

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/02 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680024335.0

[43] 公开日 2008年7月2日

[11] 公开号 CN 101212928A

[22] 申请日 2006.5.8

[21] 申请号 200680024335.0

[30] 优先权

[32] 2005.5.6 [33] US [31] 60/678,238

[86] 国际申请 PCT/US2006/017645 2006.5.8

[87] 国际公布 WO2006/121984 英 2006.11.16

[85] 进入国家阶段日期 2008.1.3

[71] 申请人 耶德研究和发展有限公司

地址 以色列雷霍沃特

[72] 发明人 D·内尔松 A·德鲁里

A·格林瓦尔德

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

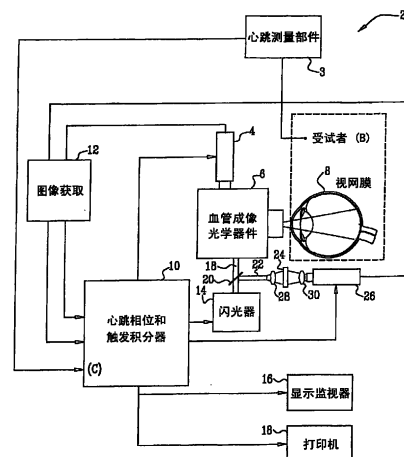
权利要求书5页 说明书11页 附图4页

[54] 发明名称

红血球运动成像与分析

[57] 摘要

提供一种装置(2)，包括心跳测量部件(3)，其用于感测患者的心功能参数，并且响应地产生心功能参数信号。光学测量部件通过向患者的组织发射400-1000nm的光并且接收从组织反射的光来获取数据。积分器单元(10)接收心功能参数信号，并且作为响应，启动光学测量部件以获取数据。



1、装置，包括：

心跳测量部件，其感测患者的心功能参数，此外响应地产生心功能参数信号；

光学测量部件，其通过向所述患者的组织发射 400-1000 nm 的光并且接收从所述组织反射的光来获取数据；以及

积分器单元，其接收所述心功能参数信号，此外作为响应，启动所述光学测量部件，以获取所述数据。

2、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述光学测量部件包括眼底照相机。

3、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述光学测量部件包括检眼镜。

4、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述心跳测量部件包括心电图机。

5、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述心跳测量部件包括脉搏血氧计。

6、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述心跳测量部件包括光学密度计。

7、根据权利要求 1 所述的装置，

其中，所述心功能参数信号包括指示心跳的数字脉冲，

其中，所述心跳测量部件产生所述数字脉冲，但并不在每次心跳时产生指示所述心跳的测量参数的附加信息。

8、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述组织包括所述患者的视网膜，并且所述光学测量部件接收从所述视网膜反射的光。

9、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述组织包括从由下列各物构成的群组中选出的组织，所述群组包括：结膜、巩膜外层、舌、表面可及的血管床、食道、胃、小肠、结肠、胃肠道的内表面、血管通道、心脏、脑、肝脏、外科手术可及器官的表面以及通过导管、内窥镜、显微内窥镜或腹腔镜可进入的血管床，

其中，所述光学测量部件接收从所选组织反射的光。

10、根据权利要求 1 所述的装置，

其中，所述心功能参数信号包括指示单次心跳的多个参数的变化迹线，

其中，所述心跳测量部件产生所述变化迹线。

11、根据权利要求 10 所述的装置，其中，所述积分器单元响应以下两项而估计所述当前尚未结束的心跳的持续时间：

(a)指示前一完整心跳的参数的变化迹线的一部分，

(b)指示当前心跳的参数的变化迹线的一部分。

12、根据权利要求 1 所述的装置，其中，所述积分器单元指定用于响应来自所述心跳测量部件的计时数据而启动所述光学测量部件的时间，所述计时数据指示先前心跳的持续时间。

13、根据权利要求 12 所述的装置，其中，所述积分器单元在当前心跳期间接收来自操作员的操作员命令，所述操作员命令指示已准备好获取数据，并且响应指示所述先前心跳的所述持续时间的所述计时数据，来启动所述光学测量部件，以在所述当前心跳期间获取数据。

14、根据权利要求 12 所述的装置，其中，所述积分器单元在当

前心跳期间接收来自操作员的操作员命令，所述操作员命令指示已准备好获取数据，并且响应指示所述先前心跳的所述持续时间的所述计时数据，来启动所述光学测量部件，以在紧随所述当前心跳之后的心跳期间获取所述数据。

15、根据权利要求 12 所述的装置，

其中，所述指定时间包括多个指定时间；

其中，所述积分器单元指定适合于响应所述计时数据而启动所述光学测量部件的多个时间部件；以及

其中，所述积分器单元接收来自操作员的指示已准备好获取数据操作员命令，并且响应所述操作员命令，来启动所述光学测量部件，以在一个所述指定时间获取所述数据。

16、根据权利要求 12 所述的装置，其中，所述积分器单元响应指示与多个前一心跳的持续时间有关的趋势的计时数据来指定所述时间。

17、根据权利要求 12 所述的装置，其中，所述积分器单元指定用于响应来自所述心跳测量部件的计时数据而启动所述光学测量部件的时间，所述计时数据指示前一心跳的持续时间。

18、根据权利要求 17 所述的装置，其中，所述积分器单元执行以下操作：

(a)在当前心跳期间，在所述指定时间启动所述光学测量部件；

(b)接着确定所述当前心跳的持续时间；

(c)如果所述前一心跳的持续时间与所述当前心跳的持续时间的差别小于阈值，那么根据第一协议来处理由所述光学测量部件获取的数据；以及

(d)如果所述前一心跳的持续时间与所述当前心跳的持续时间的差别大于所述阈值，那么根据第二协议来处理由所述光学测量部件获

取的数据。

19、根据权利要求 18 所述的装置，其中，为执行所述第一协议，所述积分器单元将所述获取数据指定为好数据。

20、根据权利要求 18 所述的装置，其中，为执行所述第一协议，所述积分器单元处理和输出所述获取数据，以便显示给操作员。

21、根据权利要求 18 所述的装置，其中，如果 $1 - \text{MIN}(D_p, D_c) / \text{MAX}(D_p, D_c)$ 小于 0.20，那么所述积分器单元确定所述前一心跳的持续时间(D_p)和所述当前心跳的持续时间(D_c)的差别小于所述阈值。

22、根据权利要求 18 所述的装置，其中，如果 $\text{ABS}(D_p - D_c)$ 的小于 50 ms，那么所述积分器单元确定所述前一心跳的持续时间(D_p)和所述当前心跳的持续时间(D_c)的差别小于所述阈值。

23、根据权利要求 18 所述的装置，其中，为执行所述第二协议，所述积分器单元丢弃所述获取数据。

24、根据权利要求 18 所述的装置，其中，为执行所述第二协议，所述积分器单元纠正所述获取数据，并且输出所述纠正的数据，以便显示给操作员。

25、根据权利要求 24 所述的装置，其中，所述积分器单元分析所述获取数据，以产生血流速度指标，并且利用因子来纠正所述血流速度指标，所述因子基于在一个心动周期的多个相位的典型血流速度之间的已知关系。

26、装置，包括：

周期性生理参数测量部件，其感测患者的周期性变化参数，此外

响应地产生周期性变化参数信号；

光学测量部件，其通过向所述患者的组织发射光并且接收从所述组织反射的光来获取数据；

积分器单元，其接收所述周期性变化参数信号，此外作为响应，启动所述光学测量部件，以获取所述数据。

红血球运动成像与分析

相关申请的交叉引用

本专利申请要求 Nelson 等人于 2005 年 5 月 6 日提交的美国临时专利申请 60/678238 的优先权，其以引用方式并入本文中。

技术领域

本发明通常涉及对采样的生物数据进行分析，并且特别地涉及减少采样数据中的误差。

背景技术

在世界范围内，视网膜血管疾病是致盲的主要原因之一。这些疾病中的很多既是进行性的又是可治疗的。因而，非常希望能及早得到检测。往往基于由于视网膜血流量出现问题而可能在视网膜上发生许多明显的结构改变来做出诊断。这些包括新生血管（试图补偿通过现有管的流量降低而生长新的血管）、棉絮斑（其中神经纤维不能进行轴浆转运的区域）、以及最终视网膜神经纤维的变性。只要观察到，这些和其它现象可以用来诊断视网膜血管疾病，并且可以开始治疗以抑制进一步的变性。然而，如果可能，期望在发生不可逆性损伤之前，及早检测这些问题。因而，注意力集中在开发通过测量视网膜血流量率来诊断视网膜血管问题的方法，在稍后更严重的问题先前发生视网膜血流量的降低。

Grinvald 等人的美国专利 6,588,901，其以引用方式并入本文中，描述了一种用于对血管中个别红血球的运动进行直接成像和分析的系统。该系统包括成像装置，用于在预定的相互时间间隔内获取至少一个同一红血球的至少一对图像，以产生至少两帧，每幅图像表示在预定时间的每帧中红血球位置的模拟或者数字图像。该系统还包括图像获取装置，用于以机器

可读形式收集和存储模拟或数字图像；和计算机，用于控制成像装置和图像获取装置、处理至少两帧、以及分析血管中红血球的运动。还描述了一种用于对血管中个别红血球的运动进行直接成像和分析的方法。

Michelson G 等人、题为："Flickering light increases retinal blood flow"、*Retina*, 22 (3) : 336-343, 2002. 6 的文章，其以引用方式并入本文中，描述了对在用闪烁光进行视网膜刺激先前和期间，正常眼中视网膜血流量的检查。激光多普勒血流量测量被描述为与心电图同步，以便减小心跳对视网膜血流量的搏动的影响。如上所述，仅对根据心跳周期内的收缩期或舒张期相似期作了比较。

Grinvald A 等人、题为"*In-vivo optical imaging of cortical architecture and dynamics*"、发表于 *Modern Techniques in Neuroscience Research*、U. Windhorst and H. Johansson (eds.)、Springer Verlag 的文章，其以引用方式并入本文中，描述了对脑进行成像，以及用于减小脑中心跳诱导和呼吸诱导运动的影响的各种技术。

发明内容

在本发明的一些实施例中，测量装置包括：(a)光学测量部件，其产生一阵光，并且响应于反射光来评定患者的生理参数，例如患者血管中的红血球运动；(b)心跳测量部件，其感测患者的心功能参数；以及(c)积分器单元，其接收来自心跳测量部件的输入并且触发光学测量部件的操作。光学测量部件典型地、但不一定包括非侵入性视网膜扫描仪。

光学测量部件所发射的光典型地包括可见光或近红外线光和/或具有在 400-1000 nm 范围内的波长。

因此，提供了根据本发明的实施例的装置，包括：

心跳测量部件，其感测患者的心功能参数，此外响应地产生心功能参数信号；

光学测量部件，其通过向患者的组织发射 400-1000 nm 的光并且接收从组织反射的光来获取数据；

积分器单元，其接收心功能参数信号，此外作为响应，启动光学测量部件以获取数据。

在一个实施例中，光学测量部件包括眼底照相机。

在一个实施例中，光学测量部件包括检眼镜。

在一个实施例中，心跳测量部件包括心电图机。

在一个实施例中，心跳测量部件包括脉搏血氧计。

在一个实施例中，心跳测量部件包括光学密度计。

在一个实施例中，心功能参数信号包括指示心跳的数字脉冲，并且其中，心跳测量部件产生该数字脉冲，但并不在每次心跳时产生指示该心跳的测量参数的附加信息。

在一个实施例中，组织包括患者的视网膜，并且光学测量部件接收从该视网膜反射的光。

在一个实施例中，组织包括从由下列各物构成的群组中选出的组织，该群组包括：结膜、巩膜外层、舌、表面可及的血管床、食道、胃、小肠、结肠、胃肠道的内表面、血管通道、心脏、脑、肝脏、外科手术可及的器官表面以及通过导管、内窥镜、显微内窥镜或腹腔镜可进入的血管床，并且其中，光学测量部件接收从所选组织反射的光。

在一个实施例中，心功能参数信号包括指示单次心跳的数个参数的变化迹线，并且其中，心跳测量部件产生该变化迹线。

在一个实施例中，积分器单元响应以下两项而估计当前尚未结束的心跳的持续时间：(a)指示前一完整心跳的参数的变化迹线的一部分，(b)指示当前心跳的参数的变化迹线的一部分。

在一个实施例中，积分器单元指定用于响应来自心跳测量部件的计时数据，来启动光学测量部件的时间，该计时数据指示先前心跳的持续时间。

在一个实施例中，积分器单元在当前心跳期间接收来自操作员的操作员命令，该操作员命令指示已准备好获取数据，并且响应指示先前心跳的持续时间的计时数据，启动光学测量部件，以在当前心跳期间获取数据。

在一个实施例中，积分器单元在当前心跳期间接收来自操作员的操作员命令，该操作员命令指示已准备好获取数据，并且响应指示先前心跳的持续时间的计时数据，启动光学测量部件，以在紧随当前心跳之后的心跳期间获取数据。

在一个实施例中：

指定时间包括多个指定时间；

积分器单元指定适合于响应计时数据而启动所述光学测量部件的多个时间部件；以及

积分器单元接收来自操作员的指示已准备好获取数据的操作员命令，并且响应该操作员命令，来启动光学测量部件，以在一个指定时间获取的数据。

在一个实施例中，积分器单元响应指示与多个先前心跳的持续时间有关的趋势的计时数据来指定时间。

在一个实施例中，积分器单元指定用于响应来自心跳测量部件的计时数据而启动光学测量部件的时间，该计时数据指示前一心跳的持续时间。

在一个实施例中，积分器单元执行以下操作：

(a)在当前心跳期间，在指定时间启动光学测量部件；

(b)接着确定当前心跳的持续时间；

(c)如果前一心跳的持续时间与当前心跳的持续时间的差别小于阈值，那么根据第一协议来处理由光学测量部件获取的数据；以及

(d)如果前一心跳的持续时间与当前心跳的持续时间的差别大于所述阈值，那么根据第二协议来处理由光学测量部件获取的数据。

在一个实施例中，为执行第一协议，积分器单元将采获取据指定为好数据。

在一个实施例中，为执行所述第一协议，积分器单元处理和输出获取数据，以便显示给操作员。

在一个实施例中，如果 $1 - \text{MIN}(D_p, D_c) / \text{MAX}(D_p, D_c)$ 小于 0.20，那么积分器单元确定前一心跳的持续时间(D_p)和当前心跳的持续时间(D_c)的差别小于阈值。

在一个实施例中，如果 $\text{ABS}(D_p - D_c)$ 的小于 50 ms，那么积分器单元确定前一心跳的持续时间(D_p)和当前心跳的持续时间(D_c)的差别小于阈值。

在一个实施例中，为执行第二协议，积分器单元丢弃获取数据。

在一个实施例中，为执行所述第二协议，积分器单元纠正获取数据，并且输出纠正的数据，以便显示给操作员。

在一个实施例中，积分器单元分析获取数据，以产生血流速度指标，

并且利用因子来纠正血流速度的指标，所述因子基于在一个心动周期的多个相位的典型血流速度之间的已知关系。

还提供了根据本发明的实施例的装置，包括：

周期性生理参数测量部件，其感测患者的周期性变化参数，此外响应地产生周期性变化参数信号；

光学测量部件，其通过向患者的组织发射光并且接收从该组织反射的光来获取数据；

积分器单元，其接收该周期性变化参数信号，此外作为响应，启动光学测量部件，以获取数据。

根据下面结合附图对本发明实施例进行的详细描述，将更加充分地理解本发明，在附图中：

附图说明

图 1 是根据本发明的实施例的用于非侵入性测量患者血管中的血流量的测量装置的方框图；

图 2 是根据本发明的实施例的表示用于在心动周期的特定相位所固定的时间处开始数据获取的技术的采样图；

图 3 和图 4 是根据本发明的实施例的表示用于对速度数据进行纠正的技术的采用图；

图 5 是根据本发明的实施例的表示用于减小相位误差的技术的采样图；

图 6 是根据本发明的实施例的表示用于响应操作员命令而对数据获取进行计时的技术的采样图；

图 7 是根据本发明的实施例的表示用于减小操作员命令和启动光学测量部件之间的等待时间的技术的采样图；

图 8 是根据本发明的实施例的表示用于增强相位精确度的方法的采样图。

具体实施方式

图 1 是根据本发明的实施例的表示用于非侵入性测量患者血管中的血流量的测量装置 2 的方框图。出于说明的目的，作为实际例子，本说明书

主要涉及在眼睛的视网膜 8 上执行的这种测量。测量装置 2 典型地包括光学测量部件，其包括诸如用于观察视网膜血管的眼底照相机或者检眼镜的血管成像光学器件 6、闪光器 14 以及成像仪 4（例如 CCD 照相机）。通过例如数字帧抓取器的图像获取接口 12，将图像数据发送到“心跳相位(phase)和触发积分器”单元 10。积分器单元 10 借助于闪光器 14 来控制图像获取和照明计时。在一些应用中，提供显示监视器 16，用于观察自动图像分析的结果和允许交互式图像分析，并且打印机 18 产生分析结果的硬拷贝输出。

积分器单元 10 典型地包括(a)专用电路，用于输入计时和数据信号，处理这些信号，并且输出计时和数据信号；和/或(b)一个或多个可编程单元（例如，嵌入在可编程数字数据处理器），其被配置为输入计时和数据信号，处理这些信号，并且输出计时和数据信号。根据本发明的实施例，测量部件 2 的其它部件描述于 Grinvald 等人的上述美国专利 6,588,901 中，其以引用方式并入本文中。参照专利 '901 的图 1 对这些部件进行描述，并且这些部件使用相同的附图标记出现于本专利申请的图 1 中。另外，在此描述的所有实施例适用于结合专利 '901 中所述的技术和装置以及本领域公知的其它血流速度测量部件来实施。

测量装置 2 又包括心跳测量部件 3，其包括：例如脉搏血氧计、心电图机、或者用于临时耦合到患者的手指或耳垂上的光学密度计。该部件列表只是指示性的，并非穷尽的或排他的。

心跳测量部件 3 典型地具有例如 TTL 脉冲的数字输出(C)，其具有与其自身心跳周期的可确定关系的时域特性。例如，时域特性可以是 TTL 脉冲从低电压到高电压过渡的瞬间(moment)，并且这可以指示 QRS 波群的末端。或者，心跳测量部件 3 的输出连续变化，以提供关于心跳周期的更完整信息。在此情况下，积分器单元 10 典型地分析部件 3 的输出，以确定在心动周期内的重复、固定的点。

利用对患者心动周期的知识，对闪光器 14 的操作计时，以致在患者心跳周期的已知相位期间，释放光并且获取图像。这些实施例解决的技术挑战是：通过所有血管的血流量率实质上随着心跳周期的过程变化。由于供专利 '901 中所述装置使用的一些采样周期比心跳周期短的多，因此在此描述的实施例具有在心跳周期内控制何时启动闪光器 14 并且进行测量的能

力。对于一些应用，独立于心跳周期启动闪光器 1，并且随后对获取图像的分析也存取来自心跳测量部件 3 的数据，以便拒绝那些不是在心动周期的指定窗口期间获取的图像。

在一个实施例中，在心跳周期的已知特征之后的固定时间，例如感测 QRS 波群的同时，或者在 QRS 波群最高峰之后的 1-100 ms、100-300 ms 或 300-900 ms 内，来启动闪光器 14。

然而，使用该简单算法可能获得一定程度的不准确度，这是因为与患者心率比较慢时相比，当患者心率过快时，可能在心动周期稍后的相关相位上启动闪光器 14。因而，例如，在本发明的实施例中，尽管在前一 QRS 波群后的固定时间启动闪光器 14 产生了可接受的结果，其中期望在收缩期之前不久启动闪光器 14（例如在 QRS 波群之前大约 100-200 ms），使用下文所述的技术能够在准确度上得到改善。

如本发明的这些实施例所提供的，在收缩期前测量血流速度，提供了稳定的血流速度的基线水平，即在心动周期中的最慢时间。对于一些应用，期望测量在心动周期期间的血流速度的变率，在这种情况下对测量器件 2 进行编程，以在一些心跳期间的收缩期之前而在其它心跳期间的收缩（例如在 QRS 波群之后 0-100 ms）之后来启动闪光器 14。在一个实施例中，心跳测量部件 3 操作在数据获取期间，但并不用作对数据获取的触发。相反，独立于心动周期获取数据。在数据后处理期间，根据其测量在心动周期内的位置接收(bin)速度测量。

图 2 是根据本发明的实施例的表示用于在固定于心动周期特定相位的时间上开始数据获取的技术的采样图。测量装置 2（在该例中，积分器单元 10 或者心跳测量部件 3）通过测量两个最近的心跳测量部件的输出来评定患者的瞬时心率。（或者，使用平均值或其它组合的最近心跳周期持续时间）。在图 2 中所示的第一心跳的末端处，测量装置 2 评定瞬时心率。该心率在附图中用其反向的持续时间 B1 来表示。典型地，预先对测量装置 2 编程以在心动周期的指定相位，即在该周期中的 ϕ 点处启动闪光器 14，其中 ϕ 可定义为，例如紧随 QRS 波群的心动周期的大约 10% 或者 75%。在心跳测量部件 3 感测 QRS 波群和部件 3 输出脉冲之间的时间 A 典型地是固定的。因而，在测量瞬时心率 E1 时，并且典型地在第二心跳的早期，积分

器单元 10 计算数据获取触发时间(T), 在该时间上将启动闪光器 14 并且开始图像获取。如果随后测量的第二心跳具有的持续时间 B2 靠近 B1 (例如, $\text{MIN}(B1, B2)/\text{MAX}(B1, B2) < \text{大约 } 10\% \text{ 或 } 20\%$), 那么存储在时间 T 获取的图像数据。如果测量的第二个心跳具有的持续时间 B2 不类似于 B1 (例如, $1 - \text{MIN}(B1, B2)/\text{MAX}(B1, B2) > \text{大约 } 40\% \text{ 或 } 50\%$), 那么典型地拒绝或者留出 (丢弃) 在时间 T 获取的图像数据。或者, 此外, 如下文所述, 识别出在 B1 和 B2 之间小但非平凡的偏差, 并且对已记录数据应用纠正算法。

现在参照图 3 和图 4, 其是根据本发明的实施例的表示用于对速度数据进行纠正的技术的采样图。有时, 积分器单元 10 确定心跳周期, 在其期间所发生的数据获取比先前测量的心跳周期稍长或者稍短。换言之, B2 (在 ECG 2 上, 脉搏 2 和脉搏 3 之间的时间) 比 B1 (在 ECG 1 上, 脉搏 1 和脉搏 2 之间的时间) 稍长或者稍短。因而, 由于第二心跳的 ϕ_2 与第一心跳的 ϕ_1 并不相同, 因此将发生相应的相位误差。由于血流速度随心动周期函数而变化, 因此该相位误差可能在血流速度测量中引入一些测量误差。即, 由于心率的变化而在测量数据中存在一定量的“抖动”。

在减少相位误差的第一方法中, 积分器单元 10 计算 (典型地但并非必须在已经获取所有数据后的后处理期间) 在心跳周期的持续时间 B2, 在其期间实际取得数据。据此, 以及已经获得的信息, 积分器单元 10 计算数据获取实际发生在心跳周期中的什么相位。将该测量结合先前搜集的有关在受试者中血液速度通常如何按照心跳周期函数变化的知识 (例如, 如图 4 所示), 积分器单元 10 纠正测得的速度, 使得若预先知道第二心跳的持续时间并且已经在第二心跳中的期望相位处进行测量, 则大致反映将要测量的速度。

因而, 例如, 如果第二心跳比预期的短, 那么事后会发现速度测量是在第二心跳中比期望晚的相位进行的。在图 4 所示的采样数据中, 测得的速度比在期望相位处的速度低。为了估计期望相位处的速度, 对该测得速率应用纠正因子。在图 4 所示的实例中, 已知预定的基于人群的速度校准曲线, 并且其用于产生纠正因子。

在减少相位误差的第二方法中, 其可以与第一方法结合实施, 评

定心率的短期趋势，并且将其作为到积分器单元 10 的算法的输入，该算法预测随后心跳的长度。下面参照图 5 该方法的实例进行描述。

图 5 是根据本发明的实施例的表示用于减少相位误差的技术的采样图。对于许多个体（尤其是惯于久坐的患者），心跳周期时间并不随机地增加和减少，而是按照患者呼吸周期的当前相位的函数大致上是正弦式地。图 5 示出了反映此现象的采样数据。因而，通过分析患者心率的近期历史（例如，在图中从率 R 到 R1），积分器单元 10 识别心率中周期性的上升和下降，并且预测依次下一个心跳（图中的 R2）会比前一个快还是慢，以及大约快慢多少。

因外，对于某些应用，基于如上参照图 2 所述的瞬时心率的预测由一个近期的短期心率变化所取代或者补充（例如，以每个策略加权 50%）。

图 6 是根据本发明的实施例的表示用于响应操作员命令对数据获取进行计时的技术的采样图。典型地，在检查确认患者准备好并且测量装置 2 准备好以及其相对于患者放置好之后，操作员输入命令，以便开始数据获取。期望避免在操作员输入命令以获取图像（例如，通过按开始按钮）和图像的实际获取之间有长时间的延迟。长时间的延迟有时易于使所获取数据退化（例如，患者的眼睛可能移动）。本发明的一些实施例不但提高心跳同步，如此处所述，而且使在操作员命令和数据的获取之间的延迟最小。

根据本发明的实施例，积分器单元 10 计算以连续、滚动的基础触发闪光器 14 的潜在次数。积分器单元 10 预先知道在接收到操作员命令时下一次数据获取将发生的时间，并且使本身持续准备好，如果可能的话，以在当前心跳周期期间，或者在下一个心跳周期期间获取数据。如果没有接收到操作员命令，那么积分器单元在到达触发点时（在图 6 中的时间 $\phi 1$ ）并不触发光学测量部件以获取数据，如果在下一个心跳中接收到操作员命令（在图 6 中的时间 A），那么不必要等待直到来自心跳测量部件的下一个脉冲，因为已经设置好触发器（到图 6 中的时间 $\phi 2$ ）。这样，光学测量部件持续的预先准备好，并且因此从操作员命令到图像获取的等待时间通常是一个心跳周期

或更少。

图 7 是根据本发明的实施例的表示用于减小在操作员命令和启动光学测量部件之间的等待时间的技术的采样图。在某种情况下,当适于启动光学测量部件以获取数据时,最好在心跳周期期间设置一个以上的“目标点”。例如,有长期的上述 ECG 尖峰信号,在其期间血流量率相当小地变化。在图 7 中,三个目标点被确定为 ϕ_1 、 ϕ_2 以及 ϕ_3 。如图 7 中的采样图所示,在第一心跳期间没有接收到操作员命令,不过在 ϕ_1 之后不久就收到了操作员命令。因此,产生触发以便在 ϕ_2 处开始数据获取。利用类似于以上参照图 4 所述的那些的微小的正规化调整,或者简单地通过接受所引入的微小附加变化,在许多情况下,积分器单元 10 可以将操作员命令和启动光学测量部件之间的等待时间减小。

应当注意的是,对于一些实施例,目标点占据了连续的时间范围,例如,从 ϕ_1 延伸到 ϕ_3 ,而不是少量的离散点。对于其它实施例,若干目标点分布在心动周期的不同部分,以便于对例如最大和最小血流速度进行测量。

对于实施上述技术的实施例(例如,参照图 7 所述的实施例),积分器单元 10 典型地存储患者在数据获取期间的实际瞬时心率以及获取数据时心跳中的点(例如,QRS 波群之后的毫秒数量)。

图 8 是根据本发明的实施例的表示用于提高相位准确度的技术的采样图。对于一些应用,心跳测量部件 3 包括心电图机(ECG)或者有关心脏活动的连续变化迹线的其它发生器,在一个实施例中,积分器单元 10 将在当前心跳周期(无论如何定义)的开始处开始的迹线的状态与在最近的完整周期期间输出的参考迹线、或者一些近期迹线的组合相比较。例如,比较可以包括在时间上延伸参考迹线直到其能最佳匹配当前部分迹线,以及记录需要延伸多少以获得该匹配。或者,将当前部分迹线延伸到能最佳匹配参考迹线。这种延伸的实例示于图 8 中。积分器单元 10 排列出延伸后的参考迹线和当前部分迹线,并且评定(a)当前心跳到最后一次有多长,以及(b)在当前心跳期间的什么时间制动光学测量部件以开始数据获取。

应当注意的是，尽管在此所述的实施例特别地涉及用于血流速度测量目标的血管图像获取的心动周期同步，而且本发明的范围包括数据获取与例如呼吸周期的其它可测量周期性生理参数的同步。（例如，可以使用上述的技术加以必要的变更，使对血氧水平的测量或者呼吸机的控制与患者自然呼吸周期同步。）类似地，本发明的范围包括将此处所述的技术应用于方便对在光学上可及的血管床上血流量的同步测量，这些血管床包括在：

- 视网膜、结膜、巩膜外层以及舌（以及，通常任何表面可及的血管床）；
- 食道、胃、小肠以及结肠（以及，通常胃肠道的内表面或者任何血管通道）；
- 心脏、脑、肝脏（以及，通常任何手术可及器官的表面）；
- 任何能够通过提供照明和图像捕获的技术或装置（例如，导管、内窥镜、显微内窥镜或者腹腔镜）光学上接近的血管床。

本发明的范围包括用于减少在同步中的“抖动”和等待时间的其它技术，其对于阅读过本专利申请的本领域普通技术人员而言是显而易见的。

本领域技术人员应当领会到的是，本发明并不局限于以上所述和所示特定内容。更确切地，本发明的范围包括上述各种特征的组合和亚组合，以及现有技术中没有但是本领域技术人员根据阅读前述描述将发生的对其的改变和修改。

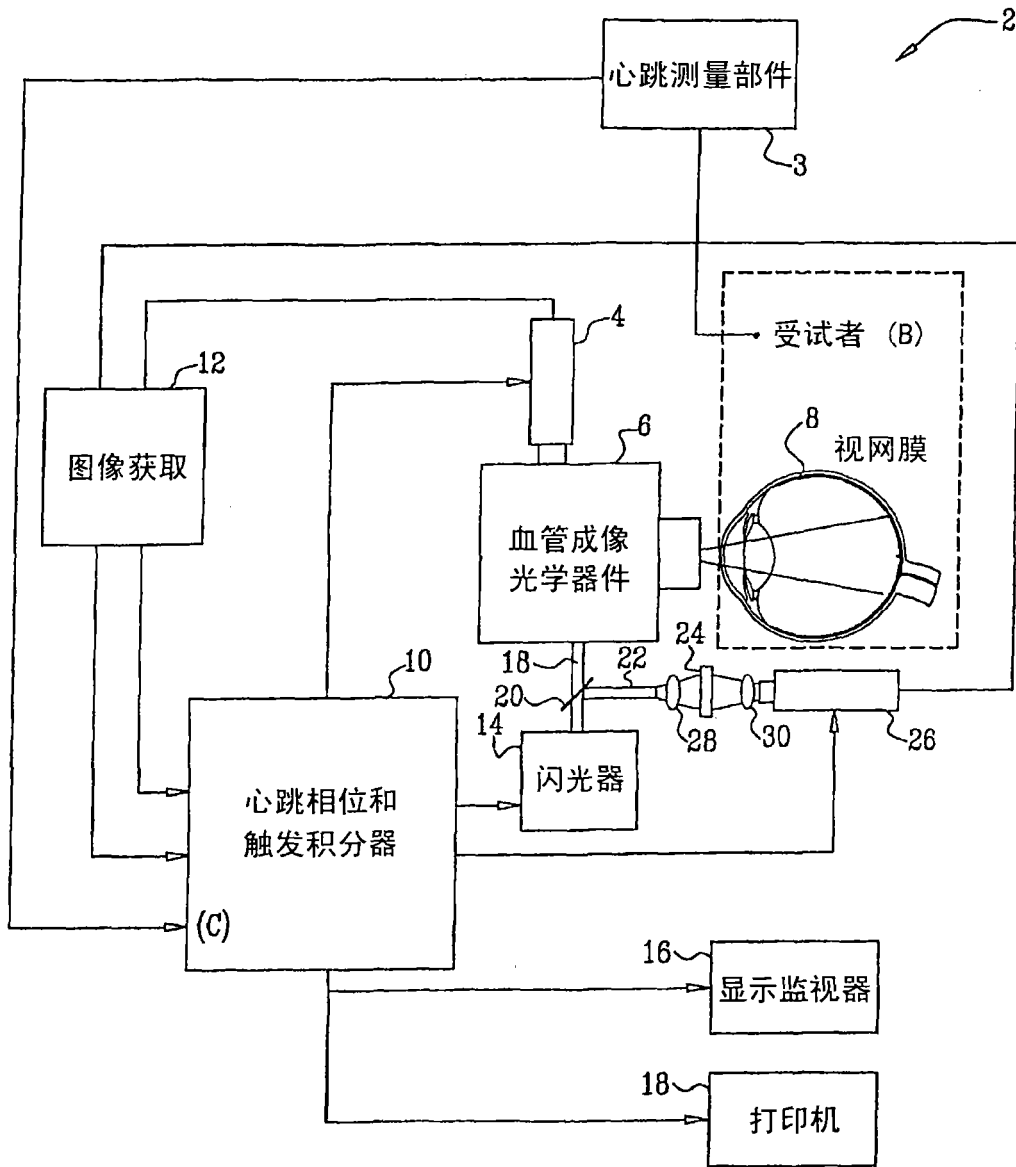


图1

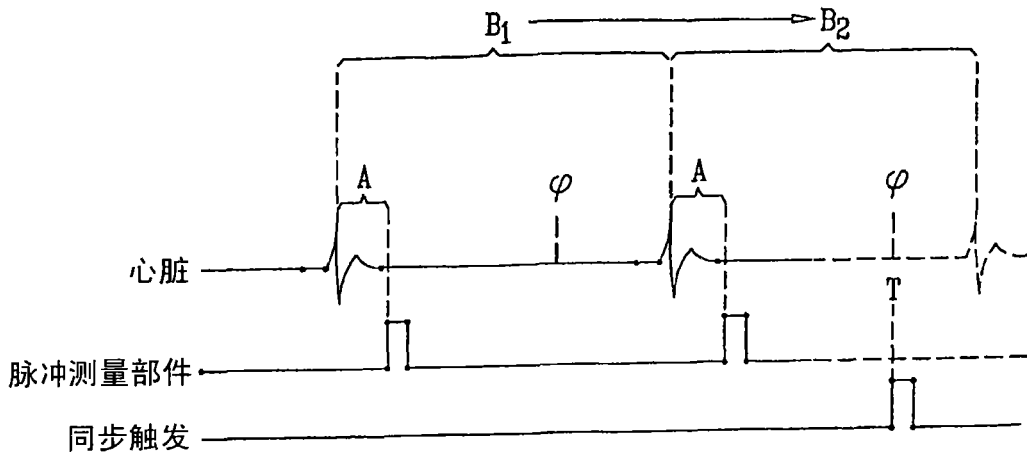


图2

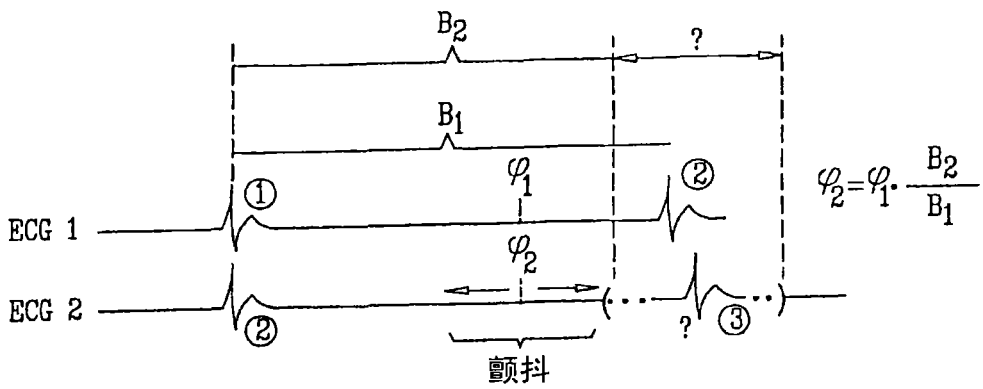


图3

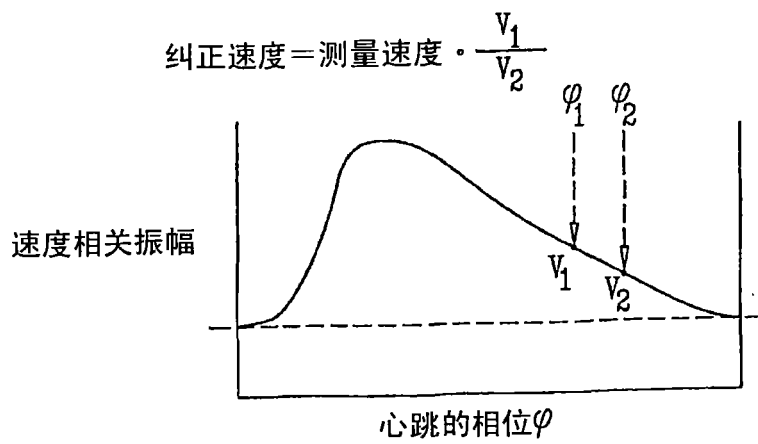


图4

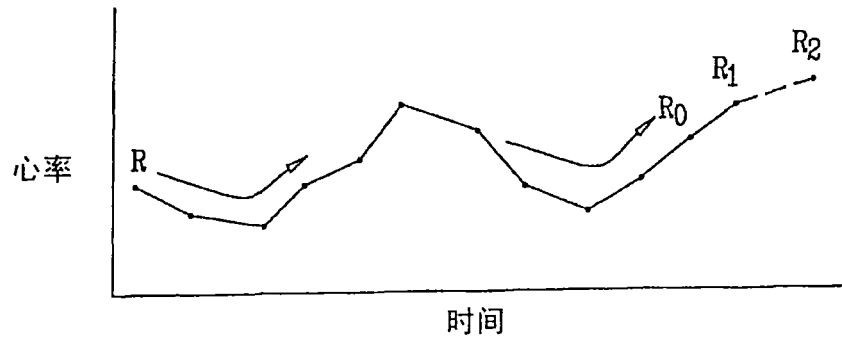


图5

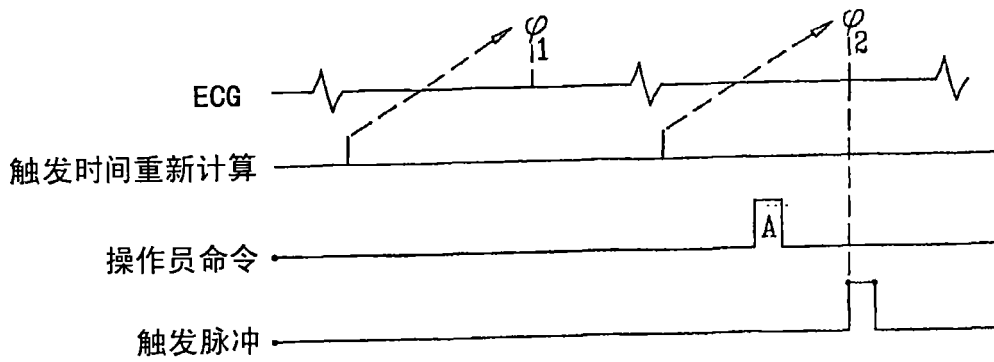


图6

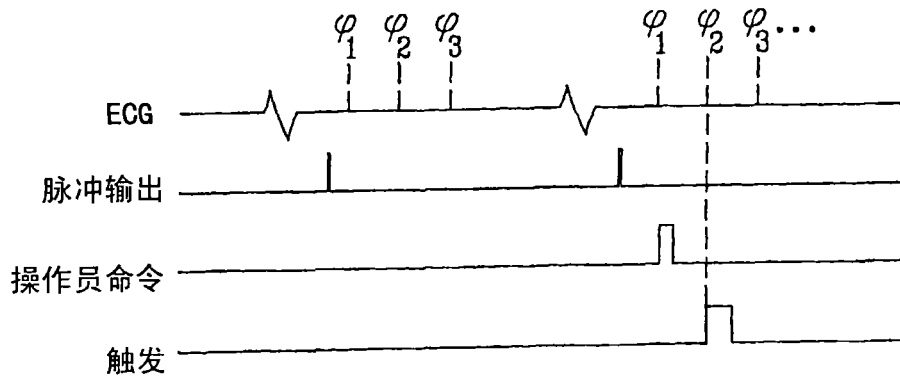


图7

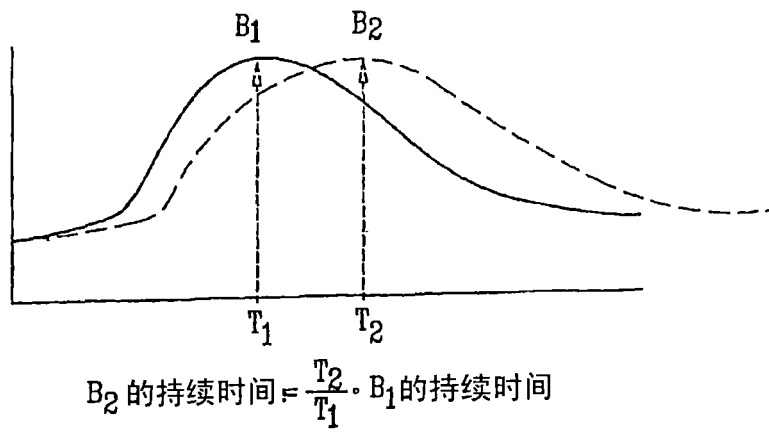


图8

专利名称(译)	红血球运动成像与分析		
公开(公告)号	CN101212928A	公开(公告)日	2008-07-02
申请号	CN200680024335.0	申请日	2006-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	耶德研究和发展有限公司		
申请(专利权)人(译)	耶德研究和发展有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	耶德研究和发展有限公司		
[标]发明人	D内尔松 A德里 A格林瓦尔德		
发明人	D·内尔松 A·德里 A·格林瓦尔德		
IPC分类号	A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/0261 A61B3/1233 A61B5/0452 A61B5/7285 A61B5/7289 A61B5/7292		
代理人(译)	王英		
优先权	60/678238 2005-05-06 US		
其他公开文献	CN101212928B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种装置(2)，包括心跳测量部件(3)，其用于感测患者的心功能参数，并且响应地产生心功能参数信号。光学测量部件通过向患者的组织发射400 - 1000nm的光并且接收从组织反射的光来获取数据。积分器单元(10)接收心功能参数信号，并且作为响应，启动光学测量部件以获取数据。

