

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101124586 B

(45) 授权公告日 2010.12.08

(21) 申请号 200580048430.X

(22) 申请日 2005.12.19

(30) 优先权数据

11/015,732 2004.12.17 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.08.17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/046883 2005.12.19

(87) PCT申请的公布数据

W02006/066279 EN 2006.06.22

(73) 专利权人 光谱辨识公司

地址 美国新墨西哥州

(72) 发明人 罗伯特·K·罗

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 王波波

(51) Int. Cl.

G06K 5/00 (2006.01)

G06K 9/00 (2006.01)

G06K 9/20 (2006.01)

G06K 9/36 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G06F 7/04 (2006.01)

G06F 7/00 (2006.01)

G05B 19/00 (2006.01)

G05B 23/00 (2006.01)

G08B 29/00 (2006.01)

G08C 19/00 (2006.01)

H04B 1/00 (2006.01)

H04M 3/00 (2006.01)

H04Q 1/00 (2006.01)

H04Q 9/00 (2006.01)

(56) 对比文件

EP 0372748 B1, 1994.09.14, 全文.

WO 2004/090786 A2, 2004.10.21, 权利要求

1、图1、图2A、0048-0055段.

US 6122394 A, 2000.09.19, 全文.

EP 1353292 A1, 2003.10.15, 全文.

US 6292576 B1, 2001.09.18, 第7栏59-第9
栏5行,图5.

US 2003/0044051 A1, 2003.03.06, 全文.

US 6181414 B1, 2001.01.30, 全文.

审查员 张亚峰

权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 8 页

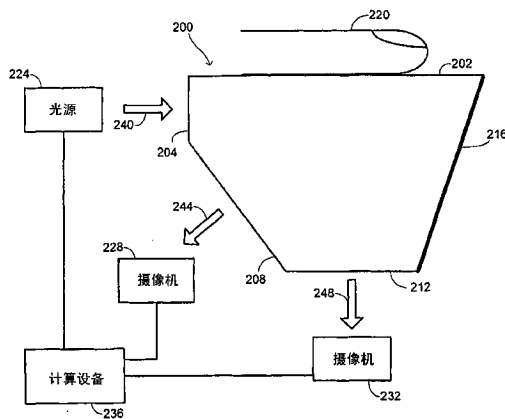
(54) 发明名称

组合的全内反射和组织成像系统和方法

(57) 摘要

提供了用于把全内反射和组织成像进行组合以执行生物测定功能的方法和系统。所述系统可以包括照射源、压盘、光检测器、光具组、以及计算单元。所述压盘被布置为与个体的皮肤部位发生接触。所述光具组被布置为提供照射源与压盘之间以及压盘与光检测器之间的光路。照射源与光具组的组合提供了多光谱条件下对压盘的照射。计算单元与光检测器接口连接,并具有用于根据从皮肤部位接收到的第一部分光来产生全内反射图像、并用于根据从皮肤部位接收到的第二部分光来产生多光谱组织图像的指令。

CN 101124586 B



1. 一种用于执行生物测定功能的系统,所述系统包括:

照射源;

压盘,被布置为与个体的皮肤部位发生接触;

光检测器;

光具组,被布置为提供所述照射源与所述压盘之间以及提供所述压盘与所述光检测器之间的光路,其中,所述照射源与所述光具组的组合提供了多光谱条件下对所述压盘的照射,其中,所述光具组包括具有多个面的棱镜,所述照射源被布置为向第一面提供照射光,而所述光检测器被布置为从第二面接收光;以及

计算单元,与所述光检测器接口连接,并具有用于根据从所述皮肤部位接收到的第一部分光来产生所述皮肤部位的全内反射图像、并用于根据从所述皮肤部位接收到的第二部分光来产生所述皮肤部位的多光谱组织图像的指令,

其中所述光检测器包括:被布置为接收通过所述第二面的所述第一部分光的第一光检测器,以及被布置为接收来自第三面的所述第二部分光的第二光检测器;

所述第二面大致上与第一轴正交,所述第一轴与所述压盘的角度大于所述压盘与空气的分界面的临界角 θ_c ;以及

所述第三面大致上与第二轴正交,所述第二轴与所述压盘的角度小于所述临界角 θ_c 。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述照射源可以是多色照射源。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一、第二和第三面是不同的面。

4. 根据权利要求3所述的系统,还包括被布置在不同于所述第一、第二和第三面的第四面上的漫反射体。

5. 根据权利要求1所述的系统,还包括被布置在不同于所述第一、第二和第三面的第四面上的光吸收体。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述光具组包括被布置为对入射到所述皮肤部位的光进行偏振、并对所述光检测器接收到的光进行偏振的偏光器。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述偏光器的朝向使得入射到所述皮肤部位上的光和所述光检测器接收到的光具有大致平行的偏振。

8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述偏光器的朝向使得入射到所述皮肤部位上的光和所述光检测器接收到的光具有大致正交的偏振。

9. 一种用于执行生物测定功能的方法,所述方法包括:

在多光谱条件下照射个体的皮肤部位,其中,照射所述皮肤部位包括:产生光;以及把所产生的光对准所述皮肤部位和漫反射体,以提供漫射光场;

从所述皮肤部位接收光;

根据接收到的第一部分光来产生所述皮肤部位的全内反射图像,其中产生所述皮肤部位的全内反射图像包括识别所述皮肤部位与所述光发生光接触并吸收光的位置所对应的暗图案;以及

根据接收到的第二部分光来产生所述皮肤部位的多光谱组织图像。

10. 一种用于执行生物测定功能的方法,所述方法包括:

在多光谱条件下照射个体的皮肤部位,其中,照射所述皮肤部位包括:产生光;以及把所产生的光对准皮肤部位和光吸收体;以及

从所述皮肤部位接收光；

根据接收到的第一部分光来产生所述皮肤部位的全内反射图像，其中产生所述皮肤部位的全内反射图像包括识别所述皮肤部位与所述光发生光接触并重新发射光的位置所对应的被照射图案；以及

根据接收到的第二部分光来产生所述皮肤部位的多光谱组织图像。

11. 一种用于执行生物测定功能的方法，所述方法包括：

在多光谱条件下照射个体的皮肤部位，其中：所述皮肤部位与压盘发生接触，所述压盘定义了具有临界角 θ_c 的压盘 - 空气分界面；

从所述皮肤部位接收光，包括：

利用布置在第一轴上的第一光检测器来接收第一部分光，所述第一轴与所述压盘 - 空气分界面的角度大于 θ_c ；以及

利用布置在第二轴上的第二光检测器来接收第二部分光，所述

第二轴与所述压盘 - 空气分界面的角度小于 θ_c ；

根据接收到的第一部分光来产生所述皮肤部位的全内反射图像；以及

根据接收到的第二部分光来产生所述皮肤部位的多光谱组织图像。

12. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法，其中，照射所述皮肤部位包括：利用单一的照射源来照射所述皮肤部位。

13. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法，其中，照射所述皮肤部位包括：利用多色光来照射所述皮肤部位。

14. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法，其中，照射所述个体的所述皮肤部位包括：对所产生的光进行偏振，所述方法还包括：对所接收到的所述第二部分光进行偏振。

15. 根据权利要求 14 所述的方法，其中，所产生的光和所接收到的所述第二部分光的偏振大致平行。

16. 根据权利要求 14 所述的方法，其中，所产生的光和所接收到的所述第二部分光的偏振大致正交。

17. 根据权利要求 14 所述的方法，其中，所产生的光和所接收到的所述第二部分光具有第一相对偏振，所述方法包括在所产生的光和所接收到的所述第二部分光具有与所述第一相对偏振不同的第二相对偏振的情况下重复以下步骤：照射所述皮肤部位、从所述皮肤部位接收光、产生所述全内反射图像、以及产生所述多光谱组织图像。

18. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法，其中：

照射所述个体的所述皮肤部位包括对所产生的光进行偏振；以及

从所述皮肤部位接收光包括：以与所产生光的偏振大致平行的偏振，对所接收到的所述第一部分光进行偏振。

19. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法，包括：

重复照射所述皮肤部位并从所述皮肤部位接收光的步骤；

产生第二多光谱组织图像；以及

根据所述第二多光谱组织图像来确定灌注变化。

20. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法，还包括：根据所述多光谱组织图像来确定所述皮肤部位处的组织的活性状态。

21. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法,还包括:通过确认所述全内反射图像和所述组织图像与先前收集的登记数据的一致性,来对所述个体的身份进行验证。

22. 根据权利要求 9-11 之一所述的方法,包括:

在第一组光学条件下并在不同于所述第一组的第二组光学条件下执行照射皮肤部位和从所述皮肤部位接收光的步骤;

其中所述第一组光学条件的偏振状态与所述第二组光学条件的偏振状态不同,以及在所述第一组光学条件下入射到所述皮肤部位上的光的波长与在第二组光学条件下入射到所述皮肤部位的光的波长不同。

组合的全内反射和组织成像系统和方法

[0001] 相关申请的对照

[0002] 本申请是 2004 年 4 月 5 日由 Robert K. Rowe 等提出的、标题为“MULTISPECTRAL BIOMETRIC SENSOR”的美国专利申请 No. 10/818,698 的部分延续,该申请是如下申请的非临时申请:2003 年 4 月 4 日提出的标题为“NONINVASIVE ALCOHOL MONITOR”的美国临时专利申请 No. 60/460,247;2003 年 6 月 27 日由 Robert K. Rowe 等提出的标题为“HYPER SPECTRAL FINGERPRINT READER”的美国临时专利申请 No. 60/481,281;2003 年 9 月 18 日提出的标题为“HYPER SPECTRAL FINGERPRINTING”的美国临时专利申请 No. 60/504,594;以及 2004 年 3 月 10 日提出的标题为“OPTICAL SKIN SENSOR FOR BIOMETRICS”的美国临时专利申请 No. 60/552,662。

[0003] 本申请还涉及 2001 年 6 月 5 日提出的标题为“APPARATUS AND METHOD OF BIOMETRIC DETERMINATION USING SPECIALIZED OPTICAL SPECTROSCOPY SYSTEM”的共同受让的美国专利临时申请 No. 09/874,740。

[0004] 将上面提到的每一个申请的全部内容在此引入作为参考。

背景技术

[0005] 本申请大体上涉及生物测定学。更详细地,本申请涉及组合的全内反射和组织成像系统和方法。

[0006] “生物测定学”通常是指对活体的特性进行统计分析。生物测定学的一个范畴包括“生物测定识别”,它通常工作在两个模式之一下,用于提供对人的自动识别,或者用于验证所支撑的(purported)人的身份。生物测定检测技术测量人的物理特征或行为特性,并把这些特征与类似的预记录的测量进行比较,以确定是否匹配。通常用于生物测定识别的物理特征包括:脸、虹膜、手的几何结构、血管结构和指纹图案,这些是所有生物测定-识别特征中最普遍的特征。当前的用于分析所收集指纹的方法包括:光学、电容性、射频、热、超声技术,以及若干其他不常用的技术。

[0007] 多数指纹收集方法依赖于对手指表面或非常靠近手指表面处的皮肤的特性进行测量。具体地,光学指纹读取器典型地依赖于是否存在检测器压盘(platen)和置于其上的手指之间的折射率之差。当指纹中由空气填充的谷(valley)高于压盘的特定位置时,由于空气-压盘的折射率的差别,压盘中出现全内反射(“TIR”)。备选地,如果具有适当折射率的皮肤与压盘发生光学接触,则这个位置处的 TIR“受阻”,允许光穿过压盘-皮肤的分界面,或者在一些布置中,允许光以在该位置出现 TIR 现象时不可实现的角度而穿过该分界面。在手指与压盘发生接触的区域上,由 TIR 的差异形成的图形成了传统光学指纹读取的基础。存在多种光学装置,用于检测亮场和暗场光学布置中的光学分界面的变化。通常,使用单一的、准单色光束来执行这种基于 TIR 的测量。

[0008] 还存在非 TIR 光学指纹检测器。在多数情况下,这些检测器依赖于一些准单色光装置以便照射指尖的前面、侧面、或后面,使光漫射经过皮肤。由于皮肤-压盘边界上光透射对于脊(ridge)和谷的差别,形成了指纹图像。本领域的技术人员可以理解,光透射的差

别是由 Fresnel 反射特性的变化而引起的,而该变化是由谷中是否存在任意中间气隙而引起的。

[0009] 尽管 TIR 指纹检测器是最普通形式的光学指纹读取器,但它们尤其容易受到非理想条件所造成的图像品质问题的影响。如果皮肤过干,将会损害与压板的折射率匹配,导致较差的图像对比度。类似地,如果手指过湿,则谷中会填有水,导致在全部指纹区域上发生光耦合,并严重减小了图像对比度。如果手指对压板的压力过小或过大、皮肤或检测器较脏、皮肤老化和/或磨损、或出现过于精细的特性(例如在特定人种和非常小的儿童中),会出现类似的效果。这些效果降低了图像品质,从而降低了指纹检测器的整体性能。在一些情况下,商用光学指纹读取器包含由例如硅树脂的软材料形成的薄膜,以帮助减轻这些效果并恢复性能。作为软材料,该薄膜易于受到损害、磨损和污染,这限制了检测器在不具有维护的情况下的使用,并限制了检测器所能使用的环境。

[0010] 生物测定检测器,尤其是指纹生物测定检测器,通常易于被各种形式的欺骗样本而击败。在指纹读取器的情况下,现有技术中存在多种已知的方法,用于将所认证的用户指纹图案呈现给读取器,所述指纹图案嵌在某种无生命材料中,例如纸、明胶、环氧数值、乳胶等。因此,即使认为指纹读取器可靠地确定了匹配指纹图案是否存在,用于确保匹配图案是从真正的活体手指获取的整体系统安全性也是非常关键的,而这对于许多普通的检测器来说是难以确定的。

[0011] 一些生物测定系统被击败的另一种方式是通过使用重放攻击。在这个情景中,当被认证的用户正在使用该系统时,入侵者记录下来自检测器的信号。之后,入侵者操作检测器系统,使得预记录的被认证信号被输入系统,从而绕过检测器自身,并获得对受到生物测定保护的系统的访问。

[0012] 因此,现有技术中存在对用于生物测定检测的改进的方法和系统的需求。

发明内容

[0013] 本发明的实施例提供了用于把全内反射和组织成像进行组合以执行生物测定功能的方法和系统。在一组实施例中,提供了一种用于执行生物测定功能的系统。该系统包括照射源、压盘、光检测器、光具组(optical train)、以及计算单元。所述压盘被布置为与个体的皮肤部位发生接触。所述光具组被布置为提供照射源与压盘之间以及压盘与光检测器之间的光路。照射源与光具组的组合提供了在多光谱条件下对压盘的照射。计算单元与光检测器接口连接,并具有用于根据从皮肤部位接收到的第一部分光来产生全内反射图像、并用于根据从皮肤部位接收到的第二部分光来产生多光谱组织图像的指令。

[0014] 在一些实施例中,所述照射源可以是多色照射源。在一些情况下,所述光具组包括具有多个面(facet)的棱镜,所述照射源被布置为向第一面提供照射光,而所述光检测器被布置为从第二面接收光。在特定实施例中,第一和第二面是同一个面。在其他实施例中,所述光检测器包括:被布置为接收通过第二面的第一部分光的第一光检测器,以及被布置为接收来自第三面的第二部分光的第二光检测器。第二面大致上与第一轴正交,所述第一轴与压盘的角度大于压盘与空气的分界面的临界角 θ_c 。第三面大致上与第二轴正交,所述第二轴与压盘的角度小于临界角 θ_c 。在特定实施例中,第一、第二和第三面是不同的面。在一些实例中,可以在不同于第一、第二和第三面的第四面上布置漫反射体。在其他实例中,

可以在不同于第一、第二和第三面的第四面上布置光吸收体。

[0015] 在一些实施例中,可以对光进行偏振。例如,所述光具组可以包括被布置为对入射到皮肤部位的光进行偏振、并对光检测器接收到的光进行偏振的偏光器。在一个实施例中,偏光器的朝向使得入射到皮肤部位上的光和光检测器接收到的光具有大致平行的偏振。在另一个实施例中,偏光器的朝向使得入射到皮肤部位上的光和光检测器接收到的光具有大致正交的偏振。

[0016] 在第二组实施例中,提供了一种用于执行生物测定功能的方法。在多光谱条件下照射个体的皮肤部位。从皮肤部位接收光。根据接收到的第一部分光来产生皮肤部位的全内反射图像。根据散射的第二部分光来产生皮肤部位的多光谱组织图像。

[0017] 在不同的实施例中,可以利用多色光来照射皮肤部位,在一些情况下,利用单一的照射源来提供多色光。在一个实施例中,通过产生光并把所产生的光对准皮肤部位和漫反射体以提供漫射光场,来照射皮肤部位。在这个实施例中,通过识别与皮肤部位和光发生光接触并吸收光的位置相对应的暗图案,来产生皮肤部位的全内反射图像。在另一个实施例中,通过产生光并把所产生的光对准皮肤部位和光吸收体,来照射皮肤部位。在这个实施例中,皮肤部位的全内反射图像包括识别与皮肤部位和光发生光接触并重新发射光的位置相对应的被照射图案。

[0018] 在一些实施例中,皮肤部位与压盘发生接触,所述压盘定义了具有临界角 θ_c 的压盘-空气分界面。利用布置在第一轴上的第一检测器来接收第一部分光,所述第一轴与压盘-空气分界面的角度大于 θ_c 。利用布置在第二轴上的第二检测器来接收第二部分光,所述第二轴与压盘-空气分界面的角度小于 θ_c 。

[0019] 在一些实例中,照射皮肤部位可以包括:对所产生的光进行偏振,并对接收到的第二部分光进行偏振。在不同的实施例中,所产生的光和接收到的第二部分光的偏振可以大致平行,或可以大致正交。在所产生的光和接收到的第二部分光具有第一相对偏振的一个实施例中,重复以下步骤:照射皮肤部位、从皮肤部位接收光、产生全内反射图像、以及产生多光谱组织图像,其中所产生的光和接收到的第二部分光之间具有不同的相对偏振。在其他实施例中,照射皮肤部位可以包括:对所产生的光进行偏振,并以与所产生的光的偏振大致平行的偏振来对接收到的第一部分光进行偏振。

[0020] 皮肤中的灌注(perfusion)变化可以通过重复如下步骤来识别:照射皮肤部位,并从皮肤部位接收光,以产生第二多光谱组织图像。可执行的生物测定功能的示例包括:根据组织图像来确定皮肤部位处的组织的活性状态,并通过确认全内反射图像和组织图像与先前收集的登记数据的一致性来对个体的身份进行验证。

[0021] 在第三组实施例中,提供了一种用于执行生物测定功能的方法。在第一组光学条件下捕获皮肤部位的第一图像。在不同于第一组的第二组光学条件下捕获皮肤部位的第二图像。第一和第二图像用于执行生物测定功能。在一个实施例中,第一和第二组光学条件定义了入射到皮肤部位上的光的不同波长。在另一个实施例中,第一和第二组光学条件定义了不同的偏振状态。

附图说明

[0022] 通过参考说明书的余下部分和附图,可以实现对本发明的性质和优点的进一步理

解,其中使用相似的附图标记来指代相似的组件。

- [0023] 图 1 是概括了本发明若干实施例的方面的流程图；
- [0024] 图 2 是根据一个实施例的系统的示意图；
- [0025] 图 3 是根据另一个实施例的系统的示意图；
- [0026] 图 4 是根据另一个实施例的系统的示意图；
- [0027] 图 5 是可以用于实现图 2-4 中的系统的本发明方法的计算机系统的示意图；
- [0028] 图 6 示出了根据本发明实施例而产生的多光谱数据立方体；
- [0029] 图 7A 和 7B 提供了图 2 和 3 中的系统可以使用的备选装置的示意图；
- [0030] 图 8A-8C 是由本发明的方法和系统所产生的图像；
- [0031] 图 9A-9C 是在部分皮肤表面被遮住时由本发明的方法和系统所产生的图像；以及
- [0032] 图 10 示出了在一些实施例中光学参考材料的使用。

具体实施方式

[0033] 本发明的实施例提供了可以把 TIR 与组织成像系统进行组合的系统。TIR 组件检查皮肤与压盘之间的光学分界面,从而提供勾画出接触区和非接触区的图。组织成像组件对在皮肤表面之下的组织内散射的光进行测量。在一些实施例中,波长范围包括紫外、可见、极近红外、或近红外的范围,或这些范围的组合。本发明的实施例收集在多个光学条件下获取的图像,例如具有不同的波长和 / 或偏振的条件。这里,把这些实施例称作提供了“多光谱”光学条件,如使用多色照射源所提供的“多光谱”光学条件,所述多色照射源包括用于引导光的光具组中的偏振元件,等等。对于例如干燥、缺少弹力的非理想皮肤品质,和 / 或例如典型地与上年纪的人(进行大量手工劳动、或皮肤暴露在化学物下的人,例如理发师或护士)相关的磨损特征来说,多光谱数据的收集有利地具有鲁棒性。组合的 TIR 和组织图像可以用于执行“生物测定功能”,该功能广义上是指包括生物测定特征化的任意功能,包括生物测定识别、生物测定验证、生命状态确定等。

[0034] 该系统中的每一个组件有利地提供了其它组件不能容易地提供的信息,与任一组件单独使用时相比,所述组合协同地在更宽的环境范围和皮肤条件下提供了更具鲁棒性的性能。另外,所述组合通过提供对子表面特征进行成像的能力,而表现出更好的欺骗检测和生物测定能力。另外,本发明的实施例使用单一照射源来提供用于 TIR 测量和组织图像测量的光,从而实现了所述组合的效率。

[0035] 皮肤的成分和结构是非常不同且非常复杂的,而且因人而异。通过执行对皮肤和下层组织的空间-频谱(spatio-spectral)特性的光学测量,可以做出多个评估。例如,可以执行生物测定识别功能以识别或验证正在测量谁的皮肤;可以执行活性功能以保证被测样本是活的,而且是活性皮肤而不是另一种材料;可以对多个生理参数进行估计,例如年龄、性别、种族、以及其他人口统计和人体测量特性;和 / 或对各种分析物和参数的浓度进行测量,所述分析物和参数包括:酒精、葡萄糖、血液灌注和氧化度、胆红素、胆固醇、尿素等。

[0036] 在不同的实施例中,可以使用皮肤的复杂结构,针对特定功能来设计所述方法和系统的方面。皮肤的最外层,即表皮,由下面的真皮和皮下组织所支撑。表皮自身可以具有 5 个确定的子层,包括角质层、透明层、颗粒层、棘层和基底层。因此,例如,最顶层的角质层

之下的皮肤具有与表面解剖图有关的一些特性,以及随着进入皮肤的深度而变化的一些特性。虽然提供给皮肤的血液存在于真皮层,然而真皮具有被称作“真皮乳突”的进入表皮层的突起,该突起使血液通过毛细血管而供应至表面附近。在手指的掌表面,这个毛细血管结构沿着表面上的趾掌脊的结构。在身体的其他位置,毛细血管床的结构可以更小,但仍与特定的位置和个人有关。皮肤的不同层之间的分界面解剖图非常复杂,而且与皮肤位置和个人有关。

[0037] 图 1 中的流程图提供了本发明的方法的概图。这个图包括可能包括或不包括在特定实施例中的多个方面,而且图中块的顺序并非意在规定必需的顺序,因为在备选实施例中可以使用其他顺序。在块 104,用光照射个体的皮肤部位 (skin site)。在一些实例中,照射光的波长范围是基于硅检测器阵列对大约 350-1200nm 范围中的波长的灵敏度。小于 600nm 的波长有利地强调了血液特征,因而在特定实施例中是优选的。在期望具有相对平滑特征的图像的其他实施例中,可以有利地采用大于约 600nm 的波长。虽然皮肤部位通常是指尖,然而备选实施例中可以使用其他皮肤部位,具体包括手指的其他区域、手掌以及手的其他区域。

[0038] 如块 108 和 112 所示,一些实施例可以提供多波长的照射光,和 / 或可以在不同的偏振条件下提供光。照射光的这种变化可以有利地允许信息收集,该信息收集可以得到更为精确的生物测定结果,包括更为精确的身份评估、活性评估等。在一个或多个成像状态期间使用交叉偏振易于强调子表面特征,在一个或多个成像状态期间使用平行偏振易于强调表面特征。因此,所述偏振可以不同地用于期望强调不同特征的应用中。在使用线性偏光器对光进行偏振的情况下,“交叉的”或“正交的”是指偏振轴被设置为彼此成大约 90 度的状态。在使用圆偏光器对光进行偏振的情况下,“交叉的”或“正交的”是指使用圆偏振的不同含义 (右手或左手) 的状态。线性偏振的使用有利地以相对低的成本提供了相对宽的光谱带宽。

[0039] 可以在块 116 和 120 处收集从皮肤部位反射、并从下层组织中散射的光,以形成 TIR 和组织图像。然后,可以在块 124 处把这些图像进行组合,以形成生物测定应用中的合成结果。在一些实例中,根据 TIR 和组织图像所得到的信息可以分别用于不同的目的。例如,组织图像可以用于验证组织的肯定活性状态,而 TIR 图像用于身份验证。作为另一个例子,组织图像可以脱离 TIR 图像而单独用于识别或身份验证,这在某些情况下是有利的,即在由于非理想光学条件引起 TIR 图像品质降低的情况下。能够以多种不同的方式对来自 TIR 和多光谱图像的信息进行组合,例如通过简单地重叠所获得的图像或通过对所收集的数据执行更为复杂的非线性数学函数。TIR 和组织图像相对于彼此在空间上是稳定的,在一些实施例中,可以在物理上或经过图像处理将 TIR 和组织图像调整为配准的。在一些实施例中,例如细节点的特征可以从组织和 TIR 图像中提取,并使用例如逻辑“与”、逻辑“或”的数学运算或其他数学运算而进行组合。然后,可以使用本领域的技术人员所知的方法来处理这些生物测定特征,以确定身份。

[0040] 可用于照射皮肤部位以收集 TIR 和组织图像的结构包括:具有针对每一种测量的单独照射源或针对测量的组合照射源的结构,以及具有针对每一种测量的单独检测器或组合检测器的结构。此外,不同的光学装置可以用于引导照射光和收集光,甚至利用不同的照射源和检测器的组合。在使用单独的检测器来收集反射的或散射的光的实施例中,可以把

例如 TIR 检测器的一个检测器设置为接收沿着某个轴的光,该轴具有大于压盘 - 空气分界面所限定的临界角的角度,而可以把例如组织 - 图像检测器的其他检测器设置为接收沿着具有小于临界角的角度轴的轴的光。

[0041] 有时,这里把检测器描述为“摄像机”,在广义上解释,该术语是指装配用于收集电磁数据的任意设备。例如,每一个摄像机或检测器可以包括单一元件、多个分立元件或元件阵列。可以选择对于源波长、信号和时序要求来说适当的光检测材料,而且所述光检测材料可以包括 PbS、PbSe、InSb、InGaAs、MCT、测辐射热仪和微测辐射热仪阵列。当使用光谱范围为大约 350nm-1200nm 的光时,适合的摄像机材料是硅。类似地,在不同的实施例中可以使用多种不同的光源。单色或准单色源包括:发光二极管 (“LED”)、激光二极管、以及垂直腔表面发射激光器 (“VCSEL”),尤其是固态光电子器件。有时组合有滤波元件或光闸的宽带源包括石英钨卤素白炽灯泡,以及多种其他的宽带光源。

[0042] 图 2 示意性地示出了使用双摄像机并适于亮场 TIR 成像的一种特殊结构。这个实施例使用单一光源 224,单一光源 224 向光学装置 200 提供照射光 240,使照射光对准其上放有皮肤部位的压盘。在图中,皮肤部位被示出为手指 220 的表面,然而如上所述,可以在其他实施例中使用其他的皮肤部位。所示光学装置以棱镜 200 的形式示出,然而备选实施例可以使用等效的反射体装置,例如镜子,或可以使用反射体和棱镜的组合。在这个实施例中,棱镜的顶部表面 202 作为与皮肤部位进行界面接触的压盘。在棱镜 200 的面 204 处提供有照射光 240,在不同实施例中该照射光 240 是大致单色的或是多色的。摄像机 228 可以是用于收集来自面 208 的光 244 以提供组织图像的摄像机,摄像机 232 可以是用于收集来自面 212 的光 248 以提供组织图像的摄像机。光源 224 和摄像机 228 以及 232 可以与计算设备 236 进行接口连接,计算设备 236 对系统中的这些组件的操作进行协调,并对接收到的 TIR 和组织图像进行分析。

[0043] 照射光 240 碰到面 216 处设置的漫反射涂层,该涂层用于亮场 TIR 成像以响应被照射的漫射场。指纹图像由组织与压盘发生光接触并吸收光而留下暗图案的点形成。在一些实施例中,还可以在面 212 处提供照射光,使得能够收集附加图像。

[0044] 在一些实施例中,面 204 和 216 中的任一或两者都可以额外包括偏光器涂层。如果设置在面 204 处,则偏光器涂层可以是仅针对特定照射装置的局部涂层。如果设置在面 206 处,则偏光器涂层可以优选地沿着光路而沉积在漫反射体之前,从而光遇到棱镜,之后遇到偏光器,之后遇到漫反射体。在偏光器涂层提供线性偏振的实施例中,线性偏光器优选地朝向与图平面大致垂直的方向,从而适应 Bragg 反射现象所产生的效应。如上所述,在照射面上提供正交偏振,以强调深组织成像,同时在照射面上提供平行偏振,以强调表面反射。可以使用特定的装置来收集两种类型的图像,例如通过使用不同的偏光器来提供不同照射源的不同偏振状态。备选地,可以在照射面上、例如在光源 224 之上提供可旋转的偏光器,从而允许利用不同位置的照射面偏光器来获得连续的图像。等效地,可以在检测面布置可旋转的偏光器,以实现大致相同的结果。

[0045] 图 3 中的示意图示出了适于暗场 TIR 成像的备选装置。该装置的总体结构与图 2 中的类似,其中棱镜 300 用于提供来自照射源 324 的光路,并具有作为与例如手指 320 所提供的皮肤部位进行界面接触的压盘的表面 302。在这个实施例中,照射光 340 被提供于面 312 处,而且在所示实施例或光学等效物中可以消除面 304。面 316 可以涂有光吸收材料,

从而 TIR 成像对暗场做出响应。指纹图像由被组织吸收、并以大于压盘 / 空气分界面所限定的临界角的角度而重新发射的光形成, 因此提供了皮肤与压盘 302 发生接触之处的被照射图案。

[0046] 摄像机 328 被布置为接收从面 308 发射的光 344, 以产生 TIR 图像, 而摄像机 332 被布置为接收从面 312 发射的光, 以产生组织图像。此外, 这些摄像机 328 和 332 以及照射源 324 中的每一个都被设置为与计算单元 336 进行通信, 计算单元 336 可以协调不同组件的操作, 并对接收到的图像进行分析, 以完成生物测定识别、生存状态确定等。光源 324 以及摄像机 328 和 332 中的每一个的特定结构可以具有上文所述的多种形式, 而且在不同实施例中, 所提供的光为大致单色的或多色的。

[0047] 在一些实例中, 例如, 可以通过向光源 340、面 312、或类似滤波器的中间光学组件提供偏振涂层, 使用偏振来区分不同类型的特征。与其他实施例类似, 在一些实例中, 可以针对特定的照射装置应用局部涂层, 从而可以为不同的照射装置设置不同的偏振条件。利用图 3 所示的配置, 该装置不会引入 Bragg 效应。平行偏振配置将会强调表面效果, 而垂直偏振条件强调更深组织的效果。通过提供可旋转的偏光器, 一些实施例允许收集具有不同偏振状态的图像。

[0048] 提供不同图像条件 (例如不同的偏振状态、不同的波长) 的能力、以及收集具有不同时间的图像的能力允许收集更大范围的信息。例如, 可以在多个条件下, 针对子表面光学效应而对从 TIR 摄像机 328 和组织图像摄像机 332 返回的图像进行分析。名义上, 每一个摄像机收集除了角度 (angular) 效应之外相同的信息, 但是 TIR 图像具有叠加在深组织图像上的 TIR 掩模。可以使用这个能力来适应灌注改变, 对此, 特定波长通常是优选的, 特别是那些小于约 600nm 的波长。在一些这种实施例中, 可以使用氧化血红蛋白的峰值吸收特征处的波长, 即大约为 540 和 576nm 的波长。

[0049] 图 4 示意性地示出了适于暗场 TIR 成像但仅使用单一摄像机的备选装置。这个装置在某些方面与暗场 TIR 装置类似, 其中棱镜 400 用于提供来自照射源 424 的光路, 并具有作为与例如手指 420 所提供的皮肤部位进行界面接触的压盘的表面 402。利用光源 424 在面 412 处提供照射光 440, 在不同实施例中光源 424 可以是大致单色的或是多色的。面 416 涂有光吸收涂层, 从而 TIR 成像以与图 3 所述相同的方式来响应暗场。即, 指纹图像由被组织吸收、并以大于压盘 / 空气分界面所限定的临界角的角度而重新发射的光形成。利用摄像机 428 经面 408 而接收的光 444 来形成 TIR 图像。从图中所示几何结构可以看出, 在所示配置或等效的光学装置中, 可以消除面 404。摄像机 428 和光源 424 与计算单元 436 接口连接, 计算单元 436 被编制用于协调系统组件的操作, 和 / 或对接收到的 TIR 图像进行分析。

[0050] 在与图 4 所示相似的实施例中, 可以省略显式 (explicit) 组织成像摄像机, 而仅对 TIR 图像中被照射的脊执行不同条件下的组织分析。在一些实例中, 可以按照与图 3 所述相同的方式对光进行偏振, 以强调表面或更深组织的效果。另外, 可以利用不同的光波长、在不同的时间、在不同的图像条件 (例如不同的偏振条件) 下收集不同的图像。

[0051] 在图 2-4 中所示的任意实施例中, 有时希望在用于执行校准功能的图像区域中的某处包括光学参考材料。这种校准可以考虑到光源强度、增益、检测器响应度等的变化。执行校准的一种简单方式是, 使用来自具有光学参考材料的区域的像素值, 通过获得该图像

值与参考值的比率而对每一个彩色图像的余下部分进行归一化。在不同的实施例中,还可以使用其他校准技术。一种适合的光学参考材料是Spectralon®,它是由LabSphere制造的漫反射涂层。可用的其他光学参考材料包括例如通常用于摄影的纸板反射标准、漫射白或灰塑料等。更一般地,可以使用在时间上光稳定的、反射与真实皮肤部位类似数量的光的、并大致均匀的任意材料。期望光学参考材料在不使检测器饱和的情况下提供可测量的信号。

[0052] 图5大体上示出了可以用于和其他系统元件一同使用的计算设备236、336或436的结构。单独的系统元件可以以分立式或更为集成的方式而实现。计算设备一般地由附图标记500来指定,并被示出为包括通过总线526而电耦合的硬件元件,这些硬件元件还与由附图标记517一同表示的光源和摄像机耦合。硬件元件包括处理器502、输入设备504、输出设备506、存储设备508、计算机可读存储介质读取器510a、通信系统514、例如DSP或专用处理器的处理加速单元516、以及存储器518。计算机可读存储介质读取器510a还与计算机可读存储介质510b相连,该组合综合地表示远端、本地、固定和/或可去除的存储设备与用于暂时和/或更持久地包含计算机可读信息的存储介质。通信系统514可以包括有线、无线、调制解调器、和/或其他类型的接口连接,并允许与外部设备交换数据。

[0053] 计算设备500还包括软件元件,当前示出为位于工作存储器520中,包括操作系统524和其他代码522,例如被设计用于实现本发明的方法的程序。本领域的技术人员可以理解,可以根据特殊需求而使用实质性的变化。例如,还可以使用定制的硬件,和/或可以以硬件、软件(包括可移植软件,例如小应用程序)或两者来实现特定的元件。此外,可以采用与其他计算设备的连接,例如与网络输入/输出设备的连接。

[0054] 上述实施例产生了不同波长和/或偏振条件下的皮肤部位的图像集,或产生了这样的数据,即根据该数据可以使用重建技术来产生该图像集,例如在计算断层成像分光计或其他编码的照射/检测子系统的特定情况下。为了进行说明,下面参考这种光谱图像集进行讨论,尽管在并未直接产生该光谱图像的实施例中不需要针对后续的生物测定处理而产生这些图像。图6示出了示意性的多光谱图像集,该集定义了多光谱数据立方体601。

[0055] 一种对数据立方体601进行分解的方式是,将其分解为与测量过程中照射样本所用的每一个波长和/或偏振条件相对应的图像。在图中,示出了5个单独的图像603、605、607、609和611,与5个离散照射波长和/或照射条件相对应(例如可以把照射描述为:在压盘表面中位置X、Y以及角度 α 处具有一定强度的、照射偏振状态P的二次点源集)。类似的术语可以用于描述感测器的检测面。在使用可见光的实施例中,例如,该图像可以与使用450nm、500nm、550nm、600nm和650nm的光所产生的图像相对应。每一个图像表示与皮肤相互作用的、具有特定波长的光的光学效果,而且,在皮肤与压盘在测量期间发生接触的实施例中,每一个图像表示与皮肤相互作用的、并且还穿过皮肤-压盘分界面的、具有特定波长的光的光学效果。由于皮肤和皮肤成分的光学属性随波长而变化,所以多光谱图像603、605、607、609和611中的每一个一般与其他图像不同。例如,小于大约600nm的波长被峰值吸收率在大约540和576nm处的血液强烈吸收。这些波长上的图像强烈地表示出血液特征,包括当手指按到感测器表面时的手指发白(blanching),以及部分由于更深的血管而造成的杂色图案。具有大于大约600nm波长的光源对于血液较不敏感,而且实质上要平滑和均匀得多。

[0056] 因此,数据立方体可以被表示为 $R(X_s, Y_s, \alpha_s, P_s, X_1, Y_1, \alpha_1, P_1, \lambda)$, 并描述了当以 X_s, Y_s, α_s, P_s 所描述的二次源点照射时,以角度 α_1 在每一个图像点 X_1, Y_1 处看见的、并通过由 P_1 描述的偏振元件而观看到的具有波长 λ 的光的量。不同的照射配置(面、线等)可以通过对适当的二次源点位置上的点响应进行求和而概括。多光谱数据立方体 R 与传统的指纹图像以及光谱生物测定数据集有关,包含与这些生物测定模态中的每一种有关的信息。多光谱数据立方体 R 是其他两个数据集中任意一个的超集,并包含相关性和这两个单独的模态中任意一个可能缺失的其他信息。

[0057] 由于 TIR 效应而在皮肤-压盘分界面上形成的光学交互在所有波长上大致相同,这是因为压盘材料和皮肤的光学折射率在所用波长范围上通常不具有明显的不同。然而,组织图像通常会受到例如不同波长、不同偏振条件、不同照射和检测角度的因素以及限定不同光学条件并包括多光谱条件的其他因素的影响。

[0058] 多光谱图像数据立方体包含来自多个源的空间-频谱(spatio-spectral)信息。仅作为示例,在针对与压盘接触的指尖进行测量的情况下,所产生的数据立方体包含由于以下原因而产生的效果:(i) 指尖与压盘之间的光学分界面,与包含在传统非 TIR 指纹中的信息类似;(ii) 组织的整体光谱特性,该特性因人而异;(iii) 临近皮肤表面的血管,特别是恰好位于构成外部指纹图案的趾掌脊之下的毛细血管;以及(iv) 分布在组织中更深位置处的血管和其他光谱有效结构,与血管成像的方式类似。这样,本发明的实施例提供了从被测量的指尖或其他皮肤部位内的多个源中提取生物测定数据的机制,从而提供了多因素的生物测定-检测应用。

[0059] 由于皮肤和下层组织复杂的波长依赖属性,与给定图像位置相对应的光谱数值集具有良好定义且有所区别的光谱特性。这些光谱特性可以用于逐个像素地对多光谱图像数据进行分类。这个评估可以通过从合格图像集中产生典型组织光谱品质而执行。例如,图 6 所示的多光谱数据可以被记录为 $N \times 5$ 的矩阵,其中 N 是包含来自活性组织而不是来自周围空气区域的数据的图像像素的数目。对这个集矩阵执行的特征分析或其他因素分析产生了这些组织像素的代表性光谱特征。使用例如 mahalanobis 距离的度量和光谱残余,对后一数据集中的像素的光谱与先前建立的光谱特征进行比较。如果多于某个小数目图像像素具有与活性组织不一致的光谱品质,则该样本被认为是非真实的并被拒绝,从而提供了一种把反欺骗方法合并到感测器中的机制,该反欺骗方法根据样本活性的确定而进行。

[0060] 类似地,在样本是指尖的实施例中,多光谱图像像素基于其光谱品质而被分类为“脊”、“谷”或“其他”。可以使用判别分析方法来执行所述分类,例如线性判别分析、二次判别分析、原理组成分析、神经网络、以及本领域的技术人员已知的其他分析方法。由于脊和谷像素在典型的指尖上连续,在一些实例中,将来自感兴趣的图像像素周围的局部邻域中的多光谱数据用于对该图像像素进行分类。以这种方式,从感测器中获取传统的指纹图像,以便进一步处理和进行生物测定评估。“其他”种类可以表示具有与真实样本中的预期有所不同的光谱品质的图像像素。可以设置被分类为“其他”的图像像素总数目阈值。如果超过这个阈值,则可以确定样本是非真实的,做出适当的指示,并采取行动。

[0061] 在不超出本发明的范围的前提下,可以使用多种备选的光学配置,图 7A 和 7B 被提供用于示出图 2-4 中描述的实施例可以使用的备选配置的示例。图 7A 示出了被用于提供虚线 730 所示光路的棱镜 700。照射光 740 被提供在面 726 处,而且面 724 具有反射涂层,

该反射涂层可以通过对光功率整形而有助于对图像进行聚焦。从面 722 接收形成 TIR 图像所用的光 744, 而且在第二摄像机用于组织图像的实施例中, 即与图 2 和 3 类似, 可以从面 726 接收形成组织图像的光 748。

[0062] 图 7B 示出的配置在提供棱镜 750 且照射光入射到面 772 这方面是类似的, 但在面 774 上不具有反射涂层这方面是不同的。因此, 从面 774 接收形成 TIR 图像所用的光 794, 而且在第二摄像机用于组织图像的实施例中, 即与图 2 和 3 类似, 从面 772 接收形成组织图像的光 798。能够以结合图 2-4 已经描述的多种不同方式来配置图 7A 和 7B 所示的备选实施例, 包括提供不同的偏振条件, 使用大致单色或多色光, 等等。

[0063] 此外, 存在多种不同的方式可对不同实施例中由摄像机收集的数据进行处理。在具有单一摄像机的实施例或具有多个摄像机的实施例中以不同的方式处理例如如图 3 和 4 所示系统而产生的暗场 TIR 图像, 并且可以把根据 TIR 图像而获取的信息与根据组织图像而获取的信息进行结合。例如, 可以对沿着 TIR 图像中标识的脊的像素进行评估, 以确保光谱特性与活性组织一致。当随着时间而获取多个图像时, 可以对沿着脊的像素中的变化进行评估, 以确保观察到活性组织所期望的灌注变化。另外, 可以针对多个偏振状态和 / 或多个照射波长而产生不同图像, 以确保结果与活性组织一致。除了这些生存状态测试之外, 作为识别过程的一部分, 可以对沿着脊的强度差 (在空间上并相对于多个波长、偏振状态和 / 或照射和检测角度) 进行检查, 以确保它们与登记过程中观察到的强度差一致。这些脊强度差部分程度上受到下层皮肤结构的影响。

[0064] 在使用两个摄像机额外地收集组织图像数据的实例中, 可以使用多种图像处理技术来分析图像数据, 包括边缘检测和图像增强技术。可使用的边缘检测技术的示例包括 Laplacian of Gaussian、Sobel、Prewitt、以及本领域的技术人员所知的其他技术。在一些实例中, 可以创建把组织图像特征与 TIR 特征进行相关的线性或非线性模型, 使用该模型来预测 TIR 图像的丢失部分。两种图像测量的可用性还允许通过使用双生物测定检测而更加具有鲁棒性地执行生物测定功能。每一个不同的图像都包括在相同时刻从主体的相同部分获取的信息, 因此该组合能够不被使用不同的样本或不同的技术来欺骗不同图像测量的方法欺骗。因此, 该系统通常能够抵抗多种不同类型的欺骗。此外, 可以通过执行活性评估, 针对欺骗检测而直接评估组织数据。这可以包括: 对图像进行光谱评估; 检查子表面图案, 特别是血液图案; 对作为登记功能的一部分而收集的数据进行匹配; 以及确保 TIR 的指纹图案与组织图像一致。

[0065] 利用本发明的系统所收集的图像的示例如图 8A-9C 所示。图 8A-8C 示出了从指尖皮肤部位处的对象收集的图像, 利用三种照射颜色 (绿、红和蓝) 来收集组织图像。图 8A 示出了 TIR 指纹图像, 图 8C 示出了组织图像, 两者在图 8B 中发生重叠。明显的是, 组织图像相对于相应的 TIR 图像提供了更大面积的覆盖范围, 而且两者的组合协同地提供了从两者中任一单独图像中不可获取的信息。图 8C 中组织图像的杂色部分是可被测量的非指纹特征的示例, 并且是生物测定应用中感兴趣的。

[0066] 图 9A-9C 的序列与图 8A-8C 的序列类似, 但是是在成像前把透明带施加到指尖而收集的。虽然图 9A 中的 TIR 图像由于带的存在而明显地恶化, 然而图 9C 中的组织图像几乎没有表示出恶化。当对图像进行组合时, 如图 9B 所示, 明显的是, 组织图像的组合使得系统可以对区域中的有用数据进行收集, 而这些数据是单独的 TIR 图像所不能收集的。

[0067] 图 10 提供了当感测器包括光学参考材料时所收集的组织图像的示例,在这个实例中,该材料为沿着图像边缘而前进的材料 1002 和 1004 的薄片。如上所述,这个材料的存在允许对图像进行校准,以考虑到条件的变化,例如来源于光源强度的变化、检测器灵敏度的变化,等等。通过使用光学参考材料的区域中的像素值来执行校准,以对图像的余下部分进行归一化。

[0068] 因此,在描述了若干实施例后,本领域的技术人员可以理解,在不背离本发明的精神的前提下,可以使用各种修改、备选构造和等同物。因此,上面的描述不应被看作限制了本发明的范围,本发明的范围由所附权利要求而限定。

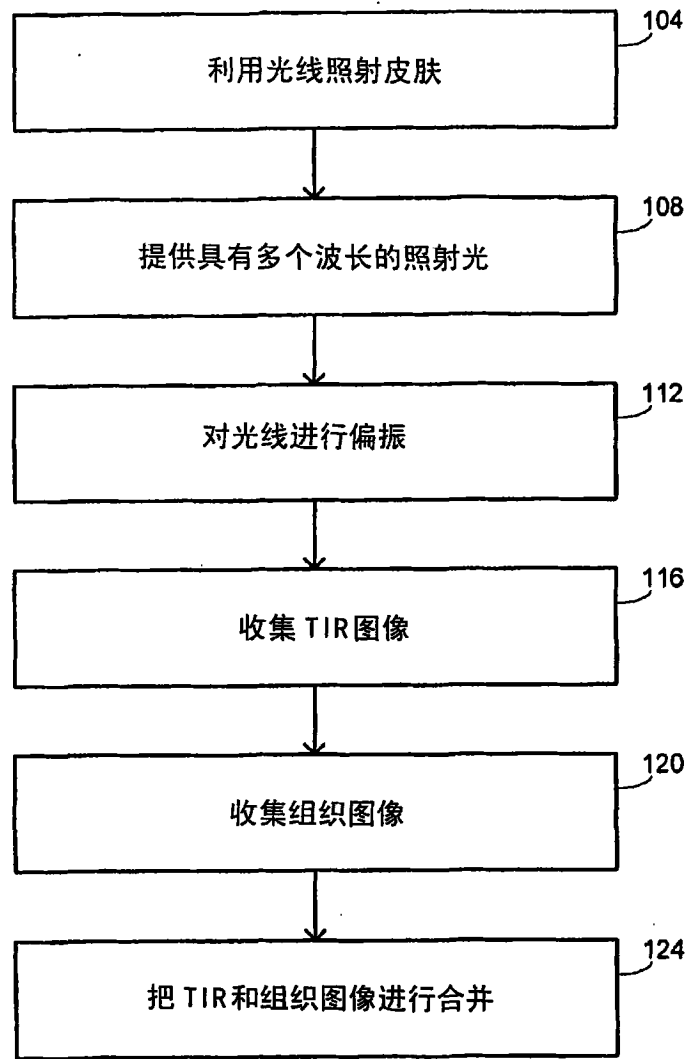


图 1

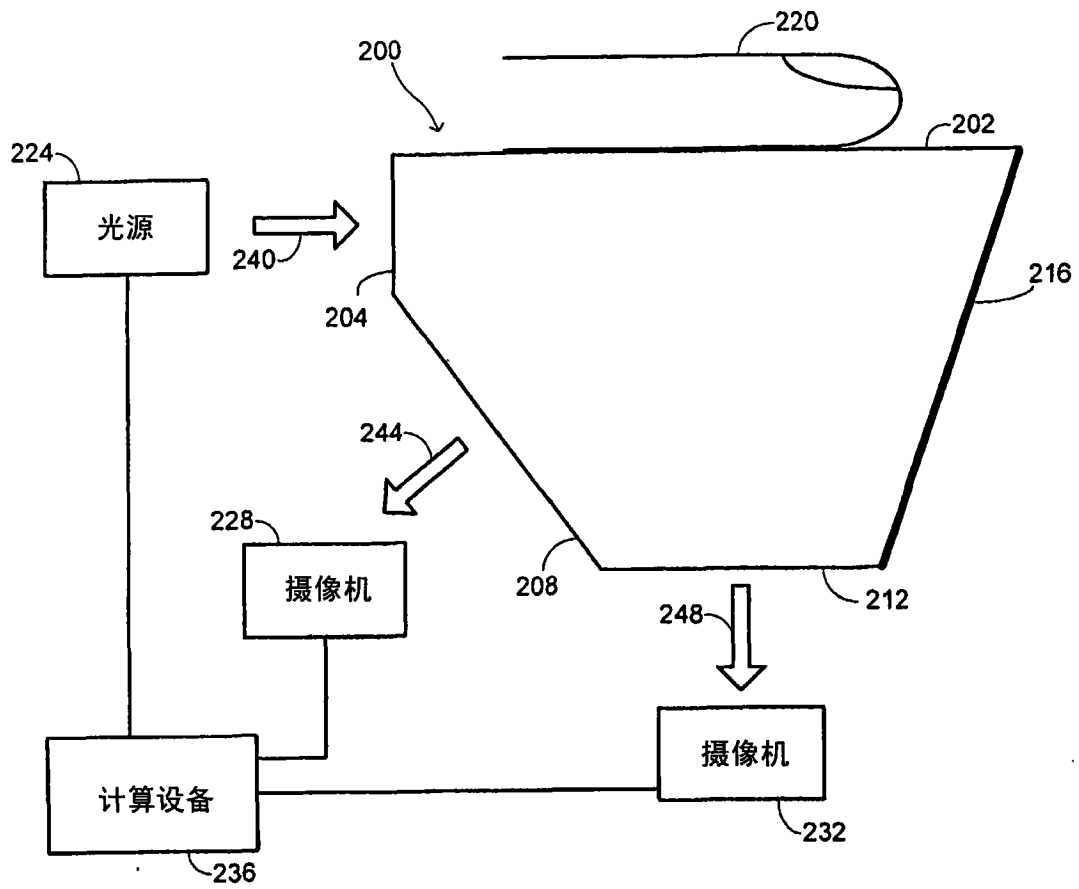


图 2

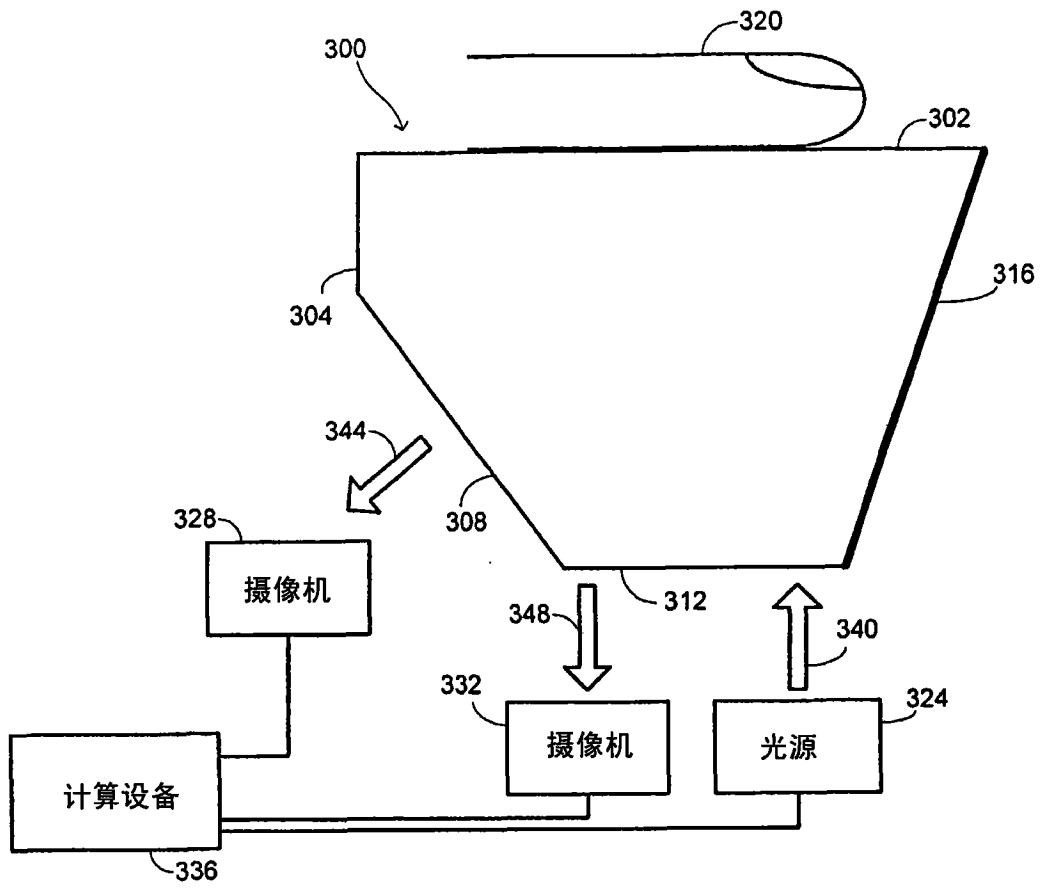


图 3

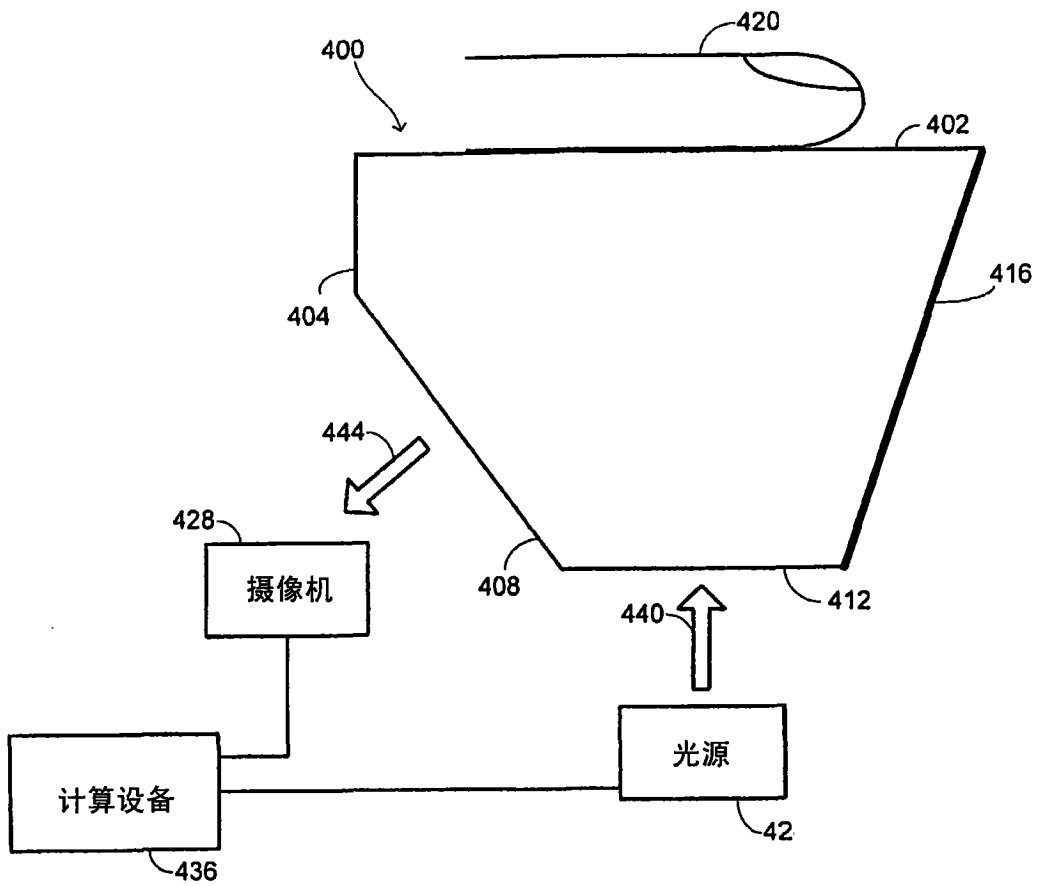


图 4

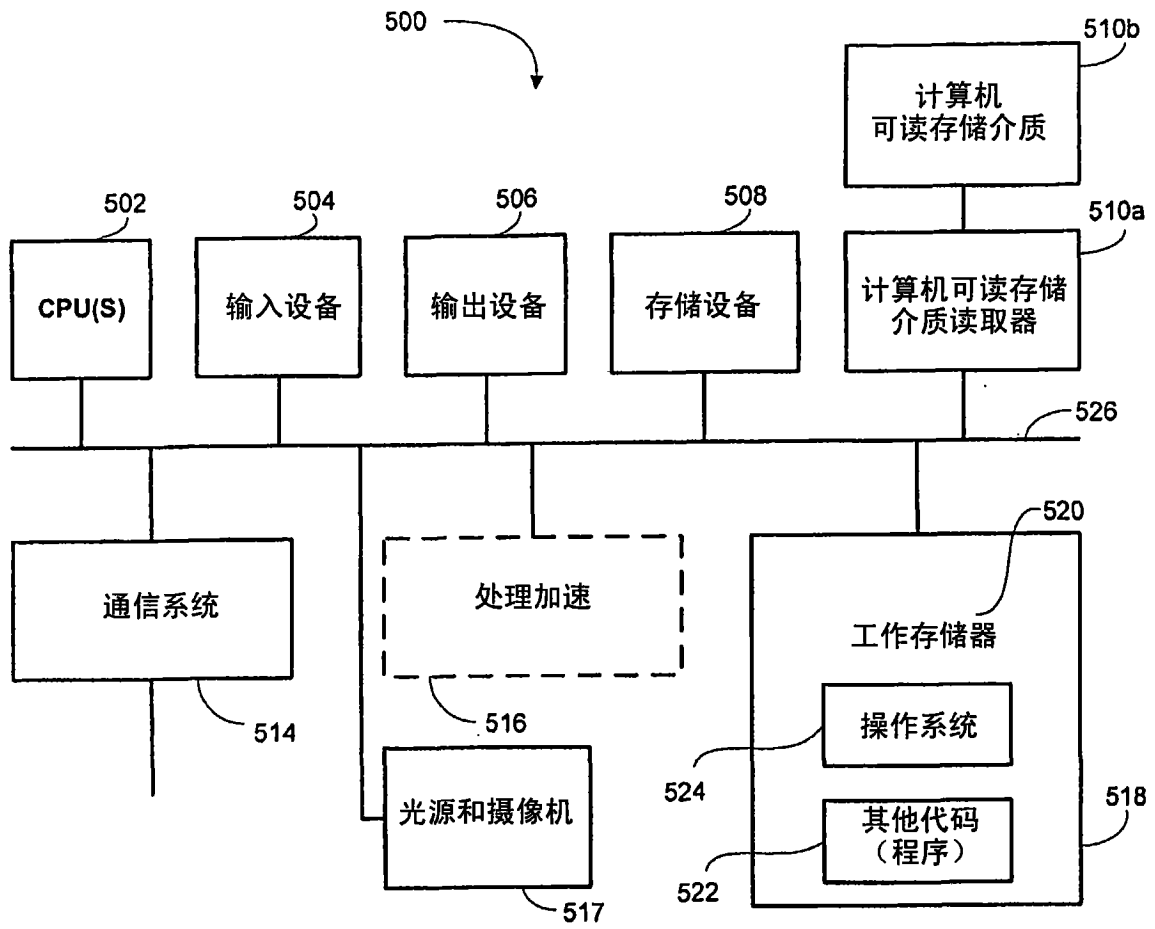


图 5

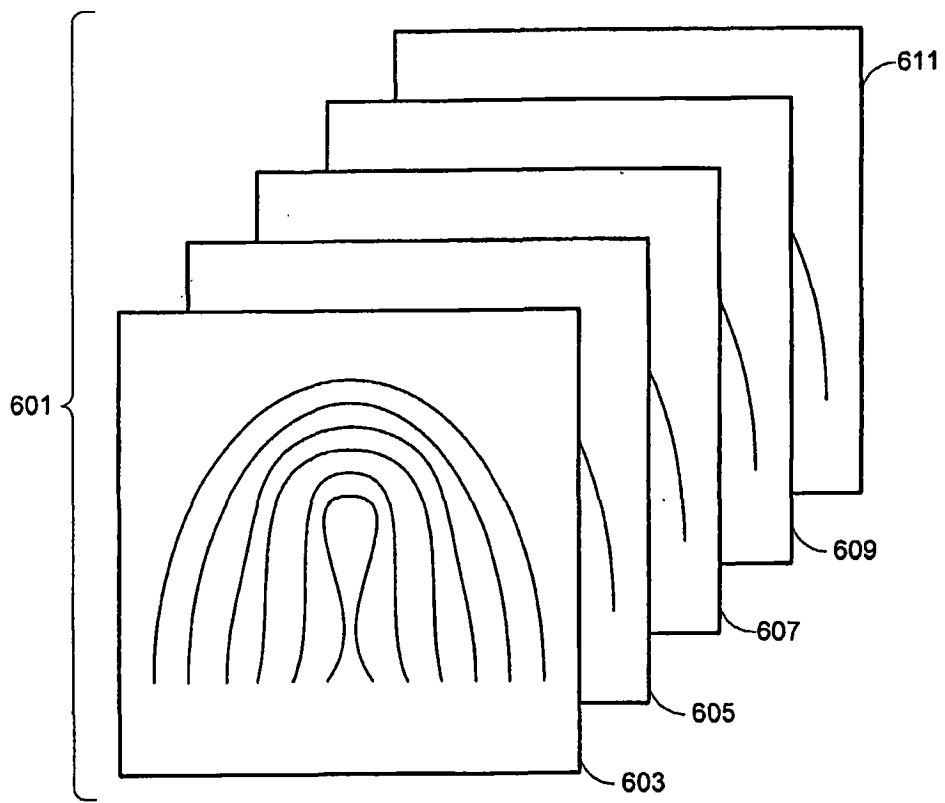


图 6

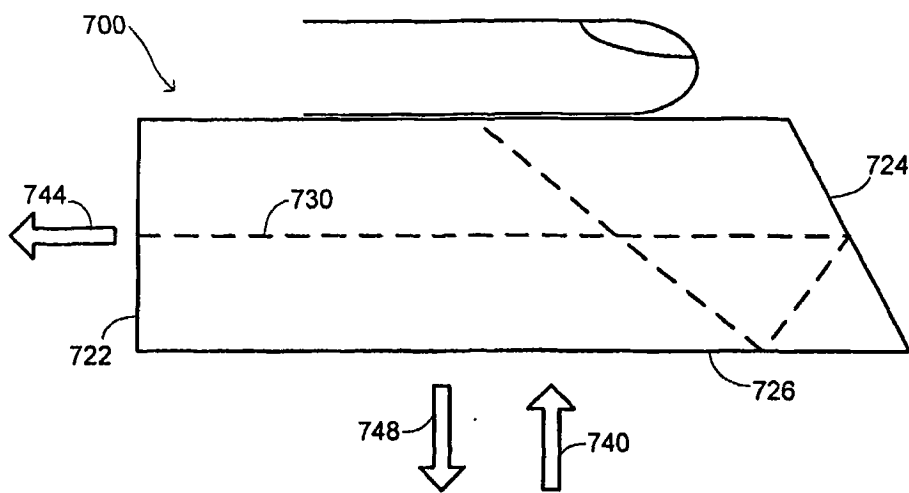


图 7A

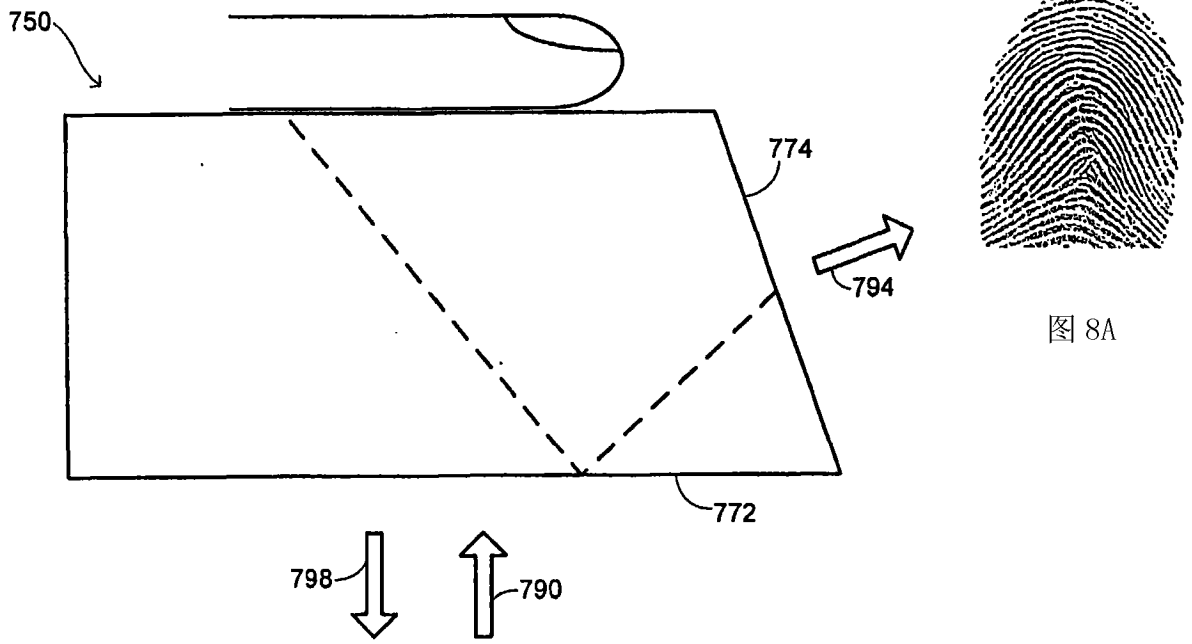


图 8A

图 7B



图 8B

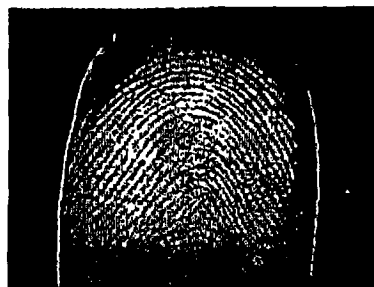


图 8C



图 9A



图 9B



图 9C

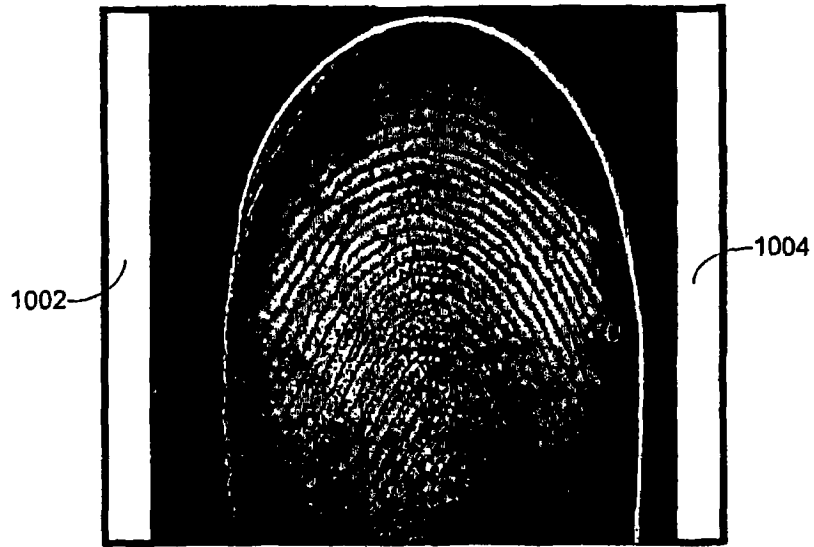


图 10