



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105377174 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 02

(21) 申请号 201480020947. 7

(22) 申请日 2014. 02. 10

(30) 优先权数据

00432/13 2013. 02. 11 CH

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 10. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/052526 2014. 02. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/122301 EN 2014. 08. 14

(71) 申请人 尼奥梅德兹有限责任公司

地址 瑞士库鲁

(72) 发明人 R·托拉纳格阿特

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理

有限公司 11280

代理人 王博

(51) Int. Cl.

A61B 34/20(2016. 01)

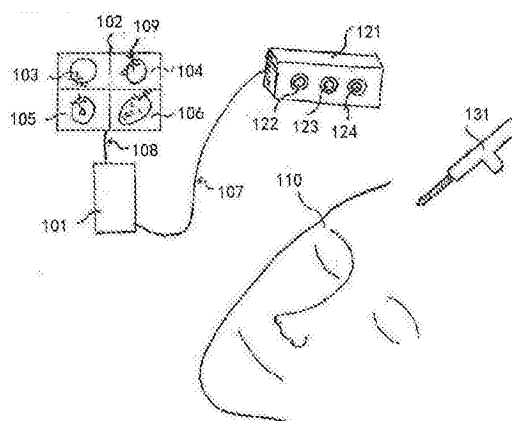
权利要求书3页 说明书13页 附图27页

(54) 发明名称

用于相对于身体跟踪对象的跟踪设备

(57) 摘要

一种用于跟踪相对于身体的对象的方法,包括如下步骤:提供所述身体的三维模型;提供所述对象的三维模型;以及基于反复测量所述身体和所述对象的三维表面的传感器,跟踪在所述身体的所述三维模型中的所述对象的位置。



1. 一种用于相对于身体跟踪对象的方法,包括如下步骤:

提供所述身体的三维模型;

提供所述对象的三维模型;

基于反复测量所述身体和所述对象的三维表面的传感器,跟踪在所述身体的所述三维模型中的所述对象的位置。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中对于所述身体和所述对象的三维表面,跟踪步骤包括如下步骤:

在所述身体和所述对象的所述三维表面中检测所述身体的三维表面并且检测所述对象的三维表面;

确定在所述身体的三维模型中身体的检测三维表面的大致位置;以及

基于所述身体的检测三维表面和由身体的三维模型确定的身体表面,由迭代算法确定在所述身体的三维模型中身体的三维表面的精确位置,其中迭代算法基于在身体的三维模型中身体的检测三维表面的大致位置而发起;

和/或如下步骤:

确定在所述对象的三维模型中对象的检测三维表面的大致位置;

基于所述对象的检测三维表面和由对象的三维模型确定的对象表面,由迭代算法确定在所述对象的三维模型中对象的三维表面的精确位置,其中迭代算法基于在对象的三维模型中对象的检测三维表面的大致位置而发起;

确定从对象的三维模型坐标到身体的三维模型坐标的变换。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中

基于在对象的三维表面上检测的至少三个非共面点和在对象的三维模型中标记的相应至少三个非共面点,在对象的三维模型中确定对象的检测三维表面的大致位置;和/或

基于在身体的三维表面上检测的至少三个非共面点和在身体的三维模型中标记的相应至少三个非共面点,在身体的三维模型中确定身体的检测三维表面的大致位置。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中在对象或身体的三维表面上的至少三个非共面点基于在对象上或在身体上的形貌不同的点来检测。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中所述形貌不同的点位于固定在对象或身体上的形貌不同的标记上。

6. 根据权利要求 4 所述的方法,其中形貌不同的点基于身体或对象的形貌不同的部分来确定。

7. 根据权利要求 3 所述的方法,其中在对象或身体的三维表面上的所述至少三个非共面点基于由视频摄像机测量的对象上或身体上的光学不同的点来检测,所述视频摄像机具有视频摄像机的每个像素到对象或身体的三维表面上的点的已知关系。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其中视频摄像机在与用于测量三维表面的传感器相同的壳体中。

9. 根据权利要求 3 至 8 中任一项所述的方法,其中基于所述对象或所述身体的检测三维表面的子表面与由其三维模型确定的对象或所述身体的表面的子表面,在对象或身体的三维模型中确定对象或身体的三维表面的精确位置,其中所述对象或所述身体的检测三维表面的子表面基于对象或身体的三维表面上的所述至少三个点来确定。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述传感器固定在对象上。
11. 根据权利要求 1 至 8 所述的方法,其中所述传感器固定在身体上。
12. 根据权利要求 1 至 8 所述的方法,其中所述传感器固定在跟踪区中。
13. 根据权利要求 1 所述的方法,其中跟踪步骤包括如下步骤:  
由所述传感器测量三维表面;  
在测量的三维表面内检测身体的至少一个三维子表面和对象的至少一个三维子表面;  
基于身体的所述至少一个三维子表面和对象的所述至少一个三维子表面,计算在所述身体的所述三维模型中对象的相对位置。
14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中计算相对位置的步骤包括,基于身体的所述至少一个三维子表面来确定在传感器坐标系统中所述身体的三维模型的位置,并且基于对象的所述至少一个三维子表面来确定在传感器坐标系统中对象的三维模型的位置。
15. 根据权利要求 13 或 14 所述的方法,其中身体的所述至少一个三维子表面是测量的身体的三维表面的真子集,和 / 或对象的所述至少一个三维子表面是测量的对象的三维表面的真子集。
16. 根据权利要求 1 至 15 中任一项所述的方法,包括进一步的步骤:定义用于跟踪身体和 / 或对象的位置而在所述身体的三维模型中和 / 或在所述对象的三维模型中的至少一个点,其中每一个点通过检测由所述传感器测量的三维表面中的点来定义。
17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中在检测指示事件时每一个点通过检测由所述传感器测量的三维表面中的指示符部件的点来定义。
18. 根据权利要求 17 所述的方法,其中所述指示符部件是手的一个手指,并且指示事件是手的另一个手指的预定运动或位置。
19. 根据权利要求 16 所述的方法,其中所述点通过检测固定在对象和 / 或身体上的已知形貌标记来自动检测。
20. 根据权利要求 16 所述的方法,其中点从与所述对象的所述三维模型相关的数据库接收。
21. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中提供对象的三维模型的步骤包括将对象的配准模型与由所述传感器测量的三维表面比较的步骤。
22. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中提供对象的三维模型的步骤包括检测在对象上的标识符并且基于检测的标识符加载所述对象的模型的步骤。
23. 根据权利要求 22 所述的方法,其中标识符包括由所述传感器检测的形貌标记。
24. 根据权利要求 22 或 23 所述的方法,其中标识符包括由与所述传感器一起的公共壳体中包括的光学摄像机检测的光学颜色和 / 或光学图案。
25. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,包括基于对象位置来显示身体的三维模型的步骤。
26. 根据权利要求 25 所述的方法,包括检索所述对象的所述三维模型的不同点的步骤,其中身体的三维模型基于所述点来显示。
27. 根据权利要求 26 所述的方法,其中穿过所述不同点的身体的三维模型的轴向、矢状和冠状视图被显示。

28. 根据权利要求 25 至 27 中任一项所述的方法,其中身体和对象的三维渲染场景被显示。

29. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中传感器壳体包括用于第二跟踪系统的标记,并且第二跟踪系统跟踪在传感器上的标记位置。

30. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中传感器包括用于检测三维表面的第一视场的第一传感器和用于检测三维表面的第二视场的第二传感器,其中第一传感器安装在身体、对象和跟踪空间中的一个上,而第二传感器安装在身体、对象和跟踪空间中的另一个上。

31. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述身体是人体或人体的一部分。

32. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述身体是动物体或动物体的一部分。

33. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中所述对象是手术工具。

34. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中对象是手术台、自动支持或保持装置和医疗机器人中的至少一个。

35. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中对象是显像装置,特别是内窥镜、超声波探头、计算机断层摄影扫描仪、x 射线机器、正电子发射断层扫描仪、荧光镜、磁共振成像仪或手术室显微镜。

36. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中传感器固定在包括成像传感器的显像装置上。

37. 根据权利要求 35 或 36 所述的方法,其中基于由所述传感器测量的三维表面,在由所述图像传感器创建的图像中确定身体的三维模型的至少一个点的位置。

38. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中提供所述身体的三维模型的步骤包括测量所述身体的数据并且基于测量的数据来确定所述身体的三维模型的步骤。

39. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中数据由计算机断层摄影术、磁共振成像和超声波中的至少一个来测量。

40. 根据权利要求 38 和 39 中任一项所述的方法,其中数据在跟踪对象在三维模型中的相对位置之前被测量。

41. 根据权利要求 38 和 39 中任一项所述的方法,其中数据在跟踪对象在三维模型中的相对位置期间被测量。

42. 根据权利要求 1 至 43 中任一项所述的方法,其中提供所述身体的三维模型的步骤包括从存储器或从网络接收三维模型的步骤。

43. 一种非暂时性计算机程序,其被配置成当在处理器上执行时执行根据前述权利要求中的一项权利要求的方法。

44. 一种跟踪设备,包括

身体数据存储器,用于存储所述身体的三维模型;

对象数据存储器,用于存储所述对象的三维模型;

传感器,用于反复测量所述身体和所述对象的三维表面;以及

对象跟踪器,用于基于所述身体和所述对象的测量三维表面来在所述身体的所述三维模型中跟踪所述对象的位置。

## 用于相对于身体跟踪对象的跟踪设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于相对于身体跟踪对象的方法和系统,用于图像引导手术。

### 背景技术

[0002] 当前,主要存在基于红外 (IR) 摄像机 (US581105) 和基于电磁跟踪 (US8239001) 的手术导航系统。它们需要特别设计的标记刚性地在患者解剖结构上。对这些系统的配准和校准过程耗费宝贵的时间。这导致宝贵的手术室 (OR) 和外科医生的时间损失。此外,手术导航系统占据手术室中相当大的空间,并且因此医院需要保留用于这些系统的宝贵手术室空间。

### 发明内容

[0003] 根据本发明,这些目的借助于根据独立权利要求的跟踪设备和方法来实现。

[0004] 从属权利要求指本发明的进一步实施例。

[0005] 在一个实施例中,跟踪步骤包括如下步骤:由所述传感器测量三维表面;检测在测量的三维表面内身体的至少一个三维子表面和对象的至少一个三维子表面;并且基于身体的所述至少一个三维子表面和对象的所述至少一个三维子表面,计算在所述身体的所述三维模型中对象的相对位置。优选地,在该实施例中计算相对位置的步骤包括基于身体的所述至少一个三维子表面来确定在传感器坐标系统中所述身体的三维模型的位置,并且基于对象的所述至少一个三维子表面来确定在传感器坐标系统中对象的三维模型的位置。

[0006] 在一个实施例中,传感器固定在对象上。

[0007] 在一个实施例中,传感器固定在身体上。

[0008] 在一个实施例中,传感器固定在跟踪区中,即在独立于身体或对象的运动的第三坐标系统中。

[0009] 在一个实施例中,跟踪步骤包括如下步骤:由所述传感器测量三维表面;检测身体的至少一个三维子表面;并且基于身体的所述至少一个三维子表面,计算在所述身体的所述三维模型中对象的相对位置,其中传感器固定在对象上。在该实施例中,优选地,计算相对位置的步骤包括,基于身体的所述至少一个三维子表面来确定在传感器坐标系统中所述身体的三维模型的位置。

[0010] 在一个实施例中,跟踪步骤包括如下步骤:由所述传感器测量三维表面;检测对象的至少一个三维子表面;并且基于身体的所述至少一个三维子表面,计算在所述身体的所述三维模型中对象的相对位置,其中传感器固定在对象上。在该实施例中,优选地,计算相对位置的步骤包括,基于对象的所述至少一个三维子表面来确定在传感器坐标系统中所述对象的三维模型的位置。

[0011] 在一个实施例中,身体的所述至少一个三维子表面是测量的身体的三维表面的真子集,和/或对象的所述至少一个三维子表面是测量的对象的三维表面的真子集。

[0012] 在一个实施例中,身体和/或对象的所述至少一个三维子表面是固定到身体和/

或对象的形貌标记。

[0013] 在一个实施例中,身体和 / 或对象的所述至少一个三维子表面另外由与所述传感器一起的公共壳体中包括的光学摄像机来检测。

[0014] 在一个实施例中,至少一种颜色或图案标记固定在身体和 / 或对象的所述至少一个三维子表面的每一个的区域中,并且光学摄像机检测所述至少一种颜色或图案标记。

[0015] 在一个实施例中,该方法包括进一步的步骤,定义在所述身体的三维模型中和 / 或在所述对象的三维模型中的至少一个点,并且检测在测量的三维表面内与所述定义的至少一个点对应的身体和 / 或对象的所述至少一个三维子表面。

[0016] 在一个实施例中,该方法包括进一步的步骤:定义在所述身体的三维模型中和 / 或在所述对象的三维模型中的至少一个点用于跟踪身体和 / 或对象的位置。

[0017] 在一个实施例中,每一个点通过检测由所述传感器测量的三维表面中的点来定义。

[0018] 在一个实施例中,在检测指示事件时每一个点通过检测由所述传感器测量的三维表面中的指示符部件的点来定义。优选地,指示符部件是手的一个手指,并且指示事件是手的另一个手指的预定运动或位置。

[0019] 在一个实施例中,点通过检测固定在对象上和 / 或在身体上的已知形貌标记来自动检测。

[0020] 在一个实施例中,点从与所述对象的所述三维模型相关的数据库接收。

[0021] 在一个实施例中,每一个点通过检测由与所述传感器一起的公共壳体中包括的摄像机检测的光学颜色和 / 或光学图案来定义。

[0022] 在一个实施例中,提供对象的三维模型的步骤包括将对象的配准模型与由所述传感器测量的三维表面比较的步骤。

[0023] 在一个实施例中,提供对象的三维模型的步骤包括检测在对象上的标识符并且基于检测的标识符加载所述对象的模型的步骤。

[0024] 在一个实施例中,标识符包括由所述传感器检测的形貌标记。

[0025] 在一个实施例中,标识符包括由与所述传感器一起的公共壳体中包括的光学摄像机检测的光学颜色和 / 或光学图案。

[0026] 在一个实施例中,该方法包括基于对象位置来显示身体的三维模型的步骤。

[0027] 在一个实施例中,检索所述对象的所述三维模型的不同点的步骤,其中身体的三维模型基于所述点来显示。

[0028] 在一个实施例中,穿过所述不同点的身体的三维模型的轴向、矢状和冠状视图被显示。

[0029] 在一个实施例中,身体和对象的三维渲染场景被显示。

[0030] 在一个实施例中,传感器壳体包括用于第二跟踪系统的标记,并且第二跟踪系统跟踪在传感器上的标记位置。

[0031] 在一个实施例中,传感器包括第一传感器和第二传感器,其中第一传感器安装在身体、对象和跟踪空间中的一个上,而第二传感器安装在身体、对象和跟踪空间中的另一个上。

[0032] 在一个实施例中,所述身体是人体或人体的一部分。

- [0033] 在一个实施例中,所述身体是动物体或动物体的一部分。
- [0034] 在一个实施例中,所述对象是手术工具。
- [0035] 在一个实施例中,对象是手术台、自动支持或保持装置和医疗机器人中的至少一个。
- [0036] 在一个实施例中,对象是显像装置,特别是内窥镜、超声波探头、计算机断层摄影扫描仪、x 射线机器、正电子发射断层扫描仪、荧光镜、磁共振成像仪或手术室显微镜。
- [0037] 在一个实施例中,传感器固定在包括成像传感器的显像装置上。
- [0038] 在一个实施例中,基于由所述传感器测量的三维表面,在由所述图像传感器创建的图像中确定身体的三维模型的至少一个点的位置。
- [0039] 在一个实施例中,提供所述身体的三维模型的步骤包括测量所述身体的数据并且基于测量的数据来确定所述身体的三维模型的步骤。
- [0040] 在一个实施例中,数据由计算机断层摄影术、磁共振成像和超声波中的至少一个来测量。
- [0041] 在一个实施例中,数据在跟踪三维模型中对象的相对位置之前被测量。
- [0042] 在一个实施例中,数据在跟踪三维模型中对象的相对位置期间被测量。
- [0043] 在一个实施例中,提供所述身体的三维模型的步骤包括从存储器或从网络接收三维模型的步骤。

#### 附图说明

- [0044] 本发明将借助于由示例给出并且由附图示出的实施例的描述来更好地理解,在附图中:
- [0045] 图 1 示出跟踪方法的实施例;
- [0046] 图 2 示出无标记的跟踪设备的实施例;
- [0047] 图 3 示出无标记的跟踪方法的实施例;
- [0048] 图 4 示出用于将身体的 3D 表面网格配准到身体的 3D 模型的方法实施例;
- [0049] 图 5 示出使用该身体的固定部件的跟踪设备和跟踪方法的实施例;
- [0050] 图 6 示出用于打开的膝盖手术的跟踪设备和跟踪方法的实施例;
- [0051] 图 7 示出具有光学标记的跟踪设备的实施例;
- [0052] 图 8 示出具有光学标记的跟踪方法的实施例;
- [0053] 图 9 示出跟踪方法与光学标记物实施例;
- [0054] 图 10 示出示例性光学标记;
- [0055] 图 11 示出用于通过码识别工具的方法;
- [0056] 图 12 示出具有代码的工具;
- [0057] 图 13 示出具有代码的工具;
- [0058] 图 14 示出具有代码的头部;
- [0059] 图 15 示出具有代码的膝盖;
- [0060] 图 16 示出使用安装在身体上的形貌编码标记的跟踪设备的实施例;
- [0061] 图 17-20 示出通过拇指运动 / 手势在 3D 表面网格中选择点和线的方法;
- [0062] 图 21 示出使用形貌编码标记的跟踪方法的实施例;

- [0063] 图 22 和 23 示出形貌编码标记的两个实施例；
- [0064] 图 24 示出使用固定在身体上的形貌标记的跟踪设备和跟踪方法的坐标变换的实施例；
- [0065] 图 25 示出具有安装在身体上的 3D 表面网格生成器的跟踪设备的实施例；
- [0066] 图 26 示出具有安装在身体上的 3D 表面网格生成器的跟踪设备的实施例；
- [0067] 图 27 示出具有安装在对象上的 3D 表面网格生成器的跟踪设备的实施例；
- [0068] 图 28 示出在适于跟踪的头部上的区域。
- [0069] 图 29 示出跟踪方法的实施例，其中 3D 表面网格生成器安装在工具上；
- [0070] 图 30 示出具有安装在工具上的 3D 表面网格生成器的跟踪设备和跟踪方法的坐标变换的实施例；
- [0071] 图 31 示出使用两个 3D 表面生成器的跟踪设备的实施例；
- [0072] 图 32 示出具有安装在工具上的 3D 表面网格生成器的跟踪设备的实施例；
- [0073] 图 33 示出将 3D 表面网格跟踪与 IR 跟踪结合的跟踪设备的实施例；
- [0074] 图 34 示出将 3D 表面网格跟踪与电磁跟踪结合的跟踪设备的实施例；以及
- [0075] 图 35 示出控制器的实施例。

### 具体实施方式

[0076] 所提出的导航系统使用当可用时在患者上天然存在的形貌不同区域，以建立患者坐标（参见例如图 2）。可替代地，小的形貌编码标记也可以被固定到患者的解剖结构来建立坐标系统（图 16）。然而，没有必要将形貌编码标记刚性地固定到解剖结构，因为在标记和解剖结构之间的变换可以在检测任何相对运动之后很容易地更新。这些形貌编码标记和编码的手术指针可以使用现成的 3D 打印机方便地打印。由于该系统是紧凑的，所以它也可以在患者或手术工具上直接安装，并且因此节省了空间，并且减少了其它系统所存在的保持视线的问题。许多准备步骤可以实现自动化，并且因此节省了宝贵的手术室和外科医生的时间。

[0077] 图 1 示出跟踪方法的实施例步骤。在第一步骤中，手术视野的 3D 表面网格实时生成。在第二步骤中，相关区域的表面网格分割出来。相关区域是身体的区域和对象（在此为工具）的区域。在第三步骤中，分段表面被配准到术前生成的各自 3D 模型，即从术前图像（例如，CT、MRI、超声波）配准到身体的 3D 渲染模型，并配准到所使用工具的 CAD 模型。在第四步骤中，在工具末端和术前图像体积之间的变换基于表面到它们相应模型的配准来建立。在第五步骤中，工具末端到配准到患者的术前数据的相对位置通过跟踪形貌编码（天然或标记）区域来实时更新。在第六步骤中，工具末端覆盖在术前图像上用于导航。

[0078] 图 2 示出用于跟踪相对于身体的对象的跟踪设备的第一实施例，其允许标记较少的导航。表面被识别、配准和跟踪，而未在患者或工具上固定任何标记。

[0079] 在一个实施例中身体是人体。术语“身体”应不仅包括完整的身体，还包括身体的单独子部分，如头部、鼻、膝、肩等。对象相对于身体移动，并且本发明的目的是跟踪对象随时间相对于身体的三维位置。这给出了关于对象相对于身体的取向和运动的信息。

[0080] 在一个实施例中该对象是手术工具。在图 2 中，对象是指针 131。可替代地，对象也可以是身体的一部分或另一身体，例如外科医生的手。然而，对象可以是相对于身体移动

的另外东西。术语“对象”应不仅包括完整的对象,还包括对象的子部分。

[0081] 跟踪设备包括 3D 表面网格生成器 122、123、摄像机 124、控制器 101、输出部件 102 和输入部件(未示出)。

[0082] 3D 表面网格生成器 122、123 被配置成实时测量在 3D 表面网格生成器 122、123 的视野内的任何对象或身体的三维表面。所得的测量 3D 表面网格通过连接 107 被发送到控制器 101。在一个实施例中,三维表面由飞行时间的测量来测量。

[0083] 视频摄像机 124 测量随时间的图像数据,并且通过连接 107 向控制器 101 发送图像数据。在该实施例中,视频摄像机 124 的视场与 3D 表面网格生成器 122、123 的视场相同,以使得有可能向所测量的 3D 表面网格添加实际的颜色信息。在另一个实施例中,视频摄像机 124 的视场和 3D 表面网格生成器 122、123 是不同的,并且仅那些与测量 3D 表面网格相关的图像信息可以在稍后使用。视频摄像机 124 是可选的,并且对于本发明不是必需的,但具有添加所测量的 3D 表面网格的像素的实际颜色信息的优点。在本实施例中,摄像机 124 和 3D 表面网格生成器 122、123 被设置在同一壳体 121 中,且它们的光轴之间具有固定关系。在本实施例中,摄像机 124 和 3D 表面网格生成器 122、123 的光轴彼此平行,以便具有相同的视野。在本实施例中,视频摄像机 124 对于跟踪并不重要,因为没有光学标记被检测。然而视频摄像机 124 可以用于显示 3D 表面网格的颜色。

[0084] 控制器 101 控制跟踪设备。在本实施例中,控制器 101 是经由电缆 107 与壳体 121(即与视频摄像机 124 和 3D 表面网格生成器 122、123)连接的个人计算机。然而,控制器 101 也可以是芯片、用于控制仅此跟踪设备的特殊设备、平板计算机等。在本实施例中,控制器 101 被设置在与壳体 121 独立的壳体中。然而,控制器 101 也可以被设置在壳体 121 中。

[0085] 图 35 示意性示出控制器 101 的功能设计。控制器 101 包括 3D 身体数据输入部件 201、3D 对象数据输入部件 202、3D 表面网格输入部件 203、视频数据输入部件 204、校准部件 205、身体表面分段选择器 206、对象表面分段选择器 207、表面分段跟踪器 208、对象跟踪器 209 以及输出接口 210。

[0086] 3D 身体数据输入部件 201 被配置成接收 3D 身体数据,并基于这些 3D 身体数据来创建 3D 身体模型。在一个实施例中,3D 身体模型是体素(voxel)模型。在一个实施例中,3D 身体数据是来自例如像磁共振断层扫描装置或计算机断层扫描装置的任何 3D 成像装置的 3D 成像数据。在后一实施例中,3D 身体数据输入部件 201 被配置成基于这些图像数据来创建 3D 模型。在另一个实施例中,3D 身体数据输入部件 201 直接接收身体的 3D 模型的数据。

[0087] 3D 对象数据输入部件 201 被配置成接收 3D 对象数据并基于那些 3D 身体数据来创建 3D 身体模型。在一个实施例中,3D 对象模型是体素模型。在另一个实施例中,3D 对象模型是 CAD 模型。在一个实施例中,3D 对象数据是 3D 测量数据。在另一个实施例中,3D 对象数据输入部件 201 直接接收对象的 3D 模型的数据。3D 模型优选是体素模型。

[0088] 3D 表面网格输入部件 203 被配置成从 3D 表面网格生成器 122、123 实时接收 3D 表面网格数据。视频数据输入部件 204 被配置成实时接收视频摄像机 124 的视频数据。

[0089] 校准部件 205 被配置成校准摄像机 124 以获得其图像传感器的固有参数。这些参数对于从其图像获取真实世界对象的精确测量是必要的。通过彼此配准 122-123 和 124,可

以建立在由 3D 表面网格生成器 122、123 生成的表面网格体素到由视频摄像机 124 生成的像素之间的关系。

[0090] 身体表面分段选择器 206 被配置成选择身体表面上的多个点。在一个实施例中，四个或更多个点被选择用于身体取向的稳定跟踪。点应选择以使得在该点周围的表面形貌是有特征的并且有益于在所测量的 3D 表面网格中检测。例如鼻、耳、口等也可以被选择。身体表面分段选择器 206 还被配置成将选定点配准到身体的 3D 模型。

[0091] 对象表面分段选择器 207 被配置成选择在对象表面上的多个点。在一个实施例中，四个或更多个点被选择用于稳定跟踪对象的取向。该点应选择以使得在该点周围的它们表面形貌是不同的并且有益于在所测量的 3D 表面网格中检测。例如工具末端和由工具形成的特殊形貌标记可用作对象点。对象表面分段选择器 207 还被配置成将选定点配准到对象的 3D 模型。

[0092] 表面分段跟踪器 208 被配置成在从 3D 表面网格生成器 122、123 接收的表面网格中跟踪身体的多个点和对象的多个点。由于跟踪被减少到两组点或在那些点周围的两组分段区域，所以跟踪可以有效地实时执行。

[0093] 对象跟踪器 209 被配置成基于身体的多个点相对于对象的多个点的位置，计算对象相对于身体的 3D 位置。

[0094] 输出接口 210 被配置成创建示出在身体的 3D 模型中对象到身体的相对位置的显示信号。这可以通过示出具有对象相对于身体的 3D 位置的 3D 图像的显示信号来实现。在一个实施例中，身体表面可以用视频摄像机的颜色信息来纹理化，其中表面网格处于视频摄像机的视场中（而不是处于 3D 障碍物的阴影中）。对于 3D 图像可替代地或附加地，这可以通过示出由对象的一个点确定的 3D 模型的交点来实现。在一个实施例中，该确定交点的点是工具末端。在一个实施例中，交点是通过由对象确定的一个点的 3D 模型的三个正交交点，优选为轴向、矢状和冠状交点确定。在另一个实施例中，交点可以由一个点和对象的一个方向来确定。

[0095] 跟踪设备还包括用于显示显示信号的显示部件 102。在图 2 中，显示信号示出提及的三个交点和具有身体和对象的 3D 图像。

[0096] 在图 2 中，对象是设计有用于易于由表面网格生成摄像机跟踪它的集成且独特的形貌特征的指针 131。指针 131 的末端在术前图像数据的轴向 103、矢状 104、冠状 105 视图上的监视器 102 上被显示为标记 109。它也显示在患者术前数据 106 的 3D 渲染场景 106 上。

[0097] 图 3 描述在图 2 中实施例的功能化涉及的步骤。步骤 613、617 和 620 可以通过自动过程来代替，以将整个导航系统自动化。基于模板的点云识别算法可以包括在自动化过程中。

[0098] 在步骤 618 中，术前图像数据例如计算机断层扫描、磁共振、超声等能够获得或被测量，并且身体的 3D 模型被创建。在步骤 619 中，手术表面的 3D 模型基于术前图像数据计算。在步骤 620 中，四个点在身体的 3D 模型上选择，其中有不同的形貌特征，以便创建身体的坐标系。在步骤 621 中，围绕这些点提取表面补丁，其包含用于在 3D 表面网格的未来帧中检测那些点的不同形貌特征。可替代地，那些点可以在 3D 表面网格上选择。

[0099] 在步骤 611 中，指针的 3D 模型通过其 CAD 模型获得。在步骤 612 中，工具末端位

置通过手动选择被配准在模型中。可替代地,当工具末端已经在对象的 CAD 模型中配准时,该步骤也可以自动执行。在步骤 613 中,在对象的 3D 模型表面上的四个点被选择,其中有不同的形貌特征。在步骤 614 中,围绕这些点提取表面补丁,其包含不同的形貌特征。

[0100] 步骤 611 至 615 和 618 至 621 在跟踪过程之前被执行。步骤 616 至 617 和 622 至 624 实时执行。

[0101] 在步骤 615 中,3D 表面网格生成器 122、123 被放置成使得手术部位是在其视场 (FOV) 中。在步骤 616 中,在手术视野中的表面由 3D 表面网格生成器 122、123 生成并发送到控制器 101。在步骤 617 中,在步骤 620 和 613 中选择的特定点被大致选择用于启动跟踪过程。这可以手动或自动地执行。

[0102] 在步骤 622 中,在步骤 620 和 613 中确定的表面补丁配准到在 3D 表面网格上的其相应的表面。

[0103] 在步骤 623 中,在手术视野中的表面由 3D 表面网格生成器 122、123 生成,并且发送到控制器 101,并且表面补丁在 3D 表面网格中被跟踪,并且这些补丁的配准在身体的 3D 模型中被更新。步骤 623 连续地和实时地执行。

[0104] 在步骤 624 中,基于相对于对象的四个坐标的身体的四个点坐标,工具末端被转换为术前图像体积(身体的 3D 模型),以使得在身体的 3D 模型中工具末端的位置被实现。

[0105] 图 4 示出 3D 表面网格如何可以相对于身体的 3D 模型来配准,即在 3D 表面网格生成器 122、123 的坐标系统中身体的 3D 表面网格的坐标如何可以转换到身体的 3D 模型坐标。在步骤 1.31 中,表面网格从手术视野中生成。在步骤 1.32 中,身体的相关网格被分割出来。在步骤 1.33 中,身体的坐标系统通过选择一个形貌不同区域来建立。在该形貌不同区域上的四个点定义了系统的坐标系统。这种区域可以是鼻、牙齿等。在步骤 1.34 中,来自术前 CT/MRI 的 3D 模型被配准到建立的坐标系统的坐标。优选地,这首先通过在身体的 3D 模型的表面中识别 3D 表面网格的坐标系统的四个点来执行。这产生在 3D 模型上的 3D 表面网格的近似位置。这可以通过基于成对的点的配准来实现。在第二步骤中,基于 3D 表面网格和身体的 3D 模型的身体表面,身体的 3D 模型中的身体的 3D 表面网格的精确位置被确定。这可以通过身体的 3D 表面网格的点云和身体的 3D 模型表面的点云的迭代最近点算法来执行。在步骤 1.35 中,形貌不同的区域被连续跟踪,并且坐标通过重复用于 3D 表面网格生成器的后续帧来更新。在步骤 1.36 中,更新后的坐标被用于导航支持。用于检测在对象的 CAD 模型中对象的 3D 表面网格的精确位置的过程对应于图 4 的过程。

[0106] 图 5 示出使用具有用于跟踪工具 802 的相对位置的身体 801 的固定位置的形貌标记 809 的跟踪设备。在所示实施例中,身体是患者的头部。头 801 通过固定部件 809 被固定用于手术,其例如固定头到手术台 808。由于头部 801 处于与固定部件 809 的固定关系,所以取代身体的形貌特征,固定部件的形貌特征也可用于确定在 3D 表面网格中的身体的位置和取向。

[0107] 在步骤 812 中,来自手术视野的相关表面的网格与它们的相对位置一起生成。在步骤 814 中,术前图像数据被测量或接收,并且在步骤 815 中,3D 模型基于这些术前图像数据生成。在步骤 816 中,由 3D 表面网格生成器 122、123 生成的身体(这里为头部)网格被配准到在步骤 815 中生成的身体的 3D 模型。通过选择在 3D 模型中和在用于身体的 3D 模型中的 3D 表面网格的近似位置的表面上的至少三个非共面点,这可以如用前述实施例解

释的来执行。然后,使用近似位置作为起始点由迭代算法检测精确位置。在步骤 817 中,基于身体的 3D 表面网格相对于固定部件的 3D 表面网格的位置,固定部件或其不同部分(在此以 2 指示)的 3D 表面网格配准在身体的 3D 模型中。优选地,固定部件的 CAD 模型被提供。固定部件的 3D 表面网格被用固定部件的 CAD 模型配准。这可以如同身体表面到身体的 3D 模型的配准来进行。像从 CAD 模型到 3D 表面网格生成器 122、123 坐标系统的变换是已知的。随着身体和固定部件到 3D 表面网格坐标的变换,与固定部件相比的身体的固定位置是已知的。在步骤 818 中,工具 802 的 3D 表面网格配准到 CAD 模型。在步骤 819 中,工具 802 的工具末端用术前图像体积(身体的 3D 模型)配准。在步骤 810 中,固定部件和工具的 3D 表面网格被实施跟踪。在步骤 810 中,在其 3D 模型中固定部件的 3D 表面的位置和在对对象的 CAD 模型中的对象表面的位置被定期执行。如前所述,为了确定位置,首先近似位置基于有限数量的点来确定,并且精确的位置基于大量的点通过使用迭代算法来确定。基于该跟踪结果,在步骤 812 中,术前图像数据的图像基于工具 802 的末端被示出。由于身体和固定部件之间的固定关系,跟踪可以减小到形貌不同的固定部件。步骤 814 至 819 仅被执行用于初始化跟踪方法。然而,如果身体位置相对于固定部件改变,则它可以被检测到。在该情况下,这种位置变化被检测到,步骤 816 和 817 可被更新以更新身体对固定部件的新位置。

[0108] 步骤 816、817 和 818 可以自动或近似手动选择,然后基于成对点的配准可以进行。一旦手动初始化,则这些步骤可以通过使用在先前循环中这些网格的先验位置信息来连续跟踪表面,从而在下一循环中自动化。

[0109] 图 6 示出其中无标记跟踪设备和跟踪过程用于膝盖手术以导航骨切割的可能性。图 6 示出在开放膝手术期间暴露的股骨 433 的关节面和胫骨 434 的关节面。表面网格生成器 121(这里没有视频摄像机 124)捕获股骨 433 的关节面和手术锯 955 的 3D 表面网格,其边缘为切割骨的目的必须被导航。图 6 中列出涉及用于提供导航的步骤。在步骤 1.51 和 1.52 中,股骨关节和工具 3D 表面网格由表面网格生成器 121 捕获并发送到控制器。股骨关节的 3D 表面网格在步骤 1.54 中配准到 3D 模型,并且工具的 3D 表面网格在步骤 1.53 中配准到工具的 CAD 模型。在步骤 1.55 中,在工具边缘和术前图像体积之间的变换基于在工具表面网格和股骨表面网格之间的相对 3D 位置来计算。在步骤 1.56 中,工具的边缘在术前图像中示出用于导航。

[0110] 图 7 示出根据第二实施例的与 2D 标记耦合的跟踪设备。作为例子,在头部(耳、鼻和喉手术,颌面面部手术、牙科手术和神经外科)周围的手术被示出。包括 3D 表面网格生成器 122、123 和视频摄像机 124 的装置 121 用于从手术视野生成相关的表面。术前的视频摄像机(124)和三维表面网格生成器(122、123)的传感器被校准和配准。在手术前患者用颜色标记 111、112、113、114 固定。这些标记可容易地通过基于颜色的分段在视频图像中分割。标记被设计成使得这些标记的中心可以很容易地在分段图像(例如,估计在二进制图像中的其质心)中计算出。单独的标记可以基于由 122-123 生成的相应表面-网格区域中的其具体尺寸和形状来识别。单独地识别标记将帮助在这些标记之间提取表面网格,以便自动建立在患者身上的坐标系统。坐标系统可以仅基于四个颜色标记或基于在根据四个颜色标记确定的 3D 表面网格上的四个点来确定。在第二步骤中,在身体的 3D 模型上的 3D 表面网格的精确位置基于身体的表面网格和 3D 模型的表面计算。由于 3D 表面网格的近似

位置,该第二步骤可实时进行。指针 131 也具有颜色标记 132、133、134,以帮助其在视频图像中的分割并获得其表面网格。即使各颜色标记的中心点可能不准确,但这足以用于确定在 CAD 模型中的工具的近似位置。这也将有助于自动建立指针上的坐标系统。指针 135 的末端在术前图像数据的轴向 103、矢状 104、冠状 105 视图上的监视器 102 上被显示为标记 109。它也显示在患者术前数据的 3D 渲染场景 106 上。

[0111] 图 7 的跟踪设备的跟踪方法的步骤在图 8 中示出。在步骤 151 中,3D 表面网格生成器 122、123 和视频摄像机被校准,并且校准数据被配准,以便将用视频摄像机 124 拍摄的色点与 3D 表面网格的点相关联。在步骤 152 中,颜色标记 111、112、113、114 被粘贴于手术的相关表面上,以使得形貌不同的区域处于标记 111、112、113、114 之间。在步骤 153 中,相关区域基于颜色标记来识别。在步骤 154 中,身体的表面网格被获得。在步骤 155 中,身体 / 患者的坐标系统 P 基于在 3D 表面网格上的颜色编码区域的位置或基于那些位置所确定的位置来建立。在步骤 156 中,从术前成像得到的 3D 模型被配准到身体的坐标系统 P。在身体的 3D 模型中身体的 3D 表面网格的精确位置基于身体的 3D 表面网格和来自身体的 3D 模型的 3D 表面来计算。在 3D 模型和身体之间的变换在步骤 157 中更新。换句话说,从 3D 表面网格生成器 122、123 到 3D 模型的变换被确定。在步骤 161 中,连同从视频摄像机 124 获得颜色信息,从 3D 表面网格生成器 122、123 获得指针的表面网格。在步骤 162 中,指针的坐标系统 T 基于在 3D 表面网格上的颜色代码 132、133、134 的位置或基于那些位置所确定的位置来建立。在步骤 163 中,指针 131 的 CAD 模型通过两步骤的过程被配准到指针 131 的表面网格。首先,在对象的 3D 模型中找到定义坐标系统的点,例如颜色代码位置,以用于 3D 表面网格在对象的 3D 模型中的近似位置(例如通过基于成对点的配准)。在第二步骤中,基于工具的 3D 表面网格和来自该工具的 3D 模型的工具的表面来确定精确位置。在步骤 164 中,更新在 CAD 模型和 T 之间的变换。换句话说,确定 CAD 模型的坐标系统到 3D 表面网格生成器 122、123 的坐标系统的变换。在步骤 165 中,使用从 CAD 模型到 3D 表面网格生成器 122、123 的变换以及从 3D 表面网格生成器 122、123 到患者的 3D 模型的变换来将指针末端变换到患者坐标。在步骤 158 中,步骤 157 和 164 的变换实时更新。在步骤 159 中,工具末端位置被覆盖到术前图像数据。

[0112] 图 9 再次示出使用颜色标记的跟踪方法的步骤。在步骤 181 中,颜色标记附着在身体上。在步骤 182 中,通过基于颜色的分段在视频图像中分割标记。在步骤 183 中,获得分段颜色斑点(blob)的中心。在步骤 184 中,在 3D 表面网格中的斑点中心的相应点基于校准数据来实现。在步骤 184 中,获得在这些点之间的表面网格。在步骤 188、189 中,身体的 3D 模型基于术前成像来创建。在步骤 190 中,在 3D 模型上的点被选择,以使得它们近似对应于附着在身体上的标记位置。在步骤 194 中,获得在那些点之间的 3D 模型的表面网格。在步骤 191,基于在 3D 模型上的近似点和颜色斑点的中心点,在身体的 3D 模型中确定身体的 3D 表面网格的近似位置。优选地,这通过这两个点组的基于成对点的配准来完成。在步骤 192 中,基于这个近似位置,获得在身体的 3D 表面网格和 3D 模型的 3D 表面之间的近似变换。在步骤 193 中,该近似变换或该近似位置被用于确定迭代算法的开始 / 初始点,以确定在步骤 186 中的精确位置 / 变换。在步骤 186 中,利用基于近似位置在步骤 193 中确定的初始值,基于步骤 194 和 185 的表面网格,使用迭代算法找到在身体的 3D 模型中身体的 3D 表面网格的精确位置。优选地,该迭代算法是迭代最近点算法。在步骤 187 中,术前数据

被配准到身体的 3D 表面网格。

[0113] 相同的方法可以遵循以将手术指针的 CAD 模型配准到其表面网格。

[0114] 图 4 示出涉及将术前数据配准至患者用于 3D 形貌不同区域的步骤细节。然而, 如果颜色点由不同形貌区域的四点替换, 则图 9 的过程还可以用于通过 3D 形貌不同区域将术前数据配准到患者。同样的方法可以遵循以用 3D 形貌不同的点将手术指针的 CAD 模型配准到其表面网格。

[0115] 图 10 示出使用在身体 (患者解剖结构) 上的有色条以分割并且配准表面网格的可能性。411 和 412 是可以在患者的皮肤上粘贴的有色标记条。同样地条也可以在手术期间在暴露的骨表面上使用, 以建立用于将它们的 3D 模型配准到生成的表面网格的坐标系统。

[0116] 图 11 示出其中自动识别给定工具的各个计算机辅助设计 (CAD) 模型的方法。该工具也可以用于识别的正方形标签或条形码来固定。在第一步骤中, 手术工具具有可视代码, 例如条形码, 其与在数据库中的工具的 CAD 模型相关。该工具用 3D 表面网格生成器 122、123 捕获, 并且工具的 3D 表面网格被创建。在同一时间, 该工具的视频图像由视频摄像机 124 创建。可视代码被分割并且在视频图像中识别。所识别的可视代码被读出, 并且相关的 CAD 模型在数据库中被查找。然后所识别的 CAD 模型被配准到工具的表面网格。

[0117] 图 12 示出具有用二进制代码的正方形标记 301 的工具 302。在工具末端的形貌 T 便于检测在 3D 表面网格中的精确位置。

[0118] 在图 13 中, 工具 304 用条形码 303 固定, 并且工具的形貌形式是不同的。

[0119] 图 14 和 15 示出其中具有二进制代码的正方形标记用于识别并且初始化表面的配准的场景。这些标记被识别并由视频摄像机 124 跟踪。正方形标记的 6D 位置即 3D 位置和取向的初始化估计通过处理视频图像进行。该信息被用于初始化表面的配准。二进制代码将特定用于单独的标记。这种特异性将帮助自动选择要配准的表面。图 14 示出附着在患者的前头部的正方形二进制编码标记。图 15 示出其中骨表面被暴露的标记。标记 431 和 432 分别粘贴在股骨 433 和胫骨 434 上。

[0120] 图 16 示出使用形貌编码 3D 标记的跟踪设备和跟踪方法。使用形貌编码标记的所提出的导航系统刚性放置在患者解剖结构上。这说明了例如在头部周围的手术中的场景。具有形貌不同特征的标记 201 用头带 202 放置在前额上以固定它。该标记的三个臂具有不同的长度, 用于独特的表面配准可能性。指针 131 也被设计为使得不同的可识别形貌特征是在其形状上并入。不同的表面形状特征帮助建立坐标系统、它们各自的 3D 模型配准和跟踪。

[0121] 图 17 示出通过跟踪外科医生的手 951、特别是食指末端并且将拇指内收手势 953 识别为配准触发, 来发起对患者解剖结构的 3D 表面的配准的方法。例如, 食指可以放在表面点 201a、201b、201c 和 201d 上, 并且配准由拇指内收手势触发。同样, 同一种方法可以用于通过将食指放在图 18 中的点 131a、131b、131c 处来配准指针 131 的 3D 模型到实时表面网格。末端可以使用如在图 18 中所示的相同方法来校准。它也可以用于配准如在图 19 中所示的工具边缘, 其中食指被保持在边缘 956 的一端处, 并且配准由拇指内收动作发起。食指缓慢滑过边缘 954, 保持拇指内收以配准完整的边缘。当食指到达边缘的另一端时, 拇指内收以终止配准过程。图 20 示出了另一个例子, 其中骨的表面上, 例如膝关节 433 的股骨

关节面以类似的方法配准。

[0122] 可视化编码方标记可附着在编码标记和指针上,用于自动表面配准初始化。其 6D 信息可通过处理视频图像而获得。这可以在初始化表面网格和 3D 模型之间的配准中使用。

[0123] 图 21 示出使用 3D 形貌标记的跟踪方法的步骤。在步骤 3.51 中,形貌编码标记被固定在患者的解剖结构上,优选处于相对于手术相关的身体的一部分不会移动许多的位置处。在这种情况下,形貌标记被放置在前部,其具有与头骨相比的仅最小的皮肤运动。坐标系统被配准在身体的 3D 模型中。这可以通过在身体的 3D 模型中配准身体的 3D 表面来进行(选择最少 3 个点,检测近似位置,检测精确位置,确定变换)。然后,形貌编码标记的 3D 表面配准在其 CAD 模型身体中(选择最少 3 个点,检测近似位置,检测精确位置,确定变换)。通过两个确定的变换,形貌编码标记的 CAD 模型的精确位置在人体的三维模型中已知。因此,在标记的 CAD 模型中仅形貌编码标记的 3D 表面网格的位置可被跟踪(检测在标记的 3D 表面网格上之前定义的至少 3 个点,检测近似位置,检测准确位置,确定变换)。由于标记是形貌不同的,其位置的确定比身体的特征更精确并且更快,尤其是在没有不同特征的区域中。这个实施例类似于图 5 的实施例。另外,也可以检测在身体和标记之间的位置变化,并自动更新这个位置。

[0124] 图 22 示出使用头带(其也在图 16 和图 17 中示出)固定在前额上的形貌编码标记的另一视图。没有必要将该标记刚性地固定到解剖结构,因为在标记和解剖表面之间的配准定期更新,并检查任何的相对运动。这是因为由 3D 形貌标记确定的坐标系统仅用于在 3D 模型中的 3D 表面网格的近似位置,该近似位置随后用于确定精确位置。在步骤 3.52 和 3.53 中,身体和形貌编码标记的 3D 表面网格生成。在步骤 3.54 中,在形貌编码标记被检测时,坐标系统基于形貌编码标记来确定。坐标系统可以由形貌编码标记的四个特征点建立。

[0125] 图 23 示出可以使用的形貌编码标记的另一种设计。

[0126] 图 24 示出使用具有形貌不同设计的形貌标记 201 和指针 131 而在导航设置中涉及各个坐标。P 是在标记 201 上的坐标系统,0 是在 3D 表面网格生成器 121 上的坐标系统,R 是在指针 131 上的坐标系统,I 表示术前图像数据的坐标系统。指针末端通过枢转或配准其表面网格到其 CAD 3D 模型来配准在 R 上(指针校准)。至少四个不同的点(G1)在图像数据 I 中被选择,以使得它们可容易地用指针末端在患者 110 上接触。使用校准的指针 131,在患者上的对应点(G2)被配准到标记 P。借助于在 G1 和 G2 之间的成对点配准,近似变换  $T(P, I)$  被建立。精确变换  $T(P, I)$  然后通过如之前已经解释的迭代最近点算法来获得。变换  $T(0, P)$  和  $T(0, R)$  通过将标记的 CAD 3D 模型和指针配准到它们各自的网状表面获得。这可以自动进行或通过手动初始化基于表面的配准和跟踪。为了导航,指针末端由下面的方程式显示在图像数据上:

$$[0127] \quad K(I) = T(P, I)^{-1} T(0, P)^{-1} T(0, R) K(R) \quad (E1)$$

[0128] 其中  $K(R)$  是在 R 坐标中的指针末端,并且  $K(I)$  是在图像坐标中的其变换。通过连续并且实时更新变换  $T(0, P)$  和  $T(0, R)$ ,对于表面网格生成的每个帧,导航支持可被提供。该变换  $T(P, I)$  仅被确定一次。

[0129] 图 25 示出具有安装在身体上的 3D 表面网格生成器 122、123 的跟踪设备。在光学信息也被使用的情况下,视频摄像机 124 与在身体上的 3D 表面网格生成器 122、123 安装在一起。图 25 示出其中 3D 表面网格生成器 122、123 被安装在身体 110(本例中为患者头部)

上以跟踪手术工具（在该示例中是内窥镜 905）的设置。内窥镜的末端配准到形貌特征，该形貌特征通过将内窥镜透镜 904 的 CAD 模型配准到生成的 3D 表面网格来连续跟踪 906。如前所述这可以这样进行：在工具的 3D 表面网格中检测工具的四个点，通过比较这四个点与在 CAD 模型中四个对应点来计算在 CAD 模型中工具 905 的位置，以及由基于作为起点的四个点而使用位置的大致估计的迭代算法计算在工具的 CAD 模型中工具的 3D 表面网格的精确位置。

[0130] 在身体的 3D 模型中身体的 3D 表面网格的位置应该仅确定一次，因为 3D 表面网格生成器 122、123 具有在身体上的固定位置。

[0131] 从在对象的 3D 表面模型中对象的 3D 表面网格的精确位置和在身体的 3D 表面模型中身体的 3D 表面网格的精确位置，从 CAD 模型已知的工具的精确位置可转换到具有术前数据的身体的 3D 模型中的精确位置。计算内窥镜末端到术前数据的变换并且覆盖在监视器 102 上，如前面所解释的，以在手术（例如在该示例中是 ENT 和神经外科）期间提供导航支持。

[0132] 图 26 示出使用机械安装件 502 在患者解剖结构上（在该示例中是颌骨上）直接安装 3D 表面网格生成器 501 的示例。患者的上唇使用使用牵开器 504 收缩，以使得牙齿表面暴露。暴露的牙齿表面有丰富的形貌特征。这些形貌特征用于选择用于在身体的 3D 模型中身体的 3D 表面网格的位置的大致估计的四个点。因此，术前数据可以有效地配准到身体的 3D 表面网格。这可以用于在牙科、耳鼻喉科（耳、鼻和喉），颌面和神经外科中提供导航。

[0133] 图 27 示出跟踪设备，其中 3D 表面网格生成器安装在对象本身上，在此是手术工具 / 器械。内窥镜的末端被配准在 121 的坐标中。身体 110（在该示例中，面）的 3D 表面网格生成。表示面（参见图 28）例如前额 110A 或鼻梁区域 110B 的网格的子表面被识别并且分割。这些子表面的识别可以通过如图 17 所示手动指示，或通过如前面部分中所述粘贴颜色编码补丁来完成。由此被识别和分割的子表面补丁在使用如在图 17 和 20 中所示的拇指手势方法之前被配准到识别的 3D 模型上的对应区域。这两个表面的表面到表面的配准给出了将内窥镜末端变换到术前图像体积（例如 CT/MRI）的坐标所需的变换矩阵。末端可以覆盖在术前图像数据的轴向 103、矢状 104、冠状 105 和 3D 渲染的场景 106 上。在下一步骤中，通过仅跟踪形貌富集区域（例如 110B）中的一个并实时更新所述变换，可给手术的外科医生提供导航支持。类似的设置也可以用于导航在超声引导的穿刺活检的针。3D 表面网格发生器 122、123 可被安装在超声 (US) 探针上以及其成像平面上可以被配准到其坐标中。针以如我们跟踪指针的类似方式被跟踪，并且针的轨迹覆盖在 US 图像上以提供导航。

[0134] 图 29 示出具有安装在工具的 3D 表面网格生成器 122、123 的跟踪方法的步骤。在第一步骤 4.32 中，表面网格生成器 122、123 被安装在工具上，并且工具末端配准在 3D 表面生成器 122、123 的坐标系统中。在步骤 4.33 中，从 3D 表面网格生成器 122、123 获取帧。在步骤 4.34 中，外科医生通过拇指手势指出相关区域。在步骤 4.35 中，这些区域被分割出，并且相应的表面网格补丁被获取。在步骤 4.36 中，外科医生确定形貌丰富的补丁中的一个，以建立坐标系统并且进一步跟踪。在步骤 4.37 中，分段的补丁配准到在由术前数据导出的 3D 模型上的其对应的区域。在步骤 4.38 中，内窥镜的末端覆盖在术前图像体积中。在步骤 4.39 中，先前识别的形貌丰富的补丁被连续跟踪，并且所建立的坐标的 3D 位置被实时更

新。在步骤 4.40 中,在术前图像体积中覆盖的内窥镜末端被实时更新。在这种情况下,没有检测对象的需要,因为对象处于与 3D 表面网格生成器 122、123 相同的坐标系统中。

[0135] 图 30 示出其中表面网格生成器 121 被安装在医疗装置上(例如内窥镜 905)的设备。身体/患者 110 被固定有具有坐标系统 P 的形貌标记。借助于基于表面的配准之前的成对点的配准,如前所述,术前图像体积被配准到 P。E 是内窥镜光学坐标系统。V 是来自内窥镜的视频图像。在患者的术前图像数据上的任何点 PP 可以在视频图像 VP 上增加,通过方程式

$$V(p) = C T(E, 0) T(0, P) T(P, I) P(P) \quad (E2)$$

[0137] 其中,  $T(E, 0)$  是可以通过配准光学坐标 E 到表面网格生成器(121)而获得的配准矩阵。C 是内窥镜的校准矩阵。校准矩阵包括内窥镜摄像机的图像传感器的固有参数。通过使用相同的方程式 E2, 在术前图像中分段的任何结构可以在视频图像上增加。同样,在术前图像体积中标示出的肿瘤边界、血管和神经轨迹可在用于向手术的外科医生提供导航支持的内窥镜视频图像上增加。同样外科手术探针或工具的位置可以在这些视频图像上增加。

[0138] 同样的系统可以通过用任何其它医疗装置例如医疗显微镜、超声探头、荧光仪、X 光机、MRI、CT、PET CT 来代替内窥镜使用。

[0139] 图 31 描绘了其中多个 3D 表面网格发生器(121a, 121b) 可被连接以增加系统的操作量(operative volume) 和精度的系统。这种设置也将有助于达到不暴露于表面网格生成器中之一的解剖区域。

[0140] 图 32 示出其中 3D 表面网格生成器 121 被直接安装在外科手术锯 135 上的设置。该设置可以用于导航在暴露的骨 433 表面上的切口。

[0141] 图 33 和图 34 示出使用结合其它跟踪设备的 3D 表面网格生成器 122、123 的跟踪设备。

[0142] 在图 33 中,跟踪设备结合基于红外的跟踪器(无源和/或有源)。3D 表面网格生成器 121b 可以用于配准表面。基于红外的跟踪器 143 帮助自动检测 3D 表面网格上的点以用于 3D 表面网格在术前数据中的近似位置(类似于由视频摄像机 124 捕获的颜色斑点(blop))。可以通过 143 跟踪的标记 143b 被安装在 121b 上,并且 121b 的坐标被配准到它。采用该设置,由 121b 生成的表面可以变换为 143 的坐标。这可以用于自动配准表面。

[0143] 图 34 示出利用电磁跟踪器 141 使用 3D 表面网格生成器 121 来配准表面的设置。可以被 141 跟踪的传感器 141a 被安装在 3D 表面网格生成器 121 上,并且 121 的坐标被配准到它。采用该设置,由 121 生成的表面可以变换为 141 的坐标。这可以用于自动配准表面。

[0144] 本发明允许在身体的 3D 模型中对象的实时跟踪,并且具有高分辨率。本发明允许 4 个点/平方毫米或更高的表面网格分辨率。本发明允许进一步实现每秒 20 或更多的帧,其中对于每个帧,一个对象/多个对象相对于患者身体的位置(误差 < 2mm) 被检测,以提供导航支持。

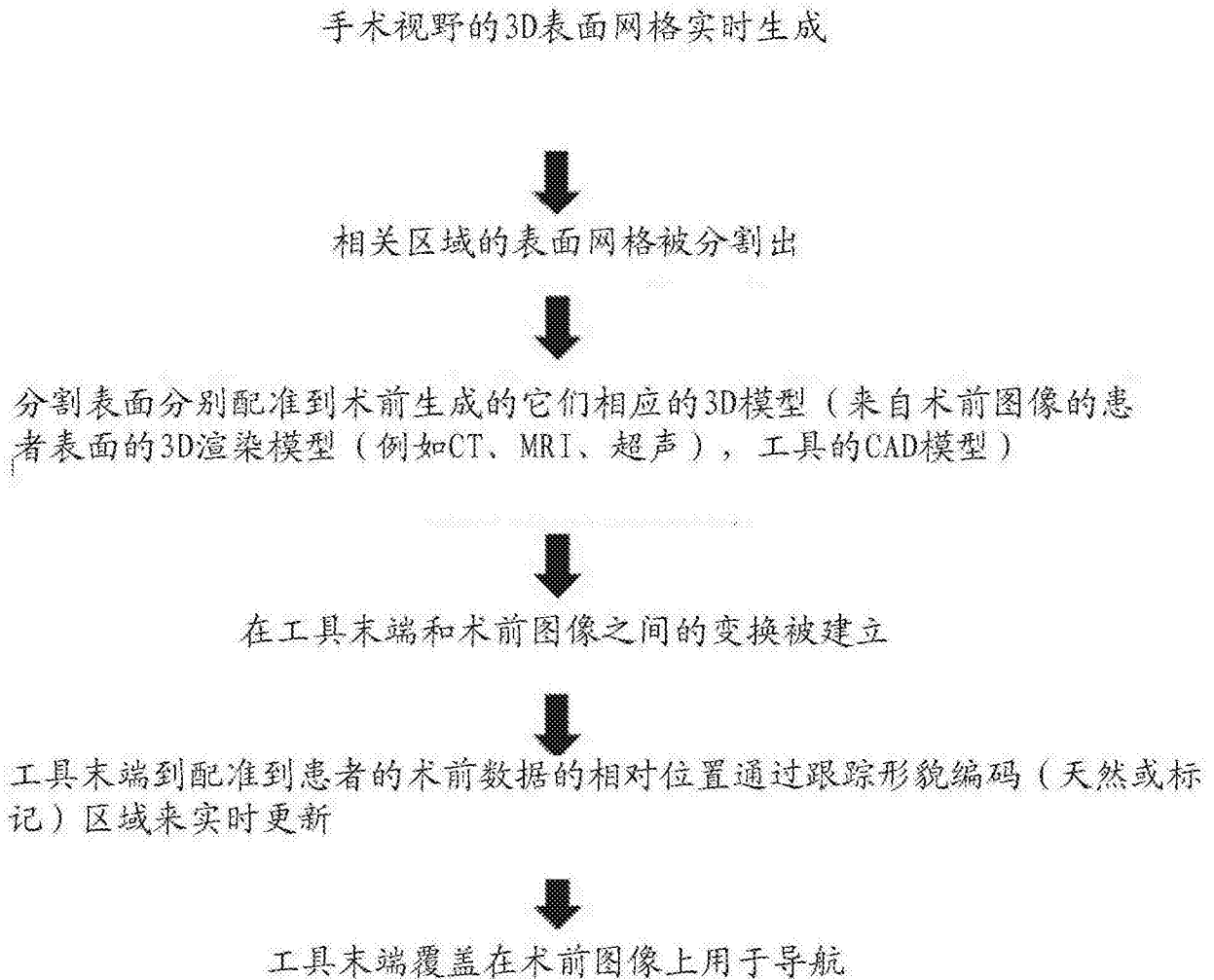


图 1

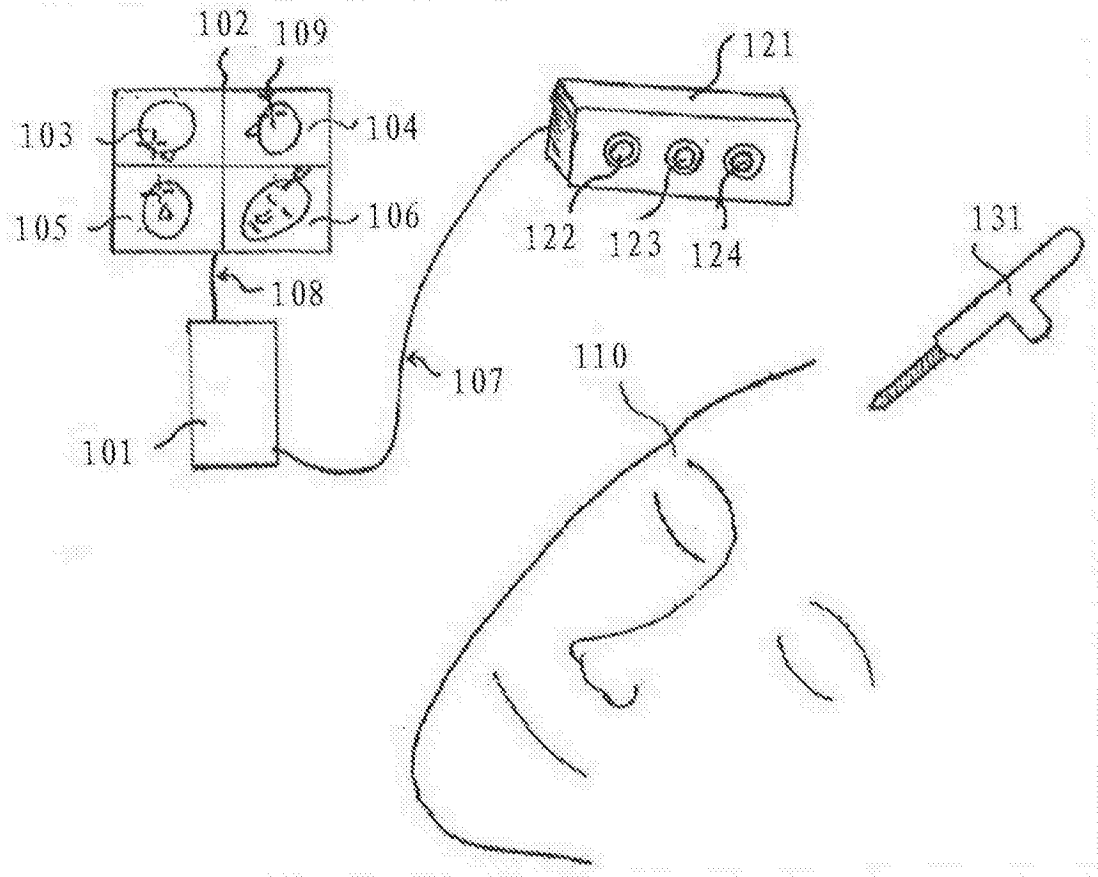


图 2

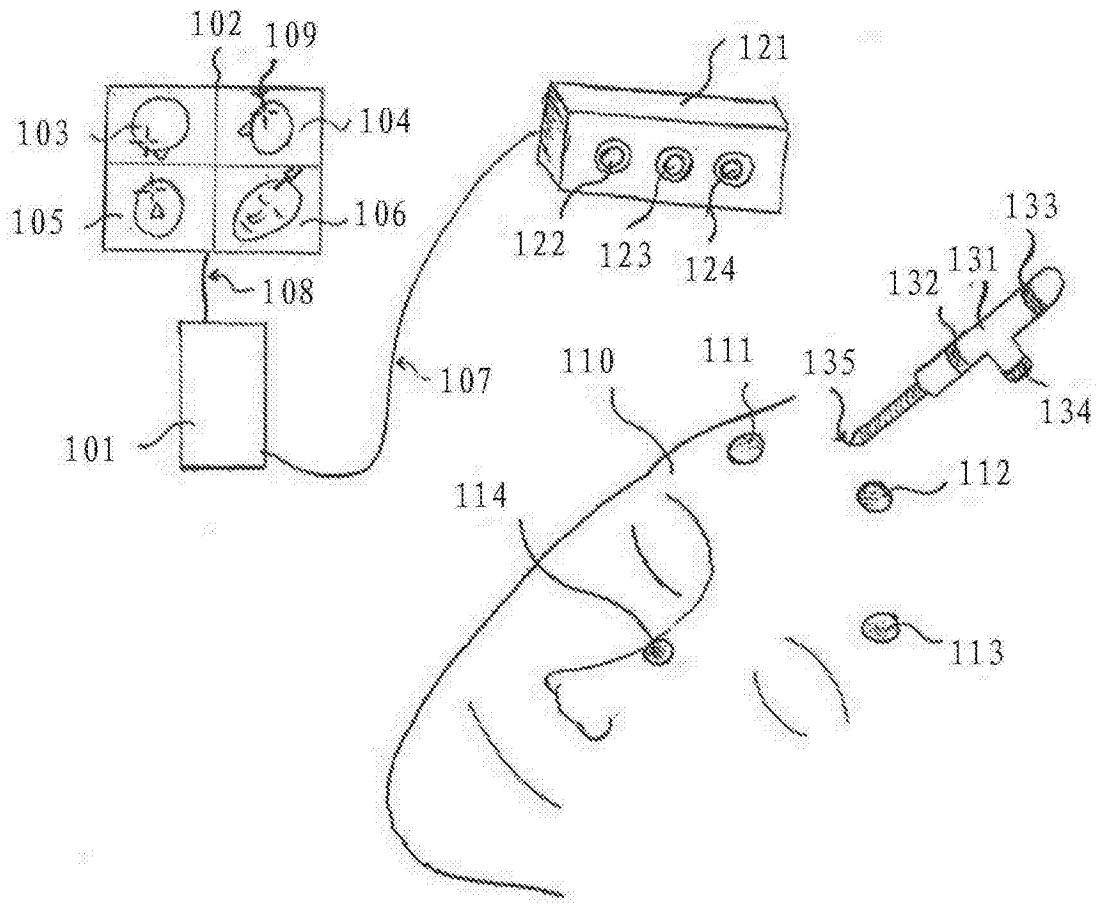


图 7

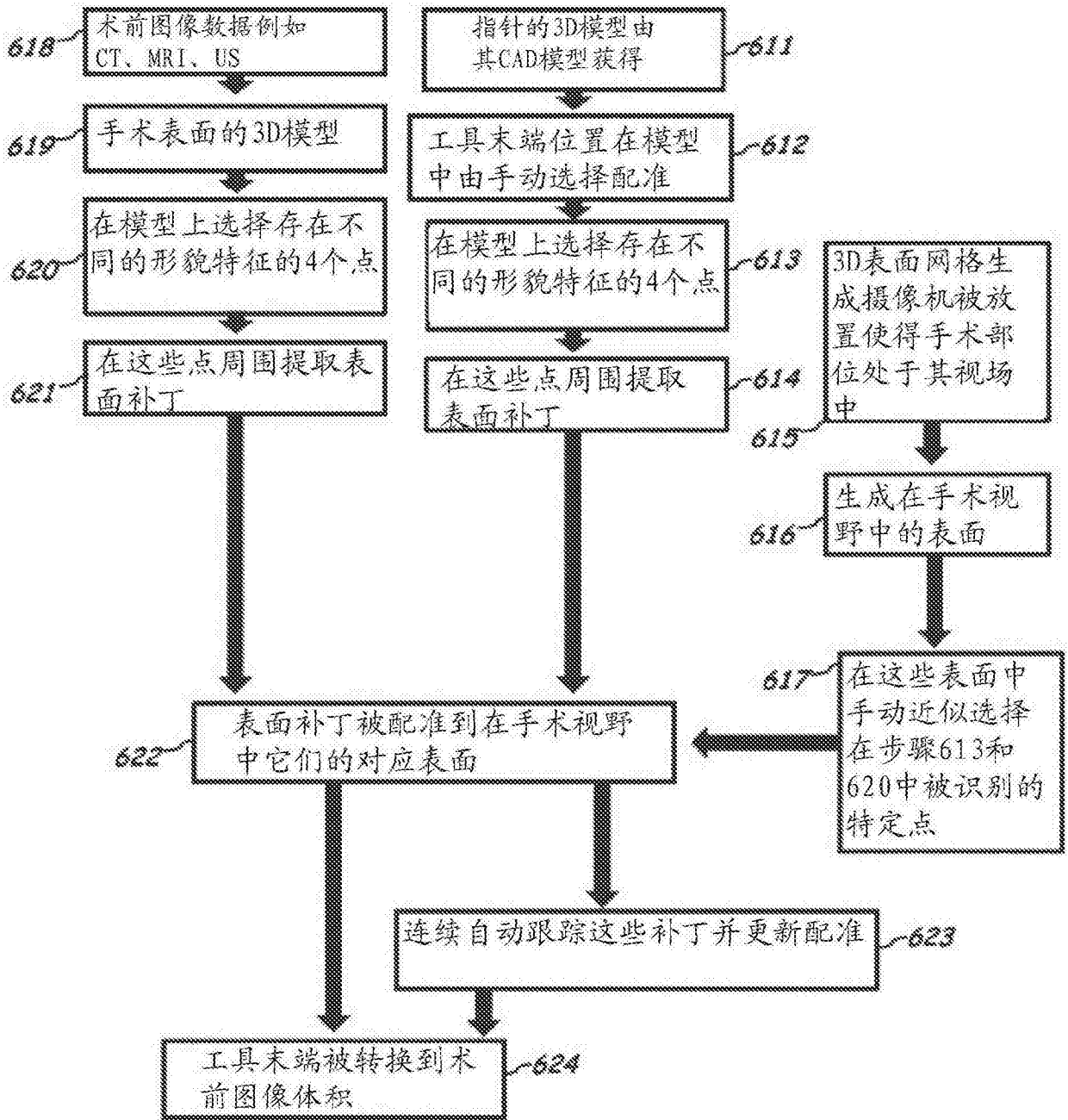


图 3

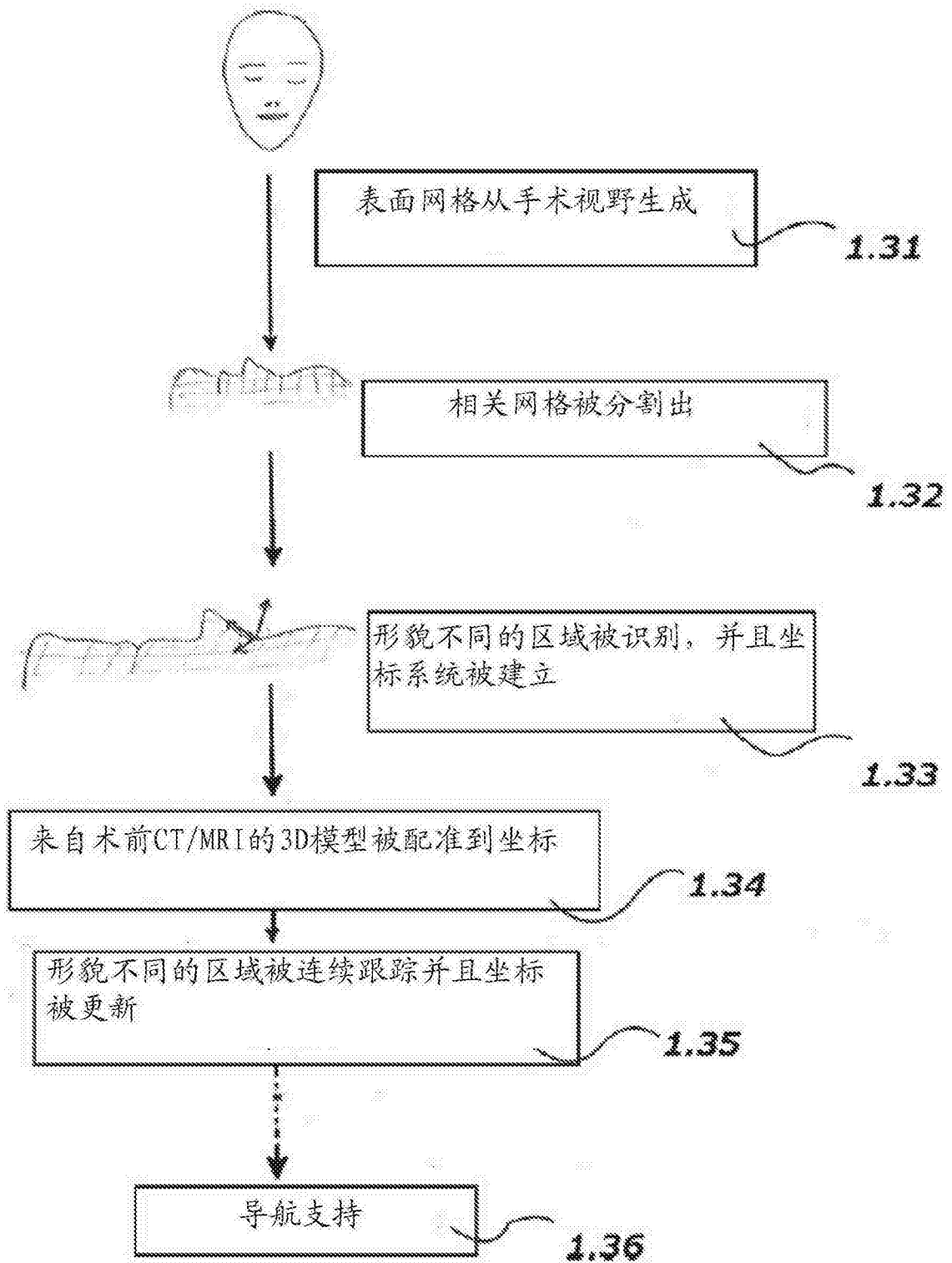


图 4

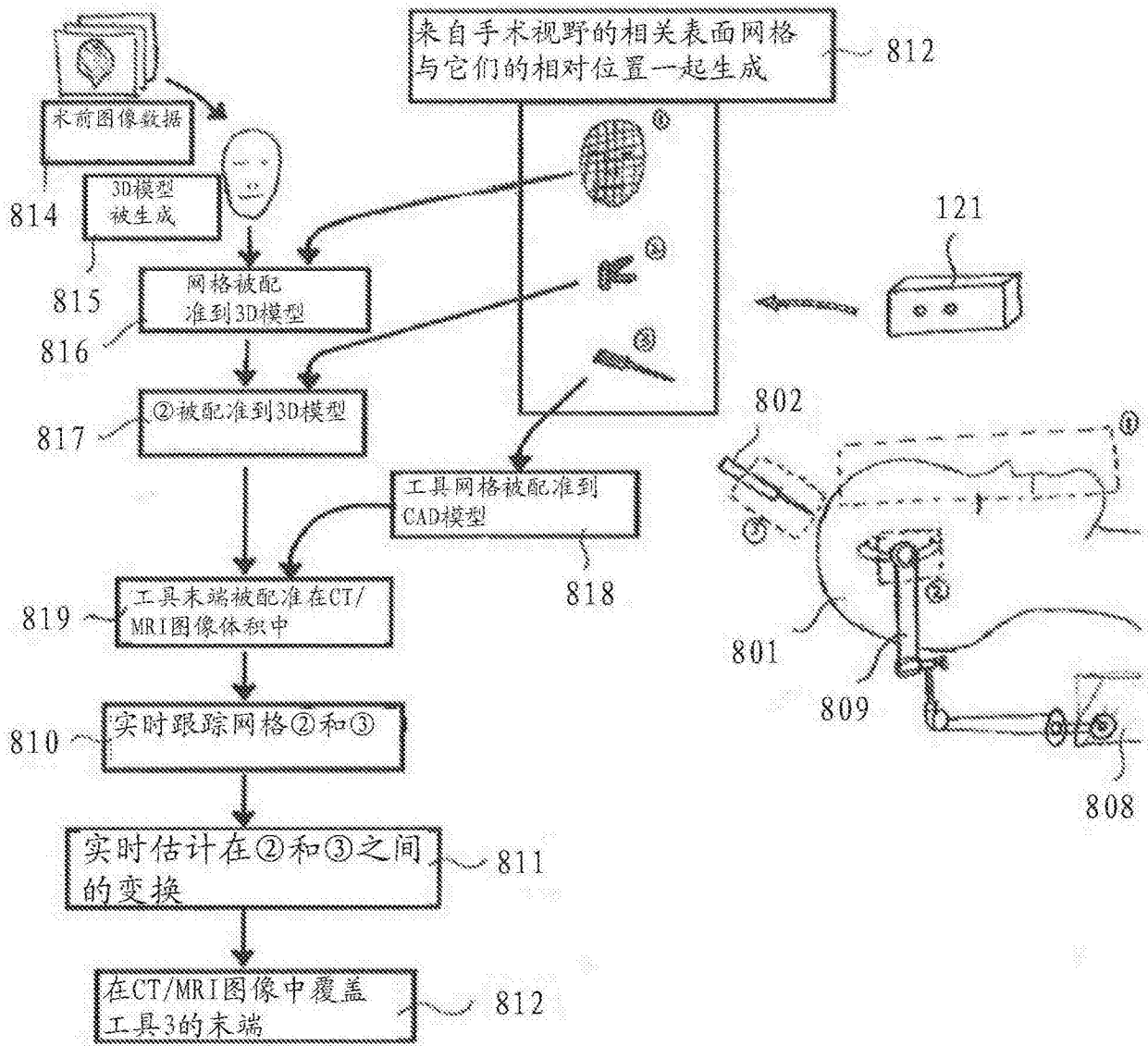


图 5

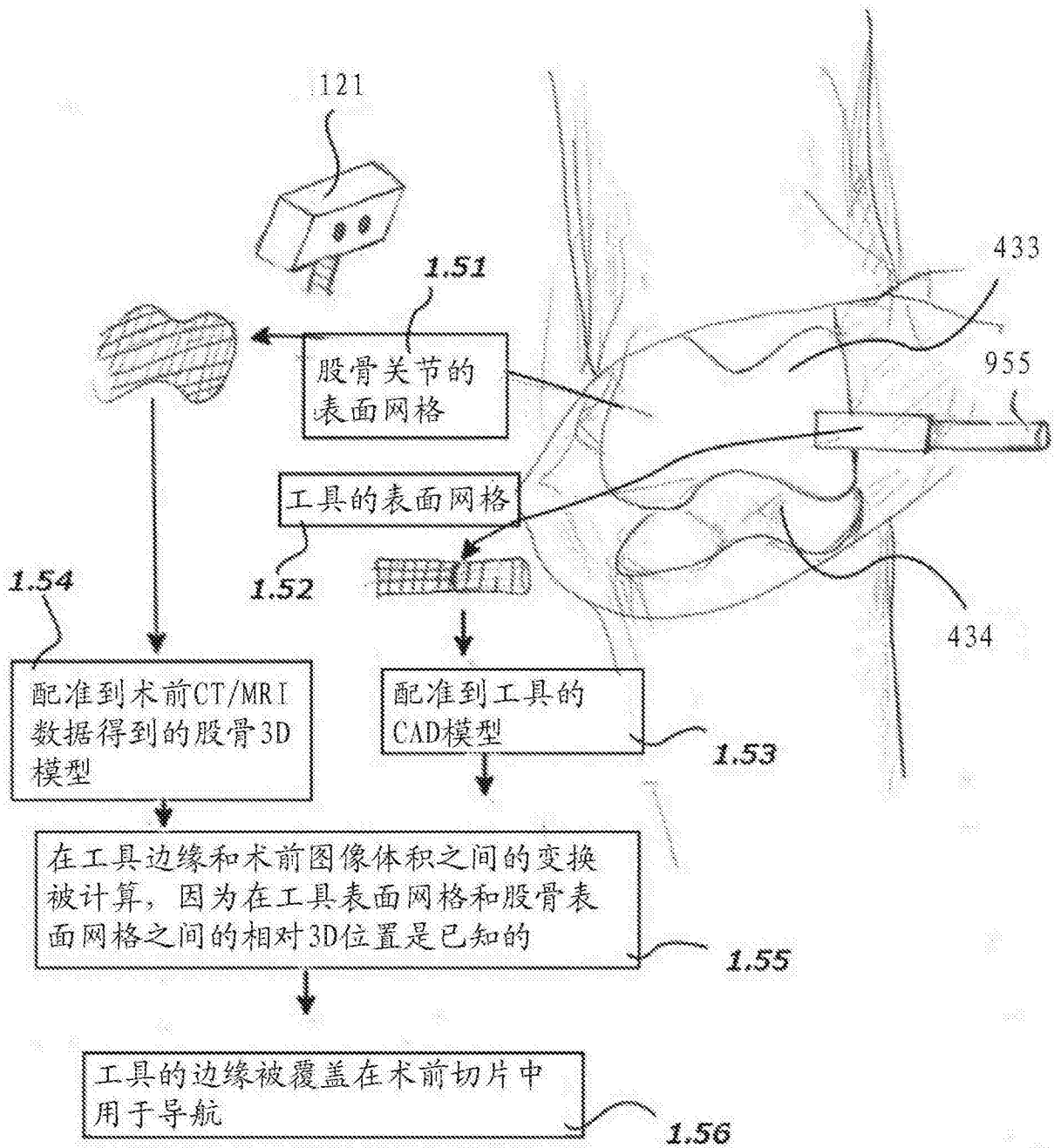


图 6

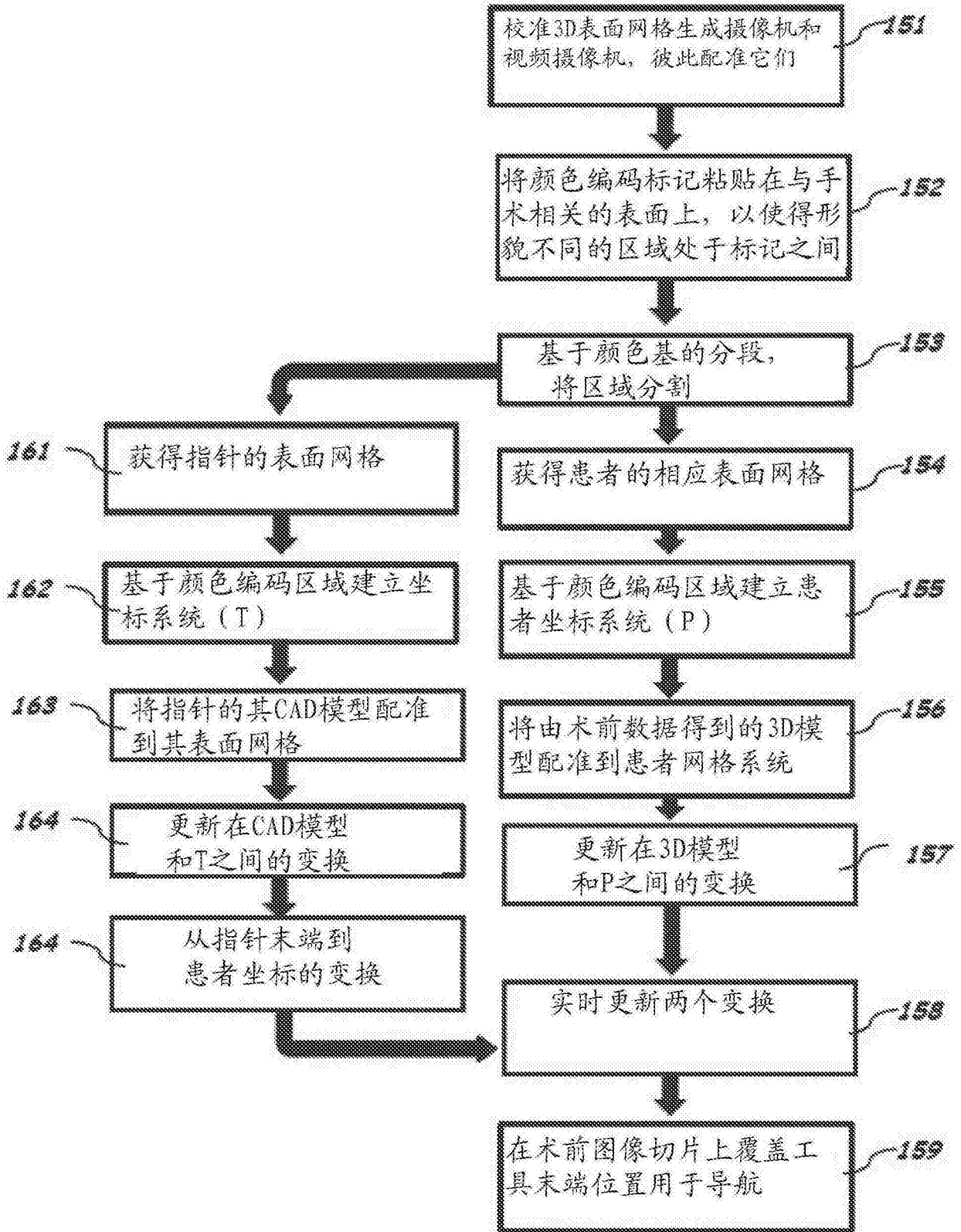


图 8

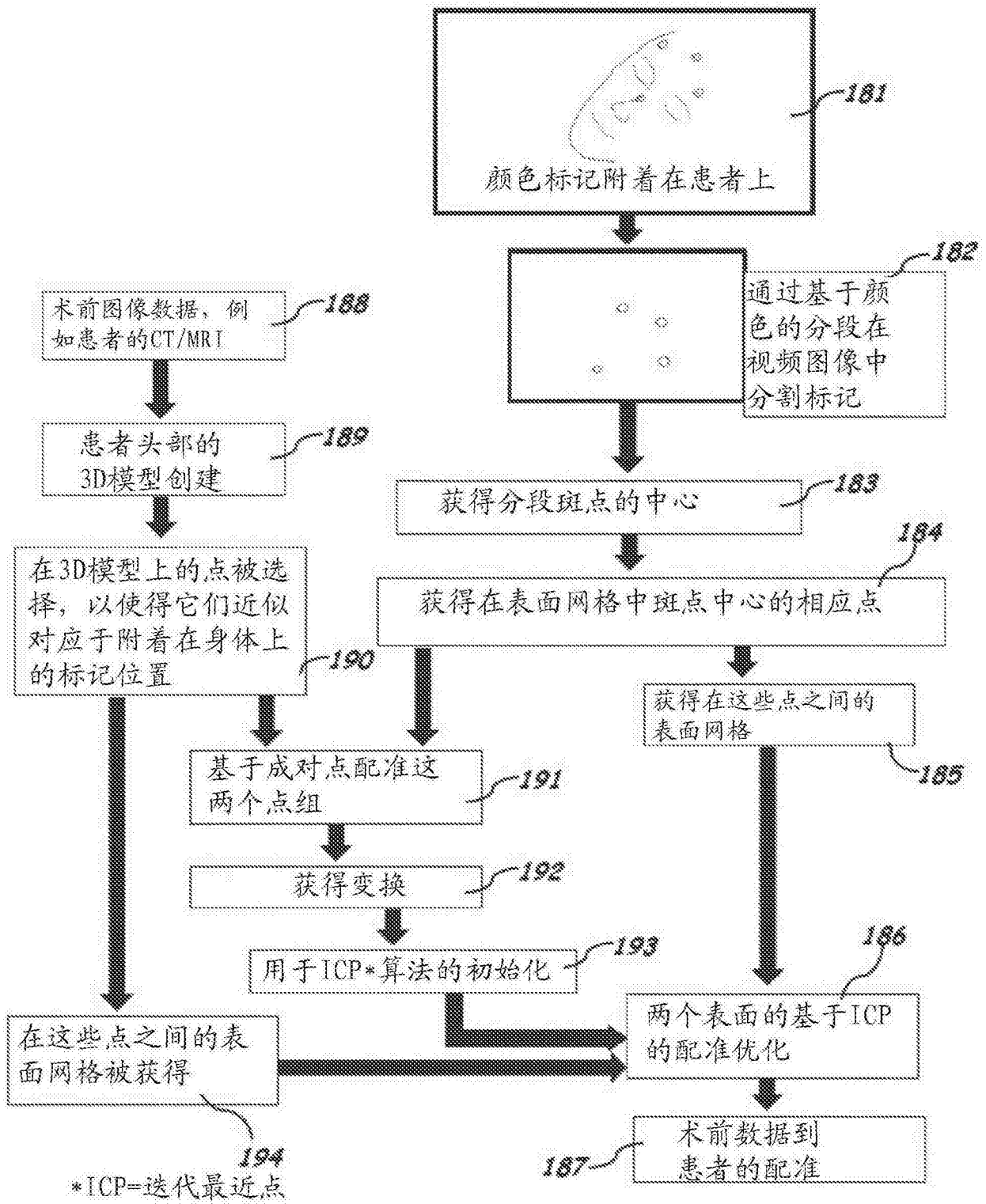


图 9

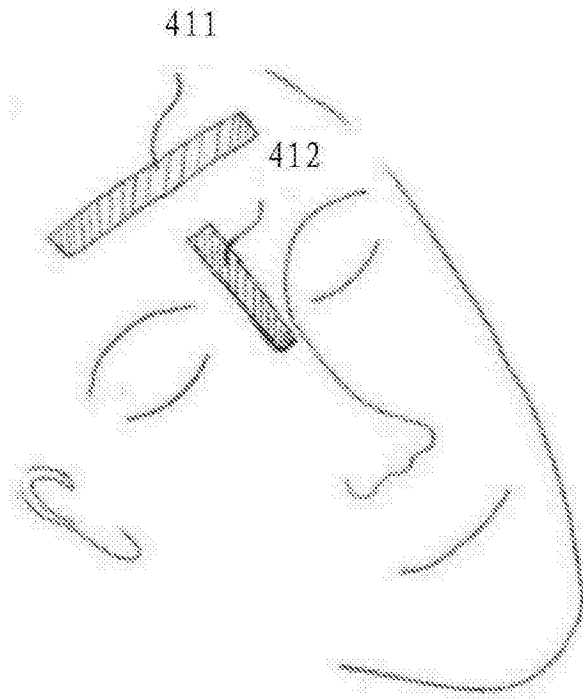


图 10

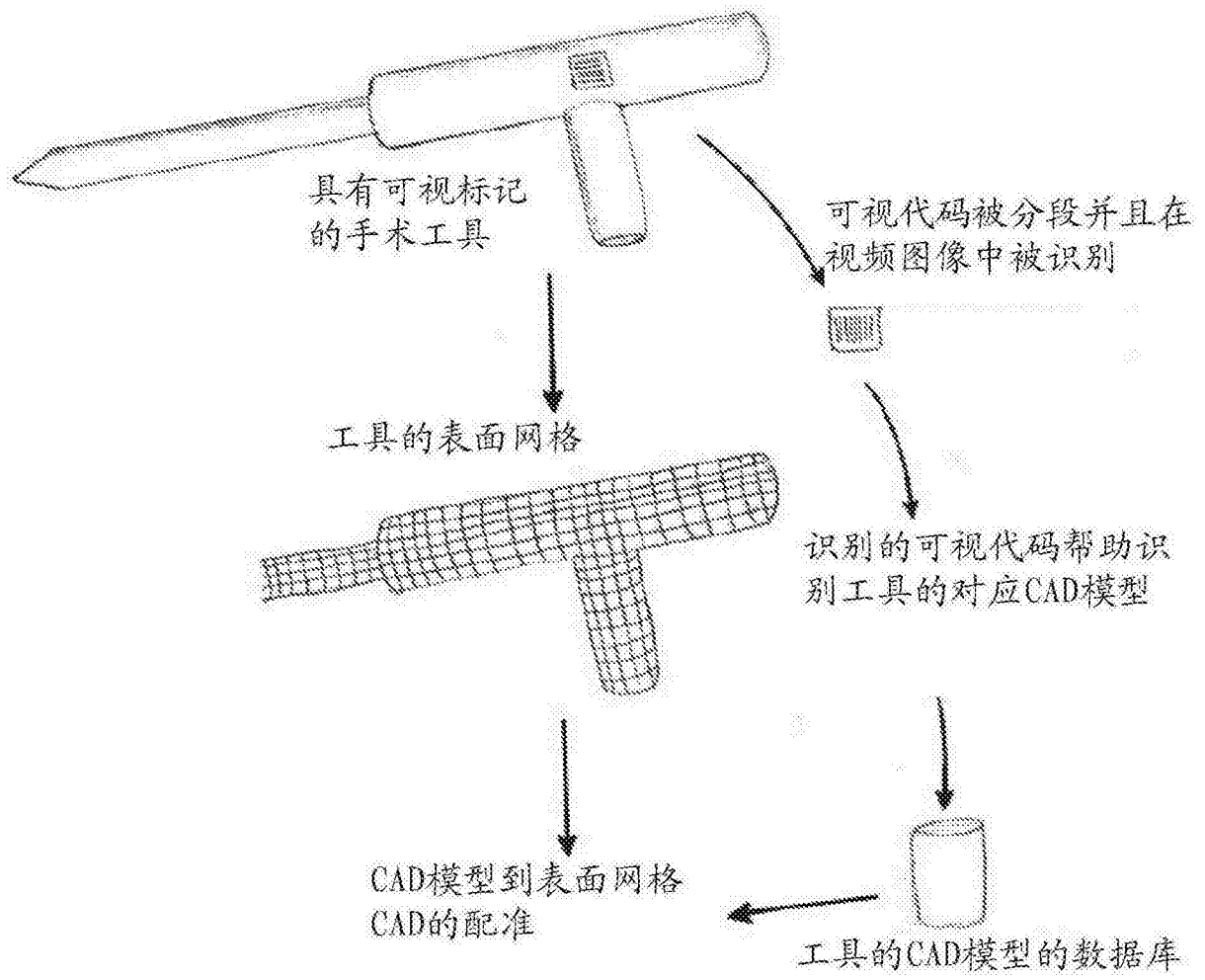


图 11

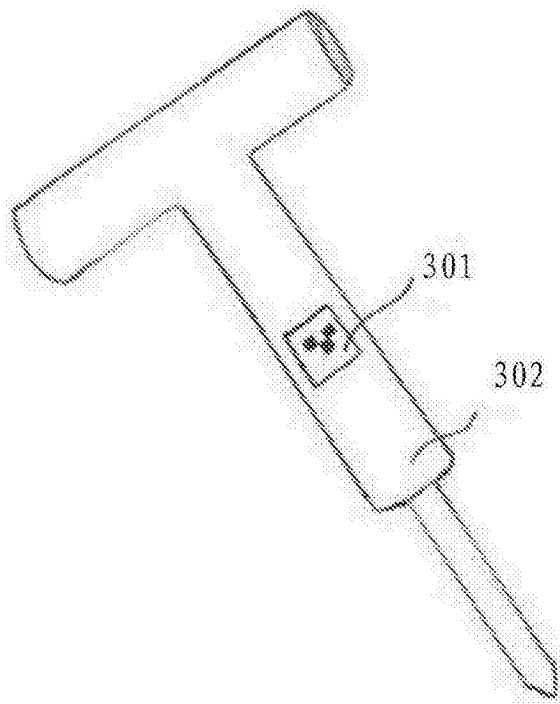


图 12

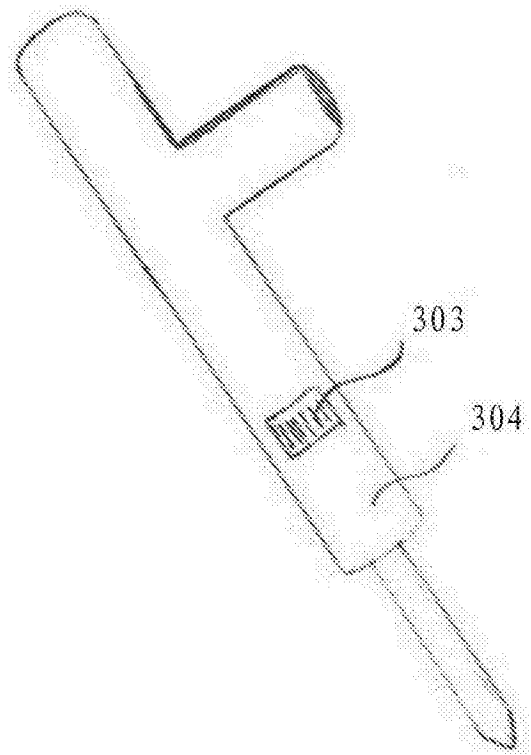


图 13

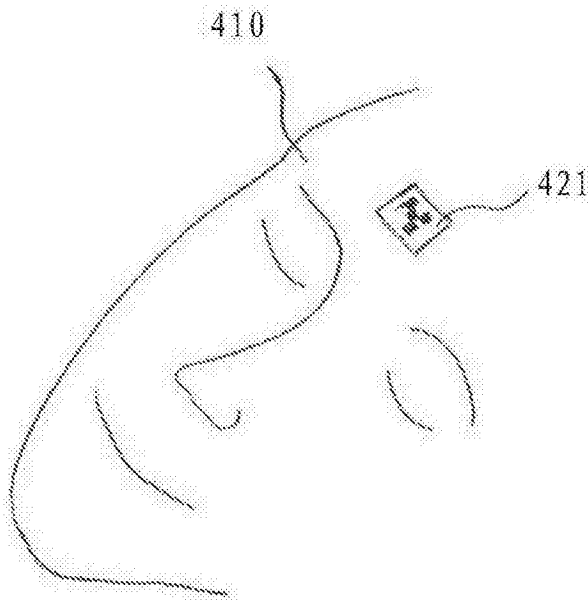


图 14

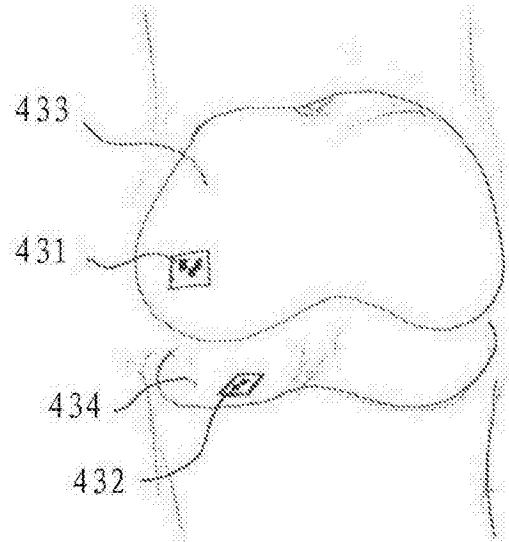


图 15

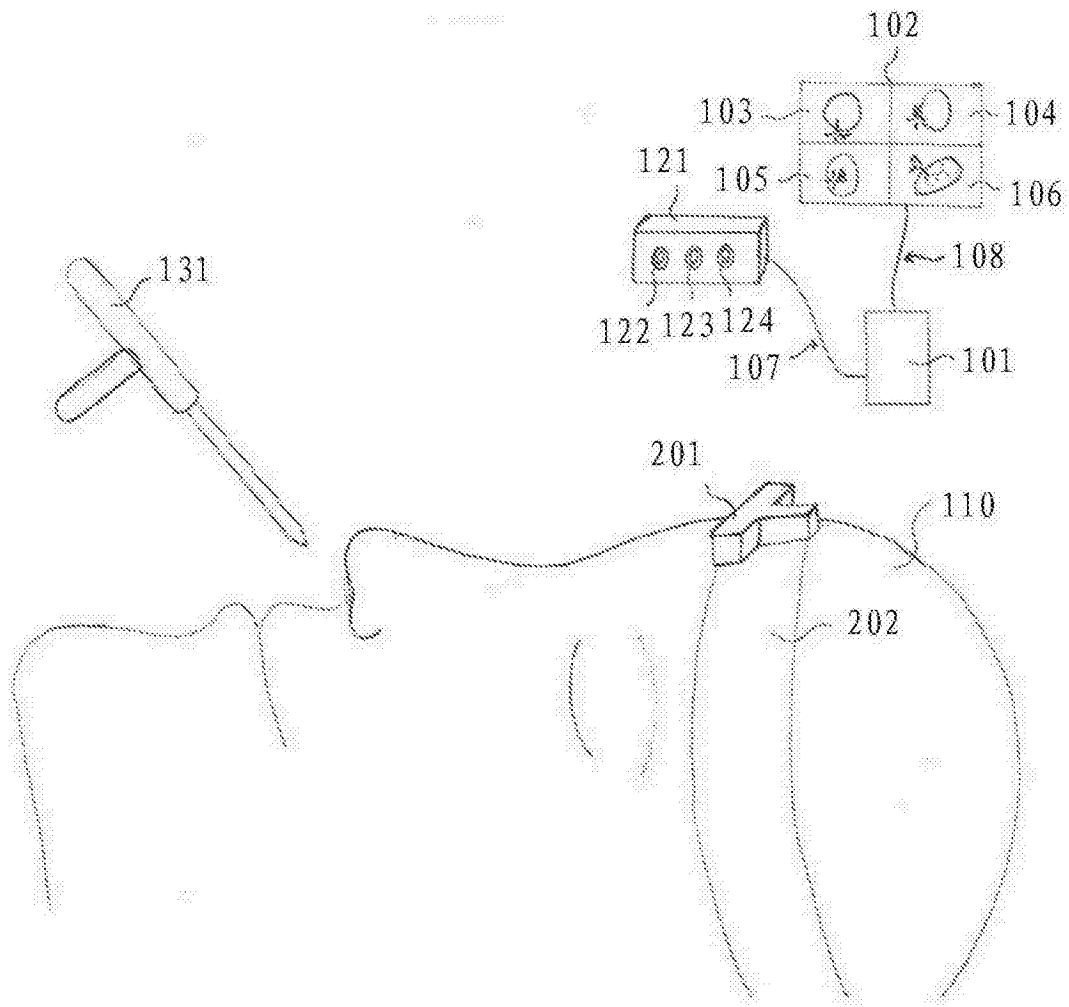


图 16

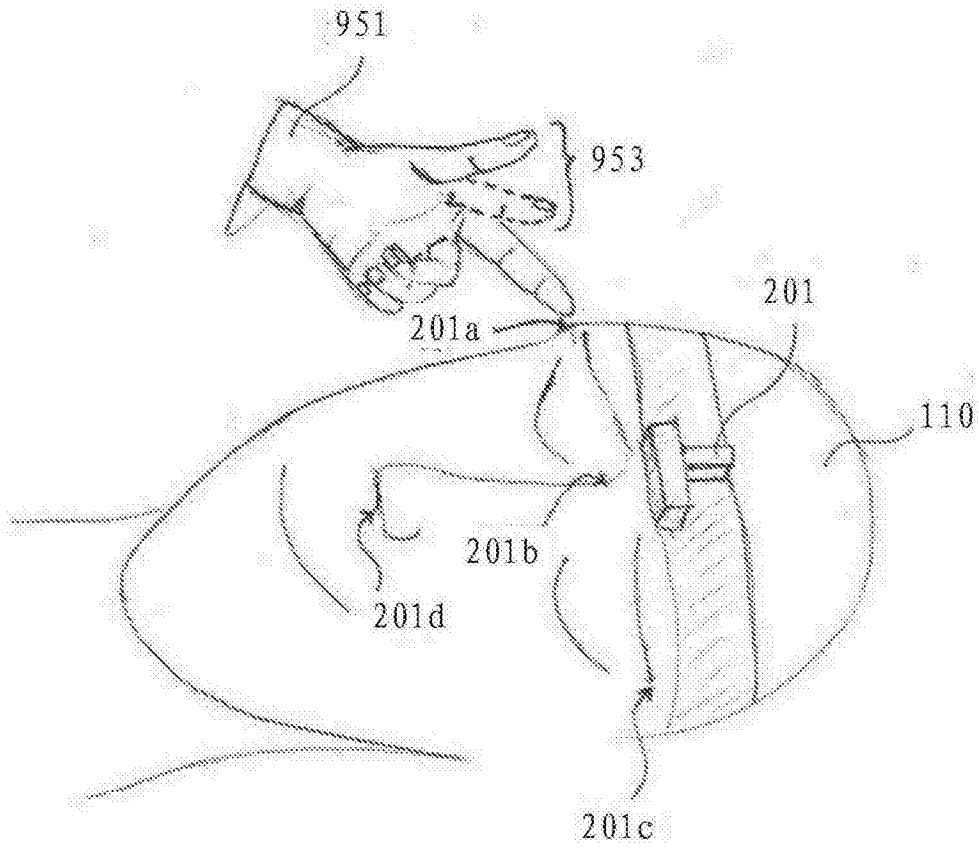


图 17

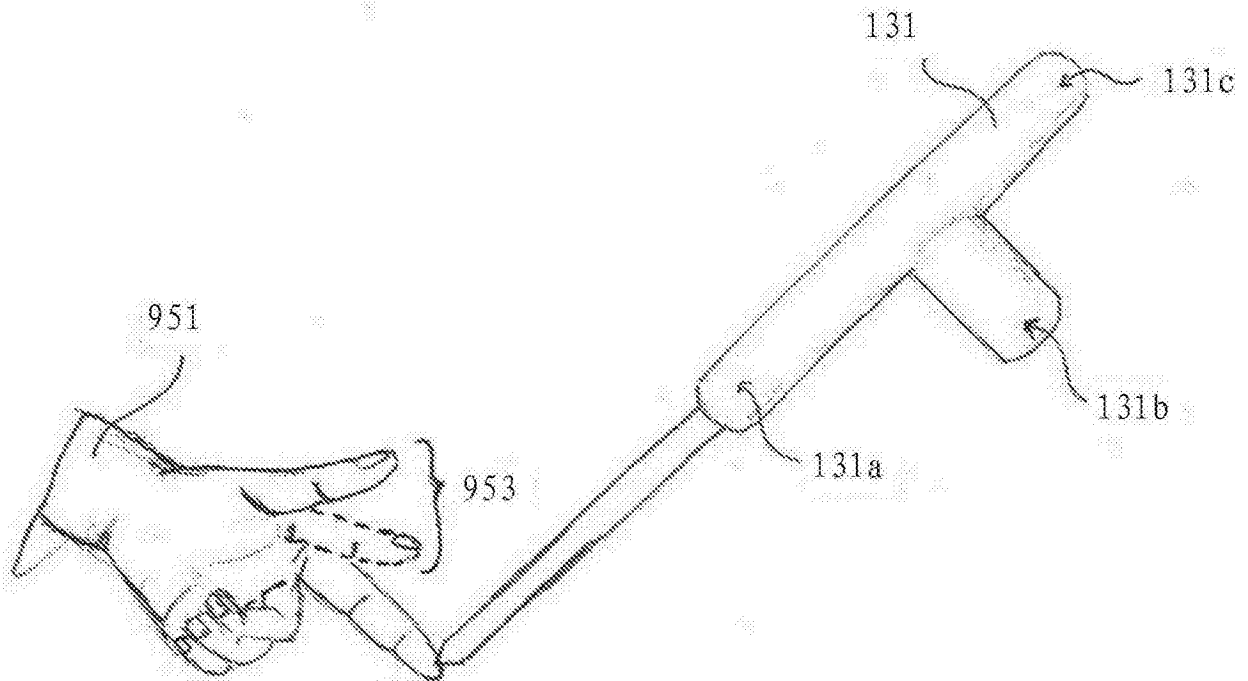


图 18

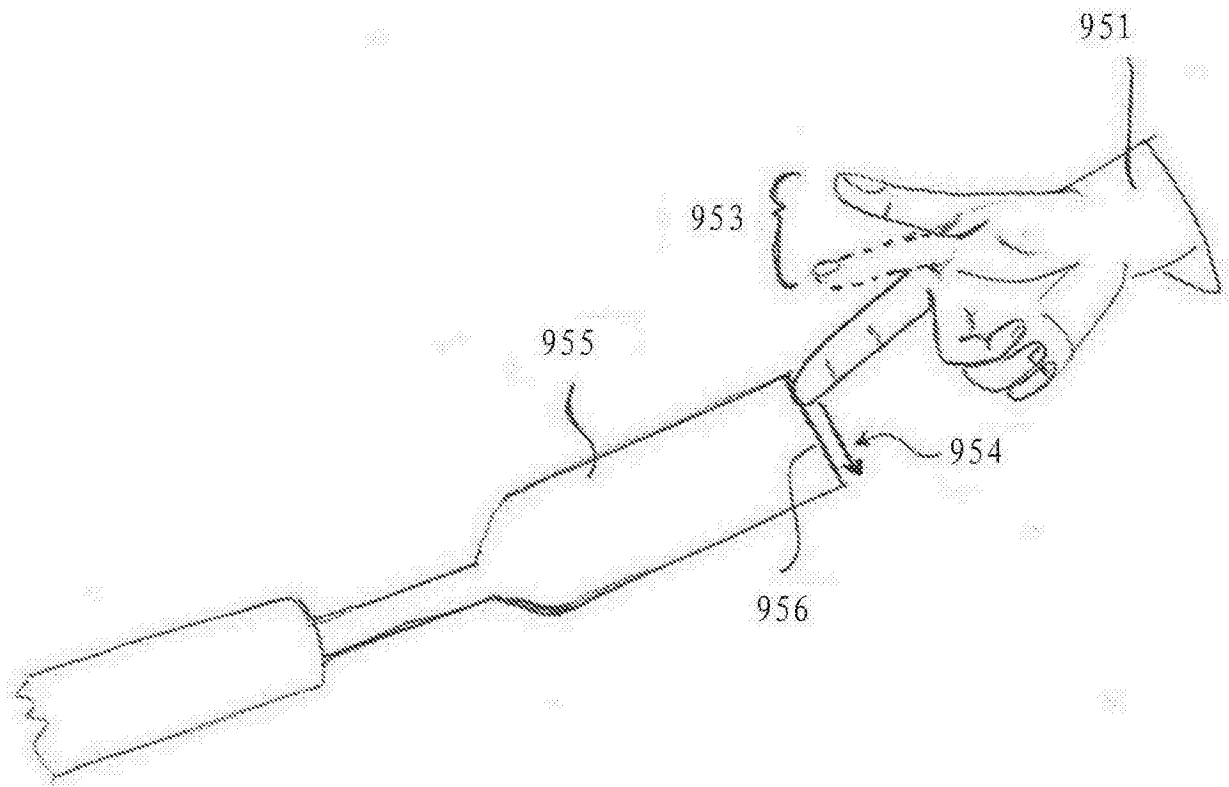


图 19

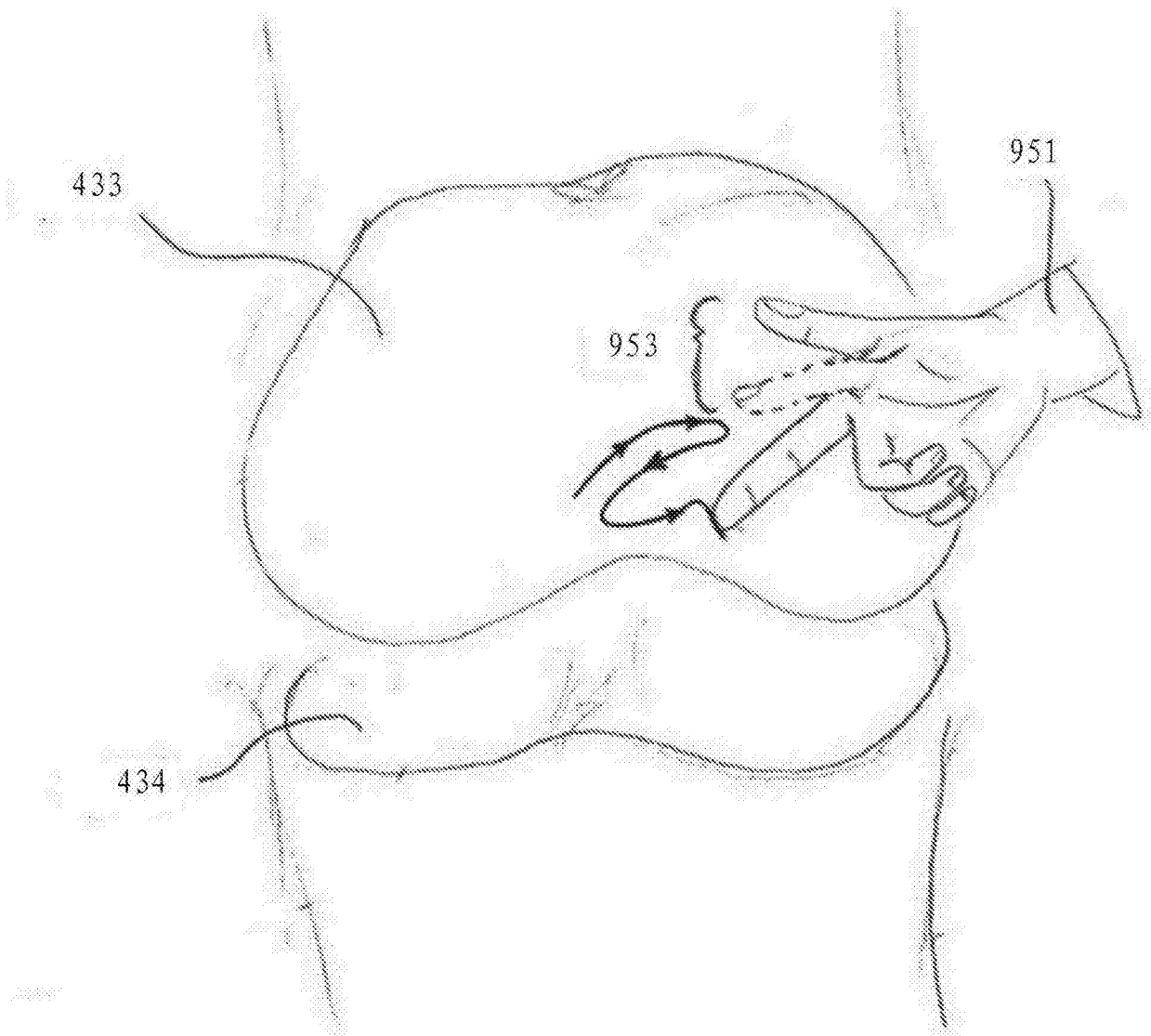


图 20

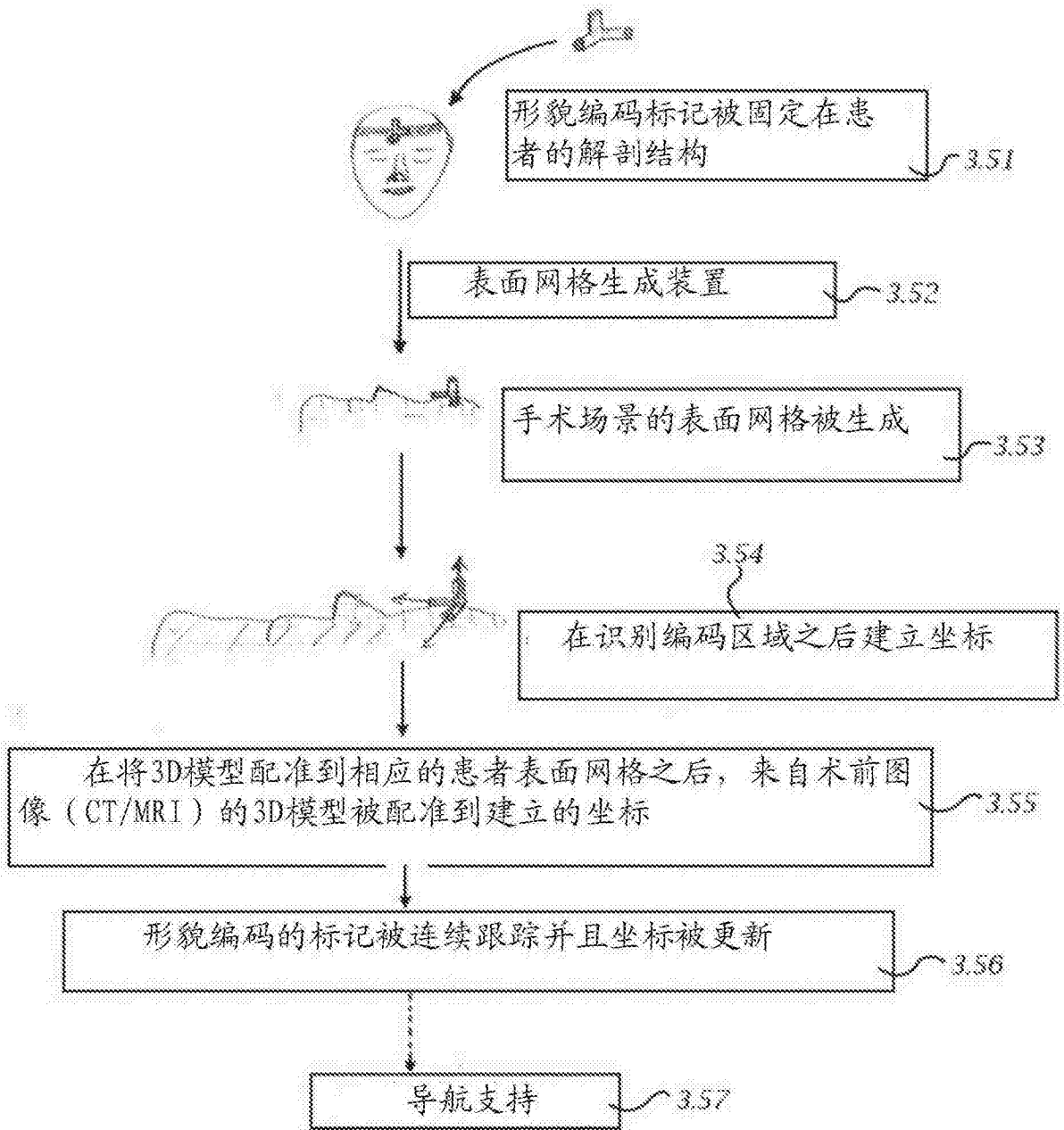


图 21

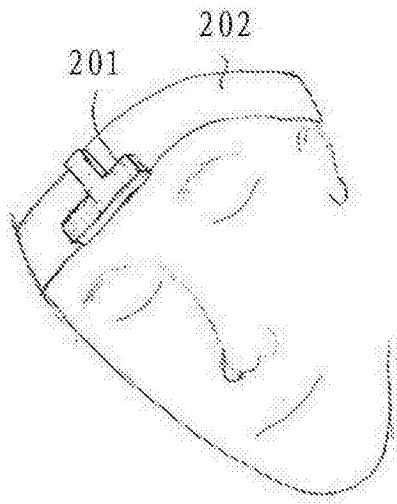


图 22

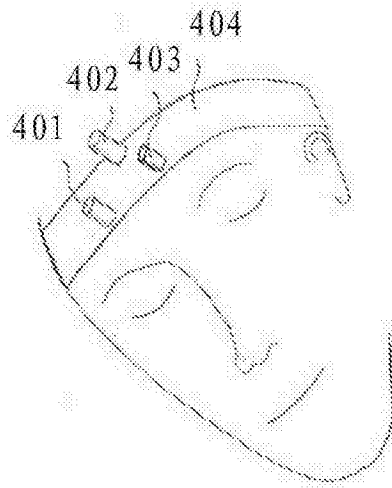


图 23

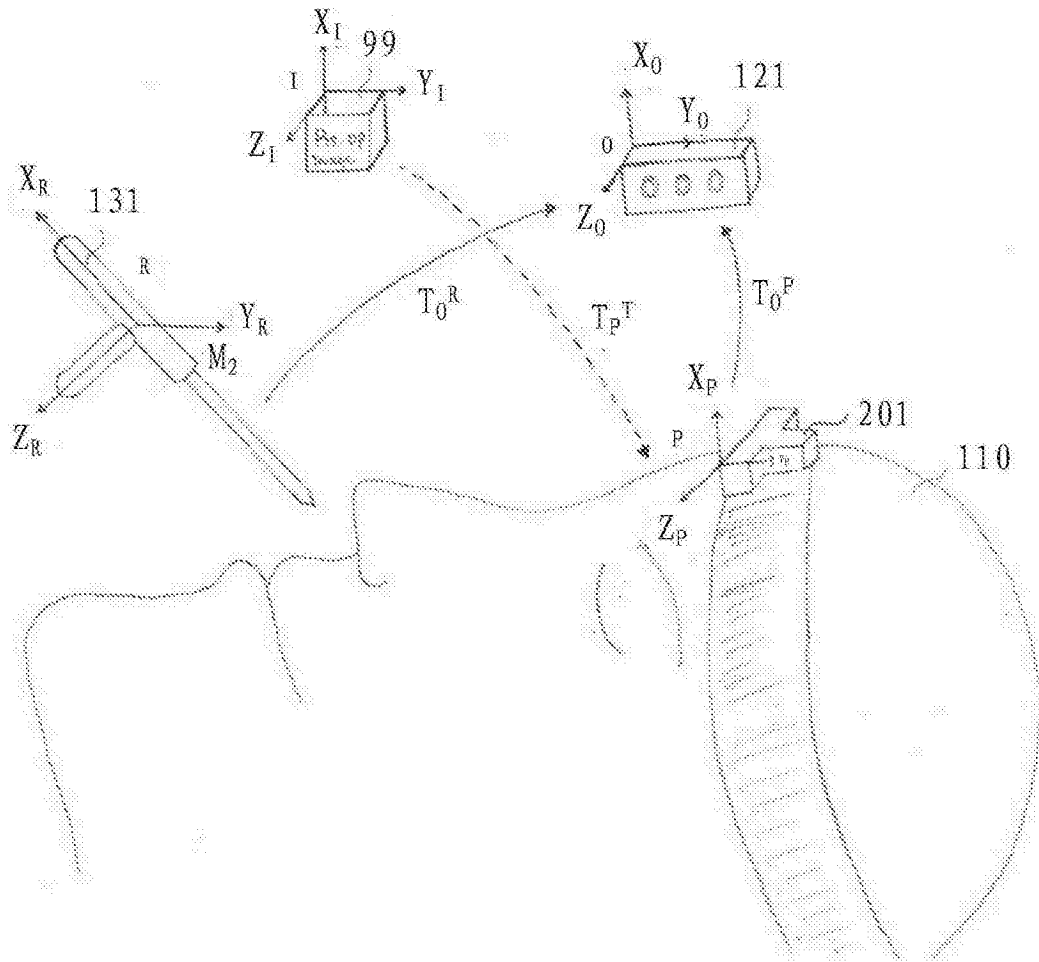


图 24

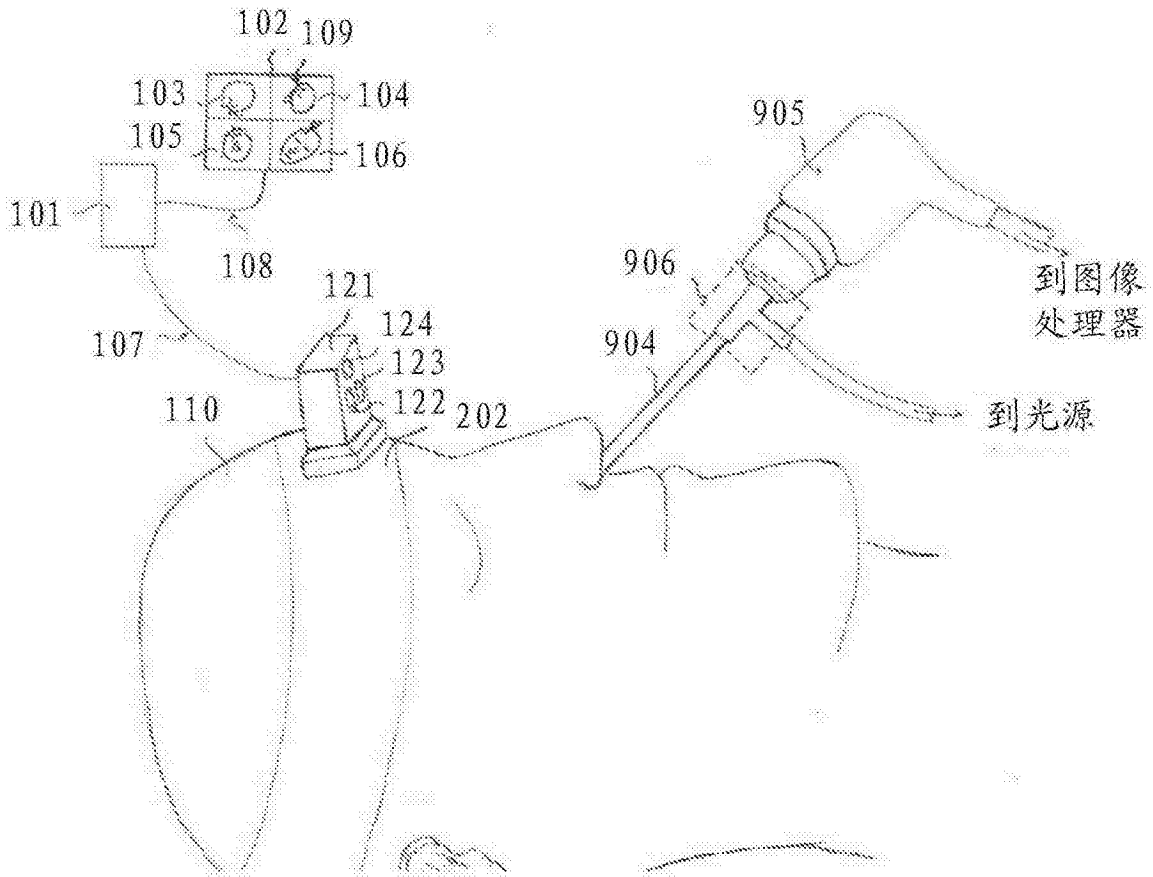


图 25

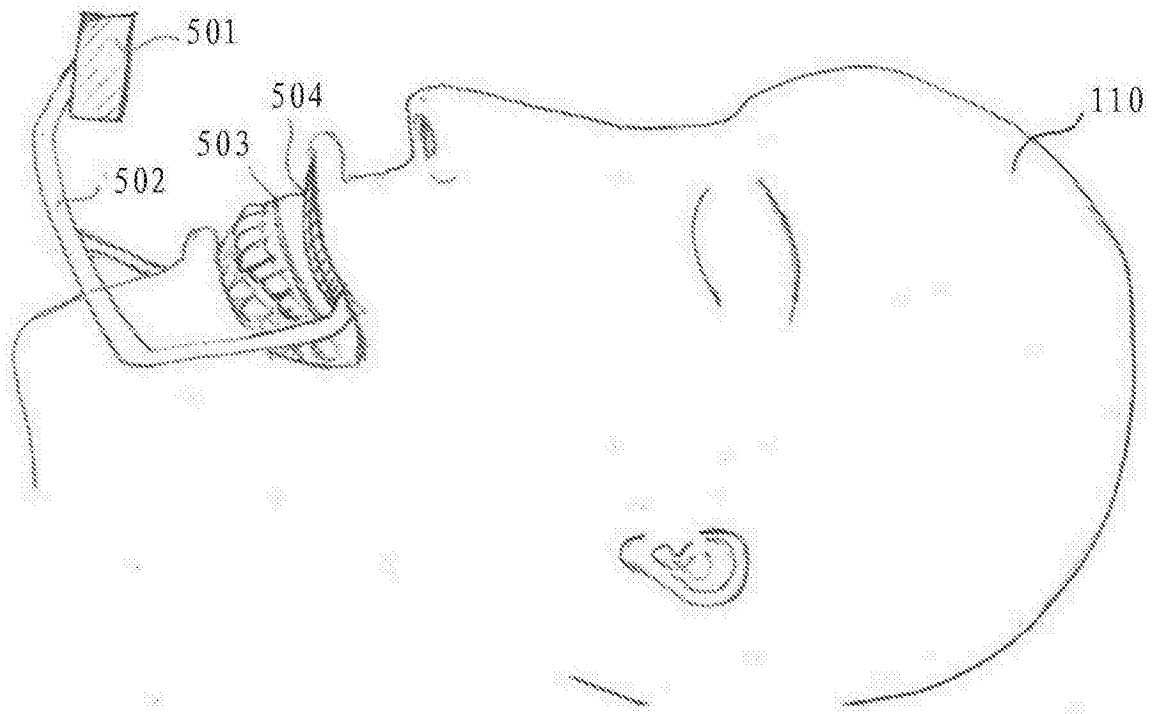


图 26

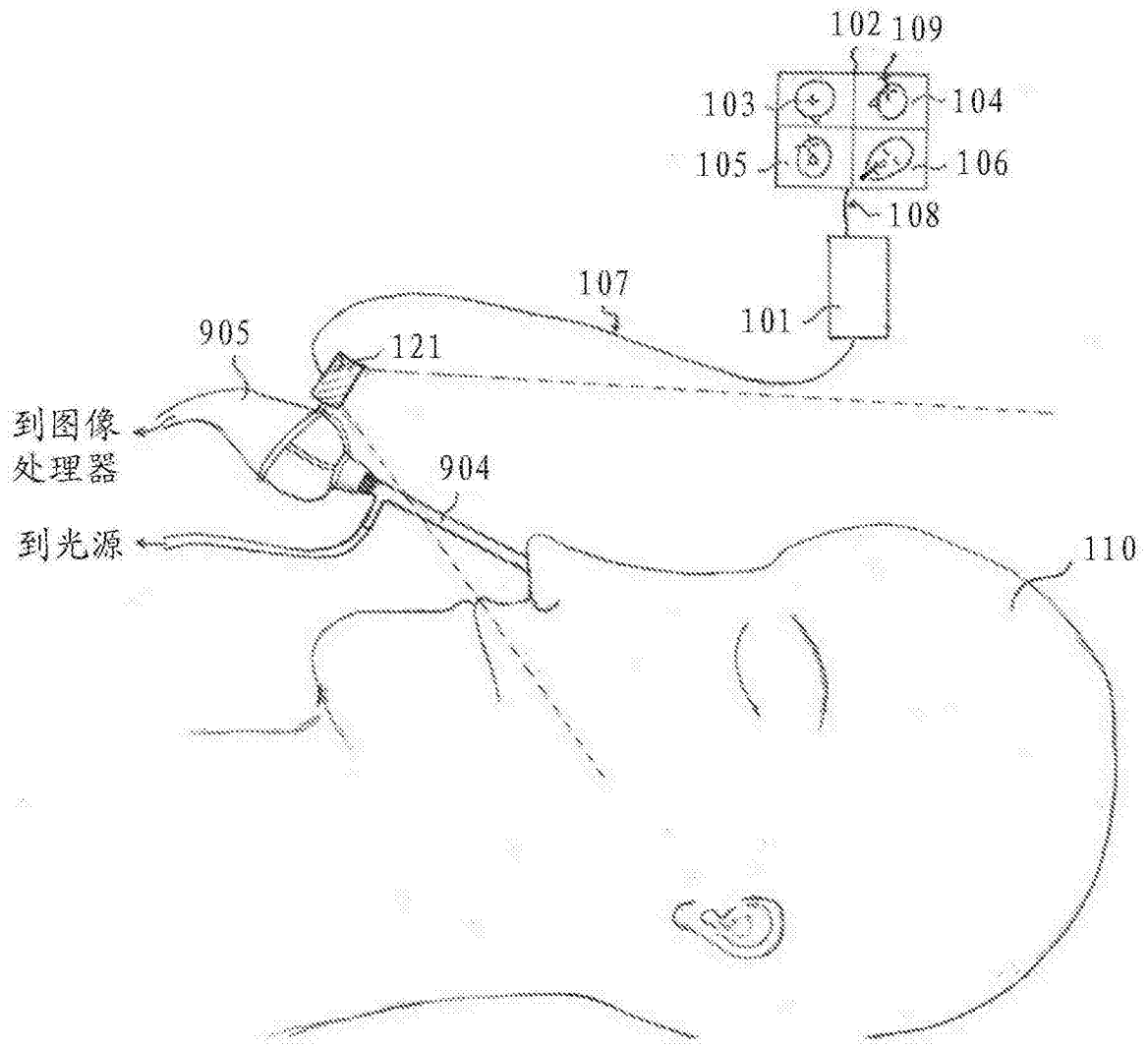


图 27

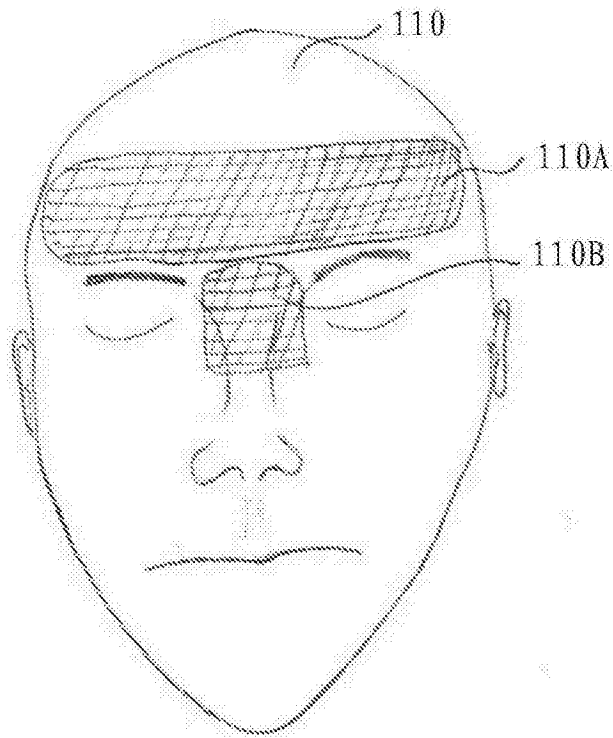


图 28



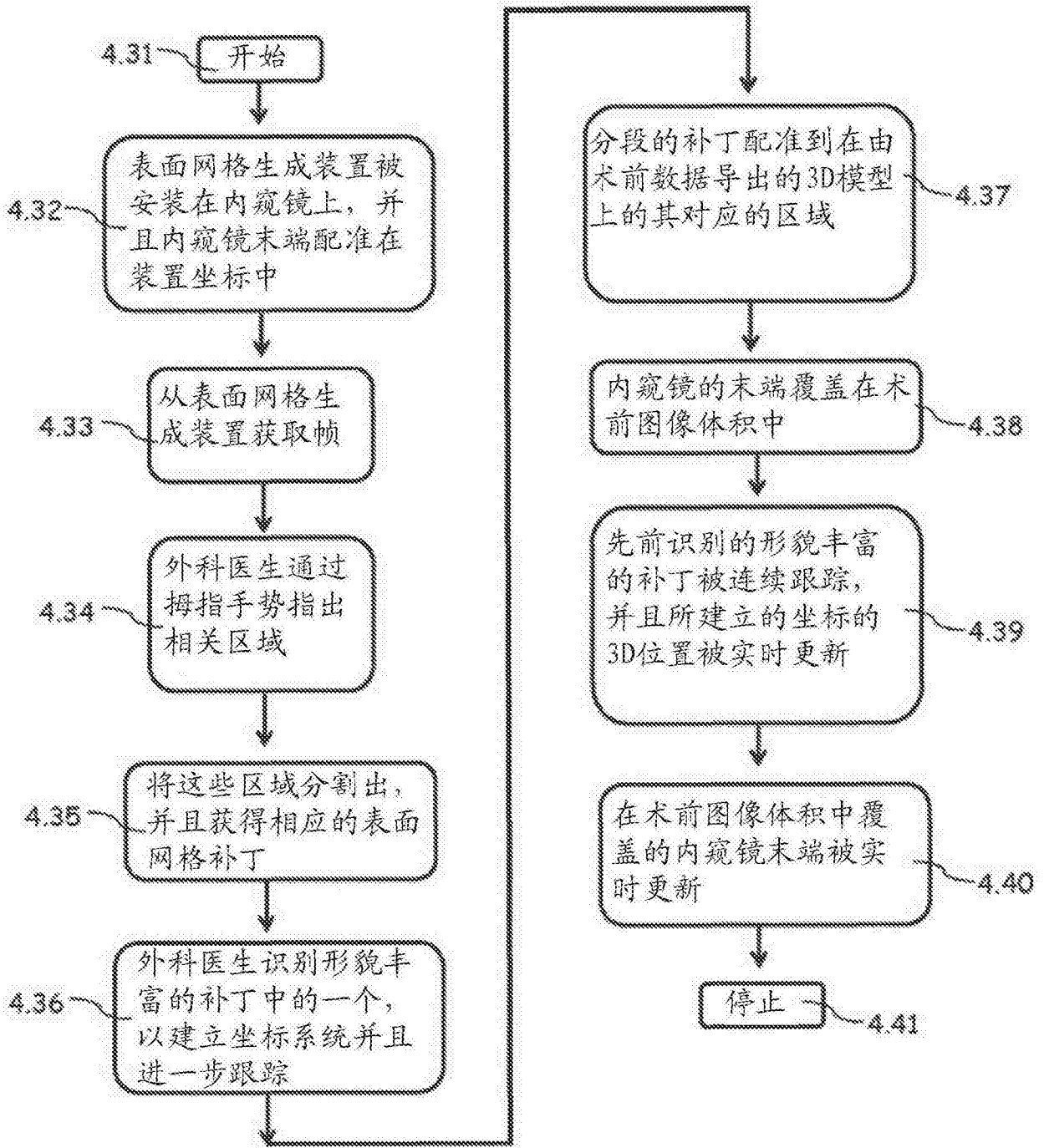


图 29

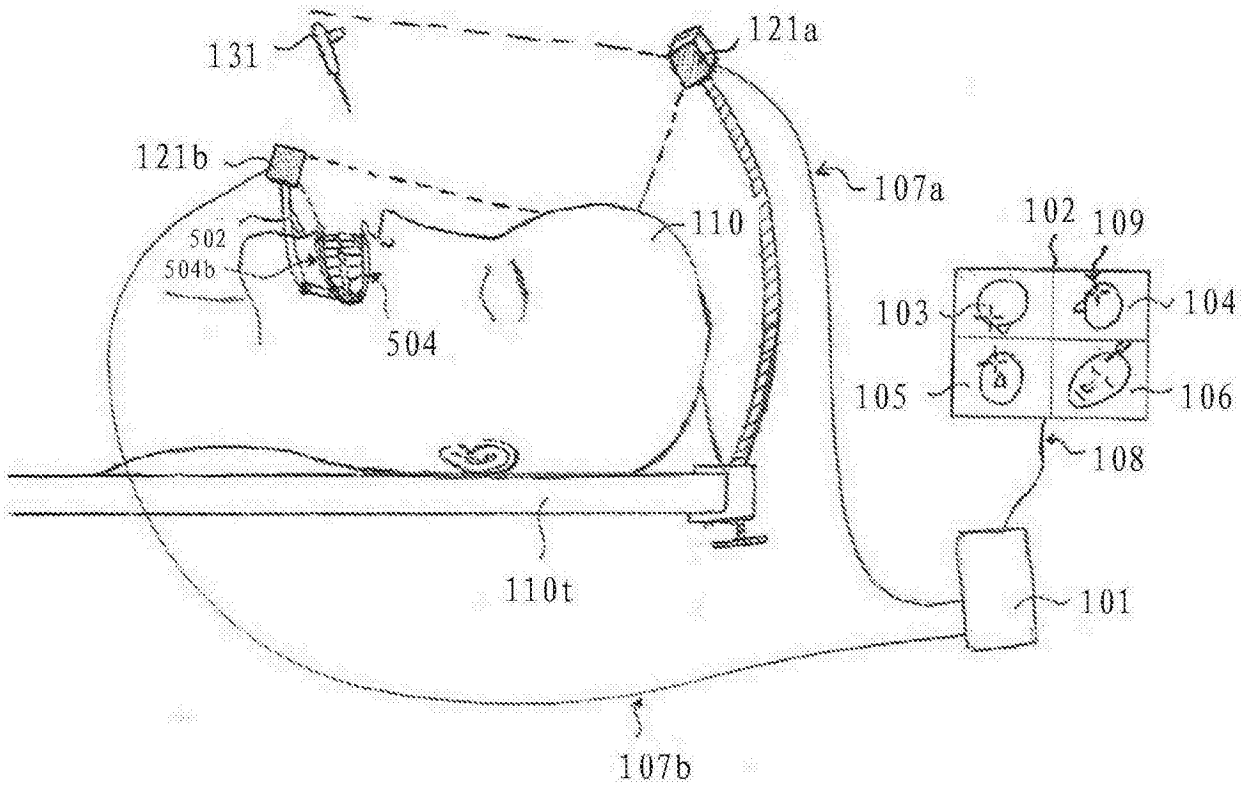


图 31

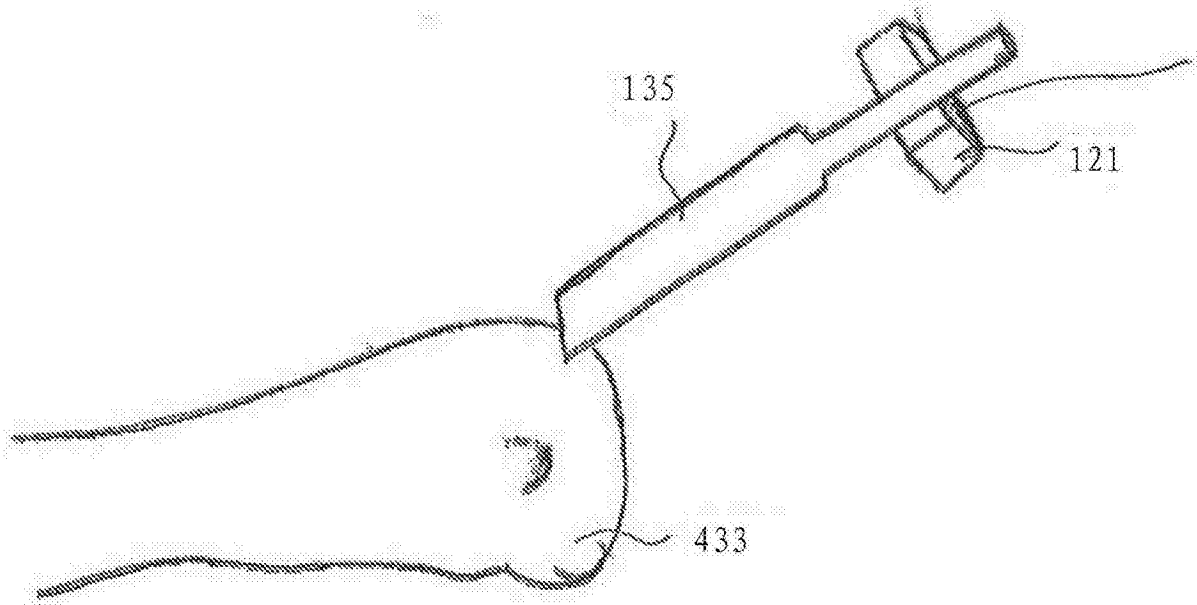


图 32

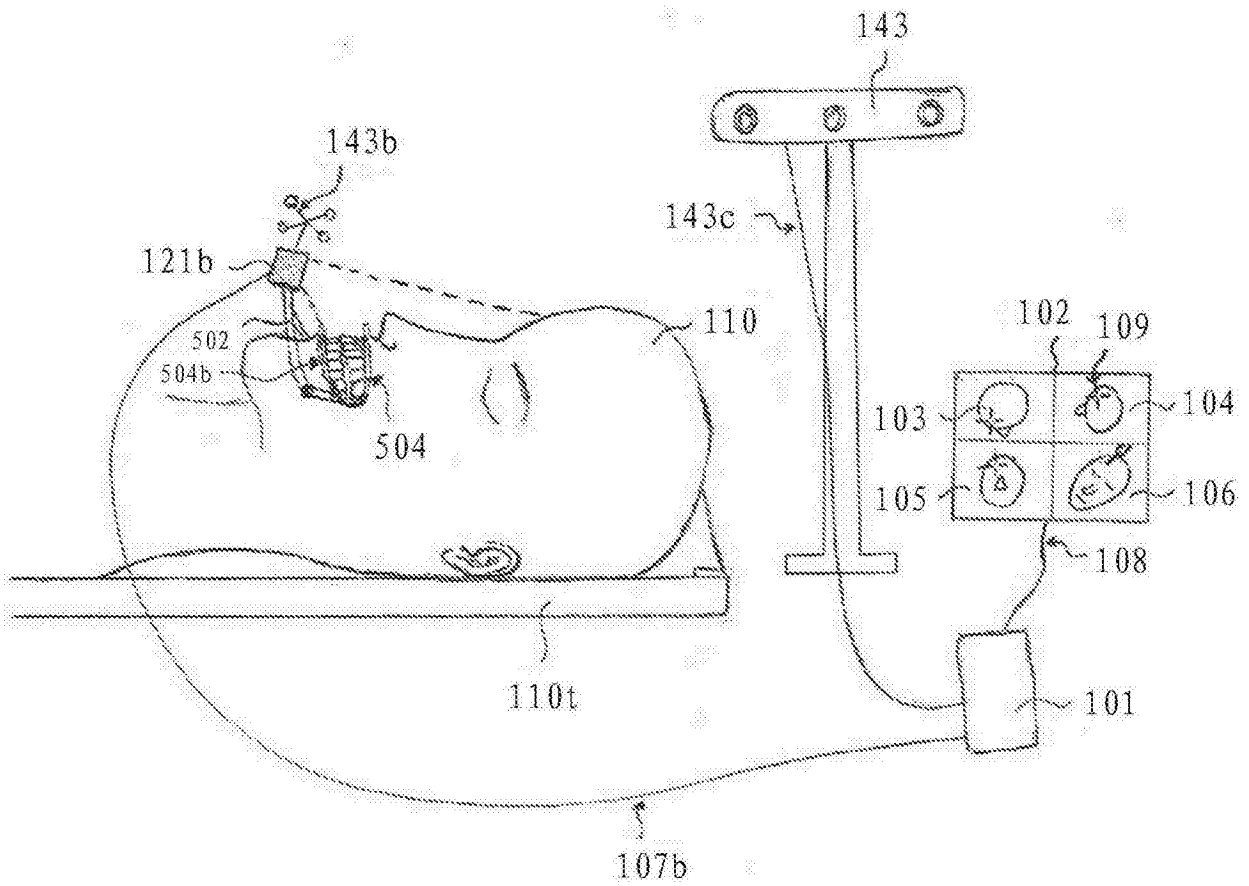


图 33

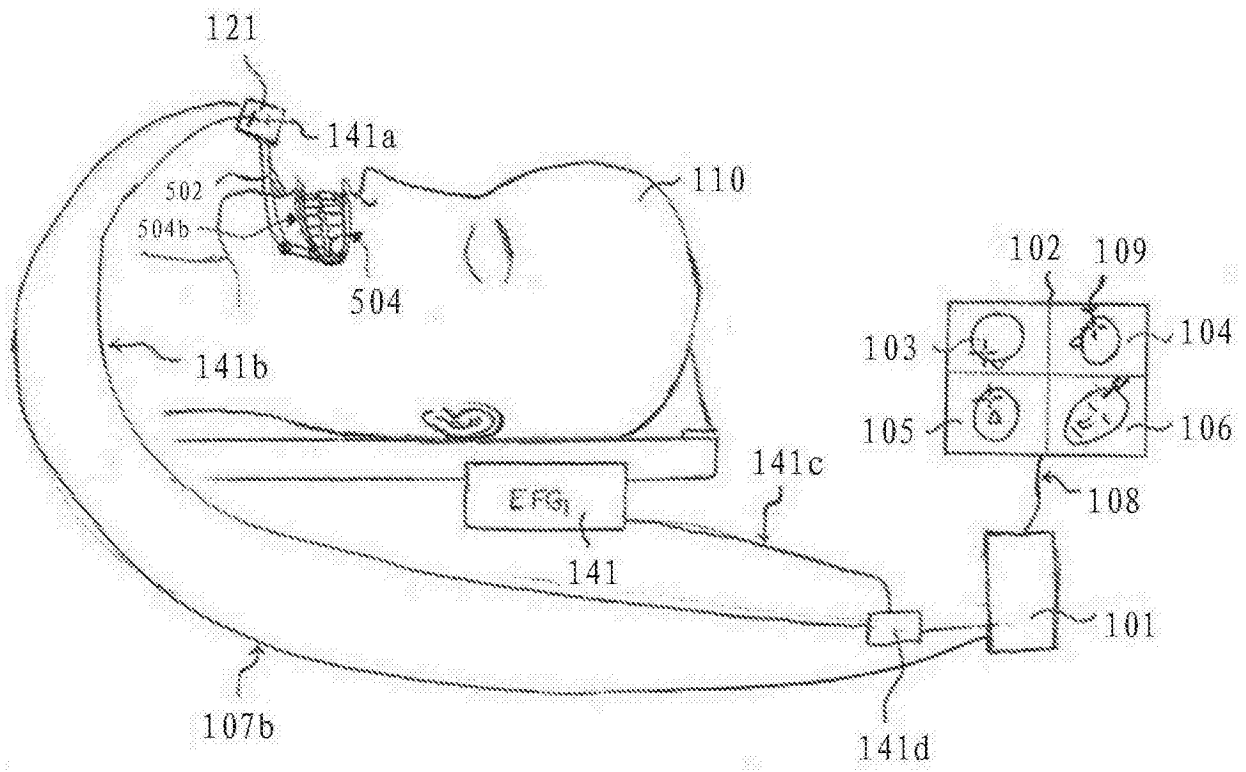


图 34

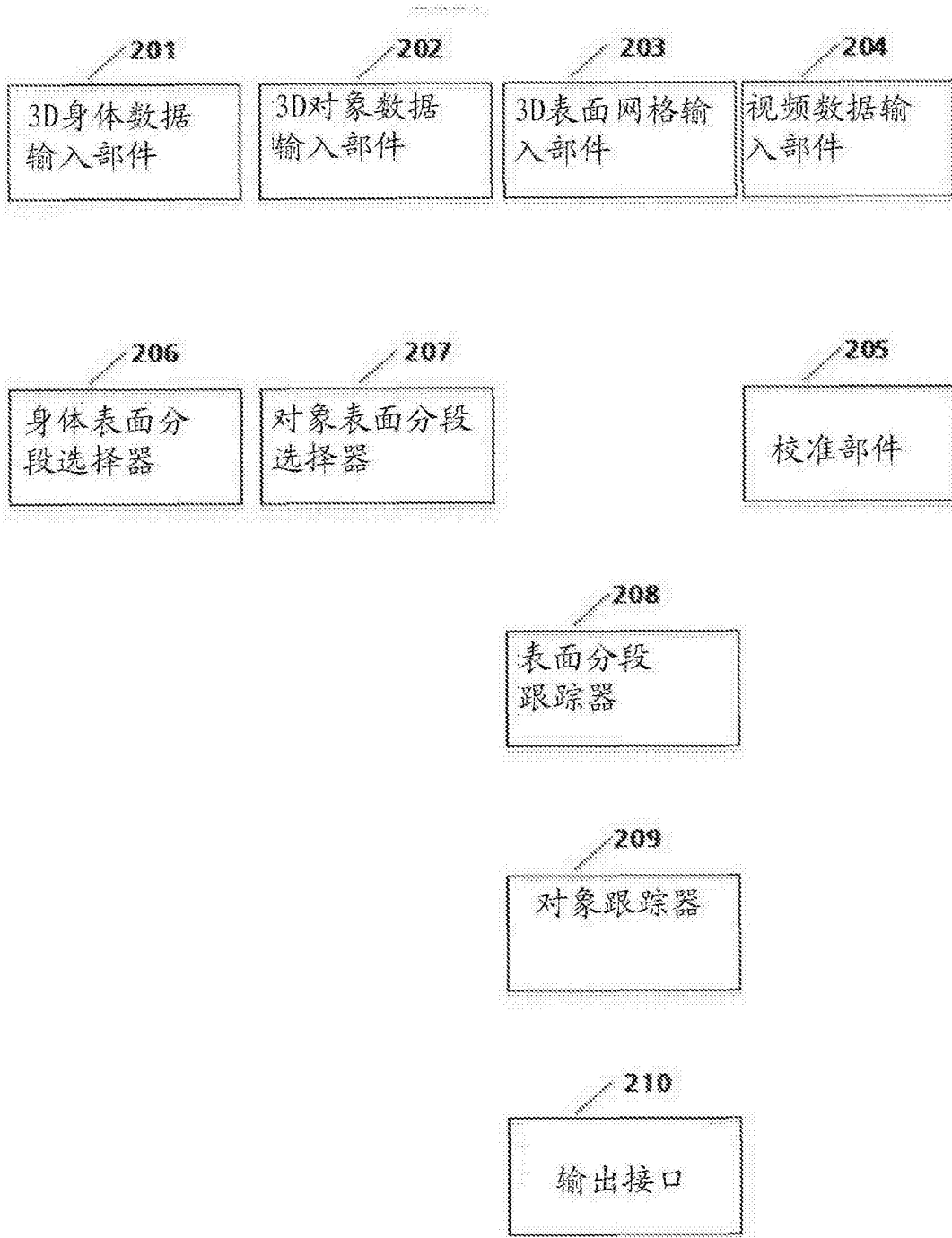


图 35

专利名称(译)	用于相对于身体跟踪对象的跟踪设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN105377174A</a>	公开(公告)日	2016-03-02
申请号	CN201480020947.7	申请日	2014-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	尼奥梅德兹有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	尼奥梅德兹有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	尼奥梅德兹有限责任公司		
[标]发明人	R托拉纳格阿特		
发明人	R·托拉纳格阿特		
IPC分类号	A61B34/20		
CPC分类号	G16B5/00 A61B34/20 A61B90/96 A61B2034/102 A61B2034/105 A61B2034/2065 A61B2090/364 A61B2090/3937 A61B2090/3991 G06F3/017 G06F3/0321 G06F3/04815		
代理人(译)	王博		
优先权	2013000432 2013-02-11 CH		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于跟踪相对于身体的对象的方法，包括如下步骤：提供所述身体的三维模型；提供所述对象的三维模型；以及基于反复测量所述身体和所述对象的三维表面的传感器，跟踪在所述身体的所述三维模型中的所述对象的位置。

