



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102361598 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 02

(21) 申请号 200980158016. 2

(22) 申请日 2009. 09. 07

(30) 优先权数据

202009000458. 9 2009. 01. 15 DE

09166523 2009. 07. 28 EP

PCT/IB2009/006054 2009. 04. 23 IB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 09. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2009/006474 2009. 09. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/081498 DE 2010. 07. 22

(73) 专利权人 美丹提克股份公司

地址 卢森堡瓦塞尔比里希

(72) 发明人 弗里茨·施密特

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 吴敬莲

(51) Int. Cl.

A61C 9/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004038173 A1, 2004. 02. 26,

US 2004038173 A1, 2004. 02. 26,

US 5487662 A, 1996. 01. 30,

审查员 郭凯

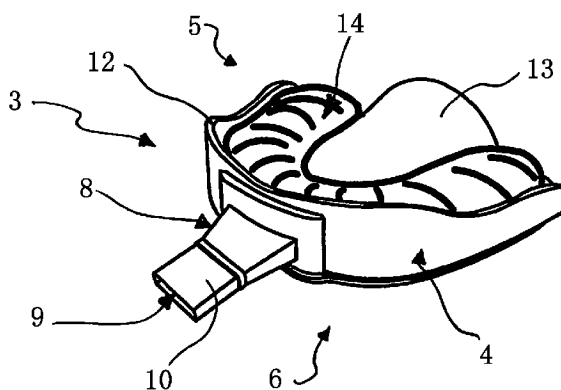
权利要求书3页 说明书21页 附图19页

(54) 发明名称

印痕匙以及用于探测结构、布置方式或形状的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种印痕匙(2)、特别是牙齿印痕匙(3),其为了建立特别是在人体内或人体上、优选在口中的布置方式、形状和/或尺寸的印痕,以及还优选牙齿(2)的至少一部分或牙齿结构(上颌骨1)的印痕,承载可变形的印痕体(10),其中,还包括传感器装置(6),借助于传感器装置在建立印痕时能够以空间分辨的方式探测并且能够以适合于电子数据处理的形式提供印痕体(10)的至少一个物理特性和/或大小的变化。本发明还涉及一种用于探测结构、布置方式或形状、优选用于探测口中或人体中的牙齿结构、布置方式或形状的方法。



1. 一种印痕匙,其为了建立布置方式、形状和 / 或尺寸的印痕,承载可变形的印痕体,其中,还包括能量源、传感器装置,借助于传感器装置在建立印痕时能够以空间分辨的方式探测并且以适合于电子数据处理的形式提供印痕体的至少一个物理特性和 / 或大小的变化,其中所述传感器装置被定位成根据数据数字化三维地感测所述布置方式、形状和 / 或尺寸,其中印痕体至少具有以下特性:透光性和导电性,且其中所述印痕体的稠度是能够通过输送的电能改变的。

2. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述印痕体的至少一个物理特性和 / 或大小的变化是印痕体的材料厚度的变化。

3. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述传感器装置设计用于在印痕体上以空间分辨的方式探测:

- 射线穿透性和 / 或射线吸收性的变化,
- 导电性的变化,
- 压力的变化,
- 变形,
- 横截面变化或密度变化,
- 电阻变化,和 / 或
- 密度变化和 / 或外来原子的分布的变化。

4. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中接口装置在出口侧耦接到传感器装置上,用以适合于电子数据处理的形式传输由传感器装置生成的数据。

5. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述印痕体为均匀体,其被填入相应设计的牙齿印痕匙中。

6. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述印痕匙被设计成用于 X 射线屏蔽装置的载体。

7. 根据权利要求 6 所述的印痕匙,其中,印痕匙的材料至少在设计成不允许 X 射线通过。

8. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述印痕匙是牙齿印痕匙,包括探测单元和容纳单元,所述探测单元和容纳单元包含基板、框架、内界面和所述传感器装置。

9. 根据权利要求 8 所述的印痕匙,其中,印痕匙的表面或至少基板、框架、内界面和传感器装置的表面具有涂层或设计成,没有细菌附着或其上的细菌自动被消灭。

10. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述印痕匙还包括加热装置。

11. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所使用的印痕体能够同时通过研磨用作光学镜头。

12. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述传感器装置设计成对含有一种或多种物质的印痕体起反应,所述物质仅特殊地对光波起反应。

13. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述传感器装置设计成对含有一种或多种物质的印痕体起反应,所述物质仅对特殊的光波起反应。

14. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述印痕体为透明的聚醚,或者是一种聚醚基、A- 硅基、C- 硅 - 胶体基、聚硫基和 / 或海藻酸钠基的印痕体。

15. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,所述印痕体设计成记忆体且相应地施加记忆

效应,其中,所述印痕体在激活之后回到其原始形式中。

16. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,设置薄膜,利用其能够在印痕过程之前遮盖印痕体,用以防止与唾液或口部组织的接触和 / 或通过变形传递数据。

17. 根据权利要求 1 所述的印痕匙,其中,在印痕匙中或在印痕匙上设置照相机,用以拍摄病人的图像或至少参考点并且添加到测定的颌骨数据 / 牙齿数据中。

18. 一种用于探测结构、布置方式或形状的方法,其根据权利要求 1 所述的印痕匙建立布置方式、形状和 / 或尺寸的印痕,其中,将可变形的印痕体置于所述结构、布置方式或形状中或置于所述结构、布置方式或形状上,并且在此将在建立印痕时印痕体的至少一个物理特性和 / 或大小的变化以空间分辨的方式直接传递到传感器装置上并且由传感器装置探测以及继续以适合于电子数据处理的形式提供。

19. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,所述传感器装置在印痕体上探测:

- 射线穿透性和 / 或射线吸收性的变化,
- 导电性的变化,
- 压力的变化,
- 变形,
- 横截面变化或密度变化,
- 电阻变化,和 / 或
- 密度变化和 / 或外来原子的分布的变化。

20. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,接口装置在出口侧耦接在传感器装置上,用以适合于电子数据处理的形式传输由传感器装置生成的数据。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,其中,还包括存储装置,其连接在接口装置后面。

22. 根据权利要求 20 所述的方法,其中,包括连接装置,其连接在接口装置后面。

23. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,所述印痕体根据在压印到义齿或人体中的另一种结构上时的变化及其特性的变化将数据传递到印痕匙的外表面上和内表面上的传感器装置上。

24. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,所获得的数据要么直接存储在印痕匙中要么通过线缆、USB 或通过无线电传递到中心 PC 上,在中心 PC 上能够将所述数据用于继续处理。

25. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,所述数据为了继续处理被在线直接发送到牙科实验室。

26. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,首先利用第一印模材料建立第一印痕,然后利用附加的或替换的稀薄流动的印模材料建立第二印痕,所述稀薄流动的印模材料在组合应用中又将信息传递到第一印模材料上。

27. 根据权利要求 26 所述的方法,其中,利用不同的印痕匙使用这两种印模材料。

28. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,所述印痕体 (4) 由三种不同的印模材料组合而成,所述三种不同的印模材料无法相互混合、具有不同的颜色、不同的透射特性和 / 或反射特性。

29. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,所述印痕体 (14) 由多个相叠设置的薄膜构成。

30. 根据权利要求 18 所述的方法,其中,为了制造用于牙齿结构的假体,首先在处理前利用根据权利要求 1 所述的印痕匙来制作现有状态的印痕且因此测定相应的数据,之后进

行处理, 据此重新制作新状态的印痕并且测定新状态的相应的数据, 之后通过匹配方法和 / 或差分方法从两个印痕过程测定的数据中制造具有内部形状和外部形状以及内部尺寸和外部尺寸的假体。

## 印痕匙以及用于探测结构、布置方式或形状的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种印痕匙,如特别是牙齿印痕匙,以及用于探测结构、布置方式或形状、特别是用于探测口中或人体中的牙齿结构、布置方式或形状的方法。即使本发明的重要的应用领域在于牙科,用以探测病人口中的牙齿结构,本发明也可以在医学的其它领域中使用,比如用于确定表面(比如臂等等)或骨头的布置方式和形状以及尺寸,用以预制夹板、假体或其它辅助设备,比如骨板。除了对于最高的精确度的要求以外,提供相应的用于应用在病人身上或体内的部件的完成时间、通过实施探测和安装的医生的简单操作、以及从结构探测直至安装的病人负担是在应用假体和辅助设备中的重要因素。特别是、但不是只在牙科中用于从第一次预约到确定检验结果直到治疗结束的整个过程的费用极为重要。

### 背景技术

[0002] 比如在牙科中还常常借助于印刻实际牙齿以及由此通过手工制造的石膏模型再通过手工制成所需的假牙。不仅整个过程持续很久且造成相应很高的费用,而且精确度是受限的且常常令人不满意,这又再次需要漫长和昂贵的后续加工。

[0003] 在此期间比如在博览会上公知了一种方法,利用该方法可以计算机辅助地确定病人口中的牙齿数据和/或牙齿结构。值得注意的是从实践中公知的方法和技术,作为所谓的计算机辅助的牙科学,用以获取病人口中的牙齿结构,但迄今为止在治疗病人中无法施展。其原因在于存在相关的缺点。

[0004] 在从实践中公知的方法和技术的应用中,首先在所谓的齿印匙中借助于常见的弹性印模材料复制病人口中的牙齿或牙齿结构。然后借助于该印痕建立石膏模型,其可以机械地、光学地或以其它方式被扫描,用以获得病人牙齿或牙齿结构的3D数据。之后借助于该3D数据可以实现自动化地制造假牙。由此可以实现较高的精确度、相对较快的制造以及容易的后续加工或后续制造。但还是存在一系列缺点:

[0005] - 建立石膏模型是过时的且还是劳动密集型的,因为其无法自动化,因此费用还是相当高,

[0006] - 石膏模型必须从阴印痕中制成,其精确度受到印痕的影响且其本身又确定了后续的假牙的精确度,

[0007] - 在印痕过程中对于病人而言等待时间是不舒服的,因为弹性的印模材料必须从可揉捏的状态(不可逆变形)被硬化到仅还有可弹性变形的状态(可逆变形),

[0008] - 一次性使用的印痕体被“丢失”,这是因为其已经被硬化到仅还有可弹性变形的状态(可逆变形)中且除此之外必须作为用于石膏模型的模具放到实验室中,同时材料消耗也由于印痕的回收带来了环境污染,

[0009] - 将印痕运送到实验室中需要时间并且带来了损坏或甚至印痕丧失的危险,

[0010] - 要使用的印痕体必须以足够的量预存在牙医那里,同时还会由于长时间存放变干,

[0011] - 在建立石膏模型的数字化数据时必须从石膏模型或者刚好还从印痕出发,不会

存在再次追溯到病人身上的可能性,这样只能耗费地通过医生对病人再次印刻来清除差异,由于通常已经完成的进一步处理(比如磨平牙齿直至牙根用来套上牙冠)原则上不再可能比如在相邻牙齿的环境中实施事先观察/后续观察,以及

[0012] - 不存在用于针对在计算机辅助的区域中(数字化数据)进一步加工的可能性。

[0013] 为了避免这些缺点,发展了光学摄像或扫描系统,其直接使用在病人口中。虽然这些系统也是在博览会上被公知,但还未推广到治疗实践中。这是因为,虽然理论上一些技术缺点以及获得石膏模型的数据的程序被根除,但为此必须考虑到系统上的其它缺点:

[0014] - 操作是非常困难的,因为必须以手持仪器引入病人口中,这就不存在比如准确地探测整个牙弓,

[0015] - 标准仪器对于病人带来极大的不舒适性,因为病人必须刚好匹配这种仪器的要求,比如在拍摄期间恒定地保持头部和颌骨的某种姿势,

[0016] - 要节省费用只能进行光学 2D 图像采集,只有以巨大的时间需求才能进行机械扫描,

[0017] - 必须对人员进行昂贵的培训,但“操作笨拙”无法根除,

[0018] - 由于唾液或阴影引起明显的不准确性,在拍摄和扫描时的失误或不准确的参考物的问题会导致提高的费用,以及

[0019] - 由于设备故障引起失真,比如传感器/镜头上的遮盖物,以及人员的不足之处或不集中在某些情况下不被察觉并且导致无用的结果,其有时在假牙制成之后才能被察觉。

## 发明内容

[0020] 本发明具有的以及实现的目的在于,排除或至少减小现有技术的缺点。

[0021] 为此本发明提出一种印痕匙,特别是牙齿印痕匙,其为了建立在人体内或人体上、优选在口中、以及进一步优选牙齿或牙齿结构的至少一部分的布置方式、形状和/或尺寸的印痕,承载可变形的印痕体,其中,还包含传感器装置,借助于传感器装置能够以空间分辨的方式探测在建立印痕时印痕体的至少一个物体特性和/或大小的变化并且能够以适合于电子数据处理的形式提供。

[0022] “印痕匙”的概念代表性地表示用于印痕体的承载件,因此本发明不限于匙形承载件的应用或根据牙齿印痕匙的常见方式的设计,而是承载件的形状、构造和尺寸以对于本领域技术人员显而易见的方式取决于所力求的应用,因此本领域技术人员在本发明的认知中无须再进行专门的创造性劳动。

[0023] 因此实现了以简单、可靠和准确的方式根据数据数字化三维地探测口中或在人体上或在人体内的牙齿结构、布置方式或形状。

[0024] 传感器装置优选设计用于在印痕体上以空间分辨的方式探测:

[0025] - 射线穿透性和/或射线吸收性的变化、特别是透光性和/或光线吸收性的变化,

[0026] - 导电性的变化,

[0027] - 压力的变化,特别是由于压力的变化引起的传导性的变化,

[0028] - 变形,

[0029] - 横截面改变或厚度变化,

[0030] - 电阻变化,和/或

[0031] - 密度变化和 / 或外来原子分布的变化, 特别是由于密度变化和 / 或外来原子分布的变化引起的导电性或光学传导性的变化。

[0032] 此外优选的是, 在传感器装置的出口一侧耦接接口装置, 用以将由传感器装置生成的数据以适合于电子数据处理的形式传输, 其中, 接口装置优选包含 USB 接口装置。

[0033] 还优选包含存储装置, 特别是可脱耦的存储装置, 其连接在接口装置后面, 优选作为芯片或存储盘。

[0034] 此外优选包含连接装置, 特别是无线连接装置, 其连接在接口装置后面, 优选作为蓝牙装置、红外线装置和 / 或无线电装置。

[0035] 印痕体特别是均匀体, 其如常见的印痕体那样填入相应设计的牙齿印痕匙中或普通的印痕匙中, 之后将其同样以常见的方式设置在病人口中并且按压到牙齿上。比如印痕体也可以根据应用的不同进行杀菌且之后再次使用。印痕体优选还可以具有下列特性:

[0036] - 透光性

[0037] - 导电性

[0038] - 通过压力改变传导性

[0039] - 通过变形的测量

[0040] - 横截面变化

[0041] - 升高的电阻

[0042] - 决定传导性的外来原子的密度和分布

[0043] 印痕体有关在印刻到义齿或人体中另一种结构上时的变化以及其特性的数据发送到印痕匙且特别是牙齿印痕匙的外表面上的以及内表面上的传感器装置上。这样获得的数据可以特别是直接存储在印痕匙且特别是牙齿印痕匙中或者通过电缆、USB 或无线电传递到中心 PC 上, 在这里可以将这些数据用于进一步的处理。

[0044] 另一个优点在于, 为了继续处理可以在线将数据直接发送到牙科实验室。

[0045] 另一种优选的改进在于, 将印痕匙设计成用于 X 射线屏蔽装置的载体或作为其起作用。此外还可以将至少在应用在测量空间或治疗空间中的区域或部分中的印痕匙的材料设计成 X 射线无法透过。

[0046] 此外优选的是, 在印痕匙中集成时间测量装置, 其中, 特别是为时间测量装置配设视觉上的和 / 或听觉上的报告装置和 / 或显示装置。

[0047] 还有另一种优选的设计在于, 集成有蓄电池, 其特别是在必要时可通过 USB 接口充电。

[0048] 还有利的是, 设置符合人体工学的把手。

[0049] 另一种优选的设计在于, 包括探测单元和容纳单元, 其具有基板、框架、内界面和传感器装置。此外探测单元和容纳单元还优选通过特别是 U 形保持板可松开地与把手 (10) 连接, 和 / 或印痕匙或至少基板、框架、内界面和传感器装置的表面具有涂层或设计成没有细菌附着在其上或其上的细菌自动被消灭, 和 / 或至少基板、框架、内界面和 / 或传感器装置在大小上可调节。

[0050] 此外优选可以设置成, 包括加热装置, 特别是用于影响印痕体 (14) 的流动特性或提供专门的杀菌功能。

[0051] 还有另一种优选的设计在于, 在印痕匙的底面具有针对用于咬合的反颞骨的套准

装置,和 / 或印痕匙设计成能够利用其同时印刻上颌骨和下颌骨。

[0052] 此外在印痕匙中还可以优选设计成,所使用的印痕体、比如特别是玻璃般透明的塑料,可以同时通过研磨用作光学镜头。

[0053] 也可以有利地将传感器装置设计成对于含有一种或多种物质的印痕体起反应,这些物质仅特殊地对于光波起反应或对于特殊的光波起反应。此外优选的是,将传感器装置、探测单元和 / 或容纳单元设计成提供光波,和 / 或将传感器装置设计成通过将物体压入印痕体中能够确定印痕体中改变的透射特性或反射特性。

[0054] 此外可以优选设置成,印痕体是透明的聚醚,优选具有较高的亲水性,或者是一种聚醚基、A-硅基、C-硅-胶体基、聚硫基和 / 或海藻酸钠基的印痕体。

[0055] 还有另一种优选的设计在于,印痕体可再次使用。

[0056] 还优选设置成,印痕体在印痕过程之后对涂敷的介质、比如喷雾或液体起反应,用以实现数据传导和 / 或存储。

[0057] 另一种优选的设计在于,将印痕体选择为,通过输送的电改变其稠度。

[0058] 此外还优选设计成,印痕体是记忆体且相应地施加记忆效应,其中,其在激活之后回到其原始形状中。

[0059] 在另一种优选的设计中可以包括屏幕或显示器和 / 或输入装置,比如特殊的按键。

[0060] 还可以优选设置薄膜,可利用其在印痕过程之间遮盖印痕体,用以防止与唾液或口腔组织 / 口部皮肤的接触和 / 或通过变形传递数据。

[0061] 此外优选的是,在印痕匙中或在印痕匙上设计照相机,用以拍摄病人或至少参考点的图像并且添加到测得的颌骨数据 / 牙齿数据中。

[0062] 本发明还提出一种用于探测结构、布置方式或形状,比如优选用于探测口中或人体中的牙齿结构、布置方式或形状的方法,其中,将可变性的印痕体引入口中或身体中且在此将在建立印痕时至少一个物理特性和 / 或印痕体的大小变化时直接以空间分辨的方式传递到传感器装置上并且由传感器装置探测到以及进一步以适合于电子数据处理的形式提供。

[0063] 由此可以以简单、可靠和准确的方式根据数据数字化三维地探测口中或人体中的牙齿结构、布置方式或形状。

[0064] 优选传感器装置在印痕体上探测:

[0065] - 射线穿透性和 / 或射线吸收性的变化、特别是透光性和 / 或光线吸收性的变化,

[0066] - 导电性的变化,

[0067] - 压力的变化,特别是由于压力的变化引起的传导性的变化,

[0068] - 变形,

[0069] - 横截面变化或密度变化,

[0070] - 电阻变化,和 / 或

[0071] - 密度变化和 / 或外来原子的分布的变化,特别是通由于密度变化和 / 或外来原子的分布的变化引起的导电性或光学传导性的改变。

[0072] 此外优选的是,在传感器装置的出口一侧耦接接口装置,用以将由传感器装置生成的数据以适合于电子数据处理的形式传输,其中,接口装置优选包含 USB 接口装置。



[0073] 还优选包含存储装置,特别是可脱耦的存储装置,其连接在接口装置后面,优选作为芯片或存储盘。

[0074] 此外优选包含连接装置,特别是无线连接装置,其连接在接口装置后面,优选作为蓝牙装置、红外线装置和 / 或无线电装置。

[0075] 此外,印痕体可以将有关在印刻到假牙或人体中的另一种结构上时的变化以及其特性的数据传递到印痕匙且特别是牙齿印痕匙的外表面和内表面上的传感器装置上。

[0076] 优选将获得的数据直接存储在印痕匙且特别是牙齿印痕匙中或者通过电缆、USB 或无线电传递到中心 PC 上,在这里可以将这些数据用于进一步的处理,和 / 或可以在线将数据直接发送到牙科实验室用于继续处理。

[0077] 另一种优选的方法变型在于,首先利用第一种印模材料建立第一印痕,然后利用比如附加的或可替换的稀薄流动的印模材料建立第二印痕,该稀薄流动的印模材料在组合应用中必要时再次将信息传递到第一印模材料上。此外,还优选以不同的印痕匙使用第二印模材料。

[0078] 但优选也可以设置成,印痕体由三种不同的印模材料组合而成,它们不会相互混合,具有不同的颜色,不同的透射特性和 / 或反射特性,或者印痕体由多个相叠设置的特别是不同颜色的薄膜构成。

[0079] 还有另一种优选的设计在于,用于制造用于义齿部分、牙齿结构、牙齿和牙齿部分的假体,首先在处理前制作现有状态的印痕且因此测定相应的数据,之后进行处理,比如磨除病变的牙齿,由此重新制作新状态的印痕并且测定新状态的相应的数据,之后通过匹配法和 / 或差分法制造假体、比如刚好具有来自两个印痕过程的数据的内部形状和外部形状以及内部尺寸和外部尺寸的牙冠或齿桥。

[0080] 本发明还涉及一种用于探测人体或动物体、特别是牙齿或义齿的三维结构的设备,具有以下部件:

[0081] 用于印痕体的载体,

[0082] 设置在载体上的印痕体,

[0083] 至少一个发光单元,其设计用于将光线发射到印痕体中,以及

[0084] 至少一个传感器单元,其设计用于探测从印痕体中发出的光线且由此以空间分辨的方式产生原始数据。

[0085] 从印痕体中发出的且由传感器单元探测到的光线可以是由于印痕体和射入的光线之间的交互作用引起的光线,其由需测量的结构反射,或者是由这些现象组合所引起的光线。

[0086] 在本发明的一种设计中,印痕体具有至少一种材料,其从由荧光材料、磷光材料、光散射材料和光反射材料构成的组中选出。

[0087] 在上述措施的一种设计中,印痕体具有至少一种材料,其从由荧光材料和磷光材料构成的组中选出,其中,至少一个发光单元设计成发出一种波长的光线,该波长位于荧光材料和 / 或磷光材料的激励范围中。

[0088] 在本发明的一种设计中,印痕体在至少一个波长范围中是光学透明的。

[0089] 在上述措施的一种设计中,发光单元发出一种波长的光线,该波长位于印痕体的光学透明的波长范围中。

[0090] 在本发明的一种设计中,至少一个发光单元具有光源,该光源从由 LED、RGB-LED、OLED 和激光 LED 构成的组中选出。

[0091] 在本发明的一种设计中,至少一个发光单元设计用于将标准格式 (Muster) 投影到印痕体中。

[0092] 在本发明的一种设计中,印痕体具有一种标准格式,其被应用于印痕体上和 / 或加入到印痕体中。

[0093] 在本发明的一种设计中,至少一个发光单元设计用于发出脉冲的光。

[0094] 在上述措施的一种设计中,原始数据包含以空间分辨方式的光线运行时间数据。

[0095] 在本发明的一种设计中,原始数据包含以空间分辨方式的明暗度数据。

[0096] 在本发明的一种设计中至少一个传感器单元具有大量玻璃纤维以及至少一个光学传感器,其中,玻璃纤维的一个端部对准印痕体以及玻璃纤维的另一个端部对准至少一个光学传感器。

[0097] 在上述措施的一种设计中,该至少一个光学传感器从由 CCD- 芯片和 CMOS 芯片构成的组中选出。

[0098] 在本发明的一种设计中,该装置还具有用于存储由至少一个传感器单元产生的原始数据的存储单元。

[0099] 在本发明的一种设计中,该装置还具有用于从由至少一个传感器单元产生的原始数据中产生图像数据的计算单元。

[0100] 在本发明的一种设计中,该装置还具有用于将由至少一个传感器单元产生的原始数据或由计算单元产生的图像数据传递到数据处理单元上的界面。

[0101] 本发明的其它优选的和 / 或有利的的设计从权利要求和其组合中以及整个申请文件以及特别是在说明书和附图中的实施例的说明和展示中给出。设备特征和方法特征也分别从方法或装置的说明的类似转换中得出。

## 附图说明

[0102] 下面参照附图借助于实施例示例性详细描述本发明。其中：

[0103] 图 1 为用于阐述本发明的上颌骨的示意性立体视图，

[0104] 图 2 为以具有探测单元、容纳单元、U 盘、无线电单元和存储介质的牙齿印痕匙形式的印痕匙的示意性立体视图，

[0105] 图 3 为以填充有印痕体的以图 2 中的牙齿印痕匙形式的印痕匙的示意性立体视图，

[0106] 图 4 为上颌骨和以图 3 中的牙齿印痕匙形式的且紧邻印痕过程之前的印痕匙的示意性前视图，

[0107] 图 5 为在以图 3 中的牙齿印痕匙形式的在印痕过程之后的印痕匙中的印痕体中的上颌骨的阴模的示意性俯视图，

[0108] 图 6 为印痕过程之后的印痕体的示意性横截面示图，

[0109] 图 7 为印痕过程之后的以图 3 中的牙齿印痕匙形式的印痕匙中的印痕体的另一个示意性截面图，

[0110] 图 8 为与图 5 相符的在印痕过程之后的以图 3 中的牙齿印痕匙形式的印痕匙中的

印痕体中的上颌骨的阴模的示意性俯视图，

[0111] 图 9 为 PC 中的数据的数据的示意图，

[0112] 图 10 为在制造机器、比如铣床、特别是借助于 CAM 由 PC 控制的 CNC- 铣床中制成的模型的示意图，

[0113] 图 11 为借助于测定的、获得的和处理的数据特别是尽可能自动化制造完成的模型的示意性立体视图，

[0114] 图 12 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的另一个实施例的示意性立体视图，

[0115] 图 13 为带有额外的细节图的以图 12 中的牙齿印痕匙形式的印痕匙的另一个实施例的示意性立体视图，

[0116] 图 14 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的另一个实施例的示意性立体视图，

[0117] 图 15 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的另一个实施例的一个细节的示意性立体视图，

[0118] 图 16 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的又一个实施例的示意性立体侧视图，

[0119] 图 17 为以图 16 中的牙齿印痕匙形式的印痕匙的示意性仰视图，

[0120] 图 18 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的另一个实施例的另一个细节的示意性立体视图，

[0121] 图 19 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的又一个实施例的示意性立体视图，

[0122] 图 20 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的又一个实施例的示意性立体视图，

[0123] 图 21 为应用在病人身上的以牙齿印痕匙形式的印痕匙的另一个实施例的示意性立体视图，

[0124] 图 22 为根据图 21 的以牙齿印痕匙形式的印痕匙的实施例的示意性立体视图，

[0125] 图 23 为带有设置在其上的印痕体的用于印痕体的载体，

[0126] 图 24a-c 为在印痕过程之前、期间和之后的配有标准格式的印痕体，

[0127] 图 25 为以牙齿印痕匙形式的印痕匙的另一个实施例的示意性立体视图，

[0128] 图 26 为图 25 的印痕匙的示意性立体视图，

[0129] 图 27a-b 为可在图 25 的印痕匙中使用的几何测量方法的示意图，以及

[0130] 图 28 为可在图 25 的印痕匙中使用的几何测量方法的另一个示意图。

[0131] 借助于下面的描述以及在附图中展示的实施例和应用例仅示例性地详细描述本发明，即其不限于这些实施例或应用例或各个实施例和应用例内的各种特征组合。方法特征和设备特征类似地从设备说明和方法说明中给出。

[0132] 结合具体实施例说明和 / 或展示的各个特征不限于这些实施例或具有这些实施例的其余特征的组合，而是可以在技术可能的范畴中以各种其它的变型（即使其在本申请文件中没有特别描述），且特别是其它实施例的特征和设计进行组合。

[0133] 在各附图和绘制的图表中相同的附图标记表示相同或类似的或作用相同或类似的部件。借助于附图也明确了那些未配有附图标记的特征，不管这些特征是否在下文中描述与否。另一方面还有一些特征，它们包含在本说明书中但在附图中不可见或未示出，但对于本领域技术人员而言是很容易理解的。

[0134] 设备特征和方法特征分别从方法或设备的图示的和书写的展示中给出。

## 具体实施方式

[0135] 图 1 展示了针对本发明的许多应用中的一种示例性的具有牙齿 2 的人体上颌骨 1 的立体示意图,以阐述本发明,为了更好地观察起见示出了细节。

[0136] 在图 2 中展示了以牙齿印痕匙 4 形式的印痕匙 3 的示意性立体示图,其同样起到探测单元 5 和容纳单元 6 的作用,为此印痕匙 3 包含传感器装置 7,以及包含带有 USB 接口 9 的突起 8,以便能够将所获得的数据通过该突起直接传递到比如 PC(未示出)上。数据传递的可能性除了附加于或代替 USB 接口 9 之外还可以通过集成的或可连接的无线电单元(未示出)或可以通过比如集成的或可连接的蓝牙装置或红外线装置(未示出)实现。必要时可以代替地或同样地将无线电单元或蓝牙装置置入突起 8 中。另一种用于数据传递的可能性可如下实现,其中,采用交互存储介质(未示出),其被设计成突起 8,置入其中或可连接在其上或可连接在以另一种方式设计的合适的、印痕匙 3 的接口(未示出)上,比如常见的 U 盘(未示出)或芯片(未示出)。突起 8 还同时起到把手 10 的作用,在其上可以抓住用于引入以及对齐到和定位到人的在整个或部分需探测的颌骨的口部区域、比如图 1 的上颌骨 1 中的印痕匙 3,这使得印痕匙 3 的操作变得容易且由此使所采用的部件数量最小化。此外,突起 8 可以从印痕匙 3 上取下。

[0137] 以牙齿印痕匙 4 形式的印痕匙 3 包含基板 11、框架 12 和内界面 13,传感器装置 7 根据具体实施例(下文中对此详细描述)的结构方式和工作方式的不同被配设给基板 11、框架 12 和/或内界面 13。只要牙齿印痕匙 4 刚好看上去如常见的牙齿印痕匙一样,则是有利的,因为由此其可以以常见的方式操作。因此成形基板 11、框架 12 和内界面 13,以引入口部空腔(未示出)中以及在此使用并且与上颌骨 1 匹配。

[0138] 图 3 展示了图 2 中的以牙齿印痕匙 4 形式的印痕匙 3 的示意性立体视图,其中以常见的方式填充了合适的印痕体 14,即比如以用于迄今的常见的印模技术的弹性的印模体。

[0139] 印痕匙 3 或在该实施例中牙齿印痕匙 4 的特别之处在于将可变形的印痕体 14 和传感器装置 7 组合在一起。该组合如此选择,即借助于传感器装置 7 以空间分辨的方式探测在建立比如上颌骨 1 或图 1 中的至少一个牙齿 2 的印痕时印痕体 14 的至少一个物理特性和/或大小的变化并且以适合于需电子的数据处理的形式提供,从而获得数据,从这些数据中可以确定比如上颌骨 1 或图 1 中的至少一个牙齿的 3D 数据,之后将该 3D 数据用作计算机辅助地制造假体。

[0140] 优选传感器装置 7 在印痕体 14 上探测:

[0141] - 射线穿透性和/或射线吸收性、特别是透光性和/或光线吸收性的变化,

[0142] - 导电性的变化,

[0143] - 压力的变化,特别是由于压力的变化引起的传导性的变化,

[0144] - 变形,

[0145] - 横截面改变或密度变化,

[0146] - 电阻变化,和/或

[0147] - 密度变化和/或外来原子的分布的变化,特别是通由于密度变化和/或外来原子的分布的变化引起的导电性或光学传导性的改变。

[0148] 图 4 展示了紧邻印痕过程之前的上颌骨 1 以及图 3 中的以牙齿印痕匙 4 形式的印痕匙 3 的示意性前视图,该印痕过程如下实现,如在建立迄今为止通常的印痕时(在上颌骨

1 的情况下) 将印痕匙 3 从下面按压到上颌骨 1 上, 从而将上颌骨 1 的牙齿 2 压入印痕体 14 中。在常见的印痕体中也确保了至少在建立印痕的开始时间内存在足够的流动特性, 从而在印刻牙齿 2 时也将印痕体挤入空隙 (未示出) 中, 这对于本发明的印痕体 14 也是有利的。但在常见的印痕体中必须在任何情况下实现硬化, 之后才能将常见的印痕体连同印痕匙 3 从上颌骨 1 上松开以及取出, 因此使其以从上颌骨 1 的牙齿 2 上取下的常见的印痕体形式保留, 从而能够以该形式制造现有技术中常见的上颌骨 1 的牙齿 2 的石膏模型。

[0149] 在图 5 中展示了图 3 中的以牙齿印痕匙 4 形式的印痕匙 3 中的印痕体 14 中的上颌骨 1 的阴印模在印痕过程之后的示意性俯视图, 其中, 在印痕体 14 中产生了对应于模制的上颌骨 1 的牙齿 2 的空隙 15。图 6 以单独示图示出了印痕过程之后的印痕体 14 的示意性横截面视图, 具有对应于模制的上颌骨 1 的牙齿 2 的压入的空隙 15, 以及图 7 在图 3 中的以牙齿印痕匙 3 形式的印痕匙 3 中的印痕体 14 的另一个示意性截面图中展示了在印痕过程之后的图 1 中的上颌骨 1 的一部分的印痕。通过图 7 中的弧线 16 展示了印痕体 14 内部的变形, 该变形通过在印痕过程中印刻上颌骨 1 的牙齿 2 而导致印痕体 14 的变形产生并且导致了印痕体 14 的或印痕体 14 中物理特性和 / 或大小的改变, 这又被传感器装置 7 探测到, 由此实现了传感器装置 7 结合印痕体 14 作为探测单元 5 和容纳单元 6 的功能。根据在印痕体 14 中通过印刻上颌骨 1 的牙齿 2 所利用的以及由传感器装置 7 探测到的效应的不同, 以及根据印痕体 14 和传感器装置 7 的类型不同, 代替变形还可以将弧线 16 象征性地理解为单独的压力区域、透明区域、导电区域、集中区域等等。

[0150] 如图 5 一样, 图 8 中也展示了在印痕过程之后的图 3 中的以牙齿印痕匙 4 形式的印痕匙 3 中的印痕体 14 中的上颌骨 1 的阴印模的示意性俯视图。对于通过传感器装置 7 结合印痕体 14 获得的数据, 可以在 PC17 上以合适的软件完成制图、编辑和处理, 如在图 9 中的 PC17 的显示屏 18 上在编辑的图形中显示了通过印痕过程取下的图 1 中的上颌骨 1 的 3D 数据的示意图。从由传感器装置 7 结合印痕体 14 获得和测定的数据的编辑和处理中、即由探测单元 5 和容纳单元 6 的数据中得到了一个结果, 其通过在 3D 铣床或类似设备 (未示出) 中建立的模型 19 的示意图示出。优选比如借助于 CNC 铣床通过由 PC17 控制的 CAM 实现模型的制造。由此可以根据图 11 中示意性立体视图将制成的图 1 中的上颌骨 1 的模型 19 在很大程度上且特别是完全自动化地生产, 因此该模型借助于测定的、获得的和处理的数据在没有 (如按照常见的印痕过程所需的) 手动的实验室工作的情况下建立。

[0151] 通过本发明实现了直接在病人口中或一般的在需要制造假体的实际的位置中获得针对上颌骨 1 的模型 19 的自动化制造所需的 3D 数据。同时, 无所谓数据已经由探测单元 5 和容纳单元 6 由传感器装置 7 结合印痕体 14 作为普遍的 3D 数据提供, 或者是否由此获得的数据格式、比如在通过 USB 连接、无线电、蓝牙、红外线等等向 PC17 传递之后才被转换成实际上可更广泛地使用的 3D 数据, 为此 PC17 也很容易地提供所需的计算容量, 或者必须相应地被选择。也无所谓是否 PC17 在现场, 即可以在牙科或颌骨科的诊所中采取或实施印痕匙 3 的数据的继续处理, 或者是否 PC17 仅用于从印痕匙 3 接收数据以及将数据传导到特殊的计算机、比如实验室中的 PC17 上, 这可以容易地在线完成, 从而使对于建立模型所需的数据在任何情况下快速地、成本低廉地以及可靠地到达实验室, 在实验室中完成模型 19 的建立, 这通过将图 8 到图 9 记载的“将数据输入实验室”来展示。

[0152] 在不限制的情况下也可以在牙科或颌骨科的诊所中非中心地实现印痕匙 3 的数

据的继续处理直至完成模型 19,从而使病人能够在可能时甚至同时被供给模型 19 或更好地说制成的假体。在任何情况下由计算机辅助的数据采集用于自动化制造的步骤通过在图 9 和 10 之间记载的“数据进行继续处理”示出。从图 10 到图 11 的记载“制造工作”表示,制成的模型 19,其代表需制造的假体,位于探测过程的结尾直至制造过程。

[0153] 显而易见,以利用根据本发明的印痕匙 3 的前述方式不仅相对于所有现有技术大大简化和加速了整个颌骨模型或假体的制造,而且可以是比如在牙科中常见的应用、特别是一个个牙齿和牙齿部分的假体或一些牙齿和牙齿部分的组的假体、比如齿桥和牙冠中的应用,在这其中具有巨大的应用潜力。

[0154] 根据本发明,为了制造用于义齿部分、牙齿结构、牙齿和牙齿部分的假体,首先在处理之前制作现有状态的印痕,即测定相应的数据。之后进行处理,比如磨除病变的牙齿。由此重新制造新状态的印痕,即测定新状态的相应的数据。通过匹配和差分法(它们都是通常的和公知的)可以从两个印痕过程中得出的数据中制造假体、比如刚好具有内部形状和外部形状以及内部尺寸和外部尺寸的牙冠或齿桥。

[0155] 作为本发明的一种改进,可以将印痕匙 3 比如作为用于红外线屏蔽装置的支架使用。印痕匙 3 的材料可以至少在位于测量或处理空间的区域或部分中设计成,红外射线无法穿过。

[0156] 为了在印痕过程中较容易地跟踪与时间关系重大的或取决于时间的过程,可以在印痕匙 3 中集成时间测量装置(未示出),其配设有视觉上的和/或听觉上的报告装置和/或显示装置(未示出)。对于在印痕匙 3 中或印痕匙 3 上的这些或其它电驱动的装置有利的是,其具有 USB 接口 9,这是因为通过 USB 接口比如可以以简单的方式实现需驱动电装置优选使用的蓄电池的充电。

[0157] 印模方法可以在多级中完成。比如可以首先利用第一印模材料建立具有“粗略形状”的第一印痕,然后利用比如附加的或可替换的稀薄流动的印模材料建立第二印痕,该稀薄流动的印模材料在组合应用中必要时再次将信息传递到第一印模材料上获得精确数据记录。该步骤的优点在于减小每次印痕过程的数据量,这实现了最后获得的 3D 数据的更容易的和更快速的以及在一些情况下也更加准确的建立。第二印模材料也可以利用不同的印痕匙 3 使用。特别是“印痕体 14”的概念代表一种或多种材料,它们可以同时或先后使用。印痕体 14 可以比如也可以由三种不同的印模材料组合而成,这些印模材料无法相互混合,具有不同颜色、不同的透射特性和/或反射特性,从而可以从每种材料中获得专门的数据以及必要时获得专门的信息。印痕体 14 也可以由多种相叠设置具有不同颜色的薄膜构成。

[0158] 在图 12 和 13 中展示了印痕匙的另一种设计,其中,其重点在于符合人体工学地成形的把手 10 上。如从图 12 和 13 的比较中可见,印痕匙 3 还设计成,探测单元 5 和容纳单元 6 连同基板 11、框架 12、内界面 13 和传感器装置 7 通过优选 U 形的保持板 21 可松开地与把手 10 连接。由此可以将所有与病人口中空腔有关的所有技术元件从印痕匙 3 的剩余部分取下并且也可以特殊地进行清洁和杀菌。印痕匙 3 的表面或至少基板 11、框架 12、内界面 13 和传感器装置 7 的表面可以涂层或设计成,没有细菌附着在其上或其上的细菌自动被消灭,如通过图 14 中的涂层 22 所示。

[0159] 根据图 15 中所示的另一种实施例可以将印痕匙 3 设计成,至少基板 11、框架 12、内界面 13 和/或传感器装置 7 在尺寸上可调节,用以实现与单独病人情况最佳地匹配,比

如通过箭头 A、B 和 C 表示。

[0160] 印痕匙 3 也可以是可加热的,用以影响印痕体 14 的流动特性,或者提供专门的杀菌功能。

[0161] 在印痕匙 3 的底面可以具有针对用于咬合的反颞骨的套准装置,由此可以在 PC 中后续处理所获得的数据时是颌骨相互对应。但也可以将印痕匙 3 设计成,如从图 16 和 17 中所示,利用其能够同时模制上颌骨和下颌骨。

[0162] 印痕匙 3 也可以设计成,将所使用的印痕体 14、比如玻璃般透明的塑料,同时地通过研磨作为光学镜头使用。这种镜头 23、24 和 25,如示意性在图 18 中的一些变型中所示,可以设计成,比如镜头 23 投影或拍摄需识别的物体上的条纹图案。此外也可以使用玻璃纤维,其自由端被磨光,从而获得镜头 24,其通过倾斜的透光面在旋转时探测不同的区域,或者获得镜头 25,其产生射线扩展。

[0163] 印痕体 14 可以包含一种或多种物质,它们仅特殊地对光波或对于特殊的光波起反应,该光波由传感器装置 7 或探测装置 5 和 / 或拍摄装置 6 提供,以便能够根据本发明以空间分辨的方式确定通过将上颌骨 1 的牙齿 2 压入印痕体 14 中在印痕体 14 中改变的透射特性或反射特性。如果采用另一种印痕体 14,其不含油这种添加物,则传感器装置 7 无法测定数据或借助于其无法传递数据。

[0164] 印痕体 14 可以是透明的聚合物,优选具有较高的亲水性。印痕体 14 也可以是聚醚基、A-硅基、C-硅-胶体基、聚硫基和 / 或海藻酸钠基的印痕体。优选印痕体 14 根据所采用的应利用传感器装置 7 探测到的效应是透明的,从而可以利用某一些波长的光折射率、透明度、穿透性。

[0165] 虽然印痕体 14 可以为了再次使用进行清洁和杀菌,但再次使用可能性不是必须的。

[0166] 可以采用一种印痕体 14,其在印痕过程之后对涂敷的介质、比如喷雾或液体起反应,用以产生数据传导和 / 或存储。印痕体 14 也可以选择为,通过输送的电能改变其稠度(Konsistenz)。印痕体 14 也可以设计成,其是记忆体和相应地实施记忆效应,其中其在激活之后返回到原始形状中。

[0167] 因此提供了大量的效益,它们可以单独地或在组合中为了传感器装置 7 感知印痕体 14 的变化。此外也可以考虑印痕体 14 的其它特性,用以实现尽可能简单、快速和准确的使用和印痕过程。

[0168] 印痕匙 3 本身也可以设计有显示屏 26 或显示器以及输入装置、特别是按键 27,用以检测使用以及使使用变得容易,如图 19 清晰所示。

[0169] 根据图 20 的实施例还可以设置薄膜 28,利用该薄膜在印痕过程之前遮盖印痕体 14,用以防止与唾液或口部组织 / 皮肤的接触和 / 或通过变形传递数据。

[0170] 此外可以在印痕匙 3 中或在印痕匙 3 上设置照相机 29,用以拍摄病人图像或至少参考点并且添加到所测定的颌骨数据 / 牙齿数据中,由此总体上实现了所获得的数据与病人头部的对应,如图 21 和 22 所示。

[0171] 虽然前面主要参考在牙科应用中的根据本发明的印痕匙 3 的应用,但根据本发明的技术不限于这些应用,而是可以有利地在动物、植物、敞开的身体部位、内耳、其它空腔以及也可以在机器部件和结构元件中通过印模提供数据,在本发明的认知下无需为此进行专

门的创造性劳动。

[0172] 本发明借助于说明书和附图中的实施例仅示例性展示且不限于此，而是包括所有变形、修改、替换和组合，它们可由本领域技术人员从本申请文件中特别是在权利要求和该说明书的前言中的大体介绍以及实施例的描述和附图对实施例的示图的范畴中获得且以其专利人员的知识以及现有技术、特别是文章开头所述的特有的公开文献的公开内容中组合而成。特别是本发明和其实施变型的所有单独的特征和设计可以组合。

[0173] 本发明的另一个目的是一种未固化的印模体。

[0174] 在牙科实践中，一般使用印模材料对牙齿或颌部进行解剖学塑模，以评价、诊断、计划和监控防护、修复以及颌骨矫形工作匹配的精确度。在此情况下通过采取所谓的解剖学印模所获得的是颌骨以及牙齿在解剖快照中的大致形状。在将解剖印模与石膏悬浮剂一起灌注后，牙科医生随后获得所谓的研究模型、诊断模型、文件模型、工作和计划模型。为了在更大范围修复工作的情况下表现所谓对接颌骨 (Gegenkiefer)，也制作对接颌骨的模型，其通过使用藻酸盐获取印模而得到。

[0175] 一类牙齿印模材料以加成 - 交联硅氧烷为代表，其目前作为用于制作置换牙齿制造用的超精密工作模型的精密印模材料使用。这样的体的性能描述在例如标准 ISO 4823 和 ADA 19 中。加成 - 交联硅氧烷描述在例如 US-A-4035 453 中。

[0176] 商用加成 - 交联硅氧烷印模体典型地以两部分的形式存在，其由基质膏和催化剂膏组成，其中出于稳定性的原因而将反应性组分彼此间隔分开。该材料在将两种膏以精确限定的体积比例混合后固化。

[0177] 也使用缩合 - 交联硅氧烷，即所谓的 C- 硅氧烷。

[0178] 反应性印模体的一个缺点是通常它们必须在使用前将两种组分混合在一起，需要遵守精确计量的量。在牙科中所必需的混合以及固化时间构成了对牙科医生工作的阻碍。

[0179] 其它普遍的牙齿印模体基于反应性聚醚。这种印模体描述在例如 DE 19753456 A1 和 EP 0865784 A2 中。同样使用的是具有通过胶凝固化的天然聚合物如藻酸盐或琼脂的印模体。

[0180] 迄今所采用的全部牙齿印模体都是固化性体，它们不便处理。此外，反应性体的保质期有限。

[0181] 本发明的目的是提供一种备选的印模材料和印模获取方法。

[0182] 该目的已经通过包含没有反应性基团的物质、或者由于没有添加催化剂而在使用条件下不固化的印模体实现。

[0183] 这种印模体基于具有较大或较小粘度的液相，不含具有反应性基团的物质，或者包含由于印模体的组成而在使用条件下不交联的物质。印模体不含用于交联或固化反应的催化剂。印模体通常基于在室温为液体的物质，如液体硅氧烷（有机聚硅氧烷）、聚醚、烃类（例如油类）、植物油或液体混合物。以下称为液相。相应的或其它固体物质可以溶解在液相中。

[0184] 液体硅氧烷是例如硅氧烷油类，如线型、非反应性的聚二甲基硅氧烷。

[0185] 聚醚是例如聚乙二醇、聚丙二醇或混合的聚醚（例如由四氢呋喃结构单元和环氧乙烷和/或环氧丙烷结构单元组成）。在液相中可以存在例如与固体聚醚组合的液体聚醚。

[0186] 合适的烃类，直链或支链，优选饱和的，非挥发性液体烃类是例如，液体链烷烃、正



链烷烃、异链烷烃。矿脂,即一种固体和液体烃类的软膏混合物,其可以用作液相。液相有利地包含惰性稀释剂。作为惰性稀释剂,使用聚醚型多元醇,如,例如,聚丙二醇或者与四氢呋喃单元和/或与环氧乙烷和/或环氧丙烷单元的混合聚醚醇;聚酯型多元醇,如,例如,聚己内酯二醇和聚己内酯三醇,聚碳酸酯二醇,脂族酯,油类,脂肪类,蜡类,脂族烃类,芳代脂族烃类,和一元酸或多元酸如酞酸或柠檬酸的单官能酯或多官能酯,或者烷基磺酸和芳基磺酸的酯或酰胺。

[0187] 印模体通常包含液相,一种或多种填料,任选其它配料,助剂和染料或颜料。

[0188] 液相的基本物质以及填料优选是透光的,有利地在宽的波长范围内,例如在 200 至 700nm 或 300 至 700nm 是透光的。对于某些类型的辐射例如在 UV 范围内的辐射,在可见光范围(vis 范围)内或者在 UV/vis 范围的辐射,在红外范围(IR 范围)内、在近红外范围内的辐射,乃至 x- 辐射的透明性或部分透明性,对于特定应用,尤其在与印模的 3D 记录的光学方法结合的情况下,是令人感兴趣的。

[0189] 具体印模体或它们的基本组成由惰性液体如硅氧烷油或液体链烷烃和无色金属氧化物组成,所述无色金属氧化物具体为沉淀法或热解法二氧化硅。它们适于使用光学传感器的应用。

[0190] 根据本发明的基于硅氧烷的印模体包含例如下列成分:

[0191] (a) 一种或多种有机聚硅氧烷,其优选没有反应性基团,

[0192] (b) 填料,

[0193] (c) 任选其它配料,助剂和染料,

[0194] (d) 任选亲水化试剂,

[0195] 印模体不含用于交联反应的催化剂。

[0196] 基于印模材料的总质量,组分(a)的量通常为 30 重量%至 80 重量%,优选 60%重量至 80 重量%。选择印模材料的组分和它们的量,使得复合物通常具有小于 45,优选 <40 的根据 DIN 53505 测定的肖氏 A 硬度,以及 31 至 39mm 的根据 ISO 4823 测定的稠度。

[0197] 优选具有三有机甲硅烷氧基端基的二有机聚硅氧烷作为组分(a)。

[0198] 聚合物优选具有在 25°C 为 200 至 200 000mPa. s,更优选 1000 至 10 000mPa. s 的粘度。

[0199] 特别优选具有所示粘度范围的线型聚二甲基硅氧烷或其混合物。

[0200] 合适的组分(a)是没有反应性取代基的聚合物有机硅氧烷。这些优选为直链、支链或环状的有机聚硅氧烷,其中全部的硅原子都由氧原子或者由一价烃基包围,烃基可以是取代的或未取代的。

[0201] 烃基是例如,甲基,乙基,C2-C10 脂族基团(aliphatics),三氟丙基,和芳族 C6-C12 取代基。

[0202] 具有相对高粘度(例如在 25°C 为 1000 至 10 000mPa. s)的硅氧烷和具有相对低粘度(例如在 25°C 为 50 至 1000mPa. s)的硅氧烷的混合物特别优选作为组分(a)。低粘度硅氧烷是例如具有三甲基甲硅烷氧基端基的聚二甲基硅氧烷。基于组分(a)的总质量,低粘度硅氧烷的量为例如 1 重量%至 40 重量%,优选 5 重量%至 40 重量%,更优选 15 重量%至 30 重量%。

[0203] 为了形成亲水性印模体,有利的是添加赋予亲水属性的试剂,或者亲水化试剂,组

分 (d), 从而使整个组合物在潮湿的口腔环境中产生更好的润湿性以及由此产生膏的更好的流动行为。亲水化试剂没有反应性基团。合适的亲水化试剂优选为来自亲水性硅氧烷油类的不可结合的润湿剂, 其描述在 WO 87/03001 中和 EP-B-0 231 420 中, 所述文献的相关公开内容通过引用结合在此。此外, 优选 EP-B-0 480 238 中描述的乙氧基化脂肪醇。而且, 优选的亲水化试剂是从 WO 96/08230 而知的聚醚碳硅烷。还优选的是 WO 87/03001 中描述的非离子、全氟烷基化的表面活性物质。同样优选的是 EP-B-0 268 347 中描述的非离子表面活性物质, 即其中列举的壬基酚乙氧基化物、聚乙二醇单酯和二酯, 失水山梨醇酯, 还有聚乙二醇单醚和二醚。基于全部组分的总重量, 亲水化试剂的用量为 0.1% 重量至 10 重量%, 优选 0.2 重量% 至 2 重量% 并且更优选 0.3 重量% 至 1 重量%。

[0204] 可以用作组分 (b) 的填料包括 BET 表面积至多为  $50\text{m}^2/\text{g}$  的非增强填料, 如石英, 方石英, 硅酸钙, 硅酸锆, 蒙脱石如膨润土, 沸石包括分子筛, 如钠铝硅酸盐, 金属氧化物粉末如氧化铝或氧化锌或其混合氧化物, 硫酸钡, 碳酸钙, 石膏, 粉末状玻璃和粉末状塑料。可能的填料还包括 BET 表面积大于  $50\text{m}^2/\text{g}$  的增强填料, 如, 例如, 热解法或沉淀法二氧化硅, 以及具有大 BET 表面积的混合硅铝氧化物。所陈述的填料可以通过例如用有机硅烷和 / 或有机硅氧烷处理, 或者通过羟基至烷氧基的醚化而疏水化。可以使用一种填料; 也可以使用至少两种填料的混合物。优选选择粒度分布, 使得不存在粒度  $>50\ \mu\text{m}$  的填料。填料 (b) 的总量处于 10% 至 80%, 优选 30% 至 60% 的范围内, 通过选择填料的量使得不超过  $<45$  的复合物的肖氏 A 硬度。

[0205] 特别优选的是增强填料和非增强填料的组合。在此情况下, 增强材料的量在 1 重量% 至 10 重量%, 特别是 2 重量% 至 5 重量% 的范围内。所述整个范围的余量, 即 9 重量% 至 70 重量%, 特别是 28 重量% 至 55 重量%, 由非增强填料形成。

[0206] 优选的增强填料是热解法制备的高分散二氧化硅, 其优选通过表面处理而变得疏水。所述表面处理可以使用例如二甲基二氯硅烷, 六甲基二硅氮烷, 四甲基环四硅氧烷或聚甲基硅氧烷进行。合适的热解法二氧化硅的表面积优选  $>50\text{m}^2/\text{g}$ , 特别是 80 至  $150\text{m}^2/\text{g}$ 。表面处理的热解法二氧化硅的存在有助于调节稠度以及改善膏的耐下垂性。在  $<1$  重量% 的量, 通常无法确定对于耐下垂性的任何可察觉的作用;  $>10$  重量% 的量通常导致膏的过度稠化, 这意味着无法再获得足够的流动性。合适的产品描述在例如 Degussa 即现在的 Evonik Degussa 的产品手册中 (Aerosil 产品, 颜料篇系列, 第 11 号, 第 5 版, 1991 年, 第 79 页中, 以及 Cabot Corp. 的产品手册中 (Cabosil 产品, “CAB-0-SIL Fumed” silica in Adhesives and Sealants, Cabot, 1990)。

[0207] 特别优选的非增强填料是石英、方石英和钠铝硅酸盐, 它们可以是表面处理过的。表面处理原则上可以用如增强填料的情况中所描述的方法进行。

[0208] 其它填料为硅藻土 (diatomaceous earth) 或硅藻土 (kieselguhr)。其由生存在淡水或盐水中的单细胞、显微级的小型藻类 (硅藻类) 以很多种形式形成的二氧化硅骨架组成。该材料通常通过露天采矿提取, 并且也称为纤毛虫土 (infusorial earth), 石粉 (mountain flour) 或杆菌土 (bacilli earth)。以煅烧过的形式采用所述优选使用的硅藻土类型。硅藻土的优选类型是, 例如, 商品名称为下列的产品: “Celatom” (例如由 Chemag 销售), 来自 Johns-Manville 的 “Cellite 219”, “Cellite 499”, “Cellite 263 LD”, “Cellite 281” 和 “Cellite 281 SS”, 还有来自 Dicalite 的 “Diatomite

104”,“Diatomite CA-3”,“Diatomite IG-33”,“Diatomite 143”,“Diatomite SA-3”,“Diatomite183”,还有来自 Ceca 的“Clarcel”产品。

[0209] 此外,根据本发明的印模体有利地包含下列各项作为组分 c):染料,优选荧光染料,颜料或细碎的金属,还有抗氧化剂,防腐剂,脱模剂。本发明的复合物包含这样配料的量为优选 0 重量%至 20 重量%,更优选 0.1 重量%至 1 重量%。

[0210] 印模体有利地包含杀微生物剂或消毒剂如 Chloramin T, Chlorhexidine,精细分散的铜或银。自消毒材料描述在 DE 19814133 A1 中,所述文献通过引用结合在此。消毒剂以例如 3 至 7 重量%存在于印模体中。

[0211] 印模体有利地包含着色剂,所述着色剂包括染料,荧光染料,磷光材料,颜料,发光体系,特别是化学发光体系,以及具有发色团的物质或聚合物。从较狭义来说染料是可溶于液相中的;不溶性染料称为颜料。

[0212] 在印模体中存在的着色剂有利地用于与光学传感器系统结合。当着色剂遍及印模体分布时,采用着色剂的量使得印模体仍然半透明。含着色剂的印模体应当对于在光学测量系统中使用的测量辐射例如 1cm 的光程长度仍然具有良好的透射率。在将着色剂用于印模体的涂层中的情况下,还使用非常高的着色剂密度。着色剂以例如 1 至 5 重量%存在于印模体中。

[0213] 染料为,例如,靛,靛蓝,甜菜碱 (betanoin),叶绿素 a,叶绿素 b,叶绿素 c1,叶绿素 c2,叶绿素 d,绿 S,专利蓝 V (Na 盐),专利蓝 V (Ca 盐),亮蓝 FCF,亮黑 BN,褐 HT,核黄素,玉米黄质,酒石黄,喹啉黄 S,黄橙 S,胡萝卜素,姜黄素,叶黄素,胭脂树橙,角黄素,辣椒黄素,番茄红素,立索尔宝红,偶氮玉红,苋菜红,诱惑红。染料以例如 1 至 5 重量%存在于印模体中。

[0214] 荧光染料为,例如,荧光素类,罗丹明,香豆素,黄连素, chini, DAPI,尼罗红,别藻蓝素,吖啶氰蓝绿,芪,卟啉类(血红素,叶绿素等),尤其是鲁米诺,花,腔肠素 (coelenterazine), latia 荧光素, lucioptery, photinus 荧光素,荧光素,曙红 Y。荧光染料以例如 5 至 20 重量%存在于印模体中。

[0215] 磷光材料大部分是具有低水平的外来物质掺合物的晶体,所述外来物质破坏晶体的晶格结构。通常使用第二族金属以及锌的硫化物,并且掺合少量的重金属盐(例如具有痕量重金属盐的硫化锌)。

[0216] 使用的颜料是,例如,不溶于液相中的有机染料,金属盐,特效颜料,细碎的金属(例如 Cu, Ag, Au)。

[0217] 颜料是,例如,二氧化钛,氧化铁(黄色),氧化铁(红色),氧化铁(黑色)。

[0218] 颜料以例如 1 至 5 重量%存在于印模体中。

[0219] 着色剂还可以是具有发色团的聚合物。这样的聚合物可以是例如改性的硅氧烷或聚醚。

[0220] 化学发光 (chemiluminescence) (也称为化学发光 (chemoluminescence)) 是其中通过化学反应而发射并非热源的在可见光范围内的电磁辐射的过程。广为人知的化学发光体系是,例如,鲁米诺在铁离子或锰离子的存在下被过氧化氢氧化,过氧草酸酯化学发光,和 1,2-二氧环丁烷 (1,2-dioxetane) 的化学发光。化学发光体系优选在印模体或者印模体的压敏涂层中,反应组分以例如微胶囊的形式存在。例如,很少试剂量的化学发光体系组分

通过微胶囊化的常规方法包封在蜡或者其它常规物质中。微胶囊可以例如直接固定为印模体或者薄膜的表面上的薄层（例如粘附结合，粘合，通过静电等），或者可以掺合到涂层材料（例如印模体）中。由于压力，特别是在取印模的过程中，化学发光体系的组分被释放，并且化学发光反应可以在印模区域中发生。化学发光反应中发射的光可以通过传感器系统检测。

[0221] 压敏层、涂层或膜（例如覆盖膜）通常可以与装入微胶囊的着色剂或颜色形成用试剂（例如颜色随 pH 值变化而改变）构造在一起。并非体系的全部组分都需要装入微胶囊。例如可以使一种组分自由存在于层中或者在印模体中。对于印模体的涂层有利的是使用包含成膜聚合物的组合物。充当成膜聚合物的是，例如，聚乙烯醇，聚乙酸乙烯酯，聚乙烯基吡咯烷酮，聚酰胺，聚芳砜及其共聚物。

[0222] 以溶解的形式或者作为分散体使用成膜聚合物。“成膜聚合物”是单独或者在成膜助剂的存在下能够在基底上形成连续和粘附性膜的聚合物，所述连续和粘附性膜可以是膜或者印模体或印模体的层的表面。成膜聚合物是，例如，聚氨酯聚合物。成膜聚合物和成膜组合物描述在例如，DE 60105246 T2，DE 69736168 T2 和 EP 0447964 B1 中，所述文献通过引用结合在此。所述组合物可以包含例如，一种或多种着色剂，一种或多种吸收辐射的聚合物（具有发色团的聚合物）、传导性粒子、磁性粒子或装入微胶囊的物质，尤其是试剂。

[0223] 类似地制备具有不同液相的印模体。

[0224] 印模体优选是半透明的。这对于印模的光学记录是重要的。对于这样的应用，印模体必须对优选 300 至 700nm 波长范围内的光具有足够的透明度。

[0225] 印模体优选是可消毒的并且在高达 200°C 的温度是稳定的。

[0226] 印模体的优点：

[0227] 化学稳定性，易于处理，节省成本，可重复使用。

[0228] 使用一种或多种印模体制备印模体。

[0229] 印模体是包含一种或多种印模体的成形结构体，其可以具有另外的部分或变体。印模体通常具有载体或者以容纳在载体中的形式提供。载体是例如碟形的。

[0230] 在牙科，使用印模体和印模体例如用于印模托。在印模体中，有利地的是组合具有不同属性和性能的印模体。例如组合柔软和较硬的印模体，以使外部区域较硬而印模区域较软（图 23，其中印模体 14' 较硬，而 14 较软）。

[0231] 印模体可以是层状的，例如亮暗的（交替的形式）、不同颜色的水平层。

[0232] 在印模体的层之间可以存在具有网格标准格式或者其它标准格式的膜。

[0233] 有利的是，将特别是具有标准格式如网格线的覆盖膜与印模体一起使用。这显示在图 24 中。图 24a 显示了在取印模之前，具有印模体 14 和带有网格线标准格式的覆盖膜 28 的印模体。在图 24b 中，显示了取印模过程中的中间相，并且在图 24c 中，显示了完成的印模。印模区域中网格线标准格式的变化可以起到帮助印模的三维记录的作用。

[0234] 合适的覆盖膜的实例包括保鲜膜中所采用类型的聚乙烯 -LD 和 PVC 的弹性膜，以及聚氨酯的膜。

[0235] 印模体的表面也可以直接印刷标准格式。

[0236] 下面阐述探测系统。

[0237] 探测系统优选是这样一种探测系统，其借助于声波、特别是超声波，或射线、特别

是光线确定印痕的三维设计。这可以根据不同的工作原理或测量原理实现：以声波或射线实施雷达测量、几何测量和射线吸收。有利的是将两个或多有所述的测量原理组合起来。雷达测量利用比如射线脉冲、特别是光线脉冲反射到印模体或物体的表面上（在反射的射线或反射的声波的运行时间上的距离测量）。几何测量利用光导纤维束的射线入射角（比如光线入射角）的大小与距离的依赖关系。在吸收测量中评价在介质中反射的光射线的吸收与层厚的依赖关系。探测系统具有多于一个测量点，优选三个或更多个测量点且特别是优选具有大量空间上分布的测量点。这种探测系统包括至少一个能量源（比如射线源、声波源、特别是超声波源），至少一个用于能量的传感器或接收器（比如图像传感器或传感器阵列或接收器阵列）以及控制单元和评价单元。特别优选的是光学探测系统。在光学探测系统中有利地采用具有一个或多个图像传感器的光导纤维。光导纤维通常与图像传感器连接，其中，特别有利的是图像传感器的每个像素或一组像素对应一个光导纤维并且在近端结束。探测系统优选包括一个、两个或多个用于印模体的载体或者与一个或多个这种载体连接。背离图像传感器的、光导纤维的另一端优选设置在载体的区域中。也可以将一个或多个图像传感器直接设置在载体的区域中。测量点比如是光导纤维端部或在载体区域中的、图像传感器的像素。

[0238] 载体比如是某种槽或壳，特别是在牙科应用中为 U 形。这种载体比如是所谓的印痕匙。

[0239] 玻璃纤维或聚合物纤维 (POF) 用作光导纤维。光导纤维通常作为束使用。优选采用分类的光导纤维。玻璃纤维也包括具有由石英制成的纤芯的光学纤维。聚合物纤维比如是 PMA/PMMA 纤维。特别柔韧的是聚氨酯纤维。

[0240] 采用 CCD 传感器或 CMOS 传感器作为图像传感器，比如在数码照相机或可拍照手机中所使用的。比如采用具有分辨率为 6 百万像素的每个像素大小为  $5\ \mu\text{m}$  的 CMOS 传感器芯片（尺寸：12.5x12.5mm）。通常将光导纤维束直接耦接到传感器上。优选一个像素与一个光导纤维对应，其中，使用所有传感器像素或仅使用传感器像素的一部分。纤维束有利地通过插接系统与传感器连接。图像传感器通常在像素前没有滤色镜的情况下使用，即图像传感器通常单色运行。

[0241] 为了探测和获取红外线射线可以在载体和印痕体之间、在图像传感器之前在载体上或光导纤维上设置荧光薄膜或类似的（具有荧光材料或磷光材料的）辅助设备。

[0242] 优选采用多个、有利的是不同的射线源。在光学探测系统中比如采用发光二极管 (LED) 作为射线源。采用的 LED 发射 UV 范围中、可见范围或 IR 范围中，即在从比如 200nm 至 900nm 的范围中的光线。有利的是将不同范围或波长的 LED 组合起来。LED 优选脉冲地或有节奏地运行。特别有利的是在测量时采用不同波长的光线脉冲，其中，不同波长的光线脉冲被同时或先后发出。也可以采用激光光线（比如激光二极管）作为射线，其特别是通过可操控的显微镜偏转，其中，显微镜由于可移动性无法设置在印模体中。不同射线源（比如 LED）的射线脉冲可以从不同的地点同时或先后发出。这通常按照特殊的程序完成，相应地由控制单元操控射线源。

[0243] 射线脉冲可以定向地或非定向地发出。在定向的射线发射中射线可以通过可操控的反射镜、特别是显微镜偏转。为此特别适合的是所谓的德克萨斯仪器的 DLP 技术 (DLP：数字显微镜装置)。射线源、比如 LED 可以直接设置在用于印痕体的载体、比如印痕匙上。但射

线也可以比如通过光导纤维或镜子向印痕体传导。在一种优选的实施方式中将相同的或不同的 LED 分布在载体上,比如成排地或带状地分布在印痕体的底面上。射线源优选直接设置在印痕体下方,其因此从下向上发光。

[0244] 借助于一个或多个射线源可以有利地将标准格式,比如光栅线或光栅点投影到印痕体的表面上(包括通过印痕印刻的表面)。为了投影标准格式可以采用特殊设计的 LED。

[0245] 优选光学传感器系统利用射线、特别是射线脉冲或脉冲的射线的反射,用于精确地探测印痕体中的人体部位的印痕的轮廓,以产生人体部位的真实可信的以及比例如实的三维模型。

[0246] 可以在印痕成像期间、在印痕过程中和/或在印痕过程后完成探测,其中,印痕成像的人体部位存在或被撤除。为了探测物体或人体部位的轮廓可以利用印痕成像的所有阶段,即可以拍摄一系列从印痕开始直至完成的印痕。可以比如利用图像传感器每秒拍摄最多 500 张图像。

[0247] 从测量值中通过评价单元建立假对比图像。同时确定三维的浮雕。该系统实现了特别是完全计算机辅助地制造为牙科治疗所需的假牙。

[0248] 光学传感器系统通常用于完全或部分透明的印模体。如果无需印刻人体部位且直接三维地探测人体部位,则代替印模体也可以使用液体(比如水、油、硅油、聚醚)。为了牙科应用,通过印刻的路径是有利的,这是因为通过印痕体将牙龈略微后移。

[0249] 为了测量吸收,印模体有利地包括染色剂、特别是染料或荧光染料,其在液相中溶解。染色剂或射线如此选择,即射线可以被染色剂吸收。对染色剂而言通过穿过介质的路程基于吸收弱化射线。在印模体的界面上反射的射线在印痕的区域中完成印刻之后经过比在印刻之前更小的路程。这样局部地通过印刻改变层厚且因此改变吸收。该效应可附加地或替换地用作确定间距或厚度的雷达测量。类似地可以探测荧光性的改变作为用于改变局部层厚的量度。通过采用不同的射线(比如不同波长的光线)、局部不同的射线源、不同的染色剂或染料以及脉冲长度的变化可以产生大量数据,其可以用于 3D 探测。

[0250] 在印痕过程期间或之后利用该系统的测量在评价中与印痕过程之前的测量进行比较。有利的是借助于位置和尺寸准确已知的物体对系统进行校正。也可以在校正时如在探测时那样采用在印模体表面(比如光栅线的薄膜作为在印痕过程之前和期间的遮盖件)上的固定点或辅助结构。

[0251] 下面借助于图 25 至 28 阐述用于探测人体或动物体、特别是牙齿或义齿的三维结构及其功能的系统的另一个例子。该系统具有以下部件:

[0252] 用于印痕体的载体,

[0253] 设置在载体上的印痕体,

[0254] 至少一个发光单元,其设计用于将光线发射到印痕体中,以及

[0255] 至少一个传感器单元,其设计用于探测从印痕体中发出的光线且由此产生以空间分辨方式的原始数据。

[0256] 为了清晰起见在图 25 中未示出印痕体。

[0257] 在这样一种系统中印痕体可以具有至少一种材料,其从由荧光材料、磷光材料、散射光的材料以及反射光的材料构成的组中选出。

[0258] 在这样一种系统中印痕体可以具有至少一种材料,其从由荧光材料和磷光材料构

成的组中选出,其中,至少一个发光单元设计用于发出一种波长的光线,该波长位于荧光材料和 / 或磷光材料的激励范围中。

[0259] 在这样一种系统中印痕体可以在至少一个波长范围中是光学透明的。

[0260] 在这样一种系统中发光单元可以发出一种波长的光线,该波长位于印痕体的光学透明的波长范围中。

[0261] 在这样一种系统中至少一个发光单元可以具有光源,该光源从由 LED、RGB-LED、OLED 和激光 LED 构成的组中选出。

[0262] 在这样一种系统中至少一个发光单元可以设计用于将标准格式投影到印痕体中。

[0263] 在这样一种系统中印痕体可以具有标准格式,该标准格式被加到印痕体上和 / 或嵌入印痕体中。

[0264] 在这样一种系统中至少一个发光单元可以设计用于发出脉冲的光线。

[0265] 在这样一种系统中原始数据可以包含以空间分辨的方式的光线运行时间数据。

[0266] 在这样一种系统中原始数据可以包含以空间分辨的方式的明暗度数据。

[0267] 在这样一种系统中至少一个传感器单元可以具有大量玻璃纤维以及至少一个光学传感器,其中,玻璃纤维的一个端部分别对准印痕体以及玻璃纤维的第二端部分别对准至少一个光学传感器。

[0268] 在这样一种系统中至少一个光学传感器可以从由 CCD 芯片和 CMOS 芯片构成的组中选出。

[0269] 在这样一种系统中该设备还具有用于存储由至少一个传感器单元产生的原始数据的存储单元。

[0270] 在这样一种系统中还具有用于从由至少一个传感器单元产生的原始数据中产生图像数据的计算单元。

[0271] 在这样一种系统中还具有用于将由至少一个传感器单元产生的原始数据或由计算单元产生的图像数据传递到数据处理单元的界面。

[0272] 图 25 展示了具有探测单元 5 和把手 10 的牙齿印模匙 4 的一个实施例。光波导体 30、比如具有大量脉管(比如 9000 个单纤维)的玻璃纤维光导体在玻璃纤维束 31 中集结在一起,其中在该示例中 300 个玻璃纤维 30 包含在一个玻璃纤维束 31 中。每个单独的脉管代表一个测量点。这些测量点(玻璃纤维脉管的端部)设置和分布在具有内界面 13 的壳状载体的内表面上。玻璃纤维束 31 通过具有插头 33 的插连接装置与图像传感器 32、比如 CMOS 传感器连接。每个玻璃纤维脉管定义地与图像传感器的一个像素对应。每个脉管的光信息(光强度)由图像传感器 32 在测量时探测。测量值借助于具有存储芯片 35 的控制和存储装置 34 存储并且可以稍后通过 USB 接口传递到 PC 上用于评价。具有测量点的载体被称为探测单元 5。探测单元 5、光波导体 30 或光波导体束 31、具有拍摄电子装置的图像传感器 33 以及控制和存储装置 34 代表探测系统。用于发出光线脉冲的射线源或光线源通过一排 LED 形成,它们设置在载体(基板)中的槽底面的区域中并且在图 25 中未示出。同样未示出载体槽内部区域中的印痕体。

[0273] 图 26 展示了具有作为用于光学探测系统的射线源的 LED36 的图 25 的探测单元 5。LED36(在图 26 中有 14 件)设置在载体的底面上并且将光线朝载体内部区域发送到印痕体中。

[0274] 在图 27 和 28 中阐述几何的测量原理。

[0275] 在图 27a 中示意性以及大大简化地示出了牙齿 2、玻璃纤维 30 和载体壁 37 的布置。在载体壁 37 和牙齿 2 之间是印模体 14。每个玻璃纤维 30 具有一个光线入射角 38，其取决于玻璃纤维端部的形状和特性。比如采用具有  $45^\circ$  的固定的光线入射角的玻璃纤维 30(图 27b)。玻璃纤维 30 的玻璃纤维端部以不同的定向设置在载体壁 37 中,用以尽可能好地从所有面探测牙齿或印痕的轮廓。

[0276] 在图 28 中可见,玻璃纤维 30(比如具有大约 1mm 的直径以及 600 个脉管或单纤维)的光线入射角 38 随相对于物体 39(比如牙齿 2)的距离而增大。这意味着,光线入射角 38 的大小代表针对物体 39 的距离的量度。随光线入射角的增大,探测到的物体 39 的面积增大且因此由玻璃纤维 30 收集的光线量增大。

[0277] 附图标记

[0278] 1 上颌骨

[0279] 2 牙齿

[0280] 3 印痕匙

[0281] 4 牙齿印痕匙

[0282] 5 探测单元

[0283] 6 容纳单元

[0284] 7 传感器装置

[0285] 8 突起

[0286] 9 USB 接口

[0287] 10 把手

[0288] 11 基板

[0289] 12 框架

[0290] 13 内界面

[0291] 14 印痕体

[0292] 15 空腔

[0293] 16 弧线

[0294] 17 PC

[0295] 18 PC 显示屏

[0296] 19 制成的模型

[0297] 20 铣床

[0298] 21 保持板

[0299] 22 涂层

[0300] 23 镜头

[0301] 24 镜头

[0302] 25 镜头

[0303] 26 显示屏

[0304] 27 按键

[0305] 28 薄膜



- [0306] 29 照相机
- [0307] A 箭头
- [0308] B 箭头
- [0309] C 箭头

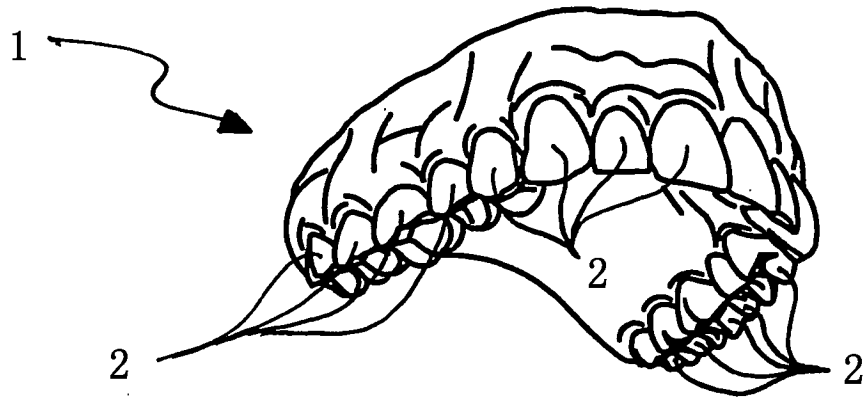


图 1

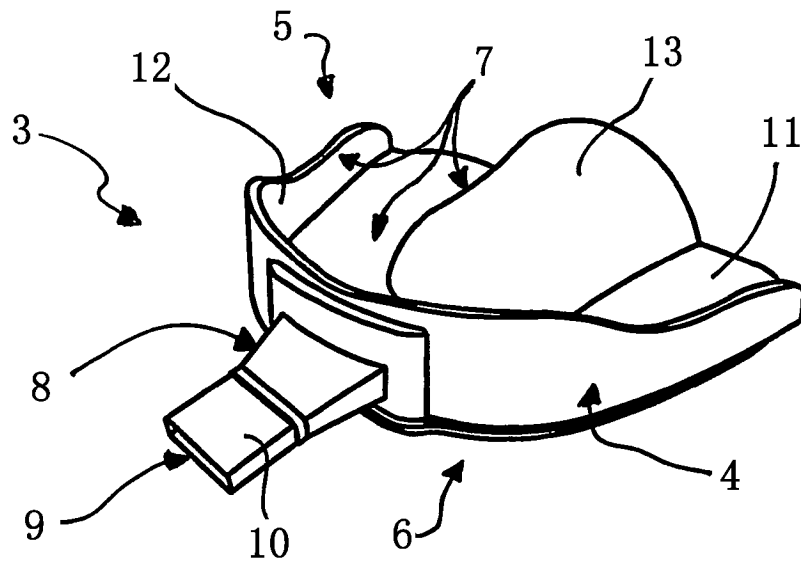


图 2

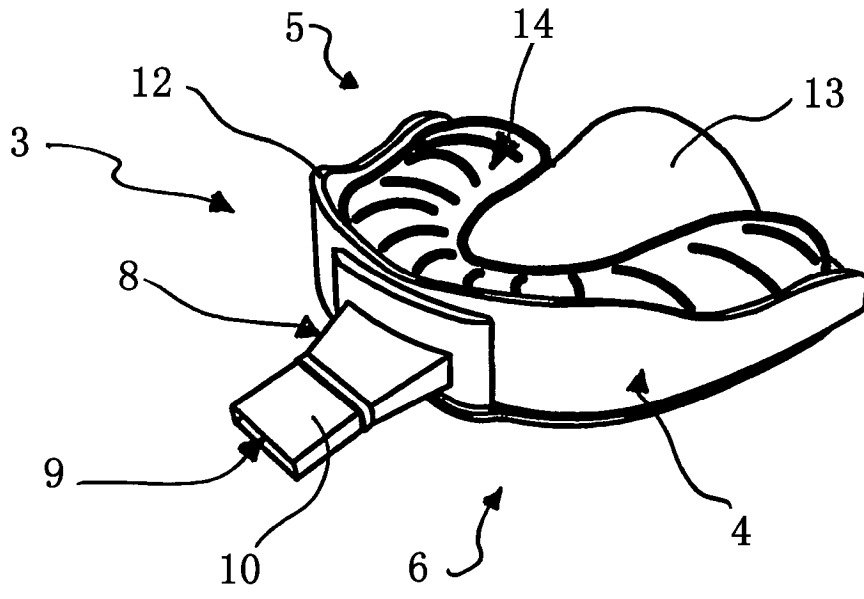


图 3

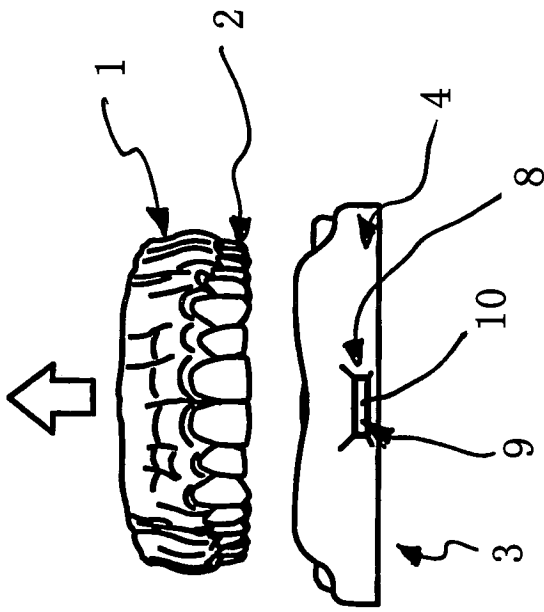


图 4

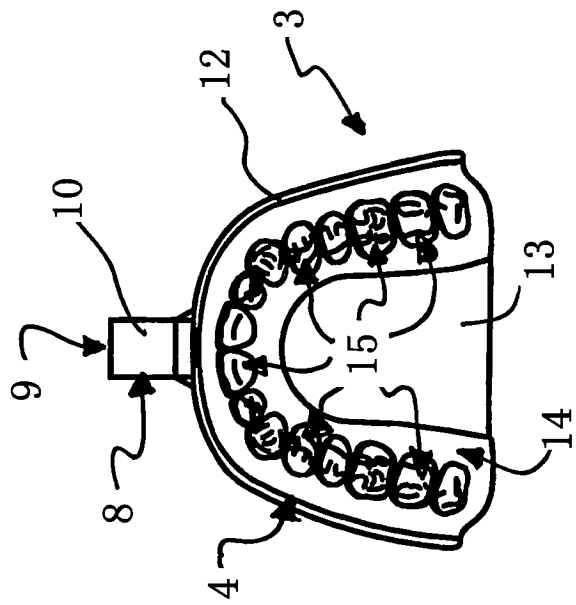


图 5

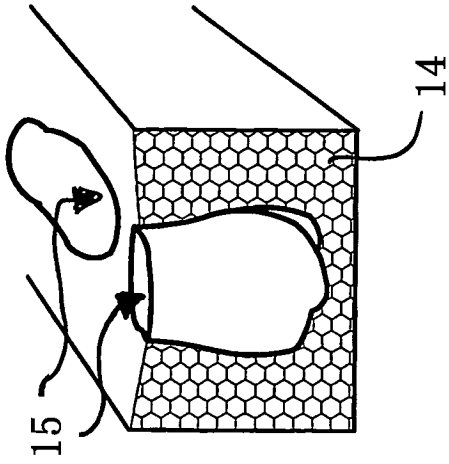


图 6

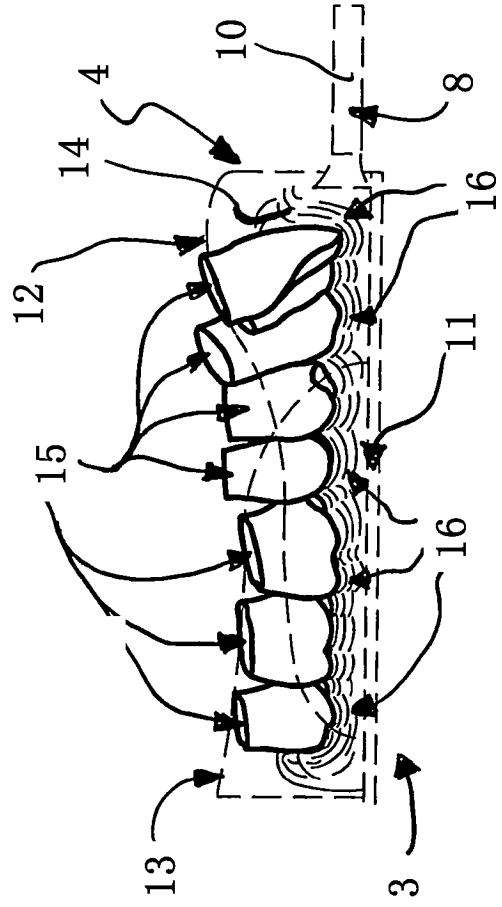
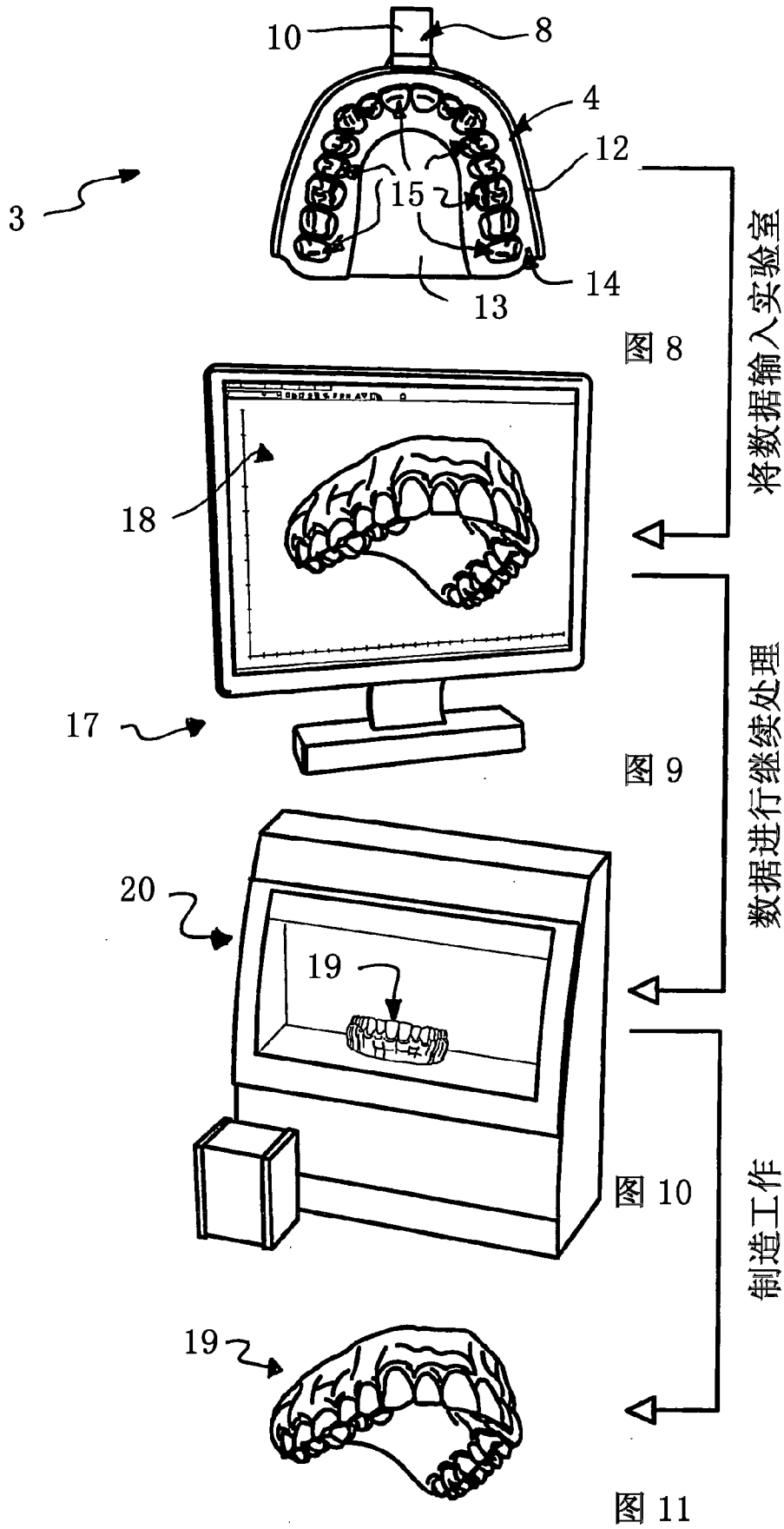


图 7



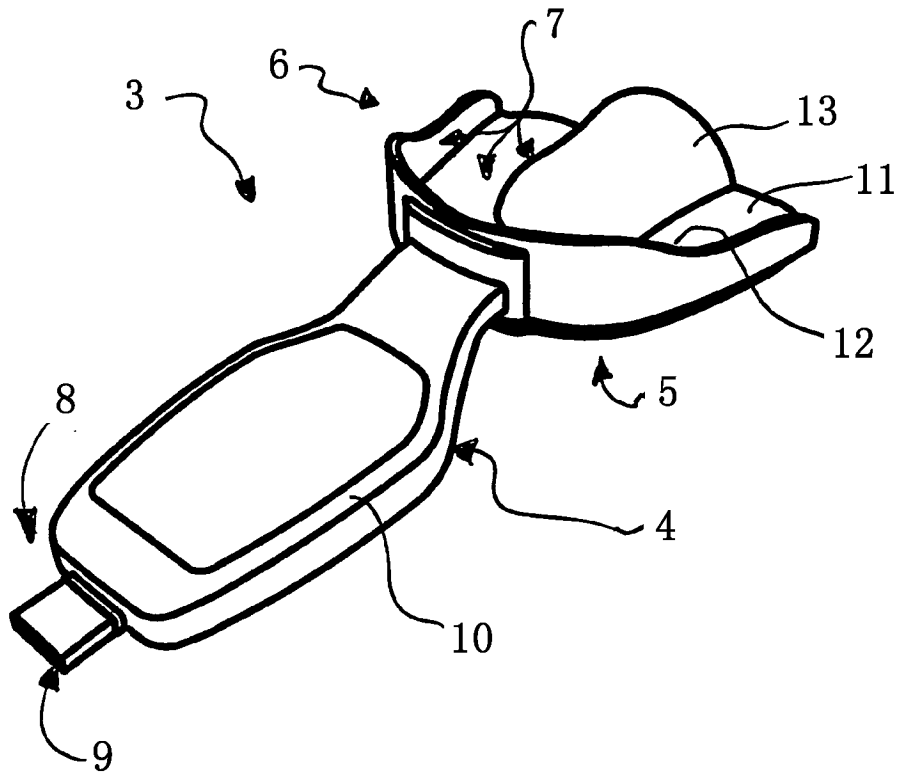


图 12

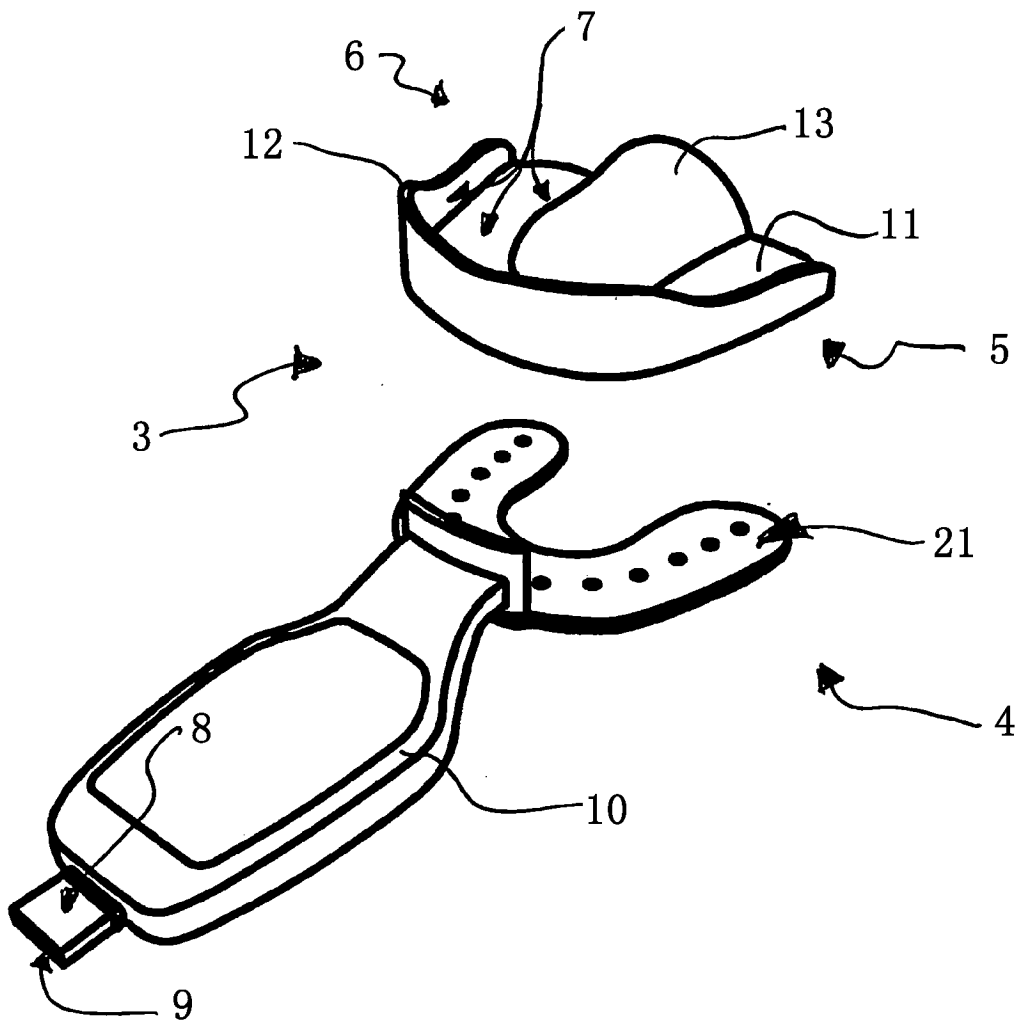


图 13

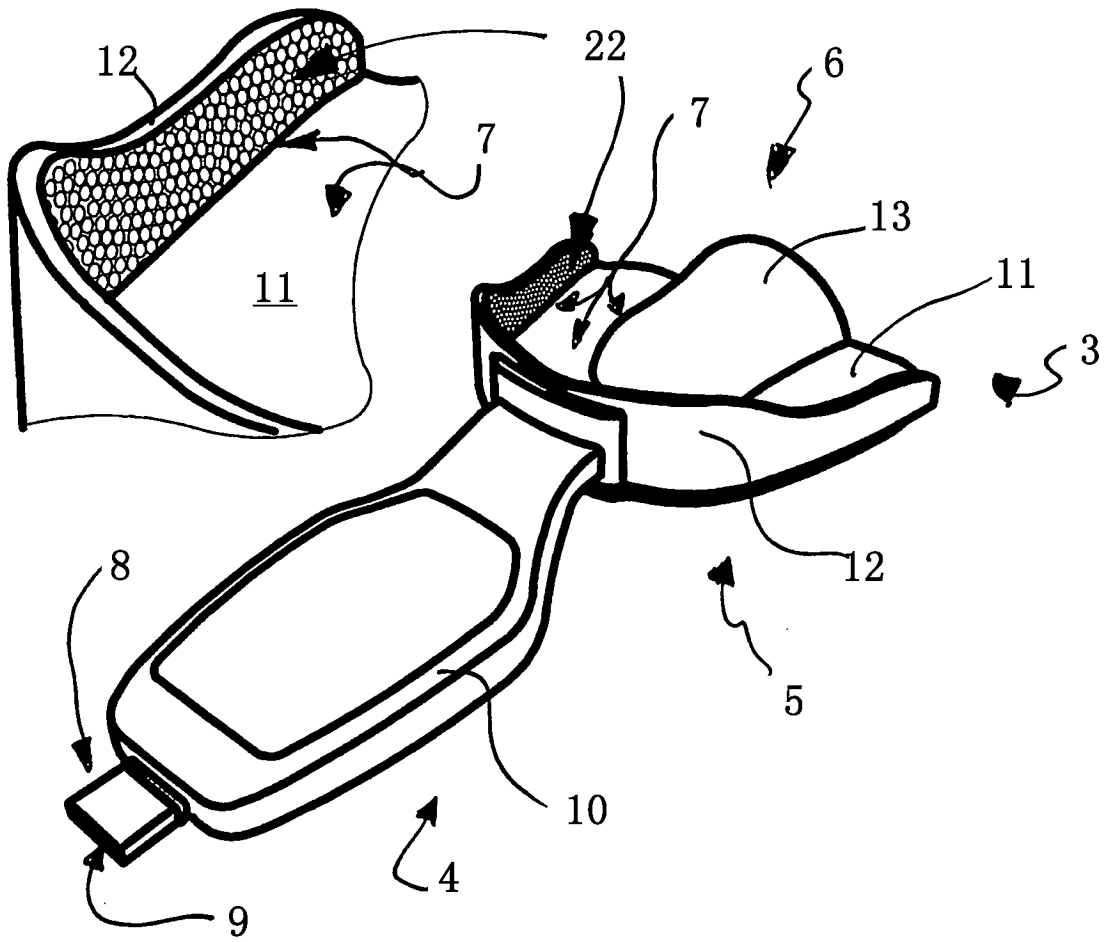


图 14



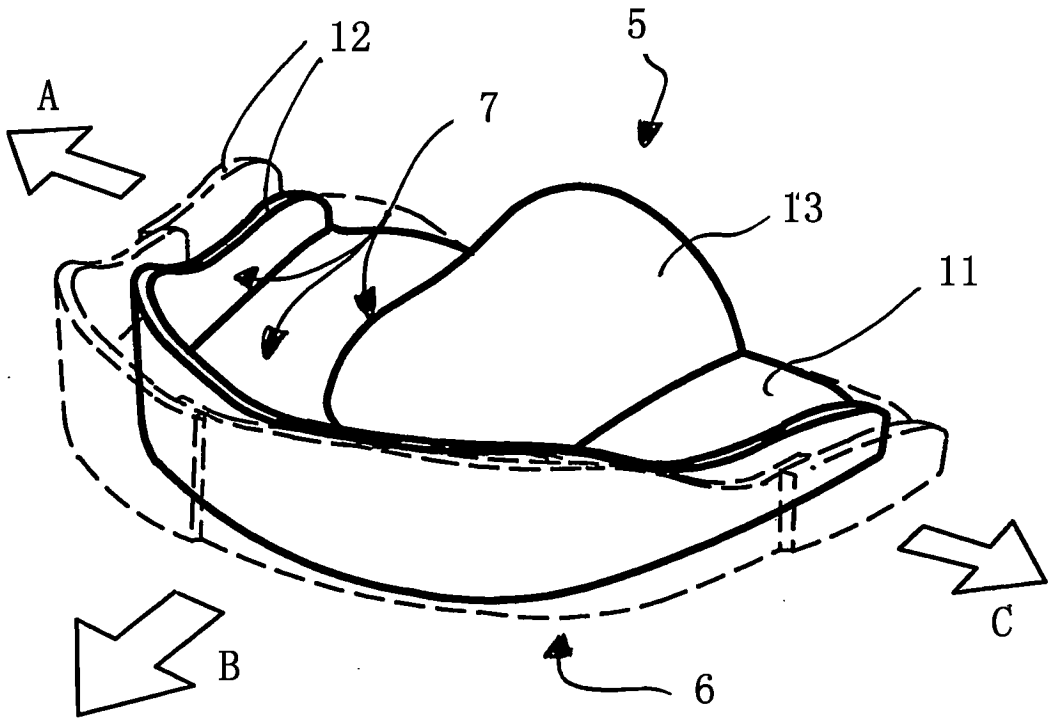


图 15

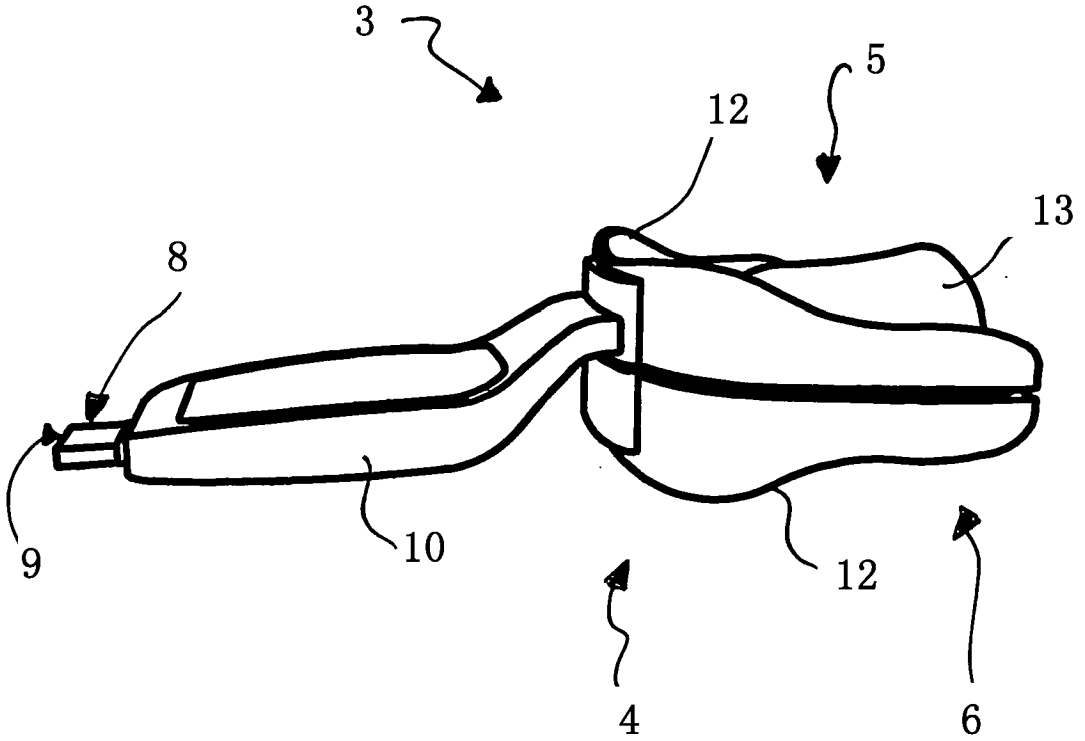


图 16

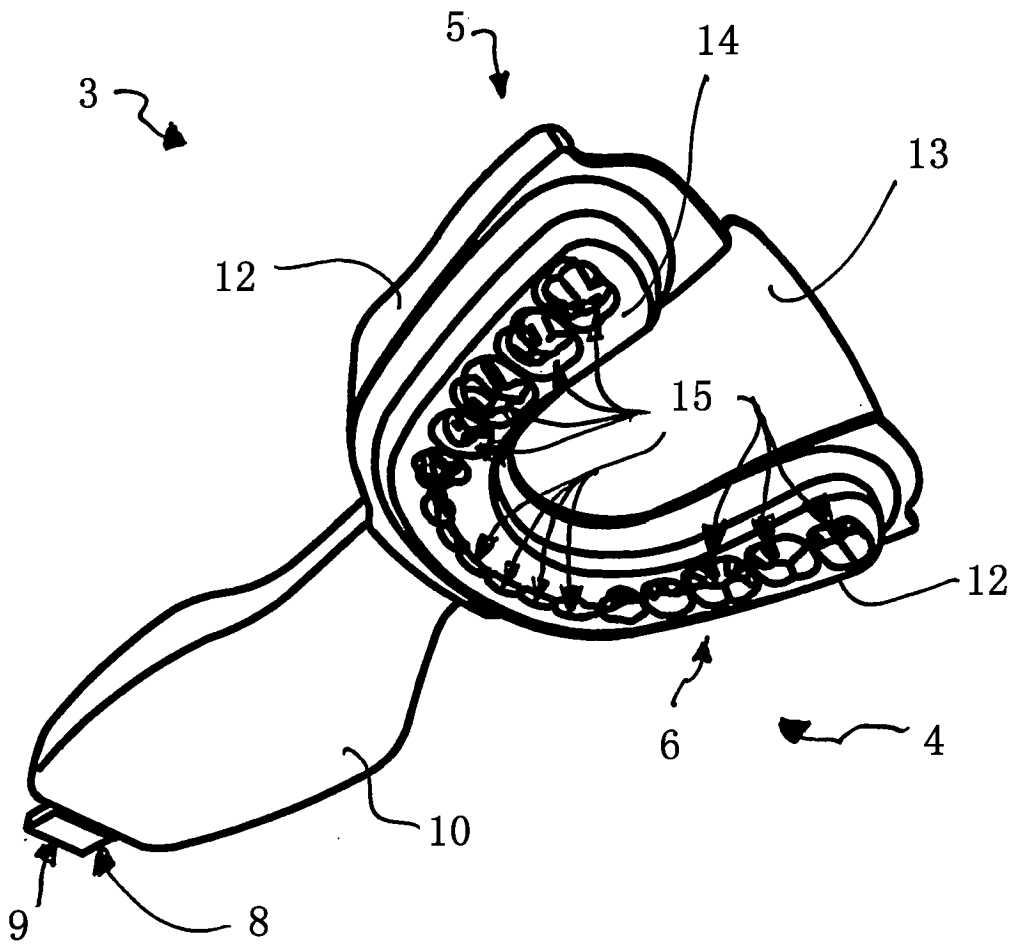


图 17

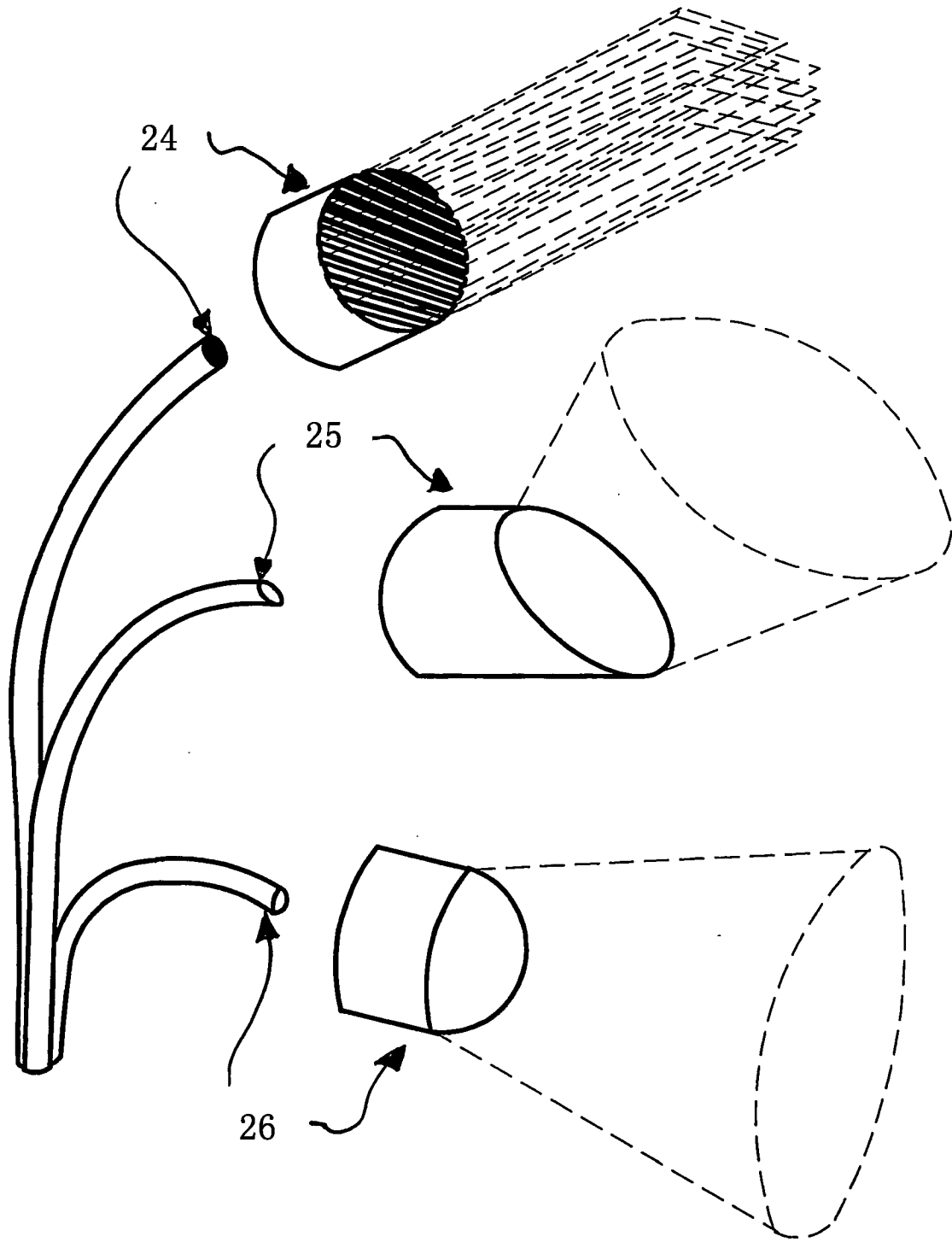


图 18

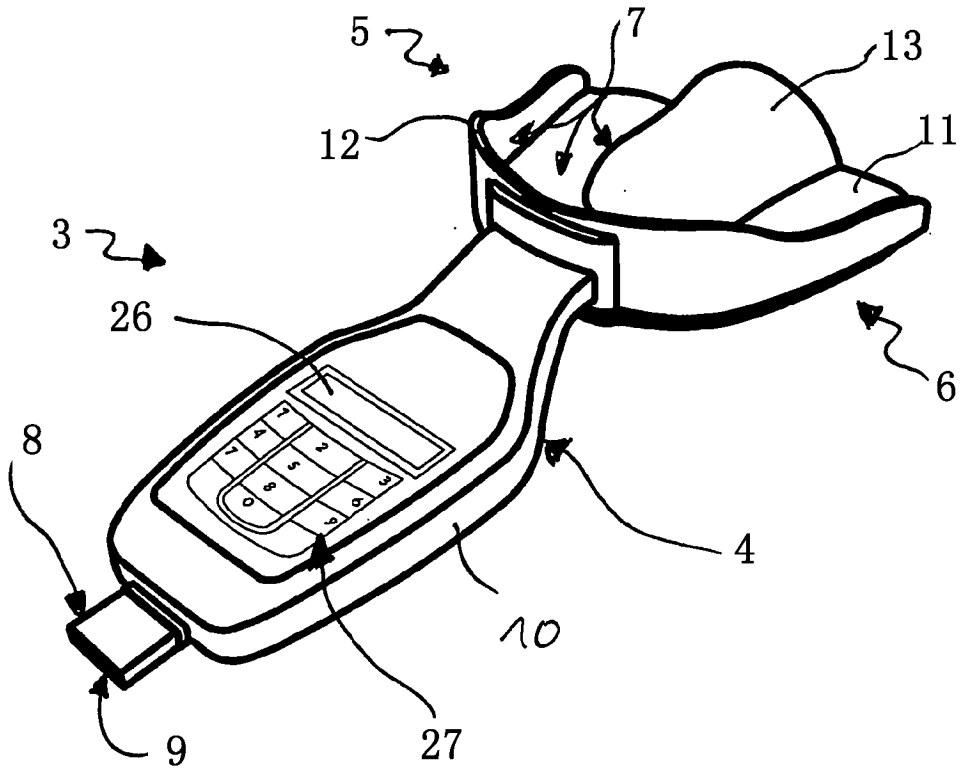


图 19

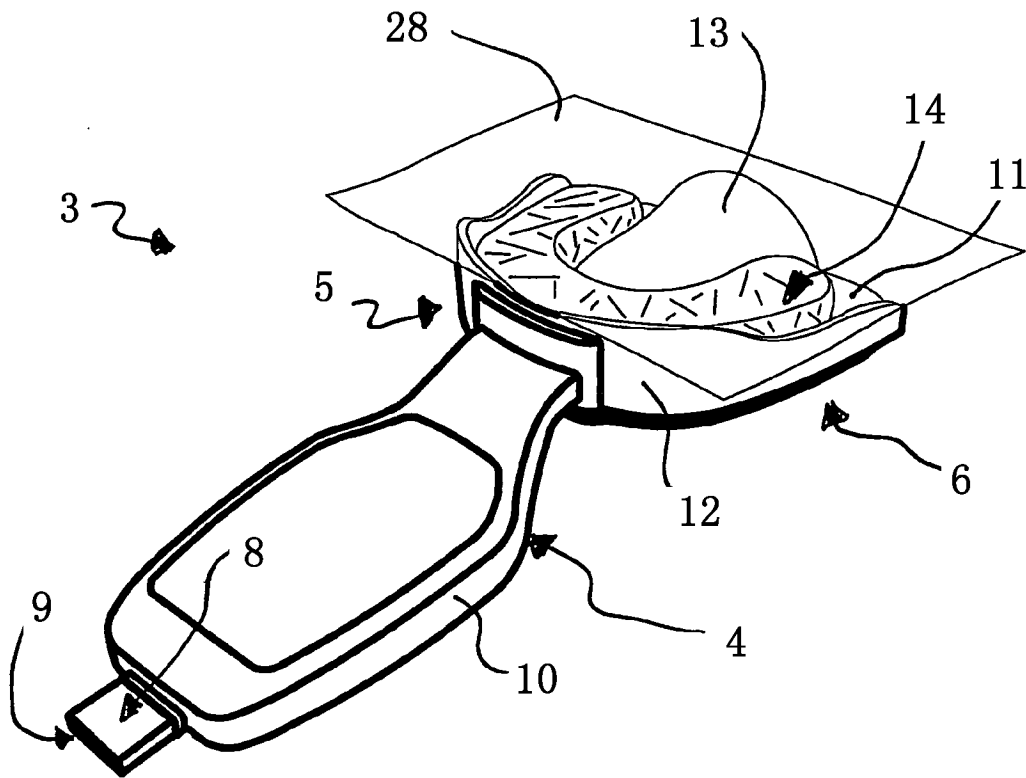


图 20

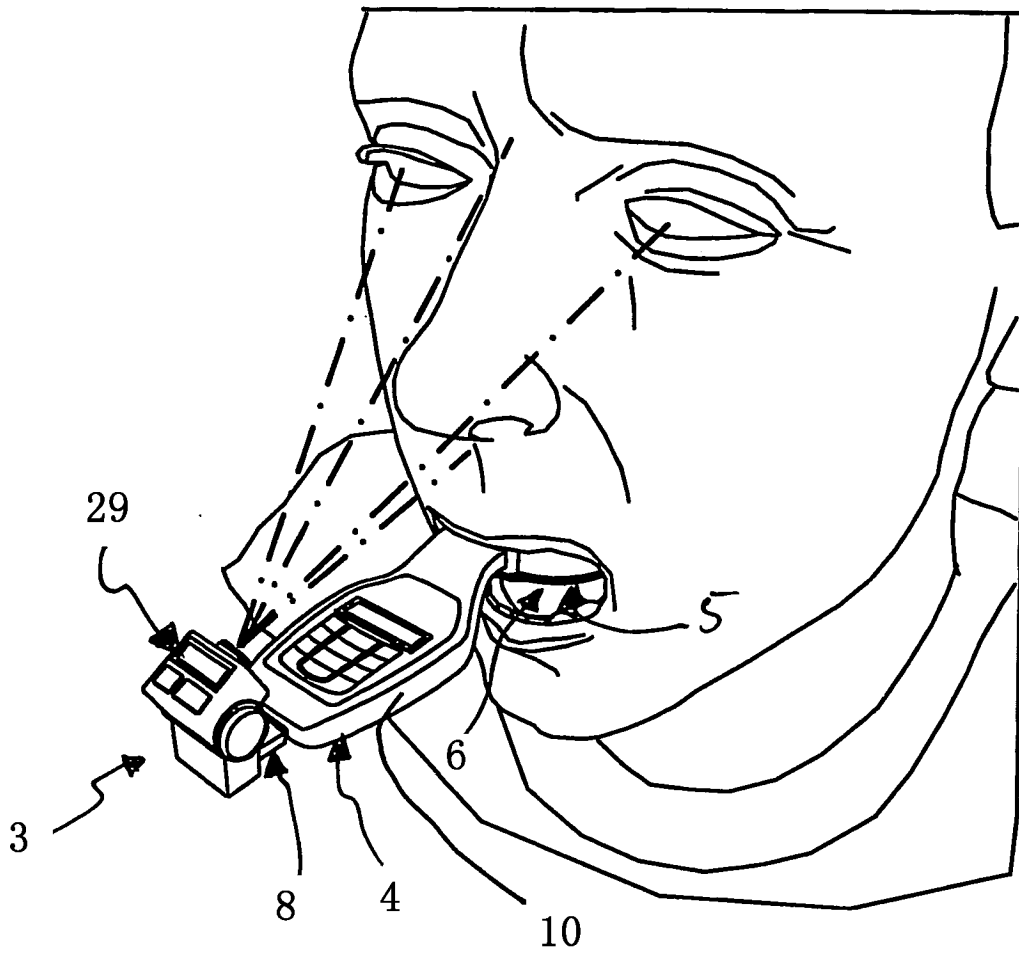


图 21

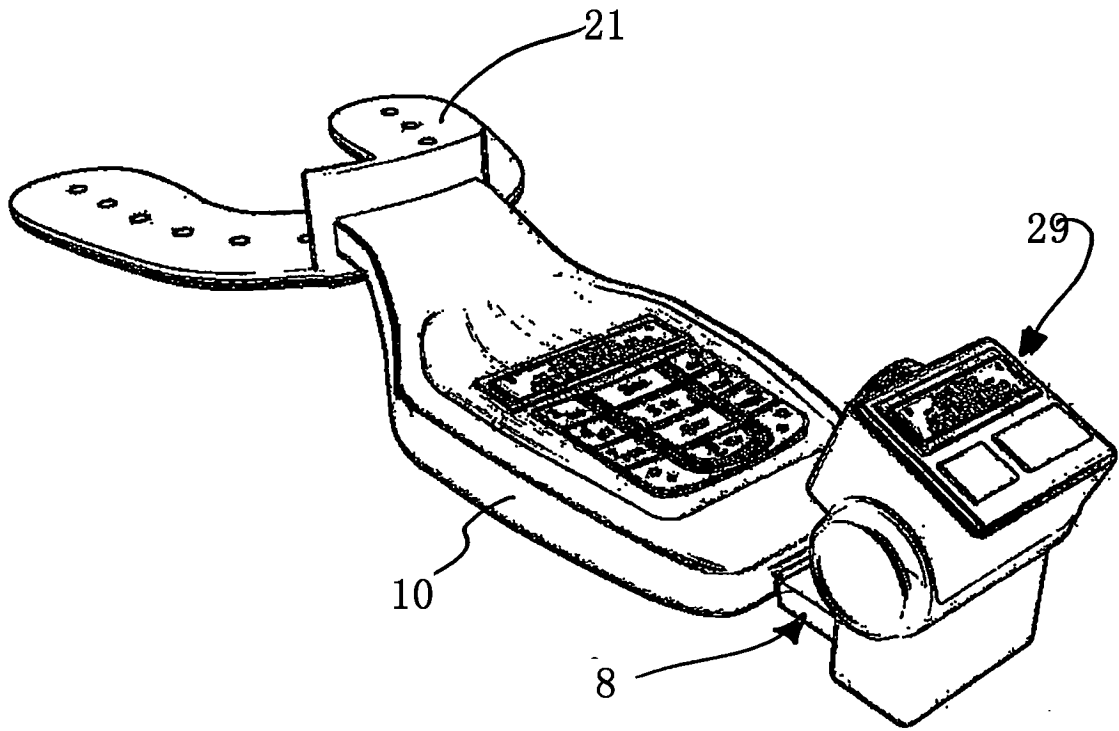


图 22

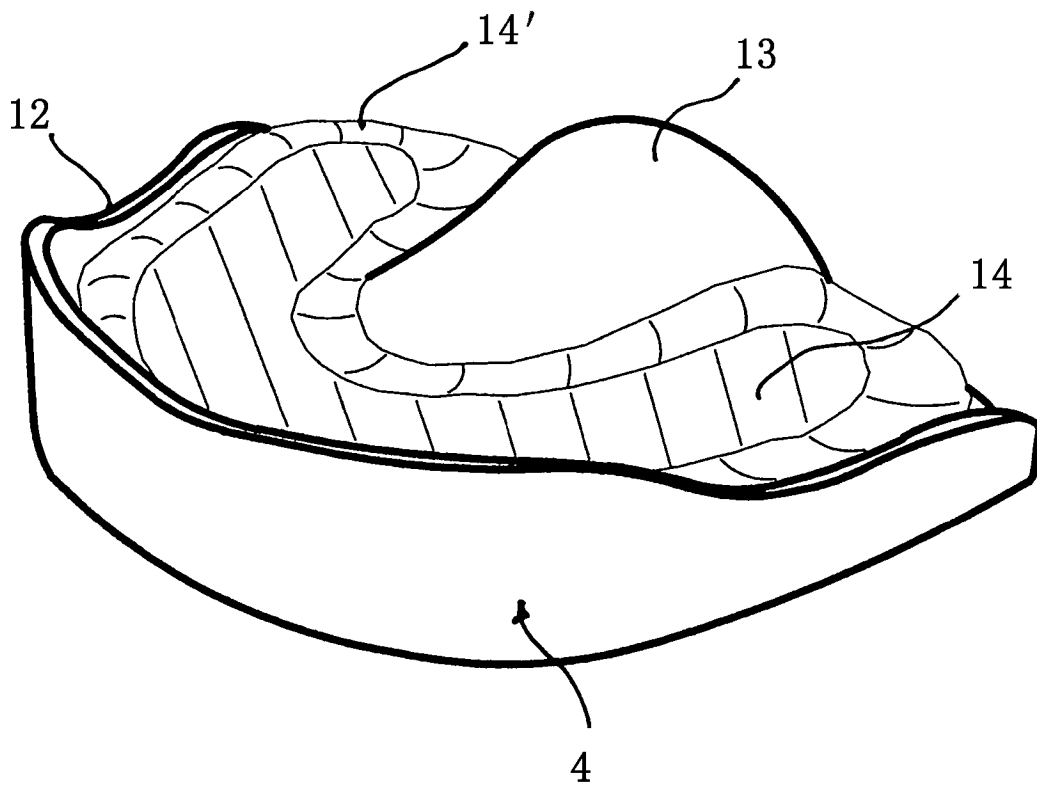


图 23

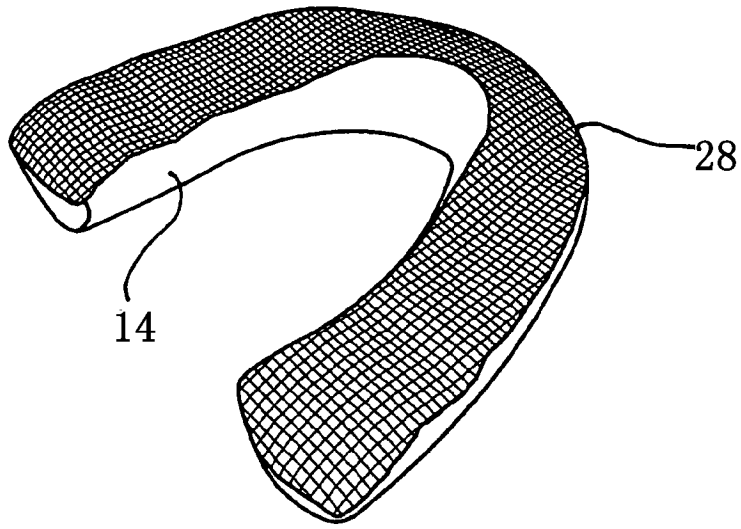


图 24a

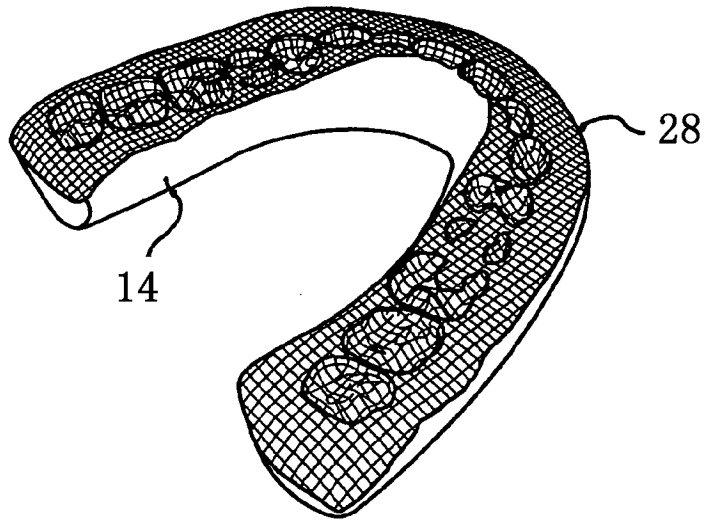


图 24b

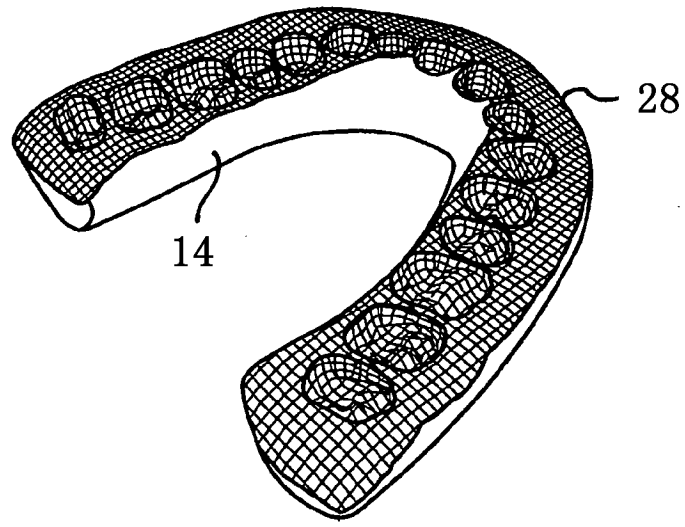


图 24c



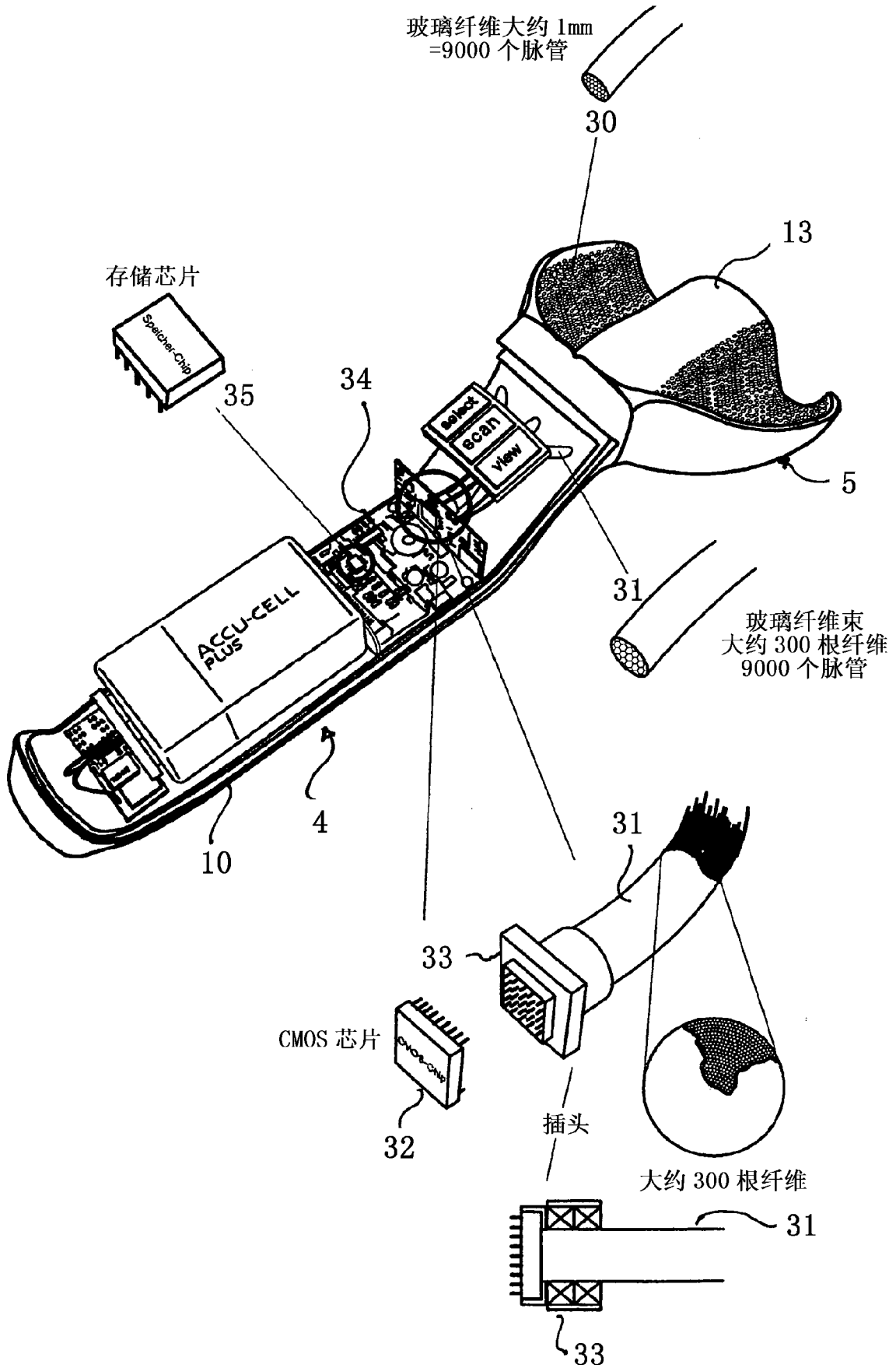


图 25

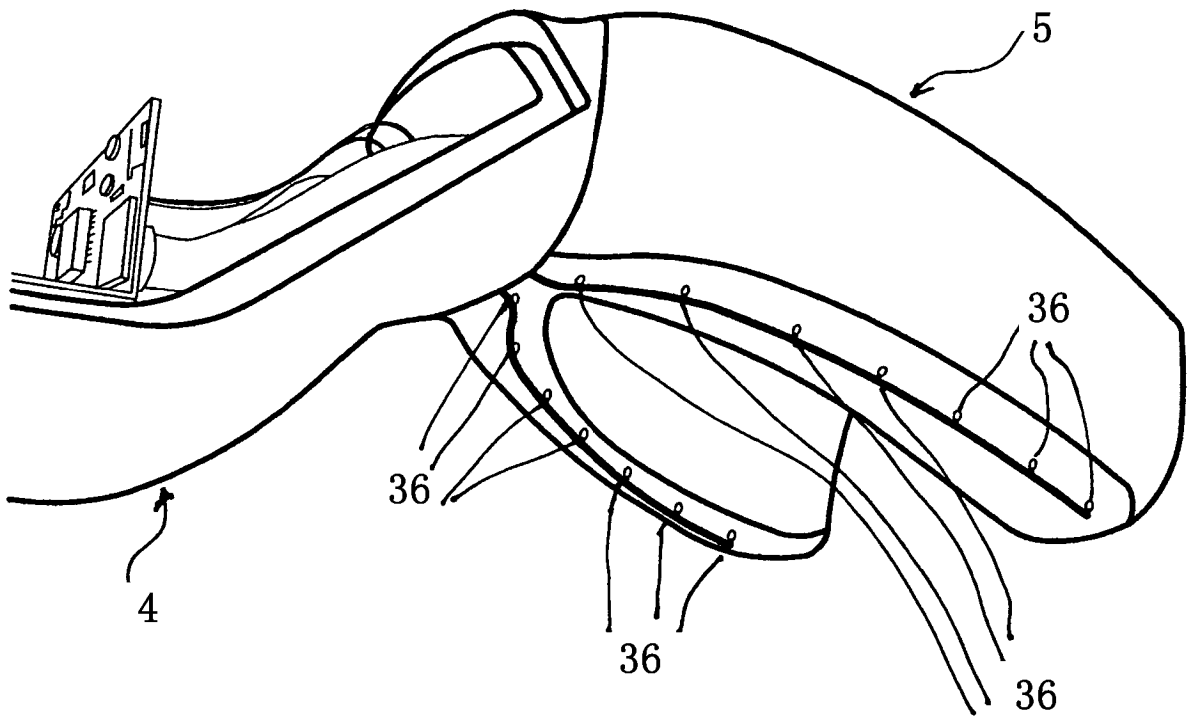


图 26

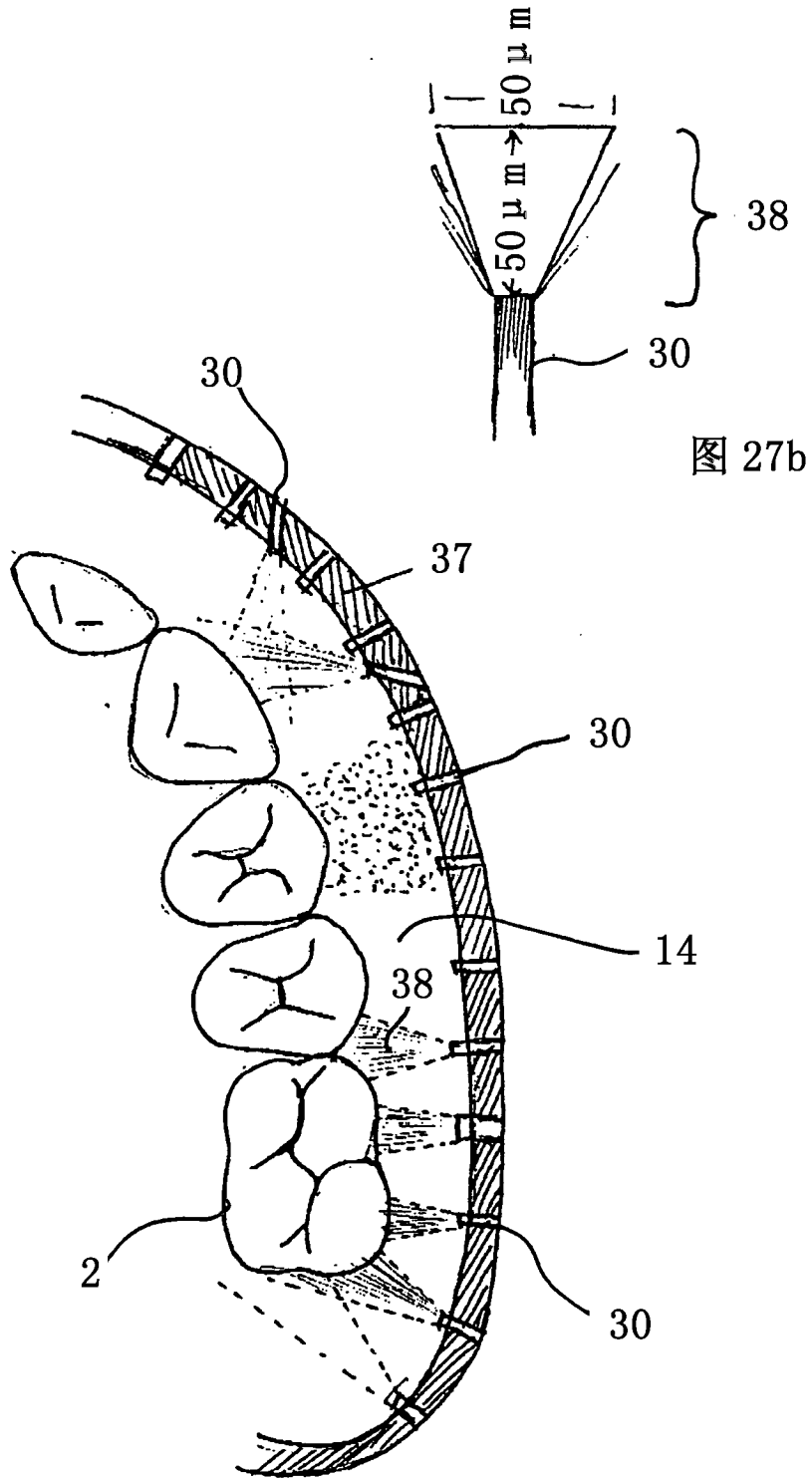


图 27a

图 27b

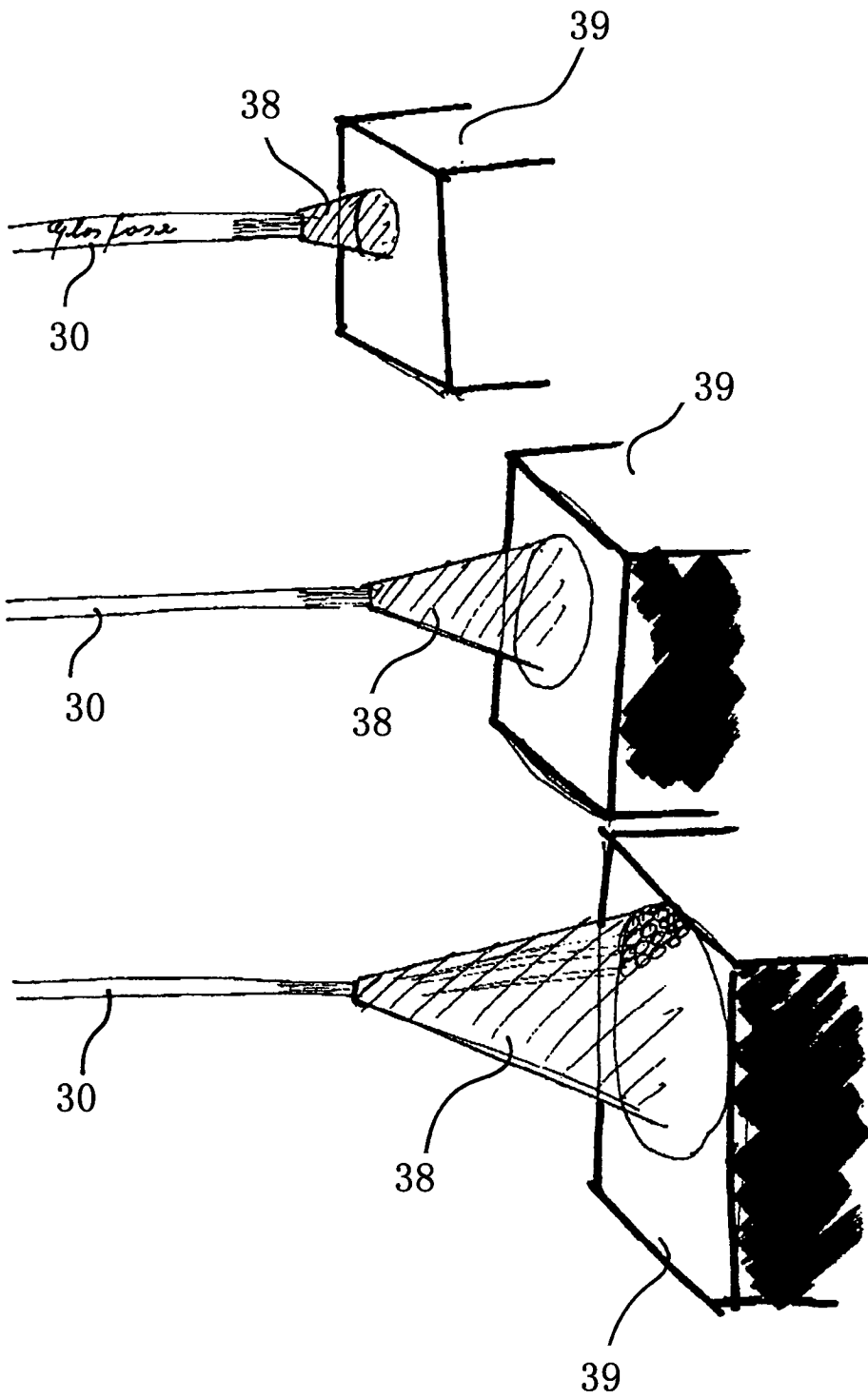


图 28