



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101173884 B

(45) 授权公告日 2010.07.21

(21) 申请号 200710097555.2

审查员 张瑞

(22) 申请日 2007.04.27

(30) 优先权数据

11/413,179 2006.04.28 US

(73) 专利权人 厚美德生物科技股份有限公司

地址 中国台湾新竹市中华路1段257号

(72) 发明人 徐添财

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司

公司 11283

代理人 周建秋 王凤桐

(51) Int. Cl.

G01N 11/00 (2006.01)

G01N 27/26 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5650062 A, 1997.07.22, 说明书第7栏第27行至46行、第9栏第34行至第63行、第13栏第27行至第14栏第6行及附图1,6,7.

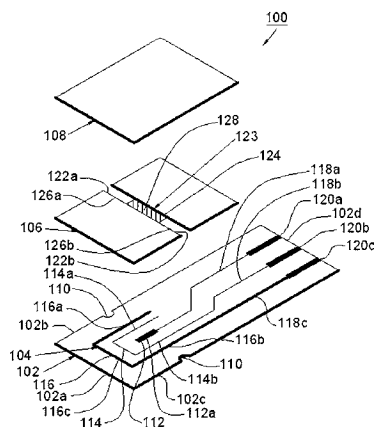
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

分析液态样品的电化学感测器及方法

(57) 摘要

一种分析液态样品的电化学传感器,其与电化学仪电性连接,且该电化学传感器具有用以输送该液态样品的通道、以及彼此分离并裸露于该通道中的第一导电部分与第二导电部分,其中当该第一导电部分被该液态样品接触时,其产生第一脉冲信号,而当该第二导电部分被该液态样品接触时,其产生第二脉冲信号。该电化学仪根据该第一脉冲信号与该第二脉冲信号间的时间差,获得该液态样品的黏度。



1. 一种分析液态样品的电化学感测装置,其包含:
电化学仪;以及
电化学传感器,电性连接于所述电化学仪上,且包括:
通道,界定于所述电化学传感器内,用以输送液态样品;以及
计时电极,具有第一导电部分与第二导电部分,所述第一导电部分与所述第二导电部分分离且裸露于所述通道中;

参比电极,具有至少一个导电部分裸露于所述通道中,

其中当所述液态样品接触所述参比电极的导电部分与所述计时电极的第一导电部分而形成回路时,所述计时电极的第一导电部分产生第一脉冲信号传送至所述电化学仪,接着当所述液态样品沿着所述通道继续流动而与所述参比电极的导电部分以及所述计时电极的第二导电部分接触形成回路时,所述计时电极的第二导电部分产生第二脉冲信号传送至所述电化学仪,且

其中所述电化学仪计算所述第一脉冲信号与所述第二脉冲信号间的时间差,并根据该时间差而获得所述液态样品的黏度。

2. 根据权利要求1所述的分析液态样品的电化学感测装置,其中所述电化学传感器还包括:

下绝缘层;

上绝缘层;以及

间隙层,设置于所述下绝缘层与所述上绝缘层之间;

其中所述计时电极与参比电极均设置于所述下绝缘层与所述上绝缘层之间,

其中所述间隙层与所述下绝缘层及所述上绝缘层共同界定出所述通道。

3. 根据权利要求2所述的分析液态样品的电化学感测装置,其中所述电化学传感器还包括:

工作电极,设置于所述下绝缘层与所述上绝缘层之间,且裸露于所述通道中;以及

测试剂,涂覆于所述工作电极上,用以与所述液态样品中的待测物进行反应;

其中当所述液态样品接触所述工作电极与所述参比电极时,所述工作电极产生待测物反应信号传送至所述电化学仪;以及

其中所述电化学仪根据所述待测物反应信号而计算并获得所述待测物的浓度。

4. 根据权利要求3所述的分析液态样品的电化学感测装置,其中所述液态样品为血液或尿液,而所述待测物从由血糖、胆固醇、尿酸与乳酸所组成的群组中选出。

5. 根据权利要求3所述的分析液态样品的电化学感测装置,其中所述计时电极、所述参比电极及所述工作电极设置于所述下绝缘层上。

6. 根据权利要求5所述的分析液态样品的电化学感测装置,其中所述工作电极被所述参比电极部分围绕。

7. 根据权利要求6所述的分析液态样品的电化学感测装置,其中所述参比电极被所述计时电极部分围绕。

8. 一种分析液态样品的方法,应用于具有电化学仪与电化学传感器的电化学感测装置,其包含下列步骤:

在所述电化学传感器中设置计时电极与参比电极,其中所述计时电极具有相互分离的

第一导电部分及第二导电部分,而所述参比电极具有至少一个导电部分;

当液态样品接触所述参比电极的导电部分与所述计时电极的第一导电部分而形成回路时,所述计时电极的第一导电部分产生第一脉冲信号传送至所述电化学仪,而当所述液态样品接触所述参比电极的导电部分与所述计时电极的第二导电部分而形成回路时,所述计时电极的第二导电部分产生第二脉冲信号传送至所述电化学仪;以及

计算所述第一脉冲信号与所述第二脉冲信号间的时间差,以获得所述液态样品的黏度。

9. 根据权利要求 8 所述的分析液态样品的方法,还包含:

显示对应于所述液态样品的黏度的读数于所述电化学仪上。

10. 根据权利要求 8 所述的分析液态样品的方法,还包含:

在所述电化学传感器中设置工作电极;

涂覆测试剂于所述工作电极上,以与所述液态样品中的待测物进行反应;

当所述液态样品接触所述工作电极与所述参比电极而形成回路时,所述工作电极产生待测物反应信号传送至所述电化学仪;以及

根据所述待测物反应信号,计算并获得所述液态样品中的待测物的浓度。

11. 根据权利要求 10 所述的分析液态样品的方法,其中所述待测物为血糖,所述方法还包含:

根据所述时间差,校正所述血糖的浓度。

12. 根据权利要求 10 所述的分析液态样品的方法,还包含:

显示对应于所述待测物的浓度的读数于所述电化学仪上。

13. 根据权利要求 12 所述的分析液态样品的方法,其中所述液态样品为血液或尿液,而所述待测物从由血糖、胆固醇、尿酸与乳酸所组成的群组中选出。

分析液态样品的电化学感测器及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种分析液态样品的电化学传感器,更特别涉及一种电化学传感器,其能够测量液态样品的黏度。

背景技术

[0002] 电化学生物传感器已广泛被使用于确定液态样品,例如血液与尿液中的各种待测物的浓度。目前市面上已出现许多各种样式的电化学生物传感器,例如血糖传感器、胆固醇传感器、尿酸传感器及乳酸传感器等。更特别是,血糖传感器已被广泛地使用,并已成为糖尿病患者每日的必需品。一般而言,血糖传感器为长条片状,并使用了至少两个电极,例如工作电极与参比电极,以产生正比于样品血液中的血糖量的电气信号,并传送该电气信号至血糖仪,藉以显示血糖程度。

[0003] 近年来,许多公司,例如罗氏 (Roche)、理康 (LifeScan)、拜耳 (Bayer)、斯尔森 (TheaSense) 与麦迪逊 (MediSense) 等生产血糖传感器及血糖仪,如:罗氏的 Accu-Chek 系列产品(占有最大市场)、理康的 OneTouch 系列产品、斯尔森的 FreeStyle 系列产品与麦迪逊的 Precision 系列产品等。这些产品仅需少于 3 微升 (microliter) 的样品血液量,且仅需等待约五至十五秒,即可显示对应于该样品血液中的血糖程度的读数。然而,这些产品并不能测量样品血液的黏度。

[0004] 在许多研究及临床实验中,已显示许多疾病如:高血压、心脏病、冠状动脉心脏病、心肌梗塞、糖尿病、恶性肿瘤、及慢性肝炎等,与高的血液黏度相关。于是,血液黏度已成为监控病情的重要指标。

[0005] 在先前技术中,血液黏度是通过血液稀释吸量管 (blood diluting pipette) 测量。然而,血液稀释吸量管通常需要至少 1cc 或甚至更多的血液样品量,且需花费至少六分钟或甚至更久的时间,才能够量得血液黏度。而且,该至少 1cc 的血液样品量仅能通过如:使用针头与注射筒由病患身上获取有效的样品量而获得。因此,这些处理过程对于病人而言并不方便,且通常使病人感到疼痛,尤其是在需要经常取样血液时更为显著。

[0006] 另外,各种黏度计可由商业的方式从市场取得。然而,该些黏度计仍需要至少数百微升,甚至更多的样品血液量,才能够获得黏度值。

[0007] 有鉴于此,本发明提供一种电化学传感器,能够以较少的样品量去测量出液态样品的黏度。

发明内容

[0008] 本发明的一个目的在于提供一种分析液态样品的电化学传感器,其能够以较少的样品量去测量出液态样品的黏度。

[0009] 本发明的另一个目的在于提供一种分析液态样品的电化学感测装置,其能够测量液态样品中的待测物的浓度,并校正该被测量的待测物的浓度。

[0010] 本发明的再一个目的在于提供一种分析液态样品的的方法,其应用于电化学感测装

置中,使得该电化学感测装置不仅能测量液态样品中的待测物的浓度,还能测量该液态样品的黏度。

[0011] 为了达到上述目的,本发明提供一种分析液态样品的电化学传感器,其包含第一绝缘层、第二绝缘层、通道、计时电极及参比电极。该通道界定于该第一绝缘层与该第二绝缘层之间,用以输送液态样品;该计时电极设置于该第一绝缘层与该第二绝缘层之间,且具有彼此分离并裸露于该通道中的第一导电部分与第二导电部分;以及该参比电极,设置于该第一绝缘层与该第二绝缘层之间,且具有至少一个导电部分裸露于该通道中;其中当该液态样品接触该参比电极的导电部分与该计时电极的第一导电部分而形成回路时,该计时电极产生第一脉冲信号传送至电化学仪,接着当该液态样品沿着所述通道继续流动而与该参比电极的导电部分以及该计时电极的第二导电部分接触而形成回路时,该计时电极产生第二脉冲信号传送至该电化学仪。

[0012] 本发明还提供一种分析液态样品的电化学感测装置,其包含电化学仪、及电性连接于该电化学仪上的电化学传感器,该电化学传感器具有界定于该生物传感器内、用以输送液态样品的通道;计时电极,该计时电极具有彼此分离并裸露于该通道中第一导电部分与第二导电部分;参比电极,具有至少一个导电部分裸露于所述通道中;其中当所述液态样品接触所述参比电极的导电部分与所述计时电极的第一导电部分而形成回路时,所述计时电极的第一导电部分产生第一脉冲信号传送至所述电化学仪,接着当所述液态样品沿着所述通道继续流动而与所述参比电极的导电部分以及所述计时电极的第二导电部分接触形成回路时,所述计时电极的第二导电部分产生第二脉冲信号传送至所述电化学仪。该电化学仪根据该第一脉冲信号与该第二脉冲信号间的时间差,来获得该液态样品的黏度。

[0013] 本发明还提供一种分析液态样品的方法,其应用于具有电化学仪与电化学传感器的电化学感测装置上。本发明的方法包含:在该电化学传感器中设置计时电极与参比电极,其中所述计时电极具有相互分离的第一导电部分及第二导电部分,而所述参比电极具有至少一个导电部分;当液态样品接触该参比电极的导电部分与所述计时电极的第一导电部分而形成回路时,所述计时电极的第一导电部分产生第一脉冲信号传送至该电化学仪,而当该液态样品接触该参比电极的导电部分与所述计时电极的第二导电部分而形成回路时,所述计时电极的第二导电部分产生第二脉冲信号传送至该电化学仪;计算该第一脉冲信号与该第二脉冲信号间的时间差;以及根据该时间差,获得该液态样品的黏度。在本发明的一个实施例中,该方法还包含:显示对应于该液态样品的黏度的读数于该电化学仪上。在本发明的另一个实施例中,该方法还包含:根据待测物反应信号,计算并获得该液态样品中的待测物的浓度;根据该时间差,校正该被获得的待测物的浓度;以及显示对应于该被校正的待测物的浓度的读数于该电化学仪上。

[0014] 附图说明

[0015] 图 1 为根据本发明一个实施例的电化学传感器的分解图。

[0016] 图 2 显示根据本发明实施例中的电化学传感器的计时电极所产生的脉冲信号。

[0017] 图 3 为根据本发明一个替代实施例的电化学传感器的分解图。

[0018] 图 4 为根据本发明其它实施例的导电电路的示意图。

[0019] 图 5 为根据本发明其它实施例的导电电路的示意图。

[0020] 图 6 为根据本发明其它实施例的电化学传感器的分解图。

[0021]	附图符号说明	
[0022]	S1、S2 脉冲信号	t0、t1 时间
[0023]	Δt 时间差	
[0024]	100 电化学传感器	102 第一绝缘层
[0025]	102a 前端	102b 侧端
[0026]	102c 侧端	102d 后端
[0027]	104 导电电路	106 间隙层
[0028]	108 第二绝缘层	110 凹口
[0029]	112 工作电极	114 参比电极
[0030]	114a、114b 导电部分	116 计时电极
[0031]	116a、116b、116c 导电部分	
[0032]	118a、118b、118c 导电路路	
[0033]	120a、120b、120c 连接端	122a、122b 吸附口
[0034]	123 通道	124 取样区
[0035]	126a、126b 毛细管道	128 测试剂
[0036]	200 电化学传感器	
[0037]	202 第一绝缘层	204 导电电路
[0038]	202b、202c 侧端	210 凹口
[0039]	212 作电极	214 参比电极
[0040]	214a、214b 导电部分	216 计时电极
[0041]	216a、216b 导电部分	302 第一绝缘层
[0042]	304 导电电路	312 作电极
[0043]	312a、312b 导电部分	314 参比电极
[0044]	314a、314b、314c 导电部分	316 计时电极
[0045]	316a、316b 导电部分	
[0046]	400 电化学传感器	402 第一绝缘层
[0047]	402a 前端	
[0048]	404 导电电路	406 间隙层
[0049]	408 第二绝缘层	408a 排气孔
[0050]	410 凹口	412 作电极
[0051]	414 参比电极	414a、414b 导电部分
[0052]	416 计时电极	416a、416b 导电部分
[0053]	418a、418b、418c、418d 导电路路	
[0054]	420a、420b、420c、418d 连接端	422 吸附口
[0055]	423 通道	423a 末端区
[0056]	424 取样区	428 测试剂

具体实施方式

[0057] 图 1 为根据本发明一个实施例的电化学传感器 100 的分解图。该电化学传感器

100 包括第一绝缘层 102、导电电路 104、间隙层 106 及第二绝缘层 108。该第一绝缘层 102 与该第二绝缘层 108 可由任何适当的绝缘材料,诸如:非导电聚合物(如:聚碳酸酯、聚烯烃或聚酯)、或无机材料(如:金属氧化物)等制成。该第一绝缘层 102 具有前端 102a、侧端 102b、侧端 102c、后端 102d 及分别形成于该侧端 102b 与 102c 上的两个凹口 110。

[0058] 该导电电路 104 设置于该第一绝缘层 102 与该第二绝缘层 108 之间,并印刷于该第一绝缘层 102 上。该导电电路 104 包括工作电极 112、参比电极 114、计时电极 116、导电线路 118a、118b、118c 及连接端 120a、120b、120c。该名词“工作电极”是指待测物在具有或缺电子转移剂(electron transfer agent)的情况下,而被电性氧化或电性还原于其上的电极。该名词“参比电极”是指配对于该工作电极的电极,该电极会通过电化学电流,而该电化学电流与通过该工作电极的电流大小相同而方向相反。

[0059] 该电极 112、114 与 116 可由电导材料,诸如:钯(Pd)、铂(Pt)、金、银、氯化银与碳等而形成。该导电线路 118a、118b、118c 涂覆有介电材料(未显示),而该连接端 120a、120b、120c 裸露于外。该工作电极 112 经由该导电线路 118a 而电性连接至该连接端 120a,该参比电极 114 经由该导电线路 118b 而电性连接至该连接端 120b,而该计时电极 116 经由该导电线路 118c 而电性连接至该连接端 120c。该参比电极 114 大体上呈 U 形,且围绕该工作电极 112,而该计时电极 116 大体上呈 U 形,且围绕该参比电极 114。每一连接端 120a、120b、120c 具有末端,其设置于该第一绝缘层 102 的后端 102d,且用以电性连接至电化学仪(未显示)上,其中该电化学仪可测量一种或多种电气参数,诸如:电流或电压。该类参数可分别通过电流法或电压法而侦测得到。关于此类侦测法的细节可参阅美国专利第 6,299,757 号所揭示的内容,其全部内容并入本案做为参考。

[0060] 该间隙层 106 设置于该第一绝缘层 102 与该第二绝缘层 108 之间,且覆盖于该工作电极 112、该参比电极 114 与该计时电极 116 上。为使该连接端 120a、120b、120c 容易连接至电化学仪,该第二绝缘层 108 并未覆盖于该连接端 120a、120b、120c 上。该间隙层 106 可由非导电胶材,诸如:感压胶(pressure-sensitive adhesive)或双面胶带构成。该间隙层 106 与该第一绝缘层 102 及该第二绝缘层 108 共同界定了两个吸附口 122a、122b 及位于该两吸附口 122a、122b 之间的通道 123。该通道 123 包括取样区 124 及两毛细管道 126a、126b,其中该毛细管道 126a、126b 分别形成于该吸附口 122a 与该取样区 124 之间,以及该吸附口 122b 与该取样区 124 之间。该吸附口 122a、122b 分别与该第一绝缘层 102 的两个凹口 110 对齐,且分别位于该侧端 102b 与该侧端 102c 上。当该吸附口 122a、122b 其中的一者吸取液态样品时,则另一者将做为排气孔以排掉气体,以使得该液态样品能够更容易进入该取样区 124 中。该毛细管道 126a 用以接收由该吸附口 122a 所吸取的液态样品,并将其输送至该取样区 124,而该毛细管道 126b 用以接收由该吸附口 122b 所吸取的液态样品,并将其输送至该取样区 124。该第二绝缘层 108 面对于该凹口 110 的表面可作为液态样品的挡板,使该液态样品可以更容易进入该毛细管道中。

[0061] 在该电化学传感器 100 中,该工作电极 112 具有导电部分 112a,而该参比电极 114 具有导电部分 114a 及导电部分 114b。该导电部分 112a、114a 及 114b 裸露于该取样区 124 中。另外,该计时电极 116 具有导电部分 116a 及导电部分 116b。该导电部分 116a 及该导电部分 116b 分离并分别裸露于该毛细管道 126a 与该毛细管道 126b 中。该工作电极 112 与该参比电极 114 位于该两导电部分 116a、116b 间。测试剂 128 形成于该取样区 124 中,

且覆盖该工作电极 112 的导电部分 112a 及该参比电极 114 的导电部分 114a 与 114b。该测试剂 128 为电子转移剂, 当其与液态样品中的待测物进行反应时, 立即在该待测物与该工作电极 112 间传送电子。在此实施例中, 该液态样品可为血液或尿液或其它欲被分析的液体, 而该待测物可为血液中的血糖、胆固醇、尿酸、乳酸或其它生物待测物, 或为尿液或其它欲被分析的液体中的任何生物待测物。

[0062] 当该电化学传感器 100 被用以测量液态样品中的待测物时, 位于该第一绝缘层 102 的后端 102d 上的连接端 120a、120b、120c 电性连接至电化学仪 (未显示)。在此实施例中, 该电化学仪与该电化学传感器 100 形成分析液态样品的电化学感测装置。当液态样品接触到该吸附口 122a (或 122b) 时, 该液态样品立即流进该毛细管道 126a (或 126b)、填入该取样区 124、到达并停止于该毛细管道 126b (或 126a)。在此实施例中, 吸入该电化学传感器 100 的液态样品量仅为数微升 (microliter), 优选为 1 至 3 微升。

[0063] 当该液态样品被该吸附口 122a (或 122b) 吸进该电化学传感器 100 时, 其先接触裸露于该毛细管道 126a (或 126b) 中的导电部分 116a (或 116b), 接着接触该取样区 124 中的参比电极 114 的导电部分 114a (或 114b)。当该液态样品接触该计时电极 116 的导电部分 116a (或 116b) 与该参比电极 114 的导电部分 114a (或 114b) 时, 第一电路形成, 且脉冲信号 S1 (如图 2 所示) 在时间 t_0 时由该计时电极 116 产生, 并通过该连接端 120c (或 120b) 传送至该电化学仪。之后, 该液态样品填入该取样区 124, 并浸没该工作电极 112 与该参比电极 114, 以形成第二电路。随着电压施加于该工作电极 112 与该参比电极 114 间, 待测物反应信号产生, 并通过该连接端 120a 传送至该电化学仪。该待测物反应信号由该电化学仪所接收, 且该待测物的浓度被计算并获得, 接着被显示于该电化学仪上。当该液态样品充满该取样区 124 并到达该毛细管道 126b (或 126a) 后, 该液态样品接触该参比电极 114 的导电部分 114b (或 114a) 与该计时电极 116 的导电部分 116b (或 116a), 使得第三电路形成, 且脉冲信号 S2 (如第 2 图所示) 在时间 t_1 时由该计时电极 116 产生, 并通过该连接端 120c (或 120b) 传送至该电化学仪。

[0064] 在此实施例中, 该电化学传感器 100 产生并传送三个信号, 即该待测物反应信号、该脉冲信号 S1 及该脉冲信号 S2 至该电化学仪。当该电化学仪接收到该待测物反应信号时, 根据该待测物反应信号去计算该待测物的浓度, 接着显示对应于该待测物的浓度的读数。另外, 当该电化学仪接收到该脉冲信号 S1 与该脉冲信号 S2 时, 会计算该脉冲信号 S1 与该脉冲信号 S2 间的时间差 Δt (如图 2 所示)。该时间差 Δt 反映了该液态样品从该导电部分 116a (或 116b) 流至该导电部分 116b (或 116a) 的流动速度。例如, 若该液态样品流的越快, 则该时间差 Δt 越短; 反之, 若该液态样品流的越慢, 则该时间差 Δt 越长。另外, 该液态样品的流动速度取决并反比于该液态样品本身的黏度。也就是, 当该液态样品本身的黏度较低时, 则该液态样品的流动速度较快, 而当其黏度较高时, 则其流动速度较慢。因此, 可了解到, 该时间差 Δt 正比于该液态样品的黏度, 且其与该液态样品的黏度之间具有特定关系。该时间差 Δt 与该液态样品的黏度间的该特定关系可通过该液态样品流动于该通道 123 内的实验而建立。应注意到, 黏度通常以厘泊 (centipoise) 为单位。此单位小于泊 (poise) 100 倍, 其中泊的单位以 $\text{g/cm} \cdot \text{s}$ 表示, 即每单位时间 (秒) 乘每单位长度 (公分) 的重量 (克)。另外, 国际单位系统 (international system of unit; SI) 以 $\text{kg/m} \cdot \text{s}$ 表示, 即每单位时间 (秒) 乘每单位长度 (公尺) 的重量 (公斤)。

[0065] 在此实施例中,该电化学仪可经由该时间差 Δt 与该黏度间的特定关系而计算出该液态样品的黏度。因此,该电化学仪可根据该时间差 Δt 而获得该液态样品的黏度,并显示对应于该黏度的读数值。根据本发明实施例的电化学仪可在 10 秒内获得该液态样品的待测物的浓度与黏度。

[0066] 应了解到,如图 1 所示的计时电极 116 的导电部分 116a 与导电部分 116b 是通过位于该通道 123 外的导电部分 116c 而彼此电性连接。而且,该导电部分 116a 与该导电部分 116b 分离并裸露于该通道 123 中,即,该导电部分 116a 裸露于该毛细管道 126a 中,而该导电部分 116b 裸露于该毛细管道 126b 中。

[0067] 图 3 为根据本发明一个替代实施例的电化学传感器 200 的分解图。在图 3 中,具有与图 1 实施例的功能相同的组件以相同的符号表示。除了该计时电极 116 的导电部分 116a 与导电部分 116b 彼此电性分离,且分别经由导电线路 118d 与该导电线路 118c 而分别电性连接至连接端 120d 与该连接端 120c 以外,该电化学传感器 200 大体上与图 1 所示的电化学传感器 100 相同。在此替代实施例中,当液态样品接触该导电部分 116a (或 116b) 与该导电部分 114a (或 114b) 时,脉冲信号 S1 (如图 2 所示) 在时间 t_0 时由该导电部分 116a (或 116b) 产生,并通过该连接端 120d (或 120c) 传送至电化学仪。另外,当该液态样品接触该导电部分 116b (或 116a) 与该导电部分 114b (或 114a) 时,脉冲信号 S2 (如图 2 所示) 在时间 t_1 时由该导电部分 116b (或 116a) 产生,并通过该连接端 120c (或 120d) 传送至该电化学仪。同样地,当该电化学仪接收该脉冲信号 S1 与该脉冲信号 S2 时,其会计算该脉冲信号 S1 与该脉冲信号 S2 间的时间差 Δt ,接着可根据该时间差 Δt 而获得该液态样品的黏度。

[0068] 图 4 为根据本发明其它实施例的导电电路 204 的示意图。该导电电路 204 印刷于第一绝缘层 202 上,且包括工作电极 212、参比电极 214、计时电极 216、导电线路 118a、118b、118c 及连接端 120a、120b、120c。除了该电极 212、214、216 的形状与图 1 所示的电极 112、114、116 的形状不同之外,该导电电路 204 与图 1 所示的导电电路 104 大体上相同。该参比电极 214 围绕该工作电极 212,而该计时电极 216 围绕该参比电极 214。与待测物进行反应的测试剂 (test reagent) (未显示) 形成于该工作电极 212 与该参比电极 214 的部分上。

[0069] 当具有该导电电路 204 的电化学传感器被用以测量液态样品中的待测物时,该液态样品可由该侧端 202b 上的凹口 210 而被吸入该电化学传感器中,接着按照如图 4 所示的虚线箭头方向而流经该计时电极 216 的导电部分 216a、该参比电极 214 的导电部分 214a、该工作电极 212 与该参比电极 214 的导电部分 214b,最后抵达该计时电极 216 的导电部分 216b。或者,该液态样品可由该侧端 202c 上的凹口 210 而被吸入该电化学传感器中,接着以与图 4 所示的虚线箭头方向相反的方向而流向该计时电极 216 的导电部分 216a。与图 1 所示的导电电路 104 相同的是,当该液态样品先接触该计时电极 216 的导电部分 216a (或 216b) 与该参比电极 214 的导电部分 214a (或 214b) 时,该计时电极 216 在时间 t_0 时产生脉冲信号 S1 (如图 2 所示)。之后,当该液态样品接着接触该参比电极 214 的导电部分 214b (或 214a) 与该计时电极 216 的导电部分 216b (或 216a) 时,该计时电极 216 在时间 t_1 时产生脉冲信号 S2 (如图 2 所示)。同样地,电化学仪 (未显示) 可计算该脉冲信号 S2 与该脉冲信号 S1 之间的时间差 Δt ,以根据该时间差 Δt 而获得该液态样品的黏度,并显示

对应于该黏度的读数值。

[0070] 另外,当该液态样品接着接触该工作电极 212 与该参比电极 214 时,该工作电极 212 产生待测物反应信号,并经由该连接端 120a 将其传送至该电化学仪。该电化学仪根据该待测物反应信号而计算并获得该液态样品中的待测物的浓度,接着显示对应于该待测物的浓度的读数值。

[0071] 图 5 为根据本发明其它实施例的导电电路 304 的示意图。该导电电路 304 印刷于第一绝缘层 302 上,且包括工作电极 312、参比电极 314、计时电极 316、导电线路 118a、118b、118c 及连接端 120a、120b、120c。除了该电极 312、314 的形状与图 1 所示的电极 112、114 的形状不同之外,该导电电路 304 与图 1 所示的导电电路 104 大体上相同。该工作电极 312 大体上呈 U 形,且围绕该参比电极 314 的导电部分 314c。该参比电极 314 围绕该工作电极 312,而该计时电极 316 围绕该参比电极 314。与待测物进行反应的测试剂(未显示)形成于该工作电极 312 与该参比电极 314 的部分上。

[0072] 当具有该导电电路 304 的电化学传感器被用以测量液态样品中的待测物时,该液态样品可由该侧端 302b 上的凹口 310 而被吸入该电化学传感器中,接着按照如图 5 所示的虚线箭头方向而流经该计时电极 316 的导电部分 316a、该参比电极 314 的导电部分 314a、该工作电极 312 的导电部分 312a、该参比电极 314 的该导电部分 314c、该工作电极 312 的导电部分 312b 与该参比电极 314 的导电部分 314b,最后抵达该计时电极 316 的导电部分 316b。或者,该液态样品可由该侧端 302c 上的凹口 310 而被吸入该电化学传感器中,接着以与图 5 所示的虚线箭头方向相反的方向而流向该计时电极 316 的导电部分 316a。与图 1 所示的导电电路 104 相同的是,当该液态样品先接触该计时电极 316 的导电部分 316a(或 316b)与该参比电极 314 的导电部分 314a(或 314b)时,该计时电极 316 在时间 t_0 时产生脉冲信号 S1(如图 2 所示)。之后,当该液态样品接着接触该参比电极 314 的导电部分 314b(或 314a)与该计时电极 316 的导电部分 316b(或 316a)时,该计时电极 316 在时间 t_1 时产生脉冲信号 S2(如图 2 所示)。同样地,电化学仪(未显示)可计算该脉冲信号 S2 与该脉冲信号 S1 之间的时间差 Δt ,以根据该时间差 Δt 而获得该液态样品的黏度,并显示对应于该黏度的读数值。

[0073] 另外,当该液态样品接着接触该工作电极 312 与该参比电极 314 时,该工作电极 312 产生待测物反应信号,并经由该连接端 120a 将其传送至该电化学仪。该电化学仪根据该待测物反应信号而计算并获得该液态样品中的待测物的浓度,接着显示对应于该待测物的浓度的读数值。

[0074] 应了解到,如上所述的该电化学传感器具有两个吸附口设置于其两侧端,当其中一个吸附口用以吸入液态样品时,另一个吸附口则做为排气孔,然而,根据本发明的电化学传感器,该吸附口的设置并非仅限定在两侧端,其也可改变为其它形式。下文中将说明前端设有吸附口的电化学传感器。

[0075] 图 6 为根据本发明其它实施例的电化学传感器 400 的分解图。该电化学传感器 400 包括第一绝缘层 402、导电电路 404、间隙层 406 及第二绝缘层 408。该第一绝缘层 402 具有形成于其前端 402a 上的凹口 410。该导电电路 404 设置于该第一绝缘层 402 与该第二绝缘层 408 之间,并印刷于该第一绝缘层 402 上。该导电电路 404 包括工作电极 412、参比电极 414、包含导电部分 416a 与导电部分 416b 的计时电极 416、导电线路 418a、418b、418c、

418d 及连接端 420a、420b、420c、420d。

[0076] 该间隙层 406 设置于该第一绝缘层 402 与该第二绝缘层 408 之间,且覆盖于该工作电极 412、该参比电极 414 与该计时电极 416 上。该连接端 420a、420b、420c 与 420d 裸露于该间隙层 406 及该第二绝缘层 408 外,以使该连接端 420a、420b、420c 与 420d 能容易连接至电化学仪上。

[0077] 另外,该间隙层 406 与该第一绝缘层 402 及该第二绝缘层 408 共同界定了吸附口 422、及由该吸附口 422 延伸的通道 423。该通道 423 包括相对于该吸附口 422 的末端区 423a、及形成于该吸附口 422 与该末端区 423a 之间的取样区 424。该吸附口 422 与该第一绝缘层 402 的凹口 410 对齐,且位于该前端 402a 上。该第二绝缘层 408 具有形成于其上的排气孔 408a,并且该排气孔 408a 位于该通道 423 的末端区 423a 的上方。

[0078] 当该吸附口 422 吸入液态样品时,该排气孔 408a 将气体排放出,以使该液态样品能够更容易进入至该取样区 424 中。该第二绝缘层 408 面对于该凹口 410 的表面可作为液态样品的挡板,使该液态样品可更容易进入该通道 423 中。

[0079] 在该电化学传感器 400 中,该参比电极 414 具有导电部分 414a 及导电部分 414b。该工作电极 412、该参比电极 414 的导电部分 414a 与 414b 裸露于该取样区 424 与该通道 423 中。该计时电极 416 的导电部分 416a 与导电部分 416b 亦裸露于该通道 423 中。测试剂 428 形成于该取样区 424 中,且覆盖该工作电极 412 及该参比电极 414 的导电部分 414a 与 414b。

[0080] 当该电化学传感器 400 被用以测量液态样品中的待测物时,该液态样品由位在该前端 402a 的凹口 410 吸附至该电化学传感器 400 内,并接着流经该计时电极 416 的导电部分 416a、该参比电极 414 的导电部分 414a、该工作电极 412、该参比电极 414 的导电部分 414b,最后到达该计时电极 416 的导电部分 416b。在此实施例中,当该液态样品接触该导电部分 416a 与该导电部分 414a 时,如图 2 所示,脉冲信号 S1 在时间 t0 时由该导电部分 416a 产生,并通过该连接端 420d 传送至电化学仪。另外,当该液态样品接触该导电部分 416b 与该导电部分 414b 时,如图 2 所示,脉冲信号 S2 在时间 t1 时由该导电部分 416b 产生,并通过该连接端 420c 传送至该电化学仪。同样地,当该电化学仪接收该脉冲信号 S1 与该脉冲信号 S2 时,其会计算该脉冲信号 S1 与该脉冲信号 S2 间的时间差 Δt ,接着可根据该时间差 Δt 而获得该液态样品的黏度。

[0081] 另外,当该液态样品接着接触该工作电极 412 与该参比电极 414 时,该工作电极 412 产生待测物反应信号,并经由该连接端 420b 将其传送至该电化学仪。该电化学仪根据该待测物反应信号而计算并获得该液态样品中的待测物的浓度,接着显示对应于该待测物的浓度的读数值。

[0082] 在本发明的电化学感测装置中,根据前述实施例的电化学仪可利用该时间差 Δt 去校正液态样品中的待测物的浓度值。例如,如果在前述实施例中所述的液态样品为样品血液,而欲被测量的该待测物的浓度为血糖的浓度,则该时间差 Δt 也可用以获得该样品血液中的血容积比,其中血容积比为红血球在该样品血液中所占的数量百分比。在先前技术中,已知样品血液中的较高的血容积比(高于 60%)或较低的血容积比(低于 30%)会造成电化学感测装置所测量出的血糖值有偏差。更明确而言,样品血液中的较高的血容积比会使该电化学感测装置获得偏低的血糖值,而样品血液中的较低的血容积比会使该电化

学感测装置获得偏高的血糖值。因此,电化学感测装置所测量出的血糖值时常会由于样品血液中的不同的血容积比而变得不精确。为了解决此问题,已有先前技术揭示了一种校正获得的血糖值的方法。该所揭示的方法利用整合性校正因子(Hemato Factor ;HF)去校正获得的血糖值。根据本发明上述实施例中的电化学仪可根据该时间差 Δt 而获得该血容积比,其中该时间差 Δt 与该血容积比间的关系可通过临床实验而建立。另外,根据本发明上述实施例中的电化学仪储存有对照表,其包含了对应于多个不同血容积比的多个整合性校正因子。在上述的实施例中,该电化学仪可根据该时间差 Δt 去获得血容积比、由该对照表中查询对应于该血容积比的整合性校正因子、并接着通过该整合性校正因子去校正该获得的血糖值。于是,根据本发明的电化学仪不仅可根据该时间差 Δt 去获得液态样品的黏度,还可根据该时间差 Δt 去校正该液态样品中的待测物的浓度,使得电化学感测装置所测量到的待测物的浓度能够更为精确。

[0083] 在上述实施例中,该种电化学传感器 100、200 能够在几秒内就能将液体样品的黏度测量出来。此外,该等电化学传感器 100、200、400 仅需要几微升的液体样品,即可获得该液体样品的黏度,这是远低于传统黏度计所需要的液体样品量。另外,本发明的电化学仪能够使用该种电化学传感器 100、200 或 400 来校正液态样品中的待测物的浓度。因此,本发明的电化学传感器及电化学仪与公知技术相比,具有至少上述的优点。

[0084] 本发明还提供一种分析液态样品的方法,其中该方法应用于电化学感测装置,该电化学感测装置具有电化学仪与电化学传感器。本发明的方法包含下列步骤,并参考图 1 及图 2 而说明如下。首先,第一导电部分 116a 与第二导电部分 116b 设置于电化学传感器 100 中。第二,当液态样品流经该毛细管道 126a 并接触该第一导电部分 116a 时,第一脉冲信号 S1 产生并传送至该电化学仪(未显示),而当该液态样品流经该毛细管道 126b 并接触该第二导电部分 116b 时,第二脉冲信号 S2 产生并传送至该电化学仪。接着,介于该第一脉冲信号 S1 与该第二脉冲信号 S2 之间的时间差 Δt 由该电化学仪而被算出。当该时间差 Δt 被算出后,该电化学仪可根据该时间差 Δt 而获得该液态样品的黏度,并接着显示对应于该液态样品的黏度的读数值。另外,当该时间差 Δt 被算出后,该电化学仪也可根据待测物反应信号去计算并获得该液态样品中的待测物的浓度、根据该时间差 Δt 去校正所获得的待测物的浓度、并接着显示对应于该被校正的待测物的浓度的读数值。

[0085] 虽然已经通过前述优选实施例揭示了本发明,然而所述实施例并非用以限定本发明,本领域技术人员在不脱离本发明的精神和范围内,可以进行各种变型与修改。因此本发明的保护范围应以所附的权利要求书所界定的范围为准。

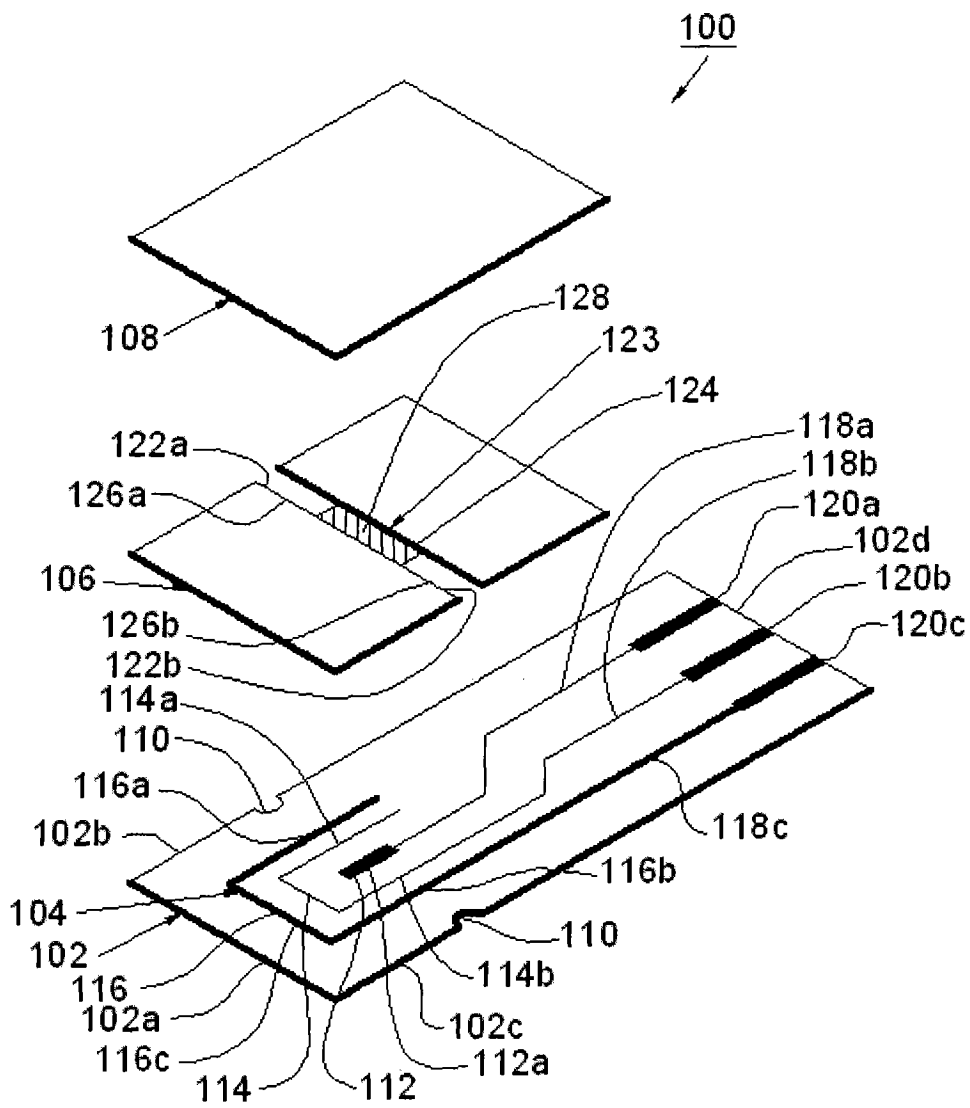


图 1

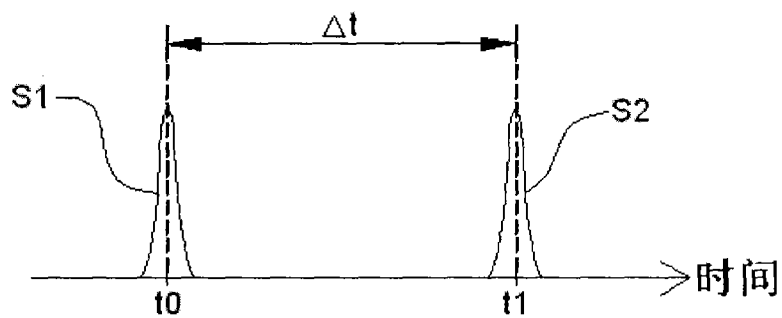


图 2

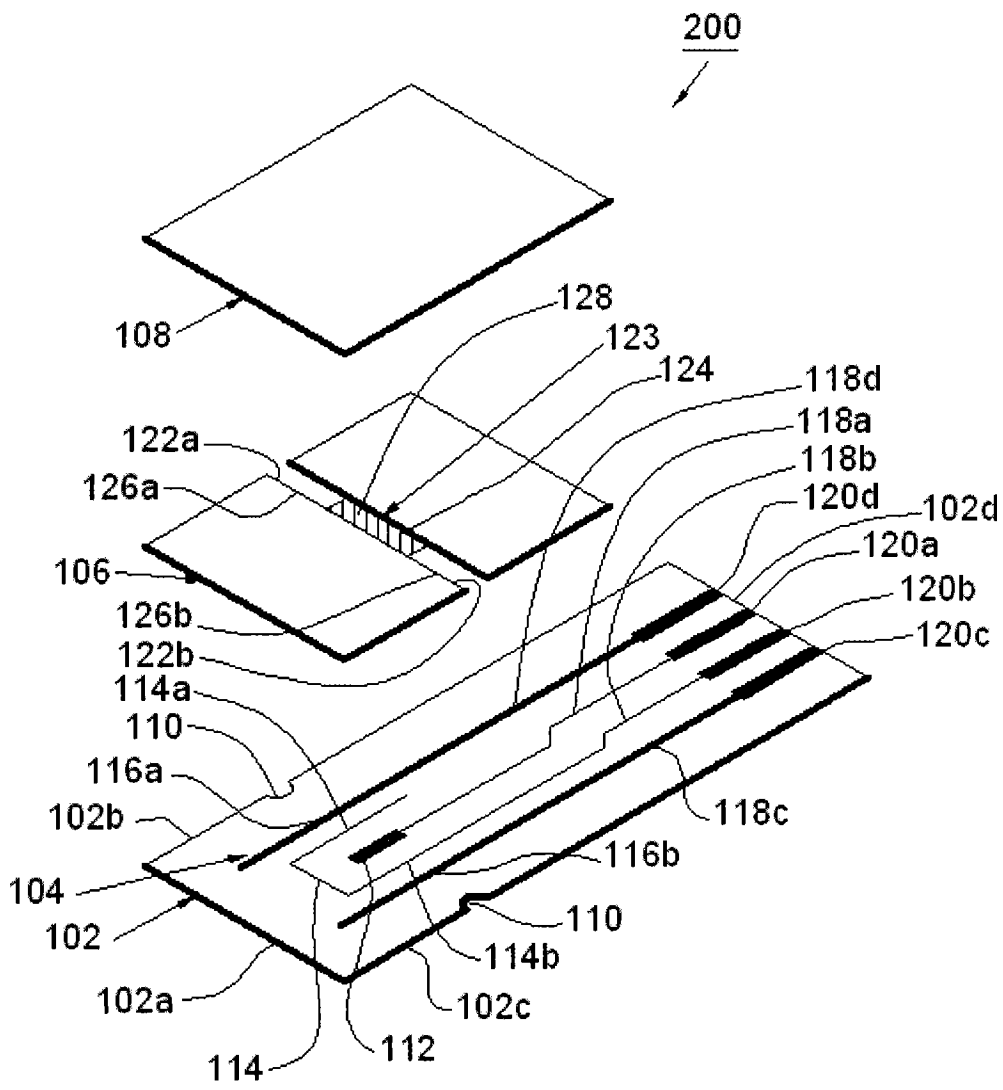


图 3

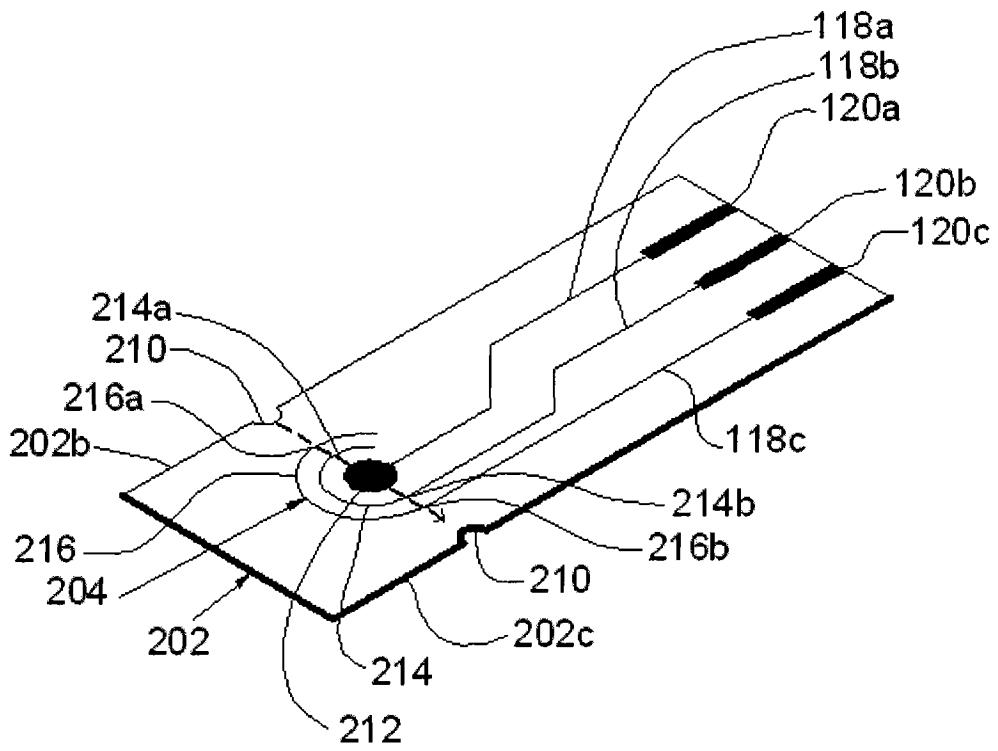


图 4

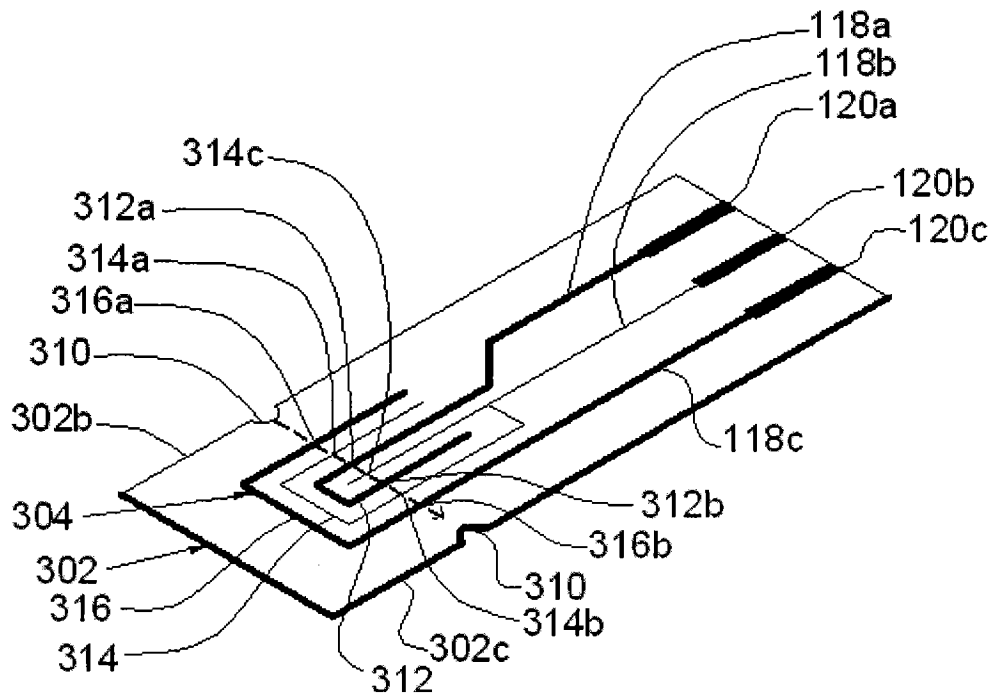


图 5

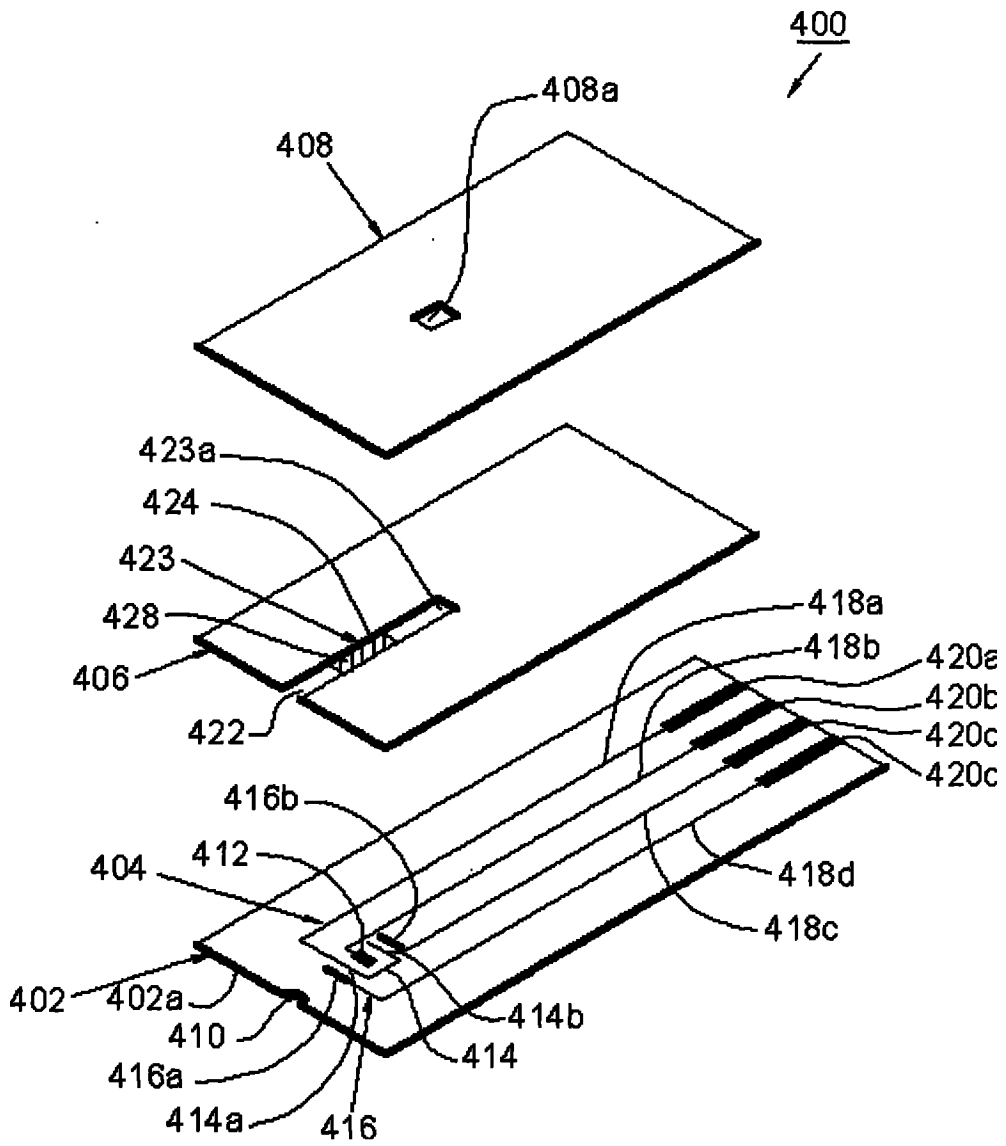


图 6