

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410042253.1

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/0205 (2006.01)  
A61B 5/145 (2006.01)  
A61B 5/01 (2006.01)  
G01N 21/25 (2006.01)  
G01J 5/02 (2006.01)

[45] 授权公告日 2007 年 12 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100353911C

[51] Int. Cl. (续)

G08C 17/00 (2006.01)

[22] 申请日 2004.5.9

[21] 申请号 200410042253.1

[30] 优先权

[32] 2003.5.9 [33] KR [31] 29365/03

[73] 专利权人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

[72] 发明人 裴相坤 尹吉源 李宗渊

[56] 参考文献

US6396416B1 2002.5.28

US20030036685A1 2003.2.20

US5673692A 1997.10.7

CN1206461A 1999.1.27

US6080110A 2000.6.27

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 邵亚丽 马莹

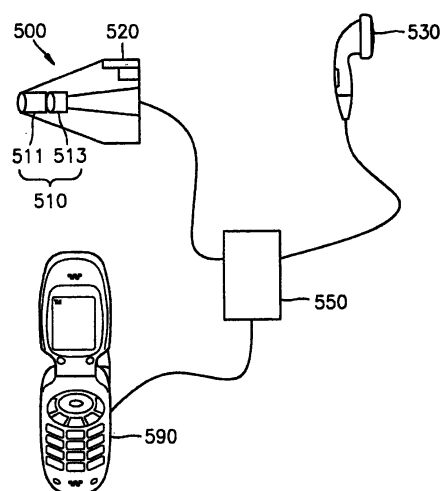
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 14 页

[54] 发明名称

测量生物信号的耳式装置及其测量方法

[57] 摘要

一种用于测量生物信号的装置，所述装置包括：生物信号测量单元，其可插入耳朵而与耳朵内表面紧密接触，所述生物信号测量单元具有光体积描记(PPG)测量模块，用于将不同波长的光辐射到耳朵内表面、检测通过耳朵发送的光、并且输出包括生物信息的 PPG 信号；具有 PPG 信号处理器的控制单元，所述 PPG 信号处理器使用由所述 PPG 测量模块测量的 PPG 信号来产生所述生物信息；和输出单元，用于显示从所述控制单元产生的生物信息。



1. 一种用于测量生物信号的装置，包括：

生物信号测量单元，其可插入耳朵以便与耳朵内表面紧密接触，所述生物信号测量单元具有光体积描记测量模块，所述光体积描记测量模块用于将不同波长的光辐射到耳朵内表面、检测通过耳朵发送的光、并且输出包括生物信息的光体积描记信号，所述生物信号测量单元还具有第一多个电极，用于输出光体积描记信号；

耳机，具有用于输出声音的扬声器和在外表面上的第二多个电极，以连接到生物信号测量单元的所述第一多个电极，以便接收从所述生物信号测量单元输出的光体积描记信号；

控制单元，具有光体积描记信号处理器和声音处理器，所述光体积描记信号处理器通过耳机的第二多个电极来接收光体积描记信号并通过使用光体积描记信号来产生生物信息，所述声音处理器用于将声音信号输出到耳机；以及

输出单元，用于显示从所述控制单元产生的生物信息，其中

当由该控制单元接收的信号对应生物信息时，控制单元将该生物信息输出到输出单元，并且当由该控制单元接收的信号对应声音信号时，将该声音信号输出到耳机。

2. 如权利要求1所述的装置，其中所述光体积描记测量模块包括：

光源单元，用于将光辐射到耳朵内表面；以及

光检测器，用于检测辐射到耳朵内表面并随后通过耳朵发送的光。

3. 如权利要求2所述的装置，其中所述光源单元包括：

第一光源，用于将第一波长的光辐射到耳朵内表面；以及

第二光源，用于将第二波长的光辐射到耳朵内表面，

其中所述第一和第二光源是不同的。

4. 如权利要求1所述的装置，其中所述光体积描记信号处理器包括：

峰值检测器，用于检测光体积描记信号的峰值；以及

信号处理器，用于通过使用峰值来产生生物信息。

5. 如权利要求4所述的装置，其中所述信号处理器包括脉搏检测器，用于计算峰值之间的时间间隔，以便测量脉搏速率。

6. 如权利要求4所述的装置,其中所述信号处理器包括呼吸检测器,用于对所述光体积描记信号带通滤波,以便测量呼吸频率。

7. 如权利要求4所述的装置,其中所述信号处理器包括:

反射系数检测器,用于检测来自以不同波长检测的每个光体积描记信号的AC分量和DC分量,并且测量反射系数;以及

氧饱和检测器,用于通过使用不同波长的反射系数之间的比率来检测血液中的氧饱和。

8. 如权利要求4所述的装置,其中所述光体积描记信号处理器还包括:

用于放大光体积描记信号的放大器;以及

用于从由所述放大器放大的光体积描记信号中消除噪声分量并随后将所述光体积描记信号输出到所述峰值检测器的滤波器。

9. 如权利要求1所述的装置,其中所述生物信号测量单元还包括温度测量模块,用于感测从身体辐射的红外线,并且输出对应于所感测的红外线的电信号,其中所述控制单元还包括温度处理器,用于通过使用从所述温度测量模块输出的电信号来计算体温。

10. 如权利要求9所述的装置,其中所述温度测量模块包括:

靠近耳膜安装的波导,用于引导从耳膜辐射的红外线;以及

光接收器,用于感测由所述波导引导的红外线,并且将红外线转换成电信号。

11. 如权利要求10所述的装置,其中所述波导由能够反射红外线的材料制成。

12. 如权利要求9所述的装置,其中所述温度处理器包括:

用于放大从所述温度测量模块接收的电信号的放大器;

用于从放大的电信号中消除噪声分量的滤波器;以及

用于将所述电信号转换成数字信号的模数转换器。

13. 如权利要求9所述的装置,其中所述输出单元是液晶显示装置。

14. 如权利要求9所述的装置,其中所述输出单元是移动通信终端的液晶显示装置。

15. 如权利要求9所述的装置,还包括移动通信终端,通过所述移动通信终端,将所述控制单元产生的生物信息无线地发送到预定医疗结构。

16. 如权利要求9所述的装置,其中所述输出单元是光盘播放器的液晶

显示装置。

17. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述输出单元是液晶显示装置。

18. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述输出单元是移动通信终端的液晶显示装置。

19. 如权利要求 1 所述的装置, 还包括移动通信终端, 通过所述移动通信终端, 由所述控制单元产生的生物信息被无线发送到预定医疗结构。

20. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述输出单元是光盘播放器的液晶显示装置。

## 测量生物信号的耳式装置及其测量方法

### 技术领域

本发明涉及一种测量生物信号的耳式装置及其测量方法。特别是，本发明涉及用于测量诸如温度、呼吸、脉搏、以及氧饱和的生物信号的耳式装置及其方法，所述耳式装置可以最小化由对象移动引起的反常。

### 背景技术

当人身体处于异常状态时，可能出现各种各样的变化，例如血压上升、脉搏加速、体温增加，或者在心跳期间出现电势变化，这些变化都可以由心电图测量出来。在这些变化中，体温的增加是人身体异常状态的最代表性迹象，因此在医院或普通医疗机构的患者诊断期间通常检测体温的增加。通常，使用水银温度计来测量体温。最近，已经研发了各种各样的耳式温度计来测量不受外部温度影响的体温，即身体内部温度。在操作中，那样的耳式温度计检测从耳膜发射的红外线的数量作为体内温度，并且将所检测的红外线的数量转换为温度值。该耳式温度计的优点在于测量时间短，并且通过将耳式温度计插入耳朵就可以方便地测量体温。

脉搏表示动脉的搏动，可以用手指感觉到。由于动脉的搏动起因于心脏的收缩，因此可以根据脉搏速率来推断心律，即心脏的收缩速率。当人身体被疾病感染时，即使当人身体处于稳定状态时，脉搏速率、节奏、和力度也会变化。因此，可以通过测量脉搏速率、节奏、和力度来测量个人的健康状况。

另外，氧饱和表示氧气饱和的动脉血( $\text{SpO}_2$ )的数量。测量氧饱和，以便测试肺功能、估计在家氧疗期间血液中的氧气浓度、或者诊断哮喘和肺气肿。人呼吸是一个从人身体排出废气（即，碳酸气体），并向人身体提供氧气的过程。人的肺容纳从外部进来的空气、排出碳酸气体、并吸收氧气。肺动脉使用呼气期间的气压差通过肺泡来排除人全身收集的碳酸气体。相反，肺静脉中的血液从吸入的空气中吸收氧气，并随后将氧气循环到心脏。当呼吸不稳定时，中断氧气的供应，这将毁坏身体器官的功能。特别是，氧饱和直接涉

及提供到器官的氧气量，因此提供有关新陈代谢的非常有用的信息。

图 1 示出了一个用于测量体温的耳式温度计的示例。图 1 所示的耳式温度计包括外壳 150，该外壳具有探测器 110，红外线穿过该探测器；光接收器 120，用于通过探测器 110 接收从人耳膜和耳膜周围区域的至少一个区域发射的红外线；信号处理器 130，用于根据光接收器 120 的输出来计算温度；以及显示/声音单元 140，用于显示温度。

光接收器 120 包括：聚光器件，用于对穿过探测器 110 的红外线进行聚光；和红外接收器件，被放置用来接收由聚光器件会聚的红外线，以便接收从耳膜和耳膜周围区域的至少一个区域发射的红外线。

不利的是，图 1 所示的传统耳式温度计是一种必须由用户另外携带的分离式装置。而且，该温度计的探测器 110 的尖端必须与对象耳朵的内表面紧密接触，以便精确地测量对象的体温。然而，当测量另一个对象的体温时，不能有效地调节温度计与耳朵内表面之间的接触。尽管当对象测量他自己的体温时可以直接调节接触，然而，对象必须把温度计从耳朵拿开来观看实现单元，以便检查测量值并检验是否精确地执行了测量。因此，这种温度计不适用于自我诊断，因此通常当另一个人测量对象体温时使用这种温度计。

为了将那样的传统耳式温度计应用到远程医学治疗时，由于必须经由分离的传输装置来发送测量值，因此需要一个接口。因此，难以频繁或对于一段时间期间来监视测量结果。

图 2 示出了一个能够测量生物信号地传统移动装置的示例。图 2 所示的该示例性移动装置是一种便携式通信终端，用于根据从用户身体检测的心律和身体脂肪比率来诊断心脏功能或根据测试肥胖。这种装置消除了仅为测量生物信息而携带分离装置的不便性。为了测量用户生物信息，将电极 2a、2b、2c 和 2d 附加到移动通信终端的外表面。

图 3 是图 2 所示的传统通信装置的方框图。便携式通信终端 300 包括用于提供话音通信和生物信息测量的双重功能性的通信终端模块 320 和生物信息测量模块 310。通信终端模块 320 包括：作为用户接口单元的收发器 326；诸如液晶显示屏(LCD)的显示单元 321，允许字符信息的通信；以及诸如键盘的输入单元 322。用户使用输入单元 322 来操作或控制便携式通信终端 300。经由无线通信单元 323 可以通过无线发送和接收数据来实现信息通信。存储单元 324 存储有关便携式通信终端 300 的用户的信息和中央控制器 325 的操

作所必需的数据。

生物信息测量模块 310 包括身体脂肪测量器 311 和心律测量器 312。接口单元 313 执行便携式通信终端 300 与外部电子装置之间的数据连接，例如可移动生物信息测量模块。

图 4 是心律测量器 312 的详细方框图。心律测量器 312 包括电压发生器 401、电极 402、放大器 403、脉搏整形器 404、脉搏计数器 405、以及接口单元 406。当附加到便携式通信终端 300 主体的电压发生器 401 的电极 402 紧密接触对象部分身体时，例如右手和左手，检测到由于心律引起的电压变化信号。该电压变化信号被放大器 403 放大，例如差分放大器。脉搏信号整形器 404 将该放大的电压变化信号转换成脉搏信号。脉搏计数器 405 对脉搏信号进行计数，以便得到心律。脉搏计数器 405 的输出信号是数字信号，并且被输入到接口单元 406。中央控制器(图 3 的 325)在显示单元 321 上显示该心律，并通过无线通信单元 323 将其发送。身体脂肪测量器 311 中的用于测量身体肥胖的电压测量电极也用作电极 402。

不利的是，通过电极来测量生物信号的那样的传统便携式通信终端受对电极施加压力引起移动的反常的影响，并由于电极直接接触皮肤而对电极或皮肤的污染很敏感。当电极暴露于通信终端的外部时，它们容易被损坏或污染。

为了得到诸如氧饱和的生物信号，必须检测血液中的成分。因此，通常使用一种采用根据氧化血红蛋白的浓度和减少的血红蛋白来示出显示不同特性的信号并使用信号之间的差来获得生物信号的方法。然而，在传统方法中，由于一个电极不能应用于不同类型的信号，因此不能适当地测量脉搏速率以外的生物信息。

#### 发明内容

本发明提供一种用于测量生物信号的装置，该装置便于携带，能够由对象自己调节到要测量的身体部分的正确位置，并且不需要分离式发送器就能够发送所测量的生物信息，从而有利于长时间的监控。此外，该装置可以获得脉搏和呼吸信息，并且同时通过使用具有至少两种不同波长的光的吸收系数的变化来测量氧饱和。本发明还提供用于测量生物信号的方法。

根据本发明实施例的一个特征，提供一种用于测生物信号的装置，所述

装置包括：生物信号测量单元，被插入耳朵以便与耳朵内表面紧密接触，所述生物信号测量单元具有光体积描记(PPG)测量模块，用于将不同波长的光辐射到耳朵内表面，检测通过耳朵发送的光，并且输出包括生物信息的 PPG 信号；控制单元，具有 PPG 信号处理器，用于使用由所述 PPG 测量模块测量的 PPG 信号来产生所述生物信息；输出单元，用于显示从所述控制单元产生的生物信息；以及耳机，连接到控制单元，用于输出从所述控制单元接收的声音信号，其中所述控制单元还包括用于控制该声音信号的音量的声音处理器。

根据本发明实施例的另一个特征，提供一种用于测生物信号的装置，所述装置包括：生物信号测量单元，被插入耳朵以便与耳朵内表面紧密接触，所述生物信号测量单元具有光体积描记(PPG)测量模块和用于输出 PPG 信号的第一多个电极，所述光体积描记测量模块用于将不同波长的光辐射到耳朵内表面，检测通过耳朵发送的光，并且输出包括生物信息的 PPG 信号；耳机，具有用于输出声音的扬声器和在外表面上的第二多个电极，以连接到生物信号测量单元的所述第一多个电极，以便接收从所述生物信号测量单元输出的 PPG 信号；具有 PPG 信号处理器和声音处理器的控制单元，所述 PPG 信号处理器通过耳机的电极来接收 PPG 信号并通过使用 PPG 信号来产生生物信息，所述声音处理器用于将声音信号输出到耳机；和输出单元，用于显示从所述控制单元产生的生物信息。

最好是，所述 PPG 测量模块包括用于将光辐射到耳朵内表面的光源单元和用于检测辐射到耳朵内表面并随后通过耳朵发送的光的光检测器。所述光源单元包括：第一光源，用于将第一波长的光辐射到耳朵内表面；和第二光源，用于将第二波长的光辐射到耳朵内表面，其中所述第一和第二波长是不同的。

最好是，所述 PPG 信号处理器包括用于检测 PPG 信号峰值的峰值检测器和用于通过使用峰值来产生生物信息的信号处理器。所述信号处理器包括脉搏检测器，用于计算峰值之间的时间间隔，以便测量脉搏速率。所述信号处理器包括呼吸检测器，用于对所述 PPG 信号低通滤波，以便测量呼吸频率。所述信号处理器包括：反射系数检测器，用于检测来自以不同波长检测的每个 PPG 信号的 AC 分量和 DC 分量，并且测量反射系数；和氧饱和检测器，用于通过使用不同波长的反射系数之间的比率来检测血液中的氧饱和。

所述 PPG 信号处理器还包括用于放大 PPG 信号的放大器，以及用于从



由所述放大器放大的PPG信号中消除噪声分量并随后将所述PPG信号输出到所述峰值检测器的滤波器。

最好是，所述生物信号测量单元还包括温度测量模块，用于感测从身体辐射的红外线，并且输出对应于所感测的红外线的电信号，其中所述控制单元还包括温度处理器，用于通过使用从所述温度测量模块输出的电信号来计算体温。所述温度测量模块包括：靠近耳膜安装的波导，用于引导从耳膜辐射的红外线；以及光接收器，用于感测由所述波导引导的红外线，并且将红外线转换成电信号。所述波导由能够反射红外线的材料制成。所述温度处理器可以包括：用于放大从所述温度测量模块接收的电信号的放大器；用于从放大的电信号中消除噪声分量的滤波器；和用于将所述电信号转换成数字信号的模数转换器。

输出单元可以是液晶显示装置。而且，所述输出单元可以是移动通信终端的液晶显示装置。最好是，通过所述移动通信终端，将由所述控制单元产生的生物信号无线发送到预定医疗结构。

根据本发明实施例的另一特征，提供一种通过使用耳式生物信号测量装置来测量生物信号的方法，所述耳式生物信号测量装置包括可插入耳朵来测量生物信号的生物信号测量单元、具有用于输出声音信号的扬声器的耳机、使用所测量的生物信号来产生生物信息并将声音信号提供给耳机的控制单元、以及用于输出所述生物信息的输出单元，所述方法包括：(a)接收从耳膜辐射的红外线，并通过使用所述生物信号测量单元来测量体温以作为生物信号提供；(b)将具有不同波长的光辐射到与所述生物信号测量单元紧密接触的耳朵内表面，以便测量包括生物信息的光体积描记信号，并且通过使用PPG信号测量由氧饱和、脉搏速率、和呼吸频率组成的组中的至少一个生物信号；以及(c)当由控制单元接收的信号对应生物信号时，将在步骤(a)和(b)中测量的至少一个生物信号输出到输出单元，而当由控制单元接收的信号对应声音信号时，将该声音信号输出到耳机，其中步骤(a)和(b)是同时进行的。

最好是，步骤(b)包括：(b1)通过使用包含在生物信号测量单元中的PPG测量模块，将具有不同波长的光辐射到耳朵内表面，接收通过耳朵发送的光，并且输出PPG信号，所述生物信号测量单元的一侧与耳朵内表面紧密接触；(b2)检测PPG信号的峰值；以及(b3)使用所检测的峰值来产生生物信息。

最好是，步骤(b3)包括：检测来自以不同波长检测的每个PPG信号的AC

分量和 DC 分量, 并且测量不同波长的反射系数; 和通过使用不同波长的反射系数之间的比率来计算血液中的氧饱和。最好是步骤(b3)还包括对所述 PPG 信号带通滤波, 以便检测呼吸频率。另外, 步骤(b2)可以包括: 对一段预定时间期间搜集的 PPG 信号带通滤波; 通过对过滤的 PPG 信号微分来检测拐点; 和当所述拐点的值超过预定阈值时, 将所述拐点存储为峰值。

最好是, 步骤(b3)包括使用所述 PPG 信号峰值之间的时间间隔来测量脉搏速率。所述输出单元可以是移动通信终端的液晶显示装置, 并且步骤(c)还包括通过所述移动通信终端将在步骤(a)和(b)测量的生物信号无线发送到预定医疗结构。

#### 附图说明

通过参考附图详细描述本发明的优选实施例, 本发明的上述和其它特征和优点对于本领域的普通技术人员将会变得明显, 其中:

图 1 示出了用于测量体温的传统耳式温度计的示例;

图 2 示出了能够测量生物信号的传统移动装置的示例;

图 3 示出了图 2 所示的传统移动装置的方框图;

图 4 示出了如图 3 所示的传统心律测量器的详细方框图;

图 5A 是根据本发明第一实施例来测量生物信号的装置的方框图;

图 5B 示出了应用于移动装置的根据本发明实施例的用于测量生物信号的装置的示例;

图 6 示出了如图 5A 所示的控制单元的方框图;

图 7 示出了如图 6 所示的温度处理器的详细方框图;

图 8 示出了如图 6 所示的光体积描记(PPG)测量模块和 PPG 信号处理器的详细方框图;

图 9 示出了如图 8 所示的信号处理器的详细方框图;

图 10 是黑体对波长的辐射能的强度图;

图 11 示出了传感滤波器的传输特性图;

图 12 示出了传感器的温度特性图;

图 13 示出了所测量的 PPG 波形的概念图;

图 14 示出了根据本发明一个实施例来测量脉搏速率的方法流程图;

图 15A 示出了检测到的脉搏信号的图;

图 15B 图解了一种根据本发明实施例来检测呼吸的方法;

图 16A 和 16B 分别示出了同时测量的 PPG 信号和呼吸信号;

图 17A 和 17B 分别示出了使用 PPG 信号检测的呼吸信号和通过对图 16B 所示的呼吸信号低通滤波而获得的呼吸信号; 和

图 18 图解了根据本发明第二实施例测量生物信号的装置的示意图。

### 具体实施方式

在此引用于 2003 年 5 月 9 日提交的韩国专利申请号 2003-29365, 标题为 “Ear Type Apparatus for Measuring a Bio Signal and Measuring Method Thereof” 专利作为参考。

下面将参考附图来更全面地描述本发明, 附图中示出了本发明的优选实施例。然而, 可以以不同形式来体现本发明, 并且不能曲解为本发明限于这里所陈述的实施例。相反, 提供这些实施例, 从而本公开将变得透彻和完整, 并且将本发明的范围完全表达给本领域的技术人员。全文相同的附图标记指向相同元件。

图 5A 示出了根据本发明第一实施例来测量生物信号的装置的方框图。图 5B 示出了应用于移动装置的根据本发明第一实施例的用于测量生物信号的装置的示例。

参看图 5A, 根据本发明第一实施例的装置包括: 生物信号测量单元 500, 可插入耳朵用来测量生物信号; 控制单元 550, 使用通过生物信号测量单元 500 测量的生物信号来计算生物信息; 以及显示单元 590, 用于为用户在屏幕上显示生物信息。生物信号单元 500 包括: 温度测量模块 510, 用于通过使用从耳朵内表面发射的红外线来测量体温; 和光体积描记(PPG)测量模块 520, 安装在生物信号测量单元 500 的外表面而紧密接触耳朵内表面, 并且测量 PPG 信号。

参考图 5A 和 5B, 由于生物信号测量单元 500 的形状而可以将其容易地插入耳朵。将 PPG 测量模块 520 安装在生物信号测量单元 500 的外表面而紧密接触耳朵表面。将温度测量模块 510 安装在生物信号测量单元 500 中相对接近耳膜的位置。生物信号测量单元 500 的形状可以与耳机 530 的形状相同, 如图 5B 所示。然而, 由于温度测量模块 510 最好靠近耳膜, 因此它能够有效地感测从耳膜发射的红外线, 最好将生物信号测量单元 500 做成平截头圆锥体, 并且将温度测量模块 510 放在平截头圆锥体形状的生物信号测量单元 500

的顶部。温度测量模块 510 包括波导 511 和光接收器 513, 所述波导 511 用于将靠近耳膜的红外线导入生物信号测量单元 500, 所述光接收器 513 由红外传感器用来感测通过波导 511 输入的红外线。

对于显示单元 590, 可以使用分离显示装置和包含在现有装置中的显示装置。在图 5B 所示的示例中, 将移动装置用作显示单元 590。显示单元 590 可通过移动通信终端(如图 5B 所示)、个人数字助理(PDA)、光盘播放器等的液晶显示屏来实现。当使用移动通信终端时, 可以将生物信息发送到预定的医疗机构, 从而可以执行远程检查。下面, 假设将移动装置用作显示单元 590。

在图 5B 中示出控制单元 550 与生物信号测量单元 500 分离。控制单元 550 使用从生物信号测量单元 500 接收的信号来计算生物信息, 并且将生物信息输出到显示单元 590。当移动装置用作显示单元 590 时, 可以将控制单元 550 安装在移动装置之内。当将控制单元 550 分离安装在移动装置外部时, 可以给该控制单元 550 提供一个插头, 所述插头可以连接到耳机 530, 如图 5B 所示, 从而控制单元 550 控制从移动装置输出的声音信号, 并且将所述声音信号输出到耳机 530。

图 6 示出了图 5A 所示的控制单元 550 的方框图。控制单元 550 包括: 温度处理器 570, 用于将由温度测量模块 510 的红外传感器检测的信号转换成温度值; PPG 信号处理器 580, 用于通过使用由 PPG 测量模块 520 测量的 PPG 信号来产生脉搏速率、呼吸频率、以及氧气饱和的测量值; 以及发送器 565, 用于根据用作显示单元 590 的移动装置的选择信号, 将来自温度处理器 570 的输出信号和来自 PPG 信号处理器 580 的输出信号选择性地发送到移动装置。当将可以从移动装置输出声音信号的耳机 530 连接到控制单元 550 时, 控制单元 550 还包括声音处理器 560, 用于通过麦克风 535 接收话音信号, 通过扬声器 537 输出来自移动装置的话音信号, 并且调节输出话音信号的音量。同时, 明显的是, 可以将声音处理器 560、温度处理器 570 以及 PPG 信号处理器的信号直接输入到移动装置, 并且包含在包括显示单元 590 的移动装置中的控制单元(未示出)可选择地输出信号。

图 7 示出了图 6 所示的温度处理器 570 的详细方框图。温度处理器 570 包括: 放大器 571, 用于放大从温度测量模块 510 输出的信号; 滤波器 572, 用于消除放大信号中的噪声分量; 以及模数(A/D)转换器 573, 用于将所过滤的信号转换成数字信号, 并且将该数字信号发送到发送器 565。

图 8 示出了图 6 所示的 PPG 测量模块 520 和 PPG 信号处理器 580 的详细

方框图。PPG 测量模块 520 包括：第一光源，用于将光辐射到身体部分，即紧密接触生物信号测量单元 500 的耳朵内表面，在耳朵内表面可以测量生物信号；第二光源，用于将与第一光源的光不同波长的光辐射到身体部分；以及光检测器，用于检测具有生物信息的、已经从第一和第二光源辐射并随后通过身体部分发送和反射的光。PPG 信号处理器 580 包括：放大器 581，用于放大从光检测器输出的信号；滤波器 583，用于消除放大器 581 的输出信号中的噪声分量；峰值检测器 585，用于检测来自滤波器 583 的输出信号的峰值；以及信号处理器 587，用于通过使用从来自第一光源的光检测的信号峰值和从来自第二光源的光检测的信号峰值来计算生物信息，并且将生物信息输出到显示单元 590。

图 9 示出了图 8 所示的信号处理器 587 的详细方框图。为了测量对象的脉搏，信号处理器 587 包括脉搏检测器 910，用以计算由峰值检测器 585 所检测的峰值之间的时间间隔，以及根据该时间间隔来测量脉搏。

为了测量对象的氧饱和，信号处理器 587 包括：交流(AC)检测器 920，用于检测从峰值检测器 585 输出的波形的最大值与最小值之间的变化，以便检测由于动脉的脉动分量引起的光强变化；直流(DC)检测器 922，用于检测从峰值检测器 585 输出的波形的最小值的变化，以便检测由于非脉动分量引起的光强；反射系数检测 924，用于通过使用脉搏波的 DC 分量和 AC 分量来计算反射系数；以及氧饱和检测器 926，用于通过使用反射系数来计算氧饱和。

为了检测对象的呼吸频率(速率)，信号处理器 587 包括：带通滤波器(BPF)930，用于对从峰值检测器 585 接收的脉搏信号进行带通滤波；和呼吸检测器 935，用于通过使用带通滤波的脉搏信号来检测呼吸频率。

下面，将参看图 10 到 15B 来描述一种根据本发明实施例来测量生物信号的方法。

首先，将说明使用生物信号测量单元 5000 来测量温度的方法。由于人的皮肤组织的温度随不同身体部分变化，并且根据外部温度迅速改变，因此选择一个合适的身体部分用于温度测量是比较重要的。通常，在腋窝或直肠使用接触式温度计，在接近耳膜的耳道使用非接触式温度计。医学上认为耳膜的温度非常接近体内温度，并且几乎不受外部温度的影响。体内温度与电磁辐射量或红外能的关系如下。

根据斯蒂芬-玻尔兹曼定律，从黑体辐射的电磁能总量与黑体温度的四次方成正比，如公式(1)所示。

$$Q = \sigma T^4 \quad \dots(1)$$

这里， $Q$  表示从黑体辐射的电磁能总量， $T$  表示黑体温度， $\sigma$  表示一个称作斯蒂芬-玻尔兹曼常数的常数。从不是完全黑色的主体（例如，人的身体）辐射的电磁能的数量受到身体的辐射部分的影响。那样的身体称作灰体。当灰体的辐射率为  $\omega$  时，公式(1)改变成公式(2)。

$$Q = \omega \sigma T^4 \quad \dots(2)$$

这里，辐射率  $\omega$  的值在 0 与 1 之间。远离红外频带的人的身体的辐射率  $\omega$  几乎为 1，呈现出接近于黑体的特性。因此，通过使用从体内辐射的红外能的总量可以计算绝对体内温度。另外，红外能的变化与体内温度中的变化的四次方成正比。

图 10 示出了辐射能的强度对于不同黑体的温度的波长图。从处于恒定温度的黑体辐射的能量随着波长的增加而逐渐增加，并且达到峰值。之后，当波长还增加时，辐射能减少。那样特性曲线的峰值随着温度的变化而变化，并且出现峰值的波长也随着温度变化。如图 10 所示，当温度是 1100K 时，在大约  $2.5 \mu\text{m}$  的波长处出现峰值。当温度降低到 800K 时，在大约  $3.8 \mu\text{m}$  的波长处出现峰值，并且辐射能的强度下降。在特定温度  $T$  给出最大辐射能的波长  $\lambda$  由公式(3)定义。

$$\lambda (\text{max}) = 0.29/T \quad \dots(3)$$

由于非接触式红外温度计的目标通常为大约  $30\text{-}40^\circ\text{C}$  的温度，该目标辐射远红外线，该远红外线的大约  $8\text{-}12 \mu\text{m}$  的波长提供辐射能最大值。因此，需要用于检测远红外线的光检测器，以便在大约  $8\text{-}12 \mu\text{m}$  的波段中具有令人满意的响应特性。

在红外温度计中使用的普通传感器的滤波器必须具有如图 11 所示的频率响应特性。更具体的讲，最好是在波长大约是  $6\text{-}16 \mu\text{m}$  处响应较大，但是大多数恒定发送几乎出现在大约  $8\text{-}12 \mu\text{m}$  的带宽处。尽管从黑体辐射的电磁能总量与黑体温度的四次方成正比，但是当测量范围非常窄时，例如  $30\text{-}40^\circ\text{C}$ ，在温度计，可以认为电磁能的总量在  $30\text{-}40^\circ\text{C}$  的范围内是线性的。图 12 示出了图 11 所使用的传感器的输出电压相对于温度的图。如上所述，线性特征出现在  $30\text{-}40^\circ\text{C}$  的温度范围。

根据上述红外传感器的响应,将参看图 5B 和 7 来描述本发明的温度测量模块 510 的操作原理。如上所述,温度测量模块 510 包括用于搜集光的波导 511 和由红外传感器实现的光接收器 513。接近耳朵放置波导 511,以便搜集辐射的红外线。波导 511 内部包括反射红外线的物质,以便将搜集的红外线导引到光接收器 513。然后,安装在生物信号测量单元 500 中的光接收器 513 检测红外线,并且根据红外线的数量来产生电检测信号。

由于电检测信号太微弱而不能被发送或数字化,因此由放大器 571 对该信号进行放大。所放大的检测信号包括多个噪声分量,但是测量体温所需要的信号分量是在波峰波长出现的 DC 分量,而不是随时间变化的 AC 分量。因此,通过滤波器 572 对放大的检测信号进行滤波,以便消除噪声和 AC 分量。A/D 转换器 573 将所滤波的检测信号转换成数字值。A/D 转换器 573 也将该数字值转换成显示给用户的温度值。

然而,当显示单元 590 由包含在移动装置中的 LCD 实现时,例如,图 5B 所示的移动通信终端,A/D 转换器 573 将模拟信号简单转换成数字信号。通过包含在移动装置中的操作单元,可以将数字信号转换成温度值,并且随后通过显示单元 590 将其输出给用户。另外,对于本领域的技术人员显而易见的是,可以将包括温度处理器 570 的控制单元 550 安装在包括显示单元 590 的移动装置中,从而温度测量模块 510 可以直接连接到移动装置。

当用户使用耳式生物信号测量单元 500 中提供的温度计来测量他自己的体温时,用户将生物信号测量单元 500 插入他的耳朵并监视显示单元 590。因此,用户自己可以测量体温并检查测量的结果。另外,当由于生物信号处理单元 500 未适当地插入耳朵而需要重新测量时,用户自己可以调节生物信号测量单元 500 的插入。

现在,将参看图 8、9 和 13 来描述一种根据本发明第一实施例的用于测量氧饱和的方法。氧饱和是总血红蛋白浓度中氧化血红蛋白的浓度百分比,即为了维持人细胞的正常功能,血液饱和的氧气量的定量。已经研究并开发了许多种使用具有至少两种不同波长的光来检测氧饱和的方法。在这些方法测量氧饱和的代表性方法中,红光和红外线被辐射到活体组织,在每种波长处得到动脉血中的脉动分量的吸收系数,并且使用不同波长的吸收系数之间的比率来计算氧饱和。大多数辐射到人的身体的光由诸如骨头和组织的非脉动分量吸收,所述非脉动分量具有恒定的发送路径,并且大约 1-2% 的光由动

脉血中的脉动分量吸收。使用通过人的身体发送的光的强度可以得到每种波长的由脉动分量吸收的光量和由非脉动分量吸收的光量。对红光和红外光的两种不同波长的由非脉动分量吸收的光量和由脉动分量吸收的光量分别表示动脉血中的血红蛋白的光吸收率。根据在两种不同波长的血红蛋白吸收的光量之间的比来计算氧饱和。在图 13 中, “lp” 表示脉动分量(AC)的最高点, “lv” 表示脉动分量(AC)的最低点。

参考图 8, 图 8 示出了 PPG 测量模块 520 和 PPG 信号处理器 580, 其中来自第一光源的入射光通过身体部分发送。当入射光通过路径 “a” 时, 它会遇到血管, 在这种情况下为动脉, 并且被脉动调制。当入射光通过路径 “b” 时, 它不受脉动的影响。当动脉的半径为 “ $r_a$ ” 和身体部分的半径为 “ $r_b$ ” 时, 由光检测器检测的光的不随整个时间变化的分量 DC 是由通过路径 “a” 的光的不随时间变化的分量  $DC_a$  和通过路径 “b” 的光的不随时间变化的分量  $DC_b$  组成, 如图 13 所示, 并由公式(4)表示如下。

$$DC = DC_a + DC_b \quad \dots(4)$$

$DC_a$  可以通过公式(5)来表示。

$$DC_a = f(r_a, r_b, \lambda) DC \quad \dots(5)$$

这里,  $f(r_a, r_b, \lambda)$  是表示根据包含动脉的身体部分的结构变化的因素的常数,  $\lambda$  表示入射光的波长。对通过身体部分发送的光的强度进行调制, 所调制的量与光衰减的变化量  $\Delta OD_{tot}$  一样多, 该变化量  $\Delta OD_{tot}$  是由于动脉搏动引起的血液量变化而导致的。这里, 变量  $\Delta OD_{tot}$  是对于通过路径 “a” 通过的光, 可以由公式(6)表示如下。

$$\Delta OD_{tot} = AC / DC_a = f^{-1}(r_a, r_b, \lambda) AC / DC \quad \dots(6)$$

由于很难精确地测量  $f(r_a, r_b, \lambda)$ , 因此测量两种波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  的反射系数  $R_1$  和  $R_2$ , 随后得到比  $R_{12} = R_1 / R_2$ , 如公式(7)所示, 以便不必精确地测量  $f(r_a, r_b, \lambda)$  就可以测量计算氧饱和。

$$R_{12} = \frac{R_1}{R_2} = \frac{\Delta OD_{tot, \lambda_1}}{\Delta OD_{tot, \lambda_2}} = \frac{AC_{\lambda_1} / DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2} / DC_{\lambda_2}} \quad \dots(7)$$

这里,  $AC_{\lambda_1}$  和  $AC_{\lambda_2}$  表示有关第一和第二波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  的随时间变化的分量,  $DC_{\lambda_1}$  和  $DC_{\lambda_2}$  表示有关第一和第二波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  的不随时间变化的分量。例如, 可以使用脉搏血氧定量计来得到公式(7)。

因此, 如公式(7)所示, 反射系数检测器(图 9 的 924)将通过峰值检测器



585 从光检测器输入并由 AC 检测器 920 检测的随时间变化的分量  $AC_{\lambda_1}$  或  $AC_{\lambda_2}$  除以由 DC 检测器 922 检测的不随时间变化的分量  $DC_{\lambda_1}$  或  $DC_{\lambda_2}$ ，以便得到每种波长的光衰减的变化量  $\Delta OD_{tot, \lambda_1}$  或  $\Delta OD_{tot, \lambda_2}$ ，并将来自第一光源的光衰减的  $\Delta OD_{tot, \lambda_1}$  除以来自第二光源的光衰减的  $\Delta OD_{tot, \lambda_2}$ ，以便得到第一光源反射系数与第二光源反射系数的比。

氧饱和检测器 926 使用从反射系数检测器 924 接收的至少一个比率  $R_{12}$  来计算血液中血红蛋白的浓度  $C_{Hb}$ 。根据本发明的实施例，当选择第一和第二波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  时，使用比率  $R_{12}$  来计算血红蛋白浓度  $C_{Hb}$ ，如公式(8)所示。

$$C_{Hb} = \frac{35^2(\epsilon_1 - R_{12}\epsilon_2)}{k_1a_1 - k_2a_2R_{12}} + 35 \quad \dots(8)$$

这里， $\epsilon_1$  表示对于第一波长  $\lambda_1$  的吸收系数； $\epsilon_2$  表示对于第二波长  $\lambda_2$  的吸收系数； $k_1$  和  $k_2$  表示由第一波长和第二波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  确定的常数以及在预定身体部分散射和吸收入射光的特性； $a_1$  和  $a_2$  表示由散射微粒大小、血红蛋白折射率、血清折射率、以及波长  $\lambda_1$  和  $\lambda_2$  确定的常数。

氧饱和检测器 926 使用已测量的血红蛋白浓度  $C_{Hb}$  来计算氧饱和  $S$ ，如公式(9)所示，并且将该氧饱和  $S$  输出到显示单元 590。

下面，将描述氧饱和检测器 926 检测氧饱和的过程。在至少两种波长中选择一种波长  $\lambda_x$ ，选择另一种波长  $\lambda_o$ ，该波长  $\lambda_o$  根据血红蛋白类型具有在吸收系数中的最大差。

波长  $\lambda_x$  和  $\lambda_o$  都是基于生物光谱学而产生的。当根据血液中的血红蛋白(Hb)和含氧血红蛋白(HbO<sub>2</sub>)的量能够或不能良好地吸收一些波长时，不论 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 量如何，都能良好地吸收其它波长。在本发明中，基准波长  $\lambda_x$  几乎不受 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 量的影响，而波长  $\lambda_o$  根据 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 的量进行变化。例如，波长  $\lambda_o$  可以是 660nm 的波长，给出在对于 Hb 的吸收系数与对于 HbO<sub>2</sub> 的吸收系数之间的最大差，波长  $\lambda_x$  可以是接近红外带宽 800 到 950nm 中选择的 805nm 的波长。在 1997 年出版的作者为 J.G.Werbser、书名是“Design of Pulse Oximeters”的第 40-55 页可以发现对波长的这些特性的讨论。

氧饱和检测器 926 得到选择波长  $\lambda_o$  的光衰减的偏差  $\Delta OD_{tot, \lambda_o}$  和选择波长  $\lambda_x$  的光衰减的变化量  $\Delta OD_{tot, \lambda_x}$ ，并得到变化量  $\Delta OD_{tot, \lambda_o}$  对变化量  $\Delta OD_{tot, \lambda_x}$  的比率  $R_{ox}$ 。

之后，氧饱和检测器 926 使用根据公式(9)的比率  $R_{ox}$  和血红素浓度  $C_{Hb}$

来计算氧饱和 S。

$$S = \frac{R_{ox}(\varepsilon_{Hb,x} - \varepsilon_{Hb,o})C_{Hb} + (k_x a_x - k_o a_o)H(1-H)}{(\varepsilon_{HbO_2,o} - \varepsilon_{Hb,o})C_{Hb}} \quad \dots(9)$$

这里,  $\varepsilon_{HbO_2,o}$  表示对于波长  $\lambda_x$  的  $HbO_2$  的吸收系数;  $\varepsilon_{Hb,o}$  表示对于波长  $\lambda_o$  的  $Hb$  的吸收系数;  $\varepsilon_{Hb,x}$  表示对于波长  $\lambda_x$  的  $Hb$  的吸收系数;  $k_x$  和  $k_o$  表示由波长  $\lambda_x$  和  $\lambda_o$  确定的常数以及在特定身体部分散射和吸收入射光的特性;  $a_x$  和  $a_o$  表示由散射微粒大小、血红蛋白折射率、血清折射率、以及波长  $\lambda_x$  和  $\lambda_o$  确定的常数。

图 14 示出了根据本发明第一实施例的用于测量脉搏速率的方法流程图。还将参看图 9 和 14 来描述根据本发明第一实施例的用于测量脉搏速率的方法。

当测量对于执行氧饱和的测量是必需的脉搏波时, 由心律引起动脉中血流速率的变化。通过测量脉搏速率来测量心律。如图 8 所示, 由光检测器接收预定身体部分发送的光, 并将其转换成电信号。电信号被放大器 581 放大, 并在预定时间期间收集, 从而形成 PPG 数据。在步骤 S1410, PPG 数据被滤波器 583 带通滤波。在步骤 S1420, 峰值检测器 585 对带通滤波的信号进行微分, 并找到斜率从正到负变化的拐点。在步骤 S1430, 将拐点值与初始设定的阈值进行比较, 并且当该拐点值超过阈值时, 将该拐点检测为峰值, 如图 15A 所示。在步骤 S1440, 脉搏检测器 910 计算峰值之间的平均时差, 并且在步骤 S1450, 通过将 60 秒除以平均时差来计算每分钟的脉搏速率。

图 15B 图解了一种根据本发明实施例的用于检测呼吸频率的方法。参看图 9 和 15B, PPG 的 AC 分量与呼吸信号以及心律同步。PPG 信号与呼吸的关系如下。根据基于人身体动态平衡的维持的机理, 在吸气期间, 胸内气压下降, 返回到心脏的血液量增加, 血压由于心输出量的增加而增加, 并且减压中枢被刺激扩张周围动脉。相反, 在呼气期间, 周围动脉收缩。在 PPG 中反映了由于周围动脉的扩张和收缩引起的光学距离的变化。由于血流速率的变化是由呼吸引起的并在 PPG 中反映出来, 因此发生 AC 分量与呼吸信号之间的同步。

在本发明的一个实施例中, 为了从 PPG 信号中提取呼吸信号, 通过使用数字滤波器来分类呼吸信号频段中的频率分量。从峰值检测器 585 输出的 PPG 信号被具有大约 0.13-0.48Hz 的截止频率的 BPF 930 滤波, 该截止频率包含正

常呼吸信号的频带。呼吸检测器 935 从滤波的 PPG 信号中检测呼吸信号，通过将 60 秒除以呼吸信号的平均周期来计算平均呼吸频率，并且将平均呼吸频率输出到显示单元 590。

图 16A 和 16B 分别示出了被测量用来验证本发明的 PPG 信号和呼吸信号。图 17A 示出了通过对图 16A 所示的 PPG 信号带通滤波而获得 PPG 波形。图 17B 示出了通过从图 16B 所示的呼吸信号中消除低频分量而获得的波形。从图 17A 和 17B 可以看出，带通滤波的 PPG 信号与呼吸信号紧密相关。

图 18 示出了根据本发明第二实施例的用于测量生物信号的装置方框图。参看图 18，第二实施例与第一实施例的不同之处在于：生物信号测量单元 1800 是帽形的，从而当测量生物信号时，可以将它安装在用于从现有便携式装置再生语音的耳机 1830 上。生物信号测量单元 1800、控制器 1850、和显示单元 1890 与结合第一实施例描述的那些的结构相同，因此现在仅描述第一与第二实施例之间的区别。

在第二实施例中，耳机 1830 将驱动电源提供给包括波导 1811 和红外传感器 1813 的温度测量模块和 PPG 测量模块 1820，并且耳机 1830 具有多个安装在外表面上的电极 1835，用以接收测量的信号。生物信号测量单元 1800 具有一个用于插入耳机 1830 的凹口。将多个电极 1815 和 1825 放置在该凹口，从而当耳机 1830 插入该凹口时，它们连接到耳机 1830 的电极 1835。在生物信号测量单元 1800 的帽形部分内安装收集红外线的波导 1811 和将所收集的红外线转换成电信号的红外传感器 1813。

当测量生物信号时，用户将帽式生物信号测量单元 1800 安装在耳机 1830 上，从而电极 1815 和 1825 连接到电极 1835，并随后将与耳机 1830 结合的生物信号测量单元 1800 插入他的耳朵。

可以将本发明实现为一种记录在计算机可读记录介质上并可以由计算机读取的代码。计算机可读记录介质可以是记录有可由计算机读取的数据的任何类型介质，例如，ROM、RAM、CD-ROM、磁盘、软盘、或光数据存储装置。也可以用载波来实现本发明，例如，通过因特网发送。或者，可以在通过网络连接的计算机系统之间分布计算机可读记录介质，从而可以将本发明实现为一种记录在记录介质上并可在计算机中读取和执行的代码。

如上所述，根据本发明实施例的用于测量生物信号的装置包括用于测量各种类型的生物信息的模块，从而能够同时测量各种类型的生物信息。而且，

包括光体积描记(PPG)测量模块的生物信号测量单元被构成可插入到耳朵而与耳朵内表面紧密接触，因此测量模块当测量 PPG 信号时没有任何移动，从而能够最小化移动失真的影响。另外，可以减少由于传感器的污染和损坏引起的错误。

而且，由于可以根据本发明实施例的用于测量生物信号的装置连接到诸如耳机的移动装置，因此便于携带。而且，用户能够根据观察显示在移动装置上的测量值的感觉来重新放置该装置的安装位置。因此，用户能够自己执行测量并自我诊断状态。

当将根据本发明实施例的用于测量生物信号的装置与移动通信终端结合时，通过包含在移动通信终端中的显示装置可以将测量的生物信号显示给用户，并且可以通过移动通信终端将测量的生物信号简单地发送到远程医疗机构。结果，能够进行远程医学治疗。

这里已经描述了本发明的优选实施例，尽管采用了特定术语，但是一般使用它们是为了进行解释和描述，而不是用于限制。因此，本领域的技术人员将会理解，在不脱离由所附权利要求阐明的本发明的原理和精神的情况下可以在形式和细节上做出各种各样的变化。

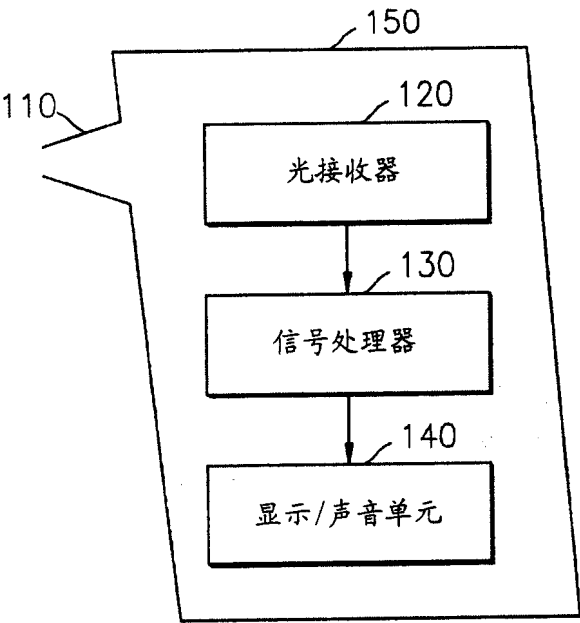


图 1

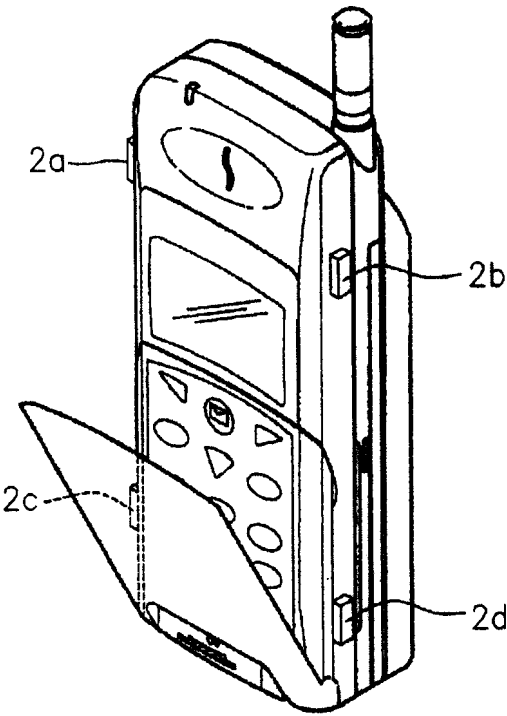


图 2

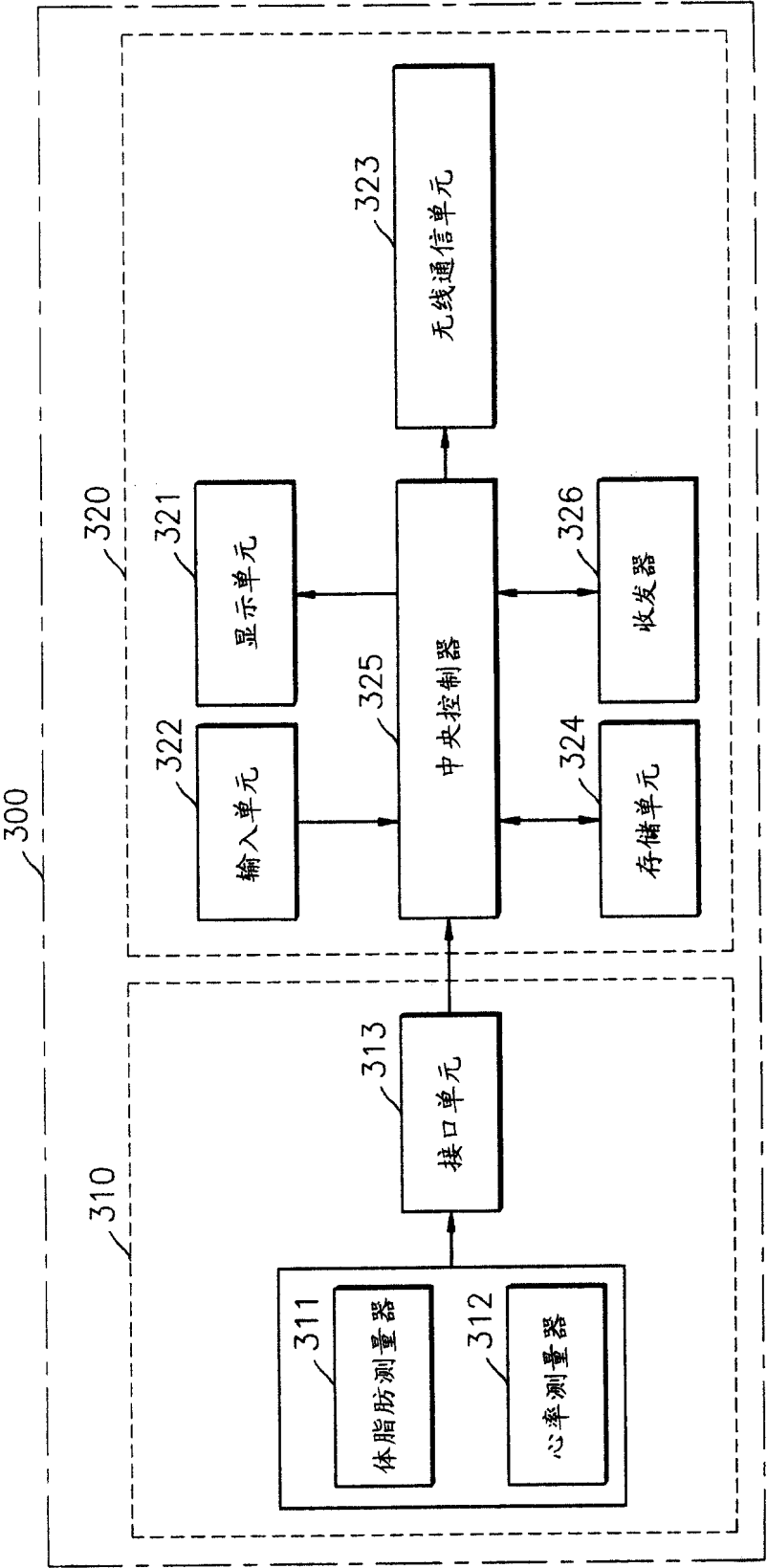


图 3

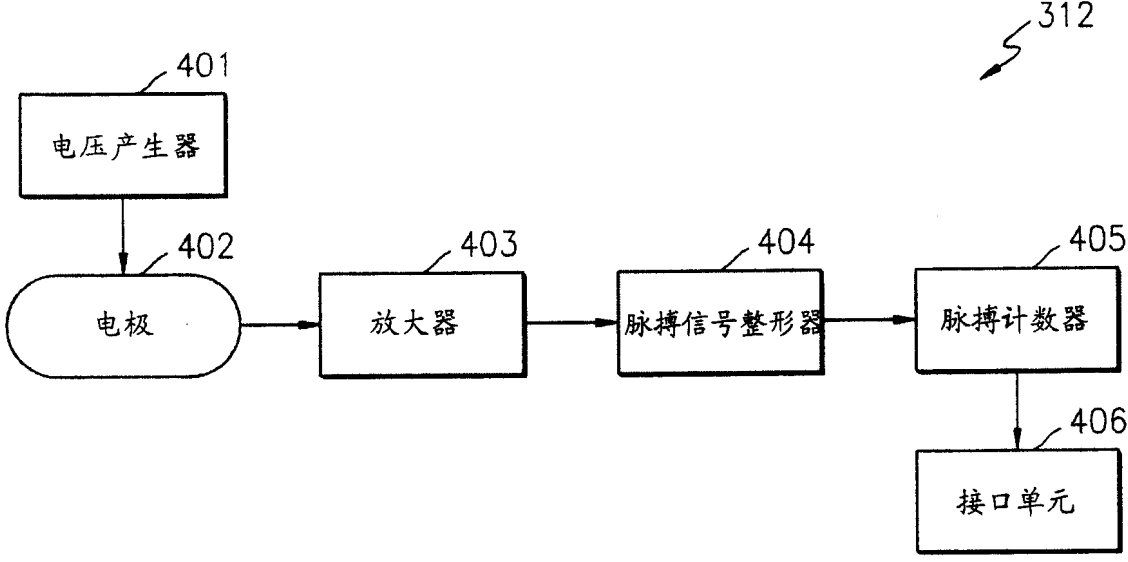


图 4

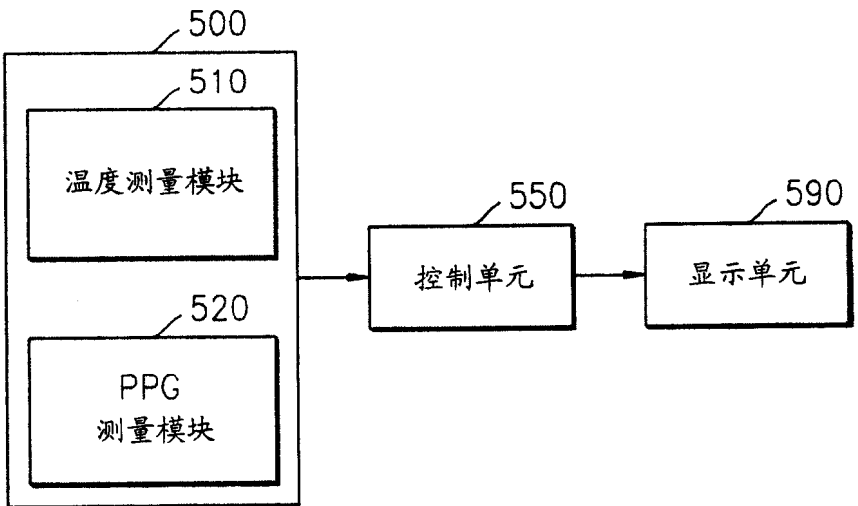


图 5A

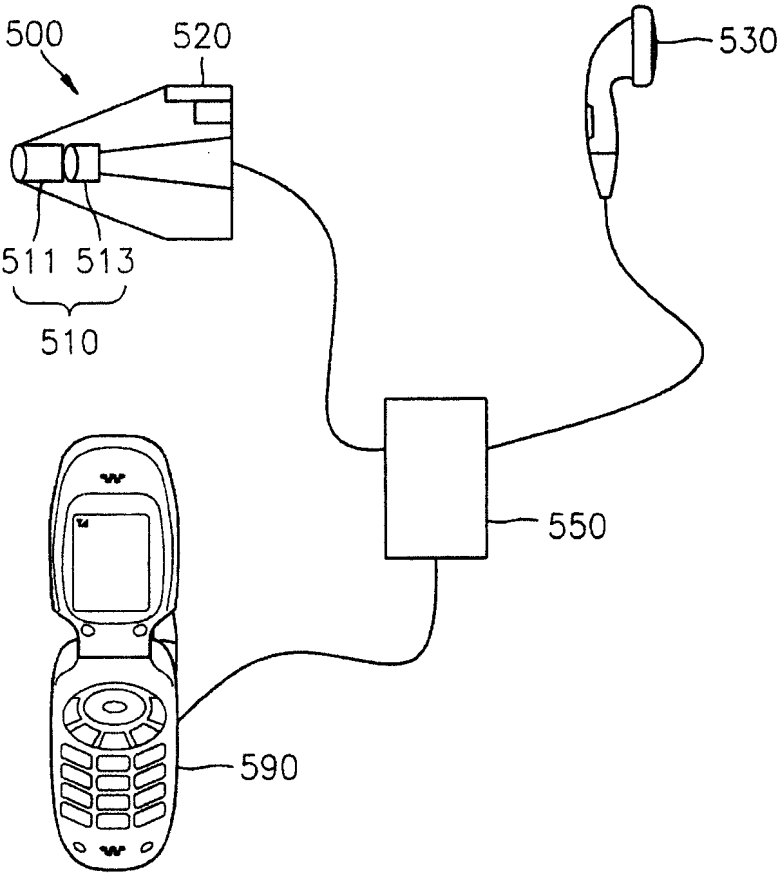


图 5B



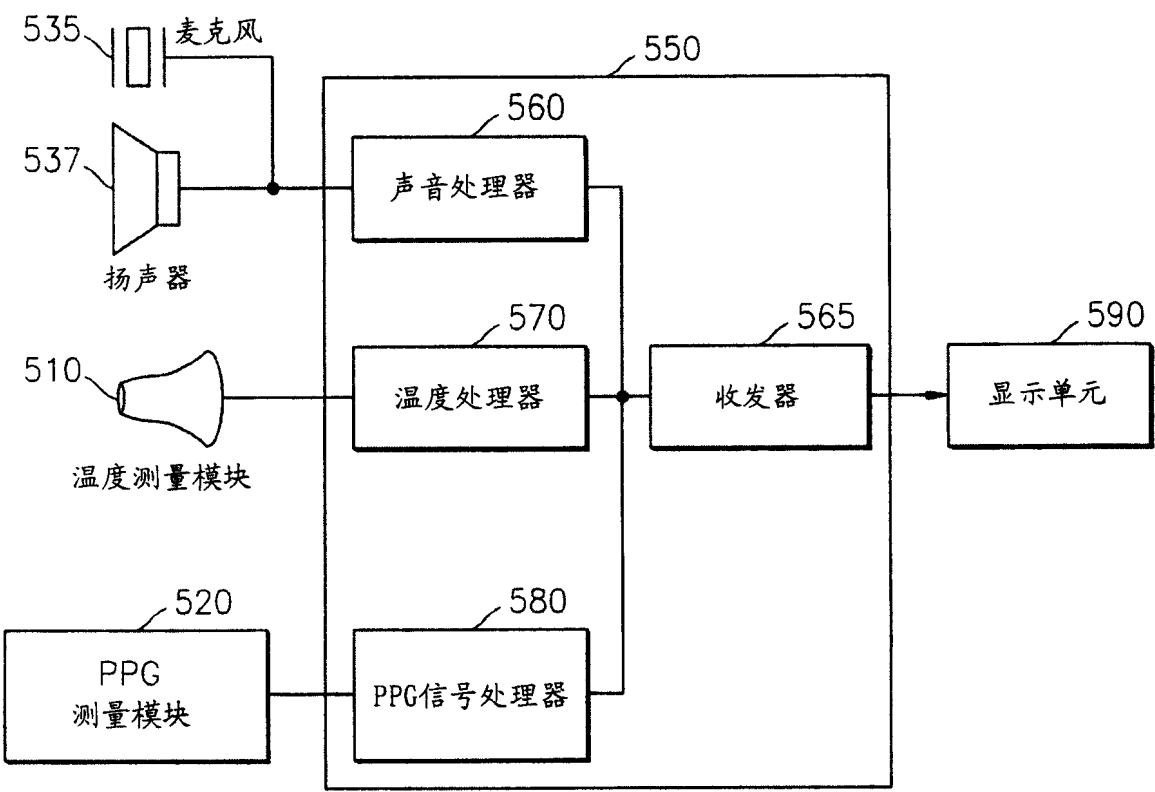


图 6

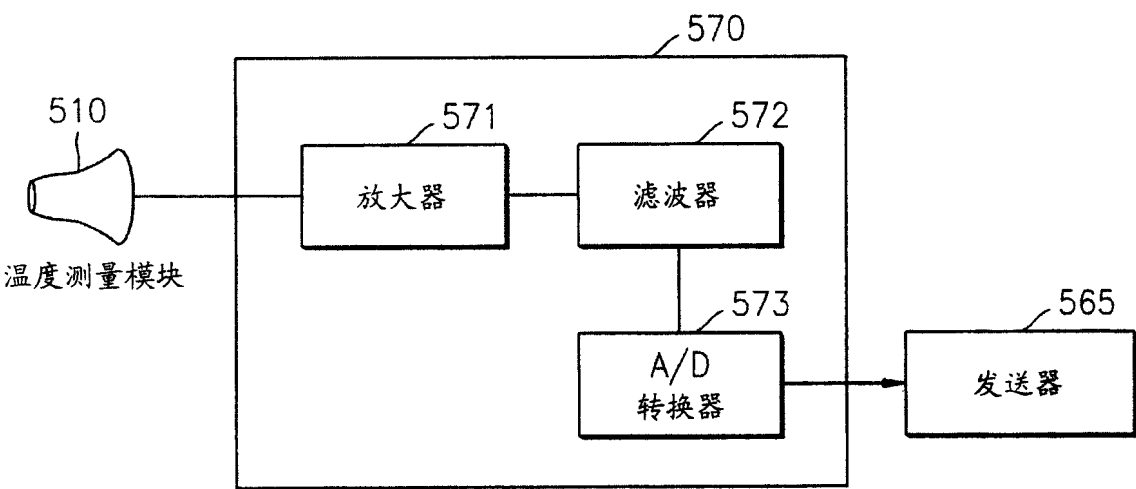


图 7

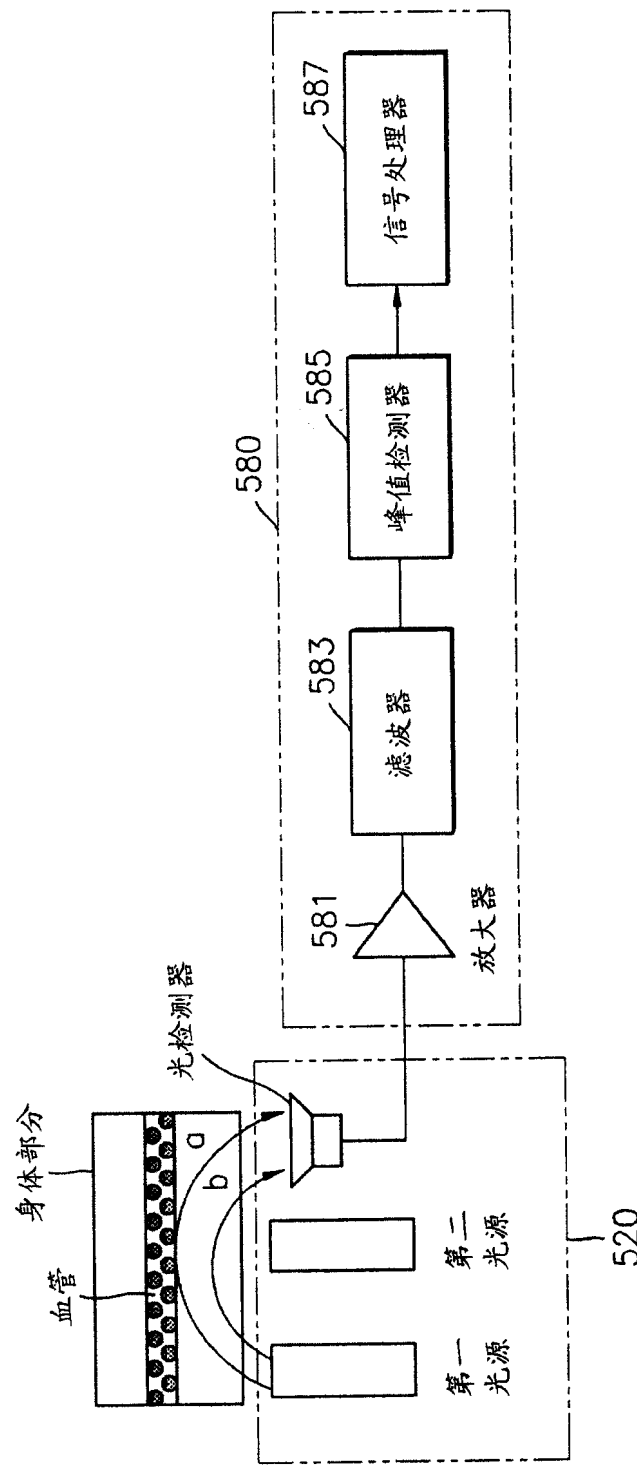


图 8

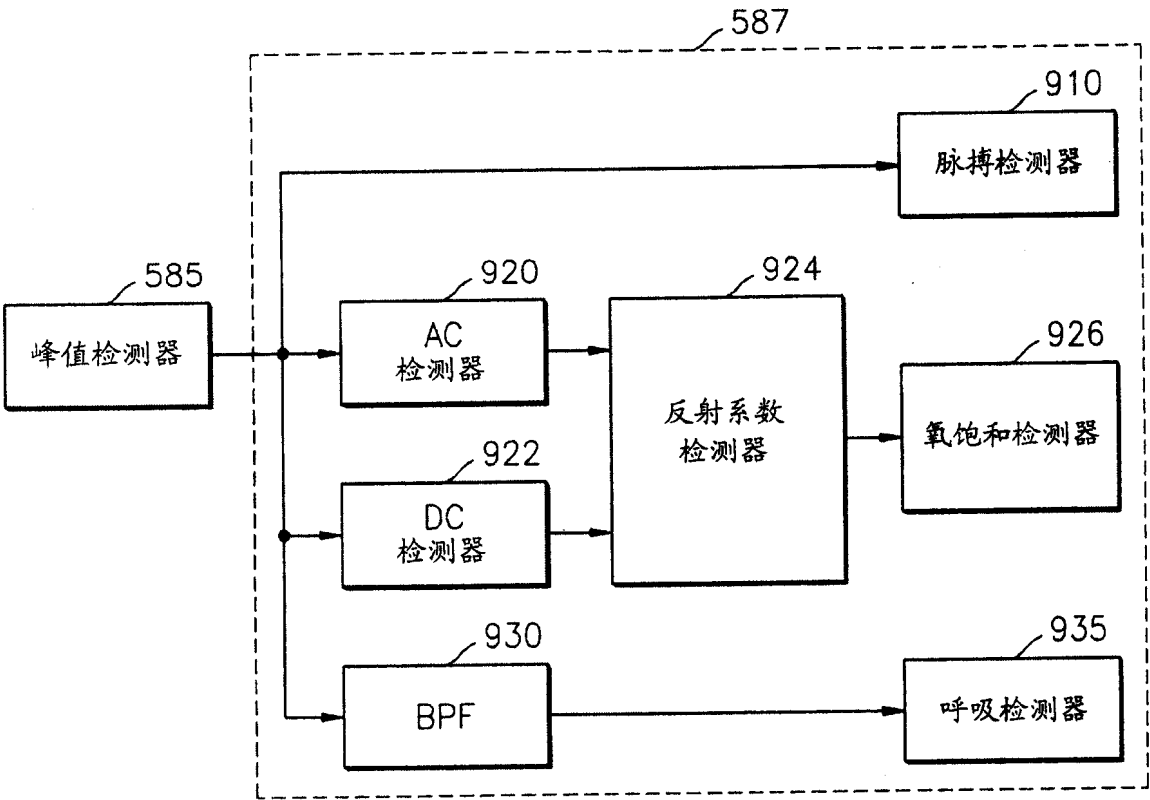


图 9

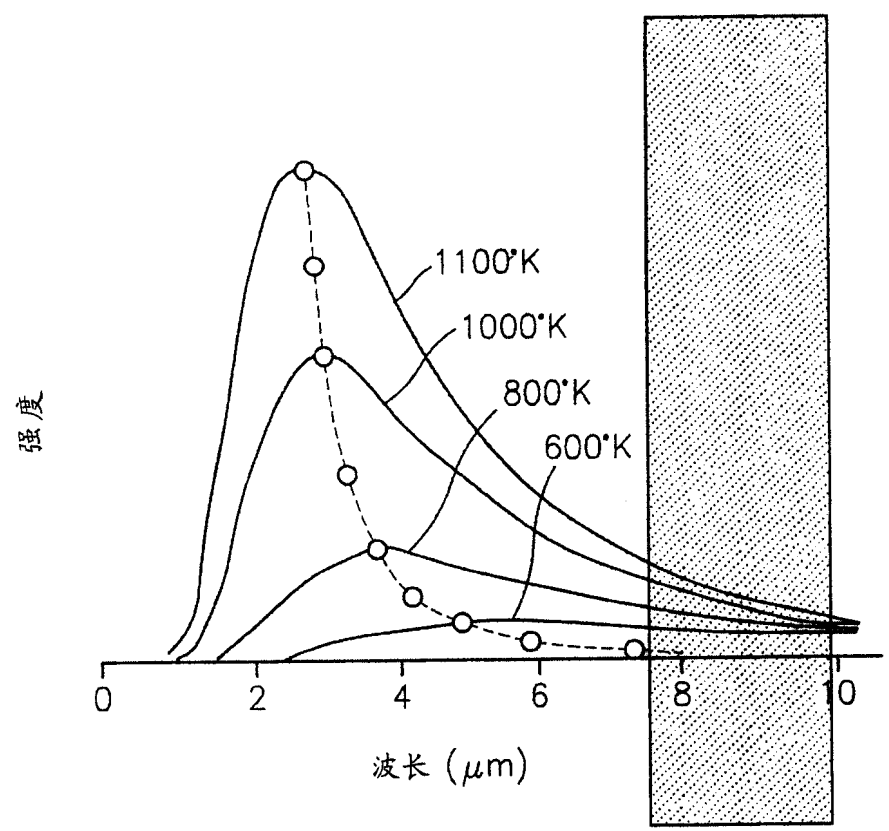


图 10

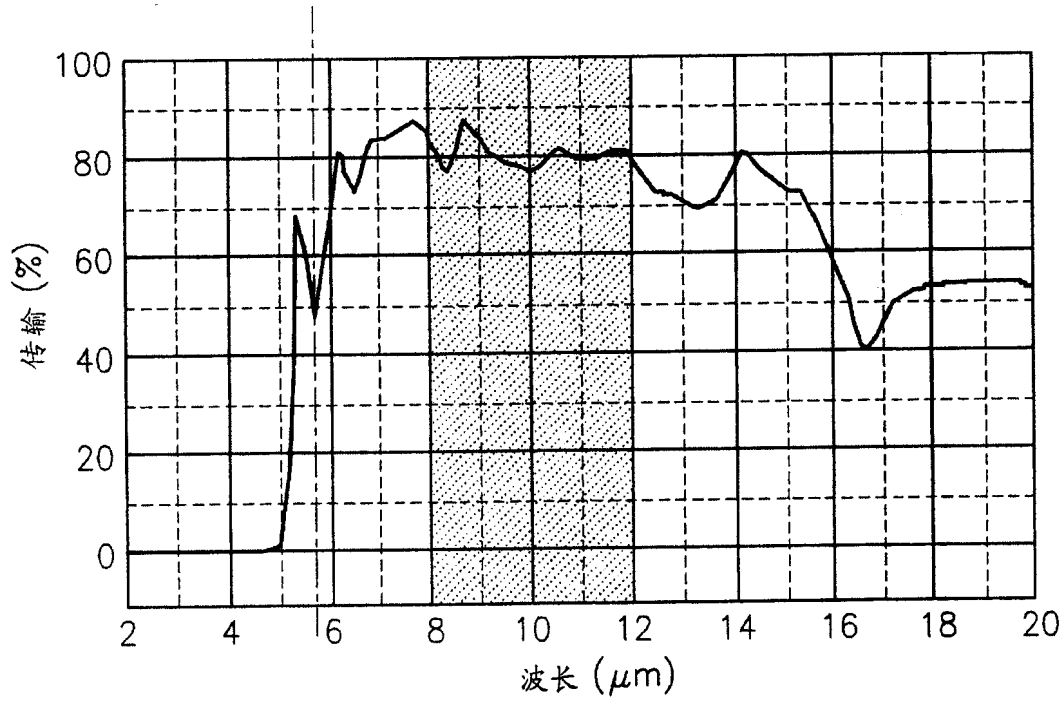


图 11

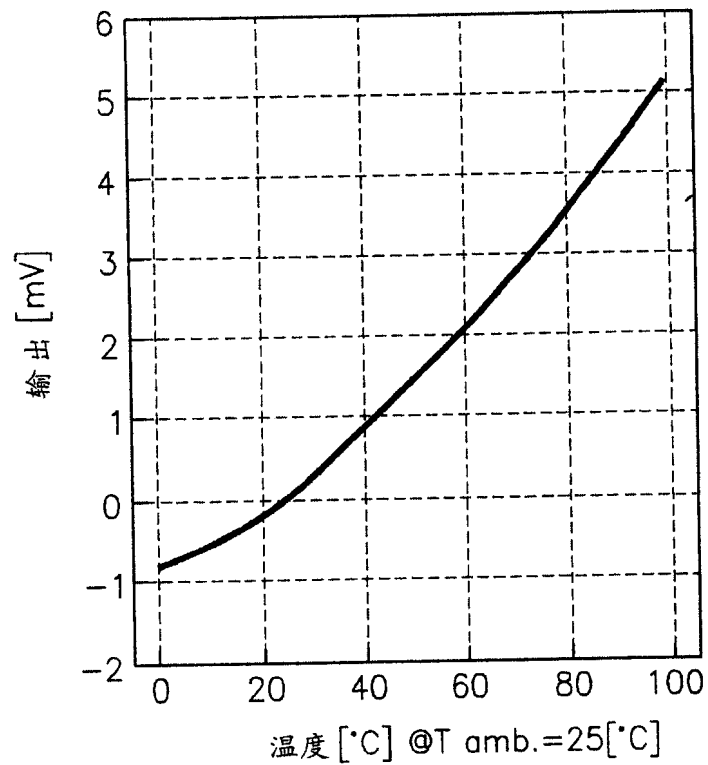


图 12

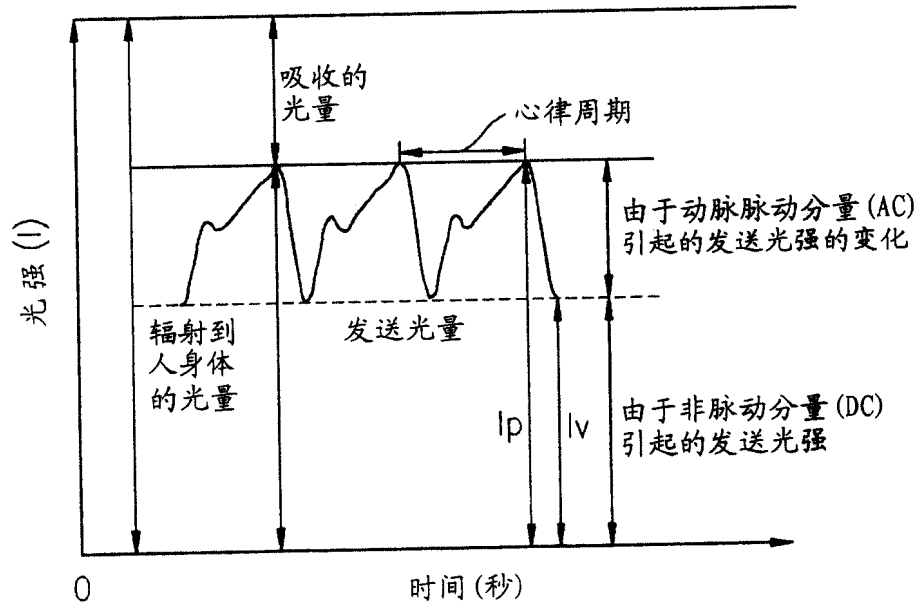


图 13

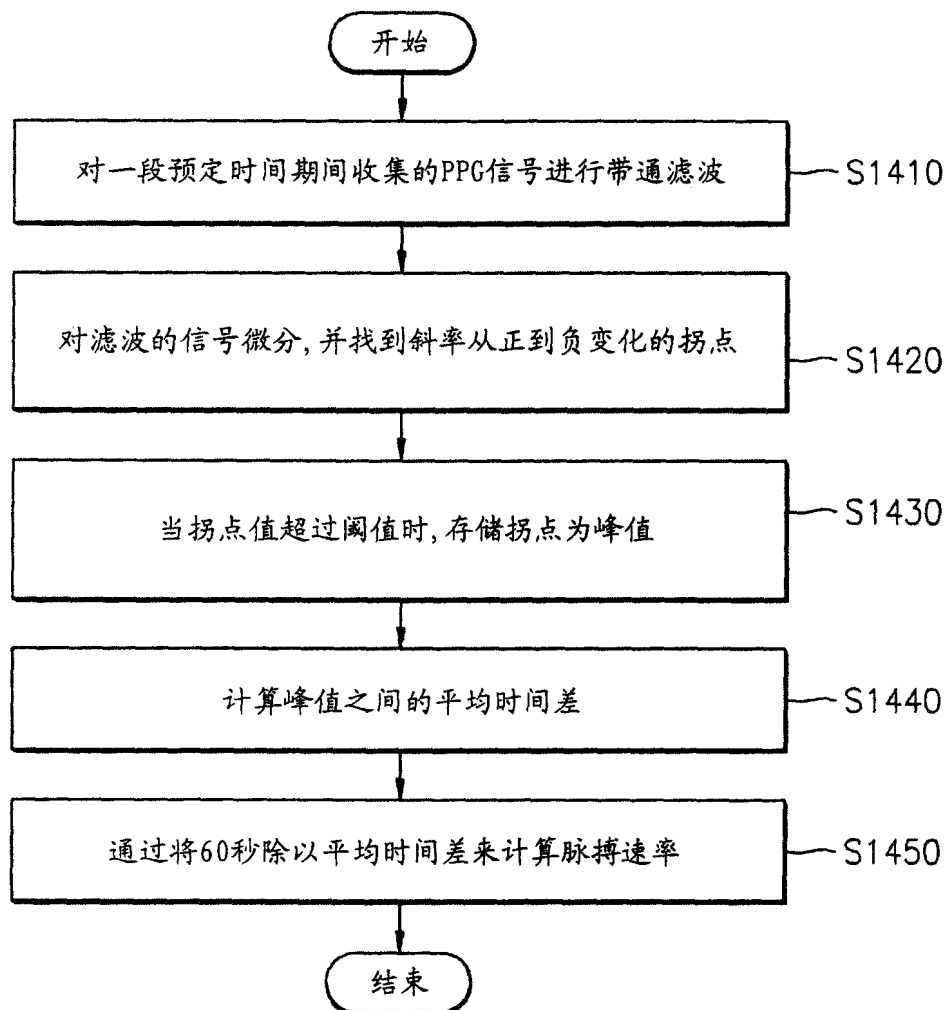


图 14

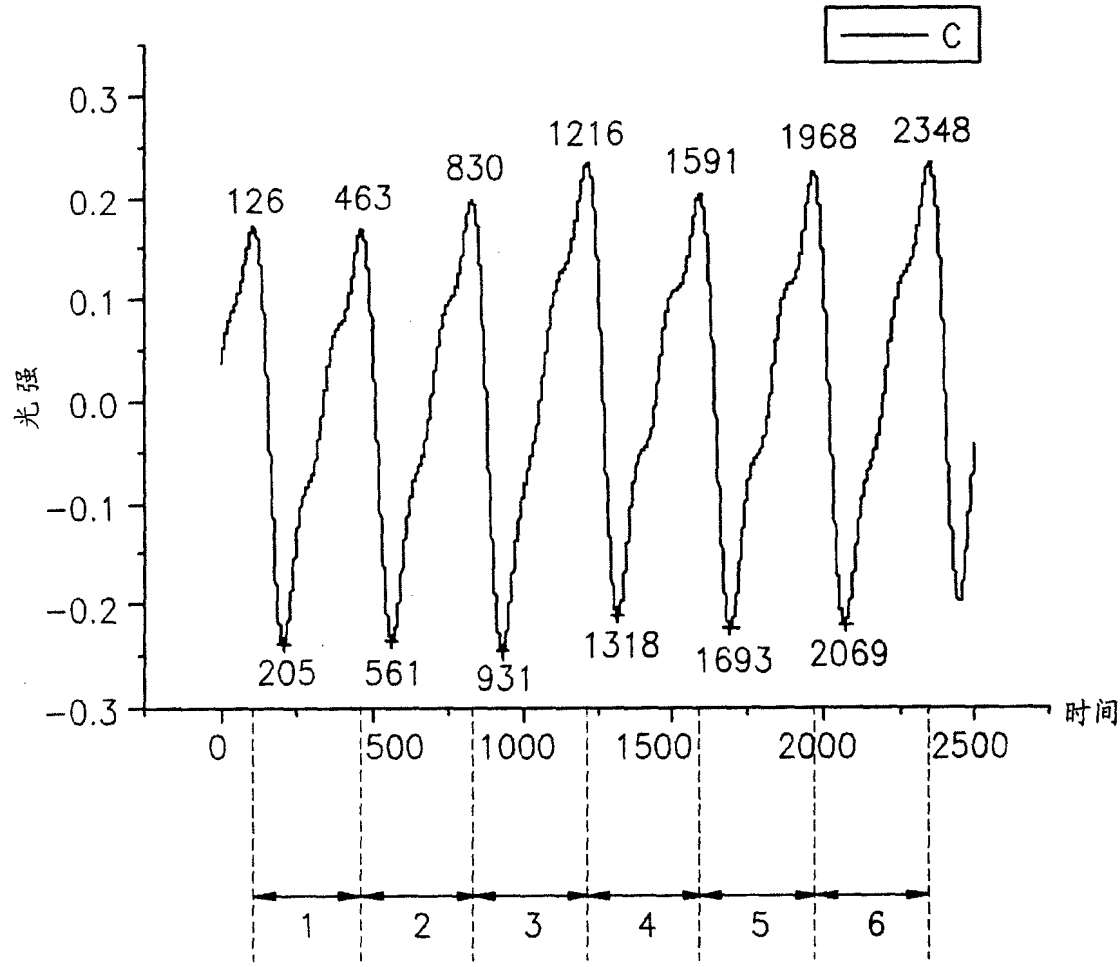


图 15A

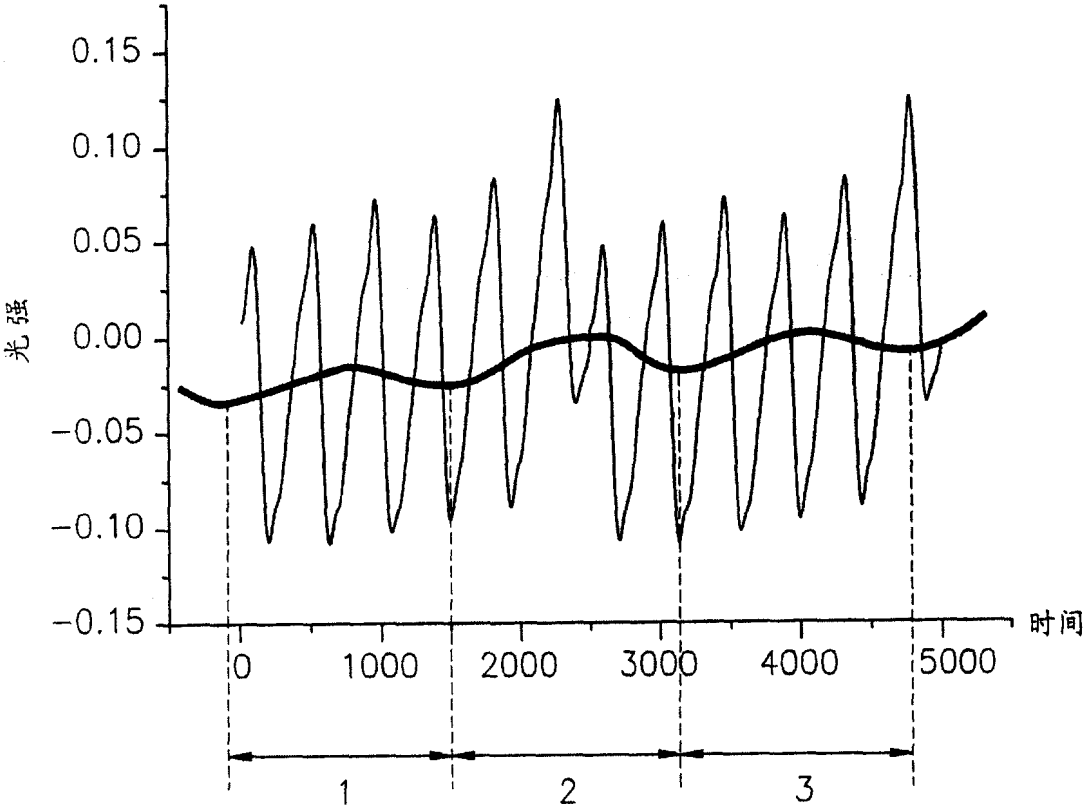


图 15B



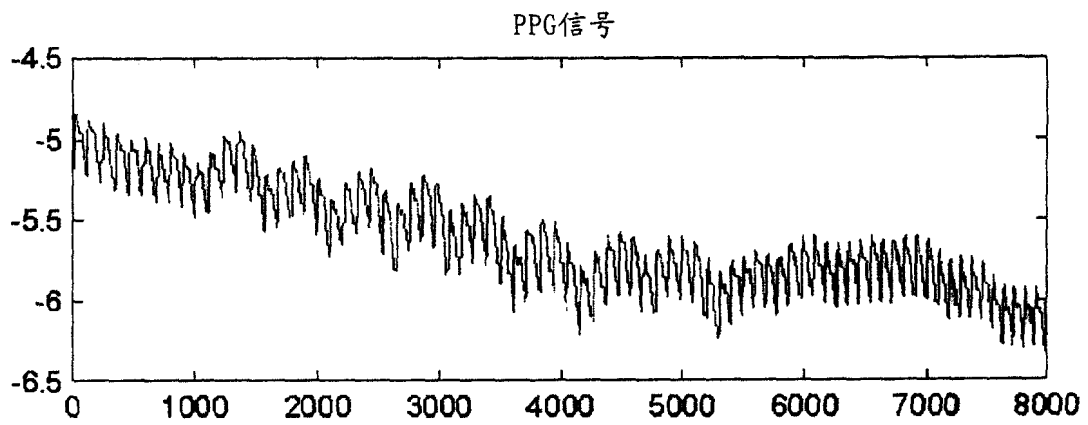


图 16A

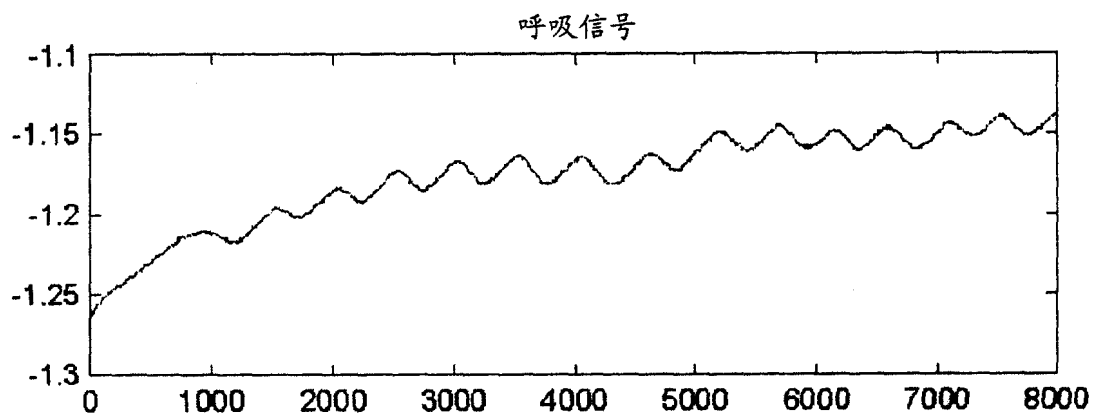


图 16B

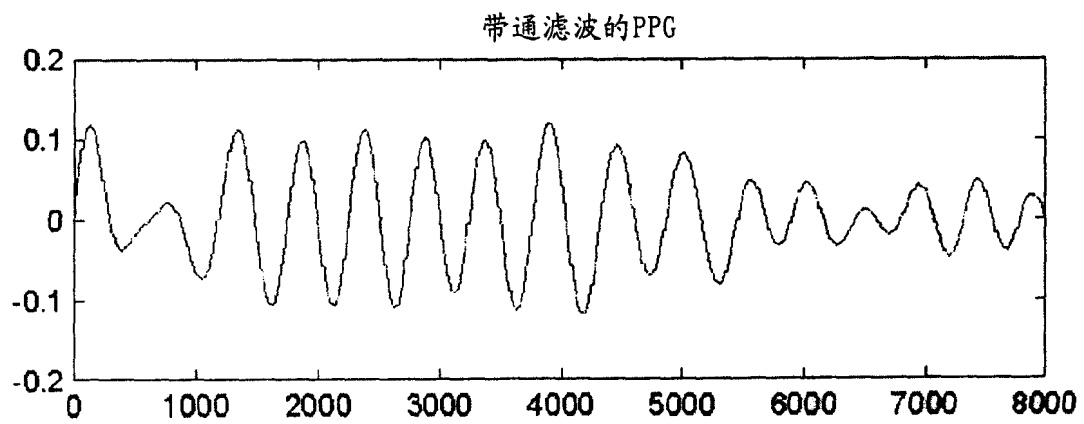


图 17A

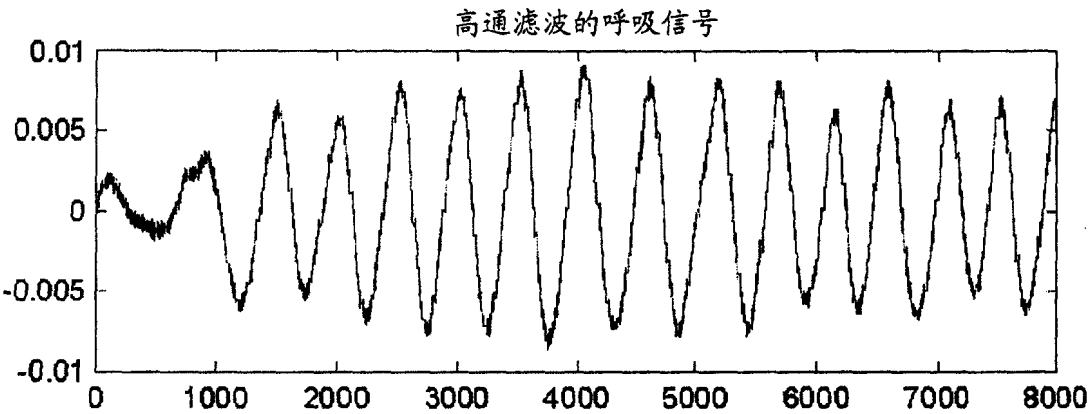


图 17B

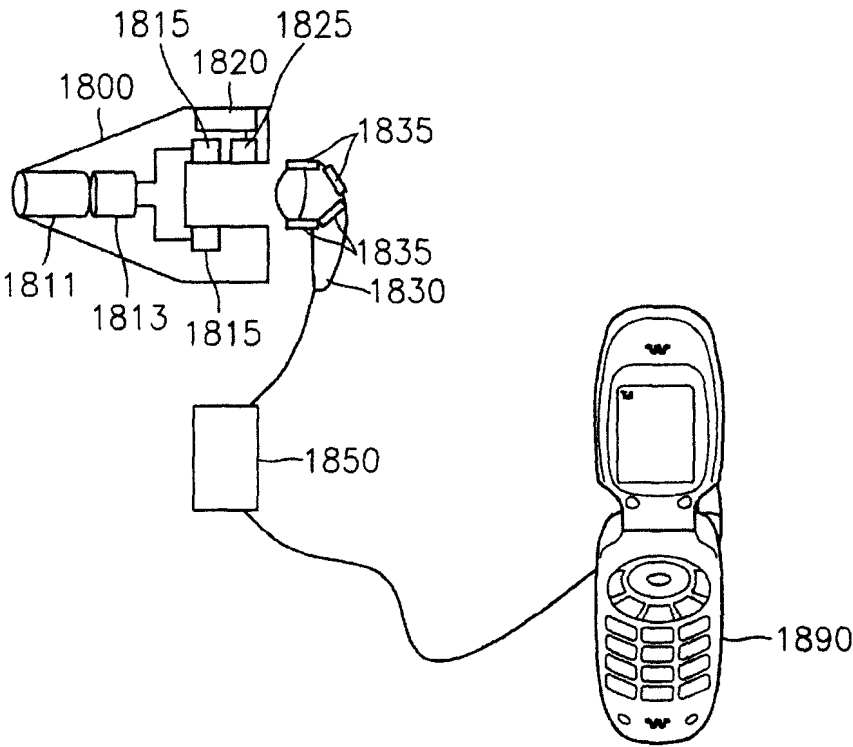


图 18

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 测量生物信号的耳式装置及其测量方法   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN100353911C</a>  | 公开(公告)日 | 2007-12-12 |
| 申请号            | CN200410042253.1  | 申请日     | 2004-05-09 |
| [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         | 裴相坤<br>尹吉源<br>李宗渊   |         |            |
| 发明人            | 裴相坤<br>尹吉源<br>李宗渊   |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/145 A61B5/01 G01N21/25 G01J5/02 G08C17/00 A61B5/024 A61B5/04 A61B5/08 A61B5/1455 G01J5/04 G01K13/00   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/02438 G01J5/025 G01J5/08 G01J5/0846 A61B5/6817 A61B5/02416 A61B5/14552 G01J5/04 A61B5/0002 A61B5/0816 A61B5/0205 G01J5/049 A61B5/01 H04R2420/07 H04R1/1016 G01J5/02 |         |            |
| 代理人(译)         | 邵亚丽<br>马莹   |         |            |
| 审查员(译)         | 栾志超   |         |            |
| 优先权            | 1020030029365 2003-05-09 KR   |         |            |
| 其他公开文献         | CN1550204A  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>  |         |            |

# 摘要(译)

一种用于测量生物信号的装置，所述装置包括：生物信号测量单元，其可插入耳朵而与耳朵内表面紧密接触，所述生物信号测量单元具有光体积描记(PPG)测量模块，用于将不同波长的光辐射到耳朵内表面、检测通过耳朵发送的光、并且输出包括生物信息的PPG信号；具有PPG信号处理器的控制单元，所述PPG信号处理器使用由所述PPG测量模块测量的PPG信号来产生所述生物信息；和输出单元，用于显示从所述控制单元产生的生物信息。

