



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101282687 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 16

(21) 申请号 200680037626. 3

(22) 申请日 2006. 10. 13

(30) 优先权数据

543003 2005. 10. 14 NZ

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 04. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/NZ2006/000262 2006. 10. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02007/043899 EN 2007. 04. 19

(73) 专利权人 应用研究联盟新西兰有限公司

地址 新西兰克赖斯特彻奇

(72) 发明人 威廉·理查德·弗里特

马克·阿瑟·尼克森

布鲁斯·克林顿·麦卡勒姆

詹姆斯·特尔福德·乔治·普雷迪

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 朱胜 高少蔚

(51) Int. Cl.

A61B 5/107(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1300360 A, 2001. 06. 20, 全文.

CN 1096580 A, 1994. 12. 21, 全文.

W0 2005/033620 A2, 2005. 04. 14, 全文.

审查员 陈响

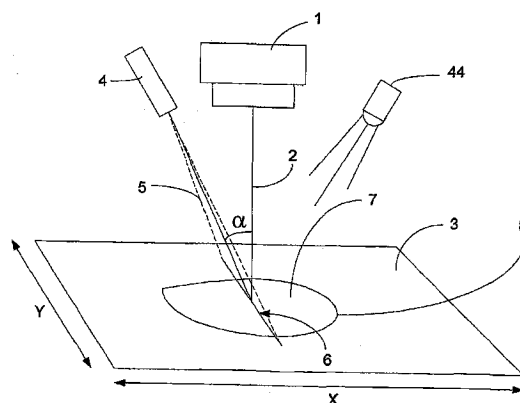
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 7 页

(54) 发明名称

监测表面特征的方法和装置

(57) 摘要

通过捕获表面特征的图像并确定与图像关联的比例, 来确定表面特征的尺寸。将结构光投射到表面上, 使得根据结构光在所捕获的图像中的位置可以确定比例。非平面表面可以被展开。所述表面可以可替代地被投射到平面内, 以校正相对于照相机轴倾斜的场景。表面特征的边界可以由用户人工输入。还公开了用于执行所述方法的装置和系统。



1. 一种确定表面特征的至少一维的方法,包括:

- a. 捕获包括表面特征的图像;
- b. 确定与所述图像关联的比例;
- c. 人工输入所述表面特征的轮廓的至少一部分;以及
- d. 利用所述人工输入的轮廓数据,确定所述表面特征的至少一维,

其中与所述图像关联的比例通过以下来确定:将结构光投射到所述表面特征上,基于所述结构光的属性来确定所述表面特征的点的坐标,根据所述坐标确定与所述图像关联的比例。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述图像在显示设备的屏幕上显示给用户,并且所述用户通过利用用户输入设备在所述屏幕上绘制轮廓,来输入所述表面特征的轮廓的至少一部分。

3. 如权利要求2所述的方法,其中可由用户通过选择所述轮廓的一部分并拖动这一部分来调整所述轮廓。

4. 如权利要求3所述的方法,其中所调整的轮廓的区域大小依赖于由所述用户输入设备选择的区域与所述轮廓的接近程度。

5. 如权利要求1所述的方法,其中利用与所述图像关联的比例来计算所述轮廓内的面积。

6. 如权利要求5所述的方法,其中所述坐标所处的平面被计算,且所述轮廓被投射到所述平面上。

7. 如权利要求1所述的方法,其中与光轴有已知角度关系的一条或多条线被投射到所述表面特征上,所述图像沿所述光轴被捕获。

8. 如权利要求7所述的方法,其中彼此成角度设置的两条线被投射到所述表面特征上。

9. 如权利要求7所述的方法,其中所述被投射的线和所述轮廓之间的交叉点被用于确定与所述图像关联的比例。

10. 如权利要求1所述的方法,其中多个点被投射到所述表面特征上并与所述表面特征的边界对准。

11. 一种装置,包括:

- a. 照相机,用于捕获包括表面特征的图像;以及
- b. 便携式计算设备,包括:
 - i. 显示器,被配置成显示所述图像,并且允许用户人工输入所述表面特征的轮廓的至少一部分;以及
 - ii. 处理器,被配置成确定与所述图像关联的比例,并且利用人工输入的轮廓数据来确定所述表面特征的至少一维,

其中与所述图像关联的比例通过以下来确定:将结构光投射到所述表面特征上,基于所述结构光的属性来确定所述表面特征的点的坐标,根据所述坐标确定与所述图像关联的比例。

12. 如权利要求11所述的装置,其中所述处理器利用所述人工输入的轮廓数据来确定所述表面特征的面积。

13. 如权利要求 11 或 12 所述的装置,其中所述处理器确定所述表面特征相对于所述表面特征所处的平面的最大深度。

14. 如权利要求 11 或 12 所述的装置,包括相对于所述照相机的光轴成一角度设置的结构光投射器。

15. 如权利要求 14 所述的装置,其中所述结构光投射器是投射一个或多个条纹的激光器。

16. 如权利要求 14 所述的装置,其中所述结构光投射器是投射交叉条纹对的激光器。

17. 如权利要求 14 所述的装置,其中所述结构光投射器是投射多个斑点的激光器。

监测表面特征的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种监测表面特征的方法和用于进行这种监测的装置。该方法和装置可以在从工业应用直到医疗或兽医应用等各种领域中应用,比如监测皮肤病表面特征如创伤、溃疡、疮、损伤、肿瘤、瘀伤、灼伤、牛皮癣、疤痕、皮肤癌、红斑等。

背景技术

[0002] 已使用了各种技术在医院里和医院外(例如住家护理、初级护理机构等)监测创伤、溃疡、疮、损伤、肿瘤等(这里统称为“创伤”)。通常,这些创伤是凹陷的,并宽达约 250 毫米。徒手技术通常是劳动密集型的,并且需要技术人员的检查和接触。这种测量结果可能是不准确的,并且不同人员获得的测量结果之间可能有显著差别。此外,这些方法可能不保留任何可视记录以供专家检查或供以后比较。

[0003] 多种用于自动监测创伤的技术已经被提出,见例如 US6101408、US6873340、US4535782 和 US5967979。普通方法是紧邻创伤放置参考物,并利用参考物的比例来确定创面大小。通常不期望将参考物放置到创伤附近,这给用户带来额外的麻烦步骤以及创伤感染的风险。此外,当目标不是在创伤的平面内时,或者如果创伤不是平面的,则任意面积计算都将会有误差。

[0004] WO 2006/078902 公开了一种利用激光三角测量传感器来确定被捕获图像的比例的系统。利用图像中激光点的位置来确定照相机离患者皮肤的距离。仅使用了单个激光点,且激光仅用于简单的距离测量。

[0005] 利用立体视觉和自动边界确定的系统是公知的,但它们是昂贵、复杂、笨重的,并且需要很大的计算能力。此外,创伤边界的自动标识可能是不准确和易变化的。US6567682 和 US2005/0084176 使用了需要加强处理以及笨重装置的立体技术和自动边界确定。

[0006] 其它系统,比如 US2004/0136579 中描述的系统,要求照相机总是利用靠着患者皮肤的导向装置来放置。虽然这样使照相机与待拍摄的表面始终保持期望距离,并因此设置图像的比例,但这很笨拙且需要与皮肤进行不期望的接触,造成创伤感染的风险。

[0007] US2005/0027567 公开了一种医疗专业人员可将患者信息输入到便携式计算设备内的系统。护士也可拍摄患者的创伤,这些照片成为患者记录的一部分。然而,这些图像数据的使用是有限的,并且所述计算设备仅仅被有效地使用以便能够进行记录。

[0008] 本发明的一个目的是提供一种简单、便宜并且可重复的方法,该方法不需要使用比例参考物,并且可在远距离地点操作或者至少向大众提供一种有用的选择。本发明的另一目的是提供一种简单、便携、便宜并且易用的装置,或一种至少向大众提供一种有用选择的装置。

[0009] 发明内容

[0010] 因此,提供一种产生非平面表面特征的投影的方法,包括:

[0011] a. 将结构光投射到表面特征上;

[0012] b. 捕获包括表面特征的图像;

- [0013] c. 确定图像内的结构光元素的三维坐标 ; 以及
- [0014] d. 基于结构光元素的三维坐标来展开图像, 以产生表面特征的平面投影。
- [0015] 根据另一实施例, 提供一种确定非平面的表面特征的面积的方法, 包括 :
- [0016] a. 将结构光投射到表面特征上 ;
- [0017] b. 捕获包括表面特征的图像 ;
- [0018] c. 确定图像内的结构光元素的三维坐标 ; 以及
- [0019] d. 基于结构光元素的三维坐标来确定图像区域的比例属性 ; 以及
- [0020] e. 基于比例属性, 通过对表面特征区域进行比例调整来确定表面特征的面积。
- [0021] 根据另一实施例, 提供一种产生表面特征的投影的方法, 包括 :
- [0022] a. 捕获表面特征的图像 ;
- [0023] b. 根据图像来确定表面特征的多个点在三维空间中的坐标 ;
- [0024] c. 确定至少所述坐标的子集所处的平面 ; 以及
- [0025] d. 将图像投射到平面上, 以便产生变换的图像。
- [0026] 根据另一实施例, 提供一种确定表面特征的至少一维的方法, 包括 :
- [0027] a. 捕获包括表面特征的图像 ;
- [0028] b. 确定与图像关联的比例 ;
- [0029] c. 人工输入所述表面特征的轮廓的至少一部分 ; 以及
- [0030] d. 利用人工输入的轮廓数据来确定表面特征的至少一维。
- [0031] 根据另一实施例, 提供一种装置, 包括 :
- [0032] a. 照相机, 用于捕获包括表面特征的图像 ; 以及
- [0033] b. 便携式计算设备, 包括 :
- [0034] i. 显示器, 被配置成显示图像, 并允许用户人工输入表面特征的轮廓的至少一部分 ; 以及
- [0035] ii. 处理器, 被配置成确定与图像关联的比例, 并且利用人工输入的轮廓数据来确定表面特征的至少一维。
- [0036] 根据另一实施例, 提供一种便携式装置, 包括 :
- [0037] a. 照相机, 用于捕获包括表面特征的图像 ;
- [0038] b. 便携式计算设备, 包括用于确定与图像关联的比例的处理器 ; 以及
- [0039] c. 定位模块, 允许确定所述装置的位置。
- [0040] 根据另一实施例, 提供一种健康护理装置, 包括 :
- [0041] a. 照相机, 用于捕获患者身上的表面特征的图像 ;
- [0042] b. 一个或多个辅助传感器, 用于确定与患者关联的物理或化学参数 ; 以及
- [0043] c. 便携式计算设备, 被配置成接收来自照相机的图像数据以及辅助传感器的输出, 该设备包括用于确定与图像关联的比例的处理器。
- [0044] 根据另一实施例, 提供一种装置, 包括 :
- [0045] a. 照相机, 用于捕获包括表面特征的图像 ; 以及
- [0046] b. 一个或多个结构光投射器, 被配置成将结构光投射到表面上, 该结构光包括两个或更多个结构光分量, 每个光分量相对于照相机的光轴以不同角度被投射。
- [0047] 附图说明

[0048] 现在参考如附图所示的本发明的可能实施例、以示例来描述本发明,在附图中:

[0049] 图 1 示出了根据一个实施例的装置的操作原理;

[0050] 图 2 示出了单条纹被投射到表面特征上时表面特征的图像;

[0051] 图 3a 示出了十字丝被投射到表面特征上时表面特征的图像;

[0052] 图 3b 示出了创伤的横截面视图;

[0053] 图 4 示出了一系列点被投射到表面特征上时表面特征的图像;

[0054] 图 5 示出了利用个人数字助理 (PDA) 来执行本发明的方法的一个实施例;

[0055] 图 6 示出了平板 PC 和 3-D 照相机的底视图;

[0056] 图 7 示出了图 6 的平板 PC 和 3-D 照相机的顶视图;

[0057] 图 8 示出了替选的装置和方法;

[0058] 图 9 示出了说明使用图 8 的装置的方法的图像;

[0059] 图 10 示出了根据另一实施例的装置;以及

[0060] 图 11 示出了根据另一实施例的系统。

[0061] 具体实施方式

[0062] 参考图 1,描述了本发明的第一实施例的一般操作原理。照相机 1 具有光轴 2 和图像捕获区域 3。激光器 4 被设置成相对于光轴 2 具有固定角度关系,使得扇形光束 5 相对于光轴 2 成角度 α 设置。在该实施例中,激光器 4 生成单条纹 6。可替选地,可以使用投射单点的激光器。照相机 1 优选地是高分辨率数字彩色照相机。可选地,可以使用照明装置(比如用于低功率应用的白色 LED 44)来提供相对恒定的背景照明。

[0063] 在使用时,照相机 1 和激光器 4 的组合被引导,使得光轴 2 与创伤 7 的中心区域对准。激光器 4 将条纹 6 投射到创伤 7 上,而图像被照相机 1 捕获。应理解,由于激光器扇形光束 5 和光轴 2 的固定角度关系,因此可确定条纹 6 的点离照相机 1 的距离:图 1 所示的条纹 6 的点沿 x-轴的距离与该点离照相机 1 的距离直接相关。

[0064] 在第一实施例中,照相机 1 和激光器 4 的组合可放置在创伤 7 上方,使得条纹 6 与光轴 2 对准。这可以通过将显示图像的显示屏中心的十字丝(或者点)与创伤 7 和条纹 6 的中心对准来实现。这样,照相机被放置成离创伤 7 的中心为已知距离,从而可以确定比例。

[0065] 创伤的面积可以通过根据被捕获图像计算创伤 7 的像素面积并乘以已知的比例因子来计算。该技术对于照相机 1 可垂直朝向创伤 7 并且创伤 7 通常为平面的情况可能是有效的。该技术提供了这些情况下的简单方案。然而,许多创伤通常并不是平面的,并且可能以斜角来拍摄图像。在这些情况下,由于根据所假定的,照相机轴不垂直于创伤,并且从照相机到创伤的距离显著变化,因此该方法不能提供足够的准确度和可重复性。

[0066] 在第二实施例中,除了条纹不需要与照相机的光轴对准之外,可以以同样方式来捕获图像。可以获得如图 2 所示的图像。创伤 7 的轮廓 8 与条纹 6 相交的点 9 和 10 可用于计算比例。根据图像 3 中的点 9 和 10 的位置,利用激光器-照相机系统的已知关系可获得点 9 和 10 的对应 (x, y, z) 坐标。这样,可基于点 9 和 10 的 x, y, z 坐标来确定比例因子,以便对面积 7 进行比例调整以产生比例调整值。虽然该技术不要求用户将条纹与光轴对准,但仍然受到上述技术限制的影响。

[0067] 在一个实施例中,激光器 4 将激光十字丝形式的结构光投射到图像捕获区域上。根据该实施例捕获的图像在图 3a 中显示。该图像中捕获的激光条纹 11 和 12 可基于颜色、

光强度等自动地被识别。优选地,轮廓 13 是用户通过在显示图像的触摸显示屏上绘制轮廓来限定的。十字丝 11 和 12 与轮廓 13 相交的图像点 14、15、16 和 17 可以自动被确定。根据这些点可以如上所述地获得其对应的 (x, y, z) 坐标。这些三维坐标可用来确定经过所有点的最佳拟合平面。最佳拟合平面通常是从所述点到该平面的正交距离的平方之和最小的平面。然后,利用例如仿射变换可将图像投射到该平面上。至此,得到的图像被线性并正交地进行比例调整。轮廓 13 内的面积于是可根据该变换的图像来计算。可以使用任意数量的激光器条纹,并且这些条纹可以彼此相交或不相交。

[0068] 该方法的优点是其在图像不是垂直于创伤而拍得的情况下提供校正。确定二维轮廓内的面积而非三维空间内的面积也减小了计算负担。

[0069] 如将结合图 3 所解释的,还可得到创伤深度测量结果。离最佳拟合平面 19 为最大深度 b 的点 18 可被迭代地确定或通过其它方法来确定。这可以针对沿十字丝 11、12 中之一的单个点或一组点来确定。

[0070] 利用该信息可以进行标准的创伤测量。所谓的“Kundin 面积”可通过获得创伤和轮廓的短轴(正交于长轴)的最大线性尺寸,并将这些测量结果的乘积乘以 $\pi/4$ 来计算。所谓的“Kundin 体积”可根据两个直径、最大深度以及 0.327 因子的乘积来计算。可通过本地处理器来确定所述尺寸并计算体积。根据情况,可使用各种其它算法来计算创伤体积。

[0071] 现在参考图 4,其示出了另一实施方式。在该例子中,投射了一系列三个激光点 31、32 和 33 而非一个或多个激光条纹。激光点以发散方式被投射,使得当设备移向或远离表面特征时,所述点之间的间隔可被比例调整从而使这些点可与创伤 30 的轮廓对准。该方法的优点是,不需要如在上一实施例中那样确定条纹与创伤轮廓的交叉点。此外,可以很容易地计算经过所述三个点的平面。另一点 34 可用来计算深度。优选地将点 34 置于最大创伤深度的位置。

[0072] 可利用图像处理技术来确定创伤的轮廓。然而,这类技术的结果可能依赖于图像质量、有效处理能力以及创伤的光特性而变化。根据优选实施例,所述轮廓由用户输入。

[0073] 用于执行所述方法的装置可以采用从静态系统(其具有静态照相机或者无线地或通过线缆连接的手持照相机)到完全便携单元等多种形式。包括集成或内置照相机的 PDA、手机、笔记本电脑、超移动 PC 等形式的便携单元带来极大的灵活性,尤其对于医院外的医疗服务。现在参考图 5,其示出了用于执行根据一个示例性实施例的本发明的装置。该装置由比如 Palm 或 HP iPaQ 等包括照相机的 PDA 20 组成,具有十字丝激光生成器 21,十字丝激光生成器 21 将十字丝相对于 PDA 照相机的光轴以某一角度投射(如图 1 所示)。对于该实施例,十字丝激光生成器可相对于照相机偏移约 50 毫米,并相对于照相机的光轴成约 30 度设置。通过 PDA 的照相机来捕获图像,并通过触摸屏 22 来显示图像。用户可以使用输入设备 23 在触摸屏 22 上绘制有关创伤 25 的边界的轮廓 24。所述装置可以允许利用输入设备 23 来调整轮廓 24。

[0074] 在一个实施例中,将输入设备 23 放在轮廓 24 附近并拖动该输入设备 23 使得可以当在屏幕上拖动输入设备 23 时,拖动紧邻的轮廓部分。这可以被配置成使由输入设备进行调整的效果与该输入设备对所述轮廓的接近程度成比例。因此,如果输入设备紧邻轮廓放置,则紧邻轮廓的部分将被调整,如果输入设备被放置成离所述轮廓有一定距离,则当拖动输入设备时,所述轮廓的更大区域将被调整。

[0075] 利用轮廓的手动输入不需要复杂的图像处理能力,并且允许使用紧凑的便携单元,比如PDA。此外,在自动方法可能效果较差的情况下,该方法利用人的图像处理能力来确定轮廓。

[0076] 一旦图像被捕获,该图像可以和测量结果信息(创伤面积、创伤深度、创伤体积等)一起被PDA存储在患者记录中。无需十字丝的图像也可以被使激光器21无效的PDA捕获。这在仅要求创伤的图像的情况下是理想的。在先前的信息已被存储的情况下,可进行测量结果的比较,并可提供改善或恶化的指示。在PDA具有无线能力的情况下,图像可直接被发送以便存储在中央数据库中或者分发给医学专业人员来评估。这允许在医疗人员拜访患者时,专家对在现场获得的信息进行检查并提供医学指导。必要时,历史记录允许跟踪并重新评估患者病情的进展。

[0077] 还可以进行其它创伤信息的测量。也可以计算创伤的颜色以及特定颜色区域的大小。这些测量可能需要在图像捕获区内放置颜色参考目标,以便进行正确的颜色比较。

[0078] 根据另一实施例,可以使用3-D照相机。图6和7示出了连接有立体3-D照相机27的平板PC26。平板PC26是有交互式屏幕的笔记本PC,比如Toshiba Portege M200,照相机27可以是立体照相机,比如Point-Grey Bumblebee照相机。在该实施例中,立体照相机27提供三维的图像信息,平板PC26用该图像信息来产生三维模型。然而,如在前一实施例中那样,利用输入设备28的用户可以围绕显示在平板PC屏幕上的创伤来绘制轮廓。利用该三维数据,可以直接计算面积和体积。

[0079] 在其它实施例中,“飞行时间(time-of-flight)”照相机可以替代照相机27。飞行时间照相机利用经调制的相干光照明以及按像素校正硬件。

[0080] 现在参考图8和9来描述替选的装置和方法。图8中示出的装置包括激光器对35和36,所述激光器对将交叉的扇形光束37和38投射到表面39上。激光器35和36相对彼此以及相对于照相机40保持固定的关系。通过利用交叉光束37和38,用户可在方便的范围内通过将激光器35、36以及照相机40的组合移向表面39或使该组合远离表面39来调整光束37和38之间的间隔。

[0081] 图9图示了图8中所示装置关于圆柱形表面42比如典型的胳膊或腿的一部分的使用。该方法可应用于可变换成平面(平的)形式(即展开)的任何表面。在“可展开的”表面中,根据定义,不存在变形且所述表面保持连续。当扇形光束37和38被投射到圆柱形表面42上时,它们以发散方式弯曲,如图9所示。用户相对于表面42移动激光器35和36以及照相机40的组合,以便正好将光束37和38置于创伤的边界41的外侧。照相机40然后捕获如图9所示的图像。对于更大的创伤,光束37和38可以在创伤的边界41内。

[0082] 这样,可根据被捕获的图像来确定光束37和38的元素的三维位置。所述表面的三维模型(栅格43图示了该模型)可利用沿着线37和38的元素的三维坐标来计算。该模型可以是在结构光元素的三维坐标之间起皱的无弹性表面,或者是在所述三维坐标之间绷紧的弹性表面,或者是解剖模型,或者仅仅是被比例调整的平面投影。所述解剖模型可以是模型库获取的模型,或者仅仅是近似人体的几何形状(例如,近似腿的圆柱体)。

[0083] 在第一方法中,三维表面可以被展开以形成平面图像,在所述平面图像中,所有区域都有相同大小(即,对于栅格,该栅格被展开,使得该图像的所有单元大小相同)。然后,可以通过根据所述平面图像计算创伤边界41内的面积,而很容易地计算出该面积。

[0084] 可替代地,可以根据与每个区域关联的比例属性(例如,对于栅格示例,将每个单元内的总面积规格化成相同的)、通过对每个区域内的面积进行比例调整来计算创伤边界 41 内的面积。当然可以依据所需的准确度来调整粒度。

[0085] 可以对该方法进行扩展,使得多个平行交叉线被投射以便实现更大的准确度。所述线可以具有不同的光特性(例如颜色),使这些线能够被区别开。然而,上述的两线方法的确具有模仿当前使用的一些人工方法的优点,这涉及将所述创伤轮廓描摹到透明薄片上,然后计算面积。

[0086] 图 10 示出了根据另一实施例的装置,其中提供了一个或多个其它传感器。装置 50 包括 PDA 51,PDA 51 有包括照相机 53、激光发生器 54 和 GPS 接收器 55 的外罩 52。GPS 接收器可以可替代地以 PDA 51 内的单独模块或插入卡形式提供。当外置于 PDA 时,定位模块可通过任何适当的有线或无线连接而连接到 PDA。除 GPS 之外的定位系统也可以适用。

[0087] 定位系统的使用允许任务的自动化和行动的有效性。这可以通过单独利用该装置,或者通过与中央计算机系统和数据库通信来实现。例如,护士可以使用该装置为患者监测创伤愈合情况。护士到达患者家中,利用 GPS 系统确定这个家的位置。该位置可用于确定地址。这可以用于通过与患者拜访日程表比较来确保护士处于正确的地址。

[0088] 响应于地址的确定,该系统可以自动地从患者数据库中选择与该地址关联的患者。可替代地,对于新的患者,护士利用 PDA 输入患者信息,且该信息自动与利用 GPS 接收器所确定的地址相关联。这样避免了利用 PDA 输入大量数据。类似地,所述位置可以直接被使用,不用转换成地址,以便选择与该位置关联的患者,或者将新的患者与该位置关联。

[0089] 该定位系统还可用于审查用户行动。例如,护士可以输入患者信息,利用位置数据,对照患者数据库来核对该位置数据,从而可以验证患者信息。这还允许雇主监测职员的行为,以确保职员确实是拜访了特定地址或患者。

[0090] 利用 GPS 系统收集的数据还可以被存储起来以供将来参考。例如,通过监测一段时间内的位置信息,可以收集行程数据。该数据可在以后被用来估计地点之间的行程次数,并建立或优化工作人员的行程安排。

[0091] 图 10 还示出了通过有线连接 57 连接到 PDA 的辅助传感器 56。也可以使用无线连接,并且可将任意数量的辅助传感器连接到 PDA。辅助传感器还可包括在模块 52 中。辅助传感器允许收集另外的数据。例如,在所述装置被用来捕获患者皮肤上的创伤图像的情况下,辅助传感器将允许测量与患者关联的另一物理或化学参数,比如温度、pH、湿度或气味。辅助传感器还可以是光学探头,其照亮皮肤或创伤,并分析散射光的光谱。例如,可以使用荧光探头。

[0092] 在一个实施例中,辅助传感器包括多普勒超声波探头。某些类型的创伤比如血管性溃疡等的管理需要测量底层组织内的血流,且多普勒超声波通常是用于执行所述测量的方法。低功率多普勒超声波探头比如用在胎儿心跳监测器中的那些低功率多普勒超声波探头可以是适合的。这使得患者不必去诊所或医院,也不必运送独立的超声波机器。

[0093] 从辅助传感器收集的数据可以与特定的地址、患者或图像关联。数据可以在 PDA 的屏幕上显示,并且可以覆盖在关联的图像上。该组合的信息可以使得更为先进的创伤分析方法被采用。

[0094] 辅助传感器的使用允许在图像被捕获的同时由同一个人更为容易地执行许多测

量。(在医疗环境下,此人还可以进行创伤治疗。)这是高效的,并且还允许数据很容易地并准确地与特定图像或患者相关联。

[0095] 在任一上述实施例中,包含激光器和照相机的部分可以被组合起来以便它们能够被装在可从 PDA 拆卸的单元中,例如通过 SDIO 或紧凑型闪存 (CF) 槽来对接。这为用户提供了额外的方便,并且使激光器和照相机能够持久地相对于彼此安装,易于校准。而且,照相机可以被最优地聚焦,并且照明装置比如白色 LED 可被用来提供相对恒定的背景照明。

[0096] 在任一上述实施例中,包含照相机和 / 或激光器的部分可以相对于 PDA 移动 (通过线缆或无线方式互连)。这允许独立地操作照相机以在棘手的位置捕获创伤,同时优化对将被捕获图像的检查。

[0097] 在任一上述实施例中,可以快速连续地捕获多个图像。这在使用结构光 (例如激光) 的情况下是特别有利的。例如,可以捕获两个图像:一个是激光器打开时的图像,一个是激光器关闭时的图像。将这两个图像之一从另一个图像中减去,产生只有激光线的图像 (忽略不可避免的噪声)。这有利于激光轮廓 (laser profile) 的自动检测。图像的其它组合也是有用的。例如,可以捕获三个图像:一个是没有照明但激光器打开时的图像,一个是没有照明且激光器关闭时的图像,第三个图像是有照明但激光器关闭时的图像。前两个图像可用来检测激光轮廓,而第三个图像显示给用户。显示照明关闭时的激光线的第三图像将具有较高的对比度,使得激光线更清楚地突显出来。快速连续地捕获图像意味着照相机在图像之间的运动是可以忽略的。

[0098] 图 11 示出了包括比如以上所述的一个或多个便携式装置 60 的系统。这些装置 60 可通过通信网络 61 与中央服务器 62 通信。优选地,这些装置 60 以无线方式与服务器 62 通信。中央服务器 62 可利用外部数据库 63 进行数据存储。

[0099] 该集中系统允许对数据进行适当分类和存储以供将来使用。例如,通过从数据库中挖掘历史数据,可以分析特定治疗的功效或者比较不同的治疗。可以监测病情、治疗以及结果的统计趋势。基于特定患者所呈现的一组症状,可用该数据来提出特定治疗方案。数据可提供针对创伤愈合的预测。在实际愈合不同于该预测的程度超出阈值时,该系统可以发出警告。

[0100] 健康护理提供商可以使用该数据来审核其整个组织、该组织内的各个部门或者甚至是各个工作人员的效率。可以将历史数据与历史的工作人员日程表比较,以确定工作人员是否执行了其日程表上的所有任务。可以比较不同工作人员的效率。

[0101] 因此提供了简单、便宜、可重复并可远程操作的测量创伤的方法。该方法利用人的图像处理能力来使处理需求最小。

[0102] 该方法不需要在创伤附近放置物件,并且允许进行创伤的历史比较。所述装置轻便且处理需求较低,并允许将记录以无线方式发送以便进行评估和存储。

[0103] 虽然通过本发明实施例的描述对本发明进行了说明,并且虽然也详细描述了这些实施例,但是申请人的意图不是要限制所附权利要求的范围或以任何方式将所附权利要求的范围局限于这些细节。附加的优点和修改对于本领域的普通技术人员是很显然的。因此,本发明就其更宽广的方面并不受限于所示出和描述的这些特定细节、代表性装置和方法以及说明性示例。因此,在不背离申请人总的发明构思的精神和范围的情况下,可以不拘于这些细节。

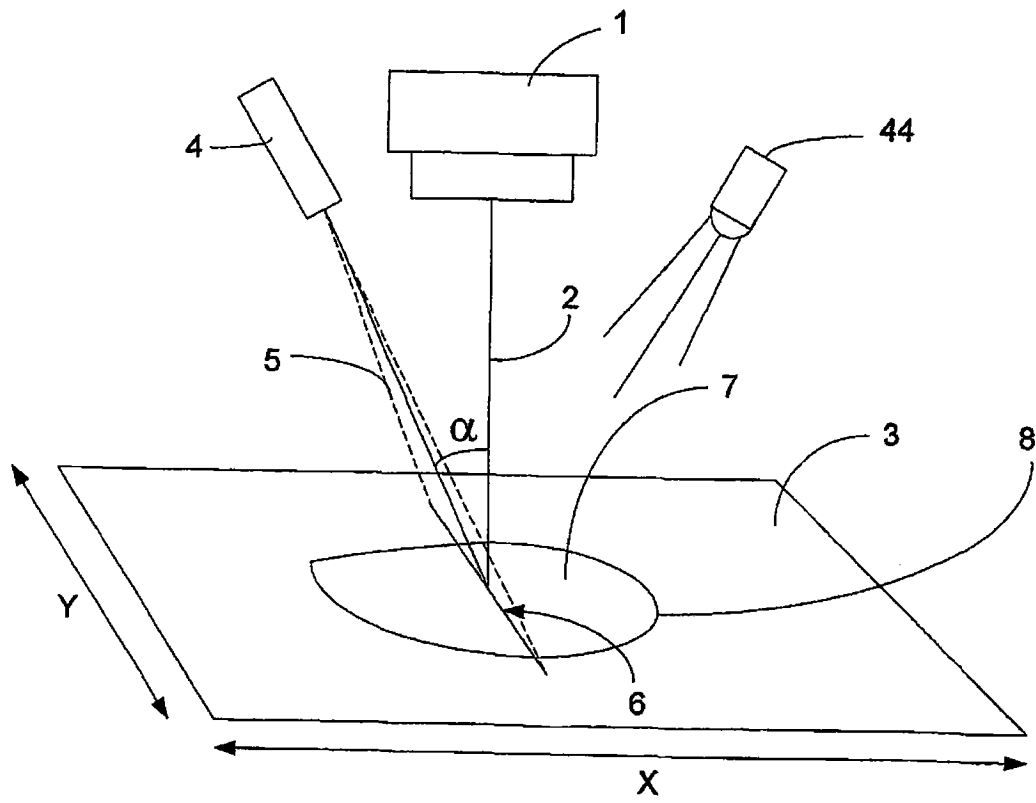


图 1

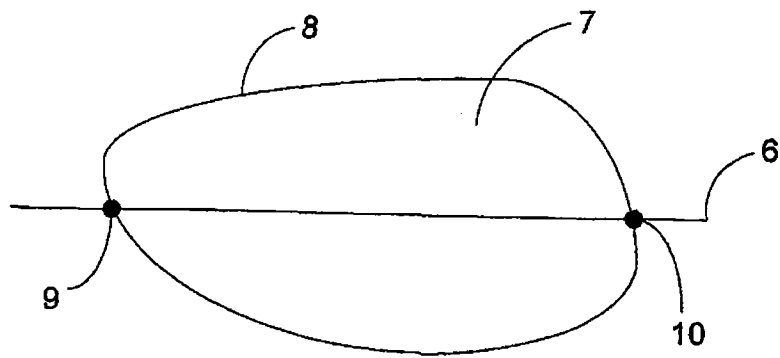


图 2

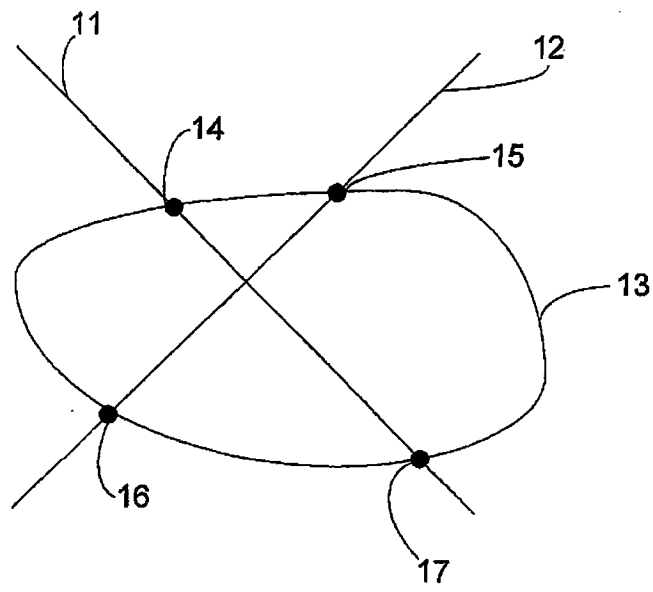


图 3a

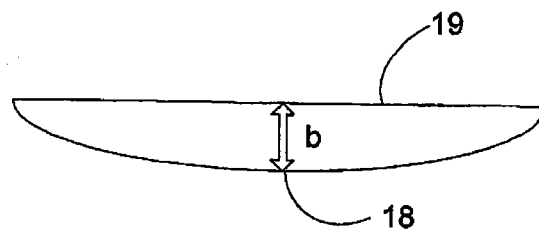


图 3b

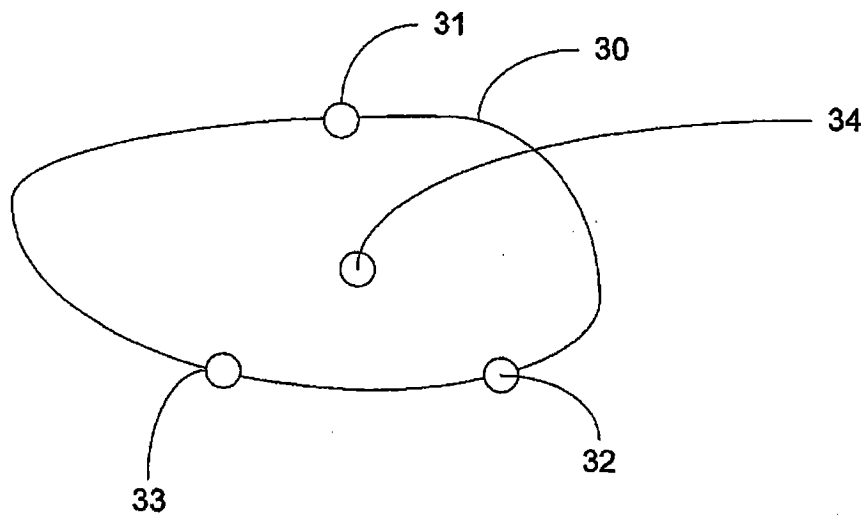


图 4

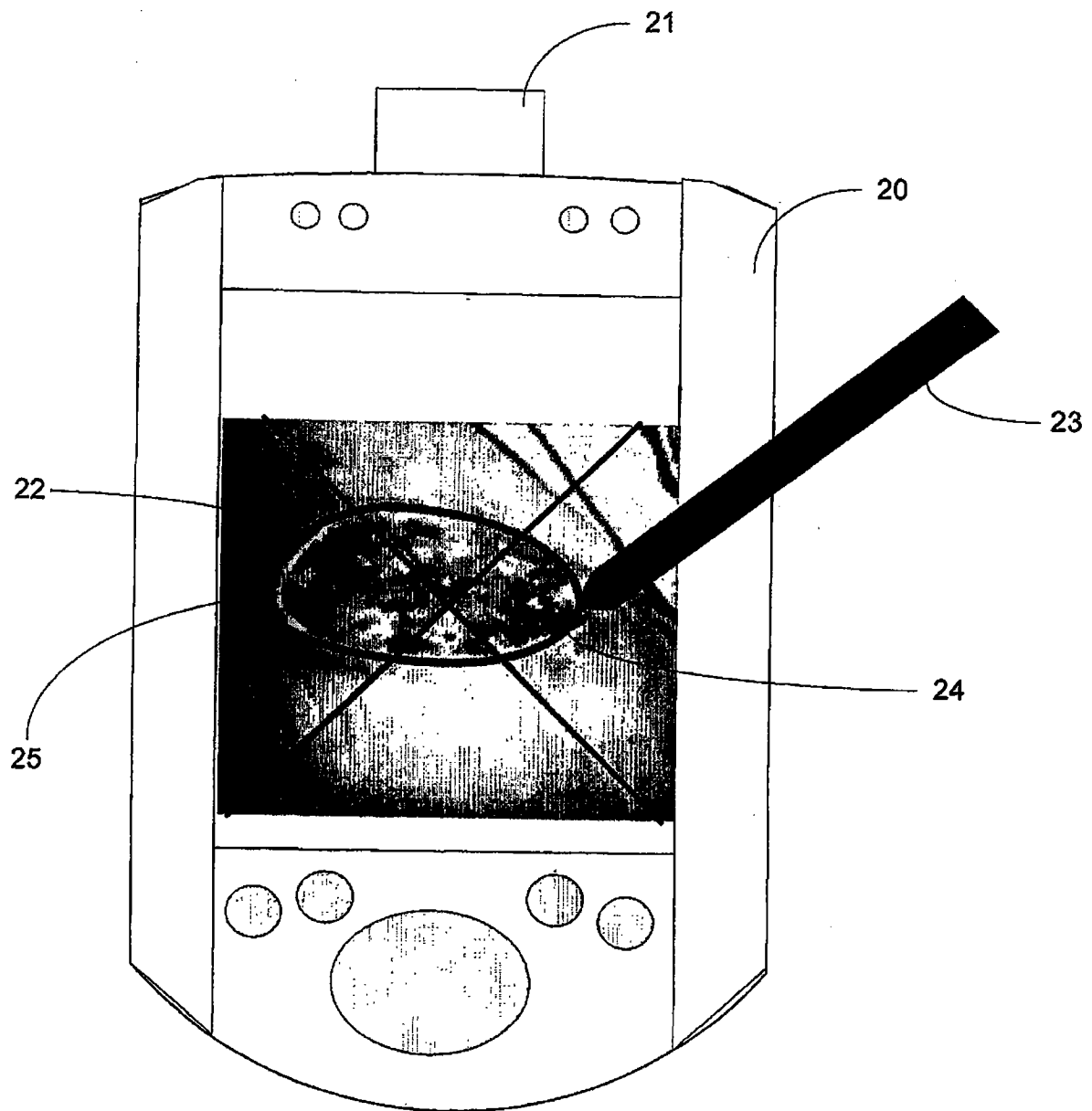


图 5

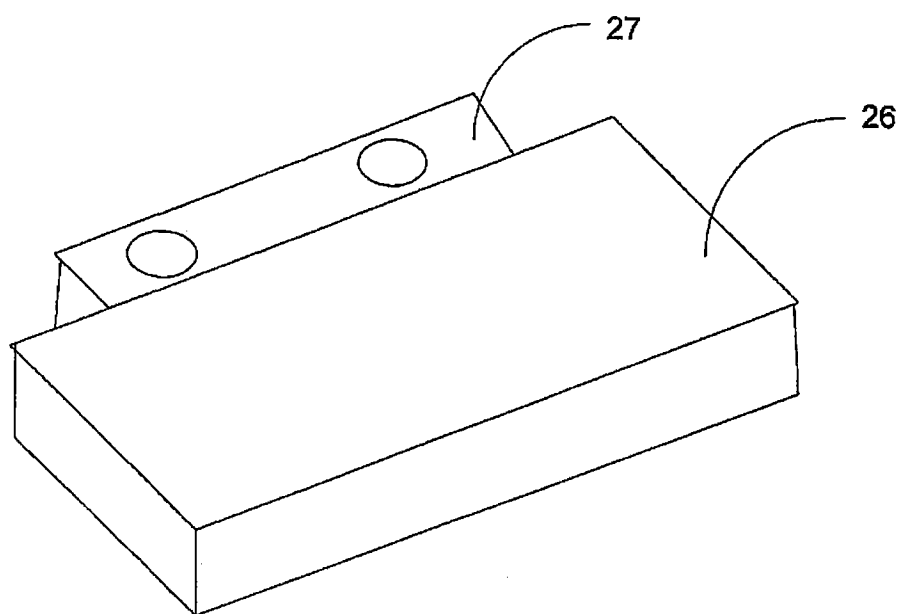


图 6

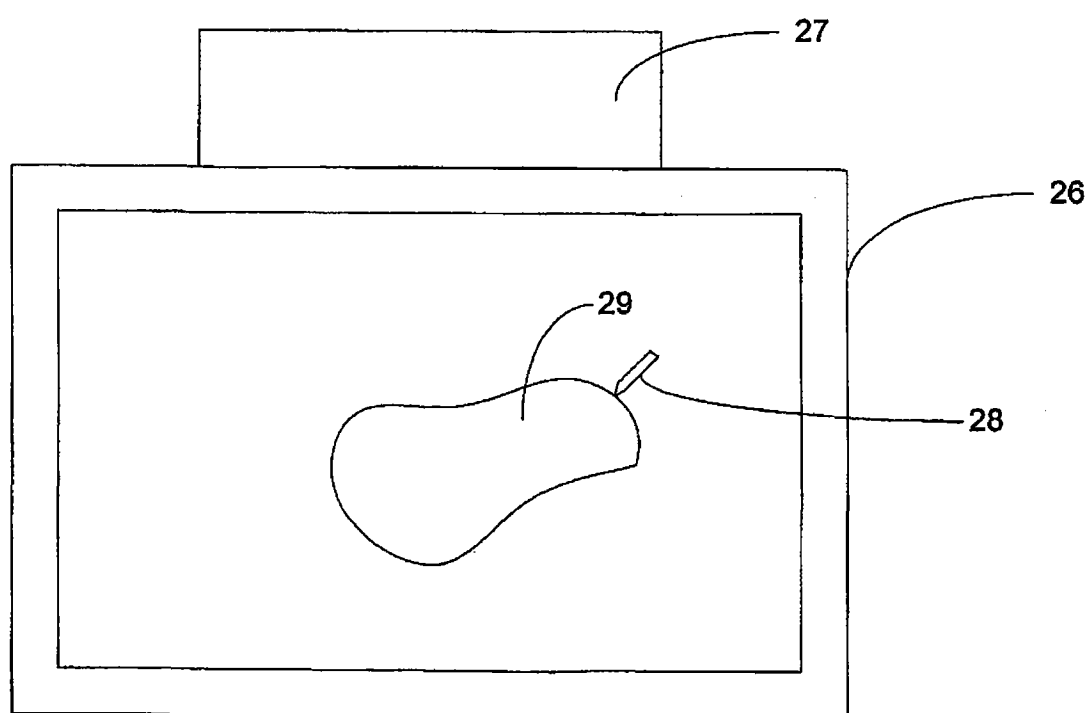


图 7

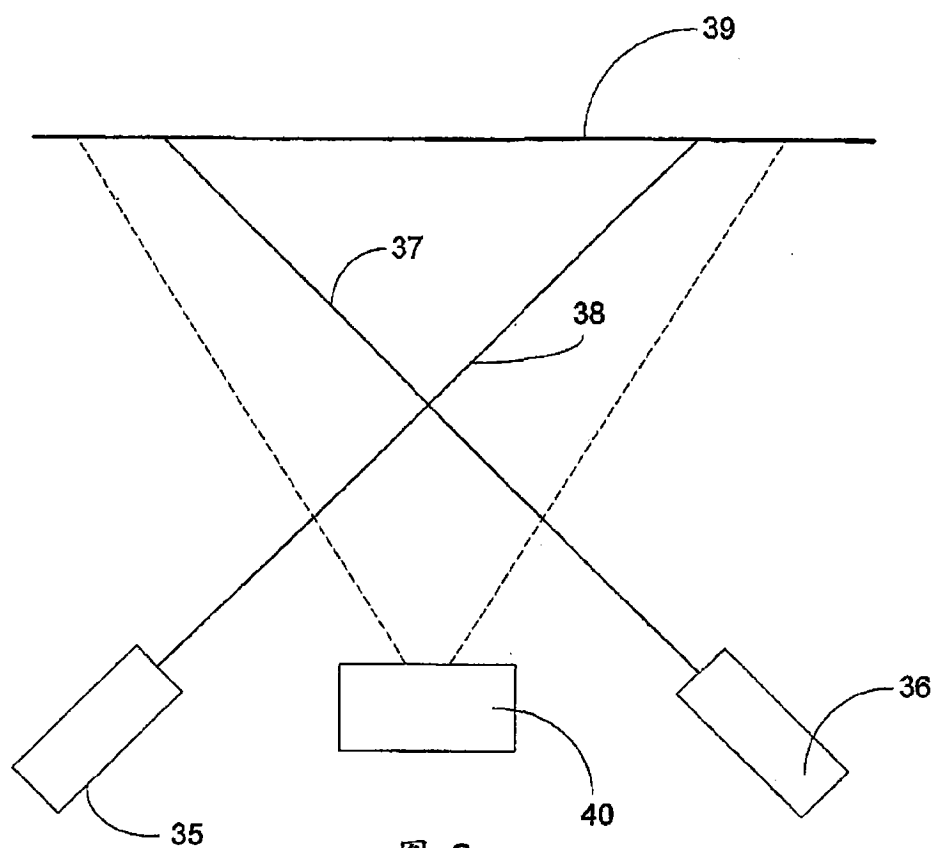


图 8

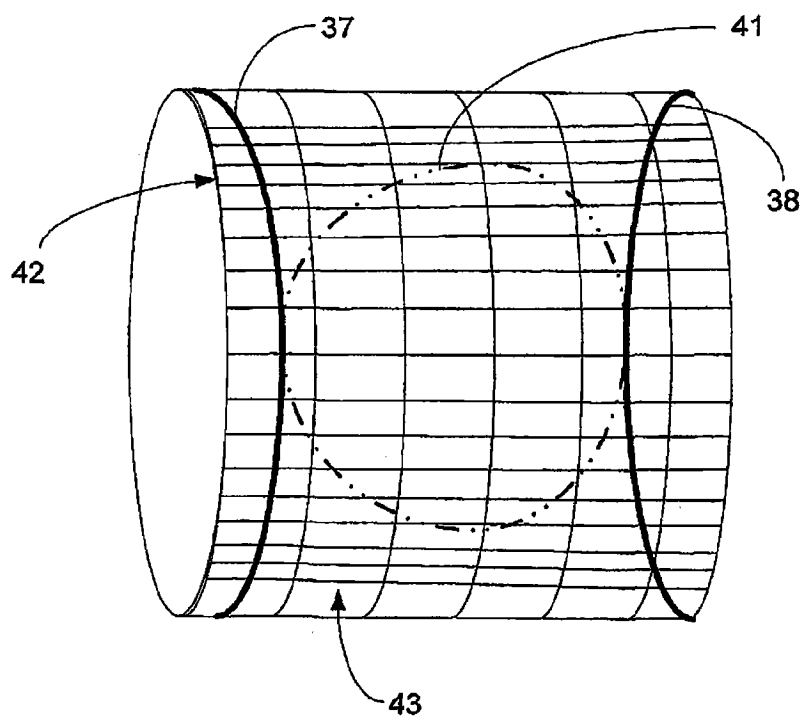


图 9

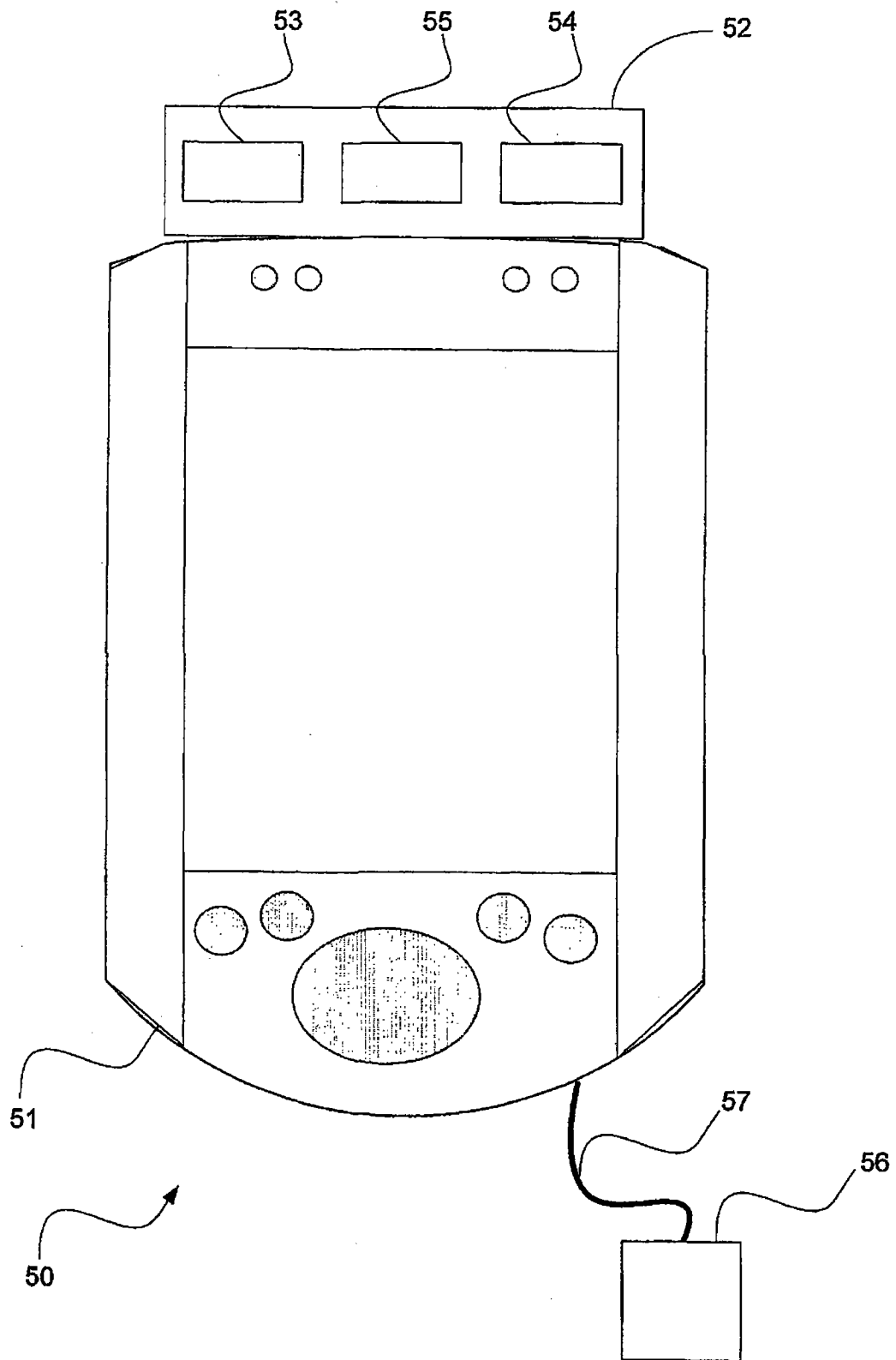


图 10

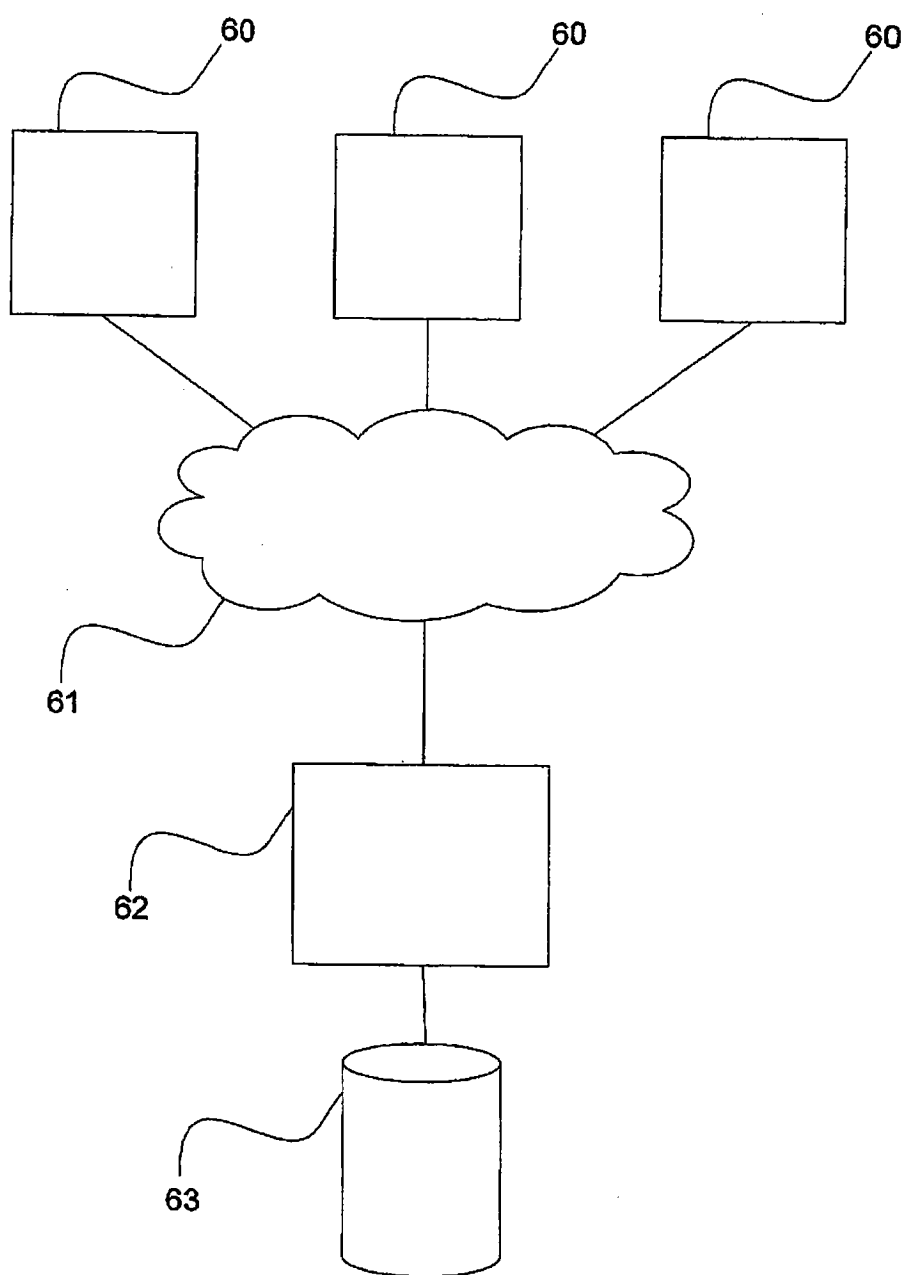


图 11