



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104780830 B

(45)授权公告日 2018.09.28

(21)申请号 201380044141.7

(22)申请日 2013.06.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104780830 A

(43)申请公布日 2015.07.15

(30)优先权数据
PA201270382 2012.06.29 DK
61/665,015 2012.06.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.02.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/DK2013/050213 2013.06.27

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/000745 EN 2014.01.03

(73)专利权人 3形状股份有限公司
地址 丹麦哥本哈根

(72)发明人 M·范德普尔

卡尔-约瑟夫·霍伦贝格

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

代理人 武晨燕 迟姗

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61C 13/00(2006.01)

(56)对比文件
EP 2039288 A1,2009.03.25,
EP 2039288 A1,2009.03.25,
CN 101730498 A,2010.06.09,
CN 101528116 A,2009.09.09,
CN 101528116 A,2009.09.09,
US 2005203420 A1,2005.09.15,

审查员 严文

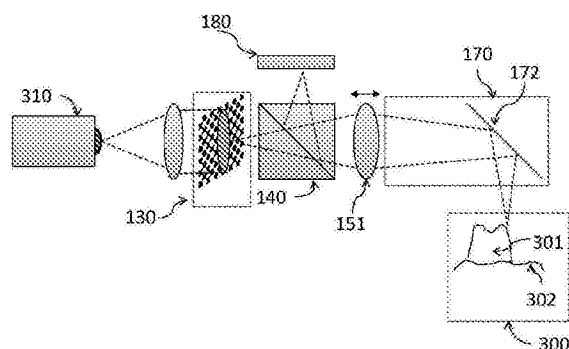
权利要求书3页 说明书23页 附图5页

(54)发明名称

测量荧光的3D口内扫描器

(57)摘要

公开一种用于基于从牙齿发射的荧光检测和/或可视化所述牙齿中的致龋区域的3D扫描器系统,所述3D扫描器系统包括数据处理装置,所述数据处理装置配置成用于将从牙齿发射的荧光的表示映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示。



1. 一种用于检测和/或可视化牙齿的区域的3D扫描器系统,其中,所述区域中存在处于不同发展阶段的龋坏,并且基于从牙齿发射的荧光检测所述区域,所述3D扫描器系统包括:

-照射单元,其能够提供用于照射牙齿的探测光,其中所述探测光包括能够激励牙齿的荧光材料的具有第一波长的光;

-图像传感器,其用于记录从被照射牙齿接收的光的图像,其中当所述荧光材料由具有所述第一波长的光激励时,所述图像传感器能够检测从所述荧光材料发射的荧光;

-数据处理装置,其配置成用于:

i. 基于包括从牙齿反射的探测光的记录图像产生牙齿的3D形貌的数字3D表示;

ii. 基于包括发射荧光的记录图像产生从牙齿的荧光材料发射的荧光的表示;并且

iii. 将发射荧光的表示映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示;以及

-视觉显示单元,在所述视觉显示单元上可视化组合数字3D表示。

2. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中图像传感器能够检测具有所述第一波长的光,并且其中基于包括从牙齿反射的探测光的所述图像中的具有第一波长的光产生牙齿的数字3D表示。

3. 根据权利要求1或2所述的3D扫描器系统,其中探测光包括具有第二波长的光并且图像传感器能够检测具有所述第二波长的光,并且其中基于包括从牙齿反射的探测光的所述图像中的具有第二波长的光产生牙齿的数字3D表示。

4. 根据权利要求3所述的3D扫描器系统,其中照射单元配置成在任何时间提供仅仅具有第一波长或仅仅具有第二波长的光。

5. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中荧光的表示是2D表示,并且所述映射包括将2D荧光表示折叠到牙齿的数字3D表示上。

6. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中荧光的表示是3D表示,并且所述映射包括将3D荧光表示配准到牙齿的数字3D表示上。

7. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中所述照射单元的发射光谱主要地低于500nm。

8. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中第一波长在375nm到435nm的范围内。

9. 根据权利要求3所述的3D扫描器系统,其中第二波长在500nm到850nm的范围内。

10. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中图像传感器包括颜色过滤器阵列,所述颜色过滤器阵列包括允许具有所述第一波长的光通过的多个过滤器和允许发射荧光通过的多个过滤器,并且其中数据处理装置使牙齿的数字3D表示的产生的至少一部分和荧光的表示的产生的至少一部分基于相同的记录图像。

11. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中照射单元包括配置成用于提供具有第一波长的所述光的第一光源。

12. 根据权利要求11所述的3D扫描器系统,其中照射单元包括配置成用于提供具有第二波长的所述光的第二光源。

13. 根据权利要求12所述的3D扫描器系统,其中3D扫描器系统包括二色镜,所述二色镜配置成用于在所述第二波长下比在对应于第一波长和荧光的波长下具有更大的反射系数,并且其中二色镜布置成使得它朝着扫描器系统的视野引导来自第二光源的光并且允许从

视野接收的荧光朝着图像传感器传递。

14. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中用于记录包括从牙齿反射的探测光的图像的视野和用于记录包括发射荧光的图像的视野大致相同。

15. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中照射单元、图像传感器和数据处理装置的至少一个单元是3D扫描器系统的手持3D扫描器装置的整合部分。

16. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中3D扫描器系统利用聚焦扫描技术。

17. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中在组合数字3D表示中用不同的颜色和/或亮度表示所述区域。

18. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中发射荧光的波长与第二波长相似或相同。

19. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中用于激励荧光牙齿材料的探测光的强度明显高于当记录3D表面形貌的图像时使用的探测光的强度。

20. 根据权利要求12所述的3D扫描器系统,其中3D扫描器系统包括控制单元,所述控制单元配置成用于通过以下述方式启动所述第一光源和第二光源而控制所述照射单元:使得照射单元顺序地发射具有所述第一波长和第二波长的光。

21. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中数据处理装置配置成用于检测牙本质和牙釉质的自然荧光的差异。

22. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中数据处理装置配置成用于识别所述区域,并且映射到牙齿的数字3D表示上的荧光与从检测到龋坏的区域记录的荧光相关。

23. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中数据处理装置能够检测由散射导致的牙齿的自然荧光的局部减小,其中散射是由于龋坏病变引起的。

24. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中图像传感器包括颜色过滤器阵列并且数据处理装置能够通过比较与不同的颜色过滤器相关的记录图像的像素中的读数以确定由与不同的颜色过滤器相关的像素接收的光的强度之间的比率来识别龋坏,从而检测源自细菌的荧光中的局部增加。

25. 根据权利要求1所述的3D扫描器系统,其中照射单元包括多晶粒LED,所述多晶粒LED具有发射不同波长的探测光的二极管的阵列。

26. 根据权利要求25所述的3D扫描器系统,其中照射单元能够选择性地仅仅启动对应于第一波长的多晶粒LED的LED二极管的子组,而图像传感器仅仅或优先读出具有至少大致匹配发射荧光的颜色的颜色过滤器的图像传感器中的那些像素。

27. 一种用于检测患者的口腔的牙齿中的龋坏的3D扫描器系统,所述3D扫描器系统包括:

- 照射单元,其配置成用于提供具有第一波长的光,其中具有所述第一波长的光能够激励牙齿的荧光材料;

- 图像传感器,其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从荧光材料发射的荧光;

- 数据处理装置,其用于:

- i. 产生患者的牙齿组的数字3D表示;

- ii. 分析记录荧光以识别牙齿的存在龋坏的区域;

iii.产生被识别的区域的表示;并且

iv.将被识别的区域的表示映射到或折叠到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示;以及

-视觉显示单元,在所述视觉显示单元上能够使组合数字3D表示可视化。

28.根据权利要求27所述的3D扫描器系统,其中,记录荧光的分析包括检测由散射导致的牙齿的自然荧光的局部减小,该散射由龋坏病变引起。

29.根据权利要求27或28所述的3D扫描器系统,其中,数据处理装置被配置成用于从记录荧光提取信息并且用于组合被提取信息和口内3D表面形貌的数字3D表示。

测量荧光的3D口内扫描器

技术领域

[0001] 本发明涉及口内3D扫描。特别地,本发明涉及一种3D扫描器系统,其中从患者的牙齿记录的荧光用于检测牙齿上的致龋区域。特别地,本发明涉及一种3D扫描器系统,其中当生成口腔的数字3D表示时使用从口腔记录的荧光。

背景技术

[0002] US20080063998描述一种技术,其中一个荧光图像和一个反射图像组合以形成图像,在所述图像中致龋区域和健康牙齿结构之间的对比度在2D图像中增强。

[0003] US2008094631描述一种具有口内照相机和测量装置的系统。测量装置能够从测量装置收集特定牙齿的颜色、透光度、荧光、光泽、表面纹理和/或其它数据,然后所述数据可以与口内照相机捕捉的图像组合。

[0004] 用于记录口腔内的表面、特别是齿列的形貌特征的光学3D扫描器在现有技术中是已知的(例如,W02010145669)。商业上可用的3D口内扫描器的例子是3Shape TRIOS、Cadent iTero、Sirona Cerec和3M Lava C.O.S。

[0005] 口内扫描器中的任何探测元件的尺寸被限制,原因是它必须配合到人的口中。因此,在许多应用中这样的扫描器的视野小于感兴趣的对象,所述对象可以是多个相邻牙齿或整个牙弓。因而,口内3D扫描器依赖于“拼接”若干子扫描,每个子扫描表示视野但是例如通过沿着牙弓移动3D扫描器在多个位置获得。3D扫描器记录一系列子扫描,所述一系列子扫描将被拼接以产生口腔的被扫描部分的表面形貌的总体数字3D表示。子扫描表示3D扫描器和患者的口腔的指定相对位置和取向的深度图。为了获得多个子扫描,3D扫描器沿着口腔或其一些区域移动并且也可能不同地成角。3D扫描器将移动和成角使得子扫描的至少一些集合至少部分地重叠以便能够拼接。拼接的结果是大于可以由单子扫描捕捉的、即大于3D扫描器的视野的表面的数字3D表示。也称为配准的拼接通过识别各子扫描中的3D表面的重叠区域并且将子扫描转换到共同坐标系使得重叠区域匹配、最后产生总体扫描而工作。迭代最近点(ICP)算法广泛地用于该目的。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种3D扫描器系统,其能够将荧光和/或致龋区域的表示映射到牙齿的数字3D表示上。

[0007] 本发明的目的是提供一种3D扫描器系统,其中相同图像传感器用于记录从牙齿反射的探测光和从牙齿的荧光材料、例如牙齿的致龋区域中的荧光材料发射的荧光。

[0008] 本发明的目的是提供一种3D扫描器系统,其中可以从相同的记录图像读取从牙齿反射的探测光和从牙齿的荧光材料、例如牙齿的致龋区域中的荧光材料发射的荧光。

[0009] 公开一种用于基于从牙齿发射的荧光检测和/或可视化所述牙齿中的致龋区域的3D扫描器系统,所述3D扫描器系统包括:

[0010] -照射单元,其能够提供用于照射牙齿的探测光,其中所述探测光包括能够激励牙

齿的荧光材料的具有第一波长的光；

[0011] -图像传感器,其用于记录从被照射牙齿接收的光的图像,其中当所述荧光材料由具有所述第一波长的光激励时所述图像传感器能够检测从所述荧光材料发射的荧光；

[0012] -数据处理装置,其配置成用于：

[0013] i. 基于包括从牙齿反射的探测光的记录图像产生牙齿的3D形貌的数字3D表示；

[0014] ii. 基于包括发射荧光的记录图像产生从牙齿的荧光材料发射的荧光的表示；并且

[0015] iii. 将反射荧光的表示映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示；以及

[0016] -视觉显示单元,在所述视觉显示单元上可视化组合数字3D表示。

[0017] 在组合数字3D表示的可视化中,荧光和/或致龋区域根据它们在牙齿上的实际位置布置。在一些情况下当由具有第一波长的光照射时,可以从从致龋区域发射的荧光直接检测龋齿,使得发射荧光的表示是致龋区域的直接表示。

[0018] 与被识别致龋区域在牙齿上的可见性相比,被识别致龋区域的映射表示可以提供关于牙齿表面的改善可见性,使得组合数字3D表示的可视化可以在检查患者的牙齿组时为牙科医生提供有价值的帮助。例如当在组合数字3D表示中用不同的颜色和/或亮度表示致龋区域时可能就是如此。

[0019] 在本发明的背景下,短语“记录荧光”可以指的是显示从荧光材料发射的荧光的荧光图像被记录的情况。

[0020] 根据本发明的3D扫描器系统具有照射单元,所述照射单元至少具有可以发射旨在激励口腔的部分中的荧光材料的具有第一波长的光的第一光源,以及图像传感器,当用具有所述第一波长的光照射时,所述图像传感器可以测量从荧光材料发射的荧光。在一些实施例中,第一光源提供紫外光,并且从硬牙齿组织中的荧光材料发射的荧光具有对应于可见光的波长,使得可以在本发明中使用标准图像传感器。在本发明中有用的光源可以是激光器或LED等。

[0021] 可以基于从口腔的表面反射的光生成口腔的3D表面形貌的数字3D表示。当用来自3D扫描器系统的光源的光照射口腔的表面时,从视野内的表面反射的光由3D扫描器系统的图像传感器检测。基于反射光,数据处理装置可以计算布置在视野内的表面的区域的子扫描。例如当3D扫描器系统的手持部分相对于口腔移动使得表面的不同区域布置在视野中时,可以计算一系列子扫描。

[0022] 从硬牙齿组织发射的荧光可以具有光谱分布,所述光谱分布取决于用于激励荧光材料的光的波长,使得对于第一波长的一个值,荧光主要在一个波长范围内,并且对于第一波长的另一值,荧光主要在另一波长范围内。荧光可以在荧光波长范围内发射,其中,当由具有所述第一波长的光激励时,荧光材料发射荧光。

[0023] 为了测量口腔的一个或多个表面的3D形貌特征,3D扫描器可以使用本领域中已知的光学原理中的任何一个,例如聚焦扫描、共焦扫描、三角测量等。所有这些原理需要至少一个光源并且测量从口内表面反射的光的一些特性。

[0024] 图像传感器配置成用于记录由具有第一波长的光照射时从硬牙齿组织发射的荧光,即,图像传感器允许检测至少具有大于第一波长的波长的光。

[0025] 在一些实施例中,3D形貌特征的记录使用来自口腔的表面的具有所述第一波长的光的反射。具有第一波长的光中的一些从口腔的表面反射,而一些由硬牙齿组织中的荧光材料吸收。

[0026] 在一些实施例中,图像传感器能够检测具有所述第一波长的光,使得图像传感器可以检测荧光和具有第一波长的光。在该情况下,除了记录来自硬牙齿组织的荧光之外,图像传感器也可以用于记录从口腔的表面反射的具有第一波长的光。然后可以基于具有第一波长的记录光计算表面的子扫描。荧光和反射光可以由数据处理装置或由光学过滤器区分。在使用配置成用于将光的图案投影到口腔表面上的聚焦扫描器的3D扫描器系统的数据处理装置中,可以通过将由图像传感器记录的强度分解成相应分量来区分荧光和反射光。

[0027] 在一些实施例中,通过使用包括颜色过滤器阵列(例如拜耳(Bayer)颜色过滤器阵列)的图像传感器并且选择照射单元使得它仅提供具有在光谱的蓝色部分中的第一波长(例如,405nm)的探测光而区分荧光和反射光。拜耳过滤器的蓝像素然后允许记录反射探测光,而红和/或绿像素允许记录发射荧光,使得可以在相同图像中记录反射探测光和荧光。数据处理装置然后配置成用于仅仅读取记录图像上的蓝像素以便产生牙齿的数字3D表示,和用于仅仅读取红/绿像素以便产生荧光表示。

[0028] 在一些实施例中,表面的3D形貌特征的记录涉及具有第二波长的光。第二波长可以使得具有第二波长的光主要从口腔的表面反射,仅仅小部分由硬牙齿组织中的荧光材料吸收。

[0029] 在一些实施例中,探测光包括具有第二波长的光并且图像传感器能够检测具有所述第二波长的光,并且其中基于包括从牙齿反射的探测光的所述图像中的具有第二波长的光产生牙齿的数字3D表示。

[0030] 牙齿材料中的探测光的吸收系数在第二波长下可以比在第一波长下弱10倍,例如弱100倍,例如弱500倍。

[0031] 在一些实施例中,照射单元配置成用于提供具有第二波长的光以便用于记录表面的3D形貌特征。

[0032] 在一些实施例中,图像传感器能够检测具有所述第二波长的光,使得图像传感器可以检测荧光和具有第二波长的光。在该情况下,除了记录来自硬牙齿组织的荧光以外,图像传感器也可以用于记录从口腔的表面反射的具有第二波长的光。然后可以基于具有第二波长的记录光计算表面的子扫描。

[0033] 在一些实施例中,发射荧光的波长与用于记录3D形貌特征的波长相似或相同,例如与第二波长相似或相同。这是有利的,原因是光学设计可以简单,几乎不需要补偿色差。

[0034] 能够检测具有两个不同波长的光并且在两个波长之间区分的图像传感器可以通过将过滤器放置在图像传感器的光电检测器的前面实现,其中过滤器的一些区域允许具有一个波长的光通过,而其它区域允许具有另一波长的光通过。这样的过滤器的一种配置可以是适合于允许例如具有第一波长的光传到光电检测器的一个已知组并且允许荧光传到图像传感器中的光电检测器的另一已知组的改进拜耳过滤器。

[0035] 在一些实施例中,3D扫描器系统包括另一图像传感器。

[0036] 在一些实施例中,另一图像传感器配置成用于检测具有所述第一波长的光。

- [0037] 在一些实施例中,另一图像传感器配置成用于检测具有第二波长的光。
- [0038] 一个图像传感器或多个图像传感器布置成捕捉从布置在视野内的口腔的组织接收的光。视野在某种程度上由3D扫描器系统的图像传感器和光学系统确定。
- [0039] 在一些实施例中,图像传感器配置成用于检测在400nm到850nm的波长范围内、例如在500nm到750nm的范围内的光。
- [0040] 在一些实施例中,另一图像传感器配置成用于检测在500nm到850nm的波长范围内的光。
- [0041] 在一些实施例中,图像传感器包括传感器元件的阵列,其中传感器元件的至少一部分能够检测发射荧光。
- [0042] 这例如可以通过使用具有颜色过滤器(例如拜耳过滤器)的彩色图像传感器实现。
- [0043] 在一些实施例中,图像传感器包括2维检测器,例如传感器元件的2D阵列。
- [0044] 在一些实施例中,图像传感器包括1维检测器,例如传感器元件的1D阵列,和配置成用于将表面的不同部分成像到该大致1维传感器元件上的扫描光学器件。
- [0045] 在一些实施例中,图像传感器包括单传感器元件和配置成用于将表面的不同部分成像到该大致0维的传感器元件上的扫描光学器件。
- [0046] 在一些实施例中,照射单元布置成照射视野内的表面,使得布置在视野的至少一部分内的口腔的口腔的软和硬牙齿组织被照射。照射单元可以配置成照射覆盖作为视野的一部分的区域的表面,从而照射覆盖与视野大致相同的区域的表面,或者照射覆盖延伸超出视野的区域的表面。
- [0047] 在一些实施例中,照射单元提供在第一波长范围内的光,其中所述第一波长在所述第一波长范围内。
- [0048] 在一些实施例中,照射单元还提供在第二波长范围内的光,其中所述第二波长在所述第二波长范围内。
- [0049] 在一些实施例中,照射单元包括配置成用于提供具有所述第一波长的所述光(例如配置成用于提供第一波长范围)的第一光源。
- [0050] 在一些实施例中,图像传感器能够检测具有所述第一波长的光,并且其中基于包括从牙齿反射的探测光的所述图像中的具有第一波长的光产生牙齿的数字3D表示。在这样的情况下,3D扫描器系统的光学系统设计成允许从牙齿反射的具有第一波长的光被收集并且引导到图像传感器。
- [0051] 在一些实施例中,彩色图像传感器包括颜色过滤器阵列,所述颜色过滤器阵列包括允许具有所述第一波长的光通过的多个过滤器和允许发射荧光通过的多个过滤器,并且其中数据处理装置使牙齿的数字3D表示的产生的至少一部分和荧光的表示的产生的至少一部分基于相同的记录图像。
- [0052] 在一些实施例中,多色光源包括多晶粒LED,所述多晶粒LED具有发射具有不同波长的探测光的二极管的阵列,例如红、绿和蓝二极管的阵列。
- [0053] 在一些实施例中,照射单元能够选择性地仅仅启动对应于第一波长的多晶粒LED的LED二极管的子组,而图像传感器仅仅或优先读出具有至少大致匹配发射荧光的颜色的颜色过滤器的图像传感器中的那些像素。
- [0054] 晶粒的子组优选地包括发射具有在荧光牙齿材料的激励光谱内的第一波长的光

的一个或多个LED二极管,取决于荧光材料的激励光谱,例如为紫外、蓝、绿或黄LED二极管。

[0055] 在包括具有红、绿和蓝二极管的阵列的照射单元和具有拜耳过滤器的图像传感器的3D扫描器系统中,可以在荧光测量期间选择性地启动照射单元的蓝二极管,而图像传感器仅仅读取具有与绿和/或红光相关的颜色过滤器的像素。从LED晶粒的子组发射的光然后可以激励牙齿中的荧光材料并且扫描器可以读取从这些荧光材料发射的荧光。

[0056] 在一些实施例中,照射单元是单光源单元,所述单光源单元仅仅具有布置成照射口腔的表面的第一光源。在这样的情况下第一光源配置成用于提供光,所述光可以激励硬牙齿组织中的荧光材料并且可以从口腔的表面反射使得可以基于反射光计算子扫描。这样的单光源单元中的第一光源的发射光谱可以主要地低于500nm。

[0057] 在一些实施例中,第一光源的发射光谱主要地低于500nm;图像传感器能够检测具有所述第一波长的光,并且数据处理装置配置成用于从具有所述第一波长的检测光计算口腔表面/牙齿组的所述子扫描,并且用于通过拼接所述子扫描产生口腔表面/牙齿组的数字3D表示。这允许单光源配置,其中第一光源用于记录3D表面形貌和荧光。

[0058] 在一些实施例中,3D扫描器系统的照射单元仅仅具有单光源、即第一光源,和配置成用于过滤用于激励荧光的第一波长的过滤器。该过滤器布置成使得从视野接收的光在传播到图像传感器时必须穿过过滤器。实现过滤装置的一种方式是用专用光学过滤器,可能是可以移动进入和离开光束路径的过滤器。

[0059] 在一些实施例中,第一光源能够提供具有所述第一波长和第二波长的光。

[0060] 在一些实施例中,照射单元包括配置成用于提供具有第二波长的所述光、例如配置成用于提供第二波长范围的第二光源。在具有使用不同主波长的两个光源的实施例中,第二光源优选地用于记录3D形貌特征并且第一光源用于激励硬牙齿组织中的荧光材料。

[0061] 在这样的双光源配置中,第一和第二光源可以布置在3D扫描器系统中的分离位置处。也就是说,照射单元的部件可以分离地布置在3D扫描器系统中,例如分离地布置在3D扫描器系统的手持部分中。

[0062] 在一些实施例中,第一光源能够提供具有所述第一波长和具有第二波长的光,或者照射单元包括配置成用于提供具有第二波长的所述光的第二光源,使得照射单元配置成用于提供具有第一波长和具有第二波长的光,而图像传感器能够检测具有所述第二波长的光。数据处理装置然后可以配置成用于从具有所述第二波长的检测光计算口腔表面/牙齿组的所述子扫描并且用于通过拼接所述子扫描产生牙齿组的数字3D表示。

[0063] 在一些实施例中,照射单元配置成在任何时间提供仅仅具有第一波长或仅仅具有第二波长的光。

[0064] 在一些实施例中,3D扫描器在两个光源之间重复地切换使得口腔的表面由来自第一和第二光源的光连续地照射。

[0065] 3D扫描器系统的视野中的组织然后在任何时间仅仅由第一光源和第二光源中的至多一个照射。

[0066] 这可以通过顺序地打开和关闭第一和第二光源、通过提供第一光源顺序地发射具有交替波长的光、或通过阻挡、引导或选择第一和第二波长中的哪个朝着3D扫描器系统的出口点引导而实现。

[0067] 在一些实施例中,3D扫描器系统配置成使得在任何时间仅仅第一光源和第二光源

中的至多一个提供光。

[0068] 在一些实施例中,所述照射单元和/或所述第一光源的发射光谱主要地低于500nm。这可以由仅仅包括一个光源的照射单元实现,所述光源的发射光谱主要地低于500nm。

[0069] 在本发明的背景下,如果从照射单元和/或从第一光源发射的光的大部分、例如光的例如90%以上、例如99%以上或例如99.9%以上低于或高于某个波长或在波长的某个范围内,则发射光谱被说成低于或高于该波长或在该波长范围内。

[0070] 在一些实施例中,第一波长在250nm到500nm的范围内,例如在350nm到450nm的范围内。

[0071] 在一些实施例中,第一光源是发射可以用于激励牙齿的荧光材料的蓝色或紫色光的LED。

[0072] 在一些实施例中,第二波长在500nm到850nm的范围内。这可以由包括配置成用于提供该范围内的光的第二光源的实施例实现。它也可以由第一光源也能够发射具有所述第二波长的光的实施例实现。

[0073] 在一些实施例中,3D扫描器系统包括二色镜,所述二色镜配置成在所述第二波长下比在对应于第一波长和荧光的波长下具有更大的反射系数,其中二色镜布置成使得它朝着布置在视野内的表面引导来自第二光源的光并且允许从视野接收的荧光朝着图像传感器传递。

[0074] 在一些实施例中,二色镜布置在3D扫描器系统的手持部分中。

[0075] 在一些实施例中,用于记录牙齿的3D表面形貌的视野和用于记录荧光的视野相应地大致相同。

[0076] 在一些实施例中,用于记录包括反射的探测光的图像的视野和用于记录荧光的视野相应地大致相同。这允许荧光表示简单且直接地映射到从包括反射探测光的图像产生的牙齿的数字3D表示上。

[0077] 在一些实施例中,3D扫描器系统配置成使得与用于记录来自口腔的表面的反射光的整合时间相比,当记录荧光时使用更长的整合时间。

[0078] 在一些实施例中,照射单元、图像传感器和数据处理装置的至少一个单元是3D扫描器系统的手持部分的整合部分,例如手持3D扫描器装置。在包括第一和第二光源的实施例中,两个光源可以是3D扫描器系统的手持部分的整合部分。

[0079] 在一些实施例中,3D扫描器系统包括成像光学器件,当3D扫描器相对于口腔布置时,所述成像光学器件用于将从口腔中的一个或多个表面接收的光传输到图像传感器。

[0080] 在本发明的背景下,短语“3D扫描器相对于口腔布置”描述一种情况,其中3D扫描系统布置成使得它可以照射口腔的至少一个表面和/或布置成使得来自口腔的光可以由图像传感器接收和记录。

[0081] 在3D扫描器系统包括配置成用于接合口腔的手持3D口内扫描器的实施例中,该短语描述一种情况,其中手持3D口内扫描器布置成使得它可以接收来自口内表面的光。

[0082] 在一些实施例中,成像光学器件也配置成用于朝着口腔的表面传输来自照射单元的光。

[0083] 在图像传感器和照射单元布置在3D扫描器系统的手持部分中的实施例中,成像光

学器件可以是手持部分的整合部分。

[0084] 实现过滤装置的一种方式是利用许多光学材料对一些波长具有较低透射率或图像传感器对波长的固有敏感性依赖。当光源发射深蓝或紫外光时,两种效应特别明显。

[0085] 在一些实施例中,过滤装置由成像光学器件的光学元件的光谱性质限定,使得成像光学器件提供过滤功能。

[0086] 在一些实施例中,3D扫描器系统包括配置成用于控制所述照射单元的控制单元。

[0087] 在一些实施例中,控制单元配置成用于控制第一光源在指定时间提供具有哪个波长的光。

[0088] 在一些实施例中,控制单元配置成用于控制第一光源使得第一光源交替地发射具有第一波长和具有第二波长的光。

[0089] 可以有利的的是使用比记录3D表面形貌的图像时明显更高强度的探测光激励荧光牙齿材料。通常发射荧光的强度比从牙齿表面反射的光的强度弱得多。通过使用于记录3D表面形貌的光和用于激励荧光材料的光交替地照射牙齿,可以使后者更强烈,而不由从牙齿表面反射的光饱和图像传感器。

[0090] 在一些实施例中,控制单元配置成用于以下述方式启动所述第一和第二光源:使得照射单元顺序地发射具有所述第一和第二波长的光。

[0091] 在一些实施例中,控制单元配置成用于控制第一和第二光源中的哪个在指定时间提供光。控制单元例如可以配置成用于以下述方式顺序地打开和/或关闭第一和第二光源:使得这些光源中的仅仅一个在任何时间将光提供给视野。

[0092] 在一些实施例中,控制单元配置成用于控制3D扫描器系统的光学部件使得具有第一和第二波长的光交替地被阻挡、朝着3D扫描器系统的视野被引导、或被选择传递以照射口腔的表面。

[0093] 数据处理装置可以由单处理器单元或由两个或更多个子单元组成,使得数据处理装置的功能由这些子单元分摊。

[0094] 在一些实施例中,数据处理装置是配置成用于计算所述子扫描、用于分配所述分类评分和用于所述拼接的单数据处理单元。

[0095] 在一些实施例中,数据处理装置包括多个子单元,其中一个子单元是配置成用于计算所述子扫描的数据处理单元,并且另一子单元是配置成用于分配所述分类评分和用于所述拼接的数据处理单元。

[0096] 这样的单数据处理单元或这样的子单元可以包括合适的算法存储在其上的存储介质和配置成用于执行这些算法的CPU。

[0097] 在一些实施例中,一个子单元布置在3D扫描器系统的手持部分中并且一个或多个子单元布置在3D扫描器系统的远程部分中,例如布置在个人计算机或包括用于可视化记录3D表面形貌的屏幕的推车中。

[0098] 在一些实施例中,数据处理装置能够应用配置成用于执行一系列子扫描的计算、分类评分的分配和子扫描的拼接的计算机执行的算法。数据处理装置可以包括能够执行这样的算法的一个或多个微处理器。

[0099] 数据处理装置可以能够应用配置成用于计算一系列子扫描的计算机执行的算法。

[0100] 数据处理装置可以能够应用配置成用于分配分类评分的计算机执行的算法。

[0101] 数据处理装置可以能够应用配置成用于拼接子扫描的计算机执行的算法。

[0102] 在一些实施例中,数据处理装置配置成用于从具有所述第一波长的检测光计算口腔表面的所述子扫描。然后可以基于从表面反射并且由图像传感器或由另一图像传感器检测的具有第一波长的光计算口腔的表面的一系列子扫描。

[0103] 在一些实施例中,数据处理装置配置成用于从具有所述第二波长的检测光计算口腔表面的所述子扫描。然后可以基于由图像传感器或由另一图像传感器检测的具有第二波长的光计算口腔的表面的一系列子扫描。

[0104] 在一些实施例中,数据处理装置包括具有存储在其上的一个或多个计算机指令的非暂时性计算机可读介质,其中所述计算机指令包括用于执行所述算法的指令。

[0105] 在一些实施例中,3D扫描器系统包括用于从由硬牙齿组织发射的荧光过滤由口腔中的表面反射的光的装置。

[0106] 过滤装置可以提供从由具有第一波长的光照射时的硬牙齿组织发射的荧光过滤具有第一波长的光。

[0107] 过滤装置可以提供从由具有第一波长的光照射时的硬牙齿组织发射的荧光过滤具有第二波长的光。

[0108] 在从牙齿发射的荧光与探测光的强度相比为小的情况下,这样的过滤可能是有利的。然后过滤可以防止图像传感器的饱和,否则在足够强的荧光信号由图像传感器记录之前可能发生所述饱和。

[0109] 在一些实施例中,用于过滤的装置包括光学过滤器,与抑制当硬牙齿组织由具有所述第一波长的光照射时从硬牙齿组织发射的荧光相比,所述光学过滤器更多地抑制具有第一波长的光和/或具有第二波长的光。在从牙齿发射的荧光与探测光的强度相比小的情况下这样的过滤可能是有利的。过滤然后可以防止图像传感器的饱和,否则在足够强的荧光信号由图像传感器记录之前可能发生所述饱和。

[0110] 在一些实施例中,过滤装置对具有第一波长的光的抑制超过大约3dB,例如超过大约10dB,例如超过大约20dB,例如超过大约30dB。

[0111] 由于光学过滤器中的散射和/或透射损失,也可能有光学过滤器中的荧光的微小抑制。光学过滤器可以配置成提供过滤功能,其中具有所述第一波长或第二波长的光的抑制和荧光的抑制之间的比率为至少5,例如至少10,例如至少50,例如至少50,例如至少100,例如至少1000或以上。

[0112] 在一些实施例中,过滤装置在数据处理装置中实现。

[0113] 在一些实施例中,过滤装置配置成用于将由图像传感器检测的信号强度数字地分解成与荧光相关的一个分量和与镜面反射、漫射反射和杂散光相关的一个或多个分量。

[0114] 在一些实施例中,与镜面反射相关的分量用于记录3D表面形貌或用于产生牙齿组的3D数字表示。

[0115] 在一些实施例中,用于口腔的指定部分的分类评分至少通过从该部分记录的荧光确定。

[0116] 一般而言,可能有利的是使用覆盖大区域的子扫描并且不严格滤除子扫描内的数据的子集,原因是子扫描中覆盖的面积越小,拼接越差。当表面具有小3D结构时尤其如此。

[0117] 当用具有3D扫描器系统的图像传感器敏感的波长、例如接近400nm的光激励荧光并且不应用或应用不完美的波长区别光学过滤时,图像传感器将有效地记录至少一些发射和至少一些反射的总和。相对更强信号因此将从硬牙齿组织获得,但是一些信号也从软牙齿组织获得。

[0118] 在一些实施例中,通过分析记录图像以识别对应于从牙齿发射的荧光的这些图像的部段而产生发射荧光的表示。这可以通过选择性地读取对应于当荧光牙齿材料由具有所述第一波长的探测光照射时从荧光牙齿材料发射的荧光的图像传感器的像素而实现。

[0119] 在一些实施例中,荧光的表示是2D表示并且所述映射包括将2D荧光表示折叠到牙齿的数字3D表示上。

[0120] 将发射荧光的表示映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上可以被定义为相对于牙齿的数字3D表示调节荧光表示,使得数字表示的结构重合。因此包括牙齿的几何数据的3D数字表示和牙齿的数字荧光表示的共同或类似结构被对准。

[0121] 映射以组合数字表示可以改善致龋区域的可视化。在一些实施例中,这通过下述方法实现:通过改变荧光表示的颜色或亮度使得荧光表示在可视化组合数字3D表示中更清楚地突出增强荧光表示的可见性。

[0122] 在本发明的背景下,短语“可视化组合3D表示”可以指由组合3D表示提供的所有数据的可视化或由组合3D表示提供的数据的一部分的可视化。因此,可视化组合3D表示可以提供被提取信息的可视化而不是可以从2D数字表示提供的所有数据的可视化。

[0123] 对于3D扫描器系统的光学系统(例如成像光学器件和照射单元)的已知几何形状,并且假设在从其计算子扫描的图像的采集和荧光记录期间没有3D扫描器系统和口腔的相对运动,本质上是纹理的荧光的2D图像可以映射/折叠到表面形貌的数字3D表示上。

[0124] 将荧光的2D图像数据映射到子扫描中的3D表面是特别简单的,如果两者从相同的视点和视角获得的话。换句话说,有益的是3D“深度图像”和2D荧光图像通过设计匹配。实现这样的设计的一种方式是使用相同图像传感器和成像光学器件来记录3D重建所基于的图像和荧光的图像。

[0125] 由于子扫描之间的荧光发射例如可以由于到牙齿的不同距离或由于不同照射角而不同,因此荧光的图像可能需要在拼接之后针对表示整个3D表面上的荧光的组合纹理进行强度调节。例如,纹理编织可以用于平滑不同子扫描之间的强度差异(Callieri等人2002)。

[0126] 实际上,在3D表面和荧光记录期间没有3D扫描器和口腔的相对运动的假设将通常不会完美地成立。在在荧光和3D表面记录之间切换的本发明的实施例中,在那两个阶段之间可以有的附加相对运动。

[0127] 在一些实施例中,荧光的表示是3D表示,并且所述映射包括将3D荧光表示配准到牙齿的数字3D表示上。

[0128] 这样的优点在于在组合数字3D表示中,发射荧光的表示根据它在提供的牙齿的数字3D表示上的实际3D位置布置。组合数字3D表示的可视化因此是精确的,并且允许例如牙科医生精确地识别牙齿的哪些区域是致龋的。

[0129] 在一些实施例中,例如通过将荧光的数字3D表示映射到口内3D表面形貌的数字3D表示上,数据处理装置能够将记录荧光映射到口内3D表面形貌的数字3D表示上。

[0130] 数据处理装置可以包括用于将记录荧光映射到口内3D表面形貌的数字3D表示上的算法存储在其上的存储介质和配置成用于执行这些算法的CPU。

[0131] 在一些实施例中,3D扫描器系统能够可视化3D表面形貌的数字3D表示上的映射荧光。3D扫描器系统可以包括用于可视化的视觉显示单元和用于操作视觉显示单元上的图形显示的计算机代码。

[0132] 在一些实施例中,数据处理装置配置成用于检测牙本质和牙釉质的自然荧光的差异。这可以使用光学过滤器进行检测,所述光学过滤器设计成通过记录荧光的光谱分布或通过牙本质的荧光和牙釉质的荧光之间数字地区分而在牙本质和牙釉质的荧光之间区分。

[0133] 在一些实施例中,3D扫描器系统能够可视化口内3D表面形貌的数字3D表示上的牙本质和牙釉质的差异。3D扫描器系统可以能够提供数字3D表示的视觉显示,其中可以通过使用例如显示的不同颜色、纹理或不透明度或通过允许单独地控制牙本质和牙釉质的独立可视化(例如通过单独地改变两者的透明度)区分牙本质和牙釉质。

[0134] 在一些实施例中,数据处理装置配置成用于检测从牙齿组织、例如硬或软牙齿组织发射的荧光和从牙科设备、例如排龈线发射的荧光的差异。

[0135] 在一些实施例中,3D扫描器系统能够可视化口内3D表面形貌的数字3D表示上的牙齿组织和牙科设备的差异。3D扫描器系统可以能够提供数字3D表示的视觉显示,其中可以通过使用例如显示的不同颜色、纹理或不透明度或通过允许单独地控制牙齿组织和牙科设备的独立可视化(例如通过单独地改变两者的透明度)区分牙齿组织和牙科设备。

[0136] 在一些实施例中,数据处理装置配置成用于从记录荧光提取信息并且用于组合被提取信息和口内3D表面形貌的数字3D表示。

[0137] 在一些实施例中,3D扫描器系统能够可视化例如从记录荧光提取的信息和口内3D表面形貌的数字3D表示的组合。

[0138] 荧光也可以用于诊断一些牙齿疾病。牙釉质脱矿和因此早期龋坏可以由定量光导荧光(QLF)检测,其使用具有大约405nm的波长的光来激励具有高于520nm的波长的黄荧光(Angmar-Månsson和ten Bosch 2001)。QLF也已用于监测牙齿美白(Amaechi和Higham 2001)。致病菌群也可以显示荧光并且因此被检测(Sinyaeva等人2004)。

[0139] 本发明的3D扫描器系统的一些实施例能够组合更精确拼接的益处和诊断功能的益处。对于牙科医生来说特别有利的是任何被诊断的致龋区域可以映射到牙齿的3D表示上并且因此可视化。

[0140] 在一些实施例中,数据处理装置配置成基于从致龋区域检测的荧光识别其中存在处于或多或少发展阶段的龋坏的致龋区域。

[0141] 在一些实施例中,3D扫描器系统配置成用于将牙齿的致龋区域映射到对应于所述牙齿的3D表面形貌的数字3D表示的部分上。

[0142] 数据处理装置可以配置成用于提供致龋区域的表示并且将该表示映射到3D表面形貌的数字3D表示上。表示可以包括致龋区域的着色,使得致龋区域在具有映射致龋区域的3D表面形貌的数字3D表示上清楚地可见。

[0143] 如果用大约405nm的光谱中的紫外光照射牙齿,则它导致牙本质发射荧光。致龋细菌变异链球菌产生被称为卟啉的特殊代谢产物。当暴露于405nm的光时,这些卟啉以红波长

发荧光,例如在620-740nm的波长范围内的光,而健康硬牙齿组织以绿波长发荧光,例如在520-570nm的波长范围内的光。

[0144] 在一些实施例中,第一波长在375nm到435nm的范围内,例如在385nm到425nm的范围内,例如在395nm到415nm的范围内,例如在400nm到410nm的范围内。

[0145] 在一些实施例中,3D扫描器系统配置成用于决定从牙齿的被照射部分接收的荧光是否具有大约455nm或在600nm到700nm的范围内的最大强度。这可以通过使用包括颜色过滤器阵列(例如拜耳过滤器的RGB过滤器阵列)的彩色图像传感器,并且将数据处理装置配置成用于比较记录图像中的读数使得蓝像素的强度与红像素的强度比较而实现。

[0146] 一般而言,发射荧光的光谱分布的粗略测量可以通过使用包括颜色过滤器阵列(例如拜耳过滤器的RGB过滤器阵列)的彩色图像传感器而实现。记录图像的像素均属于过滤器的颜色中的一种。数据处理装置然后配置成用于比较记录图像中的不同像素中的读数并且从所述比较确定例如发射荧光的蓝、绿和红分量之间的比率。

[0147] 当健康牙齿由具有405nm的波长的光照射时,牙齿发射在500nm处具有宽发射的荧光,其典型地是自然牙釉质,而在龋坏牙齿中由于来自口腔细菌中的卟啉化合物的发射可以在635和680nm处看到附加峰值。

[0148] 在一些实施例中,3D扫描器系统配置成用于决定从牙齿的被照射部分接收的荧光是否具有在600nm到700nm的范围内的峰值。

[0149] 在一些实施例中,3D扫描器系统配置成用于决定从牙齿的被照射部分接收的荧光是否具有大约455nm或大约500nm的最大强度。

[0150] 该决定可以由布置成分离具有波长的光的光学部件实现。

[0151] 该决定可以通过使用具有拜耳彩色过滤器阵列的彩色图像传感器作为3D扫描器系统的图像传感器并且读取来自图像的蓝和绿像素的信号之间的比率而实现。在这样的设计中,对于500nm的荧光,绿与蓝的比率比在455nm处明显更大。

[0152] 在一些实施例中,数据处理装置能够检测由散射导致的牙齿的自然荧光的局部减小,该散射由龋坏病变引起。

[0153] 在一些实施例中,数据处理装置能够执行数据分析,其中考虑记录图像的光谱性质。

[0154] 口内子扫描的拼接的特定问题是口腔中的软组织在子扫描之间甚至在子扫描中移动。所以可能未正确地识别多个子扫描中的重叠区域,降低拼接算法的结果的质量。相比之下,表示刚性物体、例如牙齿或假体、但是也表示前腭中的皱褶的子扫描的部分潜在地允许更好的拼接。

[0155] 当由光源照射时仅仅硬牙齿组织发射荧光(Hartles 1953)。本发明使用该事实在口腔中的硬和软牙齿组织之间区分,使得软和硬牙齿组织可以在子扫描的拼接中被分配不同权重以提供口腔的数字3D表示。硬和软组织的区分可以使得硬牙齿组织被分配比软牙齿组织更高的权重,使得例如由于软组织的运动或变形引起的拼接的潜在误差被减轻。

[0156] 本发明的3D扫描器因此配置成除了口腔的一个或多个表面的3D形貌特征之外还测量硬牙齿组织的自然荧光,并且在子扫描的拼接中基于该荧光在软和硬牙齿组织之间区分。

[0157] 因此公开一种用于基于一系列子扫描记录患者的口腔的3D表面形貌的3D扫描器

系统,口腔包括软牙齿组织和硬牙齿组织,所述3D扫描器系统包括:

[0158] -照射单元,其配置成用于提供具有第一波长的光,其中具有所述第一波长的光可以激励硬牙齿组织的荧光材料;

[0159] -图像传感器,其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从荧光材料发射的荧光;以及

[0160] -数据处理装置,其用于:

[0161] i. 计算口腔表面的子扫描,每个子扫描表示从相对于所述表面的指定位置和取向看到的所述口腔表面形貌的区域的深度图;

[0162] ii. 将分类评分分配给与硬牙齿组织和软牙齿组织相关的所述子扫描的部分,其中所述分类评分在硬牙齿组织和软牙齿组织之间区分,并且其中所述分类评分至少部分地基于记录荧光;并且

[0163] iii. 拼接所述子扫描以产生口内3D表面形貌的数字3D表示,其中硬和软牙齿组织在拼接中基于所述分类评分被不同地加权。公开一种用于基于一系列子扫描记录患者的口腔的3D表面形貌的方法,口腔包括软牙齿组织和硬牙齿组织,所述方法包括:

[0164] -获得根据实施例中的任何一个的3D扫描器系统;

[0165] -使用所述3D扫描器系统扫描口腔的至少一部分并且计算与口腔的被扫描区域的数量相关的子扫描,每个子扫描表示从相对于所述表面的指定位置和取向看到的所述口腔表面形貌的区域的深度图;

[0166] -将分类评分分配给与硬牙齿组织和软牙齿组织相关的所述子扫描的部分,其中所述分类评分在硬牙齿组织和软牙齿组织之间区分,并且其中所述分类评分至少部分地基于使用所述3D扫描器系统记录的荧光;

[0167] -拼接所述子扫描以产生口内3D表面形貌的数字3D表示,其中硬和软牙齿组织在拼接中基于所述分类评分被不同地加权。

[0168] 已观察到牙本质和牙釉质的荧光至少对于一些激励或观察波长在强度上不同(Hartles 1953)。通过与硬和软牙齿组织之间的区分相同的原理,该现象可以用于区分两种材料。特别地,它可以用于检测预备线,这对于知道何时将设计和制造牙齿修复物是特别重要的。

[0169] 牙科医生常常预备齿龈之下的牙齿。这导致软组织围绕龈下预备线包裹并且阻碍扫描。为了解决该问题并且允许预备线的清楚观察,牙科医生可以用排龈线围绕预备牙齿。可以通过加入荧光团使这样的排龈线比口腔中的硬组织更亮地发荧光。这样的亮荧光可以用于检测预备线,这对于知道何时将设计和制造牙齿修复物是特别重要的。

[0170] 口腔的软牙齿组织可以包括齿龈、颊组织、舌或前腭的组织。

[0171] 口腔的硬牙齿组织可以包括天然牙齿、牙齿的牙本质或牙釉质、或牙齿修复物。

[0172] 当3D扫描器系统的3D表面记录功能基于来自记录硬和软组织的表面的反射时,仅仅硬牙齿组织发射荧光(Hartles 1953)。也已观察到一些牙齿修复物在被照射时发射荧光。这是有利的,原因是它们也表示刚性结构并且因此是用于拼接操作的有价值输入。在本发明的意义上,荧光牙齿修复物因此可以被认为与牙齿硬组织等效。

[0173] 在一些实施例中,数据处理装置配置成使得硬和软牙齿组织之间的区分和/或将分类评分分配给硬和软牙齿组织也基于表面的3D形貌特征。

[0174] 在一些实施例中,数据处理装置应用配置成用于拼接所述子扫描的计算机执行算法,其中所述算法配置成用于考虑根据从口腔的表面的被照射区域的表面的反射的光导出的信息和根据从这些部分中的硬牙齿组织中的被激励荧光材料发射的荧光导出的信息。

[0175] 口腔中、特别是前腭处的一些软组织实际上是刚性的,并且更加有利于拼接的目的,它具有清楚的3D结构,即皱褶。因此可以有利的是不仅通过荧光(或者与US7698068中一样,通过颜色),而且也通过结构区分组织类型。例如可以由于它们的近似已知3D表面结构而检测到皱褶。对于一些正牙器具,腭的3D几何形状的知识是重要的,因此口内3D扫描器应当优选地能够记录它。

[0176] 在一些实施例中,分类评分与属于软牙齿组织的类别或硬牙齿组织的类别的可能性相关。

[0177] 在一些实施例中,分类评分还将软牙齿组织划分为软组织子类,例如牙龈、颊组织、舌、硬前腭中的皱褶。

[0178] 进一步划分软组织的优点在于一些类型的软组织相对于口腔的其它部分的位置相对固定。前腭例如不能与舌移动得一样多。

[0179] 在一些实施例中,分类评分还将硬牙齿组织划分为硬组织子类,例如天然牙齿、牙齿修复物、牙本质或牙齿的牙釉质。

[0180] 数据处理装置然后可以配置成用于分配子扫描的一部分属于指定软组织子类的可能性。

[0181] 数据处理装置然后可以配置成用于分配子扫描的一部分属于指定硬组织子类的可能性。

[0182] 在一些实施例中,数据处理装置配置成用于将分类评分分配给在牙科程序中使用的设备,例如在牙科程序期间例如由牙科医生放置在口腔中的排龈线。

[0183] 在一些实施例中,分类评分包括数值。分类评分和基于该分类评分的子扫描的加权可以使得相对更高数值指示相应部分在拼接中加权更高。

[0184] 分类评分和基于该分类评分的子扫描的加权可以使得较低数值指示相应部分在拼接中加权更高。

[0185] 在一些实施例中,与牙齿组织的不同类别或子类相关的子扫描的两个部分的分类评分的相对值确定这两个部分在拼接中具有相对权重。

[0186] 在一些实施例中,硬和软牙齿组织的分类评分使得硬牙齿组织在拼接中比软牙齿组织加权更高。

[0187] 在一些实施例中,前腭的皱褶和其它类型的软牙齿组织、例如颊组织和舌的分类评分使得所述皱褶在拼接中比其它类型的软牙齿组织加权更高。

[0188] 这提供的优点是:与相等地加权所有软组织时相比可以改善子扫描的拼接。

[0189] 在一些实施例中,加权使得硬牙齿组织具有的权重比软牙齿组织高5倍、例如高10倍、例如高15倍、例如高25倍、例如高50倍、例如高75倍、例如高100倍或更加高。

[0190] 在一些实施例中,使用迭代最近点程序,两个点云的相应部分之间的局部距离乘以分类评分,使得针对高分类评分高加权距离并且针对低分类评分距离具有低权重。

[0191] 在一些实施例中,不同区域的相对加权由线性关系给出:

[0192] $w_{n,m} = k_1 C_{n,m} + k_2$

[0193] 其中 n 是识别被扫描表面元素的标签, m 是子扫描标签, $w_{n,m}$ 是在拼接子扫描 m 以产生口内3D表面的3D表示中用于表面元素 n 的权重, $c_{n,m}$ 是针对子扫描 m 中的表面元素 n 记录的荧光依赖信号,并且 k_1 和 k_2 是在扫描之前确定的常数。

[0194] 在一些实施例中,不同区域的相对加权由二阶多项式给出,其中加入二阶项:

$$w_{n,m} = k_1 (c_{n,m})^2 + k_2 c_{n,m} + k_3$$

[0196] 其中在扫描之前确定常数 k_1 、 k_2 和 k_3 。

[0197] 在一些实施例中,不同区域的相对加权由更一般的表达式给出:

$$w_{n,m} = f(n, c_m)$$

[0199] 其中 c_m 是针对子扫描 m 记录的所有荧光依赖信号的集合。该更一般表达式包括方案,其中荧光依赖信号中的边缘或梯度用于分配表面元素 n 中的软/硬组织分类。

[0200] 相对加权可以由阶梯函数描述,其中组织的不同类别考虑它们的分类评分是否高于某个阈值。

[0201] 由于区分软和硬组织的所有上述不确定性,并且由于记录软组织的至少一部分的益处,不建议在拼接中完全忽视假定的、但是实际上误分类的软组织。相比之下,US7698068根据其权利要求1教导基于其中的“仅仅第一部分”拼接子扫描,即,在拼接之前通过颜色执行3D表面数据的完整和完全区分分割。相比之下,本发明认为有利的是在拼接算法中为假定的软组织分配较小的、但是非零的权重。许多这样的标准算法、例如ICP基于子扫描的区域之间的距离偏差的某个标准的总和,并且可以简单地扩展到加权总和,例如平方距离的加权总和。

[0202] 在一些实施例中,数据处理装置配置成用于考虑分配口腔的一部分的错误分类评分的风险。

[0203] 也可以有利的是不仅从荧光检测硬组织,而且也至少部分地基于3D表面结构。例如,犬齿、前臼齿和臼齿具有带有多个尖点的至少近似已知的咬合表面。

[0204] 在一些实施例中,口腔的指定部分的分类评分至少部分地从基于该部分的表面形貌识别该部分而确定。口腔的该被识别部分可以与犬齿、前臼齿或臼齿相关。用于进行这样的识别的合适算法的例子在Kronfeld等人2010中被描述。具有其特征表面调整的前腭的皱褶也可以用于该目的。

[0205] 对于3D扫描器系统的一些应用,有利的是为特定感兴趣区域提供更高的精度和/或空间分辨率。特定感兴趣区域可以在口腔中使用布置成至少部分地围绕该区域的牙科设备、例如排龈线进行标记。基于从其发射的荧光,可以在子扫描中或在口内3D表面形貌的拼接数字3D表示中识别牙科设备使得它相对于牙齿组织的定位可以被确定。当牙科设备标记特定感兴趣区域和口腔的剩余区域之间的边界时它的定位的知识可以用于在产生的数字3D表示中自动地识别特定感兴趣区域。

[0206] 因此公开一种用于基于用布置在口腔中的牙科设备采集的一系列子扫描记录患者的口腔的3D表面形貌的3D扫描器系统,其中牙科设备包括当由具有第一波长的光照射时发射荧光的荧光材料,所述3D扫描器系统包括:

[0207] -照射单元,其配置成用于提供具有所述第一波长的光;

[0208] -图像传感器,其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从荧光材料发射的荧光;

[0209] -数据处理装置,其用于:

[0210] i. 计算口腔表面的子扫描,每个子扫描表示从相对于所述表面的指定位置和取向看到的所述口腔表面形貌的区域的深度图;

[0211] ii. 拼接所述子扫描以产生口内3D表面形貌的数字3D表示;并且

[0212] iii. 识别子扫描中或口内3D表面形貌的拼接数字3D表示中的牙科设备,并且基于从牙科设备发射的记录荧光确定牙科设备相对于牙齿组织的位置。

[0213] 在一些实施例中,可以在3D扫描期间调节3D扫描的设置,例如为了计算每个子扫描而采集的图像的数量。通过设置的适当变化,可以针对选定区域、例如针对特定感兴趣区域获得具有更高精度和/或分辨率的子扫描。

[0214] 特定感兴趣区域例如可以与预备牙齿相关,将针对所述预备牙齿基于口内3D表面形貌的拼接数字3D表示设计牙齿修复物。

[0215] 在一些实施例中,数据处理装置配置成:当牙科设备布置成使得它标记特定感兴趣区域和口腔的剩余区域之间的边界时,数据处理装置能够基于由图像传感器记录的来自牙科设备的荧光识别对应于特定感兴趣区域的数字3D表示的部分。

[0216] 在一些实施例中,数据处理装置能够基于从牙科设备记录的荧光导出牙科设备的虚拟模型,并且其中基于该虚拟模型确定数字3D表示中的边界的位置。

[0217] 在一些实施例中,导出牙科设备的虚拟模型包括将从牙科设备记录的荧光与来自牙科设备库的模板虚拟模型匹配。

[0218] 在一些实施例中,特定感兴趣区域的识别也基于记录3D表面形貌的分析。

[0219] 在一些实施例中,3D扫描器系统能够调节与精度和/或空间分辨率相关的设置,3D扫描器系统以所述设置采集来自表面的数据以便计算子扫描,使得更高的精度和/或分辨率可以被提供用于对应于特定感兴趣区域的数字3D表示的区域。

[0220] 在一些实施例中,方法使得分类评分在硬牙齿组织的不同子类之间区分,硬牙齿组织例如天然牙齿、牙齿修复物、牙本质/牙釉质,和/或其中所述分类评分还在软牙齿组织的不同子类之间区分,软牙齿组织例如牙龈、颊组织、舌、硬前腭中的皱褶。

[0221] 在一些实施例中,方法使得被分配分类评分与指定子扫描中的表面的一部分属于指定软牙齿组织类别、软牙齿组织子类、硬牙齿组织类别、或硬牙齿组织子类的可能性相关。

[0222] 在一些实施例中,方法使得被分配分类评分是指示子扫描的拼接中的部分的权重的数值。

[0223] 在一些实施例中,方法包括基于从预备牙齿的牙本质和牙釉质发射的荧光的差异确定预备线。

[0224] 在一些实施例中,3D扫描器系统包括手持部分,并且其中所述手持部分相对于所述口腔在不同子扫描的采集之间移动。

[0225] 公开一种用于检测患者的口腔的牙齿中的龋坏的3D扫描器系统,所述3D扫描器系统包括:

[0226] -照射单元,其配置成用于提供具有第一波长的光,其中具有所述第一波长的光可以激励牙齿的荧光材料;

[0227] -图像传感器,其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从

荧光材料发射的荧光；

[0228] -数据处理装置，其用于：

[0229] i.产生患者的牙齿组的数字3D表示；

[0230] ii.分析记录荧光以识别牙齿的致龋区域；

[0231] iii.产生被识别的致龋区域的表示；并且

[0232] iv.将被识别的致龋区域的表示映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示；以及

[0233] -视觉显示单元，在所述视觉显示单元上可以使组合数字3D表示可视化。

[0234] 公开一种用于基于一系列子扫描检测患者的口腔的牙齿中的龋坏的3D扫描器系统，所述3D扫描器系统包括：

[0235] -照射单元，其配置成用于提供具有第一波长的光，其中具有所述第一波长的光可以激励牙齿的荧光材料；

[0236] -图像传感器，其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从荧光材料发射的荧光；

[0237] -数据处理装置，其用于：

[0238] i.计算口腔表面的子扫描，每个子扫描表示从相对于所述表面的指定位置和取向看到的所述口腔表面形貌的区域的深度图；

[0239] ii.拼接所述子扫描以产生患者的牙齿组的数字3D表示；

[0240] iii.分析记录荧光以识别牙齿的致龋区域；并且

[0241] iv.将致龋区域映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示，其中致龋区域根据它们在牙齿上的实际位置被布置；以及

[0242] -视觉显示单元，在所述视觉显示单元上可以使组合数字3D表示可视化。

[0243] 3D建模是经由专用软件形成被称为3D模型的任何三维物体的数学、线框表示的过程。可以自动地产生模型，例如可以使用多种方法产生3D模型：使用NURBS曲线来生成精确和平滑曲面片，多边形网格建模（其是小面几何形状的操作），或多边形网格细分（其是多边形的高级细分），导致类似于NURBS模型的平滑表面。

[0244] 口内扫描器可以配置成用于使用聚焦扫描，其中被扫描牙齿的数字3D表示由在不同焦深处采集的对焦图像重建。可以通过生成探测光并且将该探测光朝着牙齿组传输使得照射牙齿组的至少一部分而执行聚焦扫描技术。从牙齿组返回的光朝着照相机传输并且借助于光学系统成像到照相机中的图像传感器上，其中图像传感器/照相机包括传感器元件的阵列。当从/借助于传感器元件的所述阵列获得图像时，牙齿组上/相对于牙齿组的焦平面的位置借助于聚焦光学器件改变。基于图像，多个传感器元件的每一个或传感器元件的多个组的每一个的（一个或多个）对焦位置可以从焦平面位置的序列确定。

[0245] 例如，针对焦平面的范围，通过确定多个传感器元件的每一个或传感器元件的多个组的每一个的光振荡幅度，可以导出牙齿组的数字3D表示。

[0246] 迭代最近点（ICP）是用于最小化两个点云之间的差异的算法。ICP可以用于从不同扫描或子扫描重建2D或3D表面。该算法在概念上是简单的并且通常实时使用。它迭代地修正最小化两个原始扫描或子扫描的点之间的距离所需的变换，即平移和旋转。输入是：来自两个原始扫描或子扫描的点，变换的初始估计，用于停止迭代的准则。输出是：细化变换。算

法步骤基本上是：

[0247] 1.通过最近邻点准则关联点。

[0248] 2.使用均方价值函数估计变换参数。

[0249] 3.使用估计参数变换点。

[0250] 4.迭代,即再关联点,等等。

[0251] 本发明涉及包括在上面和在下文中描述的系统和方法的不同方面,以及相应的系统和方法,每个产生与第一次提到的方面结合描述的益处和优点中的一个或多个,并且每个具有对应于与第一次提到的方面结合描述和/或在附带的权利要求中公开的实施例的一个或多个实施例。

[0252] 公开一种用于基于一系列子扫描记录患者的口腔的3D表面形貌的3D扫描器系统,口腔包括软牙齿组织和硬牙齿组织,所述3D扫描器系统包括:

[0253] -照射单元,其配置成用于提供具有第一波长的光,其中具有所述第一波长的光可以激励硬牙齿组织的荧光材料;

[0254] -图像传感器,其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从荧光材料发射的荧光;

[0255] -用于基于由图像传感器捕捉的光生成口腔表面的一系列子扫描的装置,其中每个子扫描表示从相对于所述表面的指定位置和取向看到的深度图;以及

[0256] -数据处理装置,其用于:

[0257] -基于从硬牙齿组织中的荧光材料发射的荧光至少部分地区分硬和软牙齿组织,并且用于

[0258] -拼接所述子扫描以产生口内3D表面形貌的数字3D表示,其中硬和软牙齿组织在拼接中被不同地加权。

[0259] 在一些实施例中,拼接中的不同加权基于硬和软组织的区分的结果。

[0260] 根据本发明的方面是一种用于基于一系列子扫描记录患者的口腔的3D表面形貌的3D扫描器系统,口腔包括软牙齿组织和硬牙齿组织,所述3D扫描器系统包括:

[0261] -照射单元,其配置成用于提供具有第一波长的光,其中具有所述第一波长的光可以激励硬牙齿组织的荧光材料;

[0262] -图像传感器,其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从荧光材料发射的荧光;

[0263] -数据处理装置,其用于:

[0264] i. 计算口腔表面的子扫描,每个子扫描表示从相对于所述表面的指定位置和取向看到的所述口腔表面形貌的区域的深度图;

[0265] ii. 将分类评分分配给与硬牙齿组织和软牙齿组织相关的所述子扫描的部分,其中所述分类评分在硬牙齿组织和软牙齿组织之间区分,并且其中所述分类评分至少部分地基于记录荧光;并且

[0266] iii. 拼接所述子扫描以产生口内3D表面形貌的数字3D表示,其中硬和软牙齿组织在拼接中基于所述分类评分被不同地加权。

[0267] 根据本发明的方面是一种用于基于一系列子扫描记录患者的口腔的3D表面形貌的方法,口腔包括软牙齿组织和硬牙齿组织,所述方法包括:

- [0268] -获得根据实施例中的任何一个的3D扫描器系统；
- [0269] -使用所述3D扫描器系统扫描口腔的至少一部分并且计算与口腔的被扫描区域的数量相关的子扫描,每个子扫描表示从相对于所述表面的指定位置和取向看到的所述口腔表面形貌的区域的深度图；
- [0270] -将分类评分分配给与硬牙齿组织和软牙齿组织相关的所述子扫描的部分,其中所述分类评分在硬牙齿组织和软牙齿组织之间区分,并且其中所述分类评分至少部分地基于使用所述3D扫描器系统记录的荧光；
- [0271] -拼接所述子扫描以产生口内3D表面形貌的数字3D表示,其中硬和软牙齿组织在拼接中基于所述分类评分被不同地加权。
- [0272] 根据本发明的方面是一种用于检测患者的口腔的牙齿中的龋坏的3D扫描器系统,所述3D扫描器系统包括：
- [0273] -照射单元,其配置成用于提供具有第一波长的光,其中具有所述第一波长的光可以激励牙齿的荧光材料；
- [0274] -图像传感器,其配置成用于记录当荧光材料由具有所述第一波长的光激励时从荧光材料发射的荧光；
- [0275] -数据处理装置,其用于：
- [0276] i.产生患者的牙齿组的数字3D表示；
- [0277] ii.分析记录荧光以识别牙齿的致龋区域；
- [0278] iii.产生被识别致龋区域的表示；并且
- [0279] iv.将被识别致龋区域的表示映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示；以及
- [0281] -视觉显示单元,在所述视觉显示单元上可以使组合数字3D表示可视化。
- [0282] 此外,本发明涉及一种包括程序代码装置的计算机程序产品,当所述程序代码装置在数据处理系统上运行时,所述程序代码装置用于使所述数据处理系统执行根据任何实施例的方法,并且本发明涉及一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质包括存储在其上的程序代码装置。

附图说明

- [0283] 参考附图,本发明的以上和/或附加目的、特征和优点将由本发明的实施例的以下示例性和非限定性详细描述进一步阐释,其中：
- [0284] 图1显示根据本发明的3D扫描器系统的实施例。
- [0285] 图2显示根据本发明的3D扫描器系统的实施例,其中第一光源靠近3D扫描器系统的手持部分的尖端的前面安装。
- [0286] 图3显示具有单光源的本发明的实施例。
- [0287] 图4示出可以如何基于来自硬牙齿组织的记录荧光区分硬和软牙齿组织。
- [0288] 图5显示数据处理装置可以如何分析由图像传感器记录的光的强度。

具体实施方式

- [0289] 在以下描述中,参考附图,附图仅仅通过图示显示可以如何实施本发明。

[0290] 下面的图示意性地示出可以如何实现根据本发明的3D扫描器的实施例。附图不必在尺寸上精确。

[0291] 图1显示本发明的实施例,即聚焦扫描口内3D扫描器,其包括具有第一光源210和第二光源110的照射单元,图案130(实际横截面图中的线,但是为了清楚在这里以一定角度显示),图像传感器180,分束器140,以及具有可移动透镜151的聚焦光学器件。3D扫描器具有带有镜172的尖端或探头170,所述镜朝着正被扫描的口腔300的区域折叠光束路径。口腔包括硬牙齿组织301和软牙齿组织302。第二光源110发射至少具有第二波长的光并且可以包括准直光学器件。在图中,短细虚线示出光线从第二光源发射并且通过光学系统成像到正被扫描的物体上,通过光学系统返回,并且光线成像到图像传感器上。当用来自第二光源的光照射物体时,基于用图像传感器采集的图像记录患者的口腔的3D表面形貌。第二光源110因此旨在用于3D表面记录,并且第一光源210可以在3D表面记录期间被关闭。

[0292] 3D扫描器也可以包括其它元件;然而它们不是本发明必需的并且未在图中示出。包括其它潜在有益元件的聚焦扫描装置和相关计算的详细描述在W02010145669中给出。

[0293] 图1中所示的实施例的照射单元的第一光源210配置成用于发射第一波长的光,该第一波长的光用于激励口腔300的硬组织部分中的荧光。二色镜200朝着镜172引导来自第一光源210的光。二色镜200对于第二光源110生成的波长和来自硬组织301的荧光是透射性的,但是对于第一光源210生成的波长是反射性的。镜172反射由第一和第二光源110、210生成的波长和来自硬组织301的荧光。由第一光源210发射的光线示出为具有粗、长短划的线。第一波长的光激励硬组织部分301中的荧光。发射荧光的一部分遵循与来自第二光源110的光在它从口腔反射之后大致相同的路径,使得发射荧光的该部分可以由分束器140朝着图像传感器180引导。

[0294] 第一光源210可以是具有405nm的发射峰值的LED,并且第二光源110可以是具有高于520nm(例如590nm)的发射峰值的LED。

[0295] 如图1中的双向箭头所示,通过在沿着主光轴的方向上移动聚焦透镜151,在3D扫描期间光学系统的焦点从聚焦体积的一端扫掠到另一端。聚焦扫掠在大致沿着光学系统的光轴的方向上平移焦点。在聚焦扫掠期间用图像传感器180获得图像的堆栈。

[0296] 如W02010145669中所述,在表示图1中所示的棋盘图案的一个区域的像素块内的相关度A可以借助于以下公式确定:

$$[0297] \quad A = \sum_{i=1}^n f_i I_i = f \cdot I$$

[0298] 其中n是块内的像素的数量,f是在校准之后从图案配置的知识获得的基准信号向量,并且I是输入信号向量,即,在像素中记录的强度。块可以是覆盖棋盘图案的至少一个周期的图像的方形的像素块,例如 $n=2 \times 2$ 或 $n=4 \times 4$ 或 $n=6 \times 6$ 。然后从A的最大值在聚焦扫掠中的一系列图像上的位置确定每个这样的块的3D坐标。应当注意,使用以上方法,找到硬组织301和软组织300的3D坐标。对于包括寻找f的方法的计算的细节,再次参见W02010145669。

[0299] 在图1所示的实施例中,图像传感器180也可以用于测量荧光,即,在激励之后由牙齿硬组织发射的光。在该模式下,第二光源110被关闭,而第一光源210被打开。特别地,聚焦扫描器的特征在于浅焦深,并且因此单图像在口腔的视图中典型地遇到的深度范围上将不

清晰。在扫掠期间的焦平面的所有位置上获得清晰图像的一种方式生成“融合图像”，所述融合图像组合来自扫掠期间拍摄的所有图像的最佳对焦的部段。

[0300] 可以如何执行该步骤的详细描述在W02010145669的图17中和相关文字中示出。荧光的图像的记录可以基于聚焦透镜的完整扫掠，正如3D子扫描的采集。对于一些应用也可以容许接受荧光图像的不完美清晰度，并且在扫掠期间、例如当聚焦透镜处于其极限位置时，仅仅拍摄几个荧光图像，并且如W02010145669中所述“融合”。

[0301] 可能有利的是当记录荧光时增加图像传感器的曝光时间。这样做的原因是荧光发射光的强度可以小于被反射3D记录光的强度，即，当第二光源110打开时。如果聚焦透镜的速度与3D表面记录期间相同，则更长的曝光时间导致扫掠期间拍摄的更少图像，并且因此“融合”图像更不清晰。替代地，聚焦透镜的速度可以减小，这从光学原因来看将提供更清晰的“融合”图像，但是实际上由于在较长扫掠期间手或患者运动而具有清晰度损失的风险。

[0302] 荧光图像的强度可以用作拼接算法中的相对权重，将分类中的确定性的水平表达为硬牙齿组织。应当注意拼接图像显示传感器的所有像素，然而根据方程(1)计算像素块的3D坐标。因此，可取的是寻找荧光图像中的相应像素块的平均强度并且将其与针对该像素块找到的3D坐标关联。

[0303] 图2显示本发明的实施例，其中第一光源210靠近尖端170的前面安装。图1中的实施例的优点在于不需要二色镜。在另一方面，将第一光源210安装在尖端或探头170的典型有限空间中更有挑战。在如此靠近患者的位置电绝缘也更困难。在另一方面，图2中的布置的附带益处在于尖端/探头170的金属部分可以用作通过废热潜在地也加热尖端中的光学元件(未在图2中显示)的LED第一光源210的散热器。加热这样的光学元件可以防止冷凝，否则当尖端/探头进入患者的口腔中时可能发生冷凝。

[0304] 如果第一光源210发射图像传感器180响应的波长，由于没有任何二色镜进行过滤，因此有利的是将光学过滤器281布置在图像传感器180的前面以阻挡来自第一光源的光，除非数据处理装置配置成用于在来自第一和第二光源的光之间区分。该光学过滤器允许用于3D表面记录的第二光源110的波长和发射荧光的波长通过，但是不允许激励荧光的波长通过。如果由第一光源210发射的具有第一波长的光接近或低于400nm，则标准光学元件常常用作有效过滤器，并且许多图像传感器仅仅对那些波长敏感性差。在该情况下，可以根本不需要专用过滤器281。

[0305] 数据处理装置400连接到图像传感器180，该数据处理装置包括合适的算法存储在其上的存储介质和配置成用于执行这些算法的CPU。数据处理装置400配置成：用于基于包括从牙齿反射的探测光的记录图像产生牙齿的3D形貌的数字3D表面；用于基于包括发射荧光的记录图像产生从牙齿的荧光材料发射的荧光的表示，并且用于将发射荧光的表示映射到牙齿的数字3D表示的相应部分上以提供组合数字3D表示。

[0306] 3D扫描器系统还包括连接到数据处理装置400的视觉显示单元500，在所述视觉显示单元上可视化组合数字3D表示。

[0307] 图2的实施例中的两个光源以与图1的实施例所述的相同方式交替地打开和关闭。

[0308] 图3显示具有配置成用于激励荧光和用于记录3D表面形貌的单光源的本发明的实施例。

[0309] 照射单元在这里是单光源单元，仅仅具有布置成照射口腔的表面的第一光源310。

第一光源310发射具有405nm的峰值发射的光,使得来自第一光源的光适合于激励硬牙齿组织301中的荧光材料和用于将图案130投影到正被扫描的口腔300的区域上以记录该区域的3D表面形貌。镜172在第一光源提供的光的波长和从硬牙齿组织301发射的荧光的波长上是反射性的,使得从口腔的表面反射的光和荧光被收集并且朝着图像传感器180被引导。

[0310] 在所示的实施例中,物理元件的组成如W02010145669中所述。

[0311] 由数据处理装置执行的数据处理可以不同。

[0312] 与荧光相关的信号和与反射光相关的信号的至少部分分离在数据处理装置中发生,如下文中所述,并且由合适的光学设计增强,如下面进一步所述。

[0313] 图4显示为了区分硬和软牙齿组织而记录荧光的优点。该图显示由根据本发明的3D扫描器系统拍摄的三个图像,所述图像拍摄相似场景,显示人口腔中的两个牙齿和在底部的一些齿龈。对于图像(a),用具有630nm的峰值发射的红LED照射场景。对于(b),用具有400nm的峰值发射的深蓝LED照射场景,并且在图像传感器之前插入滤掉具有低于450nm的波长的辐射的450nm长通光学过滤器。对于图像(c),照射与(b)中一样,但是不应用光学过滤器。从(a)可以看到,针对红光,硬和软组织之间的反射的差异很小,并且因此区分不清楚。在图像(b)中,来自被照射区域的荧光被记录,并且从(b)看到扫描,荧光单独产生强区分,允许硬组织与软组织区分开,但是信号更弱。也应当注意正如预期,当仅仅记录荧光时,镜面反射在(b)中不可见,这不同于(a)和(c)。图像(c)显示深蓝光的反射和当由蓝光激励时从硬牙齿组织中的荧光材料发射的荧光的组合产生良好的信号和相当好的区分。然而由于来自齿龈的一些镜面反射,它不是完美的。图像(c)因此证明如US7698068教导的拼接不是最佳的。应当注意图像不是完美清晰的,原因是它们在一个位置用聚焦透镜拍摄。

[0314] 图4中的图像也表示可以映射到3D表面形貌的数字3D表示上的纹理图像。应当注意当针对像素块计算3D坐标时,纹理表示单独的像素。

[0315] W02010145669不在对记录强度I的各贡献之间区分,但附加分析对于描述和理解本发明的单光源实施例而言是基础的,其中由数据处理装置区分软和硬组织。特别地,I可以写成 $I = I_{sr} + I_{dr} + I_f + I_s$ (2)

[0316] 其中下标含义为:对于镜面反射是sr,对于包括子表面反射的漫反射是dr,对于荧光是f,并且对于杂散光是s。在下文中,在不损失一般性的情况下我们假设 $I_s = 0$,原因是杂散光的分量小到可忽略或者可以在合适的光学设计中补偿。

[0317] 当图案130的投影在正被扫描的口腔300的部分上对焦时,来自该对焦区域的镜面反射的记录强度将在图像传感器上显示投影图案130。因此 I_{sr} 将在被扫描表面上横向地变化。有利的是3D扫描器能够以高分辨率扫描口腔。优选地,横向分辨率为100 μm 或更小。这意味着对投影图案的特征的需求相应地小。从硬组织漫反射的光和在硬组织的内部生成的荧光的漫射长度一般长于100 μm 。因此 I_{dr} 和 I_f 将几乎不显示横向变化。

[0318] 图5(a)针对单横向坐标x(即垂直于从3D扫描器到表面的视线的平面中的坐标)示出对应于对焦平面的记录图像的一部分。图中所示的不同分量的相对幅度仅仅用于示例性目的并且可以在本发明的特定实施例中不同。如W02010145669所教导的,用于记录口腔的3D几何形状的相关信号是由于镜面反射的强度 I_{sr} 。W02010145669描述使用偏振元件来减小来自去偏振、漫反射的信号的方式。由荧光发射的光与漫反射光类似地不具有特定偏振状态并且将以与漫反射相同的方式由任何偏振元件实现。

[0319] 在方程 (2) 中表达的强度的分解可以插入方程 (1) 中以描述相关度A的分解。
W02010145669教导有利的是基准信号f被归一化使得

$$[0320] \quad \sum_{i=1}^n f_i = 0$$

[0321] 由此可见来自 I_{dr} 和 I_f 的对记录DC信号的贡献不有助于或至少不明显地有助于相关度A。

[0322] 图5 (b) 显示指定像素块的聚焦扫描的例子, 即, 用A作为聚焦透镜位置z的函数。在位置1802, 图案的投影在表面上对焦, 并且因此相关度处于最大值。

[0323] 3D扫描器观察A, 所有贡献的总和, 但是本身不提供硬和软牙齿组织的明显区分, 原因是镜面反射在硬和软组织表面之间不是很不同。像素组内的传感器上的记录信号I的最小值将对应于 I_{df} 和 I_f 的总和。在图4 (c) 中看到 I_{df} 和 I_f 的总和对于硬组织比对于软组织更高, 并且这提供硬和软组织的区分。

[0324] 校准步骤可以帮助量化总和 $I_{df} + I_f$ 。例如, 3D扫描器的用户可以被引导以首先扫描牙齿并且然后扫描齿龈的区域, 使得 $(I_{df} + I_f)$ 可以被计算作为对焦区域中的I的最小值的差异 (参见图5 (a))。还可能有利的是以变化入射角重复校准, 以防发现在特定情况下I取决于此。入射角不需要由任何附加仪器测量; 3D扫描器在任何情况下测量3D表面并且至少可以计算局部梯度近似。

[0325] 如图5中所示, 以上分析显示本发明的一些实施例相对于W02010145669的新颖性。尽管后者仅仅教导如何寻找A的极值的位置, 但是本发明需要在几乎没有或完全没有像素组上的横向变化的情况下分析传感器上的背景强度。对于通过分析A的变化寻找关于对焦位置时的附加信息, 特别地参见W02010145669的章节“空间相关”以及图18和附带文字。

[0326] 增强硬和软组织之间的区分的一种方式选择相对更好地传输荧光的光学元件。为了简便起见, 假设第一光源发射具有单波长405nm的光并且荧光以520nm发射, 使用波长作为下标, 并且仅仅考虑在单像素中记录的强度, 我们可以写出:

$$[0327] \quad I_{sr} \propto I_{0,405} t_{405} r t'_{405}$$

$$[0328] \quad I_f \propto I_{0,405} t_{405} \eta t'_{520}$$

[0329] 其中 I_0 是从光源发射的强度, t 是沿着从光源到口腔的路径的光学系统的透射率, r 是反射率, η 是由于荧光的发射率, 并且 t' 是沿着从口腔到图像传感器的路径的光学系统的透射率。由于 η 典型地明显小于 r , 因此可能有利的是提供光学系统的设计使得 t'_{520} 大于 t'_{405} , 使得总信号I中的来自荧光的贡献是重大的。

[0330] 增强硬和软组织之间的区分的另一方式是使用蓝光源, 原因是来自基本白色牙齿的漫反射显示对波长的很小依赖性, 而红齿龈反射蓝光比红光更差, 这也可以通过比较图4 (a) 和4 (c) 看到。

[0331] 图3中的实施例的优点是物理元件的较少数量, 但是缺点是可用于激励荧光的光强的损失, 原因是由单光源发射的光必须穿过图案, 即, 部分阻挡的路径。

[0332] 图2和3中的所有其它元件以及图2和3中所示的实施例允许的操作模式如图1中所述。

[0333] 应当注意在所有实施例中, 不需要完全知道荧光的幅度。在拼接算法中, 权重仅仅

用于表达相应地分类为硬和软牙齿组织的确定性的某个水平。权重可以是记录的原始值(例如,强度或 A_f),但是它们也可以是那些的函数,例如某个归类或非线性函数。本发明认识到将信号完美分成反射和荧光在实践中是不可能的,并且因此对于该不完美是鲁棒的。

[0334] 尽管已详细地描述并且显示了一些实施例,但是本发明不限于它们,而是在以下权利要求中限定的主题的范围也可以以其它方式体现。特别地,应当理解可以利用其它实施例并且可以进行结构和功能修改而不脱离本发明的范围。

[0335] 在列举若干装置的设备权利要求中,这些装置中的若干可以由同一个硬件物品体现。在相互不同的从属权利要求中叙述或在不同实施例中描述某些措施的单纯事实不指示这些措施的组合不是有利的。

[0336] 权利要求可以引用前述权利要求中的任一项,并且“任一项”被理解为表示前述权利要求中的“任何一项或多项”。

[0337] 应当强调的是当在该说明书中使用术语“包括/包含”用于指定所述特征、整数、步骤或部件的存在,而不是排除一个或多个特征、整数、步骤、部件或它们的群组的存在或添加。

[0338] 在上面和在下文中描述的方法的特征可以在软件中实现并且在数据处理系统或由计算机可执行指令的执行导致的其它处理装置上执行。指令可以是存储介质或经由计算机网络从另一个计算机装载到存储器(例如RAM)中的程序代码。替代地,所述特征可以由硬线电路而不是软件实现或与软件组合实现。

[0339] 参考文献

[0340] Amaechi BT和Higham SM:Use of Quantitative Light-induced Fluorescence to monitor tooth whitening.In:Lasers in Dentistry VII,Peter Rechmann,Daniel Fried,Thomas Hennig,Editors,Proceedings of SPIE Vol.4249(2001),pp.157-162.

[0341] Angmar-Månsson B和ten Bosch JJ:Quantitative light-induced fluorescence(QLF):a method for assessment of incipient caries lesions.Dentomaxillofacial Radiology(2001)30,pp.298-307.

[0342] Callieri M,Cignoni P,Scopigno R.Reconstructing textured meshes from multiple range+rgb maps.VMV 2002,Erlangen,Nov 20-22,2002.

[0343] Hartles RL和Leaver G:The Fluorescence of Teeth under Ultraviolet Irradiation.Biochemical Journal,vol.54,no.4,pp.632-638.

[0344] Kronfeld T,Brunner D和Brunnett G:Snake-Based Segmentation of Teeth from Virtual Dental Casts.Computer-Aided Design&Applications,7(2),2010,221-233.

[0345] Sinyaeva ML,Mamedov AA,Vasilchenko SY,Volkova AI和Loschenov VB:Fluorescence Diagnostics in Dentistry.Laser Physics,Vol.14,No.8,2004,pp.1132-1140.

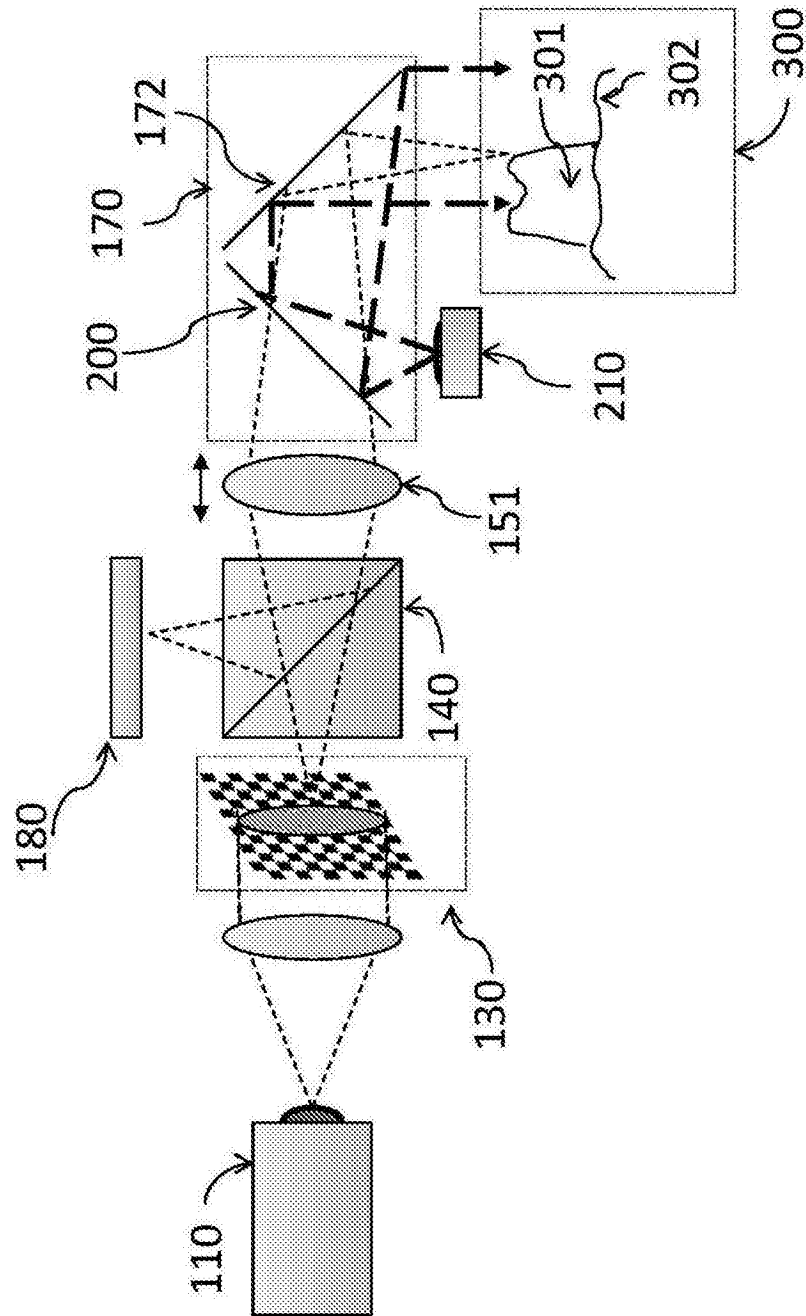


图1

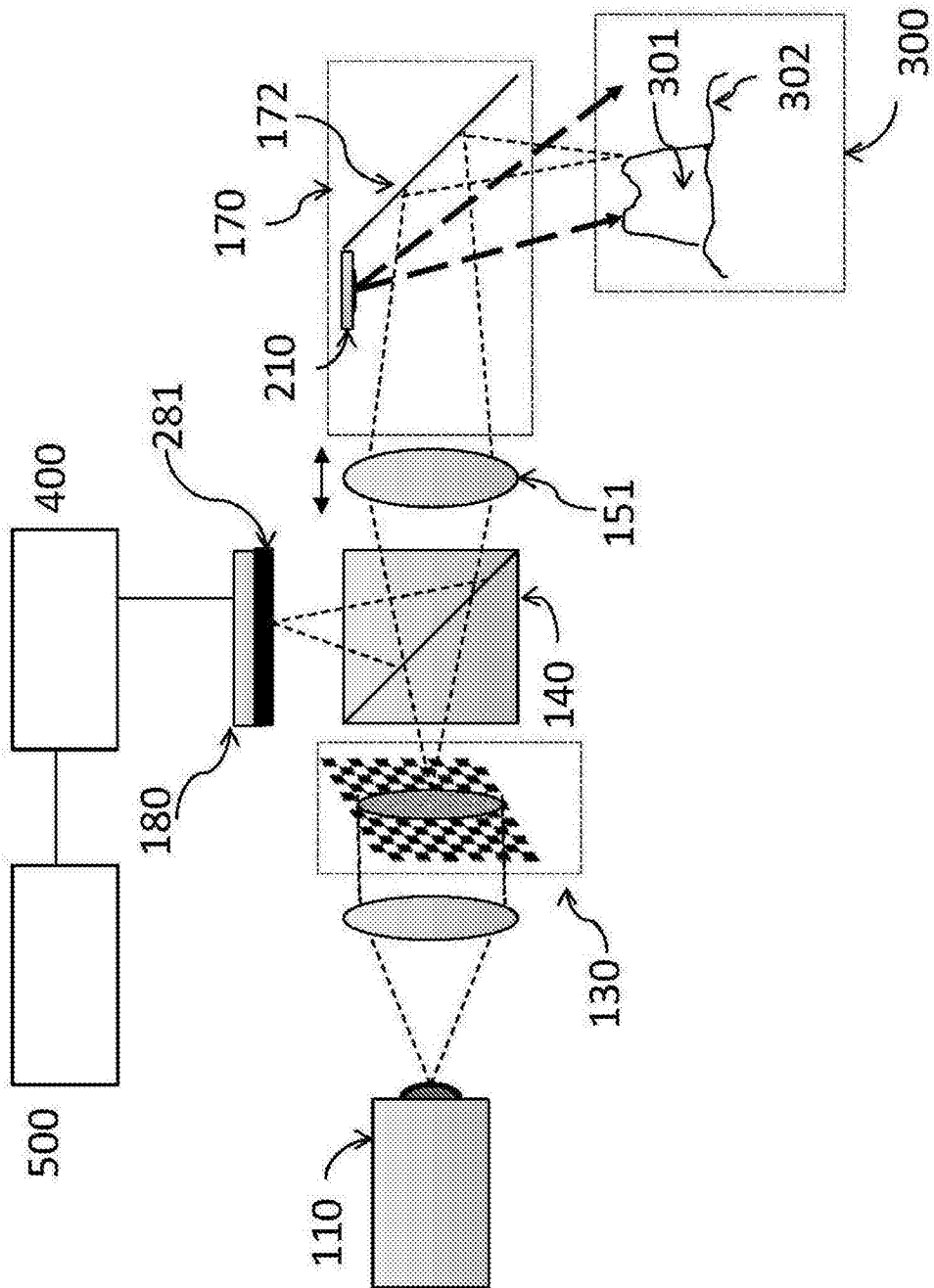


图2

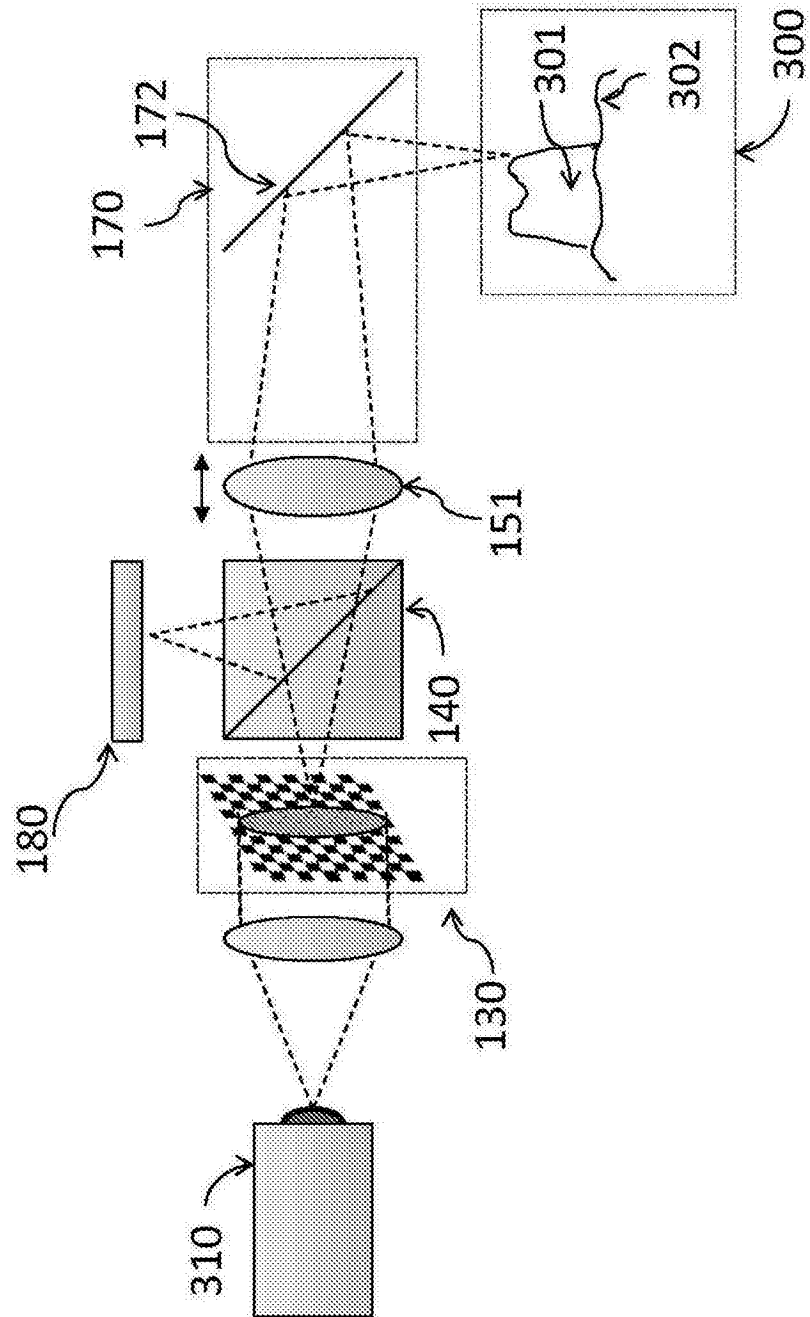


图3

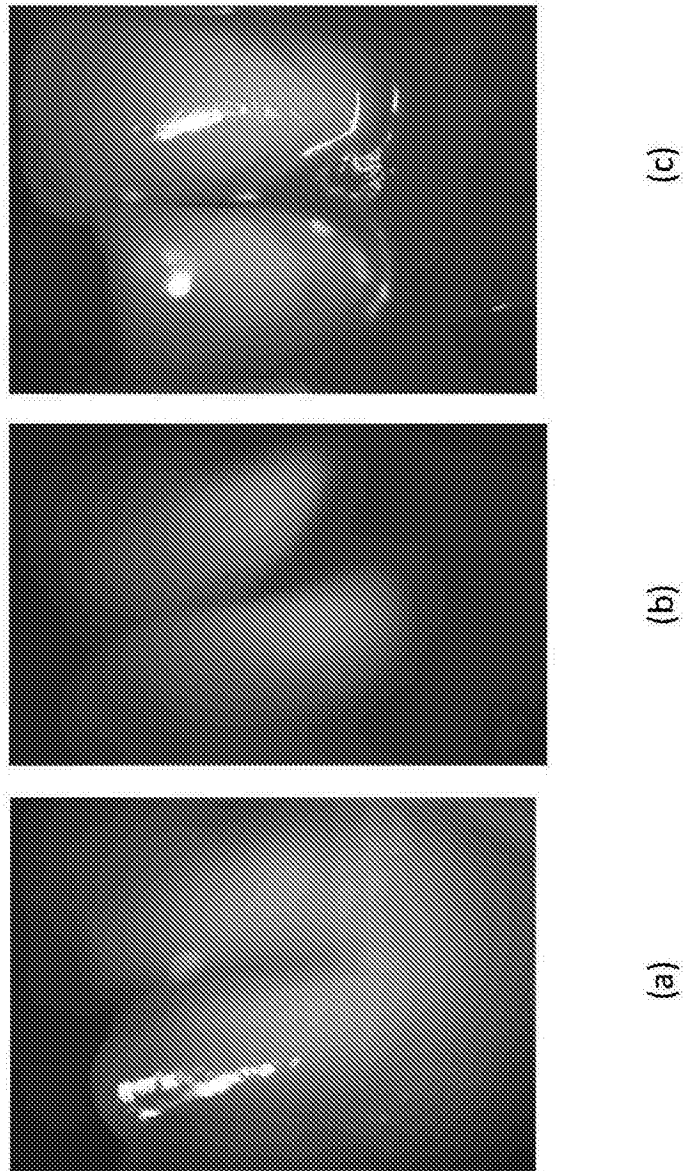


图4

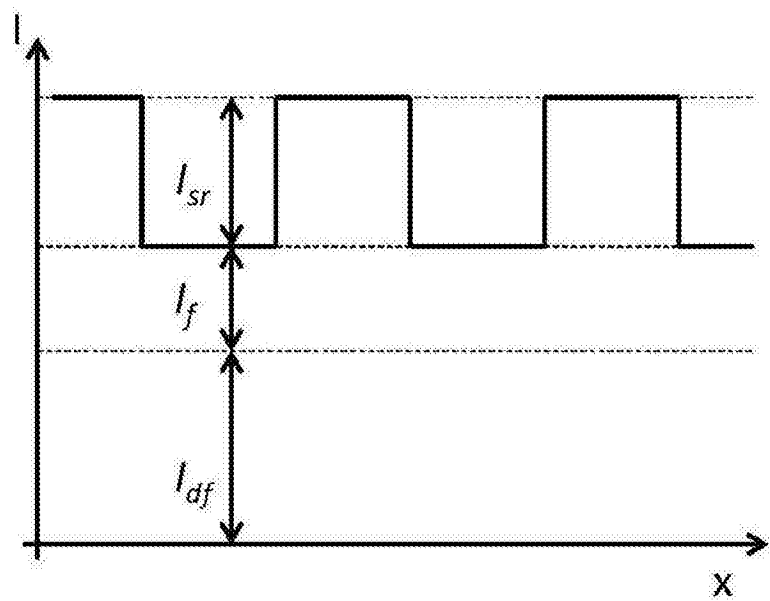


图5a

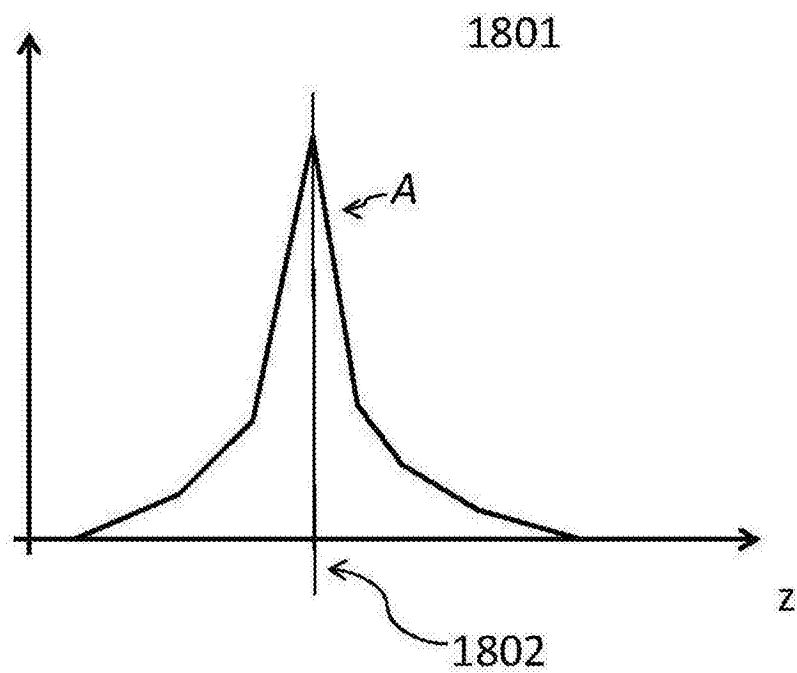


图5b