

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/145

G01N 21/21



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 01818611.4

[45] 授权公告日 2005 年 3 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 1192745C

[22] 申请日 2001.9.28 [21] 申请号 01818611.4

[30] 优先权

[32] 2000.11.10 [33] JP [31] 342989/2000

[86] 国际申请 PCT/JP2001/008589 2001.9.28

[87] 国际公布 WO2002/038048 日 2002.5.16

[85] 进入国家阶段日期 2003.5.9

[71] 专利权人 西铁城時計株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 诸川滋 矢野敬和 松本健志

植松宏之

审查员 周东莉

[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

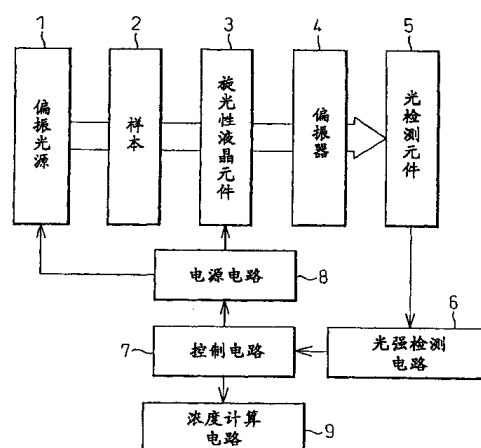
代理人 付建军

权利要求书 2 页 说明书 22 页 附图 16 页

[54] 发明名称 浓度测量设备

[57] 摘要

为了在不和溶液接触的情况下测量溶液中的旋光性物质的浓度，本发明的浓度测量设备包括：一个用于输出线性偏振光的光源；一个位于该光源的对面的光强检测元件，二者之间设置着一个样本；一个位于该光源和该光强检测电路之间的旋光性液晶元件；一个用于控制施加给该旋光性液晶元件的电压的控制电路，从而事实上会使该光强检测元件的一个输出值取极值；一个浓度计算电路，用于根据该控制电路的输出计算该样本内一旋光性物质的浓度。



ISSN 1008-4274

- 1.一种浓度测量设备, 包括:
 - 一个用于输出线性偏振光的光源;
 - 一个位于所述光源的对面的光强检测元件, 二者之间放置着一个样本;
 - 一个位于所述光源和所述光强检测元件之间的旋光性液晶元件;
 - 一个控制施加给所述旋光性液晶元件的电压的控制电路, 从而事实上将使所述光强检测元件的一个输出值取极值; 以及
 - 一个浓度计算电路, 用于根据所述控制电路的输出计算所述样本内一旋光性物质的浓度。
- 2.如权利要求1所述的浓度测量设备, 还包括一个由液晶构成的且位于所述光源和所述光强检测元件之间的相位调制元件。
- 3.如权利要求1所述的浓度测量设备, 其中所述控制电路包括:
 - 一个编码调制电路, 用于按照使从所述光源输出的光利用某特定编码被调制的方式来控制所述光源; 以及
 - 一个滤波器电路, 用于从所述光强检测元件的输出提取所述被调制的光分量。
- 4.如权利要求1所述的浓度测量设备, 其中所述控制电路包括:
 - 一个编码调制电路, 用于按照使从所述光源输出的光利用某特定频率被调制的方式控制所述光源; 以及
 - 一个滤波器电路, 用于从所述光强检测元件的输出提取所述被调制的光分量。
- 5.如权利要求1所述的浓度测量设备, 还包括:
 - 第一波长选择滤光器, 用于选择所述光源的具有特定频率的输出光; 以及
 - 第二波长选择滤光器, 用于只允许通过所述第一波长选择滤光器的光到达所述光强检测元件。
- 6.如权利要求1所述的浓度测量设备, 其中所述光源是发射线性偏振

光的固态激光器元件。

7.如权利要求1所述的浓度测量设备,其中所述样本是血液并且所述旋光性物质是糖。

8.如权利要求1所述的浓度测量设备,还包括一个监视电路,用于按预定时间间隔监视所述浓度计算电路的输出,并且用于当所述被监视的浓度值超过一预定值时产生告警信号。

9.如权利要求1所述的浓度测量设备,还包括:

一个用于发送所述控制电路的输出的发射器; 以及

一个用于接收从所述发射器发送的信号并且用于把所述接收到的信号提供给所述计算电路的接收器; 并且其中:

所述光源、所述光强检测电路,所述旋光性液晶元件、所述控制电路以及所述发射器植入在人体内。

10.如权利要求8所述的浓度测量设备,还包括一个由所述告警信号驱动的自动胰岛素注射装置。

11.如权利要求8所述的浓度测量设备,还包括一个由所述告警信号驱动的自动糖注射装置。

浓度测量设备

技术领域

本发明涉及一种测量溶解在溶液中的旋光性物质的浓度的技术，该技术不使用任何机械移动部件并且只依赖于一种利用一个电子可控的旋光控制元件的纯电子控制方法。

背景技术

本发明实现一种安全测量血糖浓度、管理测出的浓度并且通知报警状态的系统，其中该系统理想地通过非侵入式地测量人体中的血糖浓度或以不接触方式学光地测量尿中的血糖浓度，或者通过都植入在人体中的一个线性偏振光发光元件以及一个小巧液晶低电压低功耗型旋光角检测元件，以稳定和无伤害方式长期地测量血糖浓度。

尤其对于有糖尿病的总在日常生活中管理他们的血糖水平的人们，本发明通过实现一种以可听或可视方式发出告警的系统或者实现一种自动地管理胰岛素或葡萄糖的系统，作为在预期会严重影响人体时的一种应急和临时处理手段，从而提供一种帮助他们的社会活动的支持工具。如果达到非侵入式血糖监视，可以保证不必抽血的社会活动，尤其是对于几乎占人口的 10% 的可能的糖尿病人，并且从而提供一种有用的保健设备。

在现有技术中，为了检测液体溶液里的糖浓度，把线性偏振光射到该溶液中，在改变分析仪上的线性偏振器的转动角时，测量{旋光角/光径长度}，并且从测量值计算糖的浓度，但是，这种周知的用于测量血糖浓度的测量溶液中的旋光角的方法需要从人体抽取出相对大量的血液样本，从而涉及采血时的疼痛并且涉及潜在感染的风险。

为了缓解疼痛和感染风险，在美国已经在某种程度的日常生活中实行只需要少许血液并且使用酶传感器的血检。但是，这仍是一种皮肤侵

入式方法，其需要刺破皮肤以便采血，并且从而仍涉及潜在感染的风险，这种侵入式血糖测量总是要求患者携带消毒棉球从而在采血前消毒皮肤。另外，当患者必须消毒皮肤并且在有其他人的情况下采血时，患者的心理负担增大。

除了上面的方法之外，已经在一些范围内提出并实行一种把一个温暖的加热器放在皮肤上以造成局部出汗并分析汗的组成的非侵入式测量方法。但是，这种导汗加热器需要加热功率，并且如果将该加热器包含在一个便携式设备中，用户可能发现更换电池组是麻烦的，另外，可能出现因加热皮肤出现烧伤的问题，并且还可能出现由于皮肤和导汗加热器之间的接触故障而不能测量的情况。事实上，在手表式加热器的情况下，表带的记紧程度在不同的人之间变化很大，并且从而，不同的人中皮肤和加热器之间的接触程度明显变化。结果是，在使用要求和皮肤足够接触的糖浓度感测手表时，取决于用户常常发生皮肤和加热器之间的接触故障。出于这些和其它原因，在社会活动期间达到血糖浓度的实时安全自动监视是特别困难的。

如果能得到一种可以不必更换部件而长期使用的小巧低功耗可植入血糖检测器，即使它不是非侵入式糖浓度测量设备，仍会提供一种有用的装置。在这种情况下还必须在人体和测量设备之间提供隔离结构，从而能使测量探针在不影响血液的情况下留在人体内。

发明内容

本发明的一个目的是实现一种不必抽取血液样本而测量人体内的糖浓度的非侵入式血糖监视设备。为达到此目的，必须通过在不使用任何移动部件的情况下测量人体中的透光度来计算糖浓度。

已经提出一种通过利用人体中特定波长光的透射度的波长依从性（dependence）随糖浓度改变的特性计算血糖浓度的方法；但是，难以从含有各种类型的成分的人体血液高精确地检测糖浓度，并且迄今尚未成功地实现实用的非侵入式血液监视器。取决于状态，经历低血糖水平患者可觉察到的症状程度可能是弱的。从而，在患者自己不能注意到症

状的情况下，不可能在恰当的时刻测量血糖水平，并且这会威胁他的生命。为了在患者自己未注意到任何症状时也测量血糖水平，唯一可使用的方法是在时钟的控制下自动测量，但是当测量失败时无法提供可靠测量。

如果实现一种非侵入式血液监视器，可以在时钟的控制下测量血糖，并且把结果反馈给患者。为了预防不能及时向患者施予糖或胰岛素的情况，可以和该自动血糖测量设备相组合地使用一个自动给药设备，从而可以自动地施予安全的糖或胰岛素量作为一种可靠地防止患者无知觉的措施。

上述设备方便糖尿病人和潜在的糖尿病人的社会活动。即使得到的非侵入式血糖测量含有一定程度的误差，只要它在由于血糖降到正常水平之下造成事故之前向患者提供警告，如果尚未引起真正伤害则是有好处的。在社会活动支持应用中，和用于诊断或科学分析的精确血糖测量设备不同，强烈需要一种简单、易于使用并且允许有限程度的误差的血糖预测测量系统。从而社会上需要提供一种便携手提式非侵入式血糖浓度估计设备。

本发明的配置的重点是通过一个扭转向列液晶元件产生旋光的光电调制。理论上，可以通过该液晶元件和一个线性偏振器以及一个光接收元件的组合来测量糖的浓度。如果对上述组合添加一个从平行对准液晶元件构建的光电相位调制元件，并且通过把椭圆偏振光转换成线性偏振光来测量光量，可进一步提高旋光测量的精度。更具体地，把线性偏振光发射到一个旋光性样本上，通过用扭转向列液晶元件构建的光电旋光调制元件来补偿从该样本发出的椭圆偏振光，通过该光电相位调制元件该椭圆偏振光转换回到线性偏振光，读出检测到的光强的极值，反馈控制该扭转向列液晶元件以及该相位调制平行对准液晶元件的驱动电压，并且通过从该控制电压的测定计算溶液中旋光物质的浓度。

为了改进信噪比（以下简写成 S/N），在短时间内并行地或顺序地进行发射光强度的测量以及旋光的测量，并且例如从糖浓度测量波长范围内的旋光值和光强之间的预定关系估计血糖的浓度。为了防止由于外部

光而使 S/N 下降，还使用一个和测量光的波长对应的波长选择滤光器，或者按时间序列方式进行编码调制是有效的，从而对和被检测光对应的电信号输出的编码施加适当的滤波，并由此通过减小外部干扰光的影响测量血糖浓度。

在一具体例子中，一个能发出线性偏振光的激光二极管或者一个发光二极管和一个线性偏振器的组合充当光源，并且利用用来控制旋光角的扭转向列液晶元件和用来控制双折射光的二个分量之间的相位差的平行对准液晶元件的组合进行自动控制，从而在反方向上校正样本产生的旋光角以便向回转动旋光角并恢复原始的线性偏振光，而且从上述旋转角控制所需的液晶驱动电压值估算血糖浓度。

在上述原理的一个修改例子中，事先通过旋转角控制液晶元件在与样本产生的转动方向相反的方向上旋转线性偏振光；这样，向该转动角控制液晶元件施加一个电压，从而当光通过样本时光的偏振角会回到原始偏振角。在椭圆偏振光的情况下，通过相位调制液晶元件把该椭圆偏振光转换成线性偏振光以改进 S/N 比。

附图说明

图 1 是一个方块图，示出依据本发明的第一实施例的浓度测量设备的配置；

图 2 是曲线图，示出旋光液晶元件的施加电压和光检测元件的输出之间的关系；

图 3 是曲线图，示出糖浓度和施加电压之间的关系；

图 4 是一个方块图，示出依据本发明的第二实施例的浓度测量设备的配置；

图 5 是一个方块图，示出依据本发明的第三实施例的浓度测量设备的配置；

图 6 是一个方块图，示出依据本发明的第四实施例的浓度测量设备的配置；

图 7 是一个方块图，示出依据本发明的第五实施例的浓度测量设备

的配置;

图 8 是一个方块图, 示出依据本发明的第六实施例的浓度测量设备的配置;

图 9 是一个方块图, 示出依据本发明的第七实施例的浓度测量设备的配置;

图 10A 是用于解释依据本发明的浓度测量设备的操作的图;

图 10B 是用于解释依据本发明的浓度测量设备的操作的图;

图 11 是一个方块图, 示出依据本发明的第八实施例的浓度测量设备的配置;

图 12 是一个方块图, 示出依据本发明的第九实施例的浓度测量设备的配置;

图 13 是一个方块图, 示出依据本发明的第十实施例的浓度测量设备的配置;

图 14 是一个方块图, 示出依据本发明的第十一实施例的浓度测量设备的配置;

图 15 示出本发明的浓度测量设备中使用的旋光控制液晶元件的旋光控制特性的一个例子;

图 16A 示出说明通过利用图 1 中示出的浓度测量设备测量溶液中的糖浓度的过程的流程图的第一部分;

图 16B 示出说明通过利用图 1 中示出的浓度测量设备测量溶液中的糖浓度的过程的流程图的第二部分。

具体实施方式

图 1 是示出依据本发明的第一实施例的浓度测量设备的配置的方块图。在该图中, 参考数字 1 是一个光源, 它发射线性偏振光并且例如用激光二极管等构成。参考数字 2 是一个样本, 通过本发明的设备为该样本测量溶液中某旋光物质的浓度。如果该样本是血, 并且该旋光物质是糖, 则该分析物是右旋糖。参考数字 3 是一个用扭转向列液晶形成的旋光液晶元件。

当把本发明的浓度测量设备用作为旋光补偿型设备时, 使用一个左扭转向列液晶元件, 而当把它用作为旋光添加型设备时, 使用一个右扭转向列液晶元件。参考数字 4 是一个线性偏振器, 5 是一个用光电二极管或一个光接收元件构成的光检测元件, 而 6 是一个光强检测电路。另外, 参考数字 7 是一个控制电路, 它根据来自光检测元件 5 的检测值确定要施加到旋光液晶元件 3 上的电压。参考数字 8 是一个电源电路, 其根据该控制电路的输出向旋光液晶元件 3 提供所需电压并且提供驱动光源 1 所需的电压。参考数字 9 是一个根据控制电路 7 的控制输出计算溶液中旋光物质浓度的浓度计算电路。当把反偏置光电二极管用作为光检测元件时, 电源电路 8 可配置成提供该反偏置电压。

下面说明这样配置的浓度测量设备的操作。

当样本 2 中旋光物质的分子以随机方向取向时, 从光源 1 发出的线性偏振光的偏振面在通过样本 2 时旋转并且作为椭圆偏振光出射。从而, 当设置在和从该样本射出的光的旋转方面相反的方向上产生旋光的扭转向列液晶元件 3 时, 该穿过该液晶元件 3 的椭圆偏振光在一个转回到该偏振面的方向上被调制。这里, 考虑把纯水作为样本并且对该扭转向列液晶元件 3 施加例如 10V 电压的情况(不产生旋光的状态); 在这种状态下, 如果把线性偏振器 4 排列成使它的偏振面和光源 1 的偏振面成直角, 则由于来自该光源的偏振光在不被该样本调制的情况下到达偏振器 4, 该光由偏振器 4 阻挡。从而, 光检测元件 5 的输出呈现最低值。

接着, 当引入右旋葡萄糖溶液代替纯水作为样本 2 时, 通过样本 2 的右旋光本领使来自光源的线性偏振光向右旋转, 从而该光通过偏振器 4 并且作为亮光出射。当降低施加到左扭转液晶元件 3 上的电压时, 液晶元件 3 的旋光本领被恢复, 这补偿右旋葡萄糖产生的旋光; 结果是, 从偏振器 4 出射的光再次变暗。当把施加到液晶元件 3 的电压调整到用于该最小出射光时, 为最暗光施加的电压变成右旋葡萄糖浓度的函数。

在上面的配置中, 考虑其中该液晶元件为右 90 度扭转向列液晶元件, 施加电压为 0V 并且样本为纯水的情况。由于该偏振器定位成相对于光源 1 的偏振面成 90 度, 光检测元件 5 的输出强度代表最亮的状态, 因为由

于扭转向列液晶元件 3 的旋光本领光旋转了 90 度。当用右旋葡萄糖溶液代替纯水时，由于该溶液的右旋性质光检测部件 5 的输出强度下降。当加大施加给 90 度扭转向列液晶元件 3 的电压时，由液晶元件 3 产生的旋光下降，并且当电压达到使右旋溶液产生的旋光角以及液晶元件 3 产生的旋光角的总合等于 90 度的那一点时，光变成最亮。由于可以避免电路饱和问题，检测最暗状态与检测最亮状态相比可以减少设计限制；因而，把偏振器放在转动 90 度的位置上。在这样的情况下，当施加到 90 度扭转向列液晶元件的电压为 0 并且样本为纯水时，产生最暗状态，并且随着右旋葡萄糖溶液中的糖浓度的提高施加电压加大。但是，由于穿过样本的光线是按椭圆偏振光出射的，并且穿过该扭转向列液晶元件的光也按椭圆偏振光出射，故不能达到全暗状态，并且这可能在糖浓度测量中引起误差。另外，由于最暗状态的施加电压是通过获得最小化缓和函数（gentle function）（=接收到的光强）的变量（=施加电压）确定的，所以必须通过利用一种从最暗点附近的多个测量值逼近一个容易分析的函数并且计算出使该近似函数最小化的施加电压的技术来确定最暗状态下的旋加电压。

通过采用上面的配置，和右旋葡萄糖被分析物溶液结合地使用 90 度右扭转向列液晶元件，并且把线性偏振器 4 排列成使它的偏振面定位成产生纯水样本的最暗状态；接着改变施加给该扭转向列液晶元件的电压以在未使用相位校正对准液晶元件的情况下提供在纯水样本下产生最暗状态的角度。图 2 中示出上述方案中的实际测量数据，并且在图 3 中示出从这些数据导出的分析曲线。在图 2 中示出的葡萄糖探测器特征曲线中，横坐标代表施加到扭转向列液晶元件上的电压（伏），而纵坐标代表光强检测电路的输出（伏）。在图 3 中示出的葡萄糖传感器分析曲线中，横坐标代表用重量百分比表达的糖浓度，而纵坐标代表使光强最小的液晶驱动电压（伏）。从该曲线可以看出，可以借助图 1 的设备通过检测施加到旋光液晶元件 3 上使得光检测元件 5 的输出最小的电压计算出溶液中的糖浓度。图 1 中的浓度计算电路 9 是一个根据例如图 3 中所示的预存储数据从由控制电路 7 确定的对旋光液晶元件 3 施加的电压获得溶液

中的旋光性物质的浓度的电路。

在图 1 中示出的实施例中，如果把旋光液晶元件 3 放在光源 1 和样本 2 之间，可以按和上面说明的相同的方式测量浓度。

图 4 是示出依据本发明的第二实施例的浓度测量设备的配置的方块图。该实施例和图 1 中示出的配置的不同之处在于包括一个位于光源 1 的出口侧上的光波长选择滤光器 10 和一个放置在偏振器 4 和光检测元件 5 之间用于只发送穿过波长选择滤光器 10 的光的第二波长选择滤光器 11。利用这种方案，由于只有特定波长的光用于测量，所以可以改进测量的信噪 (S/N) 比。

图 5 是示出依据本发明的第三实施例的浓度测量设备的配置的方块图。该实施例和图 1 中示出的配置不同之处在于，控制电路 7 包括一个用特定代码或频率来调制光源 1 的光发射强度的调制电路 71，一个用于提取光强检测电路 5 的电输出信号中所包含的调制信号的滤波电路 72，和一个用于向各个电路生成计时命令的计时电路 73。利用这种配置，由于可以通过滤波电路 72 只分离出来自调制光源的光信号供检测用，改进了信号的 S/N 比。

图 6 是示出依据本发明的第四实施例的浓度测量设备的配置方块图。该实施例和图 5 中所示的配置不同之处在于设置一个发射器 12 和一个接收器 13，从而能够遥控由光源 1、旋光液晶元件 3、光检测元件 5、光强检测电路 6、控制电路 7 和电源电路 8 构成的传感器部分。该配置适用于把本发明的浓度测量设备戴在人体上或者植入体内的应用。也就是说，可以把光源 1、旋光液晶元件 3、偏振器 4、光检测元件 5、光强检测电路 6、控制电路 7、电源电路 8 和发射器 12 植入人体内，在该情况下，通过发射器 12 发送控制电路 7 的输出并且接收器 13 在体外控制并分析该设备。以这种方式，通过使植入体内的部分的尺寸为最小，可以减轻人体的负担。在图 6 中，当把发射器 12 和接收器 13 构建成单个收发器单元时，可以把控制电路 7 放在人体的外面。

图 7 是解释本发明的第五实施例的配置的功能方块图。图中，参考数字 122 是一个线性偏振光源装置。例如可以通过组合发光二极管和线

性偏振器 102 构建该光源装置。替代地，可以把能发射线性偏振光的激光二极管用作光源 101。在后一种情况下，可以省略掉线性偏振器 102。参考数字 103 是一个旋光性样本，112 是一个光电旋光调制装置，用于补偿旋光性样本造成的旋光，而 124 是一个线性偏振光强检测装置。如果样本 103 是人的血液或者是含有光散射颗粒的溶液，则出现光的偏振或散射扰动。另外，在体液的情况下，光透射率是时间的函数。

旋光补偿装置是一个执行用来补偿旋光角的调制和执行用来把椭圆偏振光转换成线性偏振光的相位补偿调制的装置，以便能够以高 S/N 比（信噪比）用光强检测装置 124 检测样本中的通过受到旋转角调制及双折射而被椭圆偏振的光。

为了进行旋光调制，使用一个展示扭转结构的液晶元件，在这种扭转结构中液晶分子按扭转方式取向。在该扭转向列液晶元件中，允许和基片定位方向匹配的偏振分量进入并且该偏振分量转动和该扭转角相等的角度。当施加高电压时，旋光本领下降，从而改变旋光角。利用这种特性电气地调整旋光角。对于相位调制，使用一个平行对准液晶元件。基片的定位方向设置成相对于椭圆偏振光的主轴约为 45 度，并且通过调整对该液晶元件施加的电压把入射的椭圆偏振光转换成线性偏振光，从而通过该液晶元件产生的相位差调整寻常光和异常光之间的相位差。

由于在旋光液晶元件中如前面所说明不仅出现旋光还出现椭圆偏振，通过利用为调整双折射光的二个分量之间的相位差而提供的平行对准液晶元件把椭圆偏振光转换回到线性偏振光。

线性偏振光强度检测装置 124 是通过线性偏振器 106 和光强检测元件 107 的组合构建的。穿过线性偏振器的光进入光检测元件 107；利用和旋光无关的光检测元件 107 可以得到和线性偏振光的强度成比例的输出。对于光检测元件，可以利用反偏置硅半导体 PN 结元件、光敏晶体管、硫化镉光电导元件等等。可以利用便宜的市场上可买到的 50% 吸收型线性偏振器构成该线性偏振器。

利用旋光调制液晶元件以及相位调制液晶元件来补偿样本所施加的旋光调制的上述系统可以实现为采用零值方法的系统或者替代地实现为

采用最大值跟踪方法的系统。在该零值方法中检测出检测光的漏泄光并且进行补偿以使漏泄光最小，而在该最大值跟踪方法中检测入射到检测元件上的光量并且执行补偿以使入射的光量最大。

当把固态激光二极管用作为光源 101 时，可以省略聚光部件，从而可以简化结构。样本 103 是人体的一个部位，例如手指、耳垂或手臂的一部分。旋光控制元件 104 是一个旋光控制扭转液晶元件，它包括一对彼此相对排列的透明基片并且基片上形成透明电极，处理这些基片使其具有一个接近与基片平行的小倾斜角。扭转角不必必须设置为 90 度，而是可以设置成在从大致等于样本造成的旋光角到大约 360 度的范围内。当二个基片之间施加的电压为 0 时，进入该液晶元件的光的偏振面转动与扭转角相等的角度。当进入光的偏振面角度不和液晶分子取向角匹配时，由于和该分子取向匹配的光分量以及和它垂直的光分量以不同的速度传播，所以同时出现旋光调制和椭圆偏振。当施加电压明显高于液晶元件的阈值时，液晶元件中的液晶分子排成垂直于基片，从而失去旋光本领并且旋光角为 0。当施加电压在该阈值附近时，旋光角以及椭圆偏振程度根据施加电压改变。

平行对准液晶元件 105 是通过在一对被处理成使它们的准直方向指向相同方向从而对准而且彼此相对的透明基片上形成透明电极而构建的液晶元件，其中还注入液晶材料以填充二片基片之间的间隙。当施加电压为 0 时，在和分子取向平行的光分量以及和它垂直的光分量之间出现相位差，并且当在夹着液晶层的透明电极之间施加高于阈值的电压时，液晶分子排列成垂直于基片，从而相位差变为 0。当以 RMS 来表示的施加电压在该阈值附近时，相位差的程度随施加的 RMS 电压改变。

调整施加到每个液晶元件上的 RMS 电压，从而穿过样本 103 而转动并且椭圆偏振的光在经过旋光补偿元件 104 以及相位控制元件 105 时会转回到它的原始取向，即线性偏振光。取决于配置，可以加大旋光角度从而提供一个垂直于线性偏振光源 122 的输出光的偏振面的角度。线性偏振器 106 被设置为使它的面取向为在没有施加电压时与穿过偏振器 102 以及旋光控制元件的光的偏振面成直角，从而当去掉样本 103 时发射

的光量为最小。

一种旋光测量方法是零值方法，其中把来自光检测元件 107 的光电流转换成电压，并且通过用来驱动每个控制元件的 RMS（均方根值或有效值）电压的负反馈来控制旋光控制元件 104 和相位控制元件 105，以便使输出电压值变为最小。

在另一种方法中，偏振器 102 和 106 排列成使它们的偏振面取向成彼此平行，从而当去掉样本 103 时发射的光量为最大，并且通过对驱动相位控制元件 105 和旋光检测元件 104 的 RMS 电压的反馈控制来调节施加给相位调制液晶元件和旋光调制液晶元件的电压，以使当引入样本时光检测元件 107 的输出电流变为最大以供测量。

第一种方法具有当外部干扰光相对小时可达到高精确测量的优点，而第二种方法具有当来自光源的光量小时可利用来自电路的大信号电压进行控制的优点。

在通过旋光调制液晶元件使样本产生的旋光角超前 90 度以替代使光转回到原始取向的配置中，通过转动分析器的偏振面 90 度，可以使用前面说明的零值方法或者最大值跟踪方法。

通过作为时间的函数改变来自光源的光量并且放大产生的差，可以消除外部干扰光的影响。外部干扰光的影响包括光检测元件 107 的饱和或者从对差动放大器电路的过大输入以及从 S/N 比增大的观点所造成的饱和，在不造成饱和的范围内提高光源 101 的功率是有效的，从而光不会埋没在外部光中。

在按时分方式操作差动放大器电路的配置下，在把光源功率置为小值 LO 时得到的光检测信号的电压电平被作为 SO 存储在一个采样保持电路中，而在光源功率增大到 L1 时得到的光检测信号的电压电平用 S1 表示；这样，当把信号 S1 和 SO 耦接到差动放大器电路的二个差动输入端时，检测并且放大该差值。利用这种方法可以减轻外部干扰光的影响。

另外，由于检测到的信号分量可以通过随时间进行调制而转换成交流，所以可以使用交流放大器电路，并且可以采用执行频率过滤的带有良好 S/N 比的同步放大器技术，以便只让接近时间调制信号分量的放大

信号的频率通过，从而检测 and 该频率同步的信号。

由于活的人体中的血液是脉动的。从提高糖检测的 S/N 的立场讲，从检测到的光强的时间变化中提取脉动分量并且和脉动频率同步地采样糖浓度是有效的。上面说明的各种方法是生物信号过滤的一种实施方法。为了稳定和低功率地操作上面的系统，采用通过晶体振荡器的低功率振荡和通过 CMOS 集成电路的信号处理并且结合通过液晶显示部件的低功率显示以及通过话音的告警指示是有效的。

可以对图 7 的配置做出修改。例如，用来把椭圆偏振光转换回线性偏振光的旋光反向被偿液晶元件 104 和相位补偿液晶元件可以放在样本 103 的前面。

图 8 是示出依据本发明的第六实施例的浓度测量设备配置的方块图。参考数字 222 是一个线性偏振光源，201 是一个光发射元件，而 202 是一个线性偏振器，如果光发射元件 201 是激光二极管则可以省掉 202。参考数字 204 是一个旋光控制元件；该旋光控制元件中的液晶分子的取向和该线性偏振光源的偏振面对齐。旋光控制元件 204 的输出是线性偏振光，当施加电压为零时它的偏振面转动等于扭转角的角度；随着施加电压的加大，偏振面的转动角度减小。调节旋光控制元件 204 的驱动电压，以使由旋光控制元件 204 产生的偏振面转动的角度幅值上和由样本 203 产生的旋光角度相等，但符号相反。穿过旋光控制元件 204 并且从样本 203 出射的光的偏振面被校正并被定位，从而包含光源 222 的偏振面以及它的光轴，但是该光是椭圆偏振的。可以通过调节施加到相位调制元件 205 的驱动电压来调整该椭圆偏振光。相位调制元件 205 排列成使它的面取向成相对于该光源的偏振面为 45 度。

图 9 是示出依据本发明的第七实施例的浓度测量设备配置的方块图。参考数字 322 是一个线性偏振光源，301 是一个光发射元件，而 302 是一个若光发射元件 301 为激光二极管时可省略的线性偏振器。参考数字 304 是一个旋光控制元件；该旋光控制元件中的液晶分子的取向和该线性偏振光源的偏振面对齐。在旋光控制元件 304 的输出侧上放置一个相位控制元件，从而该线性偏振光从该相位控制元件按椭圆偏振光出射；在这

里, 控制旋光控制元件 304 和相位控制元件 305, 从而从样本 303 出射的光接近线性偏振光。穿过二个控制元件被椭圆偏振的光通过经由样本 303 变成接近线性调制光, 并且检测旋光角度。参考数字 306 是一个线性偏振器, 307 是一个光检测元件, 而 324 是一个线性偏振光检测装置。调节旋光控制元件 304 的驱动电压以使由旋光控制元件 304 产生的偏振面转动角度在幅值上等于由样本 303 产生的旋光角, 但符号相反。穿过旋光控制元件 304 并且从样本 303 出射的光的偏振面被校正并被定位, 从而包含光源 322 的偏振面以及它的光轴, 但是该光是椭圆偏振的。可以通过调节施加到相位调制元件 305 上的驱动电压把该椭圆偏振光调整到线性偏振光。相位调制元件 305 排列成使它的面取向成相对于该光源的偏振面为 45 度。

现参照图 10A 和 10B 分别解释图 7 和 8 中所示配置的偏振波前的控制。在图 10A 中, 来自线性偏振光源的输出光 408 穿过线性偏振器 401 并进入样本 402; 接着, 在该出口侧的旋光控制元件 403 中补偿该光的偏振面角度并且转回到和光源输出光 408 相同的方向上, 并且通过双折射相位差调制元件 404 将产生的椭圆偏振光转换回到线性偏振光。

在图 10B 中, 来自线性偏振光源的输出光 428 穿过线性偏振器 421 并进入旋光控制元件 422, 其中在进入样本 423 之前于调整偏振面的角度; 由于该补偿, 偏振面被取向成和光源输出光 428 的偏振面取向相同, 所产生的椭圆偏振光通过双折射相位差调制元件 424 被修正成线性偏振光, 该光接着穿过线性偏振器 425 并且由检测光强的光检测元件 426 检测。

下面参照图 8 的配置说明一种实现通过自动补偿样本造成旋光的方法的实施例。由样本 203 产生的旋光角用 θ_1 表示, 而由补偿元件产生的旋光角用 θ_2 表示。

假定随着样本中旋光性物质的浓度 X 的增加出现右旋光。

$$\theta_1(X) = a \cdot X \quad \dots \dots a \text{ 为常数}$$

初始, $X=0$ (=浓度 0)

由旋光补偿元件产生的旋光角 $\theta(V)$ 是旋光控制液晶元件 204 的驱

动电压 e_1 的函数。当 $e_1=0$ 时的旋光角用 θ_0 表示, 该旋光角由以下方程表示:

$$\theta_2(e_1) = \theta_0 - b \cdot e_1 \quad \dots \dots b \text{ 为常数}$$

当穿过旋光补偿元件 204 和样本 203 时的光的旋光角用 θ_s 表示时, 则:

$$\theta_s = \theta_2(e_1) + \theta_1(x) = \theta_0 - b \cdot e_1 + a \cdot x$$

对于光检测装置 224 的输出电压 V_{dt} , 把偏振器的转动位置选择成增强控制灵敏性而且设定成当样本产生的旋光为 0 时发射的光量为 0。从而, 偏振器 206 的转动角的初始位置是 $\{\theta_0 + 90 \text{ 度}\}$ 。

如果 $X=0$ 并且 $e_1=0$, 入射到光检测元件 207 上的光量为 0, 并且从而光检测元件 207 的电输出 V_{dt} 为 0。

当旋光性样本的浓度 x 增加, 即 $x>0$ 时, 穿过旋光能力补偿元件 204 以及样本 203 后的光的旋光角 θ_s 大于 θ_0 , 从而光检测元件 207 的电输出 $V_{dt}>0$ 。通过放大 V_{dt} 产生用来驱动旋光控制液晶元件 204 的电压 e_1 , 并且应用负反馈。当逐步增加 e_1 的值时, 旋光角的改变量

$$\theta_s = \{a \cdot x - b \cdot e_1\}$$

在数值上逐步加大, 但是当入射到线性偏振光检测元件 224 的光是椭圆偏振光时, V_{dt} 不变成 0。在该状态下, V_{dt} 被放大以产生用来驱动旋光控制液晶元件 204 的电压 e_1 , 并且当增大 e_1 以把 V_{dt} 减小到 0 时, θ_s 降低到小于最小点, 并且然后, 控制进入随着 e_1 的增加 V_{dt} 增加的正反馈区域。从而, 通过顺序地控制旋光控制元件 204 和相位补偿元件 205 预先调节线性偏振光检测元件 224 的输出实现补偿控制操作。在对旋光控制液晶元件 204 的驱动电压 e_1 的负反馈中通过相继地增大和减小该驱动电压找到其上 V_{dt} 为最小的一个 e_1 点, 并且在该点上通过相继地增大或减小相位控制元件 205 的驱动电压找到其上 V_{dt} 为最小的一个极值 e_2 ; 然后, 细调使 V_{dt} 为最小的 e_1 和 e_2 。

如果不存在外部光线的干扰, 旋光角和样本中的糖浓度以及样本的光径长度成比例。保持光径长度不变的最简单方法是固定图 1 中的样本的物理尺寸。另外, 为了保持对固定体积样本中的血量的控制, 如果测

量穿过样本的光的衰减量并且用该衰减量除以旋光角，可以减小被测部位中血量变化的影响。

如果存在来自外部光的干扰，最重要和最有用的是去掉和用来测量血糖浓度的激光二极管光源的波长不同波长的光。为此，如果该激光二极管是红色光发射型，则在偏振光强度检测装置的前面附着一个阻挡和该红色光不同的波长的光的装置是有用的。当使用红外光源时，使用一个阻挡或吸收比该光源的波长短的波长的光的滤光器。

图 11 示出依据本发明一实施例的用来测量旋光性物质浓度的一种控制系统的配置。整个系统包括：包括一个激光二极管的线性偏振光源 504；旋光控制液晶元件 506；相位调制液晶元件 508；由一个线性偏振器和一个光检测元件组合构成的光检测装置 510；用于频率或编码调制线性偏振光源 504 中的激光二极管的驱动控制电路 516；驱动激光二极管的驱动电路 502；用于分析光检测装置 510 的输出信号和用于提取旋光信息的检测电路 518；用于驱动旋光控制液晶元件 506 和相位调制液晶元件 508 的液晶驱动电路 512；以及振荡电路 514，用于提供公共使用用来控制驱动电路 502、512 和检测电路 518 的公用时间基准。

根据由晶体振荡器电路等构成的振荡电路 514 建立的恒定、准确频率的时钟信号，驱动控制电路 516 产生用于调制线性偏振光源 504 的输出光的控制信号并且通过光源驱动电路 502 驱动光源 504。在通过利用由同一振荡器 514 产生的同步时间基准信号提取旋光信息的检测电路 518 中，分析光检测装置 510 的检测信号并且计算旋光性样本浓度。

例如借助根据一预定规则频率调制光源 504，通过一个和该光源调制频率匹配的窄带提取滤波器在检测电路 518 里提取该检测信号并且通过以相同频率的时钟信号同步检测该信号，可以高 S/N 比提取检测信号分量。同步检测方法以及编码调制/解调方法通过消除掉被测人所碰到的各种电噪音和光噪音的影响而在测量旋光性物质的浓度中是有效的，而且产生和使用公用时钟信号也是有效的。

图 12 示出人体上戴上本发明的糖浓度检测设备的一个例子。为了保持测量光径长度不变，使用一个可按固定厚度夹着人体某部分的机械部

件是有效的。例如，利用一个诸如衣夹的弹簧机构夹住样本；在这种情况下，在弹簧侧或在夹持侧设置一个用来限制夹子行程的凸出物或夹持件，以便保持被夹部件的厚度基本恒定。在图 12 中，参考数字 602 是一个夹在耳垂上的浓度测量设备，而 604 是一个其中集成偏振光发射元件和偏振光检测元件的模块；夹持件的背面是一个镜面。从该光发射元件发射出的偏振光穿过该人体部位并由该镜面反射，反射光再次穿过该人体部位并且进入该偏振光检测元件。参考数字 608 是一个含有信号处理电路，电池和无线发射器的电路模块，并且其包含在该耳垂夹型浓度测量设备中。参考数字 606 是耳垂。参考数字 610 是用来夹住耳垂的衣夹状部件，而 612 是一个产生夹住力的弹簧。耳垂夹子型设备的优点是，不仅通过耳垂的血液循环是相对稳定的，而且该设备不会对把它戴在耳垂上的人造成妨碍。对于不希望被看出戴着该设备的人，可以把该设备戴在其它人体部位上，例如衣服盖着的腹部、腿部或臂部。

为了减小功耗，测量是按预定的时间间隔或者按时钟控制的预定时刻间歇进行的，并且测量数据被存储并且根据需要读出使用。

图 13 示出当在人体上戴着本发明的糖浓度检测设备时的系统配置的一个例子。在图 13 中，考虑到可戴性，传感器部分是由包含电源的最少必要数量的部件组成的，并且通过短程无线链路把收集到的检测信息发送到主便携式设备。该主便携式设备构建成能够通过公共无线网络把信息发送到一个患者生理信息数据库，从而医生可以诊断信息。

在图 13 中，参考数字 708 是一个传感器模块，更具体地说，是一个无线检测模块，例如象图 12 中所示那样的耳垂夹子型模块或者手镯式或腹带式模块。参考数字 702 是样本，706 是本发明的旋光性物质浓度测量元件，并且 704 是一个和主便携式设备 712 中包含的时钟同步的内置时钟。参考数字 714 是一个短程无线链路，其使用低于 10 千赫的弱无线电波或低频电磁波。参考数字 716 是一个包含在主便携式传感设备里的短程接收器，而 718 是一个包括信号分析器/处理器和无线传输/接收接口单元的主处理单元，其中该接口单元用于和公共无线网络接口。参考数字 728 是公共无线网络，而 724 是一个带有患者跟踪管理/诊断功能

的医院系统。该医院系统还备有使用公共无线电话网的医院无线基站功能，从而该系统可以和大量便携式检测设备链接，并且当被患者访问时可提供服务，或者可以通过对患者的跟踪监视和管理相联系的患者的状态。该通信基站功能可委托给电话公司。通过在该便携式设备和蜂窝发射器/接收器之间建立的双向链接经由通信链路 728 发送信息，并且在医疗诊断单元 720 中提供的档案存储器 726 中存储患者的数据。如可从上面说明的划分成三个部分的保健系统可看出那样，生理探测不限于局部症状治疗，而是可以和一个信息分析/比较诊断系统连接以提供其它好处。还可能实现一种不对该探测模块施加过分功能或能量负担的机构。本发明的不使用任何移动部件的浓度检测系统允许特别小的和低功率的结构，从而适应于应用到可戴式无线浓度检测设备或者可植入血糖浓度检测设备。测量是间断式的或者通过控制测量周期以便降低平均功耗。

图 14 示出当把本发明的糖浓度检测设备植入人体内时的系统配置的一个例子。在图 14 中，示出可植入血糖浓度检测设备的一个配置的例子。参考数字 802 是样本，808 是检测设备，806 是传感器元件，804 是内置时钟，822 是可充电电池，824 是充电线圈。这些部件和一个包含天线的发射器 826 一起构成一个将被植入人体的可植入传感器设备 850。

参考数字 844 是一个在人体外面的糖水平监视设备。设备 844 是一个信息交换设备并且还充当电池充电器，它位于人体的外面。参考数字 834 是一个低频电磁波发生器，它产生频率低于 10 千赫的电磁波并且向植入的传感器设备 850 提供电能。参考数字 836 是一个用于电池充电器的能源，它从电池或从商业电源得到电能。参考数字 838 是一个数字分析/告警部件，其分析通过发射器/接收器 828 输入的生理数据并且当这些数据指示人体中的异常时发出告警；该部件具有一个和植入的传感器设备内设置的时钟同步的内置时钟。例如可以利用一个显示部件或者通过话音或振动来指示该告警状态。发射器/接收器 828 利用弱电磁波向植入设备发送信息并且从该设备收集信息。参考数字 814 是短程通信链路。

植入的传感器设备 850 通过不会对人体产生过敏反应的钛金属盒或者蓝宝石或石英光径在人体内持续测量血糖浓度，并且该植入的设备可

以在安全方式下把测量结果发送到人体外的设备。

如果在上述系统中增加自动注射部件 860 以及胰岛素备用储器 862 和糖备用储器 864, 可以自动管理紧急情况下的胰岛素或糖的注入。自动注射部件以及胰岛素和糖备用储器放置在人体的外面, 根据从植入的探测器设备 850 接收到生理信息, 糖水平监视设备 844 中的数据分析/告警部件 838 通过发射器/接收器 828 向患者发出警告, 或者驱动自动注射部件 860 以自动管理胰岛素或糖的注入, 替代地, 糖水平监视设备 844 可被配置成按预定时间间隔监视植入的传感器设备 850, 并且如果检测出任何异常则发出告警或者驱动该自动注射部件。

图 15 示出本发明中使用的旋光控制元件的特性的一个例子。该曲线示出当向施加电压为 0 时显示 45 度扭转结构的液晶元件施加 32 千赫交流脉冲时的特性。当施加电压不高于 1.5 伏时, 该液晶产生 45 度的旋光, 但是当驱动电压超过 1.5 伏时, 在电压达到约 2 伏之前旋光角单调减小。

图 16 是一个流程图, 示出通过利用图 1 中示出的浓度测量设备测量溶液中的糖浓度的过程。图 16A 示出该流程图的第一部分, 而图 16B 示出第二部分。下面将参照该流程图说明浓度测量过程。

首先说明开始测量之前的测量系统设置。在该测量设备中, 激光二极管, 即线性偏振光源放在从光发射方向看过去的光源上游侧的位置上, 含有被分析物溶液的透明容器排列成使它的平面和该二极管的输出光垂直。激光的线性偏振面角度暂时假定为 0 度。含有右旋被分析物溶液的容器的后面是一个具有左扭转结构的 $-\alpha$ 度扭转向列液晶元件。该 $-\alpha$ 度扭转向列液晶元件后面跟着一个其偏振面和该 $-\alpha$ 度扭转向列液晶元件的出射偏振器的偏振面成直角的线性偏振器, 以及一个位于该线性偏振器的出射侧上的光检测元件。

若该容器是空的, 当施加电压为 0 时, 该扭转向列液晶元件阻挡检测光; 此刻, 该光检测电路输出指示光强度为 0 的信号。(在存储电路中该 0 电平信号的值按 VLO 存储)。在这种状态下, 向该容器引入被分析物溶液。

当把该被分析物溶液引入到该容器中时, 由于旋光性分子在该溶液

中随机取向，其长轴方向和该线性偏振光的偏振方向一致的分子完全地产生旋光本领，但是其长轴定位成和该偏振方向成直角的分子不产生旋光本领，而定位在二者之间的分子产生中间的旋光本领；平均上，产生和浓度成比例的 $+\beta$ 度旋光和椭圆偏振。在右旋性糖溶液的情况下，为了便于使用，左旋扭转向列液晶是对该液晶元件的合理选择。

当如上述设置该测量设备后，在图 16 中的步骤 S1 开始浓度测量。此刻，初始化该测量设备中的各个存储器。同时，把计数器的值置为 0。

在下一个步骤 S2 中，接通发光二极管，并且检查和存储该测量系统的各个初始值。接着，在步骤 S3，测量光测量电路的输出值 VL，并且存储它的初始值 VLO。

接着，在步骤 S4 和 S5 中，按步长把施加到扭转向列液晶元件（其在施加电压为 0 时产生几十度的旋光）的交流驱动电压从 V1（=0 伏）逐渐增加到 V2（=2 伏）。即，在步骤 S5 判定驱动电压 VT 是否达到 2 伏，并且如果该电压尚未达到 2 伏（否），处理返回到步骤 S3 以及时测量此刻的光强。测得值 VL 和作为它的地址值的施加电压 VT 被一并存储。

在施加电压为 0 时，由于被分析物溶液的旋光性偏振面转动 β 度并且产生椭圆偏振，这造成光的漏泄。在这里，当增大对该 $-\alpha$ 扭转向列液晶元件的施加电压时，该 $-\alpha$ 旋光分量减小，结果，从该液晶元件出射的光是椭圆偏振光。随着施加电压的增加，由于上述效应，穿过该线性偏振器的该光分量首先减少，并且接着增加。使透射光为最小值的对该扭转向列液晶元件的施加电压随糖浓度加大而增大。

随着施加电压从 V1 扫到 V2，几乎已确定使测量值取最小值的扭转向列液晶驱动电压 VTm。由于测量误差，不容易准确确定该使透射光取最小值的扭转向列液晶驱动电压。一种相对简单的方法利用事先确定逐渐提高驱动电压的步长大小的事实，以及应用在 21 个相邻的点上取液晶驱动电压的移动均值的平滑，并且把和该平均值对应的测得的光强值确定为这 21 个点范围的中间点上的第十一个点的校正测量值；接着，把使该校正的测量值为最小的驱动电压定义为产生该光强最小值 VLm 的扭转向列液晶驱动电压 VTm，并且对该扭转向列液晶元件施加该电压 VTm

(步骤 S6)。

当如上述那样把液晶元件设置成使透射的光量为最小时，如果在扭转向列液晶元件和偏振器之间设置一个相位调制液晶元件以调节相位差，则进一步减小透射光的最小值。为了在确定该扭转向列液晶的光透射率的最小值时提高精度，应用这种相位补偿，但是在不使用该相位调制液晶元件的设备的情况下，例如图 1 中所示的第一实施例设备，则省略下面的步骤 X。

在获得最优相位调制电压 V_{Pm} 的步骤 X 中，在步骤 S7 存储当扭转向列液晶驱动电压为 V_{Tm} 时光检测电路的输出电压为 V_L 。接着，在步骤 S8 至 S10，逐步地把加到相位调制液晶元件上的电压 V_P 从 0 伏增大到 6 伏，并且检测使输出电压 V_L 为最小的电压值 V_{Pm} 并且向该相位调制液晶元件施加该电压 V_{Pm} 。

在步骤 S11，存储测量次数 n 以及在上面的步骤中得到的电压值 $V_{Tm}(n)$ 和输出电压值 $V_{Lm}(n)$ 。

接着，在步骤 S12 中，检查收敛度。更具体地说，在第 $(n-1)$ 次和第 n 次测量中得到 $V_{Lm}(n) - V_{Lm}(n-1)$ ，并且重复该测量直至得到的值收敛在预定误差 ξ 内。也就是说，只要使透射光保持在最小值上的扭转向列液晶驱动电压 V_{Tm} 的数据随着测量次数 n 的增加在各次测量之间变化大，则处理返回到步骤 S3 以重复测量，并且没测量的结果在预定误差 ξ 内时，停止测量（步骤 S12 中的“是”）。

接着，在步骤 S13 中，按“ V_{Tme} ”存储此刻的施加电压 V_{Tm} 的值，并且在步骤 S14，从值 V_{Tme} 和糖浓度的变换表中计算和值 V_{Tme} 对应的糖溶液浓度。在步骤 S15，输出这样算出的糖浓度数据 G 。

上面说明了糖浓度测量过程的一个例子。

在上面的测量中，叠加在测量值上的噪音信号、光强测量误差、人体上所戴的传感器的位置改变以及来自人体外面的光噪音是约束糖浓度测量的一些因素。为了消除这些限制因素的影响，执行基于时间平均的平滑操作以及适合于被测值附近的条件的平均操作。在该移动平均法中，当以步长 10 毫伏在 200 步中液晶驱动电压从 0 伏跨越到 20 伏时，取 11

个相邻数据点的平均值并且用 11 个相邻数据点的平均值替代这 11 个点跨度中点处的第六个数据点；当采用这种移动平均方法时，通过上述移动平均处理平滑后的数据代替从第六个数据点至第 194 个数据点的数据。每个移动平均数据的误差大约是测量时出现的误差的十分之一。由此在该点并不获得最小值本身但是可准确地确定产生该最小值的施加电压的值，因此上述平滑在消除偶发噪音中是有效的。另外，如果选择平滑后的 188 个数据值的极值附近的相邻数据，并且施加采用最小二乘法的简单函数例如二次函数，则通过对该函数微分可以准确地估计出现极值时的施加电压的值，通过这种做法，可以基于平滑后的数据以简单方式算出最小值。

可以对其中把激光发射部件和激光反射部件安装在马桶上并且通过扭转向列液晶元件和光检测元件检测反射光从而测量旋光角的系统应用上述测量过程。由于每用一次抽水马桶就冲水一次，并且由于马桶内总是保存一定量的水，所以可以通过测量水的高度估计尿的稀释程度，并且从而可正校正糖浓度。

前面的说明可以概括如下。即，由于展现扭转结构的液晶元件具有转动位于分子取向主轴上的光分量的能力，所以可以把它用作可电控的旋光性元件。当施加电压时，该光被椭圆偏振；因此，可通过利用一个控制二个双折射分量之间相位差的平行对准液晶元件把椭圆偏振光转换成线性偏振光。

借助其定位方向相对于该椭圆偏振光的主轴扭转几十度，例如 45 度的平行对准液晶元件，利用通过平行对准液晶元件以不同速度传播的主轴分量和短轴分量之间的速度差，可以通过电气调整椭圆偏振光的主轴和短轴分量之间的相位差把该椭圆偏振光转换成线性偏振光。

通过组合上面的二种光控制元件，可以关联方式测量溶解在溶液中的旋光性物质的浓度。即使旋光的测量淹没在噪音中，例如对人体的血糖浓度的测量，也可以提取出有关偏振面的信息，因为它是和光强度信息不同的。

当把本发明的设备用作为个人健康管理支持工具时，如果个人可以

对照他的正常健康状态检查他的健康状况，即使测量含有某种程序的误差，该设备对于健康管理的用途也是足够的。通过对旋光液晶元件的电气控制实现的血糖检测允许小型和低功率的结构，并且它适用于可戴的或可植入的设备。

为了提取埋在噪音里的测量信号，使用只发送测量激光源的波长并且阻挡或吸收其它降低测量灵敏度的波长的波长滤光器是有效的。另外，还通过使用基于编码时间平均方法的软件处理并且因此改进测量的信噪比，可以从皮下血液提取埋在噪音的偏振分量信息。

在不需要提高精确度但是可用简单测量完成的应用中，可以利用本发明的方法以简单的方式测量尿中的糖浓度等。如果本发明的测量设备适用于可植入人体内，则可以准确地测量血糖浓度，这是非常有用的。

由于可以通过电气控制液晶光学元件来测量溶液中的旋光性物质的浓度，本发明实现一种具有出色便携性和结构紧凑的糖浓度测量设备。低功率设计使得能构建可戴式或可植入式设备。由于不存在移动部件，该设备不产生灰尘并且能够长时间稳定操作。

图1

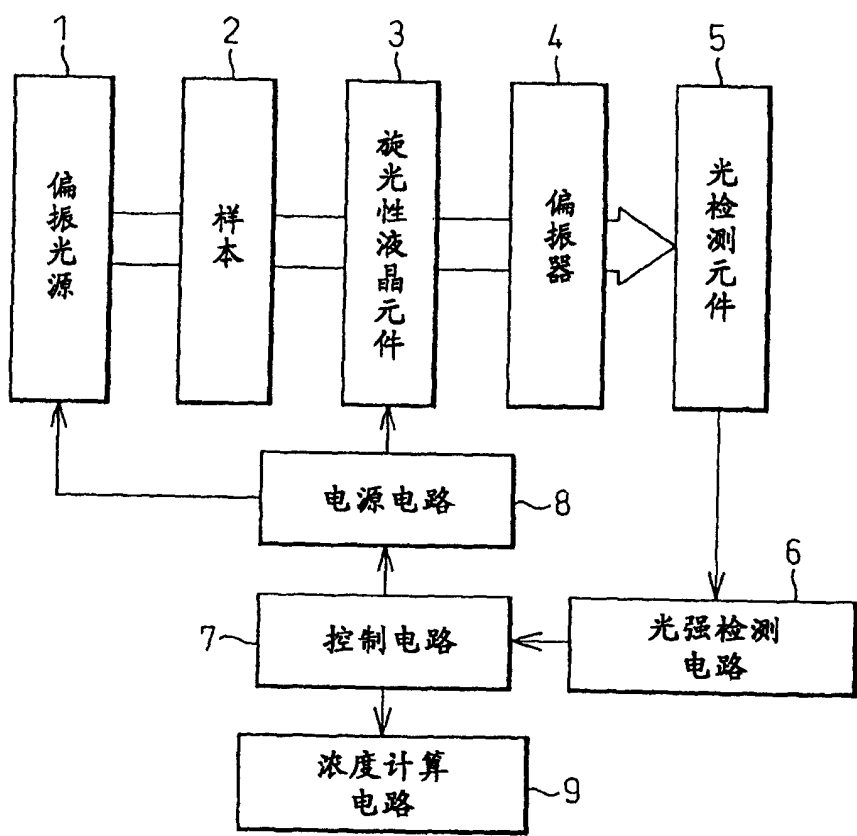


图2

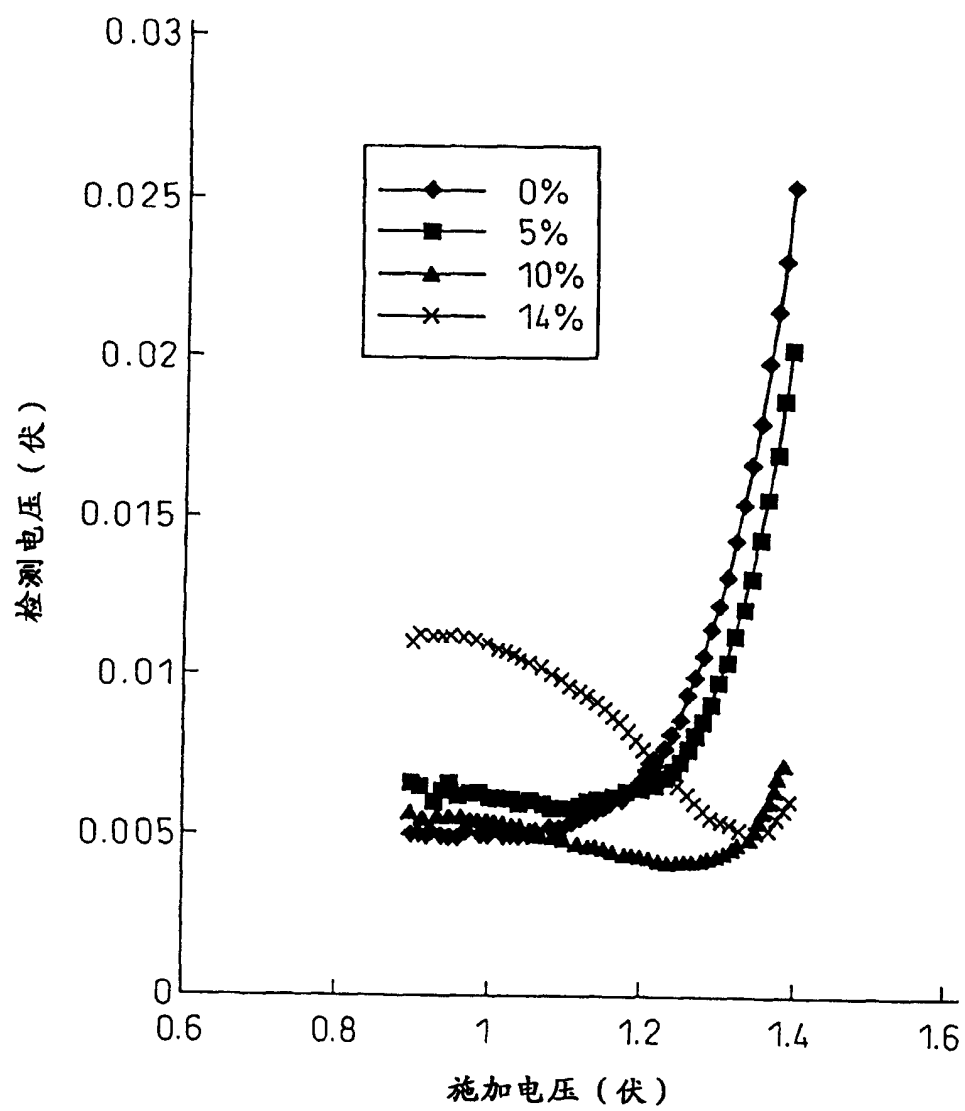


图3

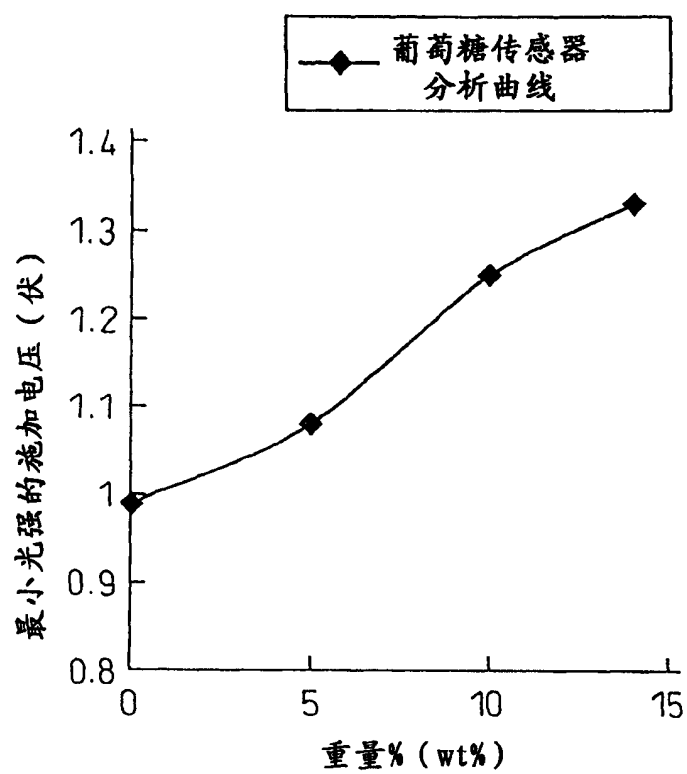


图 4

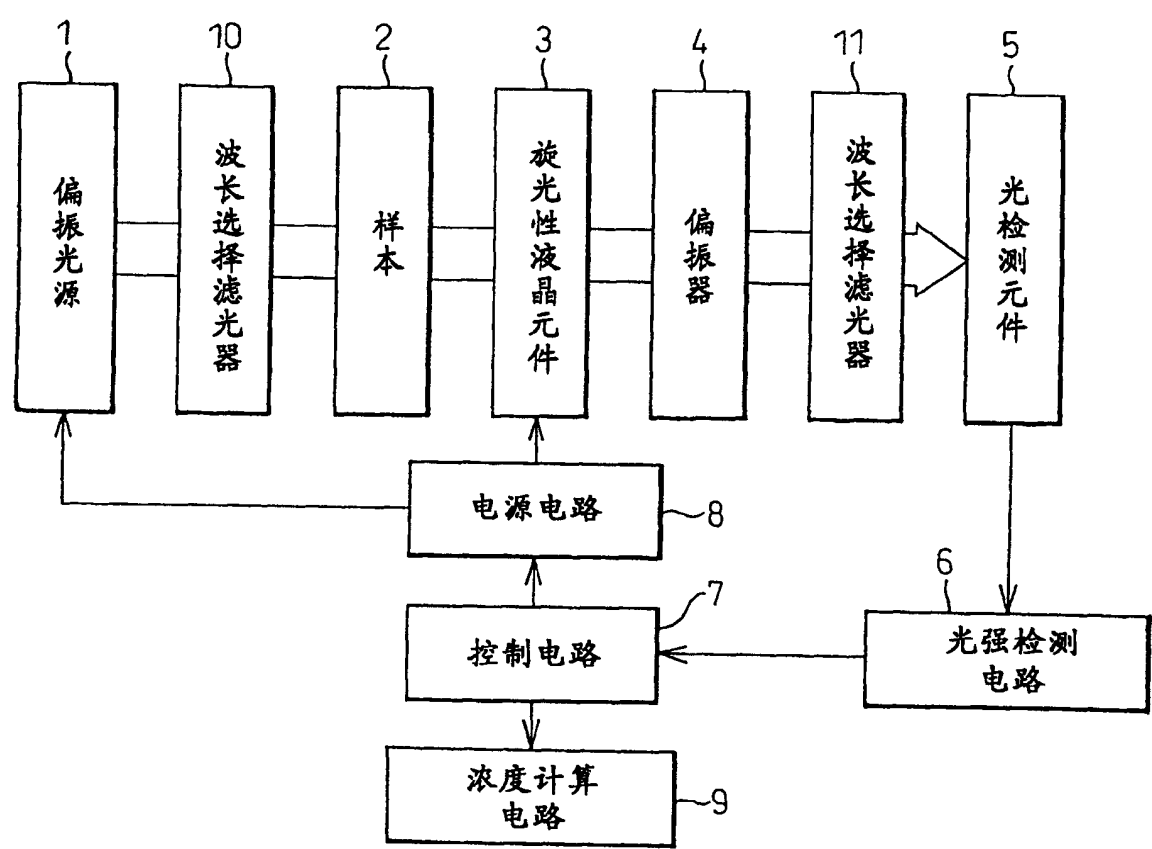


图5

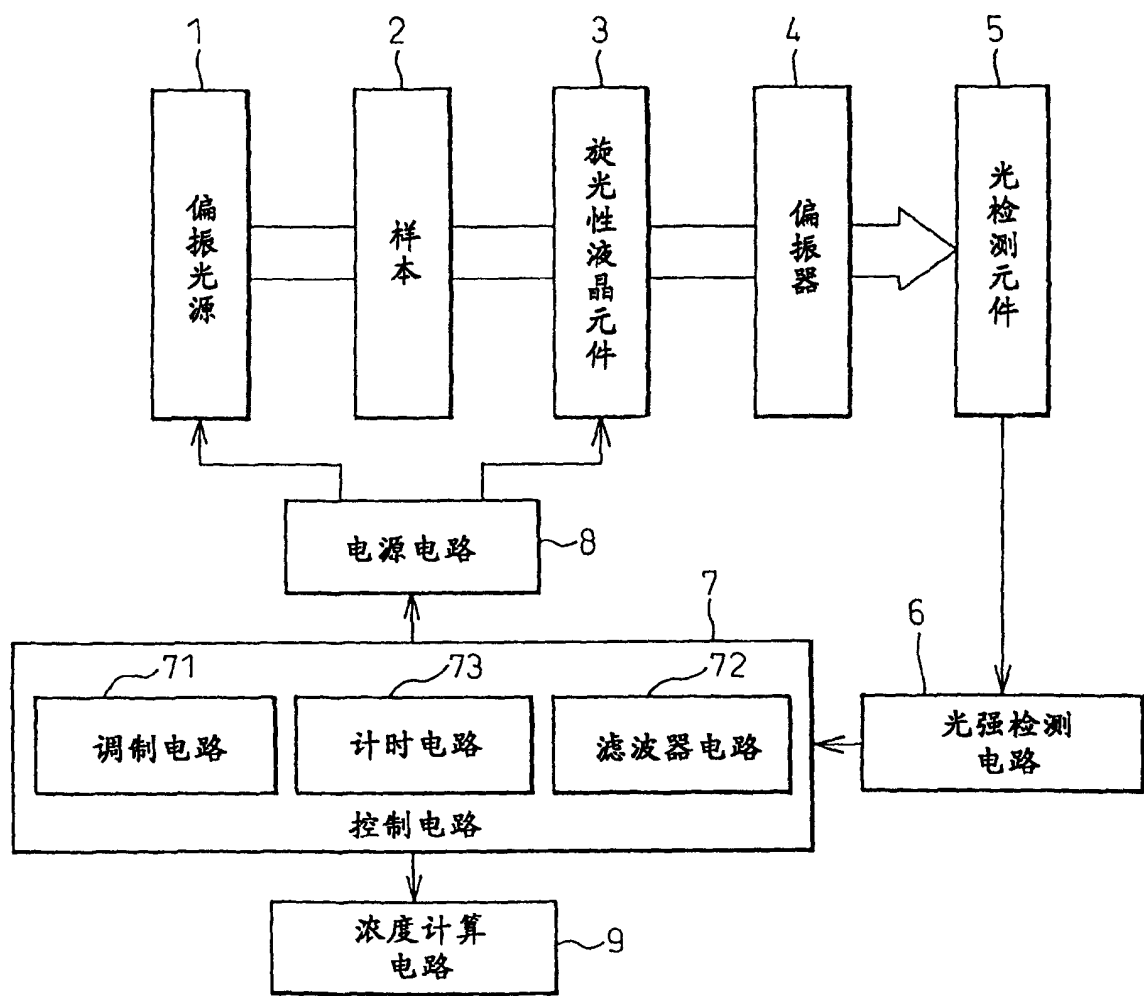


图6

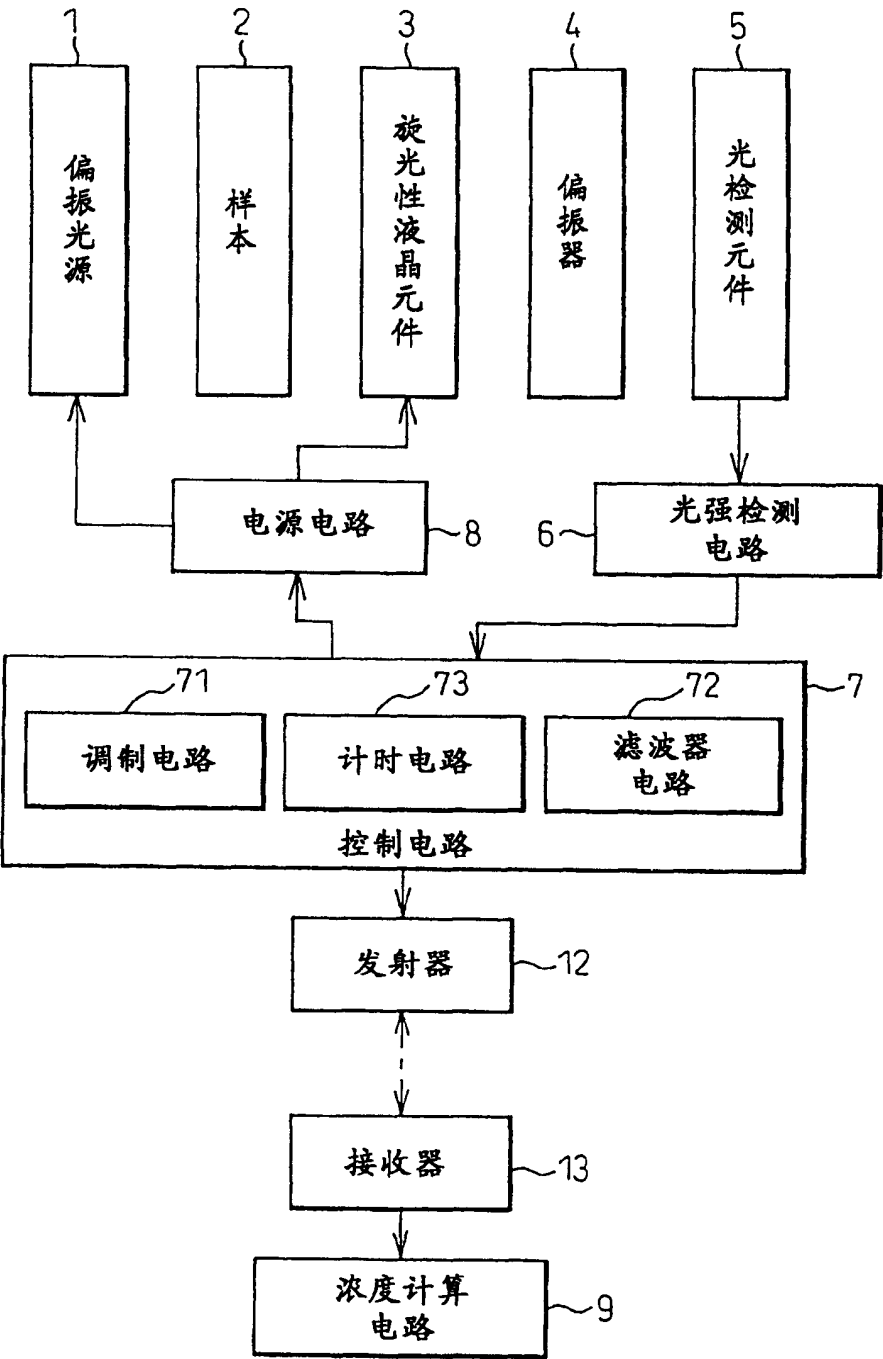


图7

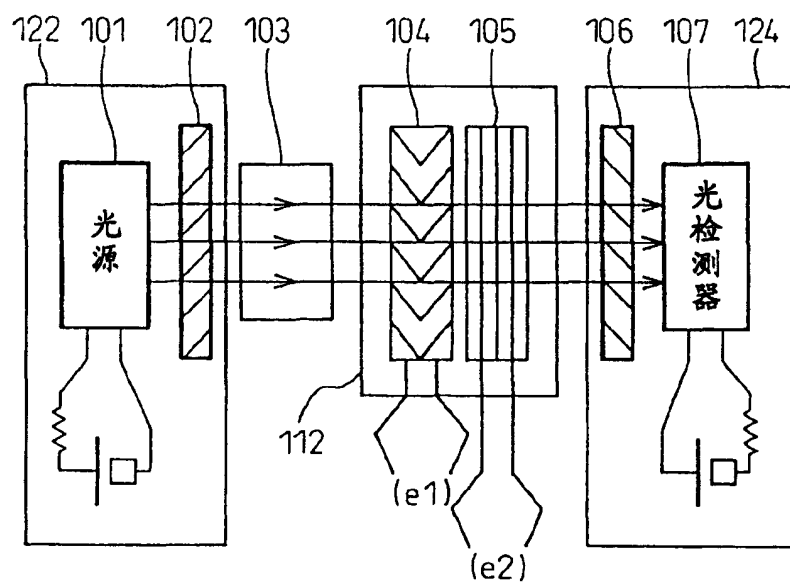


图8

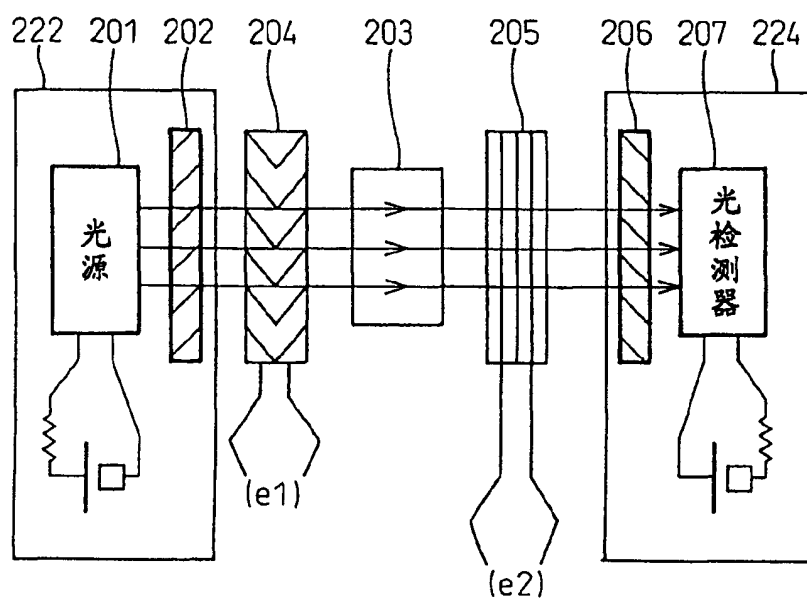


图9

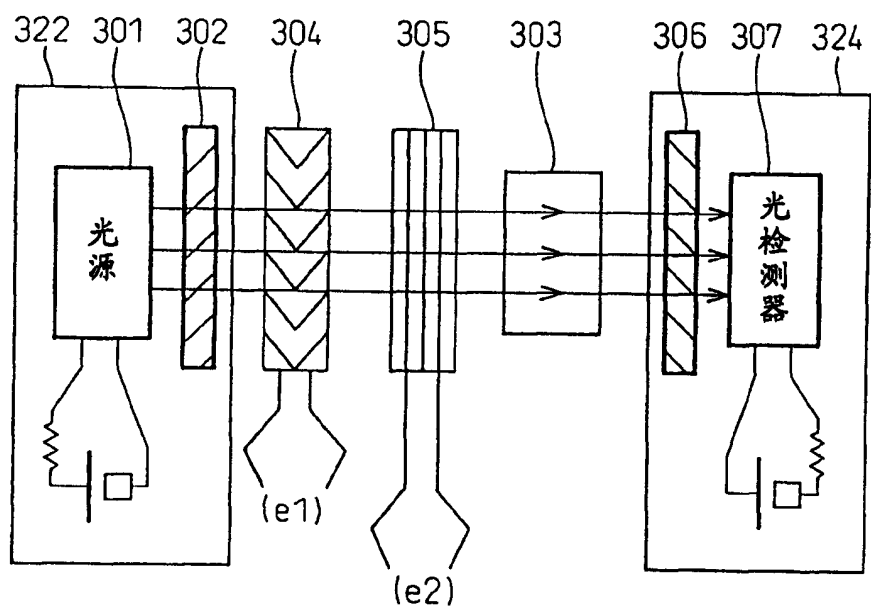


图10A

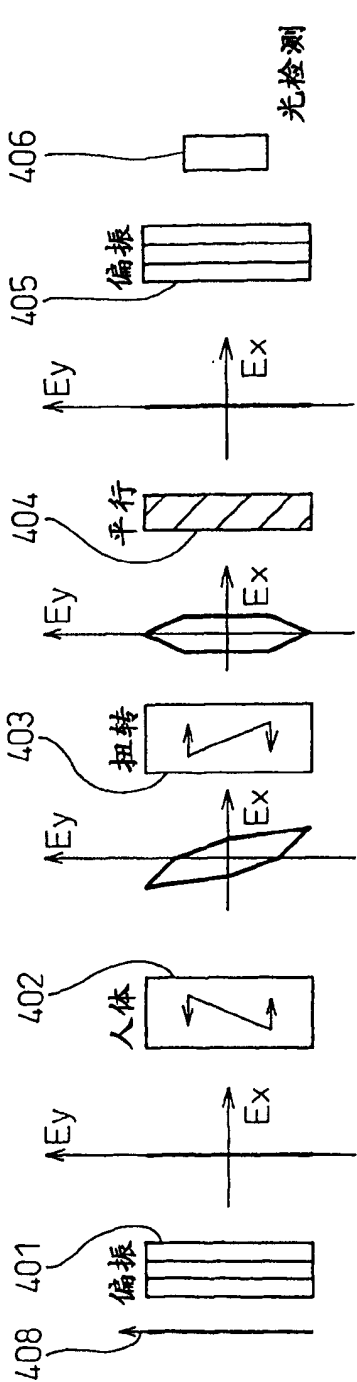


图10B

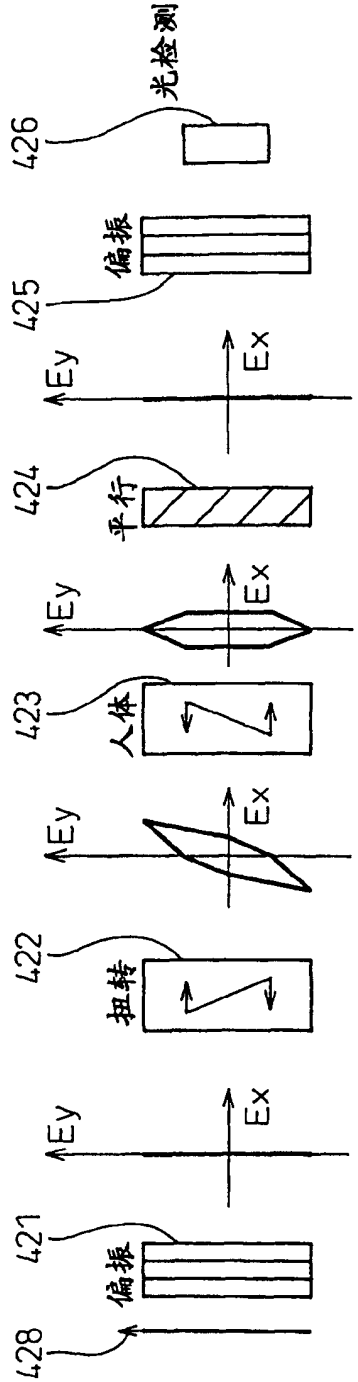


图 11

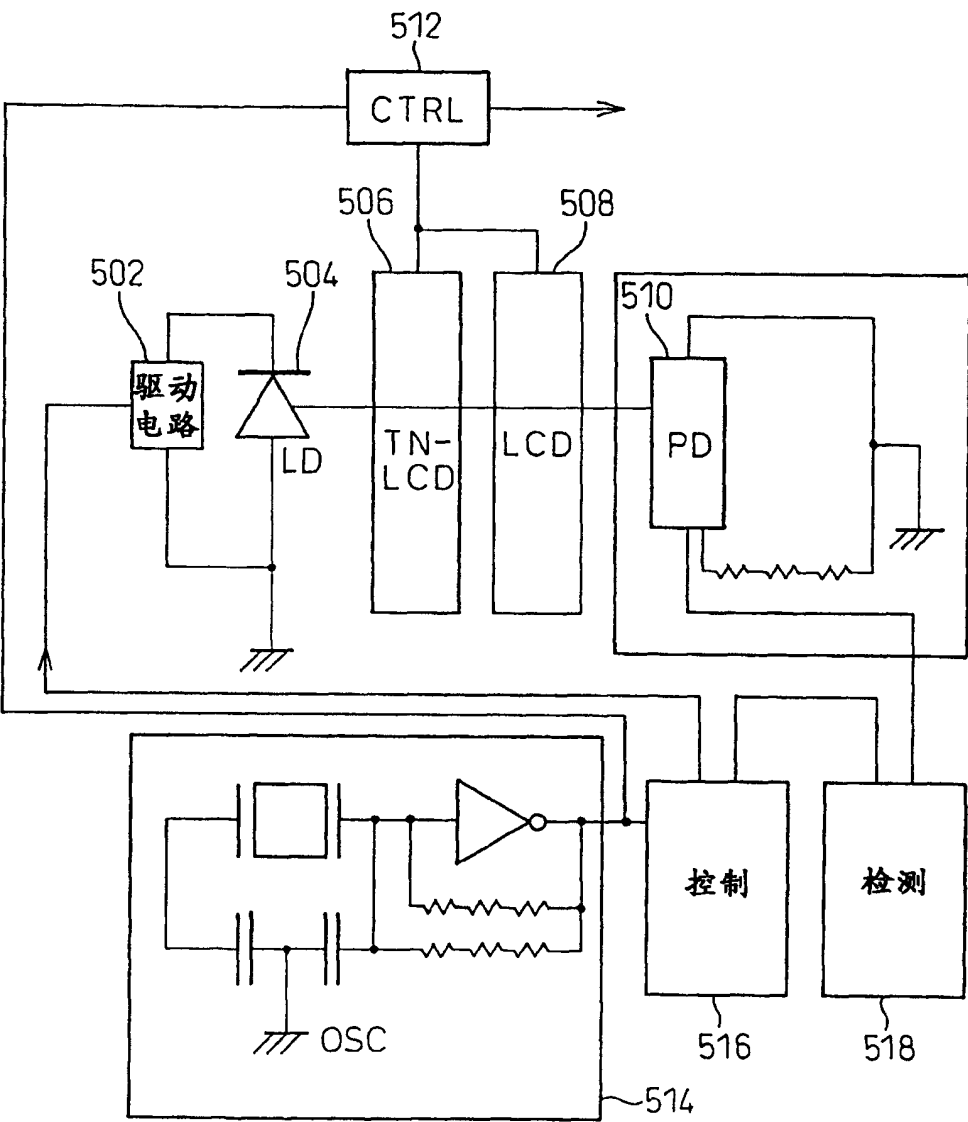


图 12

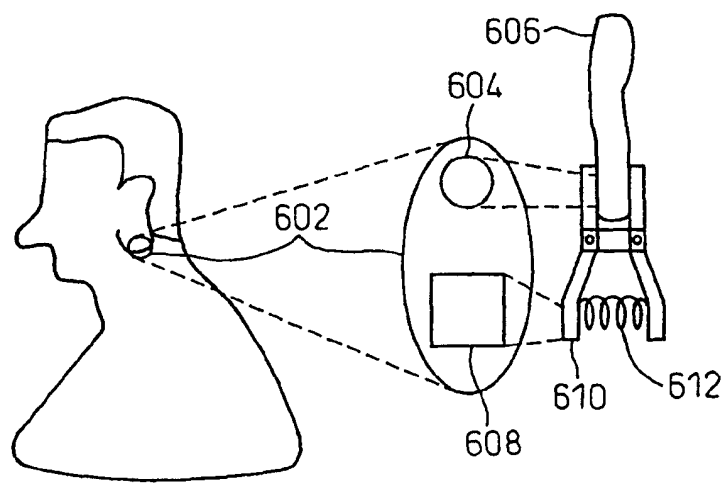


图13

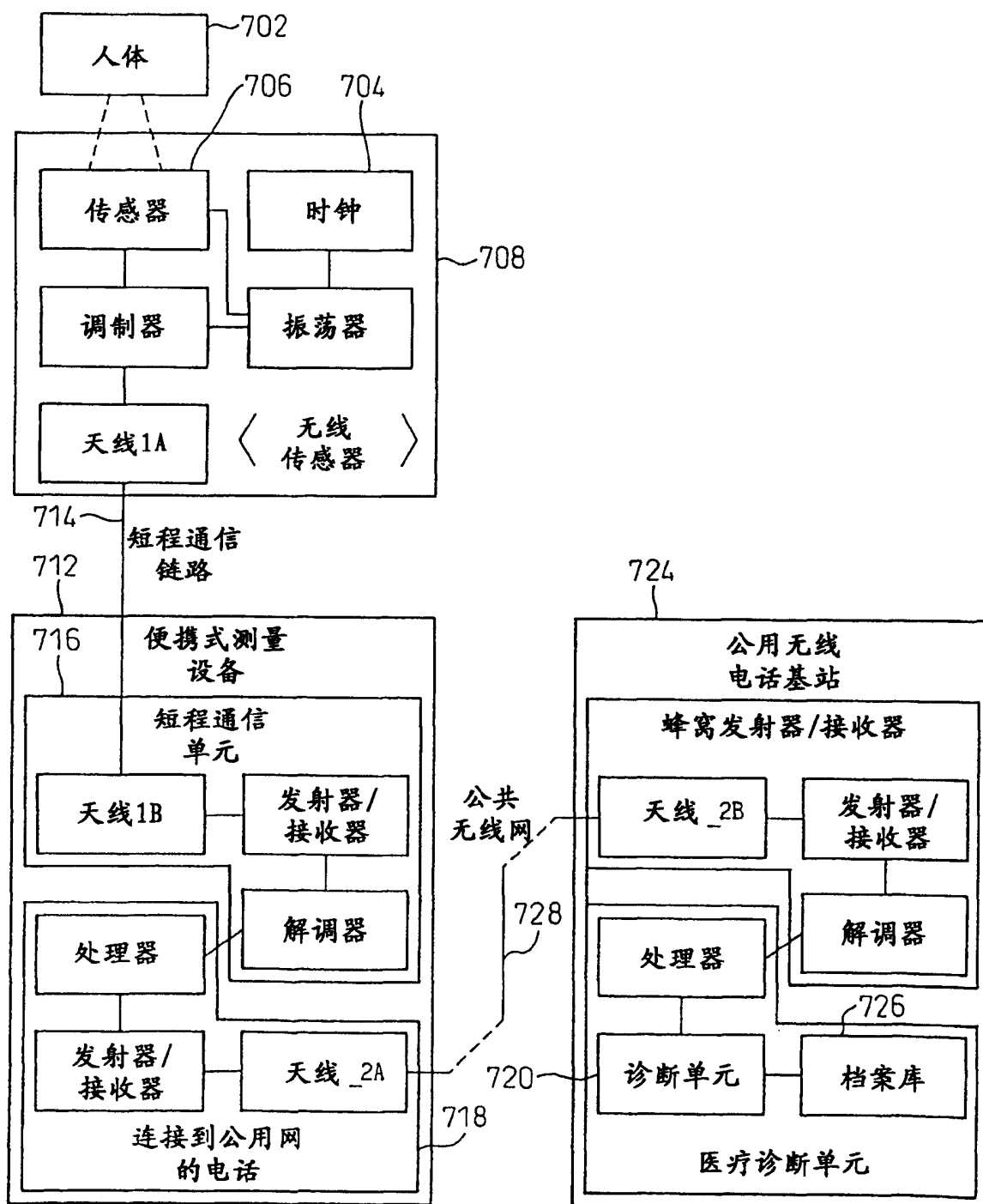


图 14

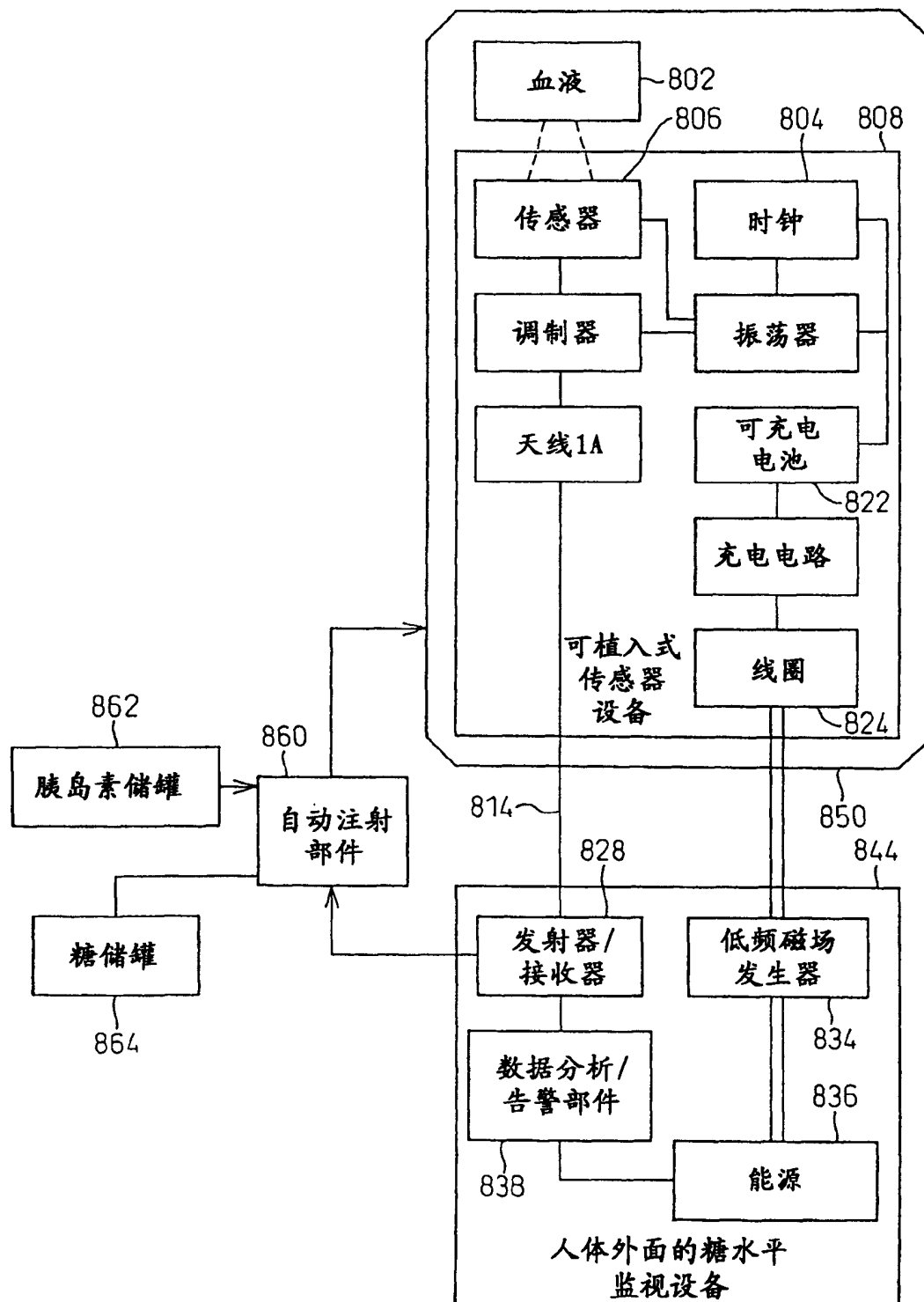


图15

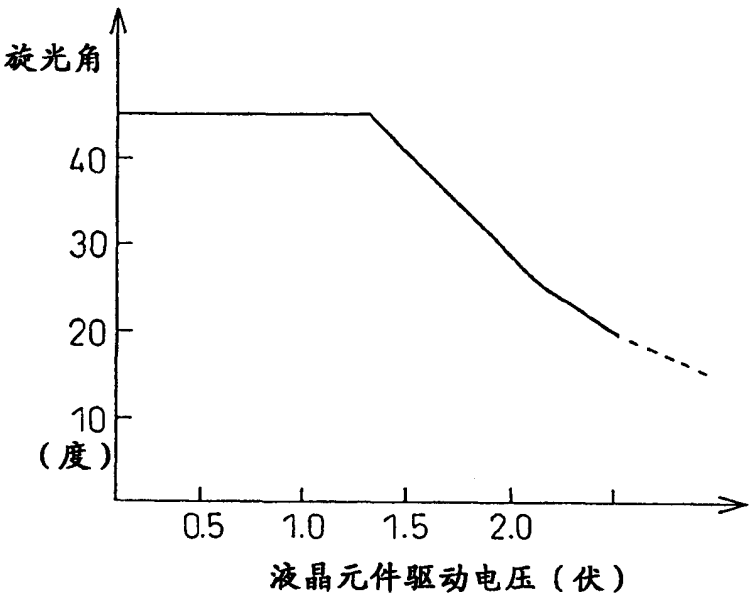


图 16A

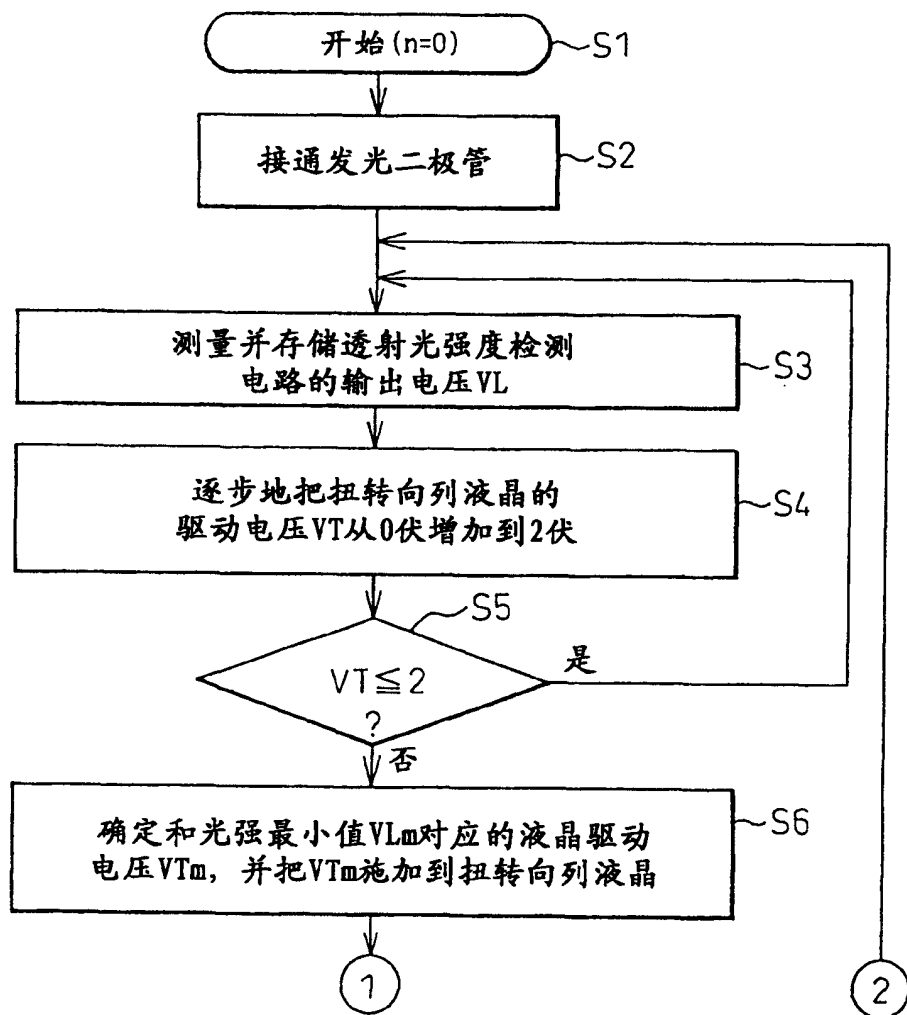


图16B

