



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103153167 A

(43) 申请公布日 2013.06.12

(21) 申请号 201180035409.1

(22) 申请日 2011.06.08

(30) 优先权数据

1054483 2010.06.08 FR

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013.01.18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/FR2011/051300 2011.06.08

(87) PCT申请的公布数据

W02011/154656 FR 2011.12.15

(71) 申请人 弗朗索瓦·迪莱特

地址 法国奥德弗勒里塔黑兰城堡

(72) 发明人 弗朗索瓦·迪莱特

(74) 专利代理机构 杭州天正专利事务所有限公司 33201

代理人 王兵 俞慧

(51) Int. Cl.

A61B 1/24(2006.01)

A61B 5/107(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

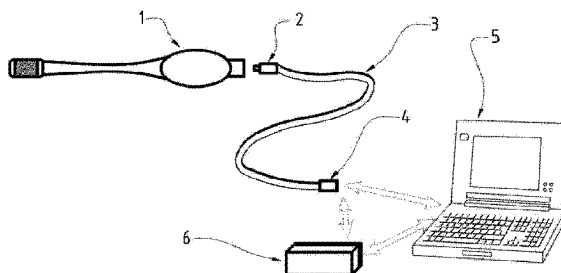
权利要求书1页 说明书15页 附图10页

(54) 发明名称

三维暂存光学彩色图像摄取装置

(57) 摘要

用于牙科领域的光学彩色图像的三维暂存测量装置,包括不使用结构光的三维牙科图片摄取装置,包括:一个立体摄像机,包括至少两个位于预定位置的 CCD 或 CMOS 色彩传感器,基于其复位速度和读取速度,可以连续记录图像,和进行静态或动态图像读取;一个具有预置的固定焦距的光学系统,将手术现场的显示数据保真地传输到所述的传感器;一个用于照亮图像所摄取区域的 LED 照明系统;一个设置在所述的传感器上或传感器后的电子控制系统,用于控制所述的传感器和所述的用于照亮图像所摄取区域的 LED;传感器分布在齿弓的全部或局部以便一次曝光摄取一个图像,避免临床手术者扫描病人的齿弓,传感器的以一种光学图像托盘的方式分布,在一次曝光中获取完整的齿弓图像。



1. 一种用于牙科领域的光学彩色图像的三维暂存测量装置,包括不使用结构光的三维牙科图片摄取装置,还有:

一个立体摄像机,包括至少两个位于预定位置的 CCD 或 CMOS 色彩传感器,基于其复位速度和读取速度,可以连续记录图像,和进行静态或动态图像读取;

一个具有预置的固定焦距的光学系统,将手术现场的显示数据保真地传输到所述的传感器;

一个用于照亮图像所摄取的区域 LED 照明系统;

一个设置在所述的传感器上或传感器后的电子控制系统,用于控制所述的传感器和所述的用于照亮图像所摄取区域的 LED;

所述的电子控制系统包括:

一个用于收集、储存和组织从所述的传感器获取的数据的中央控制单元;

一个用于控制所述的 LED 的卡,受控于所述的中央控制单元;

所述的传感器分布在齿弓的全部或局部以便一次曝光摄取一个图像,避免临床手术者扫描病人的齿弓,所述的传感器的以一种光学图像托盘的方式分布,以便在一次曝光中获取完整的齿弓图像。

2. 如权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述的 LED 分布于所述的图像托盘,并共同或单独受控于电子控制系统。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的装置,其特征在于:所述的电子控制系统包括:

一个能够在 USB 或电池上应用的标准补充卡;

一个设置在相机内的小型记忆卡,用于储存图像并将图像转发到电脑。

4. 如权利要求 1-3 之一所述的装置,其特征在于:包括三个围绕被观察物体、按照相同方式和公知几何形状安装的传感器,定焦透镜沿中央光轴设置在每个传感器前,所述的被观察物体之间具有公知的空间定位方式,所述的透镜的光轴线与传感器的视界的轴线共线,有三个图案形成的路径,每个传感器对应一个图像获取路径。

5. 如权利要求 1-3 之一所述的装置,其特征在于:包括两个围绕被观察物体、按照相同方式和公知几何形状安装的传感器,定焦透镜沿中央光轴设置在每个传感器前,所述的被观察物体之间具有公知的空间定位方式,所述的透镜的光轴线与传感器的视界的轴线共线,有三个图案形成的路径,每个传感器对应一个图像获取路径。

6. 如权利要求 4 或 5 所述的装置,其特征在于:所述的 LED 具有预定的波长以便凸出自然或人为的标记,所述的 LED 在摄取图像前发出互补色。

7. 如权利要求 4-6 之一所述的装置,其特征在于:在传感器前方的每个聚焦图像的透镜周围布置有 LED。

8. 如权利要求 4-7 之一所述的装置,其特征在于:LED 组合由白色 LED 和预定波长的 LED 组成,以便测量是以自然光进行,而非人工光。

9. 如权利要求 1 或 2 所述的装置,其特征在于:包含一个与传感器和 LED 联系的微反射镜。

10. 如任一在先的权利要求所述的装置,其特征在于:光学系统包含至少一个内窥镜。

三维暂存光学彩色图像摄取装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种记录人体表面的数立方厘米范围的三维暂存光学图像的新装置，用于保证图像结构完整性，适用于牙科领域获取口腔内的图片，也适用于作为诊断的辅助手段，包括一个小型化的立体声系统，该立体声系统与一个或几个电子 CCD 或 CMOS 光传感器连接，该光传感器能够在用一个若干个光波长的 LED 特别调制的光线下，在无需在牙齿或牙龈表面设置涂层的情况下，测量反射面或朗伯均匀表面；一个中央数模数据控制和转换单元；还有光谱和运动分析软件，用反射或全谱或由适当选择波长的 LED 组成的选择性的透射来协助诊断，而无需丝毫机械、光学或光电扫描。

背景技术

[0002] 为了诊断或修复而摄取光学图像的方法首先在 1973 年在一篇名称为《光学造像》的硕士学位论文中得到描述。他用这个名称申请了第一份关于口腔光学造像的专利，有关专利号是 U. S. 4, 663, 720 和 U. S. 4, 742, 464, 和 U. S. 4, 611, 288 和 U. S. 5, 092, 022。申请人还在专利申请 FR84. 05173 中建议通过投射口罩获取牙科和药物学上的光学图像，在专利申请 U. S. 4, 952, 149 中提出在圆锥投影中扫描轮廓仪相，在 W094/00074 中提出了通过 LED 动态操作的方法。

[0003] 1982 年多篇论文涉及在假肢的建模和加工中通过在平行投射中用轮廓仪扫描获取光学图像。

[0004] 所有这些工作和发明引发了许多实际应用，和超过 20 个商用系统。

[0005] 从 2000 年以来，不同的解决方案陆续出现，不是在嘴里，而是用传统方法在嘴里取得的图像制作塑料模型，例如美国专利 U. S. 7, 399, 181，或者用立体光刻支架的模型，例如美国专利 U. S. 10, 726, 257。除了用节点和框架的投射模型的扫描的牙医系统之外的其他技术方案也出现了，例如美国专利 U. S. 7, 335, 876。

[0006] 在正牙学的领域出现了使用光学图像的其他技术提案，如美国专利 U. S. 7, 361, 018 所示。在这些系统的基础上发展出商业化的应用系统，如果下列美国专利描述的：U. S. 7, 361, 017, U. S. 7, 393, 208, or U. S. 6, 318, 994, U. S. 6, 802, 713, U. S. 11, 405, 972。

[0007] 能够发现，所有这些系统几乎都不能送进嘴里，原因如下：

[0008] - 扫描太慢，扫描过程长的，每个牙齿的扫描需要 2 分钟，最快的也需要 2 秒；

[0009] - 仪器要求相机与拍摄物体相对定位，这会要求固定相机和病人的头部；

[0010] - 位移机构复杂而不精确。

[0011] 除了上述缺点之外，所有这些扫描模型的实验室系统，都让牙医操作传统的图像，这种方式没有消除病人的不舒适和口腔制模的不精确，还要求业者将部件送往实验室。还有，技术员在依照图像制模时会增加额外的错误，这些错误相当大幅度地影响了扫描后他用于电脑辅助设计系统 (CAM) 的光学图像的精确性。

[0012] 现在，在嘴里操作的系统很罕见。所有的系统都用机械、光学或光电扫描测量表

面。这些方式可以分 3 类,一是用不可见光或蓝光进行平行投射,用轮廓仪的相位;二是用圆锥投射,以一百毫秒对红光或红外光条文进行扫描;最后,最近的系统在美国专利 U. S. 7, 372, 642 有描述。

[0013] 但是,所有这些由最近的专利申请人发展的口腔内的相机,有几个特别严重的缺点:

[0014] - 这些系统操作很复杂,校准很费劲;

[0015] - 电子系统复杂,使得其价格昂贵,容易损坏;

[0016] - 相机的特别昂贵,价格超过 3 万欧元;

[0017] - 这些相机粗笨,不便于使用。

[0018] 事实上,研究者发现这些相机在非常重要的原则上有若干严重的缺点。这些缺点是无法避免的,因为它们涉及这些方法的选择。

[0019] a) 所有的系统,无论是在嘴里,或在皮肤,或者在实验室的模型,无论它们是否使用皮肤科或眼科的 OCT (光学相干断层扫描) 光学系统,或者使用机械、光学、光电装置的表面扫描,虽然条纹或框架的扫描非常快,仍然会引起相机本身的移动,这种移动会引起图像模糊或寄生位移,导致图像整体或部分失效。

[0020] b) 这种扫描显著地限制了已经被宏观图像减少到几个立方厘米的景深。

[0021] c) 尽管被测对象表面的斑点不会被测量到,但是在物体表面的光线投射的变形能够被测到。这个特点要求开发者在牙齿上覆盖上一个白色层,称为“涂层”,涂层降低了测量精度。在用嘴里的相机时,这个情况经常被称为不精确和不方便。

[0022] d) 制造商必须用射线使牙齿半透明,例如用蓝光或紫外线。这是为什么近来的开发者建议使用氩气激光。这对使用者是有限制的,甚至对于病人是危险的。

[0023] e) 并且,即便不测量对象物,投射光线的任何扭曲,无论是一个斑点、一条线,还是光线的相位,毁掉了被测对象物的色彩、影子和度量之间的完美协调的希望。我们能够有的唯一的影子是投射光线的颜色。

[0024] f) 当用于牙科诊断时,从色彩的 3D 阅读到 2D 阅读变得不可能,因为代表条纹的光线的单色图像被覆盖了。

[0025] g) 最后,使用三维轮廓术或扫描的分析技术要求对同一地点摄取若干张图片,以提取第三维数据。这导致了第一张和最后一张图片之间的数据扭曲的风险,这种扭曲导致在比对和精度上的巨大错误。对于这类技术而言,移动通常是一个不利因素。

[0026] 最后,虽然测量一个牙齿是可能的,直接测量的是投射光线而不是被测对象本身,这种测量要求在读取数据过程中利用光源和光学器件的移动。如前所述,所有的系统的测量难以避免相机铺排和感测的光线的畸变的影响。

[0027] 需要注意,在皮肤科和眼科领域也有相同的应用。3D 阅读法是新近发展的技术,昂贵而复杂,这点如 OCT 仪器显示。这是为什么 2D 仪器应用的更加广泛的原因,它经济负担轻,尤其对皮下解剖研究和病理学扩展。

[0028] 现在应用的技术如下:

[0029] a) 视频皮肤镜由目前广泛使用的基本工具组成,允许有一个皮肤的放大图案。数字技术允许边拍摄数字照片,边记录,这样就便于跨时间的比较和诊所之间的情报交流。另一方面,该仪器提供辅助功能,例如使用不同波长的光源照皮肤,或者伤害的自动分级的图

案处理,或者自动提取 ABCD 分级标准。

[0030] 这样的仪器的价格仍然很高,尚未有寻求改善在临床检查中的诊断的研究。而且视频皮肤镜不提供身体深处的信息。

[0031] b) 超声波技术允许进行人体深处的无损伤检查。以 10 到 50MHz 的超声波可以进行深度为 12 毫米、轴向分辨力为 150 微米的探测。这个技术用于术前分析和转移性黑色素瘤的皮下研究,显示了优异的敏感度和针对性。但是,本技术仰赖于熟练的解读超声波图像的技能;另一方面,不像下文中的多光谱技术,它难以进行图像上加入提供信息的后处理。

[0032] c) OCT 技术基于干涉光技术,能够以良好的横向分辨度(15 μm 范围)对皮肤深度 3D 造像。另一方面,它可以进行实时造像,但是最大深度是 1.5-2 毫米,深度有限。采用这种技术的设备只有一种面市,对它的在黑色素瘤的诊断中的有效性的研究正在进行。虽然它很好地解决了实时造像,但是造像深度有限,没有临床资料;以交叉方式操作,难以实施,而且价格很贵。

[0033] d) 共聚焦显微镜以高分辨度对表皮和真皮乳头层提供三维造像,横向分辨度可达 1-2 μm ,轴向分辨度可达 3-5 μm 。它的主要缺点是深度有限,只有 200-500 μm 。

[0034] 这些设备的优点是分辨度高,能够很好地分辨黑色素瘤与痣,比单独的临床检查好。但是除了价格高昂之外,它们的造像深度太小。

[0035] e) 多光谱造像是今天最令人感兴趣的技术,因为它的方法简易并且性价比高。它确实是简单的造像技术:它假定皮肤按照层状构成,每一层包含不同比例的、称为发色体的物质,发色体各自有特征吸收光谱。皮肤的主要发色体是黑色素、胶原和血红蛋白。这种方法在研究黑色素瘤中非常重要,因为黑色素瘤会影响附近的皮肤层的黑色素产生或多或少的变化。

[0036] 为了获得发色体的足够的空间信息,多个(通常是 10 个)单色光灯一齐投射皮肤,再测量受影响皮肤的反射光的波长分布。以此获得皮肤深处的信息,并且可以实现损伤分级的自动化,获取 ABCD 的分级,确定发色体的比例数量。但是它只能深入皮肤深度的 2.5mm。这种设备的主要优点是技术,容易操作,自动化度高,对黑色素瘤和痣的分辨力高,比单独的临床诊断好。它的缺点是只能以二维方式进行,仍然太贵,造像深度不够。

[0037] 当然,还有其他皮肤病理学研究方法,比如 IRM, PET 扫描,双光子造影或太赫兹造影,但是它们的实施尚需时日,并且所得到的设备对于私营医院也太贵,降低成本仍然是需要追求的目标。

[0038] 最后,有一些用两个或三个传感器的医学立体检测术,它们通过三角定位法,能够发现第三维信息。使用双传感器的方法能够对确定的对象提供立体效果,但是由于用作参考基准的对象难以识别,这些方法的数学相关物很复杂并且昂贵。使用知道通常是必须的,由于瞄准距离和场地限制,对牙齿的测量被证明难以进行。

[0039] 同样地,三重造影系统将摄像机设置成等边三角形,这种设置有利于在简化三角形位置的同时提供确定第三维的有价值信息,但是结果仍然不能适应前文描述的牙科环境。确实,所有的系统都需要知道摄像机或者对象的相对位移。

[0040] 所有这些缺点导致了提供一种便宜的通用解决之道的批评。

发明内容

[0041] 本发明要克服前述现有技术的缺点,提供一种完全的口腔内的阅读单元,该单元能够快速甚至即刻进行三维阅读、色彩显示、后皮下区域的分析,以及能够实时将信息转换为二维显示,整个阅读过程以精确的数字化方式进行,无需在牙齿上加覆盖层。

[0042] 本发明所述的一种用于牙科领域的光学彩色图像的三维暂存测量装置,其特征在于:包括不使用结构光投射的三维牙科图片摄取装置,还有:

[0043] - 一个立体摄像机,包括至少两个位于预定位置的 CCD 或 CMOS 色彩传感器,基于其复位速度和读取速度,可以连续记录图像,和进行静态或动态图像读取;

[0044] - 一个具有预置的固定焦距的光学系统,将手术现场的显示数据保真地传输到所述的传感器;

[0045] - 一个用于照亮摄取图像的区域 LED 照明系统;

[0046] - 一个设置在所述的传感器上或传感器后的电子控制系统,用于控制所述的传感器和所述的用于照亮图像所摄取区域的 LED;

[0047] 所述的电子控制系统包括:

[0048] - 一个用于收集、储存和组织从所述的传感器获取的数据的中央控制单元;

[0049] - 一个用于控制所述的 LED 的卡,受控于所述的中央控制单元;

[0050] 所述的传感器分布在齿弓的全部或局部以便一次曝光摄取一个图像,避免临床手术者扫描病人的齿弓,所述的传感器的以一种光学图像托盘的方式分布,以便在一次曝光中获取完整的齿弓图像。

[0051] 当传感器被设置在读取数据区域之外时,光学系统可能是内窥镜;当传感器正对读取数据区域时,光学系统可能是简单的透镜系统。由此,系统可以非常简单,而在使用结构光的技术的系统就无法如此简单,它必须为投射光和反射图像各设一个管道。

[0052] 中央控制单元也能够将数据从模拟式转换为数字式。由于无需控制面具或条纹投影系统,中央控制单元可以减小到最低规模:仅仅控制一个彩色立体双画面的摄像头。

[0053] 控制卡能够按照执行程序触发一个特定的 LED。确实,LED 们被交替或一齐控制,或者按照程序设定的变化次序。

[0054] 所述的电子控制系统包括:

[0055] - 一个能够使用 USB 接口或电池的标准能源供应卡,应用于有线系统和无线系统两种情况,标准能源供应卡为照明供电,也为低功耗的内置元件供电。相机是第一个具备无线接口的。

[0056] - 相机内设有小型记忆卡,允许储存图片并以可移动介质将图片发送到电脑,无需 USB 接口。

[0057] 照明系统是各种波长或色彩的 LED 的混合,能够产生白光或日光,以便获得自然光或受激荧光的色彩显示。经过仔细选择的 LED 组合能够:

[0058] - 或者以日光显示受检测区域,称为白 LED。

[0059] - 或者,通过采用激励 LED,凸显确定的组织,例如用蓝光或长波紫外线显示矿物化组织,或者用荧光显示牙本质,这样就有了特别的光泽面。

[0060] - 或者,依靠选择的波长,显示确定的皮肤病理。特别是,各波长的穿透性与人体的病理有关联,这样通过仔细选择的区域进行扫描将清晰地显示眼睛看不见的东西。

[0061] - 或者允许辨识在被测量表面用人工光标识的控制点。

[0062] 同样的应用也可用于透视薄胶领域,例如在牙齿的沟,为手术者提供牙齿的面貌的视野。同样地,红光范围内的一种色彩,允许避免不利的唾液的影响,不像现行的方法。

[0063] 该仪器也包括一个标准电脑、便携电脑或桌面电脑,电脑带有程序和数据库控制和处理软件,该处理软件能够从屏幕显示上二维或三维的信息,复制出信息;也能够将测量数据以类似于 CAD/CAM 标准的形式传输到远端中心(互联网,无线网,以太网),也可以在配备语言翻译软件的情况下采用其他特殊的形式。在拥有小型化的计算单元前,在这台电脑中将安装三维复制和摄像控制软件。

[0064] 本发明涉及对身体小部分的小型化和动态立体色彩读取设备,带有 CCD 或 CMOS 像机、数模转换系统、中央控制单元、标准的或特殊的数据输出端口、用白光 LED 或特殊波长光谱 LED 照射后产生的接收信息的增益部件、一个无线连接器(例如 WiFi)或者一个自供电的 USB 端口,或一个电池供电接口或电线接头。

[0065] 本发明不仅为所有牙科诊所、也为假牙实验室以适宜病人的方式,提供了可负担的、便宜的解决以下问题的方案:

[0066] 特别地,本发明解决一下排列的问题:

[0067] 1) 由于执行装置,该设备便于制造,这使得它特别强。

[0068] 2) 因为所用电子元件,如 CCD 和 CMOS 的大规模普及,简单必然导致制造成本低廉,也导致售价低。

[0069] 3) 供电单元特别简单,能够装在适于连接各种电脑的 USB 端口,该电脑能够接受标准输出语言,例如 STL。

[0070] 4) 立体图像的操作是本发明的基础,它能够自我校正,避免了校准所需的时间,而使用结构光的现行方法就不是这样。

[0071] 5) CCD 或 CMOS 传感器在预定的空间位置在制造过程中被固定下来,避免了在使用过程中知道对象物和相机相对运动的需求,将对象物与相机不一致的难题简化为在分布图中的密度相关问题。

[0072] 6) 避免了结构光的测量畸变,允许对人体图像进行彩色加工。

[0073] 7) 可以对手工或自动选择人体部位分别进行彩色摄像,例如分别将牙齿和齿龈标识开来。

[0074] 8) 由于不用结构光,就可以免去表面涂层,表面涂层是公知的影响测量精度的因素,尤其是测量精度精确到微米的时候,这种测量精度对于调整假肢或诊断都是必须的。

[0075] 9) 使用 LED 可以显示确定的皮下或牙龈下区域,可以在不诉诸外科手术(如去除齿龈)或其他更加复杂的方法(如 OCT) 的情况下,改善对不可见区域的信息解读,达成简易的诊断。

[0076] 10) 它也允许通过简单的有意的颜色标记,以更容易地识别确定一个我们可以信赖的自然色彩的区域,或便于通过选择颜色互补的 LED 的光线比较图象。

[0077] 11) 使用新近发展的软件工具,色彩信息方便了自相关,自相关允许动态记录:一个复杂的面(完整牙弓),这些表面的运动(与下牙弓相关的上牙弓)。

[0078] 12) 使用其中一个图像传感器允许将三维图像模式转为二维图像模式,以便使用同样的工具进行平面分析和空间分析,平面分析和空间分析是已经市场销售的仪器设备的基础。

[0079] 13) 同一时间的双图像或三图像足以提取三维信息,避免了获取数据时有任何的运动。

[0080] 14) 屏幕上的三维显示采用高画质标准三维屏,现有口腔内系统在无复杂制程的情况下不能做到这点。

[0081] 15) 操作处理的简易性允许配用低配置的电脑。

[0082] 16) 最后,本专利的设备在其应用领域是通用的,满足包括费用、精度和诊断图像等多方面的要求。

[0083] 本发明的设备允许通过移过分析区域来获得动态图片,不像轮廓仪相的系统,需要至少四张图片才能提取信息;本发明的系统只需要一双图片,这样就避免了任何移动,因为传感器的信息的整合是即时的。

[0084] 本发明包括用一套用于摄取牙科图像的、布置在光学系统的预定的几何位置 CCD 或 CMOS 传感器,光学系统配置有包括控制卡的硬件和包括控制软件的电子控制系统,以便解决传统的采用改变相机相对位置的方式的立体声系统的固有缺点。

[0085] 本发明也必然包括一个预定波长的 LED 的照明系统,以便特别方便地通过参照点和比较点的辨识,进行静态或动态图片的比对。

[0086] 按照第一个实施例,该设备包括三个围绕研究对象、按照公知的对称几何位置布置的传感器,定焦透镜沿中央光轴设置在每个传感器前,相互之间具有公知的空间定位方式,所述的透镜的光轴线与传感器的视界的轴线共线,形成三个图案形成的路径,每个传感器对应一个图像获取路径。

[0087] 为了简化图像的比对和传感器之间的焦距调整,图像同时拍摄,这意味着在图像处理系统中,三张二维图像在同一时间、不同的角度被拍摄。三张图片的拍摄没有时间差,这对简化图像处理、寻求三维信息有明显的好处。这有利于重新调整几个传感器的视野中的散点图,也有利于调正因观测对象与传感器的位置的相对改变引起变焦效应。

[0088] 三维信息的计算基于对相似图像点的搜索,传感器位置的预定方便了这项工作。但是,为了揭示观察对象的真实色彩而采用白色波长范围的 LED,这引起了对于描述牙齿统一曲面的困难。图像点包含两项传统信息,其一是拍摄时间,为了简化计算而将三个图像的拍摄时间设为相同,这并非必要;一个可依次分割成色彩系统的第五维,第五维回应色彩信息。

[0089] 有利地,LED 能够预定毫微米级的波长,允许凸出自然物,例如槽底或有别于肿瘤的色彩区域,牙龈或牙齿的色调;也允许在拍摄图像前用互补色做过标记。

[0090] 有利地,这些标识可以是被测量区域的不同形状的对象,在齿间的空间或植入物的头部,这些标识贴合并适应被分析对象。

[0091] 有利地,这些 LED 设置在传感器前的聚焦图像的透镜周围。

[0092] 有利地,这些 LED 是预设波长的白 LED 的组合,这样测量能够以自然色彩而非人工色彩进行。

[0093] 有利地,为了便于三维的搜索并简化单维几何形状的计算,本发明优先将传感器设置在等边形的位。

[0094] 按照本发明的第二个实施例,本发明的设备包含二个按照已有几何方式、对称地设置在被研究物周围的传感器。聚焦透镜依照光轴设置在每个传感器之前,相互之间的位

置和空间定向是公知的。透镜的光轴的传感器的视界的轴线处于同一直线上,形成两个图像路径,每个传感器对应一个图像路径。

[0095] 为了简化图像的对比、调整传感器之间的变焦效应,不同传感器的图像拍摄设在同一时间,这意味着在图像处理系统中两个二维图像在同一时间不同角度拍摄。图像的拍摄没有时间差,这显著地简化了图像处理和第三维的搜索。这有利于再调整被几个传感器所检测的区域的散点图,也有利于修正由于被测物相对于传感器变化位置而引起的变焦效应。

[0096] 第三维信息的计算基于对相似图像点的搜索,传感器位置的预定方便了这项工作。但是,为了揭示观察对象的真实色彩而采用白色波长范围的 LED,这引起了对于描述牙齿统一曲面的困难。图像点包含两项传统信息,其一是拍摄时间,为了简化计算而将三个图像的拍摄时间设为相同,这并非必要;一个可依次分割成色彩系统的第五维,色彩系统对应色彩信息。

[0097] 有利地,LED 能够预定毫微米级的波长,允许凸出自然物,例如槽底或有别于肿瘤的色彩区域,牙龈或牙齿的色调;也允许在拍摄图像前用互补色做过标记。

[0098] 有利地,这些标识可以是被测量区域的不同形状的对象,在齿间的空间或植入物的头部,这些标识贴合并适应被分析对象。

[0099] 有利地,这些 LED 设置在传感器前的聚焦图像的透镜周围。

[0100] 有利地,这些 LED 是预设波长的白 LED 的组合,这样测量能够以自然色彩而非人工色彩进行。

[0101] 按照第三个实施例,所述的传感器分布在齿弓的全部或局部以便一次曝光摄取一个图像,避免临床手术者扫描病人的齿弓,所述的传感器的以一种光学图像托盘的方式分布,以便在一次曝光中获取完整的齿弓图像。由于本发明的设备的简易性,这样的构造得以实现。

[0102] LED 分布在光学图像托盘中,一起或单独受控于实施例一所描述和限定的分析系统。

[0103] 由于口腔大小不同,前述的单元的分析头的尺寸有可能阻碍其抵达口腔中较深的齿间部位,比如大白齿。因此优选地,本发明的第四实施例提供一种包含内窥镜的变化的实施方式,内窥镜在本实施例中仅仅是图像传输管道,与其他牙科诊断系统不同,内窥镜的头部透镜位于前述传感器相同的位置。在此,图像

[0104] - 或者被一个镜子或一个棱镜反射,所述的镜子或棱镜将被测量区域传到传感器;传感器可以包含一个透镜系统,以便将所接收的图像对准传感器的焦平面中。

[0105] - 或者,由光线传输,以便减小和简化内窥镜的光学支架。

[0106] 在两种情况下,LED 可以设置在相机之中,光线可以通过光纤传输,或者 LED 可以设置在内窥镜端部的前透镜周围。

[0107] 有利地,内窥镜的数量可以比传感器多。在次情况下,同一个传感器前可以设置多个内窥镜,每个内窥镜监视被诊断的人体的不同区域。这有利于减小相机的电子系统,增加曝光过程中的图像节点。

[0108] 为了保持图像质量,这样做是可能的:

[0109] - 或者,用机械或电子快门以例如每秒几千次的曝光速度,改变每个内窥镜的曝光

时间。

[0110] - 或者采用不同频率调制或图像亮度, 以避免改变与传感器连接的每个内窥镜的图像特质。

[0111] 最后, 非限制地, 还有一个对所有实施例适用的变化, 这里用到了德州仪器公司生产的、称为“发现 DMD 微镜”的微镜, 该微镜连接 ODLP 卡, 允许按照预定角度引导图像。这个技术广泛应用于小型影像投影仪的投射, 在本发明用作不同角度的图像传感器。

[0112] 按照本发明的第六个实施例, 本发明的设备包含一个前述的与几个 CCD 或 CMOS 传感器和 LED 连接的微镜。

[0113] 微镜允许以高速在不同角度多次曝光。设置在光学聚焦器件后的微镜沿着一条简单而直接的光学图像路径, 将图像反射到 CCD 或 CMOS 传感器的全部或部分上。第一张图片按照预定的角度被反射。紧接着, 微镜改变角度后再反射一张新的、略有偏置的图像到复位后的同一个 CCD 或 CMOS 传感器上, 或者反射到同一个 CCD 的其他部分, 或者反射到一个按照微镜的角座标设定角度的新的 CCD 或 CMOS。

[0114] 仅仅变换微镜的角度不可能大量重复这些操作。这种安排的有利于利用相机头部的单一的光学系统, 单一的镜子提供不同角度的图像的反射, 据此使用单一的传感器, 无论传感器是否面对图像。图像传输系统可以是光纤或透镜系统。

[0115] 很明显, 在不同角度拍摄的图像越多, 测量就越精确。这就是本发明未限定于使用单一微镜的原因, 但是, 增加微镜有利于增加图像的数目。这样, 当系统如实施例一所述的那样包含 3 个传感器, 同时有 4 个微镜的视角被选择时, 例如 90° , 92° , 94° 和 96° , 12 张不同的拍摄角度的图像在几个毫秒内就可以获得了。

[0116] 这样本发明能够本发明可以被定义为与现有系统不同的不用结构光的投射的三维牙科图像摄取系统。本发明包括一个或几个用于聚焦一个或几个图像的光学系统, 光学系统直接连接几个 CCD 或 CMOS 传感器, 或者, 为了减小相机头部尺寸, 间接地通过棱镜、镜子或微镜内窥镜反射, 并通过透镜和光纤传输; 所述的光学系统通过白色或确定色彩的 LED 来照明。

[0117] 当然还有所谓的小 b/h 的数学方法, 即测量的第三维 Z , 因为, 由于 x 和 y 通过它们在传感器的像素上的位置来确定, 当两个光聚焦透镜的光学中心的间距小于景深在透镜的光学中心的距离 h 。

[0118] 求小 b/h 的数学公式是:

[0119] $I_{right}(x) = \lambda(x) \cdot I_{left}(x + \varepsilon(x))$

[0120] 其中, ε 是几何变形,

[0121] $\partial z = \partial \varepsilon / b/h$

[0122]

由于子像素化, 夏农定律被用于解决测量不一致问题。

$$px_0(\mu m) = \frac{\int u(x + \mu m) \cdot u(x) \cdot dx}{\|u(\cdot + \mu m)\| \varphi_{x0} \cdot \|\tilde{u}\| \varphi_{x0}}$$

[0123] 其中 $\tilde{u} = \int \rho x_0(x) u^2(x) \cdot dx$

[0124] 依照本发明的设备的优点和特点通过一下说明将更加清楚, 这些说明参照一些附

图,这些附图代表几个非限制性的实施例。

附图说明

[0125] 图 1 是本发明的三维暂存测量设备的分解简图

[0126] 图 2a, 2b, 2c, 2d 和 2e 分别是不同实施例的本发明设备的纵轴线方向的剖视图。

[0127] 图 2f 显示了图 2e 的局部立体视图。

[0128] 图 3a, 3b, 3c, 3d 和 3e 分别是不同实施例的本发明设备的横截面图。

[0129] 图 4a, 4b 和 4c 显示了本发明的牙科设备的不同构造。

[0130] 图 5a, 5b 和 5c 显示了图 4a, 4b 和 4c 的细节。

[0131] 图 6 是本发明设备进行测量的各种步骤的说明

[0132] 如图 1 所示,本发明的设备包括一个使用本发明描述的技术的拥有定焦距的相机 1,相机 1 和缆线 3 之间的接口 2 用于数据传送;一个 USB 形式的、连接缆线 3 和电脑 5 的接头 4;一个安装附加的相机驱动卡的中间设备的容器 6,也可以在图像处理器未设置相机内或电脑内时,同时或单独用于安装图像处理器。

[0133] 相机 1 可以使用无线 WiFi 连接进行图像或数据传输,和为相机供电的可充电电池的充电系统。

[0134] 图 2a, 2b, 2c, 2d 和 2e 显示了牙科诊所按照功能选择具体设备的例子,有助于详细说明本发明。

[0135] 附图所示的设备包括一个维度色彩测量相机,包括被测对象的一个或几个图像的拍摄机构,所述的拍摄机构带有固定的、稳定的、预先校准的和不动的对焦系统,没有任何对焦距的动态校准,也没有对被测对象的投射机构光或对被测对象的节点、线条、固定或变化间距的网格进行扫描;所述的拍摄机构带有白色的或已知的或设定的波长的照明 LED,以便凸显人们想从被测图像中抽取的色彩。传感器处于固定的、稳定的、预先校准的和不动的位置,被置于光学系统的后面,为了从制造和校准相机时确定的不同角度测量被测对象的全貌,传感器有 2 个。不像现有的系统,这个相机不对被记录图像进行任何分割,也没有机械对焦动作和结构光的投射。通过将照明灯明智地结合,也就是说照明灯仅仅照亮背景,允许凸显观察者感兴趣的元素,帮助其完成其在测量和诊断上的分析。

[0136] 这些特征被有意固定下来,不能被操作者变动,除了照明灯的选择,虽然这个功能能够被与所要进行的诊断相关的自动化步骤所控制。为此,包括牙医或牙科技师的操作者需要一台电脑来来指导其操作相机并选择功能。

[0137] 这样,例如测量功能,在将相机定位在被测区域、并选择这个作用方式后,操作者将用一个相机上的按钮启动测量工作,或者用一个连接电脑或中间容器的踏板。当他认为已经有足够的信息时,他将停止相机,他停止压按钮或者第二次按动按钮。得到彩色图像便于操作者做牙齿和牙龈的自动诊断,而使用结构光投射的现行方法就不能做到这点。同样地,根据已知色彩的位置索引,他有可能做图像中物体及其位置的识别分析,例如植入物或针头、正畸托槽;也便于进行图像比对,例如标识、在对象标着色线条、为槽底选色彩。

[0138] 在诊断功能上,他可以在电脑上选择所要的诊断类型,例如黑色素瘤,相机就开始以选定的波长扫描,这个波长能够凸显我们感兴趣的区域,并以三维图像显示结果。另外,多亏了对对象的三维分析,测量在时间上的还原允许对病理的演化进行更好的监控。确实

专家们都承认对可疑图像的研究可以采用二维方式进行,但是病灶的体积和色彩的演化能够成为长时间监控其危险性的参考。有一个数学中心的查询案卷,允许依靠对象而非观察者对中地叠加图像,为了客观地评估案卷的演化,色彩的分析以三维形状报告,这不同于现有在二维表面上实施的方法,也不同于现有那些用结构光照明的方法。

[0139] 对于色彩分析功能,在选择该功能之后,被测量和报告的案卷的色彩分析,能够不依赖于由操作者所在房间的照明环境所决定的同色异谱匹配。采用多个波长,可以模拟一个连续的光谱,也便于进行分光比色分析。为了简化操作,引用三互补色的 RGB 色彩、执行一个简单的比色分析法是可能的。

[0140] 最后,非限制性地,本发明设备以 2 个二维图像形成一个三维图像,可以实时切换视野无需像现有市售的牙科相机那样将相机转换为二维彩图。因为它不用结构光,相机可以完成所有现有的功能,包括变焦效果和二维图像的色彩在诊断中的应用,例如,通过分析所用的 LED 波长的调整模拟色彩,用绿色、蓝色或紫外线(500 到 300nm)或红色或红外线(600 到 900nm)探查骨溃疡。

[0141] 在三维图像上也可以实现相同的变焦效应和模拟效应。显然,从色彩调整到灰度调整的转变是一个存在于由相机操作操控的、用于图像处理的软件中的偏移功能。

[0142] 相机与电脑之间的连接可以有线的,也可以是无线的。

[0143] 按照本发明,线缆 3 最好一端连接自供电的 USB 接头 4,连接相机 1 的另一端有一个特殊的端口 2。这个特殊的端口 2 被设计成可适用于各种相机,以下说明端口 2 可采用的各种形式。

[0144] 同样地,按照本发明,相机与电脑之间的连接也可以是无线的,例如采用 Wifi 模式,这是非限制性的。在这种情况下,相机或端口 2 的部位需要设置天线。同样,在电脑的 USB 接口也要设置用于发送或接收相机或电脑中的程序发出的指令的天线。这将营造快速、友善且易用的通讯连接,无论医师办公室、牙科诊所或假牙实验室的具体构造为何。

[0145] 按照本发明,电脑 5 是通用的电脑,自带或有分离的显示屏。电脑 5 使用经过程序设计的、用于控制相机的卡,或者设置在汽车上的特别的控制卡。

[0146] 在电脑无法准备或者电脑已经设置在管理单元上的情况下,在相机和电脑之间需要设置一个中机匣 6,以补偿这个不足。同样地,为了实现相同的功能,中机匣 6 设置在电脑下游,USB 接头 4 可以直接插入电脑的 USB 接口而无需任何中间设备。

[0147] 如图 2 所示,本发明的这个断面有相机 1 的头部 7,一个用以伸入口腔的臂 8 和一个通常位于口腔外的身体 9。头部 7 中设有光学系统的中央镜头 10 的光学单元,光学系统包括 3 个单元,即曝光前不能调节焦距的定焦镜头、CCD 传感器和 CMOS 传感器。这三个单元用屏蔽电缆 11 连接一个图像连接卡 12,以避免任何有损于图像传输质量的干扰。图像连接卡 12 通过相机 1 的特殊接头 13 依次连接电脑 5 和中机匣 6。同一个长度方向的断面还可以看出头部 7 内的朝向光学系统设置的 LED14,和设在光学系统外围的 LED15,LED15 外设有防护玻璃。按钮 18 用于在不用踏板的情况下启动曝光。使用按钮和无延误系统拍摄三维图像,可以避免因人体无意识移动造成的图像模糊。

[0148] 本相机的设计旨在以几微米的精度涵盖一个相对窄的区域(体积 15x15x15 厘米)。为此目的,系统扫描的区域是相同的,但图像点具有略微不同的角度。

[0149] 图 2b 显示了具有两个光学系统的实施例的纵向剖面图,从中只能看到其中一个

光学系统 19 的横断面和 LED14、LED15, LED14、LED15 的位置与前文所述相同。这样的构造显著减小了相机头部的体积,但是对软件的要求更高了。

[0150] 如图 2c 所示, CCD 传感器和 CMOS 传感器 20 在此被设置在相机体内,并被设置在反射图像的镜子前。这些镜子可以有两个或更多,镜子 22 的一部分可以在图中被看到,镜子 22 有倾斜角度,这样他们在轻微角度变化下能够覆盖相同的读数区域,以便传感器在轻微空间偏置下仍然能够记录相同场景。

[0151] 如图 2d 所示, CCD 或 CMOS 传感器 20 和定焦光学系统 21 仍然设置在相机内,但是反射镜设置在微镜 24 的前方,微镜 24 由程序卡控制,程序卡可以是 FPGA 类型的,程序卡可以设置相机 1 内或在电脑 5 内或在中机匣 6 内。众所周知,微镜被广泛用于在影像投影机中投射图像,但是几乎没有用于探查技术。这些微镜朝向三个空间方向,一个允许观看有微小不同朝向的场景的镜子可以顶替一打或更多的镜子,因为每个场景对应镜子的不用角度。DMMD,即数字微镜设备,也称 DLP (数字光线处理),例如德州仪器生产的,使用微镜,例如 $10\mu\text{m} \times 10\mu\text{m}$ 规格的。微镜的角度在电压变化的作用下可以快速调整。因为微镜的数目大于 1024×1280 ,所宣称的精度是可以达到的。微镜角度变化的电压信号施加于电极,表明了施加于承载微镜并操作微镜朝向的铰支座的扭矩。一个极性反转就足以将微镜转向另一个方向。微镜是如此小,以至于所引起的变化小于 $15\mu\text{s}$ 。

[0152] 特别有趣地,本技术方案允许以圆弧转折方式输送和记录图像,如此便于在图像处理过程中比对图像。

[0153] 显然,按照本发明当传感器位于相机头部或臂部时,同样的构造也可以设计出来,如此避免图像损失或相机臂太大以至于妨碍其进入较为狭窄的空间。同样,单一传感器在表面圆弧转折,这样它能够在同一时间接收几个图像。

[0154] 最终,如图 2e 所示, CCD 或 CMOS 传感器 20 和它们的位于相机内的光学系统 21 被设置于图像传输光纤 26 之前,光纤 26 的输出端 30、31 见附图 2f,输出端 30、31 的朝向或者施加于输出端的扭矩允许以不同角度 32 覆盖同一个区域。光纤 26 可以有許多,以便以多个角度拍摄同一照片;为了避免图像信号的损失,光学系统和传感器可以设置在头部和手柄。

[0155] 请注意,在所有附图显示的构造中, LED 能够位于相机头部的位置 14,也可以位于相机身体后部的位置 27. 在后一种情况下,它们被置于传输光线的光纤 28 的前部,它们的光线投射端位于相机 29 的头部。

[0156] 如图 3a,我们可以看到本发明设备采用在相机头部 7 内设置三个按照等边三角形 34 布置的定焦透镜 10 和光学系统 21,定焦透镜 10 布置在被测对象 35 周围,其间距在 CCD 或 CMOS 传感器 20 被设置在透镜 10 的套管的末端之前就被预定、固定并被校准。

[0157] 如图 3b 所示,我们能够看到图 2b 的前视图;2 个用于聚焦图像的定焦光学系统 21 设置在被测对象的周围,其间距在 CCD 或 CMOS 传感器 20 被设置在透镜 10 的套管的末端之前就被预定、固定并被校准,不用内窥镜和反射镜。白光 LED14 和特殊波长的 LED33 都位于中央位置。LED15 和 37 设置在防护光学系统的玻璃 17 周围。这里的形状是等边三角形 38,但这不是必须的。光学系统 10 可以在任意位置,只要设备构造按照测量和图形比较软件确定。在同一图中,因为减小光学器件的体积,图像处理系统 36 被设置靠近传感器,这样能够避免信息在传输线路上的损失。

[0158] 如图 3c 所示,我们能够看到两个或更多的反射镜 39 按照不同角度设置在相机头

部内,以使用一个或多个 CCD 或 CMOS 传感器 20 摄取图像,传感器 20 设置在相机 1 内的光学系统 21 的后面,光学系统 21 设置在所配置的传输图像的反射镜前。这里有多种 LED,LED14、LED17、LED33 和 LED37,以及图像处理系统 36。

[0159] 附图 3d 有所变化。在此只用 1 个镜子 40,包括聚焦系统 21 的光学系统 10 和传感器 20 之间有小的角度。补充图上可以看到这个特殊的安排,唯一的镜子 40 设置在防护玻璃后的相机头部,两个传感器 42 的位置相对有小角度,以便镜子 40 的表面能够按照对应于两个传感器位置的两个不同角度反射图像。

[0160] 显然,按照本发明,这种结构安排是一种特例,本发明可以包含更多反射镜。

[0161] 参照图 3e 和关联的图 2d,我们可以看到微镜 43 取代了前例的单一静止镜子 40。我们可以使用多个 DMMD 组件,但是一个就够了。微镜的增多倍增了拍摄到的图像,提升了测量精度,同时简化了搜索第三维的算法。

[0162] 在这个安排下,由聚焦系统 21 和 CCD 或 CMOS 传感器 20 组成的单元设置在相机的身体位置 44 或在相机的头部临近微镜的位置 45。

[0163] 根据图 3c 和图 3e,我们也能够通过光线传输图像,如附图 2e 所显示的构造。在此,如图 2f 所示,一根或多根光纤设置在镜子前,所述的镜子包括微镜或直接面对被测对象的镜子,依次连接其他图像传输光纤,最终抵达一个光学系统,再进入 CCD 或 CMOS 传感器或设置在相机内其他传感器。

[0164] 图 4a, 4b 和 4c 显示了本发明如何满足诊所至今没有得到回应的、在牙科和眼科方面的需求。

[0165] 为了做假牙和种牙而想做诊断或拍摄图像牙科的执业医师,需要两种类型的解决方法,其较快的一种提供他从被测区域和精度方面的简要情报,另一个提供完全和精确的情报。例如,当预定区域的光学图像是精确、完全和洁净的,和当拮抗剂牙齿的光学图像提供至少接触点(齿尖、齿槽)的测量数据和齿弓的形状,可以使用牙科 CAD/CAM 系统制作颚部臼齿的冠部,提供这两种信息所需的注意力不同。同样,牙齿矫正设备所用的图像要求的精度无需像为了做种植牙的头部的瓷质桥的图像那样高。

[0166] 这是为什么发明设备有三种牙科相机。

[0167] 类型 1,如图 4a 所示的本发明的牙科设备,允许拍摄几张图像,但是要求更换测量头。这个相机拍摄齿弓的三维彩色图像,采用本发明的原则,即不修改和调整焦距,不用结构光,但是使用 LED 光线以便增强对组织和病理的辨别。它可以是整体单件的,也可以是分成两个部分,一部分称为测量头 46,其中包括于 LED 联系的光学系统(透镜加 CCD 或 CMOS 传感器);第二部分 47 成为处理本体,其中包括控制和图像处理卡。测量头 46 作为光学图像头可以有多种具体形式,例如可以是相机头,通过插头 48 连接到通用的处理本体 47。

[0168] 类型 2 有相同的、置于相机头部的基本单元,但是增设一种针对半齿弓的图像托盘 49。由于只有一个图像传输器,废弃结构光的通道,我们能够沿着半齿弓、在防护玻璃 17 后面增加位于相机末端的结构,这种结构无需穿过齿弓就可以获得信息。一张图像就可以拍摄位于曝光轴线上的整个牙齿表面,不包括有意除去的区域。这样的图像拍摄快速、并且足以用于测量、完整,不会引起病人不适。

[0169] 图像处理部分被装入图像托盘 50,或者图像托盘 50 能够象类型 1 那样在曝光后在插接头 48 处被断开,这样可以使托盘简单、便宜、并使用同一个装有如类型 1 的控制和图像

处理卡的图像处理本体 47。

[0170] 可以通过附件缆线或无线系统,例如 Wi-Fi, ,连接插接头 48 和图上未显示的相机外罩,便于减小图像拍摄和读取系统。

[0171] 类型 3 是类型 2 的延伸,适用于全齿弓,其防护玻璃 51 具有全齿弓形状,防护玻璃 51 保护按照附图 2a 和 2b 预设的光学系统。

[0172] 象类型 2,它可以将图像处理系统单独设置在手柄 50 内,或者将测量头于图像处理系统分开设置,并通过利用插接头 48 可互换地连接到图像处理本体 47 上的优点。

[0173] 类型 3 对于对合齿弓的假牙有关的咬合重建和无须去除面的视觉的确诊很有用处。它在放射线图和锥形束图的比较上也较大应用优势,便于从光学图像和放射图像上收集信息。类型 3 是移植学领域非常重要和紧缺的技术,类型 3 极大地简化了程序,填补了急需的、临床 X 射线与牙科执业者的实验室 CAD/CAM 训练之间的缺环。

[0174] 我们确切地知道在二维扫描器或锥形束或三维核磁共振的放射图片,牙龈和牙齿的外表面确实存在,但是不精确。源自我们的发明的、针对相同表面的、使用光学图像的知识,能够将两者结合起来,以获得完全、一致的和精确的综合,以便使牙齿种植安全并可以使用现存的牙科 CAD/CAM 软件。

[0175] 图 4a 的类型 2、类型 3 的局部 52 显示了图 3a 和图 3b 所述结构的变体。将传感器与聚焦镜连在一起,就像手提电脑的屏幕上的网络摄像机,能够显著地减小光学系统的体积。因为我们的对焦系统是固定的,对规定的体积和景深是精确的,于是为了从整个区域的分析中获益,我们建议将传感器小型化并增加传感器数量,将这些传感器沿要拍摄的光学图像排列。

[0176] 图 4b 显示了类型 1、2、3 的变体,带有被 LED 围绕的小型化的阅读头 53,阅读头 53 内包含聚焦镜和传感器,LED 没有显示在图面上,LED 被玻璃 17 所保护。这个变体覆盖了齿弓的全部或部分,允许在一次曝光中拍摄到嘴唇 54、牙合 55 和舌头 56 的表面。这是一个特殊的、更加完全、大容量的相机,能够对带有或不带有去除部分的区域拍摄完整和精确的图像。它能够按照类型 1 那样集中于牙弓的局部,象类型 2 那样针对半齿弓,或者象类型 3 那样针对全齿弓。图像的拍摄是完全、整体的、很快的。根据本发明,比对和测量的便利源自图形处理算法的先验知识、光学系统和对焦系统的固定位置。图 4b 是可用于口腔内的结构形式,但是在生产塑料模特、在牙科诊所和实验室中更加有用。图像的拍摄被称为离心光学像,因为它向图像的中央覆盖。

[0177] 图 4c 显示了另一种为在传统图像托盘 57 中拍摄图像的凸面变体,这样就避免了牙医铸造他的模型,允许他拍摄一张传统图像,如果他喜欢,还可以以数字形式传输到实验室。图像的拍摄被称为向心光学图像,因为它向图像的外边收敛。

[0178] 图 5a、5b 和 5c 显示了牙科相机的观察系统的光学窗口的细节,图 5a 所示的有两个光学系统 64 的相机,图 5b 所示的有三个光学系统 65 的相机,图 5c 所示的有半个牙弓的相机。在这些图中显示了位置模式,这也只是一种例举,我们可以看到图形输送机 58,图形输送机可能是透镜或镜子;还可以看到白光 LED59 的位置和特定波长 LED 的位置,例如红色和或红外范围的 LED60、橙色范围 LED61、绿色范围 LED62、蓝色和或紫外范围 LED63。

[0179] 图 5b 显示,白光 LED66 设置在防护玻璃 17 的周围。

[0180] 每种 LED 各有特殊的作用,下文将详述。被称为“白光或日光”的 LED 的目标是区

分人眼所接收的真实色彩,精确地提升信噪比。而预定波长的 LED 旨在凸出感兴趣的区域,例如在数学方面(对比区域),或病理学的(病理反应,荧光),或解剖水平的(牙龈是红色的牙齿是白色的)。

[0181] 图 6 显示了本发明的牙科设备的使用步骤和分析步骤。

[0182] 为了使得本发明的牙科设备的操作容易得到理解,图 6 显示了该设备实施的不同状态。需要声明,参照非限制性的实施例,可以有额外的步骤,例如分光分析。

[0183] 第一步,操作者,他可能是在牙科椅边工作的牙医师,或者助理牙医,或者实验室里的技术人员,将相机拿在手里,使用相机上或支架上的棘轮将相机固定在支架上。将相机插入病人口腔 78,拍摄图像。他按动按钮 18,读取和记录动态拍摄的图像,也就是说连续图像的电影。放开按钮 18 时或再次按动按钮 18 时,停止拍摄图像。当拿起相机时,通过总菜单的选项选择简单读取而非记录的功能是可能的,例如在电脑 5 的屏幕上显示选项:“拍摄图像 3”、“简单三维播放”、“简单二维播放”。

[0184] 传感器快速复位拍摄的连续图像互补,连续图像被输送到相机的记忆卡 80 和或电脑 5 和或中机匣 6。一个算法处理器 81 处理每个数据库,以便抽取特征数据,了解每个参考系统上的节点的空间位置和色彩。这样就可以得到参考系统的散点图 82。这些散点图被收集起来 83,以便将它们放置到一个通用的参考系统 84 内,然后在同一参考系统内的单一散点图内进行比较 85。显然工作程序将因图 2a 到 2e 的设备构造的不同,而略有差异。因为图像中的节点很多,这些节点将被过滤 86,以便从中抽取必要和足够的数据和或将它们以算法或简单的点式矩阵的值的形式显示出来。当将图像或图像流取对数函数后,基于被测表面检测信息密度是可能的 87。这个操作很重要,因为单位表面面积上的节点数量的选择或者预置阈值,事关能否提供一个精确的光学图像。这个数据验证 87 将决定下一步是确认图像的有效性,或者决定放弃目前的图像,转而拍摄额外的图像 89 和 90。仰赖于屏幕 5 上对被检测区域的显示 88,这样的决定能够作出,例如,被检测区域可以用红色互补、用绿色显示。

[0185] 额外的图像将遵循初始图像相同的流程,例如步骤 83 对于不充分的散点图的判别。

[0186] 只收集每个散点图的有效数据 94,并作出最终展示 95。整个程序将产生被称作“光学图像拍摄档案”的文档 96。

[0187] 正如我们说的,当拍摄图像 78 时,LED79 的照明被激活。在菜单上除了图像类型的选择的问题,还有三个其他的问题“光学图像”或“光谱分析”或“病理分析”。第二个选择允许确定所选的照明形式。如果我们选择了光学照明,就激活日光 LED14 或通过互补提供已知光谱的 LED33。图像将呈现彩色,这就能够产生所需要的信息 91。这个信息或者补充了散点图 83,或者填充一个特殊色彩档案 92,档案 92 通过存储的档案 93 相比,能够提供近似的色彩识别。如果我们想更好地了解色彩,可以选择“光谱分析”功能,通过激活特别和连续的 LED60-61-62-64,进行 IR 到 UV 范围的光谱扫描。这两个档案能够产生第二特别类型的档案 96,即用分光分析获得的三维图像的色彩。最后,通过激活“病理分析”功能,我们将个别地和或连续地激活同样那些 LED,那些 LED 对每种所要寻找的病理具有特定的穿透强度,这样就可以产生档案的第三种类型,我们称之为显示所做检测的彩色三维图像的病理档案 96。

[0188] 这些档案,包括第一、第二和第三类型,被粘贴到已经建立的病人卡,并采用特别的或通用的数据格式(如 STL),进行局部传输(用 Wifi,USB 线缆,以太网等)或外联传输(用互联网等)。

[0189] 可以发现,本发明不同于已知的系统,本发明能够产生动态彩色光学图像档案,该档案包含于分光检测有关的光谱数据。

[0190] 有利地,按照本发明,可以将相机置入嘴巴颞骨的前庭区,红线罩在上颞骨和下颞骨上,从始至终,以上颞骨的视角摄录下两个颞骨的运动。相机拍摄一个散点图相对于另一个散点图运动的图像,前一散点图指下颞骨,后一散点图指上颞骨,原则上将上颞骨设定为不动的。使用红线,是非限制性的例举。由于标识分别属于每个颞骨,系统只跟随在红色 LED 照明时被凸显的彩色标记的运动。因为同样的标记在分别拍摄上颞骨和下颞骨的图像时也存在,对比软件不仅在对比每个颞骨的图像中使用这些彩色标记,也将其用于按照第四维,即时间,显示颞骨的运动。

[0191] 有利地,这也是本发明很有趣的特征,能够从三维图像开始用二维色彩工作。

[0192] - 因为我们使用日光 79,不用结构光的投射,在拍摄图像 78 时,控制程序中的显示器 5 允许我们将光学图像相机用作一台简单的二维相机,这显著地降低了业者的投资费用。

[0193] - 我们可以在用特殊波长光波 LED 扫描、凸显病理区域和数字处理之后,使用二维显示。显然,这个技术只有在从三维图像开始才有可能。

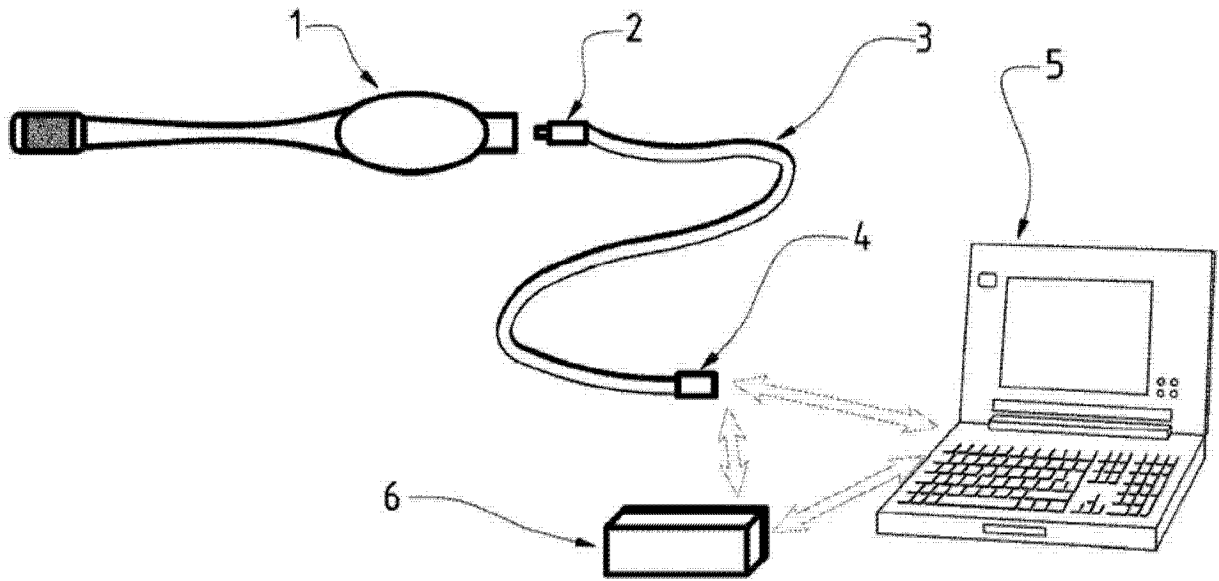


图 1

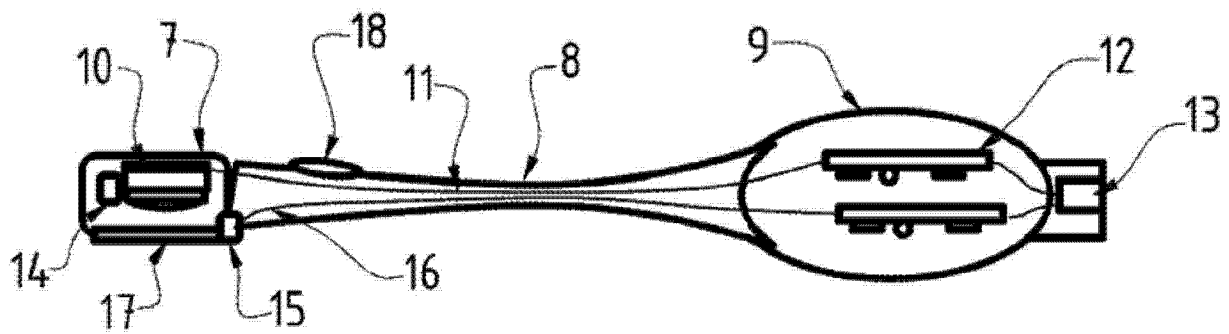


图 2a

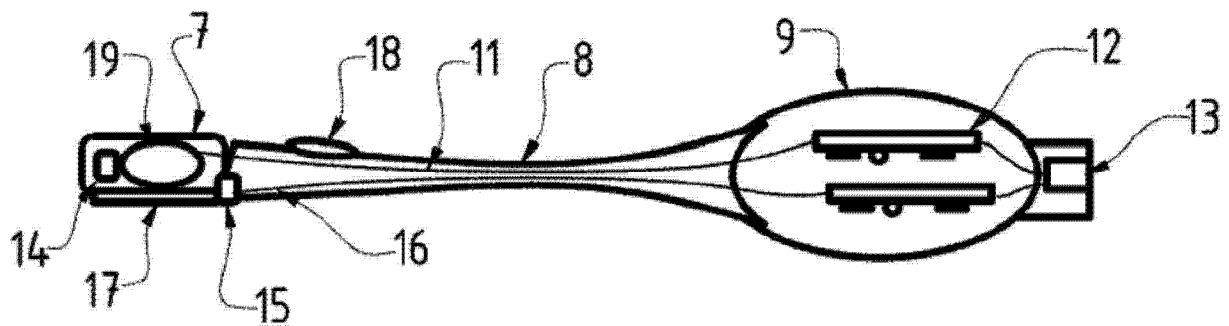


图 2b

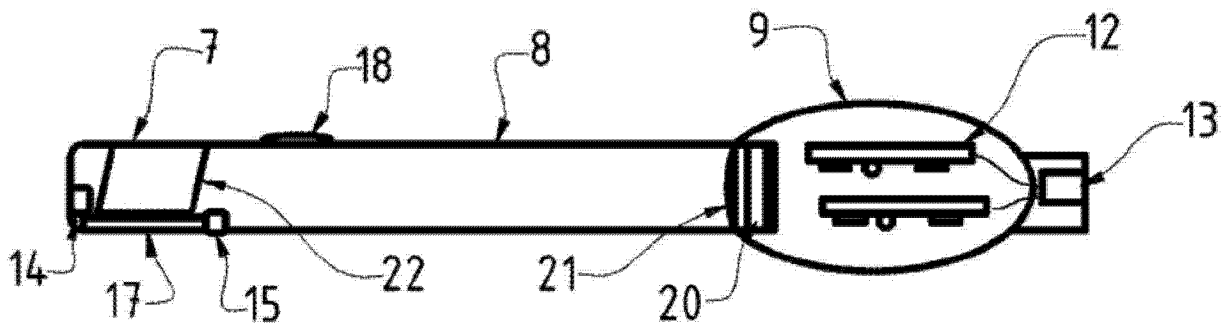


图 2c

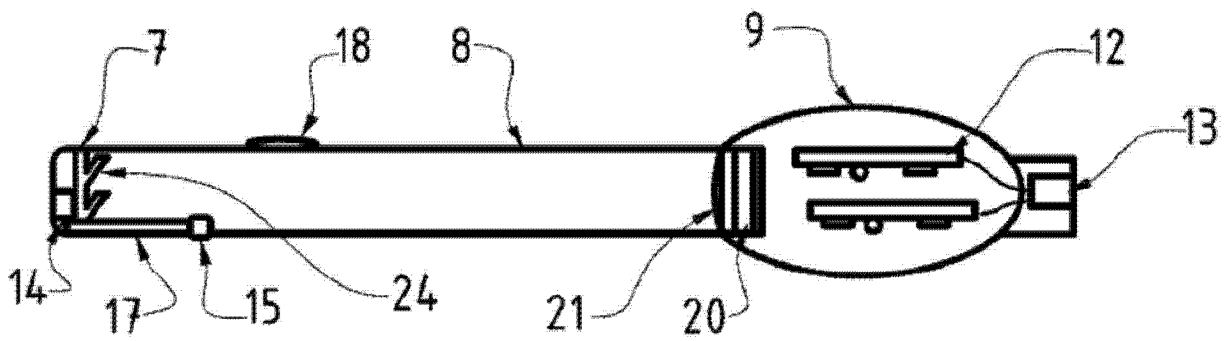


图 2d

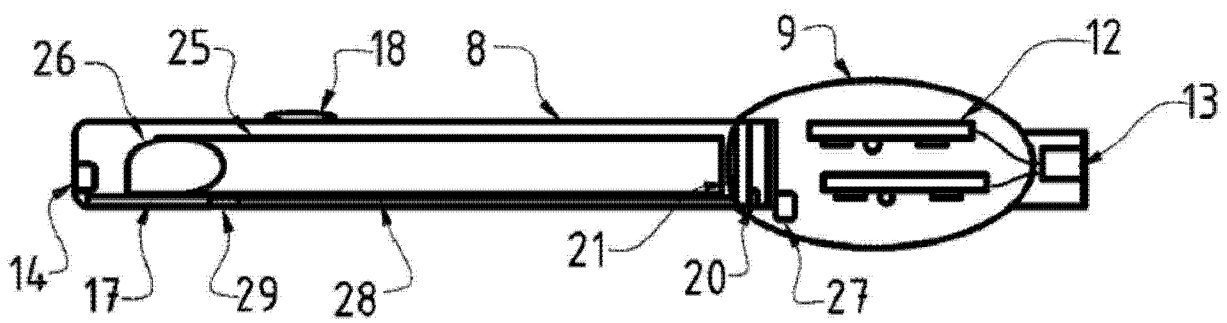


图 2e

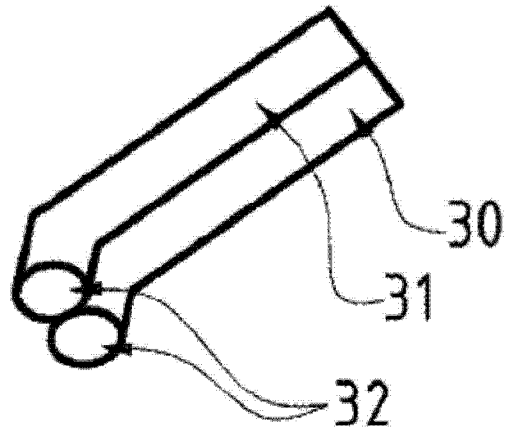


图 2f

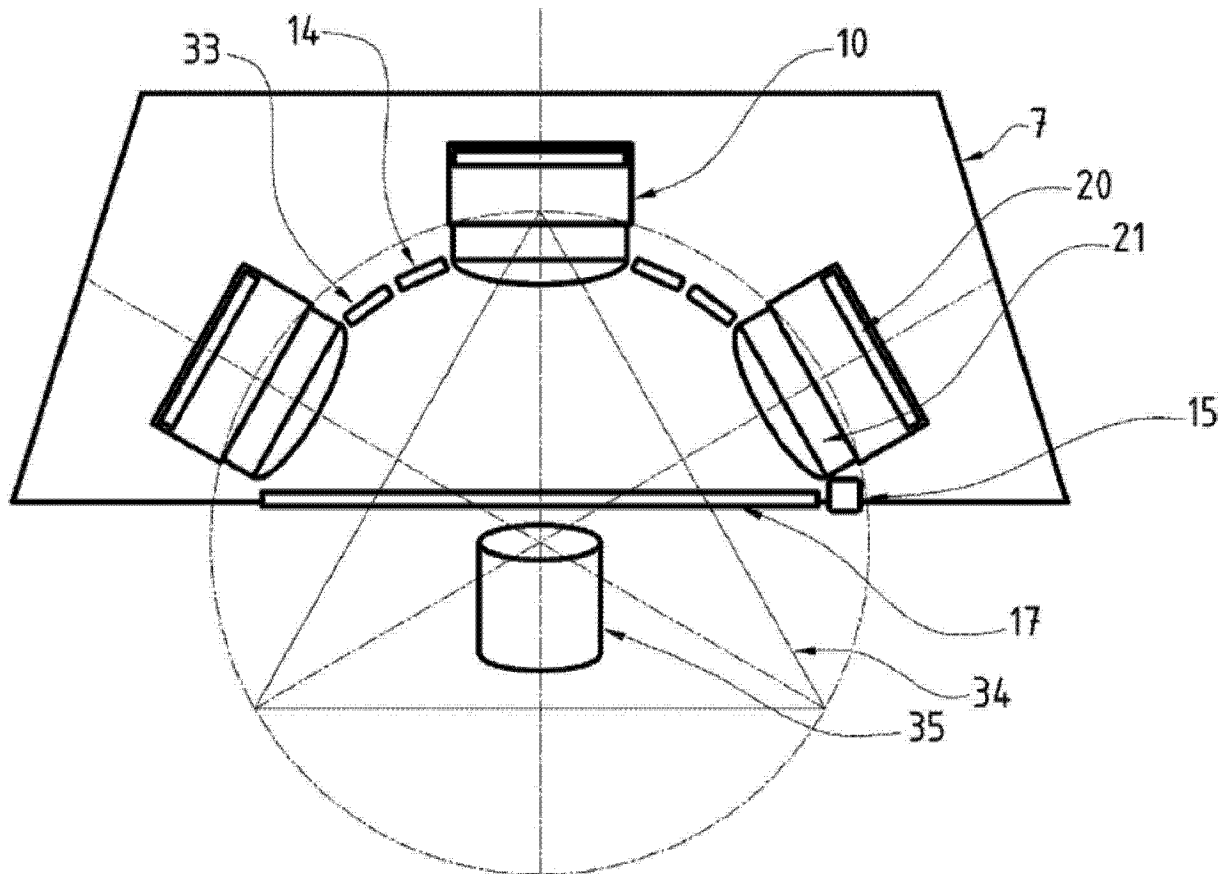


图 3a

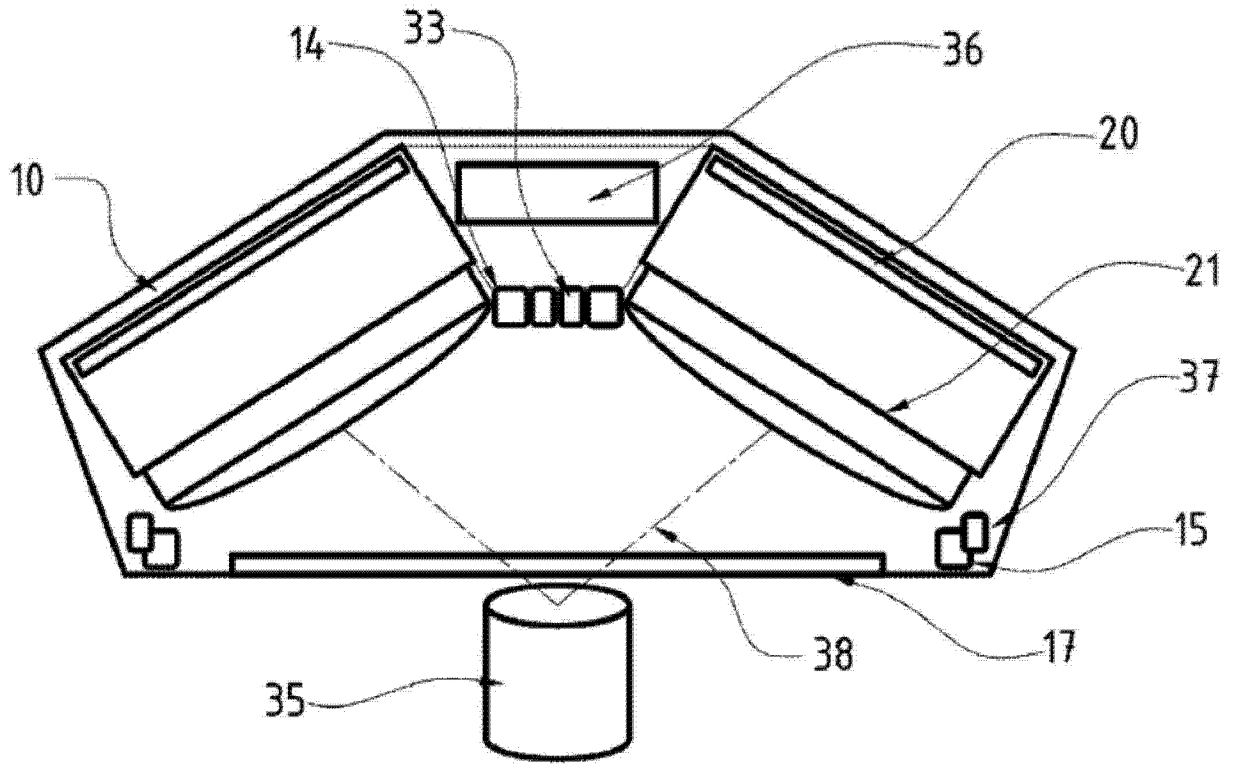


图 3b

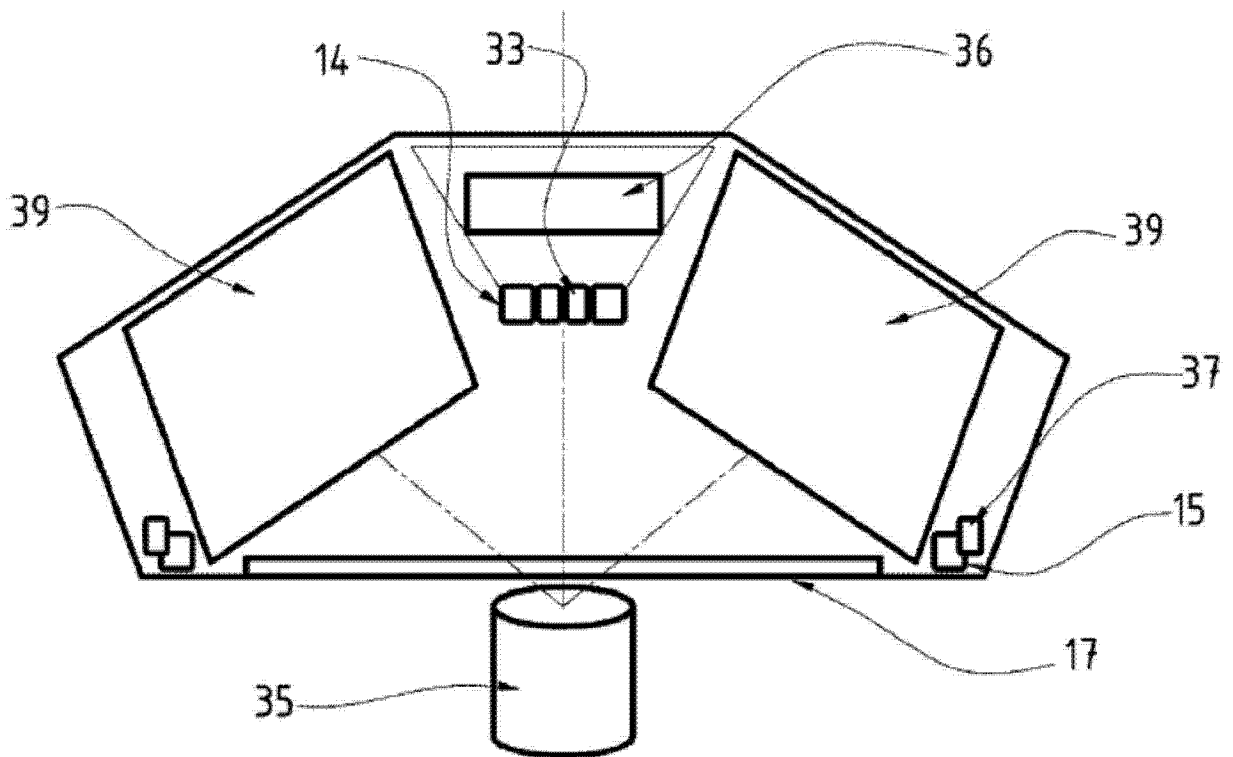


图 3c

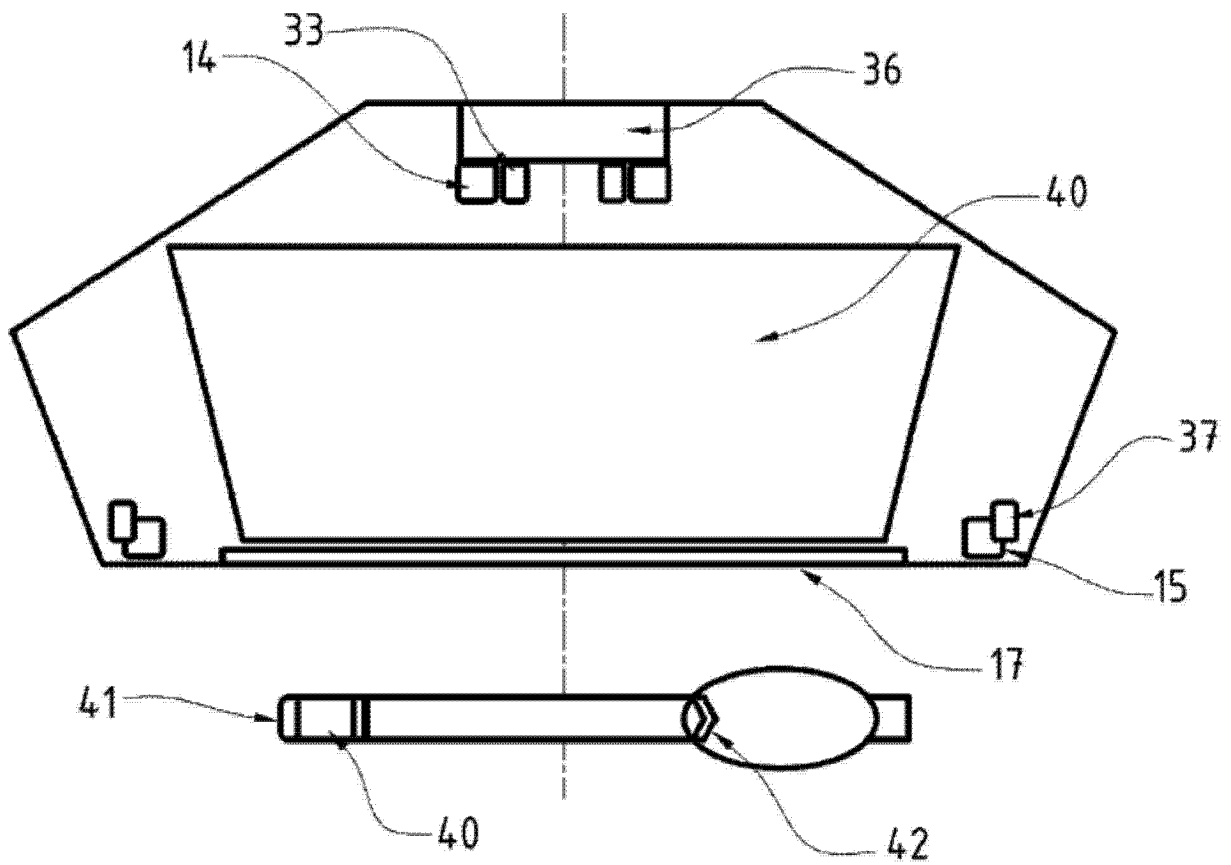


图 3d

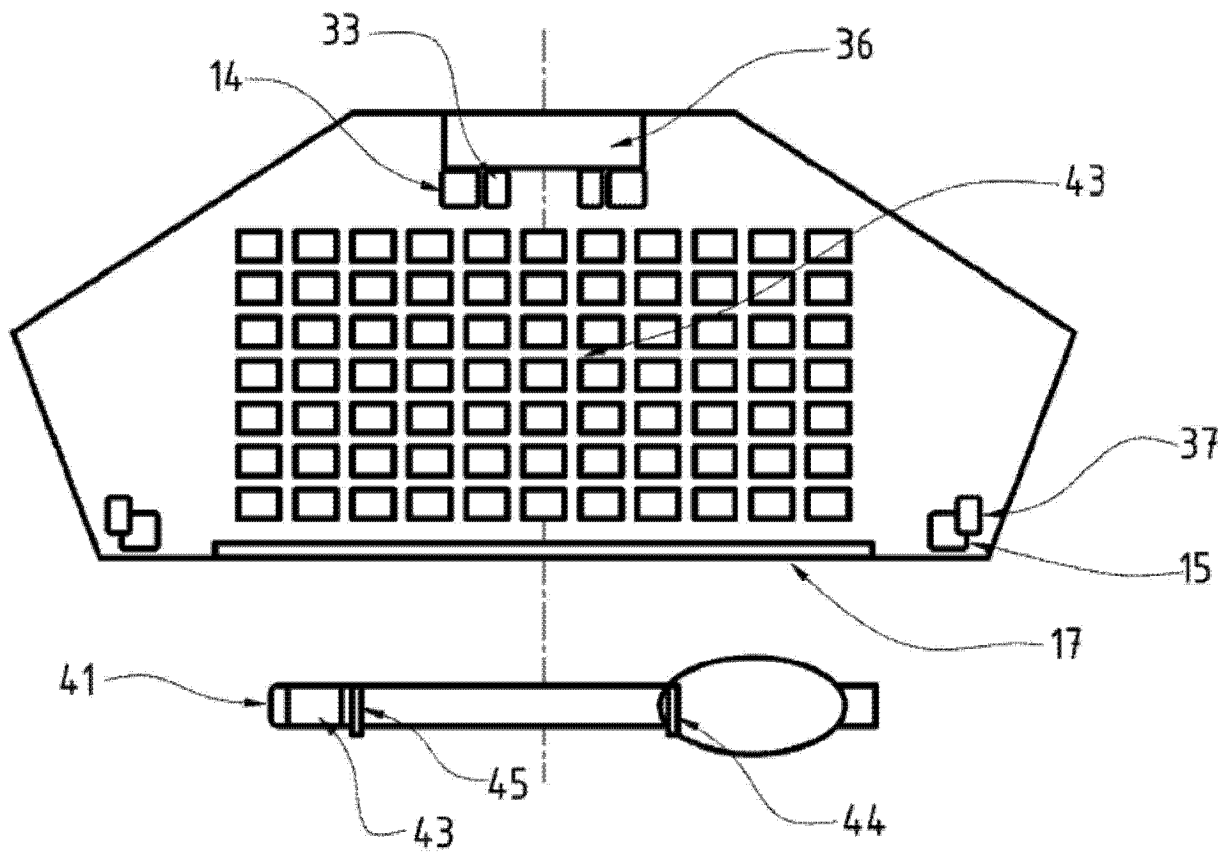


图 3e

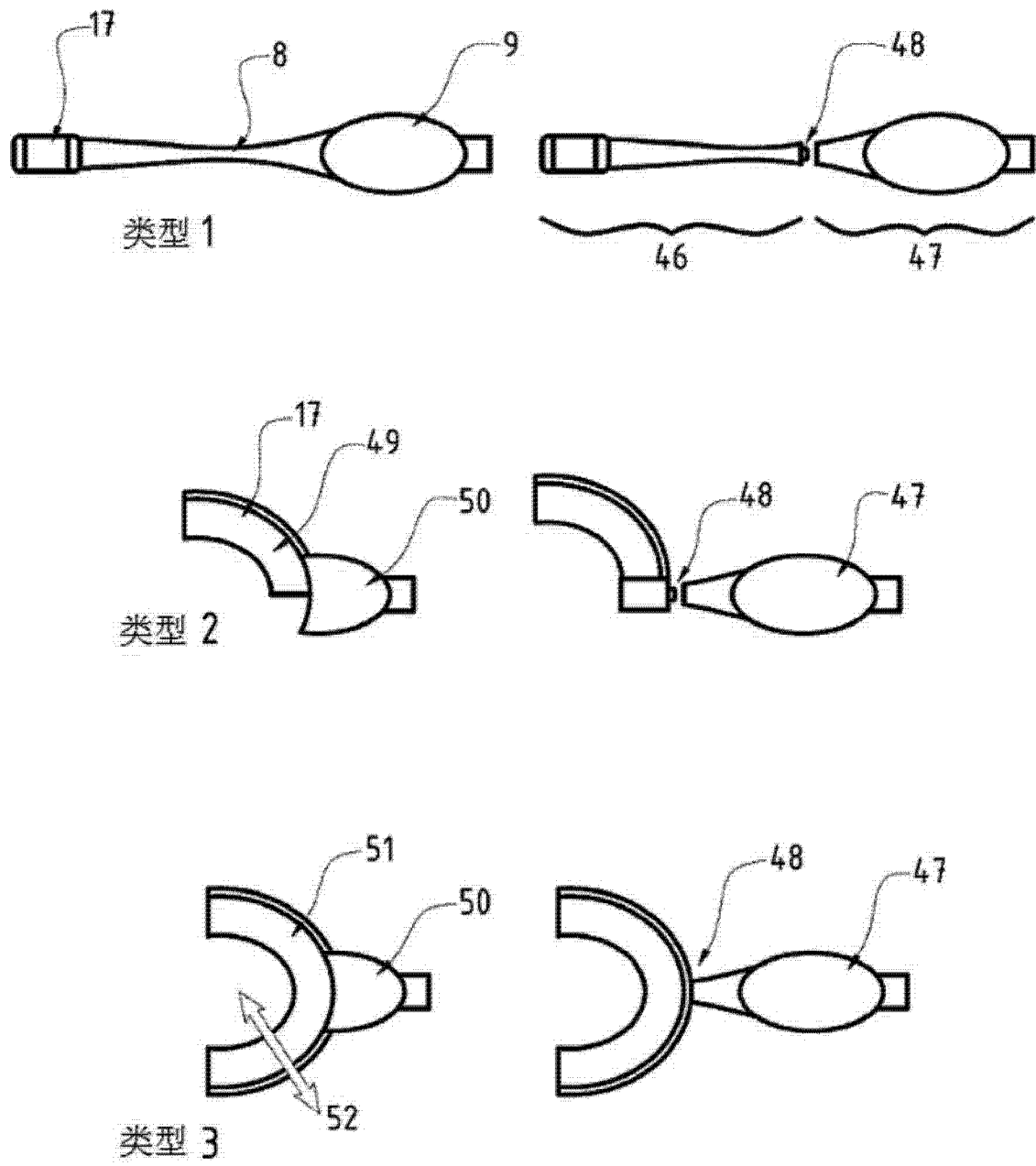
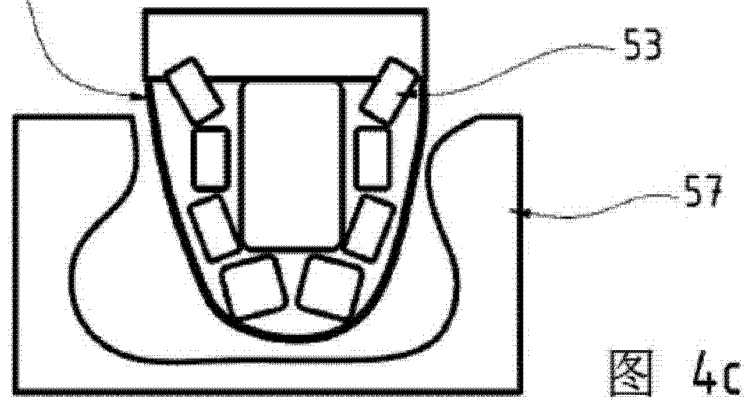
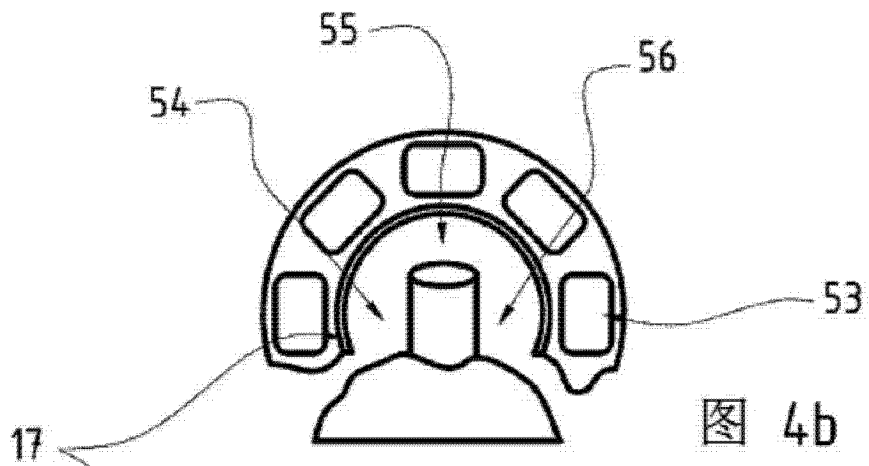


图 4a



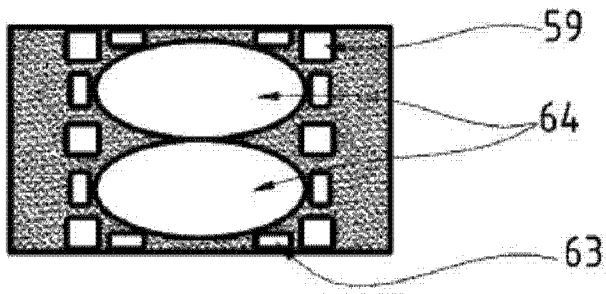


图 5a

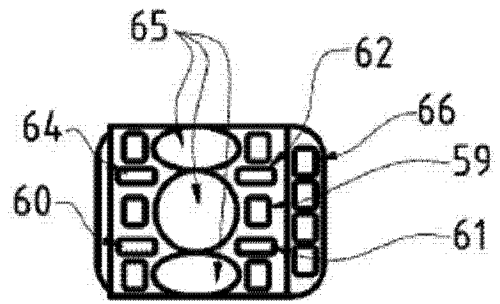


图 5b

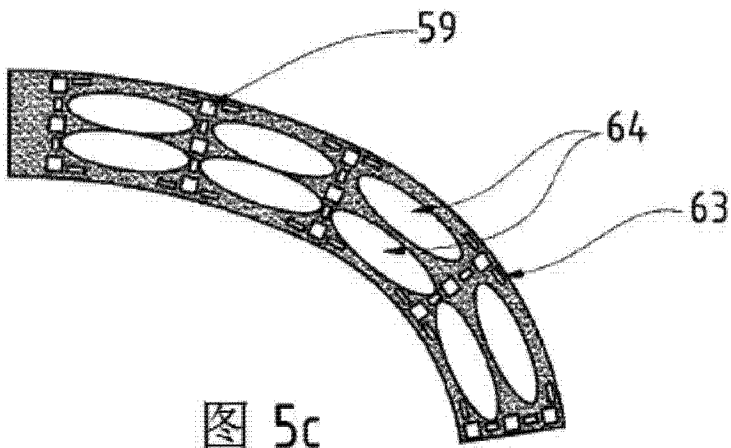


图 5c

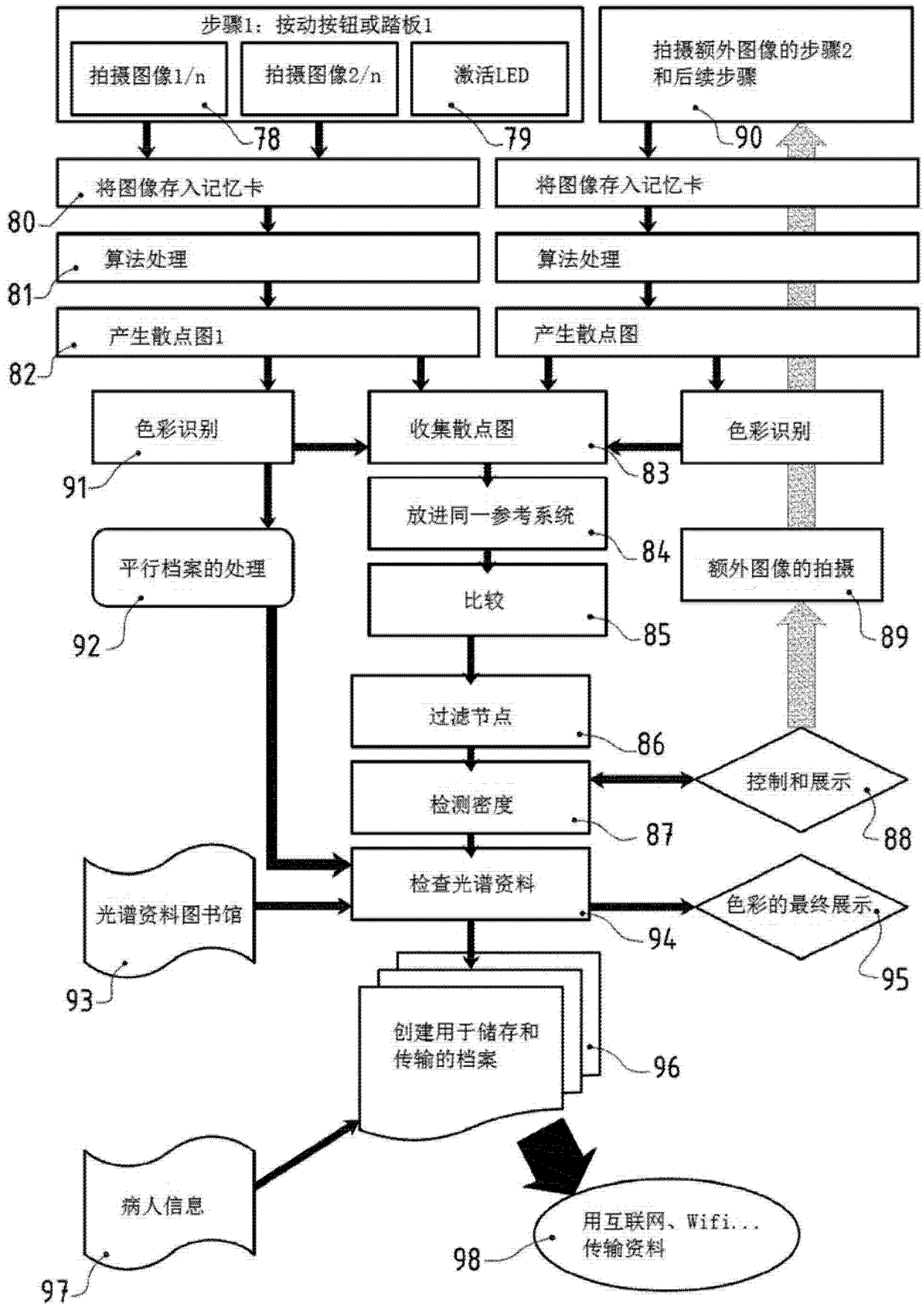


图 6

专利名称(译)	三维暂存光学彩色图像摄取装置		
公开(公告)号	CN103153167A	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	CN201180035409.1	申请日	2011-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	弗朗索瓦·迪莱特		
申请(专利权)人(译)	弗朗索瓦·迪莱特		
当前申请(专利权)人(译)	弗朗索瓦·迪莱特		
[标]发明人	弗朗索瓦·迪莱特		
发明人	弗朗索瓦·迪莱特		
IPC分类号	A61B1/24 A61B5/107 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/24 A61B5/0088 A61B5/1077 A61B1/00022 A61B1/0019 A61B1/0684 A61B1/247 G06K9/00		
代理人(译)	王兵 俞慧		
优先权	2010054483 2010-06-08 FR		
其他公开文献	CN103153167B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于牙科领域的光学彩色图像的三维暂存测量装置，包括不使用结构光的三维牙科图片摄取装置，包括：一个立体摄像机，包括至少两个位于预定位置的CCD或CMOS色彩传感器，基于其复位速度和读取速度，可以连续记录图像，和进行静态或动态图像读取；一个具有预置的固定焦距的光学系统，将手术现场的显示数据保真地传输到所述的传感器；一个用于照亮图像所摄取区域的LED照明系统；一个设置在所述的传感器上或传感器后的电子控制系统，用于控制所述的传感器和所述的用于照亮图像所摄取区域的LED；传感器分布在齿弓的全部或局部以便一次曝光摄取一个图像，避免临床手术者扫描病人的齿弓，传感器的以一种光学图像托盘的方式分布，在一次曝光中获取完整的齿弓图像。

