



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104665933 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 03

(21) 申请号 201410705843. 1

(22) 申请日 2014. 11. 27

(30) 优先权数据

14/092, 843 2013. 11. 27 US

(71) 申请人 克林盖德医疗有限公司

地址 美国马里兰州

(72) 发明人 菲利普·雅各布·斯托尔卡

佩兹曼·福鲁吉 马修·C·伦迪纳

格雷戈里·唐纳德·海格

伊玛德·米哈伊尔·伯乔尔

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 杨生平 钟锦舜

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006. 01)

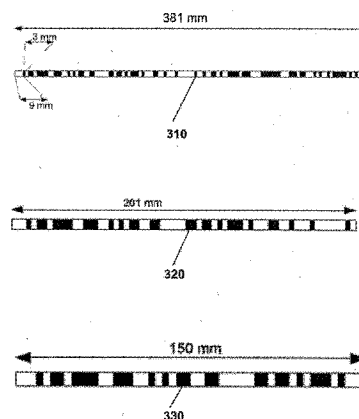
权利要求书3页 说明书10页 附图6页

### (54) 发明名称

用于具有光学识别的手术系统的外科针

### (57) 摘要

一种用于图像引导手术的系统可以包括：视觉成像系统；医疗工具，包括轴和尖端，其中，该工具的轴包括允许尖端的位置能够被确定的光学可检测特征；以及显示器，其被配置为无论该尖端是遮挡的还是可视的均显示包括该尖端的位置的医疗工具的实时表示。



1. 一种用于图像引导外科手术的系統,包括:

医疗工具,其包括轴和尖端,其中,所述工具的所述轴包括允许所述尖端的位置能够被确定的光学可检测的非均匀且非重复的图案,所述非均匀且非重复的图案包括具有非均匀且非重复的间隔和宽度的破折号序列,其中,所述序列具有至少 3 个或者更多子序列,其中,每个子序列的图案仅出现一次;

光学成像系統,其被配置为不依赖于所述非均匀且非重复的图案的哪个段是可视的而检测且跟踪所述医疗工具的位置;以及

显示器,其被配置为基于从所述光学成像系統中接收到的数据来显示包括所述尖端位置的所述医疗工具的实时表示。

2. 根据权利要求 1 所述的系統,其中,所述医疗工具包括:针、指针、活组织检查工具、腹腔镜、消融设备、外科手术仪器或者细长工具中的至少一个。

3. 根据权利要求 1 所述的系統,其中,所述光学成像系統被配置为计算所述医疗工具的插入深度和至少一个候选尖端位置。

4. 根据权利要求 1 所述的系統,其中,所述非均匀且非重复的图案是由所述光学成像系統可检测的,

其中,所述光学成像系統被配置为:在检测到所述非均匀且非重复的图案之后基于所述非均匀且非重复的图案来计算或者跟踪所述医疗工具的所述尖端的插入深度这二者中的至少一个,并且

其中,所述非均匀且非重复的图案基于其中给定最小长度的每个子序列仅出现一次的序列。

5. 一种用于图像引导外科手术的系統,包括:

医疗工具,其包括轴和尖端,其中,所述工具的所述轴包括允许所述尖端的位置能够被确定的光学可检测的非重复的图案,其中,所述非重复的图案包括迪布鲁英序列或者伪随机二进制序列中的一个;

光学成像系統,其被配置为不依赖于所述非重复的图案的哪个段是可视的而检测且跟踪所述医疗工具的位置;以及

显示器,其被配置为基于从所述光学成像系統中接收到的数据来显示包括所述尖端位置的所述医疗工具的实时表示。

6. 根据权利要求 1 所述的系統,其中,所述非均匀且非重复的图案被标记到、打印到、蚀刻到或者施加到所述医疗工具的所述轴这些中的一个。

7. 根据权利要求 1 所述的系統,其中,当所述非均匀且非重复的图案的所述最小长度的仅一部分由所述视觉成像系統可视时,所述光学成像系統正确地计算所述插入深度。

8. 根据权利要求 3 所述的系統,其中,当所述非均匀且非重复的图案的至少  $n/k^n$  由所述视觉成像系統可视时,所述光学成像系統正确地计算所述插入深度,其中,所述非均匀且非重复的图案的每个区别元素可以具有  $k$  个不同值,并且所述非均匀且非重复的图案为  $k^n$  个元素长。

9. 根据权利要求 1 所述的系統,还包括:

附件,其耦接到所述医疗工具。

10. 根据权利要求 9 所述的系統,其中,所述成像系統计算从所述附件到所述尖端的

距离,并且所述光学成像系统被校准到从所述附接件到所述尖端的所述实际距离。

11. 根据权利要求 9 所述的系统,其中,所述附接件包括以下至少一个:

夹式环,其中,所述夹式环为圆形的、椭圆形的、圆柱形的、或者手柄形中的一个;或者反射材料。

12. 根据权利要求 9 所述的系统,其中,附接件包括由所述光学成像系统可检测的图案,所述图案由所述视觉成像系统使用,以计算并且跟踪插入深度,所述图案最初使用其中给定最小长度的每个子序列仅出现一次的循环序列来创建。

13. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述光学成像系统还包括:

一个或者多个光敏设备,所述一个或者多个光敏设备对特定波长的光敏感并且限制其它波长的光;以及

一个或者多个发光设备,所述一个或者多个发光设备对所述医疗工具上的涂层进行照明,所述涂层响应于照明而产生或者反射特定波长的光。

14. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述一个或者多个光敏设备包括一个或者多个相机。

15. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述涂层展示照明下的图案,所述图案是由所述视觉成像系统可检测的,所述图案由所述视觉成像系统使用,以计算并且跟踪插入深度,所述图案使用其中给定最小长度的每个子序列仅出现一次的循环序列来创建。

16. 一种与图像引导医疗系统一起使用的工具,包括:

尖端;以及

与所述尖端集成或者附接到所述尖端这二者中的至少一个的轴,

其中,所述轴包括被标记到、打印到、蚀刻到或者施加到所述工具的轴这些中的至少一个的光学可检测的非均匀且非重复的图案,所述非均匀且非重复的图案包括具有非均匀且非重复的间隔和宽度的破折号序列,其中,所述序列具有至少 3 个或者更多子序列,其中,每个子序列的图案仅出现一次;并且

其中,所述非均匀且非重复的图案适合于由所述成像引导医疗系统来使用,以不依赖于所述非均匀且非重复的图案的哪个段是可视的并且不考虑在对应图像中是否遮蔽所述尖端而实时地确定所述尖端的位置。

17. 一种用于图像引导外科手术的方法,包括:

由一个或者多个处理器接收来自一个或者多个光学设备的输入,所述输入包括从工具的轴中反射的光,其中,所述工具的所述轴包括光学可检测的非均匀且非重复的图案,所述非均匀且非重复的图案包括具有非均匀且非重复的间隔和宽度的破折号序列,其中,所述序列具有至少 3 个或者更多子序列,其中,每个子序列的图案仅出现一次;

由一个或者更多处理器检测并且跟踪所述工具的位置,其中,跟踪包括由一个或者多个处理器不依赖于所述非均匀且非重复的图案的哪个段是可视的而使用所述非均匀且非重复的图案来计算三维空间中的一个或者多个候选尖端位置;并且

由一个或者多个处理器显示所述尖端的插入深度和所述一个或者多个候选尖端位置。

18. 根据权利要求 17 所述的方法,其中,所述非均匀且非重复的图案使假阳性检测最小化。

19. 根据权利要求 17 所述的方法,还包括:

基于所述非均匀且非重复的图案来确定工具类型。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,还包括:

确定所确定的工具类型是否适合于当前用途;并且  
如果使用不适当工具,则显示一个或者多个警告。

21. 根据权利要求 17 所述的方法,还包括:

验证所述一个或者多个光敏设备中的第一光敏设备和第二光敏设备之间的校准,其中,验证包括:比较来自所述一个或者多个光敏设备中的第一光敏设备和第二光敏设备的数据集中的所述非均匀且非重复的图案的测量高度;并且

如果测量高度不同,则拒绝校准。

22. 根据权利要求 17 所述的方法,还包括:

仅处理展示了所述非均匀且非重复的图案的被观察目标。

23. 根据权利要求 17 所述的方法,其中,所述非均匀且非重复的图案使用其中给定最小长度的每个子序列仅出现一次的循环序列来创建,其中,所述非均匀且非重复的图案被标记到、打印到、蚀刻到或者施加到所述工具的所述轴。

24. 根据权利要求 17 所述的方法,还包括:使用所述工具的所述轴上的所述非均匀且非重复的图案来计算所述工具的所述尖端的插入深度。

25. 根据权利要求 24 所述的方法,其中,甚至当所述非均匀且非重复的图案的一部分由所述一个或多个光敏设备不可视时所述工具的所述尖端的插入深度也被正确地计算。

26. 根据权利要求 17 所述的方法,其中,附接件耦接到所述工具的所述轴。

27. 根据权利要求 26 所述的方法,还包括:

计算从所述附接件到所述工具的所述尖端的距离,并且

基于从所述附接件到所述工具的所述尖端的计算出的距离来校准视觉成像系统。

28. 根据权利要求 26 所述的方法,其中,所述附接件包括以下至少一个:

夹式环,其中,所述夹式环为圆形的、椭圆形的、圆柱形的、或者手柄形中的一个;  
反射材料;或者

可检测图案,所述可检测图案用于计算所述工具的所述尖端的插入深度,所述可检测图案最初使用其中给定最小长度的每个子序列仅出现一次的循环序列来创建。

29. 根据权利要求 17 所述的方法,还包括:

由一个或者多个光敏设备接收光波,以允许特定波长的光并且限制其它波长的光;  
对所述工具上的涂层进行照明;并且  
由所述涂层产生或者反射所述特定波长的光。

30. 根据权利要求 29 所述的方法,还包括:

由所述涂层显示照明下的所述非重复的图案;并且

基于所显示的非重复的图案来计算所述工具的所述尖端的插入深度,所述非均匀且非重复的图案最初使用其中给定最小长度的每个子序列仅出现一次的循环序列来创建。

## 用于具有光学识别的手术系统的外科针

### 技术领域

[0001] 本发明的当前要求的实施例的领域涉及与成像设备一起使用的外科针，并且更具体地涉及具有用于观察且跟踪一个或者多个外科针的一个或者多个传感器的成像设备。

### 背景技术

[0002] 在图像引导干预中，成像设备和医疗工具在手术期间的跟踪和定位是分外重要的并且被认为图像引导外科 (IGS) 系统中的主要促成技术。跟踪技术可以分类成以下几组：1) 包括主动机器人（例如达芬奇机器人）和被动编码的机械臂（例如 Faro 机械臂）的基于机械的跟踪，2) 基于光学的跟踪，3) 基于声学的跟踪，以及 4) 基于电磁 (EM) 的跟踪。

[0003] 超声波是一种包括消融程序、活组织检查、放射治疗以及外科手术的图像引导干预的有用成像模式。在文学所中并且在研究实验室中，通过将跟踪系统（光学或者 EM 方法）与超声波 (US) 成像系统集成来执行超声波引导干预研究，例如以跟踪并且引导肝脏消融，或者在外照射治疗 [E. M. Boctor, M. DeOliviera, M. Choti, R. Ghanem, R. H. Taylor, G. Hager, G. Fichtinger, “Ultrasound Monitoring of Tissue Ablation via Deformation Model and Shape Priors”, International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI 2006 ; H. Rivaz, I. Fleming, L. Assumpcao, G. Fichtinger, U. Hamper, M. Choti, G. Hager, and E. Boctor, “Ablation monitoring with elastography: 2D in-vivo and 3D ex-vivo studies,” International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI 2008 ; H. Rivaz, P. Foroughi, I. Fleming, R. Zellars, E. Boctor, and G. Hager, “Tracked Regularized Ultrasound Elastography for Targeting Breast Radiotherapy”, Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI) 2009] 中。当前商业系统可以包括将 EM 跟踪设备集成到高端基于车的 US 系统。较小 EM 传感器可以集成到超声波探针中，并且类似的传感器可以附接到且固定到感兴趣的干预工具。

[0004] 当前方法在研究和商业方面的限制可以被归因于可用跟踪技术，并且被归因于集成这些系统并且将它们用于临床环境的可行性。例如，基于机械的跟踪器被认为是昂贵的且侵入的方案，即基于机械的跟踪器需要较大空间并且限制用户移动。另一方面，声学跟踪没有提供足够导航准确性。光学和 EM 跟踪技术需要具有基本相机（在光学跟踪方法的情况下）或者参考 EM 发射器（在 EM 方法的情况下）的侵入安装。此外，光学刚体或者 EM 传感器务必附接到成像器和所有所需工具，因此需要离线校准和灭菌步骤。因此存在用于图像引导外科手术中的改善成像设备的需要。

### 发明内容

[0005] 本发明的这些方面可以涉及系统、工具和系统。在一个实施例中，可以提供用于图像引导手术的系统。该系统可以包括：视觉成像系统；包括轴和尖端的医疗工具，其中，工具的轴包括允许尖端的位置能够被确定的光学可检测特征；以及显示器，其被配置为无论

尖端是遮挡的还是可视的均显示包括尖端的位置的医疗工具的实时表示。

[0006] 在另一个实施例中,可以提出一种与图像引导外科手术系统一起使用的工具。该工具可以包括尖端;以及与该尖端集成或者附接到该尖端这二者中的至少一个的轴,其中,该轴包括被标记到、打印到、蚀刻到或者施加到所述工具的所述轴这些中的至少一个的图案,并且其中,该图案适合于由成像引导外科手术系统来使用,以不考虑在对应图像中是否遮蔽所述尖端的情况下实时地确定所述尖端的位置。

[0007] 在又一个实施例中,可以提出一种用于图像引导外科手术的方法。该方法可以包括:由一个或者多个处理器接收来自一个或者多个光敏设备的输入,该输入包括从工具的轴中反射的光,其中,该工具的轴包括一个或者多个视觉特征;由一个或者多个处理器使用该一个或者多个视觉特征来计算三维空间中的一个或者多个候选尖端位置;并且由一个或者多个处理器显示尖端的插入深度和一个或者多个候选尖端位置。

### 附图说明

[0008] 进一步的目的是优势将从说明书、附图和示例的考虑中变得显而易见。

[0009] 图 1 示出了根据本发明的实施例的成像系统的成像组件的实施例;

[0010] 图 2 示出了根据本发明的实施例的成像系统的实施例;

[0011] 图 3 描绘了根据本发明的实施例的样品跟踪图案;

[0012] 图 4 描绘了根据本发明的实施例的示例工作流;

[0013] 图 5 描绘了本文描述的用于执行方法并且建立系统的计算机的说明性实施例;以及

[0014] 图 6 示出了实施例中的工具尖端显示器的截图。

### 具体实施方式

[0015] 下面详细讨论本发明的一些实施例。在描述实施例时,为了清楚起见,使用特定术语。然而,本发明不旨在限于所选择的特定术语。相关领域中的技术人员将认出可以在不脱离本发明的广泛概念的情况下使用其它等效组件并且开发其它方法。在该说明书中的任何地方引用的所有参考文献均通过引用方式被并入,犹如每个参考文献已经被单独并入。

[0016] 术语针和 / 或者医疗工具的使用可以指代细长医疗工具例如针、指针、活组织检查工具、腹腔镜、消融设备、手术仪器和 / 或者细长工具。

[0017] 本发明的一些实施例描述能够 IGI(图像引导干预)的“平台技术”,其超出相对窄图像引导和跟踪的当前范例。持此之外,同时本发明的目的在于克服跟踪、视觉化以及引导的限制;具体使用且集成这些技术,例如与使用 3D 计算机视觉和结构光的医疗工具识别和跟踪有关;以及使用局部感测方法的成像设备跟踪。IGI 的示例可以在以美国专利申请公开 NO. 2013/0016185 公开的题目为“Low-cost image-guided navigation and intervention systems using cooperative sets of local sensors”的美国专利申请 NO. 13/511,101 中看见。

[0018] 本发明涵盖各种范围的实施例,共享用于通用成像、投射、视觉和局部感测的紧密集成共核的组件和方法。

[0019] 本发明的一些实施例涉及组合一组互补技术,以提供局部感测方法,该方法可以

提供使能跟踪医疗成像设备的技术,其例如潜在地显著减少了错误并且增加了确定性的患者结果。根据本发明的一些实施例,该方法可以提供用于跟踪超声波探针和其它成像设备、干预引导和信息视觉化的平台技术。根据本发明的一些实施例,通过将超声波成像和图像分析算法以及安装探针的光敏设备、独立光学惯性传感器结合,而可以通过递增跟踪外科手术医疗工具和其它工具或者目标的当前运动来重建它们的位置和轨迹。

[0020] 本发明的一些实施例允许(使用视觉的、超声波和/或者其它成像和定位形式来)分段、跟踪和引导医疗工具和其它工具。

[0021] 与本领域的当前状态相比,这种设备可以允许具有改进敏感性和特殊性的成像过程。这可以开发多个可能的应用场景,而该应用场景先前需要有害的 X 射线/CT 或者昂贵的 MRI 成像和/或外部跟踪和/或昂贵的、不精确的、耗时的或者不实际的硬件安装,或者该应用场景曾经遭受固有缺少精确和成功的保证,例如:活组织检查, RF/HIFU 消融等:可以允许 2D 或者 3D 的基于超声波的医疗工具引导,近距离治疗:可以允许用于精确近距离治疗定点播种的 3D 超声波获取和医疗工具引导,依赖于跟踪成像和跟踪工具的其它应用。

[0022] 本发明的一些实施例可以提供超过现有技术的几个优势,例如以下组合:低成本跟踪、局部化、紧凑的和非侵入方案-用于手持的理想跟踪系统和紧凑的超声波系统,其首先用于干预和医疗点临床套件,而且用于其它干预设置中的可视跟踪下的通用工具跟踪。

[0023] 例如,本发明的一些实施例涉及用于跟踪超声波探针和其它成像设备的设备和方法。根据本发明的实施例,通过将超声波成像和成像分析算法和安装探针的光敏设备组合,可以通过递增跟踪外科手术工具和其它目标的当前运动来重建它们的位置和轨迹。这可以提供先前需要昂贵的、不精确的或者不实际的硬件安装的几个可能应用场景,例如基于超声波的医疗工具引导。

[0024] 当前超声过程主要使用手持式 2D 超声波 (US) 探针,该探针通过已扫描的 3D 体积 (“感兴趣区域”(ROI)) 返回平面图像片。针对需要医疗工具引导的经皮干预,医疗工具轨迹的预测当前基于附接到远端 (外部) 医疗工具端的传感器的跟踪,并且基于依赖于操作者经验的轨迹的心理外推法。具有 3D 超声波、医疗工具跟踪、医疗工具轨迹预测和交互式用户引导的集成系统将是非常有益的。

[0025] 图 1 示出根据本发明的实施例的成像系统的成像组件 100 的实施例。成像组件 100 包括:成像工具 110、支架 120,该支架 120 被构造成可附接到成像工具 110。在图 1 的示例中,成像工具 110 为超声波探头,并且支架 120 被构造成可附接到超声波探针的探针手柄。超声波探针可以包括例如 Ultrasonix #C5-2。然而,本发明的广泛概念不限于仅仅该示例。支架 120 可以被构造成可附接到用于图像引导手术的其它手持式仪器,例如外科整形电动工具或者独立的手持式支架。在其它实施例中,例如,支架 120 可以被构造成可附接到 X 射线系统或者 MRI 系统的 C 形臂。

[0026] 成像组件 100 可以包括顶壳 180 和底壳 130,该顶壳 180 和底壳 130 可以一起耦接,以形成头壳。顶壳 180 和底壳 130 可以牢固耦接到稳定配件 170 (例如,稳定条)。头壳可以容纳稳定配件 170 以及成像组件 100 的其它组件。螺钉 190 可以用于将成像组件 100 的组件耦接在一起。

[0027] 成像组件 100 也可以包括牢固附接到稳定配件 170 的一个或者多个光敏设备 150 (或者光敏感装置)。在本发明的一些实施例中,一个或者多个光敏设备 150 可以为可

视光相机、红外线相机、飞行时间 (time-of-flight) 相机、PSD (位置敏感设备) 和 / 或者基于反射的激光感测中的至少一个。一个或者多个光敏设备 150 可以被布置为观察靠近成像组件 100 的表面区域和在成像组件 100 的操作期间观察表面区域。在图 1 的实施例中, 一个或者多个光敏设备 150 可以被布置且配置为感兴趣区域的立体观察。

[0028] 成像组件 100 也可以包括: 印刷电路板 140, 该印刷电路板 140 可以包括一个或者多个微处理器、一个或者多个发光设备以及存储器设备。发光设备可以发射可见光谱、红外线、紫外线或者其它光谱的光。发光设备可以包括 LED、灯泡、CFL、激光等中的至少一个。印刷电路板也可以连接到一个或者多个光敏设备 150 并且可以牢固耦接到稳定配件 170。

[0029] 成像组件 100 也可以包括透镜 160, 该透镜 160 为一个或者多个光敏设备 150 提供屏幕。在一个实施例中, 透镜 160 可以由 .031" 厚度的超硬 gorilla 玻璃制成。透镜 160 可以被磨砂并且 / 或者部分磨砂, 以扩散从一个或者多个发光设备发射的光。来自发光设备的光可以通过磨砂玻璃平面、网、透明带或者其它装置被扩散。

[0030] 图 2 示出根据本发明的实施例的成像系统 200 的示意图。成像系统 200 包括由用户控制的成像组件 100。此外, 用户也正在插入医疗工具。成像系统 200 包括图像显示器 210。图像显示器 210 可以显示来自成像工具 110 的输出, 例如声波图图像。成像系统 200 也包括扩增的显示器 220。扩增的显示器 220 可以为触摸屏并且允许来自用户的输入。扩增的显示器 220 可以叠加来自成像工具 110 的输出之外的跟踪信息。跟踪信息可以包括由医疗工具、手术仪器或者其它用户插入的工具的当前跟踪状态、当前位置以及当前插入深度。被叠加信息也可以包括医疗工具尖端位置和到被选目标的医疗工具尖端距离。

[0031] 虽然图 1 和图 2 示出了作为超声波成像系统的成像系统并且支架 120 被构造成附接到作为超声波探针的成像工具 110, 但是本发明的广泛概念不限于该示例。支架可以被构造成可附接到其它成像系统例如但不限于 X 射线以及磁共振成像系统。

[0032] 图 3 描绘了根据本发明的实施例的样品跟踪图案。医疗工具 310, 320, 330 分别为 381mm, 201mm 以及 150mm 长, 并且描绘了相同长度的跟踪图案。医疗工具可以包括轴和尖端。跟踪图案可以被标记、印刷、蚀刻或者以其它方式施加到医疗工具轴或者其它线性工具上。成像系统 200 可以解析医疗工具轴或者其它线性工具上的图案。跟踪图案可以包括以下序列, 在该序列中, 给定最小长度的每个子序列仅出现一次。跟踪图案可以包括伪随机二进制序列 (PRBS)、迪布鲁英 (De Bruijn) 序列或者条形码。图案可以为由 E.M. Petriu 的 "Absolute Position Measurement Using Pseudo-Random Binary Encoding" 中所述生成的序列, 其通过引用方式并入本文中。

[0033] 此外, 跟踪图案可以包括医疗工具上的环, 私有伪随机二进制序列 (PRBS) 图案或者施加于医疗工具轴上的迪布鲁英序列。单独地或者取决于有限集合的离散可能性, 成像系统 200 可以使用图案的可辨别部分来识别医疗工具以视觉上跟踪医疗工具插入深度, 并且确定该部分以及因此医疗工具尖端的位置。可以在具有一个或者多个医疗工具尖端候选位置的医疗工具引导显示器 (例如, 扩增的显示器 220) 上叠加确定的深度。医疗工具引导显示器可以被配置为无论尖端是被遮住还是可视的都显示包括医疗工具的尖端的位置的医疗工具的实时表示。由于图案的性质, 当图案的一部分是由成像系统不可视时或者当仅图案的最小长度的一部分是由成像系统可视时, 视觉成像系统可以正确计算插入深度。实际上, 如果图案的每个区别元素可以具有 k 个不同值 (例如颜色或者色度), 并且整个图案



为  $k^n$  个元素长,则当整个图案的至少一小部分 ( $n/k^n$ ) 可视时,视觉成像系统可以正确计算插入深度。

[0034] 最初,可以在算法上如下生成跟踪图案:位于 <http://www.csi.uottawa.ca/~petriu/ELG5161-PRBS-encoding.pdf> 处的由 E.M.Petriu 的“Absolute Position Measurement Using Pseudo-Random Binary Encoding”中描述的那样来生成长度  $2^{(n-1)}$  的伪随机二进制代码。在该技术中,该序列以  $n$  个二进制值(位)的任意序列开始。然后计算在特定位置中的两位的异或,并且被添加到序列的末端,从而导致  $n+1$  位。在该序列中针对最后的  $n$  位来重复该过程,直到生成  $2^{(n-1)}$  位为止。跟踪图案可以为非周期的,并且可以提供医疗工具上的独特位置。该图案可以提供而无论医疗工具的哪部分是可视的,成像系统 200 可以以该图案来局部化在医疗工具上,并且检测插入深度。所有医疗工具可以具有相同图案,但是也可以具有不同图案,以有助于在可视区域内对工具消除歧义。

[0035] 在另一个实施例中,附件例如夹式环可以牢固位于医疗工具上。可以向成像系统 200 示范具有环的医疗工具,这确定从附件或者换到医疗工具尖端的距离,并且将那个距离用于尖端位置估计。该环可以是圆形的、椭圆形的、圆柱形的、或者手柄形状。附件或者夹式环也可以是反射的(例如,IR 反射的)。

[0036] 医疗工具上的图案可以为 IR 反射图案。IR 反射可以有助于医疗工具的检测,并且帮助消除假阳性。成像系统 200 可以包括具有过滤器和照明源的光敏设备和医疗工具上的涂层,该过滤器让特定波长的光通过并且该照明源对医疗工具进行照明,该涂层响应于照明而产生或者反射在光敏设备的过滤器的波长处的光。该光敏设备可以包括一个或者多个光敏设备 150 或者一个或者多个 PSD 或者及其一些组合。此外,医疗工具可以具有施加于其的可视和 IR 可视的图案或者环。这将允许操作者使用医疗工具,该医疗工具好像是通用的(例如,该医疗工具携带厘米标记),而甚至携带对人眼是不可视的信息(而对光敏设备是可视的),并且用于定位。

[0037] 在其它实施例中,图案可以用于拒绝或者最小化医疗工具的假阳性检测。换言之,通过仅检测携带期望可视特征的目标,系统可以避免检测并且/或者跟踪非重要目标。该图案也可以用于工具的消歧义,例如,工具的不同模式的差别在于可视特征的不同组合。该图案也可以用于决定工具针对期望或者当前使用的适当性(例如,在某个深度达到目标)。如果工具不是合适的,可以向操作者显示警告:不适当的工具正在被使用。该图案可以用于验证对特征携带工具进行观察的光敏设备或者光敏设备之间的校准。可以通过比较来自两个或者多个光敏设备的数据集中的特征的明显(例如测量的)高度,并且如果所述高度不同则通过拒绝校准,来实现这种验证。该图案也可以用于通过仅处理对所需图案进行展示的被观察目标来改善工具检测。

[0038] 图 4 描绘了根据本发明的实施例的示例性工作流 400。在步骤 410 中,至少一个光敏设备 150 可以接收光。接收到的光可以包括从医疗工具的轴中反射的光。轴或者其它工具可以包括一个或者多个可视特征。一个或者多个可视特征可以包括可检测的图案,使用伪随机二进制代码来最初创建该图案,其中,该图案为标记到、打印到、蚀刻到或者施加到医疗工具的轴中的一个。

[0039] 在另一个实施例中,可视特征可以包括附接到医疗工具轴的环。该环可以为反射形的和/或圆柱形的或者手柄形的。该环可以包括用在计算医疗工具的尖端的插入深度的

可检测图案,可以使用伪随机二进制代码来首先创建可检测的图案。成像系统 200 可以首先计算从环到医疗工具的尖端的距离,并且使用该计算的距离来校准用于医疗工具跟踪的成像系统 200。流可以从 410 移动到 420。

[0040] 在 420 中,可以计算医疗工具的尖端的插入深度。可以基于医疗工具轴上的一个或者多个可视特征来进行深度计算。由于可视特征的性质,甚至当一个或者多个可视特征的一部分不可由一个或者多个光敏设备观察时都可以正确计算医疗工具的尖端的插入深度。例如,当可视特征包括使用伪随机二进制代码来创建的可检测图案时,图案为非周期的,并且因此,即使图案的一小部分是可视的,成像系统 200 仍然可以计算插入深度。流可以从 420 移动到 430。

[0041] 在 430 中,可以使用一个或者多个可视特征来计算至少一个医疗工具尖端位置(例如候选尖端位置)。计算出的尖端位置可以处于三维平面中,并且可以基于插入位置、计算出的插入深度和医疗工具的进入角。流可以从 430 移动到 440。

[0042] 在 440 中,可以在扩增的显示器 220 上显示医疗工具的尖端的插入深度和可能的尖端位置。例如,外科医生或者其他医学人员当执行 IGI 时可以使用显示的信息。流可以从 440 之后结束。

[0043] 在实施例中,可以通过工具上的一个或者多个可视特征来完成医疗工具的跟踪。(发明人已经在先前公开中描述了基本工具跟踪,例如,Stolka et al. "Navigation with local sensors in handheld 3D ultrasound: initial in-vivo experience," SPIE Medical Imaging 2011, Lake Buena Vista, FL/USA, pp. 79681J-79681J. International Society for Optics and Photonics, 2011, and Wang et al. "The Kinect as an interventional tracking system," SPIE Medical Imaging, San Diego, CA, USA, pp. 83160U-83160U. International Society for Optics and Photonics, 2012, both of which are included by reference in their entirety)。可视特征可以包括可检测图案,该图案首先使用伪随机二进制序列或者更常用的迪布鲁英序列来创建,其中,该图案为标记到、打印到、蚀刻到或者施加到工具中的一个。该图案可以用于检测工具插入到人体或者动物体的深度。可替换地,可视特征可以包括附接到工具的附件例如环。该环可以是反射的和/或圆柱形的、或者手柄形的。该环可以包括用在计算工具的尖端的插入深度的可检测图案,该可检测图案可以首先使用伪随机二进制序列来创建。成像系统 200 可以首先计算从环到工具的尖端的距离,并且使用该计算出的距离来校准用于工具跟踪的成像系统 200。

[0044] 辅助医疗工具定位的显示信息可以包括与医疗工具和非无穷小的薄超声波成像平面之间的交叉的长度有关的信息,通过在医疗工具线上画标记来表示所述交叉的程度。换言之,线可以指出医疗工具轨迹,其中,线的一部分可以被不同地遮蔽,以指出其中医疗工具将与超声波的成像平面相交的区域。

[0045] 可以基于工具上的一个或者多个可视特征来完成插入深度计算。由于可视特征的性质,甚至当一个或者多个可视特征的一部分不可由一个或者多个光敏设备观察时都可以正确计算医疗工具的尖端的插入深度。例如,当可视特征包括使用伪随机二进制代码来创建的可检测图案时,图案为非周期的且在一小段上是唯一的。因此,即使图案的一小部分是可视的,成像系统 200 仍然可以计算插入深度。可以使用一个或者多个可视特征来计算工

具尖端位置（例如候选尖端位置）。计算出的尖端位置可以处于三维空间中，并且可以基于插入位置、计算出的插入深度和医疗工具的进入角。可以在扩增的显示器 220 上显示工具尖端的插入深度和可能尖端位置。例如，外科医生或者其他医学人员当执行 IGI 时可以使用显示的信息。

[0046] 下面描述了在一个实施例中用于使用医疗工具轴上的图案来在立体图像中使医疗工具尖端局部化的一种可能技术。给出一对立体图像（左右光敏设备图像）和光敏设备校准（内外光敏设备参数），则尖端局部化的第一步骤为矫正左右图像。接下来，医疗工具在这些图像中被检测为在轴的中间处集中的直线。为了在 3D 中使医疗工具的尖端局部化，在 3D 空间中重建医疗工具线。然后使用恒定的德尔塔来抽取该线，以提供一组 3D 点。然后将这些点投射回到左右图像中，从而导致两组 2D 点，以用于左和右矫正的图像。然后，使用插值来计算在这些点处的像素密度。这将生成具有常规取样的两个密度向量。在接下来的步骤中，针对所有可能的“子图案”来关联这两个密度向量。子图案为唯一识别的整个图案的最小连续部分。针对每个子图案，记录使相关性和相关值最大的位置。在左右向量中选择具有最高相关值的子图案。由于子图案关于尖端的偏移是已知的，所以可以估计尖端的 3D 位置。注意，左右图像提供尖端位置的两个几乎独立估计。作为验证步骤。两个估计的尖端位置应当比阈值更靠近。将最后尖端位置给出为这两个估计的尖端位置的权重平均。

[0047] 图 6 示出了一个实施例中的工具尖端显示的画面。图 6 包括来自包括超声波图像 610 的显示器 220 的截图。显示器 220 也示出了指示工具当前位置（由双绿线指示）的包括尖端（由垂直线指示）的医疗工具 620 以及指示未来轨迹 630 的线表示。

[0048] 在另一个实施例中，一个或者多个光敏设备可以过滤光波，以仅允许特定波长的光且限制其它波长的光。涂层可以施加于可能基于接收特定波长的光而被照明的医疗工具，涂层可以产生或者反射特定波长的光。反射的或者产生的特定波长的光可以由光敏设备来检测。反射的或者产生的特定波长的光可以减少假阳性的发生。此外，涂层可以仅照明或者产生特定波长的光，以展现可检测的图案。可以基于特定波长的光的显示出的可检测图案来计算医疗工具的可能尖端位置和尖端插入深度。

[0049] 说明性的计算机系统

[0050] 图 5 描绘了可以用在实现本发明的说明性实施例中的说明性计算机系统。具体地，图 5 描绘了可以用在计算设备例如但不限于独立式设备、或者客户设备或者服务器设备中的计算系统 500 的说明性实施例。图 5 描绘了可以用作客户设备或者服务器设备等的计算机系统的说明性实施例。可以使用硬件、软件、固件或者其组合来实现本发明（或者本发明的任何部分或者本发明的任何功能），并且本发明（或者本发明的任何部分或者本发明的任何功能）可以实现在一个或者多个计算机系统或者其它处理系统中。实际上，在一个说明性实施例中，本发明可以指向能够实施本文描述的功能的一个或者多个计算机系统。图 5 示出了计算机系统 500 的一个示例，描绘了可用于实现本发明的说明性计算机系统的框图的说明性实施例。具体地，图 5 示出了为说明性实施例的示例性计算机 500，该示例性计算机 500 可以为例如（但不限于）运行操作系统例如（但不限于）可向美国华盛顿州雷德蒙德的 MICROSOFT® 公司购买的 MICROSOFT® WINDOWS® NT/98/2000/XP/Vista/Windows 7/Windows 8/Surface 等的个人计算机（PC）系统，或者来自美国旧金山库比蒂诺的苹果公司的执行 MAC® OS, OS X, 或者 iOS 的苹果计算机或者平板，或者运

行 Linux 或者其它 UNIX 衍生物的计算机。然而,本发明不限于这些平台。相反,本发明可以实现运行任何适当操作系统的任何适当计算机系统上。在一个说明性实施例中,本发明可以实现操作本文讨论的系统的计算机系统上。图 5 示出了计算机 500,即说明性计算机系统。本发明的其它组件例如(但不限于)计算设备、通信设备、电话、个人数字助理(PDA)、iPhone、3G/4G 无线设备、无线设备、个人计算机(PC)、手持式 PC、膝上型计算机、智能电话、移动设备、笔记本、手持式设备、便携式设备、交互式电视设备(iTV)、数字视频录像机、客户服务站、瘦客户端、厚客户端、胖客户端、代理服务器、网络通信服务器、远程访问设备、客户计算机、服务器计算机、点对点设备、路由器、网络服务器、数据、媒介、音频、视频、电话或者流技术服务器等也可以使用例如图 5 中示出的计算机来实现。在说明性实施例中,可以使用例如交互式电视设备(iTV)、视频点播系统(VOD)、经由数字视频录像机(DVR)和/或其它点播观察系统来点播提供服务。计算机系统 500 可以用于实现如图 1 和图 2 所述的网络和组件,例如成像组件 100 和/或者成像系统 200 的其它设备。

[0051] 计算机系统 500 可以包括一个或者多个处理器,例如但不限于一个或者多个处理器 504。一个或者多个处理器 504 可以连接到通信基础结构 506(例如但不限于通信总线、交叉棒或者网络等)。处理器 504 可以包括任何类型的处理器、微处理器或者可以解释或者执行指令的处理逻辑(例如现场可编程门阵列 FPGA)。处理器 504 可以包括单个设备(例如单核)和/或一组设备(例如多核)。处理器 504 可以包括配置为执行计算机可执行指令的逻辑,该指令被配置为实现一个或者多个实施例。该指令可以存在于主存储器 508 或者辅助存储器 510 中。处理器 54 也可以包括多个独立核,例如双核处理器或者多核处理器。处理器 504 也可以包括一个或者多个图形处理单元(GPU),该图形处理单元可以为专用图形卡、集成图形方案和/或混合图形方案的形式。可以按照该说明性计算机系统来描述各种说明性软件实施例。在阅读该描述之后,对于相关领域的技术人员而言,如何使用其它计算机系统和/或架构来实现本发明将变得显而易见的。

[0052] 计算机系统 500 可以包括显示器接口 502,该显示器接口 502 可以转发来自通信基础结构 506(或者来自帧缓冲器等,未示出)的例如但不限于图形、文本和其它数据等,以在显示单元 501 上进行显示。显示单元 501 可以为例如电视、计算机监视器或者移动电话屏幕。也可以通过扬声器提供如同声音的输出。

[0053] 计算机系统 500 也可以包括例如但不限于主存储器 508、随机存取存储器(RAM)和辅助存储器 510 等。主存储器 508、随机存取存储器(RAM)和辅助存储器 510 等可以为计算机可读介质,该计算机可读介质可以被配置为存储用于实现一个或者多个实施例的指令,并且该计算机可读介质可以包括随机存取存储器(RAM),该随机存取存储器(RAM)可以包括 RAM 设备,例如动态 RAM(DRAM)设备、闪存设备、静态 RAM(SRAM)设备等。

[0054] 辅助存储器 510 可以包括例如(但不限于)硬盘驱动器 512 和/或可移除存储驱动器 514(表示软盘驱动器、磁带驱动器、光盘驱动器、压缩盘驱动器 CD-ROM、闪存等)。可移除存储驱动器 514 可以例如但不限于以公知方式从可移除存储单元 518 中读取并且/或者向可移除存储单元 518 写入。可移除存储单元 518(也称为程序存储设备或者计算机程序产品)可以表示例如但不限于软盘、磁带、光盘、压缩盘等,其可以从可移除存储驱动器 514 中读取并且/或者向可移除存储驱动器 514 写入。要明白,可移除存储单元 518 可以包括其中存储计算机软件和/或数据的计算机可用存储介质。

[0055] 在可替换说明性实施例中,辅助存储器 510 可以包括用于允许将计算机程序或者其它指令载入到计算机系统 500 中的其它类似设备。这种设备可以包括例如可移除存储单元 522 和接口 520。这种设备的示例可以包括程序磁带盒和磁带盒接口(例如,但不限于视频游戏设备中发现的那些)、可移除存储器芯片(例如但不限于可擦可编程只读存储器(EPROM)、或者可编程只读存储器(PROM)和关联的插口以及其它可移除存储单元 522 和接口 520),其可以允许将软件和数据从可移除存储单元 522 转移到计算机系统 500。

[0056] 计算机 500 也可以包括输入设备 503,该输入设备 503 可以包括允许将信息从例如用户输入到计算机系统 500 的任何机制或者机制的组合。输入设备 503 可以包括配置为接收来自例如用户的用于计算机系统 500 的信息的逻辑。输入设备 503 的示例可以包括例如但不限于鼠标、基于笔的定点设备或者其它定点设备例如数字转换器、触敏显示设备和/或键盘或者其他数据输入设备(这些设备没有被标记)。其它输入设备 503 可以包括例如但不限于生物计量输入设备、视频源、音频源、麦克风、网络摄像机、视频相机、光敏设备和/或其它相机。

[0057] 计算机 500 也可以包括输出设备 515,该输出设备 515 可以包括能够将信息从计算机系统 500 输出的任何机制或者机制的组合。输出设备 515 可以包括配置为从计算机系统 500 输出信息的逻辑。输出设备 515 的实施例可以包括例如但不限于显示器 501,以及显示器接口 502,包括显示器、打印机、扬声器、阴极射线管(CRT)、等离子体显示器、发光二极管(LED)显示器、液晶显示器(LCD)、打印机、真空荧光显示器(VFD)、表面传导电子发射机显示器(SED)、场发射显示器(FED)等。计算机 500 可以包括输入/输出(I/O)设备,例如(但不限于)输入设备 503、通信接口 524、电缆 528 以及通信路径 526 等。这些设备可以包括例如但不限于网络接口卡和/或调制解调器。

[0058] 通信接口 524 可以允许软件和数据在计算机系统 500 和外部设备之间传递。

[0059] 在该实施例中,术语“计算机程序介质”和“计算机可读介质”可以用于通常指代介质例如但不限于可移除存储驱动器 514、在硬盘驱动器 512 中安装的硬盘、闪存、可移除磁盘、非可移除磁盘等。此外,应当注意的是,各种电磁辐射例如无线通信、在电导线(例如但不限于双绞线 CAT5 等)上携带的电子通信或者光学介质(例如但不限于光纤)等可以被编码,以在例如通信网络上携带本发明实施例的计算机可执行指令和/或计算机数据。这些计算机程序产品可以向计算机系统 500 提供软件。应当注意的是,包括用于在处理器中执行的计算机可执行指令的计算机可读介质可以被配置为存储本发明的各种实施例。对“一个实施例”、“一实施例”、“示例性实施例”、“各个实施例”等的参考可以指示所述的本发明的一个或者多个实施例可以包括特定特性、结构或者特征,但不是每个实施例必须包括特定特性、结构或者特征。

[0060] 此外,短语“在一个实施例中”或者“在说明性实施例中”的重复使用未必指代相同实施例,虽然这些实施例可以为相同实施例。本文描述的各个实施例可以被组合,并且/或者这些实施例的特征可以被组合,以形成新实施例。

[0061] 除非另外具体规定,如下面的讨论中显现的,明白的是,在整个说明书讨论中,使用术语例如“处理”、“计算”、“计算”、“确定”等指代计算机或者计算系统或者类似的电子计算设备的动作和/或者处理,这些处理将计算系统的寄存器和/或者存储器内的描绘成物理的例如电子的量操纵并且/或者变换成计算系统的存储器、寄存器或者其它这样的信息

存储、传输或者显示设备内的同理描绘成物理量的其它数据。

[0062] 以相似的方式,术语“处理器”可以指代对来自寄存器和 / 或存储器的电子数据进行处理以将那个电子数据变换成可以在寄存器和 / 或存储器中存储的其它电子数据的任何设备或者设备的一部分。“计算平台”可以包括一个或者多个处理器。

[0063] 本发明的实施例可以包括用于执行本文中的操作的设备。设备可以针对期望目的来具体构建,或者该设备可以包括设备中存储的程序选择激活或者重新配置的通用设备。

[0064] 这些实施例可以以许多不同方式体现为软件组件。例如,实施例可以为单独软件包,或者实施例可以为合并为大型软件产品例如科学模型产品中的“工具”的软件包。实施例可以从网络例如网站下载,作为单独产品或者作为内插式包以安装在现有软件应用中。实施例也可以用作客户端-服务器软件应用或者作为网站启动软件应用。实施例也可以是用于检测网络覆盖性和响应性的系统的一部分。可以通过存储程序逻辑来详细说明专用计算机,该程序逻辑使一个或者多个处理器能够执行本文指出的技术以及图 4 的步骤。

[0065] 本发明的实施例可以包括用于执行本文中的操作的设备。设备可以针对期望目的来具体构建,或者该设备可以包括设备中存储的程序选择激活或者重新配置的通用设备。

[0066] 这些实施例可以以许多不同方式体现为软件组件。例如,实施例可以为单独软件包,或者实施例可以为合并为大型软件产品中的“工具”的软件包。实施例可以从网络例如网站下载,作为单独产品或者作为内插式包以安装在现有软件应用中。实施例也可以用作客户端-服务器软件应用或者作为网站启动软件应用。

[0067] 虽然上文已经描述了本发明的各个实施例,但应当理解的是,这些实施例仅以示例方式给出而不限。因此,本发明的广度和范围不应当由上述说明性实施例中的任一个来限制,但是相反应当仅由所述权利要求及其等同物来定义。

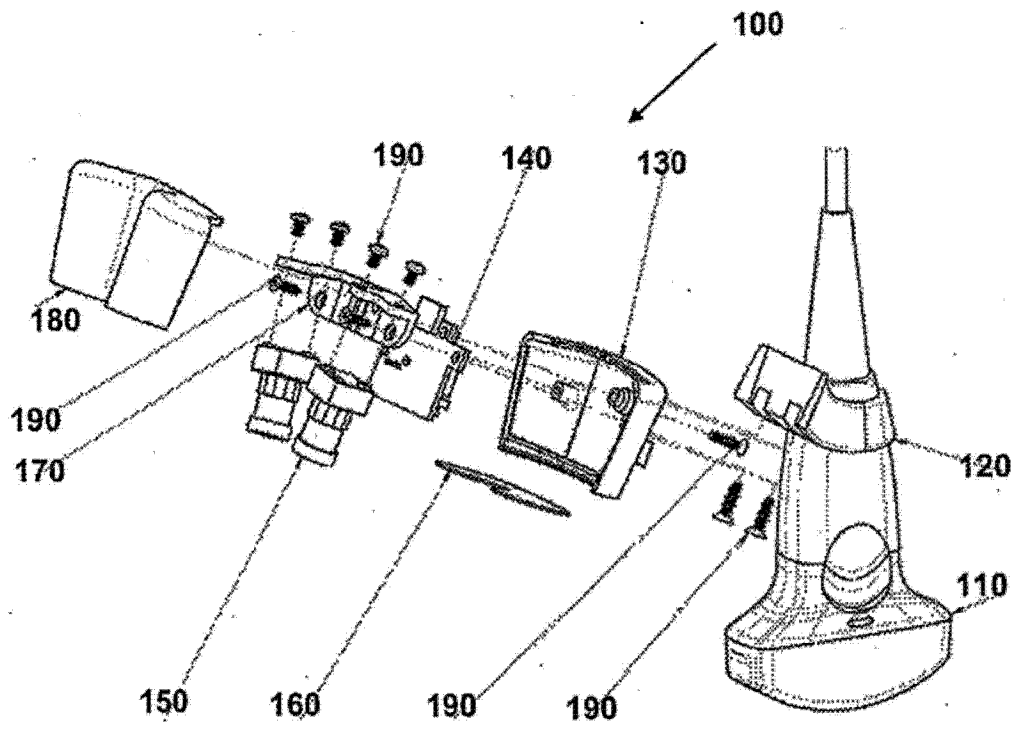


图 1

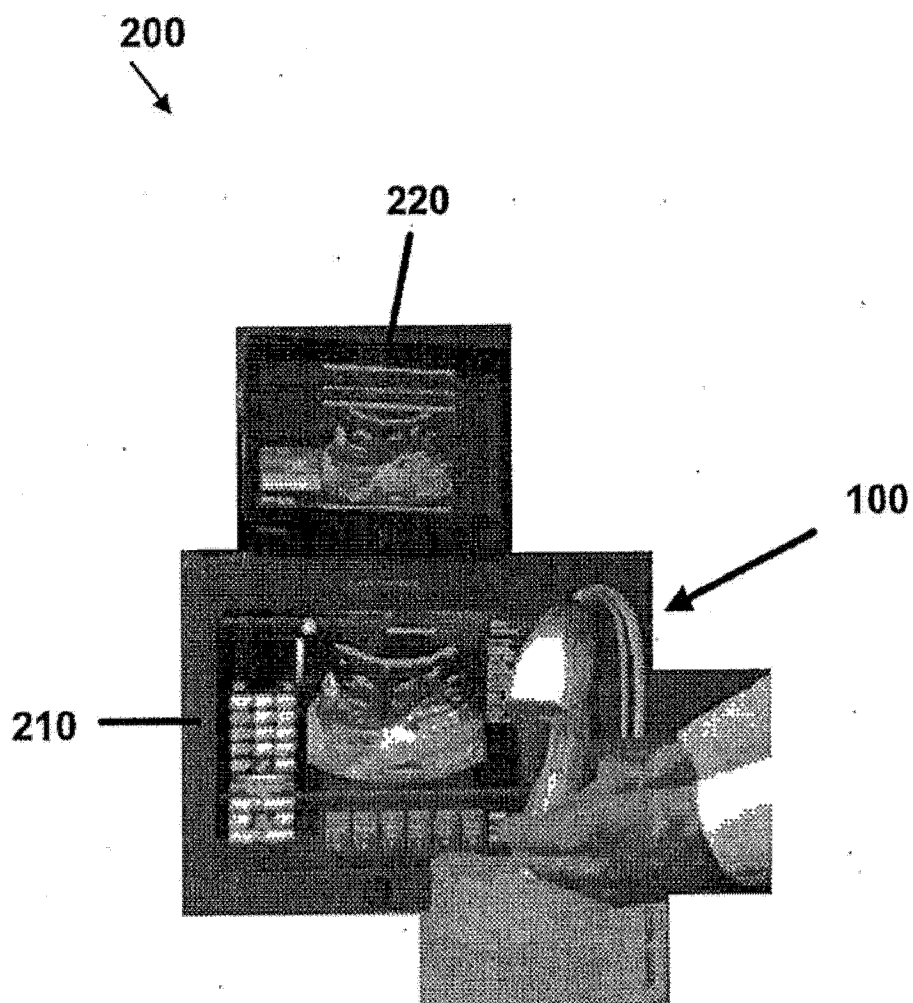


图 2



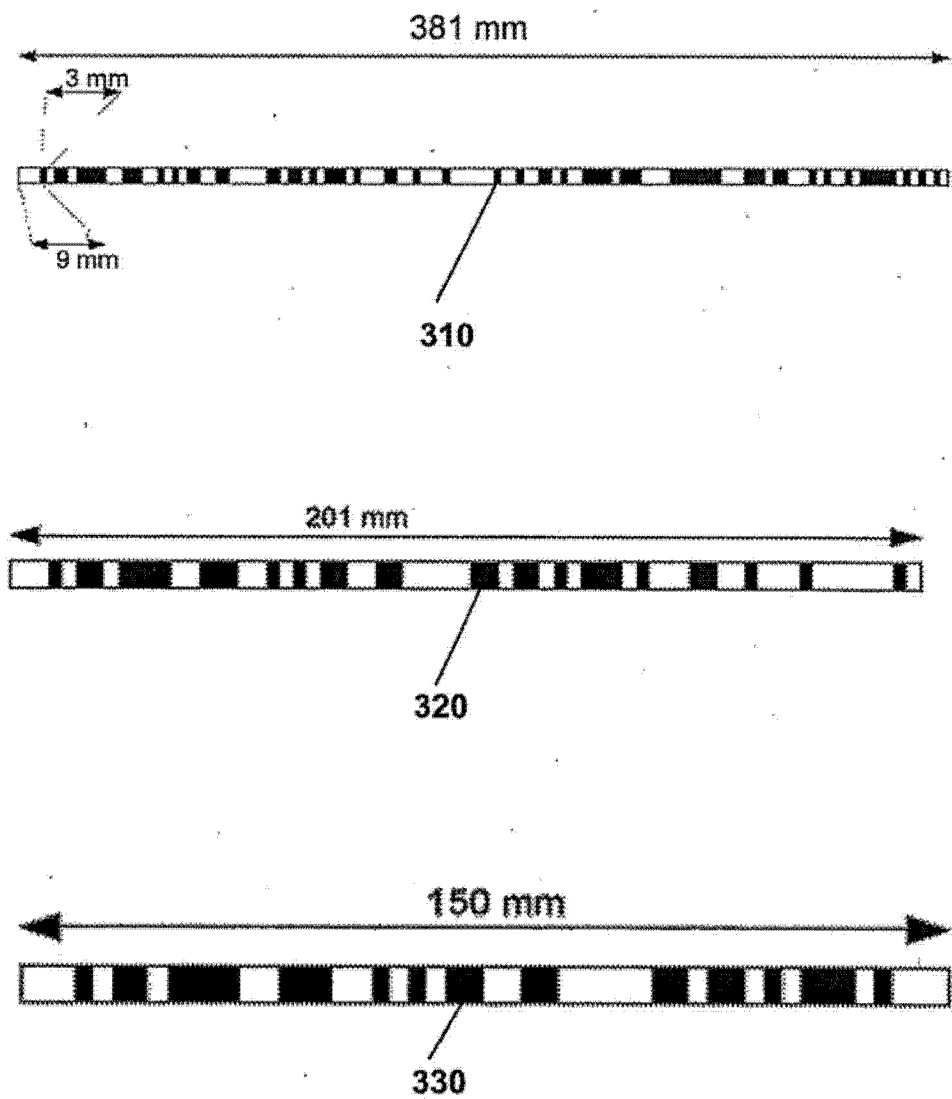


图 3

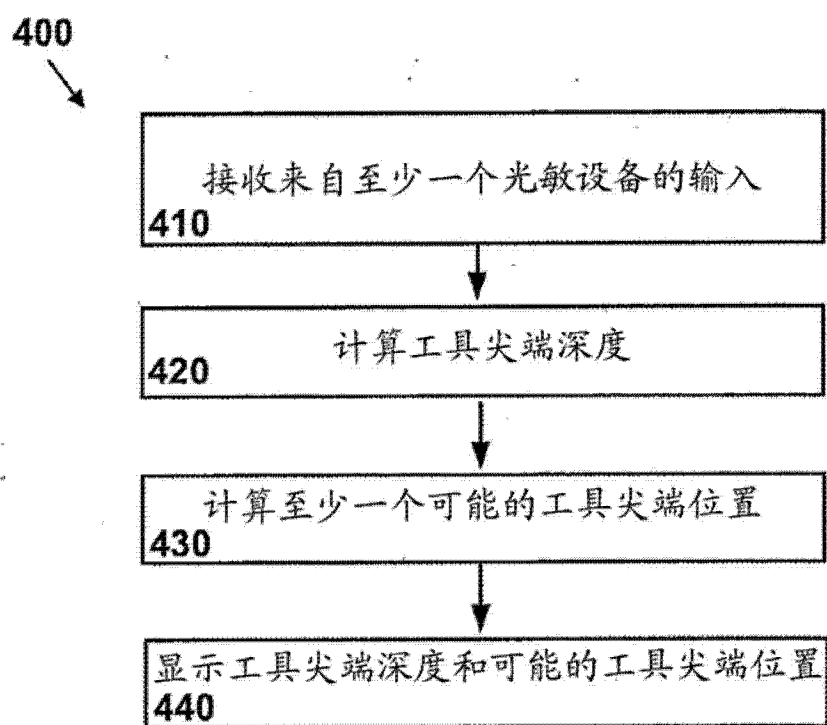


图 4

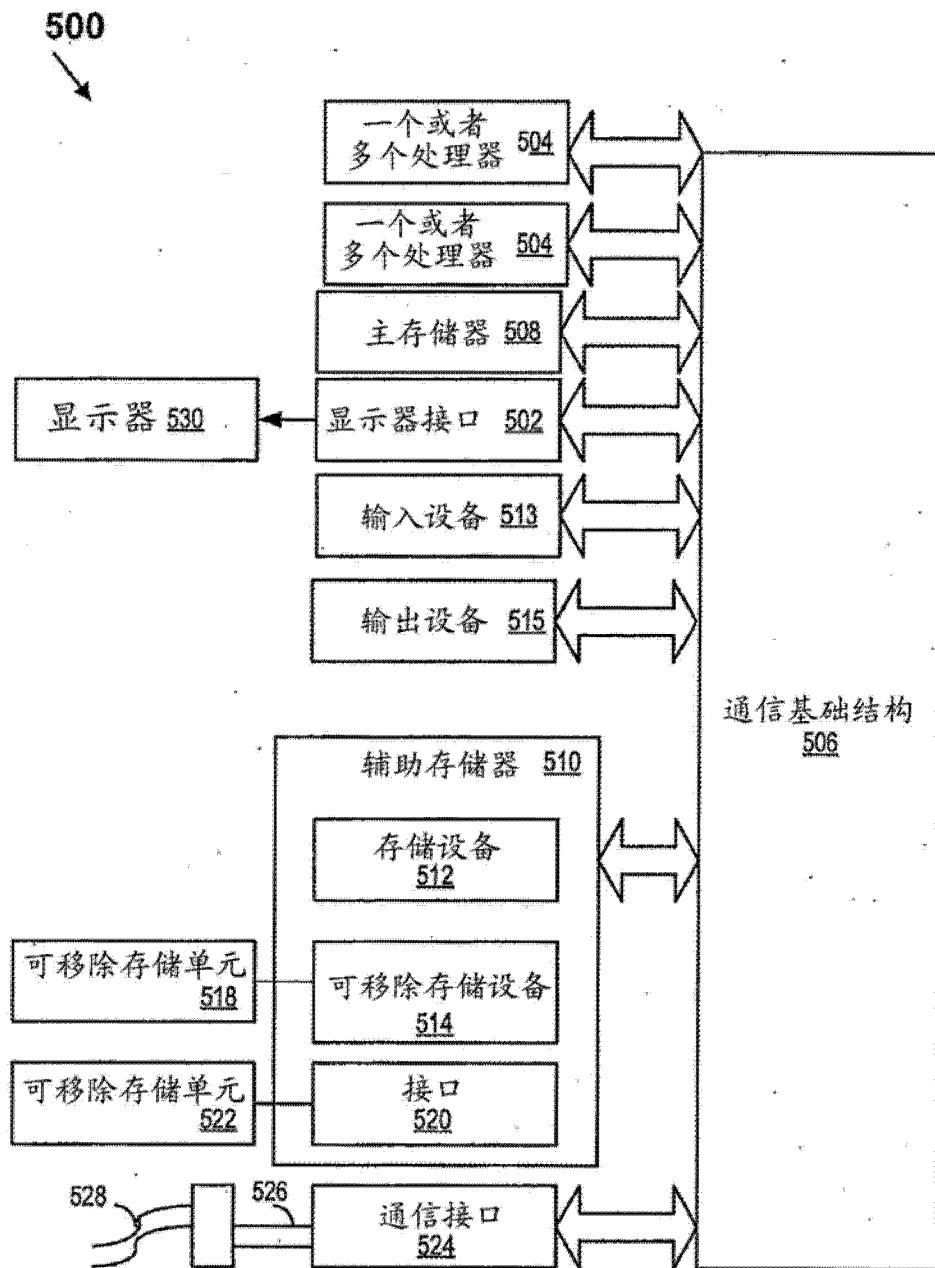


图 5

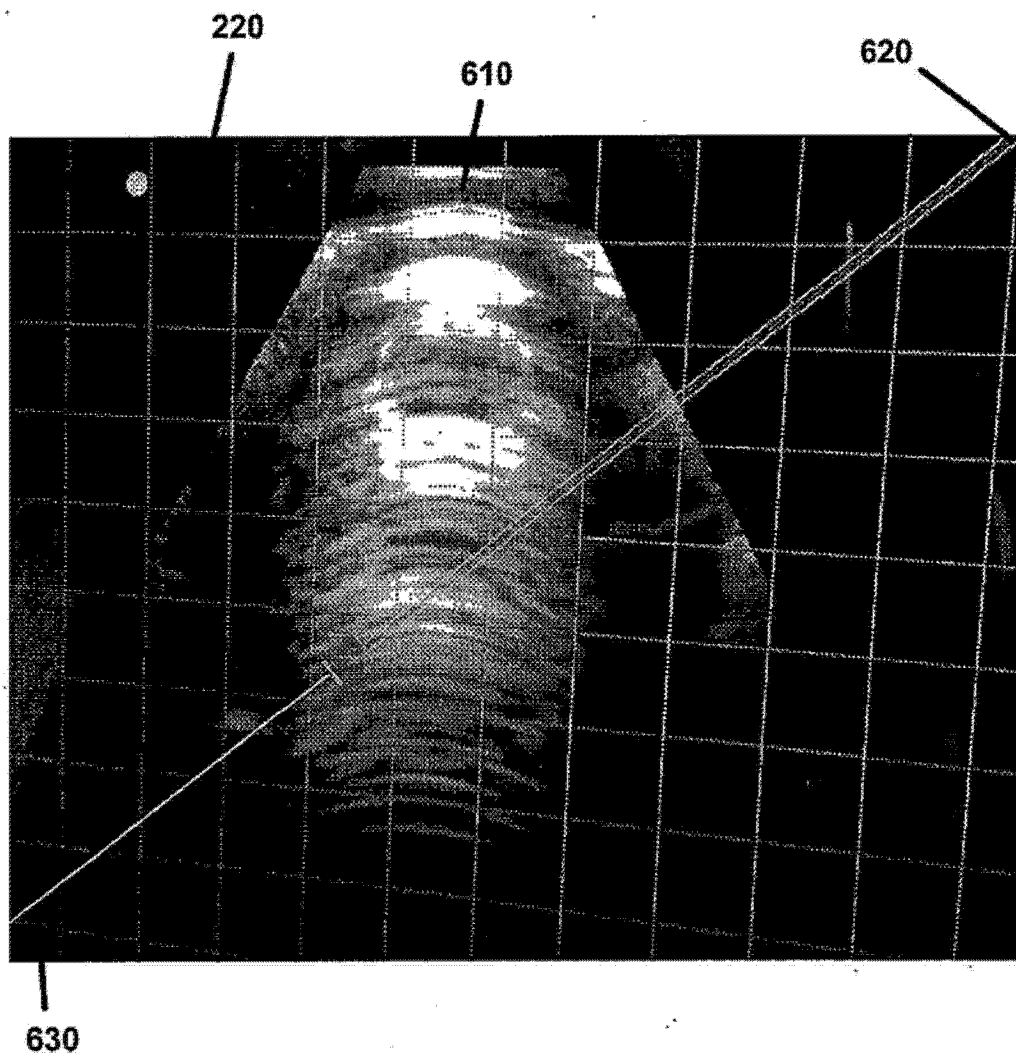


图 6

专利名称(译)	用于具有光学识别的手术系统的外科针		
公开(公告)号	<a href="#">CN104665933A</a>	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	CN201410705843.1	申请日	2014-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	克林盖德医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克林盖德医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克林盖德医疗有限公司		
[标]发明人	菲利普雅各布斯托尔卡 佩兹曼福鲁吉 马修C伦迪纳 格雷戈里唐纳德海格 伊玛德米哈伊尔伯乔尔		
发明人	菲利普·雅各布·斯托尔卡 佩兹曼·福鲁吉 马修·C·伦迪纳 格雷戈里·唐纳德·海格 伊玛德·米哈伊尔·伯乔尔		
IPC分类号	A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/3132 A61B5/0082 A61B5/064 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/4455 A61B8/464 A61B10/04 A61B34/20 A61B90/30 A61B90/361 A61B2017/3413 A61B2034/2065 A61B2090/062 A61B2090/3937 A61M5/427 A61M5/46		
代理人(译)	杨生平		
优先权	14/092843 2013-11-27 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种用于图像引导手术的系统可以包括：视觉成像系统；医疗工具，包括轴和尖端，其中，该工具的轴包括允许尖端的位置能够被确定的光学可检测特征；以及显示器，其被配置为无论该尖端是遮挡的还是可视的均显示包括该尖端的位置的医疗工具的实时表示。

