



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102331301 B

(45) 授权公告日 2014. 04. 09

(21) 申请号 201110210833. 7

US 6008905 A, 1999. 12. 28,

(22) 申请日 2011. 07. 13

US 2007/0140553 A1, 2007. 06. 21,

(30) 优先权数据

US 2006/0239526 A1, 2006. 10. 26,

12/834921 2010. 07. 13 US

WO 2009092868 A1, 2009. 07. 30,

(73) 专利权人 卡尔斯特里姆保健公司

审查员 武晓卫

地址 美国纽约州

(72) 发明人 V·C·王 J·R·米尔奇 L·A·雷

P·D·伯恩斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 臧霁晨 王忠忠

(51) Int. Cl.

G01J 3/52(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1910431 A, 2007. 02. 07,

CN 101494043 A, 2009. 07. 29,

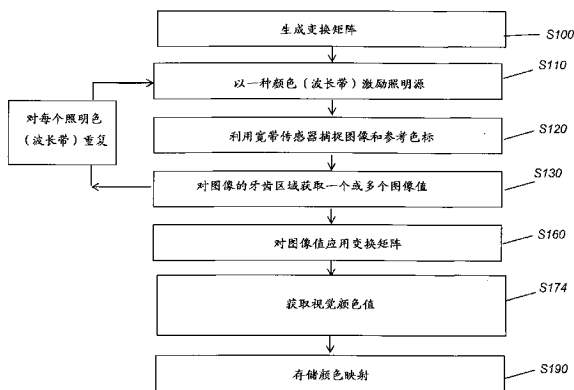
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54) 发明名称

牙齿阴影映射

(57) 摘要

一种生成用于牙科物体的颜色映射的方法和装置。所述方法包括根据用于牙齿的统计有效采样的一组光谱反射系数数据生成变换矩阵。照明在至少第一、第二和第三波长带上被引导向所述牙科物体,一次一个波长带。对于成像阵列中的多个像素中的每个,获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每个的图像数据值。变换矩阵被应用,从而通过根据获取的图像数据值以及根据在所述至少第一、第二和第三波长带下从参考物体获取的图像数据值对所述多个像素中的每一个生成一组视觉颜色值来形成颜色映射。所述颜色映射能够被存储在电子存储器中。



1. 一种生成用于牙科物体的颜色映射的方法,所述方法至少部分地由控制逻辑处理器执行,所述方法包括:

根据用于牙齿的统计有效采样的一组光谱反射系数数据生成变换矩阵;

在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向所述牙科物体,一次一个波长带;

对成像阵列中的多个像素中的每个获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每个的图像数据值;

应用所述变换矩阵,从而通过根据获取的图像数据值以及根据在所述至少第一、第二和第三波长带下从参考物体获取的图像数据值对所述多个像素中的每一个生成一组视觉颜色值来形成颜色映射;以及

将所述颜色映射存储在计算机可存取电子存储器中。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,引导照明包括激励一个或多个 LED。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述成像阵列是下列各项中的一种:(a) CMOS 或 CCD 传感器阵列;(b) 宽带或单色传感器阵列;或者(c) 彩色传感器阵列。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述参考物体:(a) 在与所述牙科物体相同的图像内获得;或者(b) 从与所述牙科物体的图像分开的图像获取。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

通过对用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据应用主成分分析来生成多个混合系数;

通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的元素的一组图像样本测量,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;以及

利用最小二乘法拟合在所述多个混合系数与所述一组图像样本测量之间形成所述变换矩阵。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

从用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据生成一组三色刺激值;

通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的牙齿的测量样本集,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;

通过对所述测量样本集应用主成分分析来生成多个混合系数;以及

利用最小二乘法拟合在所述多个混合系数与所述一组三色刺激值之间形成所述变换矩阵。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

从用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据生成一组三色刺激值;

通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的牙齿的测量样本集,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据

值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;以及利用最小二乘法拟合在所述一组三色刺激值与所述测量样本集之间形成所述变换矩阵。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

从用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据生成一组三色刺激值;

通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的牙齿的测量样本集,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;

通过添加所述图像样本测量中的一个或多个的变换值来生成图像样本测量的扩展集;以及

利用最小二乘法拟合在生成的一组视觉颜色值与扩展的测量样本集之间形成所述变换矩阵。

9. 一种获取用于牙科物体的颜色映射的装置,包括:

照明装置,其能够被激励,以将至少第一、第二和第三波长带中的照明以一次一个波长带的方式引导向所述牙科物体;

单色图像传感器阵列,其具有在至少所述第一、第二和第三波长带上的宽的光谱响应,相对于光学系统布置并且能够被致动,以在每个照明波长带下捕捉所述牙科物体的图像,从而形成所述牙科物体的一组图像;

参考目标,其设置在所述光学系统的物体场内并且相对于所述图像传感器阵列基本对焦;以及

控制逻辑处理器,其与所述照明装置和单色图像传感器阵列操作性地连接,并且响应于存储的指令以激励所述照明装置顺序地提供所述至少第一、第二和第三波长带,并且进一步地响应于存储的指令以在每个波长带下捕捉并存储图像,从而对每个像素计算图像数据值,并且根据光谱反射系数数据的样本集以及根据来自所述样本集的测量图像值生成和存储颜色映射。

10. 一种生成用于牙科物体的颜色映射的方法,所述方法至少部分地由控制逻辑处理器执行,所述方法包括:

根据用于牙齿的统计有效采样的一组光谱反射系数数据生成变换矩阵;

在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向所述牙科物体,一次一个波长带;

对成像阵列中的多个像素中的每个获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每个的图像数据值;

通过根据生成的变换矩阵以及根据在所述至少第一、第二和第三波长带下从参考物体获得的图像数据值处理用于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值对所述多个像素中的每一个生成光谱反射系数数据;

通过根据对所述多个像素中的每一个生成的光谱反射系数数据值以及根据观察发光体的光谱分布值重建所述牙科物体的视觉颜色来形成所述颜色映射;以及

将所述颜色映射存储在电子存储器中。

牙齿阴影映射

技术领域

[0001] 本发明总的涉及用于牙齿颜色测量的方法和系统,并且更具体地,本发明涉及一种数字方法和系统,用于确定用于天然牙齿、参考阴影样本以及人造假牙的颜色阴影信息。

背景技术

[0002] 现代的牙齿修复程序通常需要精确的颜色匹配,例如用于填充材料和诸如牙冠、植入物、固定的部分假牙以及牙罩冠等修复物的制造。用于这些程序的材料,例如陶瓷和其他材料,可以被精巧地成形和处理,以紧密地匹配天然牙齿的形状、纹理、颜色和半透明性。

[0003] 广泛使用的用于确定和传达牙齿颜色信息的技术是称作“阴影匹配”的工艺,由此,牙医或技师在视觉上将病人的牙齿与一组或多组标准化的色标(shade guide)内的大量参考阴影样本或阴影标签中的一个相匹配。执行所述匹配的人员记录下匹配阴影标签的识别并将该信息传输到牙科实验室,然后在牙科实验室中制造修复物或假体。该实验室然后使用其自身的一组相同的色标来贯穿整个制造过程执行修复物或假体的视觉颜色评价。

[0004] 视觉阴影匹配过程可以是高度主观的,并且遭遇大量问题。初始匹配程序通常是困难且冗长的,并且该过程耗费二十分钟或更长是常有的事情。在很多情况下,不存在完美地匹配病人牙齿的阴影标签。

[0005] 对牙齿的颜色进行精确建模的问题比使用阴影标签获得紧密的颜色匹配更为复杂。基于仪器和基于视觉的阴影匹配系统的固有缺点和限制能够通过考虑在匹配人的牙齿的外观时涉及的困难而更加全面地注意到。牙齿颜色本身源自多种有机和无机成分的反射、透射、折射、荧光作用以及散射的相对复杂的相互作用。其受到齿髓体积、牙齿状况、珐琅质成分的不同以及牙齿组织的组分、结构和厚度的不同的影响。这种复杂性的一个结果是,颜色表现和颜色测量受到照明几何体、光谱、周围颜色以及其他环境因素极大的影响。

[0006] 更为复杂的是,单个牙齿内的颜色通常不统一。颜色的不统一性通常源自组分、结构、厚度、内部和外部应力、表面纹理、裂缝、裂纹以及湿度的空间差异。结果,在相对较大区域上采取的措施产生可能不能代表牙齿的主要颜色的平均值。此外,天然颜色差异和不统一性使得不太可能通过任何单个阴影标签来精确地匹配给定的牙齿。这意味着需要一种用于传输牙齿内的颜色分布而不仅仅是其平均颜色的方法。另外,牙齿颜色很少在牙齿与牙齿之间是统一的。因此,修复物的理想颜色与相邻牙齿或病人口腔内的任何其他单个牙齿的颜色可能在视觉上不一致。另外,人们通常特别关注其牙齿的外观。能够理解的是,人们非常不能容忍在颜色上不合适的修复物。

[0007] 在装饰性牙科学中,制造实验室通常需要附加的信息以在除了简单的阴影匹配以外更精确地映射牙齿颜色。在实际中,牙医或技师除了阴影标签之外还可提供照片,使得制造实验室能够在牙齿的不同部分上调节颜色特性。这有助于提供一种类型的用于主观使用的颜色映射,并且具有与阴影标签相关的信息,该信息表示牙齿的其他部分中的颜色如何与阴影标签的颜色不同。

[0008] 通常难以决定哪个标签最紧密地匹配(或者相反地,哪个标签具有最少的错配)以及提供关于牙齿表面上的颜色差异的精确信息。医师常常判定病人的牙齿特别难以匹配,需要病人亲自来将制造修复物的实验室。在该处,受过训练的实验室人员能够执行颜色匹配和颜色映射。在很多情况下,病人可能甚至需要返回到牙医和实验室处两次、三次或者甚至更多次,因为假体的颜色被顺序添加的陶瓷或其他着色材料细调。在多数情况下,对于一些假牙估计接近 10%,视觉颜色匹配程序仍然失败,并且已经制造的假牙被牙医或病人否认颜色或视觉一致。

[0009] 考虑到颜色匹配任务的相对难度以及颜色映射的进一步复杂性,高失败率丝毫不足为奇。相对较小色差的视觉颜色评价始终困难,并且牙齿颜色评价所必须进行的条件很可能导致大量复杂化的心理物理效果,如局部颜色适应性、局部亮度适应性以及侧向亮度适应性。另外,阴影标签至多提供对真正牙齿的同质异性(即,非光谱的)匹配;因此,匹配是照明敏感的,并且容易由于诸如例如观察者同质异性的人类颜色视觉的正常差异而有变化的倾向。

[0010] 响应于对牙科应用中改进的颜色匹配和颜色映射的需要,已经尝试了大量的方法。一些对此问题的解决方案具有下面的综合类型:

[0011] (i)基于 RGB 的装置。利用该方法,整个牙齿的图像在白色光照明下利用颜色传感器被捕捉。在牙齿表面的区域上根据传感器的 3 色信道的 RGB (红色、绿色、蓝色)值,利用颜色校准转换,计算三色刺激值。基于 RGB 装置的颜色分析严重依赖捕捉图像的质量,并且需要稳健的校准并且可能需要使用相同的照相机用于牙齿和假体装置的匹配。这一要求可以是由于照相机本身的校准以及由于在照相机内执行的为了提供 RGB 数据的颜色预处理;该预处理可以在一个照相机与下一个照相机之间显著不同,甚至对于来自同一制造商的照相机也不同。保持精度由于同质异性而趋于困难,其中测得的颜色高度取决于发光体。这是特别麻烦的,因为牙科测量和成像通常在与自然光照条件显著不同的条件下执行。以这种方式使用 RGB 测量并采用相应的颜色转换的示例包括:MurIjacis 的名为“牙齿阴影分析器系统和方法”的美国专利 No. 5, 766, 006 ;Breton 等人的名为“用于确定物体外观的方法和装置”的美国专利 No. 6, 008, 905 ;以及 Giorgianni 等人的名为“牙齿颜色成像系统”的美国专利 No. 7, 064, 830。

[0012] (ii) 比色测定装置。这类装置被设计成直接测量人眼察觉到的颜色。利用这类装置,照明光或反射光(在白色光照明下)在对应于眼睛的光谱响应特性或颜色匹配功能的三个波长带下被过滤,并且测得的反射信号被直接转化成三色刺激值。与(i)中描述的基于 RGB 的装置一样,这种类型的装置的测量也经受同质异性。一些使用该方法的示例包括 Vieillefosse 的名为“用于确定诸如牙齿的半透明物体的颜色的方法和装置”的美国专利 No. 5, 383, 020 中所公开的(其需要光谱仪)和 Overbeck 等人的名为“光学测量装置和相关工艺”的美国专利 No. 6, 867, 864 中所公开的。

[0013] (iii)光谱光度测量装置。这些装置使用光谱反射系数(spectral reflectance)用于获得颜色数据。照明或反射光以光谱方式被扫描,并且被牙齿反射的光利用光传感器被记录作为波长的函数。然后从测得的光谱反射系数曲线计算视觉颜色,即 CIE(国际照明委员会)三色刺激颜色信息。光谱光度测量装置不经受比色测定装置和基于 RGB 装置所固有的相同的同质异性趋势,并且潜在地带来更精确的颜色测量。然而,重要的是注意到光谱

光度仪不是成像装置。光谱光度仪是使用光传感器在小区域内测量入射光的光谱内容的仪器。使用光谱光度测量装置的牙齿颜色测量的示例包括 Berner 的名为“用于确定特别是假牙的颜色的方法和装置”的美国专利 No. 4, 836, 674 和名为“用于确定物体的颜色刺激规格的方法和装置”的美国专利 No. 6, 038, 024。

[0014] 尽管使用光谱光度测量方法获得的数据比比色测定和 RGB 方法提供了更精确颜色匹配的优点(包括同质异性的消除),但是已经发现该方法难以在实际中实施。用于测量不同光谱分量的光扫描部件的使用——通常使用光栅或滤光轮——容易使光谱光度测量系统相当庞大和复杂。这使得难以例如朝嘴的后面测量牙齿。减轻该问题的尝试没有表现出很大的成功。作为一个示例, Jung 等人的名为“用于确定物体的光学特性的装置”的美国专利 No. 5, 745, 229 提供了一种紧凑的光谱光度测量装置,其使用光纤将反射光引导到传感器的阵列,其中每个传感器使用不同的光谱过滤器。然而,如同通常的光谱光度测量装置一样(上面的 iii),该装置一次仅仅测量小面积的牙齿表面。为了获得整个牙齿表面的颜色映射,该方法需要大量单独的测量。图像捕捉过程是耗时的,并且不提供一致的结果。使用这种方法,颜色映射会不精确,因为在成像过程期间,存在对照明和成像捕捉角度以及探针方位的显著的敏感性。

[0015] 通常,传统的使用滤色器——无论是在发光体端或是在传感器端——的方法都是较不理想的,因为它们受到滤色器本身的限制。

[0016] 因此,存在对改进的测量装置的需要,该装置在执行简单的过程中提供牙齿阴影匹配和映射,具有高精度,但是没有高成本或复杂的部件。

发明内容

[0017] 本发明的目的是推动牙科应用中的颜色阴影映射领域。在以此目的为构想下,本发明提供一种装置和方法,其使用光谱仪从牙齿的多颜色图像获得光谱反射系数数据而不具有复杂性。

[0018] 本发明的优点在于,其使用成像阵列用于在整个图像上获得光谱光度测量。这使得本发明的实施例能够容易地适用于口腔内照相机用途。此外,所提供的输出光谱光度测量颜色数据不经受同质异性,该同质异性会影响使用比色测量和 RGB 颜色匹配技术的方案。在本发明的实施例中使用的方法对牙齿图像的每个像素获取光谱反射系数数据,允许牙齿颜色的精确映射,包括牙齿的不同部分上的颜色差异。

[0019] 这些目的仅通过示例性的例子给出,并且这些目的可以是本发明的一个或多个实施例的示例。所公开的本发明固有地实现的其他理想目的和优点可以出现或者变得对本领域普通技术人员显而易见。本发明由所附权利要求限定。

[0020] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于对牙科物体产生颜色映射的方法,该方法至少部分地由控制逻辑处理器来执行,所述方法包括:根据用于牙齿的静态有效取样的一组光谱反射系数数据生成变换矩阵;在至少第一、第二和第三波长带上将照明引向牙科物体,一次一个波长带;对成像阵列中的多个像素中的每一个获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值;应用所述变换矩阵,从而通过根据获取的图像数据值以及根据在所述至少第一、第二和第三波长带下从参考物体获取的图像数据值对所述多个像素中的每一个生成一组视觉颜色值来形成颜色映射;以及将颜色映射存储在计算

机可存取电子存储器中。

附图说明

[0021] 从下面对如附图所示的本发明实施例的更具体的描述中,本发明的上述及其他目的、特征和优点将显而易见。图中的元件相对于彼此并非一定成比例。

[0022] 图 1 是示意图,示出了用于获取牙齿的颜色测量的传统基于图像的装置中部件的布置。

[0023] 图 2 是示意图,示出了使用用于获取牙齿颜色值的颜色校正变换的早期方法。

[0024] 图 3 是示意性框图,示出了根据本发明的一个实施例的颜色映射装置。

[0025] 图 4A 是示出与特定波长相关的强度测量的图。

[0026] 图 4B 是示出用于在一个实施例中使用的光源的典型光谱特性的图。

[0027] 图 4C 是示出用于一个实施例中的宽频带传感器阵列的光谱响应特性的图。

[0028] 图 5A 是示意图,示出了使用传统的颜色匹配对每个像素获取的三色刺激数据。

[0029] 图 5B 是示意图,示出了使用本发明的装置和方法对每个像素获取的光谱反射系数数据。

[0030] 图 6A 是用于获取来自牙齿的视觉颜色映射数据的步骤的逻辑流程图。

[0031] 图 6B 是用于在替代性实施例中获取来自牙齿的光谱反射系数数据的步骤的逻辑流程图。

[0032] 图 7 是逻辑流程图,示出了根据本发明的一个实施例的用于形成变换矩阵的过程。

[0033] 图 8 是逻辑流程图,示出了根据本发明的替代性实施例的用于形成变换矩阵的过程。

[0034] 图 9 是逻辑流程图,示出了根据本发明的另一个替代性实施例的用于形成变换矩阵的过程。

[0035] 图 10 是逻辑流程图,示出了根据本发明的又一个替代性实施例的用于形成变换矩阵的过程。

具体实施方式

[0036] 下面是参照附图进行的对本发明优选实施例的详细描述,在附图中,相同的附图标记指代多个图中每一个中的结构的相同元件。

[0037] 在本申请的上下文中,术语“窄带”用来描述在窄的波长范围内(如 20-50nm 宽)发射其大部分输出光的 LED 或其他照明源。术语“宽带”用来描述在至少从大约 400nm 延伸到大约 700nm 的宽波长范围内对入射光表现出高敏感性的光传感器。由于这种类型的传感器响应于光但不区分颜色,所以其通常称作“单色”传感器,或者稍微不太精确地称作“黑白”传感器。

[0038] 在本申请的上下文中,术语“像素”对于“像素元件”具有如该术语为图像处理领域的普通技术人员所理解的共同的含义。物体的电子图像由一系列的光敏元件来捕捉,其中每个光敏元件提供用于形成图像数据的像素的信号。

[0039] 提供这里所示和描述的附图以便示出根据本发明的关键操作原理以及部件沿其

相应的光学路径的关系,并不是为了示出实际尺寸或比例的目的而绘制的。为了强调基本结构关系或操作的原理,一些放大可能是必要的。为了实施所描述的实施例所需的一些传统部件(如各种类型的光学支架)未在图中示出,以便简化本发明自身的描述。在下面的附图和文本中,相似的部件被指定相似的附图标记,并且省略了关于已经描述的部件和部件的设置或相互作用的相似描述。在使用术语“第一”、“第二”等的情况下,其并不必然表示任何顺序或优先级关系,而是仅仅用来更清楚地彼此区分元件。

[0040] 术语“颜色”和“波长带”在本公开的上下文中基本上是同义地使用。例如,激光或其他固态光源由其一般颜色如红色来指代,而不是由其峰值输出波长(如 635nm)或其波长带(如 630-640nm)来指代。

[0041] 如这里使用的,术语“集合”指的是非空集合,因为组的元件或元素的集合的概念在初等数学中是被广泛理解的。除非另外明确说明,否则术语“子集”在此处用来指代非空的真子集,即较大集合的子集,具有一个或多个元素。对于集合 S,子集可以包括全集 S。然而,集合 S 的“真子集”严格地包含在集合 S 中,并且排除集合 S 的至少一个元素。

[0042] 在本公开的上下文中,术语“牙科物体”指的是用于口腔内使用或应用的物体、材料或者其他元件,并且包括牙齿、诸如牙冠、牙托、矫正器以及其他支撑物和修复桥的假体装置、填充材料、阴影匹配标签等。

[0043] 相比于旨在描述牙齿颜色的特征的一些尝试,本发明的装置和方法考虑了影响颜色测量的因素以及使精确地描述颜色的特征的任务复杂化的因素的组合。本发明的特定实施例识别并补偿诸如照明波长和检测器响应特性的可变因素,以便得到精确的颜色数据。为了这样做,在本发明的实施例中使用的方法对牙齿或其他牙科物体的图像中的每个像素获取光谱反射系数数据,该光谱反射系数数据(spectral reflectance data)基本不受测量装置的光谱响应约束,并且能够用来提供适用于波长的任何组合上的发光体的颜色的客观测量。结果,当在取自具有已知光谱分布的一组可用发光体的任何发光体下观察时,在本发明中为牙齿颜色映射获取的数据能够用来重建物体的视觉颜色。为牙科物体生成的颜色映射然后被用于生成显示图像或与用于另一个物体或材料(如牙冠或其他牙科假体装置或填充材料)的颜色映射数据相比较。为牙科物体生成的颜色映射还能够例如用于设计和形成牙科假体装置。用于牙齿或其他牙科物体的颜色映射可以由相当大的量的数据构成,并且一般作为数据文件存储在计算机可存取存储器中。

[0044] 参照图 1,示出了用于获取牙齿颜色数据的传统成像装置 10 的示意性框图。照明源 12 将光导向牙齿 20。捕捉模块 18 然后执行图像捕捉并向颜色重建模块 22 提供图像数据。输出是对应于牙齿表面上的点的一组视觉颜色值。

[0045] 图 1 的基本布置用于前面在背景技术部分中描述的基于图像的颜色测量方法中的每一种。例如,图 2 示出了用于执行在前面引用的 Giorgianni 等人的美国专利 No. 7,064,830 中描述的系统的示意图。在成像装置 30 中,照明源 12 向牙齿 20 提供白色光照明。透镜 32 将反射光导向传感器 34,传感器 34 向每个像素提供相应的红色、绿色和蓝色值。颜色校正变换 36 然后生成视觉颜色值作为用于每个图像点的输出。

[0046] 相比于图 1 和 2 所示的方法,本发明的装置和方法提供基于光谱反射系数使用颜色重建的颜色映射装置。该方法通过提供固有地更精确的一组关于牙齿的实际颜色特性的数据而优于基于 RGB 的装置和比色测量装置。有利地,该方法不经受同质异性

(metamerism), 否则同质异性将导致取决于测量系统的发光体的测量。与普通的光谱光度测量装置不一样, 本发明的装置和方法为牙齿图像中的每个像素获取光谱数据。另外, 该信息利用成像阵列而非光传感器获得。本发明的实施例中使用的成像阵列是单色传感器, 尽管如此, 可以替代性地使用彩色传感器。

[0047] 本发明的装置和方法不仅为单个像素或相邻像素的组群获取精确的颜色测量, 而且还由于使用成像装置而提供适当的信息用于在牙科物体的整个图像上进行精确的颜色映射。通过使用成像阵列获取光谱测量数据, 本发明的实施例获得了允许对牙齿图像的每个像素生成光谱数据的测量。

[0048] 参照图 3 的示意图, 颜色测量和映射装置 40 使用能够提供单独颜色的光的照明装置 24。在一个实施例中, 照明装置 24 由多个窄带光源 14b、14g、14y 和 14r 构成, 示出为分别具有波长带 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 和 $\lambda 4$ 的彩色 LED。在图 3 的实施例中, 通过示例的方式示出了 4 个 LED; 可以存在任何数量的不同颜色, 并且对于每种颜色可以存在多于单个的 LED 或其他光源。本实施例中的宽带成像传感器阵列 44、CCD (电荷耦合装置) 或 CMOS (互补型金属氧化物半导体) 成像阵列为每个像素提供一组对应于来自每个窄带光源的反射的输出值。参考目标 28 是为了获取在修正系统中的强度波动时使用的参考强度测量而可选地设置的物体, 这将在后面描述。在一个实施例中, 参考目标 28 是灰色色标 (gray patch), 其具有已知的光谱反射系数特性。参考目标 28 和牙齿 20 都位于成像透镜 32 的视场内。在替代性实施例中, 参考目标 28 是不出现在像场内的物体, 但却是用于获取参考和校正数据的单独装置。

[0049] 为了利用图 3 所示的装置获取光谱数据, 能够根据颜色组来激励 LED 或其他光源, 以每次一个颜色组的方式连续地快速激励, 并且反射光的相应测量由成像传感器阵列 44 获得。如图 3 中的拇指形式所示, 这为牙齿图像的每个像素有效地提供了大量图形上的点, 其中在该示例中一个强度读数对应于波长带 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 和 $\lambda 4$ 中的每个。基于统计的变换矩阵 50 用来使用这些点生成完整光谱反射系数曲线。结果是用于牙齿图像的每个单独像素的光谱反射系数曲线。这些数据提供与其他方法相比更精确地表示颜色阴影的颜色映射, 这些其他方法仅仅试图直接测量三色刺激值, 或者执行从 RGB 到标准颜色空间 (如色调 - 饱和度 - 亮度值 (HSF) 或国际照明委员会实验室 (CIELAB) 颜色空间) 的颜色转化。在图 3 中还示出了控制逻辑处理器 38, 其执行控制逻辑处理并含有支持性的计算机可存取电子存储器部件, 这些部件执行这些处理功能并存储中间和最终结果。这些部件是成像领域的普通技术人员所熟悉的。

[0050] 图 4A 的图形示出了这样的示例, 其中: 为像素获取 4 个离散的强度测量, 其中每个光源 14b、14g、14y 和 14r 一个测量, 分别对应于波长带 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 和 $\lambda 4$ 。如图所示, 这产生强度对比波长的图形中的四个点。

[0051] 进行精确的测量需要知道系统中的不同能量等级和测量灵敏度。如图 4B 所示, 每个窄带光源 (本实施例中为 LED) 在受约束的范围内提供输出强度。波长带 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 和 $\lambda 4$ 由这些强度曲线出现峰值时的标定波长来识别。

[0052] 宽带传感器阵列 44 可以是任何类型的传感器阵列, 其测量对应于被激励并为每个像素提供测量值的照明装置 24 的部件的反射光的量。在一个实施例中, 宽带传感器阵列 44 在可见光波长范围内具有宽光谱响应特性。这与眼睛的“颜色匹配功能”或彩色传感器

阵列的光谱响应——这两者仅在孤立的可见光波长带中具有显著值——截然不同。例如，单色 CCD 成像阵列可以具有如图 4C 的示例中所示的典型量子效率曲线。该装置在被照射时测量对应于每个光源 14b、14g、14y 和 14r 的反射光的量，并且提供表示所接收的感测光强度的输出信号。由于 LED 光源的峰值波长和带宽是已知的，所以测得的值能够容易地与波长相关联，无需颜色过滤器阵列(CFA)或其他过滤部件。

[0053] 相比于一些颜色匹配方案，本发明的方法和装置提供了光谱光度测量或光谱反射系数颜色映射，其对于牙齿图像中的每个像素有效地存储估算的光谱反射系数数据值 $R_{(tooth)}$ ，该 $R_{(tooth)}$ 能够用来精确地描绘牙齿表面的颜色。通过与依赖 RGB 校正变换或比色测定测量的传统方法相比，本发明的方法能够产生包括用于牙齿图像的每个像素的相当大的量的数据的映射。这在图 5A 和 5B 中示意性地表示出。图 5A 示出了使用传统的颜色测量方法为单个像素 P 采集的颜色数据。在所示的示例中，为红色、绿色和蓝色平面中的每个提供单个数据值。作为对比，图 5B 示出了使用本发明的方法为每个像素获得的光谱反射系数映射数据的性质。这里，每个像素 P 有效地具有相关联的光谱反射系数曲线，该曲线提供相当量的关于其实际颜色内容的信息，能够从这些信息得到三色刺激值 X、Y、Z 或其他颜色数据。在实际中，对于每个遵循该处理的像素 P，仅仅少量的数据实际上可以存储在存储器中；光谱反射系数曲线本身可以利用按照之前描述获得的系数的存储矩阵来重建。然后，在存储器中，每个像素能够与一组光谱反射系数值相关联，并且可选地，还具有用于能够重新创建该像素的完整光谱反射系数曲线的矩阵的链接或其他标识符。可替代地，可以为每个像素 P 存储计算的三色刺激值、CIELAB 值、或者其他标准颜色空间中的值。

[0054] 具有光谱反射系数数据值的一个有益效果是，改进了牙科物体之间(如牙齿和假体装置或材料之间)的颜色匹配。使用本发明的数据获取和处理序列，能够使用大量数学技术中的任何一种来完成颜色匹配。在一个实施例中，用于牙科物体 A 的光谱反射系数曲线与用于牙科物体 B 的光谱反射系数曲线相比较，并且针对拟合的紧密程度或其他量度来评价这两个曲线之间的差别。例如，可以评价两个曲线之间在不同波长范围内的重合区域。在其他实施例中，对牙科物体中的每一个获取三色刺激数据值或 CIELAB 颜色值并进行比较。

[0055] 利用来自多光谱照相机的多窄带测量为图像中的像素获取光谱反射系数数据的一般理论和原理由 Peter D. Burns 和 Roy S. Berns 阐释并描述在名为“多光谱图像捕捉分析(Analysis Multispectral Image Capture)”的文章中，见 1996 年的第 4 届颜色成像会议的“颜色科学系统和应用(Color Science Systems and Applications)”，第 19-22 页。这些研究人员使用具有七个干涉光谱过滤器(被接连地切换到位)的白色光源来从不同波长下的一组颜色参考样本获取图像数据。然后应用主成分分析(PCA)以提供一组标量值，所述一组标量值可用于使用类似获取的一系列彩色图像重建用于未知色标的光谱反射系数数据。尽管这些研究人员的工作表明了使用少量测量获取精确的光谱反射系数数据的可行性，但是所采用的系统对于牙齿以及其他牙科物体和材料的颜色映射是不实际的。使用多个切换干涉过滤器的多光谱照相机的设计与牙科成像的大小和访问约束是不兼容的。

[0056] 图 6A 的逻辑流程图示出了在本发明的一个实施例中，图 3 的用于为牙齿生成视觉颜色值的颜色测量和映射装置 40 中的控制逻辑处理部件所执行的步骤。变换矩阵生成步骤 S100 一开始执行使用来自牙齿的统计有效采样的光谱反射系数数据，如接下来所描述的。循环程序对每个源颜色执行一次，这里对每个 LED 颜色或其他窄带照明源执行。在照

明步骤 S110 中, LED 或其他窄带照明源被激励。图像捕捉步骤 S120 在给定的照明下获取牙齿 20 的图像, 并且可选地获取参考目标 28 的图像。产生的图像由从牙齿反射并在图像捕捉步骤 S120 中对每个像素捕捉的光构成。然后在获取值步骤 S130 中获取并存储从宽带传感器阵列测得的一系列图像值。由步骤 S110、S120 和 S130 构成的循环一直重复, 直到 LED 或其他窄带光源的每个颜色组都已经被激励。净结果是对于用于牙齿或其他牙科物体的图像的每个像素的一组图像值。

[0057] 获取值步骤 S130 产生用于 N 个图像波长值的 N 个信号的集合, $s = \{s_1, s_2, \dots, s_k\}$ 。可替代地, 步骤 S130 可以包括基于上面信号值的变换的附加信号值, 例如多项式变换, $s = \{s_1, s_2, \dots, s_k, s_1^e, s_2^e, \dots, s_k^e\}$, 其中 e 是实数。可替代地, 可以使用具有 [0.3-0.4] 的范围内的指数的简单指数定律来计算图像样本测量的变换值。

[0058] 继续参照图 6A 的逻辑流程, 矩阵应用步骤 S160 对测量的图像值应用变换矩阵。获取视觉颜色值步骤 S174 根据变换矩阵从图像数据生成视觉颜色值。生成的颜色映射然后在存储步骤 S190 中由控制逻辑处理器 38 存储在电子存储器中。该存储器本身可以是用于短期存储的随机存取装置, 或者是用于长期存储的光学或磁性存储单元。颜色映射可以根据需要生成, 使得如图 6A 所示的存储器存储是临时“工作空间”, 并且仅在例如执行颜色匹配或比较期间或图像的显示期间被控制逻辑处理器 38 使用。可替代地, 存储步骤 S190 可以更长期存储颜色映射, 例如诸如颜色映射的数据库的一部分, 由发光体的类型来标引。一旦颜色映射形成并且在计算机可存取存储器中可用, 其便可用于例如与用于假体装置或材料的颜色映射数据相比较。

[0059] 图 6B 的逻辑流程图示出了用于在一个实施例中生成颜色映射的扩展步骤。步骤 S100-S160 与参照图 6A 所描述的步骤相似。在步骤 S160 中应用变换矩阵之后, 步骤 S170 利用在步骤 S160 中获得的混合系数和先前计算的主要分量来生成光谱反射系数数据或曲线。颜色值提取步骤 S180 然后基于期望发光体的光谱分布提取用于颜色映射的视觉颜色值。

[0060] 有利地, 用于牙齿和其他牙科材料的光谱反射系数表现良好并且遵循特性图案。用于牙齿和牙科材料的光谱反射系数曲线表现出平滑、一致的形状, 仅仅在相对有限的范围内具有差异。该特性使得能够使用统计技术来提供比利用传统方法可获得的颜色匹配更精确的颜色匹配所需的工具。

[0061] 生成变换矩阵 50

[0062] 如图 3 所示, 变换矩阵 50 用于基于用于牙齿的相对少量测量值提供视觉颜色数据。本发明的实施例从用于大量牙齿的光谱反射系数数据的统计有效采样生成变换矩阵 50。“统计有效采样”中的牙齿数量具有足够多个以代表较大的牙齿群体。将样本大小增加到超过统计上充分或统计上有效的数量个样本趋向于对从采样分布获得的结果数据没有显著的影响。

[0063] 参照图 7, 示出了在生成变换矩阵步骤 S100 中形成变换矩阵 50 的过程。一开始, 利用分光光度计获取光谱反射系数曲线 52 的采样集合。该采样集合含有用于足够数量的牙齿 M 的光谱反射系数曲线 52, 用作统计有效样本; 例如在一个实施例中, M=100。在 54 处示出的主成分分析 (PCA) 然后被用来分析该数据, 以识别具有最大的统计重要性的主成分

56,以及相应的混合系数60。经验数据表明,用于牙齿和其他牙科物体的光谱反射系数的重要主成分的数量大约为4。

[0064] 主成分分析(PCA)是公知的矢量空间变换技术,其用来在统计学中为多维数据集减少总维度数,以便更好地表示多位数据集中的关系。对于多变量数据,如光谱反射系数数据,PCA分析数据变量的协方差,以帮助发现能够用来更好地理解数据并简化其使用的数据中的趋势。PCA涉及通过生成特征向量(以 l_2 规范手动地正交)进行数据的分解,所述特征向量提供用于数据的替代基础或坐标系。PCA确定特征向量的有顺序的集合,其中顺序的排布基于减少与相应的特征向量相关联的特征值进行。由于特征向量能够按比例变成单位向量并且是正交的,所以获得了从其原始坐标系到特征向量的替代坐标系的正交线性转换。利用这种类型的数据分解,低阶成分(即,依次为第一、第二、第三和后续主成分)表示数据的最重要方面;较高阶的成分表示关于数据的方差的逐渐减少的信息。这实现了比原始获得数据的形式简单的形式(即,以较少的维度)的数据统计特性描述。

[0065] 往回参照图7,在56处生成一组低阶主成分连同相应的一组混合系数60。混合系数用来对主成分特征向量进行按比例变换或加权,用于生成用于反射系数曲线52的样本集合的牙齿光谱反射系数曲线集合中的每一个曲线。简单地说,混合系数形成由PCA特征向量确定的向量空间中的向量。

[0066] 仍然参照图7的逻辑流程,在一个实施例中,通过在先前记录光谱反射系数曲线的相同位置使用颜色测量和映射装置40(图3)取样本集合中M个牙齿的图像值测量62来生成变换矩阵50。用于M个牙齿中的每个的四个测量在图7中表示在测量62处;对每个牙齿获得的测量的数量对应于照明装置24中光源(LED)的数量。然后在混合系数60的集合和测得的图像数据、测量62之间执行最小二乘法拟合程序,以生成变换矩阵50,该变换矩阵50提供用于将测量的图像数据62转换成混合系数60的最佳拟合矩阵。

[0067] 根据图7描绘的实施例,变换矩阵50生成步骤生成用于将来在颜色映射中使用的变换矩阵。该矩阵和主成分56的集合然后被存储在颜色测量和映射装置40的控制逻辑处理器38中。然后,每次在未知的牙齿上使用颜色测量和映射装置40时,存储的变换矩阵50被应用到在牙齿图像的像素处获取的图像值,以计算一组混合系数(步骤S160),该一组混合系数然后能够与存储的主成分56使用,以生成光谱反射系数数据(图6B中的步骤S170)。然后,生成的光谱反射系数曲线能够与任何观察发光体的光谱特征和视觉颜色匹配功能使用,以计算牙齿的三色刺激值XYZ(图6B中的步骤S180)。

[0068] 在步骤S100中生成变换矩阵的替代性实施例中,如图8的逻辑流程图所示,PCA64在用于统计有效样本集的测量图像数据62上执行,以代替在来自样本集的光谱反射系数数据52上执行。利用映射装置40(图3)获取测量的图像数据62中的值。结果是用于测量的图像数据62的重要主成分66以及相应的混合系数70的集合。XYZ颜色值63直接从光谱反射系数数据的样本集中的每条曲线获得,利用先前描述的分光光度计测量。在获取的XYZ值63与混合系数70之间执行最小二乘法拟合程序78,以生成用于变换矩阵72的值。在该实施例中,变换矩阵72是用于将混合系数70(对应于测量的图像数据62的主成分)转换为三色刺激值的最佳拟合矩阵。该实施例对预定的观察发光体直接计算视觉颜色;其并不提供完整的光谱反射系数信息。

[0069] 图9描绘了用于在不执行PCA的情况下生成变换矩阵的步骤S100的另一个替代

性实施例。XYZ 颜色值 63 首先从光谱反射系数数据的样本集中的每条曲线获取,利用先前描述的分光光度计记录。利用映射装置 40 (图 3)获取测量的图像数据 62 中的值。然后在获取的 XYZ 值 63 和测量的图像值 62 之间执行最小二乘法拟合,以生成用于变换矩阵 74 的值。本实施例中的变换矩阵 74 是用于将测量的图像值 62 直接转换为三色刺激值的最佳拟合矩阵。其实施起来比前面关于图 7 和 8 描述的两个实施例简单。但是与图 7 中的实施例不同,而且与图 8 中的实施例相似,该序列仅仅产生用于预定的观察条件的 XYZ 颜色值。

[0070] 图 10 描绘了用于在不执行 PCA 的情况下生成变换矩阵的步骤 S100 的又一个替代性实施例。XYZ 颜色值 63 首先从光谱反射系数数据的样本集中的每条曲线获取,如前所述,利用分光光度计记录。对每组 XYZ 值计算视觉颜色值 200。这些视觉颜色值能够选择为使得其代表近似统一的视觉颜色空间(如 CIELAB)中的坐标。利用映射装置 40 (图 3)获取测量的图像数据 62 中的值。然而,在步骤 S130 的该实施例中,测量的图像数据的集合被扩展以包括每个测量的图像值的多项式变换值, $\mathbf{s} = \{s_1, s_2, \dots, s_k, s_1^e, s_2^e, \dots, s_k^e\}$, 其中 e 是实数,如前所述。然后在获取的 XYZ 值 63 和测量的图像值 210 的扩展集合之间执行最小二乘法拟合,以生成用于变换矩阵 76 的值。本实施例中的变换矩阵 76 是用于将扩展的测量图像值 210 直接转换为视觉颜色值的最佳拟合矩阵。与图 7、8 和 9 中的实施例不同,该序列仅仅产生用于预定的观察条件的视觉颜色值。

[0071] 如前面已经注意到的,使用传统方法获取精确的颜色测量的任务由于照明和传感器响应的差异而受挫。这些问题通过本发明改进的方法得到了解决。使用颜色测量和映射装置 40 对于下面的等式中的 LED 照明针对特定波长 λ 获得的一般化测量信号 $S_{i(\text{tooth})}$ 能够表示如下:

$$[0072] \quad S_{i(\text{tooth})} = \int I_{\text{LED}i}(\lambda) R_0(\lambda) D(\lambda) d\lambda \quad (1)$$

[0073] 其中, R_0 是牙齿或其他牙科物体的实际反射系数。该变量还关于牙齿材料表达为 R_{tooth} ; $D(\lambda)$ 是传感器响应; $I_{\text{LED}i}$ 是第 i 个 LED 或其他窄带光源的强度。

[0074] 能够发现,无论是使用 RGG 或是白色光源以及无论图像传感器阵列是 CCD、CMOS 或是其他类型的感光装置,等式(1)对于普通的牙齿颜色测量都有效。特别有指导性的是注意到诸如基于 RGB 颜色测量装置和比色测定测量装置的传统牙齿颜色测量装置从测量的信号 $S_{i(\text{tooth})}$ 生成牙齿颜色值。然而,如等式(1)所示,该信号本身是三个变量因素的乘积:实际牙齿反射系数 R_0 , 发光强度,以及传感器响应。正是由于该测量对光源和传感器响应的依赖导致利用传统的基于 RGB 的装置或比色测定测量装置不能获得精确的颜色计算。然而,与传统的方案不同,本发明的方法将牙齿反射系数 R_0 与测量信号中的其他两个因素孤立。获得的反射系数 R_0 然后能够用来在任何照明条件下精确地描绘颜色的特性。这样,本发明的方法使用光谱光度测量方法来进行颜色特性化描述。然而,与传统的光谱光度测量仪器(其获取一个或多个测量以在物体上的一个位置提取用于单个光传感器的该数据)不同,本发明的装置和方法利用具有单色传感器阵列的良好地描述了特性的窄带光源来获取该数据,其中所述单色传感器阵列对整个物体捕捉光谱光度测量数据的映射。

[0075] 在本发明的实施例中,获取多个信号值 $S_{i(\text{tooth})}$, 其中用 i ($i=1, 2, \dots, N$) 标引的 N 个 LED 彩色光源中的每个光源一个信号值。如等式(1)所示,为了使用 $S_{i(\text{tooth})}$ 提供精确而一致的测量,必须补偿装置中的短期变化,如发光强度和 / 或传感器响应 $D(\lambda)$ 的波动。为此,作为成像过程的一部分,可选地获取参考目标测量 $S_{i(\text{ref})}$ 以用作校正参考:

$$[0076] \quad S_{i(\text{ref})} = \int I_{\text{LED}i}(\lambda) R_{\text{ref}}(\lambda) D(\lambda) d\lambda \quad (2)$$

[0077] 其中, R_{ref} 是参考目标 28 的反射系数。该值利用来自参考目标 28 (图 3) 的图像读数来获取, 该参考目标 28 在一个实施例中定位在与牙齿相同的捕捉视场内。在替代性实施例中, 来自参考目标 28 的图像读数被单独地获取, 例如在成像过程的开始时获取。

[0078] 在给定了值 $S_{i(\text{tooth})}$ 和 $S_{i(\text{ref})}$ 的情况下, 用于执行本发明的方法的更有用的量是下式给定的修正测量值:

$$[0079] \quad \hat{S}_i = \frac{S_{i(\text{tooth})}}{S_{i(\text{ref})}} R_{\text{ref}}(\lambda_i) \quad (3)$$

[0080] 其中, $R_{\text{ref}}(\lambda_i)$ 是 LED i 的峰值下的参考目标 28 的已知反射系数。修正测量值 \hat{S}_i 移除了测量可变性的一阶源, 并且消除了对强度或装置响应的大小的依赖。根据修正测量值 \hat{S}_i , 本发明的方法能够用来获取视觉颜色值以提供高度精确的颜色映射。

[0081] 用于每个像素的三色刺激颜色值 X、Y、Z 中的每个 (在下文中用 X_q ($q=1, 2, 3$) 表示, 其中 $X_1=X$, $X_2=Y$, 并且 $X_3=Z$) 可以按照下面的方式从牙齿反射系数计算:

$$[0082] \quad X_q = \int I(\lambda) R_{\text{tooth}}(\lambda) \bar{x}_q(\lambda) d\lambda \quad (4)$$

[0083] 其中 $\bar{x}_q(\lambda)$ 的值是标准观测者的相应视觉颜色匹配函数, 并且 $I(\lambda)$ 是观察牙齿的光源的光谱分布。

[0084] 值 $R_{\text{tooth}}(\lambda)$ 不直接通过颜色测量和映射装置 40 测量, 而可以利用从样本集的分析得到 (例如如前所述利用 PCA 得到) 的混合系数来获取。

[0085] 从颜色测量和映射装置 40 获取的光谱反射系数测量结果能够用来根据等式 (4) 在具有已知光谱能量分布的任何照明条件下计算用于牙齿的颜色三色刺激值。将该程序应用于牙齿和阴影匹配标签两者将产生两组三色刺激值, 能够从这两组三色刺激值发现最佳的匹配。可替代地, 三色刺激值可以转换为不同的视觉颜色空间, 如 CIELAB 或 HSV 颜色空间, 用于发现牙齿与阴影匹配标签之间最紧密的匹配。

[0086] 已经针对单色宽带传感器阵列描述了上面的方法。如果在每个 LED 或其他照明源被激励时传统的 RGB 彩色传感器阵列用来提供信号, 则也可以使用相同的方法。在 RGB 彩色传感器的情况下, 能够使用具有对于特定 LED 照明的最高信号等级的颜色信道。如果传感器的所有三个信道都用于每个 LED 照明, 则测量的图像数据值将从三个颜色信道的信号的组合 (例如加权和) 获得。

[0087] 利用本发明的实施例, 简化了获取牙齿表面的光谱光度测量颜色映射的任务, 并且相比于传统的替代方法显著地降低了提供该数据的成本。应用本发明的变换矩阵的结果是, 仅仅需要少量的测量以便获得高度精确的颜色数据。已经发现来自使用仅仅三个或四个 LED 的照明的测量在很多口腔内成像应用中足以用于颜色阴影映射。

[0088] 应当注意, 图 6A 和 6B 的序列允许在一组观察发光体条件中的任何一个下进行颜色映射。所收集的光谱反射系数映射数据能够用来计算与任何观察光源 (包括白炽光、荧光、自然光或日光, 或者其他光源) 最佳匹配的颜色。因此, 例如, 在牙医的办公室获取的光谱反射系数映射数据能够用来确定对于在自然光 (日光) 下观察的假体、或在舞台照明下观察的假体 (如对于模特或表演者)、或在办公室环境中的荧光照明下或其他照明条件下观察

的假体的最佳匹配颜色。这是本发明的方法相比于早期的 RGB 和比色测定方法的优点,在 RGB 和比色测定方法中,颜色映射和颜色匹配受限于在进行颜色测量时使用的具体照明条件,这些照明条件可能与对病人最重要的照明条件非常不同。

[0089] 从图 6A 和 6B 的过程获得的信息能够以多种方式来存储和使用。所生成的视觉颜色值能够例如被直接用来提供用于显示的映射,或者能够以某种方式来编码并存储在存储器中。光谱反射系数值能够与其他牙齿图像数据相关联,并且提供给牙科实验室或其他设施,精确的颜色特性化描述对牙科实验室和这些设施是有用的。

[0090] 应当注意,图 6A 和 6B 中描绘的方法在一个实施例中对牙齿图像的每个像素获取多个测量。这可能是大小可调的量的数据,但是逐像素地提供牙齿图像的光谱内容的完全特性化描述。对牙齿图像收集的数据是非同质异性的,因此消除了不理想的照明依赖性效果,在使用传统的比色测定、RGB 或视觉匹配系统用于颜色匹配时,这种照明依赖性会折损颜色数据。

[0091] LED 作为根据本发明的用于获取光谱反射系数数据的光源是有利的。在优选实施例中,LED 在小于大约 40nm 的波长范围内发射其大部分光。在一个实施例中,LED 源关于其相应的波长带基本不重合,使得任何到相邻波长带中的光泄漏都是可以忽略的。其他类型的窄带光源可以替代性地用来提供反射系数测量所需的照明。替代类型的光源包括来自例如宽带光源(诸如,灯)的过滤光。在图 3 的示例中示出了 4 个 LED。通常,应当使用具有不同波长的至少三个光源。

[0092] 由于本发明的装置和方法提供光谱反射系数值的映射,因此与使用传统的比色测定或基于 RGB 的测量方法所能获得的相比,其促进了关于牙齿真实颜色的精确信息。由于光谱反射系数含有完整的颜色信息,与发光体无关,所以获取的颜色数据不由于同质异性而有误差。通过使用 LED 或其他小的光源,在无需光栅或其他装置的情况下,本发明的装置能够以紧凑的形式低成本地包装。例如,颜色测量和映射装置 40 能够包装成口腔内照相机。

[0093] 参考目标 28 可以是任何适当类型的参考物体,如色标,用于提供用于颜色成像的参考图像。可以使用白色或灰色色标,以及具有统一的光谱内容的某种其他色标。目标 28 被单独地成像,或者可以在牙齿旁边定位,在传感器阵列 44 的成像视场内大约等距地相距,例如定位在固定位置,或者可以枢转到位,例如通过激励致动器,用于根据成像循环所需地进行参考成像。

[0094] 使用大量计算功能,诸如用于例如获取三色刺激值以及用于存储和显示结果。应当注意到,这些功能可以由控制逻辑处理器 38 提供,控制逻辑处理器 38 设有本发明的颜色匹配和映射装置或者配置成与其交互。存储的指令例如将处理器逻辑电路配置成执行上述颜色映射数据存取、计算以及输出功能。多种类型的控制逻辑处理器装置(如专用计算机工作站、个人计算机、或者使用专门的数据处理部件(如数字信号处理部件)的嵌入式计算系统)中的任何一种都可以用于计算功能。控制逻辑处理装置访问电子存储器,用于数据存储和检索。还可以设置可选的显示设备用于显示颜色匹配和颜色映射结果。

[0095] 本发明的方法和装置使用传感器阵列 34 作为检测器以获取具有高度精确的颜色信息的映射。该部件可以包括多个 CMOS 或 CCD 传感器的布置,一般是一个像素分配一个传感器。在一个实施例中,使用宽带单色传感器阵列。然而,也可以使用配置成用于 R、G、B 颜

色感测或配置用于某种其他颜色空间特性的传感器阵列。本发明中获取光谱反射系数数据的方法可以类似地应用于这种装置,如前面已经论述的。应当注意,像素间距可以对于颜色匹配而不同,使得传感器阵列 44 中的多个传感器位置被聚集或集群在一起,以便例如获得平均值。由于本发明的颜色测量装置使用成像传感器阵列,所以用于传统的口腔内颜色成像的相同装置能够配置成用于成像和颜色测量两个操作模式。参照图 3 的示意性框图,例如,颜色成像能够通过改变来自照明装置 24 的照明的图案、传感器阵列 34 的解析度以及从控制逻辑处理器 38 提供的颜色处理来执行。模式开关(未示出)或者从操作人员接口发出的模式控制命令被设置为将装置 40 的操作模式设定为用于传统的成像或用于这里描述的牙齿颜色映射。

[0096] 本发明的照明装置 24 在一个实施例中使用多个彩色 LED。然而,也可以替代性地使用能够提供多色照明的其他光源,包括其他类型的固态光源或更传统的灯或配备有滤色器的灯。

[0097] 需要颜色测量和映射装置 40 的初始和周期性校正,以弥补部件老化和偏差,使得照明源 12 中的每个 LED 的特征被保持且定期地更新。

[0098] 本发明公开了以下技术方案:

[0099] 1、一种生成用于牙科物体的颜色映射的方法,所述方法至少部分地由控制逻辑处理器执行,所述方法包括:

[0100] 根据用于牙齿的统计有效采样的一组光谱反射系数数据生成变换矩阵;

[0101] 在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向所述牙科物体,一次一个波长带;

[0102] 对成像阵列中的多个像素中的每个获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每个的图像数据值;

[0103] 应用所述变换矩阵,从而通过根据获取的图像数据值以及根据在所述至少第一、第二和第三波长带下从参考物体获取的图像数据值对所述多个像素中的每一个生成一组视觉颜色值来形成颜色映射;以及

[0104] 将所述颜色映射存储在计算机可存取电子存储器中。

[0105] 2、根据第 1 技术方案所述的方法,其中,引导照明包括激励一个或多个 LED。

[0106] 3、根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述成像阵列是 CMOS 或 CCD 传感器阵列。

[0107] 4、根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述成像阵列是宽带或单色传感器阵列。

[0108] 5、根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述成像阵列是彩色传感器阵列。

[0109] 6、根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述参考物体在与所述牙科物体相同的图像内获得。

[0110] 7. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述参考物体获取为与所述牙科物体的图像分开的图像。

[0111] 8. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述参考物体是与口腔内成像装置相关联的测试色标。

[0112] 9. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述参考物体是作为独立目标的测试色标。

[0113] 10. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,所述牙科物体取自由牙齿、颜色匹配色

标、牙科假体和牙科材料构成的组。

[0114] 11. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

[0115] 通过对用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据应用主成分分析来生成多个混合系数;

[0116] 通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的元素的一组图像样本测量,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;以及

[0117] 利用最小二乘法拟合在所述多个混合系数与所述一组图像样本测量之间形成所述变换矩阵。

[0118] 12. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

[0119] 从用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据生成一组三色刺激值;

[0120] 通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的牙齿的测量样本集,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;

[0121] 通过对所述测量样本集应用主成分分析来生成多个混合系数;以及

[0122] 利用最小二乘法拟合在所述多个混合系数与所述一组三色刺激值之间形成所述变换矩阵。

[0123] 13. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

[0124] 从用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据生成一组三色刺激值;

[0125] 通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的牙齿的测量样本集,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;以及

[0126] 利用最小二乘法拟合在所述一组三色刺激值与所述测量样本集之间形成所述变换矩阵。

[0127] 14. 根据第 1 技术方案所述的方法,其中,生成所述变换矩阵包括:

[0128] 从用于牙齿的统计有效采样的所述一组光谱反射系数数据生成一组三色刺激值;

[0129] 通过在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向每个牙齿来获取用于牙齿的统计有效采样中的牙齿的测量样本集,一次一个波长带,以及在成像阵列中的多个像素中的每一个处从每个牙齿获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值,其中所述一组图像样本测量在与所述一组光谱反射系数数据相同的位置处获取;

[0130] 通过添加所述图像样本测量中的一个或多个的变换值来生成图像样本测量的扩

展集 ; 以及

[0131] 利用最小二乘法拟合在生成的一组视觉颜色值与扩展的测量样本集之间形成所述变换矩阵。

[0132] 15. 根据第 1 技术方案所述的方法, 其中, 所述牙科物体是第一牙科物体, 并且所述方法还包括从电子存储器中检索用于所述第一牙科物体的颜色映射、生成用于第二牙科物体的颜色映射、以及将所述第一牙科物体和所述第二牙科物体的相应颜色映射作比较。

[0133] 16. 根据第 11 技术方案所述的方法, 其中, 生成所述一组视觉颜色值还包括生成用于所述多个像素中的每个的光谱反射系数数据以及根据观察发光体的光谱分布值计算用于所述多个像素中的每个的一组视觉颜色值。

[0134] 17. 根据第 1 技术方案所述的方法, 其中, 生成的视觉颜色值是三色刺激值、CIELAB 值、HSV 值或者标准颜色空间中的其他值。

[0135] 18. 根据第 14 技术方案所述的方法, 其中, 所述图像样本测量的变换是多项式。

[0136] 19. 根据第 14 技术方案所述的方法, 其中, 所述图像样本测量的变换值利用具有在 $[0.3-.04]$ 的范围内的指数的简单指数定律来计算。

[0137] 20. 一种获取用于牙科物体的颜色映射的装置, 包括:

[0138] 照明装置, 其能够被激励, 以将至少第一、第二和第三波长带中的照明以一次一个波长带的方式引导向所述牙科物体;

[0139] 单色图像传感器阵列, 其具有在至少所述第一、第二和第三波长带上的宽的光谱响应, 相对于光学系统布置并且能够被致动, 以在每个照明波长带下捕捉所述牙科物体的图像, 从而形成所述牙科物体的一组图像;

[0140] 参考目标, 其设置在所述光学系统的物体场内并且相对于所述图像传感器阵列基本对焦; 以及

[0141] 控制逻辑处理器, 其与所述照明装置和单色图像传感器阵列操作性地连接, 并且响应于存储的指令以激励所述照明装置顺序地提供所述至少第一、第二和第三波长带, 并且进一步地响应于存储的指令以在每个波长带下捕捉并存储图像, 从而对每个像素计算图像数据值, 并且根据光谱反射系数数据的样本集以及根据来自所述样本集的测量图像值生成和存储颜色映射。

[0142] 21. 根据第 20 技术方案所述的装置, 其中, 所述装置是口腔内照相机的形式。

[0143] 22. 一种生成用于牙科物体的颜色映射的方法, 所述方法至少部分地由控制逻辑处理器执行, 所述方法包括:

[0144] 根据用于牙齿的统计有效采样的一组光谱反射系数数据生成变换矩阵;

[0145] 在至少第一、第二和第三波长带上将照明引导向所述牙科物体, 一次一个波长带;

[0146] 对成像阵列中的多个像素中的每个获取对应于所述至少第一、第二和第三波长带中的每个的图像数据值;

[0147] 通过根据生成的变换矩阵以及根据在所述至少第一、第二和第三波长带下从参考物体获得的图像数据值处理用于所述至少第一、第二和第三波长带中的每一个的图像数据值对所述多个像素中的每一个生成光谱反射系数数据;

[0148] 通过根据对所述多个像素中的每一个生成的光谱反射系数数据值以及根据观察

发光体的光谱分布值重建所述牙科物体的视觉颜色来形成所述颜色映射 ;以及

[0149] 将所述颜色映射存储在电子存储器中。

[0150] 23. 根据第 22 技术方案所述的方法,还包括将生成的光谱反射系数数据存储在所述电子存储器中。

[0151] 部件列表

[0152] 10 成像装置

[0153] 12 照明源

[0154] 14b、14g、14r、14y LED

[0155] 18 捕捉装置

[0156] 20 牙齿

[0157] 22 颜色重建装置

[0158] 24 照明装置

[0159] 28 参考目标

[0160] 30 成像装置

[0161] 32 透镜

[0162] 34 传感器阵列

[0163] 36 颜色校正变换

[0164] 38 控制逻辑处理器

[0165] 40 颜色测量和映射装置

[0166] 44 传感器阵列

[0167] 50 基于统计的变换矩阵

[0168] 52 反射系数曲线

[0169] 54 主成分分析

[0170] 56 主成分

[0171] 60 混合系数

[0172] 62 测量的图像数据

[0173] 63 XYZ 值

[0174] 64 主成分分析(PCA)

[0175] 66 主成分

[0176] 70 混合系数

[0177] 72 变换矩阵

[0178] 74 变换矩阵

[0179] 76 变换矩阵

[0180] 78 最小二乘法拟合程序

[0181] 200 视觉颜色值

[0182] 210 测量的图像值

[0183] S100 生成变换矩阵步骤

[0184] S110 照明步骤

[0185] S120 图像捕捉步骤

- [0186] S130 获取值步骤
- [0187] S160 步骤
- [0188] S170 数据生成步骤
- [0189] S174 获取视觉颜色值步骤
- [0190] S180 值提取步骤
- [0191] S190 存储步骤
- [0192] $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 、 $\lambda 4$ 波长带
- [0193] P 像素

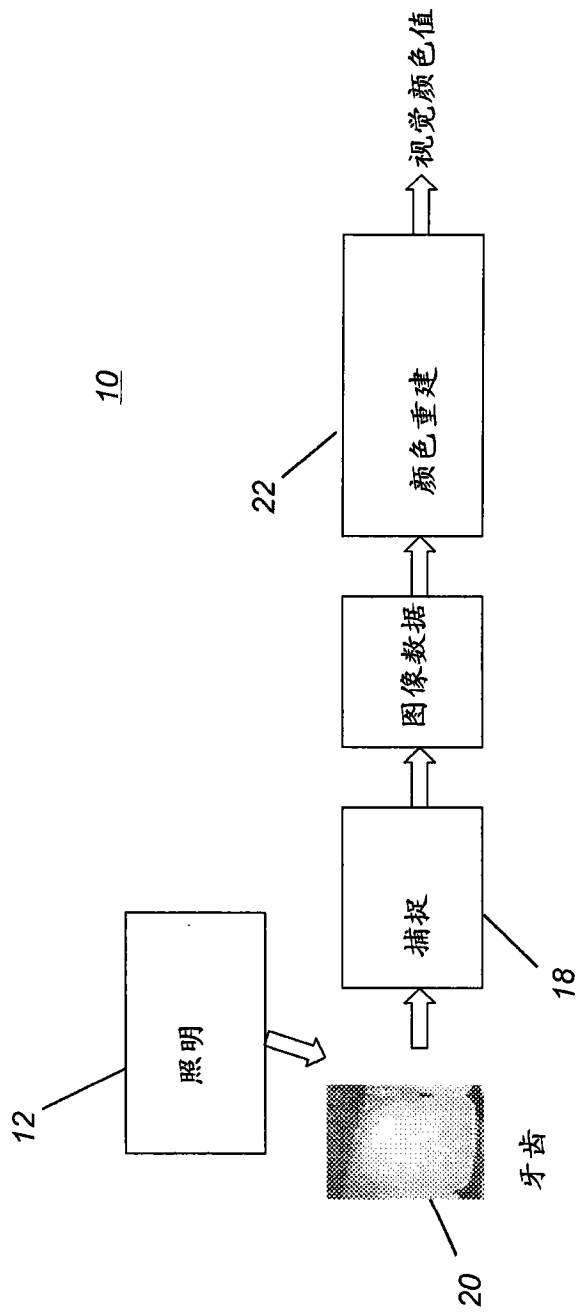


图 1(现有技术)

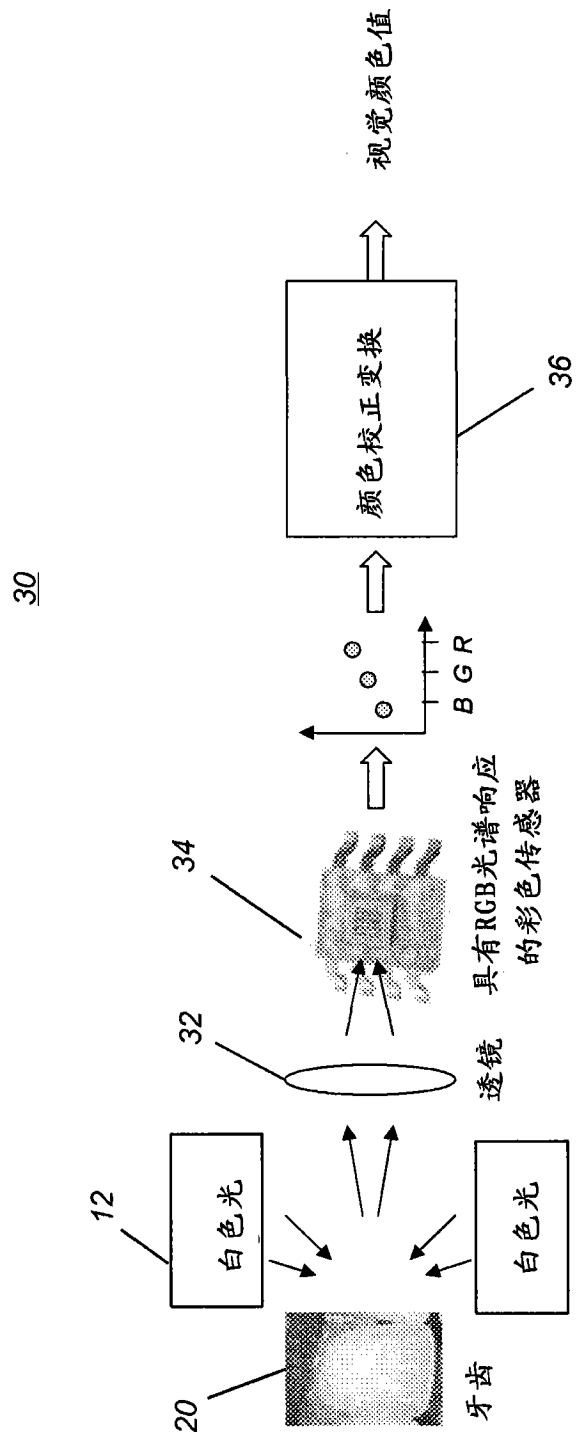


图 2(现有技术)

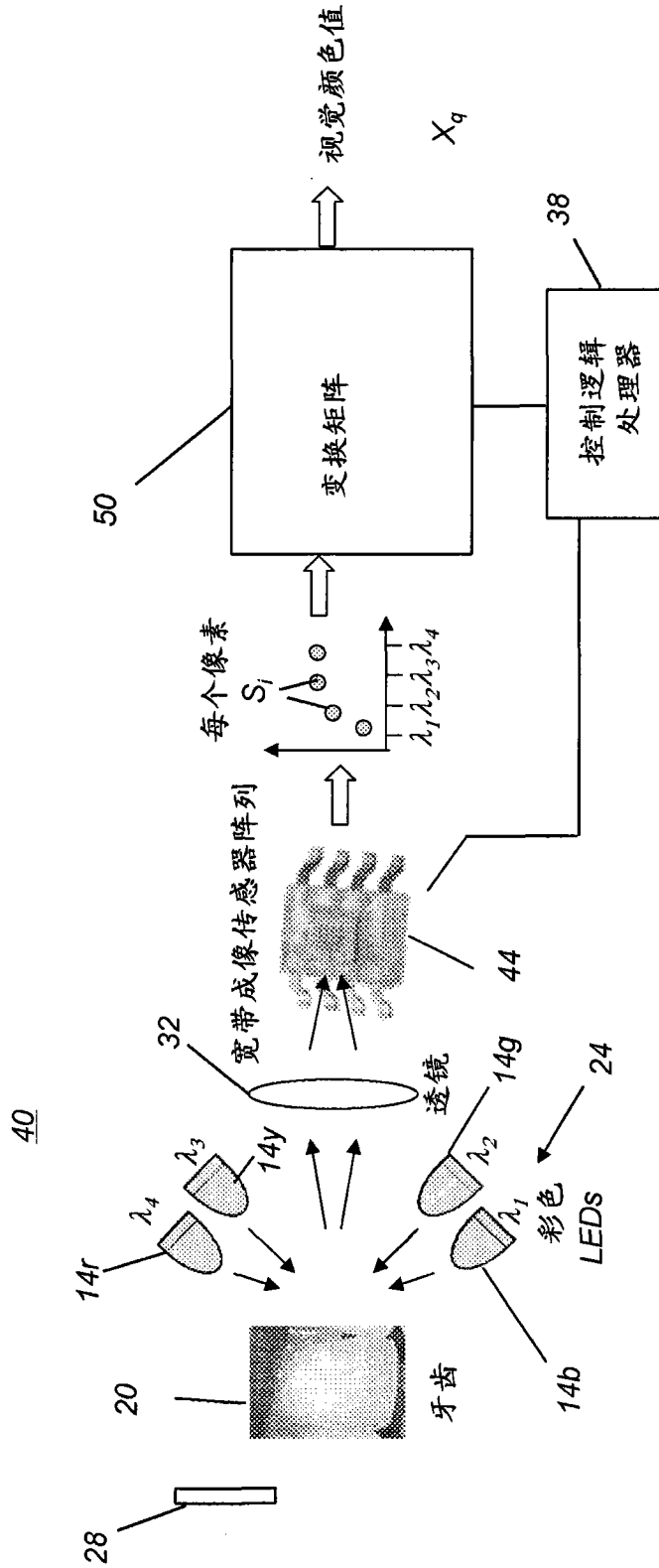


图 3

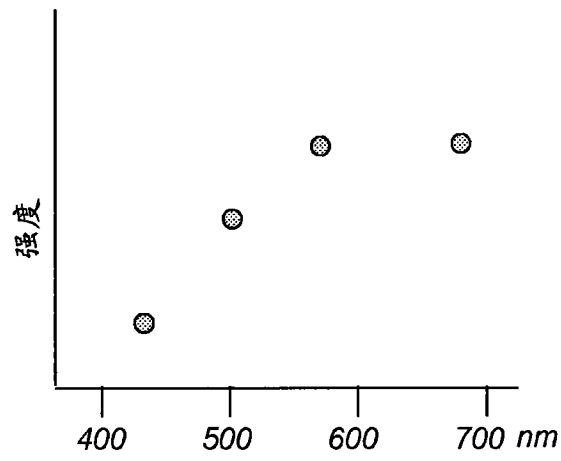


图 4A

LED 光谱特性

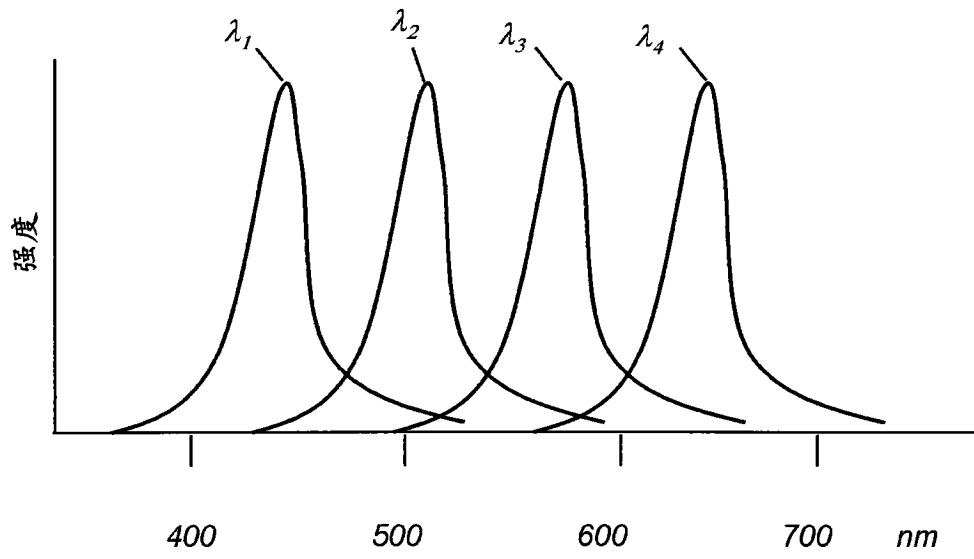


图 4B

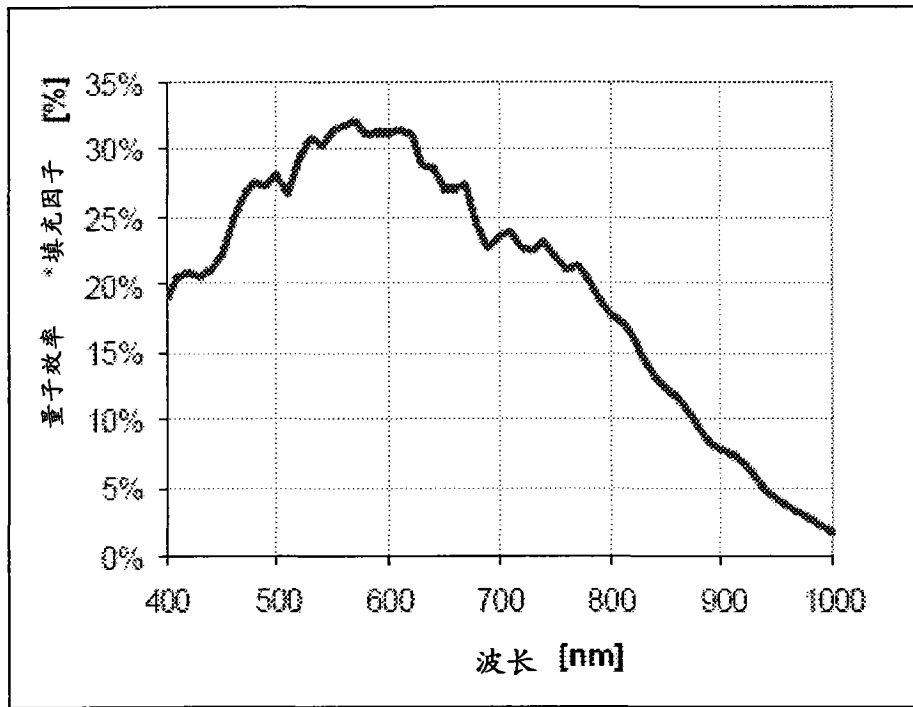


图 4C

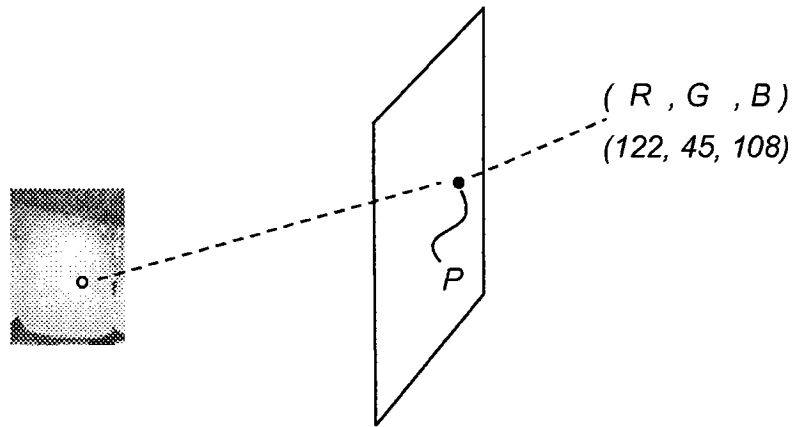


图 5A(现有技术)

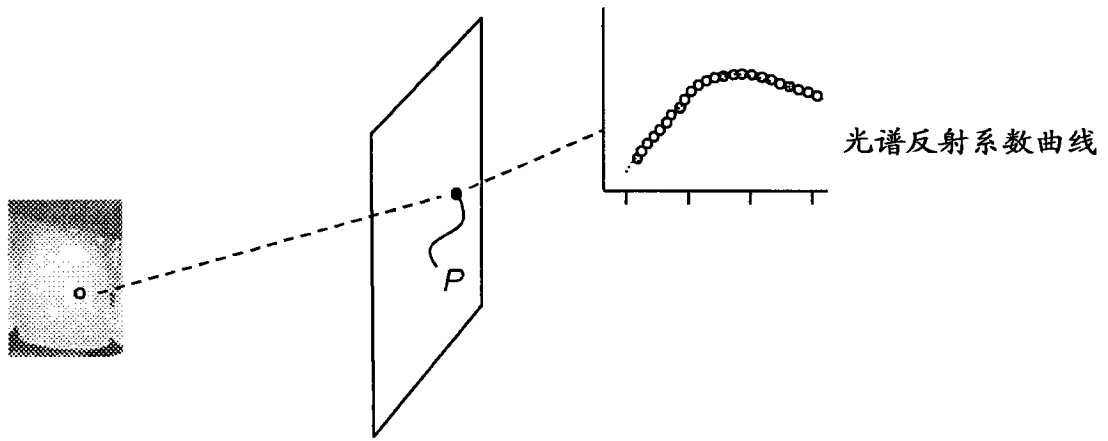


图 5B

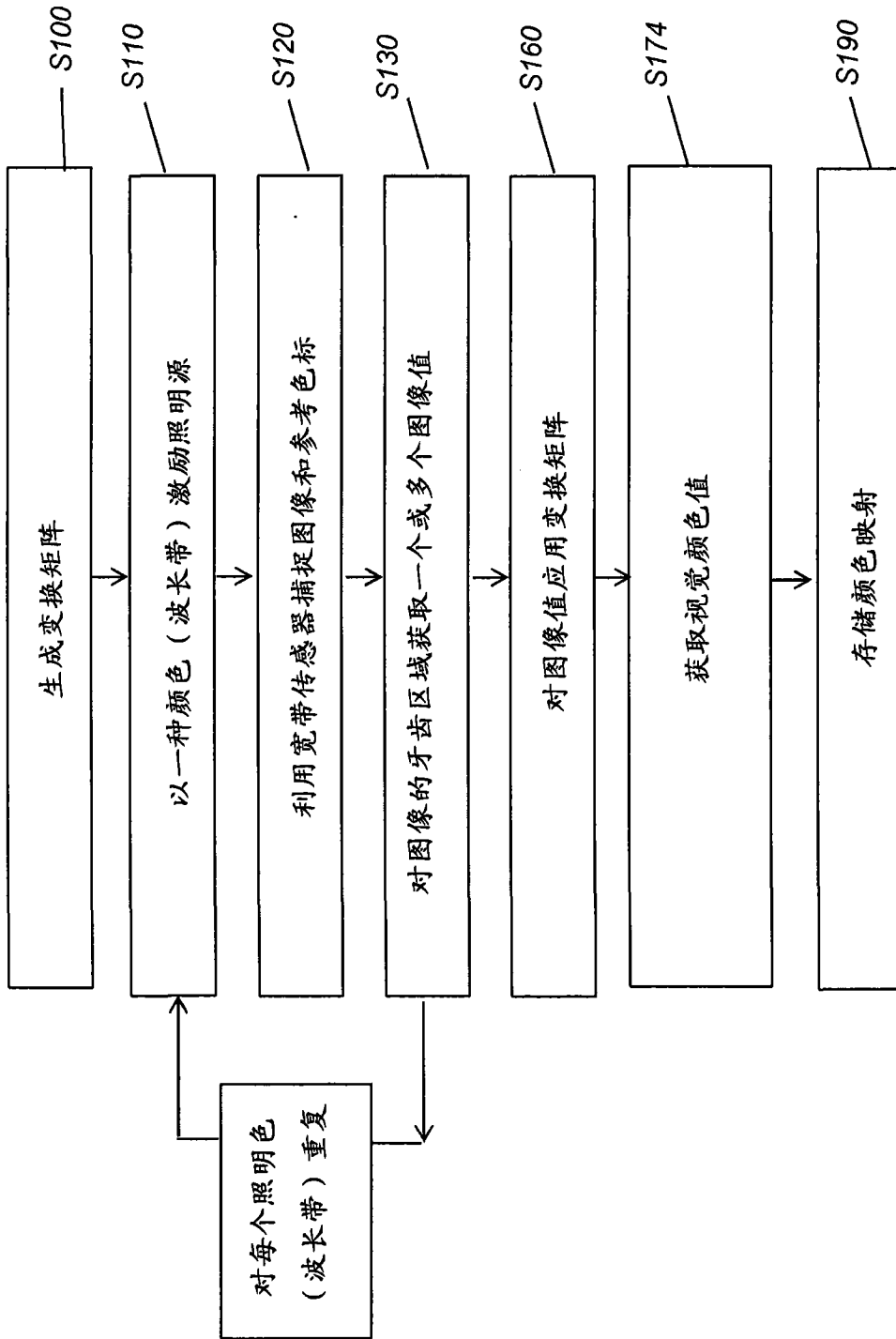


图 6A

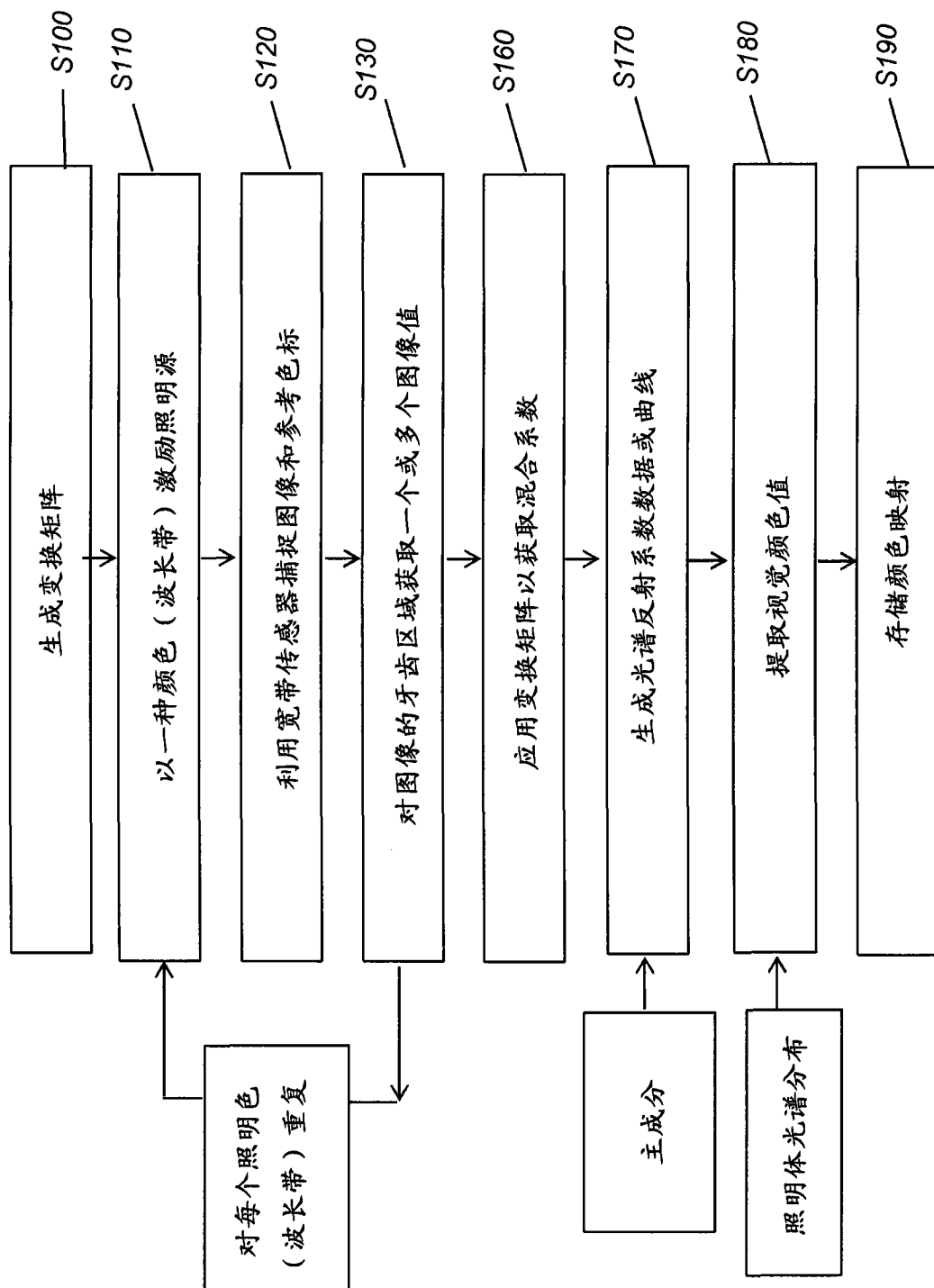


图 6B

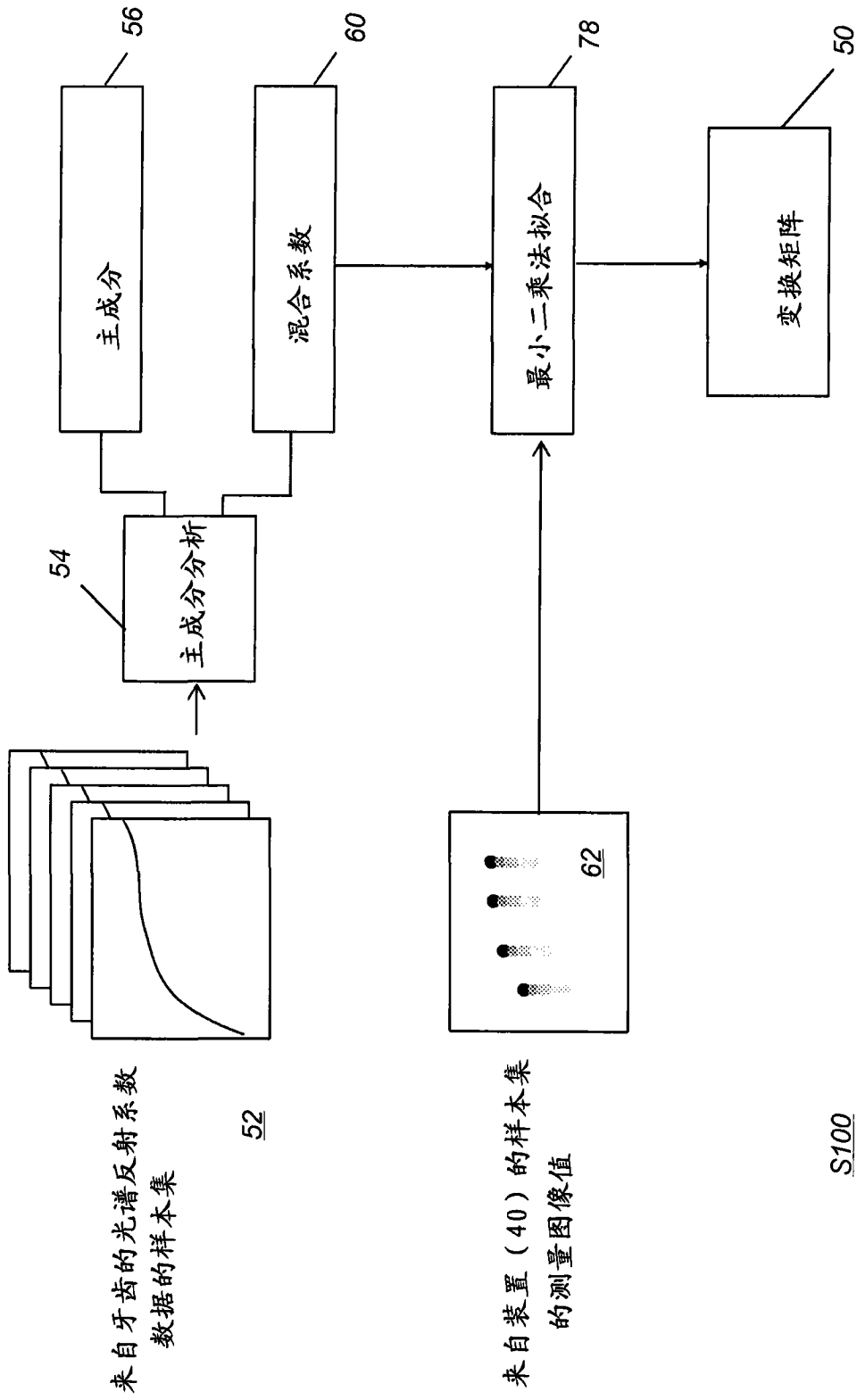


图 7

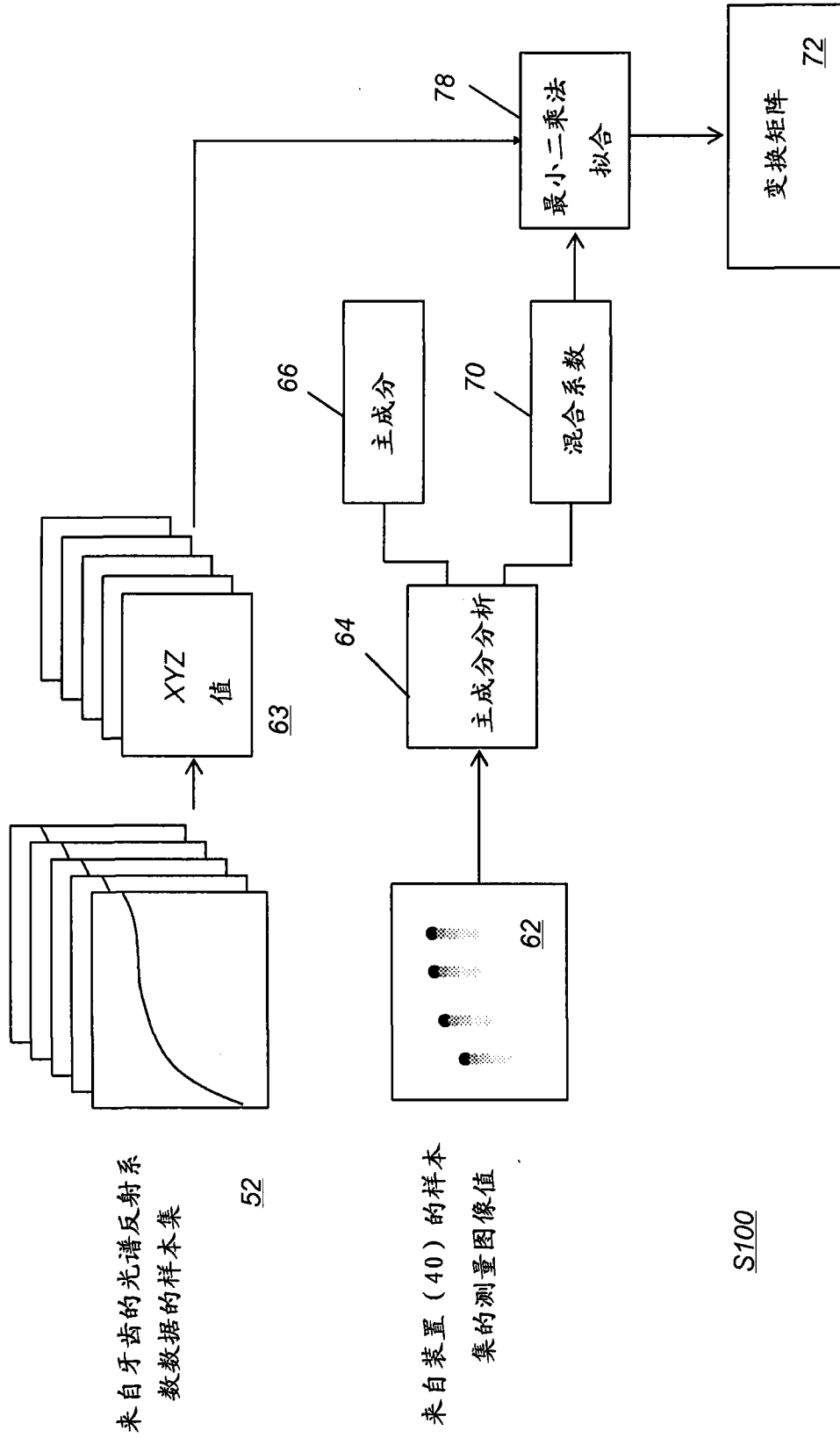


图 8

S100

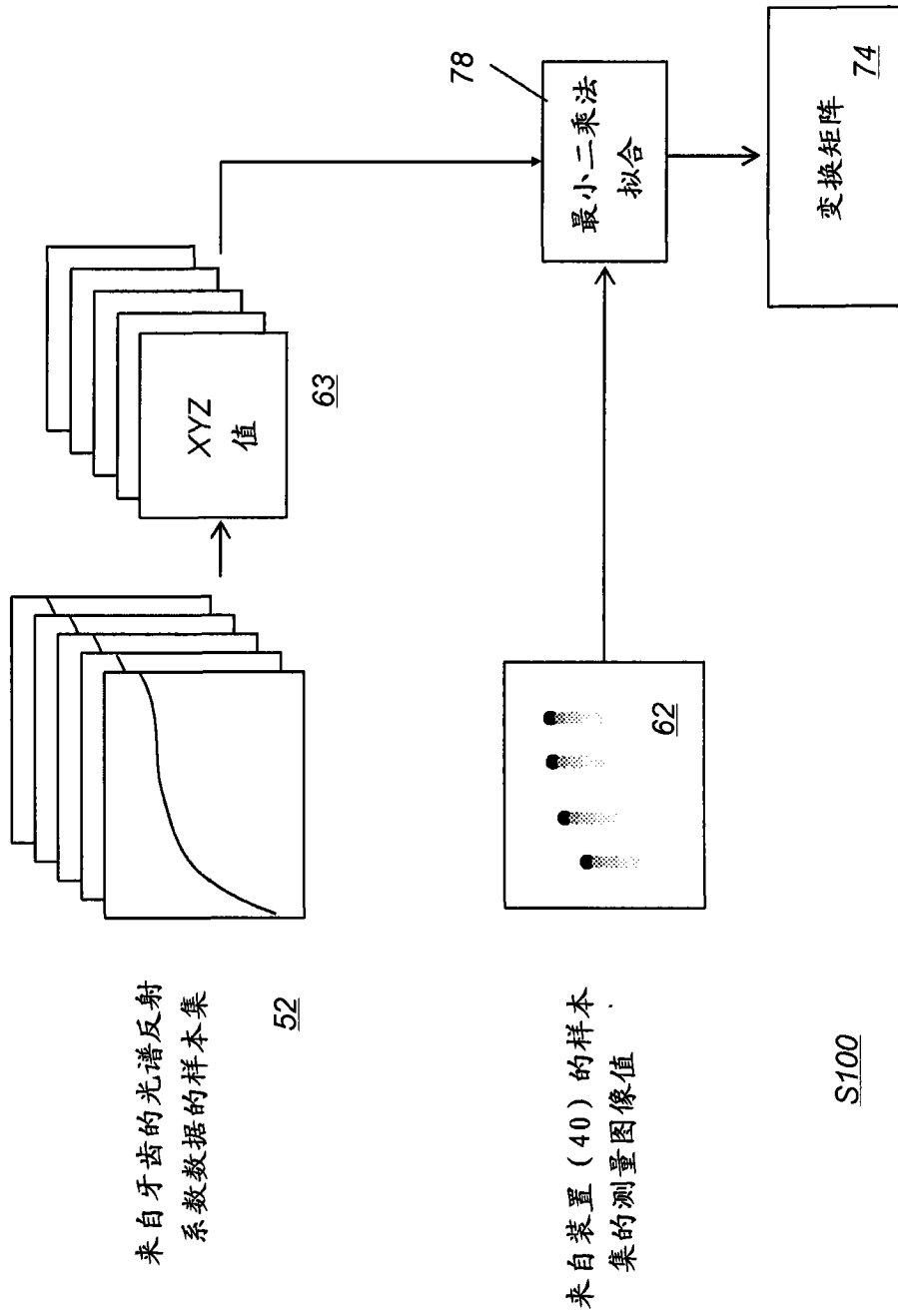


图 9

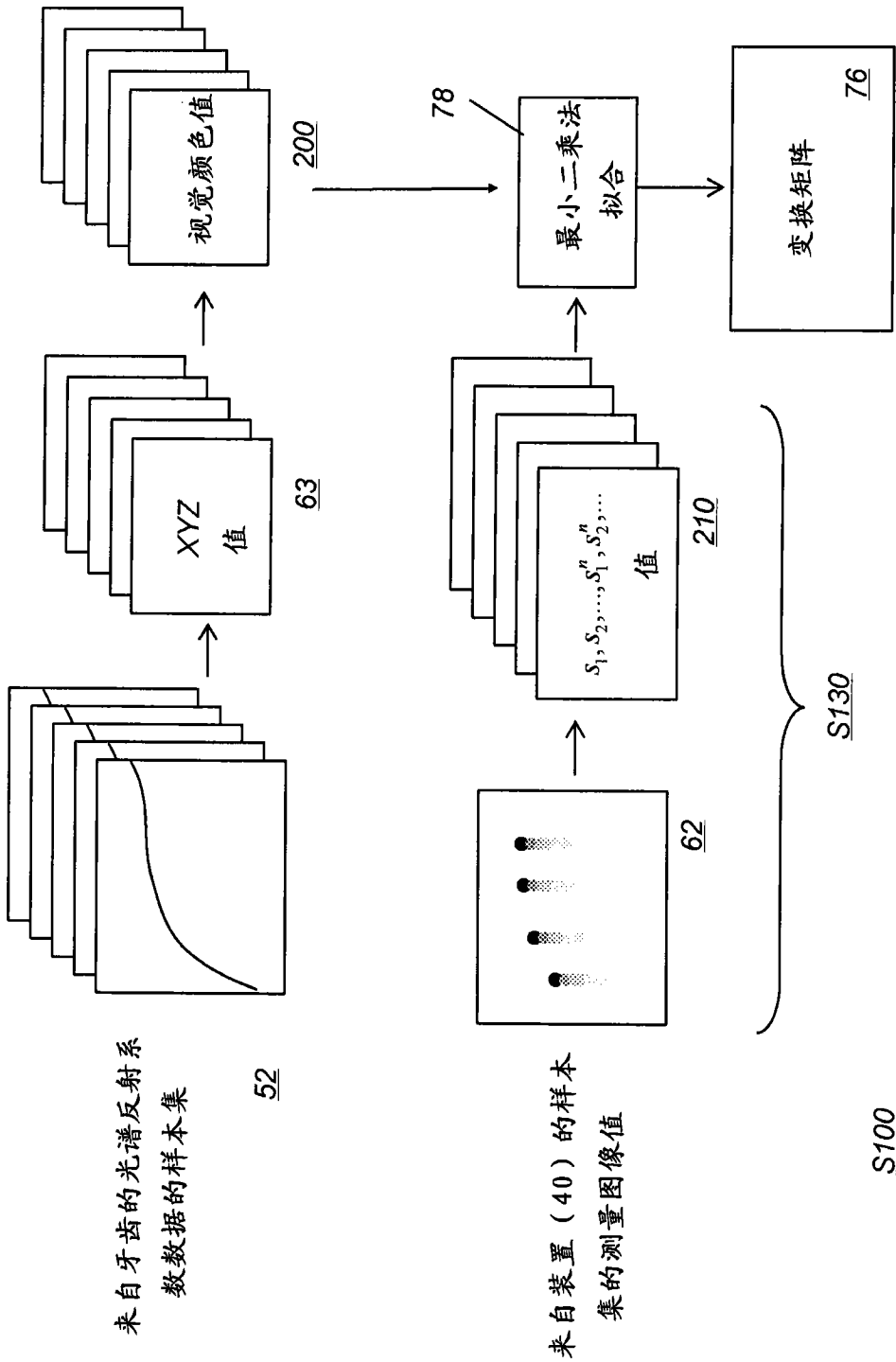


图 10