

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680029566.0

[43] 公开日 2008年9月17日

[11] 公开号 CN 101267776A

[22] 申请日 2006.6.8

[21] 申请号 200680029566.0

[30] 优先权

[32] 2005.6.9 [33] DE [31] 102005026654.1

[32] 2005.11.28 [33] DE [31] 102005056897.1

[32] 2005.11.29 [33] DE [31] 102005057237.5

[32] 2005.12.23 [33] DE [31] 102005062384.0

[86] 国际申请 PCT/EP2006/005498 2006.6.8

[87] 国际公布 WO2006/131373 德 2006.12.14

[85] 进入国家阶段日期 2008.2.13

[71] 申请人 工业研究及发展有限责任公司

地址 瑞士劳芬

[72] 发明人 B·诺贝尔 F·巴特尔

C·芬戴森 E·基夫

K·-H·威德默 C·哈默尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 曾祥交 刘华联

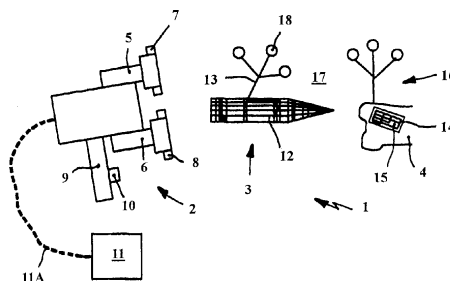
权利要求书6页 说明书29页 附图6页

[54] 发明名称

用于主体空间位置和/或空间定向的无接触地确定和测量的装置

[57] 摘要

为了发展尤其是用在医疗领域的已知的追踪系统,本发明提供了一种装置,以利用追踪系统来对主体的空间位置和/或空间定向进行无接触地确定和测量,通过该追踪系统,主体定位并设置成彼此具有一定关系,该追踪系统、或至少其部件或部件组是移动的。



1、一种设备，所述设备用于通过追踪系统对主体的空间位置和/或空间定向进行非接触地确定和测量，所述追踪系统对主体进行定位并在所述主体之间建立关系，其特征在于，所述追踪系统或者至少其部件或部件组能够移动地使用。

2、根据权利要求1所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)在其操作期间和使用期间相对于所述主体(3,4,13,14,16)保持为可移动的。

3、根据权利要求1或2所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)在其操作期间和使用期间设置成和/或保持成可以相对于所述主体(3,4,13,14,16)而移位。

4、根据前述权利要求1至3中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)相对于所述主体(3,4,13,14,16)以非固定的方式而设置。

5、根据前述权利要求1至4中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)包括手柄(9)，所述移动追踪系统(2)利用所述手柄(9)而被手动地保持和/或引导。

6、根据前述权利要求1至5中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)的重量小于2千克或小于0.5千克，或者优选小于0.1千克。

7、根据前述权利要求1至6中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)包括激活装置(10)，以启动和执行确定和测量。

8、根据权利要求7所述的设备，其特征在于，所述激活装置(10)包括脚踏开关。

9、根据前述权利要求7或8所述的设备，其特征在于，所述激活装置(10)包括用于语音控制的器件。

10、根据前述权利要求1至9中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)包括连接机构，以把它连接到可动的引导机构

是，例如可手动移动的臂和/或机器人臂上。

11、根据前述权利要求 1 至 10 中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)是独立的。

12、根据权利要求 11 所述的设备，其特征在于，所述设备包括用于计算所述移动追踪系统(2)相对于所述主体(3,4,13,14,16)的位移的器件。

13、根据前述权利要求 1 至 12 中任一项所述的设备，其特征在于，所述计算器件体现为软件。

14、根据前述权利要求 1 至 13 中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)拥有自己的能量源。

15、根据前述权利要求 1 至 14 中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)包括用于无线通信的器件。

16、根据前述权利要求 1 至 15 中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)包括一个照相机或优选地多于一个照相机(5,6)。

17、根据权利要求 16 中任一项所述的设备，其特征在于，所述相机(5,6)包括表面传感器。

18、根据前述权利要求 1 至 17 中任一项所述的设备，其特征在于，所述移动追踪系统(2)包括照明器件(7,8)。

19、根据权利要求 18 所述的设备，其特征在于，所述照明器件(7,8)包括处于远红外光谱范围的照明器件。

20、根据前述权利要求 1 至 19 中任一项所述的设备，其特征在于定位器(13,16)、结构(3,14)、图案(12,15)和/或第二图案。

21、根据权利要求 20 所述的设备，其特征在于，所述定位器(13,16)、结构(3,14)、图案(12,15)和/或第二图案连接到所述主体(3,4,13,14,16)上，例如工具、部件和/或器械上。

22、根据前述权利要求 20 或 21 所述的设备，其特征在于，所述图案(12,15)包括不同宽度和长度的直线或曲线(23)、圆、椭圆、三角形和矩形或其组合，它们都可以由所述移动追踪系统(2)识别和分析。

23、根据前述权利要求 20 至 22 中任一项所述的设备，其特征在于，所述图案(12,15)包括不反光材料、反光材料、荧光材料，磷光材料和/或自发光材料。

24、根据前述权利要求 20 至 23 中任一项所述的设备，其特征在于，所述图案(12,15)与第二图案之间具有限定的几何关系。

25、根据前述权利要求 20 至 24 中任一项所述的设备，其特征在于，所述第二图案可以由另一个成像装置、尤其是非光学装置来识别。

26、根据前述权利要求 20 至 25 中任一项所述的设备，其特征在于，所述结构(3,14)包括具有已知位置和/或几何细节的图案(12,15)。

27、根据前述权利要求 20 至 26 中任一项所述的设备，其特征在于，所述结构(3,14)包括用以连接到主体上的器件。

28、根据权利要求 27 所述的设备，其特征在于，所述连接器件包括以连接到主体(3,4,13,14,16)上的支柱。

29、根据前述权利要求 20 至 28 中任一项所述的设备，其特征在于，所述结构(3,14)包括平板。

30、根据前述权利要求 20 至 29 中任一项所述的设备，其特征在于，所述结构(3,14)包括带有三维结构表面的平板。

31、根据前述权利要求 20 至 30 中任一项所述的设备，其特征在于，所述结构(3,14)是医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的一部分。

32、根据前述权利要求 20 至 31 中任一项所述的设备，其特征在于，所述结构(3,14)包括磁铁(453)。

33、根据前述权利要求 20 至 32 中任一项所述的设备，其特征在于，所述结构(3,14)包括耐脏表面。

34、根据前述权利要求 1 至 33 中任一项所述的设备，其特征在于，所述主体(3,4,13,14,16)包括可变形元件(461)。

35、根据前述权利要求 1 至 34 中任一项所述的设备，其特征在于，所述设备包括带有图案和/或第二图案的镜子。

36、一种方法，用于利用追踪系统而对主体的空间位置和/或空间定向进行非接触地确定和测量，所述主体通过所述追踪系统而被定位

并彼此形成一定关系，其中，所述移动追踪系统在其使用期间可以被手动地或自动地相对于主体而移动及重新定位。

37、根据权利要求 36 所述的方法，其特征在于，所述移动追踪系统(2)在其使用期间通过手来引导。

38、根据前述权利要求 36 或 37 所述的方法，其特征在于，所述移动追踪系统(2)在其使用期间直接地尤其是利用手动方式而保持在待测量的局部工作区域的前面。

39、根据前述权利要求 36 至 38 中任一项所述的方法，其特征在于，至少两个主体(3,4,13,14,16)之间的空间位置和/或空间定向仅仅被阶段性地确定。

40、根据前述权利要求 36 至 39 中任一项所述的方法，其特征在于，确定和/或测量通过激活装置(10)而启动。

41、根据前述权利要求 36 至 40 中任一项所述的方法，其特征在于，确定并测量主体(3,4,13,14,16)的几何形状。

42、根据前述权利要求 36 至 41 中任一项所述的方法，其特征在于，所述主体(3,4,13,14,16)利用所连接的图案(12,15)和/或由另一成像装置识别的第二图案来配准。

43、根据前述权利要求 36 至 42 中任一项所述的方法，其特征在于，所述移动追踪系统(2)设置在主体(3,4,13,14,16)上，特别是在医疗工具和/或医疗器械上。

44、根据前述权利要求 1 至 43 中任一项所述的方法，其特征在于，连接到所述主体(3,4,13,14,16)上的所述移动追踪系统(2)，利用至少一个所述图案(12,15)，而实时地确定相对于所述结构(3,14)的相对空间位置和/或相对空间定向。

45、根据前述权利要求 36 至 44 中任一项所述的方法，其特征在于，确定并测量连接到所述定位器(13,16)上的所述主体(3,4,13,14,16)相对于连接到所述结构(3,14)和/或所述图案(12,15)上的所述主体(3,4,13,14,16)的空间位置和/或空间定向。

46、一种用于校准医疗工具，尤其是医疗器具和/或医疗器械的方

法，其特征在于，所述医疗工具、医疗器具和/或医疗器械上设置有图案和/或带有图案的结构，并且所述医疗工具、医疗器具和/或医疗器械通过所述图案和/或所述结构进行测量。

47、根据权利要求46的校准方法，其特征在于，所述图案(12,15)和/或所述结构(3,14)通过追踪系统，尤其是所述移动追踪系统(2)来确定。

48、一种方法，用于关于以前的变形这方面来检测医疗工具，尤其是医疗器具和/或医疗器械，其特征在于，通过移动追踪系统(2)来确定位于医疗工具、医疗器具和/或医疗器械上的图案。

49、一种方法，包括以下步骤：

将例如器具、第一带有图案的结构和/或第一定位器连接在主体上，并将至少另一带有图案的结构和/或另一定位器连接在所述主体上；

通过根据权利要求1至35中的任一项所述的设备，在第一次测量期间，确定所述带有图案的结构和/或所述定位器彼此之间的相对空间位置和/或相对空间定向；

在前述两个步骤之后，处理所述主体；

在至少一个另一次测量期间，重复确定所述带有图案的结构和/或所述定位器彼此之间的相对空间位置和/或相对空间定向；并且

比较所述两次测量所获得的相对空间位置和/或相对空间定向。

50、根据权利要求49所述的方法，其特征在于，被处理的主体逐步地进行处理，直到所述第一次测量所获得的所述带有图案的结构和/或所述定位器的相对空间位置和/或相对空间定向与所述第二次测量所获得的所述带有图案的结构和/或所述定位器的相对空间位置和/或相对空间定向以适当的方式吻合。

51、根据权利要求49或50所述的方法，其特征在于，由外科医生来处理病人的关节或另一部分。

52、一种方法，包括以下步骤：

至少把图案和/或第二图案连接到合适的牙齿或锚固在颞骨内的

模板上;

通过根据权利要求 1 至 35 中任一项所述的设备,对所述图案和/或所述第二图案的相对空间位置和/或相对空间定向进行第一次测量。

53、根据权利要求 52 所述的方法,其特征在于,以光学方式扫描局部工作区域(1017)的表面。

54、根据权利要求 52 或 53 所述的方法,其特征在于,通过 X 射线对所述局部工作区域(1017)进行三维测量。

55、根据权利要求 52 至 54 中任一项所述的方法,其特征在于,通过所收集的光学扫描数据和 X 射线数据建立三维模型。

56、根据权利要求 55 所述的方法,其特征在于,为了建立所述模型,至少把所收集的光学扫描数据和 X 射线数据转换到同一坐标系中。

57、根据权利要求 55 或 56 所述的方法,其特征在于,通过所述模型来建立移植物和/或牙冠的理想的最佳构造。

58、根据权利要求 55 至 57 中任一项所述的方法,其特征在于,通过所述模型,建立钻头(1090A)、钻孔轴线(1090C)、钻孔深度和/或起始空间位置(1996)的相对空间位置和/或相对空间定向。

59、根据权利要求 57 或 58 所述的方法,其特征在于,通过 CAD/CAM 的支持根据所述构造来建造所述牙冠,并基本上同时地利用钻孔来进行手术治疗。

60、一种尤其是用在医疗工具、医疗器具和/或医疗器械上的图案或结构,其特征在于,所述图案用于校准和/或检测变形的医疗工具,医疗器具和/或医疗器械。

61、一种主体上的第二图案,其特征在于,应用所述第二图案以产生相对于所述主体上的第一图案的几何关系。

用于主体空间位置和/或空间定向的无接触地确定和测量的装置

[01]本发明涉及一种利用追踪系统对主体的空间位置和/或空间定向进行无接触地确定和测量的设备以及方法，其中主体可以通过该追踪系统定位并设置成彼此具有一定关系。本发明还涉及（尤其是）医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的一种校准方法和鉴于现有变形的（尤其是）医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的一种检测方法。此外，本发明还涉及医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的图案或结构。

[02]对主体的空间位置和/或空间定向进行无接触地确定和测量的系统以及方法已经用于计算机辅助手术。其中需要应用至少部分地基于光学追踪系统的导航系统。在普通的追踪系统中，利用已知的数学方法实时确定空间位置，尤其是装备有定位器的器械和主体部分空间位置和/或空间定向信息。

[03]例如在公开的专利申请 DE19639615A1 中说介绍神经导航系统，其包括反射器参考系统，该反射器参考系统带有无源反射器和标记器系统，而该标记器系统又包括标记器(Marker)或地标(Landmarken)。该反射器和标记器设置在待处理主体部分和手术器械上，使得它们的定位可以无问题地利用计算机单元/照相机单元。与之有关的空间位置或数据可以显示在图形监视器中。

[04]该计算机单元/照相机单元相对于待处理主体部分是固定的。借助于可以利用例如计算机断层成相法确定的另一个数据，则可以进一步确定患者的相关解剖学特征。设置在患者上的反射器或标记器可以通过确定患者的空间位置来支持这些功能。借助因此而确定的数据，使用中的手术器械的空间位置可以被追踪并更正（如果必要的话）。在现有技术中介绍的神经导航系统使对手术器械的良好而精确地引导成为可能。缺点是会造成相当大的器械消耗，这在手术治疗期

间是相当困扰的。这在受限的情况下特别明显。

[05]本发明的目的在于，改进已知的追踪系统，使得它们的使用显著地简化。

[06]本发明的目的通过追踪系统对主体的空间位置和/或空间定向进行无接触地确定和测量的设备来实现，其中主体可以通过该追踪系统定位并设置成彼此具有一定关系，而该追踪系统或至少其一部分是移动的。

[07]所有现在已知的追踪系统都是固定的并以一定距离离开手术区而连接在稳定的支架上，并因此相当于空间位置待确定的主体而固定。该系统在测量期间不能被碰撞，以免对测量结果产生不利影响。这在受限制的环境下可能导致出现问题，使得已知的追踪系统尽管具有很多优点也可能会产生妨碍。另一个原因在于，附在主体上的标记器对追踪系统来说必须是一直可见的，但是它可能会被外科医生或其它人员遮住。

[08]追踪系统在手术或使用期间必须固定的约束，对本发明的追踪系统来说不再是必要的了。

[09]在本文中，用语“固定的”表示追踪系统定位在固定的空间位置中，尤其是在使用期间；换句话说，它在使用时是不动的。追踪系统的使用因此而体现在对主体的实际“追踪”中。应当理解，传统的追踪系统是可重新定位的。但是这种重新定位并不发生在追踪操作期间；而是（如果必要的话）发生在追踪之前或之后。因此，现有技术的追踪系统不能像本发明的追踪系统那样移动地进行使用。

[10]因此，本发明的移动追踪系统从根本上区别于已知的追踪系统。

[11]名称“追踪系统”描述了一种系统，利用它，（尤其是）医疗工具、医疗器具、医疗器械和/或医疗辅助用具，都可以在光学上识别，而其与其它主体之间的相对移动也可以被追踪。用语“追踪系统”尤其是指光学装置和传感器，以及相关的装置，使得追踪系统的至少部件

或部件组（包括光学装置和传感器），可以相对于被追踪的主体而重新定位。

[12]用语“主体”在本专利申请中包括医疗领域内的一般的技术结构或物体以及特殊的技术结构或物体，例如，医疗工具、医疗器械、移植物或其它用于医疗领域的技术辅助用具。另外，用语“主体”还包括身体、身体部分，和生物（尤其是）病人的身体区域。

[13]主体，例如医疗工具、医疗器具，医疗器械，和/或移植物可以任选地装备有可更换的和/或可调整的插入物以及恰当地结合有结构和定位器的插入物。

[14]用语“技术辅助用具”尤其是指用于确定主体相互之间的相对空间位置的辅助用具。与医疗领域内的追踪系统相关的技术辅助用具包括（例如）主体上的定位器、结构、地标和图案（Muster）。

[15]用语“空间位置”和“空间定向”在本专利申请中指的是主体的空间位置和空间定向，例如在追踪系统的坐标系统中，和/或两个主体之间的相对空间位置和空间定向。

[16]本发明的目的通过追踪系统对主体的空间位置和/或空间定向进行无接触地确定和测量的设备来实现，其中主体可以通过该追踪系统定位并设置成彼此具有一定关系，而该追踪系统在使用期间可以手动地或自动地相对于主体而移动及重置。

[17]本发明的追踪系统可以在使用中，甚至在对主体的“追踪”中移动、关于主体重新定位，或甚至暂时放在一边。因此，已知的追踪系统的所述缺点都可以消除。

[18]本发明的系统以及本发明的方法都非常适合用来改进和改善医疗领域内的追踪系统和追踪方法。应当理解，本发明的系统和本发明的方法不限于医疗领域的应用，而是可以有利地应用在任何情况下——只要在这些情况中，确定至少两个主体的空间位置是有利的和/或必要的。

[19]一个优选的实施例改型设置成，该移动追踪系统在其操作期

间或在其使用期间相对于主体是可移动的。

[20]该追踪系统与传统追踪系统的区别尤其设置成这里。传统的追踪系统必须一直设置在相对于待测量主体而固定的空间位置中，或至少具有相对于实验室坐标系统是固定的。

[21]有利地，使用者、例如外科医生，可以把追踪系统放在手边（如果它在某个构造阶段并不需要的话）。由此该追踪系统的应用变得非常灵活。

[22]如果移动追踪系统在其操作期间或在其使用期间设置成或保持成可相对于主体而移动，则是特别有利的。由此，装置的追踪系统可以仅仅在任务中需要它的地方才使用。或者，追踪系统就放在一边。

[23]因此，优选的实施改型设置成，该移动追踪系统可以在相对于主体而可移动地设置。

[24]用语“可移动的”在本文中表示与用语“固定的”正好相反的意思。因此，追踪系统有利地相对于整个工作区域或局部工作区域并不僵硬地固定。实际上，移动追踪系统本身在操作期间相对于待检测的主体是可移动的及可重置的。

[25]基于这一概念，一个方法改型设置成，追踪系统在其使用期间的手动引导。由此，外科医生可以自己决定追踪系统应当何时及何处保持在局部工作区域中。

[26]该移动追踪系统在实际应用时操作很简单，尤其是它可以手动地、直接地保持在局部工作区域中。

[27]所有已知的追踪系统都在几乎整个工作区域以所要求的高测量精度进行测量，这带来了庞大的计算负担。确定主体的空间位置和/或空间定向所要求的计算负担如果能够减少将会是有利的，不过截至目前并不是仅仅在（例如）操作过程中感兴趣的局部工作区域而是在整个工作区域进行测量。

[28]该方法的另一个实施例设置成，仅仅阶段性地来确定至少两个主体之间的空间位置和/或空间定向。由此，所要求的计算负担进一

步减少。

[29]用语“阶段性地”在本文中指的是，移动定位系统并不是永久性地位于工作区域中。例如，该移动追踪系统可以根据在前观察（Vorher-Betrachtung）/在后观察（Nachher-Betrachtung）而仅仅在主处理过程之前和主处理过程之后保持在局部工作区域中。这样的话，该移动追踪系统在中间时间可以放在一边。

[30]因此，本发明的追踪系统可以有利地仅仅在某个处理步骤之前即之后应用于测量或控制。为此，它以有利的位置和测量方向而对齐例如装备有定位器或结构的主体。该追踪系统可以以快照的形式来确定主体相互之间的相对空间位置。该追踪系统还可以以一系列快照来描绘主体空间位置的曲线，使得它可以（例如）在某个处理步骤之前、之间或之后来学习主体部分的动态行为。与固定的系统比较，该方式的基本优点在于，不再需要在整个工作区域以所需精度来测量；而是仅仅在实际的局部工作区域来测量。另一个优点在于，追踪系统的位置和测量方向在每个步骤中都可以选择。对于相邻而置的物体或主体来说这是特别有利的，可以使用极其方便的小尺寸追踪系统。

[31]为了也能手动引导追踪系统，移动追踪系统有利地具有手柄，利用它，追踪系统可以被手动地保持和/或引导。

[32]如果该移动追踪系统的重量小于2千克或0.5千克或优选小于0.1千克，则在处理中是更有利的。带有这么低的重量，追踪系统本身甚至使用了很长时间也可以工作良好。尤其是轻于0.1千克的移动追踪系统，其特别有利地应用在牙科手术和/或最低程度侵入性手术中。

[33]为了仅仅在需要它时激活追踪系统，有利地该移动追踪系统具有激活装置以启动并执行确定和测量过程。

[34]因此从程序上来说，如果确定和/或测量以手动激活装置来启动会是有利的。

[35]应当理解，激活装置可以以许多方式设计。例如，激活装置

可以以开关的形式位于手柄上。一个实施改型设置成，激活装置的形式是脚踏开关。这种设计使得移动追踪系统构造得更为紧凑，因为属于移动追踪系统开关的部件或部件组可以置于一边。

[36]另一个实施改型设置成，激活装置具有语音控制器件。由此，外科医生可以特别舒适地操作该移动追踪系统。

[37]如果移动追踪系统不是仅仅由手来保持和引导，有利地，移动追踪系统具有连接机构以把它连接到可动的引导机构上，例如可人工移动的臂和/或机器人臂。利用这样的连接机构，移动追踪系统到其它保持机构，（例如）在追踪期间可动的保持臂或机器人臂被大大简化了。

[38]连接机构可以形式为，使得移动追踪系统能够放置在外科医生的手臂上。如果连接机构允许移动追踪系统连接到患者的头部或患者身体的其它部分是，将会是有利的。

[39]另外，对于移动追踪系统的进一步改进的操作，移动追踪系统有利地是独立的（autark）。

[40]为此，移动追踪系统有利地具有器件来测量移动追踪系统相对于主体的偏移。

[41]为了能够保持追踪系统的更新，有利地，计算以软件来执行。而软件是特别容易更新的。

[42]对于移动追踪系统的独立的操作，移动追踪系统有利地具有自己的能量源。该能量源可以是例如电池、蓄电池、或燃料电池。

[43]如果移动追踪系统具有无线通信器件，则移动追踪系统的操作会进一步简化。

[44]为了使移动追踪系统能够进行可视的观察，移动追踪系统有利地具有一个或优选地多个相机。

[45]有利地，相机具有表面传感器。多于两个的表面传感器可以大大提高测量可靠性。

[46]优选的实施例改型具有定位器、结构、图案、和/或第二图案。

[47]用语“定位器”在本文中指连接到其它主体上的技术辅助用具。这另一主体可以利用定位器而由移动追踪系统来放置。主体的空间位置可以无问题地通过定位器来确定。

[48]根据本发明，用语“结构”指具有图案的三维实体。根据本发明，结构还构成主体。结构可以是例如平板的形式。结构可以永久性地或可拆除的连接在另一主体上。在一些应用中，结构本身有利地可以是另一主体的主体部分。结构可以是例如医疗器械的一部分。

[49]图案优选地位于结构的表面上。然而，它也可以以不同方式连接到结构上。结构图案的设计在生产时已经确定了。

[50]根据本专利申请，“图案”是由（例如）不同宽度和长度的直线或曲线、圆、椭圆、三角形和矩形或其组合而组成的实体。优选地它直接位于主体（例如结构）的表面。显然，图案明显地区别于它所位于的表面。

[51]图案与结构的区别在于，例如，它是基本上二维而非三维的实体。这意味着，图案和（例如）结构这样的实体一样，具有长度和宽度。然而，它的厚度相对于结构的厚度来说可以忽略，在本文中，它被看作是二维实体。位于（例如）结构上的图案的厚度大体上就是结构上的颜色层厚度。图案还可以由反射材料、吸收材料、荧光材料、磷光材料或发光材料的组合构成。这些材料特别适合结合可见光、红外光或紫外光。

[52]图案部分有利于提高移动追踪系统确定并测量空间位置和空间定向的算法效率。如果图案位于结构上，图案或其部分可以用作结构的识别手段。利用图案，主体可通过包含可识别图案的结构来识别，则可以确定其是否是医疗器械或医疗工具。因此，图案把关于（利用追踪系统获得的）主体的基本信息给到移动追踪系统。

[53]除了所介绍的图案，在本发明中还存在第二种图案，也就是“第二图案”。当除了由移动追踪系统识别的图案之外，存在可以由其它成像装置（例如CT装置或其它利用X射线对骨头和牙齿进行三维

检测的装置)来测量的另一个图案(即所谓的第二图案)时,这对于主体的配准(Registrierung)来说是尤其有利的。

[54]在本文中,如果图案主要由移动追踪系统确定,则它指的是“图案”。如果图案可以由另一个成像装置确定并分辨,则它指的是第二图案。因此,第二图案优选地由X射线不可穿过的材料和/或X射线可穿过的材料构成。第二图案还可以包括可由MRI系统检测并测量的材料。第二图案的另一个示例可以由基于百万兆赫兹频谱宽度的成像装置来检测并测量。

[55]取决于成像装置的类型,例如CT或MRI系统,第二图案应由不同宽度和长度的直线或曲线、圆、椭圆、三角形和矩形,或其组合来组成,其厚度并不严格的限制在层厚之下。

[56]另外,有利地,定位器、结构、图案和/或第二图案连接到工具、部件和/或器械上。由此主体至少可以由移动追踪系统来检测。

[57]如果定位器、结构、图案和/或第二图案连接到人的身体部分、例如骨头或关节上,前者可以至少由移动追踪系统识别。

[58]更有利地,图案由可以被移动追踪系统检测及分析的不同宽度和长度的直线或曲线、圆、椭圆、三角形和矩形或其组合构成。

[59]另外,图案有利地由吸收材料、非反射材料、反射材料、荧光材料、磷光材料或其它发光材料构成。

[60]在一个实施例改型中,第二图案在集合上与图案存在关系。对于配准过程来说,尤其有利的是,当时良好限定的第二图案存在于由移动追踪系统测量的图案旁边。由合适材料制成的第二图案通过其它成像装置来识别和测量。如果第二图案由X射线不可穿过的材料和X射线可穿过的材料构成,它可以CT装置或其它利用X射线对骨头和牙齿进行三维检测的装置识别并在空间是分辨出来。

[61]因此,第二图案有利地可以由其它成像装置、尤其是非光学装置识别。

[62]更有利地,结构包含带有已知的空间位置和/或几何细节的图

案。由此，移动追踪系统可以精确地测量包含图案的主体。

[63]为了能够有利地把结构连接到主体上，结构有利地包含固定到主体上的器件。

[64]在这种情况下，固定器具有利地具有支脚以把它连接到主体上。

[65]结构也有利地由平板构成。平板尤其可以良好地附有图案。

[66]在这种实施改型中，结构由带有三维结构表面的平板构成。

[67]从构造上来说，结构特别有利地是医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的一部分。由此，结构有利地可以一体地形成在主体中。

[68]另一个有利的连接可能性来自于把磁铁作为结构而使用。

[69]为了使结构一直可以被移动追踪系统良好地识别，有利地，结构具有耐脏表面。

[70]为了能够非常好地识别主体，尤其是主体上的图案或主体上的结构，移动追踪系统有利地具有发光器件。

[71]取决于应用领域，发光器件有利地具有远红外光谱范围(hyperroten Bereich)。

[72]主体有利地包含可变形元件。通过可变形元件，主体可在多方面调整并适于它遇到的任何环境。

[73]为了能够发现主体（例如医疗工具或医疗器械）的变形，特别有利的是识别和测量主体的几何形状。主体的变形是否是有意则并不重要。

[74]另外，主体有利地通过连接到主体且可以被成像装置识别的图案和/或第二图案来配准。

[75]把移动追踪系统连接到主体上，尤其是医疗工具和/或医疗器械上，带来了进一步的简化。移动追踪系统可以（例如）临时地连接到患者的身体部分上，例如骨头上。

[76]有利地，连接到主体上的定位器的空间位置和/或空间定向相对于连接到主体上的结构和/或图案来检测并测量。

[77]为了能够利用移动追踪系统来检测并不位于移动追踪系统的直接视觉范围内的结构上的图案,装置有利地包含具有图案和/或第二图案的镜子。移动追踪系统并不直接可见的图案可以通过镜子变得可见。因为镜子还包含图案和/或第二图案,其空间位置是可确定的,尤其是可由移动追踪系统确定。利用镜子而可见的图案的空间位置可以利用镜子的空间位置来确定。

[78]本发明的目的还通过(尤其是)医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的校准方法来实现。医疗工具、医疗器具和/或医疗器械设有图案和/或包含图案的结构。医疗工具、医疗器具和/或医疗器械通过图案和/或结构来测量。由此,用于对这样的主体的校准的工作量明显地减少了。

[79]所要求的机械精度,尤其是关于医疗器械的机械精度,在一些情况中带来非常高的产品费用。尤其是对于带有可互换的插入物的医疗器械,其尖端设有小刀或针头。

[80]如果医疗器械没有事先校准就使用了,可达到的空间位置精度首先受器械加工的误差的影响。另外,还可能会使用发生了不希望的形变的器械。利用其它的现有技术的校准机构,医疗器械的几何形状通常某个工作阶段之前或之间利用光学追踪系统进行测量和检验。本发明使得这些额外的校准机构不再是必需的。

[81]因此,有利地,由追踪系统、尤其是移动追踪系统来测量图案和/或结构,以测量医疗器械的形状。

[82]本发明特别地涉及到一种利用装置的校准方法,利用该装置,移动追踪系统测量器械或工具的结构。其基本优点在于,通常的校准装置可以免去或简化。

[83]结构的形式和图案的特点在生产期间就限定了。如果图案是给定的,则结构的基本几何形状也是已知的。基本几何形状是例如直径、长度或半径。例如,如果未变形主体整个表面覆盖有合适的图案,主体的几何形式可以充分精确地利用图案的测量来描述。

[84]定位器相对于结构的空間位置由追踪系统在校准期间测量。因此不再需要在生产期间广泛地实现定位器空间位置。一般校准程序可以如下发生。

[85]器械旋转到追踪系统的测量范围或工作区域中，使得器械的所有侧面都在校准模式被依次测量。备选地，追踪系统本身可以围绕器械而引导。另外，校准模式包括结构的确认和评估、结构的几何形状的确 认、结构关于器械空间形状的、基于识别的分配以及定位器关于结构或器械空间形状的空间位置。

[86]如果需要，该用于器械或工具的校准程序可以重复。既然结构(整个的或部分的)以及定位器都在测量主体空间位置的期间识别，校准可以同时发生或周期性地检验。追踪系统因此包含合适的算法实现该任务。

[87]本发明的目的还通过根据现有变形的、(尤其是)医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的检测方法来实现。为此，移动追踪系统识别医疗工具、医疗器具和/或医疗器械上的图案。

[88]如果(尤其是)医疗工具、医疗器具和/或医疗器械上的图案用于校准和/或检验医疗工具、医疗器具和/或医疗器械的变形，将会是有利的。

[89]移动追踪系统尤其可以测量和检测已变形的器械，因为当前结构与在识别期间定义的结构或先前测量的结构是不同的。形变可以非故意地发生在例如工作阶段之前或之间。形变还可以故意地进行，以适应例如工作阶段中的器械几何形状。尤其在使用校准方法时，可以足够精确地确定已变形器械的几何形状。

[90]另外，移动追踪系统基本上支持使用者在配准单个主体时采用比传统配准程序简单很多的程序，尤其是在手术期间。

[91]获得这样的简化，因为一方面追踪系统检测相应主体部分上的结构和/或图案，而另一方面其它成像装置(C形臂、CT、MRI和/或其它使用X射线对骨头和牙齿进行三维识别的装置)检测患者数据

和第二图案并把该数据处理成空间位置。由此，结构的空間位置根据患者数据是一直已知的。为此，耗时的、操作之前的配准点的确定以及这些点利用由追踪系统测量的指示器械的探测都可以省略。移动追踪系统优选地包含适当优化的算法，以实现该目的。这又带来了一个基本优点，即，配准用的触觉方法理想地不再是必须的。或如果需要的话，触觉方法用于控制目的。

[92]本发明的目的还通过这样的方法来实现，即，图案和/或第二图案连接到至少一个合适的牙齿或模板上，该模板连接到合适的牙齿或结构上，而该结构连接于颞部上，由此，图案和/或第二图案彼此之间的空间位置和/或相对空间定向是确定的。

[93]本发明因此在牙科手术领域特别有利。

[94]为了获得其它关于手术区的数据，局部工作区域的表面有利地事先进行光学扫描。

[95]当局部工作区域使用 X 射线进行三维测量时，可以确定关于手术区的其它数据。

[96]当基于所确定的扫描数据和 X 射线数据以及设备的移动追踪系统所确定的数据而建立了三维模型时，外科医生获得非常精确的手术区图片。

[97]为了建立模型，至少所确定的扫描数据和 X 射线数据优选地使用相同的坐标系统。

[98]本方法的优选改型实施例使用所建立的模型以确定植入物和/或牙冠 (Krone) 的构造。

[99]如果利用该模型确定了钻孔、钻孔轴线、钻孔深度和/或钻孔空间位置的相对空间位置和/或相对空间定向，则手术治疗可以特别精确地进行。

[100]如果所确定的牙冠构造通过 CAD/CAM 的支持和手术钻孔过程几乎同时产生，则会是更有利的。

[101]概括地说，根据本发明的追踪系统特别适于识别连接到主体

上的定位器和结构，确定定位器和结构的空間位置，并利用该数据计算主体空间位置。

[102]另外，追踪系统还可以确定已连接有合适结构的主体的整个或部分的几何形状。另外，它还使主体的几何形状关系到连接到主体上的定位器。

[103]主体空间位置可以利用定位器或结构来识别。主体空间位置的确定还可以利用定位器和结构来进行。

[104]移动追踪系统可以直接地连接到目标或主体上，以及工具、器械或其它主体部分上。其基本优点在于，该主体的空间位置仅仅通过追踪系统就可获知，而不需任何其它的测量。

[105]另一个优点在于，在工作区域中所要求的主体的数量减少了。在具体的示例中，仅仅使用连接有移动追踪系统的工具，而其（例如）指向(orientiert)连接到主体部分上的结构。特别重要的示例是，牙科手术领域中的实施，其中移动追踪系统有利地一体地形成在工具（例如钻孔）内或工具上。结构可以位于模板和/或牙齿上。当它们放在一个或多个牙齿上时，模板是特别稳定的。

[106]移动的、重量轻的、可移动的和方便的本发明的追踪系统可以根据需要用于手动的测量。在某个工作阶段之前和之后，可以利用它测量空间位置。在工作阶段中，它可以放在一边。因此，追踪系统可以如上所述地连接到机器人上，尤其是机器人臂上，并且仅仅根据需要来进行测量。

[107]该移动追踪系统可以至少临时性地连接到三脚架上，以长时间地在工作区内测量主体空间位置。移动追踪系统的重要性质例如测量范围（Messvolumen）、测量距离或测量精度等首先由相机、定位器或结构的布局 and 性质来限定。测量精度、测量范围和/或测量距离大大影响移动追踪系统几何形状以及相机的布局 and 性质。小的测量范围和小的测量距离一般允许追踪系统具有小的几何尺寸。相反地，大的测量范围和大的测量距离通常导致大几何尺寸的追踪系统。对相同的测

量精度并使用相同的照相机技术，较大的追踪系统的功耗明显地大于较小的追踪系统。

[108]在这点上，需要指出，所有的器械或工具、插入物、结构、定位器或其部件优选地生产为一次性用品。在某些应用中，因为（例如）卫生原因这是有利的。另外的优点设置成主体的后勤管理、清洁、消毒和检测中。

[109]另一个显著的优点在于，这样一次性用具可以使用合适的材料和合适的制造工艺，例如注模或三维成型工艺来便宜地生产。

[110]另一个优点在于，定位器（包括附件）的制造精度可以减少，因为定位器位置利用移动追踪系统相对于结构而测量。

[111]本发明的目的还通过这样的方法来实现，即，带有图案的第一结构和/或第一定位器连接到主体上，（例如）部件和至少另一个带有图案的结构和/或至少另一个定位器还连接到主体上。带有图案的结构和/或定位器的相对空间位置和/或空间定向通过根据本发明的装置来确定。然后处理主体。带有图案的结构和/或定位器的相对空间位置和/或相对空间定向在至少另一次测量期间再次被确定。两次测量的空间位置和/或空间定向被相互比较。

[112]有利地，主体或主体部分的状态，特别是根据空间位置，可以在工作阶段之前和之后进行比较。

[113]进一步的方法改型有利地设置成，待处理主体逐步地处理，直到来自第一次测量的带有图案的结构和/或定位器的空间位置和方向与来自第二次测量的带有图案的结构和/或定位器的空间位置和方向以合适的方式符合。空间位置和/或空间定向优选地仅仅使用现有图案通过该移动追踪系统来确定。

[114]由此，主体或部分主体可以在先前的工作阶段之后，高精度地符合初始阶段。

[115]在医疗领域中有利的方法改型设置成，外科医生处理患者的关节或其它的身体部分。

[116]如果(例如)患者关节的一部分被假肢代替或如果处理骨头以在两个骨块之间插入植入物,把至少两个带有图案的结构适当地连接到关节侧面上,并且在实际的主要手术开始之前通过图案和移动追踪系统来确定彼此的相对空间位置会是有利的。外科医生把两个结构之间的关节块用假肢来替换。在成功的主手术之后,结构的空間位置再次被确定并和先前确定的空间位置作比较。由此,外科医生可以以可证实的方式确定,关节或关节块被重新设置在它们的原始空间位置,或从医学角度上来说足够接近它们的原始空间位置。

[117]由于使用尤其简便,本追踪系统特别有利地适用在牙科手术和最低程度侵入性手术领域。

[118]本发明更多的优点、目标和特性将通过下列说明和附图来介绍,其中详细描述了利用追踪系统来无接触地确定和测量主体的空间位置和/或空间定向的装置以及这种装置的部件或部件组。

[119]其中

图1示意性地显示了根据本发明的装置的布局,其中带有带医疗器械的移动追踪系统,其包括在带另一结构的主体部分前带有图案的结构;

图2示意性地显示了第一图案的可能实施例;

图3示意性地显示了另一个图案的可能实施例;

图4示意性地显示了另一个图案示例;

图5示意性地显示了包括移动追踪系统和带定位器、结构和图案的医疗器械的布局;

图6示意性地显示了把结构连接在硬主体部分上的工艺;

图7示意性地显示了漏斗状的地标的视图,其在顶部具有设有图案和磁性材料的圆帽;

图8a示意性地显示了另一个移动追踪系统和带连接用定位器、结构、图案,和三维可变形元件的医疗器械的设置;

图9示意性地显示了带三维可变形元件和图案的植入物的视图;

图 10 示意性地显示了移动追踪系统，带有结构和图案的主体部分，和镜子系统的布局；

图 11 示意性地显示了移动追踪系统、扫描仪和带有连接结构和图案的主体部分的设置；

图 12 示意性地显示了移动追踪系统。投影仪和带有连接有图案的结构主体部分的设置；

图 13 示意性地显示了移动追踪系统、超声换能器和带有连接有图案的结构主体部分的设置；

图 14 示意性地显示了设置钻孔和铣刀头，利用 X 射线对骨头和牙齿进行三维检测的装置，和位于牙齿和/或模板上的结构；

图 15 示意性地显示了移动追踪系统和装备有结构的两个主体部分的布局。

[120]如图 1 所示，布局 1，包括移动追踪系统 2、医疗结构 3，和作为人体部分的骨头 4。移动追踪系统 2 配有第一照相机 5 和第二照相机 6。

[121]为了更好地显示医疗结构 3 和骨头 4，移动追踪系统 2 配有第一灯 7 和第二灯 8。灯 7 和 8 具有发光二极管(此处未显示)，其发射红外光谱。备选地，发光二极管可以发射远红外光谱。

[122]为了能够良好地保持和引导移动追踪系统 2，它配有把手 9，在该实施示例中，激活机构 10 连接在该把手 9 上。通过激活机构 10 可以选择测量类型。在图 1 中，三个测量模式都是可用的，即单次测量，一系列单次测量和/或胶片序列式测量(Filmsequenz)。

[123]评估及显示装置 11 分配给移动追踪系统 2，并利用通信连接件 11A 而连接到移动追踪系统 2 上。移动追踪系统 2 非常轻并因此而容易携带。

[124]结构 3 配有第一图案 12 和第一定位器 13。另一个结构 14 带有第二图案 15 而骨头定位器 16 连接到骨头 4 上。结构 3 和 14 是

三维的主体，在其上连接有图案 12 或图案 15。图案 12 和 15 允许移动追踪系统 2 确定结构 3 和 14 的空间位置。移动追踪系统 2 可以首先利用图案 12 来确定结构 3 的几何形状。

[125]通过移动追踪系统 2，确定了局部工作区域 17，其包含结构 3 和所示骨头 4 的感兴趣部分。

[126]移动追踪系统通过通信连接件 11A 而被提供能量。应当理解，移动追踪系统 2 和评估及显示装置 11 之间的无线连接可以设置成有线通信连接件 11A。在这种情况下，移动追踪系统 2 必须具有其可携带的、自己的能量供给，例如电池或燃料电池。

[127]第一定位器 13 和骨头定位器 16 两者都装备有反射球 18。第一结构 3 和另一个结构 14 的形状以及第一图案 12 和第二图案 15 的性质已经在结构 3 和另一个结构 14 的生产期间限定。移动追踪系统 2 因此可以精确地识别并明确地分配第一图案 12 以及第二图案 15 的性质。

[128]结构 3 和另一个结构 14 的表面设计成可以耐脏。由此，移动追踪系统 2 的测量结果受污染物（例如血滴或不洁空气）的影响就较小。可能所需的表面清洁通过耐脏表面而大大简化了。

[129]如所示图 2，图案 20，包含许多不同的宽度的直线、圆、椭圆、三角形和矩形。图案 20 的一些部分 21 用于提高移动追踪系统 2 的算法效率。图案 20 的可选部分 22 用于识别分配给图案 20 的结构。在部分 22 中，尤其是结构和医疗器械或医疗工具之间的关系被限定了。

[130]另外，图案 20 包含带不同宽度的多条线 23(其标号在这里仅仅是示例性的)。线 23 有利地具有足够大的宽度，例如所用照相机传感器的四到十个像素，以确定图案 20 的传感器图像，并因此而以足够的精度来确定结构几何形状。

[131]有利地，图案 20 包含粗线和细线 23，使得图案 20 可以一直被良好识别。例如，如果给定了相机的焦距而主体和追踪系统之间的

距离在工作期间变化很剧烈,则图案 20 有利地要由不同宽度的线构成。图案 20 的粗线首先用在主体和移动追踪系统距离较大的情况下。而图案 20 的较细的线用在主体和移动追踪系统间距较小的情况下。

[132]如图 3 和图 4 所示,另一个图案 25 和 26 显示了可能用在本发明中的图案的多样性。

[133]根据图 5,布局 101 显示了紧邻医疗器械 130 的移动追踪系统 102。

[134]移动追踪系统 102 配有三个相机 105(其标号在这里仅仅是示例性的)。

[135]医疗器械 130 设计成待连接到结构 103 上的插入物。该插入物插入在结构 103 中。医疗器械 130 具有器械尖端 131。医疗器械 130 (包括器械尖端 131) 具有器械图案 132。器械结构 103 具有器械图案 112。

[136]器械结构定位器 113 连接到器械结构 103 上。除了反射球 118 之外,器械结构定位器 113 还配有连接架 133,利用它器械结构定位器 113 连接到器械结构 103 上。

[137]医疗器械 130 配有器械定位器 135,其位于器械端部 134 上,其与器械尖端 131 相对而置。

[138]在图 5 中显示的医疗器械 130,是以医疗器械 130 为形式的主体的示例,其配有多个图案 112、132 和定位器 113、135。

[139]移动追踪系统 102 可以利用不同的图案 112、132 来明确地确定医疗器械 130 的几何形状。另外,移动追踪系统 102 确定医疗器械 130 上的相应图案 112、132 的定位器位置。这样的优点在于,器械尖端 131 的空间位置可以利用定位器 113、135 的测量而获知。

[140]如图 6 所示,带有图案 212 的结构 203 连接到骨块 240 上。在该实施改型中,结构 203 包括第一支持部 241、第二支持部 242 和第三支持部 243。

[141]另外,结构 240 包含螺纹 244,使得结构 203 可以旋拧到骨

块 240 上，特别是牢固地连接到骨块 240 上。在该示例中，结构 203 设计成二维板，图案 212 连接于其上。

[142]如图 7 所示，地标 350 粘合到患者的皮肤 351 上。地标 350 具有漏斗状的凹口 352。结构 303 插入在地标 350 的漏斗状凹口 352 中。结构 303 配有图案 312。结构 303 利用磁铁 353 连接到地标 350 上。结构 302 的磁铁 353 与地标 350 的铁磁性材料 354 一起作用。手术服被夹在地标 350 和结构 302 之间。

[143]如图 8 所示，医疗器械 430 包含器械插入物 460，其在器械尖端 431 和器械端部 434 之间配有三维可变形元件 461。除了可变形元件 461，器械插入物 460 还设有器械图案 432。

[144]应当理解，在其它实施例中，可以仅仅在单个局部区域设置这种图案。

[145]在器械端部 434 处，设有器械定位器 435。另外，器械结构定位器 413 紧固到医疗器械 430 上。器械定位器 435 以及器械结构定位器 413 包含反射球 418(其标号在这里仅仅是示例性的)。

[146]带有三个相机 405(其标号在这里仅仅是示例性的)的移动追踪系统 402 紧邻医疗器械 430。位于医疗器械 430 上的所有图案 432 和定位器 413、435 都利用移动追踪系统 402 来测量。器械尖端 431 相对于医疗器械 430 其它区域的移动可以被确定并确定，(例如)。

[147]如图 9 所示，植入物 565 包括第一可变形元件 561A 和第二可变形元件 561B。由此，植入物 565 被分成第一子部分 566、第二子部分 567 和第三子部分 568。独立的子部分 566、567 和 568 因此可以相对于彼此而移动。为了检测和确定植入物 565 的整个植入物几何形状，整个植入物 565 都覆盖有图案 520。

[148]植入物 565 可以变形并由移动追踪系统来测量，直到其具有所希望的形状。然后植入物 565 可以通过连接螺纹(此处未显示)而连接到主体部分(此处未显示)上。

[149]图 10 显示了带有图案 612 的结构 603 以及带反射球 618 的

骨头定位器 616，其都连接到骨块 640 上。骨块 640、结构 603 和骨头定位器 616 通过移动追踪系统 602 来测量，该移动追踪系统 602 配有相机 605(其标号在这里仅仅是示例性的)。

[150]因为带有图案 612 的结构 603 部分地被骨块 640 覆盖，使得图案 612 不能直接地由移动追踪系统 602 检测，因此把镜子 670 设置在图案 612 的对面。因此，移动追踪系统 602 使用镜子 670 可以看到和测量结构 603 上的图案 612。

[151]为了被识别，镜子 670 包含带标记的边缘区域 671 以及识别器 672 和另一个图案 620(其标号在这里仅仅是示例性的)。

[152]带有图案 715 的骨头结构 714 连接到骨块 740 上，如图 11 所示。紧邻骨块 740，存在带三个相机 705(其标号在这里仅仅是示例性的)的移动追踪系统 702。

[153]另外，紧邻骨块 740 存在手持的光学扫描仪 775，其利用光束 776 测量骨块 740 的表面形貌。光学扫描仪 775 和骨头结构 714 的方向和位置通过移动追踪系统 702 来测量。为此，光学扫描仪 775 配有三个有源 LED777(其标号在这里仅仅是示例性的)。由光学扫描仪 775 测量的骨块 740 的表面形貌另外还要参考已经可用的 CT 图像或 MRI 图像。

[154]带有图案 815 和第二图案 883 的骨头结构 814，其连接到骨块 840 上，如图 12 所示。第二图案 883 可以由 CT(此处未显示)识别，使得第二图案 883 相对于骨块 840 空间位置基于从 CT 获得的数据而获知。带三个相机 805(其标号在这里仅仅是示例性的)的移动追踪装置 802 保持在骨块 840 之前。

[155]投影仪 880，其投射若干空间上限定的光线 881(其标号在这里仅仅是示例性的)到骨块 840 上，也保持在骨块 840 附近。投影仪 880 包括三个有源 LED877(其标号在这里仅仅是示例性的)，以能够精确地由移动追踪系统 802 根据其空间位置来测量。骨块 840 的另外由光线 881 照射的区域由移动追踪系统 802 测量并作为空间位置而计

算。由这一程序确定的、骨块 840 的表面形貌可以参考 CT 图像或 MRI 图像。

[156]图 13 显示了带有图案 915 和第二图案 983 的骨头结构 914, 其连接到骨块 940 上。带有三个相机 905(其标号在这里仅仅是示例性的)的移动追踪系统保持在骨块 940 附近。图案 915 可以通过移动追踪系统 902 来检测, 并且因此第二图案 983 也可以通过移动追踪系统 902 来检测。另外, 第二图案 983 可以由其它成像装置(此处未显示)识别, 例如 CT 或 MRI 装置。超声测量头 985 通过声波脉冲 986 测量骨块 940。超声测量头 985 包含三个有源 LED977(其标号在这里仅仅是示例性的), 以由移动追踪系统 902 识别。通过超声换能器头 985 的测量骨头表面和骨头结构参考 CT 或 MRI 图像。

[157]如图 14 所示, 移动追踪系统 1002 连接到医疗工具 1090 上, 在该示例中, 它是带钻头 1090A 的钻具。特别有利的是, 移动追踪系统 1002 非常小非常轻, 以能够无问题地连接到工具 1090 上。

[158]移动追踪系统 1002 包含第一灯、小型照相机 1005 和第二灯、小型照相机 1006, 两者都具有光学孔径角 1091(此处仅仅示例性地显示)。

[159]所确定的测量数据通过通信连接件 1011A 而送到分析和显示装置 1011 上。在该示例中, 通信连接件 1011A 还包含能量源(此处未显示)以用于工具 1090 和供水设备(此处未显示)以用于冲洗工具 1090 上的局部工作区域 1017。

[160]备选的实施例改型可以设置成, 相机 1005、1006 的光学装置(此处未明确地显示)连接到工具 1090 上, 而相机 1005、1006 剩下的部件, 例如表面传感器(此处未显示)安放在分析和显示装置 1011 中。相机 1005、1006 通过通信连接件 1011A (其在该示例中由光纤束组成)而与表面传感器具有光学上的连接。

[161]该移动追踪系统 1002 在手术期间测量颞部区 1092。第一照明体 1007 以及第二照明体 1008 提供结构 1003 的足够照明(其标号在

这里仅仅是示例性的), 结构 1003 具有图案 1012(其标号在这里仅仅是示例性的)、第二图案 1083(其标号在这里仅仅是示例性的), 除了牙齿 1093(其标号在这里仅仅是示例性的), 其设置在颞部区 1092 内。

[162]在该实施例改型中, 结构 1003 连接到合适的牙齿 1093 上。因此, 确保了结构 1003 在牙齿 1093 上的牢固保持。

[163]移动追踪系统 1002 基于结构 1003 而定向, 结构 1003 临时性地连接到合适的牙齿 1093 上并包含适当的图案 1012。

[164]尤其有利地, 不再需要使用定位器, 因为结构 1003 附有图案 1012 和第二图案 1083。

[165]备选地, 可以使用在手术之前生成的、且包含模板图案 1094A 的模板 1094。模板 1094 连接到下颞部 1095 或上颞部(此处未显示)上的独立的牙齿 1093 上。在该示例中, 模板 1094 具有用于医疗工具 1090 的放置位置。

[166]如果需要, 结构 1003 必须直接地锚定在颞骨 1095(此处仅仅显示了下颞部)上。如果带可选的插入物 1090A 的工具 1090 的几何形状必须相对于移动追踪系统 1002 而校准, 则工具 1090 以限定的机械的方式与包含结构 1003 的校准装置(此处未显示)连接。然后移动追踪系统 1002 通过这些结构 1003 来确定与校准装置的相对空间位置, 并从这些测量带可选的插入物 1090A 的工具 1090 的几何形状。然后(例如)钻具尖端 1090B 相对于移动追踪系统 1002 的位置和钻孔轴线 1090C 相对于移动追踪系统 1002 的方向就知道了。

[167]尤其在牙齿移植(此处未明确地显示)的定位期间, 钻孔 1090A 的初始空间位置 1096、钻孔轴线 1090C 和钻孔深度由其它患者信息来获得。相应的方法在下文中介绍。

[168]用于患者的植入物和牙冠的最佳构造, 例如替换牙的形状、颜色、空间位置或在骨头中的植入物上的力量分布, 基本上基于现有的牙齿列、颞部和软组织的表面和立体结构。这些细节通过光学扫描和对相应主体部分使用 X 射线进行三维测量来获得。

[169]在相应主体部分的光学扫描之后,结构 1003(包括图案 1012 和不能透过 X 射线的第二图案 1083) 连接到某个牙齿 1093 上。这些结构 1003 可以是直接地连接到某个牙齿 1093 上的模板 1094 或结构 1003。图案 1012 和第二图案 1083 还可以直接地压印在牙齿 1093 上。

[170]骨头 1095、牙齿 1093 及神经网络的三维结构,以及第二图案 1083 都可以通过 X 射线而测量。光学扫描(表面)以及 X 射线测量(颞部和牙齿结构)的数据被转换到普通的坐标系统中。由此,所考虑的主体部分的模型就建立了,其中包含了所有必需的细节,例如骨头结构 1095、牙齿 1093、神经网络、软组织表面、图案 1012 和第二图案 1083。特别地,移动追踪系统的坐标系统通过测量图案 1012 显示了颞骨 1095、牙齿 1093 和软组织表面的位置。

[171]借助于该模型,植入物和牙冠的最佳构造以及钻孔 1090A 的起始空间位置 1096、钻孔轴线 1090C 和钻孔深度就建立了。

[172]植入物通常预先生成。然后通过合适的器件生成牙冠,有利地在相同的手术室中通过 CAD/CAM 软件而进行。为此,不需要像现有技术中那样利用模具来产生牙冠。

[173]在牙冠完成期间,进行了实际的主手术。利用移动追踪系统 1002 进行导航的软件在移动追踪系统 1002 的坐标系统中确定钻孔 1090A 的起始空间位置 1096、钻孔轴线 1090C 和钻孔深度。移动追踪系统 1002 持续地确定钻孔 1090A 和颞部之间的空间位置。该信息可以通过声学信号和/或光学信号而利用(例如)。外科医生可以在钻孔过程期间连续地利该信息。备选地,他也可以仅仅在临界阶段使用它们,(例如)在手术开始阶段和/或结束阶段。

[174]植入物可以在钻孔之后直接旋拧到准备好的孔中。接着,同时完成的牙冠,被连接到植入物上,而手术过程进一步进展。

[175]该方法有利地设计成,使得光学扫描,结构 1003 与图案 1012、1083 的连接,骨头 1095 和牙齿 1093 通过 X 射线的三维测量,主体部分的模型建立,植入物和牙冠的最佳构造,牙冠的产生,利用

移动追踪系统 1003 所钻的孔，植入物的植入，和牙冠的连接都可以在一次治疗中完成。

[176]必须确保，神经(例如)没有损坏，尤其是在颞部手术、例如植入物的植入中。因此，例如基于追踪系统的导航系统的辅助工具是很有价值的。它们帮助外科医生在手术期间有目的地工作。本文所介绍的方法有利地不利用反射球。

[177]如图 15 所示，移动追踪系统 1102 优选地应用在最低程度侵入性手术过程中。在最低程度侵入性手术过程中，局部工作区域 1117 未被小口 1200 覆盖。这意味着用于移动追踪系统 1102 的实际的局部工作区域 1117 相对地小，其调整尺寸相对小的追踪系统的使用。外科医生部分地并根据需要来使用移动追踪系统 1102。这意味着移动追踪系统 1102 在某个工作步骤之前和之后使用。这是有利的，因为它可以在不用时放在一边，并因此而不占据任何手术空间。如果需要，移动追踪系统 1102 可以用于工作步骤中的临界阶段。

[178]最低程度侵入性手术的一般过程(其不要求配准)可以依下列程序进行。暴露小口 1200。接着，结构 1103(其标号在这里仅仅是示例性的)与它们的图案 1112 适当地连接到关节骨头 1104 上。结构 1103 的相对空间位置相对于它们的原始空间位置而测量。然后手术可以进行，可能会连接辅助性的移植物(此处未显示)。接着，限定的植入物(此处未显示)被插入，并再次测量并评估结构 1103 的空间位置。最终，所有结构 1103 都可以移除。

[179]本文所介绍的追踪系统 1102 可以根据人体工程学而良好地改进。另外，其价格十分经济。通过这里使用的结构，则不再需要那些麻烦的定位器。

[180]在上文所述的方法中，器械、工具和/或辅助工具，尤其是在附图中所显示的那些，都可以被应用。

[181]在这点上，需要再次提到，所介绍的装置和方法不仅限于医疗技术。本方法还适合(尤其是)测量及生产技术，以及质量控制领

域中物体或主体的处理或加工。

零部件清单

- 1 布局
- 2 移动追踪系统
- 3 结构
- 4 骨头
- 5 第一照相机
- 6 另一个照相机
- 7 第一灯
- 8 另一灯
- 9 手柄
- 10 激活开关
- 11 分析和显示装置
- 11A 通信连接件
- 12 第一图案
- 13 第一定位器
- 14 另一个结构
- 15 另一个图案
- 16 骨头定位器
- 17 局部工作区域
- 18 反射球
- 20 图案
- 21 子部分
- 22 可选的子部分
- 23 线
- 25 另一个图案

-
- 26 另一个图案
 - 101 布局
 - 102 移动追踪系统
 - 103 结构
 - 105 照相机
 - 112 器械结构图案
 - 113 器械结构定位器
 - 118 反射球
 - 130 医疗器械
 - 131 器械尖端
 - 132 器械图案
 - 133 连接架
 - 134 器械端部
 - 135 器械定位器
 - 203 结构
 - 212 图案
 - 240 骨块
 - 241 第一支持部
 - 242 第二支持部
 - 243 第三支持部
 - 244 螺纹
 - 303 结构
 - 312 图案
 - 350 地标
 - 351 皮肤
 - 352 漏斗状的凹口
 - 353 磁铁
 - 354 铁磁性材料

355 手术服
402 移动追踪系统
405 照相机
413 器械结构定位器
418 反射球
430 医疗器械
431 器械尖端
434 器械端部
435 器械定位器
461 可变形部分
460 器械插入物
520 图案
561A 第一可变形元件
561B 第二可变形元件
565 植入物
566 第一子部分
567 第二子部分
568 第三子部分
602 移动追踪系统
603 结构
605 照相机
612 图案
616 骨头定位器
618 反射球
620 图案
640 骨块
670 镜子
671 带标记的边缘区域

672 识别器
702 移动追踪系统
705 三台照相机
714 骨头结构
715 图案
740 骨块
775 光学扫描仪
776 灯射线
777 三个有源 LED
802 移动追踪系统
805 三台照相机
814 骨头结构
815 图案
840 骨块
877 三个有源 LED
880 投影仪
881 灯射线
883 第二图案
902 移动追踪系统
905 三台照相机
914 第一骨头结构
915 图案
940 骨块
977 三个有源 LED
983 第二图案
985 超声换能器头
986 声波脉冲
1002 移动追踪系统

- 1003 连接结构
- 1005 第一灯, 小型照相机
- 1006 第二灯, 小型照相机
- 1007 第一灯
- 1008 第二灯
- 1011 分析和显示装置
- 1011A 通信连接件
- 1012 图案
- 1017 局部工作区域
- 1083 第二图案
- 1090 医疗工具
- 1090A 钻头
- 1090B 钻具尖端
- 1090C 钻孔轴线
- 1091 光学孔径角
- 1092 颞部区域
- 1094 模板
- 1094A 模板图案
- 1095 下颞部
- 1096 起始位置
- 1097 通过 X 射线对骨头和牙齿进行三维测量的装置
- 1102 移动追踪系统
- 1103 结构
- 1104 骨头
- 1112 图案
- 1117 局部工作区域
- 1200 小口

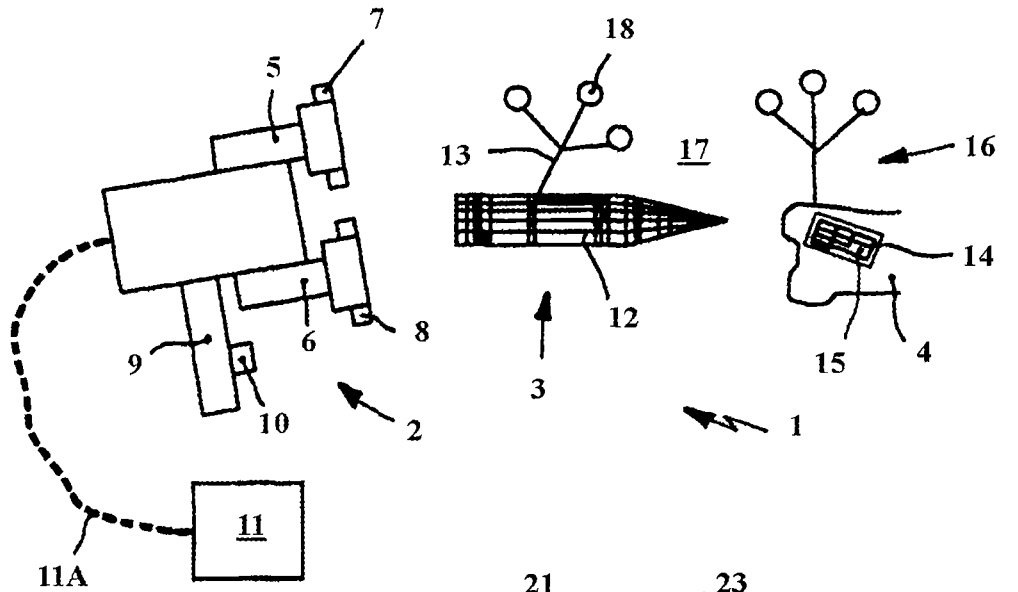


图 1

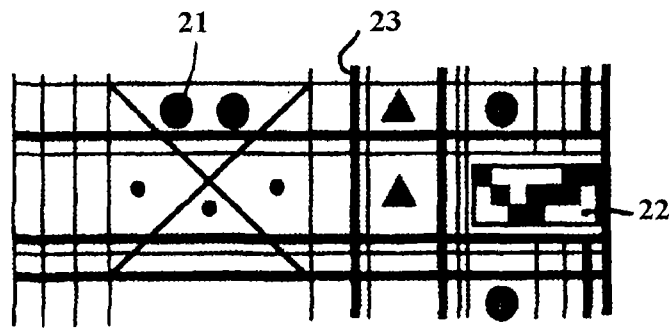


图 2

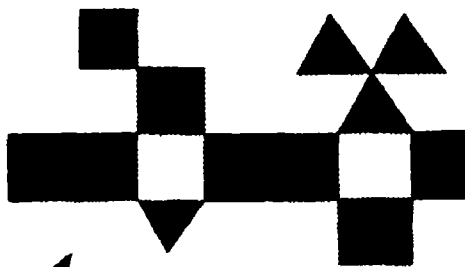


图 3

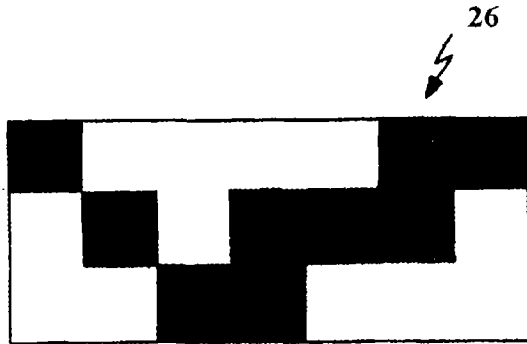
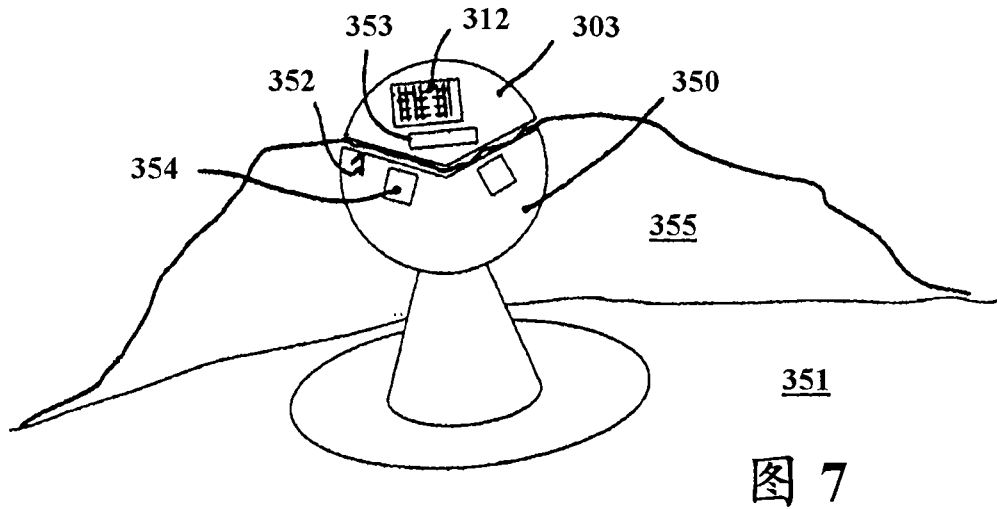
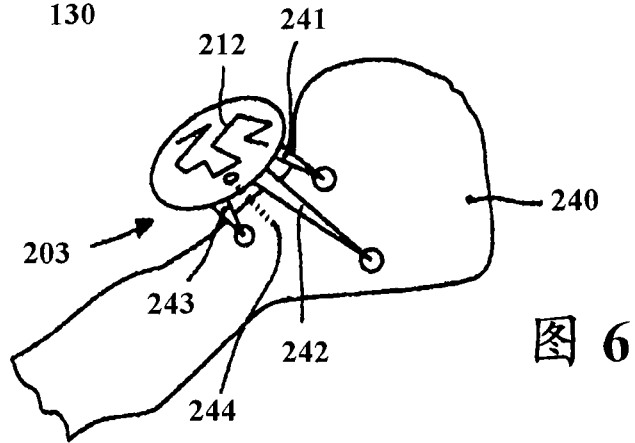
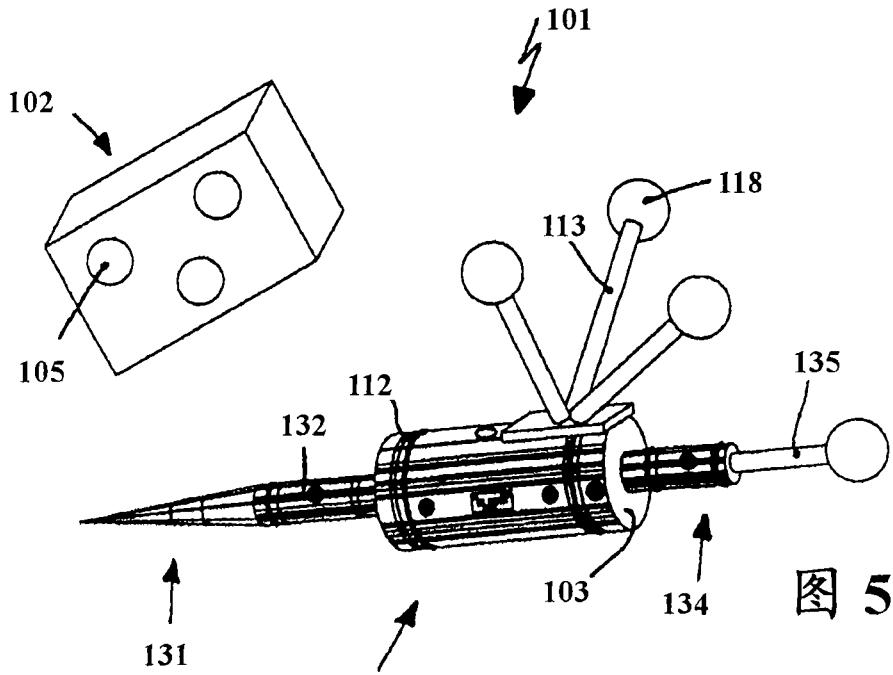


图 4



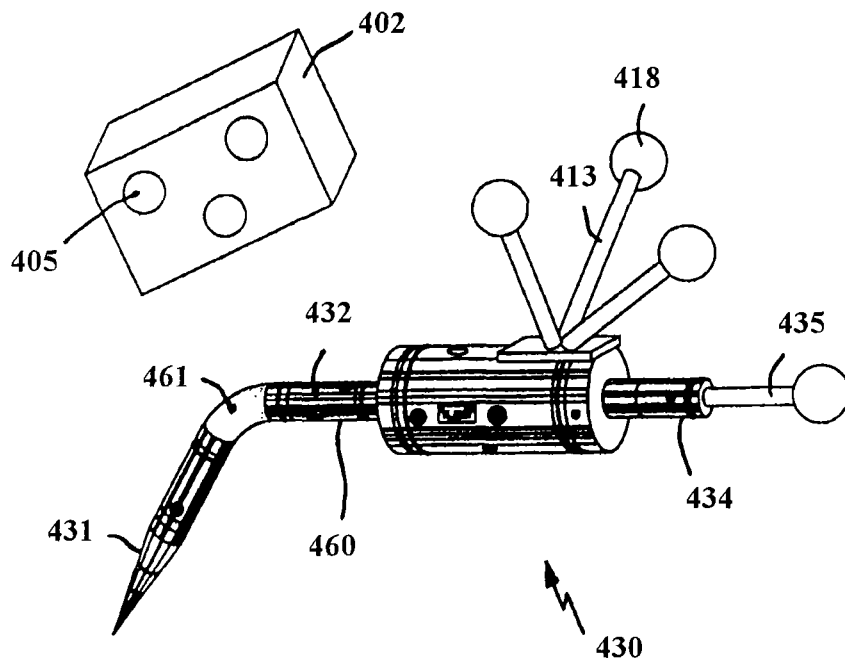


图 8

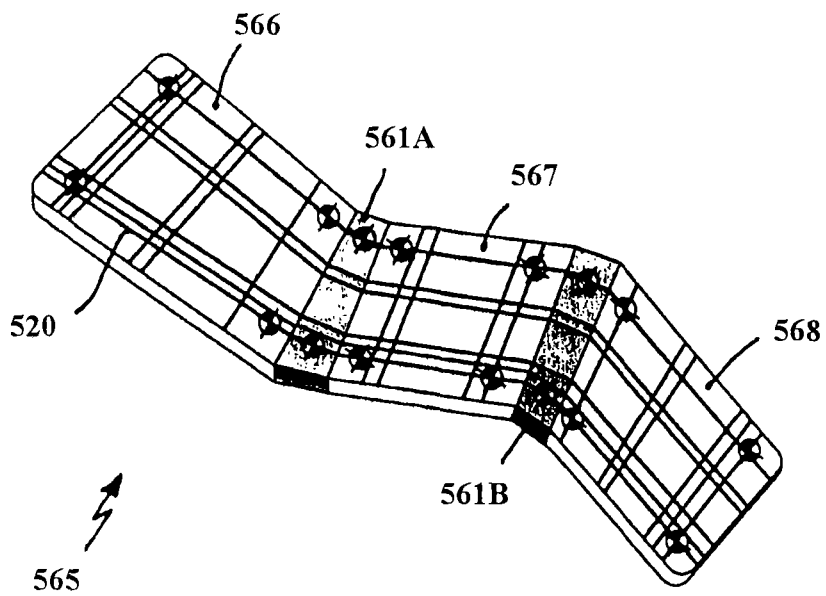
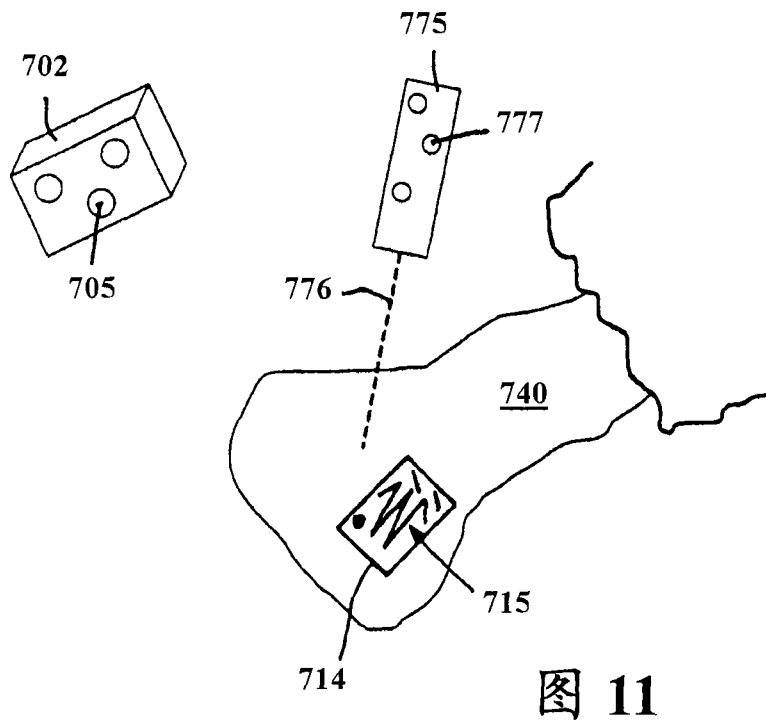
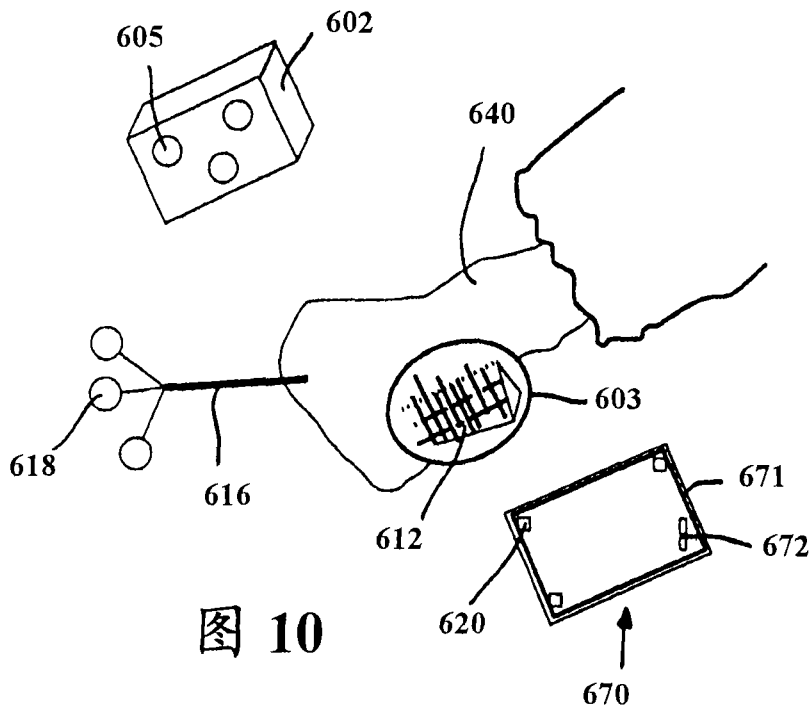


图 9



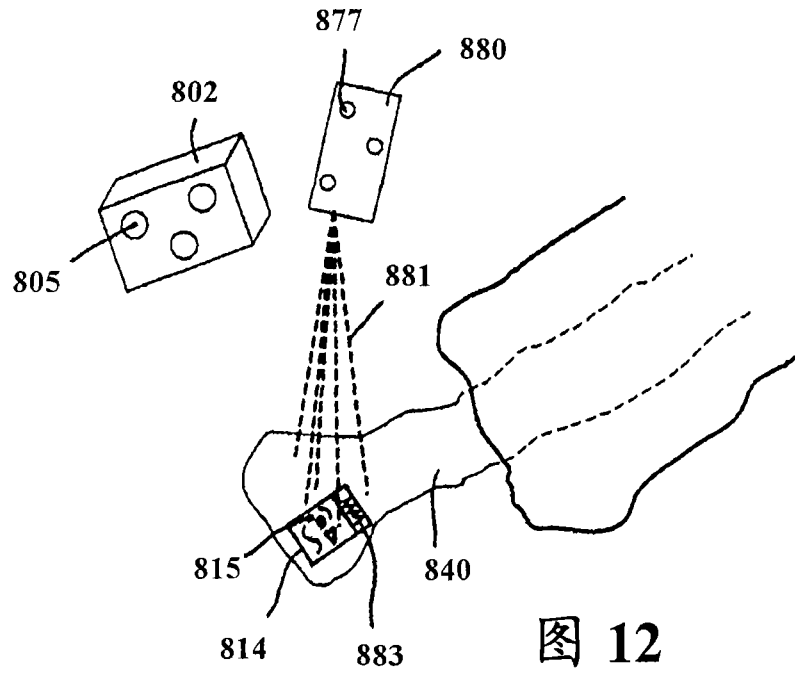


图 12

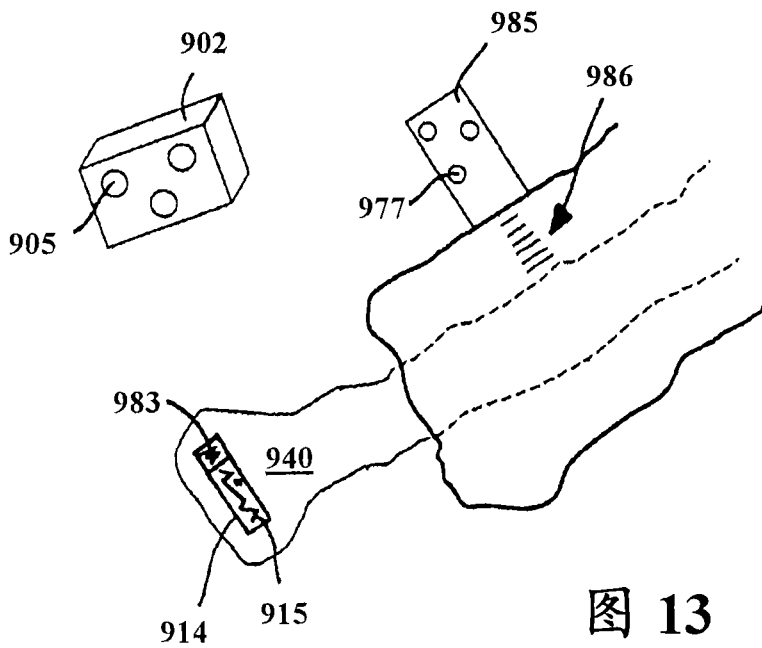


图 13

