，则进行双样本的双 t 测试，并且如果存在至少三个待比较的数据组，则进行单向方差分析 (ANOVA)，其目的是检测 p 值。如果检测到 p 值大于 0.05，则确定为稳定状态。如果检测到 p 值小于 0.05，则确定为非稳定状态。另外，基于 p 值的对紧张程度的确定在 0.05 的基础上能够更准确地执行。例如，紧张指数根据表 5 示出的条件规则分成 4 个等级。如果待比较的数据组满足 4 个等级中的一个特定等级的条件，则根据该条件对紧张指数 SI 进行减法或加法。作为上述操作的结果获得的紧张指数定义为 SI-3 并且调整使其不超过 100。

表 5

等级	条件	紧张指数 (初始值=50)
A	$p \text{ 值} \geq 0.05$	$SI=SI-20$
B	$0.01 \leq p \text{ 值} < 0.05$	$SI=SI+15$
C	$0.001 \leq p \text{ 值} < 0.01$	$SI=SI+25$
D	$p \text{ 值} < 0.001$	$SI=SI+35$

接下来, 在步骤 95 中, 基于交流平均值计算小交流计数百分数, 并且确定小交流计数百分数是否在预定范围内, 以获得紧张指数 SI。例如, 紧张指数根据表 6 示出的条件规则分成 3 个等级。如果待比较的数据组满足 3 个等级中的一个特定等级的条件, 则根据该条件对紧张指数 SI 进行减法或加法。作为上述操作的结果获得的紧张指数定义为 SI-4 并且调整使其不超过 100。

表 6

等级	条件	紧张指数 (初始值 = 50)
A	小交流计数百分数 $\leq 50$	$SI=SI-20$
B	$50 < \text{小交流计数百分数} \leq 60$	$SI=SI+15$
C	$60 < \text{小交流计数百分数}$	$SI=SI+35$

在此期间, 当需要花费稍长时间采集 PPG 数据时, 可使用统计学方法以增加评估的可靠性。例如, 当需要花费大于 1 分钟采集 PPG 数据时, 则确定在采集的 PPG 数据中的脉搏组份总数是否是至少 50 个。如果确定了脉搏组份的总数为至少 50 个, 从初始脉搏组份到第 25 个脉搏组份的脉搏组份时间连续数据组定义为数据集-1, 对应于接下来的 25 个脉搏组份的脉搏组份时间连续数据组定义为数据集-2, 并且用相同的方式定义数据集-n。如果存在两个待比较的数据组, 则进行双两样本的双 t 测试, 并且如果存在至少三个待比较的数据组, 则进行单向方差分析, 其目的是检测 p 值。如果检测到 p 值大于 0.05, 则确定为稳定状态。如果检测到 p 值小于 0.05, 则确定为非稳定状态。另外, 基于 p 值的对紧张程度的确定在 0.05 的基础上能够更准确地执行。例如, 紧张指数根据表 7 示出的条件规则分成 4 个等级。如果待比较的数据组满足 4 个等级中的一个特定等级的条件, 则根据该条件对紧张指数 SI 进行减法或加法。作为上述操作的结果获得的紧张指数定义为 SI-5 并且调整使其不超过 100。

表 7

等级	条件	紧张指数 (初始值=50)
----	----	---------------

A	p 值 ≥ 0.05	SI=SI-20
B	0.01 ≤ p 值 < 0.05	SI=SI+15
C	0.001 ≤ p 值 < 0.01	SI=SI+25
D	p 值 < 0.001	SI=SI+35

如上所述，依据采集 PPG 数据所需的时间能够获得短期紧张指数和长期紧张指数。短期紧张指数组 97 包括 SI-1, SI-2 和 SI-4，并且长期紧张指数组 98 包括 SI-1, SI-2, SI-3, SI-4 和 SI-5。在分别为紧张指数 SI-1 至 SI-5 设置最大值后，就能够基于设定值评估紧张程度。例如，每个紧张指数 SI-1 至 SI-5 的最大值能够为方便的目的设置到 100，并且紧张程度，该程度表示为紧张指数百分数，能够如公式 (2) 和 (3) 所示进行计算。

$$\text{长期紧张指数百分数} = (\text{长期紧张指数总和}/300) \times 100 \dots (2)$$

$$\text{短期紧张指数百分数} = (\text{短期紧张指数总和}/500) \times 100 \dots (3)$$

换句话说，在步骤 57 中，根据采集 PPG 数据需要的时间将 PPG 数据分为长期测试和短期测试，并分别进行分析。例如，当数据采集时间小于 1 分钟时数据可以认定为短期测试，而当数据采集时间超过 1 分钟时数据可以认定为长期测试。

返回参考图 5，在步骤 59 中，显示在步骤 57 中检测的紧张指数的项目和最终的紧张指数百分数。在需要时可改变紧张指数项目。当其确定紧张指数百分数是否存在于预定参考范围内时，紧张指数百分数能够同预定参考范围一起显示。例如，如图 10 所示，紧张指数百分数能够基于其分布进行评估。换句话说，当紧张指数百分数在以 43% 为中心 ±10% 的范围内时，确定为正常状态。当紧张指数百分数超过正常范围的最大限度时，确定为紧张状态。当紧张指数百分数小于正常范围的最小限度时，确定为放松状态。

图 11 为依据本发明的实施例用 PPG 评估人体紧张度的装置的框图。该装置包括 PPG 测量单元 101，放大和滤波单元 103，信号处理单元 105，存储单元 107 和显示单元 109。

参考图 11，PPG 测量单元 101 具有“C”形状，如图 7A 或 7B 所示，从而测量目标能够插入 PPG 测量单元 101 中。PPG 测量单元 101 测量从人体的部位产生的 PPG 信号，该部位例如手指，脚趾或耳垂，在这些部位外周血管密集。在这里，通过信号处理单元 105 控制其开/关间隔。放大和滤波单元 103 放大从 PPG 测量单元 101 所提供的 PPG 信号到预定水平，并且进行滤波

以去除噪声组份。

信号处理单元 105 从放大和滤波单元 103 提供的信号中提取对特定血液组份作出反应的 PPG 信号，将提取的 PPG 信号转换为数字数据，计算在预定时段的脉搏组份幅度、基线分布范围和关于该 PPG 数字数据的 PPI，并且用计算出的 PPG 参数评估人体紧张度。执行依据本发明使用 PPG 评估人体紧张度的方法的程序记录在信号处理单元 105 中，并且在其中安装计算机可读记录媒体。

存储单元 107 存储由信号处理单元 105 处理的结果。显示单元 109 显示由信号处理单元 105 处理的结果，以将其报告使用者。

同时，依据本发明的使用 PPG 评估人体紧张度的装置能够使用无线通信模式，从而 PPG 测量单元 101 从接收侧发送和接收数据而无需连接到个人计算机 (PC)。可选择地，即使不使用无线通信模式，由于在 PPG 测量单元 101 中可靠参数的提取简化了算法并且减少了算数运算量，所以本发明的装置能够在独立的模式下实施，其中共存了 PPG 测量单元 101 和信号处理单元 105。

本发明能够以代码的方式实现，该代码记录在计算机可读记录媒体上，并且能够由计算机读取。例如，依据本发明使用 PPG 评估人体紧张度的方法能够通过将第一程序、第二程序和第三程序记录在计算机可读记录媒体上的方式实施，其中第一程序用于定义 PPG 参数，该参数包括脉搏组份幅度，PPI 和基线分布范围中的至少一个参数；该第二程序用于发射具有至少一种对在测量目标上测量的血液组份起反应的波长的光，和在预定时段测量来自测量目标的 PPG 信号；该第三程序用于在依据 PPG 信号的测量时间而识别的长期试验或短期试验中，基于由第一程序定义的 PPG 参数评估人体紧张度。该计算机可读记录媒体可以是能在其上记录计算机系统能够读取的数据的任何类型，例如，ROM，RAM，CD-ROM，磁带，软盘或光学数据存储装置。本发明还能够以载波（例如，通过互联网传送）的方式实现。可选择地，计算机可读记录媒体在接入网络的计算机系统中传播，从而本发明能够以存储在记录媒体上的并且能在计算机中读取和执行的代码的方式实现。用于实施本发明的功能程序，代码和代码段能够由本发明技术领域的普通编程人员容易地推出。

如上所述，依据本发明，使用脉搏组份幅度的平均值（即交流平均值），平均 PPI 和关于 PPG 信号定义的基线分布范围来确定受检测者的紧张程度，从而给受检测者提供尽可能更多的方便，并且也能够增加分析的可靠性。

另外，依据本发明，PPG 测量装置能够简单化和微型化，从而能够从人体的任何部位测量 PPG 信号，该人体部位例如外周血管密集的耳垂，也可以是手指。结果，即使当受检测者在个人计算机上工作时，紧张程度也能够长时间连续地测量。

在附图和说明书中，对本发明的典型的优选实施例进行了描述，虽然使用了特定的术语，其仅用于广义的和描述的含义，并且不针对限制性的目的。本领域普通技术人员能够理解在不脱离本发明的精神和范围的情况下，可以在形式和细节上作出各种变化。因此，本发明请求保护的范围由权利要求进行限定。

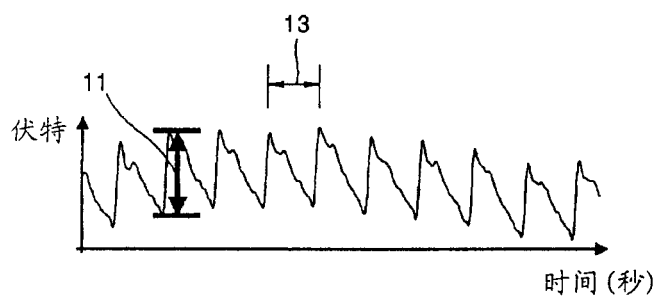


图 1

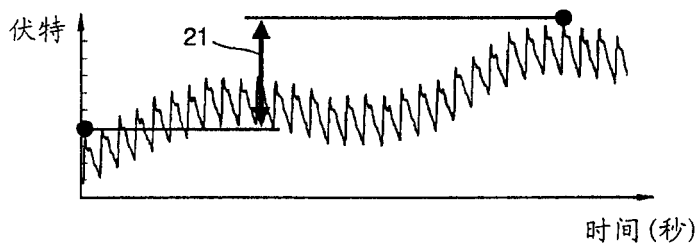


图 2A

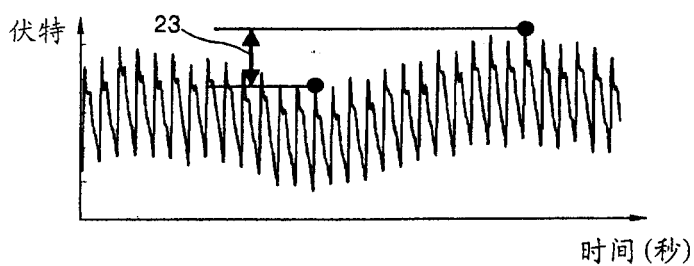


图 2B

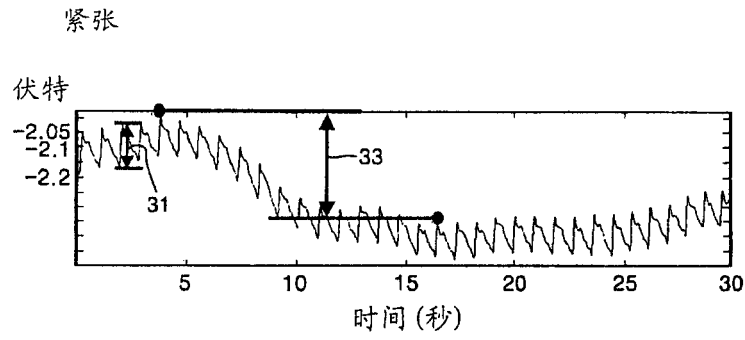


图 3A

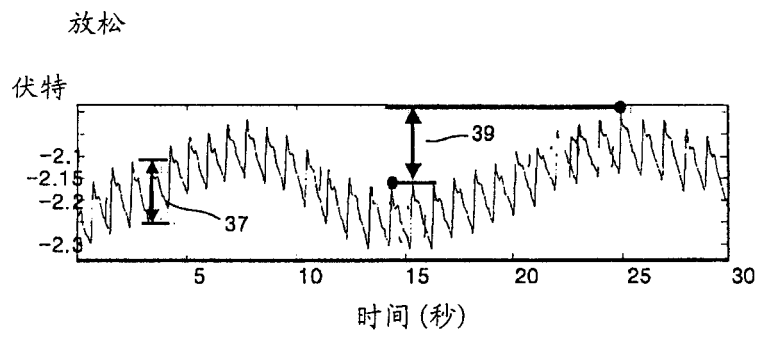


图 3B

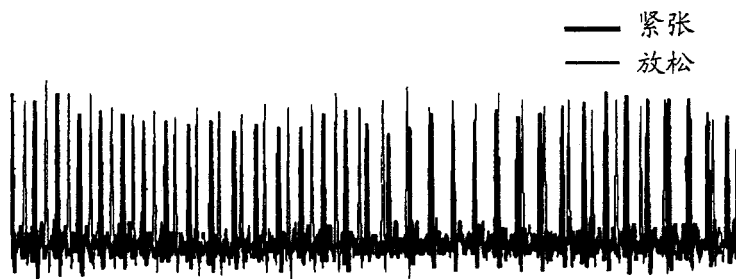


图 4

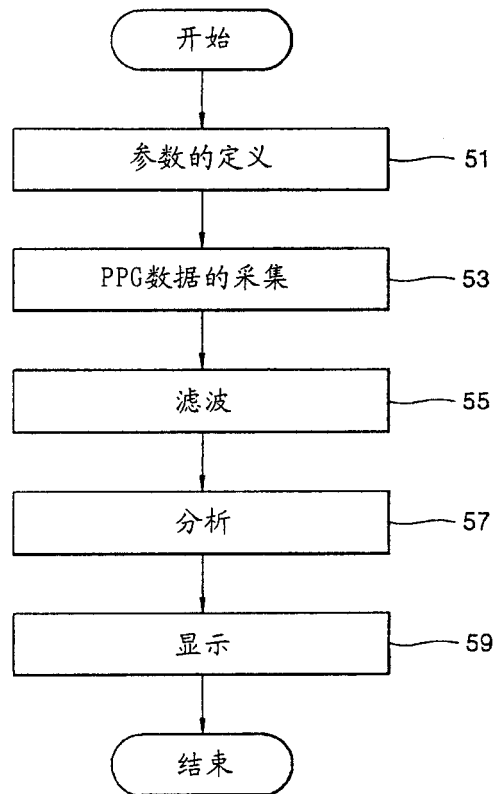


图 5

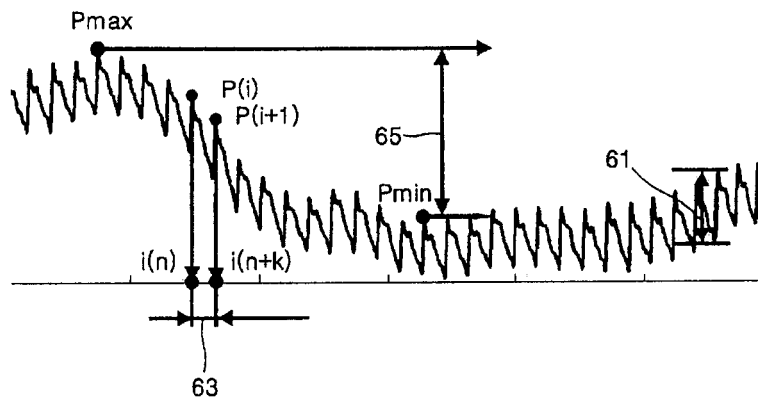


图 6

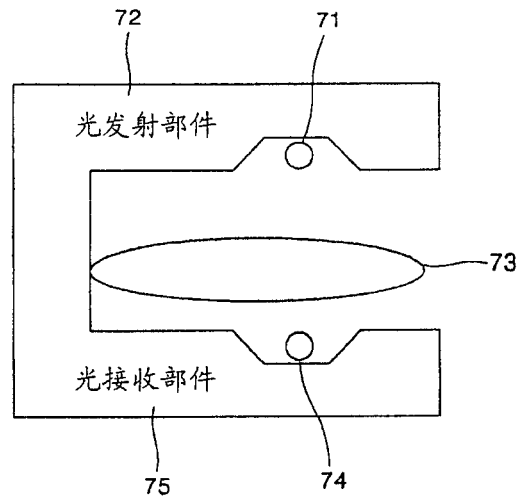


图 7A

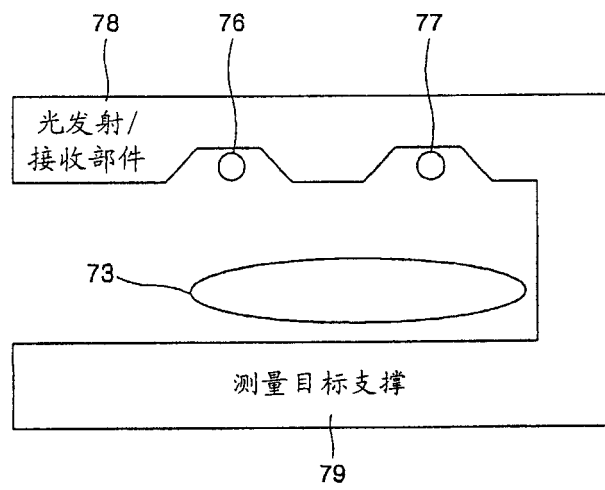


图 7B

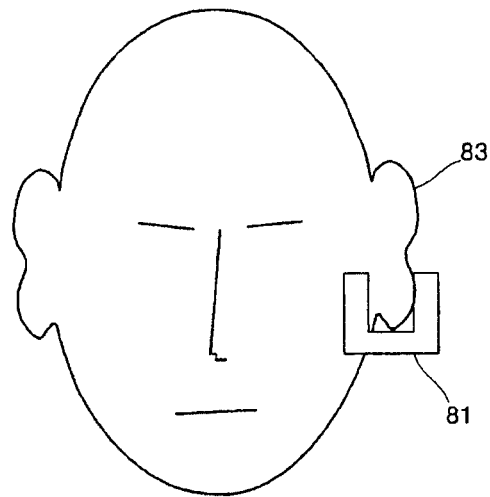


图 8A

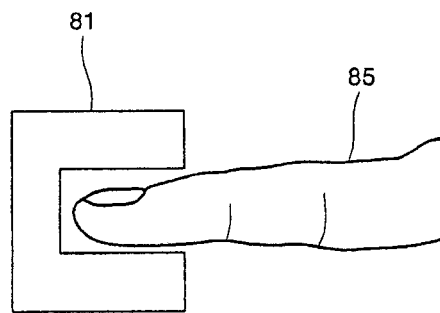


图 8B

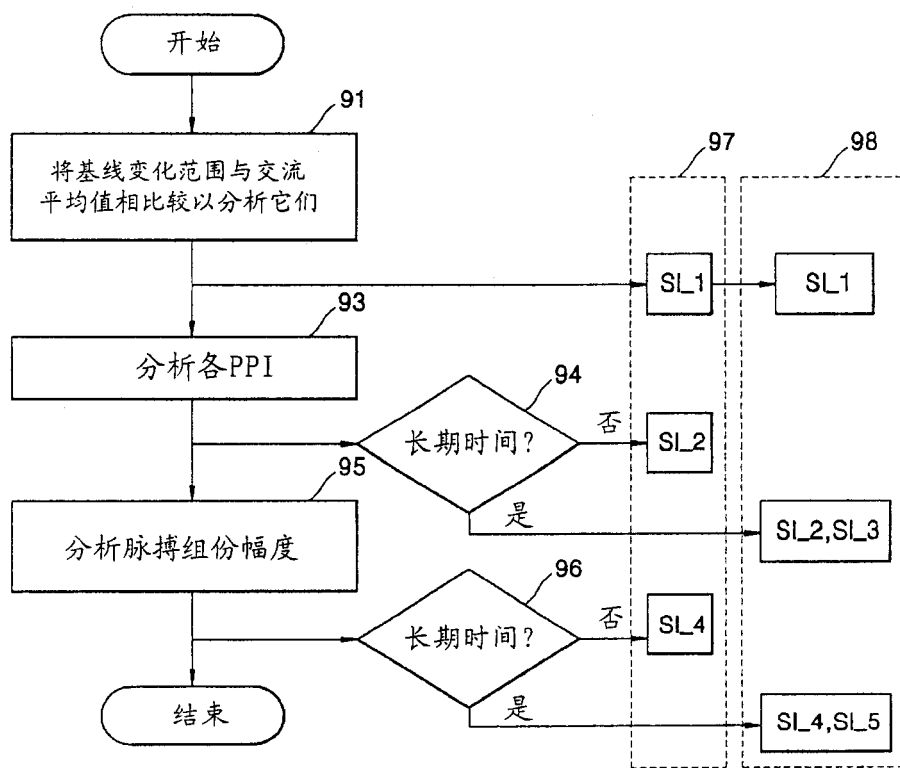


图 9

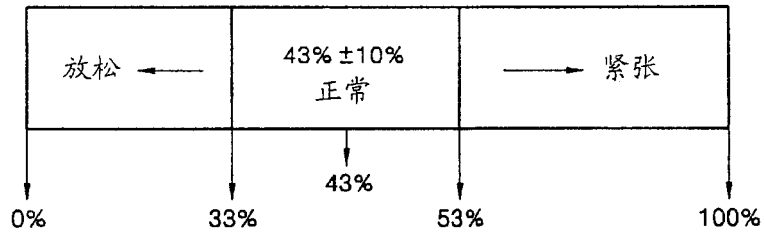


图 10

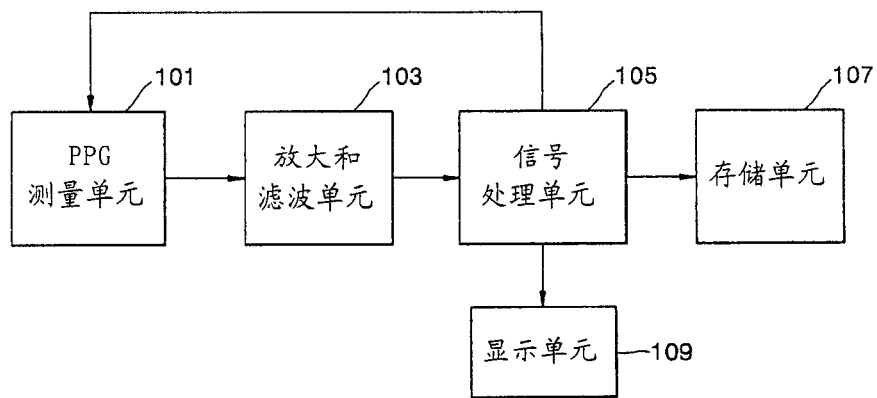


图 11

专利名称(译)	使用光体积描记法评估人体紧张度的装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1297231C</a>	公开(公告)日	2007-01-31
申请号	CN200410005028.0	申请日	2004-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	吕炯锡 李定桓 尹吉源 黄现泰		
发明人	吕炯锡 李定桓 尹吉源 黄现泰		
IPC分类号	A61B6/00 A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/02 A61B5/024 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/1455 A61B5/02416 A61B5/4884		
优先权	1020030004256 2003-01-22 KR		
其他公开文献	CN1517070A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种使用光体积描记法(PPG)评估人体紧张度的装置。该使用光体积描记法(PPG)评估人体紧张度的装置包括：PPG测量单元，该单元发射具有至少一种对在测量目标上待测的血液组分起反应的波长的光，并且测量预定时段内来自测量目标的PPG信号；放大和滤波单元，该单元放大从PPG测量单元所提供的PPG信号到预定水平，并且进行滤波以去除噪声组份；和信号处理单元，该单元定义至少一个PPG参数并用由使用该PPG参数所获得的紧张指数来评估人体紧张度，其中所述PPG参数包含以下中的至少一个：脉搏组份幅度，峰至峰间隔和基线分布范围。

