(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 103118594 A
(43)申请公布日 2013.05.22

(21)申请号 201180043984.6
(22)申请日 2011.09.12
(30)优先权数据
12/883,063 2010.09.15 US
(85)PCT申请进入国家阶段日
2013.03.13
(86)PCT申请的申请数据
PCT/US2011/051218 2011.09.12
(87)PCT申请的公布数据
WO2012/037029 EN 2012.03.22
(71)申请人 格鲁科威斯塔有限公司
地址 美国新泽西州
(72)发明人 Y·格利茨 A·奥斯特里斯基
(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
代理人 党晓林 王小东
(51)Int.Cl.
A61B 5/1455(2006.01)
A61B 5/01(2006.01)
G01N 33/48(2006.01)

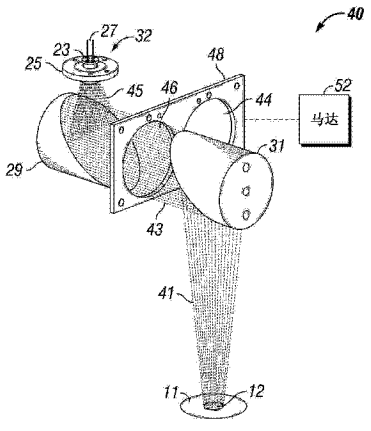
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

用于非侵入性分析身体内物质浓度的方法

(57)摘要

公开了一种用于测量身体内物质(诸如葡萄糖)的浓度的方法。该方法包括:将身体表面的温度从第一温度改变到第二温度;然后将身体表面的温度从所述第二温度变回到所述第一温度;并且在改变温度的时段期间,在第一波段中测量从身体表面吸收或发射的第一红外("IR")辐射量并在第二波段中测量从身体表面吸收或发射的二IR辐射量。该方法还测量身体表面处的温度和环境温度。计算标准化比率参数,并且通过将所述标准化比率参数与身体表面的温度和所述环境温度相关联来确定身体内的物质的浓度。



CN 103118594 A

1. 一种用于非侵入性测量身体内物质的浓度的方法，该方法包括以下步骤：

将身体表面的温度从第一温度改变到第二温度；

将身体表面的温度从所述第二温度改变到所述第一温度；

在身体表面从所述第二温度改变到所述第一温度期间，以预定的时间间隔在第一波段中测量从身体吸收或发射的第一红外辐射量；

在身体表面从所述第二温度改变到所述第一温度期间，以预定的时间间隔在第二波段中测量从身体吸收或发射的第二红外辐射量；

测量身体表面的温度；

测量环境温度；

基于所述第一红外辐射量、所述第二红外辐射量、所述身体表面的温度和所述环境温度来计算标准化比率参数；以及

通过将所述标准化比率参数与所述身体表面的温度和所述环境温度相关联来确定身体内的所述物质的浓度。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述第一波段是所述物质发射和吸收红外辐射的一个波段或多个波段，所述第二波段是身体在远红外光谱中发射和吸收红外辐射的整个光谱。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述第一波段是所述物质发射和吸收红外辐射的一个波段或多个波段，所述第二波段是所述物质不具有或具有能忽略的红外辐射的发射和吸收的整个光谱。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述标准化比率参数是从包括以下的组中所选择的平均比率：在每个时间间隔处针对黑体标准化的第一量与针对黑体标准化的第二量的比率中的至少一个比率；以及在每个时间间隔处针对黑体标准化的第一量与针对黑体标准化的第二量的比率的对数。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述物质是葡萄糖。

6. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述身体是人体。

7. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述身体内的所述物质的浓度利用经实验得出的查寻表确定。

8. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述第一波段包括大约 8.5μ 至大约 10.0μ，所述第二波段包括大约 10.5μ 至大约 15.0μ。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，其中，所述第二波段包括大约 7.0μ 至大约 15.0μ。

10. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，将身体表面的温度从所述第二温度改变至所述第一温度的步骤是在预定速率下进行的。

11. 一种利用包括检测器和光学系统的设备来非侵入性地测量身体内物质的浓度的方法，该方法包括以下步骤：

将身体表面的温度从第一温度改变到第二温度；

将身体表面的温度从所述第二温度改变到所述第一温度；

在身体表面从所述第二温度改变到所述第一温度期间，以预定的时间间隔在包括所述物质的至少一个波长特征的波段中检测由身体发射的红外辐射值；以及

在身体表面从所述第二温度改变到所述第一温度期间，以预定的时间间隔在包括所述

物质的至少一个波长特征的波段中检测由身体发射的红外辐射值。

12. 根据权利要求 11 所述的方法，该方法还包括测量环境温度的步骤。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，该方法还包括测量身体温度的步骤。

14. 根据权利要求 11 所述的方法，该方法还包括限制所检测到的红外辐射值的波段的步骤。

15. 根据权利要求 14 所述的方法，该方法还包括以下步骤：将所检测到的红外辐射值的波长范围限制到第一波段以提供第一检测辐射值，所述第一波段包括所述物质的至少一个波长特征；以及将所检测到的红外辐射值的波长范围限制到第二波段以提供第二检测辐射值，在所述第二波段中，所述物质的波长特征被减至最少。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其中，所述第一波段包括大约 8.5μ 至大约 10.0μ，所述第二波段包括大约 10.5μ 至大约 15.0μ。

17. 根据权利要求 16 所述的方法，其中，所述第二波段包括大约 7.0μ 至大约 15.0μ。

18. 根据权利要求 11 所述的方法，其中，将身体表面的温度从所述第二温度改变至所述第一温度的步骤是在预定速率下进行的。

用于非侵入性分析身体内物质浓度的方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请是2009年10月28日提交的名称为“Apparatus and Method for Non-Invasive Measurement ofa Substance Within a Body(用于非侵入性测量身体内物质的设备和方法)”的美国专利申请序列号12/607,903和2008年4月11日提交的名称为“Apparatus and Method for Non-Invasive Measurement of a Substance Within a Body(用于非侵入性测量身体内物质的设备和方法)”的美国专利申请序列号12/101,859的部分继续申请。这些申请均通过引用全部并入本文。

背景技术

[0003] 本申请大体上涉及身体内各种物质的非侵入性测量,诸如人体内葡萄糖的浓度的测量,并且更具体地,本申请涉及一种采用电光学系统来非侵入性地分析身体内物质的浓度的方法。

[0004] 使用红外线(“IR”)辐射的光谱技术在现有技术中是已知的,并且已广泛使用于身体内所关心的物质的浓度的非侵入性测量。特别关系的一个领域是使用这些技术来非侵入性测量人体血流中的葡萄糖和其它成分的浓度。

[0005] 红外光谱包括近红外线(近似1至3微米)、中红外线(近似3至6微米)、远红外线(近似6至15微米)和超红外线(近似15至100微米)。典型的现有技术的葡萄糖和其它非侵入性血液成分测量装置在近红外区中操作,在所述近红外区域中,由葡萄糖和其它血液成分吸收的红外能量相当低。然而,已知的是葡萄糖和其它血液成分在中红外区域和远红外区域中具有强烈和可辨别的吸收光谱。

[0006] 一些专利公开了利用红外检测系统和方法非侵入性测量血流中的诸如葡萄糖的物质的浓度的方法。然而,所公开的方法无一考虑到分析身体内物质的浓度的方法,其中来自身体表面的红外发射以多个时间间隔被测量,同时身体表面的温度从第一温度改变至第二温度。

发明内容

[0007] 本申请公开了一种用于非侵入性地分析和确定测量身体内物质的浓度的方法。根据本公开内容的一个实施方式,该方法包括以下步骤:将身体表面的温度从第一温度改变到第二温度;然后将身体表面的温度从所述第二温度变回到所述第一温度。在身体表面的温度从所述第二温度变回到所述第一温度期间,以预定的时间间隔在第一波段中测量从身体吸收或发射的红外辐射。在身体表面的温度从所述第二温度改变到所述第一温度期间,以预定的时间间隔在第二波段中测量从身体吸收或发射的红外辐射。该方法还包括测量身体表面处的温度并且测量环境温度。该方法还包括:基于针对所述第一波段测量的IR辐射、针对所述第二波段测量的IR辐射、所述身体表面的温度和所述环境温度来计算标准化比率参数;以及通过将所述标准化比率参数与所述身体表面的温度和所述环境温度相关联来确定身体内的所述物质的浓度。可以使用经实验得出的查寻表来将所述标准化比率参数

与身体内物质的浓度相关联。

附图说明

[0008] 在以下图中，相同的附图标记表示相同的元件，这些图形成本说明书的一部分并且被包括以进一步揭示本发明的某些方面。这些实施方式描述了附图中所示的公开内容的新颖和非显而易见的方面，这些图仅为了说明性目的。结合本文所示的具体实施方式的详细书写的说明，通过参照这些图中的一个或更多个图可更好地理解本公开内容。

[0009] 图 1 是在给定光谱内从假想的身体(hypothetical body)发射或由该假想的身体吸收的红外辐射的图；

[0010] 图 2 是在给定光谱内从假想的身体和黑体发射或由该假想的身体和黑体吸收的红外辐射的图；

[0011] 图 3 是示出了用于非侵入性地测量身体内物质的浓度的系统的一个实施方式的框图；

[0012] 图 4 是图 3 的光学检测设备的立体图，示出了身体和检测器之间的电磁射线的行进路径；

[0013] 图 5 是示出了用于非侵入性地测量身体内物质的浓度的系统的另一个实施方式的框图；

[0014] 图 6 是示出了用于图 3 和图 5 中所示的系统的控制电子器件的框图；

[0015] 图 7 示出了当利用图 3、图 4 和图 5 的光学检测系统测量时人类皮肤的温度恢复函数的曲线图。

[0016] 图 8 是示出了用于分析身体内物质的浓度的当前方法的一个实施方式的程序流程图。

[0017] 将在说明中更加全面地讨论本申请的这些和其它实施方式。在本公开内容的各种实施方式中可以独立地实现这些特征、功能和优点，并且这些特征、功能和优点在另外的实施方式中可以结合。

具体实施方式

[0018] 本公开内容的实施方式提供了用于非侵入性地分析和测量身体内物质的浓度的方法。在某些实施方式中，所分析的物质可以是人体血流中的葡萄糖。然而，本领域技术人员将理解，当前方法还可以用于分析和测量其它物质的浓度，例如胆固醇。

[0019] 所有身体和所有物质都吸收和发射红外(“IR”)辐射。以给定波长吸收或发射的 IR 辐射的大小作为身体温度和环境温度的函数而变化。图 1 示出了用于假想的身体的 IR 辐射发射光谱的样图，其中环境温度 T_A 等于 x，身体温度 T_B 等于 y。如图所示，对于给定的环境温度和身体温度，身体更容易以某些波长发射和吸收 IR 辐射，这些波长在由曲线 12 所示的光谱中由峰值 10 表示。

[0020] IR 光谱包括近红外线(近似 1 至 3 微米)、中红外线(近似 3 至 6 微米)、远红外线(近似 6 至 15 微米)和超红外线(近似 15 至 100 微米)。在某些物质中，IR 吸收 / 发射在远红外线(“FIR”)光谱中特别突出。例如，已知的是，葡萄糖和其它血液成分在中红外区域和远红外区域中具有强烈和可辨别的吸收光谱。因此，为了测量身体内的诸如葡萄糖的物质

的浓度，有利的是测量由身体发射的 FIR 辐射。

[0021] 当前方法的实施方式测量在不同波长带宽或波段由身体吸收或发射的 FIR 辐射。第一波段（或多个波段）被选择为这样的波段（或多个波段）中，其中：已知所关心的物质具有显著的吸收 / 发射特性。第二波段（或多个波段）被选择为是这样的波段（或多个波段）中，其中：已知物质不具有或者具有可忽略的吸收 / 发射。在另选实施方式中，第二波段（或多个波段）被选择为是身体的整个 FIR 吸收 / 发射光谱。

[0022] 在一些实施方式中，FIR 测量针对黑体而标准化。如本领域普通技术人员将理解的，黑体是利用理论发射率来吸收和发射辐射的。图 2 示出了用于假想的身体（实曲线 20）和用于黑体（短划线 22）的 FIR 吸收 / 发射光谱的样图。对于假想的身体和黑体这两者，环境温度 T_A 是相同的。类似的，对于假想的身体和黑体这两者，身体温度 T_B 对于每组测量是相同的。竖直点划线限定了第一波段 24，在该第一波段中，已知要被测量浓度的物质具有 FIR 吸收 / 发射峰值 26。例如，对于葡萄糖，所选择的波段 24 可以位于大约 9.3 微米至大约 9.9 微米之间。

[0023] 在本公开内容的一个实施方式中，为了分析和测量物质浓度，身体表面区域的温度、人体皮肤区域的温度在一定时段例如从第一温度改变到第二温度（即，如通过加热和冷却），然后在一定时段内允许从第二温度恢复或回复到第一温度。在身体的表面温度恢复期间，来自身体表面的 IR 辐射在多个预定时间间隔中的每个时间间隔处在用于所关心的物质的波长带宽中和在不包括所关心的物质的波长的波长带宽中被测量。测量结果在两条曲线中作为经过的时间相对身体表面的温度的函数而绘制，这两条曲线中的一条曲线用于所关心的波长带宽，一条曲线用于不包括所关心的波长的波长带宽。

[0024] 两条曲线或两个函数之间由于身体内所关心的物质的 IR 波长发射 / 吸收所造成的区别能够通过在每个测量时间处计算针对两条曲线的函数值或者通过确定针对两条曲线中的每个曲线的常数之间的差来分析。在针对黑体读数标准化之后两个辐射测量的平均比率与身体内所期望的物质的浓度（例如，人体血流中葡萄糖的浓度）相关联。

[0025] 现在还参考图 3，示出了用于非侵入性地测量身体内物质的浓度的系统 30 的框图。宽泛地讲，当前系统 30 的所示的实施方式包括红外（“IR”）辐射检测器 32、IR 滤光器组件 34、加热和 / 或冷却设备 36、以及用于测量环境温度的设备 38。在一些实施方式中，IR 检测器 32 测量身体表面温度。

[0026] 在一个实施方式中，IR 检测器 32 可包括具有准直光学器件的热电堆。然而，本领域普通技术人员将理解，IR 检测器 32 可包括不同类型的检测器，诸如辐射热计。图 3 中所示的系统 30 还包括显示器 42，该显示器用于显示诸如物质浓度、测量参数和所关心的其它信息之类的信息。在某些实施方式中，显示器 42 可包括液晶显示器（“LCD”）。

[0027] 继续参考图 3，IR 滤光器组件 34 定位在身体和 IR 检测器 32 之间。在所示的实施方式中，IR 滤光器组件 34 包括两个滤光器 44、46，但本领域技术普通人员将理解，IR 滤光器组件 34 可包括任何数量的滤光器。例如第一滤光器（滤光器 44）将优选地为穿过被测量物质的光谱特征的波长的窄带滤光器。第二滤光器（滤光器 46）例如将优选地为穿过对被测量物质不敏感的光谱特征的那些波长的窄带滤光器。例如，在一些实施方式中，滤光器 46 将带宽限制为其中对于被测量物质无发射的光谱的区域（对于葡萄糖，例如，带宽可以是 10.5μ 至 15μ），而滤光器 44 具有被测量物质的发射的带宽特征（对于葡萄糖，例如带宽可

以是 8.5μ 至 10.5μ)。在一些实施方式中,第二滤光器 46 例如可以透射近似 7 微米至近似 15 微米之间的所有 IR 辐射。

[0028] 在所示的实施方式中,系统 30 包括驱动马达 52。在某些实施方式中,驱动马达 52 可以包括螺线管。驱动马达 52 构造成提供原动力,以相对于 IR 检测器 32 改变滤光器组件 34 的位置。当进行每个 IR 辐射测量时,驱动马达 52 的致动能够使滤光器 44、46 顺序地定位在身体和 IR 检测器 32 之间。

[0029] 现在还参考图 4,示出了图 3 中所示的系统 30 的光学子系统 13 和 IR 检测器 32 部件的构造的示意立体图,该立体图示出了 IR 辐射在身体 1 和检测器 32 之间的行进路径。检测器 32 包括检测器元件 23、检测器基座 25 和检测器引线 27。光学部件和检测器部件的构造设计成使得在镜 31 的焦平面上在身体 11 处产生检测器 15 的敏感或活性区域 47 的图像 12。

[0030] 在一些实施方式中,位于身体 11 的表面处的图像 12 的区域优选地具有近似 6mm 的直径。在射束 41 中的图像 12 处从身体 11 发射并由身体 11 反射的 IR 辐射由镜 31 收集并准直。IR 辐射由镜 31 反射并且经由滤光器 44 或滤光器 46 在平行射线的准直光束 43 中被传播到镜 29。镜 29 的焦平面定位在 IR 检测器 32 的敏感区域的表面处。到达镜 29 的光束 43 作为光束 45 被反射和传播,并且聚焦在镜 29 的焦平面处而入射在 IR 检测器 32 的敏感区域上。

[0031] 因此,光学子系统 13 被对准,使得图像 12 被定位在身体 1 的表面处,并且 IR 辐射的束 41 经由镜 31、滤光器 33 或滤光器 35、以及镜 29 而入射在 IR 检测器 32 的敏感区域上。

[0032] 在一个实施方式中,镜 29、31 优选地为涂覆有金或者其它合适反射材料的九十度(90°)离轴抛物面镜。优选地,镜 29 将具有大约一(1)英寸的焦距,并且镜 31 将具有大约三(3)英寸的焦距。对于光学子系统 13,可以使用其它合适设计的反射镜,诸如椭圆面镜或者椭圆面镜和双曲面镜的组合。

[0033] 滤光器 44 和滤光器 46 安装在框架 48 中,框架 48 定位在镜 29 和镜 31 之间。滤光器 44、46 利用联接到框架 48 的合适的驱动机构(诸如马达或者气动压力)在截断光束 43 的位置之间切换。在一个实施方式中,镜 52 联接到框架 48 并且将框架 48 定位在镜 28 和镜 31 之间,使所期望的滤光器 44、46 截断光束 43。

[0034] 现在还参考图 5,示出了当前系统 60 的另选实施方式的框图。在系统 60 中,驱动马达 52 和滤光器组件 34 用多个固定位置的 IR 检测器代替。在所示的实施方式中,示出了两个 IR 检测器 62、64。然而,本领域普通技术人员将理解,可以提供任何数量的 IR 检测器。在图 5 的实施方式中,每个 IR 检测器 62、64 均分别包括其自己的 IR 滤光器 66、68。滤光器 66、68 在每个滤光器透射中相对于 IR 辐射的波长例如可以与设置在图 3 的实施方式中的两个滤光器 44、46 基本类似。在图 5 的实施方式中,在检测器 / 滤光器组件中有利地不具有活动部件,并且所有测量都可同时进行。

[0035] 继续参考图 3 至图 5,当前系统 30、60 的所示的实施方式包括用于测量环境温度的设备 38。在某些实施方式中,环境温度测量设备 38 将被称为热敏电阻器 38,诸如负温度吸收热敏电阻器。为简单起见,环境温度测量设备 38 将称为热敏电阻器 38。然而,本领域技术人员将理解,环境温度测量设备 38 可以是适用于测量环境温度的任何设备,例如热电偶。尽管在所示的实施方式中热敏电阻器 38 示出为附接到 IR 检测器 32 和 62、64,但本领

域技术人员将理解，这不是必需的。在某些实施方式中，热敏电阻器 38 测量 IR 检测器 3 和 62、64 的壳体（未示出）的温度，该温度通常等于环境温度。

[0036] 现在参考图 6，示出了用于图 3 和图 5 中所示的系统的控制电子器件的框图。IR 检测器 32 和 63、64 的输出 33 和 67、69、热敏电阻器 38 的输出 39、驱动马达 52 和加热 / 冷却设备 36 的控制输入 55、56 分别连接到控制电子器件 54。图 6 示出了控制电子器件 54 的更多细节，该控制电子器件包括处理单元 71 和存储器 72。存储器 72 可包括用于计算和确定由当前系统 30、60 进行测量的结果的一个或多个查寻表。例如，存储器 72 可包括通过实验得出的查寻表，该查寻表将标准化比率参数与身体中的所关心的物质的浓度相关联。经实验得出的查寻表的一个示例在未决美国专利申请序列号 12/101,859 中被描述，该美国专利申请通过引用全文并入本文。处理单元 71 可包括运行软件和 / 或固件的中央处理单元（“CPU”）。另选地，处理单元 71 可包括一个或更多个专用集成电路（“ASIC”）。处理单元 71 还驱动显示器 42，以显示可以包括物质浓度、由 IR 检测器 32 和 62、64 和 / 或热敏电阻器 38 进行测量的测量值、和其它所关心的信息的结果。在图 6 的实施方式中，处理单元 71 还控制马达驱动装置 74，该马达驱动装置继而控制驱动马达 52，以相对于 IR 检测器 32 改变滤光器组件 34 的位置。

[0037] 继续参考图 6，所示的控制电子器件 54 包括用于在测量信道之间切换的一个或多个开关 75。例如，开关 75 可以在第一信道和第二信道之间改变，所述第一信道携带来自 IR 检测器 32 或 IR 检测器 62、64 的信号，所述第二信道携带来自热敏电阻器 38 的信号。处理单元 71 控制开关 75。

[0038] 所示的控制电子器件 54 还包括积分放大器 77。积分放大器 77 将由 IR 检测器 32 或 IR 检测器 62、64 产生的电压放大至可测值。由 IR 检测器 32 或 IR 检测器 62、64 产生的电压与所检测的身体 IR 辐射成比例，并且可以非常小。所示的控制电子器件 54 还包括比较器 79。比较器 79 与积分放大器 77 一起将来自 IR 检测器 32 或 IR 检测器 62、64 的电压转换成与输入电压成反比并且由处理单元 71 测量的时间间隔。

[0039] 继续参考图 4 和图 5，在某些实施方式中，加热 / 冷却设备 36 包括：珀耳帖（Peltier）元件，该珀尔帖元件构造成提供期望的热量或冷量；风扇 84，该风扇用于驱动被加热或冷却的空气；以及通风管 86，该通风管用于将被加热或冷却的空气引到身体表面上。然而，本领域技术人员将理解，加热 / 冷却设备 36 可以是适用于该目的的任何设备。

[0040] 向身体（皮肤）表面施加热或冷刺激由其浓度待被测量的物质吸收或发射的 IR 辐射。例如，在葡萄糖的情况下，冷却皮肤刺激 IR 辐射的吸收，而加热皮肤则刺激 IR 辐射的发射。加热 / 冷却设备 36 将身体的表面区域从第一温度加热或冷却至第二温度并且将表面区域在第二温度下保持预定时间量。加热 / 冷却设备 36 还可被用于加热或冷却表面区域，以将该表面的温度以受控的比率从第二温度改变到第一温度或者中间温度。

[0041] 现在还参考图 7，示出了曲线图，该曲线图示出当利用图 3 和图 4 的光学检测系统测量时身体表面的温度恢复函数的曲线图。图 7 中所示的曲线图 70 示出了当利用采用两个 IR 过滤器的电光系统测量时人体皮肤的温度恢复函数。上曲线 73 描述了当利用用于第一波段的滤光器测量时皮肤温度从第二温度恢复到第一温度的函数，在该第一波段中，所关心的物质具有强烈吸收 / 发射特性。下曲线 76 描述了当利用用于第二波段的滤光器测量时皮肤温度从第二温度恢复到第一温度的函数，在该第二波段中，所关心的物质不具有

或具有可忽略的吸收 / 发射特性。

[0042] 另选地，下曲线 76 能够描述当利用用于整个 FIR 波段的滤光器测量时皮肤温度从第二温度恢复到第一温度的函数，所述整个 FIR 波段包括其中所关心的物质具有强烈吸收 / 发射特性的波段以及其中所关心的物质不具有或者具有可忽略的吸收 / 发射特性的其余波段。由 IR 检测器 32 或检测器 62、64 进行的 IR 辐射测量作为当身体表面温度开始从第二温度变回第一温度时身体表面的温度相对所经过的时间的函数被绘出。

[0043] 现在还参考图 8，过程流程图 80 示出了用于测量身体内物质的浓度的方法的一个实施方式。在步骤 82，IR 辐射检测器 32 或 62、64 以及加热 / 冷却设备 36 相对于身体表面定位。在步骤 84，加热 / 冷却设备 36 被致动以加热(或冷却)身体表面区域的温度，诸如图像区域 12(如图 4 所示)，以将表面区域从第一温度改变至第二温度。身体表面区域的温度然后在第二温度下被保持预定时段。在步骤 86，加热 / 冷却设备 36 被致动，以冷却(或加热) 身体表面区域，从而将表面区域以预定速率从第二温度变回至第一温度。另选地，处于环境温度的空气可用于冷却(或加热) 身体表面区域，以将身体表面区域的温度从第二温度变回至第一温度。

[0044] 在步骤 88，当身体表面区域的温度从第二温度变回到第一温度时，IR 辐射在第一波段和第二波段中的每个波段内的吸收 / 发射、环境温度和身体表面的温度以预定的时间间隔被测量。在图 3 和图 4 所示的当前系统的实施方式中，在第一波长和第二波长两者中的 IR 辐射测量通过在预定时间间隔的每个时间间隔处在两个滤光器 44、46 之间切换而实现。在图 5 所示的当前系统的实施方式中，包括在第一波段和第二波段两者中的 IR 辐射的所有测量参数都能够被同时测量。在步骤 92，从 IR 辐射测量值计算出标准化比率参数。在步骤 94，利用查寻表将标准化比率参数与环境温度和身体表面的温度相关联。在步骤 96，显示物质浓度。

[0045] 通过图 3 和图 5 所示的系统 30、60 中的任一实施方式，测量 IR 辐射的吸收 / 发射、环境温度和身体表面温度的另选方法是，首先在身体表面上的各个点处进行多次测量的同时扫描身体表面以确定身体表面上最理想位置，从而测量物质的浓度。例如可使用软件以从身体扫描期间所获得的多个测量值识别出身体表面上的最理想位置。用于选择最理想位置的参数例如可以是可重复性、最大信号强度等。

[0046] 上述说明以全面、清楚、简明且确切的术语示出了用于执行以非侵入性地分析身体内物质的浓度的当前方法和实践它们的方式和过程而想到的最佳模式，从而能够使本领域任何技术人员能够实践这些方法。然而，这些方法容易从上述的方法形成为完全等同的修改和替换构造。因而，这些方法不局限于本文所公开的实施方式。相反地，这些方法覆盖落入如由随附的权利要求一般记载的方法的精神和范围内的所有修改和替换构造。

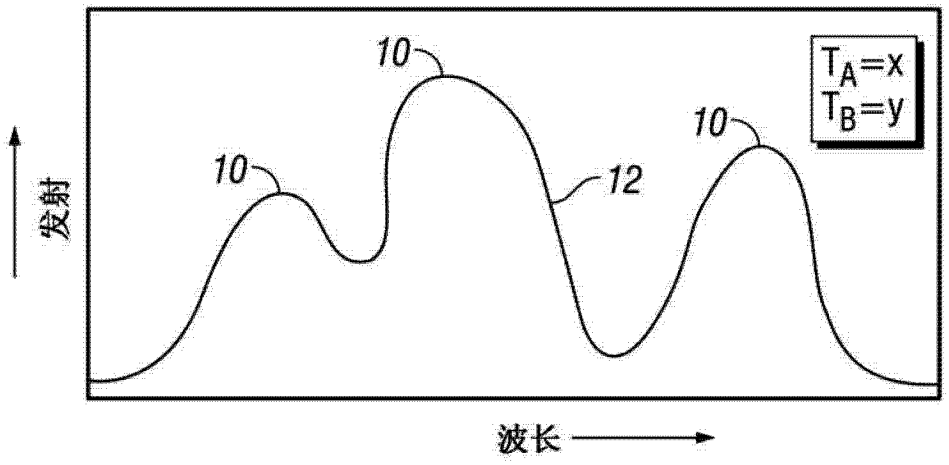


图 1

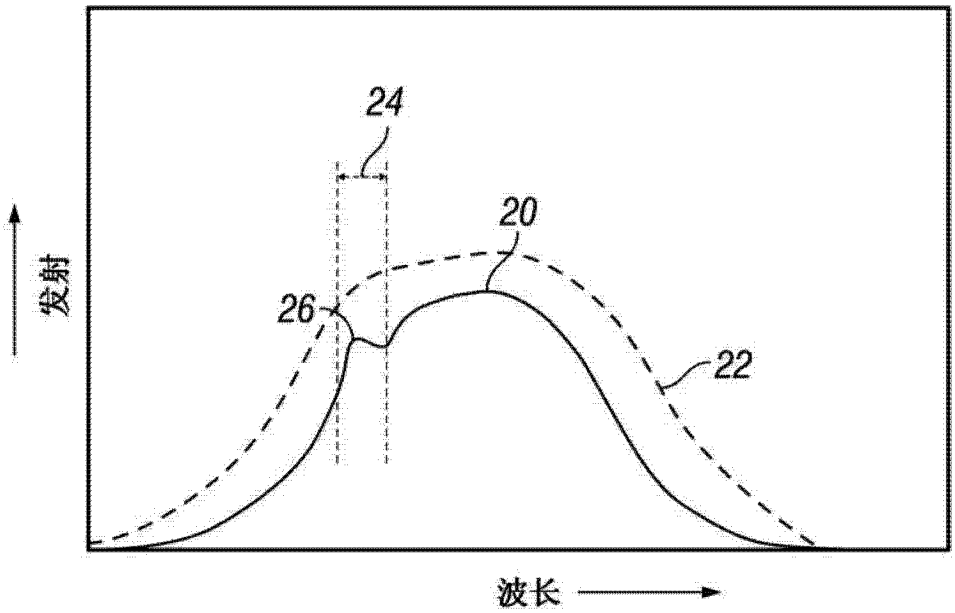


图 2

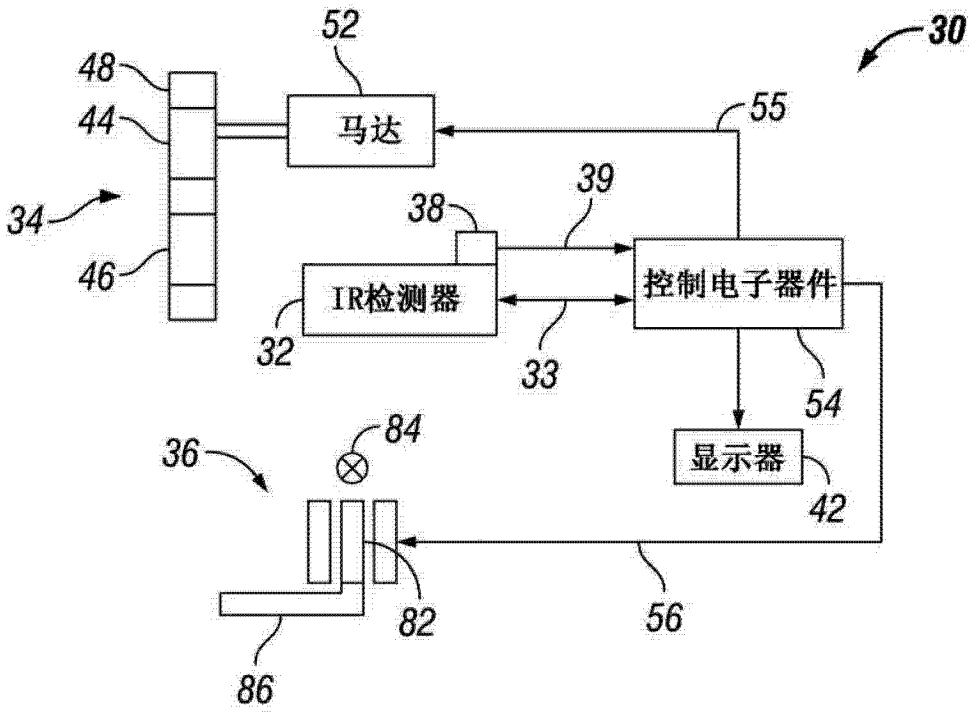

52
30
48
马达
55
44
39
34
38
控制电子器件
IR检测器
46
32
33
54
84
显示器
36
42
82
56
86

图 3

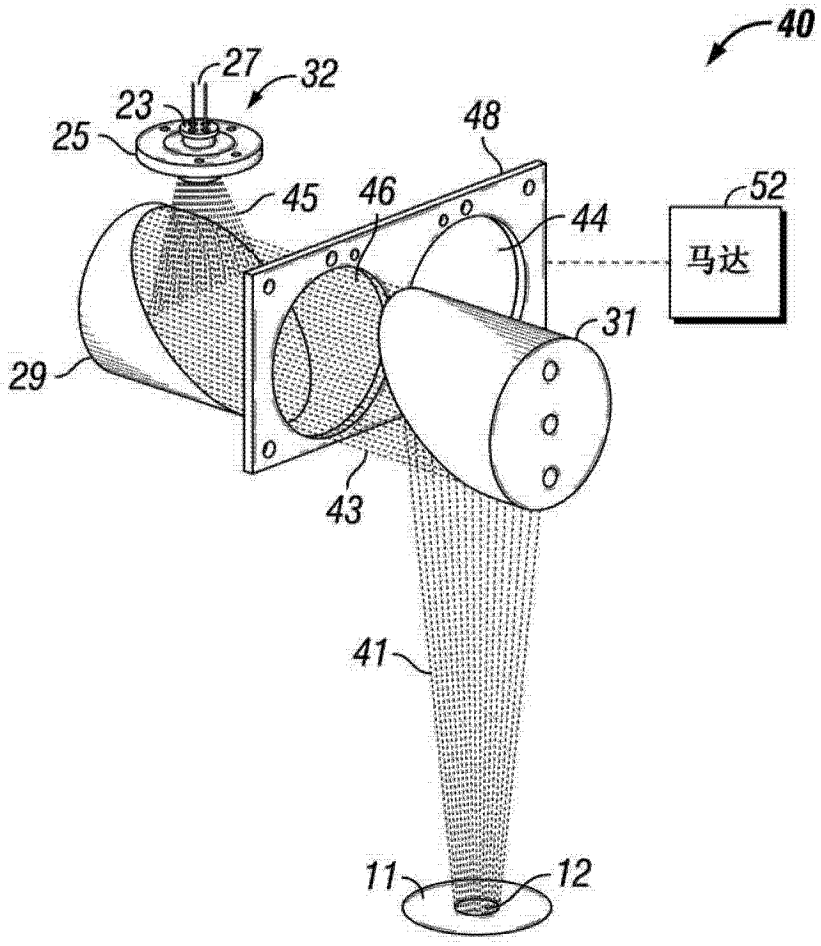


图 4

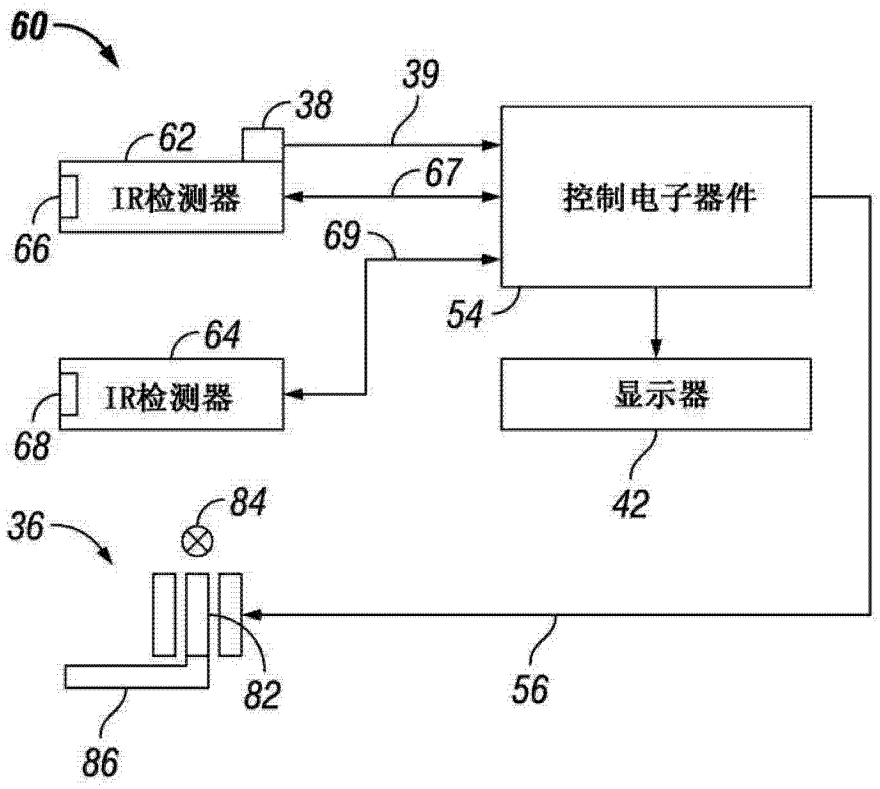

60
39
38
62
IR检测器
67
控制电子器件
66
69
54
64
IR检测器
显示器
68
42
84
36
82
56
86

图 5

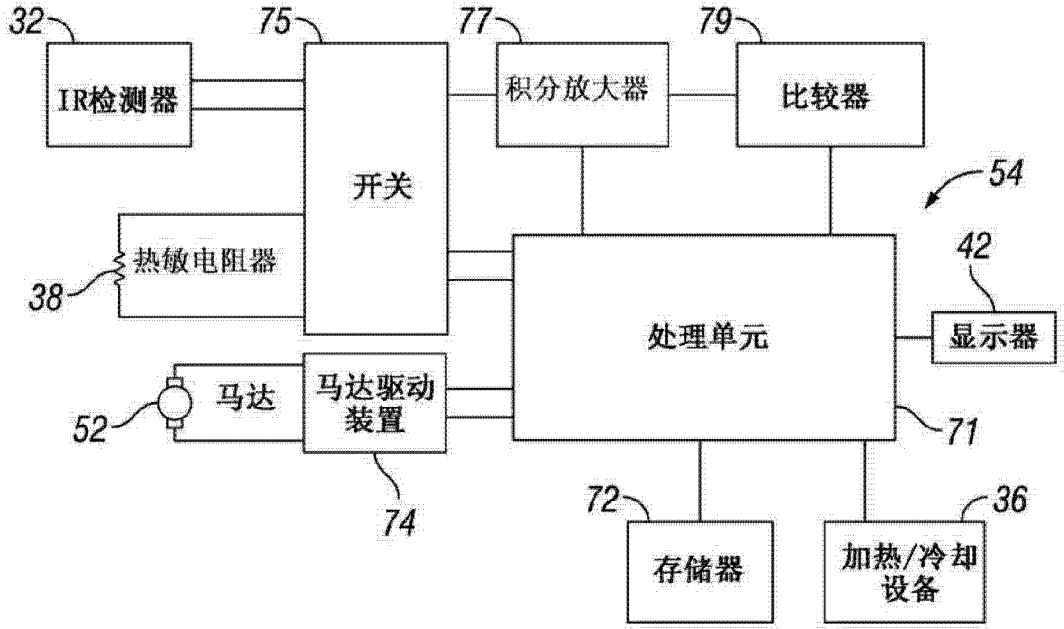

32
75
77
79
IR检测器
积分放大器
比较器
开关
54
热敏电阻器
42
38
处理单元
显示器
马达
马达驱动装置
52
71
74
72
36
存储器
加热/冷却设备

图 6

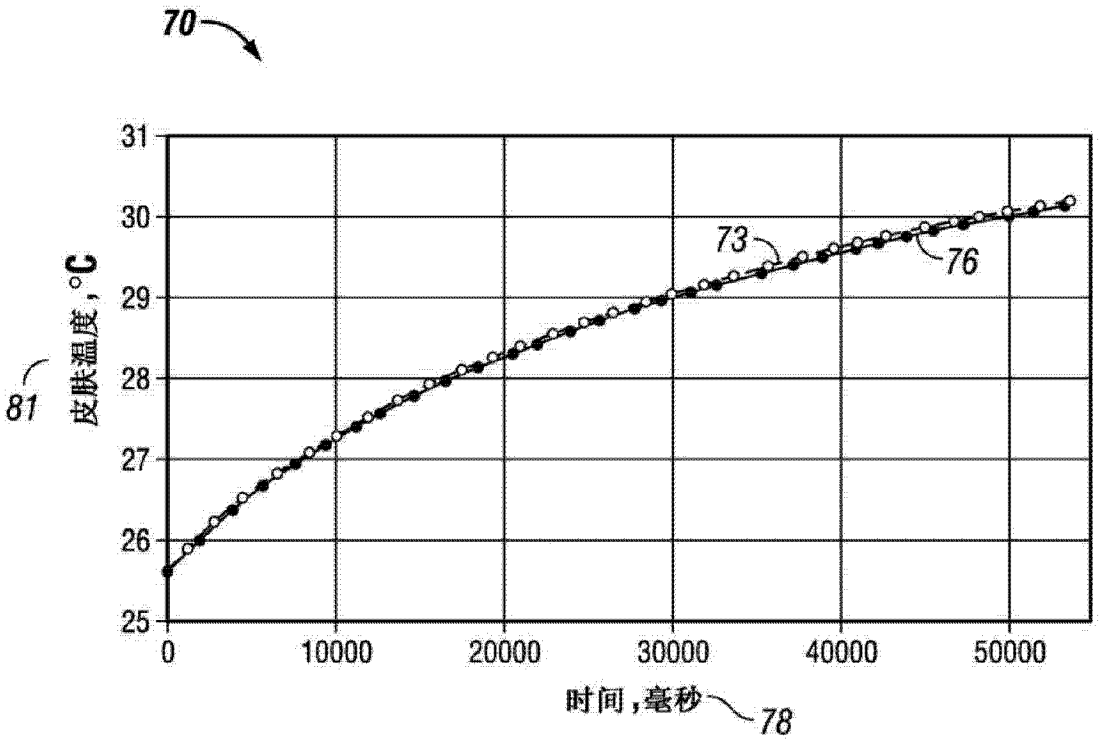

70
31
30
29
28
27
26
25
皮肤温度，°C
81
73
76
0
10000
20000
30000
40000
50000
时间，毫秒
78

图 7

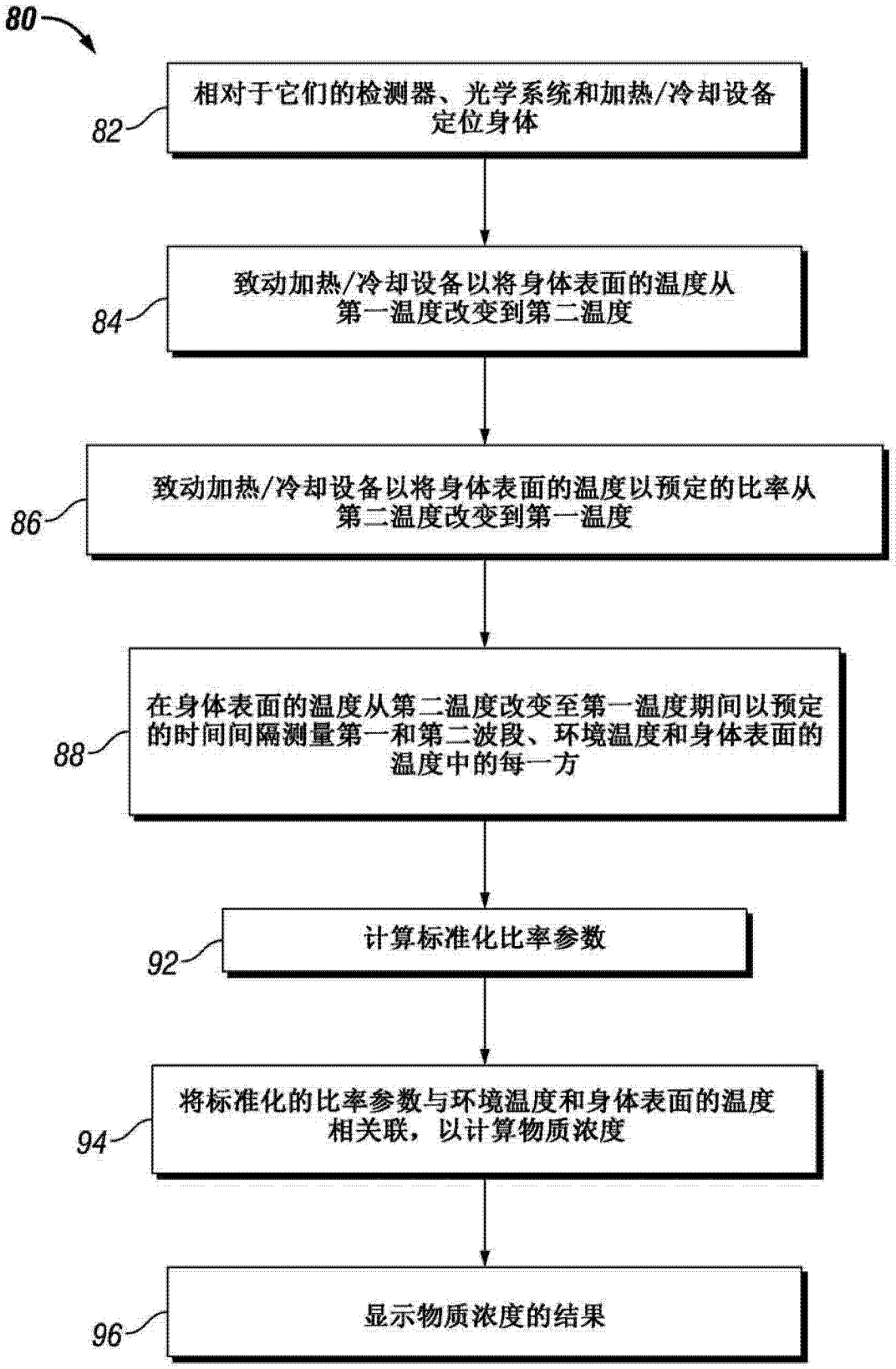

80
82
相对于它们的检测器、光学系统和加热/冷却设备定位身体
84
致动加热/冷却设备以将身体表面的温度从第一温度改变到第二温度
86
致动加热/冷却设备以将身体表面的温度以预定的比率从第二温度改变到第一温度
88
在身体表面的温度从第二温度改变至第一温度期间以预定的时间间隔测量第一和第二波段、环境温度和身体表面的温度中的每一方
92
计算标准化比率参数
94
将标准化的比率参数与环境温度和身体表面的温度相关联，以计算物质浓度
96
显示物质浓度的结果

图 8