

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 6/00

G06F 19/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03107213.5

[43] 公开日 2003年10月1日

[11] 公开号 CN 1444906A

[22] 申请日 2003.3.17 [21] 申请号 03107213.5

[30] 优先权

[32] 2002. 3. 16 [33] KR [31] 14277/2002

[71] 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

[72] 发明人 尹吉源 金泓植 全桂珍 李宗渊

朴建国 金秀珍 左训宗

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

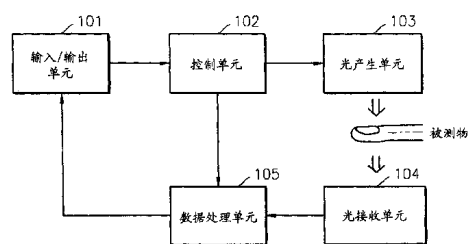
代理人 吕晓章 马莹

权利要求书3页 说明书10页 附图9页

[54] 发明名称 使用光的诊断方法和装置

[57] 摘要

提供了一种使用光来测量血液血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的诊断方法和装置。该使用光的诊断装置，包括：输入/输出单元，用于接收用户的测量命令，并向用户提供有关测量结果的信息；控制单元，用于从输入/输出单元接收测量命令，并产生控制信号；光产生单元，用于根据控制信号产生至少两束光束以作测量；光接收单元，用于接收经作为测量对象的物体传输后的光束，并将所接收的光束转换为电信号；以及数据处理单元，用于处理从光接收单元接收的电信号，并输出有关预定测量的结果的信息。使用该诊断装置，可以以非侵入方式测量血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度。



ISSN 1008-4274

1. 一种使用光的诊断装置, 包括:
输入/输出单元, 用于接收用户的测量命令, 并向用户提供有关测量结果的信息;
5 控制单元, 用于从输入/输出单元接收测量命令, 并产生控制信号;
光产生单元, 用于根据控制信号产生至少两束光束以作测量;
光接收单元, 用于接收经作为测量对象的物体传输后的光束, 并将所接收的光束转换为电信号; 以及
10 数据处理单元, 用于处理从光接收单元接收的电信号, 并输出有关预定测量的结果的信息。
2. 如权利要求 1 所述的诊断装置, 其中光产生单元包括:
数模转换器, 用于从控制单元接收控制信号, 并将所接收的控制信号转换为模拟信号;
15 发光二极管驱动器, 用于根据所述模拟信号, 驱动发光二极管以产生光束; 以及
光辐射器, 用于将所产生的光束辐射到物体上。
3. 如权利要求 1 所述的诊断装置, 其中光接收单元包括:
光电检测器, 用于检测经物体传输后的光束的强度, 并将所探测的光束强度转换为电信号;
20 低通滤波器, 用于滤除从光电检测器接收的电信号中的高频成分, 其中所述电信号代表所述光束的强度; 以及
模数转换器, 用于将所述模拟电子信号转换为数字信号, 其中所述模拟电子信号代表所述光束的强度, 并已从中移除高频成分。
4. 如权利要求 1 所述的诊断装置, 其中数据处理单元包括:
比值计算部分, 用于接收代表从光接收单元接收的光束的强度的电信号, 并且为所用光束的每个波长, 计算由光接收单元所接收的光的强度与从光产生单元辐射出的光的原始强度之间的比值; 以及
25 血红蛋白浓度与氧饱和度计算部分, 用于基于光强变化与血红蛋白浓度之间的关系, 使用比值计算部分计算出的比值, 计算血红蛋白浓度值, 并使用计算出的血红蛋白浓度值, 计算氧饱和度值。

5. 如权利要求 1 所述的诊断装置, 其中数据处理单元接收代表从光接收单元输出的光束的强度的电信号, 从所接收电信号中, 析取频率与人类每分钟的平均脉搏数一致的脉搏波信号, 并基于从所析取的脉搏波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔, 计算脉搏频率。

5 6. 如权利要求 1 所述的诊断装置, 其中数据处理单元接收代表从光接收单元输出的光束的强度的电信号, 从所接收电信号中, 析取频率与人类每分钟的平均呼吸次数一致的呼吸波信号, 并基于从所析取的呼吸波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔, 计算呼吸频率。

7. 如权利要求 1 所述的诊断装置, 其中数据处理单元接收代表从光接收单元输出的光束的强度的电信号, 从所接收电信号中, 析取频率与人类平均脉搏频率一致的第一脉搏波信号; 对所析取的第一脉搏波信号作微分成为第二脉搏波信号, 以便从其中检测拐点; 使用拐点值, 计算血管老化度的诊断指标; 并基于血管老化度与相关诊断指标之间的关系, 使用计算出的诊断指标, 确定对象血管老化度。

15 8. 一种使用光的诊断方法, 包括:

(a) 接收用户的测量命令;

(b) 根据所接收的命令, 产生控制信号以作测量;

(c) 根据所述控制信号, 产生至少两束光束以作测量;

(d) 将所述光束辐射到作为测量对象的物体上, 检测经所述物体传输后的光束的强度, 并将所检测的光束强度转换为电信号; 以及

(e) 处理所述电信号, 以获取有关预定测量的结果的信息。

9. 如权利要求 8 所述的诊断方法, 其中步骤(c)包括:

(c1) 接收控制信号, 并将所接收的控制信号转换为模拟信号;

(c2) 根据所述模拟信号, 产生至少两束光束; 以及

25 (c3) 将所产生的光束辐射到物体上。

10. 如权利要求 8 所述的诊断方法, 其中步骤(d)包括:

(d1) 检测经物体传输后的光束的强度, 并将所探测的光束强度转换为电信号;

(d2) 滤除代表所传输的光束的强度的电信号中的高频成分; 以及

30 (d3) 将所述模拟电子信号转换为数字电信号, 其中所述模拟电子信号代表所述光束的强度, 并已从中移除高频成分。

11. 如权利要求 8 所述的诊断方法, 其中步骤(e)包括:

(e1) 为所用光束的每个波长, 计算在步骤(d)中所接收的光束的强度与在步骤(c)中辐射出的光的原始强度之间的比值; 以及

5 (e2) 基于光强变化与血红蛋白浓度之间的关系, 使用在步骤(e1)中计算出的比值, 计算血红蛋白浓度值, 并使用计算出的血红蛋白浓度值, 计算氧饱和度值。

12. 如权利要求 8 所述的诊断方法, 其中步骤(e)包括:

从在步骤(d)中获取的电信号中, 析取频率与人类每分钟的脉搏数一致的脉搏波信号; 以及

10 基于从所析取的脉搏波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔, 计算脉搏频率。

13. 如权利要求 8 所述的诊断方法, 其中步骤(e)包括:

从在步骤(d)中获取的电信号中, 析取频率与人类每分钟的呼吸次数一致的呼吸波信号; 以及

15 基于从所析取的呼吸波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔, 计算呼吸频率。

14. 如权利要求 8 所述的诊断方法, 其中步骤(e)包括:

从在步骤(d)中获取的电信号中, 析取频率与人类平均脉搏频率一致的第一脉搏波信号;

20 对所析取的第一脉搏波信号作微分成为第二脉搏波信号, 以便从其中检测拐点;

使用拐点值, 计算血管老化度的诊断指标; 以及

基于血管老化度与相关诊断指标之间的关系, 使用计算出的诊断指标, 确定对象血管老化度。

25 15. 如权利要求 8 所述的诊断方法, 还包括向用户提供预定测量的结果。

16. 一种计算机可读介质, 其上具体化了对于权利要求 8 至 15 中任何一个所述的方法的计算机程序。

使用光的诊断方法和装置

5 技术领域

本发明使用光的诊断方法和装置，特别涉及使用光来测量血液血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的方法和装置。

背景技术

10 红血球中负责为人体供应氧的血红蛋白对每一个体细胞的正常功能都是不可或缺的。对身体的氧供应量的减少将限制组织中细胞间能量代谢，而长期缺少氧则将导致死亡。血红蛋白含量被用作贫血症的量度，并对其测量以检验献血者的资格、确定能从献血者体内抽取的血的体积。

15 需要通过测量血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度，来实时监测病人的状态，特别是那些因交通事故而大量流血的病人和需要外科手术的病人。同样地，也需要引入一种方便的方法，以便能够通过测量这些参数，频繁地检查孩子、青少年、女性、以及孕妇的生物学状态。

20 传统上，在医疗机构中，为治疗或预防的目的，通过使用从体内抽取得血液作化学分析，来测量血红蛋白浓度。而对脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的测量则只由医生来实施。因此，需要一种方便的方法，以便使大众能够在家中自行测量那些参数。

发明内容

25 本发明提供一种使用光来测量血液血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的方法和装置。

30 根据本发明的一个方面，提供了一种使用光的诊断装置，包括：输入/输出单元，用于接收用户的测量命令，并向用户提供有关测量结果的信息；控制单元，用于从输入/输出单元接收测量命令，并产生控制信号；光产生单元，用于根据控制信号产生至少两束光束以作测量；光接收单元，用于接收经作为测量对象的物体传输后的光束，并将所接收的光束转换为电信号；以

及数据处理单元，用于处理从光接收单元接收的电信号，并输出有关预定测量的结果的信息。

光产生单元可以包括：数模转换器，用于从控制单元接收控制信号，并将所接收的控制信号转换为模拟信号；发光二极管驱动器，用于根据所述模拟信号，驱动发光二极管以产生光束；以及光辐射器，用于将所产生的光束辐射到物体上。

光接收单元可以包括：光电检测器，用于检测经物体传输后的光束的强度，并将所探测的光束强度转换为电信号；低通滤波器，用于滤除从光电检测器接收的电信号中的高频成分，其中所述电信号代表所述光束的强度；以及模数转换器，用于将所述模拟电子信号转换为数字信号，其中所述模拟电子信号代表所述光束的强度，并已从中移除高频成分。

数据处理单元可以包括：比值计算部分，用于接收代表从光接收单元接收的光束的强度的电信号，并且为所用光束的每个波长，计算由光接收单元所接收的光的强度与从光产生单元辐射出的光的原始强度之间的比值；以及血红蛋白浓度与氧饱和度计算部分，用于基于光强变化与血红蛋白浓度之间的关系，使用比值计算部分计算出的比值，计算血红蛋白浓度值，并使用计算出的血红蛋白浓度值，计算氧饱和度值。

在一个实施例中，数据处理单元接收代表从光接收单元输出的光束的强度的电信号，从所接收电信号中，析取频率与人类每分钟的平均脉搏数一致的脉搏波信号，并基于从所析取的脉搏波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔，计算脉搏频率。

在另一个实施例中，数据处理单元接收代表从光接收单元输出的光束的强度的电信号，从所接收电信号中，析取频率与人类每分钟的平均呼吸次数一致的呼吸波信号，并基于从所析取的呼吸波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔，计算呼吸频率。

在另一个实施例中，数据处理单元接收代表从光接收单元输出的光束的强度的电信号，从所接收电信号中，析取频率与人类平均脉搏频率一致的第一脉搏波信号；对所析取的第一脉搏波信号作微分成为第二脉搏波信号，以便从其中检测拐点；使用拐点值，计算血管老化度的诊断指标；并基于血管老化度与相关诊断指标之间的关系，使用计算出的诊断指标，确定对象血管老化度。

根据本发明的另一个方面，提供了一种使用光的诊断方法，包括：(a)接收用户的测量命令；(b)根据所接收的命令，产生控制信号以作测量；(c)根据所述控制信号，产生至少两束光束以作测量；(d)将所述光束辐射到作为测量对象的物体上，检测经所述物体传输后的光束的强度，并将所检测的光束强度转换为电信号；以及(e)处理所述电信号，以获取有关预定测量的结果的信息。

在根据本发明的诊断方法中，步骤(c)可以包括：(c1)接收控制信号，并将所接收的控制信号转换为模拟信号；(c2)根据所述模拟信号，产生至少两束光束；以及(c3)将所产生的光束辐射到物体上。步骤(d)可以包括：(d1)检测经物体传输后的光束的强度，并将所探测的光束强度转换为电信号；(d2)滤除代表所传输的光束的强度的电信号中的高频成分；以及(d3)将所述模拟电子信号转换为数字电信号，其中所述模拟电子信号代表所述光束的强度，并已从中移除高频成分。

步骤(e)可以包括：(e1)为所用光束的每个波长，计算在步骤(d)中所接收的光束的强度与在步骤(c)中辐射出的光的原始强度之间的比值；以及(e2)基于光强变化与血红蛋白浓度之间的关系，使用在步骤(e1)中计算出的比值，计算血红蛋白浓度值，并使用计算出的血红蛋白浓度值，计算氧饱和度值。

可选地，步骤(e)可以包括：从在步骤(d)中获取的电信号中，析取频率与人类每分钟的脉搏数一致的脉搏波信号；以及基于从所析取的脉搏波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔，计算脉搏频率。

可选地，步骤(e)可以包括：从在步骤(d)中获取的电信号中，析取频率与人类每分钟的呼吸次数一致的呼吸波信号；以及基于从所析取的呼吸波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔，计算呼吸频率。

可选地，步骤(e)可以包括：从在步骤(d)中获取的电信号中，析取频率与人类平均脉搏频率一致的第一脉搏波信号；对所析取的第一脉搏波信号作微分成为第二脉搏波信号，以便从其中检测拐点；使用拐点值，计算血管老化度的诊断指标；以及基于血管老化度与相关诊断指标之间的关系，使用计算出的诊断指标，确定对象血管老化度。

本发明的诊断方法还可以包括向用户提供预定测量的结果。

30

附图说明

通过结合附图详细描述本发明的优选实施例,本发明的上述及其它特性、优点将变得更加清楚,其中:

- 图 1 是说明本发明实施例的使用光的诊断装置的整体构造的方框图;
图 2 是图 1 中的光产生单元的详细方框图;
5 图 3 是图 1 中的光接收单元的详细方框图;
图 4 是图 1 中的数据处理单元的详细方框图;
图 5 是依照本发明测量的脉搏波的例子;
图 6 展示了本发明中所应用的血管老化度的定量诊断指标的图;
图 7 是说明本发明实施例的使用光的诊断方法的流程图;
10 图 8 是说明图 7 的步骤 705 中测量血红蛋白浓度与氧饱和度的方法的流程图;
图 9 是说明图 7 的步骤 706 中计算脉搏频率的方法的流程图;
图 10 是说明图 7 的步骤 706 中计算呼吸频率的方法的流程图; 以及
图 11 是说明图 7 的步骤 707 中计算血管老化度的方法的流程图。

15

具体实施方式

下面将参考附图描述本发明的使用光来测量血液血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的诊断方法和装置的实施例。

- 图 1 展示了本发明实施例的使用光的诊断装置的整体构造。图 1 的诊断
20 装置包括输入/输出单元 101、控制单元 102、光产生单元 103、光接收单元 104、以及数据处理单元 105。

- 输入/输出单元 101 从用户接收要测量的参数,例如血液血红蛋白浓度、
氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、血管老化度(下文中也简称为“DOA”),
并向用户通知有关对输入参数的测量结果的信息。输入/输出单元 101 可以使
25 用按钮、鼠标、键盘等作为输入器件,而使用计算机监视器、液晶显示器(LCD)、
或其它显示器作为输出器件,向用户通知有关测量结果的信息。可选地,有
关测量结果的信息经由,例如,RS232 端口传输到外部个人计算机(PC)、个人
数字助理(PDA)等。

- 控制单元 102 从输入/输出单元 101 接收测量预定参数的命令,并将有关
30 该参数的信息传输到光产生单元 103、光接收单元 104、以及数据处理单元 105。
控制单元 102 还检查诊断装置的每个单元的操作。

光产生单元 103 产生至少两束具有预定波长的光束，以便根据有关从控制单元 102 接收的参数的信息作测量。图 2 中展示了光产生单元 103 的详细构造。参考图 2，光产生单元 103 可以包括：数模转换器(DAC)201，用于将从控制单元 102 接收的数字控制信号转换为模拟信号；发光二极管(LED)驱动器 202，用于接收模拟控制信号，并驱动 LED 产生至少两束具有预定波长的光束；以及光辐射器 203，用于外部地将至少两束光束辐射到被测物上。

光接收单元 104 测量，从光产生单元 103 发射的光束中，经物体传输后的光束的强度，并将该光束转换为电信号。图 3 中详细展示了光接收单元 104 的构造。参考图 3，光接收单元 104 包括：光电检测器 301，用于检测经物体传输后的光束的强度，并将其转换为电信号；低通滤波器(LPF)302，用于滤除从光电检测器 301 接收的电信号的高频成分；以及模数转换器(ADC)303，用于将已由 LPF 302 移除高频成分的模拟电子信号转换为数字信号。

数据处理单元 105 从光接收单元 104 接收代表所接收光束强度的电信号。并处理所接收的电信号，以提供有关对所输入的，诸如血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的参数的测量结果的信息。图 4 详细展示了数据处理单元 105 的构造。

参考图 4，数据处理单元 105 包括数据存储部分 406、比值计算部分 401、血红蛋白浓度与氧饱和度计算部分 402、脉搏频率计算部分 403、呼吸频率计算部分 404、以及 DOA 计算部分 405。这些元件提供下述功能。

比值计算部分 401 接收从光接收单元 104 输出的所接收光束的数字强度信号，并且为每束光束，计算由光接收单元 104 所接收的光的强度与从光产生单元 103 辐射到所用物体上的光的原始强度之间的比值。

血红蛋白浓度与氧饱和度计算部分 402 基于光强变化与血红蛋白浓度之间的关系，使用比值计算部分 401 计算出的比值，计算血红蛋白浓度值，并使用计算出的血红蛋白浓度值，计算氧饱和度值。在本发明中应用与同一申请人，三星电子，的韩国专利申请第 2001-21124 号中所公开的方法相同的方法，来测量血红蛋白浓度血红蛋白氧饱和度。因此，详细信息可以参考前一申请的说明书。下面将只简单地描述在计算血红蛋白浓度之后计算氧饱和度的方法。氧饱和度被表达为与氧结合的氧合血红蛋白的浓度占总血红蛋白浓度的百分比，测量氧饱和度是为了量化血液中为体细胞的正常功能而饱和吸收的氧的量。为测量氧饱和度，使红光和红外光经生物组织传输，使用动脉

血的脉搏，测量对辐射光的每个波长的吸收率，并且计算所测量的吸收率的比值作为氧饱和度。辐射到人体上的大部分光经由预定的传播路径，被骨骼、组织等吸收，其与脉搏无关，而所辐射的光中只有 1-2% 被动脉血吸收，其诱导脉搏。通过测量经人体传输的光的强度，可以对所辐射的光的每个波长，

5 计算脉搏成分和非脉搏成分的光吸收率，这将给出动脉血中存在的血红蛋白的光吸收率。结果，可以从光的两种波长的吸收率之间的比值确定血红蛋白氧饱和度。

脉搏频率计算部分 403 从光接收单元 104 接收数字信号，其对应于所接收光束的强度，从所接收数字信号中，析取频率与人类每分钟的平均脉搏数

10 一致的脉搏波信号，并基于从所析取的脉搏波信号中检测到的峰之间的平均时间间隔，计算每分钟的脉搏数。下面将非常详细地描述本发明计算每分钟脉搏数的方法。

具体地说，脉搏频率计算部分 403 接收对应于经预定的身体位置，例如手指，顺序传输的光束强度的数字信号，并且使用，比如说，诸如滤波程序的

15 的软件，从所接收信号中，只析取频率与人类平均脉搏频率相一致的脉搏波信号。对经过滤波器的脉搏波信号作微分，从微分脉搏波信号中，检测这样的拐点，在所述拐点处，斜率从正变为负。当拐点的值大于预定阈值时，将拐点作为峰值存储。计算所检测的峰之间的平均时间间隔，并且基于平均时间间隔，计算 60 秒间隔中峰的数目作为脉搏频率。

20 如上所述，根据对所接收到的信号应用的信号处理技术，可以将接收到的信号分类为脉搏波、速度脉搏波、加速度脉搏波。一般而言，脉搏波指身体脉搏的原始波形，并且用于表征原始体脉搏。然而，原始体脉搏的波形太平滑，以至于不能检测到其变化。为补偿这一缺陷，对原始体波作微分以利于临床应用。称这些微分体波为“速度脉搏波”。速度脉搏波用于分析原始体

25 波的波形变化。在当前可用的脉搏波检测器中使用了速度脉搏波，即微分脉搏波。然而，使用速度脉搏波还不能完全地分析原始体脉搏如何变化。因此，对速度脉搏波进一步作微分成为“加速度脉搏波”以利于临床应用。医学工程领域中，尤其是循环系统疾病诊断中的新发展非常重视心电图、光心动图 (photocardiogram)，心脏导管插入等。尽管已对脉搏波作了各种实验，但是因

30 其简单的脉搏波形及其易受多种因素影响的本性，脉搏波作为诊断指标的重要地位却被低估了。只在有限数量的外围血管疾病中，在一定程度上，认为

脉搏波是重要的。然而，基于通过对桡动脉的触诊测量心脏衰竭的可能性，进行了有关以脉搏波作为心潜力或心机能不全的量的实验。通过对桡动脉的触诊测量心脏衰竭基于这样的事实，即确定类型的心脏疾病导致因其异常的血液动力行为而产生的脉搏波形的特有更替。另外，可以使用脉搏波作为

5 诸如动脉闭塞、血管弹性改变等血管疾病的诊断指标。

图 5 说明了脉搏波的一个例子。参考图 5，标号 501 和“PTG”所指示的波形对应于原始体脉搏波，而标号 502 和“SDPTG”所指示的波形对应于通过对波形 501 作两次微分而得到的加速度脉搏波。

呼吸频率计算部分 404 从光接收单元 104 接收对应于所接收光束的强度的数字信号中，析取频率与人类每分钟平均呼吸次数一致的呼吸信号，并基于从所析取的呼吸信号中检测到的峰之间的平均时间间隔，确定呼吸频率。

10

下面将详细描述计算每分钟呼吸次数的方法。使用带通滤波器，从脉搏波信号中，析取频率与人类每分钟平均呼吸次数一致的呼吸信号。所用带通滤波器可以使用软件来实现。

正常成人在平稳状态下每分钟呼吸 10-20 次，运动时则达到大约每分钟 45 次。因此，呼吸信号与脉搏波信号相比，具有相对较低的频率，大约 0.1-0.5Hz，并且可以使用适当的带通滤波器，将其与脉搏波信号分离。从经过数字滤波器的已分离出的呼吸信号中检测这样的拐点，在所述拐点处，斜率从正变为负。因为一个拐点对应于一次呼吸，所以可以通过对 60 秒间隔内的拐

15

20 点数计数，来计算每分钟的呼吸次数。

DOA 计算部分 405 接收对应于所接收光束的强度的数字信号；析取频率与人类平均脉搏频率一致的第一脉搏波信号；对所析取的第一脉搏波信号作微分成为第二脉搏波信号，以便从其中检测拐点；使用拐点值，计算血管老化度的诊断指标；并基于血管老化度与相关诊断指标之间的关系，使用计算

25

出的诊断指标，确定对象血管老化度。

下面将详细描述本发明计算血管老化度的方法。参考图 5，在加速度脉搏波形 502 中，“a”和“d”分别指示收缩压的起点和终点，而“e”指示舒张压。可以使用加速度波形中特定拐点处的值的比值，包括 d/a 、 b/a 、 c/a 、 e/a 、 $(b-d-c-e)/a$ 等，作为血管老化度的量化诊断指标。图 6 给出了展示这些诊

30

断指标与年龄之间的相关性的图。指标 b/a 与年龄成正比例。指标 d/a 与年龄成反比例。

数据存储部分 406 存储从血红蛋白浓度与氧饱和度计算部分 402、脉搏频率计算部分 403、呼吸频率部分 404、以及 DOA 计算部分 405 输出的计算结果，并根据控制单元 102 的控制信号输出计算结果。

图 7 是说明本发明实施例中使用光的诊断方法的流程图。从用户接收至少一个要测量的参数，包括血液血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度(步骤 701)。接着驱动产生测量想得到的参数需要的光的 LED，以产生至少两束不同波长的光束(步骤 702)。将所产生的光束辐射到对象身体部分上，例如对象的手指上(步骤 703)。接收经对象传输的光束作强度测量(步骤 704)，并将所测量的光束强度转换为电信号。使用该电信号计算用户输入的要测量的参数。

使用上述方法，计算血红蛋白浓度与氧饱和度(步骤 705)、脉搏频率与呼吸频率(步骤 706)、以及血管老化度(步骤 707)。接着，存储计算结果，或将其提供给用户(步骤 708)。

图 8 是说明图 7 的步骤 705 中测量血红蛋白浓度与氧饱和度的方法的流程图。首先，从对水的消光系数小于对血红蛋白的消光系数的波长范围内选择至少两个被认为是同样好(isobestic)的波长(步骤 801)。接着，将所选波长的光束顺序辐射到对象身体的预定位置上(步骤 802)。在一个身体位置，使用光电检测器，接收经对象身体的预定位置传输的光束，并将其转换为电信号(步骤 803)。使用该电信号计算每个波长的光衰减变化(步骤 804)，计算计算出的光衰减变化之间的至少一个比值(步骤 805)，并使用计算出的光衰减变化比值计算血红蛋白浓度(步骤 806)。接着，使用计算出的血红蛋白浓度计算氧饱和度(步骤 807)。

图 9 是说明图 7 的步骤 706 中计算脉搏频率的方法的流程图。经带通滤波器，对在预定时间段内收集的脉搏波数据滤波，以获取脉搏波信号(步骤 901)。对已作滤波的脉搏波信号作微分(步骤 902)。从微分脉搏波信号中，检测这样的拐点，在所述拐点处，斜率从正变为负(步骤 903)。将每个拐点的值与预定阈值作比较。如果有拐点的值大于预定阈值，则将该拐点作为峰存储(步骤 904)。计算所检测的峰之间的平均时间间隔(步骤 905)，并且基于峰之间的平均时间间隔，计算 60 秒间隔中峰的数目，并将结果设置为脉搏频率(步骤 906)。

图 10 是说明图 7 的步骤 706 中计算呼吸频率的方法的流程图。经带通滤

波器，对在预定时间段内收集的脉搏波数据滤波，以获取呼吸信号(步骤 1001)。对已作滤波的呼吸信号作微分(步骤 1002)。从微分呼吸信号中，检测这样的拐点，在所述拐点处，斜率从正变为负(步骤 1003)。将每个拐点的值与预定阈值作比较。如果有拐点的值大于预定阈值，则将该拐点作为峰值存储(步骤 1004)。计算所检测的峰之间的平均时间间隔(步骤 1005)，并且基于峰值之间的平均时间间隔，计算 60 秒间隔中峰的数目，并将结果设置为呼吸频率(步骤 1006)。

图 11 是说明图 7 的步骤 707 中计算血管老化度的方法的流程图。首先，经带通滤波器，对在预定时间段内收集的脉搏波数据滤波，以获取脉搏波信号(步骤 1101)。对已作滤波的脉搏波信号作两次微分成为加速度脉搏波信号(步骤 1102)。从加速度脉搏波信号中，检测这样的拐点，在所述拐点处，斜率从正变为负(步骤 1103)。接着，基于这些拐点的值计算血管老化度。

本发明中为测量而使用的光束是从对水的消光系数小于对血红蛋白的消光系数，即波长不大于 1300nm 的波长范围内选择出的。从该波长范围中选择至少两个同样好的波长，其对任何形态的血红蛋白具有相同的消光系数，即与血红蛋白处于氧化态还是还原态无关。因此，本发明中可以使用波长为 422nm、453nm、499nm、529nm、546nm、569nm、584nm、805nm、或 1300nm 的光束。

本发明上述实施例可以通过运行来自计算机可读介质的程序，配备在通用数字计算机中，所述计算机可读介质包括但不限于诸如磁存储介质(例如各种 ROM、软盘、硬盘等)、光学可读介质(例如各种 CD-ROM、DVD 等)、以及载波(例如在因特网上传输)。

本发明实现了使用同一装置，以非侵害方式，对血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的测量。本发明的使用光的诊断装置便于携带和使用，并且使得能够同时实时监测血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度。

本发明的使用光的诊断装置可以测量多个参数，包括血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度，而不需抽取血液，并且与分别测量感兴趣的参数的传统装置相比，使用非常方便。使用一种装置测量至少上面所列的五个参数的能力是非常节省成本的。

根据本发明，因为只使用了一个光电检测器，可以得到更高的测量精

确度。对这些感兴趣的参数的测量较少受除血管之外的身体组织的影响。若在本发明的诊断装置中安装通信器件，则可以将在家中完成的测量结果经因特网直接传输到医院。因此，不需要麻烦地去医院作检查。病人可以在家中直接从医生那里得知其健康状况。

- 5 尽管本发明是参考其优选实施例具体展示和描述的，但是本领域一般技术人员应该明白，在不脱离所附权利要求限定的精神和范围的情况下，可以对其作各种形式上或细节上的改变。

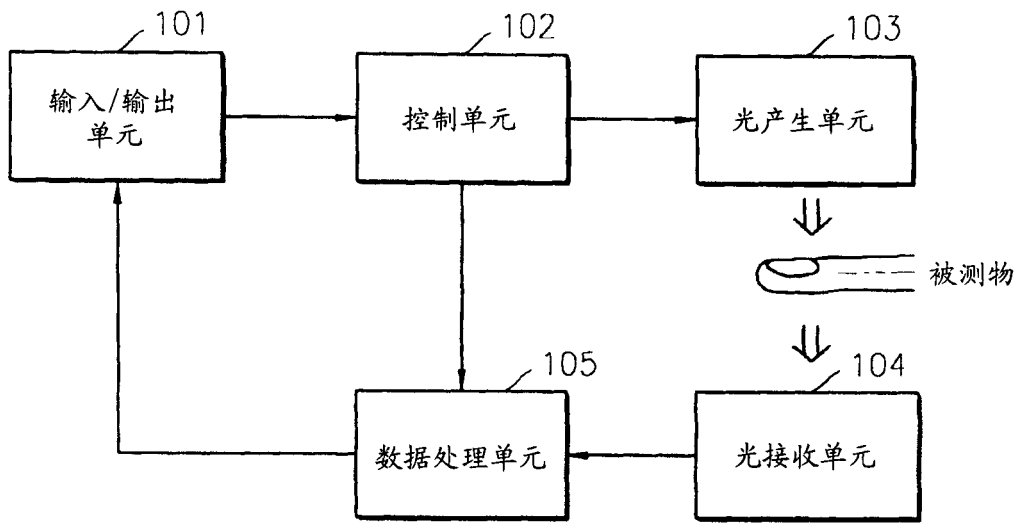


图 1

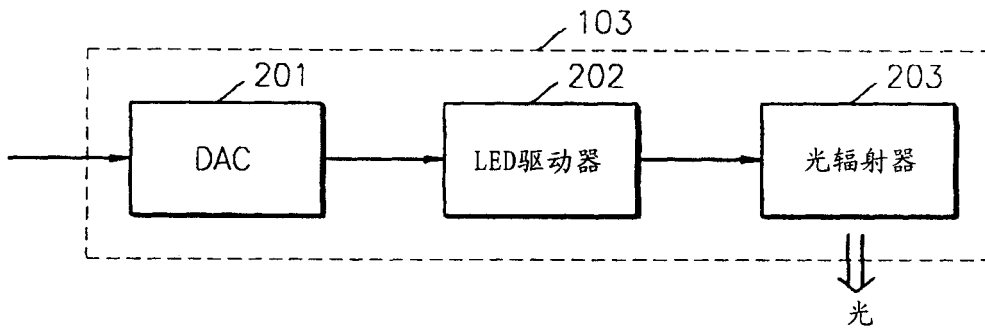


图 2

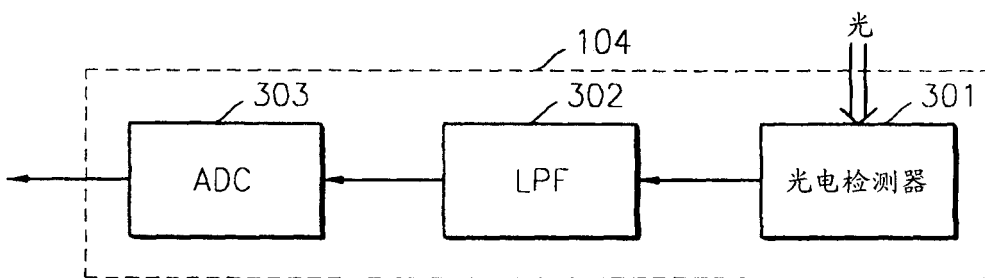


图 3

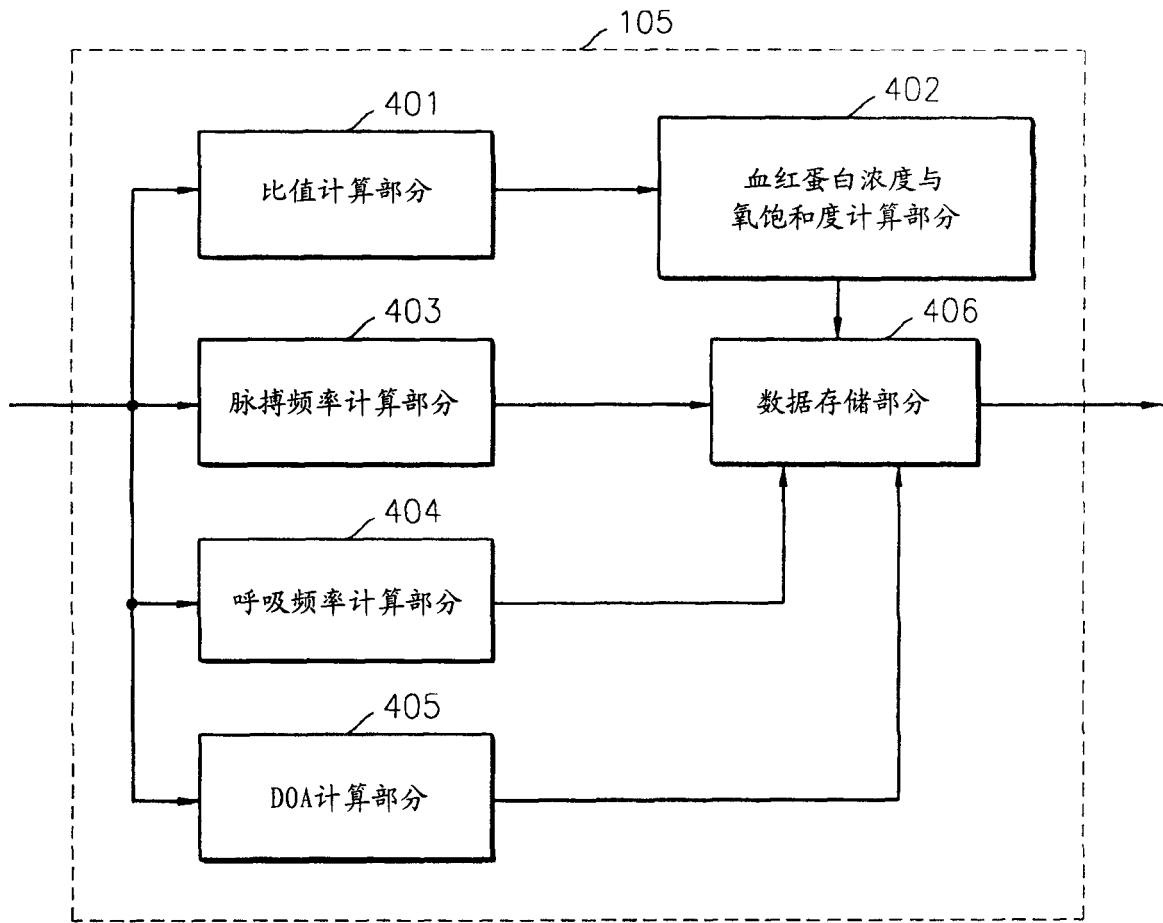


图 4

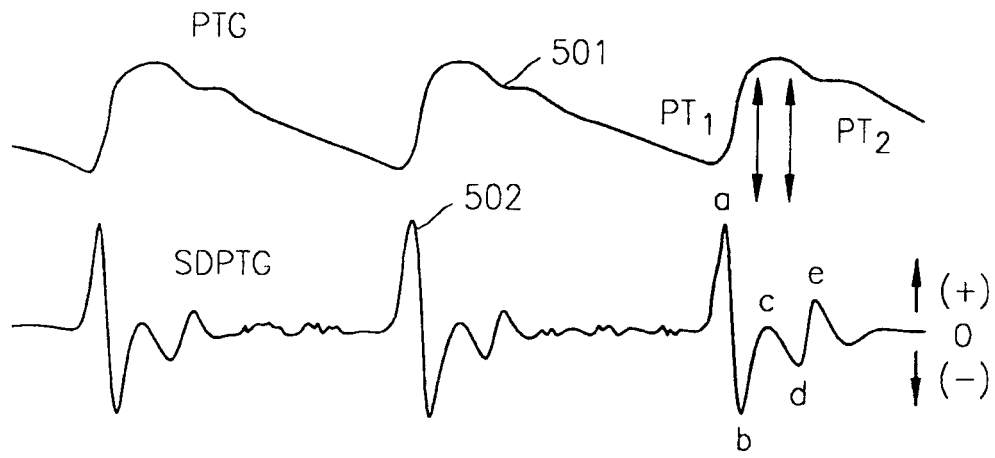


图 5

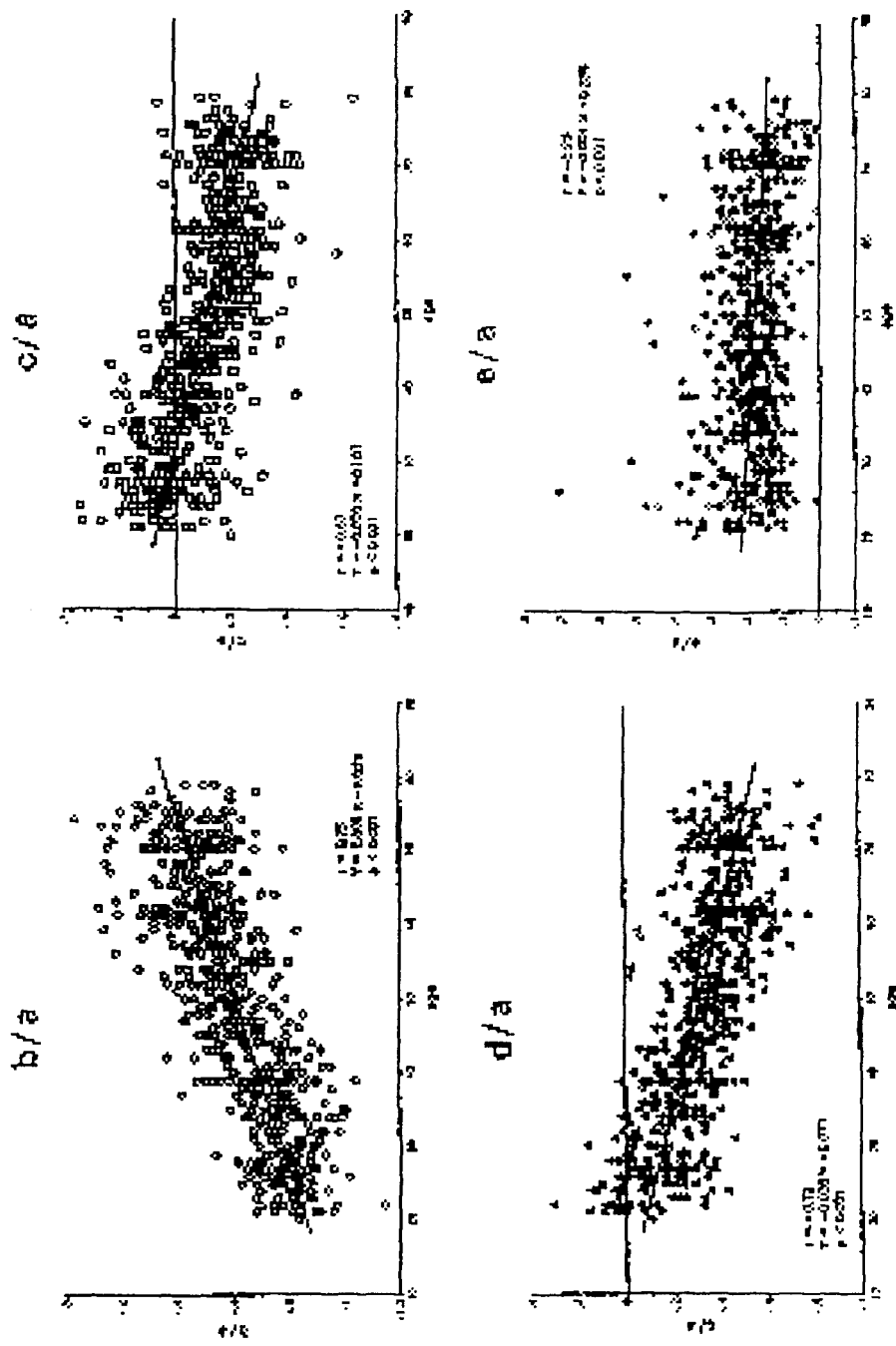


图 6

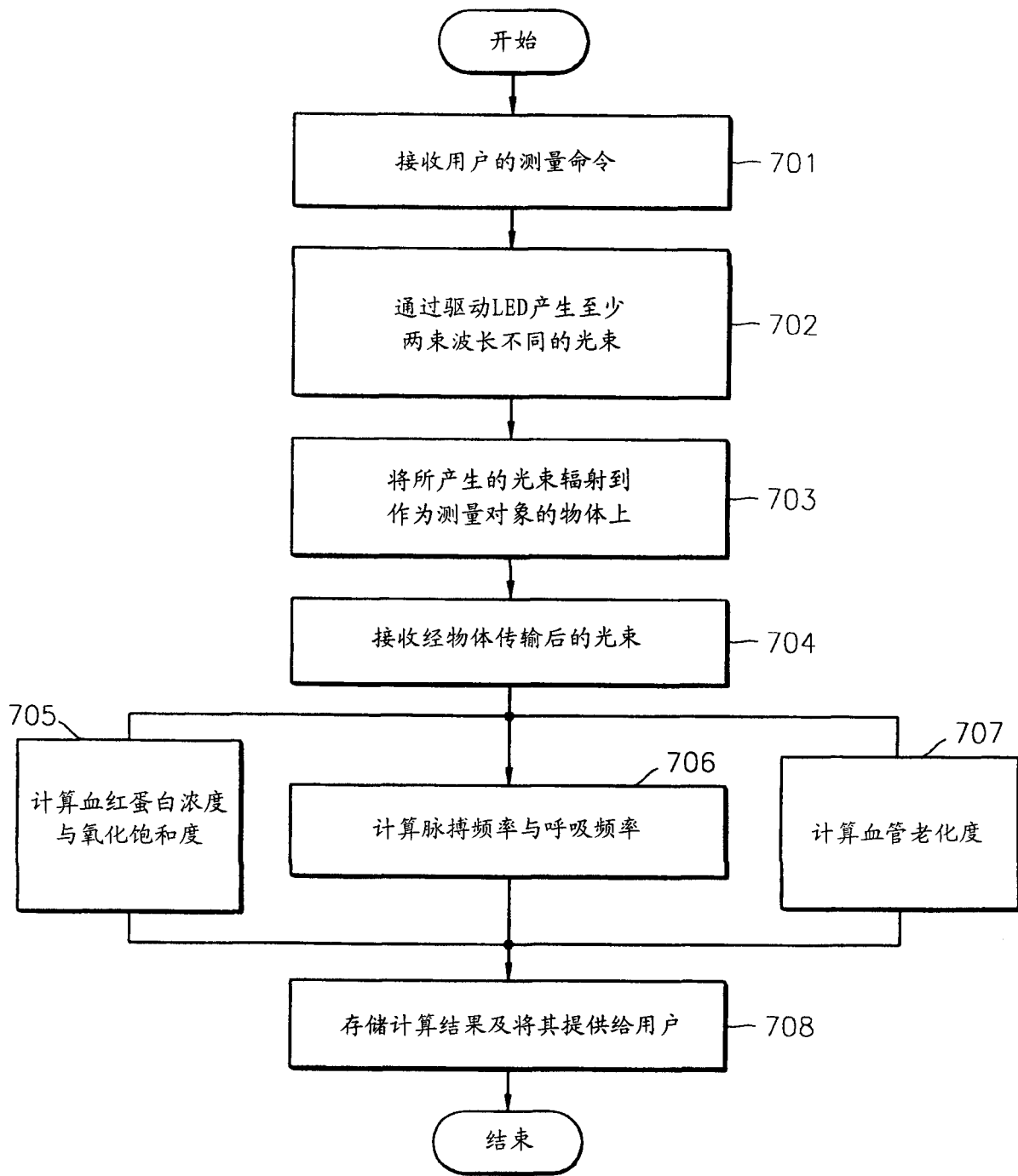


图 7

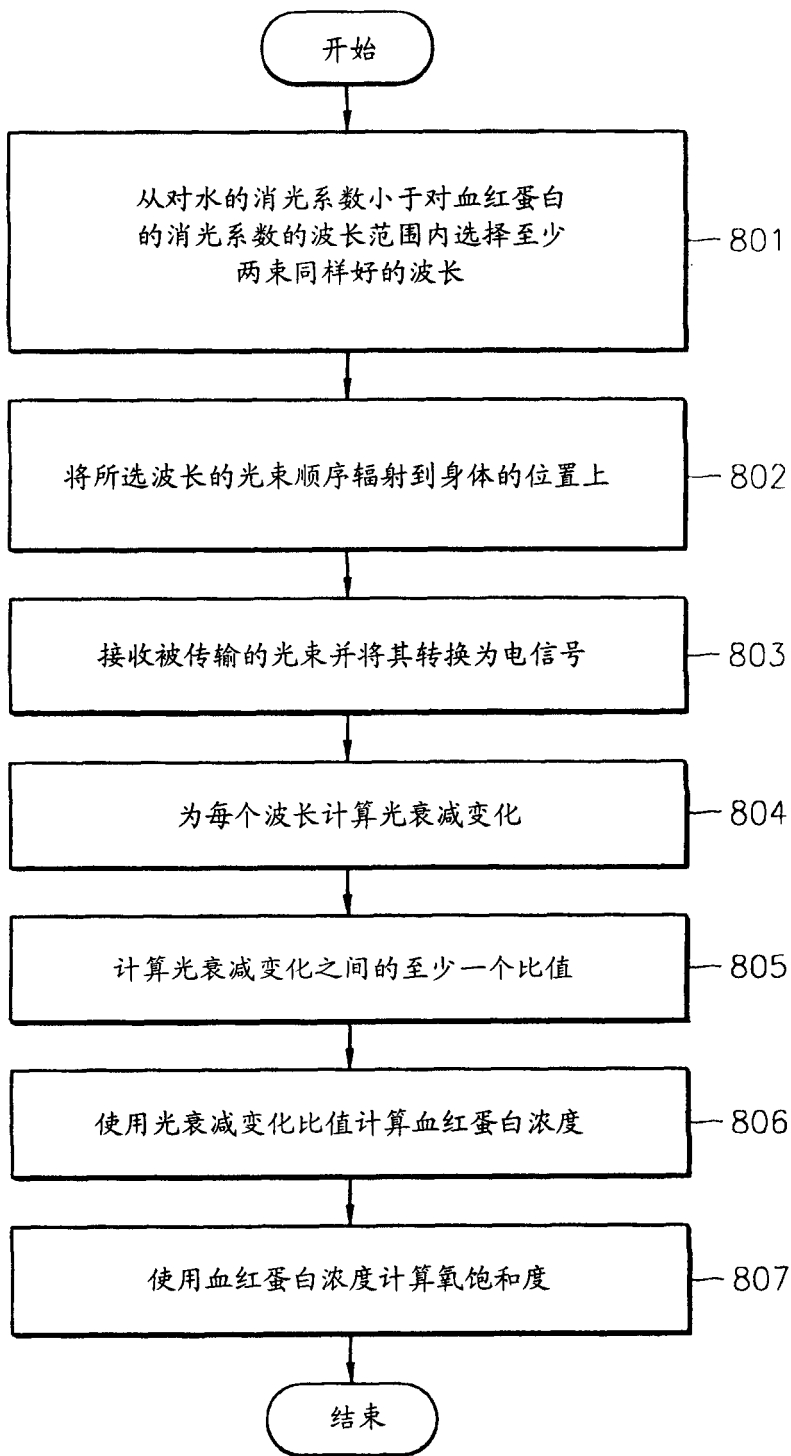


图 8

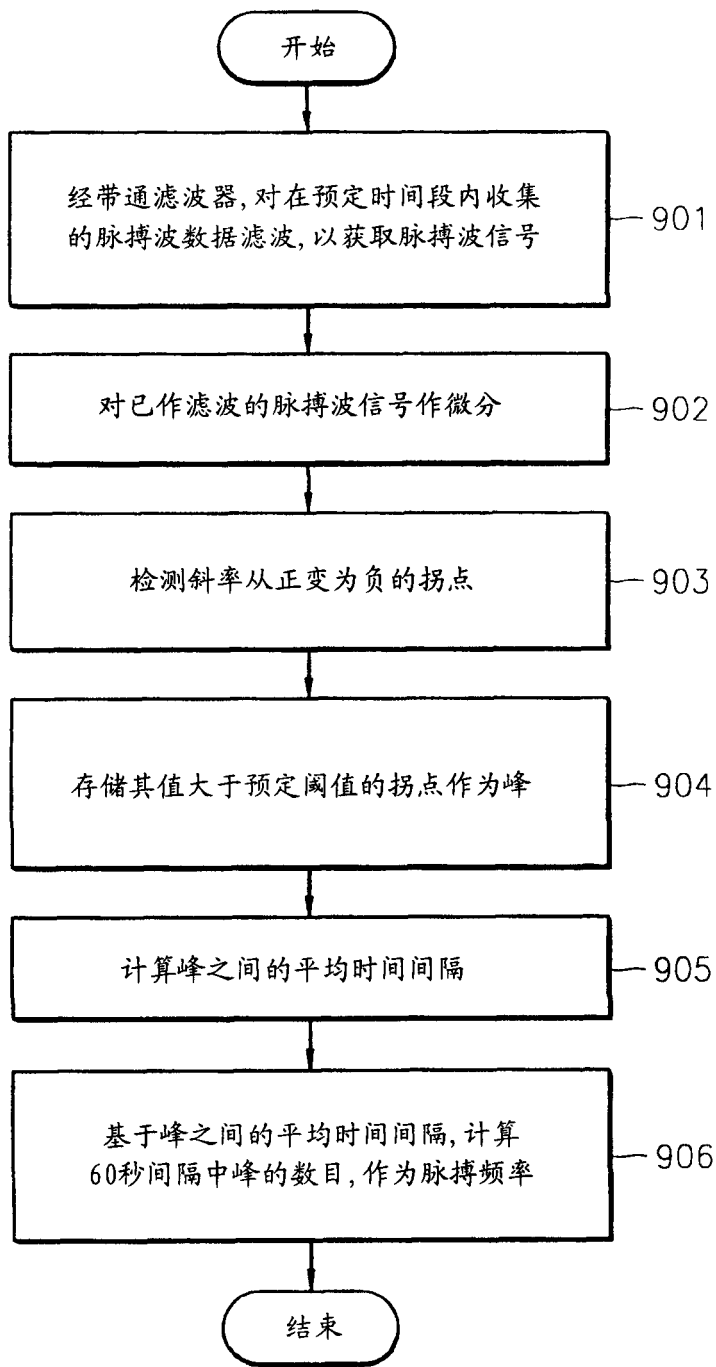


图 9

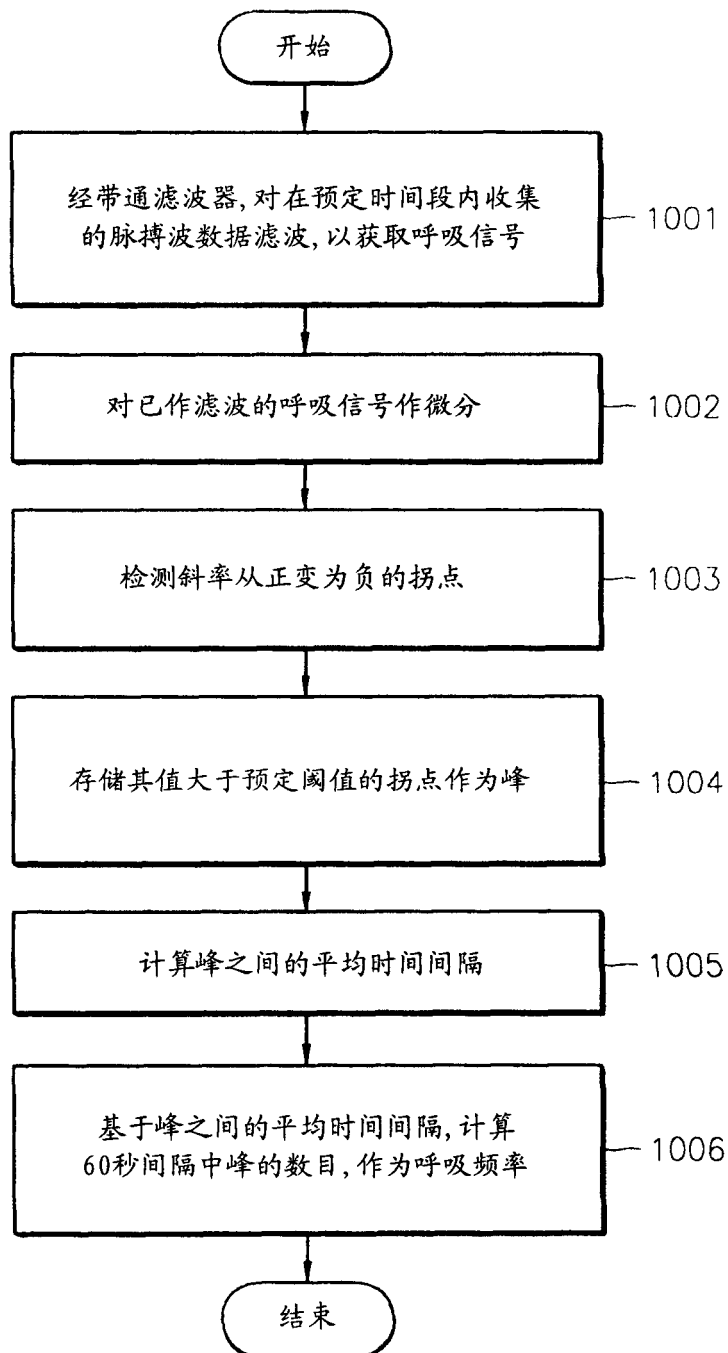


图 10

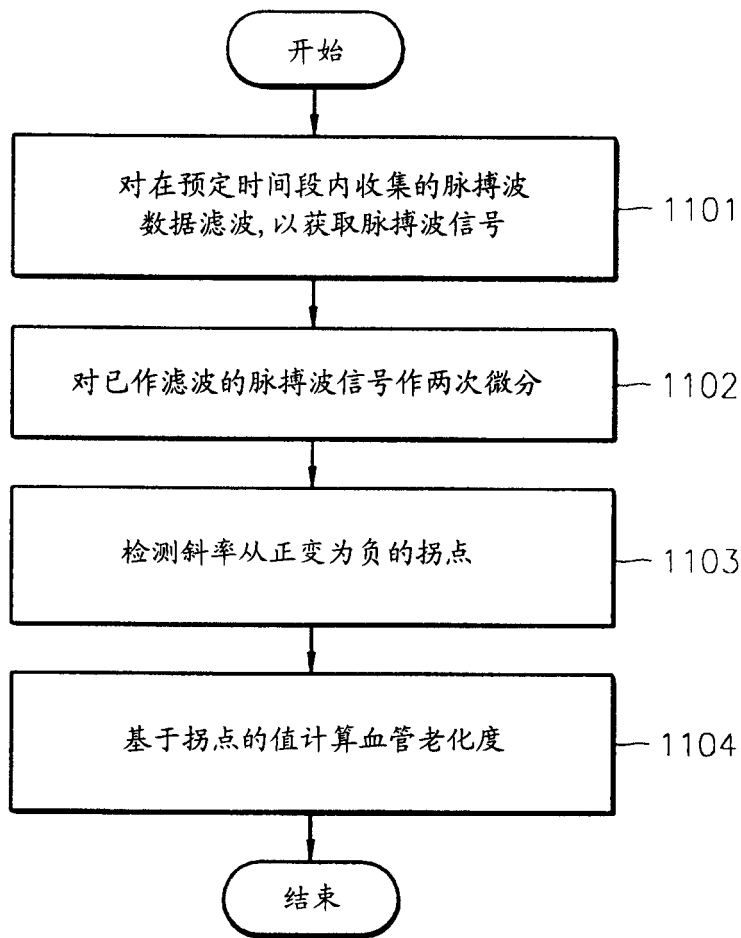


图 11

专利名称(译)	使用光的诊断方法和装置		
公开(公告)号	CN1444906A	公开(公告)日	2003-10-01
申请号	CN03107213.5	申请日	2003-03-17
[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	尹吉源 金泓植 全桂珍 李宗渊 朴建国 金秀珍 左训宗		
发明人	尹吉源 金泓植 全桂珍 李宗渊 朴建国 金秀珍 左训宗		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/145 A61B5/1455 G01N21/31 A61B6/00 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/14551 A61B5/7239 G01N21/31		
代理人(译)	马莹		
优先权	1020020014277 2002-03-16 KR		
其他公开文献	CN100335001C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种使用光来测量血液血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度的诊断方法和装置。该使用光的诊断装置，包括：输入/输出单元，用于接收用户的测量命令，并向用户提供有关测量结果的信息；控制单元，用于从输入/输出单元接收测量命令，并产生控制信号；光产生单元，用于根据控制信号产生至少两束光束以作测量；光接收单元，用于接收经作为测量对象的物体传输后的光束，并将所接收的光束转换为电信号；以及数据处理单元，用于处理从光接收单元接收的电信号，并输出有关预定测量的结果的信息。使用该诊断装置，可以以非侵入方式测量血红蛋白浓度、氧饱和度、脉搏频率、呼吸频率、以及血管老化度。

